

令和元年度 博士論文



筋骨格シミュレーションを用いた  
筋緊張と姿勢制御戦略の関係の解明

Elucidation of relationship between tonus and  
postural control strategy by musculoskeletal simulation

指導教員 太田 順 教授

東京大学大学院 工学系研究科 精密工学専攻

学生証番号 37-167042

上西 康平



# 概要

ヒトは日常生活の中で頻繁に立位姿勢を取る。そのため、疾患や怪我等のために立位姿勢の実現に制限がかかれば、日常生活を送る上で大きな不利益を被ることとなる。ヒトの立位姿勢のメカニズムを理解することは、そうした不利益を軽減するうえで欠かせない。また、そのためには「立位を維持するために必要な抗重力筋の持続的活動」である筋緊張の調節機構を理解する必要がある。

ヒトの立位姿勢制御研究において重要な概念として、姿勢制御戦略がある。外乱が小さいうちは ankle まわりの動きでバランスを取り、外乱が大きくなると hip まわりの動きも動員する。さらに外乱が大きくなると足を踏み出して立位姿勢を維持する。この姿勢制御戦略は筋機能が低下する、感覚情報を適切に取得できなくなる等の、身体の変化に影響を受けるとされるが、どの身体変化がどのように姿勢制御戦略に影響を及ぼしているかは明らかでない。筋緊張は、脊椎動物において最古の下行路である網様体脊髄路によって調節されており、身体の安定性に寄与することが知られているが、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響についても、やはり明らかにはなっていない。

これらの影響を実験的に調べるのは、様々な身体変化が同時に影響するため難しい。そこで身体と神経系のモデルを立て、身体変化をモデルのパラメータ変更として表現し、シミュレーションを行うことが有効となる。しかし、身体変化と姿勢制御戦略に関するシミュレーションは、トルク駆動のモデルを用いて行われていたのみであり、そのフレームワークでは筋緊張を扱うことができなかった。筋骨格モデルを用いれば筋緊張を扱うことができるが、身体変化を扱った立位姿勢制御シミュレーションは行われていなかった。

本研究の目的は、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響を明らかにすることである。従来の知見より、以下の仮説を立てる：筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる。本研究ではシミュレーションと実験を通し、この仮説を検証する。

第2章では、筋緊張調節機能を持つ神経系コントローラモデルを用いて外力下で筋骨格モデルの立位を維持できるかどうか、外力下で外力に対する反応を再現できるかどうかを確認した。筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるシミュレーションのためには、筋緊張を扱える神経系コントローラモデルが必要である。筋緊張調節機能を持つ神経系コントローラモデルは過去に提案されていたが、静止立位シミュレーションにのみ使われており、姿勢制御戦略があらわれるような外力下での性能は不明であった。そのため、筋骨格モデルを神経系コントローラモデルで制御し、外力下で立位姿勢を維持させるシミュレーションを行った。12方向への床面の移動をタスクとした。矢状面のみを考慮していた先行研究の関節自由度7自由度の筋骨格モデルに、8自由度の関節自由度を追加し、矢状面外の動作も可能な筋骨格モデルを作成した。神経系コントローラモデルの制御パラメータ調節により、外力下での筋骨格モデルの姿勢の維持に成功した。筋骨格モデルの評価のため、各方向の床面移動に対する筋の反応の大きさ、後方への床面移動時の ankle のスティフネスに注目した。6つの筋の反応を観察したが、床面移動に対する筋の反応の大きさは、6つのうち5つの筋で先行研究の結果と一致した。また、ankle のスティフネスは、関節のスティフネスのみでは立位姿勢を維持できないという先行研究の知見と一致した。ふたつの評価指標で、神経系コントローラモデルが外力下でも使用可能であることが示された。

第3章では、身体変化が姿勢制御戦略に及ぼす影響を調べるためのシミュレーションを行った。前章で外力下で使用できることを確認した神経系コントローラモデルと、筋骨格モデルのパラメータを変更しながらシミュレーションを行い、各パラメータの影響を確認した。身体の変化として、筋緊張低下に加え、先行研究で扱われた筋機能低下、感覚ノイズ増加をモデルのパラメータ変化として表現した。姿勢制御戦略の差異を表現する評価指標として、腰部が最も屈曲した時の関節角度である peak hip angle に注目した。パラメータ変化と peak hip angle との関係は分散分析、重回帰分析によって解析された。シミュレーションを通して、筋機能低下と筋緊張低下が、peak hip angle の増加につながるという結果を得た。また筋緊張が一定以上であれば、筋力低下の度合いに関わらず、peak hip angle は小さく保たれることが確認された。姿勢制御戦略を考える際に、筋緊張を考慮することが重要であることが示された。はじめに立てた仮説を支持する結果が得られた。

第4章では、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響を調べるため、ヒトを対象とした実験を行った。前章のシミュレーションでは、変化させた筋緊張の範囲を実際のヒトの筋緊張と比較した際の大小が不明であった。ヒトを対象とした実験で実際の筋緊張を観察すると同時に、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べる。姿勢制御戦略が観察されやすいタスクとして、

床面の前後方向の移動を採用した。被験者は9名の若年者（18–30歳）である。被験者はスライドテーブルの上に立ち、閉眼して腕を胸の前で組んだ。前後2種類、加速度3種類の床面移動に対し、姿勢を維持した。筋緊張の指標として外乱印加直前の表面筋電位のRMS平均、姿勢制御戦略の指標としてpeak hip angleを計算した。指標間で直線による回帰分析を行ったところ、いずれの床面移動でも、筋緊張と姿勢制御戦略の間に相関は見られなかった。また観察された筋緊張は、第3章のシミュレーションで扱われたものより小さい可能性が示された。第3章のシミュレーション結果のうち、筋緊張の小さい側で再度重回帰分析を行うと、筋緊張と姿勢制御戦略の指標間に相関は確認されないという結果となった。これは実験結果を説明するものである。

今回の実験で観察された筋緊張の範囲では、筋緊張と姿勢制御戦略の相関は見られないという点で、シミュレーション結果と実験結果が一致した。また、仮説はシミュレーション結果によって支持された。今回実験では筋緊張を直接操作しておらず、筋緊張は平常時に取りうる範囲を出ていないことが考えられるため、より筋緊張を上昇させられる実験系を組むことで、シミュレーション結果についてのさらなる検証が可能となる。

第5章では、結果をまとめ、今後の展望を述べた。本研究で明らかとなったことおよび課題について記述した。



---

# 目次

第 1 章	序論	1
1.1	背景	2
1.2	関連研究とその問題点	5
1.2.1	姿勢制御戦略	5
1.2.2	トルク駆動モデルを用いた研究	6
1.2.3	3次元的な筋骨格モデルを用いた研究	10
1.2.4	問題	11
1.3	目的	12
1.4	本論文の構成	13
第 2 章	外力下での姿勢制御器の評価	17
2.1	はじめに	18
2.2	目的	19
2.3	手法	20
2.3.1	筋骨格モデル	20
2.3.2	神経系コントローラモデル	24
2.3.3	床面の水平移動	31
2.3.4	制御パラメータ調節	32
2.3.5	評価指標	39
2.4	結果	44
2.4.1	制御パラメータ調節結果	44
2.4.2	評価結果	44
2.5	考察	52
2.5.1	$u_{ff}$ 計算と姿勢	52
2.5.2	PD ゲインと床面移動方向との関係	52
2.5.3	筋の反応の大きさの方向的特徴	53

---

2.5.4	フィードフォワード制御による時間遅れと外力の補償 .....	55
2.5.5	筋骨格モデルに姿勢を維持させる困難さ .....	56
2.5.6	$u_{ff}$ 変更による関節スティフネスの変化 .....	56
2.6	おわりに .....	58
<b>第 3 章</b>	<b>筋緊張の重要性の調査シミュレーション</b> .....	<b>61</b>
3.1	はじめに .....	62
3.2	目的 .....	63
3.3	手法 .....	64
3.3.1	筋骨格モデルと神経系コントローラモデル .....	64
3.3.2	床面の水平移動 .....	64
3.3.3	身体変化の表現 .....	66
3.3.4	制御パラメータ調節 .....	70
3.3.5	評価指標 .....	74
3.4	結果 .....	76
3.4.1	制御パラメータ調節結果 .....	76
3.4.2	評価結果 .....	76
3.5	考察 .....	82
3.5.1	調節された初期姿勢と $u_{ff}$ .....	82
3.5.2	筋機能低下と筋緊張低下の影響 .....	82
3.5.3	感覚ノイズ増加の影響 .....	83
3.5.4	筋骨格モデルが立位姿勢を維持できた回数 .....	83
3.5.5	シミュレーションの限界 .....	84
3.6	おわりに .....	86
<b>第 4 章</b>	<b>筋緊張の重要性の調査実験</b> .....	<b>89</b>
4.1	はじめに .....	90
4.2	目的 .....	91
4.3	手法 .....	92
4.3.1	実験手順 .....	94
4.3.2	装置 .....	94
4.3.3	解析 .....	102
4.4	結果 .....	110
4.4.1	Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	110
4.4.2	表面筋電位 RMS 平均の推移 .....	110

4.4.3	Peak hip angle .....	113
4.4.4	表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle .....	113
4.5	考察 .....	116
4.5.1	Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	116
4.5.2	筋緊張 .....	116
4.5.3	姿勢制御戦略 .....	117
4.5.4	筋緊張と姿勢制御戦略 .....	117
4.6	おわりに .....	120
<b>第 5 章</b>	<b>結論</b> .....	<b>123</b>
5.1	結論 .....	124
5.2	今後の展望・可能性 .....	126
5.2.1	神経系コントローラモデルの改善 .....	126
5.2.2	加齢や疾患のシミュレーション .....	126
<b>謝辞</b>		<b>129</b>
<b>参考文献</b>		<b>133</b>
<b>研究業績</b>		<b>147</b>
<b>付録 A</b>	<b>ヒトを対象とした実験における床面移動パラメータ変更の影響</b> .....	<b>155</b>
A.1	はじめに .....	156
A.2	結果 .....	156
A.2.1	Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	156
A.2.2	Peak hip angle .....	156
A.2.3	表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle .....	156
A.3	考察 .....	158
A.3.1	Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	158
A.3.2	姿勢制御戦略 .....	159
A.3.3	筋緊張と姿勢制御戦略 .....	160



# 第 1 章

## 序論

### Contents

---

1.1	背景 .....	2
1.2	関連研究とその問題点 .....	5
1.2.1	姿勢制御戦略 .....	5
1.2.2	トルク駆動モデルを用いた研究 .....	6
1.2.3	3次元的な筋骨格モデルを用いた研究 .....	10
1.2.4	問題 .....	11
1.3	目的 .....	12
1.4	本論文の構成 .....	13

---

### 1.1 背景

ヒトは多くの動物と異なり、生まれ落ちてすぐに立つことはできない。しかしながら個人差こそあれ、数か月から 2 年程度で 2 足による立位姿勢を獲得し、その後数十年の間に数限りなく立位姿勢を取るようになる。厚生労働省の調べによれば、日本人は座位または立位の静的な活動を一日に 10 時間以上、さらに高強度な活動を含めれば 15 時間以上を座位または立位で過ごしている [厚生労働省 2010]。そのため、疾患や怪我等のために立位姿勢の実現に制限がかかれば、われわれは日常生活を送る上で大きな不利益を被ることとなる。ヒトの立位姿勢のメカニズムを理解することは、そうした不利益を軽減するうえで欠かせない。

ヒトはしばしば深く意識せずに立位姿勢制御を行っているが、この制御は容易ではない。ヒトは目、前庭、筋、皮膚などに受容器を持っている。自らの身体の位置や動きに関する感覚情報は、これらの受容器で取得され、脳へと伝達される。脳は伝達されてきた情報をもとに、自らの身体の状態を把握し、それに基づいて行動を計画し、筋へシグナルを送る。シグナルを受けた筋が活動して力を発揮し、身体が動作する。ロボットで考えれば、受容器はセンサ、筋はアクチュエータに相当する。しかし、それらのセンサやアクチュエータとしての精度は高くはない。加えて、伝達されてきた受容器からの情報を受ける、それに対し姿勢を制御するためのシグナルを伝達する、筋を活動させる、というプロセスは、100 ms を超える時間遅れ (Neurological time delay, NTD) を生む。時間遅れはシステムを不安定にする。さらに、ヒトの立位姿勢そのものの安定性が低い。四足姿勢では、四足をもって広い支持基底面 (Base of support, BoS) を確保できる。しかし、ヒトの場合は、二足からなる狭い BoS の上に、質量中心 (Center of mass, CoM) を維持しなければならない (Fig. 1.1)。ヒトの立位姿勢制御は、極めて高度なものといえる。

このようにヒトが重力場において立位姿勢を維持するうえで、姿勢筋緊張 (postural muscle tone) を調節することが重要となる。本研究では、高草木らの定義にならない [高草木 2007]、姿勢筋緊張を「立位を維持するために必要な抗重力筋の持続的活動」と定義する (以下、筋緊張と呼ぶ)。言い換えれば、ある立位姿勢を取ったときに、意識せずとも生じているデフォルトの持続的筋活動である。立位姿勢を取っている身体は常に重力の影響を受けており、筋緊張に由来する関節モーメントが重力によって生じる関節モーメントを補償できるかどうかは、立位姿勢の維持の可否に大きく関わってくる。したがって、筋緊張の調節機構を理解することは、ヒトの立位姿勢制御を理解するうえで避けられないものである。

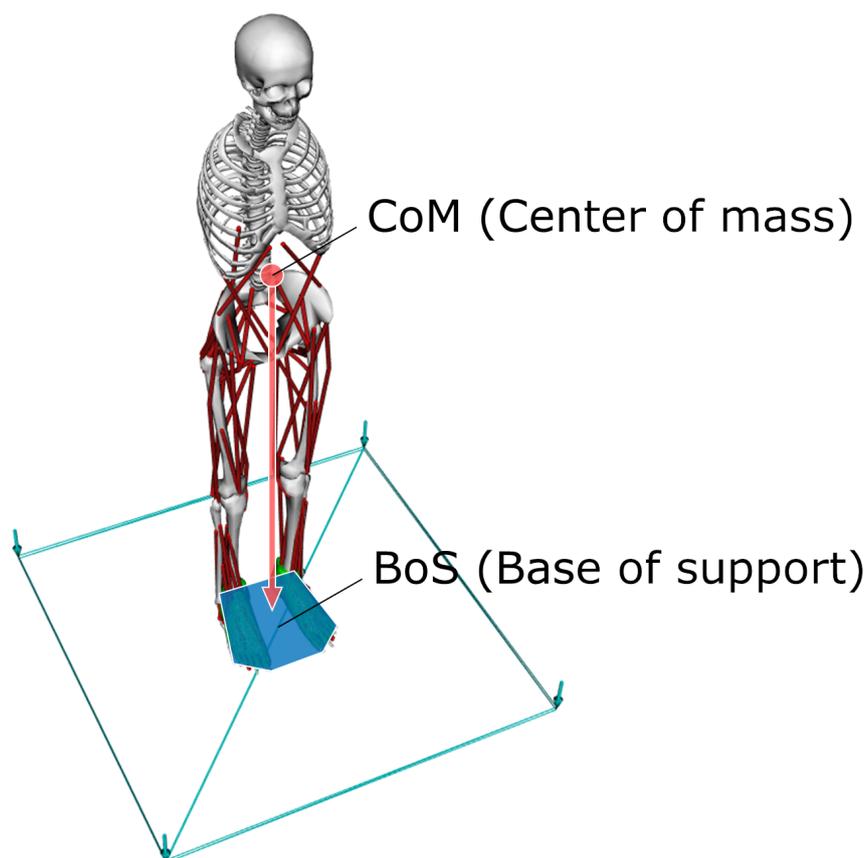


図 1.1 ヒトが立位姿勢をとるときの CoM と BoS. 両足で囲まれる面を支持基底面 (Base of support, BoS) と呼ぶ. 立位姿勢が維持されているとき, 質量中心 (Center of mass, CoM) の床面への投射は, BoS の内側に維持されている.

しかしながら, 実験のみで筋緊張の調節機構を理解することは難しい. ヒトの立位姿勢制御は他の哺乳類と比較して特異的な二足によるものであるため, 他の動物を用いての実験による研究は困難である. 加えてヒトの身体は絶えず揺れているため, 実験で計測できる筋活動は, 筋緊張に由来するものと, 揺れを抑えるものとの足し合わせとなっている. これらを切り分けることは困難である. そこで, ヒトの立位姿勢制御をモデル化することが有効となる. ヒトの身体と神経系を模したモデルを作成し, シミュレーションを行う. モデルが実験データをよく説明できるのであれば, モデルは立位姿勢制御系の重要な特徴をとらえているということになる.

また, モデルを各被験者から得られた実験データに当てはめると, モデルのパラメータは被験者の姿勢制御系の特徴を表すことになる. 被験者ごとの姿勢制御系の差異を, モデルのパラメータの差異として理解する手掛かりが得られるということである. これにより, 定量化しづらかった患者の状態を定量的に表せるほか, 患者の動作を観察するだけでは掴むこと

が難しい姿勢制御メカニズムにおける変化を，容易に把握できるようになる可能性がある．  
医療・リハビリテーションの現場において，モデルが重要な役割を持つことが期待される．

## 1.2 関連研究とその問題点

### 1.2.1 姿勢制御戦略

はじめに立位姿勢制御に関する研究で外せない概念として、姿勢制御戦略について説明する。Horak らは、足に対し十分に大きな床面、小さい床面のそれぞれに被験者を立たせ、床面をスライドさせた [Horak 1986]。被験者は、床面が大きい場合には ankle まわりの動きのみで、床面が小さい場合には hip まわりの動きを動員して姿勢を維持した。これは ankle strategy, hip strategy と呼称される。Runge らは同様の床面移動のタスクを、移動の速度を変えながら行った [Runge 1999]。被験者らは移動速度が小さいうちは ankle strategy で姿勢を維持していたが、移動速度が大きくなるにつれ、hip strategy で姿勢を維持するようになった。また若年者と高齢者を比較した時、同じ大きさの床面移動であっても、高齢者の方が hip strategy を選択する傾向にあることが報告されている [Afschrift 2018]。Ankle strategy と hip strategy とでは、ankle strategy の方がエネルギー消費の点で有利である一方、hip strategy の方が姿勢を回復させる能力が高いことが指摘されている [Afschrift 2016]。そのため、床面が小さい、床面移動が速い、加齢の影響を受ける、という身体の安定性が低い条件において、姿勢を回復させる能力が高い hip strategy が選択されるものと考えられる。なお ankle strategy と hip strategy の間に、明確な境界が存在する、もしくは定められているものではない。

Ankle strategy と hip strategy は、CoM を BoS の内側に保持する戦略である。足を動かさずに姿勢を回復できる範囲を超えると、ヒトは足を踏み出してバランスを取る [McIlroy 1993]。これは stepping strategy と呼称される。これは足を踏み出すことにより BoS を広げて、その中に CoM を保持する戦略であるといえる。一般に Ankle strategy, hip strategy, stepping strategy の 3 種類が、姿勢制御戦略として考えられることが多い。Fig. 1.2 は 3 種類の姿勢制御戦略を図示したものである。異なる大きさの外力により身体が前に傾くとき、外力が小さいうちは ankle strategy で姿勢を維持し (Fig. 1.1 (a))、外力が大きくなると腰を動かす hip strategy で CoM を BoS 上に残す (Fig. 1.1 (b))。Ankle strategy や hip strategy で姿勢を維持できない場合には、前に足を一步踏み出すことで転倒を回避する (stepping strategy, Fig. 1.1 (c))。

姿勢制御戦略は、様々な身体の変化に影響を受けるとされる [Horak 1989]。例えば加齢に伴う筋機能低下、感覚ノイズの増加などによる影響である。しかしながら、筋機能が低下する、感覚情報をうまく得られなくなるといった変化が、どのように姿勢制御戦略に影響を与え

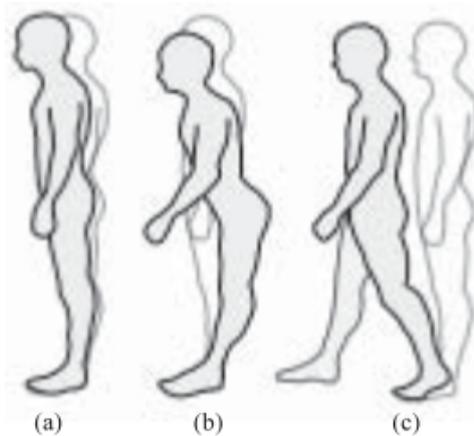


図 1.2 立位時の姿勢制御戦略 [飯島 2009]. (a) Ankle strategy. 外力が小さいうちは ankle まわりの動きでバランスを取る. (b) Hip strategy. 外力が大きくなると, hip まわりの動きが動員される. (c) Stepping strategy. 足を動かさずに外力から姿勢を回復できる範囲を超えると, 足を踏み出してバランスを取る.

るか, ということは明らかにされていない. 筋緊張の変化の影響についても, それは例外ではない. 筋緊張は, 持続的に生じている筋の一定の緊張状態である [後藤 2003]. 特に, ヒトの姿勢制御に関与する脳幹から脊髄への下行路のうち, 脊椎動物において最古のものである網様体脊髄路によって, 筋緊張の調節がなされていることが知られている [Takakusaki 2016b]. 筋緊張は身体の安定性に寄与するものであり [Moreland 2004, Edwards 2007], 立位姿勢制御において重要な役割をもつとされ, モデリングされてもいる [Winter 1998]. そのため, 筋緊張は姿勢制御戦略に影響を与えることが予測されるが, その詳細は明らかにはなっていない.

身体変化と姿勢制御戦略との関係が明らかにされていない大きな理由は, 身体変化の種類が複数存在し, かつそれらの変化が同時におこることである. 実験的に各変化の影響を調べることは難しい. そのため, ヒトの身体と神経系のモデルを作成し, 身体の変化をモデルのパラメータの変化として表現して, シミュレーションを行うことが有用である.

## 1.2.2 トルク駆動モデルを用いた研究

### 神経系コントローラモデル

ヒトの関節には粘弾性があり, 立位姿勢の維持に貢献している. しかしながら, 姿勢の変化に伴い受動的に発生する力のみでは, 立位姿勢を維持できないことが知られている. 姿勢の変化に応じて能動的に筋を駆動させることで発揮される力が, 立位姿勢の維持に必要であ

ることである。そのため、ヒトの神経系をモデル化することは、立位姿勢制御のシミュレーションに必須である。これまでモデル化研究では、主に1-3自由度の関節自由度を持った、トルク駆動の逆振り子モデルが身体モデルとして使われてきた。はじめにこれらトルク駆動モデルを用いて行われてきた神経系コントローラモデル研究について説明する。

神経系コントローラモデルは大きくふたつのアプローチでデザインされてきた。アプローチのひとつはシステム同定である [Moorhouse 2007, Kiemel 2008, Fitzpatrick 1996, van der Kooij 2007, Kiemel 2011, Boonstra 2013]。システム同定では、実験で計測された入出力データからモデルを推定する。システムモデルのパラメータは、シミュレーション結果と実験結果との差異を最小にするようチューニングされる。システム同定に関する研究では、感覚情報 [Fitzpatrick 1996]、筋のスティフネス [Moorhouse 2007]、パーキンソン病患者の非対称性 [van der Kooij 2007] に関して、ankle のみに着目したモデル化がなされた。その後手法は複数関節に拡張され、感覚情報 [Kiemel 2008]、筋のスティフネス [Kiemel 2011]、そしてパーキンソン病の非対称性 [Boonstra 2013] に関して研究がなされた。

もうひとつのアプローチはフォワードモデリングである [Boonstra 2013, Morasso 1999, Morasso 1999b, Kuo 1995, Kuo 2005, van der Kooij 1999, Bottaro 2005, Bottaro 2008, Suzuki 2012, Masani 2006]。システム同定とは異なり、実験で計測されたデータを入力とはしない。構築された神経系コントローラモデルは、必ずしも実験データを再現するものではない。その代わりに、構築されたモデルのパフォーマンスは、ヒトの動作の特徴が反映されているかどうかで評価される。主にフィードバック制御とフィードフォワード制御の両方が組み込まれたもの [Boonstra 2013, Morasso 1999, Morasso 1999b, Kuo 1995, Kuo 2005, van der Kooij 1999] のほか、コントローラが間欠的に活性化される間欠制御モデルが提案されている [Bottaro 2005, Bottaro 2008, Suzuki 2012]。また、FB 制御のみでも、姿勢を保つことができることが報告されている [Park 2004, Masani 2006]。Van der Kooij らはカルマンフィルタを用いて多感覚情報入力から姿勢を推定した (Fig. 1.3)。姿勢を補正する比例微分 (PD, Proportional-Differential) 制御により、100 ms の時間遅れが補償できると報告している。また使える感覚情報の数が増えるほど、姿勢が安定化することを示した。Masani らは1関節自由度の逆振り子モデルを、PD 制御のみで制御した [Masani 2006]。PD 制御のゲインが十分に高ければ、185 ms の時間遅れが補償できると報告している [Masani 2006]。

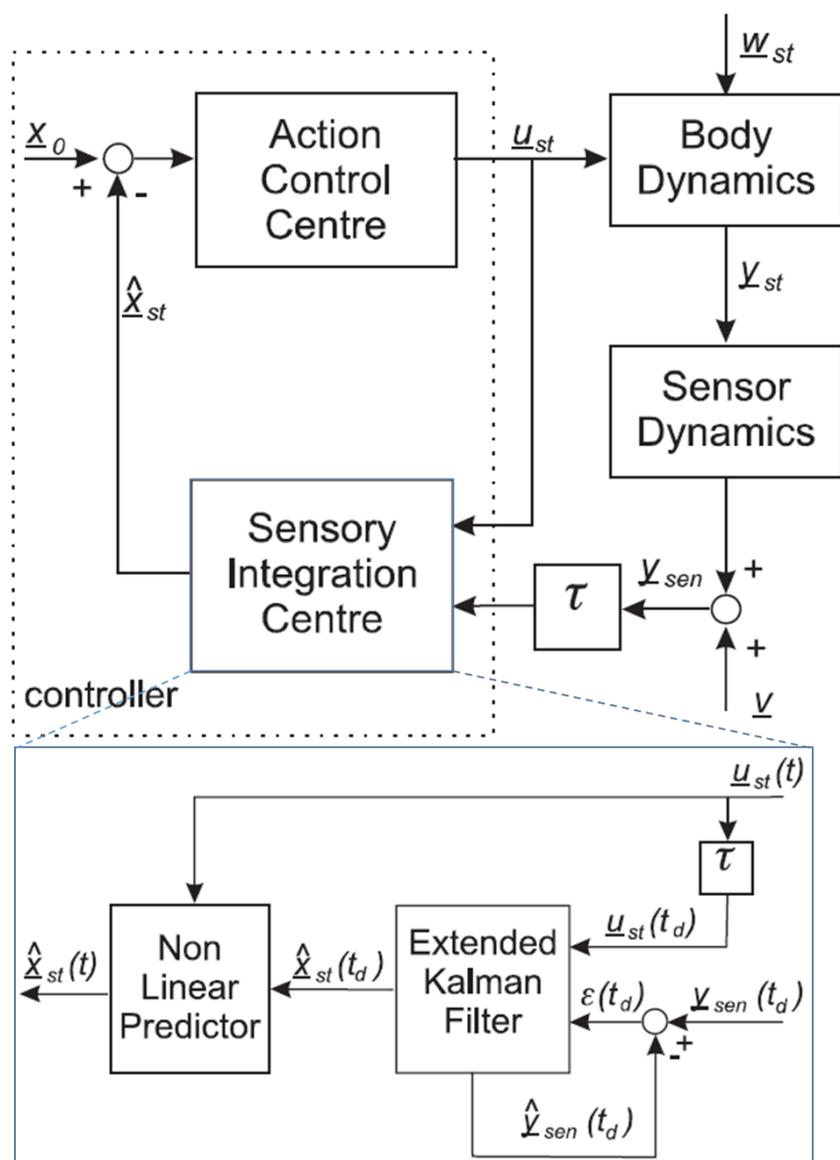


図 1.3 カルマンフィルタによる多感覚情報入力からの姿勢推定 ([van der Kooij 1999] 改変). 拡張カルマンフィルタは筋活動  $u_{st}$  と感覚情報  $y_{sen}$  から、システムの状態である  $\hat{x}_{st}$  を推定する. 推定されたシステムの状態である  $\hat{x}_{st}$  と初期状態  $x_0$  との差から、筋活動  $u_{st}$  を決定する.

### 姿勢制御戦略に関するシミュレーション

Afschrift らは、加齢の影響が姿勢制御戦略に与える影響を調べるため、2 関節のトルク駆動モデルを用いたシミュレーションを行った. 神経系コントローラモデルとしては Park らが提案したもの [Park 2004] を用いた. 筋機能低下, 感覚ノイズ増加, functional base of support (足を動かさずに立位姿勢を保っている際の, CoM の床面への投射が動く範囲の大

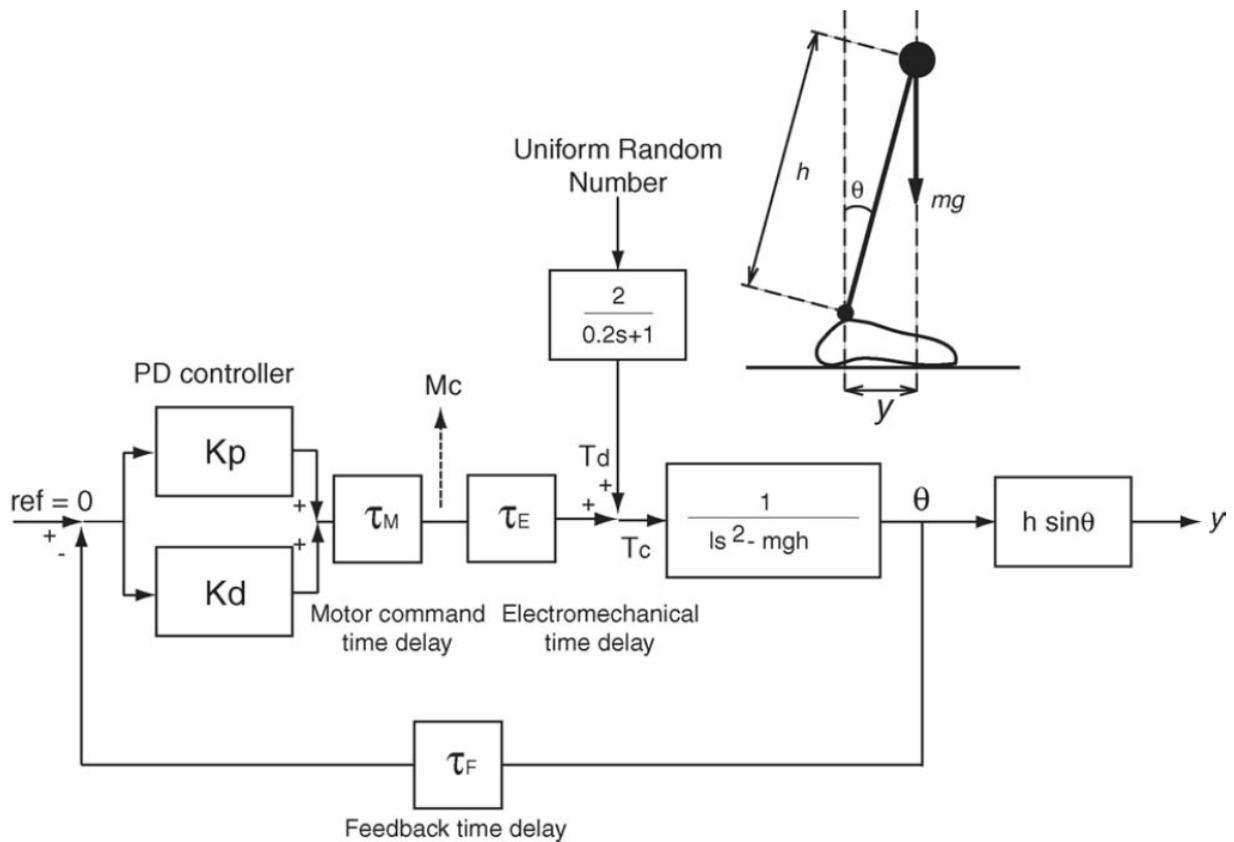


図 1.4 PD 制御による逆振り子モデルの姿勢制御 [Masani 2006]. 逆振り子モデルと静止立位の制御ダイアグラム.  $y$  と  $h$  は CoM の位置と高さ,  $\theta$  は揺れの角度,  $g$  は重力加速度,  $T_c$  は ankle にかかるトルクである.

きさ) 低下に関するモデルのパラメータを変化させながら, シミュレーションを行った. 結果, 筋機能低下よりも感覚ノイズの増加によって, ankle strategy から hip strategy への遷移が説明されることが示唆された. しかしながらトルク駆動のモデルで制御されるのは, 関節周辺に接続した筋が発揮する力の総体としてあらわれる関節トルクのみである. 各々の筋活動は制御対象ではない. そのため, 彼らのフレームワークでは, 筋緊張調節機能を扱うことはできない. 筋緊張調節機能について考慮するには, 筋の発揮する力が身体モデルに組み込まなければならない. また, 筋や骨格の 3 次元的な配置が考慮されることが望ましい.

### 1.2.3 3 次元的な筋骨格モデルを用いた研究

#### 神経系コントローラモデル

3 次元的に筋骨格系を考える際にネックになるのが、計算コストであった。しかしながら、近年の計算機の処理能力の向上は、3 次元空間での筋骨格シミュレーションを可能とした [Clark 2012, Versteeg 2016, Jiang 2016, Jiang 2016b, Mansouri 2016, Groote 2017, DeMers 2017, Allen 2014, Dorn 2015]。筋骨格モデルを用いての、立位姿勢制御を対象としたフォワードモデリングも行われている [Clark 2012, Jiang 2016, Jiang 2016b]。Clark は stretch-reflex コントローラを用いて筋骨格モデルの立位姿勢を維持させた。前後の床面移動に対し、筋骨格モデルの立位姿勢が維持されている。Jiang は先行研究を参考に、FF と FB 制御をもつ神経系コントローラモデルを提案している [Jiang 2016, Jiang 2016b]。この神経系コントローラモデルは筋骨格モデルの制御を対象としたものであるため、FF 制御はトルクではなく、筋緊張を調節できるような筋活動のセットとして実装されている。PD 制御のパフォーマンスは過去に確認されているため、FB 制御は筋の長さや伸展速度情報をもとにした PD コントローラとして実装されている。Jiang らは 70 の筋を持つ筋骨格モデルを 120 ms の時間遅れ下で立位を維持させることに成功している [Jiang 2016]。また、視覚、平衡感覚、体性感覚を FB 制御情報として実装し、それらの感覚情報の使用可能/不可能条件による立位姿勢制御への影響を観察した。使用できる感覚情報の種類が減少すると、筋緊張レベルを高くしなければ立位姿勢を維持できないというシミュレーション結果を得ている [Jiang 2016b]。

#### 姿勢制御戦略に関するシミュレーション

筋骨格モデルを用いた姿勢制御戦略に関するシミュレーションは、Versteeg らによって行われたのみである。彼らは床面移動に対する最適な筋活動を生成するためのフレームワークを提案した [Versteeg 2016]。CoM を安定させるか、胴体を垂直に保つか、といったタスク目標によって、あらわれる姿勢制御戦略が変わることを示した。しかしながら、身体の変化を扱ったものではない。Clark の研究でも床面移動が用いられたが、姿勢制御戦略については注目されていない。筋緊張を扱った Jiang らの研究では、外力の存在しない条件でのみシミュレーションが行われており、姿勢制御戦略はあらわれなかった [Jiang 2016, Jiang 2016b]。

### 詳細人体モデルを用いたシミュレーション

本項では 3 次元的な筋骨格モデルを用いた研究について述べてきたが、いずれの研究も、70 もしくは 92 の筋を備えた、下肢に注目した筋骨格モデルを用いた研究である。一方中村らのグループでは、53 の剛体リンクと、筋・腱・靭帯で 547 のワイヤを備えた筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行っている。上肢まで詳細にモデリングされた筋骨格モデルは立位姿勢制御における上半身の役割の理解に大きく役立つと期待される。しかしながら、彼らのグループで行っているのは、高速な順動力学計算や逆動力学計算手法の開発 [鈴木 2002, Ayusawa 2012]、モーションキャプチャデータからの体性感覚情報の計算 [Nakamura 2005]、そして大幅に筋数の少ない筋骨格モデルを用いての、ヒトの腕の伸張反射のモデリング [Sreenivasa 2013, Sreenivasa 2016] といった研究である。筋骨格系に着目している部分は本研究と共通である。しかしながら、彼らの詳細人体モデルを用いた研究では、姿勢制御系のモデリングと、その上での順動力学計算は行われていない。また伸張反射のモデリングについては、筋数の少なさ、また重力に逆らう立位姿勢制御と腕の姿勢制御とは大きく性質が異なることから、多数の筋を持つ人体モデルでの立位姿勢制御シミュレーションへの適用は難しいと考えられる。

### 1.2.4 問題

先行研究での問題を以下にまとめる。

- 筋緊張の変化含め、各身体の変化が姿勢制御戦略にどのように影響しているかは明らかになっていない。
- 身体の変化と姿勢制御戦略の関係を調べるにはシミュレーションが有効であるが、トルク駆動モデルを用いたシミュレーションでは筋緊張を扱うことができない
- 筋骨格モデルを用いたシミュレーションでは筋緊張を扱うことが可能であるが、身体変化と姿勢制御戦略の関係に関するシミュレーションは行われていない

### 1.3 目的

本研究の目的は、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響を明らかにすることである。現在、筋緊張が安定性に寄与すること、そして姿勢制御戦略のうち、hip strategy はより困難なタスクにおいてあらわれやすいことが知られている。そこで以下の仮説を立てる：筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる。本研究では、この仮説を検証し、筋緊張と姿勢制御戦略間の関係を調べる。

## 1.4 本論文の構成

本論文の構成を Fig. 1.5 に示す。第 1 章では、先行研究についてまとめた。筋緊張と姿勢制御戦略との関係が明らかにされておらず、実験系研究のみではそれらの関係を明らかにすることは難しいことを示した。身体や神経系のモデルのパラメータを変えながらシミュレーションを行うことが有効であるが、トルク駆動のモデルを用いた場合には筋緊張を扱えないこと、筋骨格モデルを用いての研究では、身体変化と姿勢制御戦略との関係は扱われていないことを示した。

1.3 節で述べた通り、本研究の目的は、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響を明らかにすることである。そして以下の仮説を立てた：筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる。

本研究で行うのは、

- a シミュレーションを通して、仮説の検証と更新を行う
- b ヒトを対象とした実験を通して、仮説の検証と更新を行う

ことである。姿勢制御戦略に影響を及ぼすと考えられている身体の変化は、筋機能が低下する、感覚情報を正確に取得できなくなる等、複数存在する。実験系研究では、それぞれの身体の変化が姿勢制御戦略をどのように変化させるかを、切り分けて考えることが難しい。そこで、(a) 身体と神経系のモデルを作成し、筋緊張に関するパラメータを変化させてシミュレーションを行うことで、筋緊張の変化が姿勢制御戦略をどのように変化させるかを調べる。その際、姿勢制御戦略があらわれるきっかけとなる外力に対し、実際のヒトがどの程度筋緊張を上げるかということを考える必要がある。そこで、(b) ヒトを対象とした実験で被験者にシミュレーションと同様のタスクをさせる。筋緊張と姿勢制御戦略との関係を実験的に調べると同時に、被験者の筋緊張がどの程度の範囲で変化するかを調べ、シミュレーション結果を考察しなおす。

第 2 章では、神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルを立たせ、外力が加えられる条件下でも立位姿勢を維持できるか、再現される筋活動や関節のスティフネスが生理学的に妥当かどうかを確認する。ヒトの筋緊張を取り扱うシミュレーションを行うためには、筋緊張を表現できる身体モデルと、神経系コントローラモデルが必要である。身体モデルとしては、トルク駆動モデルではなく、筋骨格モデルを用いることで筋緊張を考慮できる。筋骨

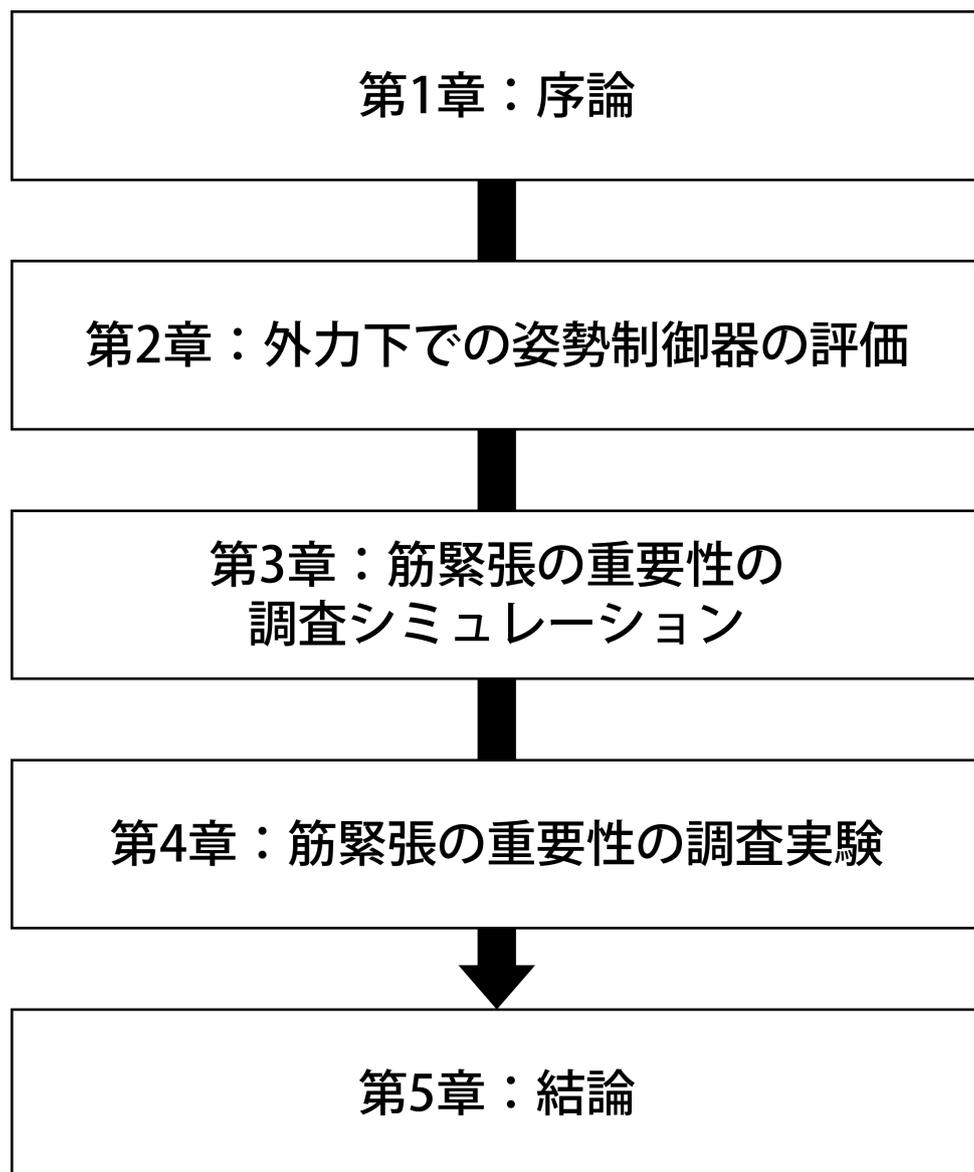


図 1.5 本論文の構成.

格モデルを制御対象とし，筋緊張調節機能が組み込まれている神経系コントローラモデルは，これまでに提案されている [Jiang 2016]. この神経系コントローラモデルの評価は，外力のない条件で，筋骨格モデルの立位姿勢を維持させるシミュレーションを通して行われていた. しかしながら，姿勢制御戦略は，基本的に外力に対して立位姿勢を維持しようとする際にあらわれるものである. そのため，姿勢制御戦略を対象とするシミュレーションを行う前に，この神経系コントローラモデルを用いて，外力が加えられる条件下でも筋骨格モデルの立位を維持できるかどうか，ヒトの立位姿勢制御の特徴を再現できるかどうかを調べなければならない.

