

2021 年度

筋骨下肢シミュレータを用いた日常動作における  
人工関節の耐力学特性の解明に関する報告書

筋骨下肢シミュレータを用いた日常動作における

人工関節の耐力学特性の解明 補助事業

(2021・2021 年度 2 年)

工学院大学

工学部機械システム工学科

教授 桐山善守



この研究は競輪の補助により作成されました。

<https://jka-cycle.jp>



# 目次

<b>第1章 序論</b>	1
1.1 研究背景	2
1.1.1 日本の高齢化と関節疾患患者の増加	2
1.1.2 人工関節置換術	3
1.2 数値シミュレーションによる人工関節の解析	4
1.2.1 シミュレーションによる評価	4
1.2.2 数値力学モデルによる解析	5
1.3 人工関節シミュレータによる人工関節の解析	6
1.3.1 人工関節シミュレータの主要な問題	6
1.3.2 廣川らによる人工関節シミュレータ	7
1.3.3 萩原らによる下肢人工関節シミュレータ	8
1.4 ヒトの歩行動作	9
1.4.1 歩行周期	9
1.4.2 歩行姿勢による歩行動作への影響	10
1.5 研究目的	11
<b>第2章 方法</b>	12
2.1 研究の概要	13
2.2 下肢人工関節シミュレータの構成	14
2.2.1 筋骨格部の機構	14
2.2.2 筋張力発生機構	19
2.3 下肢人工関節シミュレータの制御	22
2.3.1 制御部の構成	22
2.3.2 動ひずみアンプの調整	24
2.3.3 制御システムのPID制御の係数の決定	25
2.3.4 下肢筋骨格部の牽引制御	27
2.4 下肢人工関節シミュレータの筋設定	29
2.4.1 再現された筋	29
2.5 下肢人工関節シミュレータの筋張力の算出	31
2.5.1 筋張力の推定	31
2.5.2 下肢人工関節シミュレータモデルの構築	31
2.5.3 下肢人工関節シミュレータの筋張力の入力データ算出	32
2.6 計測方法	34
2.6.1 光学式モーションキャプチャシステム	34

2.6.2	マーカの付着位置と各部位の座標系の作成 . . . . .	36
2.6.3	関節角度と角速度の算出 . . . . .	41
2.6.4	OMC に接続した計測機器による計測 . . . . .	44
2.6.5	6 分力計の軸の校正 . . . . .	48
2.7	評価方法 . . . . .	51
2.7.1	足部接地姿勢 . . . . .	51
2.7.2	シミュレータ動作中の下肢姿勢 . . . . .	52
2.7.3	シミュレータ動作時の筋張力 . . . . .	54
2.7.4	シミュレータ動作時の床反力 . . . . .	54
2.7.5	シミュレータ動作時の関節角度と関節角速度 . . . . .	54
2.7.6	シミュレータ動作時の人工関節への負荷 . . . . .	54
<b>第 3 章</b>	<b>結果</b>	<b>55</b>
3.1	踵接地時の足部姿勢 . . . . .	56
3.2	歩行動作時のシミュレータの下肢姿勢変化 . . . . .	57
3.3	シミュレータ動作時における筋張力 . . . . .	59
3.4	シミュレータ歩行動作時の床反力 . . . . .	61
3.5	シミュレータ歩行動作時の関節角度変化 . . . . .	65
3.5.1	股関節角度 . . . . .	65
3.5.2	膝関節角度 . . . . .	69
3.5.3	足関節角度 . . . . .	73
3.6	シミュレータ歩行動作時の関節負荷 . . . . .	77
3.6.1	股関節の負荷荷重 . . . . .	77
3.6.2	股関節負荷モーメント . . . . .	81
3.6.3	膝関節負荷 . . . . .	85
3.6.4	膝関節負荷モーメント . . . . .	89
<b>第 4 章</b>	<b>考察</b>	<b>93</b>
4.1	シミュレータによる歩行動作の再現度 . . . . .	94
4.1.1	シミュレータ動作時の筋張力 . . . . .	94
4.1.2	床反力の変化 . . . . .	96
4.1.3	関節角度の変化 . . . . .	98
4.2	踵接地姿勢による影響 . . . . .	99
4.2.1	股関節の負荷 . . . . .	99
4.2.2	膝関節の負荷 . . . . .	100
4.3	本研究の限界 . . . . .	101
4.3.1	生体の再現 . . . . .	101
<b>第 5 章</b>	<b>結論</b>	<b>102</b>

5.1 結論 . . . . .	103
謝辞	
参考文献	
付録	
A.1 OpenSim . . . . .	A-1
A.1.1 OpenSim の解析手順 . . . . .	A-1
A.1.2 OpenSim で選定した筋 . . . . .	A-1

# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

### 1.1.1 日本の高齢化と関節疾患患者の増加

現在日本は超高齢社会であり、今後さらに高齢化が加速すると予想されている。図1に、高齢者の推移と将来推計のグラフを示す。この図から日本の総人口は、長期の人口減少過程に入っており、2010年の1億2806万人をピークに徐々に減少していることが分かる。そして、今後この人口の減少は続くと思定される。この一方、65歳以上人口の割合を示す高齢化率が増加しており、今後この高齢化率が増加していくことが予想される。

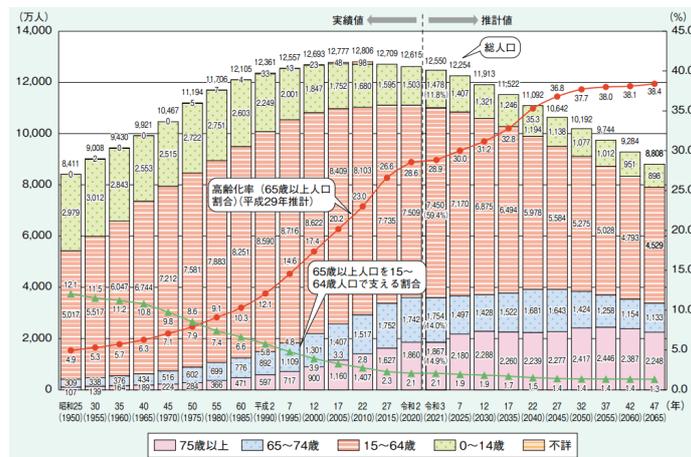


図1 高齢化の推移と将来推計<sup>1)</sup>

高齢者人口の増加に伴い、変形性膝関節症や変形性脊椎症などの加齢に伴う骨・関節疾患が今後も増加すると考えられる<sup>2)</sup>。特に、変形性関節症は、患者数が世界で最も急速に増加している疾患の一つである。厚生労働省による2014年の患者調査(疾病分類編)によると、整形外科疾患の中で平成の間に最も患者数が増加しており、1987年からの27年間で約3倍になっている<sup>3,4)</sup>。変形性関節症は、膝関節や股関節、脊椎をはじめ、全身のあらゆる関節を侵し、痛みなどのために患者の生活の質(QOL)や健康寿命、生命予後に大きな影響を与えている<sup>4)</sup>。また、要介護となる最大の原因ともなり、社会的・経済的負担は甚大である。

主な変形性関節症として、変形性股関節症と変形性膝関節症があげられる。変形性股関節症は、関節軟骨の変性や摩耗により関節の破壊が生じ、これに対する反応性の骨増殖する疾患である。本邦における変形性股関節症の主な原因として、先天股脱や亜脱臼、白蓋形成不全などの亜脱臼性股関節症が多く、全股関節症における原因の80%を占める<sup>5)</sup>。変形性膝関節症は、関節軟骨の変性を基盤とした非炎症性の疾患である。この変形性膝関節症の主な原因として、関節軟骨の老化によることが多く、肥満や先天性異常などの原因も関係する。これらの関節疾患は、歩行や階段昇降、正座などの様々な日常動作が困難になるため、早急な治療が必要である。

## 1.1.2 人工関節置換術

重度の変形性股関節症や変形性膝関節症の治療として、人工股関節置換術（Total Hip Arthroplasty：THA）や人工膝関節置換術（Total Knee Arthroplasty：TKA）が行われる。THAとTKAは、変形性股関節症や変形性膝関節症により変形した関節部の骨の一部を取り除き、人工関節に置換する手術である。図2に、一般的な人工関節の構成部品を示す。左が人工股関節で、右が人工膝関節である。

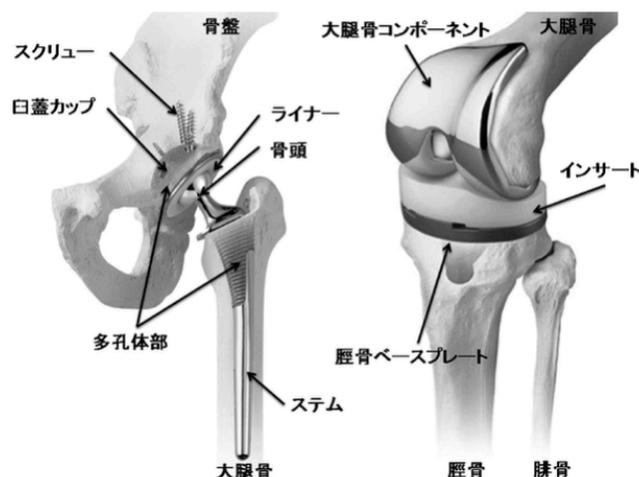


図2 人工関節の構成（左：人工股関節，右：人工膝関節）<sup>6)</sup>

人工股関節は、金属製のステムとボール、ソケット、ソケットにはめ込むポリエチレン性のライナーで構成される。このライナーは、軟骨の役目を果たしているため、ボールがライナーに嵌め込まれることによりスムーズな動きが実現される。人工膝関節は、金属製の大腿骨コンポーネントと脛骨ベースプレート、ポリエチレン性のインサートにより構成される。このインサートが軟骨の代わりとなり、耐久性にも優れている。

THAは、整形外科では一般的な治療法として定着している。厚生労働省のNDBオープンデータ<sup>7)</sup>によると、本邦での手術件数は年々増加傾向にあり、2020年の手術件数は7万件を超え、患者の平均年齢は68歳である。TKAもまた整形外科では一般的な治療法として定着しており、日本国内では40年異常前から行われている。現在も手術件数は、年々増加しており、厚生労働省のNDBオープンデータ<sup>7)</sup>によると年間9万件を超え、患者の平均年齢は75歳である。

## 1.2 数値シミュレーションによる人工関節の解析

### 1.2.1 シミュレーションによる評価

長期的に使用可能な人工股関節や人工膝関節を開発するにあたり、潤滑や摩擦・摩耗などのトライボロジー性能を評価することは、人工関節の緩みや故障の原因の解明に繋がるため重要である。

現在、人工股関節のインプラントの緩みや大腿骨頭と人工股関節のカップの表面の摩耗を計測するなどの研究が多くあり、実験的な試験による評価や数値シミュレーションによる理論的な評価が行われている。Alessandro らは、人工股関節の歩行サイクルにおける体積摩耗率を計算するために、流体力学に基づく球面関節の潤滑面を持つ数値解析モデルを提案し、人工股関節を再現した<sup>8)</sup>。この数値解析シミュレーションは、Bergmann<sup>9)</sup>による生体荷重の測定結果とOpenSimによる筋骨格マルチボディソフトウェアで得られた股関節角度の軌跡から、通常の歩行周期に対応する歩行運動を考慮して行われた。この解析結果から、関節内の体積摩耗率を評価でき、*invitro* 測定により計測された結果と一致し、このモデルの有効性が示された。しかし、弾性流体の潤滑面が不十分であるため、球関節の境界条件を修正する必要がある。

↑  
スレスレ  
の何が?

### 1.2.2 数値力学モデルによる解析

藤原らは、健常者歩行と高齢者歩行、人工関節のミスアライメント状態の場合を対象に、人工膝関節の三次元力学モデルを構築した<sup>10,12)</sup>。図3に、人工膝関節の三次元力学モデルを示す。このモデルは、大腿と膝蓋骨、脛骨が考慮されており、膝蓋骨や関節面形状が単純化されていないため、関節コンポーネント間の過大な前後移動や異常回転運動、内外側接触面の片当りやリフトオフなどの現象も再現可能である<sup>12)</sup>。この人工膝関節の三次元力学モデルを用いて、運動形態や関節接触状態がシミュレーションされた<sup>10)</sup>。また、それに伴い、3つの人工股関節のタイプに対し、タイプ別の動態解析が行われた。図4に、評価された3つのタイプを示す。この解析結果から、健常者歩行や高齢者歩行での関節接触形態は、負荷荷重や靭帯の緊張バランスなどの影響を受けながらも、人工膝関節の形状に最も大きく左右されることが示された。このことから、人工膝関節の最適設計においては、歩行時における負荷荷重や関節面形状、軟部組織の緊張バランスの相互関係を理解する必要性があることが考えられた。

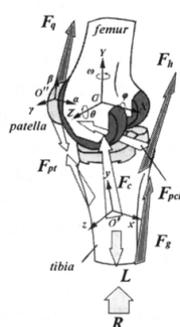


図3 人工膝関節の三次元力学モデル<sup>12)</sup>

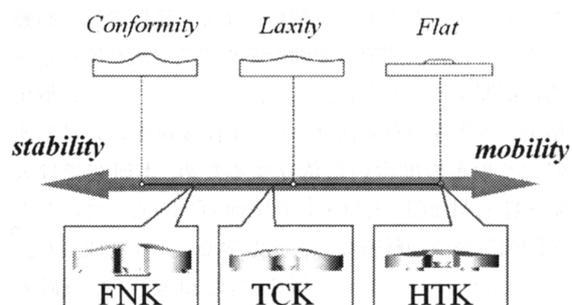


図4 人工関節のタイプ<sup>10)</sup>

## 1.3 人工関節シミュレータによる人工関節の解析

### 1.3.1 人工関節シミュレータの主要な問題

一般的に、人工関節シミュレータを用いた試験では、健常なヒトの平地での歩行データが入力データとして用いられる。この運動や荷重データは人工股・膝関節を測定する試験 (ISO-14241-3, ISO-14243-1) が人工関節の評価で行われる。廣川らは、現用のシミュレータの問題点として、主に以下5点を提示した<sup>12)</sup>。

1. 受動的な荷重による動作であること。
2. 股関節と膝関節が別々の評価であること。
3. 共同筋の作用が考慮されていないこと。
4. 上半身の重量の負荷方法が生理的でないこと。
5. シミュレータ動作の汎用性が低いこと。

第一に、現用のシミュレータは、一定の張力の負荷により、関節の駆動を再現しているものが多く、生体内の筋張力を再現できていない。生体における筋張力は、能動的な活動をすることから、受動的な張力を与えた場合、目的とする動作を十分に再現できるとは言えない。このため、歩行動作や深屈曲動作などの日常動作における人工関節の評価を目的とした場合、ヒトの能動的な筋収縮を再現可能なシミュレータが必要であると考えられる。第二に、下肢の運動は股関節と膝関節の連動により成り立っているため、両関節が連動している条件下での計測が必要である。現用のシミュレータは、股関節と膝関節が別々に評価されているものが多い。ヒトの関節での動作は、二関節筋による連動動作により行われており、生理学的な評価を行う上で関節の連動性が重要となる。このため、日常動作を再現するシミュレータの開発では、二関節筋の再現や各関節の連動の再現が必要であると考えられる。第三に、生体関節は、複数筋の共同収縮で駆動されているため、二関節筋や拮抗筋の再現が必要である。上記で述べたとおり、二関節筋は関節の連動動作が再現される。また、二関節筋は、関節接触面の片当たりを防ぐ役割あり、これらの再現ができていなければ、各関節に働く力を正確に再現することはできない。拮抗筋は、弛緩と緊張によって、関節の剛性と運動を決定する。このため、拮抗筋に伴う関節剛性は、生理的な関節の運動や姿勢の再現に繋がる。以上のことより、シミュレータに限らず生体内の運動の再現には、二関節筋や拮抗筋などの共同筋の再現が必要である。第四に、現用シミュレータには、下肢関節に垂直に上体重相当の負荷を加えるものがあるが、この負荷方法は生理的ではない。通常ヒトの上体は、何も支えなく立っているため、上体重の負荷方法としては、倒立振り子のように扱うのが妥当と考えられる。第五に、現用のシミュレータは、特定の動作に限られたシミュレータが多く、汎用性が高いとは言えない。現用のシミュレータは、歩行動作を対象としたものが多く、シミュレータによる人工関節の性能評価の向上を図る上でも走行動作や階段昇降などの日常生活での評価も可能なシミュレータが必要である。

### 1.3.2 廣川らによる人工関節シミュレータ

前項の問題を解決するために、廣川らは生理的・能動的膝運動が可能なシミュレータを開発した。このシミュレータを図5に示す。このシミュレータの筋は、能動的な駆動を行い、モータによるワイヤ牽引方式により再現される。また、股関節と膝関節の連動や一関節筋と二関節筋に相当するアクチュエータの機構により、前項で示したシミュレータの課題点を解決している。この

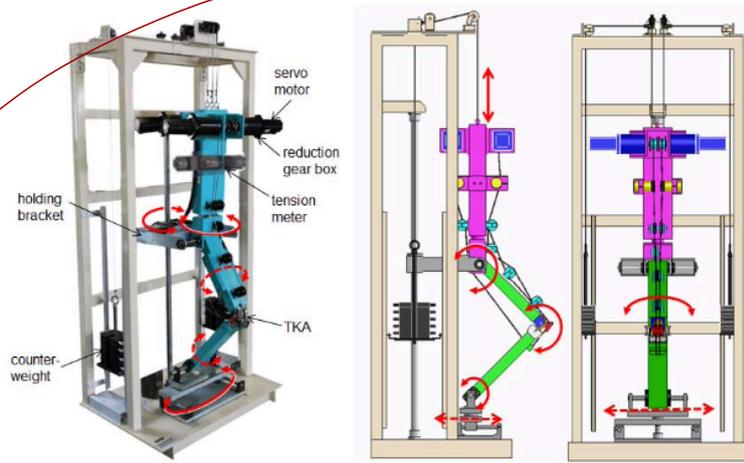


図5 深屈曲動作シミュレータ<sup>11)</sup>

シミュレータを用いて、起居動作中の関節姿勢の変化とPS型人工膝関節の大腿と脛骨の接触面の計測が行われた。この結果、膝関節において、*in vivo* データとの一致が見られた。これにより、人工関節解析において、能動的・生理的な膝の運動が可能なシミュレータの有用性が示された。しかし、シミュレータの課題として挙げられた汎用性について、このシミュレータは深屈曲動作のみの再現に留まっており、依然として低いという問題が残っている。この原因として、足部が固定端とされているため、この条件下での動作に限られると考えられる。

## 1.3.3 萩原らによる下肢人工関節シミュレータ

萩原らは、日常動作の再現を目的として能動的な筋張力駆動による下肢人工関節シミュレータを開発した<sup>16)</sup>。図6に、萩原らが作成した下肢人工関節シミュレータを示す。

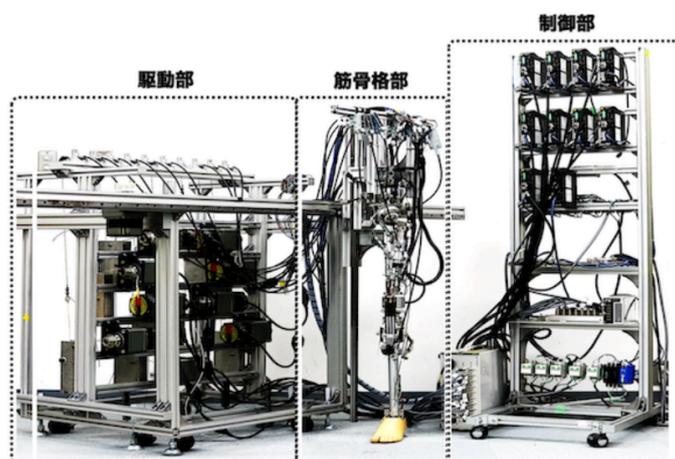


図6 下肢人工関節シミュレータ<sup>16)</sup>

このシミュレータの筋は、ワイヤとモータによる能動駆動方式が採用されており、能動的な張力による動作が可能である。また、人工股関節と人工膝関節を搭載しているため、股関節と膝関節、足関節の連動による評価が可能であり、二関節筋を再現しているため、生理的な関節の動作が再現可能である。また、足部が自由端として製作されたため、機構的には歩行動作だけでなく、新屈曲動作や座位動作、走行動作など汎用的に使用可能である。萩原らは、このシミュレータを用いて一連の歩行動作の再現や座位動作の再現が行われた。歩行動作の再現の結果、人工膝関節の評価としては大腿骨のロールバックなど生体内と同様な動態が確認された。歩行動作の再現とした時に、再現した筋数の不足や足部の機構が完全でないことから、立脚期後期において再現度が低いことが考えられた。しかし、立脚期前期においては、膝関節角度や床反力などバイオメカニクス的な知見と一致する項目が見られた。このことから立脚期前期においては、このシミュレータによる動作による人工関節の評価が有効性であると考えられる。

## 1.4 ヒトの歩行動作

### 1.4.1 歩行周期

ヒトの歩行動作は、片足に注目した際に、片足が地面に接地している区間である立脚期と片足が地面から離れている区間である遊脚期に分けられる。この歩行周期の割合は、立脚期が60%であり、遊脚期が40%とされる。そして、立脚期は、初期接地と荷重応答期、立脚中期、立脚後期、前遊脚期に分けられる<sup>19,22)</sup>。

初期接地は、着目足が地面に接地した瞬間であり、健常者は必ず踵から踏み込む。この時、股関節は20°屈曲し、膝関節は5°屈曲、足関節は中立位である。

荷重応答期は、初期接地から反対足が地面を離れるまでの区間である。荷重応答期における床反力は、初期接地後に急激に増加し、足裏が全面接触する頃に体重のほぼ100%に達する。そして、荷重応答期の終了時には、床反力が体重のほぼ120%になる。また、荷重応答期の終了時には、膝関節は15°屈曲し、足関節は5°底屈する。

立脚中期は、膝が小屈曲した状態から伸展状態に戻り、上半身と下肢が一体となって足関節を中心に、前方回転する。この時、重心は、最も高い状態となり、床反力は、垂直上向きとなる。しかし、床反力の大きさは、垂直方向の加速度や重力の影響により、体重分より20%ほど小さくなる。また、立脚期終了時には、股関節は中立位となり、膝関節は5°の屈曲、足関節は5°の背屈をする。

立脚後期は、回転中心が足関節から前足部に移動し、蹴り出し動作を行う。床反力の着力位置は、徐々に前足部に移動し、大きさは体重の100%を超える。また、立脚後期終了時には、股関節は20°伸展、膝関節は5°屈曲、足関節は10°背屈をする。