この章では、筋骨格モデルと、筋緊張調節機能が組み込まれている神経系コントローラモデルについて説明する。また外力を与えるために用いる床面移動について説明する。神経系コントローラモデルの制御パラメータを調節することで、床面移動が与えられる条件下で、筋骨格モデルの立位姿勢を維持する。そして、床面移動の方向に対して筋の反応がどう変わるか、筋緊張を調節することで実現された関節のスティフネスが、生理学的に妥当かどうかを確認する。

第3章では、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるための筋骨格シミュレーションを行う。姿勢制御戦略に影響するとされる身体の変化は、筋緊張の変化以外にも複数存在する。それらのうちから主要なものを選び、筋緊張と同時に変化させることで、筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響の重要性を調べる。この筋骨格シミュレーションを行う際、第2章で外力下での立位姿勢制御シミュレーションに適用できるかどうかを調べた、神経系コントローラモデルを用いる。

この章では、姿勢制御戦略に影響するとされる筋機能、感覚ノイズを、どのように筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータを変化させて表現するかを説明する。また姿勢制御戦略を観察するのに適した床面の後方への移動について説明する。第2章とは異なる形で神経系コントローラモデルの制御パラメータを調節することで、外力が加えられる、またFB情報にノイズが乗る条件下で、筋骨格モデルの立位姿勢を維持する。筋骨格シミュレーション中の姿勢制御戦略に関する指標を計算し、分散分析、重回帰分析を用いて、各身体の変化と姿勢制御戦略との関係を解析する。

第4章では、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるため、ヒトを対象とした実験を行う。第3章では筋緊張に関するパラメータを変化させながら筋骨格シミュレーションを行ったが、その変化の幅を、実際のヒトの筋緊張と比較した際の大小は不明である。そこで、ヒトを対象とした実験を行い、実験的に筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べると同時に、外力に対して、被験者がどのように筋緊張を変化させるかを確認する。実験結果と合わせてシミュレーション結果を再度考察する。

この章では、実験を行う際のプロトコル、装置、解析手法を説明する。被験者をスライドテーブル上に立たせ、繰り返し床面を水平移動させる。その際、床面移動の加速度を複数設定して ankle strategy と hip strategy の両方を観察することを狙い、また印加する床面移動の方向と加速度を被験者に知らせないことで、ある一定の床面移動だけに絞った姿勢制御を行

わせないようにする。筋緊張，姿勢制御戦略に関する指標は，表面筋電位と関節角度変化からそれぞれ計算する。単回帰分析を用いて筋緊張と姿勢制御戦略との関係を解析する。また第 3 章の筋骨格シミュレーションの結果とから，仮説を検証する。

第 5 章では，本研究の結論と今後の展望についてまとめる。

## 第 2 章

# 外力下での姿勢制御器の評価

### Contents

---

2.1	はじめに .....	18
2.2	目的 .....	19
2.3	手法 .....	20
2.3.1	筋骨格モデル .....	20
2.3.2	神経系コントローラモデル .....	24
2.3.3	床面の水平移動 .....	31
2.3.4	制御パラメータ調節 .....	32
2.3.5	評価指標 .....	39
2.4	結果 .....	44
2.4.1	制御パラメータ調節結果 .....	44
2.4.2	評価結果 .....	44
2.5	考察 .....	52
2.5.1	$u_{ff}$ 計算と姿勢 .....	52
2.5.2	PD ゲインと床面移動方向との関係 .....	52
2.5.3	筋の反応の大きさの方向的特徴 .....	53
2.5.4	フィードフォワード制御による時間遅れと外力の補償 .....	55
2.5.5	筋骨格モデルに姿勢を維持させる困難さ .....	56
2.5.6	$u_{ff}$ 変更による関節スティフネスの変化 .....	56
2.6	おわりに .....	58

---

## 2.1 はじめに

姿勢制御戦略は、外力に対して立位姿勢を維持しようとする際にあらわれるものである。姿勢制御戦略を対象としたシミュレーションを行うためには、外力下で使用できる神経系コントローラモデルが必要である。筋緊張調節機能を持つ神経系コントローラモデルはこれまでに提案されていたが、外力が与えられた際の反応を再現できるかどうかは不明である。そこで第2章では、外力の与えられる条件で、神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルの立位姿勢を維持させる。様々な方向からの外力下での立位姿勢制御シミュレーションを行い、立位姿勢を維持できるか、再現された筋活動が生理学的に妥当かどうかを確認する。

2.2節では、筋骨格モデルと、それを制御する神経系コントローラモデルについて説明する。外力の印加手法、制御パラメータ調節手法、そしてシミュレーション結果を解釈するための評価指標について述べる。

2.3節では、シミュレーション結果を説明する。制御パラメータ調節が適切になされたか、姿勢が維持できた際の評価指標がどう計算されたかを示す。

2.4節では、シミュレーション結果について議論する。神経系コントローラモデルが生成した筋活動と、計算された関節のスティフネスが生理学的に妥当であったか確認する。

## 2.2 目的

姿勢制御戦略は、外力に対して立位姿勢を維持しようとする際にあらわれるものである。本研究では、姿勢制御戦略を対象としたシミュレーションを行う。そのためには、外力に対する反応を再現できる筋骨格モデルと神経系コントローラモデルが必要である。ヒトの神経系が調節している筋緊張 [Takakusaki 2016, Takakusaki 2016b] を組み込んだ神経系コントローラモデルがこれまでに提案されているが、その評価は外力のない静止立位のみで行われていた。そこで第2章では、以下の2点を目的とする：外力が与えられた際に、この神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルの立位姿勢を維持させること、筋骨格モデルの立位が維持できた際に、ヒトの立位姿勢制御の特徴を再現できることを確認すること。これまでに、神経系コントローラモデルを用いて、多方向への床面移動に対する立位姿勢制御シミュレーションを行った研究は存在しない。本研究によりはじめて、その立位姿勢制御が実現される。

## 2.3 手法

立位姿勢を取っているヒトが外から力を受ける状況としては、物がぶつかる、電車が発進/停止する、地震で地面が揺れる等が考えられるが、いずれも力の水平方向の成分が重要となる。外力下での立位姿勢制御を扱った筋骨格シミュレーション研究はいくつか存在し、外力は床面の水平移動として印加されている。[Versteeg 2016, Mansouri 2016, Clark 2012, Groote 2017]。床面移動の方向は、前後 ([Mansouri 2016, Clark 2012])、前方 ([Groote 2017])、後方 ([Versteeg 2016]) のいずれかである。しかしながら、ヒトに影響を及ぼす外力の方向は、常に矢状面上にあるとは限らない。そのため、床面移動で外力を印加するならば、前後のみならず、左右、斜め方向を扱うことが望ましい。そこで、本章では、床面を前後、左右、斜め方向に水平移動させることで、立位姿勢をとる筋骨格モデルに外力を印加することとする。このシミュレーションは、神経系コントローラモデルの評価を行うとともに、左右、斜め方向の外力に対する筋骨格モデルの立位姿勢制御を神経系コントローラモデルを用いて再現するはじめての試みとなる。

シミュレーションは OpenSim 3.3 (SimTK.org) 上で構築された筋骨格モデルを用いて行う [Delp 2007]。シミュレーションの流れを Fig. 2.1 に示す。はじめに、多方向の床面移動に対する立位姿勢制御の動作を再現できるような筋骨格モデルを用意する。この筋骨格モデルを、神経系コントローラモデル [Jiang 2016] を用いて制御する。外からの力は、床面を水平移動させることで印加する。神経系コントローラモデルの制御パラメータは、各床面移動方向ごとに最適化する。評価のため、筋活動の積分値と ankle のステイフネスに着目した。

### 2.3.1 筋骨格モデル

筋緊張調節機能を持つ神経系コントローラモデルが提案された際に評価に用いられた筋骨格モデルは、関節自由度 7DoF のモデルであった [Jiang 2016]。ここでの 7DoF は、Fig. 2.2 中の  $q_1$  から  $q_7$  に相当する。しかし、本章のシミュレーションにおいて、筋骨格モデルは前後、左右、斜め方向の床面移動の影響を受ける。この筋骨格モデルの 7DoF は矢状面方向のみを考慮したものであり、左右に傾く等の動作を行うことができない。そのため、左右、斜め方向の床面移動を与える本研究でのシミュレーションには適用できない。

そこで、この筋骨格モデルに関節自由度 8DoF を追加し、70 個の筋 [Millard 2013] と 15DoF の関節自由度 (Table 2.1) を持つ筋骨格モデルを作成する (Fig. 2.2)。筋は Hill's muscle model [Hill 1938] をもとにした筋腱アクチュエータとして実装されている [Millard 2013]。

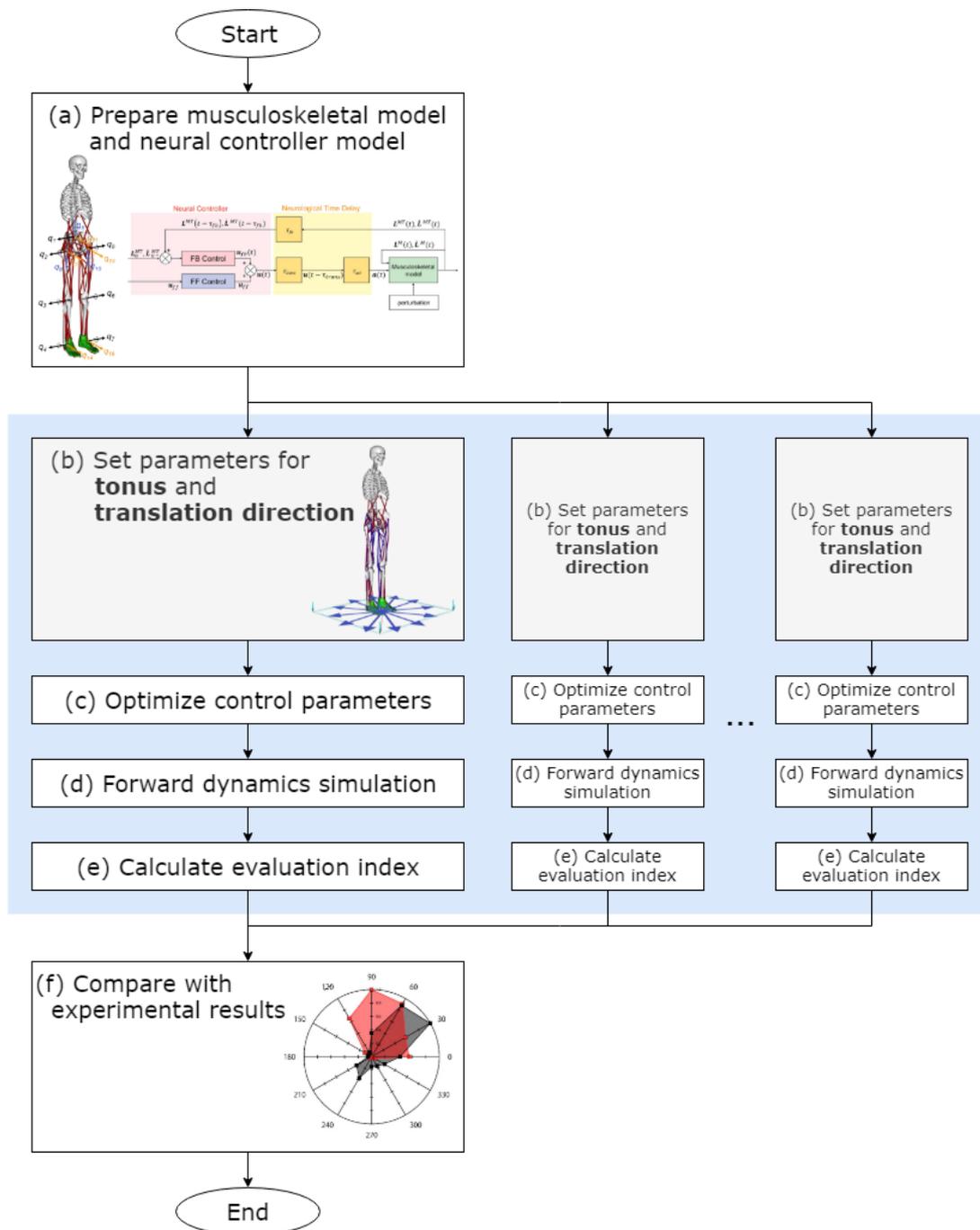


図 2.1 シミュレーションの全体像。(a) 筋骨格モデルを身体として用い、FF 制御と体性感覚を参照して FB 制御を行う神経系コントローラモデルで制御する。(b) 筋緊張と床面移動方向をそれぞれ設定する。(c) 神経系コントローラモデルの制御パラメータを各条件で最適化する。(d) 最適化された制御パラメータを用いてシミュレーションを行う。(e) 床面移動に対する各筋の反応の大きさ、ankle のスティフネスを評価指標として計算する。(f) 計算された評価指標から、床面移動の方向と筋の反応の大きさの対応をまとめる。

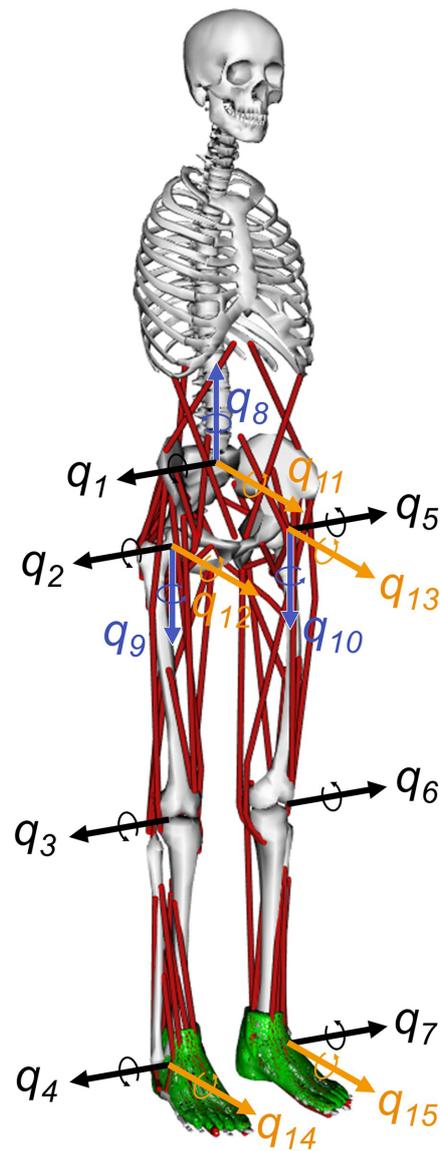


図 2.2 筋骨格モデル. 筋骨格モデルは 70 筋と関節自由度 15DoF を持つ. 黒字で表されている  $q_1$  から  $q_7$  は先行研究 [Jiang 2016] で使われていたものであり, これらのみでは矢状面方向の動きしか実現されない.  $q_8$  から  $q_{15}$  を追加したことで, 矢状面外の動きが可能となる.

骨格要素 (e.g., 質量と慣性モーメント) と筋 (e.g., 位置と等尺性最大筋力) のパラメータ, 関節デザインは, Delp らによって提案されたものを用いている [Delp 1990]. このモデルは歩行 [Allen 2014, Dorn 2015], 着陸 [DeMers 2017], 床面移動に対する立位 [Clark 2012, Mansouri 2016, Versteeg 2016, Groote 2017] といったシミュレーションで広く用いられているものである.

### 筋腱アクチュエータ

筋骨格モデルの筋の実装は、Millard muscle model により行われている [Millard 2013]. これは、筋のモデルとして一般的なモデルである Hill's muscle model [Hill 1938] を OpenSim 3.3 上で実装したものである. 概要を Fig. 2.3 に示す. 筋が発揮する張力は Eq. (2.1) で表される.

$$f^M = f_o^M (af^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)) \quad (2.1)$$

$f_o^M$  は等尺性最大筋力である.  $a$  は筋活動であり, 実験的には筋電位の大きさから測られるものである.  $af^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M)$  は筋が能動的に発揮する力,  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$  は筋がばねのように受動的に発揮する力に関わるものである.  $f^L(\tilde{l}^M)$ ,  $f^V(\tilde{v}^M)$ ,  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$  は, active-force-length curve, force-velocity curve, そして passive-force-length curve である. これらのカーブは筋の長さや伸展速度により筋が発揮する力が変わることを表現するものであり, 正規化された長さ  $\tilde{l}^M$  と伸展速度  $\tilde{v}^M$  に応じて, スカラー値を返す.  $\tilde{l}$  と  $\tilde{v}$  は正規化された筋の長さや伸展速度である. 筋は腱に角度  $\alpha$  で付着している. 筋の質量が無視できると仮定される場合, 筋と腱の力は平衡状態になければならない (i.e.  $f^M \cos \alpha - f^T = 0$ , Fig. 2.2).

$$f_o^M (af^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)) \cos \alpha - f_o^T f^T(\tilde{l}^T) = 0 \quad (2.2)$$

$f^T(\tilde{l}^T)$  は, tendon-force-length curve である. 神経系コントローラモデルが制御するのは, 筋活動  $a$  である. ある筋の筋活動  $a$  が変化すると, 筋が発揮する能動的な力は, 筋の長さや伸展速度に応じて変化する.

### 足と地面との接触

身体モデルとして逆振り子モデルを用いた研究では, しばしば足と地面とが固定されていた. 筋骨格モデルを用いた Versteeg らの研究 [Versteeg 2016] でもつま先は地面に固定されている. しかし, 足が固定されている場合には, 例えば CoM の地面への投射が BoS の範囲を外れていても姿勢を維持することが可能であるため, ヒトの実験のデータとの比較には不適切である. そこで, 足と地面との接触をモデル化する. 本研究では, 足と地面との接触を, 3D メッシュと平面との接触としてモデル化している. 接触のモデル化には Pérez-González らの提案した elastic foundation model を用いる [Pérez-González 2008]. 3D メッシュは Erdemir らにより, 検体の足を 3次元計測することで作成されたものを用いる [Erdemir 2009] (Fig. 2.4). 3D メッシュと平面との接触パラメータは, DeMers らの設定を参考に設定する [DeMers 2017]. この接触パラメータは, 3D メッシュを平面に向けて落下させた際に, 跳ねる勢いが最も小さくなるように調節されている.

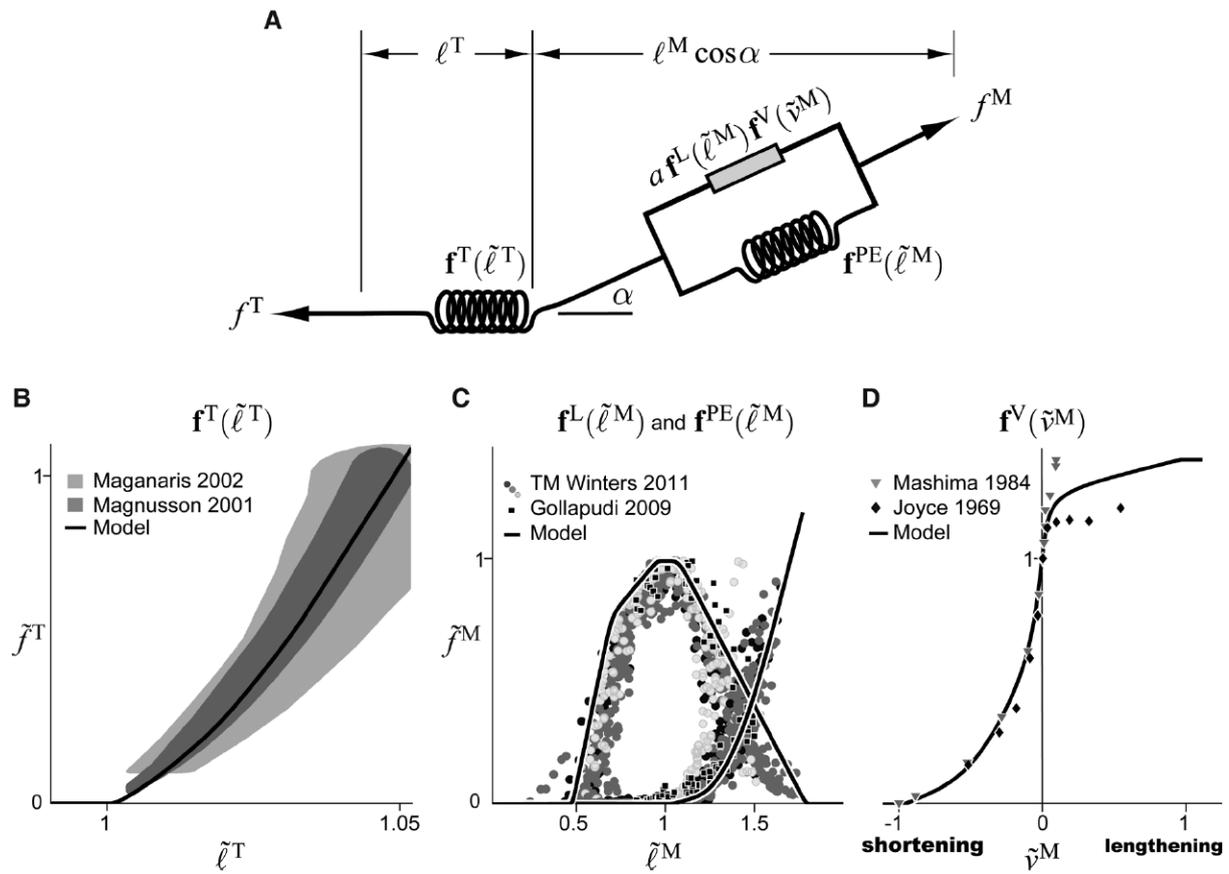


図 2.3 Millard muscle model [Millard 2013]. (A) モデル全体の概要. (B) Tendon-force-length curve. 腱が引き伸ばされたとき、腱の受動的な力は大きくなる. (C) Active-force-length curve (逆 U 字) と Passive-force-length curve. 筋が能動的に力を発揮するとき、最適な長さ付近の時に大きな力が発揮される. 筋が引き伸ばされたとき、筋の受動的な力は大きくなる. (D) Force-velocity curve. 筋が能動的に力を発揮するとき、その大きさは筋の伸展速度に応じて変化する. 伸展の最中は力が大きく、収縮の最中は力が小さくなる.  $\tilde{f}^M$  と  $\tilde{f}^T$  は、等尺性最大筋力  $\tilde{f}_o^M$  により正規化される筋と腱の力である.

### 2.3.2 神経系コントローラモデル

本研究で用いる神経系コントローラモデルは、立位姿勢を保つような筋活動を発揮する FF 制御と、設定された目標姿勢と実際の姿勢との差を補償するための FB 制御から構成される [Jiang 2016]. FB 制御は姿勢制御において主要な役割を果たしていることが知られており、神経系コントローラモデルには不可欠である [Mergner 2010]. 加えて、先行研究では FF 制御の存在が示唆されており、Fitzpatrick らは FB 制御のみでは外力に対し姿勢の安定を維持することは不可能であるとしている [Fitzpatrick 1996, Gatev 1999]. この知見に基づ

き, Jiang らの神経系コントローラモデルには FF 制御と FB 制御の両方が組み込まれている。この神経系コントローラモデルは, 筋骨格モデルを最大で 120 ms の時間遅れ下で維持することができる [Jiang 2016]。なおこれまで, シミュレーションは外力のない条件のみで行われていた。しかしながら, この神経系コントローラモデルは, 主要な感覚 FB 情報である体性感覚を考慮したものである [Horak 1989]。そのため, 外力下での立位維持にも適用可能であると期待される。

神経系コントローラモデルの制御ダイアグラムは Fig. 2.5 に表される。入力は筋の長さ $l$ と伸展速度の初期値, 時間  $t$  (時間遅れ  $\tau_{fb}$ ) における筋の長さ $l$ と伸展速度, FF 制御要素である。出力は, 筋活動シグナル  $\mathbf{u}(t)$  で, これは FF 制御要素  $\mathbf{u}_{ff}$  と FB 制御要素  $\mathbf{u}_{fb}(t)$  の足し

表 2.1 筋骨格モデルの関節自由度名。筋骨格モデルの関節自由度は, 左右あわせて 15DoF である。関節自由度の種類は計 9 種類ある。いずれも回転関節である。

記号	関節名
$q_1$	lumbar extension
$q_2$	right hip flexion/extension
$q_3$	right knee flexion/extension
$q_4$	right ankle flexion/extension
$q_5$	left hip flexion/extension
$q_6$	left knee flexion/extension
$q_7$	left ankle flexion/extension
$q_8$	lumbar rotation
$q_9$	right hip rotation
$q_{10}$	left hip rotation
$q_{11}$	lumbar bending
$q_{12}$	right hip adduction/abduction
$q_{13}$	left hip adduction/abduction
$q_{14}$	right subtalar inversion/eversion
$q_{15}$	left subtalar inversion/eversion

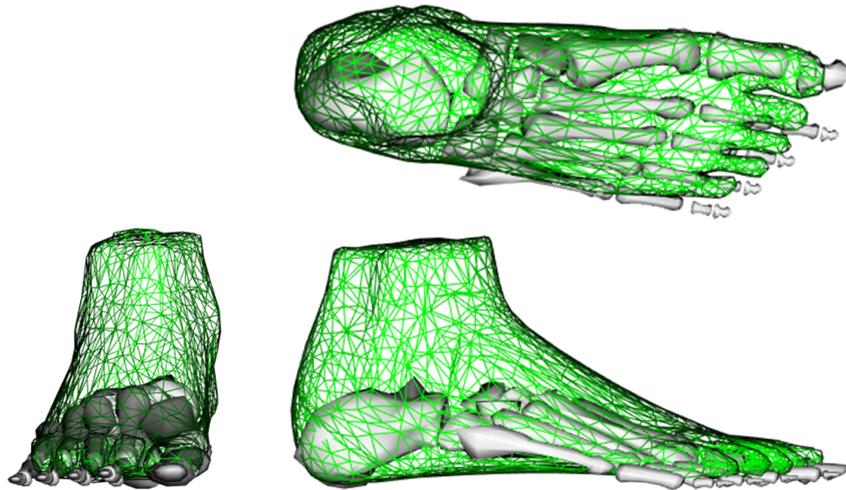


図 2.4 足の 3D メッシュ. 足と地面との接触は, 3D メッシュと平面との接触としてモデル化される. 3D メッシュは検体の足を計測することで作成されたものである [Erdemir 2009]. 3D メッシュと平面との接触パラメータは, 3D メッシュを平面に落下させた際の跳ね返る強さが最小になるよう調整されている [DeMers 2017].

合わせとして表現される (Eq (2.3)).

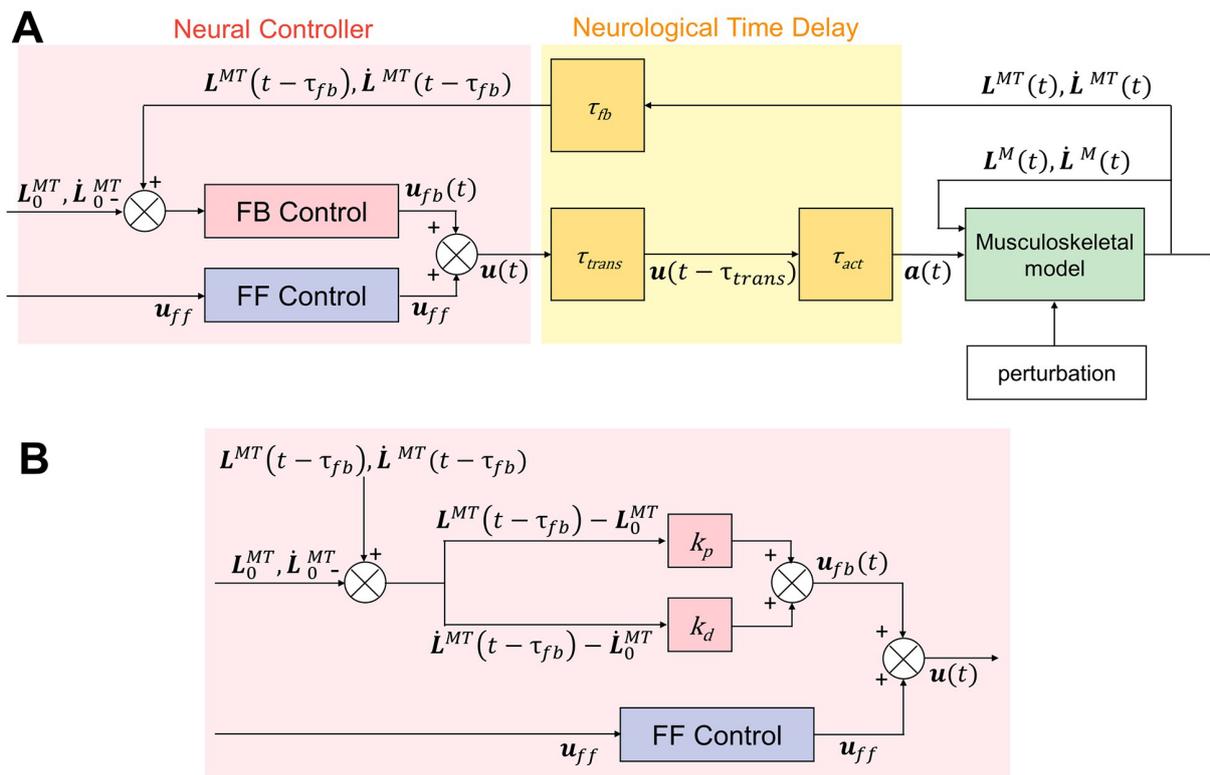
$$\mathbf{u}(t) = \mathbf{u}_{ff} + \mathbf{u}_{fb}(t) \quad (2.3)$$

筋活動シグナル  $\mathbf{u}(t)$  に時間遅れに関する変換を行ったものが筋活動  $\mathbf{a}(t)$  であり, これにより筋の発揮する力が決まる.

### フィードフォワード制御

この神経系コントローラモデルの FF 制御は, 網様体脊髄路の筋緊張調節機能をモデル化したものと見ることができる. 立位姿勢や歩行などを支える基盤である脳幹から脊髄への運動性下行路のうち, 網様体脊髄路は脊椎動物において最古の運動性下行路である [Takakusaki 2016]. 網様体脊髄路ニューロンの投射は, 上部頸髄から仙髄に至るまでのすべての髄節に及んでおり (Fig. 2.6), 全身の筋緊張の調節に寄与しているものと考えられている.

FF 制御はある立位姿勢を実現させるための筋活動のセットであり, 筋緊張を調節するものである. 本研究では, 筋緊張を「立位を維持するために必要な抗重力筋の持続的活動」と定義した. ヒトが重力に逆らい立位姿勢を取るためには, 常にある程度の筋活動を発揮していることが必要である. この筋活動は身体の揺れに応じて上下するが, 長いスパンで見れば一定である. これを表現するため, 本神経コントローラモデルでは, シミュレーション中の



$L^{MT}(t), \dot{L}^{MT}(t)$  : 筋の長さ、伸展速度

$u, u_{ff}, u_{fb}$  : 出力（筋活動シグナル）とそのFF、FB要素

$a$  : 筋活動

$\tau_{fb}, \tau_{trans}, \tau_{act}$  : FB、神経伝達、筋の賦活に起因する時間遅れ

$k_p, k_d$  : PD ゲイン

図 2.5 本シミュレーションにおける制御ダイアグラム。先行研究 [Jiang 2016] との差分は、筋骨格モデルに外力が印加されている点である。筋骨格モデルから得られた筋の長さや伸展速度情報  $L^{MT}, \dot{L}^{MT}$  と、初期姿勢の  $L_0^{MT}, \dot{L}_0^{MT}$  との差分をもとにFB制御を行う。立位姿勢を取るための筋活動のセットである  $u_{ff}$  は姿勢に応じて事前に準備される定常値である。FB要素  $u_{fb}$  とFF制御要素  $u_{ff}$  との足し合わせが、神経系コントローラ出力  $u$  となる。

FF要素は定常値である (Eq (2.4)).

$$u_{ff,i} = c_i \quad (2.4)$$

$c_i$  は定常値である。  $i$  は筋の番号である。本研究では70筋の筋骨格モデルを用いるため、  $i$  は1から70の値をとる。  $u_{ff}$  に由来する関節モーメントが重力によって生じる関節モーメントを補償し、立位姿勢の維持に貢献する。

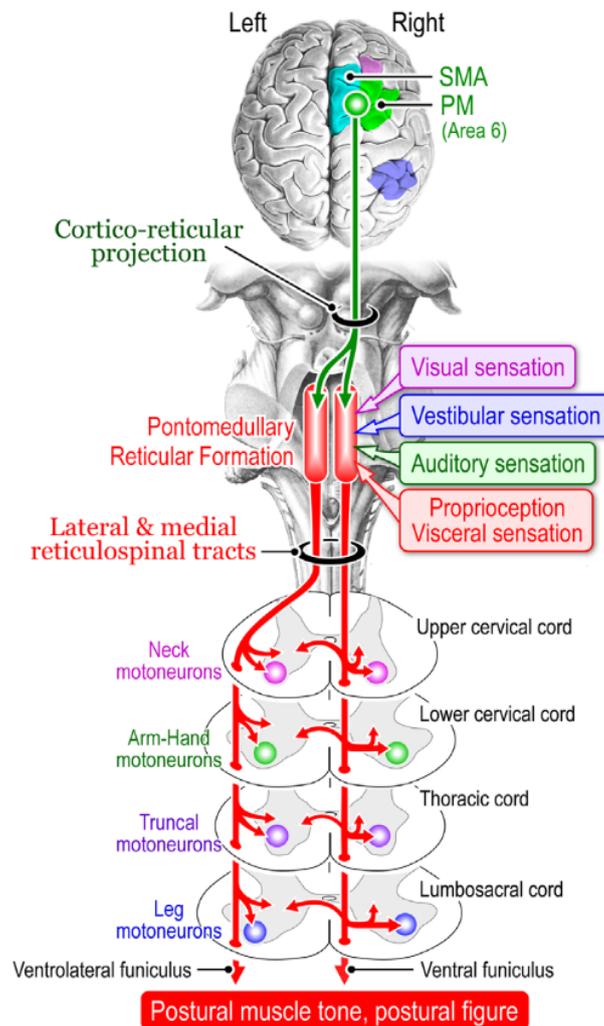


図 2.6 網様体脊髄路 [Takakusaki 2016b]. 前庭脊髄路，視蓋脊髄路とともに，姿勢制御に関与する。

本研究では，この  $u_{ff}$  を変更することで，筋緊張の調節を行う．ある程度の筋緊張が設定されている際に，ある関節が目標姿勢から屈曲することを考える．屈曲側の筋の長さは短くなり，伸展速度は負となる．伸展側の筋の長さは長くなり，伸展速度は正となる．筋が能動的に発揮する力は筋の長さとし伸展速度により変わるため，このとき，屈曲側の筋が能動的に発揮する力は目標姿勢の時より小さく，伸展側の筋が能動的に発揮する力は目標姿勢の時より大きくなる (Eq. (2.1))．結果として，関節の屈曲を抑える方向のモーメントがかかることとなる．ここでより大きな筋緊張を設定すると，Eq. (2.1) 中の  $a$  がより大きくなり，関節の屈曲を抑える方向のモーメントがより大きくなることとなる．

Jiang らは筋緊張の大きさを表す指標として  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  を提案し、シミュレーションに用いる  $\mathbf{u}_{ff}$  を決定するために用いた (Eq (2.5)) [Jiang 2016]. 本研究でも、シミュレーションに用いる  $\mathbf{u}_{ff}$  の決定、先行研究との比較のため、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  を筋緊張の大きさを表す指標とする.

$$\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = \sum_{i=1}^{70} u_{ff,i}^2 \quad (2.5)$$

$u_{ff,i}$  は  $\mathbf{u}_{ff}$  の  $i$  番目の筋のための要素である. 本研究では 70 筋の筋骨格モデルを用いるため、 $i$  は 1 から 70 の値をとる. ここで  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が大きいことを、筋緊張が大きいとする.

### フィードバック制御

FF 制御のみで筋骨格モデルに安定して立位を維持させることは難しい. FB 制御を用いて目標姿勢と実際の姿勢との差を補償することで、より安定した立位姿勢の維持が実現される. この神経系コントローラモデルでは、体性感覚情報を用いた FB 制御を行う. ヒトは姿勢に関する情報として、筋の長さや伸展速度の変化を筋紡錘から得ている. この情報は筋の長さを参照する PD 制御情報に相当する. また、立位姿勢制御における PD 制御の性能は先行研究において確認されている [van der Kooij 1999, Bottaro 2005, Bottaro 2008, Suzuki 2012, Masani 2006]. そこで、FB 制御は筋の長さや伸展速度情報を参照する PD 制御として実装されている (Eq (2.6)).

$$u_{fb,i}(t) = k_{p,i} \frac{(L_i^{MT}(t - \tau_{fb}) - L_{i,0}^{MT})}{L_{i,0}^{MT}} + k_{d,i} \frac{(\dot{L}_i^{MT}(t - \tau_{fb}) - \dot{L}_{i,0}^{MT})}{V_{i,max}} \quad (2.6)$$

$L_i^{MT}(t)$  と  $\dot{L}_i^{MT}(t)$  は  $i$  番目の筋の長さや伸展速度である.  $V_{i,max}$  は伸展速度の最大値であり、筋骨格モデル構築の際に設定されているものである.  $k_{p,i}$  と  $k_{d,i}$  は PD ゲインである.

実際に神経系コントローラモデルにより制御される筋の活動と長さを示したものが Fig. 2.7 である. FF 制御により、この筋には筋活動 0.12 が定常値として与えられている. その一方、筋の長さや伸展速度に応じて FB 制御がかけられる. Fig. 2.7 中の赤が筋活動であり、FF 制御成分と FB 制御成分が足しあわされた結果得られたものである. 筋の長さ (黒) が大きくなるのに遅れて、筋活動が大きくなっていることが確認できる.

### 時間遅れ

本研究では最大 120 ms の時間遅れを設定した. 時間遅れには FB による遅れ  $\tau_{fb}$ , 伝達による遅れ  $\tau_{trans}$ , 筋の励起による遅れ  $\tau_{act}$  が含まれる.  $\tau_{fb}$  は受容器から感覚情報を得る過程で発生する.  $\tau_{trans}$  は神経系コントローラモデルから各筋へ筋活動情報が送られる過程での

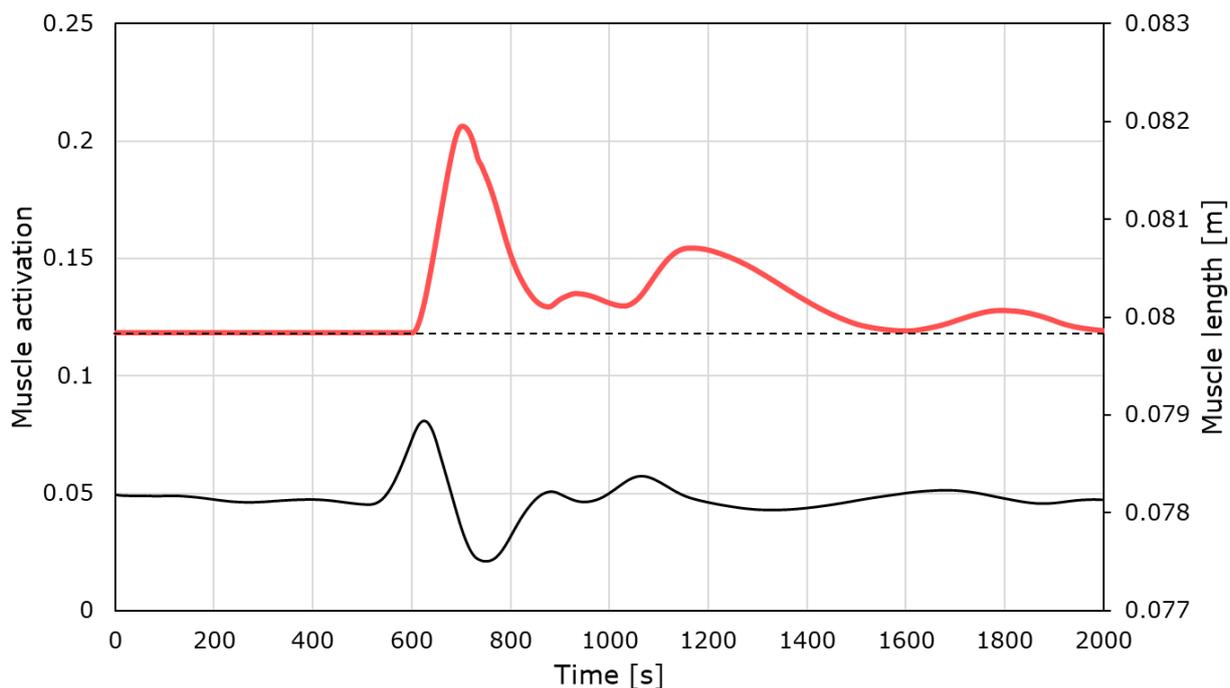


図 2.7 筋活動と筋の長さ．赤が筋活動，黒が筋の長さである．破線は FF 制御成分のラインを示したものである．

ものである． $\tau_{act}$  は各筋が筋活動シグナルを受けて，力を発揮するまでのものである． $\tau_{fb}$  と  $\tau_{trans}$  の値は定常値で，Masani らの研究をもとに 40 ms に設定されている [Masani 2006]． $\tau_{act}$  は可変である．筋の活性は一次微分方程式でモデル化されている [Jacobs 2015]．活性と非活性の係数はそれぞれ 10 ms，40 ms と設定されている [Winters 1995, Zajac 1989]．Fig. 2.8 に筋活動シグナルが入力されたときの力を発揮するまでの遅れを図示する．筋を活性化するときには素早く力が発揮されるが，非活性化するときにはゆっくりである．筋活動シグナルと筋活動の関係を表したものが Eqs (2.7) and Eqs (2.8) である．

$$\dot{a}_i(t) = \frac{u_i(t - \tau_{trans}) - a_i(t)}{\tau(a_i(t), u_i(t - \tau_{trans}))} \quad (2.7)$$

$$\tau(a_i(t), u_i(t - \tau_{trans})) = \begin{cases} t_{act}(0.5 + 1.5a_i(t)) & (u_i(t - \tau_{trans}) > a_i(t)) \\ t_{deact}/(0.5 + 1.5a_i(t)) & (u_i(t - \tau_{trans}) \leq a_i(t)) \end{cases} \quad (2.8)$$

$u_i$  は神経系コントローラモデルから出力された  $i$  番目の筋の筋活動シグナルであり， $a_i$  は筋活動である．

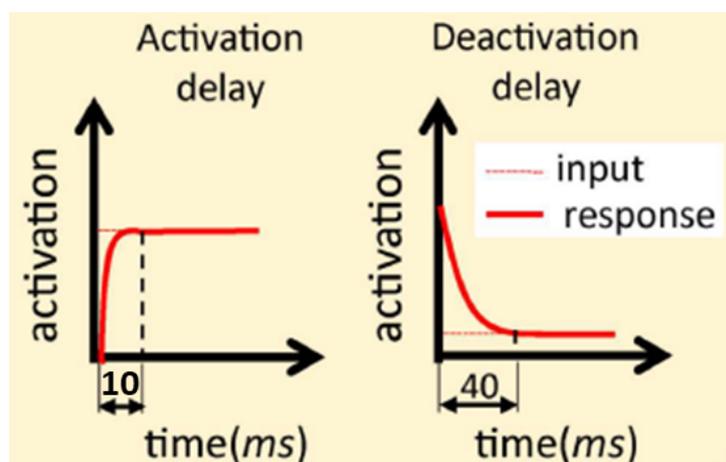


図 2.8 筋が筋活動シグナルを受けてから力を発揮するまでの遅れ ([Jiang 2016] 改変). 活性化されるときと非活性化されるときは、遅れが異なる. 活性化されるときは、10 ms で信号通りの力が発揮されるが、非活性化されるときはゆっくりで、40 ms かかる.

### 2.3.3 床面の水平移動

床面の水平移動はヒトを対象とした実験でも使われており、シミュレーションにおいても再現が容易である [Horak 1986, Runge 1999, Dunbar 1986, Henry 1998, Torres-Oviedo 2007, Torres-Oviedo 2010, Henry 2001, Henry 2006, Jones 2008, Afschrift 2018]. その中でもいくつかの研究では、多方向への外力を 12 方向への床面の水平移動として実装している [Henry 1998, Torres-Oviedo 2007, Torres-Oviedo 2010, Henry 2001, Henry 2006, Jones 2008].

本研究でも、床面を水平移動することにより外力を印加する. 床面の移動方向は  $30^\circ$  ごとに区切られた 12 方向である (Fig. 2.9 (A)). 床面移動の大きさは 200 ms で 3 cm である (Fig. 2.9 (B)). 移動距離 3 cm は、先行研究の実験で用いられた値よりも小さい. しかしながら、筋骨格シミュレーションで用いられる移動距離の値は、実験で用いられる値よりも小さい傾向にある [Clark 2012, Versteeg 2016, Mansouri 2016]. シミュレーション研究では、ヒトの特徴のすべてが完全に再現されるわけではない (e.g. 本研究で用いる筋骨格モデルは中足趾節関節のない足と、腕や背骨の関節がない上半身を持つ). こうした再現における制限は、床面移動の大きさに制限をかける. しかしながら、重要なのは実験の設定を完全に再現することではなく、モデルに応じて適切な条件を設定することである. 200 ms で 3 cm という床面移動を選択しているのは、最大速度と最大加速度が過去の筋骨格シミュレーション研究で用いられたものと同等となるためである.

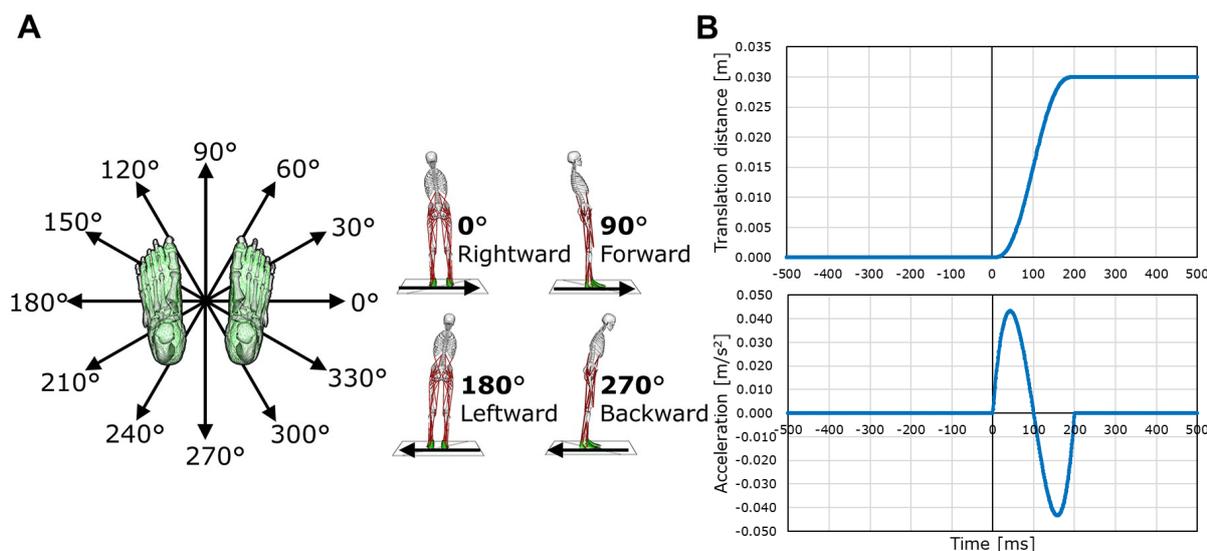


図 2.9 床面の移動. (A) 床面は  $30^\circ$  ごとに区切られた 12 方向に水平に移動する.  $0^\circ$  のとき, 床面は右方向に移動し, 身体は左に傾く. (B) 床面は 200 ms で 3 cm 水平移動する.

床面移動を実装するにあたって, OpenSim 3.3 で準備されている s-shaped step function を用いる. 200 ms で 3 cm という床面移動になるよう, 関数の係数を設定する. 係数の設定により, 床面の移動距離  $y(t)$  は Eq (2.9) のようになる.

$$y(t) = 30(t/200)^3 - 45(t/200)^4 + 18(t/200)^5 \quad (0 \leq t \leq 200) \quad (2.9)$$

$y(t)$  は  $t$  が 0 から 200 まで変化する間に, 0 から 3 まで滑らかに変化する. 一次微分と二次微分は  $y'(0) = y'(200) = 0$ ,  $y''(0) = y''(200) = 0$  となる.

### 2.3.4 制御パラメータ調節

適切な制御パラメータを調節しなければ筋骨格モデルの立位を維持することはできない. 今回は神経系コントローラモデルが提案された研究と比較して, 筋骨格モデルの関節自由度が倍以上になっていること, そして外からの力が加えられることから, 制御パラメータに許容される解の範囲は非常に狭くなっている. 加えて今回の神経系コントローラモデルの制御パラメータの数は 210 である ( $u_{ff}$  70 次元,  $k_p$  70 次元,  $k_d$  70 次元). 探索範囲が広いことと, 時間遅れが 100 ms を超えていることから, すべての制御パラメータを同時に調節することは難しい. そこで, ふたつの方法により制御パラメータ調節の計算コストを下げる.