### 1.4.2 歩行姿勢による歩行動作への影響

徳永らは、足部の接地条件が歩行時の膝関節内旋・外旋モーメントへ与える影響を明らかにすることを目的に、3次元動作解析装置（OMG plc.）と床反力計を用いて、健常男性の異なる歩行姿勢での動作解析を行った<sup>23)</sup>。歩行条件は、正常歩行条件と足部内側変位条件、足部外側変位条件で実施され、つま先位置を基準として、内側と外側の歩行が定義された。この結果、足部外側変位条件では通常歩行条件に比べて足部の相対的位置が外側に変位しており、膝関節の内旋・外旋モーメントは、荷重応答期から立脚中期の間で最大外旋モーメントを示し、立脚中期から立脚後期の間で最大内旋モーメントを示した。この最大外旋モーメントは、足部内側変位条件にて正常歩行条件と足部外側変位に比べて有意に低い値を示した。このため、足部内側変位条件による歩行動作は、正常歩行と外側条件の歩行に比べて、初期接地から立脚中期にかけて最大外旋モーメントを軽減できると考えられた。

また、歩行動作中における外的股関節モーメントは前額面が最大であり、前額面における歩行中の股関節への過剰な負荷が変形性股関節症を進行させる一つの要因となっている<sup>25)</sup>。そこで中西らは、外的股関節内転モーメントを減少させる歩行様式の検討を目的に、3次元動作解析装置と床反力計を用いて歩行動作の条件を変更させた動作計測を行った<sup>25)</sup>。計測動作は、通常歩行と歩隔を減少・増加させた歩行、足部を内旋・外旋させた歩行であり、ケイデンスは全ての動作で110歩/分に統一された。この結果、外的股内転モーメントは2峰性を示し、その第1ピークでは、通常歩行と比べて、歩隔の増減動作と足部の内旋動作で有意に減少し、足部の外旋動作でも有意ではないが減少傾向にあった。第2ピークでは、通常歩行に比べて、歩隔増加と足部内旋の動作で有意に減少し、歩隔減少と足部外旋の動作で有意に増加した。また、この時の股関節角度は、通常歩行と比較して、歩隔減少動作で約1.1°内転、歩隔増加動作で約5.0°外転、足部内旋動作で約11.0°内旋、足部外旋動作で約7.2°外旋し、それぞれ有意に変化した。このため、歩隔増加動作では歩行周期を通して外的股内転モーメントが減少し、歩行速度や歩幅の変化をさせなくても通常歩行動作よりも股関節負担が軽減することが考えられた。

以上のことから、足部の姿勢を変化させることで、歩行時の内旋・外旋モーメントへ影響を与えることが考えられる。

## 1.5 研究目的

本研究では、踵接地から立脚中期の立脚期前半において、踵接地時の姿勢が歩行動作時に与える影響を評価し、人工関節の生体力学的な評価と要求仕様に対する力学特性を明らかにすることを目的とする。踵接地時から立脚中期は、歩行動作の中でも1番荷重応答の大きい箇所であり、踵接地時の力学特性を検討することが必要である。踵接地時から立脚中期における足部の姿勢の影響を評価することで、人工関節にできる限り負荷を与えない歩行動作の検討も可能になると考えられる。また、下肢人工関節シミュレータを用いて計測を行うことで、床反力と関節角度、関節負荷など、同時に多くの計測を行うことが可能であるため、人工関節の影響を評価するにあたり有効な手段であると考えられる。

# 第2章 方法

## 2.1 研究の概要

本研究では、左下肢人工関節シミュレータを用いて、シミュレータの動作時の関節角度や関節負荷の計測を行った。図7に、本研究で使用した下肢人工関節シミュレータの全体機構を示す。下肢人工関節シミュレータは、ヒトの解剖学的構造を再現した筋骨格部、モータによるワイヤの牽引により張力を発生させる筋張力発生機構、モータドライバやアンプ、制御PCなどを搭載しモータに筋張力制御の指令を送る制御部に分かれている。筋骨格の機構の詳細は2.2.1項、筋張力発生機構の詳細は2.2.2項、制御部の詳細は2.3.1項に示す。2.3.1項に示す。

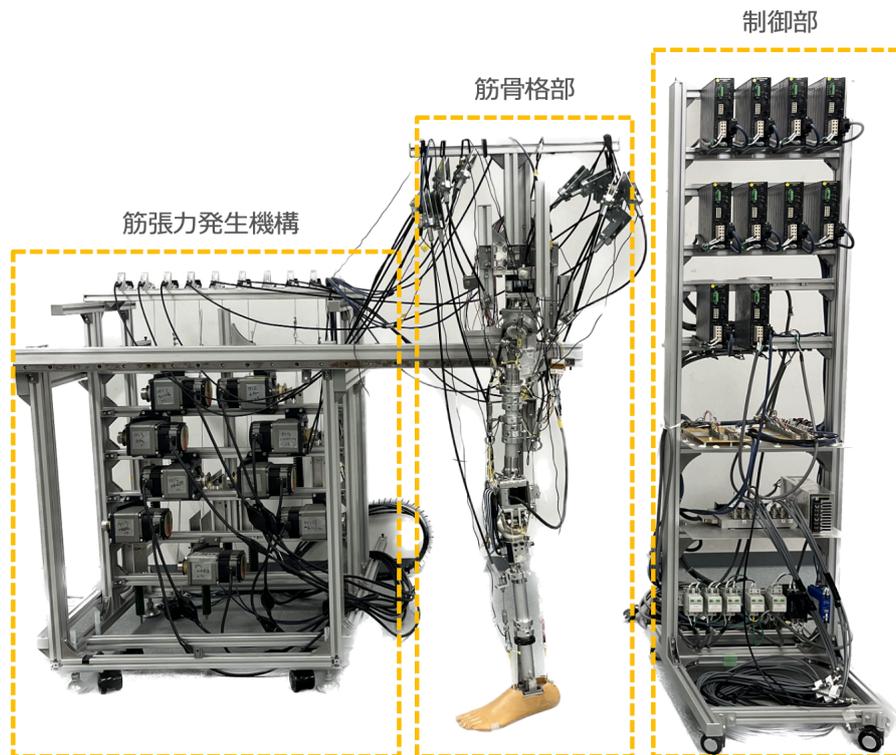


図7 下肢人工関節シミュレータの全体機構

このシミュレータは、筋張力を入力データとして歩行動作を行う。このシミュレータの筋張力は、筋骨格シミュレーションソフトである OpenSim を用いて算出した。シミュレータの動作は、初期姿勢を筋張力により固定し、歩行周期における踵接地時から立脚中期までの評価を行った。この動作は、計10回動作させ、光学式モーションキャプチャシステムを用いて動作計測を行った。光学式モーションキャプチャシステムにより得られるマーカの座標データから下肢の各関節角度と角速度を算出した。また、床反力計とシミュレータの骨盤と大腿骨に搭載された6分力計を用いて、シミュレータ動作時の床反力や関節負荷を計測した。

## 2.2 下肢人工関節シミュレータの構成

### 2.2.1 筋骨格部の機構

筋骨格部における下肢筋骨格構造は、70kgの日本成人男性が対象とされ下肢骨格が作成された<sup>16)</sup>。図8に、下肢人工関節シミュレータの前額面図と矢状面図を示す。シミュレータの下肢は、骨盤部と大腿骨部、脛骨部、足部で構成されている。大腿骨部と脛骨部は、主にアルミパイプが骨格部となり、義足用の足部が使用されている。また、シミュレータの股関節と膝関節には、人工股関節と人工膝関節が搭載された。この人工関節に加わる負荷の計測を行うことを目的として、骨盤部と大腿骨部に6分力計も搭載された。

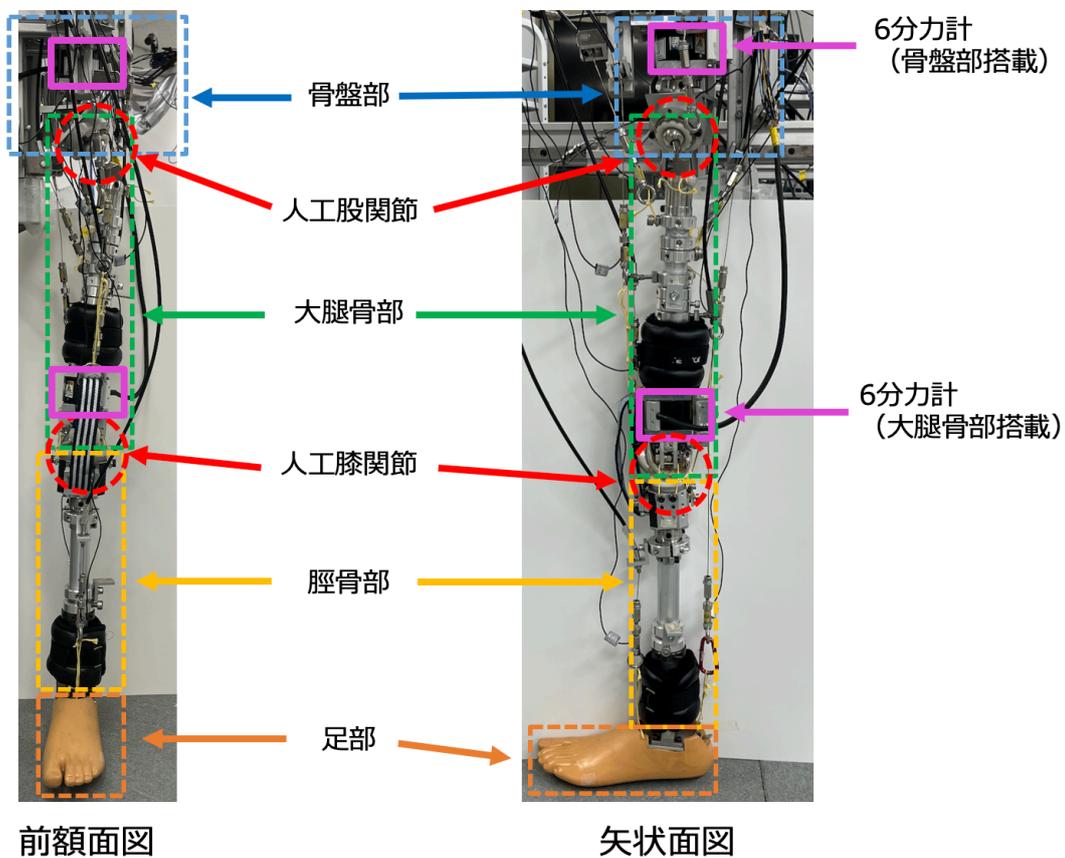


図8 下肢人工関節シミュレータの筋骨格部の構成

人工関節シミュレータの下肢構造は、ヒトの構造が解剖学的に再現されていることが重要である。このため、解剖学書<sup>19)</sup>を参考にヒトの立位時の条件に合うように下肢の位置や角度を調整した。図9に、下肢人工関節シミュレータの大腿骨部の構造を示す。大腿骨の軸は、歩行動作などの動作時の基準となる機能軸と解剖学的な構造上の解剖軸がある。大腿骨における股関節周りの動きは、大腿骨頭の中心を基準として股関節運動を行う。このため、静止立位時に大腿骨頭の中心から垂直下向きに降ろしたところが股関節中心位置になるように角度や傾きを調整した。この時、正常なヒトの前捻角と合わせて $10^{\circ} \sim 15^{\circ}$ になるようにした。なお、正常なヒトの大腿骨の頸体角は $125^{\circ}$ であり、人工股関節が同様に $125^{\circ}$ となっている。以上の条件のもとで、大腿骨の機能軸を水平器やゴニオメータを用いて調整した。

また、片足の大腿質量は、全体重のおよそ7%であり、70kgのヒトを想定した場合、片足大腿の質量は4.9kgである。製作された大腿部の質量は、2.84kgであったため、2kgのリストウェイトを取り付け、4.84kgとした。

↑  
手首用のねじ?

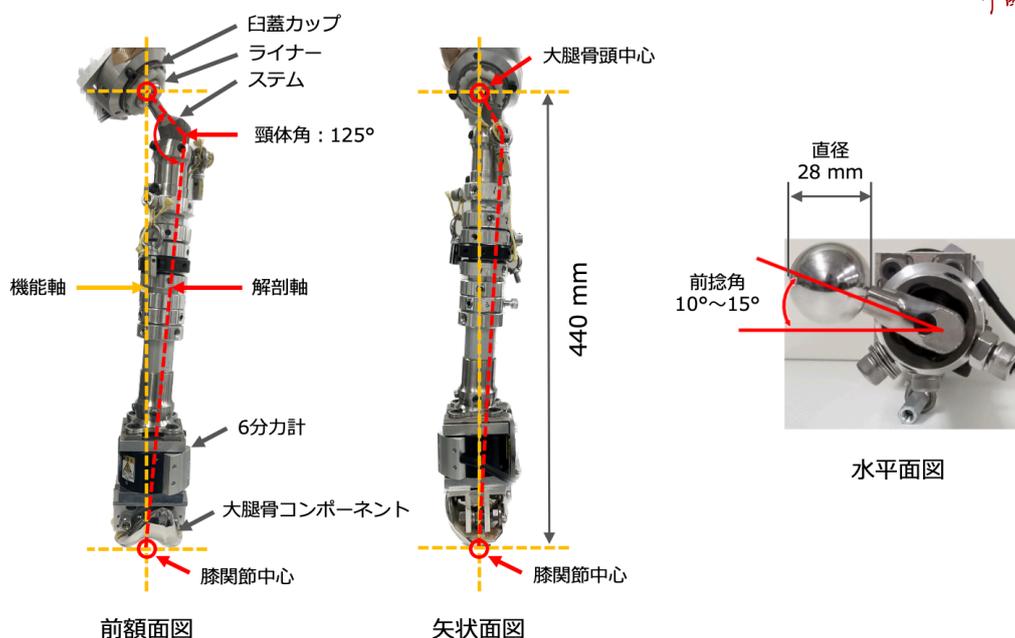


図9 下肢人工関節シミュレータの大腿部

図10に、下肢人工関節シミュレータの下腿部の構造を示す。脛骨部は、膝関節中心から足関節中心に垂直に降ろした直線が機能軸となる。また、シミュレータの足関節は、1軸の回転機構としており、足関節の底屈・背屈のみが再現可能である。図11に、本シミュレータで使用した膝蓋骨を示す。この膝蓋骨は、3Dプリンターを用いて作成され、材料はPLT樹脂が使用された。

また、片足の脛骨質量は、全体重のおよそ6%であり、足部の質量はおよそ2%である。このため、脛骨以下の質量は、5.6kgである。製作された脛骨以下の質量は、1.95kgであったため、2kgのリストウェイトを取り付け、3.95kgとした。これ以上のリストウェイトは、筋走行に接触し影響を与えるため、取り付けなかった。

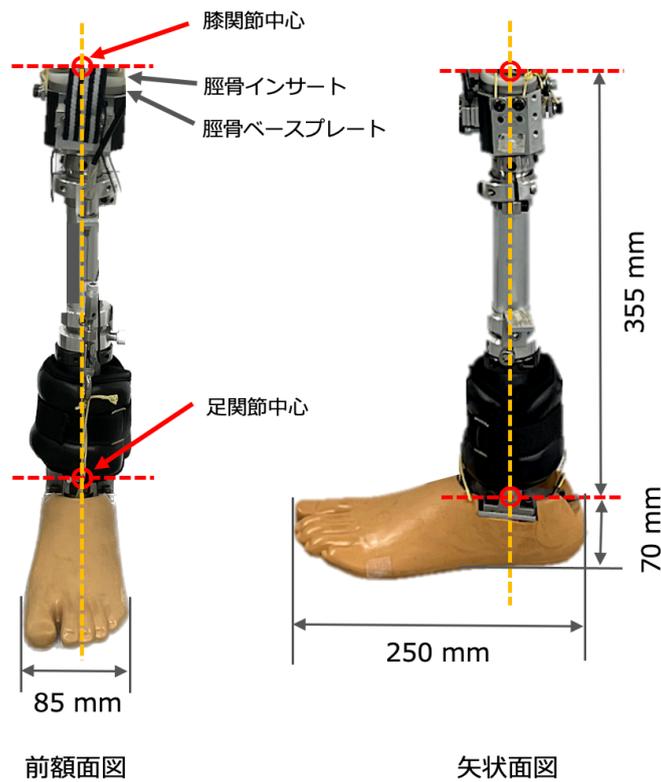


図10 下肢人工関節シミュレータの下腿部

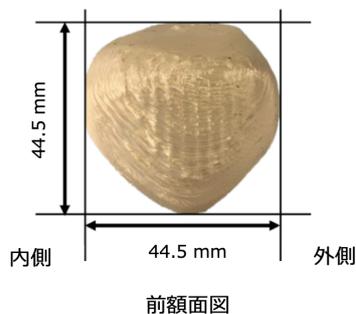


図11 膝関節部に使用した膝蓋骨

図12と図13に、下肢人工関節シミュレータに搭載されている人工股関節と人工膝関節を示し、表1と表2にその仕様を示す。



図12 使用した人工股関節



図13 使用した人工膝関節

表1 人工股関節の仕様

項目	仕様
ヘッドサイズ [mm]	28 , BIOLOXdelta Option ヘッド
ヘッド材料	Co-Cr(コバルトクロム合金)
ステムサイズ [mm]	170
カップサイズ [mm]	52 , Mallory-Head 4 Finned
ライナー材料	ポリエチレン
固着手法	セメントレス

表2 人工膝関節の仕様

項目	仕様
大腿骨コンポーネントサイズ	#7
大腿骨コンポーネント A/P 長さ [mm]	60
大腿骨コンポーネント M/L 長さ [mm]	67
脛骨コンポーネントサイズ [mm]	#7
脛骨コンポーネント A/P 長さ [mm]	47
脛骨コンポーネント M/L 長さ [mm]	71
脛骨コンポーネントステム長さ [mm]	35
ライナー厚み [mm]	10
ライナー材料	ポリエチレン

図 14 に，下肢人工関節シミュレータ動作時の股関節と膝関節の負荷を計測するための 6 分力計を示す．表 3 に，この 6 分力計の仕様を示す．下肢人工関節シミュレータには，6 分力計が 2 つ搭載されており，骨盤部と大腿骨部に搭載されている．この 6 分力計による荷重の計測方法については，2.6.4 で説明する．また，6 分力計で負荷を計測するにあたり，6 分力計の計測座標系と骨座標系を対応させる必要がある．この軸の校正方法は，2.6.5 項に示す．



図 14 6 軸力覚センサ (LFX-A-3KN)

表 3 6 分力計の仕様

項目	仕様
定格荷重 ( $M_x, F_y, F_z$ ) [N]	3000
定格モーメント ( $M_x, M_y$ ) [Nm]	100
定格モーメント ( $M_z$ ) [Nm]	50
応答周波数 [Hz]	500
電源 [V]	5 ±10%
許容過負荷	150%
非直線性	±0.5% 以内
ヒステリシス	±0.5% 以内

### 2.2.2 筋張力発生機構

図15に、モータから筋骨格部にワイヤによって張力が伝達される概要図を示す。下肢人工関節シミュレータの筋張力の発揮は、モータとばねにより再現され、モータから伸びたワイヤにより筋の張力が伝達される。張力伝達機構は、先行研究<sup>15,16)</sup>で開発され、1つの筋につき1つ搭載されている。この張力伝達機構は、モータで牽引したワイヤ変位量をばねを用いてワイヤ張力に変換する機構である。筋の収縮は、モータがワイヤを巻き取ることで再現される。この収縮量からばねの張力が決定され、この張力が筋張力となる。また、筋張力発生機構のモータから筋骨格部の筋走行までワイヤを繋げると長いケーブルとワイヤが必要となる。このため、ケーブルの中継地点として、プーリ機構(1)とプーリ機構(2)を使用した。プーリ機構(1)は、筋骨格部に固定し、シミュレータの動作とともに移動する。プーリ機構(2)は、筋張力発生機構に固定され、シミュレータの動作とともに移動しない。

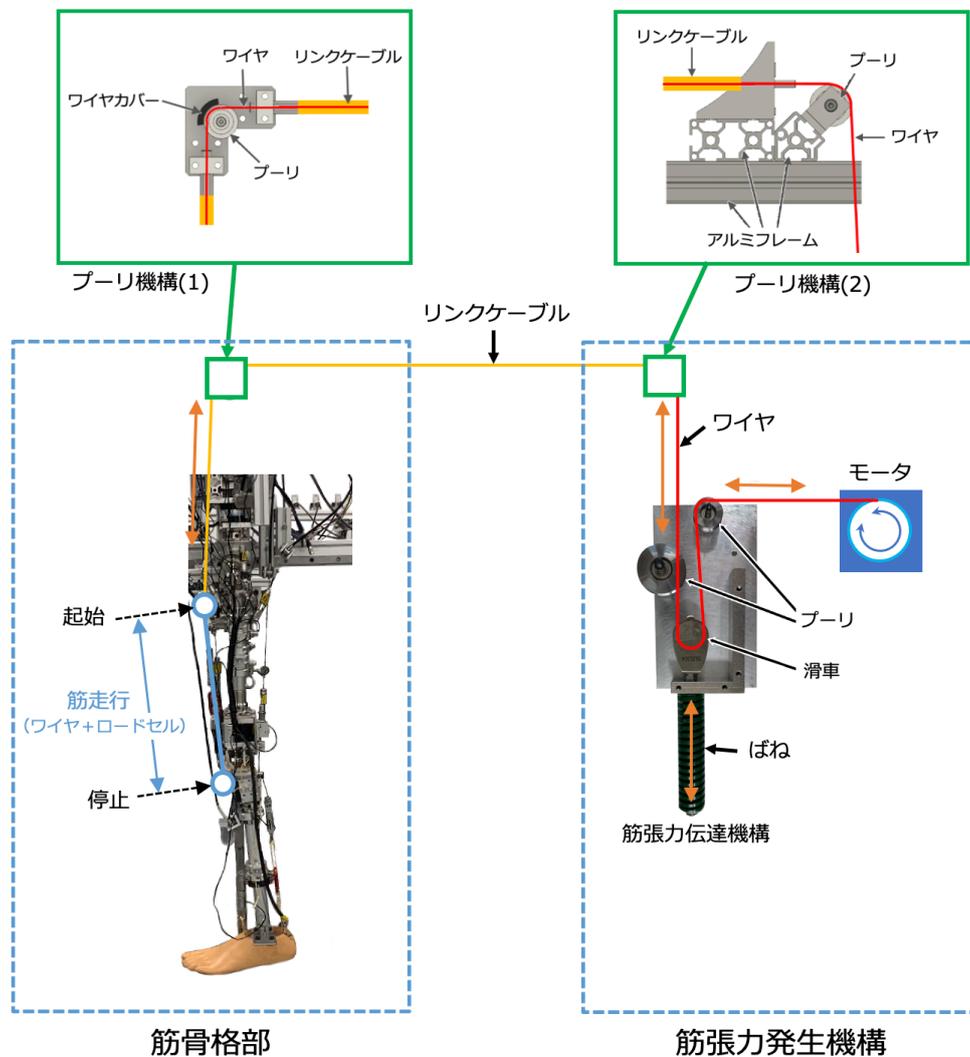


図15 筋骨格部への張力伝達機構の概要図

図16に、下肢人工関節シミュレータに使用されたステッピングモータを示す。表4に、このステッピングモータの仕様を示す。ステッピングモータは、パルス信号により一定の回転角度により制御されるため、位置の制御が簡単である。また、モータ停止時の自己保持力が優れているため、筋張力の発生させるタイミングを調整しやすいステッピングモータが使用された。