- ヒトが揺れから姿勢を回復するとき、同じ機能を持つ筋同士の反応の大きさは近くなる (e.g. 身体が前に傾いたとき、ankle を伸展させる腓腹筋とヒラメ筋の働きはともに大きくなる)。そこで、機能にもとづいて筋グループをつくり、同じグループの筋に同じ PD ゲインを与える。
- 異なる時間遅れでヒトが立位姿勢を維持することを考えると、時間遅れの程度に応じて揺れの周期こそ変わるものの、筋活動を平均するとほぼ同様の値になると考えられる。この立位姿勢を取るための筋活動を与えるのが FF 制御成分  $u_{ff}$  である。そこで制御パラメータ調節をふたつのステージに分け、はじめに時間遅れと独立している  $u_{ff}$  を計算し、その後 PD ゲインを最適化する。

近い位置に存在する筋同士でも、ある姿勢を維持するために必要な筋活動は異なることが分かっている [Panzer 1995]。そこで、立位を維持するための筋活動のセット  $u_{ff}$  の値は、35 種類の筋それぞれ独立に調節する。関節まわりで筋の配置は非対称であるので、伸展と屈曲のための PD ゲインは区別して考慮する (lumbar と hip の関節は球関節であるが、knee や ankle と同様、伸展と屈曲のみ考慮する)。PD ゲインを調節するうえで筋を機能に応じて 11 のグループに分ける : lumbar extensor, lumbar flexor, hip extensor, hip flexor, knee extensor, knee flexor, ankle extensor, ankle flexor, subtalar evertor, subtalar invertor, biarticular (Table 2.2)。同じ筋グループに復われる筋には同じ PD ゲインが設定される。グループ分けに際しては、各筋の各関節自由度へのモーメントアームを参考にした。例えば、後脛骨筋 (tibialis posterior) は、足の伸展と内反の機能を持つ筋である。ここで後脛骨筋と関節間でのモーメントアームを計算したところ、内反の方が大きいため、subtalar invertor のグループに入れられている。なお 2 関節筋についてはすべて biarticular グループとした。筋ごとに能力 (e.g. 等尺性最大筋力) は異なるため、同じゲインを与えられ同じように引き伸ばされた筋でも、FB 制御で発揮する力は異なることに注意されたい。ここでの筋のグループ分けは、同じ機能を持つ筋の活動の傾向が近くなることを表現するために行うものである (活動ではなく力を合わせる場合、隣り合う筋のうち、小さい筋の活動の大きさが大きい筋の活動の数十倍になるケースが生じるが、これは生理学的に妥当とは考え難い)。本研究では、過去の研究 [Jiang 2016] よりも関節自由度が増えたのに対応し、より多くの筋グループを設定している (Table 2.2, Table 2.3)。調節される制御パラメータの数は 57 である (FF 制御要素  $u_{ff35}$ , P ゲイン 11, D ゲイン 11)。

筋緊張を調節する  $u_{ff}$  は定常値で、時間遅れからは独立している。そこで、 $u_{ff}$  のみを最初のステージで計算する。次のステージでは、各  $u_{ff}$  を用いる条件で、PD ゲインを最適化する。

本章のシミュレーション結果は実験研究 [Henry 1998] の結果と比較される。この実験研究では、床面移動の方向は 12 方向からランダムに決定された。その条件では、被験者は前もって適切な筋活動、関節角度を準備することはできない。そこで、床面移動の方向に応じた  $u_{ff}$  の最適化は行わないこととする。ヒトは足底の感覚情報等から、床面移動の方向を認識することはできる。そこで、ヒトは床面移動の方向に応じて適切な FB を行えると仮定

表 2.2 筋のグループ分け。Gluteus medius, gluteus maximus には、1 から 3 までである。これは、大きな筋を 3 本の筋腱アクチュエータで表現していることを意味する。

グループ名	筋名
Lumbar extensor	erector spinae
Lumbar flexor	internal oblique, external oblique
Hip extensor	gluteus medius 1, gluteus medius 2, gluteus medius 3, adductor magnus, gluteus maximus 1, gluteus maximus 2, gluteus maximus 3, piriformis
Hip flexor	pectineus, iliacus, psoas major, quadratus femoris, fixme gem
Knee extensor	vastus medialis
Knee flexor	biceps femoris short head
Ankle extensor	soleus
Ankle flexor	tibialis anterior, peroneus tertius, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus
Subtalar evertor	peroneus brevis, peroneus longus
Subtalar invertor	tibialis posterior, flexor digitorum longus, flexor hallucis longus
Biarticular	biceps femoris long head (hip extension, knee flexion), sartorius (hip flexion, knee flexion), tensor fasciae latae (hip flexion, knee extension), rectus femoris (hip flexion, knee flexion), medial gastrocnemius (knee flexion, ankle extension), lateral gastrocnemius (knee flexion, ankle extension)

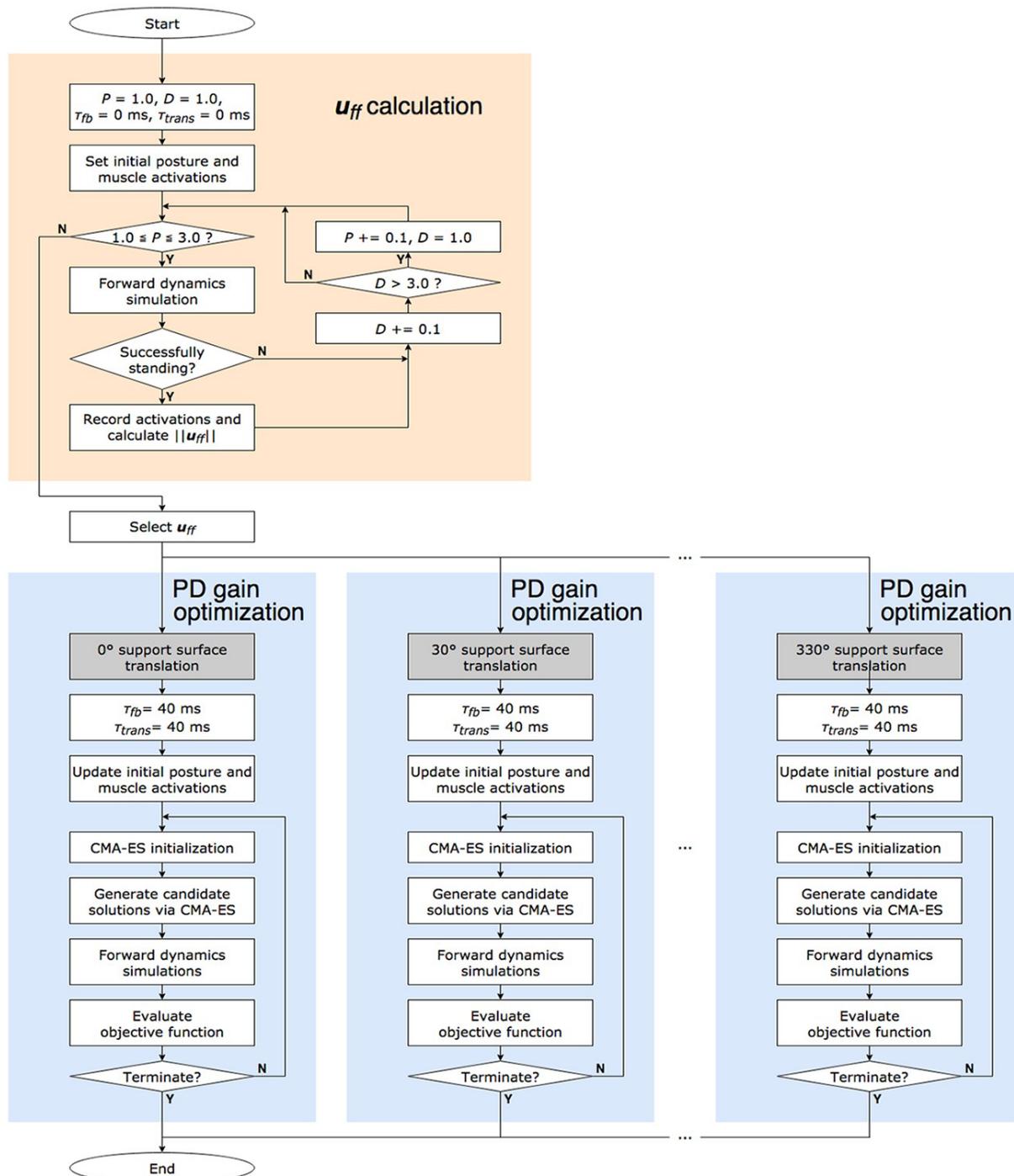


図 2.10 制御パラメータ調節のフローチャート。制御パラメータ調節はふたつのステージで行われる。はじめに時間遅れとは独立した  $u_{ff}$  を計算し、その後 PD ゲインを最適化する。 $u_{ff}$  計算では、時間遅れの小さい条件で筋骨格モデルの FB 制御を行い、うまく立てた条件での筋活動をもとに、 $u_{ff}$  を計算する（オレンジ）。その後外力の方向ごとに PD ゲイン最適化を行う（青）。

する。PD ゲインを調節するための最適化は、各  $u_{ff}$  と各床面移動方向ごとに行う。

### $u_{ff}$ 計算

$u_{ff}$  は定常値で時間遅れとは独立である。筋骨格モデルを小さい時間遅れ下 ( $\tau_{fb} = 0$  ms,  $\tau_{trans} = 0$  ms) で起立させる。筋骨格モデルが立位を維持できたときに、シミュレーション中の筋活動から  $u_{ff}$  の候補を計算する。

$u_{ff} = \mathbf{0}$  とある PD ゲインを神経系コントローラモデルの制御パラメータとして与え、 $\tau_{fb}$  と  $\tau_{trans}$  を 0 ms と設定する。筋骨格モデルが 5000 ms の間立位姿勢を維持できたときに、

表 2.3 Ankle まわりの筋のグループ分け。Jiang らの静止立位シミュレーション [Jiang 2016], DeMers らの着地のシミュレーション [DeMers 2017], そして本研究のシミュレーションでの、ankle まわりの筋のグループ分けを示したもの。Jiang らのシミュレーションでは ankle は屈曲/伸展しかしておらず、subtalar の内反/外反は考慮されていない。そのため、ankle まわりの筋は 2 グループに分けるのみで充分であった。しかしながら、本研究では関節自由度が増加している。そのため、subtalar を考慮し、筋を 4 グループに分ける。着地時の足の怪我に関するシミュレーションを行った DeMers らの研究でも制御グループの数は 4 であり、本研究のグループ分けは妥当といえる。

	Jiang 2016	DeMers 2017	本研究
med_gas 内側腓腹筋	Biarticular	Ankle_Extensors	Biarticular
lat_gas 外側腓腹筋	Biarticular	Ankle_Extensors	Biarticular
soleus ヒラメ筋	Ankle_Extensors	Ankle_Extensors	Ankle_Extensors
tib_post 後脛骨筋	Ankle_Extensors	Subtalar_Invertors	Subtalar_Invertors
flex_dig 浅指屈筋	Ankle_Extensors	Subtalar_Invertors	Subtalar_Invertors
flex_hal 長母趾屈筋	Ankle_Extensors	Subtalar_Invertors	Subtalar_Invertors
tib_ant 前脛骨筋	Ankle_Flexors	Ankle_Flexors	Ankle_Flexors
per_brev 短腓骨筋	Ankle_Extensors	Subtalar_Evertors	Subtalar_Evertors
per_long 長腓骨筋	Ankle_Extensors	Subtalar_Evertors	Subtalar_Evertors
per_tert 第三腓骨筋	Ankle_Flexors	Subtalar_Evertors	Ankle_Flexors
ext_dig 長趾伸筋	Ankle_Flexors	Subtalar_Evertors	Ankle_Flexors
ext_hal 長母趾伸筋	Ankle_Flexors	Subtalar_Invertors	Ankle_Flexors

筋活動の積分値を計算し、 $\mathbf{u}_{ff}$  候補を生成する (Eq (2.10)).

$$u_{ff,i} = c_i = \frac{\int_{t_1}^{t_2} a_i(t) dt}{t_2 - t_1} \quad (2.10)$$

$u_{ff,i}$  は  $i$  番目の筋活動シグナルであり定常値である ( $c_i$ ).  $t_1$  と  $t_2$  は  $\mathbf{u}_{ff}$  を計算するための範囲を決定するもので、5000 ms, 3000 ms として設定する [Jiang 2016].  $a_i(t)$  は時刻  $t$  における筋活動である. なお,  $\mathbf{u}_{ff}$  はある特定の姿勢を保つための筋活動のセットである.  $t = 5000$  ms 時点での筋骨格モデルの姿勢を記録し, 計算された  $\mathbf{u}_{ff}$  を使う際の目標姿勢とする.

その際の PD ゲインの比率は Eq (2.11) のように設定される.

$$[k_{p,i}, k_{d,i}] = \begin{cases} [0.50P, 0.23D], & \text{group} = \text{lumbar extensor} \\ [0.48P, 0.11D], & \text{group} = \text{lumbar flexor} \\ [0.45P, 0.05D], & \text{group} = \text{hip extensor} \\ [0.50P, 0.16D], & \text{group} = \text{hip flexor} \\ [0.33P, 0.05D], & \text{group} = \text{knee extensor} \\ [0.28P, 0.23D], & \text{group} = \text{knee flexor} \\ [0.17P, 0.06D], & \text{group} = \text{ankle extensor} \\ [0.30P, 0.27D], & \text{group} = \text{ankle flexor} \\ [0.50P, 0.11D], & \text{group} = \text{subtalar evertor} \\ [0.49P, 0.05D], & \text{group} = \text{subtalar invertor} \\ [0.39P, 0.05D], & \text{group} = \text{biarticular} \end{cases} \quad (2.11)$$

この比率は外力のない条件でのシミュレーションで最適化された値をもとに設定されている (目的関数  $J$  (Eq (2.12)) を最小化,  $\tau_{fb} = \tau_{trans} = 0$ ,  $\mathbf{u}_{ff} = \mathbf{0}$ ). 続く PD ゲイン最適化においては, この比率は使われていないことに注意されたい. Eq (2.11) 中の  $P$  と  $D$  を 1.0 から 3.0 まで, 0.1 刻みで変化させる. この刻みの大きさは Jiang らの過去の研究のものと同様である [Jiang 2016]. なお,  $P$  と  $D$  の範囲を変化させれば,  $\mathbf{u}_{ff}$  候補は無限に作成することができる. 筋骨格モデルに立位姿勢を取らせるための  $\mathbf{u}_{ff}$  は無限に存在し得, また実際のヒトでも個人ごとに立位時の筋活動は異なる. このシミュレーションで扱っている  $\mathbf{u}_{ff}$  はそれらの一部である.

静止立位を扱った Jiang らの過去の研究では, 9 つの  $\mathbf{u}_{ff}$  を均等な  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  間隔で選びシミュレーションに用いた. 結果として,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.07$  の際に, ヒトの立位における筋活動と近い筋活動が生成された. そこで本シミュレーションでは,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.07$  となるような  $\mathbf{u}_{ff}$  を含む形で,  $\mathbf{u}_{ff}$  を均等な  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  間隔で候補から選ぶ.

### PD ゲイン最適化

ある  $\mathbf{u}_{ff}$  を候補から選ぶ. PD ゲインは各  $\mathbf{u}_{ff}$  と床面移動の方向ごとに最適化される. 共分散行列適応進化戦略 (Covariance matrix adaptation evolution strategy, CMA-ES) を目的関数  $J$  を最小化するような PD ゲインの探索に用いる (Eq (2.12)). CMA-ES は非線形ブラックボックス最適化問題を解くための進化計算アルゴリズムであり, 歩行を生成するための研究にも用いられている [Dorn 2015]. 収束を速くするため, population size  $\lambda$ , initial standard deviation  $\sigma$  は, それぞれ 18, 0.005 と設定する. 最大 iteration 数は 1500 とする. 各 iteration で, 18 個の候補が生成され, 比較される.

$$J = w_{fail}J_{fail} + w_{pos}J_{pos} \quad (2.12)$$

$$J_{fail} = \frac{1}{T_{fall}}(T_{simu} - T_{fall}) \quad (2.13)$$

$$T_{fall} = \begin{cases} T_{stop} & (h_{CoM} < 0.9 \text{ m}) \\ T_{simu} & (h_{CoM} \geq 0.9 \text{ m}) \end{cases} \quad (2.14)$$

$$J_{pos} = \sum_{j=1}^{15} \int_0^{T_{fall}} (\theta_j(t) - \theta_j(0))dt \quad (2.15)$$

目的関数  $J$  は筋骨格モデルが立位を維持できた時間を評価する  $J_{fail}$  と, 筋骨格モデルの姿勢を評価する  $J_{pos}$  との重み付き線形和である.  $w_{fail}$  と  $w_{pos}$  とは 10,000 と 1 と設定される. 筋骨格モデルが転倒しないことが重要であるため,  $w_{fail}$  の値が大きい. なお, 転倒しなければ  $J_{fail} = 0$  となるよう設計してあるため, 最適化の計算が進み, 転倒しないような PD ゲインの解が得られてからは, 実質的には  $J = w_{pos}J_{pos}$  を最小化するような最適化となる. 最初の段階で転倒を回避し ( $J_{fail}$ ), 次の段階で安定した姿勢を目指す ( $J_{pos}$ ) のものであるため,  $w_{fail}$  が  $w_{pos}$  に対して十分大きければ, 比が 10,000:1 でなくとも, 同様の結果を得ることが期待される.  $T_{simu}$  はシミュレーション時間で 5000 ms である.  $T_{fall}$  は質量中心の高さ  $h_{CoM}$  が 0.9 m を下回った時刻である. シミュレーション中  $h_{CoM}$  が 0.9 m 以上であった場合 (筋骨格モデルが  $T_{simu}$  の間立位を維持できた場合),  $T_{fall}$  は  $T_{simu}$  に等しく (Eq (2.14)),  $J_{fail} = 0$  である (Eq (2.13)).  $J_{pos}$  は関節角度の変化の時間積分の足し合わせである.  $\theta_j(t)$  は  $j$  番目の関節の角度である.

先行研究では,  $h_{CoM}$  の閾値を 0.4 m としていた. しかしながらこの閾値は, 筋骨格モデルの転倒を判定するには小さすぎる.  $h_{CoM}$  が 0.4 m となるような状況は, CoM の床面への投射が BoS から外れている (Fig. 1.1) か, 関節を屈曲させて屈んでいるかであり, 立位

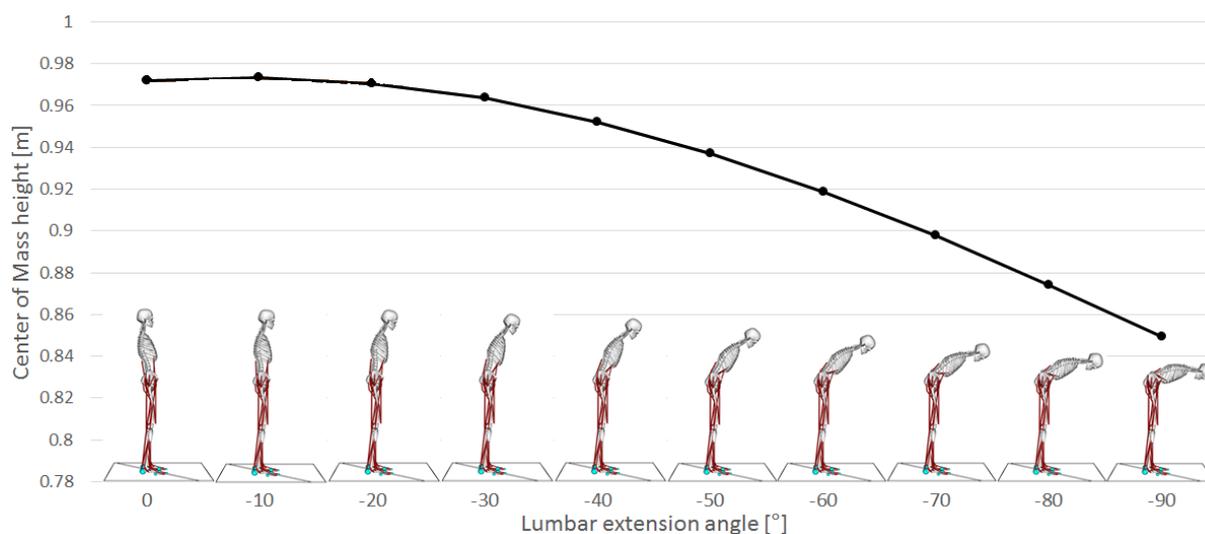


図 2.11 Hip の屈曲と CoM の高さとの関係. シミュレーション中, CoM の高さをもとに転倒判定を行う. 先行研究 [Jiang 2016] での閾値は 0.4 m であったが, 筋骨格モデルの上半身を直立姿勢から 70° 前傾させても (Fig. 2.2 中  $q_1$ ), CoM の高さは 0.9 m 程度である. 本シミュレーションで想定している姿勢動揺では, このような大きな関節の屈曲は起こらない. そのため, CoM の高さの閾値を 0.9 m とする.

姿勢からは大きく異なるためである. Hip の屈曲 (ここでは lumbar extension ( $q_1$ ) のみの変化を考えた) と筋骨格モデルの CoM の高さとの関係を Fig. 2.11 に示す. 筋骨格モデルが腰から 70° 前傾して, はじめて CoM の高さは 0.9 m を下回る. 本研究でそのような大きな関節角度の変化は想定しないため, 閾値を 0.9 m と設定している.

### 2.3.5 評価指標

#### 床面移動に対する筋の反応の大きさ

Henry らは被験者を移動床の上に立たせ, 床面を 30° ごとに区切った 12 方向に, 200 ms で 9 cm の大きさで移動させた [Henry 1998]. 床面移動の方向はランダムに決定された. 実験中の筋電の反応は記録され, 床面移動に応じた筋の反応の大きさが計算された. 本シミュレーションでは, シミュレートされた反応が生理学的に妥当かどうかを判定するため, シミュレーション結果を Henry らの実験で得られた結果と比較する. Henry らが用いたものと同様の評価指標を, シミュレーション中の筋活動から計算する.

左側の 6 つの筋の活動を観察する: 脊柱起立筋 (ESP), 大腿直筋 (RFM), 大腿筋膜張筋 (TFL), 前脛骨筋 (TIB), ヒラメ筋 (SOL), 腓腹筋内側頭 (MGS) (Fig. 2.12). 床面移動と

筋活動の反応の例を Fig. 2.13 に示す．評価指標の計算には床面移動の印加から 70–270 ms の範囲が用いられる．Eq (2.16) の通り積分値を計算する．

$$\text{integrated muscle activation} = \int_{70}^{270} (a_i(t) - a_{\text{baseline},i}) dt \quad (2.16)$$

$a_i(t)$  は  $i$  番目の筋の筋活動である． $a_{\text{baseline},i}$  はベースラインで、床面移動の印加の 50–150 ms 前の範囲での  $a_i(t)$  の平均値である．同様の観察範囲が先行研究において評価に扱われている [Henry 1998, Torres-Oviedo 2007, Torres-Oviedo 2010]．筋活動の値とベースラインの差を 200 ms の範囲で積分し、床面移動に対する筋の反応の大きさとする．各筋で、12 方向への反応の大きさのうち最大のものを 1、最小のものを 0 として正規化し、レーダーチャートにプロットする (Fig. 2.13)．赤いものが本研究のシミュレーション結果、黒いものが先行研究の実験結果 [Henry 1998] から計算されたものである．シミュレーション結果と実験結果が近いとき、グラフ同士は似た形となる．

シミュレートされた筋の反応の特徴がヒトの実験結果のものと同じであることを確認するため、コサイン類似度を用いる．シミュレーション結果と実験結果が近いとき、コサイン類似度は大きくなる．12 方向で Eq (2.16) により計算される評価指標は 12 次元のベクトルとなる．評価指標はコサイン類似度の一般的な正規化に倣い、-1 から +1 の範囲で正規化される．シミュレーション結果の 12 次元のベクトル  $\mathbf{v}_{\text{sim}}$  と実験結果のベクトル  $\mathbf{v}_{\text{exp}}$  とのコサイン類似度は、Eq (2.17) を用いて計算される．

$$\text{similarity} = \frac{\mathbf{v}_{\text{sim}} \cdot \mathbf{v}_{\text{exp}}}{|\mathbf{v}_{\text{sim}}| |\mathbf{v}_{\text{exp}}|} \quad (2.17)$$

$\mathbf{v}_{\text{sim}}$  はシミュレートされた筋活動から計算された評価指標を正規化することで得られる 12 次元のベクトルである． $\mathbf{v}_{\text{exp}}$  は先行研究 [Henry 1998] で計測された EMG から計算された評価指標を正規化することで得られる 12 次元のベクトルである．コサイン類似度は -1 から +1 の範囲で変化する．ふたつのベクトルが一致するとき、コサイン類似度は +1 となる．

$\mathbf{v}_{\text{sim}}$  と  $\mathbf{v}_{\text{exp}}$  とのコサイン類似度を評価するため、乱数で構成されるベクトル  $\mathbf{v}_{\text{rand}}$  100,000 個と  $\mathbf{v}_{\text{exp}}$  とのコサイン類似度を計算する．

$$\text{similarity} = \frac{\mathbf{v}_{\text{rand}} \cdot \mathbf{v}_{\text{exp}}}{|\mathbf{v}_{\text{rand}}| |\mathbf{v}_{\text{exp}}|} \quad (2.18)$$

$\mathbf{v}_{\text{rand}}$  は -1 から +1 の範囲の乱数で構成される 12 次元のベクトルである．100,000 回の計算の平均と標準偏差から累積分布関数を計算する (正規分布と仮定)．Eq (2.17) で計算されるコサイン類似度とから累積分布確率を計算し、コサイン類似度が大きいかどうかを評価す

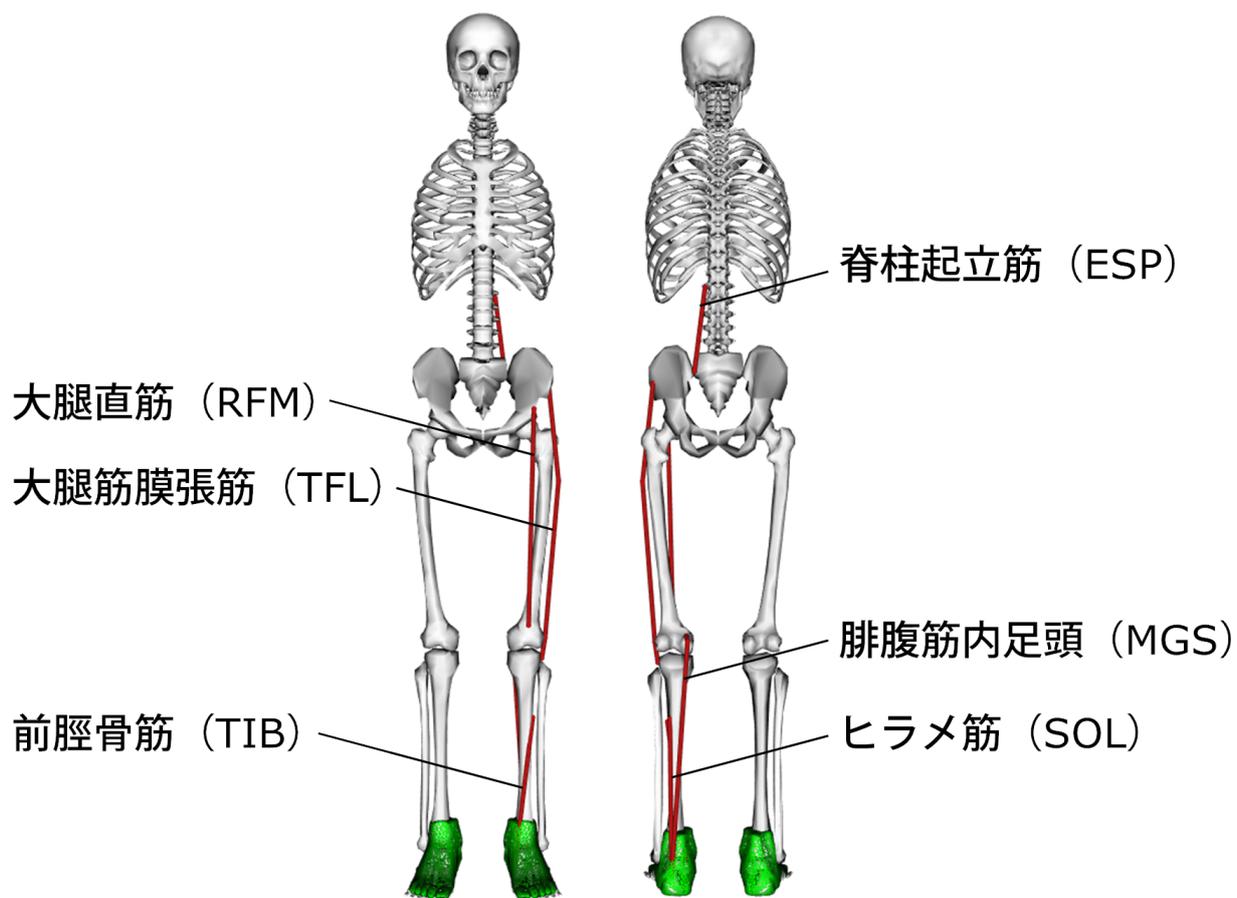


図 2.12 観察した 6 つの筋の配置. 左側の筋活動を観察し, 先行研究 [Henry 1998] の実験結果との比較に用いる. 上腿以上と下腿とで 3 種類ずつである.

る.

加えて, 他の動作の筋シナジーとの比較を行う. ヒトの身体には, 関節自由度の数を大きく超える数の筋が存在する. 同じ運動を行う場合でも, 筋の駆動のパターンは無数に考えられる. この問題に対し, Bernstein は筋シナジー仮説を唱えた. ある関節を伸展/屈曲させる, 身体を前傾/後傾させる等の機能を持つ筋活動の組み合わせにより, 運動が生成されるというものである. An らは, 椅子様の物体に座った被験者が起立動作を行う際の筋シナジーを解析した [An 2015, Yang 2017]. その結果, 起立動作は 4 つの筋シナジーにより実現されることが確認された. 本シミュレーションは, こうした筋シナジーを考慮して神経系コントローラモデルの制御パラメータを調節するものではない. その上で本シミュレーションと筋シナジーで似た動作に対し同様の筋が活性化した場合, その筋の組み合わせの妥当性が補強されると考える.

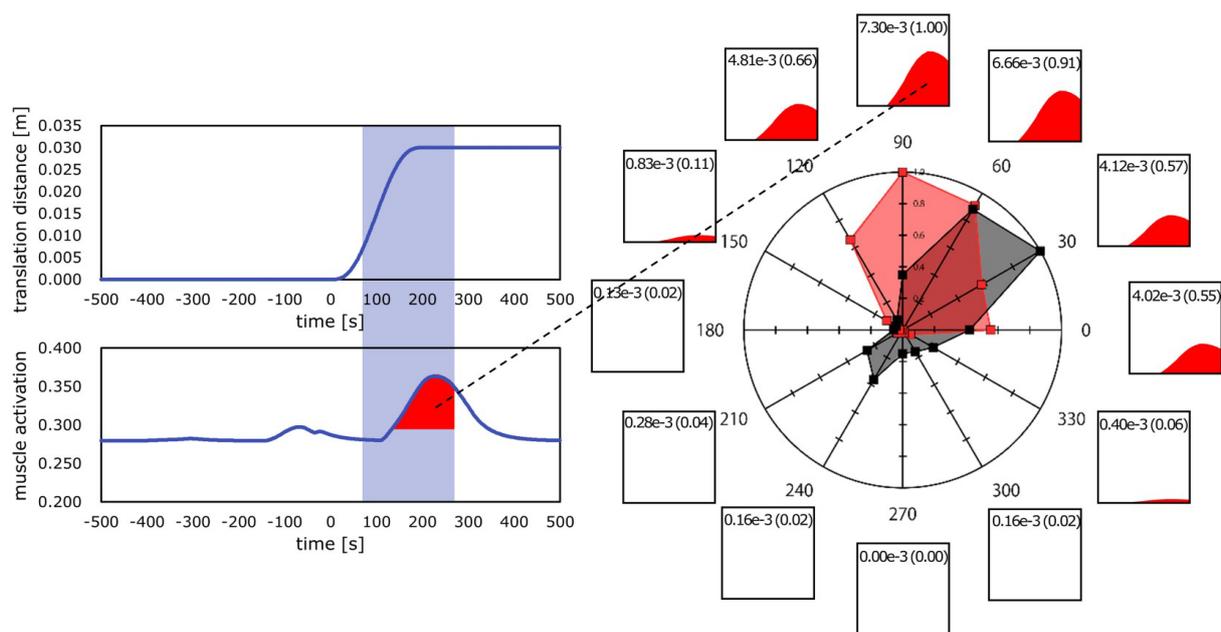


図 2.13 床面移動に対する筋の反応の大きさを示すレーダーチャートの例。左のグラフは、90°の床面移動（前方）が印加されてから 70–270ms の範囲で、ある筋の反応の大きさ（積分値）を計算したものである。同様に他の 11 方向でも、筋の反応の大きさを計算できる。それらの中で最大のものを 1 として（この場合は 90° が最大）正規化し、レーダーチャートにプロットする。90°、60° の床面移動には大きく反応するが、270° など後方の床面移動には反応しない。各方向への床面移動に対する左側の筋の反応の大きさをプロットしたものであるため、左右対称にはならないことに注意されたい。

### 関節のスティフネス

これまでに ankle のスティフネスが計算され、スティフネスによる受動的な力のみでは立位姿勢を安定に保てないことが報告されていた [Loram 2002, Casadio 2005, Vlutters 2015, Moorhouse 2007, Kiemel 2008]。シミュレートされたスティフネスが生理学的に妥当かどうかを調べるため、先行研究で計算されたものとシミュレートされたものとを比較する。

先行研究では、矢状面上で小さな外力を加えることで ankle の屈曲/伸展を起こさせ、そこから ankle のスティフネスを計算していた [Loram 2002, Casadio 2005, Vlutters 2015, Moorhouse 2007, Kiemel 2008]。そのため、本章では、床面の後方移動（270°）のときの ankle のスティフネスを計算し、その妥当性を検討する。矢状面上であれば床面の前方移動（90°）も該当するが、最も多く使われている床面移動の方向として、床面の後方移動のみを取り扱う。先行研究では、relative stiffness が Eq (2.19) を用いて計算されている。Relative stiffness の値が 1 より小さいとき、ankle のスティフネスによる受動的な力のみでは、立位

姿勢を維持できないことを意味する.

$$Relative\ stiffness = \frac{2K}{mgh} \quad (2.19)$$

$K$  は ankle のスティフネスである.  $m$  は筋骨格モデルの質量 (ankle より上側),  $g$  は重力加速度,  $h$  は ankle から計測した CoM の高さである.  $mgh$  は critical stiffness と呼ばれ, 筋活動の変化なしに立位を保たせることができるような stiffness の値である.

Relative stiffness を計算するため, ankle のスティフネス  $K$  を, ankle 角度  $\theta_{ankle}$  と受動的な ankle トルク  $T_{passive}$  との関係から計算する. まず筋骨格モデルの筋が発揮する力は Eq (2.1) のように計算される. 受動的な ankle トルク  $T_{passive}$  は Eq (2.1) 中のふたつの要素から影響を受ける. ひとつは受動的な力  $\mathbf{f}^{PE}(\tilde{l}_i^M)$  である. 筋の長さが最適な長さより大きいとき, 受動的な力が生成される. もうひとつは  $\mathbf{u}_{ff}$  に由来する力  $a_i \mathbf{f}^L(\tilde{l}_i^M) \mathbf{f}^V(\tilde{v}_i^M)$  である. 同じ筋活動であっても,  $\mathbf{u}_{ff}$  由来で発揮される力は  $\tilde{l}$  と  $\tilde{v}$  次第で変化する. 以上より, 受動的な ankle トルク  $T_{passive}$  は Eq (2.20) のように計算される.

$$T_{passive} = \sum_i f_{o,i}^M (a_{ff,i} \mathbf{f}^L(\tilde{l}_i^M) \mathbf{f}^V(\tilde{v}_i^M) + \mathbf{f}^{PE}(\tilde{l}_i^M)) \times (ma_i) \quad (2.20)$$

$a_{ff,i}$  は  $\mathbf{u}_{ff}$  由来の筋活動,  $ma_i$  はモーメントアームである.

受動的な ankle トルク  $T_{passive}$  を先行研究にならい Eq (2.21) のようにモデル化し, ここからスティフネス  $K$  を計算する [Loram 2002].

$$T_{passive} = K\theta_{ankle} + B\dot{\theta}_{ankle} + I\ddot{\theta}_{ankle} + C \quad (2.21)$$

$K$ ,  $B$ ,  $I$ ,  $C$  はスティフネス, 粘性, 慣性モーメント, 定常値である. 本シミュレーションでは  $t = 0$  ms での  $\theta_{ankle}$  が常に同じではないため, 定常値  $C$  を元の式に追加している.  $T_{passive}$  と  $\theta_{ankle}$  から各パラメータを計算するため, 最小二乗法を用いる.

## 2.4 結果

### 2.4.1 制御パラメータ調節結果

$\tau_{fb} = 0$ ,  $\tau_{trans} = 0$ ,  $\mathbf{u}_{ff} = \mathbf{0}$  条件下で FB 制御のみのシミュレーションを行い, 316 個の  $\mathbf{u}_{ff}$  候補を得た. その中から  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  間隔が均等になるよう, 7 つの  $\mathbf{u}_{ff}$  を選んだ ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00, 2.01, 2.98, 4.02, 4.97, 5.95, 6.39$ ). 今回の  $\mathbf{u}_{ff}$  計算手法では  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 > 6.39$  となるような  $\mathbf{u}_{ff}$  は得られなかったため, 選ばれたものの  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  上限は 6.39 である. 選ばれた  $\mathbf{u}_{ff}$  に対応する姿勢を Fig. 2.14 に示す. 選ばれた  $\mathbf{u}_{ff}$  の筋活動を Fig. 2.15, Fig. 2.16 に示す. 11 ある各筋グループの中で, 最も等尺性最大筋力 (筋の発揮できる最大の力) のパラメータが大きかったものを抜粋している. それらの  $\mathbf{u}_{ff}$  と対応する目標姿勢を Fig. 2.14 に示す. 異なる  $\mathbf{u}_{ff}$  間での姿勢の差は, 最大でも  $0.77^\circ$  に収まっている ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.01$  と  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 6.39$  の  $q_4, q_7$ ).

7 つの  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$ , 床面移動 12 方向ごとに 84 通りの最適化を行い (Fig. 2.10),  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$  の場合を除くすべての条件で, 筋骨格モデルが起立姿勢を維持できるような PD ゲインを得ることができた. 得られた PD ゲインの傾向を Fig. 2.17 に示す.

### 2.4.2 評価結果

#### 床面移動に対する筋の反応の大きさ

床面移動に対する筋の反応の大きさを Fig. 2.18 に示す. これらのレーダーチャートは, 左側の筋がどの程度床面移動に対して反応したかを示す. Fig. 2.18 中には, 6 つの観察対象の筋, 6 つの  $\mathbf{u}_{ff}$  に対応した, 36 個のレーダーチャートが載せられている.

例として, 左側の ESP が  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.01$  の場合に床面移動に対しどのように反応したかを示す, 左上のレーダーチャートについて説明する. シミュレーションでは, ESP は  $90^\circ$  の床面移動に対し最も大きく反応した. 反対に, 後方への床面移動に対しては活性化しなかった. 実験では, ESP は  $30^\circ$  の床面移動に対し最も大きく反応した. 後方, 左方への床面移動に対しては活性化しなかった. なおシミュレートされた反応と実験で得られた反応とは, 独立に正規化されている. シミュレーション結果と実験結果とのコサイン類似度は, 0.649 であった.

すべての  $\mathbf{u}_{ff}$  条件で撮ったコサイン類似度の平均を Table 2.4 に示す. 実験結果から作成

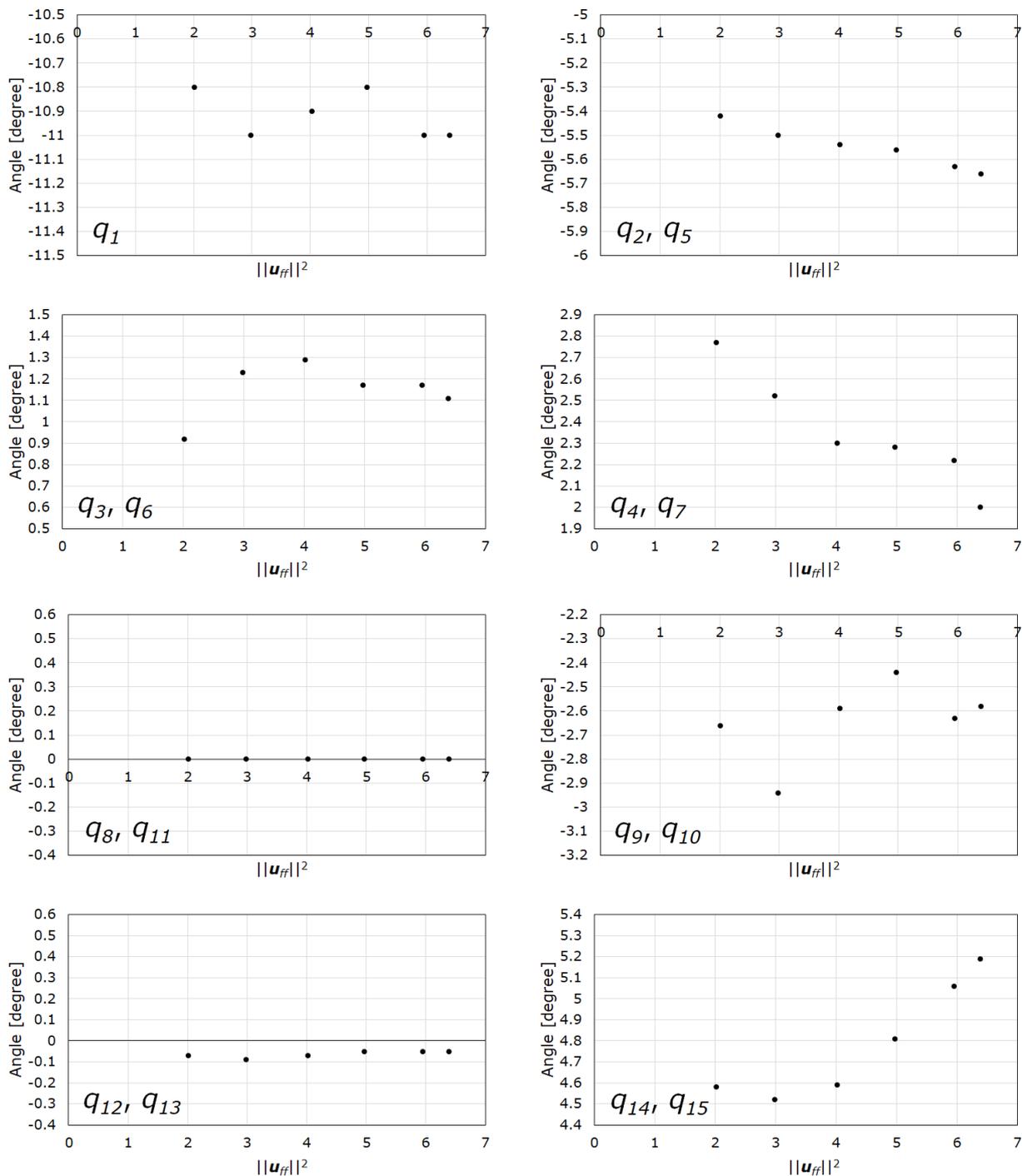


図 2.14  $u_{ff}$  計算で得られた姿勢.  $u_{ff}$  計算を通して, ある姿勢に対する  $u_{ff}$  が得られる. 単位は度である.  $q_8$  と  $q_{11}$  は lumbar rotation と lumbar bending に相当するが, ここでの姿勢は左右対称であるため, いずれも 0 である.

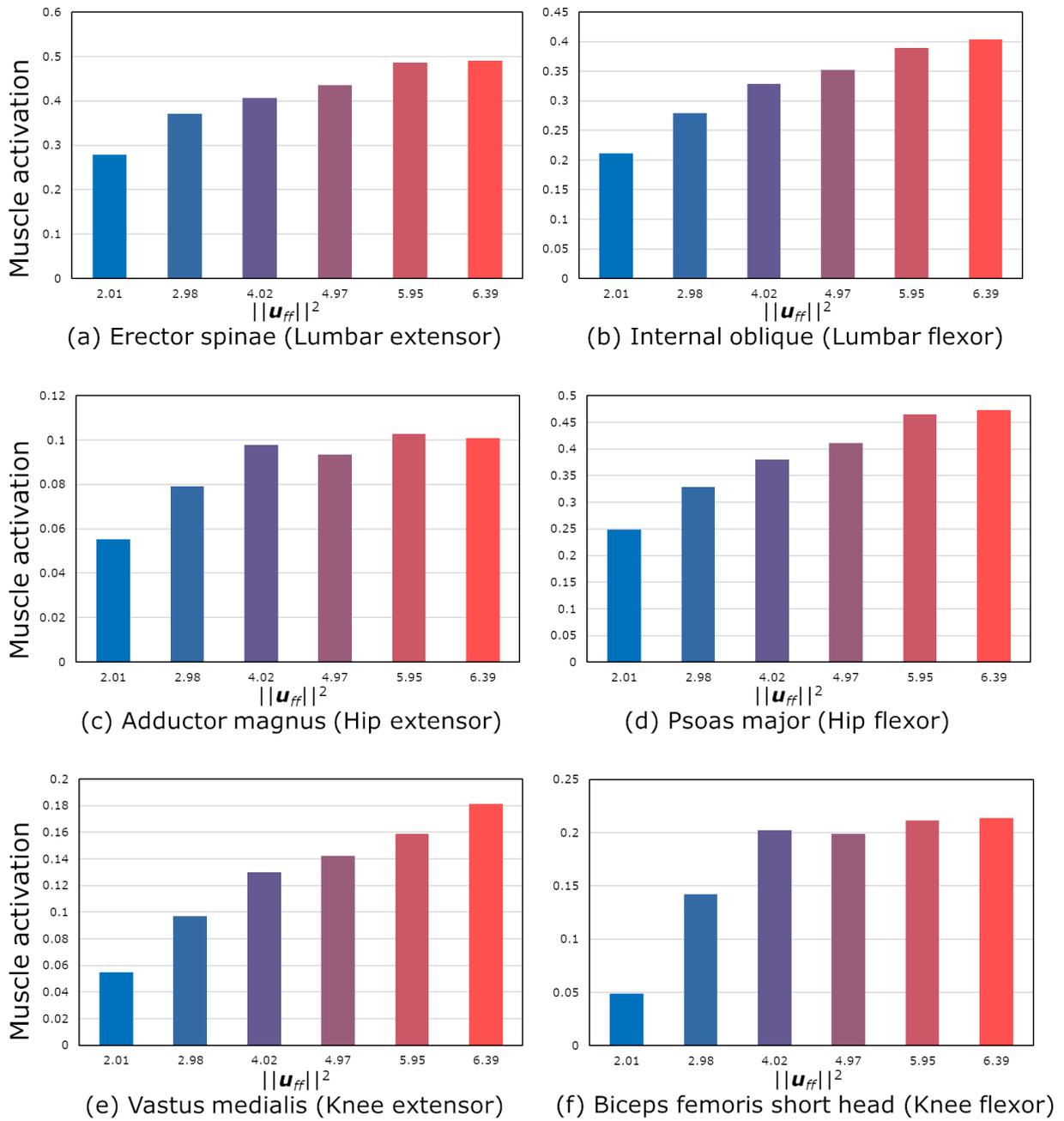


図 2.15 調節された  $\mathbf{u}_{ff}$  の筋活動 (erector spinae, internal oblique, adductor magnus, psoas major, vastus medialis, biceps femoris short ehad). 横軸は  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$ , 縦軸は筋活動である.  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が小さいものは青で,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が大きいものは赤で示している.

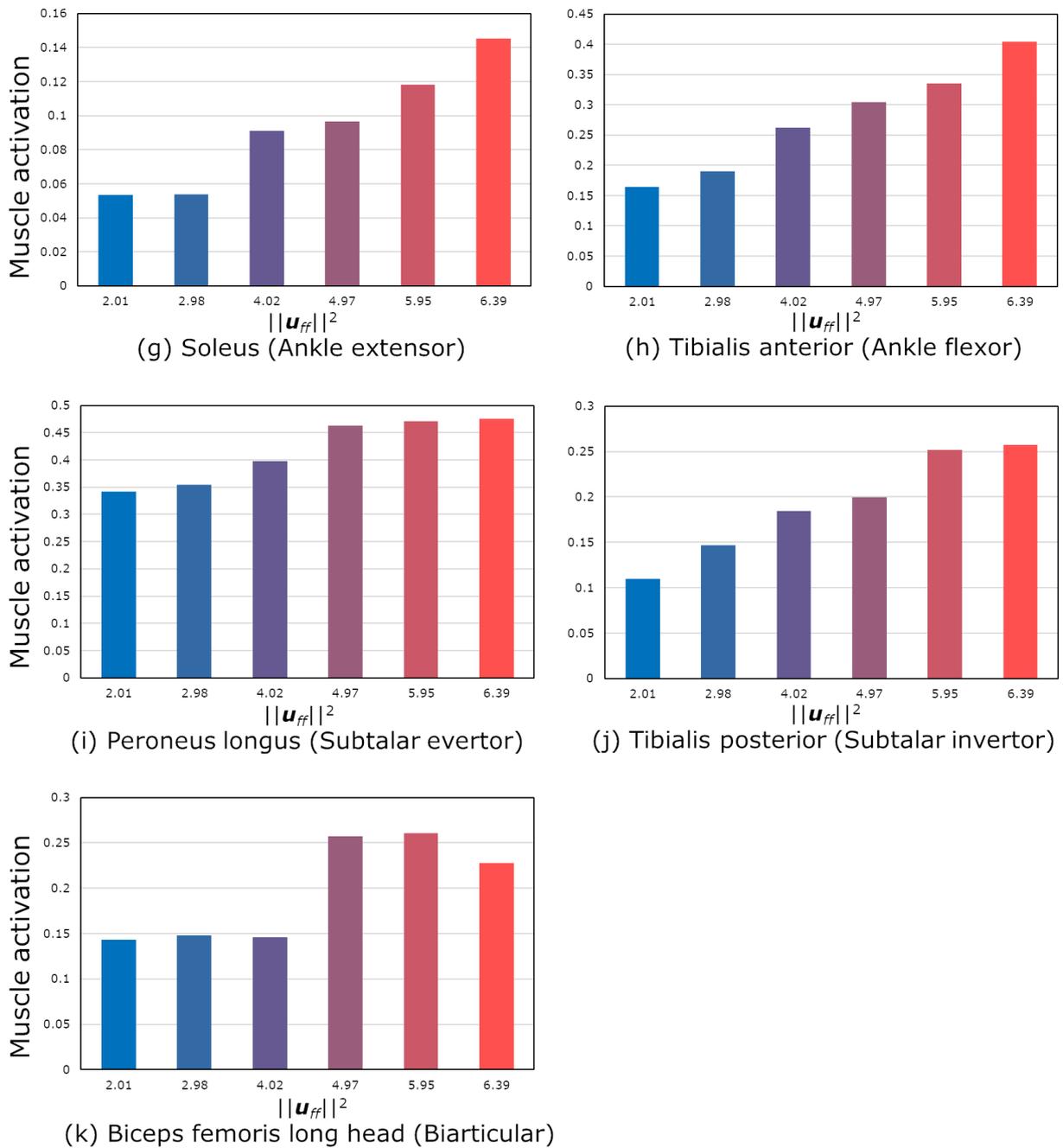


図 2.16 調節された  $u_{ff}$  の筋活動 (soleus, tibialis anterior, peroneus longus, tibialis posterior, biceps femoris long head). 横軸は  $\|u_{ff}\|^2$ , 縦軸は筋活動である.  $\|u_{ff}\|^2$  が小さいものは青で,  $\|u_{ff}\|^2$  が大きいものは赤で示している.