図16 ステッピングモータ (AR98AA-N10-3)

表4 ステッピングモータの仕様

項目	仕様
励磁最大制止トルク [Nm]	20
ローター慣性モーメント [J]	$1100 \times 10^{-7}$
減速比	10
分解能 [deg/pulse]	0.036
許容トルク [Nm]	20
最大トルク [Nm]	35
停止時保持トルク [Nm]	10
許容速度範囲 [rpm]	0 ~ 300
バックラッシ [deg]	0.034
許容ラジアル荷重 [N] (軸先端から距離: 10mm 時)	520
許容ラジアル荷重 [N] (軸先端から距離: 15mm 時)	550
許容ラジアル荷重 [N] (軸先端から距離: 20mm 時)	580

モータにより発生させた筋張力は、筋走行中に搭載されたビーム型ロードセルにより計測される。先行研究では、最大荷重 200 kg のロードセルが使用されていた。しかし、図 16 に示したステッピングモータの許容ラジアルトルクが出力先端からの距離が 15 mm のとき最大 550 N である。許容ラジアル荷重とは、モータの軸にかけられる軸に対して垂直方向の荷重の上限値である。ラジアル荷重を考慮すると、200 kg のロードセルは過剰性能であった。このため、許容ラジアルトルクに合わせたロードセルに変更した。図 17 に、本シミュレータの筋走行と使用したロードセルを示す。表 5 に、このロードセルの性能を示す。ロードセルは、最大荷重が 50 kg と 30 kg, 10 kg のものを使用し、筋の最大荷重に合わせたロードセルを選定した。ロードセルの変更時、200 kg のロードセルの両端が M8 ねじであり、変更するロードセルの両端は M6 ねじであったため、ナットなどの変更を行い取り付け可能なように修正した。最大荷重 200kg のロードセルから最大荷重の変更したロードセルに変更したことで、計測される値の分解能が細かくなり、制御性の向上に繋がると考えられる。

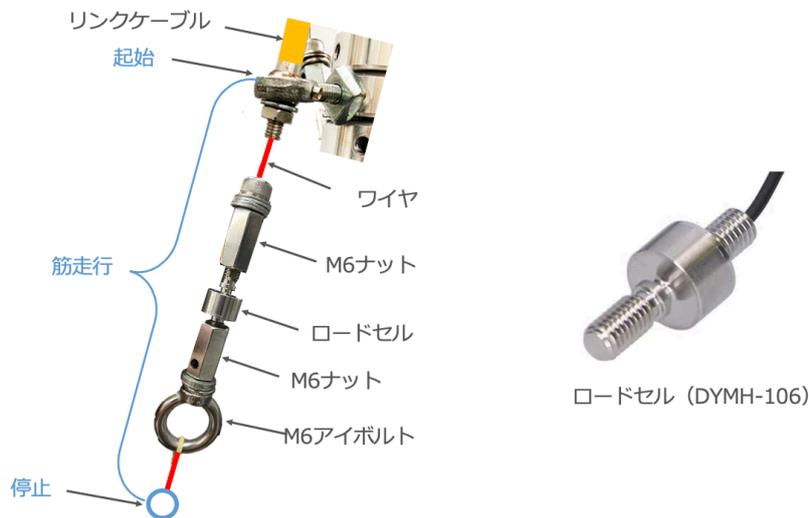


図 17 シミュレータの筋走行と使用したロードセル

表 5 ロードセルの仕様

Model	最大荷重 [kg]	定格出力 [mV/V]	精度 [%]	ブリッジ電圧 [V]
DYMH-106	50	1.7, 1.6, 1.5, 1.3	0.3	5~15
DYMH-106	30	1.1	0.3	5~15
DYMH-106	10	0.5	0.3	5~15

## 2.3 下肢人工関節シミュレータの制御

### 2.3.1 制御部の構成

下肢人工関節シミュレータの制御には、株式会社特殊計測により作成された張力制御ソフトウェアを用いた。このソフトウェアを用いることで、ステッピングモータにより巻き取られたワイヤの張力をロードセルで計測可能である。このソフトウェアによるシミュレータの制御周期は20Hzであり、入力データとする張力を追従して制御を行う。制御部の主なハードウェア構成として、モータの駆動を制御するためのモータドライバと、ロードセルからの計測される微小な出力電圧を増加させる動ひずみアンプ、シミュレータを動作させる制御プログラムのある制御PCがある。図18に、制御部のシステム構成の概要図を示す。本研究の制御システムは、入力データの張力の目標値に相当した出力の制御を行うために、フィードバックが実装されている。まず本シミュレータでは、制御PCから筋張力を発揮させる指令をモータドライバを介してモータに与え筋張力が発揮される。続いて、モータの回転によりワイヤを介してロードセルが筋走行での引張張力を計測する。このロードセルによる計測される出力電圧は微小なため、動ひずみアンプにより増幅され、アナログ入力ボードを介し制御PCに値が計測された値が読み込まれる。この計測された値が入力荷重データに近づくように、ステッピングモータを制御することで、筋骨格部で筋張力が発揮される。

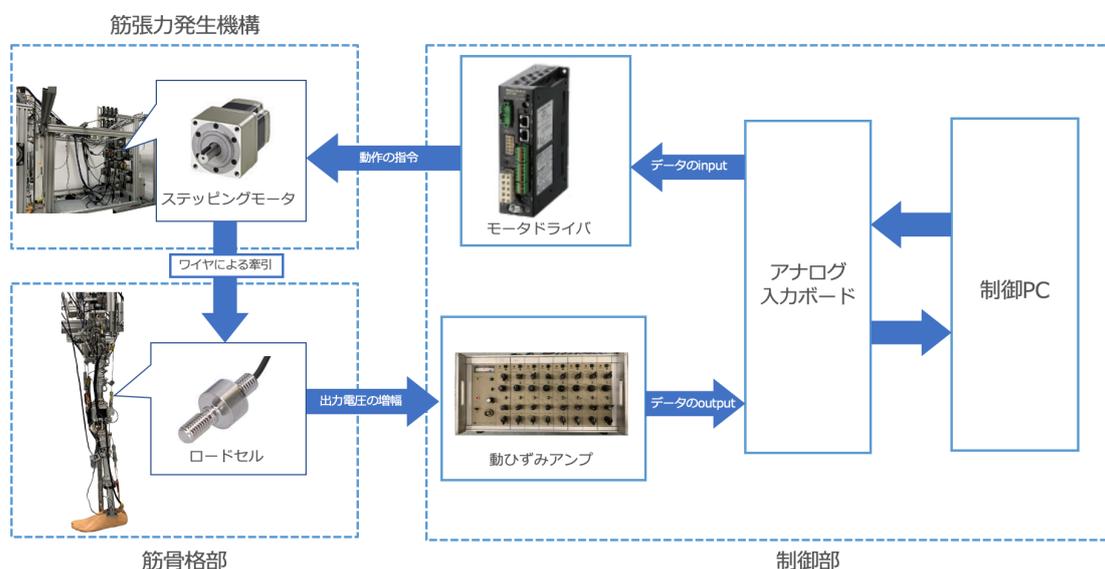


図18 制御部と筋骨格部、筋張力発生機構の制御システム概要図

図 19 に本研究で使用したモータドライバを示し、表 6 にこのモータドライバの仕様を示す。



図 19 モータドライバ

表 6 モータドライバの仕様

ドライバタイプ	パルス列入力タイプ
入力電源電圧 [V]	単相 100-115
制御電源電圧 [V]	DC24
最大入力パルス周波数 [kHz]	500

図 20 に本研究で使用した動ひずみアンプを示し、表 7 にこの動ひずみアンプの仕様を示す。本研究では、この動ひずみアンプを 2 台使用した。この動ひずみアンプは、ひずみ量の調整によって入力電圧の増幅を行う。ソフトウェアの設定により、動ひずみアンプはロードセルのフルスケール時に 5 V、無負荷時に 0 V に設定する必要がある。この動ひずみアンプの調整方法については、2.3.2 項にて後述する。



図 20 動ひずみアンプ (DPM-8H)

表 7 動ひずみアンプの仕様

計測点数 [個]	8
ブリッジ電圧 [V]	2.0
感度調節 [100 $\mu\varepsilon$ ]	1,2,5,10,20

表 8 に、制御 PC の性能を示す。また、制御 PC の内部には、アナログ入力ボード (ADA - 163202F - PE) とモーションコントローラボード (PEX - H741280) が組み込まれている。アナログボードは、アナログ入出力ポートの機能を集約した外部インターフェース回路基板であり、ロードセルにより取得されるアナログ信号をデジタル信号に変換することで、パソコンに値を読み込ませる。モーションコントローラボードとは、モータの動作を制御する回路基盤であり、モータを動作させるために必要な細かな制御データをモータドライバに送り込み、モータの制御を行う。

表 8 制御用 PC の仕様

OS	Windows7 Professional 32Bit
プロセッサ	Intel(R) Core(TM) i5-6500 CPU 3.20GHz
メモリ	4GB
グラフィックス	Inrel(R) HD Graphics 530
HDD	500GB

## 2.3.2 動ひずみアンプの調整

下肢人工関節シミュレータを動作させるにあたり、動ひずみアンプによるロードセルの最大出力電圧の値が 5.0V になるように調整する必要があった。表 5 で示したように、本研究で使用したロードセルの定格出力 mV/V がロードセルによって相違があったため、動ひずみアンプの倍率をそれぞれ調整した。調整を行うために、最大出力の理論値から各ロードセルそれぞれに必要な倍率を算出した。

表 9 に理論値から算出された最大出力電圧と出力電圧を 5 V にするために必要な倍率を示す。この時の最大出力の算出式を、式 (1) である。ロードセルの最大出力電圧 [V] を  $V_{max}$ 、定格出力 [mV/V] を  $O_{rat}$ 、ブリッジ電圧 [V] を  $V_{brg}$  とした。アンプは主に図 20 のものを使用したため、ブリッジ電圧は 1.5V として計算した。式 (1) から算出した最大出力電圧で 5.0V を割ることにより必要倍率を算出した。この式が式 (2) であり、必要倍率を  $M_{req}$  とした。この算出された必要倍率を目安に、動ひずみアンプの倍率の調整を行った。

$$V_{max} = O_{rat} \times V_{brg} \quad (1)$$

$$M_{req} = 5.0/V_{max} \quad (2)$$

表 9 動ひずみアンプの倍率調整

ロードセルの最大荷重 [kg]	定格出力 [mV/V]	最大出力電圧 [mV]	必要倍率 [倍]
50	1.7	3.4	$1.5 \times 10^3$
50	1.6	3.2	$1.6 \times 10^3$
50	1.5	3.0	$1.7 \times 10^3$
50	1.3	2.6	$1.9 \times 10^3$
30	1.1	2.2	$2.3 \times 10^3$
10	0.5	1.0	$5.0 \times 10^3$

## 2.3.3 制御システムの PID 制御の係数の決定

シミュレータの制御性の向上を目指して、先行研究で設定された PID 制御における係数を変更を行った。図 21 に、PID の係数値を決定するために行った制御実験の図を示す。図のようにロードセルを土台の上で水平方向に固定し、モータの回転によりロードセルに引張荷重を加えるようにした。片端にフォースゲージを取り付け、モータにより加えている荷重が同じかどうか確認をした。この実験での入力データは、モータに 1 秒後に 50N が加わるようなステップ応答のデータとし、制御 PC によるモータの制御を行った。

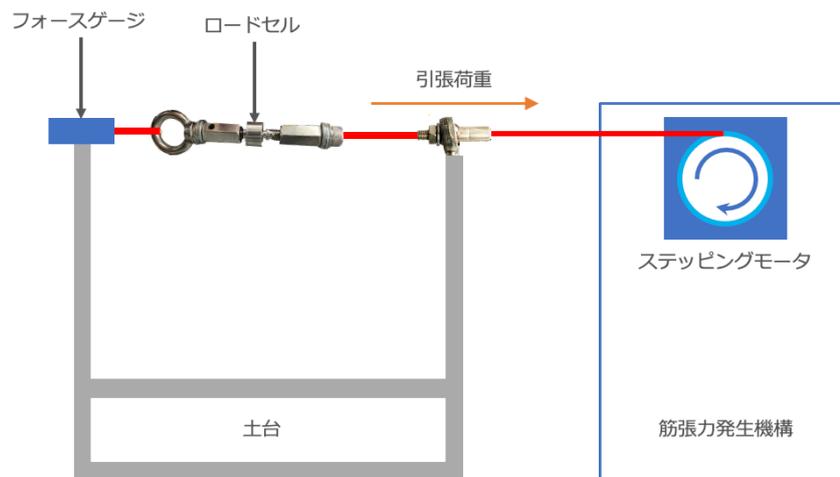


図 21 制御実験

表 10 に、萩原の伝達係数と本研究で修正した伝達係数を示す<sup>16)</sup>。PID 制御の比例ゲインを  $K_p$ 、積分ゲインを  $K_i$ 、微分ゲインを  $K_d$  とした。図 22 に、表 10 に示した伝達係数を使用した時の PID 制御実験の結果を示す。この結果により、PID 制御なしの場合よりも立ち上がりの時間が早く、萩原の設定した係数よりも過剰な張力を発揮しないように調整できた。またこの結果から、シミュレータの制御における無駄時間が 0.5 秒ほどあることが分かった。

表 10 PID 制御の伝達係数

	$K_p$	$K_i$	$K_d$
2019 年度の伝達係数	1.5	0.26	0.03
本研究での伝達係数	0.5	0.76	0.03

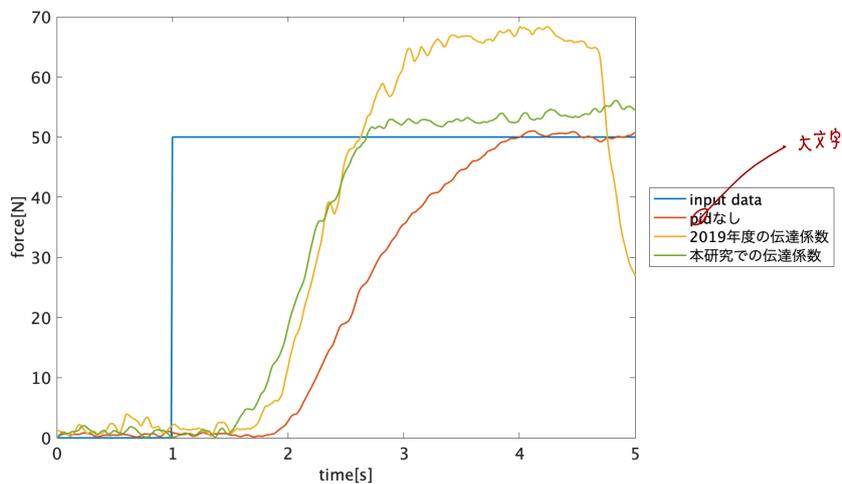


図 22 シミュレータの制御結果

### 2.3.4 下肢筋骨格部の牽引制御

下肢筋骨格部の牽引は、ガイドレール上をにある骨盤をステッピングモータによるワイヤの巻き取りにより牽引する。図 23 に、下肢筋骨格部の牽引方法を示す。

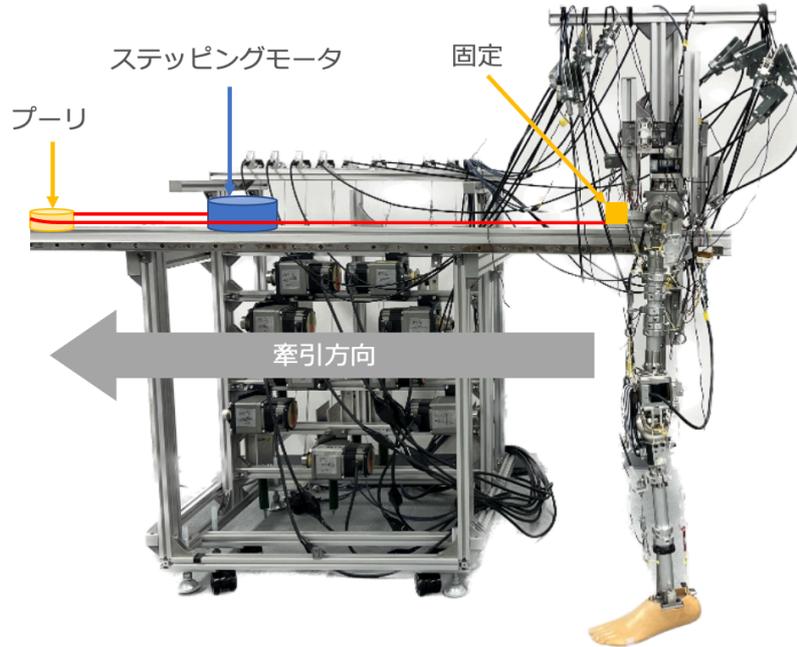


図 23 ステッピングモータによる牽引

本研究では、制御 PC による筋張力の制御とは別で、ステッピングモータの制御を行った。このステッピングモータには、Orientalmotor 社の AZ シリーズモータを使用した。さらに、このステッピングモータの制御には、Orientalmotor 社の提供するモータ制御のサポートソフトウェア (MEXE02 Ver.4) を用いた。このソフトウェアは、速度  $f$  [Hz] と位置  $x$  [step] を用いて制御できる。回転速度を  $n$  [r/min] とし、このモータのステップ角を  $\theta_s$  [°] とすると、モータの回転速度は速度  $f$  を用いて、式 (3) で表される。ステップ角とは、1 パルスあたりの移動角度であり、使用したモータは  $0.072^\circ$  であった。

$$n = f \cdot \frac{\theta_s}{360} \cdot 60 \quad (3)$$

また、歩行速度を  $v_{gait}$  [m/s] とし、モータのプーリ半径を  $r$  [m] とするとモータ周りの角速度  $w_{moter}$  [rad/s] は式 (4) となる。

$$w_{moter} = \frac{v_{gait}}{r} \quad (4)$$

モータの角速度 [rad/s] を回転速度 [r/min] に変換すると式 (4) を用いて式 (5) となる。

$$n = \frac{60}{2\pi} \cdot w_{moter} = \frac{60}{2\pi} \cdot \frac{v_{gait}}{r} \quad (5)$$

式 (3) と式 (5) より, 等号式にして計算すると式 (6) となる.

$$f = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{v_{gait}}{r} \cdot \frac{360}{\theta_s} \quad (6)$$

式 (6) を用いて, 歩行速度における速度 [Hz] を計算した. 一般的な正常なヒトの平均歩行速度は, 1.37 m/s であるが, 人工関節置換間患者の歩行速度は, 0.8~1.0 m/s となる<sup>19)</sup>. このため本研究では, 牽引速度を 0.8 m/s とした. この時, ステップ角  $\theta_s = 0.0724^\circ$ , モータのプーリ半径  $r = 0.02$  [m] であったため, 速度  $f$  は,  $2.7 \times 10^4$  Hz となった.

また, ステップ角  $\theta_s$  が  $0.072^\circ$  であるため, モータが一回転するためには 5000 step が必要である. モータのプーリの直径が 0.04 m であるため, モータが一回転するとき, 約 12.6 cm 牽引される. 本研究では, 初めの 5000 step (12.6 cm) は, 筋骨格部の加速に使用し, その後 25000 step (62.9 cm) 間にて歩行速度で牽引するように, モータ制御ソフトウェアの速度 [Hz] と位置 [step] の値を設定した. 表 11 に, モータ制御ソフトウェアの設定値を示す.