## 第2章 外力下での姿勢制御器の評価

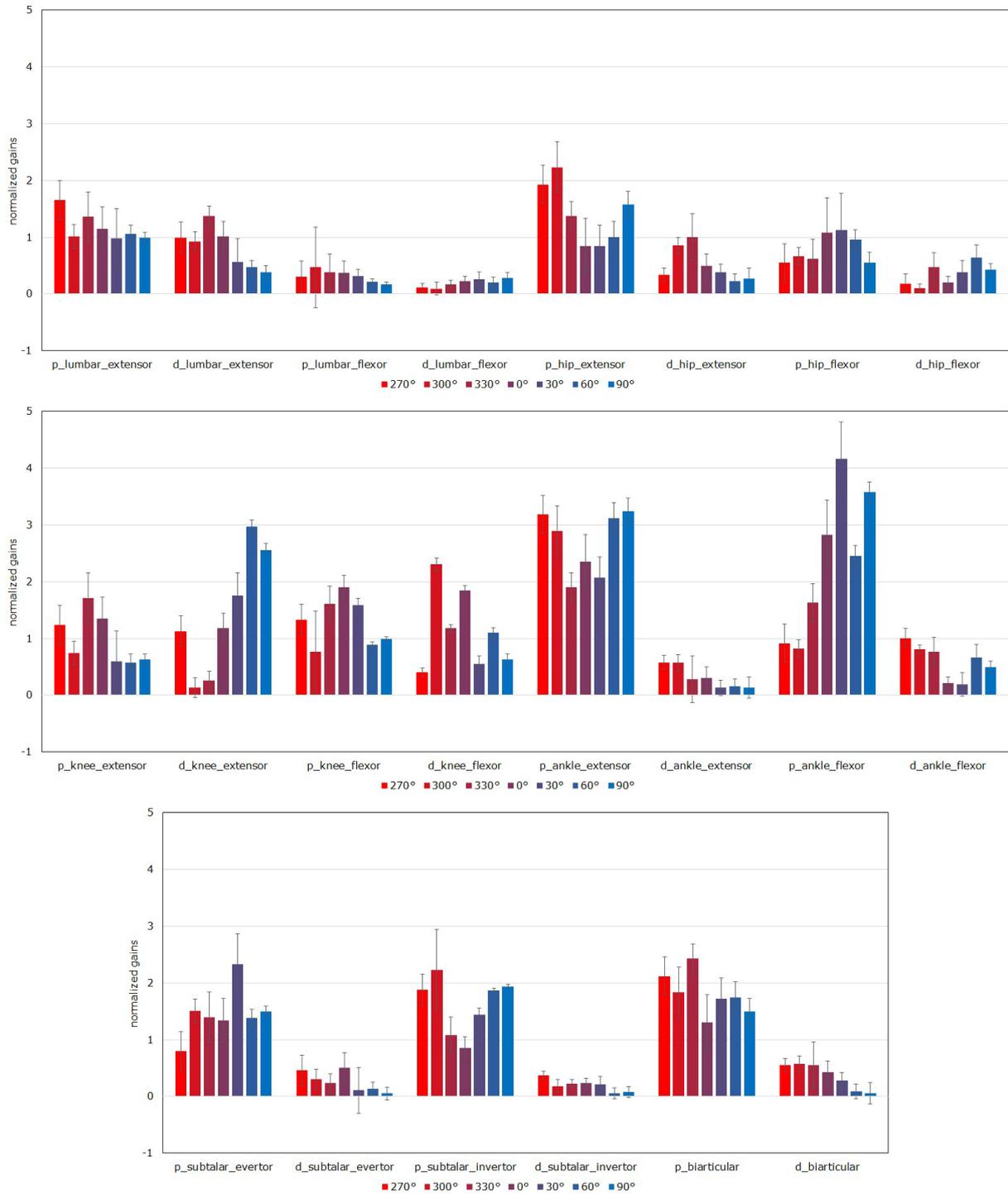


図 2.17 床面移動の方向と調節された PD ゲインの関係。左が 270°，右が 90° となるように並べている。赤は後方，紫は右方，青は前方への床面移動に対し調節された PD ゲインである。

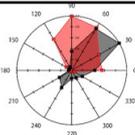
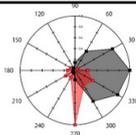
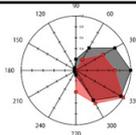
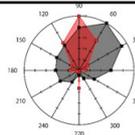
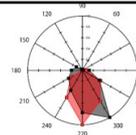
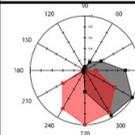
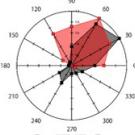
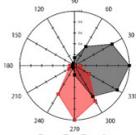
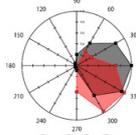
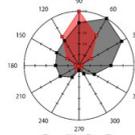
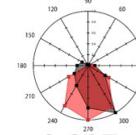
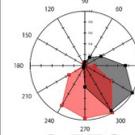
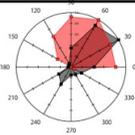
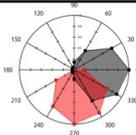
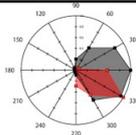
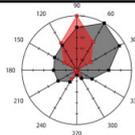
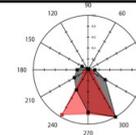
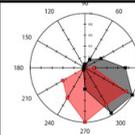
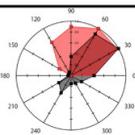
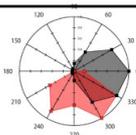
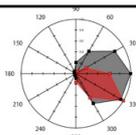
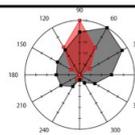
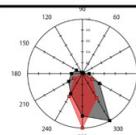
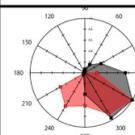
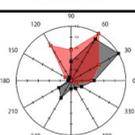
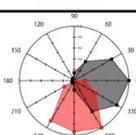
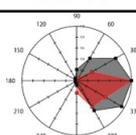
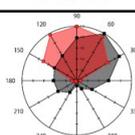
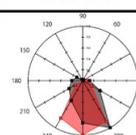
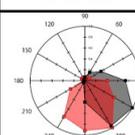
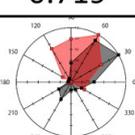
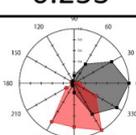
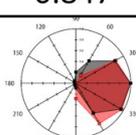
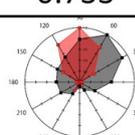
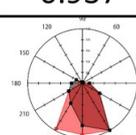
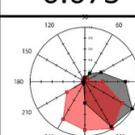
Muscle $\ u_{ff}\ ^2$	ESP	RFM	TFL	TIB	SOL	MGS	Average for each $\ u_{ff}\ ^2$
<b>2.01</b>	 0.649	 0.330	 0.907	 0.473	 0.938	 0.564	<b>0.643</b>
<b>2.98</b>	 0.752	 0.234	 0.826	 0.536	 0.927	 0.576	<b>0.642</b>
<b>4.02</b>	 0.682	 0.266	 0.748	 0.521	 0.914	 0.641	<b>0.629</b>
<b>4.97</b>	 0.695	 0.217	 0.946	 0.517	 0.936	 0.639	<b>0.658</b>
<b>5.95</b>	 0.719	 0.253	 0.847	 0.733	 0.937	 0.673	<b>0.694</b>
<b>6.39</b>	 0.692	 0.267	 0.951	 0.574	 0.921	 0.667	<b>0.679</b>
<b>Average for each muscle</b>	<b>0.698</b>	<b>0.261</b>	<b>0.871</b>	<b>0.559</b>	<b>0.929</b>	<b>0.627</b>	

図 2.18 床面移動の方向と筋の反応の大きさに関するレーダーチャート。6つの筋、6つの  $u_{ff}$  に対応する 36 のレーダーチャートを並べている。レーダーチャートの下の数字はコサイン類似度で、この値が高いほどシミュレーション結果（赤）と実験結果（黒）とが近いということである。 $u_{ff}$  ごとのコサイン類似度の平均、筋ごとのコサイン類似度の平均を併記した。

されたベクトルと乱数からなるベクトルとでコサイン類似度を計算した場合の平均と標準偏差，累積分布確率を併記している．累積分布計算の際には正規分布を仮定している．

### Ankle のスティフネス

すべての計算されたパラメータ（スティフネス，粘性，慣性モーメント，定数）と relative stiffness を Table 2.5 に示す．Relative stiffness は  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 4.97$  と  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 5.95$  の場合を除き， $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の増加に伴い増加する．すべての relative stiffness の値は 1 より小さい．

表 2.4 床面移動の方向ごとの各筋の反応の大きさを評価するコサイン類似度．Simulation：シミュレーション結果とヒトの実験結果をもとにしたベクトル同士で計算したコサイン類似度の値を，すべての  $\mathbf{u}_{ff}$  条件で平均したもの．Random：ヒトの実験結果をもとにしたベクトルと乱数からなるベクトルとで計算したコサイン類似度の値の，平均と標準偏差．Cumulative distribution：シミュレーション結果とヒトの実験結果をもとにしたベクトル同士で計算したコサイン類似度の値が，ヒトの実験結果をもとにしたベクトルと乱数からなるベクトルとで計算したコサイン類似度の値を上回る確率．

	<b>ESP</b>	<b>RFM</b>	<b>TFL</b>
<i>Simulation</i>	0.698	0.261	0.871
<i>Random</i>	1.40e-3±0.288	1.70e-3±0.289	-2.91e-4±0.290
<i>Cumulative distribution</i>	0.992	0.815	0.999
	<b>TIB</b>	<b>SOL</b>	<b>MGS</b>
<i>Simulation</i>	0.559	0.929	0.627
<i>Random</i>	1.31e-5±0.289	1.64e-4±0.290	-3.94e-4±0.289
<i>Cumulative distribution</i>	0.973	0.999	0.985

表 2.5 Ankle の反応パラメータと relative stiffness. 後方への床面移動に対する反応 (500–570 ms) を, Eq (2.21) でモデル化する. 計算されたスティフネス  $K$  (Nm/deg), 粘性  $B$  (Nms/deg), 慣性モーメント  $I$  (Nms<sup>2</sup>/deg), 定数  $C$  を示す. Relative stiffness は Eq (2.19) で計算される. Relative stiffness を計算する際の筋骨格モデルに関するパラメータは以下の通り: 筋骨格モデルの質量  $m$  (ankle より上部のみを考慮する) は 72.0 kg, 重力加速度  $g$  は 9.80665 m/s<sup>2</sup> である. CoM から ankle までの距離  $h$  は 0.914 m (全シミュレーションでの平均と標準偏差は 0.914±3.65e-4 m) である.

	<b>Stiffness</b>	<b>Viscosity</b>	<b>Inertia</b>	<b>Constant</b>	<b>Relative Stiffness</b>
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 2.01$	1.17	0.0508	2.17e-3	-9.64	0.208
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 2.98$	1.42	0.0921	-1.34e-3	2.10	0.252
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 4.02$	2.40	0.146	1.75e-4	-1.06	0.425
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 4.97$	3.73	0.121	-2.49e-4	-5.25	0.662
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 5.95$	3.55	0.142	-4.85e-4	-4.74	0.631
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 6.39$	4.55	0.134	-7.86e-4	-9.45	0.808

## 2.5 考察

### 2.5.1 $\mathbf{u}_{ff}$ 計算と姿勢

Fig. 2.15 では計算された  $\mathbf{u}_{ff}$  の筋活動を抜粋して示した。  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が大きくなるにつれて  $\mathbf{u}_{ff}$  を構成する筋活動の大きさも大きくなっていることが確認できる。例外は (c) の  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 4.97, 6.39$ , (f) の  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 4.97$ , (k) の  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 6.39$  の4か所のみである。本手法は 7DoF という限られた関節自由度のシミュレーション研究で提案されたものであったが、15DoF に拡張した場合でも適切に  $\mathbf{u}_{ff}$  を生成できることが確認された。  $\mathbf{u}_{ff}$  と対応する姿勢は、異なる  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  間で大きな差異はない (Fig. 2.14)。

### 2.5.2 PD ゲインと床面移動方向との関係

筋が外力により引き伸ばされたとき、筋は活性化し力を発揮して、姿勢を維持する。本シミュレーションでは、外力により引き伸ばされる筋の P ゲインは大きくなり、その拮抗筋の P ゲインは小さくなると予想される。

床面が後方に移動した時、足が同じく後方に動く一方、上半身ははじめの位置にとどまる。これにより身体は前傾し、knee と ankle は屈曲する。これは実験においても確認されている [Henry 1998b]。そのため、knee extensor と ankle flexor に属する筋の P ゲインは、後方への床面移動に対し大きくなると予想される。シミュレーション結果はこの予想と一致した (Fig. 2.17)。Knee flexor の  $30^\circ$ – $90^\circ$  での P ゲインは  $270^\circ$ – $330^\circ$  のものに比べ小さくはなかったが、これは立位姿勢を取った時点で knee がほぼ伸展していることによるものと考えられる。ankle extensor の  $30^\circ$ – $90^\circ$  を除き、P ゲインと床面移動方向の関係は解剖学的特徴に沿っている。

同じ PD ゲインが右側と左側の筋に与えられているため、各 subtalar グループに方向依存の P ゲインが設定されないことが予測されていた。しかしながら、Fig. 2.17 の  $270^\circ$ – $90^\circ$  の P ゲインを見ると、subtalar evtor のグラフが逆 U 字になっている一方、subtalar invertor のグラフは U 字になっている。subtalar グループの P ゲインは拮抗筋同士で最適化されたものと考えられる。

筋骨格モデルは 3 次元的な多リンクシステムであるため、P ゲインと床面移動方向との関係は、筋の床面からの距離が大きくなるにつれて弱くなると予測される。lumbar グループ

(腹筋, 背筋) の P ゲインと床面移動方向との関係は弱い. Hip extensor のグラフが U 字になっている一方で hip flexor のグラフは逆 U 字になっており, hip グループの p ゲインは拮抗筋同士で最適化されたものと考えられる.

Biarticular には複数個所の筋が含まれる. そのため, biarticular のゲインについて評価することは難しい.

P ゲインは床面移動方向に対し適切に最適化されるものと仮定した. 現在のところ, 多方向の床面移動を考慮した筋骨格モデル研究は存在しないため, D ゲインについて方向的特徴を評価することは難しい. より多くの  $u_{ff}$  を用いることで, PD ゲインの方向的特徴はより明確になると期待される.

### 2.5.3 筋の反応の大きさの方向的特徴

ESP, TFL, TIB, SOL, MGS の累積分布確率は, 0.97 より大きかった. これは, シミュレーション結果と実験結果から計算したコサイン類似度が, 乱数と実験結果から計算したコサイン類似度よりも大きい確率が, 0.97 を超えていることを意味する. そのため, シミュレートされた筋の反応はヒトの実験結果と一致するものとする. 外力が与えられる条件でも筋骨格モデルの立位姿勢を維持可能な神経系コントローラモデルはこれまで提案されておらず, 今回はシミュレーション結果との比較対象を乱数のみとしていた. 今後多方向への床面移動をタスクとして神経系コントローラモデルを評価する際, 本研究の結果がひとつの基準として使われうる. 伸びた筋の力を発揮し, 筋の長さを戻すことが立位姿勢を維持するうえで重要であることは推測できるが, それが実際の筋の反応をどれだけ説明できるかは不明であった. 今回, 単純な FB 制御により 5 つの筋の反応の特徴を再現できたことは重要である.

RFM については, コサイン類似度は 0.261, 累積分布確率は 0.815 であった. これらの値は 6 つの筋の指標を比較した際, 最も小さい. これは, シミュレーションでもっとも活性化された方向 ( $270^{\circ}$ – $300^{\circ}$ , 後方) と, 実験でもっとも活性化された方向 ( $0^{\circ}$ , 右方) が直交していることによる. RFM の解剖学的特徴を考えると, 後方への床面移動の際に筋が最も大きく引き伸ばされ, 最も大きく反応することが予測される. しかしながら, ヒトの実験では, "RFM はそれとは直交する方向への床面移動の際に最も大きく反応し, これは複雑な制御メカニズムによるものと考えられる"とされている [Henry 1998]. 今回の神経系コント

ローラモデルのFB制御は、引き伸ばされた筋を活性化させる、単純なもののみである。実際にはヒトは様々な部位の受容器から得られる感覚情報を統合して、立位姿勢を維持するために用いている。制御対象の筋の情報のみでなく、他の部位の情報を参照するFB制御を実装することで、RFMの反応のような特異的な反応に、いずれの情報が重要であるかを理解することができる。

対照的に、コサイン類似度の $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$ ごとの平均は、0.629 ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 4.02$ ) から 0.694 ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 5.95$ ) の範囲に収まった。 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$ の大きさとコサイン類似度との関連は見られなかった。すなわち、身体のかたさが変わっても、筋の反応の傾向は変わらなかったということである。

### 起立動作時の筋シナジーとの比較

Anらは、椅子様の物体に座った被験者が起立動作を行う際の筋シナジーを解析し [An 2015, Yang 2017], 起立動作は4つの筋シナジーにより実現されるとしている。4つの筋シナジーのうち、時系列的に最も遅く発現する筋シナジーの役割は姿勢の安定化であり、主にヒラメ筋 (SOL), 腓腹筋 (MGSを構成要素とする), 大腿直筋 (RFM), 大殿筋, 外側広筋, 大腿二頭筋短頭の6つを活性化させる。本研究のシミュレーションで起立動作と似た動きをするのは、後方 (270°) への床面移動時である (前傾姿勢から直立姿勢への移行)。本研究のシミュレーションでは、後方 (270°) への床面移動に対し、SOL, MGS, RFMの3つの反応が大きくなった。これらを比較したのが、Table 2.6である。起立動作時に姿勢を安定化させる筋シナジーで活性化される筋と、後方への床面移動に対し反応する筋とで、機能が類似していることが確認された。これは今回同時に活性した筋の組み合わせの妥当性を補強するものである。

一方、大殿筋は股関節の伸展の機能を持つが、それと同じ機能を持つESPは、本研究のシミュレーションでは後方への床面移動に対しほぼ反応しない。これは、タスク中の股関節屈曲のタイミングが異なることに由来すると考える。起立動作の後半では、股関節はすでに屈曲のピークを過ぎ、伸展している途中である。一方で、床面移動が印加された直後は、上腿と下腿が後方に移動するのに伴い股関節は一度伸展し、その後屈曲する。この違いが、起立動作において姿勢を安定化する筋シナジーと、本研究のシミュレーション結果との差に表れたものである。大殿筋は前傾した身体を起すために使われるため、本研究のシミュレーションで筋の反応の大きさを計算する範囲を現在より遅くすれば、床面移動に対する反応が観察されることが考えられる。

### 2.5.4 フィードフォワード制御による時間遅れと外力の補償

本シミュレーションでは、筋骨格モデルの立位姿勢を維持できるような PD ゲインをすべての条件で得ることに成功した ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$  を除く)。これにより、神経系コントローラモデルを用いての、多方向への床面移動に対する立位姿勢の維持が、はじめて実現された。 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$  ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  最小) では、神経系コントローラモデルは筋骨格モデルの立位姿勢を維持することができなかった。これは、ある程度の  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の大きさがあれば、神経系コントローラモデルが筋骨格モデルの立位姿勢を維持できたということである。すなわち、ある程度の筋緊張が時間遅れと外力を補償し、姿勢の維持を可能としたということである。これは Jiang らの過去の研究結果と一致する [Jiang 2016]。

Jiang らの過去の研究では、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 0.89$  で筋骨格モデルの静止立位が実現された。一方で、今回のシミュレーションでは、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00 (> 0.89)$  で姿勢を維持させることができなかった。この差は、外力の存在と関節自由度の増加が筋骨格モデルを不安定にし、より大きな筋緊張が必要とされたためである。

表 2.6 起立動作時に姿勢を安定化させる筋シナジーで活性化される筋と後方 (270°) への床面移動に対し反応する筋の比較。起立動作時に姿勢を安定化させる筋シナジーで活性化される [An 2015] と、本研究のシミュレーションで、後方 (270°) への床面移動に対し反応する筋とを比較する。ひとつの筋が複数の機能を持つ場合もあるが、この表ではその一部を示している。

	筋シナジー	後方への床面移動
足関節の底屈	ヒラメ筋 (SOL)	ヒラメ筋 (SOL)
膝関節の屈曲	腓腹筋 大腿二頭筋短頭	腓腹筋内足頭 (MGS)
膝関節の伸展	大腿直筋 (RFM) 外側広筋	大腿直筋 (RFM)
股関節の伸展	大殿筋	

### 2.5.5 筋骨格モデルに姿勢を維持させる困難さ

Jiang らの過去の研究では、関節自由度 7 の筋骨格モデルに、外力のない条件で立位を維持させた。本シミュレーションでは、関節自由度 15 の筋骨格モデルに、床面移動下で立位を維持させた。制御パラメータ ( $\mathbf{u}_{ff}$ ,  $\mathbf{k}_p$ ,  $\mathbf{k}_d$ ) の条件は、関節自由度増加と外力の存在のためにより厳しくなっているものと仮定できる。

例えば、一部の関節自由度をなくすことを考える。もし hip adduction/abduction と rotation が存在しなければ、それらを主に駆動する筋 (e.g. 長内転筋) は、活性の度合いによらず、姿勢の維持に影響を及ぼさなくなる。すなわち、関節自由度が少ないとき、一部の筋の PD ゲインのチューニングは不要となる。

床面移動が印加されるため、神経系コントローラモデルは筋骨格モデルを単に立たせるだけではなく、外力を補償しなければならない。特に、前方への床面移動に対し、足の構造上、CoM の床面への投射は BoS 上から外れやすい。

以上より、制御パラメータの条件は、過去の静止立位を対象としたシミュレーションと比較し厳しい。しかしながら、本研究では制御パラメータ調節手法を再検討し、いずれの床面移動に対しても、筋骨格モデルの立位姿勢を維持させられるような解の発見に成功したものである。

### 2.5.6 $\mathbf{u}_{ff}$ 変更による関節スティフネスの変化

計算された ankle のスティフネスは、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の増加に伴い増加した ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 4.97$  と  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 5.95$  を除く, Table 2.5)。これは、FF 制御で関節のスティフネスを調節できたことを意味する。先行研究で計測されてきた関節のスティフネスの指標である relative stiffness は、いずれも 1 より小さく、ankle のスティフネスのみでは姿勢の維持には不十分であるとされる [Loram 2002, Casadio 2005, Vlutters 2015, Moorhouse 2007, Kiemel 2008]。本シミュレーションで計算された relative stiffness は 1 より小さく (0.208–0.808)、実験結果と一致する。

計算された慣性モーメント  $I$  は正の値 ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.01, 4.02$ ) と負の値 ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.98, 4.97, 5.95, 6.39$ ) 両方をとる。本シミュレーションでは受動的な ankle トルクを

---

Eq (2.20) を用いて計算した。筋の力は筋の長さと伸展速度によって影響を受けるが、加速度には影響を受けない。そのため  $T_{passive}$  は  $K\theta_{ankle}$ ,  $B\dot{\theta}_{ankle}$ ,  $C$  でフィッティングされ、計算された  $I$  は 0 周辺の値をとったものと考えられる。

## 2.6 おわりに

姿勢制御戦略を対象としたシミュレーションを行うためには、外力が与えられる状況下でも使用できる神経系コントローラモデルが必要である。しかし筋緊張調節機能を持つ神経系コントローラモデルは、静止立位のシミュレーションでのみ評価されていた。そこで第2章では、以下の2点を目的とした：外力が与えられた際に、この神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルの立位姿勢を維持させること、筋骨格モデルの立位が維持できた際に、ヒトの立位姿勢制御の特徴を再現できることを確認すること。本研究によりはじめて、神経系コントローラモデルを用いた、多方向への床面移動に対する立位姿勢制御が実現される。

2.3節では、筋骨格モデルと、それを制御する神経系コントローラモデルについて説明した。筋骨格モデルの関節自由度は、神経系コントローラモデルが提案された際の7DoFから8DoF増やして15DoFとし、左右や斜め方向からの外力による揺れを再現できるようにした。床面を12方向に水平に移動させることで外力を印加した。制御パラメータは条件ごとに最適化された。筋骨格モデルの関節自由度増加と外力の印加により、制御パラメータの解の範囲は狭まっているが、筋のグループ分けを細かくすることで、立位姿勢を維持できるような制御パラメータの解の発見をねらった。シミュレーション結果は2通りの指標で評価を行った。ひとつは床面移動の方向に対して左側の各筋がどの程度大きく反応したかで、先行研究の実験結果から計算されたものと比較を行った。シミュレーション結果と実験結果、乱数と実験結果それぞれで類似度を計算し、シミュレーション結果を用いて類似度を計算したほうが良い値となる確率を調べた。もうひとつは、床面が後方に移動する際、ankleのステイフネスに関する指標 *relative stiffness* が実験で確認されている範囲におさまっているかを確認することとした。

2.4節では、シミュレーション結果を説明した。制御パラメータ調節の結果、もっとも筋緊張レベルが低い ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$ ) 場合を除いて、12方向の床面移動すべてに対し立位姿勢が維持できるような制御パラメータを得た。床面移動の方向と筋の反応に関する指標の類似度は、5つの筋で、シミュレーション結果を用いた場合の方が乱数を用いた場合よりもよい値となる確率が0.97を超えた。ステイフネスを計算したところ、立位姿勢を維持できたすべての  $\mathbf{u}_{ff}$  を用いたシミュレーションにおいて、値が1未満となった。

2.5節では、シミュレーション結果について議論した。まず制御パラメータ調節により、外力が与えられる条件でも、神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルの立位姿勢を

---

維持させることに成功した。床面移動の方向に対して左側の各筋がどの程度活動したかに関する指標を計算したところ、6つの筋のうち5つの筋はヒトの実験結果と特徴が一致した。計算された ankle の relative stiffness が 1 未満となるのは、関節のスティフネスのみで立位姿勢を維持することはできないことを意味する。これは先行研究の主張と一致する。床面移動の方向に対する筋の反応の大きさ、ankle のスティフネスという 2 種類の指標を再現できしており、神経系コントローラモデルが外力下でも使用できる可能性が示された。



## 第 3 章

# 筋緊張の重要性の調査シミュレーション

### Contents

---

3.1	はじめに .....	62
3.2	目的 .....	63
3.3	手法 .....	64
3.3.1	筋骨格モデルと神経系コントローラモデル .....	64
3.3.2	床面の水平移動.....	64
3.3.3	身体変化の表現.....	66
3.3.4	制御パラメータ調節 .....	70
3.3.5	評価指標 .....	74
3.4	結果 .....	76
3.4.1	制御パラメータ調節結果 .....	76
3.4.2	評価結果 .....	76
3.5	考察 .....	82
3.5.1	調節された初期姿勢と $u_{ff}$ .....	82
3.5.2	筋機能低下と筋緊張低下の影響 .....	82
3.5.3	感覚ノイズ増加の影響 .....	83
3.5.4	筋骨格モデルが立位姿勢を維持できた回数.....	83
3.5.5	シミュレーションの限界 .....	84
3.6	おわりに .....	86

---

## 3.1 はじめに

第3章では、筋骨格モデルと神経系コントローラモデルを用いて、筋緊張と姿勢制御戦略との関係を調べる。神経系コントローラモデルと筋骨格モデルのパラメータを変化させながらシミュレーションを行う。

3.2節では、はじめに手法の全体像を説明する。その後、身体の変化に関するパラメータをモデルのパラメータ変化としてどのように表現するかについて説明する。そして制御パラメータ調節手法、姿勢制御戦略の差異を見るために注目した評価指標について述べる。

3.3節では、シミュレーション結果を示す。制御パラメータ調節が適切になされたか、モデルのパラメータ変化と姿勢制御戦略の関連の解析結果を示す。

3.4節では、シミュレーション結果について議論する。モデルのパラメータ変化が姿勢制御戦略の変化にどの程度影響したかを確認し、新たな仮説を得る。

## 3.2 目的

ヒトは外力に対し ankle strategy, hip strategy といった姿勢制御戦略を用いて姿勢を維持する。姿勢制御戦略に影響するとされる身体の変化は複数存在するが、実験的に影響を切り分けて考えることは難しい。身体モデルや神経系コントローラモデルのパラメータを変化させたうえでシミュレーションを行うことで、各影響を個別に考えることが可能となる。第3章の目的は、筋緊張を含めた身体の変化と姿勢制御戦略との関係を調べることである。第2章で扱った神経系コントローラモデルを用いた筋骨格シミュレーションを通して調査を行う。筋緊張に加え、姿勢制御戦略に影響するとされる身体の変化から有力なものを選び、筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータの変化として表現する。

### 3.3 手法

Fig. 3.1 (A) に手法の概要を示す。筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータを変更しながら、神経系コントローラモデルを用いて筋骨格モデルの立位を維持させるシミュレーションを行う。これにより、いずれのパラメータの変更が姿勢制御戦略に影響するかを調べる。姿勢制御戦略を観察するためのタスクとして、最もよく使われているものが床面の後方への水平移動である [Nashner 1982, Runge 1999, Versteeg 2016, Afschrift 2018]。シミュレーションの際、床面移動の種類・大きさは一定のまま、筋骨格モデルとそれを制御する神経系コントローラモデルのパラメータを変更し、条件ごとにコントローラモデルの制御パラメータを最適化する。

#### 3.3.1 筋骨格モデルと神経系コントローラモデル

本研究では筋緊張が姿勢制御戦略に及ぼす影響を調べる。筋緊張を考慮するためには、関節まわりの筋が実装されている身体モデルが必要である。そこで前章でも使用した、70 筋、15DoF の関節自由度を持つ筋骨格モデルを身体モデルとして用いる [Kaminishi 2019]。骨格要素の大きさや質量、最大筋力等のパラメータは、健康な若年者のデータをもとにしている [Delp 1990]。

筋骨格モデルを制御するため、Jiang らの提案した神経系コントローラモデルを用いた (Fig. 3.2) [Jiang 2016]。神経系コントローラモデルの出力  $\mathbf{u}$  は筋活動シグナルであり、体性感覚を参照する FB 制御成分  $\mathbf{u}_{fb}$  と、筋緊張を調節する FF 制御成分  $\mathbf{u}_{ff}$  との足し合わせで表現される。第2章の神経系コントローラモデルとの違いは、FB 情報である筋の長さや伸展速度の情報にノイズが入っていることである。ノイズの詳細については、"身体変化の表現"項で説明する。

#### 3.3.2 床面の水平移動

床面を後方に水平移動させることで、外力を印加する。床面が後方に移動することにより、足は後方へ運ばれ、身体は前方へ傾く。床面の水平移動は、実験・シミュレーションで広く用いられている [Henry 1998, Afschrift 2018]。また、後方への移動は、姿勢制御戦略が観察されやすいタスクである [Nashner 1982, Runge 1999, Versteeg 2016, Afschrift 2018]。

床面の移動距離と最大加速度は、先行研究にならい 0.16 m, 0.80 m/s<sup>2</sup> とした (Fig. 3.3, Fig. 3.4) [Afschrift 2018]。床面は 0.5 s の時点から移動し始め、その約 1.1 s 後に停止する。

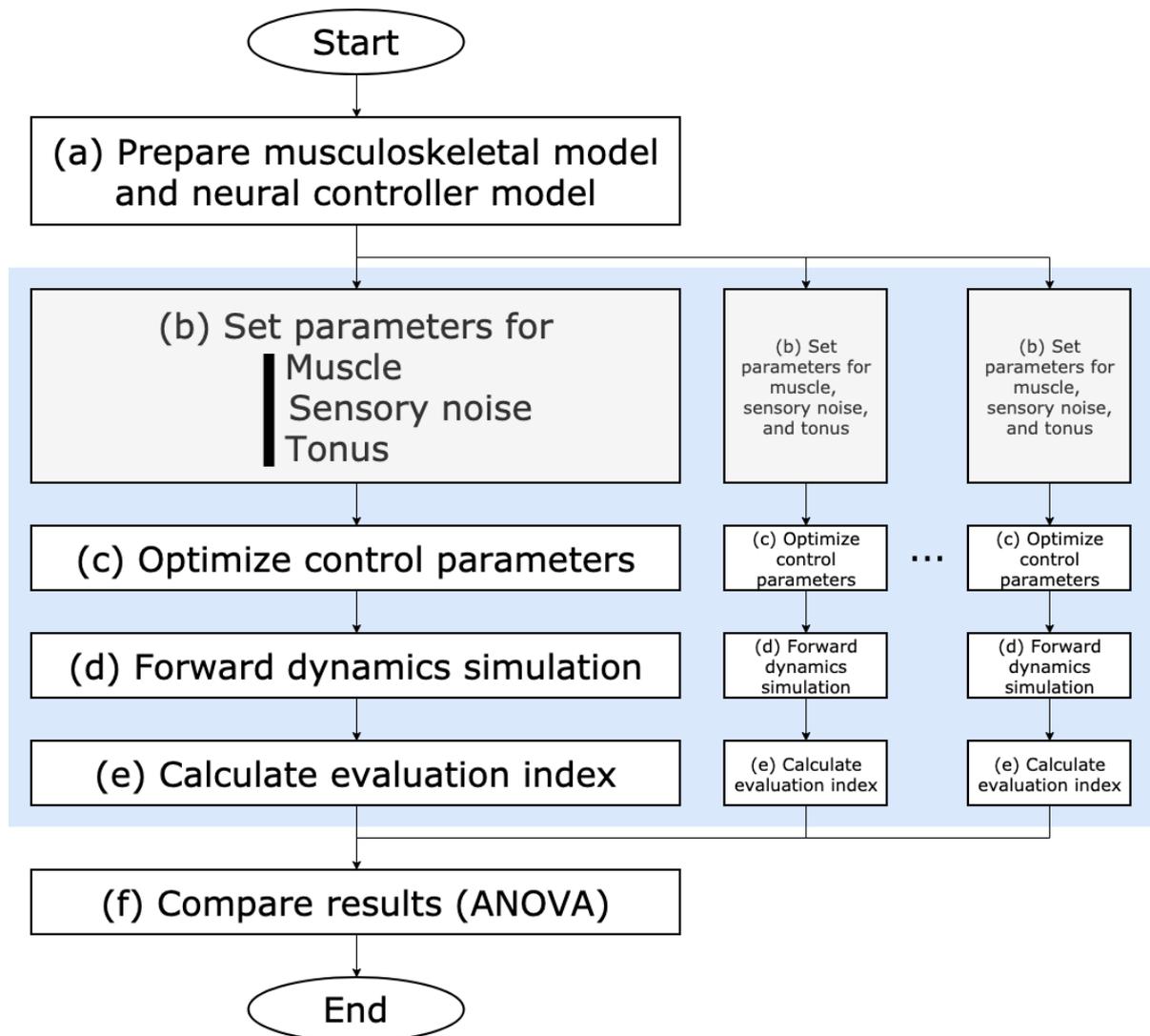


図 3.1 手法の概要. (a) 過去の研究にならい [Jiang 2016, Kaminishi 2019], 筋骨格モデルを身体として用い, FF 制御と体性感覚を参照して FB 制御を行う神経系コントローラモデルで制御する. (b) 筋機能低下, 感覚ノイズ増加, 筋緊張低下は筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータ変化として表現される. (c) 神経系コントローラモデルの制御パラメータは各条件で最適化される. (d) 最適化された制御パラメータを用いてシミュレーションを行う. 外力を印加するため, 床面を後方に水平に移動する. (e) Peak hip angle を, 姿勢制御戦略の差異を観察するため計算する. (f) 最後に, 評価指標と 3 種類のパラメータ変化との関係を, 分散分析 (analysis of variance, ANOVA) を用いて解析する.

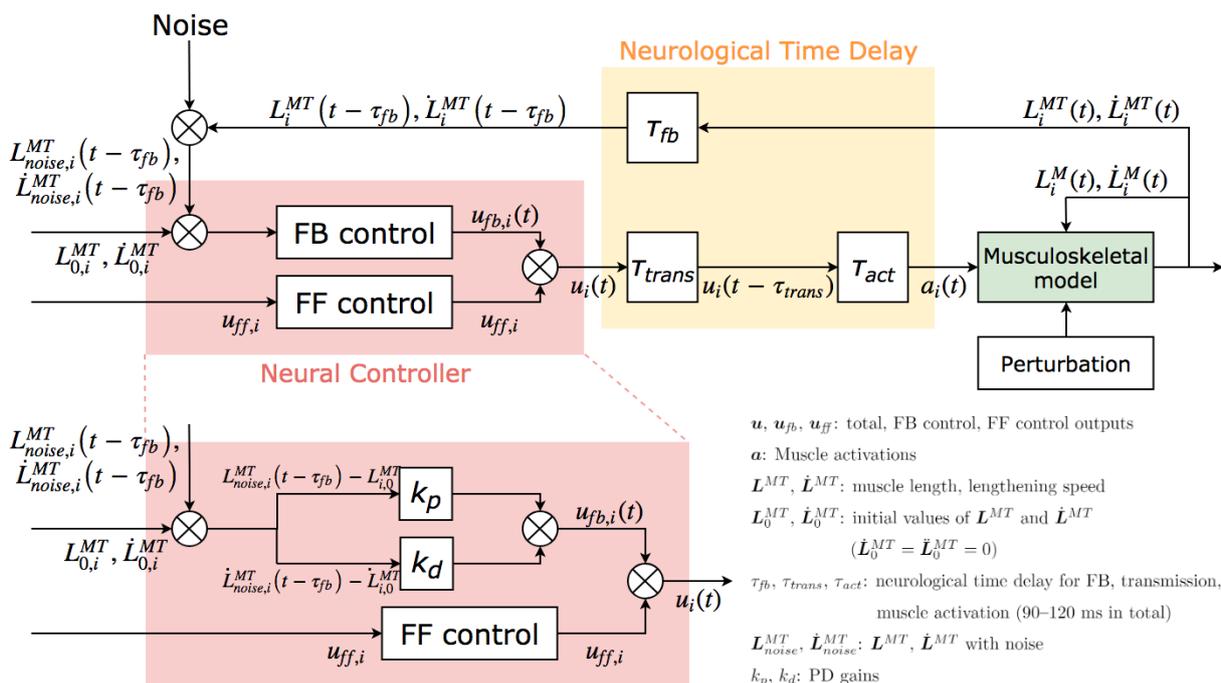


図 3.2 本シミュレーションにおける制御ダイアグラム。第 2 章の制御ダイアグラムとの差分は、感覚ノイズに関する部分である。感覚情報を正確に取得できなくなることを、FB 情報にノイズを乗せることで表現した ("身体変化の表現"にて説明)。筋の長さや伸長速度に関する情報  $L^{MT}$ ,  $\dot{L}^{MT}$  にノイズが乗ったものが、 $L_{noise}^{MT}$ ,  $\dot{L}_{noise}^{MT}$  である。

床面移動を実装するにあたって、Eq (2.9) 同様、OpenSim 3.3 で準備されている s-shaped step function を用いている。

今回のシミュレーションでは、外力の大きさは 1 種類のみである。Afschrift らの実験では、この外力下で若年者と高齢者を起立させ、高齢者の peak hip angle が、若年者の peak hip angle よりも大きくなることを確認されている [Afschrift 2018]。そのため、外力の大きさを変えずとも、筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータを変化させることにより、観察される姿勢制御戦略は変化することが期待される。

### 3.3.3 身体変化の表現

Afschrifts らのシミュレーションでは、身体の変化として、筋機能低下、感覚ノイズ増加、functional base of support の変化が考慮された [Afschrift 2018]。それらのうち、筋機能低下と感覚ノイズは他の研究においても姿勢制御戦略選択への影響が主張されている [Horak 1989]。そこで本研究では、筋機能低下と感覚ノイズ増加、そして注目している筋緊張低下を考慮する。

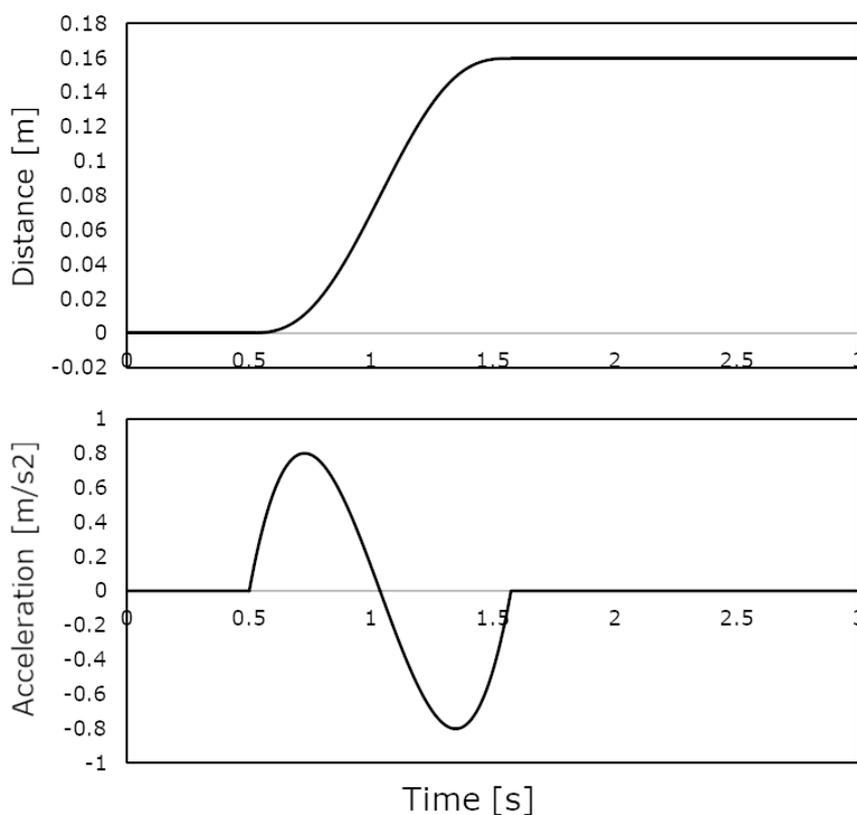


図 3.3 床面移動の移動距離と加速度。先行研究にならい，移動距離は 0.16 m，最大加速度は 0.80 ms としている。

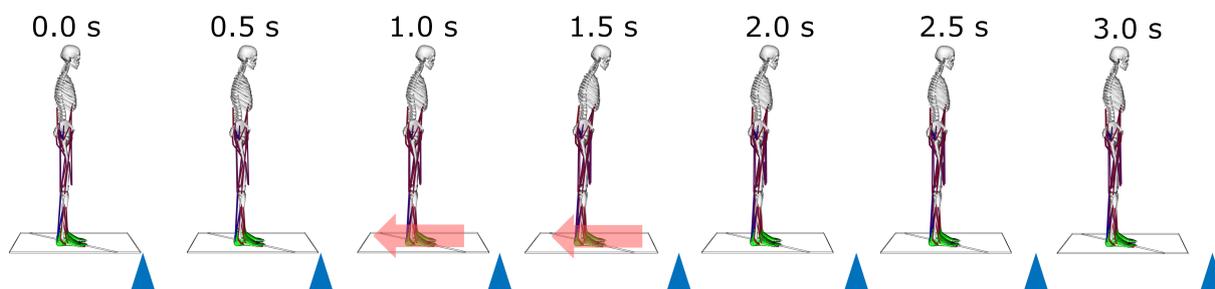


図 3.4 床面移動による身体動揺の例。シミュレーション開始時点から 0.5 s で床面移動が入り始める。床面が後方に移動することにより，身体は前方に傾く。

### 筋機能低下

筋機能低下が観察される場合，神経系が生成した筋活動シグナルに対し適切な力を発揮できない，筋自体が委縮している，等その機序は多岐にわたるが，ここでは，筋を構成する筋繊維自体の数が減り，発揮できる力が小さくなった場合を考慮する。筋機能低下を表現する

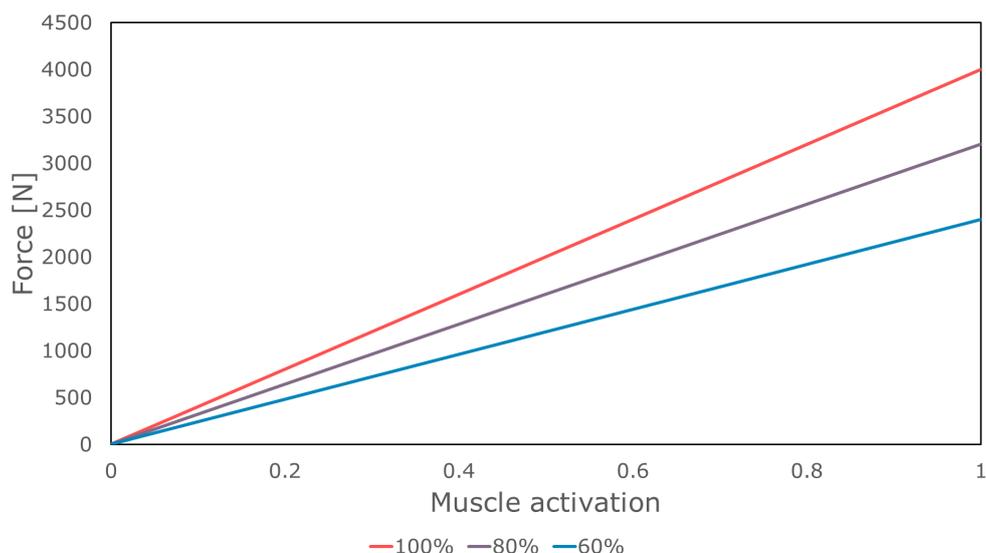


図 3.5 等尺性最大筋力を変化させた際の筋活動-力関係（ヒラメ筋）. 等尺性最大筋力が低下すると，同じ筋活動に対しても，小さい力が発揮される. この筋骨格モデルのヒラメ筋は最大で 4000 N の力を発揮できるが，80%，60% と等尺性最大筋力を低下させることにより，3200 N，2400 N の力しか発揮されなくなる.

ため，全身の筋の等尺性最大筋力を一律に低下させる. 等尺性最大筋力は，筋の長さが変わらない条件で，筋が発揮できる最大の力を示すパラメータである. 筋骨格モデル中の筋が発揮する力  $f^M$  は  $f^M = f_o^M(af^L(\tilde{l}^M)\mathbf{f}^V(\tilde{v}^M) + \mathbf{f}^{PE}(\tilde{l}^M))$  で表される (Eq (2.1)). この式の中の， $f_o^M$  が等尺性最大筋力である. これは最も単純な筋機能低下のモデル化であるが，姿勢制御戦略への影響を観察する上で十分である.

筋機能低下の程度は，高齢者を対象とした実験における，筋力を計測するタスクの結果を参考に決定する. Larsson らの研究では，高齢者（60–69 歳）の knee extension タスクのパフォーマンスは，若年者（20–29 歳）の約 75% であった [Larsson 1979]. Samson らの研究では，高齢者（60 代）と若年者（20 代）のパフォーマンスを比較すると，knee extension で 75%，leg extension で 59% であった [Samson2000]. 本研究ではこれらを踏まえ，標準的な若年者の等尺性最大筋力を 100% とし，80%，60% を考慮した. Fig. 3.5 はその例である. 筋骨格モデルに実装されているヒラメ筋の等尺性最大筋力は 4000 N と設定されている. ヒラメ筋を理想的な長さで活動させれば，最大 4000 N の力を発揮することができる. 等尺性最大筋力を 80%，60% と下げると，Fig. 3.5 のように，同じ筋活動であっても発揮される力が変化する.

### 感覚ノイズ増加

感覚機能が低下すると、正しい姿勢情報、環境情報を得ることができなくなる。高齢者は若年者と比べ、関節角度情報を取得する際の誤差が大きくなる [Verschueren 2002]。糖尿病患者は合併症として神経障害を発症し、しびれや痛みを感じるだけでなく、感覚が鈍くなる場合がある [Simoneau 1996]。感覚機能の低下の影響は様々に存在するが、ここでは、感覚情報にノイズが乗り、姿勢に関する正確な情報を得ることができなくなることを考える。これを表現するため、神経系コントローラモデルが参照している FB 情報にガウシアンノイズを添加する。これは先行研究 [Afschrift 2018] の手法にならったものである。神経系コントローラモデルが参照しているのは筋の長さ・伸展速度であり、これにガウシアンノイズを添加したものが以下の式である (Eqs (3.1), (3.2))。

$$L_{noise,i}^{MT} = (1 + k_{noise} * (noise))L_i^{MT} \quad (3.1)$$

$$\dot{L}_{noise,i}^{MT} = (1 + k_{noise} * (noise))\dot{L}_i^{MT} \quad (3.2)$$

$L_{noise,i}^{MT}$  と  $\dot{L}_{noise,i}^{MT}$  は、 $i$  番目の筋のノイズの添加された筋肉の長さ・伸展速度情報である。 $(noise)$  は平均 0・標準偏差 1 のガウシアン分布である。 $k_{noise}$  はノイズの大きさを調節するための係数である。実験系研究の結果を参考にして  $k_{noise}$  の値を設定することは困難であるため、 $k_{noise}$  の値の設定は過去のシミュレーション研究 [Afschrift 2018] を参考に行った。この研究では関節角度（角速度）に、身体モデルが立位姿勢を保てなくなるまでノイズ強度が上げられ、最大で約 0.85 deg (deg/s) のノイズが添加された [Afschrift 2018]。筋骨格モデルの ankle の角度が標準から 1 deg 変わると、soleus の長さは約 1% 変わる。そこで、本研究では  $k_{noise}$  を 0.001, 0.003, 0.005, 0.010 とし、最大で筋の長さの 1% の標準偏差を持つ分布をもとにノイズが入るようにする。その際のノイズ強度を信号雑音比で表現すると、それぞれ 60.0dB, 50.5dB, 46.0dB, 40.0dB となる。 $k_{noise} = 0.010$  のときの  $(1 + k_{noise} * (noise))$  を 100,000 回計算した時のヒストグラムを Fig. 3.6) に示す。

### 筋緊張低下

筋緊張低下の表現のため、神経系コントローラモデルの FF 制御成分  $\mathbf{u}_{ff}$  を変更する。 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  で表現される  $\mathbf{u}_{ff}$  の大きさが大きくなると、身体はかたくなり、安定性は向上する。過去の静止立位シミュレーションでは、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2$  の際に、被験者実験の筋活動 [Panzer 1995] に近い値が得られることが報告されている [Jiang 2016]。そのため、この値を挟むよう、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1, 2, 3, 5$  となる  $\mathbf{u}_{ff}$  を扱う。なお筋骨格モデル中の筋が発揮する力  $f^M$  は  $f^M = f_o^M(\alpha \mathbf{f}^L(\tilde{l}^M) \mathbf{f}^V(\tilde{v}^M) + \mathbf{f}^{PE}(\tilde{l}^M))$  で表される (Eq (2.1))。  $\mathbf{u}_{ff}$  を変えるこ

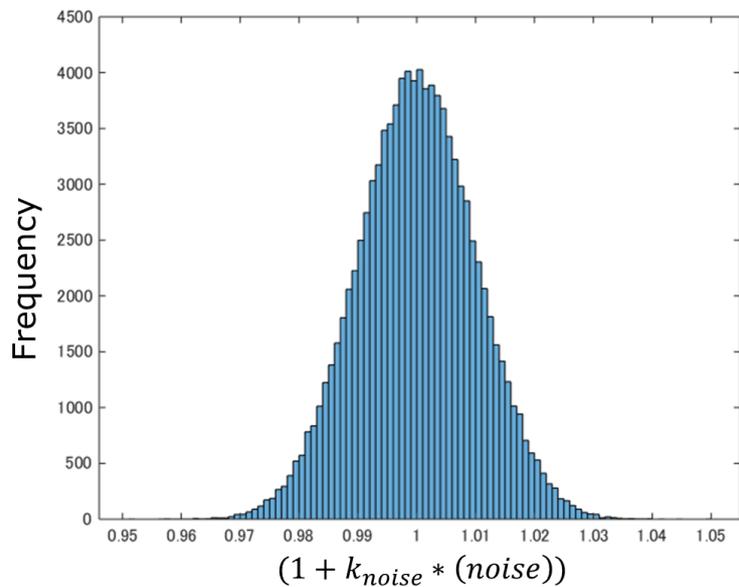


図 3.6 感覚ノイズ ( $k_{noise} = 0.010$ ) のヒストグラム. 100,000 回  $(1 + k_{noise} * (noise))$  を計算した. 平均は 1, 標準偏差は 0.01 である. 筋と伸展速度の情報  $L_i^{MT}$ ,  $\dot{L}_i^{MT}$  とノイズの乗った情報  $L_{noise,i}^{MT}$ ,  $\dot{L}_{noise,i}^{MT}$  との差は, 約 68.27% の確率で 1% におさまる.