表 11 モータ制御ソフトウェアの設定値

試行順	位置 [step]	速度 [Hz]
1	1000	$1.00 \times 10^4$
2	1000	$1.35 \times 10^4$
3	1000	$1.70 \times 10^4$
4	1000	$2.05 \times 10^4$
5	1000	$2.40 \times 10^4$
6	25000	$2.70 \times 10^4$

## 2.4 下肢人工関節シミュレータの筋設定

### 2.4.1 再現された筋

下肢人工関節シミュレータは、筋が能動的な収縮を行うことで動作する。しかし、筋付着位置の範囲や筋数の制限などの機構的な要因によりヒトの筋を全て再現することができない。このため、日常動作における主要な筋や筋群が再現された。図24に、本シミュレータで再現された筋・筋群を示す。表12に、下肢人工関節シミュレータで再現された筋・筋群を示す。また、それに伴い各筋それぞれの機能を示す。

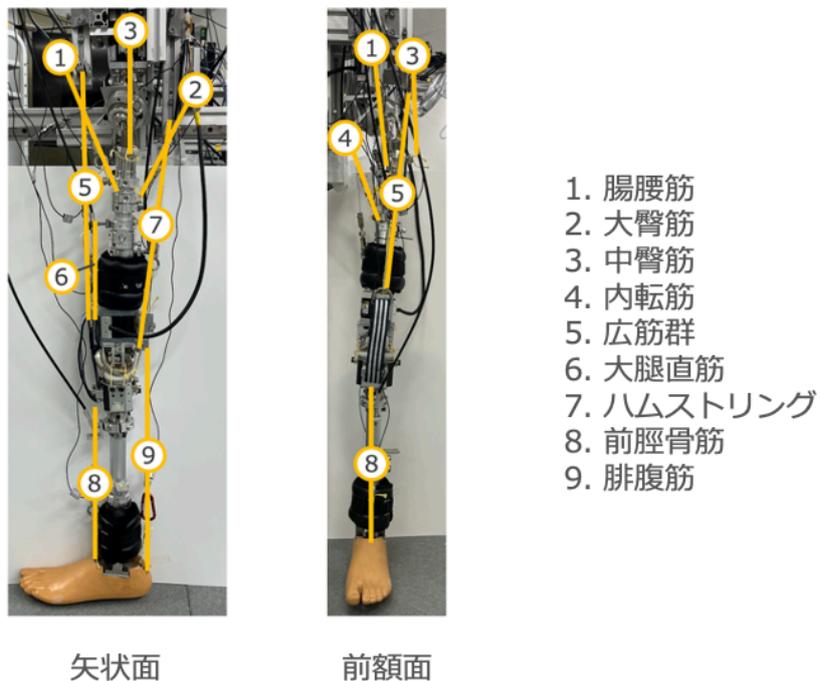


図24 再現した筋・筋群

表 12 再現された筋

再現された筋	構成する筋	機能
大臀筋		股関節：伸展
中臀筋		股関節：外転
腸腰筋	腸骨筋 大腰筋 小腰筋	股関節：屈曲
内転筋	大内転筋 短内転筋 長内転筋	股関節：内転
大腿直筋		股関節：屈曲，膝関節：伸展
広筋	内側広筋 外側広筋 中間広筋	股関節：屈曲
ハムストリング	大腿二頭筋 半膜様筋 半腱様筋	股関節：伸展，膝関節：屈曲
腓腹筋	腓腹筋内側頭 腓腹筋外側頭	足関節：底屈
前脛骨筋		足関節：背屈

## 2.5 下肢人工関節シミュレータの筋張力の算出

### 2.5.1 筋張力の推定

本研究では、筋骨格シミュレーションソフトである OpenSim を用いて、筋張力を算出した。OpenSim は、屍体実験から人体の筋走行や筋特性を再現し筋骨格モデルを生成していることから、生理的妥当性が高い。先行研究では、歩行時の筋張力を筋電計による EMG データと比較することによる妥当性の検証が行われた<sup>20)</sup>。この結果から比較を行った主要な筋 16 筋のうち 12 筋では、EMG と類似した波形となり、OpenSim による筋張力の妥当性が検討された。このため、本研究においても OpenSim を用いることで、下肢人工関節シミュレータの入力データとなる筋張力を推定した。

### 2.5.2 下肢人工関節シミュレータモデルの構築

本研究では、先行研究や OpenSim のユーザガイドを参考に筋張力の算出方法を検討した<sup>20,21)</sup>。図 25 に、OpenSim による筋張力の算出におけるフローチャートを示す。付録 A.1.1 に、この算出方法の詳細を示す。

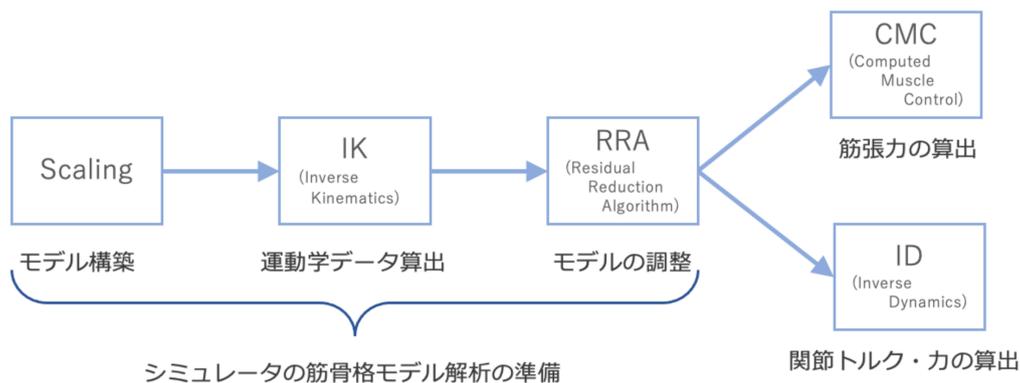


図 25 筋張力算出のフローチャート

本研究では、OpenSim により提供されている "gait2354\_simbody.osim" 筋骨格モデルを用いた。この筋骨格モデルは、23 個の関節の動きを再現し、54 個の筋モデルにより構築されている。下肢人工関節シミュレータの筋張力を算出するためには、下肢人工関節シミュレータの筋数にあったモデルを構築する必要がある。下肢人工関節シミュレータで再現された筋は、表 12 に示した通り、大臀筋と中臀筋、腸腰筋、内転筋、大腿直筋、広筋、ハムストリング、腓腹筋、前脛骨筋である。このため、OpenSim で提供されている gait2354 モデルの筋を本シミュレータの筋数に選定した。OpenSim で歩行解析を行うにあたり、左足だけでは十分な解析を行えないと考えたため、OpenSim での解析時は、左右の下肢を合わせた計 18 筋で解析を行った。図 26 に、OpenSim の gait2354 モデルを示し、図 27 に、gait2354 モデルを下肢人工関節シミュレータの筋数に調整したモデルを示す。

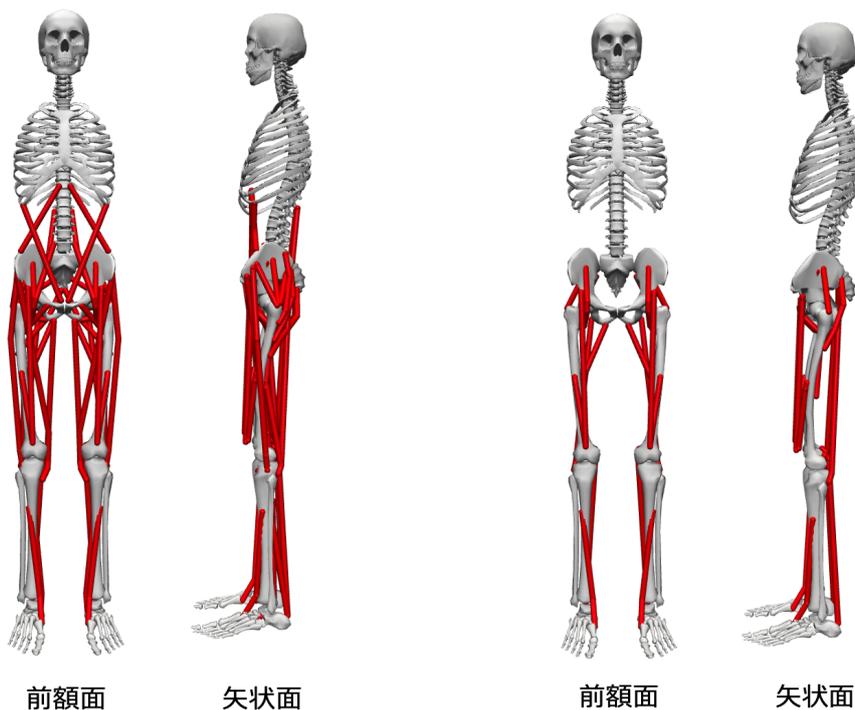


図 26 gait2354 モデル

図 27 下肢人工関節シミュレータモデル

### 2.5.3 下肢人工関節シミュレータの筋張力の入力データ算出

2.5.2 項で示した方法を用いて、下肢人工関節シミュレータにおける筋張力を算出した。図 28 に、下肢人工関節シミュレータの片足 9 筋のモデルで解析した筋張力を示す。

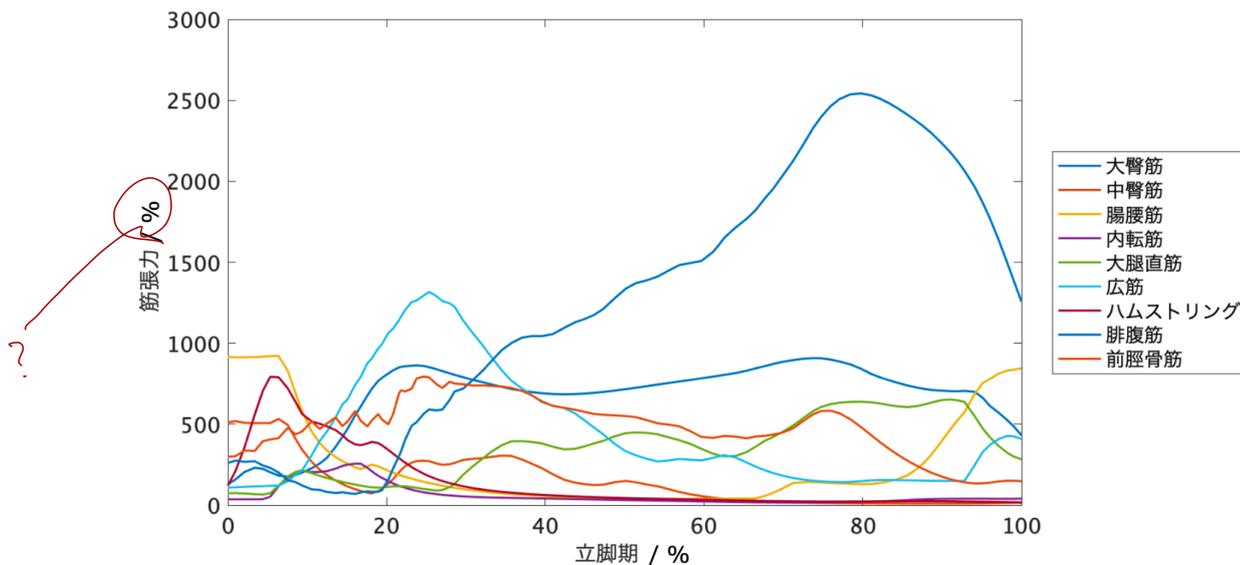


図 28 OpenSim により推定された歩行時の筋張力

OpsnSim で算出された筋張力は、モデルの全身の質量が 70kg と想定として解析された。この影響のため、歩行動作時に発揮された筋張力が大きい。しかし、下肢人工関節シミュレータの質量は、片足のみであるため、11kg 程度である。このため、質量割合による筋張力の調整を行った。解析モデルの質量が 70kg に対し、本シミュレータの下肢の質量が 11kg であるため、筋張力の大きさを 15% に調整した。

また、筋張力入力データとして制御 PC に入力する際に、本シミュレータの制御 PC と OpenSim の制御周期が違う。OpenSim で解析された歩行周期は、120 Hz であり、本シミュレータの制御周期は、20 Hz であった。このため、萩原の式<sup>16)</sup>を参考に区間平均法を用いて、制御 PC 用の筋張力データに換算した。このデータの換算式を式 (7) に示す。

$$data_{in} = \frac{\sum_{i=1}^6 data_{out}(i)}{6} \quad (7)$$

ここで  $data_{in}$  が制御 PC の筋張力の入力データとなる換算したデータである。 $data_{out}$  が OpenSim で解析された歩行時の筋張力の出力データである。 $i$  は、区間平均に用いたデータ数である。図 29 に、以上の方法により筋張力の大きさを調整した結果を示す。この筋張力をベースとして、下肢人工関節シミュレータを動作させた。

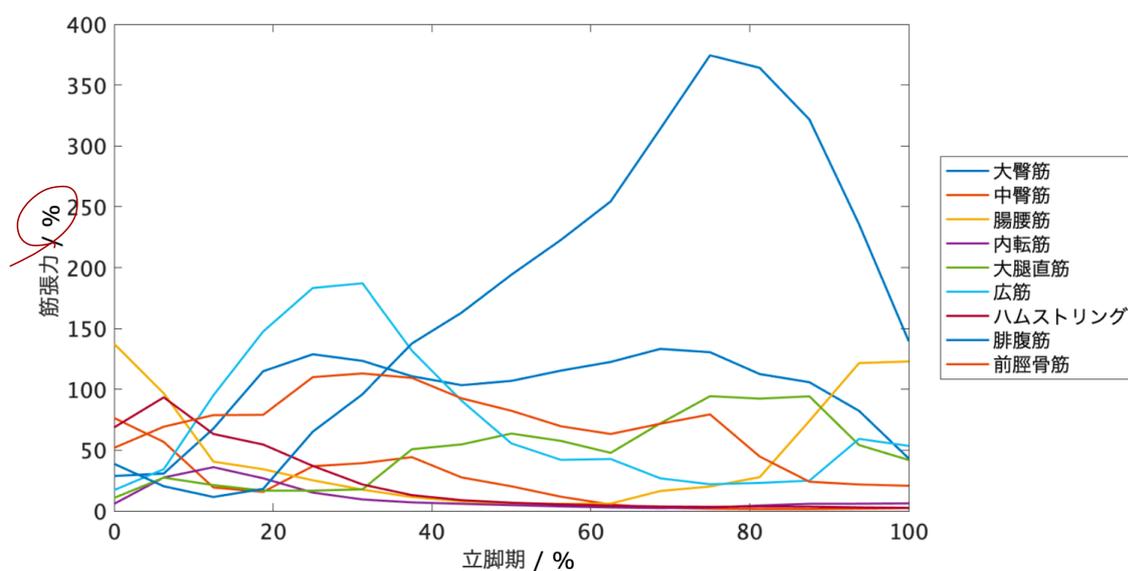


図 29 下肢人工関節シミュレータの入力データとなる筋張力

## 2.6 計測方法

### 2.6.1 光学式モーションキャプチャシステム

本研究では，下肢人工関節シミュレータの歩行動作を計測するために，光学式モーションキャプチャ（Optical Motion Capture：OMC）システムを用いた．OMCシステムとは，スポーツなどのヒトの動作の計測に一般的に用いられる手法であり，複数台のカメラにより反射マーカの3次元位置の計測を行うシステムである．図30と図31に，OMCシステムで使用したカメラと反射マーカを示す．また，表13にKestrelの仕様を示す．



図30 Kestrel 2200

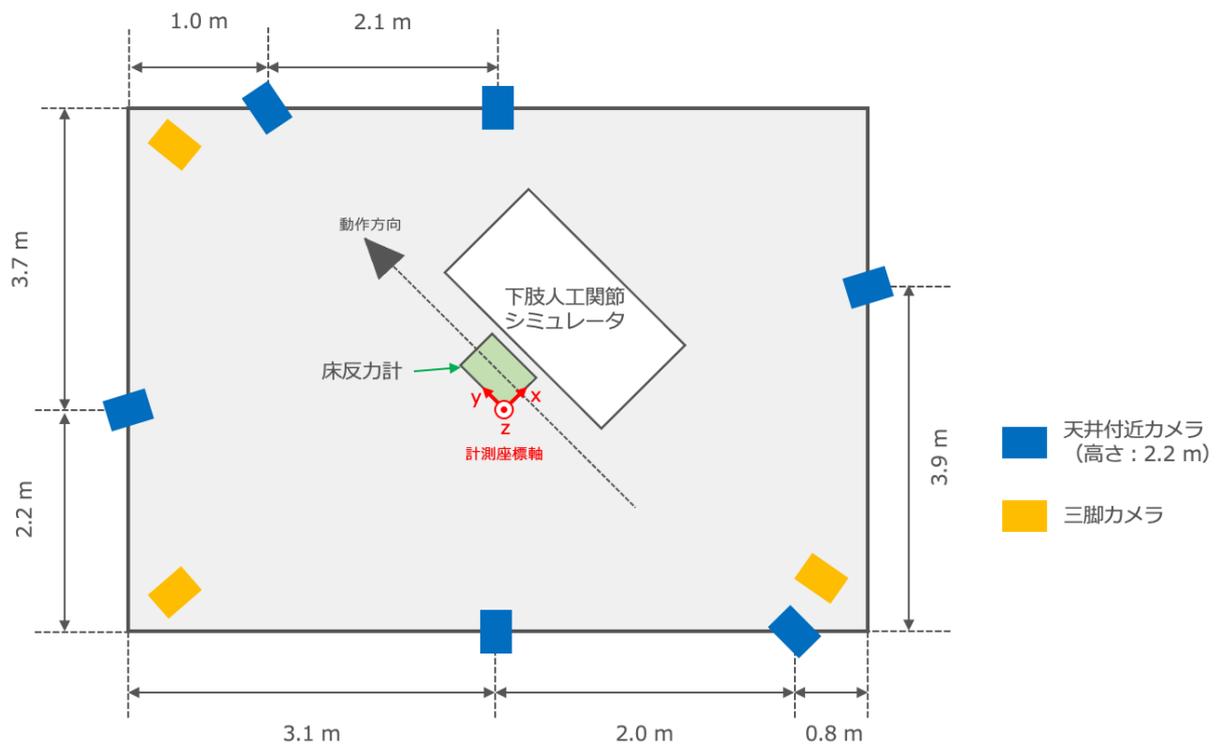


図31 反射マーカ

表13 Kestrelの仕様

画素数	220万
解像度 [pixel]	2048×1088
フル解像度時撮影速度 [fps]	300
有効撮影速度	1～600
レンズ長	12～36

本研究では、9台のカメラを用いて計測を行なった。図32に、カメラ配置を示す。カメラは、計測空間に組み立てられたパイプ上に6台、地上に3台配置した。このカメラの空間内に床反力計が設置されている。シミュレータの動作計測時に、本シミュレータが床反力計を踏むように下肢人工関節シミュレータを配置した。また、下肢人工関節シミュレータは、モータが配置された筋張力発生機構により、シミュレータの内側の計測が容易ではない。このため、シミュレータの下肢の前後片側側面から計測可能なように、カメラの配置を調整した。特に、下肢の内側のマーカが計測しづらいため、筋骨格部の前後のカメラを増やし計測した。計測時の基準となる座標軸は、床反力計の角を基準とした。



## 2.6.2 マーカの付着位置と各部位の座標系の作成

下肢人工関節シミュレータの姿勢計測を行うために、ヒトの解剖学的特徴点に反射マーカを貼付した。この反射マーカの座標データから骨の姿勢を定義するためには、1つの骨に対して3つ以上のマーカを貼付する必要がある。図33に、シミュレータ下肢のマーカ貼付位置を示す。身体太字の解剖学的特徴点に対応させ、計12箇所にマーカを貼付した。マーカ1は左腸骨稜 ( $P_{il_l}$ ) に貼付し、マーカ2は右腸骨稜 ( $P_{il_r}$ ) を想定し矢状面を対称に貼付した。マーカ3は大転子 ( $P_{grt}$ )、マーカ4は大腿骨外顆 ( $P_{fmr\_lat}$ )、マーカ5は大腿骨内顆 ( $P_{fmr\_med}$ )、マーカ6は脛骨外顆 ( $P_{tib\_lat}$ )、マーカ7は脛骨内顆 ( $P_{tib\_med}$ )、マーカ8は足部外顆 ( $P_{ank\_lat}$ )、マーカ9は足部内顆 ( $P_{ank\_med}$ )、マーカ10は第五中足骨 ( $P_{toe\_lat}$ )、マーカ11は第一中足骨 ( $P_{toe\_med}$ )、マーカ12は踵骨隆起 ( $P_{heel}$ )、に貼付した。

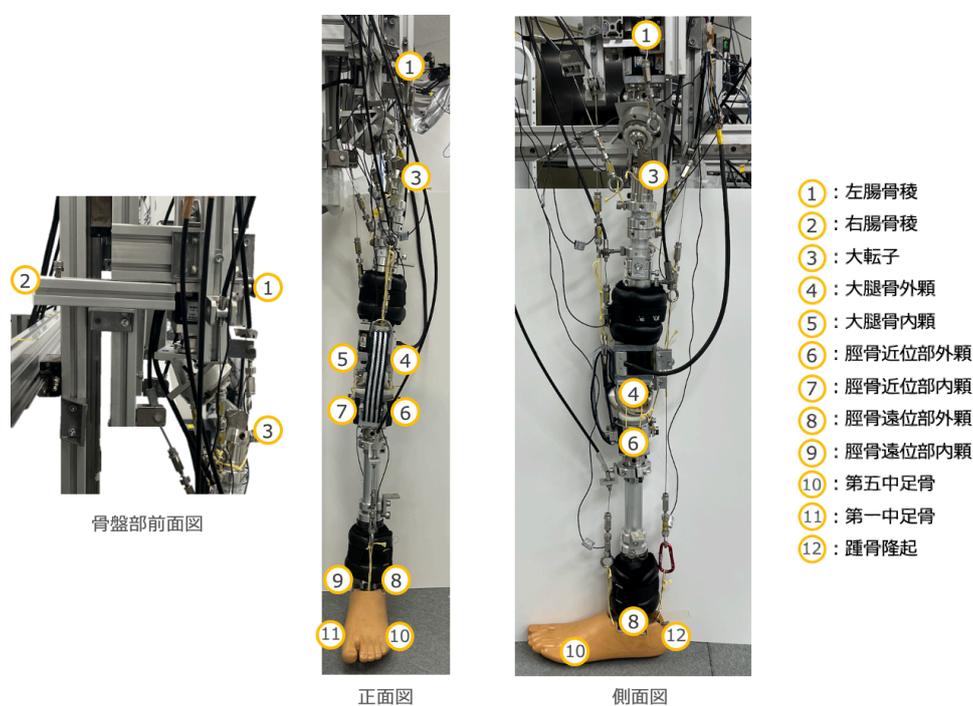


図 33 反射マーカの貼付位置

図 33 に示した貼付した座標位置から骨盤部と大腿骨部，脛骨部，足部の座標系を作成した．図 34 に，骨盤部の座標定義を示す．骨盤は，左右の腸骨稜と大転子の 3 点により定義した．右側腸骨稜 ( $P_{il_r}$ ) から左側腸骨稜 ( $P_{il_l}$ ) に引いた直線を x 軸とし，左側腸骨稜 ( $P_{il_l}$ ) から大転子 ( $P_{grt}$ ) に引いた直線を z 軸とした．これを式 (8) と式 (9) に示す．さらに，x 軸と z 軸の外積計算から y 軸を求め，x 軸と y 軸の外積計算から  $z'$  を求めた．これを式 (10) と式 (11) に示す．以上の x 軸と y 軸， $z'$  軸を用いて，世界座標系から見た骨盤の姿勢とし，式 (12) とした．

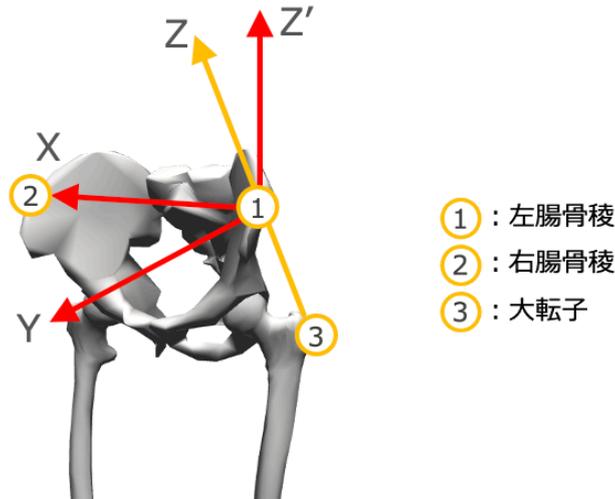


図 34 骨盤の座標定義

$$\mathbf{n}_x = \frac{\mathbf{P}_{il_r} - \mathbf{P}_{il_l}}{|\mathbf{P}_{il_r} - \mathbf{P}_{il_l}|} \quad (8)$$

$$\mathbf{n}_z = \frac{\mathbf{P}_{il_l} - \mathbf{P}_{grt}}{|\mathbf{P}_{il_l} - \mathbf{P}_{grt}|} \quad (9)$$

$$\mathbf{n}_y = \frac{\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x}{|\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x|} \quad (10)$$

$$\mathbf{n}_{z'} = \frac{\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y}{|\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y|} \quad (11)$$

$${}^0\mathbf{R}_{pel} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{n}_y & \mathbf{n}_{z'} \end{bmatrix} \quad (12)$$

図??に、大腿骨部の座標定義を示す。大腿骨は、大転子と大腿骨外顆、大腿骨内顆の3点により定義した。大腿骨内顆 ( $P_{fmr\_med}$ ) から大腿骨外顆 ( $P_{fmr\_lat}$ ) に引いた直線を x 軸とし、大転子 ( $P_{grt}$ ) から大腿骨外顆 ( $P_{fmr\_lat}$ ) に引いた直線を z 軸とした。これを式 (13) と式 (14) に示す。さらに、x 軸と z 軸の外積計算から y 軸を求め、x 軸と y 軸の外積計算から z' を求めた。これを式 (15) と式 (16) に示す。以上の x 軸と y 軸、z' 軸を用いて、世界座標系から見た大腿骨の姿勢とし、式 (17) とした。

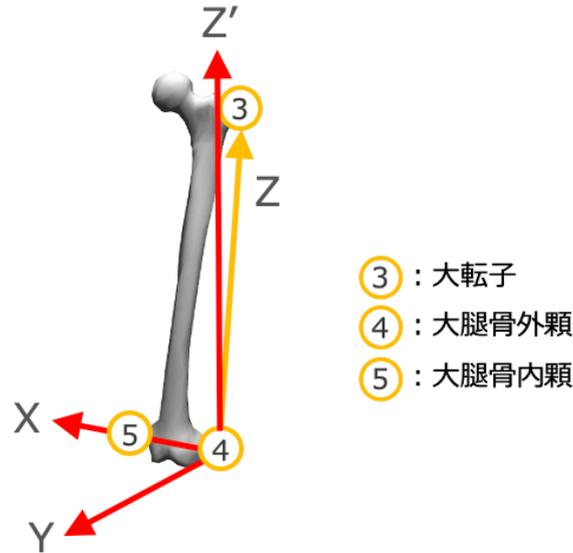


図 35 大腿骨の座標定義

$$\mathbf{n}_x = \frac{\mathbf{P}_{fmr\_med} - \mathbf{P}_{fmr\_lat}}{|\mathbf{P}_{fmr\_med} - \mathbf{P}_{fmr\_lat}|} \quad (13)$$

$$\mathbf{n}_z = \frac{\mathbf{P}_{grt} - \mathbf{P}_{fmr\_lat}}{|\mathbf{P}_{grt} - \mathbf{P}_{fmr\_lat}|} \quad (14)$$

$$\mathbf{n}_y = \frac{\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x}{|\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x|} \quad (15)$$

$$\mathbf{n}_{z'} = \frac{\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y}{|\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y|} \quad (16)$$

$${}^0\mathbf{R}_{fmr} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{n}_y & \mathbf{n}_{z'} \end{bmatrix} \quad (17)$$

図 36 に、脛骨部の座標定義を示す。脛骨は、脛骨外と脛骨内顆、足部外顆、足部内顆の 4 点により定義した。脛骨内顆 ( $P_{tib\_med}$ ) と足部内顆 ( $P_{ank\_med}$ ) の中点から脛骨外顆 ( $P_{tib\_lat}$ ) と足部外顆 ( $P_{ank\_lat}$ ) の中点に引いた線を x 軸とし、脛骨内顆 ( $P_{tib\_med}$ ) と脛骨外顆 ( $P_{tib\_lat}$ ) の中点から足部内顆 ( $P_{ank\_med}$ ) と足部外顆 ( $P_{ank\_lat}$ ) の中点に引いた線を z 軸とした。これを式 (18) と式 (19) に示す。さらに、x 軸と z 軸の外積計算から y 軸を求め、x 軸と y 軸の外積計算から  $z'$  を求めた。これを式 (20) と式 (21) に示す。以上の x 軸と y 軸、 $z'$  軸を用いて、世界座標系から見た脛骨の姿勢とし、式 (22) とした。

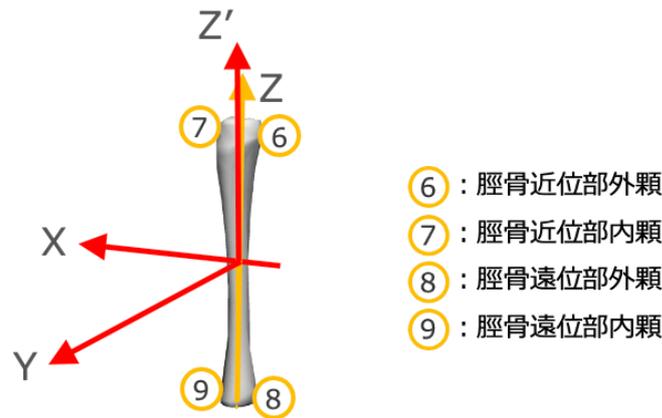


図 36 脛骨の座標定義

$$\mathbf{n}_x = \frac{\frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_med} + \mathbf{P}_{ank\_med}) - \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_lat} + \mathbf{P}_{ank\_lat})}{\left| \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_med} + \mathbf{P}_{ank\_med}) - \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_lat} + \mathbf{P}_{ank\_lat}) \right|} \quad (18)$$

$$\mathbf{n}_z = \frac{\frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_med} + \mathbf{P}_{tib\_lat}) - \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{ank\_med} + \mathbf{P}_{ank\_lat})}{\left| \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{tib\_med} + \mathbf{P}_{tib\_lat}) - \frac{1}{2} (\mathbf{P}_{ank\_med} + \mathbf{P}_{ank\_lat}) \right|} \quad (19)$$

$$\mathbf{n}_y = \frac{\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x}{|\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x|} \quad (20)$$

$$\mathbf{n}_{z'} = \frac{\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y}{|\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y|} \quad (21)$$

$${}^0\mathbf{R}_{tib} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_x & \mathbf{n}_y & \mathbf{n}'_z \end{bmatrix} \quad (22)$$

図 37 に、足部の座標定義を示す。足部は、第一中足骨と第五中足骨、踵骨隆起の 4 点により定義した。第一中足骨 ( $P_{toe\_med}$ ) から第五中足骨 ( $P_{toe\_lat}$ ) に引いた直線を x 軸とし、第一中足骨 ( $P_{toe\_med}$ ) と第五中足骨 ( $P_{toe\_lat}$ ) の中点から踵骨隆起 ( $P_{heel}$ ) に引いた直線を y 軸とした。これを式 (23) と式 (25) に示す。さらに、x 軸と y 軸の外積計算から z 軸を求め、x 軸と z 軸の外積計算から  $y'$  を求めた。これを式 (26) と式 (27) に示す。以上の x 軸と  $y'$  軸、z 軸を用いて、世界座標系から見た脛骨の姿勢とし、式 (28) とした。

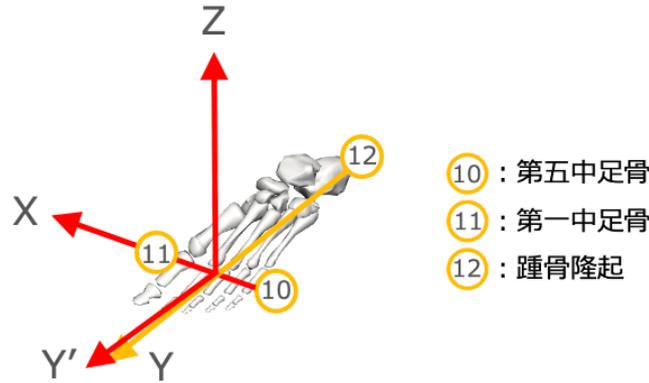


図 37 足部の座標定義

$$\mathbf{n}_x = \frac{\mathbf{P}_{toe\_med} - \mathbf{P}_{toe\_lat}}{|\mathbf{P}_{toe\_med} - \mathbf{P}_{toe\_lat}|} \quad (23)$$

$$\mathbf{n}_y = \frac{\frac{1}{2}(\mathbf{P}_{toe\_med} + \mathbf{P}_{toe\_lat}) - \mathbf{P}_{heel}}{|\frac{1}{2}(\mathbf{P}_{toe\_med} + \mathbf{P}_{toe\_lat}) - \mathbf{P}_{heel}|} \quad (24)$$

$$\mathbf{n}_y = \frac{\mathbf{P}_{toe\_lat} - \mathbf{P}_{heel}}{|\mathbf{P}_{toe\_lat} - \mathbf{P}_{heel}|} \quad (25)$$

$$\mathbf{n}_z = \frac{\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y}{|\mathbf{n}_x \times \mathbf{n}_y|} \quad (26)$$

$$\mathbf{n}'_y = \frac{\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x}{|\mathbf{n}_z \times \mathbf{n}_x|} \quad (27)$$

$${}^0\mathbf{R}_{foot} = [ \mathbf{n}_x \quad \mathbf{n}'_y \quad \mathbf{n}_z ] \quad (28)$$

### 2.6.3 関節角度と角速度の算出

2.6.2 項で示した骨盤部と大腿骨部、脛骨部、足部の座標系を用いて、股関節と膝関節、足関節の姿勢を算出した。股関節角度は、骨盤に対する大腿の姿勢で定義し、式 (12) と (17) から式 (29) で求めた。

$${}^{pel}\mathbf{R}_{fmr} = \left({}^0\mathbf{R}_{pel}\right)^T \cdot {}^0\mathbf{R}_{fem} \quad (29)$$

膝関節角度は、大腿に対する脛骨の姿勢で定義し、式 (17) と (22) から式 (30) で求めた。

$${}^{fmr}\mathbf{R}_{tib} = \left({}^0\mathbf{R}_{fmr}\right)^T \cdot {}^0\mathbf{R}_{tib} \quad (30)$$

足関節角度は、脛骨に対する足部の姿勢で定義し、式 (22) と (28) から式 (31) で求めた。

$${}^{tib}\mathbf{R}_{foot} = \left({}^0\mathbf{R}_{tib}\right)^T \cdot {}^0\mathbf{R}_{foot} \quad (31)$$

三次元の姿勢を角度として理解するために、本研究ではオイラー角を用いて表現した。オイラー角は、軸周りの回転の順番により定義され、本研究ではこの回転の順番を x 軸→y 軸→z 軸とした。式 (32) に、x 軸周りの回転行列  $\mathbf{R}_x$  を示し、x 軸周りの角度を  $\theta$  とした。

$$\mathbf{R}_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (32)$$

x 軸周りの角度  $\theta$  の回転後、y 軸周りの回転を行う。この時、x 軸の回転により y 軸は  $y'$  軸、z 軸は  $z'$  軸に移動しているため、 $y'$  軸周りの回転行列を  $\mathbf{R}_{y'}$  とし、 $y'$  軸周りの角度を  $\phi$  とすると式 (33) で表せる。

$$\mathbf{R}_{y'} = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (33)$$

$y'$  軸周りの角度  $\phi$  の回転後、 $z'$  軸周りの回転を行う。この時、 $y'$  軸の回転により  $z'$  軸は  $z''$  に移動しているため、 $z''$  軸周りの回転行列を  $\mathbf{R}_{z''}$  とし、 $z''$  軸周りの角度を  $\psi$  とすると式 (34) で表せる。

$$\mathbf{R}_{z''} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (34)$$

関節姿勢を表すと相対行列を  ${}^{pel}\mathbf{R}_{rel}$  とすると式 (32) ~ 式 (34) を用いて、式 (35) で表せる。

$$\mathbf{R}_{rel} = \mathbf{R}_x \cdot \mathbf{R}_{y'} \cdot \mathbf{R}_{z''} \quad (35)$$

式 (35) を成分で示すとオイラー角による式は、式 (36) となる。

$$\mathbf{R}_{rel} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (36)$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \psi & -\cos \phi \sin \psi & \sin \phi \\ \sin \theta \sin \phi \cos \psi + \cos \theta \sin \psi & -\sin \theta \sin \phi \sin \psi + \cos \theta \cos \psi & -\sin \theta \cos \phi \\ -\cos \theta \sin \phi \cos \psi + \sin \theta \sin \psi & \cos \theta \sin \phi \sin \psi + \sin \theta \cos \psi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix}$$

一方,  $\mathbf{R}_{rel}$  は, 計測データから求めることができ, 式 (37) の成分として表されたとする.

$$\mathbf{R}_{rel} = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} \quad (37)$$

式 (36) が式 (37) のオイラー角による表現と等しくなるように  $\theta, \phi, \psi$  を算出した. 式 (38) に  $\phi$ , 式 (39) に  $\psi$ , 式 (40) に  $\theta$  の計算式を示す. なお,  $\text{atan2}$  は, 直行座標系における偏角として定義した.

$$\phi = \sin^{-1}(R_{02}) \quad (38)$$

$$\psi = \text{atan2}\left(\frac{-R_{01}}{\cos \phi}, \frac{R_{00}}{\cos \phi}\right) \quad (39)$$

$$\theta = \text{atan2}\left(\frac{-R_{12}}{\cos \phi}, \frac{R_{22}}{\cos \phi}\right) \quad (40)$$

以上の膝関節角度の算出と同じように, 股関節と足関節の算出も行なった.

また, この算出した関節角度から関節周りの関節角度を算出した. オイラー角による角速度は, 通常 of 角度の時間微分では正しい値を得ることができない. このため, オイラー角によって角速度を算出するためには, 基準となる座標軸を定め, 対象となる姿勢の座標軸での角速度を算出する必要がある. 角速度ベクトル算出の基準となる座標軸は, 身体 of 中心を基準に近位部とし, 対象座標軸を遠位部とした式 (30) から大腿と脛骨, 膝関節の姿勢の関係式は, 式 (41) と変形できる.

$${}^0\mathbf{R}_{tib} = {}^0\mathbf{R}_{fmr} \cdot {}^{fmr}\mathbf{R}_{tib} \quad (41)$$

そこで, 大腿と脛骨の姿勢を式 (42) と (42) と定義する. 基準座標軸が  $\mathbf{I}$ , 対象座標軸を  $\mathbf{e}$  とした.

$${}^0\mathbf{R}_{fmr} = [\mathbf{I}_1, \mathbf{I}_2, \mathbf{I}_3] \quad (42)$$

$${}^0\mathbf{R}_{tib} = [\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] \quad (43)$$

式 (41) を式 (42) と (43) を用いて,  ${}^{fmr}\mathbf{R}_{tib}$  をオイラー角で表現すると式 (44) となる.

$$[\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] = [\mathbf{I}_1, \mathbf{I}_2, \mathbf{I}_3] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (44)$$

式 (44) の第1項と第2項を  $[\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3]$  と定義し, まとめると式 (45) となる.

$$[\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] = [\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3] \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (45)$$

さらに, 式 (45) の第1項と第2項を  $[\mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3]$  と定義し, まとめると式 (46) となる.

$$[\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] = [\mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3] \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (46)$$

オイラー角の微分  $\dot{\theta}, \dot{\phi}, \dot{\psi}$  は, それぞれ  $\mathbf{I}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{b}_3$  軸周りに回転した時の角速度となるため, 式 (47) で表される.

$$\boldsymbol{\omega} = \dot{\theta}\mathbf{I}_1 + \dot{\phi}\mathbf{a}_2 + \dot{\psi}\mathbf{b}_3 \quad (47)$$

式 (44) と式 (45), 式 (46) から  $[\mathbf{I}_1, \mathbf{I}_2, \mathbf{I}_3], [\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3], [\mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3]$  をそれぞれ式変形を行い,  $\mathbf{I}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{b}_3$  を抽出すると,  $\mathbf{I}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{b}_3$  は, 式 (48), 式 (49), 式 (50) となる.

$$\mathbf{I}_1 = [\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] \begin{bmatrix} \cos \psi \cdot \cos \phi \\ -\sin \psi \cdot \sin \phi \\ 0 \end{bmatrix} \quad (48)$$

$$\mathbf{a}_2 = [\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] \begin{bmatrix} \sin \psi \\ \cos \psi \\ 0 \end{bmatrix} \quad (49)$$

$$\mathbf{b}_3 = [\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (50)$$

式 (48), 式 (49), 式 (50) を式 (47) に代入し, 共通項の  $[\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3]$  でまとめると角速度は式 (51) となる.

$$\boldsymbol{\omega} = [\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3] \left\{ \dot{\theta} \begin{bmatrix} \cos \psi \cdot \cos \phi \\ -\sin \psi \cdot \sin \phi \\ 0 \end{bmatrix} + \dot{\phi} \begin{bmatrix} \sin \psi \\ \cos \psi \\ 0 \end{bmatrix} + \dot{\psi} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right\} = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (51)$$

以上の式を, 股関節と足関節にも使用し, 角速度を算出した.

## 2.6.4 OMC に接続した計測機器による計測

本研究では、シミュレータの動作時に生じる床反力と人工関節への負荷を計測するために、床反力計と6分力計を用いた。図38に本研究で用いた床反力計を示し、表14にその仕様を示す。6分力計の仕様については、2.2.1項の図14と表3に示した。



図38 床反力計 (FP4060)

表14 6分力計の仕様

項目	仕様
定格荷重 ( $F_x, F_y$ ) [N]	2500
定格荷重 ( $M_z$ ) [N]	5000
定格モーメント ( $F_x$ ) [N]	1500
定格モーメント ( $F_y$ ) [N]	1000
定格モーメント ( $F_z$ ) [N]	500
電源 [V]	DC 12
感度	定格出力あたり 5VDC
ヒステリシス/直線性	0.2 [%]

これらの計測機器を OMC と組み合わせることにより、計測時のマーカデータと計測機器によるデータの時間の同期が可能となる。このため、6分力計から OMC への接続部を制作し、計測時間の誤差を無くし計測できるようにした。図39に、OMC の計測 PC から各計測機器への接続の概要図を示す。図40に、製作した6分力計と OMC への接続部を示す。

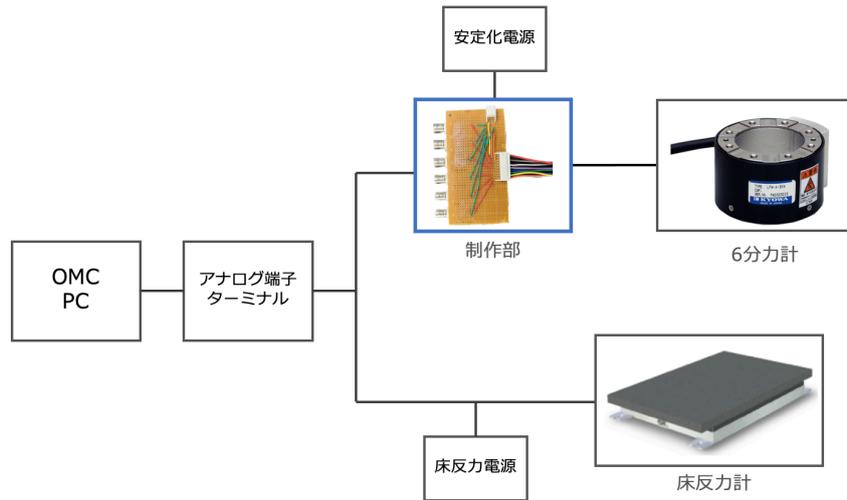


図 39 OMC 計測 PC から各計測機器への接続概要図

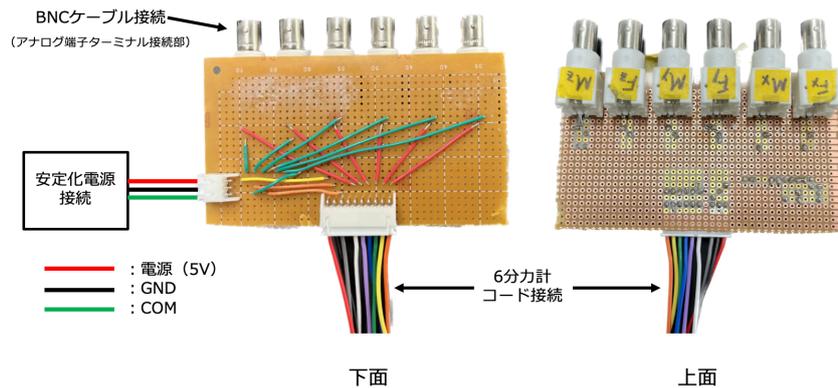


図 40 製作した 6 分力計への接続部

これらの計測機器から得られるデータは、ファイル拡張子が anc の電圧データである。床反力計と 6 分力計の荷重データは、この電圧データから計算により求める。しかし、取得できる電圧データは、コンピュータの都合上によりデジタル値による電圧データが出力される。このため、デジタル値からアナログ値に変換する必要がある。電圧のデジタル値からアナログ値への変換式を式 (52) に示す。  $V_{Fx}, V_{Fy}, V_{Fz}, V_{Mx}, V_{My}, V_{Mz}$  を床反力計と 6 分力計から取得できる電圧のアナログデータ、  $D_{Fx}, D_{Fy}, D_{Fz}, D_{Mx}, D_{My}, D_{Mz}$  を電圧のデジタルデータ、  $V_{input}$  をそれぞれの計測機器のブリッジ電圧とする。  $2^{15}$  は、デジタル値の分解能である。

$$\begin{pmatrix} V_{Fx} \\ V_{Fy} \\ V_{Fz} \\ V_{Mx} \\ V_{My} \\ V_{Mz} \end{pmatrix} = \frac{V_{input}}{2^{15} - 1} \times \begin{pmatrix} D_{Fx} \\ D_{Fy} \\ D_{Fz} \\ D_{Mx} \\ D_{My} \\ D_{Mz} \end{pmatrix} \quad (52)$$

この出力した電圧から荷重データに変換するため、式(53)を用いる。このとき、 $[M]$ は、校正係数行列であり、これを式(54)に示す。 $[M]$ は、計測機器の固有の値であり、骨盤部の6分力計と大腿骨部の6分力計で校正係数行列が異なるため、それぞれ計算した。

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = [M] \begin{pmatrix} V_{F_x} \\ V_{F_y} \\ V_{F_z} \\ V_{M_x} \\ V_{M_y} \\ V_{M_z} \end{pmatrix} \quad (53)$$

$$[M] = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} & M_{15} & M_{16} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} & M_{25} & M_{26} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} & M_{35} & M_{36} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} & M_{45} & M_{46} \\ M_{51} & M_{52} & M_{53} & M_{54} & M_{55} & M_{56} \\ M_{61} & M_{62} & M_{63} & M_{64} & M_{65} & M_{66} \end{bmatrix} \quad (54)$$

床反力計の校正係数は、計測機器にすでに組み込まれているため、 $[M]$ は、式(55)である。

$$[M] = \begin{bmatrix} 400 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 400 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 400 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 100 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 100 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 100 \end{bmatrix} \quad (55)$$