とは神経系コントローラモデルの出力である筋活動シグナルを変えることであり, この式中の筋活動  $a$  に影響する. 式中の  $f_o^M$  を変えることによる筋機能低下の表現とは異なることに注意されたい.

### 3.3.4 制御パラメータ調節

#### 筋骨格モデル関節角度調節

本章のシミュレーションでは, 立位姿勢をとっている筋骨格モデルに外力を与えたときの姿勢制御戦略が, 身体変化の状況によりどのように変化するか, ということを観察する. その際には, 筋骨格モデルの姿勢変化の推移を, 条件間で比較しなければならない. そのためには, 筋骨格モデルの初期姿勢が同じであることが望ましい. そこで, 筋骨格モデルにとらせる初期姿勢を調節する.

立位姿勢での安定性を維持するための条件として, CoM の地面への投射が BoS 内にあるというものがある [Hof 2005]. ここでは初期姿勢を取ったときに, CoM の地面への投射と BoS の中心との距離が小さくなるように, 初期姿勢を調整する. この条件を満たす姿勢は複数存在する. そこで, それらの姿勢の中から最小限のトルクで維持できる姿勢を探すことと

する。以下のような目的関数  $J_{ip}$  を設定し、CMA-ES を用いてこれを最小化するような姿勢（関節自由度 15DoF）を探索する。なお先行研究 [Jiang 2016] にならい、knee は立位姿勢ではゆるく屈曲していると仮定して、 $1.00^\circ$  で固定した。

$$J_{ip} = w_{static} J_{static} + w_{torque} J_{torque} \quad (3.3)$$

$$J_{static} = (x_{CoM} - x_{BoS})^2 \quad (3.4)$$

$$J_{torque} = \sum_{j=1}^{15} T_j^2 \quad (3.5)$$

$J_{static}$  は CoM の地面への投射と BoS の中心の位置関係を、 $J_{torque}$  は関節にかかるトルクを評価する。 $w_{static}$  と  $w_{torque}$  は重みで、それぞれ 100,000, 1 と設定される。 $x_{CoM}$  と  $x_{BoS}$  は、CoM の地面への投射と BoS の中心の位置である。姿勢は左右対称であるため、前後方向のみを考えている。 $T_j$  は  $j$  番目の関節にかかるトルクである。

### 制御パラメータ調節

筋骨格モデルの立位姿勢を維持するためには、適切な FB ゲインと筋緊張が神経系コントローラモデルに与えられなければならない。神経系コントローラモデルの制御パラメータである FB ゲイン ( $\mathbf{k}_p$ ,  $\mathbf{k}_d$ ) と筋緊張を調節する  $\mathbf{u}_{ff}$  を、各条件で調節する。神経系コントローラの制御パラメータ調節のプロセスを Fig. 3.7 に示す。時間遅れが存在するため、すべてのパラメータを同時に調節することは困難である。そのため、時間遅れとは独立した  $\mathbf{u}_{ff}$  を先に計算し、その後計算された  $\mathbf{u}_{ff}$  を用いたシミュレーションで PD ゲインを最適化する。各最適化には、CMA-ES を用いる。

外力のない条件で、筋骨格モデルを  $\mathbf{u}_{ff}$  のみで制御する。このとき  $\mathbf{u} = \mathbf{u}_{ff}$  で、FB 制御はない。1000 ms のシミュレーションを行った際に、立位姿勢を維持できるような  $\mathbf{u}_{ff}$  を求める。 $\mathbf{u}_{ff}$  は CMA-ES を用いて、シミュレーション中の各関節の動きが最小になるよう、また  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の大きさが、目標の大きさに近づくよう最適化される (Eq (3.6))。

$$J_{ff} = w_{fail} J_{fail} + w_{pos} J_{pos} + w_{norm} J_{norm} \quad (3.6)$$

$$J_{fail} = \frac{1}{T_{fall}} (T_{simu} - T_{fall}) \quad (3.7)$$

$$T_{fall} = \begin{cases} T_{stop} & (h_{CoM} < 0.9 \text{ m}) \\ T_{simu} & (h_{CoM} \geq 0.9 \text{ m}) \end{cases} \quad (3.8)$$

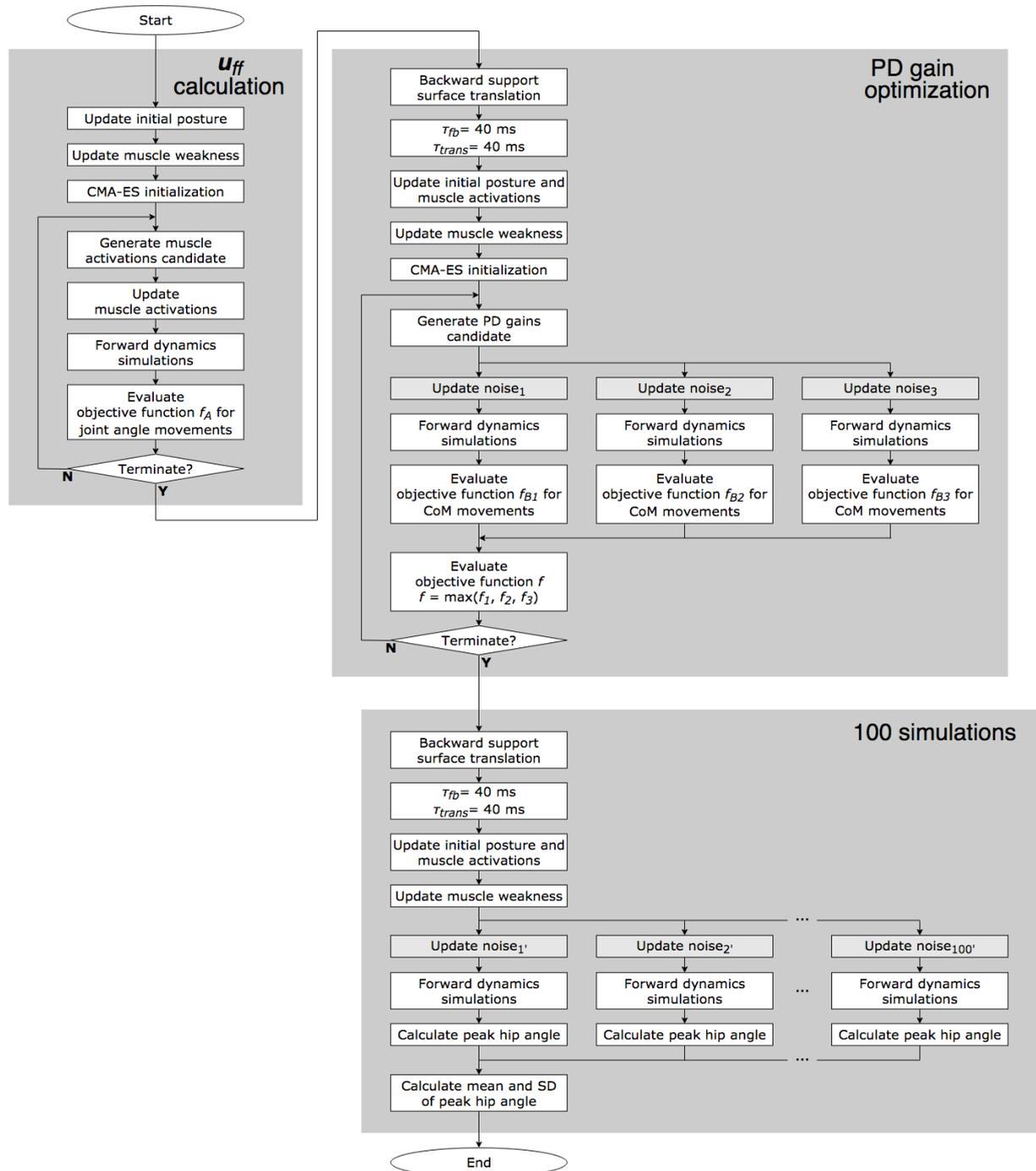


図 3.7 制御パラメータ調節と評価指標計算のプロセス。最初のふたつのブロック ( $u_{ff}$  計算, PD ゲイン最適化) で神経系コントローラの制御パラメータを調節する。時間遅れと独立した  $u_{ff}$  を先に計算し, その後 PD ゲインを最適化する。最後のブロックでは, 調節された制御パラメータを用いて条件ごとに 100 回ずつシミュレーションを行い, 指標の計算を行う。このフローチャートは, あるシミュレーション条件のみのを対象としたものであることに注意されたい。各シミュレーション条件で, このフローチャートと同様の制御パラメータ調節および評価指標計算がなされる。

$$J_{pos} = \sum_{j=1}^{15} \int_0^{T_{fall}} (\theta_j(t) - \theta_j(0)) dt \quad (3.9)$$

$$J_{norm} = \left( \sum_{j=1}^{70} (u_{ff,j}^2) - target\ norm \right)^2 \quad (3.10)$$

目的関数  $J_{ff}$  は筋骨格モデルが立位を維持できた時間を評価する  $J_{fail}$ , 筋骨格モデルの姿勢を評価する  $J_{pos}$ ,  $\mathbf{u}_{ff}$  との重み付き線形和である.  $w_{fail}$ ,  $w_{pos}$ ,  $w_{norm}$  は 10,000, 1, 1 と設定される.  $T_{simu}$  はシミュレーション時間で 1000 ms である. シミュレーション中  $h_{CoM}$  が 0.9 m 以上であった場合 (筋骨格モデルが  $T_{simu}$  の間立位を維持できた場合),  $T_{fall}$  は  $T_{simu}$  に等しく,  $J_{fail} = 0$  である.  $J_{pos}$  は関節角度の変化の時間積分の足し合わせである.  $\theta_j(t)$  は  $j$  番目の関節の角度である.  $J_{norm}$  は,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  を目標とする大きさに調節するための関数である. なお, この最適化により得られるのは, 前章で得られたものとは異なる  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  である. シミュレーション結果の評価の際に姿勢を比較するため, すべての  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の目標姿勢を同じにすることをねらい, このような手法を取った.

外力のある条件で, 筋骨格モデルを制御する 3000 ms のシミュレーションを通して, PD ゲインを調節する. 同じ PD ゲインを用いて, 異なるノイズが添加される 3 条件でシミュレーションを行う. 3 条件それぞれでシミュレーション中の質量中心の動きを評価する  $J_{PD}$  を計算する. その中で最も動きが大きかったものを目的関数として CMA-ES で最適化を行う. これにより, どんなノイズ条件でも安定して起立できるような PD ゲインの探索をねらう.

$$J_{PD} = w_{fail} J_{fail} + w_{CoM} J_{CoM} \quad (3.11)$$

$$J_{fail} = \frac{1}{T_{fall}} (T_{simu} - T_{fall}) \quad (3.12)$$

$$T_{fall} = \begin{cases} T_{stop} & (h_{CoM} < 0.9 \text{ m or CoM out of BoS}) \\ T_{simu} & (h_{CoM} \geq 0.9 \text{ m and CoM in BoS}) \end{cases} \quad (3.13)$$

$$J_{CoM} = \sum_{j=1}^3 \int_0^{T_{fall}} (x_j(t) - x_j(0)) dt \quad (3.14)$$

目的関数  $J_{PD}$  は筋骨格モデルが立位を維持できた時間を評価する  $J_{fail}$  (Eq (2.13) に同じ) と, 筋骨格モデルの姿勢を評価する  $J_{CoM}$  との重み付き線形和である.  $w_{fail}$  と  $w_{pos}$  とは 10,000 と 1 と設定される.  $T_{simu}$  はシミュレーション時間で 3000 ms である.  $T_{fall}$  は質量中心の高さ  $h_{CoM}$  が 0.9 m を下回ったか, CoM の床面への投射が BoS の範囲から外れた時刻である. シミュレーション中  $h_{CoM}$  が 0.9 m 以上であり, かつ CoM の床面への投射が BoS

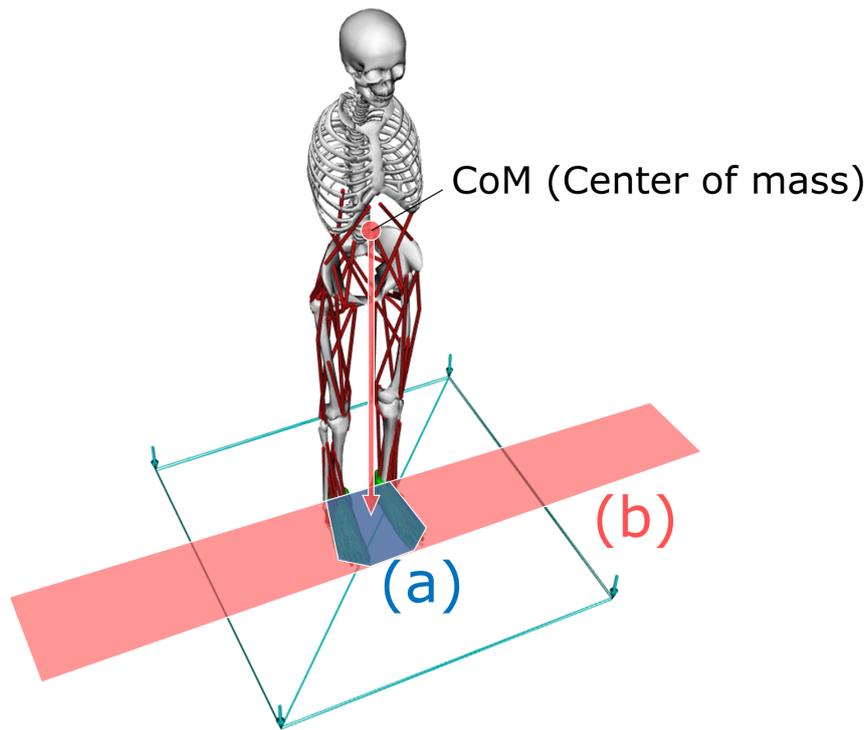


図 3.8 一般的な BoS と本シミュレーションで考慮した BoS. (a) 一般的に BoS は足で囲まれた面であり，ここから CoM の投射が外れると立位姿勢を維持できなくなる．転倒を判定するには，この面から CoM の投射が外れたかどうかを見ればよい．(b) しかし，本章のシミュレーションでは前後方向の動きが重要となる．そのため，転倒判定にはつま先からかかとまでの内側に CoM の投射があるかどうかのみを考慮する．

の範囲から外れなかった場合（筋骨格モデルが  $T_{simu}$  の間立位を維持できた場合）， $T_{fall}$  は  $T_{simu}$  に等しく， $J_{fail} = 0$  である．なお，本シミュレーションでは BoS を Fig. 3.8 のように設定した．一般に BoS は両足で囲まれる範囲で，Fig. 3.8 (a) のように考えられる．しかし本シミュレーションでは，前後への動揺が重要となるため，CoM 投射と BoS に関して，前後方向のみを考える．Fig. 3.8 (b) のようにつま先から踵までの範囲に CoM が入っていれば，筋骨格モデルは転倒していないとみなされる． $J_{CoM}$  は CoM 位置の変化の時間積分の足し合わせである． $x_j(t)$  は 3 次元空間のいずれかの軸での CoM 位置である．

### 3.3.5 評価指標

姿勢制御戦略の差異をはかる指標として，peak hip angle に着目する [Versteeg 2016, Afschrift 2018]．Peak hip angle は，Fig. 3.9 中の  $\theta_{hip}$  がシミュレーション中に取った最大の値である． $\theta_{hip}$  は第 1 章の  $q_1$  と  $q_2$  を足し合わせたものである．Hip strategy の場合に，

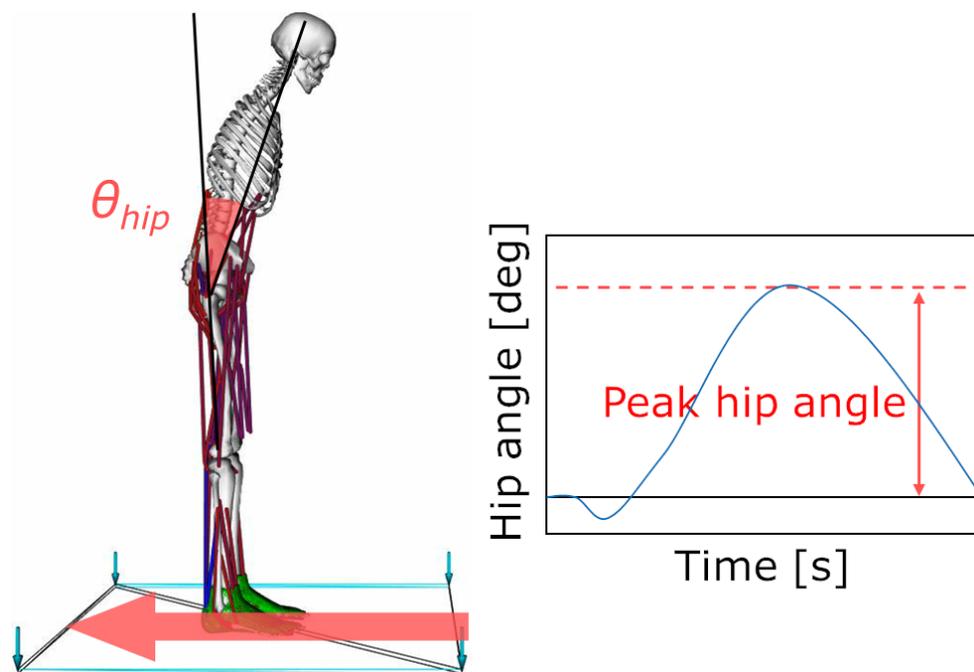


図 3.9 筋骨格モデルの hip angle と peak hip angle 例. 床面が後方に移動することにより, 身体は前方に傾く. そのときの  $\theta_{hip}$  の最大値 peak hip angle を, 姿勢制御戦略の指標として計算する.

peak hip angle の値は大きくなる.

今回のシミュレーションではノイズが入るため, 1 回の試行のみで評価指標を計算することは適切ではない. そこで, 制御パラメータ調節で最適化された制御パラメータを用いて, 異なるノイズ条件で 100 回シミュレーションを行う. 100 回のシミュレーションで, ノイズ強度は共通であるが, ノイズ自体は異なる. 100 回のシミュレーションそれぞれで peak hip angle を計算する. Peak hip angle とパラメータ変更の関係を解析するため, three-way factorial ANOVA を使用する. パラメータ変更による peak hip angle の変化の方向を把握するため, 重回帰分析を用いる.

加えて, 100 回のシミュレーションのうち何回転倒せずに起立を維持できたかを記録する. Peak hip angle と同じく, 起立を維持できた回数とパラメータ変更との関係を three-way factorial ANOVA により解析する.

## 3.4 結果

### 3.4.1 制御パラメータ調節結果

はじめに初期姿勢に関する最適化を行い、安定した立位姿勢を実現する関節角度を得た (Table 3.1). 各条件で制御パラメータを調節した. 調節された  $\mathbf{u}_{ff}$  を Fig. 3.10, Fig. 3.11 に示す.

### 3.4.2 評価結果

その後調節された制御パラメータを用いて各条件 100 回ずつシミュレーションを行い、peak hip angle を計算した (Table 3.2). peak hip angle の最大値は [60%, 46.0dB,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2$ ] での  $46.5^\circ$  であり、最小値は [100%, 46.0dB,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 3$ ] での  $5.12^\circ$  であった. Peak hip angle と各パラメータ変化との関係は、three-way ANOVA で解析された (Table 3.3). 結果、筋機能低下 ( $p = 0.0005$ ) と筋緊張低下 ( $p < 0.0001$ ) の主効果が確認された. また、筋機能低下と筋緊張低下の交互作用 ( $p = 0.0132$ ) が確認された (Fig. 3.12). 一方、感覚ノイズ増加に関しては、peak hip angle の変化との関係は確認されなかった. 加えて、パラメータ変更による peak hip angle の変化の方向を把握するため、重回帰分析を行った. Peak hip angle とパラメータ変更との関係は Eq (3.15) となった.

$$y = 54.1 - 0.25x_1 + 0.05x_2 - 4.75x_3 \quad (3.15)$$

$y$  は peak hip angle である.  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  は筋機能, 感覚ノイズ強度, そして筋緊張のパラメータである. 筋機能に関する  $p$  値 ( $p_1$ ) は 0.0049, 感覚ノイズ強度に関する  $p$  値 ( $p_2$ ) は 0.2300, 筋緊張に関する  $p$  値 ( $p_3$ ) は  $<0.0001$  であった. この回帰分析の結果は、 $x_1$  と  $x_3$  の係数が負であることから、筋機能が低下することおよび筋緊張が低下することが、peak hip angle の増加につながることを示す. Fig. 3.12 (A) と Fig. 3.12 (B) のグラフからも、同様の関係が読み取れる.

すべての条件で、少なくとも 1 回のシミュレーションでは筋骨格モデルは立位姿勢を維持することができた. 100 回のシミュレーションのうち何回起立を維持できたかと各要因との関係を、three-way ANOVA で解析した (Table 3.4). 結果、筋機能低下 ( $p = 0.0012$ ), 感覚ノイズ増加 ( $p < 0.0001$ ), 筋緊張低下 ( $p < 0.0001$ ) の主効果が確認された. また、筋機能低下と筋緊張低下の交互作用 ( $p = 0.0490$ ) が確認された.

表 3.1 調節された初期姿勢の関節角度. CoM の地面への投射と BoS 中心, 関節にかかるトルクを考慮した  $J_{ip}$  (Eq (3.3)) を最小化することで得られた初期姿勢. 左右対象である.

記号	関節名	角度
$q_1$	lumbar extension	$-10.7^\circ$
$q_2, q_5$	hip flexion/extension	$-5.58^\circ$
$q_3, q_6$	knee flexion/extension	$1.00^\circ$
$q_4, q_7$	ankle flexion/extension	$2.42^\circ$
$q_8$	lumbar rotation	$0.00^\circ$
$q_9, q_{10}$	hip rotation	$-1.50^\circ$
$q_{11}$	lumbar bending	$0.00^\circ$
$q_{12}, q_{13}$	hip adduction/abduction	$-0.01^\circ$
$q_{14}, q_{15}$	subtalar inversion/eversion	$2.79^\circ$

表 3.2 Peak hip angle. 計算された peak hip angle の平均と標準偏差 (deg) を示す. 括弧で囲まれた数字は, 100 回行ったシミュレーションのうち, 何回のシミュレーションで, 筋骨格モデルが立位姿勢を維持できたかを示す.

$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2$	Muscle	60.0dB	50.5dB	46.0dB	40.0dB
1	60%	28.3±3.78 (12)	21.4±2.04 (10)	24.7±5.53 (7)	36.2±1.01 (4)
	80%	29.8±1.31 (27)	35.0±1.17 (11)	32.8±2.63 (10)	27.4±1.81 (8)
	100%	24.6±2.18 (17)	24.1±1.78 (17)	32.1±1.97 (9)	21.5±1.93 (7)
2	60%	42.0±1.22 (13)	41.8±0.16 (2)	46.5±1.93 (5)	34.7±0.00 (1)
	80%	27.1±3.35 (67)	39.6±1.82 (18)	33.3±0.96 (7)	38.5±2.09 (7)
	100%	20.3±3.71 (51)	13.1±2.96 (74)	21.6±2.70 (23)	26.8±6.49 (10)
3	60%	11.9±0.98 (60)	42.7±2.65 (33)	12.9±1.87 (39)	38.9±1.81 (21)
	80%	8.01±0.33 (78)	40.8±0.85 (51)	38.2±1.13 (60)	38.6±0.98 (54)
	100%	9.06±0.36 (97)	7.59±0.84 (89)	5.12±0.92 (62)	5.97±3.04 (27)
5	60%	10.3±1.45 (84)	9.51±1.54 (57)	9.39±0.58 (47)	10.5±1.37 (28)
	80%	8.77±0.46 (79)	16.6±7.71 (61)	14.7±6.90 (52)	10.9±3.53 (20)
	100%	8.96±2.41 (88)	15.4±6.93 (58)	11.6±2.12 (45)	14.0±4.49 (24)

表 3.3 ANOVA 結果 (peak hip angle)

Source	Sum Sq.	d.f.	Mean Sq.	<i>F</i> -measure	<i>p</i>
Muscle	1199.58	2	599.788	11.95	0.0005*
Noise	327.38	3	109.126	2.17	0.1264
Tonus	2854.63	3	951.544	18.96	<0.0001*
Muscle × Noise	325.71	6	188.911	1.08	0.4097
Muscle × Tonus	1133.47	6	188.911	3.76	0.0132*
Noise × Tonus	547.79	9	60.866	1.21	0.3461
Error	903.3	18	50.183		
Total	7291.85	47			

表 3.4 ANOVA 結果 (立位を維持できた回数).

Source	Sum Sq.	d.f.	Mean Sq.	<i>F</i> -measure	<i>p</i>
Muscle	2465.4	2	1232.69	10.05	0.0012*
Noise	9473.1	3	3157.69	25.75	<0.0001*
Tonus	17600.4	3	5866.80	47.83	<0.0001*
Muscle × Noise	1519.1	6	253.19	2.06	0.1091
Muscle × Tonus	1969.8	6	328.30	2.68	0.0490*
Noise × Tonus	2015.4	9	223.93	1.83	0.1324
Error	2207.7	18	122.65		
Total	37250.8	47			

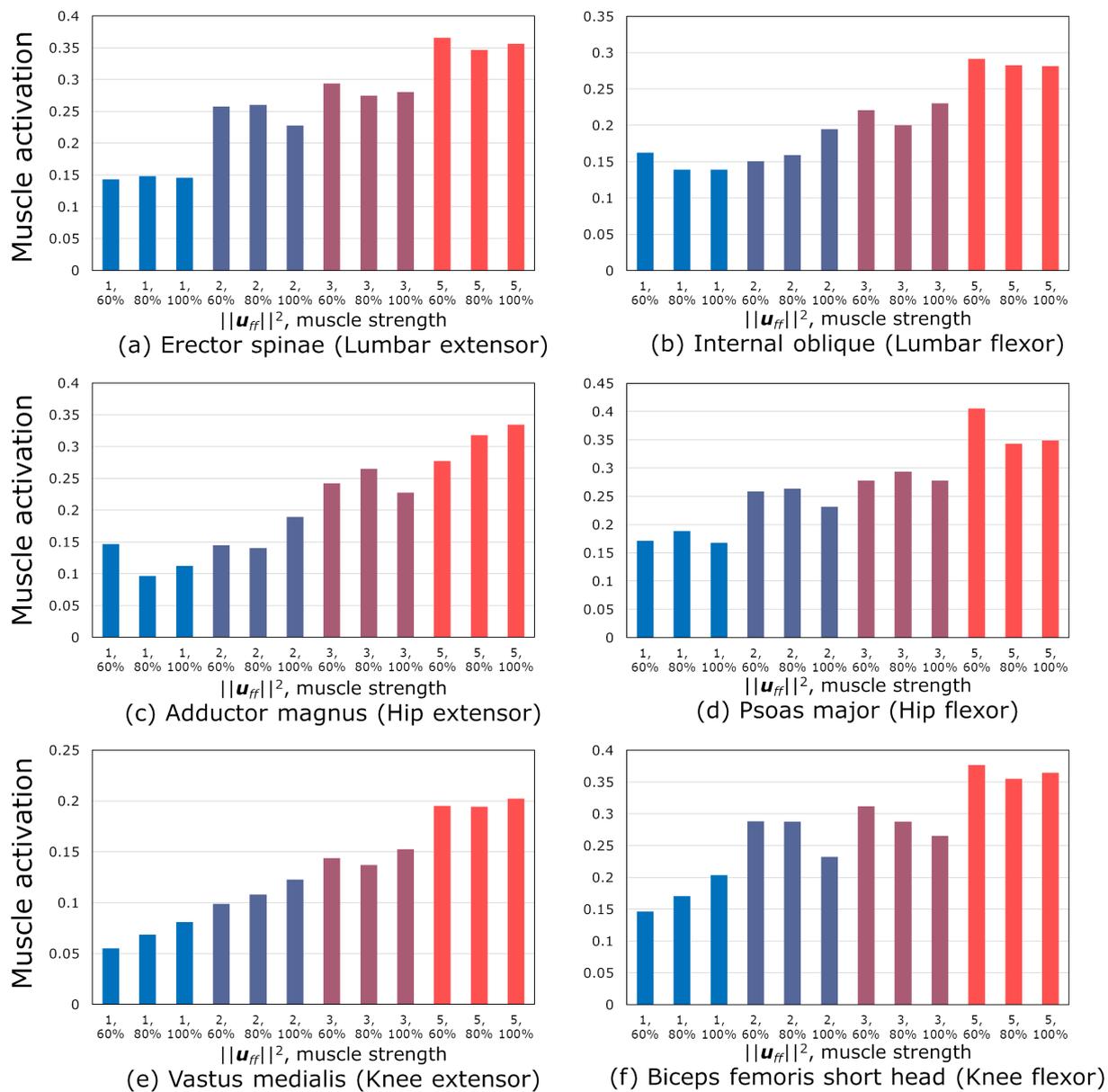


図 3.10 調節された  $\mathbf{u}_{ff}$  の筋活動 (erector spinae, internal oblique, adductor magnus, psoas major, vastus medialis, biceps femoris short head). 横軸は  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$ , 縦軸は筋活動である.  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が小さいものは青で,  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が大きいものは赤で示している.

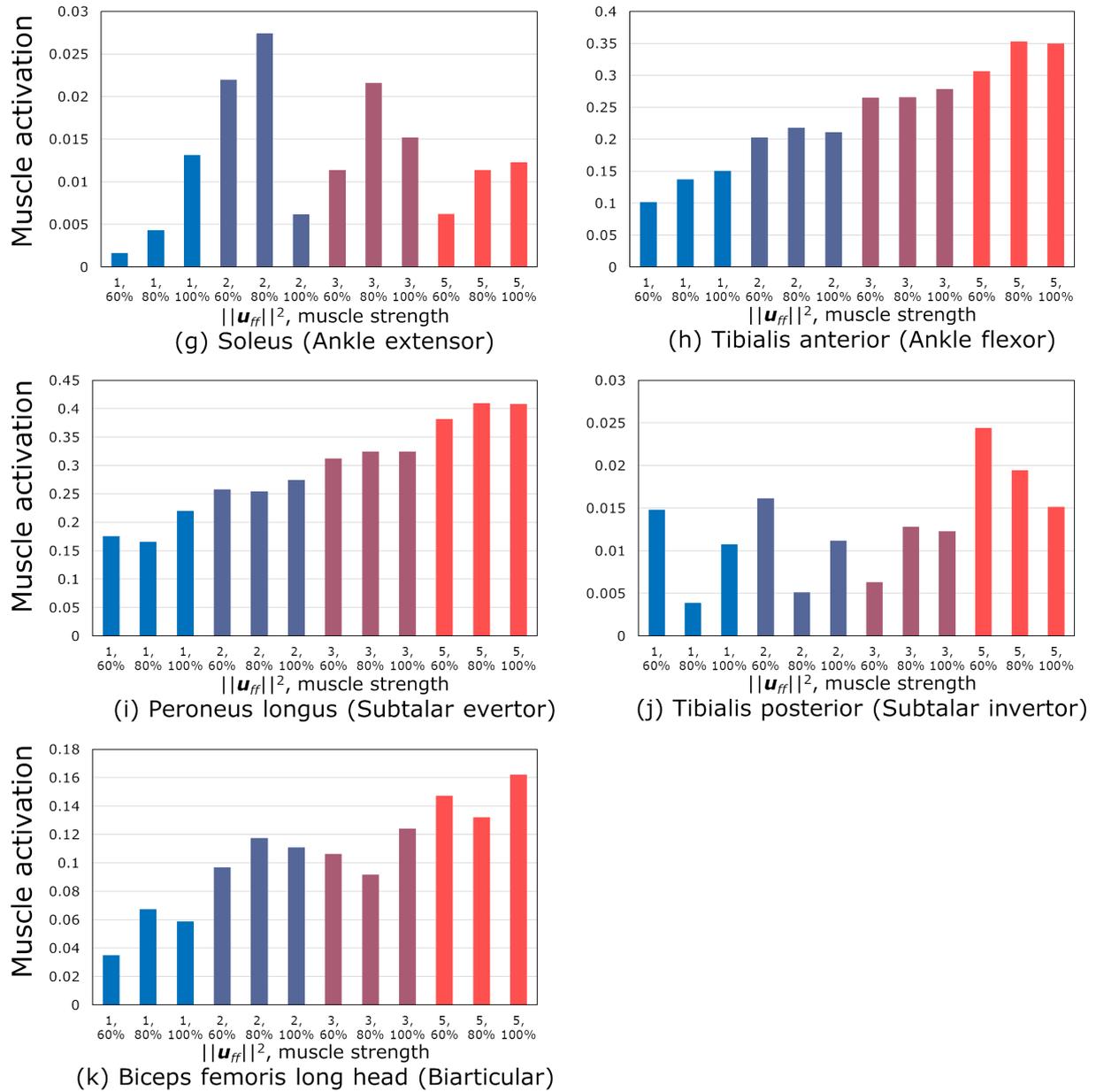


図 3.11 調節された  $u_{ff}$  の筋活動 (soleus, tibialis anterior, peroneus longus, tibialis posterior, biceps femoris long head). 横軸は  $\|u_{ff}\|^2$ , 縦軸は筋活動である.  $\|u_{ff}\|^2$  が小さいものは青で,  $\|u_{ff}\|^2$  が大きいものは赤で示している.

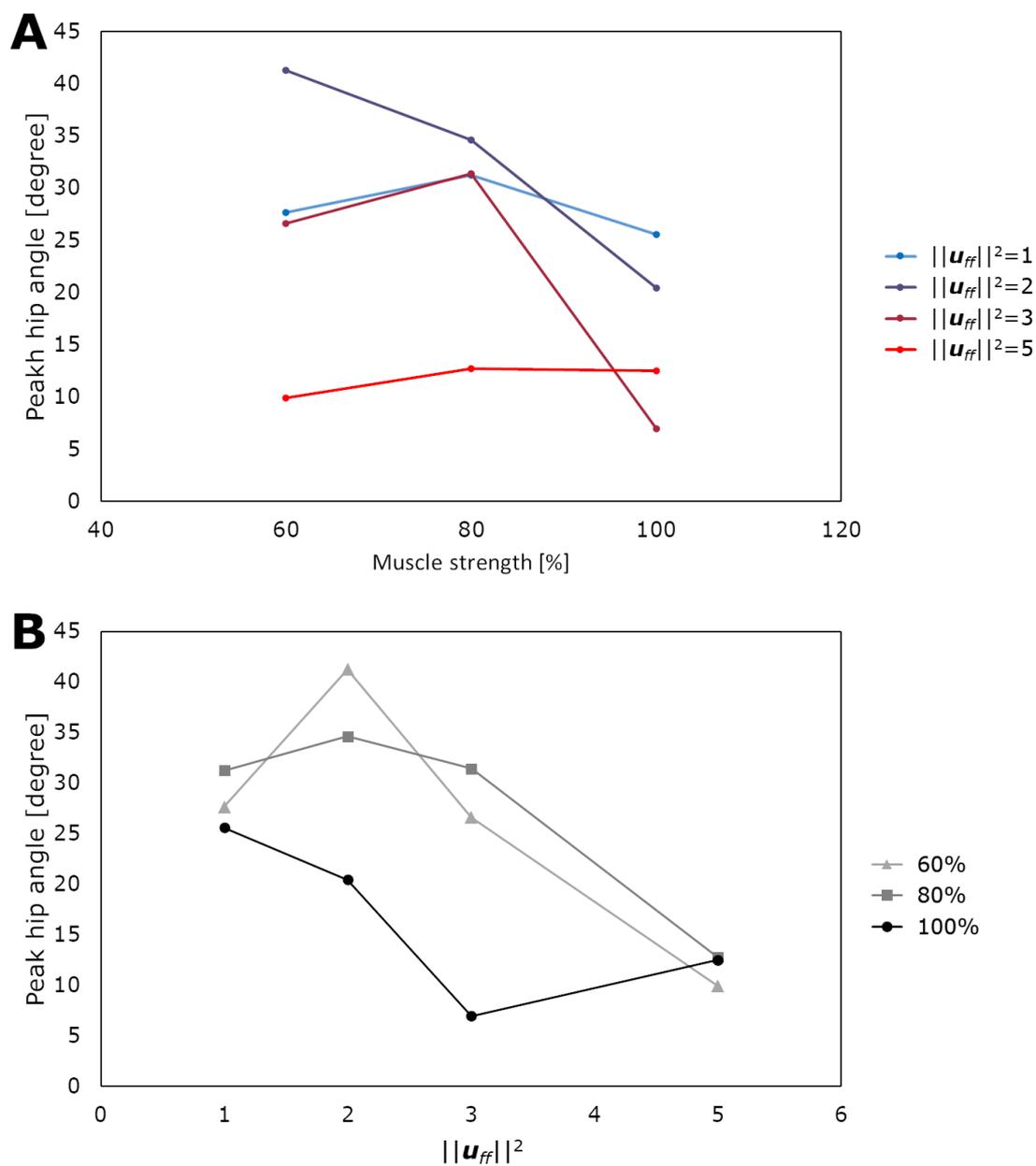


図 3.12 筋機能低下と筋緊張低下の交互作用。(A) 横軸が筋機能低下の度合い，縦軸が peak hip angle である。姿勢制御戦略が hip strategy に近いとき，peak hip angle は大きくなる。グラフの色は  $\|u_{ff}\|^2$  の大きさに対応している。筋緊張が高いとき，グラフは赤い。(B) 横軸に筋緊張低下の度合いを取った場合のグラフ。グラフの色が黒に近いほど，筋機能が保たれている。

## 3.5 考察

### 3.5.1 調節された初期姿勢と $\mathbf{u}_{ff}$

第2章のシミュレーションと本章のシミュレーションでは、異なる手法で初期姿勢と  $\mathbf{u}_{ff}$  を調節した。第2章のシミュレーションでは、時間遅れが小さい中でFBのみで筋骨格モデルを制御し、うまく立位姿勢を保てたときの姿勢と筋活動をもとに初期姿勢と  $\mathbf{u}_{ff}$  を得た。本章のシミュレーションでは、先に安定した初期姿勢を求め、その初期姿勢を維持できるような  $\mathbf{u}_{ff}$  を最適化によって得た。いずれの手法でも、筋骨格モデルの立位姿勢の維持に使用できる  $\mathbf{u}_{ff}$  と姿勢を得られた。

得られる  $\mathbf{u}_{ff}$  自体は大きく異なる。第2章の手法では、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  の大きさと  $\mathbf{u}_{ff}$  を構成する筋活動の大きさは対応していた。しかしながら、本章の手法では、その対応が崩れる部分がある。Fig. 3.11 (g) と Fig. 3.11 (j) で顕著である。最大値を見ると、(g), (j) では0.03に満たないのに対し、他の筋では0.16–0.40の範囲にある。これは、先に求めた初期姿勢を安定させるために、(g), (j) の筋が大きく力を発揮する必要がなかったことを意味する。そのために最適化を通して (g), (j) の筋活動が細かく調節されることがなかったものと考えられる。もし全身の筋を一律に上げる形の  $\mathbf{u}_{ff}$  が複数必要な場合は、第2章のシミュレーションで用いられた手法の方が適している。

### 3.5.2 筋機能低下と筋緊張低下の影響

シミュレーションの結果、筋緊張が低下するにつれて、peak hip angleが増加することが確認された。筋緊張の低下が姿勢制御戦略の遷移に影響していることが示唆された。これは姿勢制御戦略を考える際に、筋緊張を考慮することが重要であることを意味する。またこの結果は、筋緊張が低下すると、起立は不安定になり、姿勢回復能力の高いhip strategyへの遷移が、筋緊張が高い場合に比べより小さな外力の段階で起こる、という考えを支持するものである。

筋機能低下と筋緊張低下の相互作用が確認された (Fig. 3.12 (A))。  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 5$  のグラフ (赤) では、peak hip angle が  $9^\circ$ – $13^\circ$  の範囲に収まっている。これは筋緊張が大きいとき、筋機能低下の度合いによらず、姿勢制御戦略が ankle strategy に近かったことを意味する。一方で、他のグラフ ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1, 2, 3$ ) では、80%–100% の範囲に絞っても、 $5^\circ$  を超える

変化が見られた。これは、筋緊張が低い場合には、筋機能低下に伴い、姿勢制御戦略が hip strategy に近くなったということである。筋緊張の条件が異なると、筋機能低下による姿勢制御戦略への影響が異なったものとなる。筋緊張考慮の重要性が再確認された。

筋機能低下が姿勢制御戦略の遷移に影響する可能性も示唆された。筋機能低下は先行研究でも考慮されていたが、その影響は感覚ノイズ増加のものよりも小さいとされていた [Afschrift 2018]。今回のシミュレーション結果は先行研究の結果とは異なるものとなった。関節のスティフネスは、姿勢の安定性に貢献しているとされる [Edwards 2007]。本研究では、関節のスティフネスは、等尺性最大筋力が大きくなる、もしくは筋緊張が大きくなることで増加する。そのため、筋緊張が同じである場合、筋機能が低下する（等尺性最大筋力が下がる）と、関節のスティフネスも下がる。関節のスティフネスが下がったことにより姿勢の安定性が変わり、姿勢制御戦略が hip strategy 寄りになったものと考えられる。一方で、先行研究で用いられていたトルク駆動モデルでは、関節のスティフネスを表現することができない。この表現における差異が、筋機能低下の影響の差異に現れたものと考えられる。

### 3.5.3 感覚ノイズ増加の影響

感覚ノイズ増加が姿勢制御戦略の遷移に影響することは確認されなかった。Afschrift らは、2 関節のトルク駆動モデルを用いたシミュレーションにより、筋機能低下よりも感覚ノイズ増加により、姿勢制御戦略の遷移が説明可能であるとしている [Afschrift 2018]。彼らのシミュレーションでは、トルク駆動モデルの関節トルクを、関節の角度と角速度を参照して制御していた。一方で本研究のシミュレーションでは、筋骨格モデルの筋活動を、筋の長さと伸展速度を参照して制御する。FB 情報に乗せるノイズの大きさは先行研究での関節角度/角速度に乗るノイズの値を参照して設定したが、シミュレータとしての違いが結果に現れた可能性がある。

### 3.5.4 筋骨格モデルが立位姿勢を維持できた回数

筋機能低下と筋緊張低下の両方ともが、立位を維持できた回数に影響した (Table 3.2)。筋機能が低下する、もしくは筋緊張が低下すると、立位を維持できた回数は減少した。特に筋緊張の主効果は  $p < 0.0001$  となっており、影響は感覚ノイズに並び大きい。この結果は、筋機能低下により転倒リスクが増加する、関節のスティフネスが身体の安定性に貢献すると

いう先行研究の報告と一致する [Moreland 2004, Edwards 2007]. また、立位を維持できた回数は、感覚ノイズの増加に伴い同じく減少した。

ヒトは外力が小さいうちは、ankle strategy, hip strategy を用いてバランスを取る。足を動かさずに姿勢を維持できる範囲を超えた場合、ヒトはステップを踏み、BoS を広げることで CoM を BoS 上に残す (stepping strategy) [McIlroy 1993]. 今回のシミュレーション結果は、感覚ノイズが増加するにつれて ankle strategy, hip strategy で立位姿勢を保てる範囲では済まなくなり、stepping strategy の選択が増えることを示唆する (stepping strategy のモーションを再現してはいないことに注意されたい). 感覚ノイズ増加が peak hip angle の変化に与える影響は確認されなかった。しかしながら、感覚ノイズ増加と姿勢制御戦略選択の関連は示唆された。

#### 3.5.5 シミュレーションの限界

筋機能、感覚機能、筋緊張の変化のモデル化については様々な方法がありうる。本研究では、先行研究 [Afschrift 2018] を参考に、それらモデル化の一部に着目している。全身の等尺性最大筋力を均等に低下させることで、筋機能低下をモデル化した。しかしながら、異なる部位で異なる筋機能低下の程度が現れることが確認されている [Samson2000]. この研究では、末梢の方が筋力が下がるとされており、この場合 ankle strategy のみで姿勢を維持することは難しくなると考えられる。身体の部分ごとに異なる筋機能低下を表現できれば、それに伴い各姿勢制御戦略の重要性がどのように変わるかの理解につながることを期待される。感覚機能については、FB 情報にノイズが乗る実装がなされた。しかしながら、例えば小さな動き (e.g. 関節の曲がり) を検知できなくなる、FB 情報にオフセットが乗るといった症状についても同様に実装され、影響が確認されるべきである。神経系コントローラモデルの筋緊張調節は、静止立位姿勢を取るための筋活動を提供する。しかしながら、行うタスクに応じて、筋緊張を調節している可能性がある。より生理学的に妥当な筋緊張調節のモデリングにより、外からの力に対するヒトの立位姿勢制御の限界の推定に近づく。そのほか、一種類のみ床面移動が外力として用いられた。外力が大きくなるに伴い ankle strategy から hip strategy への遷移が怒るという現象は、本研究では再現されていない。ヒトの立位姿勢制御シミュレーションを進めるうえで、この再現は不可欠である。

筋骨格モデルの関節自由度の数は制限されている。中足趾節関節が欠けていることは、踵を浮かせて立位姿勢を保つ (ヒールライズ) ことを困難にする。また、この筋骨格モデルと

神経系コントローラモデルでは、stepping strategy を再現することはできず、今回のシミュレーションでは足を動かさずに立位姿勢を保つほかなかった。もし stepping strategy の仕組みがモデルに実装された場合、観察される peak hip angle は小さくなることが予測される。

神経系コントローラモデルには、筋緊張調節のほかは、体性感覚（筋の長さと伸展速度）に基づいた姿勢反射の一部のみが実装されている。限られた制御機構しか実装されていないため、stepping strategy の実現には至っていない。足を踏み出す動作を可能とするためには、より上位の制御機構を神経系コントローラモデルが持つ必要がある。踏み直り反応、飛び直り反応といった姿勢反射を司る大脳皮質の機能の考慮により、より多くの姿勢制御戦略の再現が期待される。

## 3.6 おわりに

第3章の目的は、筋緊張を含めた身体の変化と姿勢制御戦略との関係を調べることである。第2章で扱った神経系コントローラモデルを用いた筋骨格シミュレーションを通して調査を行った。筋緊張に加え、姿勢制御戦略に影響するとされる身体の変化から有力なものを選び、筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータの変化として表現する。

3.2節では、手法の全体像を説明した。床面の後方移動に対し立位姿勢を維持するタスクを対象とする。筋骨格モデルと神経系コントローラモデルのパラメータを変えながらシミュレーションを行い、パラメータ変化が姿勢制御戦略にどのように影響したかを解析する。その際、パラメータを変化させる際には、筋機能低下、感覚ノイズ増加、筋緊張低下を考慮した。制御パラメータは、ノイズに対する汎用性を考慮して調整された。調整した制御パラメータを用いて異なるノイズ条件で100回シミュレーションを行い、姿勢制御戦略の評価指標 **peak hip angle** を計算した。パラメータ変化と評価指標の関係は分散分析により解析した。また **peak hip angle** の変化の方向を把握するため、重回帰分析を用いた。

3.3節では、シミュレーション結果を示した。制御パラメータ調節により、すべての条件で、100回のシミュレーションのうち少なくとも1回は立位姿勢を保つことのできるような制御パラメータが得られた。モデルのパラメータ変化と、**peak hip angle** との関係、起立を維持できた回数との関係を分散分析で解析して示した。**Peak hip angle** とパラメータ変更との関係は  $y = 54.1 - 0.25x_1 + 0.05x_2 - 4.75x_3$  となった。ここで  $y$  は **peak hip angle**,  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  は筋機能、感覚ノイズ強度、そして筋緊張のパラメータである。筋機能に関する  $p$  値 ( $p_1$ ) は 0.0049, 感覚ノイズ強度に関する  $p$  値 ( $p_2$ ) は 0.2300, 筋緊張に関する  $p$  値 ( $p_3$ ) は  $<0.0001$  であった。

3.4節では、シミュレーション結果について議論した。筋機能、感覚ノイズ、筋緊張と姿勢制御戦略との関係が分散分析と重回帰分析により示され、目的が達成された。筋機能低下と筋緊張低下が、**peak hip angle** を増大させる、すなわち、**hip strategy** の発現に関連するという結果が得られた。また、筋緊張が十分高ければ、筋機能の程度によらず、**ankle strategy** で立位姿勢を保つことが示唆された。姿勢制御戦略を考えるうえで、筋緊張を考慮することが重要であることが示唆された。この結果は筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い **hip strategy** が選択されやすくなるという仮説を支持するものである。感覚ノイズの増加による **peak hip angle** への影響は確認されなかった。しかし、感覚ノイズ

の増加に伴い転倒する回数は増加している。これは、感覚ノイズの増加に伴い ankle strategy や hip strategy で立位姿勢を維持できなくなったということであり、stepping strategy の範囲に入ったということである。感覚ノイズと peak hip angle との関係は確認されなかったが、感覚ノイズと姿勢制御戦略との間には関係があることが示唆された。