また、計測機器により算出されたデータを確認するにあたり、計測機器により定義される軸は重要である。図41に、6分力計と床反力計の座標軸方向を示す。

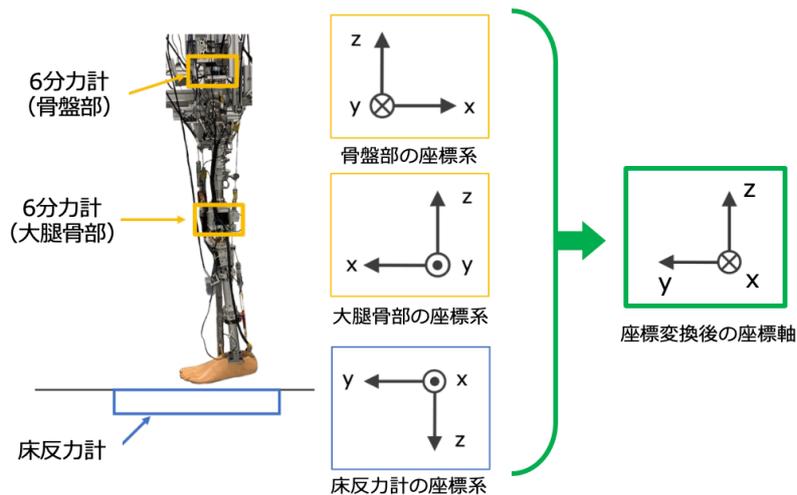


図41 計測機器の座標軸方向

本シミュレータに搭載された6分力計の座標軸は、OMCにより計測する骨座標系と違う方向に定義されていた。このため、6分力計の座標系を骨座標系に合わせるように、z軸周りを回転を行い、座標軸の座標変換を行なった。z軸周りの回転行列は、式(34)で表され、6分力計の荷重成分とモーメント成分をそれぞれ座標変換する必要があるため、式(56)と式(57)に示すように計算した。 $F'_x, F'_y, F'_z, M'_x, M'_y, M'_z$ は、座標変換後の荷重とモーメントとした。

$$\begin{pmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \quad (56)$$

$$\begin{pmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \quad (57)$$

これらの式を用いて、骨盤部の6分力計はz軸を中心に $+90^\circ$ 、大腿骨部の6分力計はz軸を中心に $-90^\circ$ 回転させ、それぞれの骨座標系に合わせた。また、床反力計も同様に、垂直上向をz軸の正の方向、内側方向をx軸の正の方向とするため、y軸を中心に $180^\circ$ 回転させた。y軸周りの回転行列は、式(33)であり、式(58)と式(59)に示すように床反力計の座標系を座標変換した。

$$\begin{pmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \quad (58)$$

$$\begin{pmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \quad (59)$$

## 2.6.5 6分力計の軸の校正

6分力計を用いて計測するにあたり、骨盤部と大腿部のマーカにより定義する座標系と6分力計で定義される座標系の間にずれがある。そこで、軸方向への負荷実験を行い、骨盤と大腿骨に合わせた軸の校正を行なった。図42に、骨盤部と大腿骨部の6分力計の軸方向への負荷実験の概要図を示す。この図では、例としてx軸方向への実験図を示した。骨盤部の実験では、筋骨格部は脛骨以下を取り外した。そして、骨盤部を筋張力発生機構に取り付けたまま動かないように固定した。また、x軸とy軸方向への荷重は、図に示した土台とプーリを用いて、軸方向へ負荷が加わるように調整し、負荷を加えた。z軸方向への荷重は、骨盤部の6分力計の下に荷重を吊すように、負荷を加えた。

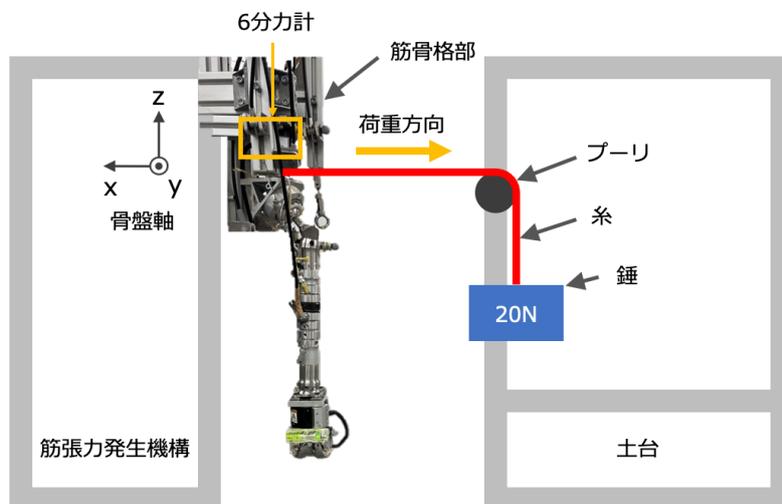


図42 骨盤部6分力計の負荷実験(x軸方向)

図43に、大腿骨部の6分力計の軸方向への負荷実験の概要図を示す。この図では、例としてx軸方向への実験図を示した。大腿骨部の実験では、大腿骨を筋骨格部から取り外し、負荷方向が骨座標系と同じになるように水平器を用いて大腿骨の姿勢を調整し、動かないように土台に固定した。x軸とy軸方向への荷重は、プーリ位置が軸と水平になるよう調整し、負荷を加えた。z軸方向への荷重は、大腿骨部の6分力計の下に荷重を吊すように、負荷を加えた。

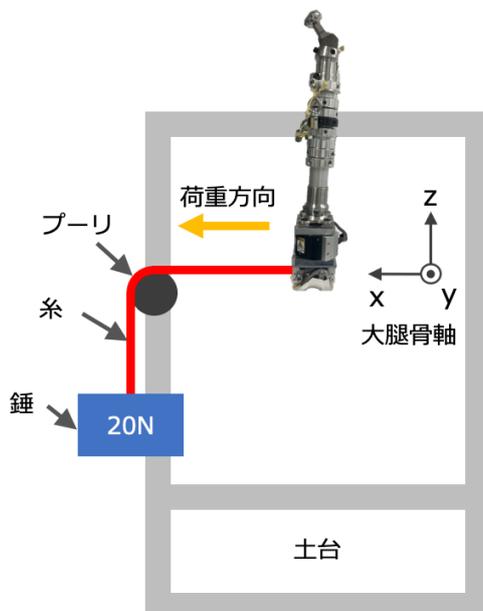


図 43 大腿骨部 6 分力計の負荷実験 (x 軸方向)

以上の実験は、軸方向にそれぞれ 13 回実験を行った。また、実験を行う中で負荷方向が、機構的な原因により負の方向に加える必要があるものもあった。その場合は、データ処理の中で、ベクトル方向を反転させ、正の方向に加えたものとして扱った。そして、取得したデータの中で誤差が少ないものを選定し、選定したデータの平均値を用いて、校正係数の算出を行った。

式 (60) ~ 式 (62) に、 $x, y, z$  軸方向に荷重を加えた時のセンサの出力値との関係式をそれぞれ示す。左辺の 3 行 1 列の行列が骨座標に対して加える負荷であり、荷重を  $F$  とした。右辺の 3 行 1 列の行列がセンサの出力値であり、荷重  $F$  を加えた時のセンサの出力値を  $f_x, f_y, f_z$  とした。右辺の  ${}^{pos}\mathbf{R}_{sen}$  は、骨座標に対するセンサの姿勢であり、回転行列である。この回転行列とセンサの出力値行列を掛けることで等号式で表すことができる。

$$\begin{Bmatrix} F \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix}_x = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen} \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_x \quad (60)$$

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ F \\ 0 \end{Bmatrix}_y = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen} \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_y \quad (61)$$

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ F \end{Bmatrix}_z = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen} \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_z \quad (62)$$

この式 (60) ~ 式 (62) をまとめて表すと、式 (63) となる。

$$\left[ \begin{Bmatrix} F \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix}_x \begin{Bmatrix} 0 \\ F \\ 0 \end{Bmatrix}_y \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ F \end{Bmatrix}_z \right] = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen} \left[ \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_x \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_y \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}_z \right] \quad (63)$$

そして,  ${}^{pos}\mathbf{R}_{sen}$  を求めるために行列の移動を行うと式 (64) となる.

$${}^{pos}\mathbf{R}_{sen} = \left[ \left[ \begin{matrix} F \\ 0 \\ 0 \end{matrix} \right]_x \left[ \begin{matrix} 0 \\ F \\ 0 \end{matrix} \right]_y \left[ \begin{matrix} 0 \\ 0 \\ F \end{matrix} \right]_z \right] \left[ \left[ \begin{matrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{matrix} \right]_x \left[ \begin{matrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{matrix} \right]_y \left[ \begin{matrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{matrix} \right]_z \right]^{-1} \quad (64)$$

また (64) は, 荷重の重みを含めた行列となっているため, 負荷荷重の重みを徐算する必要があり, (65) で示される.  ${}^{pos}\mathbf{R}_{sen}'$  を徐算後の校正係数行列とした.

$${}^{pos}\mathbf{R}_{sen}' = \frac{1}{F^2} {}^{pos}\mathbf{R}_{sen} \quad (65)$$

この式 (65) がセンサ座標系から骨座標系への校正係数行列である. 式 (66) と式 (67) に, 荷重とモーメントの軸校正した式を示す.  $F'_x, F'_y, F'_z, M'_x, M'_y, M'_z$  は, 座標変換後の荷重とモーメントである.  $F''_x, F''_y, F''_z, M''_x, M''_y, M''_z$  は, 座標変換後にセンサ座標系と骨座標系の校正を行った際の荷重とモーメントである.

$$\begin{Bmatrix} F''_x \\ F''_y \\ F''_z \end{Bmatrix} = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen}' \begin{Bmatrix} F'_x \\ F'_y \\ F'_z \end{Bmatrix} \quad (66)$$

$$\begin{Bmatrix} M''_x \\ M''_y \\ M''_z \end{Bmatrix} = {}^{pos}\mathbf{R}_{sen}' \begin{Bmatrix} M'_x \\ M'_y \\ M'_z \end{Bmatrix} \quad (67)$$

実験結果から, 骨盤と大腿骨の校正係数行列の値は, 式 (68) と式 (69) になった.  ${}^{pel}\mathbf{R}_{sen}$  が骨盤の校正係数行列,  ${}^{fmr}\mathbf{R}_{sen}$  が大腿骨の校正係数行列である. この校正係数行列を用いて, 本研究では6分力計の値を算出した.

$${}^{pel}\mathbf{R}_{sen} = \begin{bmatrix} 0.990 & -0.011 & 0.109 \\ 0.006 & 0.909 & 0.023 \\ -0.034 & 0.021 & 0.955 \end{bmatrix} \quad (68)$$

$${}^{fmr}\mathbf{R}_{sen} = \begin{bmatrix} 0.945 & -0.005 & 0.073 \\ 0.035 & 0.875 & 0.093 \\ 0.010 & 0.109 & 0.975 \end{bmatrix} \quad (69)$$

$$x_p = \frac{-h \cdot F_x - M_y}{F_z} \quad (70)$$

$$y_p = \frac{-h \cdot F_y + M_x}{F_z} \quad (71)$$

$$T_z = M_z - x_p \cdot F_y + y_p \cdot F_x \quad (72)$$

## 2.7 評価方法

### 2.7.1 足部接地姿勢

本研究では、足部接地姿勢に応じた歩行動作時の関節角度や負荷への影響を計測するため、シミュレータ動き中の進行方向に対する足部の角度（足角）の評価を行う。図44に歩行動作時の初期姿勢を定義するための足部の姿勢定義を示す。第五中足骨と第一中足骨のマーカの中点をとり、その中点と踵骨隆起を結ぶ直線をひき、これを用いて、足部の姿勢を評価した。

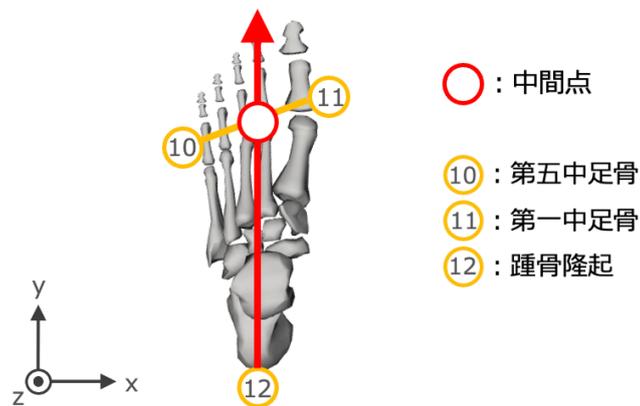


図44 足部の姿勢定義

歩行中の足角の大きさは、ヒトの動作を再現するにあたり重要なアライメントであり、7～13°の外旋が正常とされている。このため、本研究では、踵を起点とする中間点位置までのベクトルが進行方向に対して7.0～13.0°外旋している足角のを通常歩行とし、足角が13.1°以上の動作を外旋歩行、足角が6.9°以下の動作を内旋歩行とした。

## 2.7.2 シミュレータ動作中の下肢姿勢

本研究では、シミュレータ動作中の下肢姿勢をわかりやすくするため、スティックピクチャにより下肢姿勢を可視化した。図45に、下肢姿勢のスティックピクチャの例を示す。スティックピクチャの作成では、OMCにより取得したマーカ座標から骨盤部と大腿骨部、脛骨部、足部の長さベクトルを算出し、各部位を繋げることで作成した。また、マーカ座標の踵骨隆起を0とした。

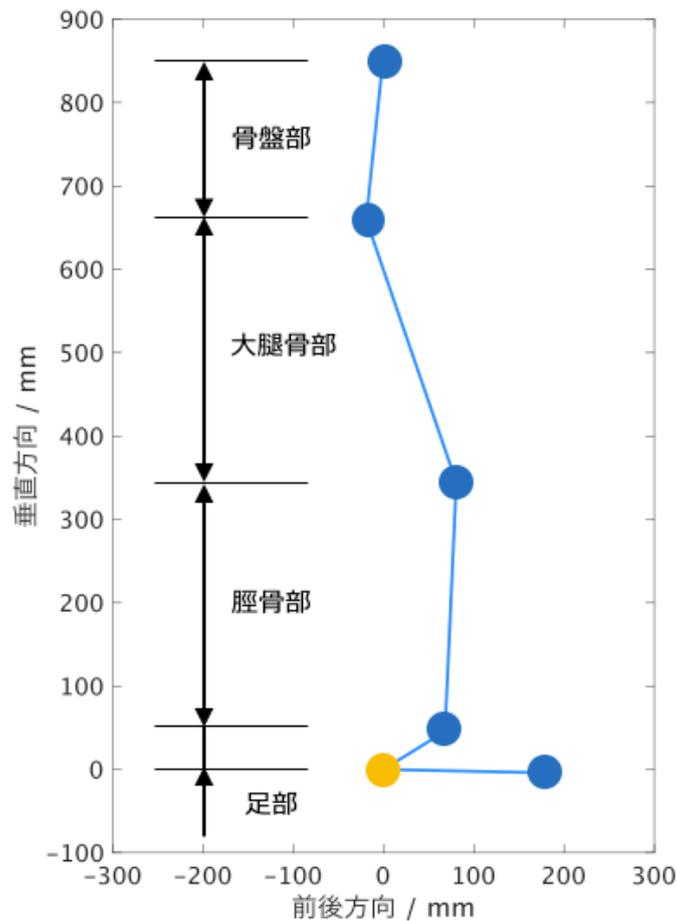


図45 下肢姿勢のスティックピクチャの例

本研究では、シミュレータの動作を8回計測した。この動作の結果をそれぞれ take1, take2, take3, take4, take5, take6, take7, take8 の略称で定義し、それぞれの動作の比較を行う際はこの名称を用いる。take1 から take4 のシミュレータの動作では、通常歩行として足部姿勢が正面を向く姿勢を初期姿勢とした。take5 から take8 のシミュレータの動作では、内旋歩行として足部姿勢が踵を起点とすると中間点が内側を向く姿勢を初期姿勢とした。

また、足部接地姿勢は、踵接地時と足底接地時の二箇所を評価した。これらの姿勢は、床反力の垂直方向のデータと照らし合わせ位置の決定をした。踵接地時の姿勢は、垂直方向の床反力負荷の波形にの動きが始まった箇所を踵接地時とした。足底接地時の姿勢は、垂直方向の床反力負

荷の波形に~~の動き~~が始まった箇所を踵接地時とした。

↑  
EVT?

### 2.7.3 シミュレータ動作時の筋張力

本研究では、筋張力の入力データと出力データの比較による制御性の評価と生体内との筋張力の比較による筋張力発揮タイミングの妥当性の検証をした。シミュレータを動作させる入力データとして、1秒間の立脚期のデータと無駄時間を考慮した計2秒間の入力データを用いて動作させた。2.3.3項で示したPID制御実験の結果から、無駄時間は0.5秒であることが確認された。このため、筋張力の出力データから初めの0.5秒間の無駄時間を省き立脚期の1秒間のデータとして入力データと出力データを調整し、シミュレータの制御性の結果を評価した。筋発揮タイミングについては、無駄時間を考慮した筋張力の入力データと出力データの比較結果とともに、立脚期における生体内での筋張力発揮タイミングを比較し、評価した。

### 2.7.4 シミュレータ動作時の床反力

床反力は、歩行動作時における唯一の外力となるため、正常歩行や内旋歩行などの異常歩行を理解する上で重要である。生体計測における床反力の垂直成分は、立脚期において二峰性をもち、踵接地から立脚中期において一つ目の荷重ピークを迎える。立脚中期には一度荷重が小さくなり、立脚周期に蹴り出しの影響で二つ目の荷重ピークを迎える。本研究では、踵接地時から立脚中期に焦点を当てるため、荷重の一つ目のピークを過ぎた~~ところを~~<sup>位置に</sup>立脚中期<sup>があると</sup>と仮定した。~~ま~~<sup>そで</sup>た、立脚中期は歩行サイクルにおける立脚期を100%とした時、50%の位置<sup>として</sup>である。この床反力から見た荷重位置と立脚期における位置を見て、立脚中期とした。以上の点を踏まえ、本シミュレータにおける床反力の傾向やシミュレータの質量での正規化時の荷重の大きさを評価~~する~~<sup>した</sup>。

### 2.7.5 シミュレータ動作時の関節角度と関節角速度

関節角度の評価は、3次元角度での評価を行う。シミュレータ動作時の関節角度がどのように変化しているのかを確認し、生体内の関節角度変化の再現度を評価~~する~~<sup>した</sup>。また、これに伴い、角速度の変化を確認し、関節角度の変化時、どの程度の角速度変化により関節角度が変化しているのか評価~~する~~<sup>した</sup>。

### 2.7.6 シミュレータ動作時の人工関節への負荷

人工関節への負荷は、股関節と膝関節のそれぞれを評価~~する~~<sup>した</sup>。特に踵接地から立脚中期に焦点を当て、踵接地時の姿勢に応じた関節負荷への評価~~を行う~~<sup>した</sup>。この計測された関節への負荷とともに床反力や関節角度との関連性を確認し、人工関節への影響を評価~~する~~<sup>した</sup>。

# 第3章 結果

### 3.1 踵接地時の足部姿勢

図46にシミュレータの各動作における踵接地時の足角を示し、図47に通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群それぞれの足角の平均値を示す。図48にシミュレータの各動作における足底接地時の足角を示し、図49に通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群それぞれの足角の平均値を示す。また、表15に、踵接地時と測定接地時の各動作の平均足角度を示す。踵接地角度と足底接地時の足角の変化量は、1.0度以下であり、各動作の姿勢を保ったまま下肢が踏み込み、動作した。

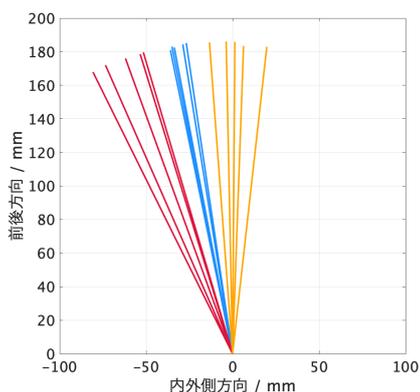


図 46 踵接地時の各動作の足角

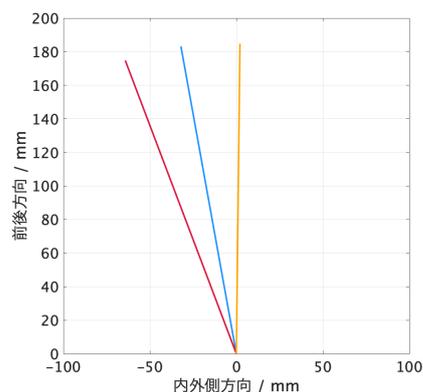


図 47 踵接地時の足角の平均値

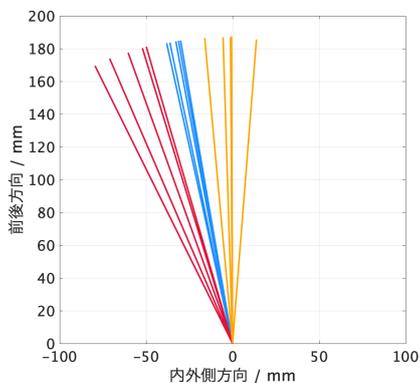


図 48 足底接地時の各動作の足角

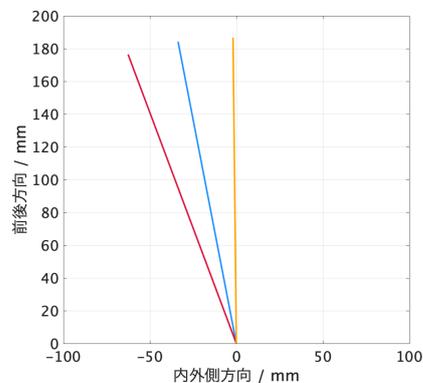


図 49 足底接地時の足角の平均値

表 15 足角の大きさ

	通常歩行群	外旋歩行群	内旋歩行群
踵接地時の足角 [deg]	9.92	20.2	-0.646
足底接地時の足角 [deg]	10.4	19.5	-0.590

## 3.2 歩行動作時のシミュレータの下肢姿勢変化

図 50 から図 52 に、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群ごとのシミュレータ動作時の下肢姿勢変化を示す。歩行周期における立脚期を 100 % として正規化して示し、矢状面での歩行姿勢の変化を示した。踵接地時が 0 % であり、立脚中期が 50 % である。前後方向での骨盤の位置は、踵接地時におよそ -150mm 程度にあったが、立脚中期におよそ 0mm 付近の位置になり、立脚後期に +100mm 以上になるように変化した。

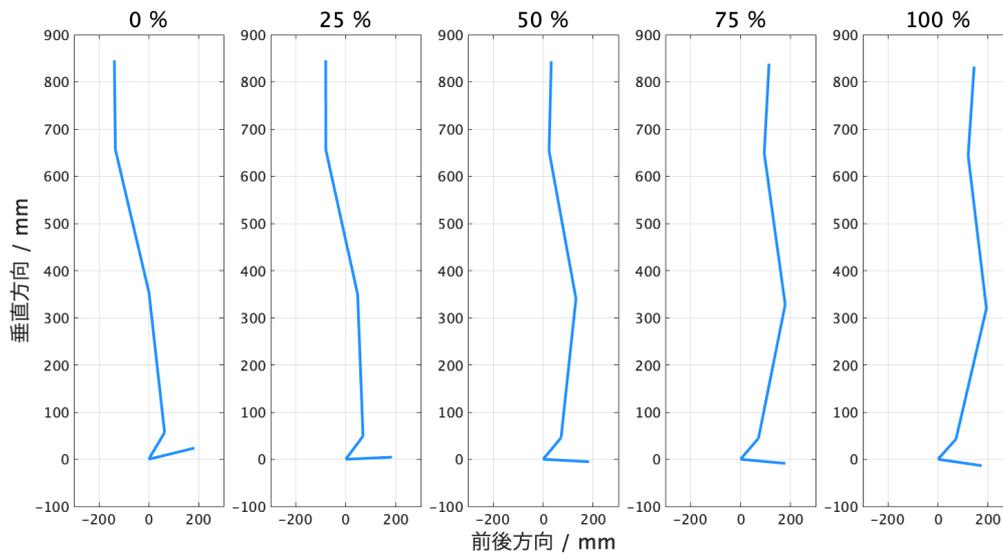


図 50 通常歩行群の下肢姿勢変化

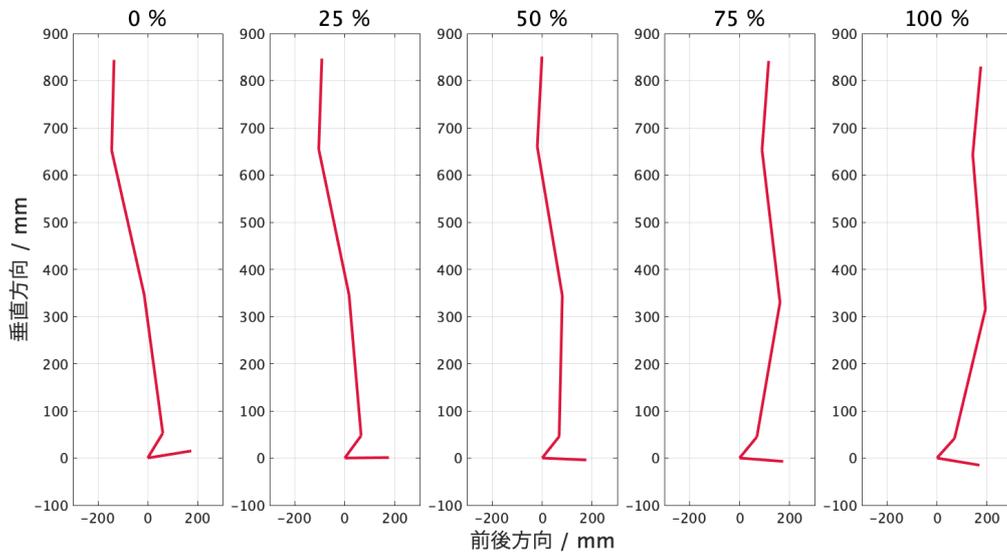


図 51 外旋歩行群の下肢姿勢変化

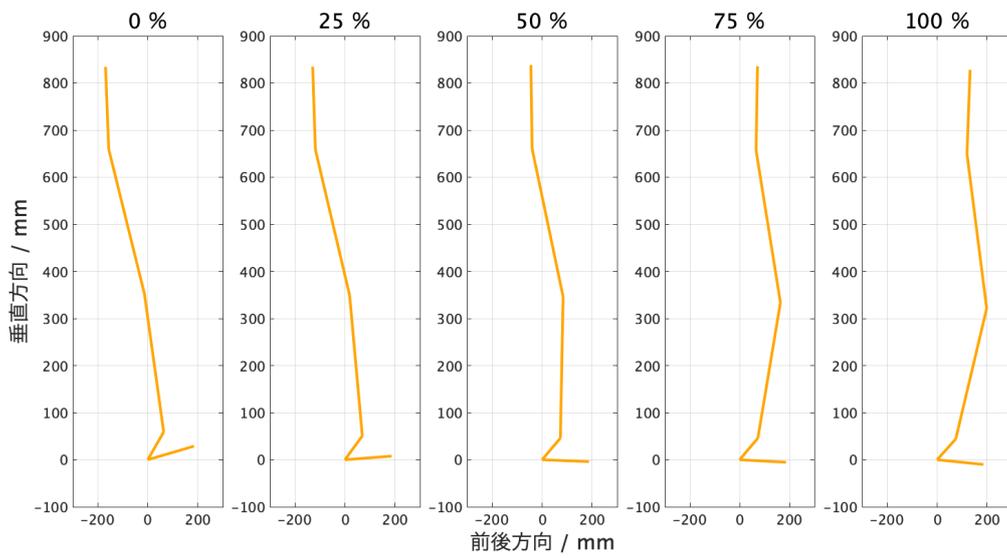


図 52 内旋歩行群の下肢姿勢変化

### 3.3 シミュレータ動作時における筋張力

図 53 から図 61 に、シミュレータ動作時に生じた筋張力を示す。縦軸を筋張力 [N], 横軸を立脚期 [%] とした。図には、入力データと動作時の筋張力の出力データを示し、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群ごとの出力データの平均値を示した。出力データのみを見ると、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群にて同じように筋張力の変化をしていた。しかし、入力データと出力データを比較すると主に大臀筋と腸腰筋、大腿直筋、広筋、腓腹筋にて、入力データとは大きく違った波形を示した。

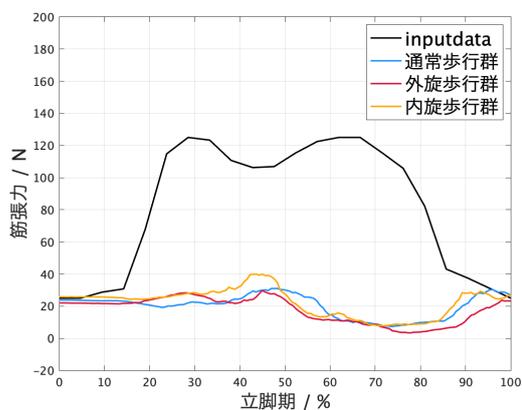


図 53 大臀筋の筋張力

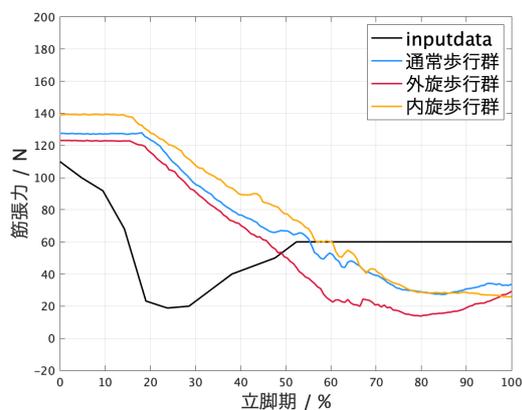


図 54 中臀筋の筋張力

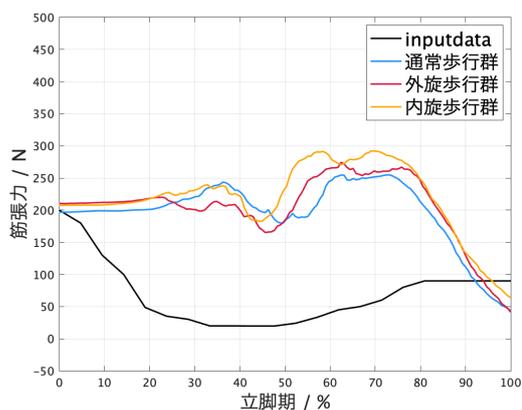


図 55 腸腰筋の筋張力

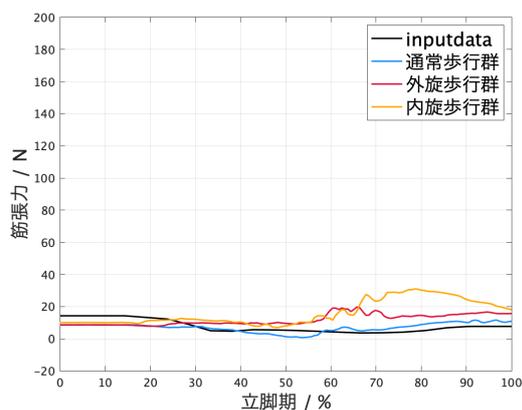


図 56 内転筋の筋張力

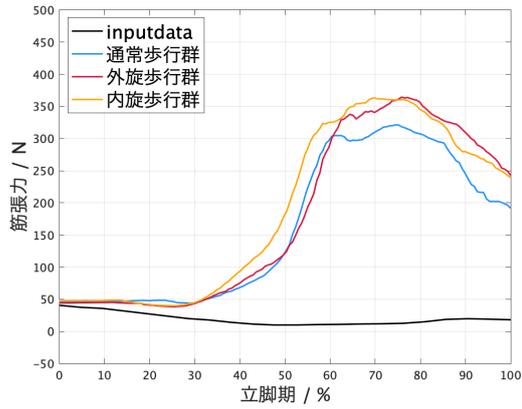


図 57 大腿直筋の筋張力

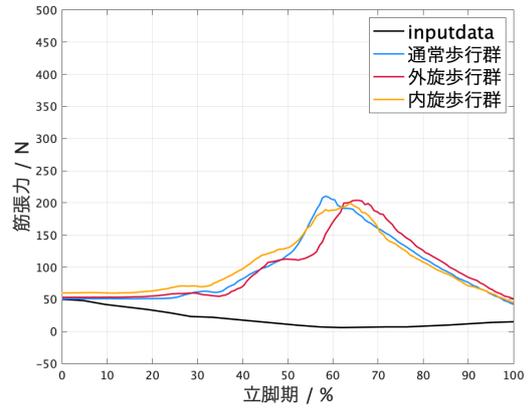


図 58 広筋の筋張力

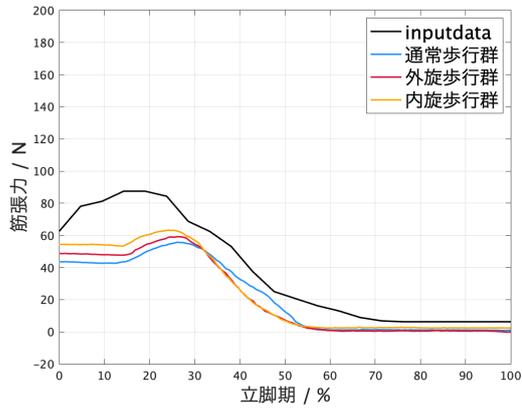


図 59 ハムストリングの筋張力

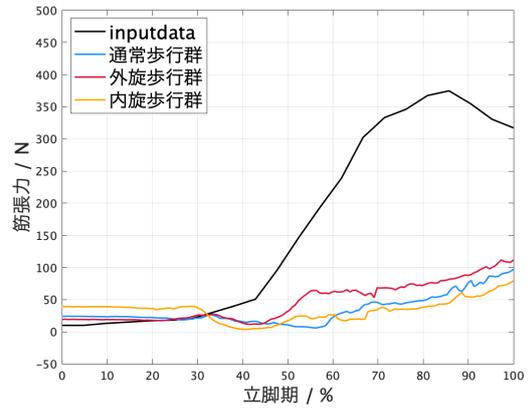


図 60 腓腹筋の筋張力

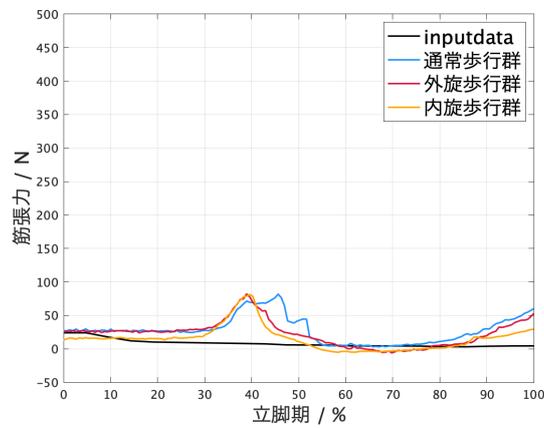


図 61 前脛骨筋の筋張力

### 3.4 シミュレータ歩行動作時の床反力

図 62 から図 64 に、シミュレータ動作時に生じた床反力を示す。縦軸を床反力 [N]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での関節角度変化をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の床反力の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 19 から表 18 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への床反力の最大値 [N] と最小値 [N]、変化幅 [N] を示す。垂直方向の床反力は、下向きに増加し、通常歩行群は、外旋歩行群と内旋歩行群に比べて大きさが小さかった。内外側方向の床反力は、通常歩行群では少し内側方向に作用、外旋歩行群では通常歩行群より大きく内側方向に作用、内旋歩行群では外側方向に増加した。前方方向の床反力は、どの動作でも約 90N の負荷が加わった。

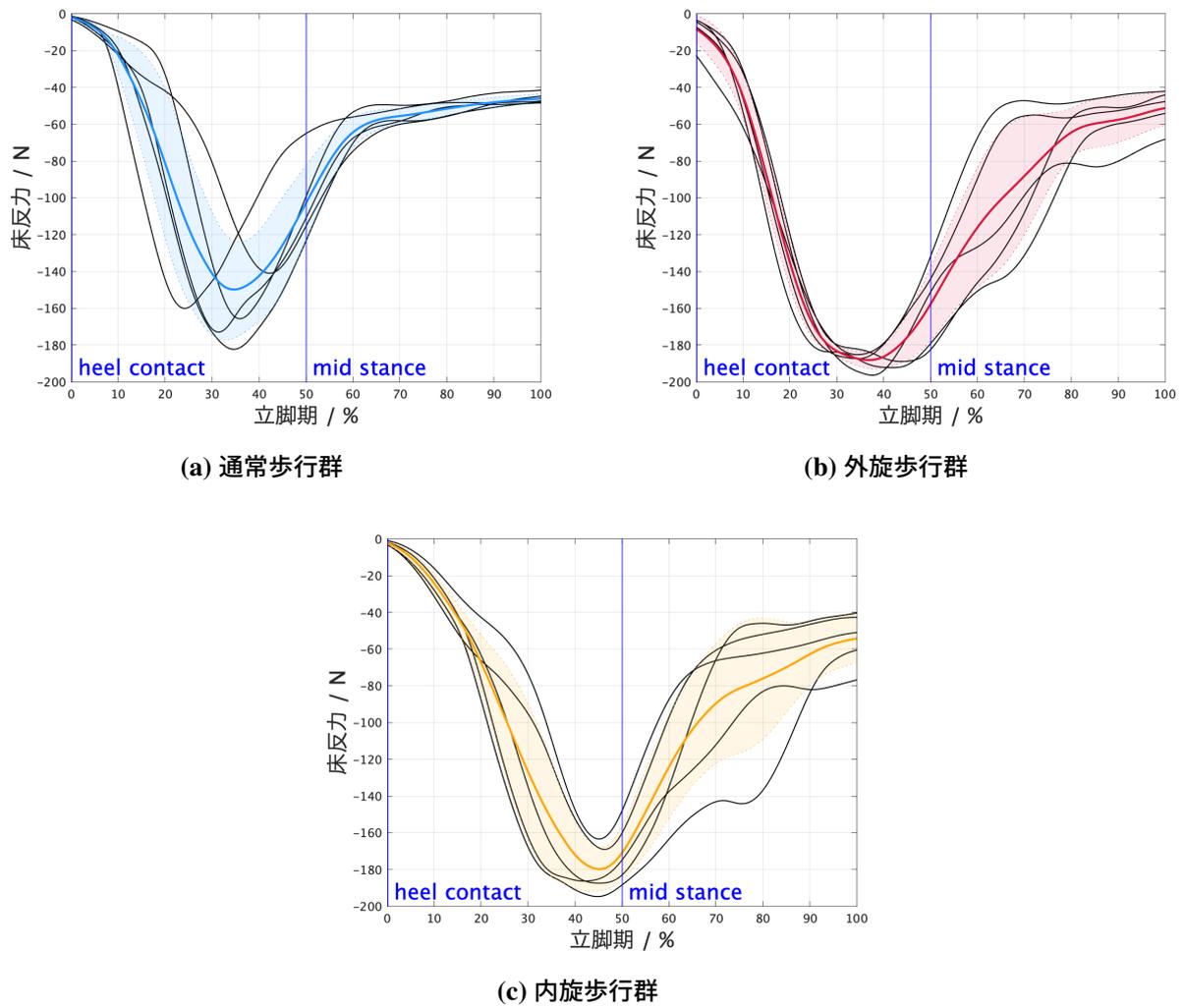


図 62 垂直方向床反力

表 16 垂直方向の床反力

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	下向	-1.95	-150	148
外旋歩行群	下向	-8.17	-188	180
内旋歩行群	下向	-2.20	-180	176

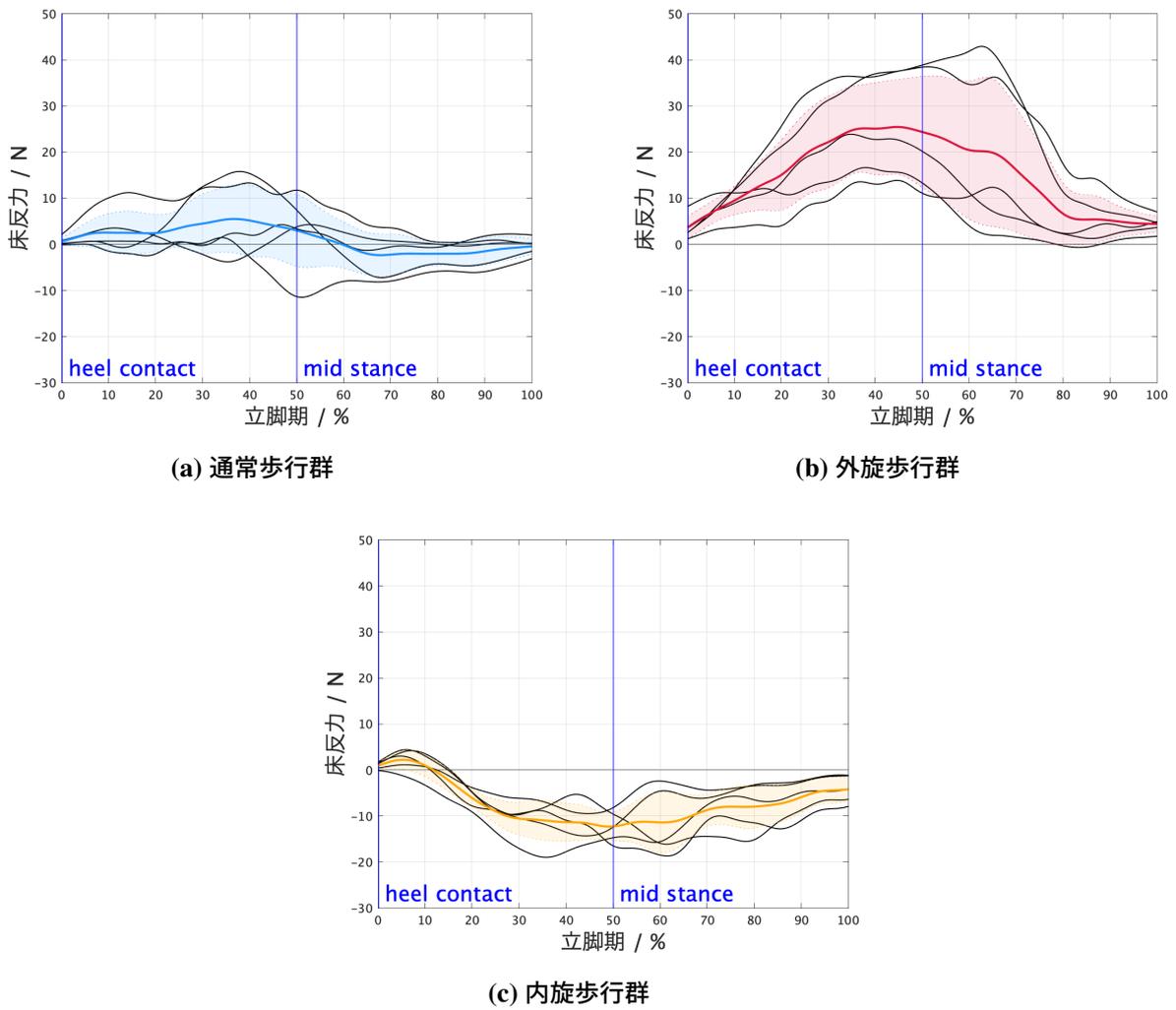


図 63 内外側床反力

表 17 内外側方向の床反力

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	少し内側	5.51	0.647	4.86
外旋歩行群	内側	25.4	3.63	21.8
内旋歩行群	外側	2.23	-12.3	14.5

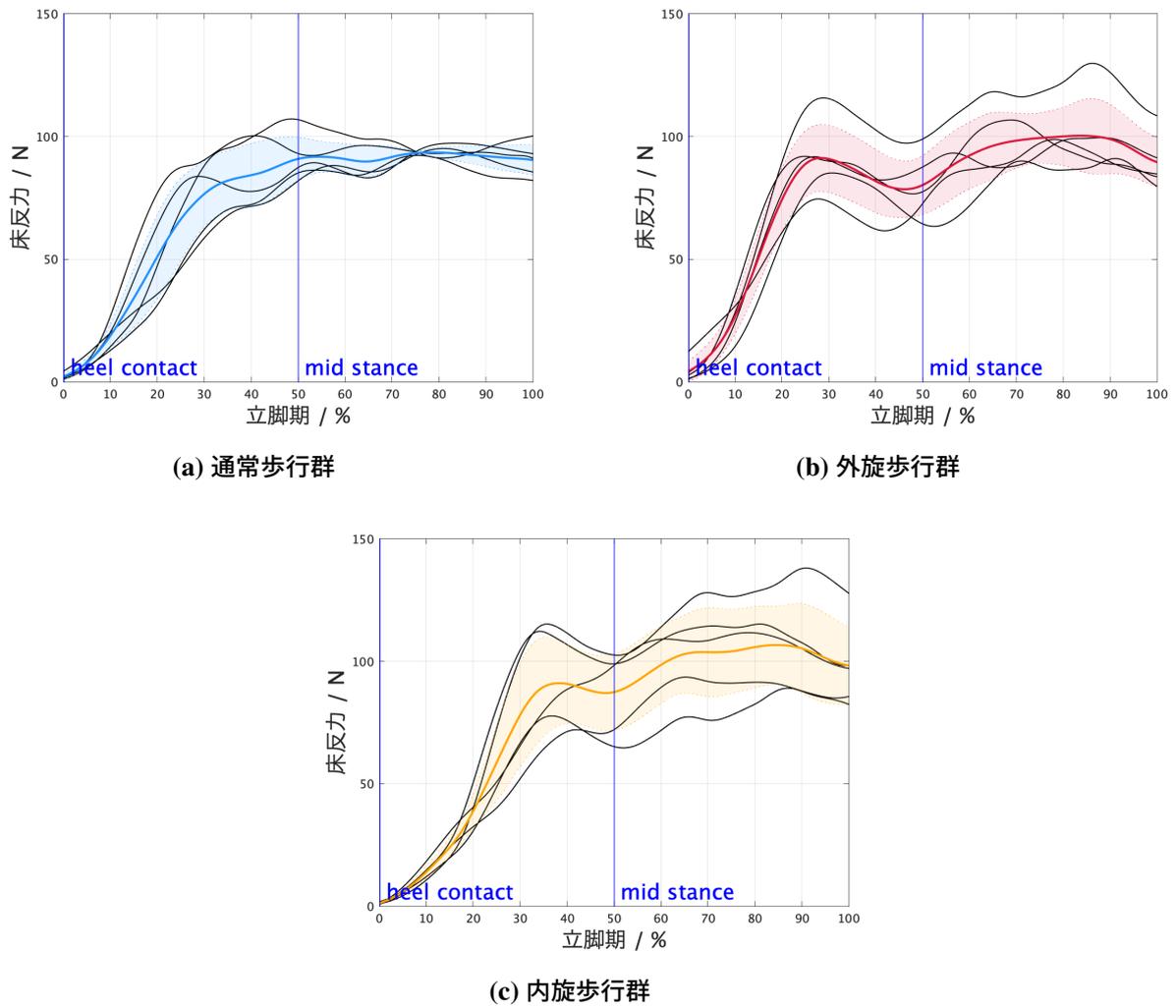


図 64 前後方向床反力

表 18 前後方向の床反力

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	前方	90.8	2.18	88.7
外旋歩行群	前方	91.2	4.27	87.0
内旋歩行群	前方	91.1	1.28	89.8