## 第 4 章

# 筋緊張の重要性の調査実験

### Contents

---

4.1	はじめに .....	90
4.2	目的 .....	91
4.3	手法 .....	92
	4.3.1 実験手順 .....	94
	4.3.2 装置 .....	94
	4.3.3 解析 .....	102
4.4	結果 .....	110
	4.4.1 Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	110
	4.4.2 表面筋電位 RMS 平均の推移 .....	110
	4.4.3 Peak hip angle .....	113
	4.4.4 表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle .....	113
4.5	考察 .....	116
	4.5.1 Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ .....	116
	4.5.2 筋緊張 .....	116
	4.5.3 姿勢制御戦略 .....	117
	4.5.4 筋緊張と姿勢制御戦略 .....	117
4.6	おわりに .....	120

---

## 4.1 はじめに

本研究での仮説は、筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる、というものである。第3章で行った筋骨格シミュレーションでは、この仮説を支持する結果が得られた。第4章では、ヒトを対象とした実験で筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べる。第3章の結果と合わせ、仮説の検証を行う。

4.2 節では、仮説を検証するための実験の詳細を説明する。第3章において、シミュレーションにより、筋緊張と姿勢制御戦略との関係に関する仮説が支持された。これを検証するための実験プロトコルと、実験装置を説明する。

4.3 節では、実験結果を示す。

4.4 節では、実験結果について議論する。

## 4.2 目的

第3章の筋骨格シミュレーションの結果は、筋緊張が姿勢制御戦略に影響することを示唆するものであった。筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる、という本研究での仮説を支持する結果が得られた。

第3章では筋緊張に関するパラメータを変化させながら筋骨格シミュレーションを行った。しかしながら、その変化の幅を、実際のヒトの筋緊張と比較した際の大小は不明である。実際にヒトを対象とした実験を行い筋緊張を計測することで、シミュレーション結果のより良い解釈が可能となる。第4章の目的は以下の2点である：外力に対し筋緊張を上下させる実験系の妥当性を検証すること、実験結果と比較して、シミュレーション結果の妥当性の検証を行うこと。

### 4.3 手法

本実験の目的は、床面移動に対しヒトがどのように筋緊張を上げるかを観察するとともに、計算した筋緊張と姿勢制御戦略の指標の関係を解析することである。そのため、以下のような実験要件が立てられる。

- Ankle strategy と hip strategy の両方があらわれるようなタスクを対象とすること
- 筋緊張が上下すること
- 姿勢の変化が計測できること
- 筋緊張が計測できること

姿勢制御戦略として一般に考えられるものに、ankle strategy, hip strategy, stepping strategy がある。第3章に続き、これらの中から ankle strategy, hip strategy に注目する。ankle strategy, hip strategy に関する研究は過去に幾度も行われてきた。その中で最もポピュラーなタスクは、はじめに Nashner らが行ったように、床面を前後に移動させるものである [Nashner 1982]。これにならい、本実験でも、被験者に立位姿勢を取らせ、床面を前後に移動させる。床面を動かす際の加速度を複数段階設定し、ankle strategy と hip strategy の両方があらわれるようにする。なお ankle strategy, hip strategy について、実験系研究では踵やつま先が地面から離れた場合（ヒールライズ、トゥライズ）は解析からしばしば除かれる [Afschrift 2018]。本実験でも、これにならい、踵やつま先が地面から離れた場合については解析から除くこととする。そのため、本実験における ankle strategy は、踵やつま先を上げずに ankle の動きを中心に用いて立位姿勢を維持する戦略、hip strategy は、踵やつま先を上げずに ankle の動きに加え hip の動きを用いて立位姿勢を維持する戦略といえる。

また第3章では筋機能、感覚ノイズ、筋緊張に関するパラメータを変更しながら筋骨格シミュレーションを行ったが、感覚ノイズの増加よりも、筋緊張の低下、筋機能の低下により、hip strategy があらわれるという結果が得られている (Fig. 4.1)。本実験で注目するのは、これらのうち、筋緊張が変わることで姿勢制御戦略がどう変わるかである。しかし、被験者の筋緊張を直接操作することは困難である。そのため、床面移動を印加することで、被験者が立位姿勢を維持するために筋緊張を上げることを期待する。

姿勢制御戦略は主に姿勢（関節角度）の変化から判定される。被験者の姿勢制御を阻害せずに姿勢情報を得るため、光学式のモーションキャプチャシステムを用いる。マーカーの軌道情報と、第2章・第3章で用いた筋骨格モデルとから、inverse kinematics を用いて関節角

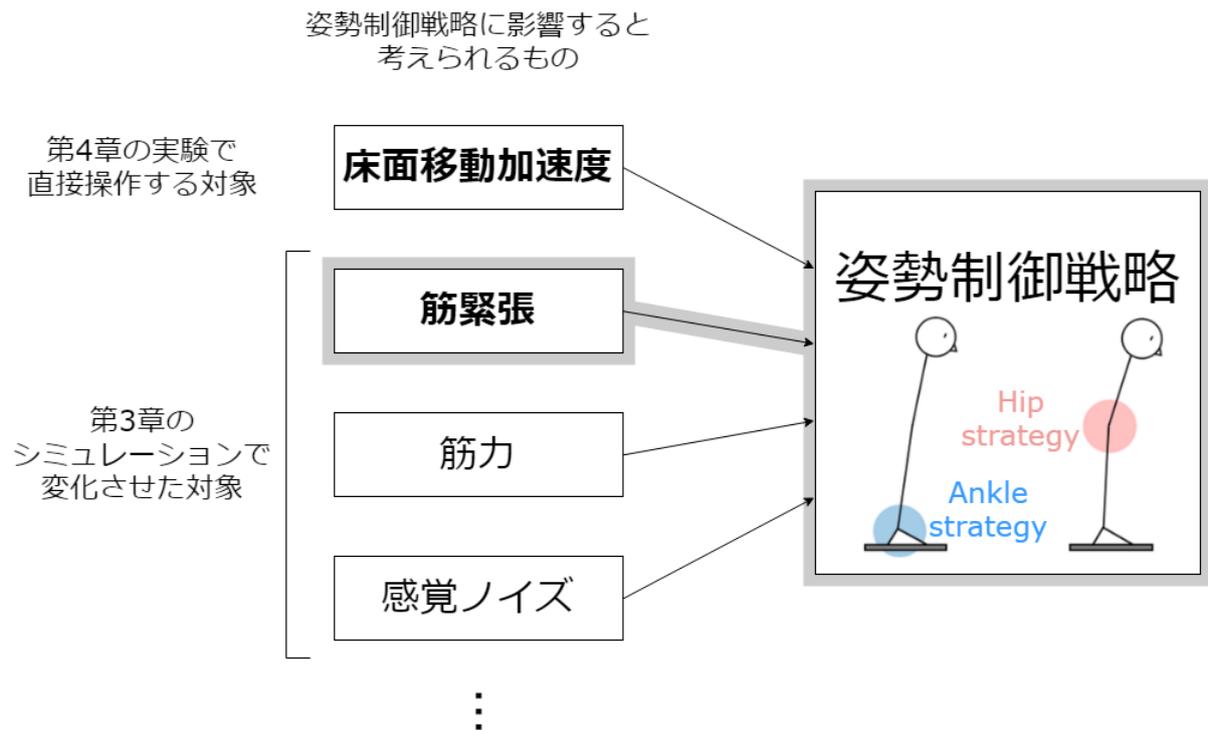


図 4.1 本実験で確認する対象。姿勢制御戦略に影響すると考えられるものは複数ある。第3章のシミュレーションでは、そのうち筋緊張、筋機能、感覚ノイズの条件を変えながらシミュレーションを行い、姿勢制御戦略との関係を調べた。本実験では、筋緊張と姿勢制御戦略との関係を調べるが、筋緊張を直接操作することは難しい。そこで、床面移動の加速度をランダムに変え、ankle strategy と hip strategy の両方を観察すると同時に、床面移動という外力に対して筋緊張が上がることを期待する。なおこの図では4種類の要因のみを挙げているが、姿勢制御戦略に影響を及ぼす可能性があると考えられているものすべてを示しているものではない。

度を逆算し、姿勢制御戦略の変化に関する指標の計算に用いる。

筋緊張は、持続的に生じている筋の一定の緊張状態である [後藤 2003]。そのため、筋緊張の情報を得るためには、筋活動の情報を取得すればよい。筋活動の情報として一般に計測されるのが、表面筋電位である。皮膚に電極を貼り付け、特に浅部の筋より生じる電氣的活動を記録する。先行研究においては、筋緊張を観察するため、胴体・上腿・下腿の、前面と背面の筋を対象に電極を貼り付け、活動を記録している [Chiba 2016, Chiba 2017]。本実験でも、被験者の皮膚に張り付けた電極から表面筋電位を計測し、筋緊張の評価指標の計算に用いることとする。

### 4.3.1 実験手順

9名の男性（18–30歳）を被験者として実験を行う。高齢者に比して身体能力の低下が少なく、より近い条件で筋緊張の影響に注目できるため、若年者を対象としている。被験者には、立位姿勢制御に影響するような神経疾患の既往のないことを事前に確認する。実験開始前に被験者全員に書面でのインフォームドコンセントを行い、実験参加への同意を得た。なお、本実験は東京大学ライフサイエンス委員会倫理審査専門委員会の承認を受けて実施した（審査番号 18–84）。

実験の手順を Fig. 4.2 に示す。はじめに被験者に実験の説明を行い、実験参加の同意を得る。次に光学マーカーと筋電計の電極を装着させる。装着後、被験者をスライドテーブルの上に移動させ、転倒防止のためのハーネスを装着させる。腕を胸の前で組ませて閉眼させ、計測のための準備を完了させる。計測1セット目を開始する。はじめに、床面移動のない状態で、20 s 間の静止立位をさせる。その後、床面移動、床面位置の標準への復帰、待機を繰り返し行う。18回の繰り返しを終えたところで、計測1セットを終了する。被験者をスライドテーブルから下りさせ、椅子に座らせ 60 s 以上の休憩を取らせる。その後、被験者を再度スライドテーブルの上に移動させてハーネスを装着させる。計測2セット目を開始する。計測2セット目後、被験者をスライドテーブルから下りさせ、装置を回収する。

### 4.3.2 装置

本実験では、床面移動タスク中の、筋緊張と姿勢制御戦略に関する情報を取得する。そのため、被験者に床面移動の刺激を与えること、筋活動と姿勢を計測することが可能なシステムを構成する必要がある。そこで本研究の計測システムは、以下の要素で構成する (Fig. 4.3)。

- スライドテーブル
- 筋電計
- モーションキャプチャシステム

スライドテーブルの上に被験者を立たせ、床面移動タスクを行う。筋緊張は筋電計で計測される表面筋電位から計算した指標で評価する。姿勢制御戦略はモーションキャプチャシステムで計測したマーカー位置から姿勢の変化を算出し、前章同様、指標 **peak hip angle** を用いて評価する。

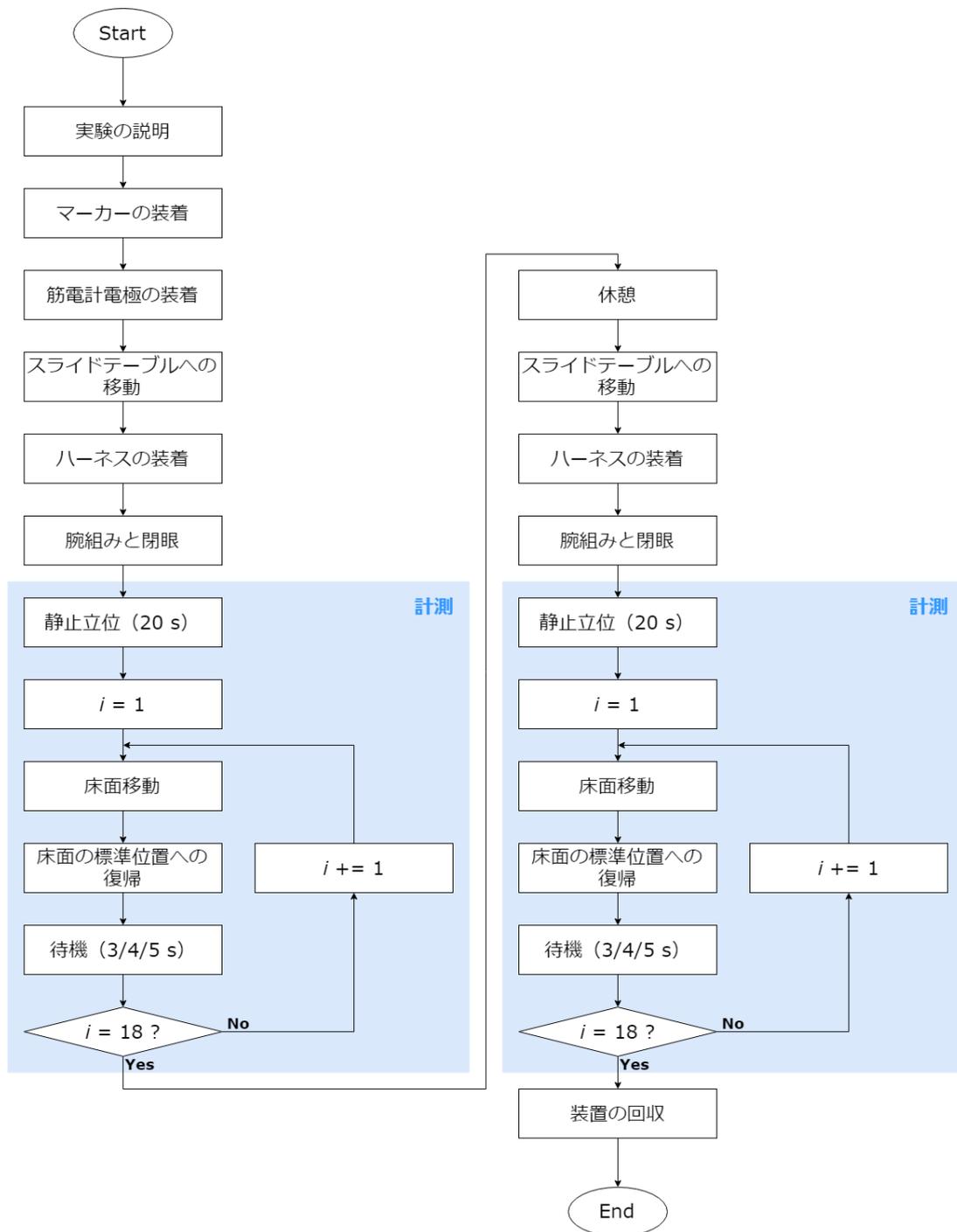


図 4.2 実験手順。はじめに被験者に実験の説明を行う。次にマーカースと筋電計の電極を装着させる。その後スライドテーブル上へ被験者を移動させ、ハーネスを装着させる。腕を組ませ、閉眼させる。計測 1 セット目を開始する。はじめに 20 s 間の静止立位を行わせる。その後、床面移動、床面位置の標準位置への復帰、待機を繰り返す。18 回の床面移動の印加で計測 1 セットを終了する。休憩をはさみ、2 セット目の計測を行う。

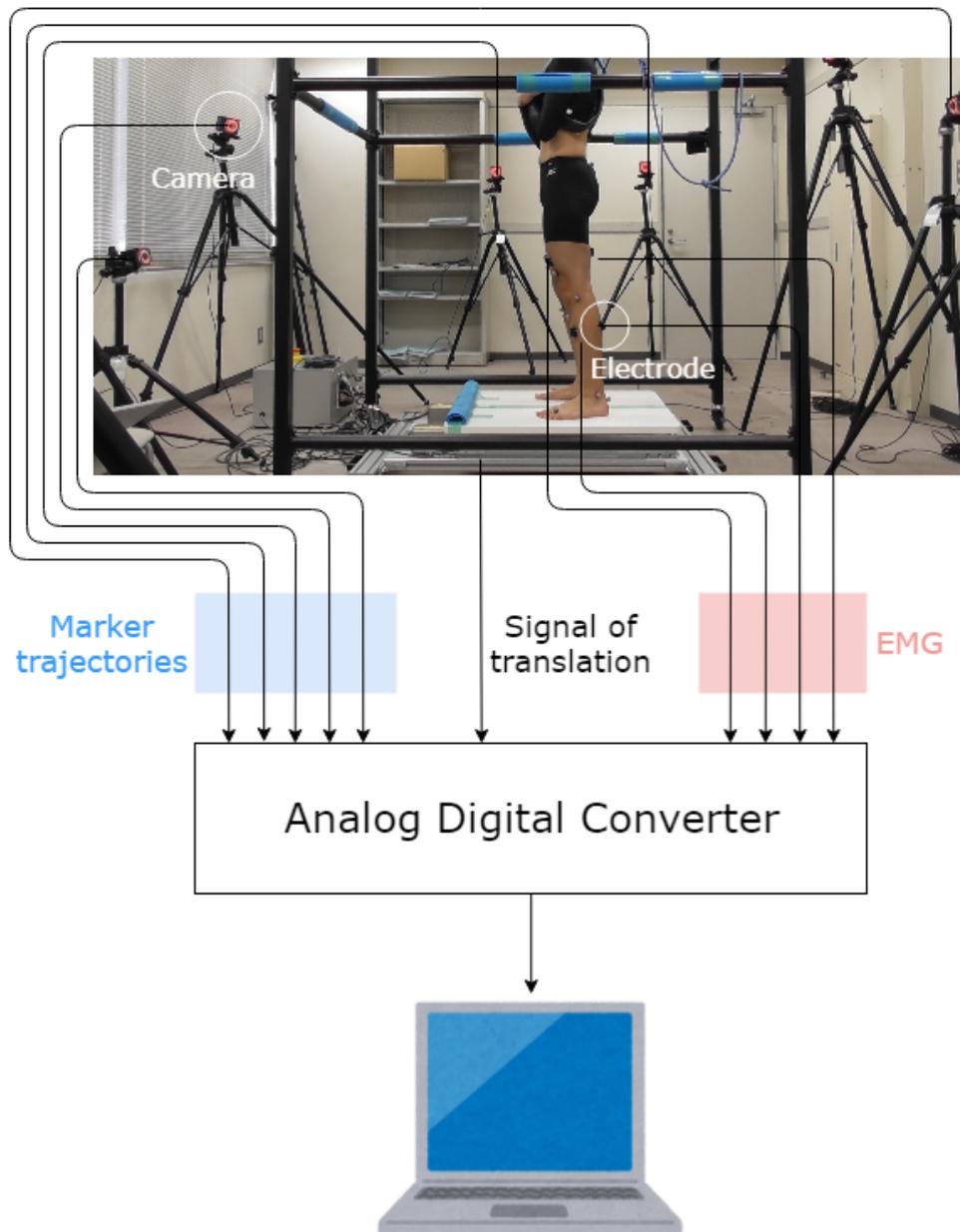


図 4.3 実験環境。被験者はスライドテーブルの上に立ち、胸の前で腕を組む。被験者の皮膚には筋電計の電極が貼り付けられる。同じく皮膚に張り付けられたマーカーを、周囲に並べられたカメラでトラックする。

### スライドテーブル

本実験では床面を前後に移動させるタスクを扱う。被験者をスライドテーブル（竹井機器工業）上に乗せ、スライドテーブルを移動させることで外からの力とする（Fig. 4.4）。スライドテーブルが移動する際の加速度を複数段階設定し、ankle strategy と hip strategy の両方を観察できるようにする。スライドテーブルの最大ストロークは 300 mm、最大移動速度は 500 mm/s である。スライドテーブルのサイズは縦（進行方向）900 mm、横 700 mm であり、被験者が足を踏み出したとしても、機材から落下することはない。スライドテーブルの移動のタイミングを示す信号は、スライドテーブルの制御装置を通して取得可能である。計測中の転倒を防止するため、被験者は転倒防止装置につなげられたハーネスを装着する。

本実験では、床面移動に対する ankle strategy と hip strategy を観察する。そのため、本実験ではスライドテーブルを slow, fast 1, fast 2 の 3 段階の加速度で移動させる（Fig. 4.5）。Slow では ankle strategy, fast 1 では hip strategy が観察されることを狙う。Fast 2 は、fast 1 の最大加速度のみを変えたもので、移動距離と最大速度を固定して最大加速度のみを変えた際の被験者の反応から、床面移動パラメータを検討するために設定された（付録）。ここで床面移動を前後どちらかのみを設定した場合、床面移動の方向に応じて、被験者が姿勢や筋活動を準備することが予測される（例えば、床面が後方のみに移ると分かっているならば、事前に身体を後傾させることで立位姿勢の維持が容易になる）。しかし、第 2 章と第 3 章の筋骨格モデルを用いたシミュレーションでは、 $u_{ff}$  の変更による筋緊張の上下のみを考えており、床面移動の方向に応じて姿勢や筋活動を準備することは考えていない。そのため、前後両方の床面移動を与えることとする。床面移動は前後 2 種類、加速度 3 種類の、計 6 種類が印加される。同様に被験者が床面移動の方向に応じて準備することを防ぐため、床面移動の方向と加速度はランダムに決定し、被験者には知らせないこととする。また、被験者が床面移動のタイミングに合わせて姿勢や筋活動を変更することを防ぐため、床面移動間の待機時間は、3,000 ms, 4,000 ms, 5,000 ms のうちからランダムに選ぶ。

被験者にはスライドテーブル上で、転倒を防止するためのハーネスを装着させる。転倒防止装置とハーネスをつなぐ紐の長さは、被験者の体格に応じて、被験者の動きを制限しないよう調節する。

被験者にはスライドテーブル上で、胸の前で腕を組ませ、閉眼させる。胸の前で腕を組ませるのは、被験者が腕を動かしてバランスを取り、ankle strategy や hip strategy が観察されなくなることを防ぐためである。また、第 2 章と第 3 章で用いている筋骨格モデルでは、ヒ



図 4.4 スライドテーブルと転倒防止装置。スライドテーブルの上に被験者を立たせ、テーブルを水平に移動させることで外からの力とする。転倒を防止するため、被験者は転倒防止装置と紐でつながったハーネスを装着する。

トの上肢は実装されていない（上肢の質量は torso で考慮されている）。本研究では行わないが、実験データをこの筋骨格モデルと神経コントローラモデルを用いて再現する場合、腕を組んだ状態の方が再現において適切である。閉眼させると、被験者は視覚情報を姿勢制御に用いることができなくなる。ヒトは視覚、平衡感覚、体性感覚といった情報を統合して姿勢制御を行っているが、使用できる感覚の数が少ないほど、姿勢の安定性が下がることが知られている。閉眼させるのは、安定性の低い状態で hip strategy があらわれるのを期待したものである。

### 筋電計

本研究では、筋緊張を「立位を維持するために必要な抗重力筋の持続的活動」と定義した。被験者の筋緊張に関する情報を得るため、被験者の表面筋電位を計測する。筋肉が活動するとき、筋繊維からは活動電位が発生する。この活動電位を、皮膚表面に張り付けた電極を用いて計測する。表面筋電位の計測には筋電計（Delsys）を用いる（Fig. 4.6）。表面筋電位の計測にあたり、電極と皮膚とのインピーダンスを小さくするため、被験者の皮膚をアルコール洗浄し乾かす。その後筋電計を筋繊維方向に沿うよう貼り付ける。

筋電計の電極は、モーションキャプチャシステムのマーカーより先に装着させる。被験者が汗をかく、身体を動かして皮膚が動く等すると、電極がはがれ、表面筋電位の計測がなされない場合がある。そのため、先にマーカーを装着させ、計測の直前に電極を装着させることで、安定した表面筋電位の計測を狙う。

筋電計の電極の貼り付け位置を Fig. 4.7 に示す。身体の前面にある大腿直筋、前脛骨筋、背面にある脊柱起立筋、大殿筋、ハムストリングス、腓腹筋の EMG を測定する。この筋は、Chiba らの実験で計測対象となった筋 [Chiba 2016, Chiba 2017] に、大殿筋を追加したものである。ハムストリングスは第 2 章のシミュレーションでは観察対象としていなかったが、前後の動揺に対して活動することが知られている身体の前面・背面の筋に注目するため選択するものである。また、大殿筋は、hip strategy の際に大きく屈曲した hip を元の姿勢に戻す重要な働きが予測される筋として導入した。

### モーションキャプチャシステム

被験者の姿勢変化に関する情報を得るため、モーションキャプチャシステム（NAC）を用いる。今回用いるモーションキャプチャシステムは光学式である。被験者の皮膚に張り付け

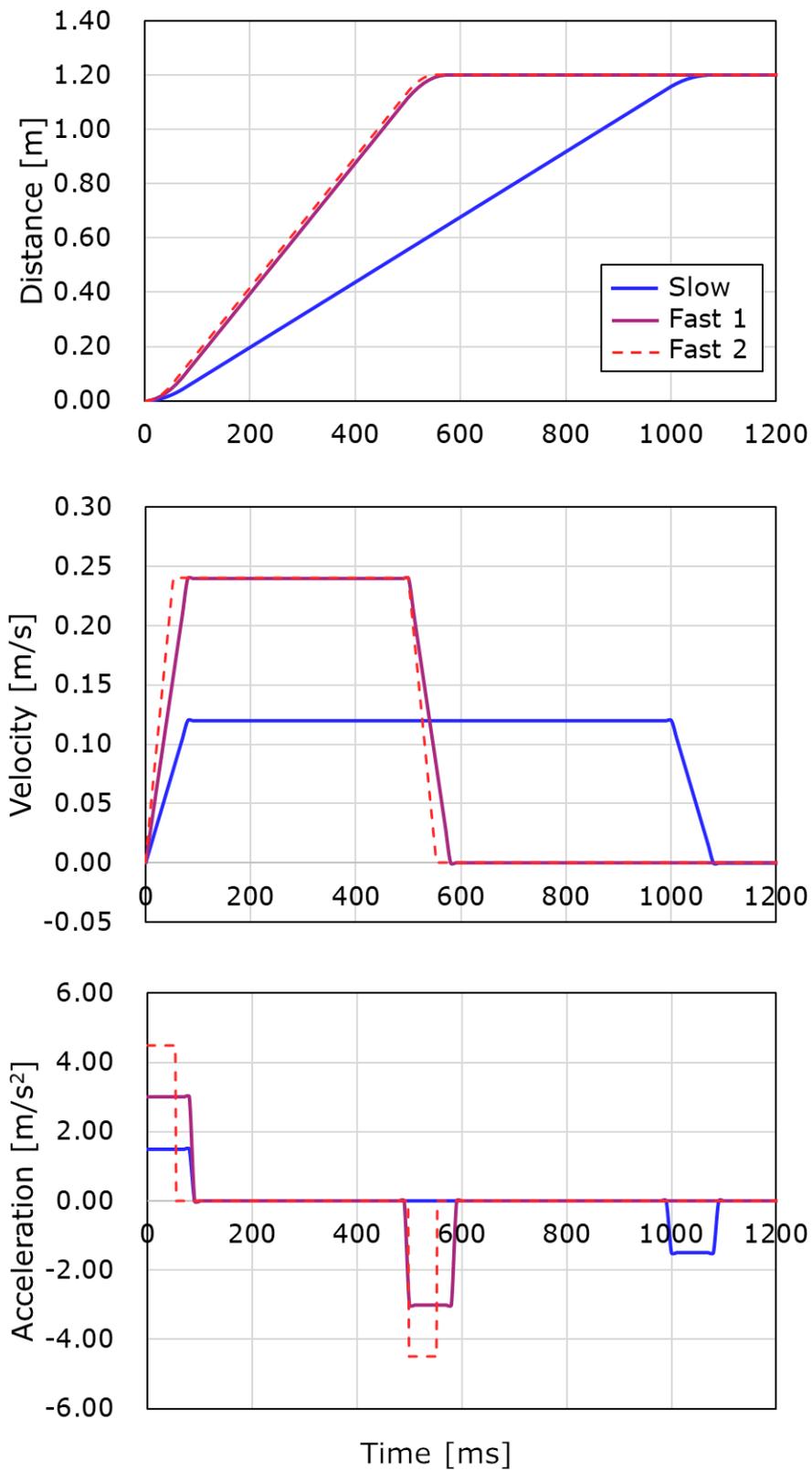


図 4.5 スライドテーブル移動のパラメータ. 床面移動の加速度を複数段階準備し, ankle strategy と hip strategy の両方の観察をねらう. 青は slow, 紫は fast 1, 赤は fast 2 を示す.

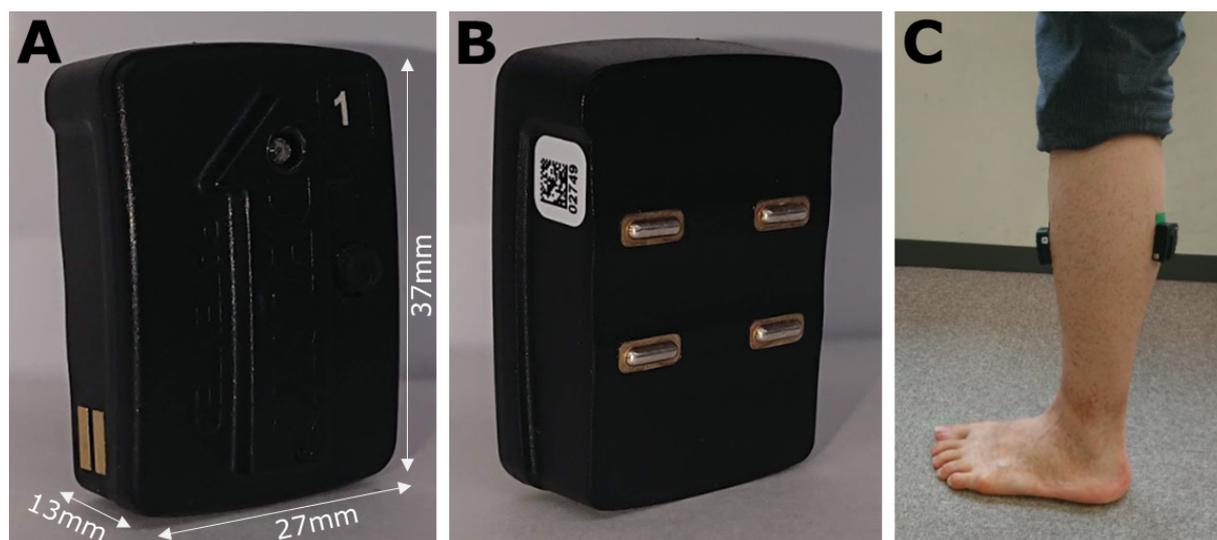


図 4.6 筋電計と筋電計装着例. (A) 筋電計表面. (B) 筋電計裏面. (C) 筋電計装着例. 筋電計を用いて被験者の表面筋電位を計測する. 筋の走行する向きにあわせて, 皮膚表面に電極を貼り付ける.

たマーカーを, 複数のカメラを用いてトラッキングする. マーカー位置の変化から, 被験者の関節角度を *inverse kinematics* により求める. マーカーは関節の動きを阻害するものではないため, 数度からの関節角度の変化に注目する今回の実験に適している.

マーカーは Helen-hayez マーカーセットを参考に貼り付ける (Fig. 4.8) [Kadaba 1990, Burnett 2015]. 今回の実験では, 動揺に対し上肢を動かすことでカウンターを取ることを抑え, 下肢を中心とした立位姿勢制御に着目するため, 被験者に胸の前で腕を組ませる. そのため, Helen-hayez マーカーセットから腕と手首のマーカー (Fig. 4.8 中 R. elbow, R. wrist, L. elbow, L. wrist) を除く. 左右合わせて 21 個のマーカーを被験者に装着させる. マーカーの位置は, 10 台のカメラにより追跡される.

マーカー位置の変化から姿勢の変化を算出するため, OpenSim 3.3 (SimTK.org) の *Inverse Kinematics* ツールを用いる [Delp 2007]. *Inverse Kinematics* 計算を行う際の筋骨格モデルは, 前章で用いた筋骨格モデルをベースとしたもの (Fig. 4.9) を用いる. 関節自由度は 15DoF で, 以下の動きを含む: lumbar extension, lumbar bending, lumbar rotation, hip flexion, hip adduction, hip rotation, knee flexion, ankle flexion, subtalar inversion. 被験者の動きは, これらの関節の動きとして再現される.

計測された表面筋電位とマーカー位置情報は, ソフトウェア Cortex (Motion Analysis) を

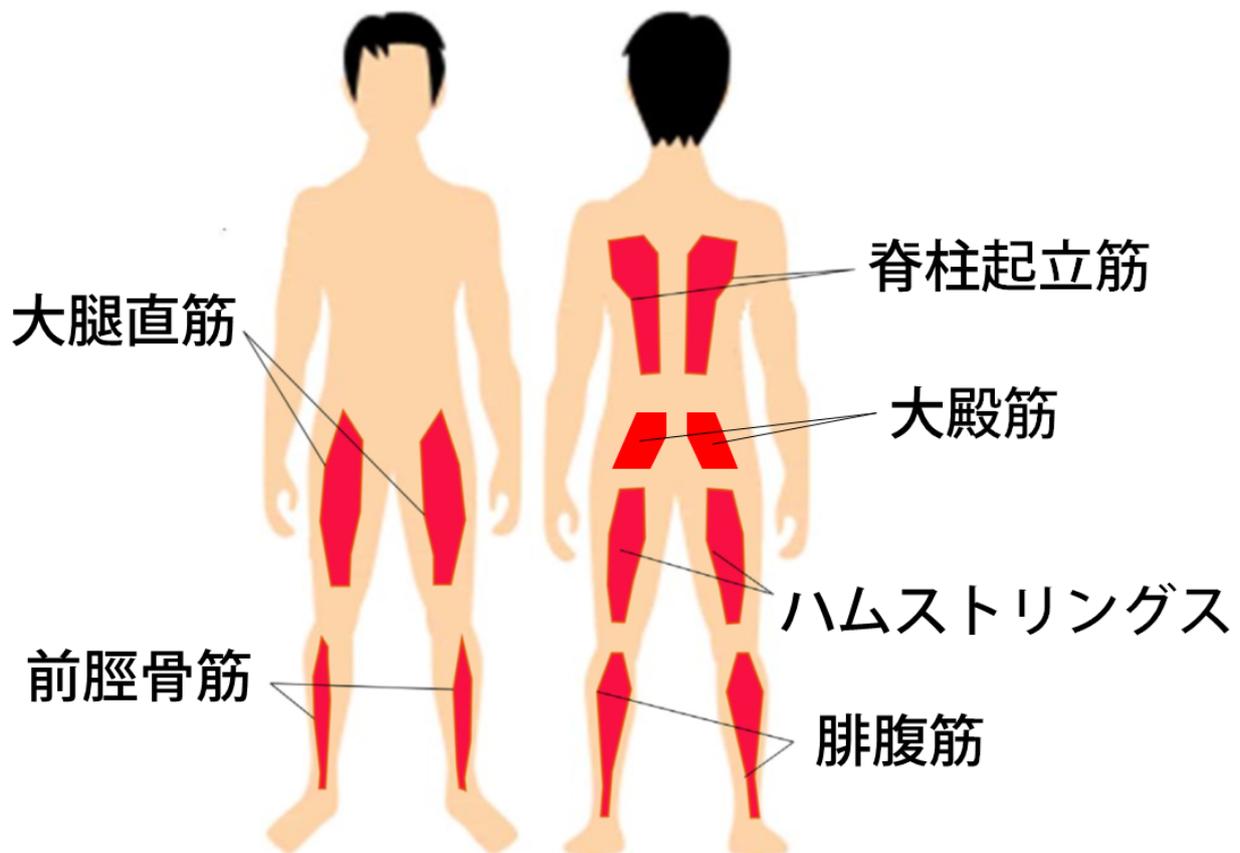


図 4.7 観察した筋. Chiba らの実験 [Chiba 2016, Chiba 2017] で計測対象となった5つの筋に, 大殿筋を追加した6つの筋の表面筋電位を計測する. 前後の動揺に対し活動する筋群である.

通して管理される. また, スライドテーブルの移動のタイミングに関する信号も Cortex に送られ, 他のデータと同期される. 表面筋電位情報は 2000Hz, マーカー位置は 200Hz で記録される.

### 4.3.3 解析

本実験では4種類の解析を行う. 踵やつま先が浮くヒールライズ, トウライズと stepping strategy が現れる頻度を計算し, 先行研究と同様に床面移動の加速度が大きくなるにつれて頻度が上がるかどうかを確認する. 筋緊張と姿勢制御戦略の指標をそれぞれ計算し, 床面移動に対して被験者が筋緊張を高めて立位姿勢を維持しているかどうか, 床面移動の加速度が大きくなるにつれて姿勢制御戦略が変わっているかどうかを確認する. そして, 筋緊張と姿勢制御戦略の関係を, 単回帰分析を用いて解析する.

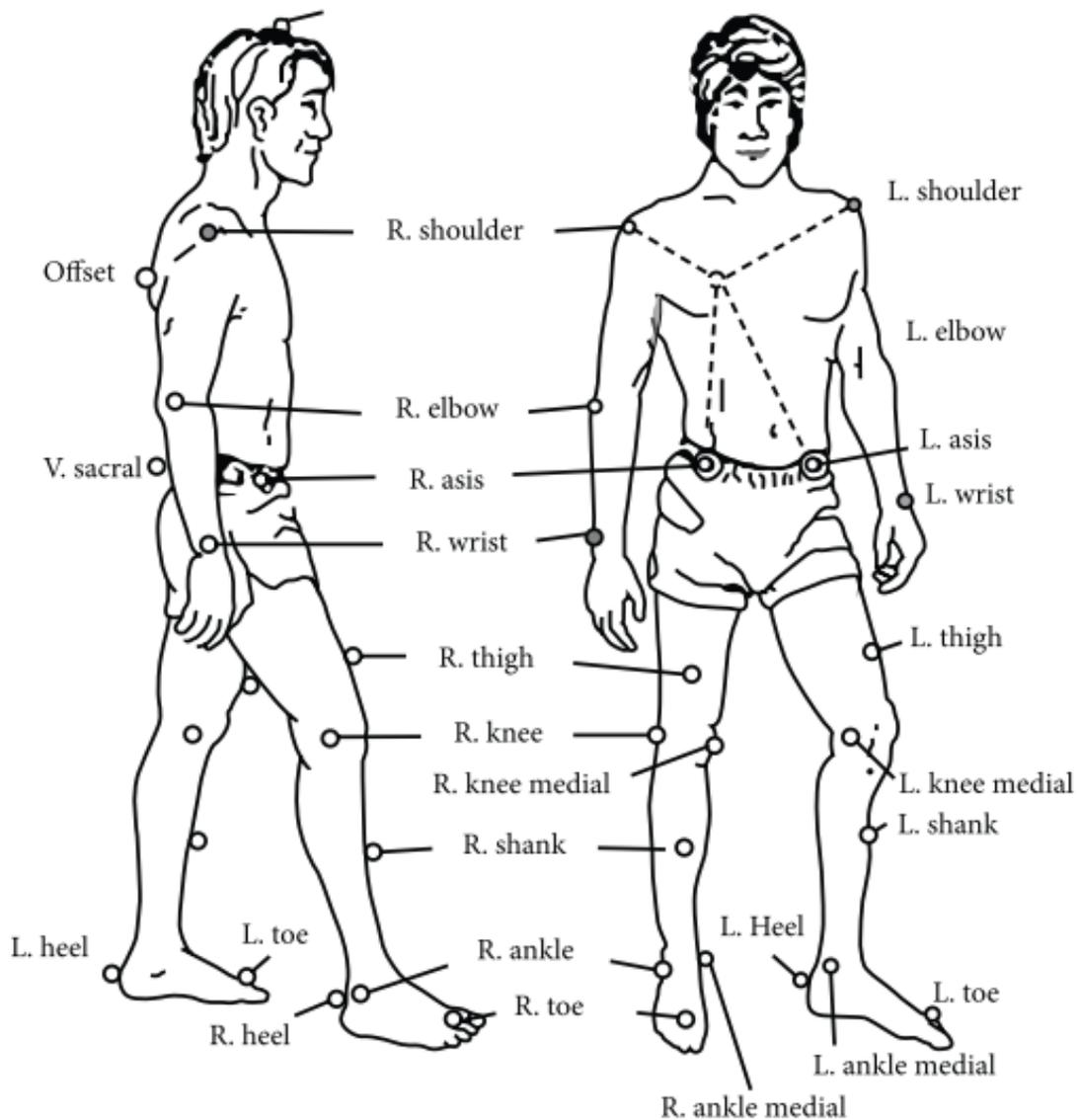


図 4.8 修正 Helen-hayez マーカーセット [Burnett 2015]. 本章では被験者に腕を組ませるため、腕から先のマーカー (R. elbow, R. wrist, L. elbow, L. wrist) は除いている。被験者が装着するマーカーは合計 21 個となる。

#### ヒールライズ、トゥライズと stepping strategy の頻度

本実験では、ankle strategy と hip strategy の観察のため、立位姿勢を取っている被験者に床面移動の形で外力を与える。床面移動の種類は、前後方向と加速度 3 種類で、計 6 種類である。床面移動に対して、被験者が足を動かさずに立位姿勢を保てた時に、被験者の姿勢から姿勢制御戦略に関する指標を計算する。一方、被験者が足を動かした場合には、姿勢

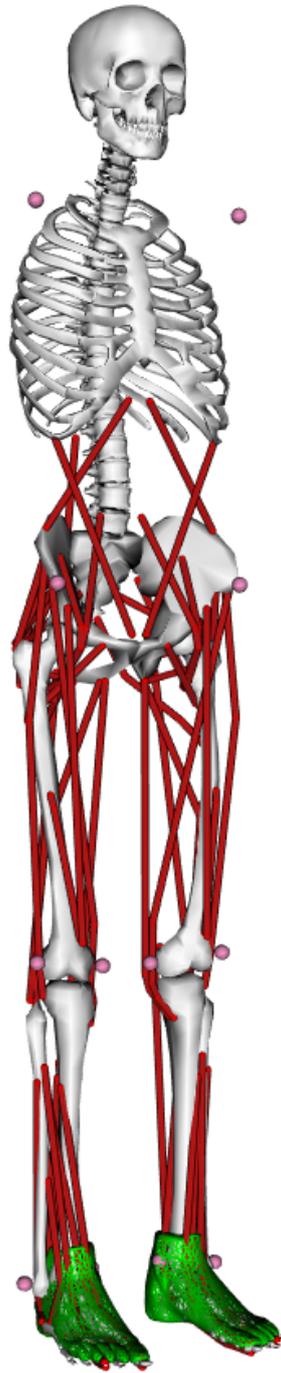


図 4.9 Inverse Kinematics に用いられる筋骨格モデル。関節自由度 15DoF を持つ。前章までのシミュレーションで用いられた筋骨格モデルに、モーションキャプチャ用のマーカーを追加したものである。

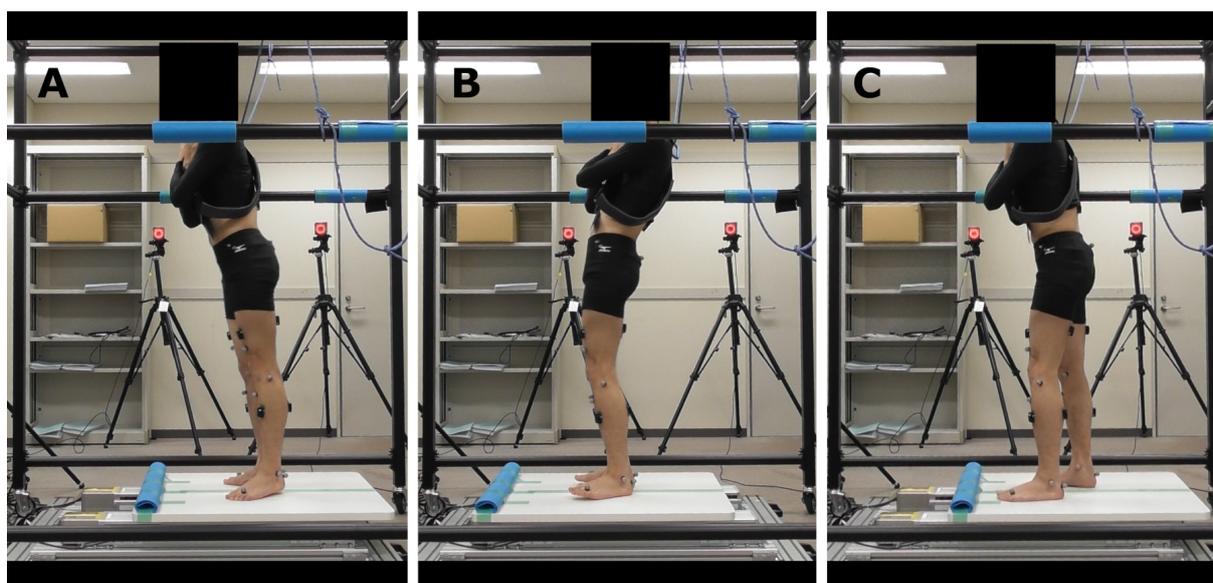


図 4.10 ヒールライズ，トゥライズと stepping strategy. (A) 被験者が踵を浮かせた場合（ヒールライズ），(B) 被験者がつま先を浮かせた場合（トゥライズ），(C) 被験者が stepping strategy を選択した場合．床面の後方への移動はヒールライズを，床面の前方への移動はトゥライズを引き起こしやすい．

制御戦略の観察からは除外する．これは姿勢制御戦略を観察する実験で一般的な手続である [Afschrift 2018]．

被験者が足を動かした場合は，3種類に分けられる：被験者が踵を浮かせた場合（ヒールライズ），被験者がつま先を浮かせた場合（トゥライズ），被験者が stepping strategy を選択した場合 (Fig. 4.10)．本実験では，実験者の目視により足が動いていないかどうか，動いた場合この3種類のいずれかを判別する．先行研究において，床面移動の加速度が大きくなるほど，ヒールライズや stepping strategy の頻度が高くなることが報告されている（床面移動の方向は後方のみであったため，トゥライズは記録されていない） [Fujimoto 2013]．この研究で用いられた床面移動の加速度と本研究で用いられる床面移動の加速度は異なるが，加速度が大きくなるほどヒールライズやトゥライズ，stepping strategy の頻度が高くなるという傾向については同様のものが観察されると予測される．そこで，先行研究と同様に，床面移動の加速度ごとに足を動かさずに立位姿勢を保てた場合，ヒールライズとトゥライズが観察された場合，stepping strategy が観察された場合の割合を確認する．加速度が大きくなるにつれヒールライズ，トゥライズや stepping strategy の頻度が高くなるかどうかから，床面移動のパラメータと床面移動が被験者に与えた影響とが，先行研究における実験と比較して大きく乖離していないかどうかを確認する．

## 筋緊張

ヒトは、立位を困難にするような刺激に対し、筋緊張を大きくすることで立位姿勢を保つ。立位姿勢を取っている被験者の視覚、平衡感覚、体性感覚を阻害した際に筋緊張が大きくなることは、実験的に確認されている [Chiba 2016, Chiba 2017]。本実験では、立位姿勢を取っている被験者に床面移動の形で外力を与える。床面移動は身体の動揺を引き起こし、立位を困難にするような刺激であるため、筋緊張が大きくなることが予測される。これにより、実際のヒトが床面移動に対しどのように筋緊張を大きくするかを観察できる。

筋緊張の指標を求める計算法を述べる。筋の緊張状態であるため、筋緊張の指標は、運動単位の活動の度合いである表面筋電位から計算する。また、持続的なものであるため、瞬間ではなく、ある程度の範囲での筋活動の大きさを評価する指標を用いる。

まず、一般に行われている表面筋電位の処理として、表面筋電位の二乗平均平方根 (Root mean square, RMS) を計算する。筋電計の電極で計測される表面筋電位は、Fig. 4.11 の黒い線で表されるように、正負入り混じった信号である。筋が大きく活動した際に、計測される表面筋電位の絶対値は大きくなる。ここで表面筋電位 RMS を Eq (4.1) で表される通り計算する。

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T e^2(t + \tau) d\tau} \quad (4.1)$$

$e(t)$  は計測された表面筋電位である。 $T$  は表面筋電位 RMS を計算するためのウィンドウの大きさを示す。 $T = 25\text{ms}$ , もしくは  $50\text{ms}$  とされることが多いが、今回は  $T = 50\text{ms}$  とする。すなわち  $100\text{ms}$  のウィンドウで表面筋電位 RMS が計算される。Fig. 4.11 の赤線が、計算された表面筋電位 RMS である。表面筋電位の絶対値が大きいときに、表面筋電位 RMS の値も大きくなる。

筋緊張の指標として、床面移動直前の  $1,000\text{ms}$  間での表面筋電位 RMS の平均を計算する。今回の実験では、計測 1 セットの冒頭で、被験者は床面移動のない条件で  $20,000\text{ms}$  間以上立位姿勢を保つ。この間の表面筋電位から、計測 1 セット中のベースラインを計算する。その後、各床面移動の直前  $1,000\text{ms}$  間で表面筋電位 RMS の平均を計算する。これらとベースラインとの比をとることで、床面移動が印加される際に、被験者がどの程度筋緊張を調節したかを知ることができる。Fig. 4.12 に指標を計算する範囲を示す。計測 1 試行のベースラインは、静止立位の  $20,000\text{ms}$  間で計算される (Fig. 4.12 中灰色)。その後、各床面移動の直前  $1,000\text{ms}$  間で各床面移動のタイミングでの筋緊張の度合いが計算される

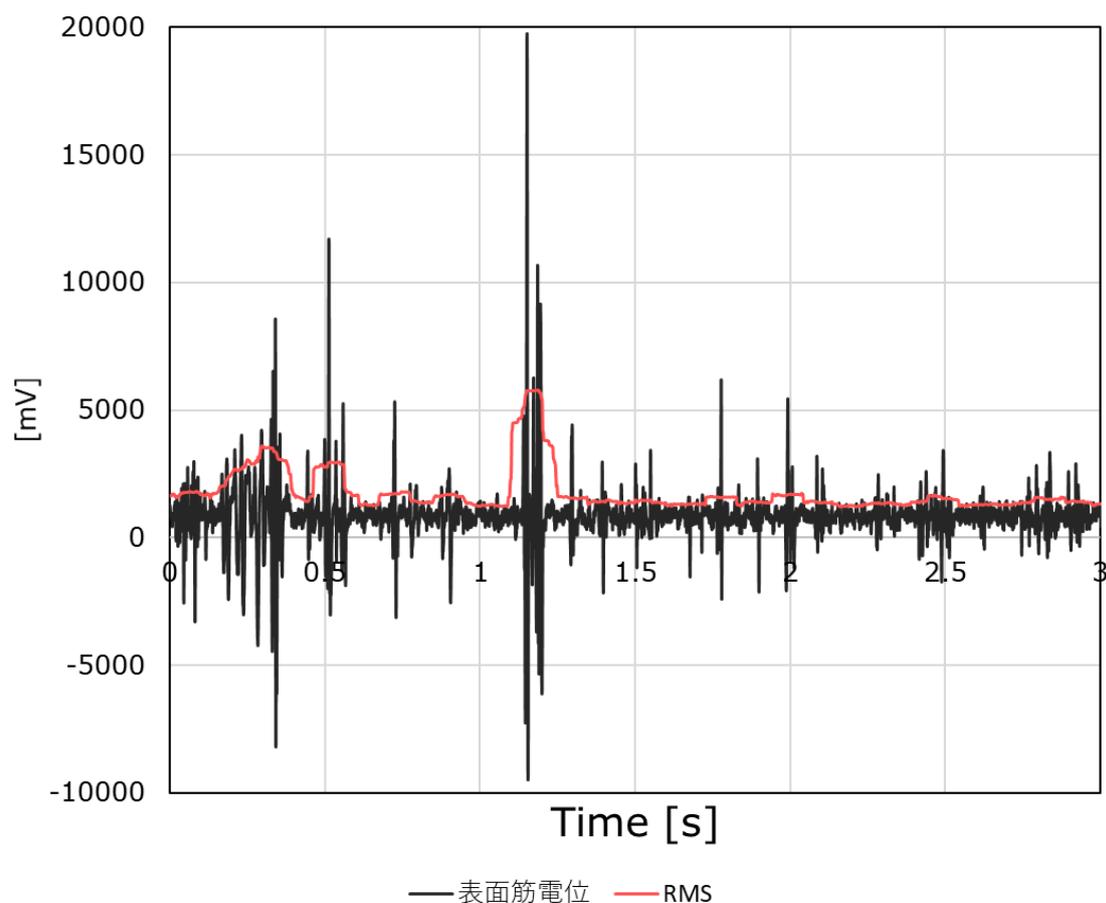


図 4.11 表面筋電位と計算された表面筋電位 RMS の例。筋電計で計測された表面筋電位が黒，そこから 100ms のウィンドウで計算された表面筋電位 RMS が赤で示されている。表面筋電位の振幅が大きいときに，表面筋電位 RMS の値も大きくなっている。

((Fig. 4.12 中青色)).

計測は 2 セット行われ，各セットで 18 回の床面移動が印加される。合計 36 回の床面移動それぞれに対して，筋緊張の指標を計算する。なお，床面移動の種類順番はランダムに決定され，被験者にその種類は知らされない。そのため，床面移動の種類に応じて被験者が筋緊張を変えることはできないことに注意されたい。

#### 姿勢制御戦略

本実験では，床面を前後 2 種類，加速度 3 種類 (Fig. 4.5) で移動させる。床面移動の加速度が小さいとき ankle strategy が，床面移動の加速度が大きいとき hip strategy が観察されることが期待される。

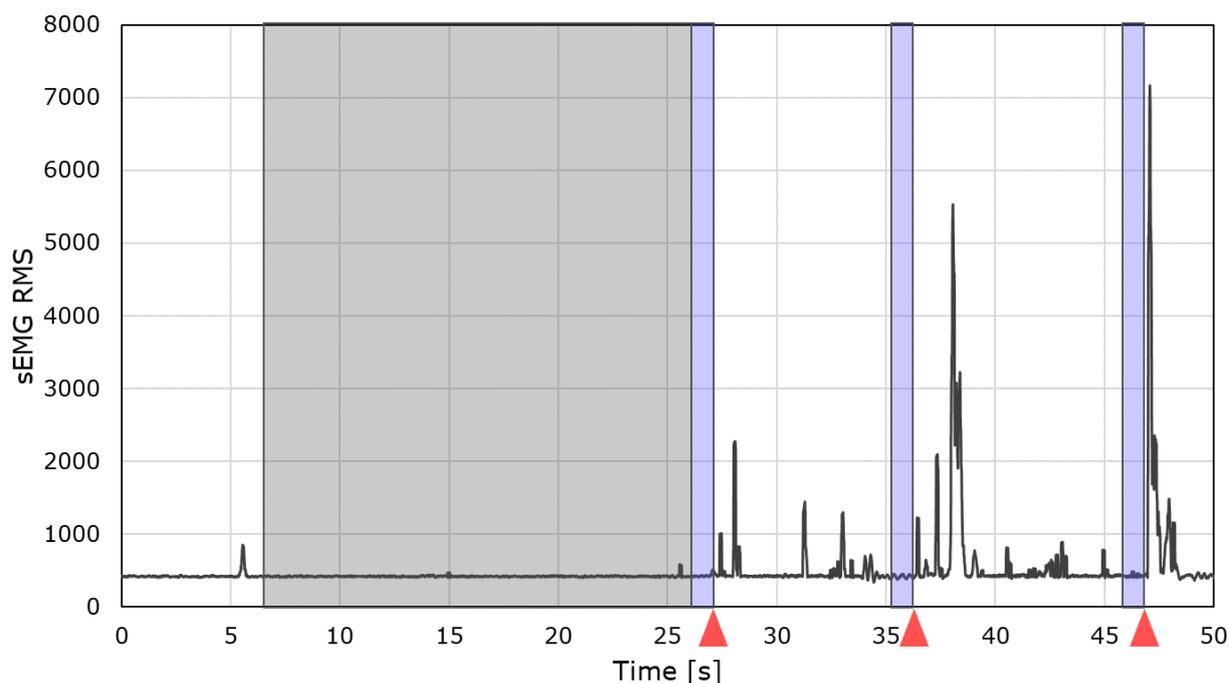


図 4.12 筋緊張計算範囲. グラフは計測された表面筋電位から計算された表面筋電位 RMS の例である. はじめに静止立位の範囲で表面筋電位 RMS 平均を計算し, そのセットの筋緊張指標のベースラインとする (灰色). その後, 各床面移動直前の 1,000 ms 間で表面筋電位 RMS を計算し, ベースラインとの比で筋緊張の上下を考える (青色).

本実験では, 床面を前後 2 種類, 加速度 3 種類 (Fig. 4.5) で移動させる. このうち, 床面が後方に移動したとき (身体が前方に傾いたとき) のみに着目し, 評価指標の計算を行う. これは, 床面の前方への移動と後方への移動を比較すると, 後方への移動の方が ankle strategy, hip strategy を観察しやすいタスクであり, 先行研究においても注目されているためである [Horak 1986, Runge 1999, Afschrift 2018, Versteeg 2016]. なお, stepping strategy があらわれた場合, もしくは踵が地面から浮いた場合 (ヒールライズ) については, ankle strategy, hip strategy に関する指標で評価することは適切でない. そのため, 先行研究にならない, stepping strategy があらわれた場合 [Afschrift 2018], 踵が浮いた場合については, 評価指標の計算から除外する.

姿勢制御戦略の差異を見るための指標として第 3 章と同様に, peak hip angle [Versteeg 2016, Afschrift 2018] に注目する (Fig. 3.9). Peak hip angle は, 床面移動に対して Fig. 3.9 中  $\theta_{hip}$  が取った値の最大値である.  $\theta_{hip}$  は, 被験者が装着した光学マーカーの軌跡と筋骨格モデルを用いた inverse kinematics によって取得される.

Peak hip angle の値が slow, fast 1 それぞれの加速度の床面移動ごとで変わるかどうかを確認する。先行研究において床面移動の加速度が大きくなると peak hip angle が大きくなることが確認されている [Afschrift 2018]。同様に加速度が大きくなるにつれ peak hip angle が大きくなれば、過去の研究同様に姿勢制御戦略を観察するための実験が適切に行われたことが確認される。

### 筋緊張と姿勢制御戦略

本研究は、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるものである。床面移動に対して被験者は ankle strategy や hip strategy を用いて立位姿勢を維持するが、このときの姿勢制御戦略の指標を計算し、筋緊張の指標との関係を解析する。

床面移動の加速度が異なると、異なる姿勢制御戦略が観察されることが知られている。そのため、Slow, fast 1 のそれぞれに分けて、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べる。

計算した筋緊張の指標と姿勢制御戦略の指標との関係を、単回帰分析を用いて解析する。単回帰分析では、説明変数  $x$  を用いて目的変数  $y$  を表す。本研究では床面移動が印加される際の筋緊張に応じて姿勢制御戦略が変わる、という考えであるため、筋緊張の指標を説明変数  $x$ 、姿勢制御戦略の指標を目的変数  $y$  とする。また、本研究の仮説は、筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる、というものである。単純な筋緊張と姿勢制御戦略の関係を見ることができれば十分であるため、直線を用いて回帰分析を行う。計算される回帰直線は、以下の式で表される (Eq. (4.2))。

$$y = ax + b \quad (4.2)$$

$x$  と  $y$  は、筋緊張の指標と姿勢制御戦略の指標とに対応する。 $a$  は回帰直線の傾き、 $b$  は切片である。筋緊張の指標が高いほど筋緊張は大きく、姿勢制御戦略の指標が大きいほど姿勢制御戦略は hip strategy に近い。そのため、実験結果が仮説に沿うものであれば、回帰直線の傾き  $a$  は負になる。

## 4.4 結果

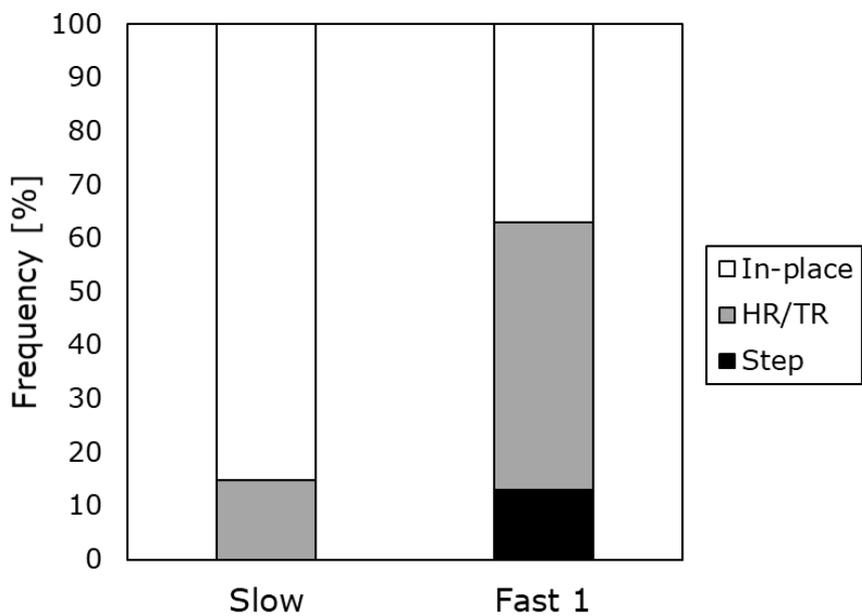
9名の被験者に対しそれぞれ2セットずつの計測を行った。計18セットの計測で、計324回の床面移動印加を行った。

### 4.4.1 Stepping strategy とヒールライズ，トゥライズ

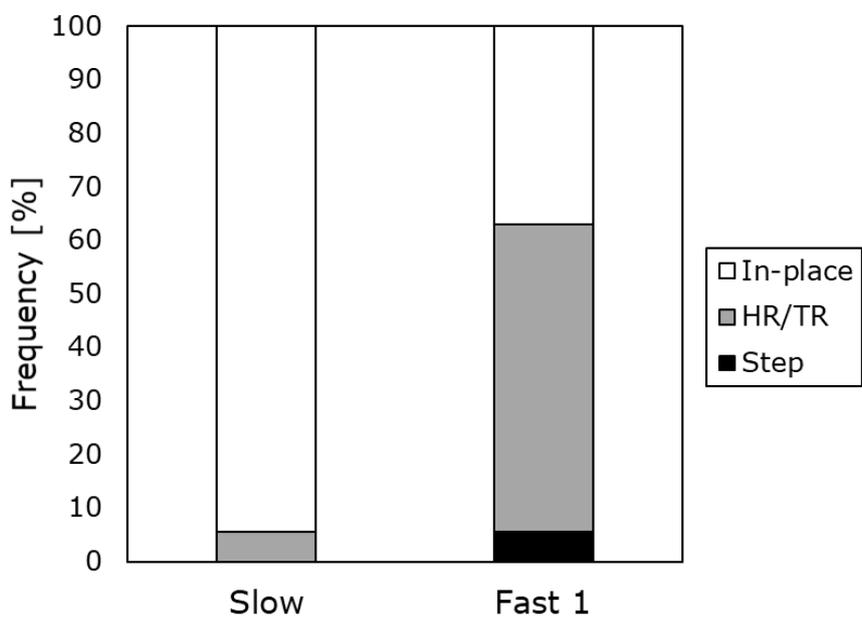
床面の移動に対し，被験者が足を床面につけたまま立位姿勢を保てず，ステップを踏む (stepping strategy)，踵やつま先が上がる (ヒールライズ，トゥライズ) 場合が見られた。床面の前方移動に対して stepping strategy (ヒールライズ，トゥライズ) が見られたのは，slow で0回 (8回)，fast 1 で7回 (27回) であった (Fig. 4.13 (a))。床面の後方移動に対して stepping strategy (ヒールライズ，トゥライズ) が見られたのは，slow で0回 (3回)，fast 1 で3回 (31回) であった (Fig. 4.13 (b))。今回の実験では，床面の後方移動で stepping strategy やヒールライズ，トゥライズが見られなかった場合，すなわち Fig. 4.13 (b) で白く塗られている部分が解析対象である。

### 4.4.2 表面筋電位 RMS 平均の推移

計測した表面筋電位から計算された筋緊張の指標である表面筋電位 RMS 平均を Table 4.1 に示す。静止立位中の表面筋電位 RMS 平均を1として正規化してある。さらに全体の平均を，時系列順に Fig. 4.14 にプロットした。青が1セット目の計測，赤が2セット目の計測を表す。破線で示されているラインが，ベースラインである静止立位中の表面筋電位 RMS 平均である。計測1セット目・2セット目のベースライン間で有意な差は確認されなかった ( $p = 0.31$ )。



(a) Forward



(b) Backward

図 4.13 床面移動の加速度の大きさとステップ，ヒールライズ，トゥライズの出現頻度の関係．横軸は加速度の大きさ，縦軸はステップ（黒），ヒールライズとトゥライズ（灰），それ以外（白）の出現頻度である．

表 4.1 計測中の各筋の表面筋電位 RMS 平均推移, 静止立位中の表面筋電位の RMS 平均を 1 としたときの, 床面移動印加直前 1,000 ms 間の表面筋電位 RMS 平均を示す. 値の大きいものの文字を赤, 値の小さいものの文字を青としている.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	平均
脊柱起立筋	1.05	1.13	1.24	1.20	1.27	1.24	1.25	1.22	1.21	1.10	1.21	1.10	1.21	1.25	1.22	1.26	1.25	1.17	1.20
大殿筋	1.01	1.03	1.06	1.05	1.06	1.06	1.06	1.06	1.05	1.04	1.09	1.04	1.06	1.07	1.11	1.09	1.07	1.05	1.06
大腿直筋	1.05	1.17	1.22	1.29	1.31	1.24	1.32	1.29	1.28	1.34	1.21	1.22	1.29	1.20	1.23	1.10	1.23	1.24	1.24
1セット目 大腿二頭筋	1.02	1.06	1.08	1.07	1.10	1.10	1.07	1.08	1.05	1.06	1.04	1.06	1.08	1.04	1.06	1.02	1.04	1.07	1.06
前脛骨筋	1.11	1.33	1.27	1.18	1.68	1.34	1.45	1.50	1.97	1.30	1.37	1.31	1.20	1.21	1.34	1.33	1.20	1.25	1.35
腓腹筋	1.07	1.14	1.29	1.26	1.36	1.39	1.44	1.30	1.41	1.29	1.31	1.27	1.34	1.31	1.37	1.33	1.37	1.21	1.30
平均	1.05	1.14	1.19	1.17	1.30	1.23	1.27	1.24	1.33	1.19	1.20	1.17	1.20	1.18	1.22	1.19	1.19	1.17	1.20
脊柱起立筋	1.03	1.26	1.37	1.51	1.54	1.45	1.48	1.34	1.43	1.30	1.22	1.21	1.55	1.18	1.11	1.19	1.23	1.15	1.31
大殿筋	1.01	1.12	1.30	1.22	1.20	1.19	1.21	1.21	1.17	1.14	1.14	1.10	1.13	1.11	1.10	1.10	1.09	1.07	1.15
大腿直筋	1.04	1.19	1.30	1.32	1.50	1.51	1.44	1.49	1.73	1.45	1.49	1.51	1.59	1.43	1.40	1.44	1.49	1.47	1.43
2セット目 大腿二頭筋	1.00	1.06	1.20	1.20	1.16	1.17	1.18	1.11	1.21	1.20	1.19	1.21	1.16	1.16	1.14	1.17	1.13	1.13	1.15
前脛骨筋	1.01	1.21	1.38	1.49	1.43	1.50	1.35	1.44	1.73	1.47	1.40	1.47	1.78	1.36	1.32	1.43	1.44	1.43	1.43
腓腹筋	1.02	1.26	1.70	1.49	1.61	1.90	1.78	1.58	1.79	1.65	1.65	1.63	1.65	1.52	1.61	1.55	1.56	1.45	1.58
平均	1.02	1.18	1.37	1.37	1.41	1.45	1.41	1.36	1.51	1.37	1.35	1.36	1.48	1.30	1.28	1.31	1.32	1.29	1.34

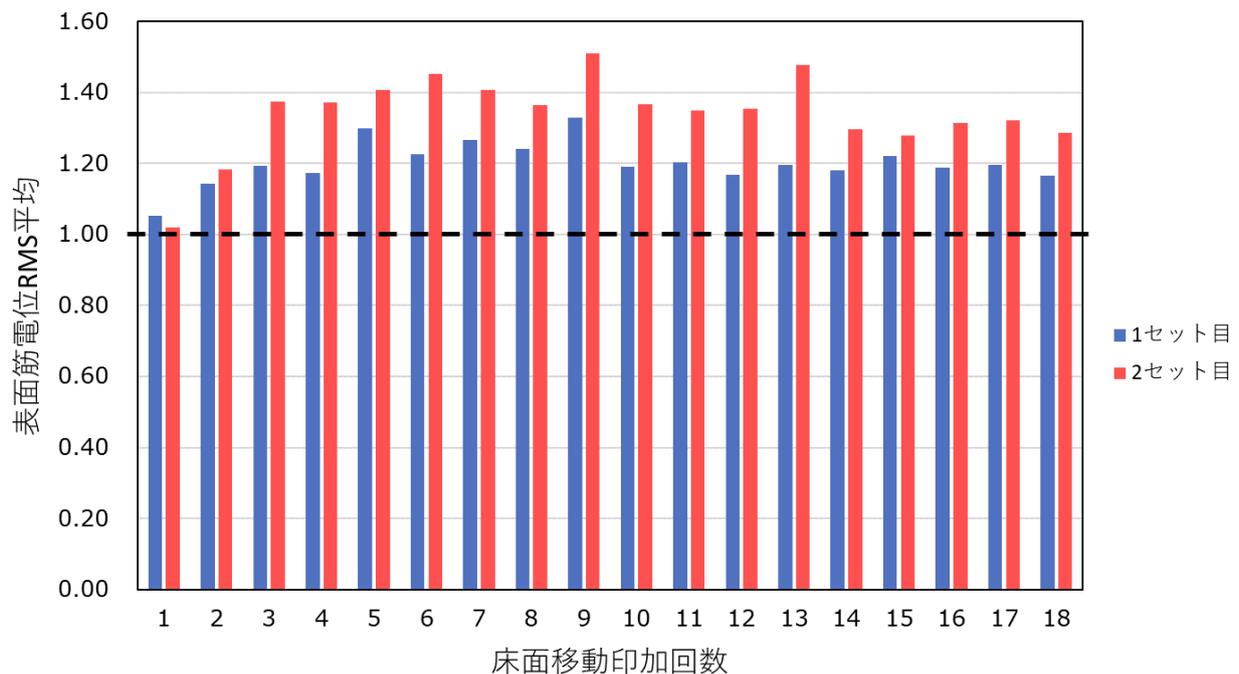


図 4.14 計測中の RMS 平均推移。横軸はあるセット中の床面移動が印加された回数，縦軸は筋緊張指標である RMS 平均である。静止立位時の RMS 平均が 1 である。

#### 4.4.3 Peak hip angle

光学マーカーの軌道から inverse kinematics を通して得られた関節角度変化から計算された peak hip angle を Fig. 4.15 に示す。Slow ( $13.0^\circ \pm 7.29^\circ$ ) と fast 1 ( $28.4^\circ \pm 18.0^\circ$ ) 間では，有意な差が確認された ( $p < 0.05$ )。

#### 4.4.4 表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle

筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるため，表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle との関係を図 4.16 に示す。横軸が表面筋電位 RMS 平均，縦軸が peak hip angle である。それぞれ (a) が slow，(b) が fast 1 条件である。Peak hip angle を計算するにあたって，stepping strategy もしくはヒールライズ，トゥライズが観察された試行は除いている。図中の破線は回帰直線を示したものである。

全体の筋緊張は 6 つの筋すべての表面筋電位 RMS 平均から計算された。床面移動の加速度が slow のときの回帰直線は  $y = 4.95x + 6.80$  ( $R^2 = 0.0078$ ,  $p = 0.5385$ )，床面移動の加

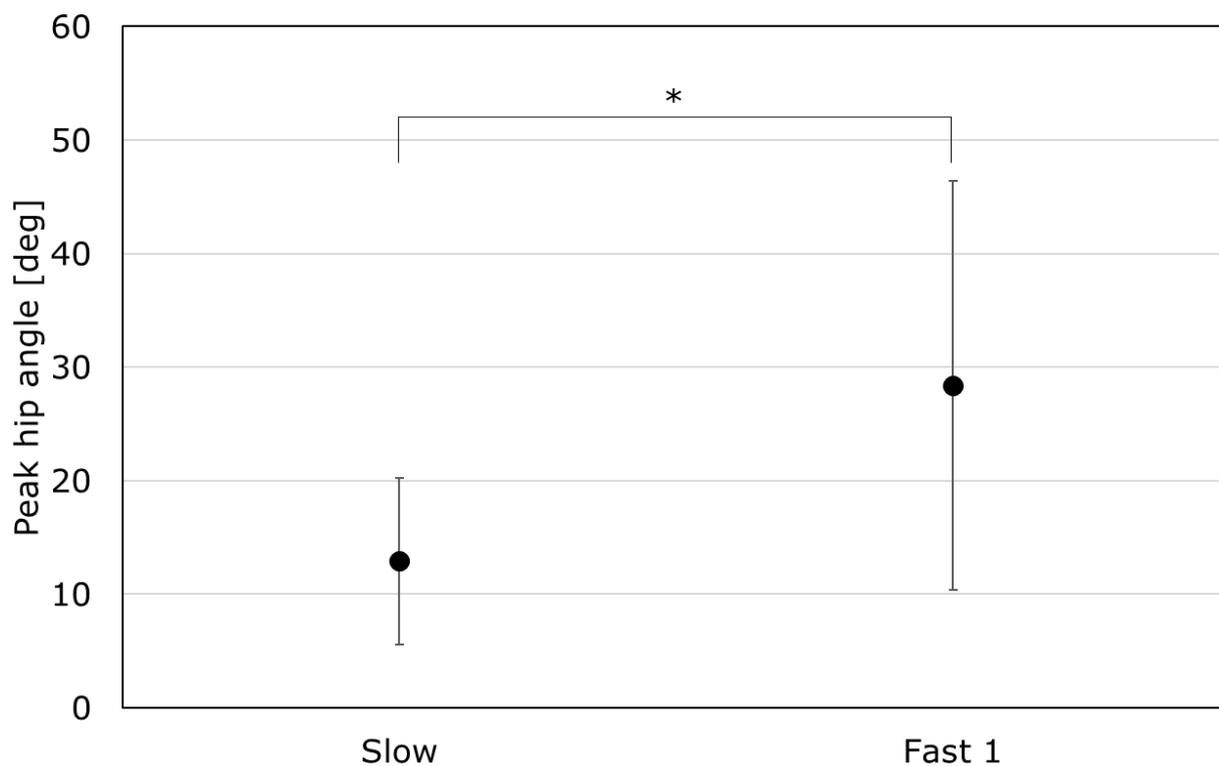
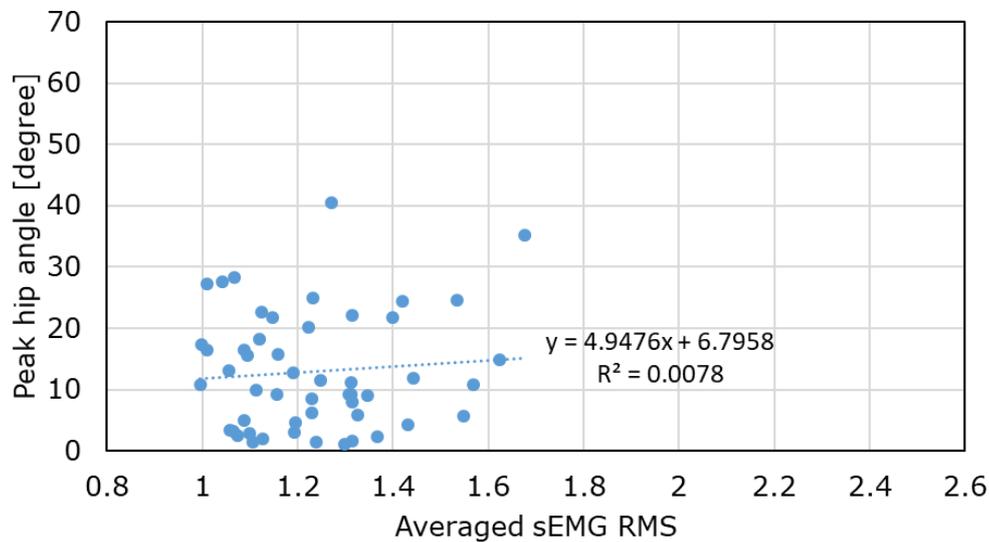
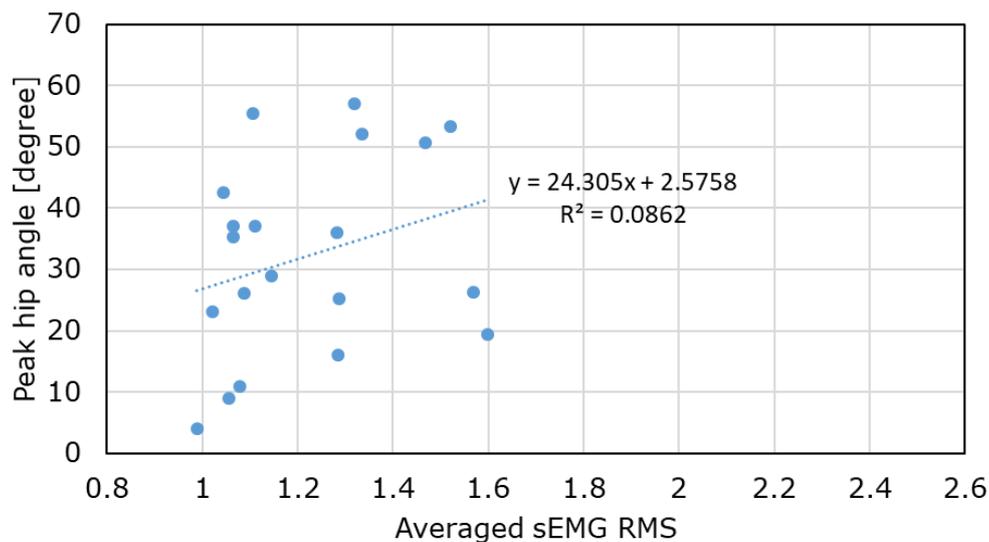


図 4.15 計測された peak hip angle. エラーバーは標準偏差を表す. 姿勢制御戦略が hip strategy に近いとき, peak hip angle の値は大きくなる.

速度が fast 1 のときの回帰直線は  $y = 24.3x + 2.58$  ( $R^2 = 0.0862$ ,  $p = 0.2089$ ) となった. 線形回帰では, 決定係数  $R^2$  が 0.04 以上 (0.16 未満) の時, 弱い相関があるとされる. 床面移動の加速度が fast 1 のとき, 弱い正の相関がみられたが, 有意ではなかった ( $p = 0.2089$ ).



(a) Slow



(b) Fast 1

図 4.16 全体の表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle との関係. (a) Slow, (b) fast 1 のときの, RMS 平均と peak hip angle との関係. 横軸が筋緊張指標である表面筋電位 RMS 平均, 縦軸が姿勢制御戦略の指標の peak hip angle である. 図中の破線は, 回帰直線である.

## 4.5 考察

### 4.5.1 Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ

Slow から fast 1 で床面移動の加速度が大きくなるに伴い, ヒールライズ, トウライズと stepping strategy の頻度が上がることが確認された (Fig. 4.13). 被験者に床面移動の形で外力を与えた Fujimoto らの実験では, 被験者が若年者か高齢者であるかにかかわらず, 床面移動の加速度が大きくなるに伴い, ヒールライズと stepping strategy の頻度が上がることが報告されている (後方への床面移動を扱っているため, トウライズは観察対象ではない) [Fujimoto 2013]. 今回の実験結果は, 彼らの実験結果と一致する.

床面の前方移動 (Fig. 4.13 (a)) と後方移動 (Fig. 4.13 (b)) とを比較すると, 前方移動の時の方がヒールライズ, トウライズと stepping strategy の頻度が高い. ヒトの ankle は, 足の後方に接続している. その構造上, 身体が前傾した時よりも後傾した時の方が倒れやすい. 床面の前方移動は足を同じく前方に運び, 身体を後傾させる. そのため, 床面の前方移動の際により立位姿勢を維持しづらくなり, ヒールライズ, トウライズの頻度が上がったものと考えられる.

### 4.5.2 筋緊張

2 セット各 18 回ずつの床面移動印加のタイミングすべてで, 筋緊張の指標は 1 を超えていた (Table 4.1). これは床面移動のない静止立位の時よりも, 床面移動印加が繰り返されているときの方が, 被験者の筋緊張が高かったことを意味する. 床面移動が印加されるのに対し, 被験者が筋緊張を上げることで安定性を向上させ, 姿勢の維持をはかっていることが読み取れる. この結果は, 立位時の被験者に感覚障害を与えることで姿勢の維持の難易度を上げると筋緊張が上がるという, 先行研究における実験結果と矛盾しない [Chiba 2016, Chiba 2017].

本実験での筋緊張の上昇幅は, 先行研究と比べて小さい. Chiba らが感覚障害を与えた実験では, 閉眼のみの場合を基準として, 最大で 2.47 倍の筋緊張の上昇が見られた [Chiba 2016]. しかしながら, 今回の実験での筋緊張は, 平均して 1 セット目で 1.20 倍, 2 セット目で 1.34 倍であり, 最大でも 2 セット目 9 試行目の 1.51 倍までしか上昇しなかった. 先行研究の実験では, カロリックテストといった, 通常ヒトが遭遇しづらい感覚障害が行われていたこと

により、被験者の筋緊張が著しく大きくなったものと考えられる。本実験では、日常的に受ける外力の印加をもって立位姿勢の維持の難易度を上げていたため、先行研究の実験と比べ筋緊張がより小さくなったものと考えられる。今回観察した筋緊張の範囲は、実際にヒトが調節できる筋緊張の範囲よりも狭い。さらに大きな筋緊張を扱うためには、被験者に握力計を握らせる等のタスクにより、全身の筋緊張を上昇させることが必要となる。

表面筋電位 RMS 平均の推移を見ると、1セット目と2セット目では、2セット目の方が表面筋電位 RMS 平均は大きくなっている。いずれの筋でも大きくなっているが、上昇の幅が特に大きい（1.10 倍を超える）ものは、大腿直筋（1.15 倍）と腓腹筋（1.22 倍）である。大腿直筋は hip の屈曲と knee の伸展、腓腹筋は knee の屈曲と ankle の伸展の機能を持つ。これらのふたつの筋の活動が同時に大きくなると、hip の屈曲と ankle の伸展が起りやすくなる。これは、hip strategy により前傾するときの動きである。床面移動に対して、身体をより安定する前傾姿勢にし、また姿勢回復能力の高い hip strategy を取りやすくなるような準備がなされたものと考えられる。

### 4.5.3 姿勢制御戦略

計算された peak hip angle は、床面移動の加速度が slow のとき  $12.9^{\circ} \pm 7.33^{\circ}$ 、fast 1 のとき  $28.4^{\circ} \pm 18.0^{\circ}$  で、slow-fast 1 間で有意な差が確認された。Slow では ankle strategy に fast 1 では hip strategy に近い姿勢制御戦略が見られた。

床面移動の加速度が大きくなるにつれ、peak hip angle が大きくなることは先行研究で確認されている [Afschrift 2018]。本実験における slow-fast 1 間での差は、これに沿うものである。床面移動の加速度の増加に伴う、ankle strategy から hip strategy への遷移が確認できたといえる。ヒールライズ、トゥライズと stepping strategy の頻度、および姿勢制御戦略の面で、先行研究の実験結果に沿う結果が得られている。外力に対し筋緊張を上下させる実験系の妥当性が示されたものと考えられる。

### 4.5.4 筋緊張と姿勢制御戦略

横軸に筋緊張の指標である表面筋電位 RMS 平均、縦軸に姿勢制御戦略の指標である peak hip angle をとったものが Fig. 4.16 である。実験結果の表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle とのプロットから回帰直線を計算すると、slow では傾きは 4.95、決定係数  $R^2$  は 0.0078、 $p = 0.5385$  で、指標間に相関は確認されなかった。fast 1 では傾きは 24.3、決定係

数  $R^2$  は 0.0862,  $p = 0.2089$  であった。決定係数  $R^2$  からは指標間の弱い正の相関が示唆されるが、有意とはならなかった。これらは、筋骨格シミュレーションの結果で説明できるものである。

ここで第3章の筋骨格シミュレーションを対象とした重回帰分析について考える。この重回帰分析で得られた式は、 $y = 54.1 - 0.25x_1 + 0.05x_2 - 4.75x_3$  である。 $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  は筋機能、感覚ノイズ強度、そして筋緊張のパラメータである。筋機能に関する  $p$  値 ( $p_1$ ) は 0.0049, 感覚ノイズ強度に関する  $p$  値 ( $p_2$ ) は 0.2300, 筋緊張に関する  $p$  値 ( $p_3$ ) は  $<0.0001$  であった。 $x_3$  の係数は  $-4.75$  であり、また  $p_3 < 0.0001$  であるため、筋緊張が大きくなると、peak hip angle が小さくなることが確認される。この重回帰分析は、神経系コントローラモデルが調節する筋緊張の指標  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が 1, 2, 3, 5 となるような条件を対象としていた。しかし、これらの筋緊張の値すべてが、若年健常者が取りうるような値であるかどうかは不明であった。

第3章の筋骨格シミュレーションで調節された  $\mathbf{u}_{ff}$  に対して、本実験と同様の筋緊張指標を計算すると、Table 4.2 のようになる。本実験での筋緊張は最大でもベースラインの 1.51 倍 (Table 4.1) となっており、筋骨格シミュレーションで用いられた筋緊張の値より小さい。そのため、若年健常者での筋緊張と姿勢制御戦略との関係を考える場合、筋骨格シミュレーションで扱われた筋緊張の範囲すべてではなく、筋緊張の小さい側に着目することが必要となる。

そこで重回帰分析を行うにあたって考慮する筋緊張の増加の幅をより小さくし、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が 1, 2, 3 となる条件でのシミュレーション結果のみを対象とする。得られる式は、以下のようになる。

$$y = 59.2 - 0.35x_1 + 0.06x_2 - 3.25x_3 \quad (4.3)$$

筋機能に関する  $p$  値 ( $p_1$ ) は 0.0020, 感覚ノイズ強度に関する  $p$  値 ( $p_2$ ) は 0.2329, 筋緊張に関する  $p$  値 ( $p_3$ ) は 0.1321 となる。すべての筋緊張条件 ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1, 2, 3, 5$ ) を考慮した場合と異なり、筋機能と peak hip angle との相関は見られるものの、筋緊張と peak hip angle との相関は確認されない。さらに考慮する筋緊張の増加の幅をより小さくし、 $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2$  が 1, 2 となる条件でのシミュレーション結果のみを対象とすると、得られる式は以下のとおりである。

$$y = 45.9 - 0.29x_1 + 0.03x_2 + 3.95x_3 \quad (4.4)$$

筋機能に関する  $p$  値 ( $p_1$ ) は 0.0029, 感覚ノイズ強度に関する  $p$  値 ( $p_2$ ) は 0.5472, 筋緊張

に関する  $p$  値 ( $p_3$ ) は 0.1675 となる.  $x_3$  の係数は, Eq (4.3) と異なり, 3.95 で正の値を取る. この場合も, 筋機能と peak hip angle との相関は見られるものの, 筋緊張と peak hip angle との相関は確認されない.

以上より, 若年健常者が取りうる床面移動に対する筋緊張の上昇幅を考えると, 第 3 章の筋骨格シミュレーション結果からは, 筋緊張と姿勢制御戦略間に相関は見られないことが示唆される. 本実験の結果でも, slow と fast 1 それぞれで, 筋緊張と姿勢制御戦略間に相関は確認されなかった. 本実験の結果は, 第 3 章の筋骨格シミュレーションの結果をもって説明が可能である.

以上より, 第 3 章のシミュレーション結果と実験結果とで, 筋緊張と姿勢制御戦略間に関係はないという点で, 一致が確認された. また, 仮説はシミュレーション結果により支持された. ただし, 今回の実験では, 筋緊張を直接操作していない. そのため, 今回の実験で観察された筋緊張は平常時の範囲を出ていないことが考えられる. そのため, より大きな筋緊張を観察可能な実験系を組むことが, シミュレーション結果全体を検証するために必要である.

表 4.2 第 3 章の筋骨格シミュレーションで調節された, 神経系コントローラモデルの  $\mathbf{u}_{ff}$  による筋緊張の上昇幅. 本実験では, 床面移動が印加される前の静止立位時の筋活動をもとにベースラインを計算し, 各床面印加直前の筋活動から筋緊張の指標を計算した. これと同様の計算を, 第 3 章の筋骨格シミュレーションで調節された  $\mathbf{u}_{ff}$  (Fig. 3.10) を対象にして行う.  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$  の場合を 1.00 とし, 他の  $\mathbf{u}_{ff}$  ( $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 2.00, 3.00, 5.00$ ) を用いた場合に, 筋緊張がどの程度大きくなるかを示している.

	筋緊張の上昇幅
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 1.00$	1.00
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 2.00$	1.65
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 3.00$	1.84
$\ \mathbf{u}_{ff}\ ^2 = 5.00$	2.22

## 4.6 おわりに

第4章の目的は以下の2点である：外力に対し筋緊張を上下させる実験系の妥当性を検証すること、実験結果と比較して、シミュレーション結果の妥当性の検証を行うこと。ヒトを対象とした実験を行い、第3章の筋骨格シミュレーションの結果と合わせて、仮説の検証を行った。

4.2節では、実験の詳細を説明した。第3章において、シミュレーションにより、筋緊張が姿勢制御戦略に影響しうることを示された。これを検証するため、ankle strategy と hip strategy の両方が観察されるようなタスクを設定しなければならない。そこでスライドテーブルを用いた前後への床面移動をタスクとした。床面は前後に slow, fast 1, fast 2 の3段階の加速度で移動する。Slow で ankle strategy, fast 1 で hip strategy が出ることを期待した。その際、筋電計とモーションキャプチャシステムで筋緊張と姿勢変化の情報を取得した。床面移動印加直前の筋活動の RMS を筋緊張の指標、床面移動印加後の peak hip angle を姿勢制御戦略の変化の指標とした。

4.3節では、実験結果を示した。9名18セットの計測結果を解析し、図示した。床面移動の加速度が大きくなるのに伴い、ヒールライズ、トゥライズと stepping strategy の頻度が上がることが確認された。床面移動の印加される状況では、被験者が筋緊張を高めていることが確認された。床面移動の加速度が大きくなるにつれ、ankle strategy から hip strategy への遷移が確認された。筋緊張の指標と姿勢制御戦略の指標とを用いた単回帰分析では、slow で  $y = 4.95x + 6.80$  ( $R^2 = 0.0078$ ,  $p = 0.5385$ ), fast 1 で  $y = 24.3x + 2.58$  ( $R^2 = 0.0862$ ,  $p = 0.2089$ ) の結果となった。

4.4節では、実験結果について議論した。先行研究で指摘されている通り、床面移動の加速度が大きくなるとヒールライズと stepping strategy が現れる頻度が上昇した。床面移動に対し全身の筋緊張は増加しているが、部位ごとの筋活動を見ると、先行研究の感覚障害実験とは異なり、身体の前面/背面での差は確認されなかった。一方、hip よりも ankle 側の筋緊張が上昇していることが確認された。感覚障害に対し身体を安定させるための筋緊張と、床面移動に対し身体を安定させるための筋緊張は異なることが示唆された。姿勢制御戦略の指標 peak hip angle の値は、slow-fast 1 間で有意な差が確認されており、複数の実験で示されている通り、床面移動の加速度が大きくなるにつれて起こる ankle strategy から hip strategy への遷移が確認された。ヒールライズ、トゥライズと stepping strategy の頻度、姿勢制御戦

略の面で先行研究と同様の傾向が確認されており，実験系の妥当性が示された。

筋緊張と姿勢制御戦略の関係は，slow 条件では相関は確認されなかった。fast 1 条件では，決定係数  $R^2$  をもとにすると弱い正の相関が示唆されたが，有意ではなかった ( $p = 0.2089$ )。健常若年者においては，筋緊張と姿勢制御戦略に相関は見られないことが示唆された。これは第 3 章の筋骨格シミュレーションの結果でも説明できるものである。第 3 章での重回帰分析では， $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00, 2.00, 3.00, 5.00$  となるような筋緊張が扱われた。本実験での筋緊張（最大でベースラインの 1.51 倍）と比べると， $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 5.00$  の場合は  $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00$  の場合と比較して 2.00 倍を超えるなど，大きい値である。そこで筋緊張の範囲を狭め， $\|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00, 2.00, 3.00, \|\mathbf{u}_{ff}\|^2 = 1.00, 2.00$  の範囲で重回帰分析を行うと，筋緊張と姿勢制御戦略に相関は確認されなかった。以上より，今回の実験で観察された筋緊張の範囲では，筋緊張と姿勢制御戦略間に関係はないという結果となった。より大きな筋緊張の範囲では，シミュレーション結果により仮説が支持されたが，さらなる検証が必要である。



# 第 5 章

## 結論

### Contents

---

5.1	結論 .....	124
5.2	今後の展望・可能性 .....	126
5.2.1	神経系コントローラモデルの改善 .....	126
5.2.2	加齢や疾患のシミュレーション .....	126

---

## 5.1 結論

本研究では、筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるため、筋骨格モデルと神経系コントローラモデルを用いたシミュレーションおよびヒトを対象とした実験を行った。その際仮説として以下を立てた：筋緊張が小さいとき、身体は不安定になり、姿勢を維持する能力の高い hip strategy が選択されやすくなる。シミュレーションと実験を通して、以下のことが明らかとなった。

- 本研究で制御パラメータを調節した、筋緊張調節と体性感覚情報に基づく FB 制御を組み込んだ神経系コントローラモデルは、床面移動方向に対する筋の反応の大きさを再現することができた。引き伸ばされた筋を活性化させ、長さを戻すことが、実際の立位姿勢の維持において重要であることがシミュレーションで確認できた。
- 神経系コントローラモデルや筋骨格モデルの筋機能、感覚ノイズ、筋緊張を決定するパラメータを変更した上でシミュレーションを行うことで、ankle strategy, hip strategy という異なる姿勢制御戦略の動作を生成することができた。今回の神経系コントローラモデルと筋骨格モデルを、ヒトの立位姿勢制御をモデリングする際の基盤とできることが示唆された。
- シミュレーション結果から、筋機能の低下、筋緊張の低下が、hip strategy 使用の増加につながるということが示唆された。これによりはじめて、外力が与えられる際の筋緊張が、あらわれる姿勢制御戦略に影響することが示唆された。
- 被験者に床面移動の形で外力を与えると、被験者が筋緊張を上昇させて立位姿勢を維持することが確認された。
- 実験では、筋緊張と姿勢制御戦略の間に関係は見られなかった。今回の実験で確認された筋緊張の範囲を考慮してシミュレーション結果を再解析したところ、同じく筋緊張と姿勢制御戦略の間に相関は見られず、実験結果との一致が確認された。

今回の実験で観察された筋緊張の範囲では、筋緊張と姿勢制御戦略の相関は見られないという点で、シミュレーション結果と実験結果が一致した。また、仮説はシミュレーション結果によって支持された。

今回実験では筋緊張を直接操作しておらず、筋緊張は平常時に取りうる範囲を出ていないことが考えられるため、シミュレーション結果についてはさらなる検証が必要である。筋骨格モデルと神経系コントローラモデルの改善の余地を含め、課題を以下に記述する。

- 床面移動方向に対する筋の反応の大きさを再現するにあたって、伸びた筋を活性化

させる単純な FB 制御では説明されない反応を示す筋が存在する。ヒトは様々な部位の受容器から得られる感覚情報を統合し、姿勢制御に用いている。他の部位の情報を参照する FB 制御を実装することで、こうした特異的な筋の反応にいずれの情報が重要であるかを理解することができる。

- ここでは stepping strategy のような、一歩踏み出す動作は生成できていない。神経系コントローラモデルには、筋緊張調節のほかは、体性感覚に基づいた姿勢反射の一部のみが実装されている。そのため、stepping strategy を実現するためには、足を踏み出す動作を可能とするような脳機能を実装することが必要である。現在実装されていない、大脳皮質のようなより上位の制御機構を考えなければならない。
- 今回の実験では床面移動に対して筋緊張が上昇したが、その上昇幅は平均して 1.3 倍に満たない。実際にヒトが調節できる筋緊張の幅はより大きい。握力計を握らせる等のタスクにより全身の筋緊張は上昇するため、今回観察できなかった筋緊張の範囲を実験的に扱うことが可能となる。
- 上述したように、今回の実験で見た筋緊張の範囲は限られており、よってシミュレーション結果と比較出来た範囲も限られている。より大きな筋緊張の範囲でシミュレーション結果と実験結果を比較することは、今回立てた仮説の関係を検証するにあたって不可欠である。

こうした課題を解決することにより、神経系コントローラモデルをより実際に即したものにし、筋緊張と姿勢制御戦略の関係をより深く理解することが期待される。

## 5.2 今後の展望・可能性

### 5.2.1 神経系コントローラモデルの改善

今回シミュレーションで用いた神経系コントローラモデルの最大の特徴は、筋緊張を調節する機能が存在することである。ここでの筋緊張調節機能は、神経系コントローラモデルが出力する筋活動シグナル  $\mathbf{u}$  に、定常値  $\mathbf{u}_{ff}$  を与えることで実装している。シミュレーション中、 $\mathbf{u}_{ff}$  の値は一定であり、神経系コントローラモデルが筋骨格モデルに与える筋緊張は一定である。

しかしながら、実際のヒトは、身体の揺れや、外から加わる外力に応じて、適切に筋緊張を調節しているものと考えられる。筋緊張を決定する重要な要素として、伸張反射がある。筋が引き伸ばされたとき、筋紡錘からの情報が脊髄に伝えられ、脊髄はその筋を支配する  $\alpha$  運動神経に収縮の信号を出し、筋が収縮する。今回の脳まで至る FB 制御と異なり、伸張反射は脊髄レベルで制御される反射である。 $\gamma$  運動ニューロンは、筋紡錘の感度を制御するものであり、これにより伸張反射の程度が決定されている。今回のシミュレーションでは、姿勢によらず筋の長さや伸張速度が正確に取得されるという点では  $\gamma$  運動ニューロンの働きの一部は表現されていたが、筋紡錘の感度を制御し筋緊張を調節する機能については表現されていなかった。

身体の揺れや外力に対する筋の反応を計測し、その反応がどのような機構によるものかを、実験的に切り分けて理解することは難しい。その理解のためには上記のような、伸張反射とその調節機構を表現した新しい筋緊張調節機構を実装することが欠かせない。また重力を補償するのみでなく、揺れに対し筋緊張がどのように働き姿勢を安定させるかを知る手掛かりとなる。

### 5.2.2 加齢や疾患のシミュレーション

最終的に神経系コントローラモデルに期待されるのは、加齢や疾患といった個人差も含めて、筋骨格シミュレーションをできるようになることである。その役割は大きくふたつある。

- 加齢や疾患のシミュレーション
- 加齢や疾患の程度を判別するマーカー

筋骨格モデル，神経系コントローラモデルのパラメータの変化として加齢や疾患による影響を表現できれば，加齢や疾患が進んだ際に，患者の動作がどう変わるかをシミュレーションにより予測することができる．本研究では，筋機能低下，感覚ノイズ増加という加齢の影響としてしばしば見られる変化を扱っている．そのため，加齢や疾患による影響の予測は，現時点で一部可能である．ただし，筋機能や感覚機能の低下に関しては，発生の機序が多数あり，症状に合わせてさらなる実装が必要である．また，重要なのは，重大な怪我につながりかねない転倒を予測することである．今回の神経系コントローラモデルでは，stepping strategy の動作を生成できるだけの制御機構が実装されておらず，転倒する限界まで ankle strategy もしくは hip strategy で立位を維持しようとしてしまう．より価値の高い加齢や疾患の影響予測をするためには，上位の制御機構の実装が不可欠である．

また，患者のデータを取得して，神経系コントローラモデルのパラメータをデータにフィッティングさせれば，フィッティングされたパラメータは，患者の姿勢制御の特徴を反映することになる．これを利用すれば，加齢や疾患の程度を定量的に測ることが可能となる．しかしながら，筋骨格モデルを制御する神経系コントローラモデルを使い，かつ被験者のデータにフィッティングさせた研究はない．また，加齢や疾患を扱う際には，少なからず動作の左右差が問題となる．左右差の顕著な症状をもとに，神経系コントローラモデルを作成していかなければならない．



# 謝辭

本論文は、筆者が東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻の博士課程において行った研究をまとめたものです。多くの方に支えられ、ご指導・ご協力をいただきました。本論文を書き上げることができましたのも、皆様のお力添えがあればこそ、と思っております。

その中で、筆者の指導教官であり、多大なるご指導を賜った

東京大学大学院 工学系研究科 人工物工学研究センター 教授 太田 順 先生

に心から感謝いたします。筆者は、学部4年生時の1年と博士課程の3年半、合計4年半太田先生にご指導いただきました。研究活動に関わる私の能力の多くは、太田先生のご指導により身についたものです。先生には、研究が行き詰ったときにも、順調に進んでいるときにも、的確なご指摘をいただきました。また研究上の議論のみならず、研究者としての日々の心構えを教えていただきました。そして、日頃より私の体調を気にかけてご指導してくださいました。心より感謝申し上げます。

また、本論文の副査をお引き受けくださいました

東京大学大学院 工学系研究科 精密工学専攻 教授 浅間 一 先生

旭川医科大学 医学部 脳機能医工学研究センター 教授 高草木 薫 先生

東京大学大学院 工学系研究科 人工物工学研究センター 教授 梅田 靖 先生

東京大学大学院 工学系研究科 精密工学専攻 教授 山本 晃生 先生

には、厚く謝意を申し上げます。論文をまとめるにあたり様々な建設的意見をいただき、また適切な助言及び指摘等、貴重なご指導をいただきました。ここに、謹んで感謝の意を表します。

旭川医科大学 医学部 脳機能医工学研究センター 准教授 千葉 龍介 先生には、多大なご恩を受け、感謝の念に堪えません。筆者が博士課程に進学してより、研究計画から実験やシミュレーションの実行、論文の執筆まで、あらゆる面でお世話になりました。本論文の執筆にあたっては、原稿が進まない中、辛抱強くご指導いただきました。

東京大学大学院 工学系研究科 化学システム工学専攻 品質・医療社会システム工学寄付講座 主幹研究員 原 辰徳先生には、研究会の度に様々なご指摘をいただきました。また、実験に参加させていただき、非常に刺激を受けました。

東京工業大学 情報理工学院情報工学系 特任准教授 緒方 大樹先生には、研究発表の度に的確なご指摘をいただき、自らのやっていることを顧みる機会をいただきました。

東京大学大学院 工学系研究科 人工物工学研究センター 助教 白藤 翔平 先生には、研究・日常生活の両面でお世話になりました。貴重な実験参加の機会もいただき、自らの研究の理

---

解を深めることにつながりました。

旭川医科大学 医学部 脳機能医工学研究センター 助教 小原 和宏先生，そして同センター所属の高橋未来様には，出張の折に大変お世話になりました。

研究室の先輩である姜平様には，在学中，そしてご就職後も，様々に研究の相談に乗っていただきました。同じ研究グループであり，最も近い博士課程の先輩として，学ばせていただきました。

研究室の秘書である，中村綾子様，村上史朋子様，また，元秘書である，田村美香様には，経理及び事務手続きの面で，非常に大きなご協力をいただきました。

太田研究室，原研究室の皆さまには，研究会における質問やアドバイスのみならず，日常生活において力をいただきました。

谷茉莉香様，柳春菜様，佐々木逸士様，奥村拳様，山口和馬様，遠藤夏実様，田片亨典様，高瀬克徳様には，大学生活を送る中で，大変お世話になりました。

その他，書ききれないほどの，自分を支えてくださった人々に感謝しております。決して1人ではここまで辿り着けませんでした。

最後に，博士課程への進学を後押ししてくれ，いつでも筆者を支えてくれた家族に感謝いたします。

ありがとうございました。

令和元年7月 上西 康平



## 参考文献

<和文文献>

[飯島 2009] 飯島賢一, 関根正樹, 田村俊世: 漸増する水平外乱刺激に対する姿勢応答, 生体医工学, Vol. 47, No. 1, pp. 70–76, 2009.

[厚生労働省 2010] 「日本人の食事摂取基準」(2010年版), 2010; Available from: [https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/kenkou\\_iryuu/kenkou/eiyuu/syokuji\\_kijyun.html](https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/kenkou_iryuu/kenkou/eiyuu/syokuji_kijyun.html)

[厚生労働省 2015] 第 21 回生命表(完全生命表)の概況, 2015; Available from: <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/22th/index.html>

[後藤 2003] 後藤淳: 筋緊張のコントロール, 関西理学療法, Vol. 2003, No. 3, pp. 21–31, 2003.

[消費者庁 2018] 高齢者の事故の状況について－「人口動態調査」及び「救急搬送データ」調査票分析－, 2018; Available from: [https://www.caa.go.jp/policies/policy/consumer\\_safety/caution/caution\\_009/pdf/caution\\_009\\_180912\\_0002.pdf](https://www.caa.go.jp/policies/policy/consumer_safety/caution/caution_009/pdf/caution_009_180912_0002.pdf)

[鈴木 2002] 鈴木一郎, 山根克, 多谷浩嗣, 栗原一貴, 中村仁彦: 高速動力学計算法を用いた詳細人体モデルに基づく人間の力学計算, 年次大会講演論文集会, Vol. 2002, No. 6, pp. 139–140, 2002.

[高草木 2007] 高草木薫: 歩行の神経機構 Review, BRAIN MEDICAL, vol. 19, No. 4, pp. 307–315, 2007.

---

<英文文献>

[Afschrift 2016] M. Afschrift, I. Jonkers, J. De Schutter, and F. De Groote, “Mechanical effort predicts the selection of ankle over hip strategies in nonstepping postural responses,” *J. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 4, pp. 1937–1945, 2016.

[Afschrift 2018] M. Afschrift, F. De Groote, S. Verschueren, and I. Jonkers, “Increased sensory noise and not muscle weakness explains changes in non-stepping postural responses following stance perturbations in healthy elderly,” *Gait Posture*, vol. 59, no. March 2017, pp. 122–127, 2018.

[Allen 2014] J. L. Allen, S. A. Kautz, and R. R. Neptune, “Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis,” *Clin. Biomech.*, vol. 29, no. 7, pp. 780–786, Aug. 2014.

[An 2015] Q. An, Y. Ishikawa, S. Aoi, T. Funato, H. Oka, H. Yamakawa, A. Yamashita, and H. Asama, “Analysis of muscle synergy contribution on human standing-up motion using a neuro-musculoskeletal model,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2015-June, no. June, pp. 5885–5890, 2015.

[Ayusawa 2012] K. Ayusawa and Y. Nakamura, “Fast inverse kinematics algorithm for large DOF system with decomposed gradient computation based on recursive formulation of equilibrium,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 3447–3452, 2012.

[Boonstra 2013] T. A. Boonstra, A. C. Schouten, and H. van der Kooij, “Identification of the contribution of the ankle and hip joints to multi-segmental balance control,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, no. 1, p. 23, Feb. 2013.

[Bottaro 2005] A. Bottaro, M. Casadio, P. G. Morasso, and V. Sanguineti, “Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process?,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 24, no. 4, pp. 588–615, Aug. 2005.

[Bottaro 2008] A. Bottaro, Y. Yasutake, T. Nomura, M. Casadio, and P. Morasso, “Bounded stability of the quiet standing posture: An intermittent control model,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 27, no. 3, pp. 473–495, Jun. 2008.

[Burnett 2015] D. R. Burnett, N. H. Campbell-kyureghyan, R. V Topp, and P. M. Quesada, “Biomechanics of Lower Limbs during Walking among Candidates for Total Knee Arthroplasty with and without Low Back Pain,” *Biomed Res Int.*, vol. 2015, 2015.

[Casadio 2005] M. Casadio, P. G. Morasso, and V. Sanguineti, “Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: Implications for control modelling and clinical application,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 4, pp. 410–424, 2005.

[Chiba 2016] R. Chiba, K. Takakusaki, J. Ota, A. Yozu, and N. Haga, “Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics.,” *Neurosci. Res.*, vol. 104, pp. 96–104, Mar. 2016.

[Chiba 2017] R. Chiba, K. Kaminishi, K. Takakusaki, and J. Ota, “Multisensory alterations in visual, vestibular and proprioceptive cues for modeling of postural control,” *2017 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)*, pp. 2474–3771, 2017.

[Clark 2012] A. E. Clark, "Biarticular muscles influence postural responses: Implications for treatment of stiff-knee gait," Master's Thesis, University of Tennessee, 2012.

[Delp 1990] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen, “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 8, pp. 757–767, 1990.

[Delp 2007] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, “OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.

[DeMers 2017] M. S. DeMers, J. L. Hicks, and S. L. Delp, “Preparatory co-activation of the

---

ankle muscles may prevent ankle inversion injuries,” *J. Biomech.*, vol. 52, pp. 17–23, 2017.

[Dorn 2015] T. W. Dorn, J. M. Wang, J. L. Hicks, and S. L. Delp, “Predictive simulation generates human adaptations during loaded and inclined walking.,” *PLoS One*, vol. 10, no. 4, p. e0121407, 2015.

[Dunbar 1986] D. C. Dunbar, F. B. Horak, J. M. Macpherson, and D. S. Rushmer, “Neural control of quadrupedal and bipedal stance: Implications for the evolution of erect posture,” *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 69, no. 1, pp. 93–105, Jan. 1986.

[Edwards 2007] W. T. Edwards, “Effect of joint stiffness on standing stability,” *Gait Posture*, vol. 25, no. 3, pp. 432–439, Mar. 2007

[Erdemir 2009] A. Erdemir, P. A. Sirimamilla, J. P. Halloran, and A. J. van den Bogert, “An Elaborate Data Set Characterizing the Mechanical Response of the Foot,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 131, no. 9, p. 094502, 2009.

[Fitzpatrick 1996] R. Fitzpatrick, D. Burke, and S. C. Gandevia, “Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances,” *J. Neurophysiol.*, vol. 76, no. 6, pp. 3994–4008, Dec. 1996.

[Fujimoto 2013] M. Fujimoto, W. L. Hsu, M. H. Woollacott, and L. S. Chou, “Ankle dorsiflexor strength relates to the ability to restore balance during a backward support surface translation,” *Gait Posture*, vol. 38, no. 4, pp. 812–817, 2013.

[Gatev 1999] P. Gatev, S. Thomas, T. Kepple, and M. Hallett, “Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults,” *J. Physiol.*, vol. 514, no. 3, pp. 915–928, Feb. 1999.

[Groote 2017] F. De Groote, J. L. Allen, and L. H. Ting, “Contribution of muscle short-range stiffness to initial changes in joint kinetics and kinematics during perturbations to standing balance : A simulation study,” *J. Biomech.*, 2017.

[Hansen 2003] N. Hansen, S. D. MÃijller, and P. Koumoutsakos, “Reducing the Time Complexity of the Derandomized Evolution Strategy with Covariance Matrix Adaptation (CMA-ES),” *Evol. Comput.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–18, 2003.

[Henry 1998] S. M. Henry, J. Fung, and F. B. Horak, “EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations,” *J. Neurophysiol.*, vol. 80, no. 4, pp. 1939–1950, 1998.

[Henry 1998b] S. M. Henry, J. Fung, and F. B. Horak, “Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 32–42, 1998.

[Henry 2001] S. M. Henry, J. Fung, and F. B. Horak, “Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses,” *J. Neurophysiol.*, vol. 85, no. 2, pp. 559–570, Feb. 2001.

[Henry 2006] S. M. Henry, J. R. Hitt, S. L. Jones, and J. Y. Bunn, “Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain,” *Clin. Biomech.*, vol. 21, no. 9, pp. 881–892, 2006.

[Hill 1938] A. V. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,” vol. 126, no. 843, pp. 136–195, 1938.

[Hof 2005] A. L. Hof, M. G. J. Gazendam, and W. E. Sinke, “The condition for dynamic stability,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 1–8, 2005.

[Horak 1986] F. B. Horak and L. M. Nashner, “Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations,” *J. Neurophysiol.*, vol. 55, no. 6, pp. 1369–1381, Jun. 1986.

[Horak 1989] F. B. Horak, C. L. Shupert, and A. Mirka, “Components of postural dyscontrol in the elderly: a review,” *Neurobiol. Aging*, vol. 10, no. 6, pp. 727–38, Nov. 1989.

- 
- [Hsu 2013] W. L. Hsu, L. S. Chou, and M. Woollacott, "Age-related changes in joint coordination during balance recovery," *Age (Omaha)*, vol. 35, no. 4, pp. 1299–1309, Aug. 2013.
- [Hwang 2014] S. Hwang, P. Agada, T. Kiemel, and J. J. Jeka, "Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion," *PLoS One*, vol. 9, no. 1, pp. 1–8, 2014.
- [Jacobs 2015] D. A. Jacobs, "First-order activation dynamics," 2015; Available from: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/First-Order+Activation+Dynamics>.
- [Jiang 2016] P. Jiang, R. Chiba, K. Takakusaki, and J. Ota, "Generation of the Human Biped Stance by a Neural Controller Able to Compensate Neurological Time Delay," *PLoS One*, vol. 11, no. 9, p. e0163212, 2016.
- [Jiang 2016b] P. Jiang, R. Chiba, K. Takakusaki, and J. Ota, "A postural control model incorporating multisensory inputs for maintaining a musculoskeletal model in a stance posture," *Adv. Robot.*, vol. 31, no. 1–2, pp. 55–67, 2017.
- [Jones 2008] S. L. Jones, S. M. Henry, C. C. Raasch, J. R. Hitt, and J. Y. Bunn, "Responses to multi-directional surface translations involve redistribution of proximal versus distal strategies to maintain upright posture," *Exp. Brain Res.*, vol. 187, no. 3, pp. 407–417, 2008.
- [Kadaba 1990] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking," *J. Orthop. Res.*, vol. 8, no. 3, pp. 383–92, May 1990.
- [Kaminishi 2019] K. Kaminishi, P. Jiang, R. Chiba, K. Takakusaki, and J. Ota, "Postural control of a musculoskeletal model against multidirectional support surface translations," *PLoS One*, vol. 14, no. 3, p. e0212613, Mar. 2019.
- [Karim 2013] H. Karim, S. I. Fuhrman, P. Sparto, J. Furman, and T. Huppert, "Functional brain imaging of multi-sensory vestibular processing during computerized dynamic posturography using near-infrared spectroscopy," *Neuroimage*, vol. 74, pp. 318–325, 2013.

[Kiemel 2008] T. Kiemel, A. J. Elahi, and J. J. Jeka, “Identification of the Plant for Upright Stance in Humans: Multiple Movement Patterns From a Single Neural Strategy,” *J. Neurophysiol.*, vol. 100, no. 6, pp. 3394–3406, 2008.

[Kiemel2011] T. Kiemel, Y. Zhang, and J. J. Jeka, “Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization rather than Sway Minimization,” *J. Neurosci.*, vol. 31, no. 42, pp. 15144–15153, 2011.

[Kuo 1995] A. D. Kuo, “An optimal control model for analyzing human postural balance,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 1, pp. 87–101, Sep. 1995.

[Kuo 2005] A. D. Kuo, “An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance,” *J. Neural Eng.*, vol. 2, no. 3, pp. S235–S249, Sep. 2005.

[Larsson 1979] L. Larsson, G. Grimby, and J. Karlsson, “Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 46, no. 3, pp. 451–456, Mar. 1979.

[Loram 2002] I. D. Loram and M. Lakie, “Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: The intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability,” *J. Physiol.*, vol. 545, no. 3, pp. 1041–1053, 2002.

[Mansouri 2016] M. Mansouri, A. E. Clark, A. Seth, and J. A. Reinbolt, “Rectus femoris transfer surgery affects balance recovery in children with cerebral palsy: A computer simulation study,” *Gait Posture*, vol. 43, pp. 24–30, 2016.

[Masani 2006] K. Masani, A. H. Vette, and M. R. Popovic, “Controlling balance during quiet standing: Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments,” *Gait Posture*, vol. 23, no. 2, pp. 164–172, Feb. 2006

[McIlroy 1993] W. E. McIlroy and B. E. Maki, “Task constraints on foot movement and the

---

incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance,” *Brain Res.*, vol. 616, no. 1–2, pp. 30–38, 1993.

[Mergner 2010] T. Mergner, “A neurological view on reactive human stance control,” *Annu. Rev. Control*, vol. 34, no. 2, pp. 177–198, Dec. 2010.

[Millard 2013] M. Millard, T. Uchida, A. Seth, and S. L. Delp, “Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, no. 2, p. 021005, 2013.

[Moorhouse 2007] K. M. Moorhouse and K. P. Granata, “Role of reflex dynamics in spinal stability: intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 5, pp. 1058–65, 2007.

[Morasso 1999] P. G. Morasso and M. Schieppati, “Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing?,” *J. Neurophysiol.*, vol. 82, no. 3, pp. 1622–1626, Sep. 1999.

[Morasso 1999b] P. G. Morasso, L. Baratto, R. Capra, and G. Spada, “Internal models in the control of posture,” *Neural Networks*, vol. 12, no. 7–8, pp. 1173–1180, Oct. 1999.

[Moreland 2004] J. D. Moreland, J. A. Richardson, C. H. Goldsmith, and C. M. Clase, “Muscle weakness and falls in older adults: A systematic review and meta-analysis,” *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 52, no. 7, pp. 1121–1129, 2004.

[Nakamura 2005] Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita, and I. Suzuki, “Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, no. 1, pp. 58–66, Feb. 2005.

[Nashner 1982] L. M. Nashner, F. O. Black, and C. Wall, “Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits,” *J. Neurosci.*, vol. 2, no. 5, pp. 536–44, May 1982.

[Nashner 1983] L. M. Nashner, A. Shumway-Cook, and O. Marin, “Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: Deficits in sensory organization and muscular coordination,” *Exp. Brain Res.*, vol. 49, no. 3, pp. 393–409, 1983.

[Ogaya 2016] S. Ogaya, Y. Okita, and S. Fuchioka, “Muscle contributions to center of mass excursion in ankle and hip strategies during forward body tilting,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 14, pp. 3381–3386, 2016.

[Panzer 1995] V. P. Panzer, S. Bandinelli, and M. Hallett, “Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 76, no. 2, pp. 151–157, 1995.

[Park 2004] S. Park, F. B. Horak, and A. D. Kuo, “Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing,” *Exp. Brain Res.*, vol. 154, no. 4, pp. 417–427, 2004.

[Pérez-González 2008] A. Pérez-González, C. Fenollosa-Esteve, J. L. Sancho-Bru, F. T. Sánchez-Marín, M. Vergara, and P. J. Rodríguez-Cervantes, “A modified elastic foundation contact model for application in 3D models of the prosthetic knee,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 3, pp. 387–398, 2008.

[Peterka 2003] R. J. Peterka, “Simplifying the complexities of maintaining balance,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no. 2, pp. 63–68, Mar. 2003.

[Runge 1999] C. Runge, C. Shupert, F. Horak, and F. Zajac, “Ankle and hip postural strategies defined by joint torques,” *Gait Posture*, vol. 10, no. 2, pp. 161–170, Oct. 1999.

[Samson2000] M. M. Samson, I. B. Meeuwssen, A. Crowe, J. A. Dessens, S. A. Duursma, and H. J. Verhaar, “Relationships between physical performance measures, age, height and body weight in healthy adults,” *Age Ageing*, vol. 29, no. 3, pp. 235–42, May 2000.

[Simoneau 1996] G. G. Simoneau, J. A. Derr, J. S. Ulbrecht, M. B. Becker, and P. R. Cavanagh,

---

“Diabetic Sensory Neuropathy Effect on Ankle Joint Movement Perception,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, no. 5, pp. 453–460, 1996.

[Sreenivasa 2013] M. Sreenivasa, A. Murai, and Y. Nakamura, “Modeling and identification of the human arm stretch reflex using a realistic spiking neural network and musculoskeletal model,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, no. Section III, pp. 329–334, 2013.

[Sreenivasa 2016] M. Sreenivasa, K. Ayusawa, and Y. Nakamura, “Modeling and Identification of a Realistic Spiking Neural Network and Musculoskeletal Model of the Human Arm, and an Application to the Stretch Reflex,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 5, pp. 591–602, 2016.

[Suzuki 2012] Y. Suzuki, T. Nomura, M. Casadio, and P. Morasso, “Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model,” *J. Theor. Biol.*, vol. 310, pp. 55–79, Oct. 2012.

[Takakusaki 2016] K. Takakusaki, R. Chiba, T. Nozu, and T. Okumura, “Brainstem control of locomotion and muscle tone with special reference to the role of the mesopontine tegmentum and medullary reticulospinal systems,” *J. Neural Transm.*, vol. 123, no. 7, pp. 695–729, 2016.

[Takakusaki 2016b] K. Takakusaki, M. Takahashi, K. Obara, and R. Chiba, “Neural substrates involved in the control of posture,” *Adv. Robot.*, vol. 1864, no. January, pp. 1–22, 2016.

[van der Kooij 1999] H. van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, and H. Grootenboer, “A multi-sensory integration model of human stance control,” *Biol. Cybern.*, vol. 80, no. 5, pp. 299–308, 1999.

[Ting 2007] L. H. Ting, “Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture,” *Prog. Brain Res.*, vol. 165, pp. 299–321, 2007.

[Torres-Oviedo 2007] G. Torres-Oviedo and L. H. Ting, “Muscle synergies characterizing human postural responses,” *J. Neurophysiol.*, vol. 98, no. 4, pp. 2144–56, Oct. 2007

[Torres-Oviedo 2010] G. Torres-Oviedo and L. H. Ting, “Subject-Specific Muscle Synergies in Human Balance Control Are Consistent Across Different Biomechanical Contexts,” *J. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 6, pp. 3084–3098, 2010.

[van der Kooij 2007] H. van der Kooij, E. H. F. van Asseldonk, J. Geelen, J. P. P. van Vugt, and B. R. Bloem, “Detecting asymmetries in balance control with system identification: first experimental results from Parkinson patients.,” *J. Neural Transm.*, vol. 114, no. 10, pp. 1333–7, 2007.

[Verschueren 2002] S. Verschueren, S. Brumagne, S. . Swinnen, and P. . Cordo, “The effect of aging on dynamic position sense at the ankle,” *Behav. Brain Res.*, vol. 136, no. 2, pp. 593–603, Nov. 2002.

[Versteeg 2016] C. S. Versteeg, L. H. Ting, and J. L. Allen, “Hip and ankle responses for reactive balance emerge from varying priorities to reduce effort and kinematic excursion: A simulation study,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 14, pp. 3230–3237, Oct. 2016.

[Vlutters 2015] M. Vlutters, T. A. Boonstra, A. C. Schouten, and H. van der Kooij, “Direct measurement of the intrinsic ankle stiffness during standing.,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 7, pp. 1258–63, May 2015.

[Winter 1998] D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, M. Ishac, and K. Gielo-Perczak, “Stiffness Control of Balance in Quiet Standing,” *J. Neurophysiol.*, vol. 80, no. 3, pp. 1211–1221, Sep. 1998.

[Winters 1995] J. M. Winters, “An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuromusculoskeletal models,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 23, no. 4, pp. 359–374, 1995.

[Yang 2017] N. Yang, Q. An, H. Yamakawa, Y. Tamura, A. Yamashita, and H. Asama, “Muscle synergy structure using different strategies in human standing-up motion,” *Adv. Robot.*, vol. 31, no. 1–2, pp. 40–54, 2017.

---

[Zajac 1989] F. E. Zajac, “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, Mar. 1989.



# 研究業績

## 本論文に直接の関係があるもの

### 原著学術論文（査読有）

- [1] Kaminishi, K., Jiang, P., Chiba, R., Takakusaki, K., & Ota, J. (2019). Postural control of a musculoskeletal model against multidirectional support surface translations. *PLoS ONE*, 14.(3): e0212613. doi: 10.1371/journal.pone.0212613.
- [2] Kaminishi, K., Jiang, P., Chiba, R., Takakusaki, K., & Ota, J. Investigation of the effect of tonic level on the change in postural control strategy by musculoskeletal simulation. (submitted to *Gait & Posture*).

### 査読有り国際会議

- [1] Kaminishi, K., Jiang, P., Chiba, R., Takakusaki, K. & Ota, J. (2018). Musculoskeletal simulations to investigate influences of muscle weakness and sensory noise to postural control stiffness. *Proc. IEEE Int. Symp. Micromechatronics and Human Science (MHS2018)*, December 9-12, 2018, Nagoya, Japan, (pp. 312-315).
- [2] Kaminishi, K., Jiang, P., Chiba, R., Takakusaki, K. & Ota, J. (2018). Musculoskeletal simulation for determining influences of the magnitude of sensory noise and stiffness on the selection of hip or ankle movement strategies, *Proceedings of 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, July 17-21, 2018, Hawaii, U.S.A.
- [3] Kaminishi, K., Jiang, P., Chiba, R., Takakusaki, K., & Ota, J. (2017). Proprioceptive postural control of a musculoskeletal model against horizontal disturbances, *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2017)*, December 5-8, 2017, Macau, China, (pp.1270-1275).
- [4] Chiba, R., Kaminishi, K., Takakusaki, K., & Ota, J. (2017). Multisensory alterations in visual, vestibular and proprioceptive cues for modeling of postural control, *Proc. IEEE Int. Symp. Micromechatronics and Human Science (MHS2017)*, December 3-6, 2017, Nagoya,

---

Japan, (pp. 192-194).

## 査読無し講演論文

- [1] Li, D., Kaminishi, K., Mukaino, M., Chiba, R., Takakusaki, K. & Ota, J. (2018). Posture control comparison between the stroke and hip osteoarthritis patients' bipedal stance by a simulation method. Proceedings of the 2nd International Symposium on Embodied-Brain Systems Science (EmboSS 2018), (pp.62). Osaka, Japan.
- [2] Kaminishi, K., Chiba, R., Takakusaki, K. & Ota, J. (2018). Musculoskeletal simulation to investigate influences of the magnitude of sensory noise and stiffness on the selection of an ankle/hip strategy. Proceedings of the 2nd International Symposium on Embodied-Brain Systems Science (EmboSS 2018), (pp.47). Osaka, Japan.
- [3] Chiba, R., Kaminishi, K., Jiang, P., Takakusaki, K., & Ota, J. (2017). Modeling of postural control in human with multisensory alteration by experiments and simulations. Prep. 8th International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM2017), SA3. Sapporo, Japan, June 27, 2017.
- [4] 上西 康平, 千葉 龍介, 高草木 薫, 太田 順. (2019). 筋力低下、感覚ノイズ増加、スティフネス低下が床面水平外乱に対する姿勢反応の変化に及ぼす影響の筋骨格シミュレーションを用いた調査. 第 31 回自律分散システム・シンポジウム資料, 2A-1-1, (pp.1-4). 大阪, 2019 年 1 月 24 日~25 日.
- [5] 千葉 龍介, 上西 康平, 高草木 薫, 太田 順. (2018). ヒトの姿勢制御解明を目指す構成論的アプローチによるシステム同定 (キーノートスピーチ). 2018 年度精密工学会秋季大会 学術講演会講演論文集, (pp. 119-120), 函館, 北海道.
- [6] 上西 康平, 姜 平, 千葉 龍介, 高草木 薫, 太田 順. (2018). 多方向への床面水平移動に対する姿勢制御のための筋骨格シミュレーション, 第 30 回自律分散システム・シンポジウム資料, (pp. 28-29). 名古屋, 2018 年 1 月 28 日~29 日.
- [7] 上西 康平, 千葉 龍介, 高草木 薫, 太田 順. (2017). 水平外乱を補償する筋骨格モデルの

姿勢制御, 第 29 回自律分散システム・シンポジウム資料, (pp.103-108). 東京, 2017 年 1 月 30 日~31 日.

---

## 本論文に直接の関係がないもの

### 原著学術論文（査読有）

- [1] P. E. Allain, D. Dameron, Y. Miyazaki, K. Kaminishi, F. V. Pop, D. Kobayashi, N. Sasaki, "Color atomic force microscopy : A method to acquire three independent potential parameters to generate a color image," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 111, no. 12, p. 123104, 2017.
- [2] Allain, Pierre Etienne, et al. "Color Atomic Force Microscopy with on-the-fly Morse parameters mapping." *arXiv preprint arXiv:1507.04045* (2015).
- [3] Ohashi,Fusao, Kaminishi,K, Figueroa Heredia,Jorge David, Kato,Hiroki, Ogata,Taiki, Hara,Tatsunori & Ota,Jun. (2016). Realization of heavy object transportation by mobile robots using handcarts and outrigger. *ROBOMECH Journal*, 3 (1), 1-12. doi: 10.1186/s40648-016-0066-y.

### 査読有り国際会議

- [1] Ochiai,K., Yamamoto,N., Hamatani,T., Fukazawa,Y., Kimoto,M., Kiri,K., Kaminishi,K., Ota,J., Terasawa,Y., Okimura,T., & Maeda,T. (2018). Analyzing the relationship between cognitive performance and time to find intended mobile app. *Proceedings of the 2018 ACM International Joint Conference and 2018 International Symposium on Pervasive and Ubiquitous Computing and Wearable Computers (UbiComp ' 18)*, October 08-12, 2018, Singapore, (pp.1686-1690).doi:10.1145/3267305.3267534
- [2] Yamamoto,N., Ochiai,K., Inagaki,A., Fukazawa,Y., Kimoto,M., Kiri,K., Kaminishi,K., Ota,J., Okimura,T., Terasawa,Y., Maeda,T. (2018). Physiological stress level estimation based on smartphone logs, *Proceedings of the 2018 Eleventh International Conference on Mobile Computing and Ubiquitous Networking (ICMU)*, October 5-8, 2018, Auckland, New Zealand.
- [3] Ohashi,Fusao, Kaminishi,K, Figueroa,Jorge, Kato,Hiroki, & Ota,Jun. (2014). Transportation of a large object by small mobile robots with handcarts and outrigger, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2014)*, (pp.

70-75). Bali, Indonesia.

### 査読無し講演論文

- [1] K. Kaminishi, D. Damiron, P. E. Allain, D. Kobayashi, N. Sasaki and H. Kawakatsu: “Enhancing the Chemical Contrast Between Species in Atomic Force Microscopy Using Morse Parameters Mapping” , The 23rd International Colloquium on Scanning Probe Microscopy, Niseko, Dec. 2015
- [2] D. Damiron, K. Kaminishi, P. E. Allain, F. Pop, D. Kobayashi, N. Sasaki and H. Kawakatsu: “Data Treatments for Real-time Detection of Morse Potential Parameters with Atomic Force Microscopy” , The 23rd International Colloquium on Scanning Probe Microscopy, Niseko, Dec. 2015
- [3] K. Kaminishi, Y. Miyazaki, P. E. Allain, D. Damiron, D. Kobayashi, N. Sasaki and H. Kawakatsu: “Towards Chemical Contrast UHV-AFM” , NAMIS International Summer School 2015, Montreal, Jul. 2015
- [4] P. E. Allain, D. Damiron, K. Kaminishi, D. Kobayashi, N. Sasaki and H. Kawakatsu: “Atomic Force Microscopy with Morse Parameters Mapping – Algorithms Treatment for Quantitative Data Acquisition- “ , 18th International Conference on non contact Atomic Force Microscopy, Cassis, Sep. 2015
- [5] D. Damiron, P. E. Allain, K. Kaminishi, D. Kobayashi, N. Sasaki and H. Kawakatsu: “Chemical Contrast Atomic Force Microscopy with On-the-Fly Morse Parameters Mapping” , 18th International Conference on non contact Atomic Force Microscopy, Cassis, Sep. 2015
- [6] 濱谷 尚志, 落合 桂一, 山本 直樹, 深澤 佑介, 木本 勝敏, 霧生 和樹, 上西 康平, 太田 順, 寺澤 悠理, 沖村 宰, 前田 貴記. (2019). ストレスと注意機能の相互作用を考慮したスマートフォンログからのストレス推定手法, マルチメディア, 分散, 協調とモバイル (DICOMO2019) シンポジウム, -, 福島, 2019 年 7 月 3~5 日.
- [7] 霧生 和樹, 上西 康平, 山本 直樹, 濱谷 尚志, 落合 桂一, 深澤 佑介, 木本 勝敏, 沖村 宰, 寺

- 
- 澤 悠理, 前田 貴記, 太田順. (2019). 対人交流を考慮したスマートフォンログによるストレス推定, 情報処理学会研究報告, 2019-MBL-90(45)(pp. 1-6), 東京, 2019年3月4~5日.
- [8] 深澤 佑介, 山本 直樹, 落合 桂, 稲垣 章弥, 木本 勝敏, 霧生 和樹, 上西 康平, 太田 順, 沖村 宰, 寺澤 悠理, 前田 貴記. (2018). メンタルヘルスのセルフケアに向けたスマートフォンからのストレス状態推定の取り組み, 行動変容と社会システム vol.04, 東京, 2018年6月18日.
- [9] 山本 直樹, 落合 桂一, 稲垣 章弥, 深澤 佑介, 木本 勝敏, 霧生 和樹, 上西 康平, 太田 順, 沖村 宰, 寺澤 悠理, 前田 貴記. (2018). 生体情報を教師データとしたスマートフォンログを用いたストレス状態推定, 情報処理学会研究報告, 2018-MBL-87(33)(pp. 1-7), 久米島, 沖縄, 2018年5月24~25日.
- [10] 大澤 裕保, 日比 榎宏, Allain P.E., Damiron Denis, 宮崎 雄太, 上西 康平, Pop Flavius, 西澤 英伸, 小林 大, 佐々木 成朗, 川勝 英樹. (2016). 化学コントラストを有する原子間力顕微鏡. In 表面科学学術講演会要旨集 2016年真空・表面科学合同講演会 (p. 47). 公益社団法人 日本表面真空学会.
- [11] 日比 榎宏, 大澤 裕保, Allain P.E., Damiron Denis, 宮崎 雄太, 上西 康平, Pop Flavius, 西澤 英伸, 小林 大, 佐々木 成朗, 川勝 英樹. (2016). 化学コントラストを有する AFM の開発. In 表面科学学術講演会要旨集 2016年真空・表面科学合同講演会 (p. 316). 公益社団法人 日本表面真空学会.
- [12] 大橋 二紗夫, 上西 康平, Figueroa Jorge, 加藤 裕基, 太田 順. (2015). 台車とアウトリガを用いた複数台の小型移動ロボットによる大型重量物搬送. 第 27 回自律分散システム・シンポジウム資料, (pp.209-210). 東京.
- [13] 大橋 二紗夫, 上西 康平, Jorge Figueroa, 加藤 裕基, 太田 順. (2014). アウトリガと台車を用いた大型物体搬送のための小型移動ロボット群システム. 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2014 講演論文集, (pp. 104), 岡山.
- [14] 上西 康平, 大橋 二紗夫, 永田 英憲, Figueroa Jorge, 黄 之峰, 加藤 裕基, 緒方 大樹, 太田 順. (2014). 小型ロボット群による物体搬送を支援する台車システム設計. 2014 年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, (pp.253-254). 東京.

- [15] 大橋 二紗夫, 上西 康平, 永田 英憲, **Figueroa Jorge**, 加藤 裕基, 緒方 大樹, 太田 順. (2014). 大出力を可能とする小型移動ロボットシステムの開発. 2014 年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, (pp.251-252). 東京.

## 付録 A

# ヒトを対象とした実験における床面 移動パラメータ変更の影響

## A.1 はじめに

第 4 章の実験では、slow, fast 1, fast 2 と、床面移動の加速度を変化させた。床面移動のパラメータは Fig. 4.5 のように設定した。Slow と fast 1 はそれぞれ ankle strategy, hip strategy の観察を狙ったものである。Fast 1 と fast 2 間は、移動量と速度は固定し、加速度のみの設定を変えてあり、床面移動パラメータ設定を検討するための資料となるものである。第 4 章では slow と fast 1 のみを対象としたが、ここでは fast 2 も含め結果を示す。

## A.2 結果

### A.2.1 Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ

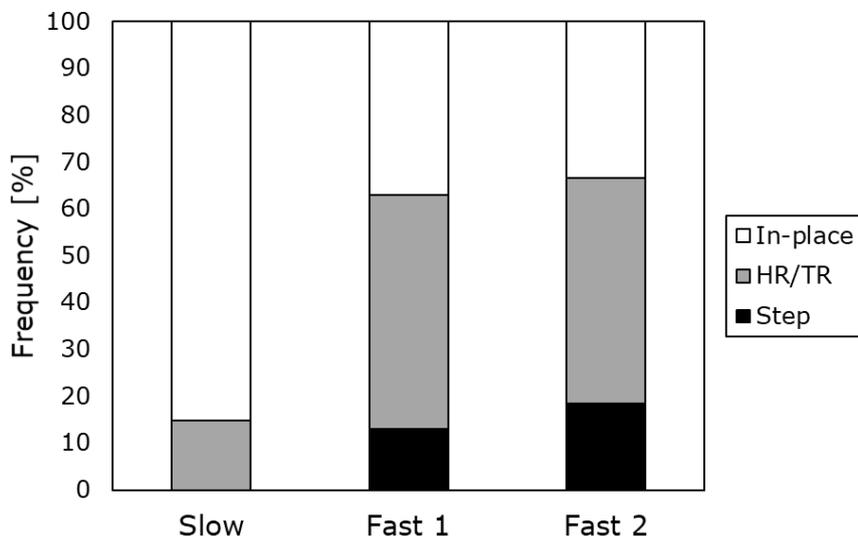
床面の移動に対し、被験者が足を床面につけたまま立位姿勢を保てず、ステップを踏む (stepping strategy)、踵やつま先が上がる (ヒールライズ, トウライズ) 場合が見られた。床面の前方移動に対して stepping strategy (ヒールライズ, トウライズ) が見られたのは、slow で 0 回 (8 回), fast 1 で 7 回 (27 回), fast 2 で 10 回 (26 回) であった (Fig. A.1 (a))。床面の後方移動に対して stepping strategy (ヒールライズ, トウライズ) が見られたのは、slow で 0 回 (3 回), fast 1 で 3 回 (31 回), fast 2 で 4 回 (31 回) であった (Fig. A.1 (b))。今回の実験では、床面の後方移動で stepping strategy やヒールライズ, トウライズが見られなかった場合、すなわち Fig. A.1 (b) で白く塗られている部分が解析対象である。

### A.2.2 Peak hip angle

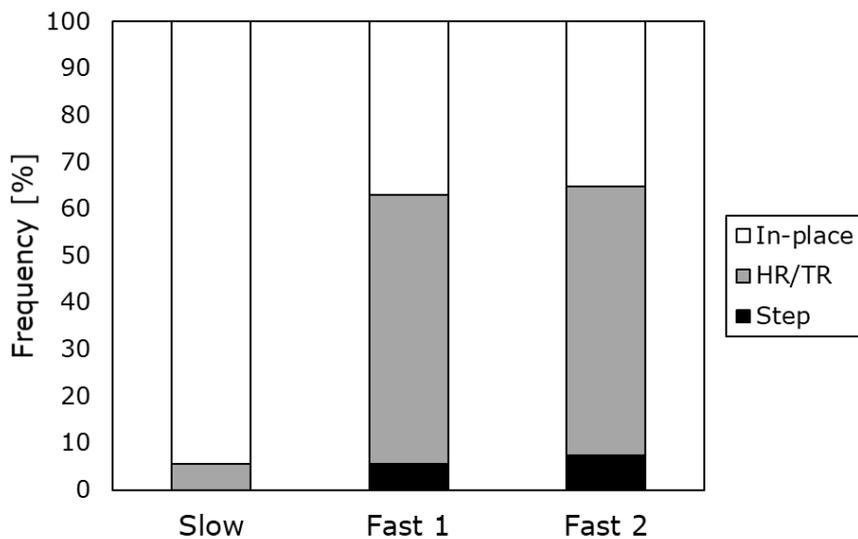
Inverse kinematics を通して得られた関節角度変化から計算された peak hip angle を Fig. A.2 に示す。Slow ( $12.9^{\circ} \pm 7.33^{\circ}$ ) と fast 1 ( $28.4^{\circ} \pm 18.0^{\circ}$ ) 間, Slow ( $12.9^{\circ} \pm 7.33^{\circ}$ ) と fast 2 ( $29.2^{\circ} \pm 16.6^{\circ}$ ) 間では、有意な差が確認された ( $p < 0.05$ )。一方, fast 1 と fast 2 間では、有意な差は確認されなかった ( $p = 0.47$ )。

### A.2.3 表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle

筋緊張と姿勢制御戦略の関係を調べるため、表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle との関係を Fig. A.3 に示す。横軸が表面筋電位 RMS 平均, 縦軸が peak hip angle である。Peak hip angle を計算するにあたって、stepping strategy もしくはヒールライズが観察された試行



(a) Forward



(b) Backward

図 A.1 床面移動の加速度の大きさとステップ，ヒールライズの出現頻度の関係。横軸は加速度の大きさ，縦軸はステップ（黒），ヒールライズ（灰），それ以外（白）の出現頻度である。

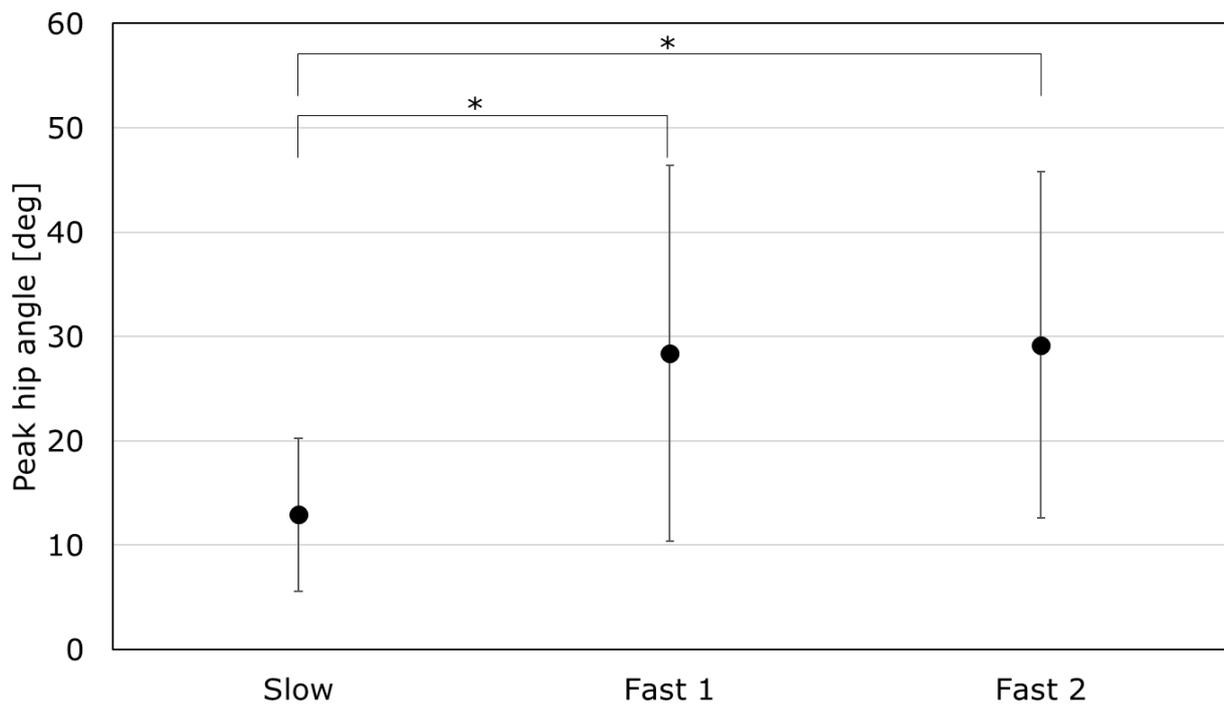


図 A.2 計測された peak hip angle. エラーバーは標準偏差を表す. 姿勢制御戦略が hip strategy に近いとき, peak hip angle の値は大きくなる.

は除いている. 図中の破線は回帰直線を示したものである.

全体の筋緊張は 6 つの筋すべての表面筋電位 RMS 平均から計算された. 床面移動の加速度が fast のときの回帰直線は  $y = 4.83x + 27.2$  ( $R^2 = 0.0035$ ) となった. 線形回帰では, 決定係数  $R^2$  が 0.04 以上 (0.16 未満) の時, 弱い相関があるとされる. 表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle に相関は見られなかった.

## A.3 考察

### A.3.1 Stepping strategy とヒールライズ, トウライズ

床面移動の加速度が大きくなるに伴い, ヒールライズ, トウライズと stepping strategy の頻度が上がることが確認された. これは Fujimoto らの実験結果と一致する [Fujimoto 2013]. Fast 1 と fast 2 を比較すると, 特に前方へ床面移動した場合は, fast 2 の方が step の頻度が高い.

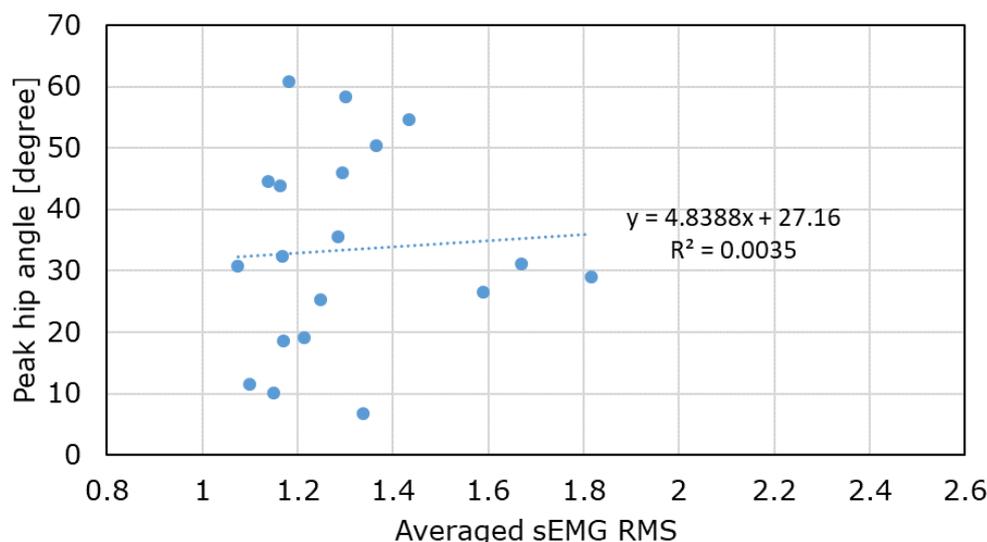


図 A.3 Fast 2 のときの，全体の表面筋電位 RMS 平均と peak hip angle との関係．横軸が筋緊張指標である表面筋電位 RMS 平均，縦軸が姿勢制御戦略の指標の peak hip angle である．図中の破線は，回帰直線である．

### A.3.2 姿勢制御戦略

計算された fast 2 の peak hip angle は， $29.2^{\circ} \pm 16.6^{\circ}$  であった．Slow の  $12.9^{\circ} \pm 7.33^{\circ}$  とは有意な差が確認されたが，fast 1 の  $28.4^{\circ} \pm 18.0^{\circ}$  との有意な差は確認されなかった ( $p = 0.47$ )．今回の加速度のみの変更は，peak hip angle の有意な差を確認するに至っていない．この理由として，以下のふたつが考えられる．

1. Fast 1 と fast 2 では，同様の姿勢制御戦略により立位姿勢を維持しているため，peak hip angle の差が現れない．
2. Fast 1 と fast 2 では，異なる姿勢制御戦略により立位姿勢を維持しているが，fast 1 の時点でヒトが立位姿勢を維持できる際の peak hip angle の上限近くに達しているため，peak hip angle の差が現れない．

なお前方への床面移動を見ると，fast 1 と fast 2 で，stepping strategy の頻度に 4 割以上の差が見られる (Fig. A.1 (a))．この床面移動パラメータの付近で，ヒトが stepping strategy なしに立位姿勢を維持できる限界が見られる可能性がある．

### A.3.3 筋緊張と姿勢制御戦略

横軸に筋緊張の指標表面筋電位 RMS 平均, 縦軸に姿勢制御戦略の指標 peak hip angle をとったものが Fig. A.3 である. 決定係数  $R^2$  が 0.04 を下回っており, 筋緊張指標と姿勢制御戦略指標間の相関は確認されない. これは slow や fast 1 と同様である. Fast 2 においても, 若年健常者では筋緊張と姿勢制御戦略間に相関がないことが示唆された.