## 3.5 シミュレータ歩行動作時の関節角度変化

### 3.5.1 股関節角度

図 65 から図 67 に、歩行立脚期における股関節角度を示す。縦軸を関節角度 [deg]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での関節角度変化をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の股関節角度の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 65 から表 67 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への股関節角度の最大値 [deg] と最小値 [deg]、変化幅 [deg] を示す。股関節の屈曲伸展角度は、どの動作群でも屈曲位から軽度の伸展をした。股関節の外転内転角度は、どの動作群でも軽度内転位からほとんど変化がなかった。股関節の外旋内旋角度は、通常歩行群では軽度外旋位からさらに軽度の外旋をし、外旋歩行群では外旋位からほとんど角度変化はなく、軽度内旋歩行群では軽度内旋位から軽度の外旋をした。

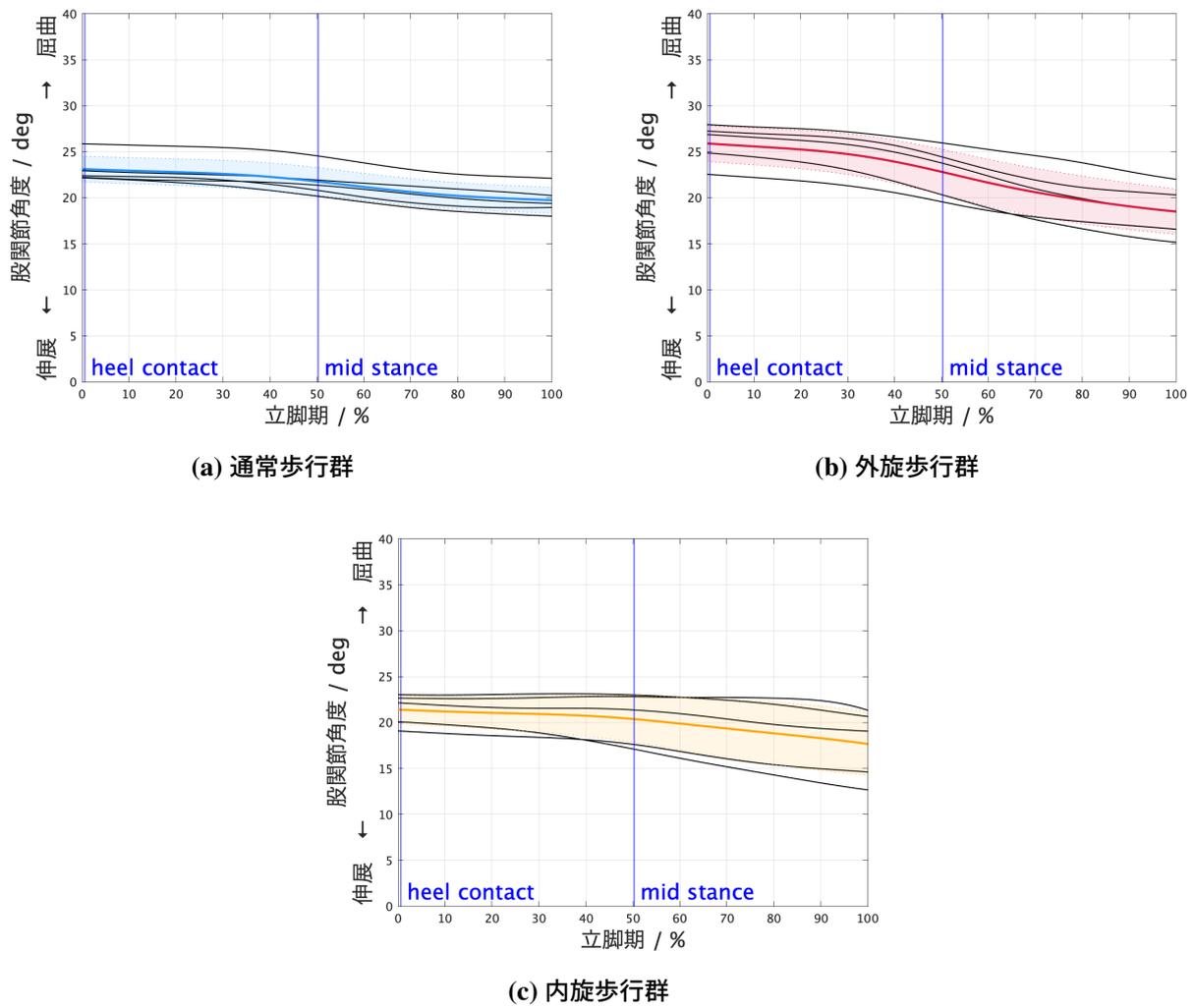


図 65 股関節の屈曲伸展角度

表 19 股関節の屈曲伸展角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	微少な伸展	23.1	21.8	1.3
外旋歩行群	微少な伸展	25.9	22.9	3.0
内旋歩行群	微少な伸展	21.4	20.4	1.0

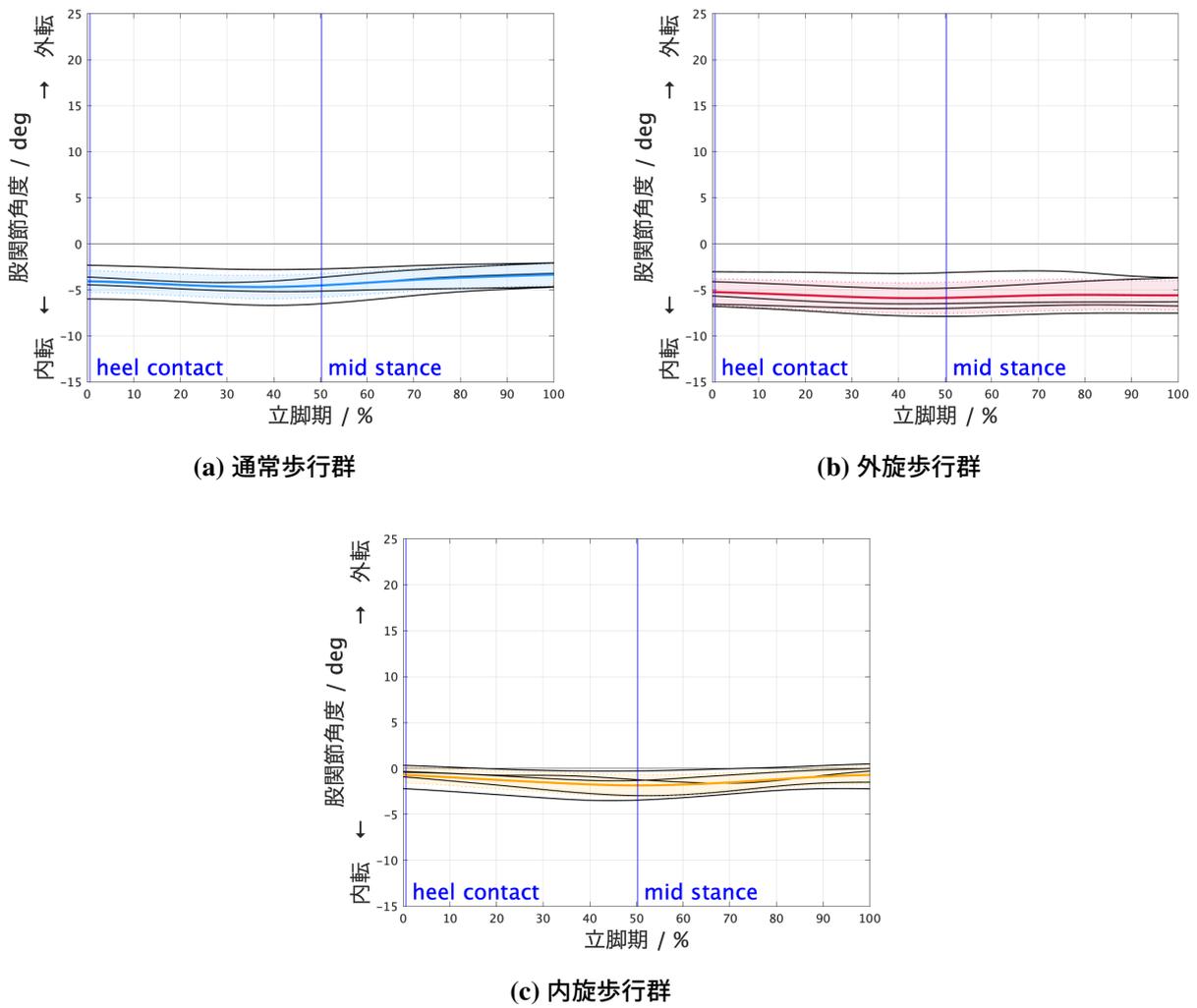


図 66 股関節の外転内転角度

表 20 股関節の外転内転角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	変化ほとんどなし	-4.70	-4.69	0.62
外旋歩行群	変化ほとんどなし	-5.22	-5.90	0.67
内旋歩行群	変化ほとんどなし	-0.680	-1.84	1.14

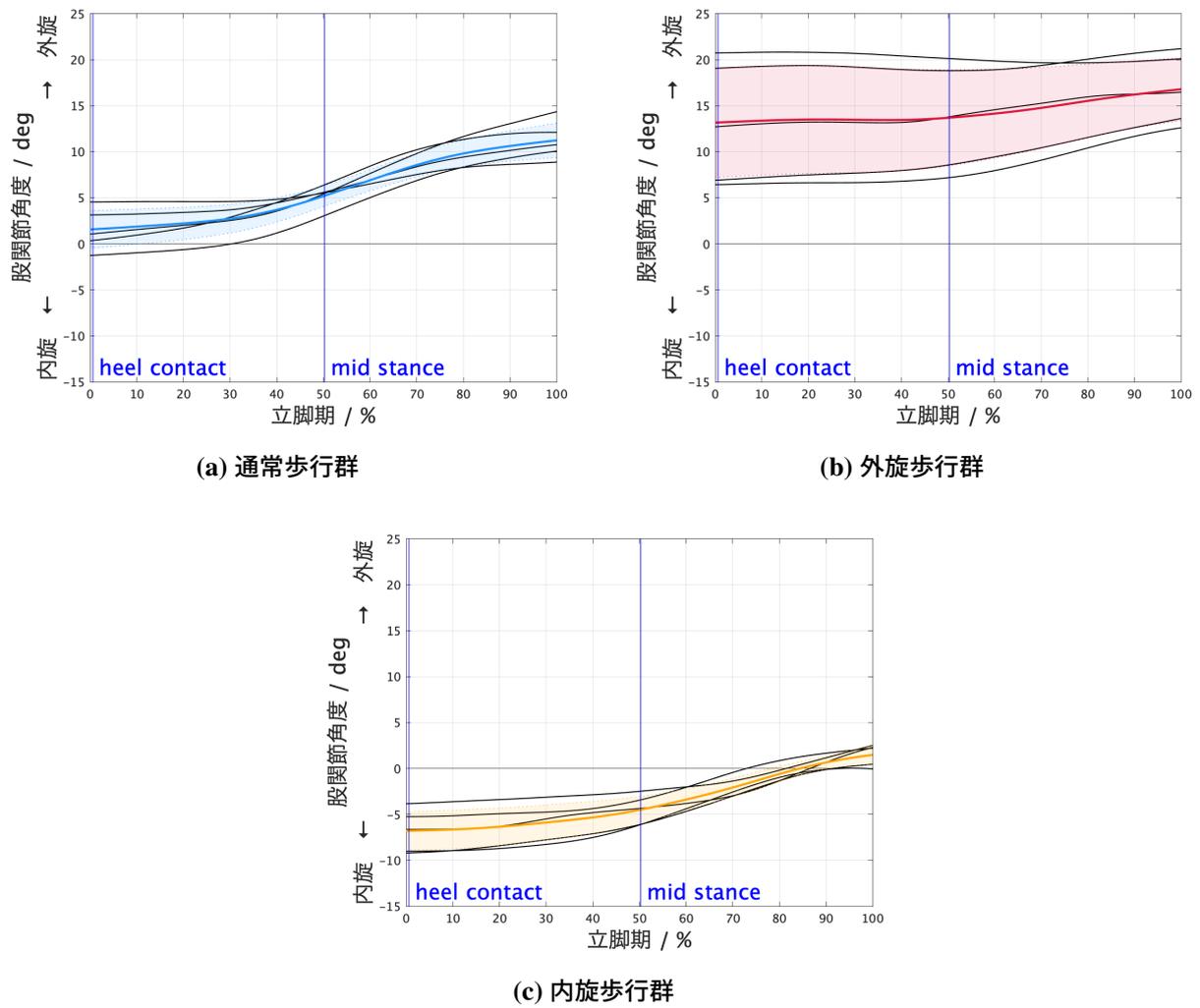


図 67 股関節の外旋内旋角度

表 21 股関節の外旋内旋角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	微少な外旋	5.13	1.57	3.6
外旋歩行群	変化ほとんどなし	13.7	13.2	0.5
内旋歩行群	微少な外旋	-4.55	-6.79	2.2

### 3.5.2 膝関節角度

図 68 から図 70 に、歩行立脚期における膝関節角度を示す。縦軸を関節角度 [deg]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での関節角度変化をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の膝関節角度の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 22 から表 24 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への膝関節角度の最大値 [deg] と最小値 [deg]、変化幅 [deg] を示す。膝関節の屈曲伸展角度は、どの動作群でも伸展位から屈曲した。変化の大きさは通常歩行群が外旋歩行群と内旋歩行群より、約  $6^{\circ}$  大きかった。膝関節の外転内転角度は、通常歩行群と外旋歩行群では外転位から軽度な外転をし、内旋歩行群では  $0^{\circ}$  に近い軽度外転位から軽度な外転をした。膝関節の外旋内旋角度は、通常歩行群と外旋歩行群では約  $25^{\circ}$  の外旋位から軽度な外旋をし、内旋歩行群では約  $25^{\circ}$  の外旋位からほとんど変化はなかった。

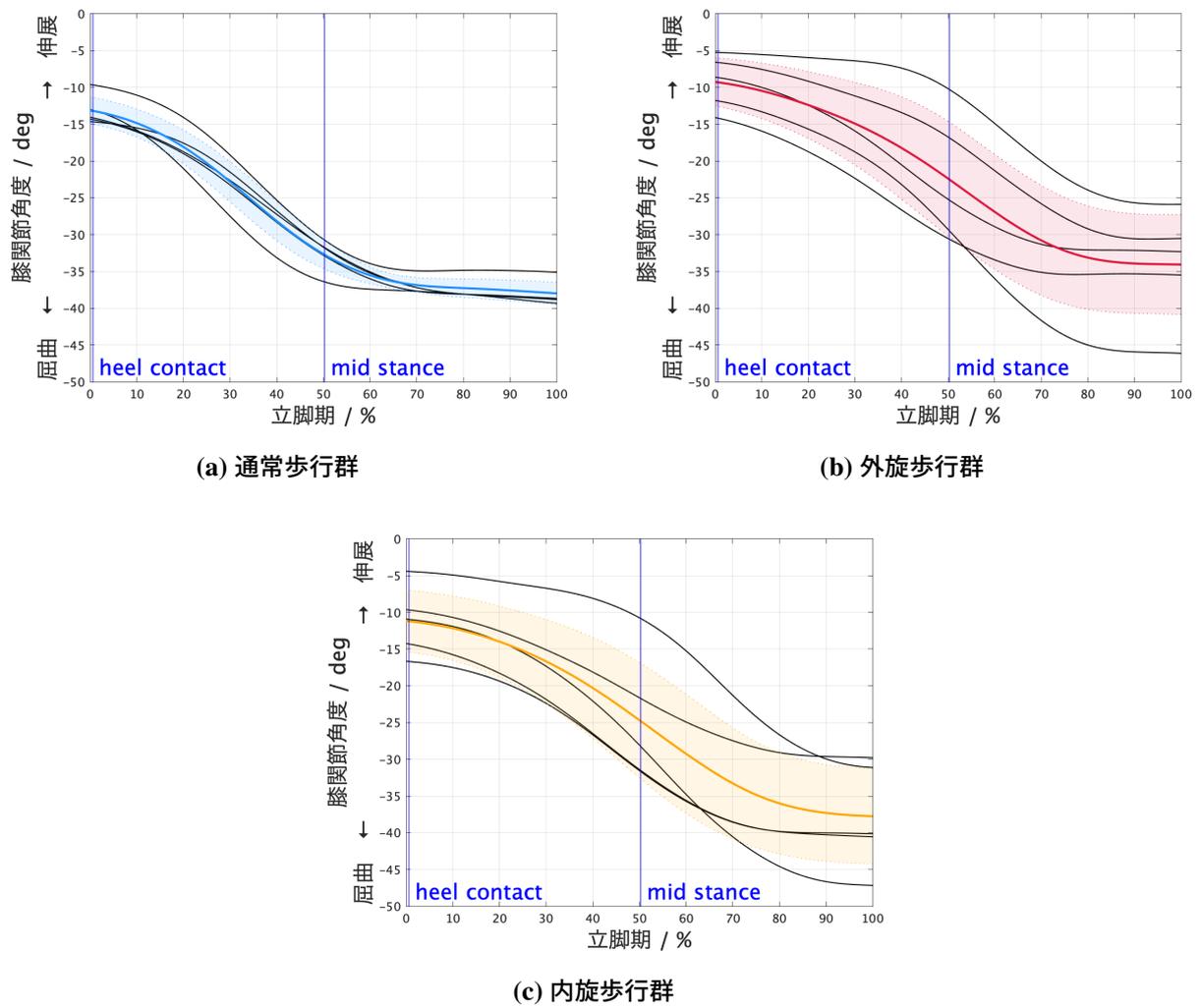


図 68 膝関節の屈曲伸展角度

表 22 膝関節の屈曲伸展角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	屈曲	-13.1	-32.5	19.3
外旋歩行群	屈曲	-9.25	-22.2	13.0
内旋歩行群	屈曲	-11.2	-24.5	13.4

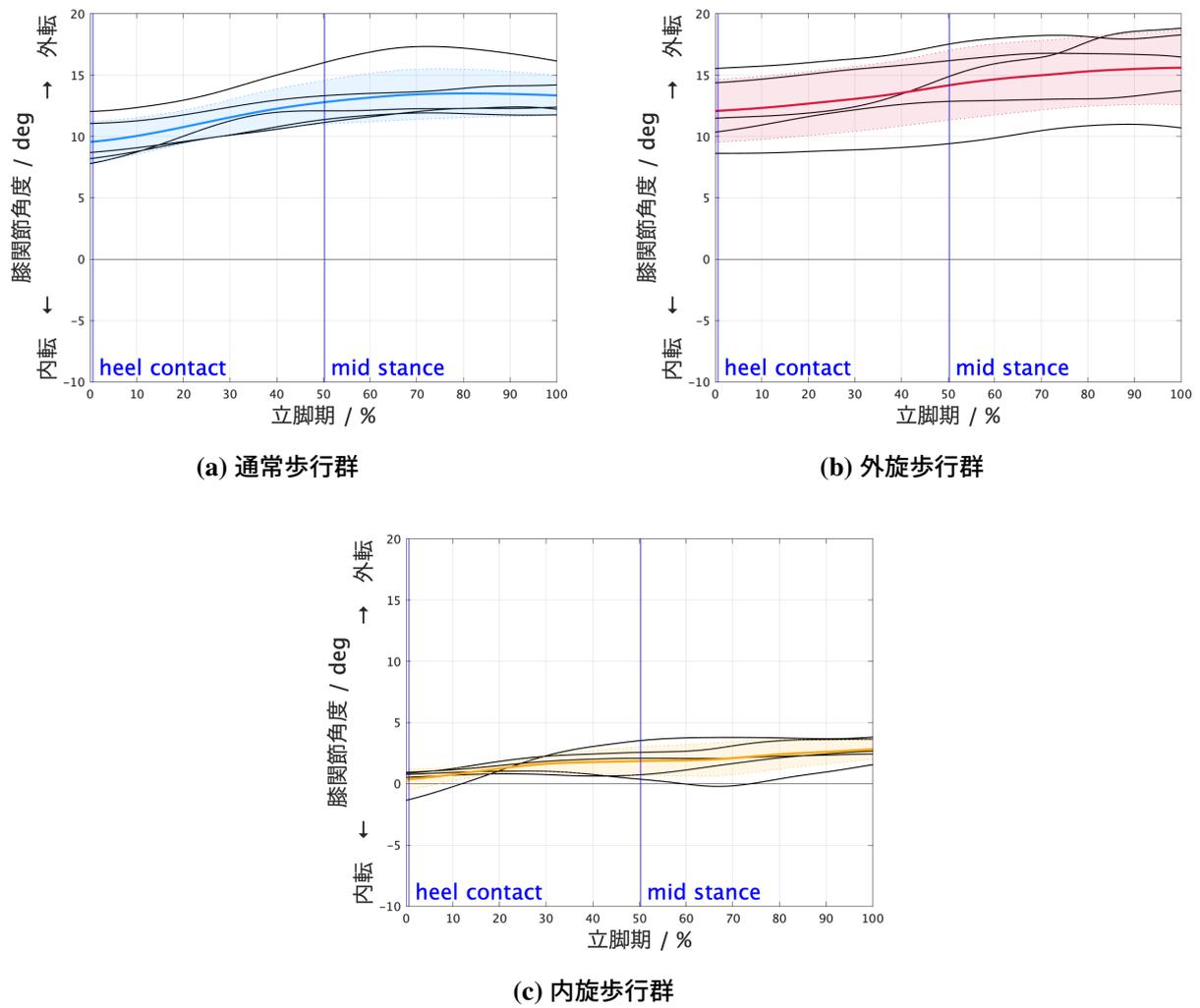


図 69 膝関節の外転内転角度

表 23 膝関節の外転内転角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	微少な外転	12.8	9.56	3.2
外旋歩行群	微少な外転	14.1	12.1	2.1
内旋歩行群	微少な外転	1.85	0.346	1.5

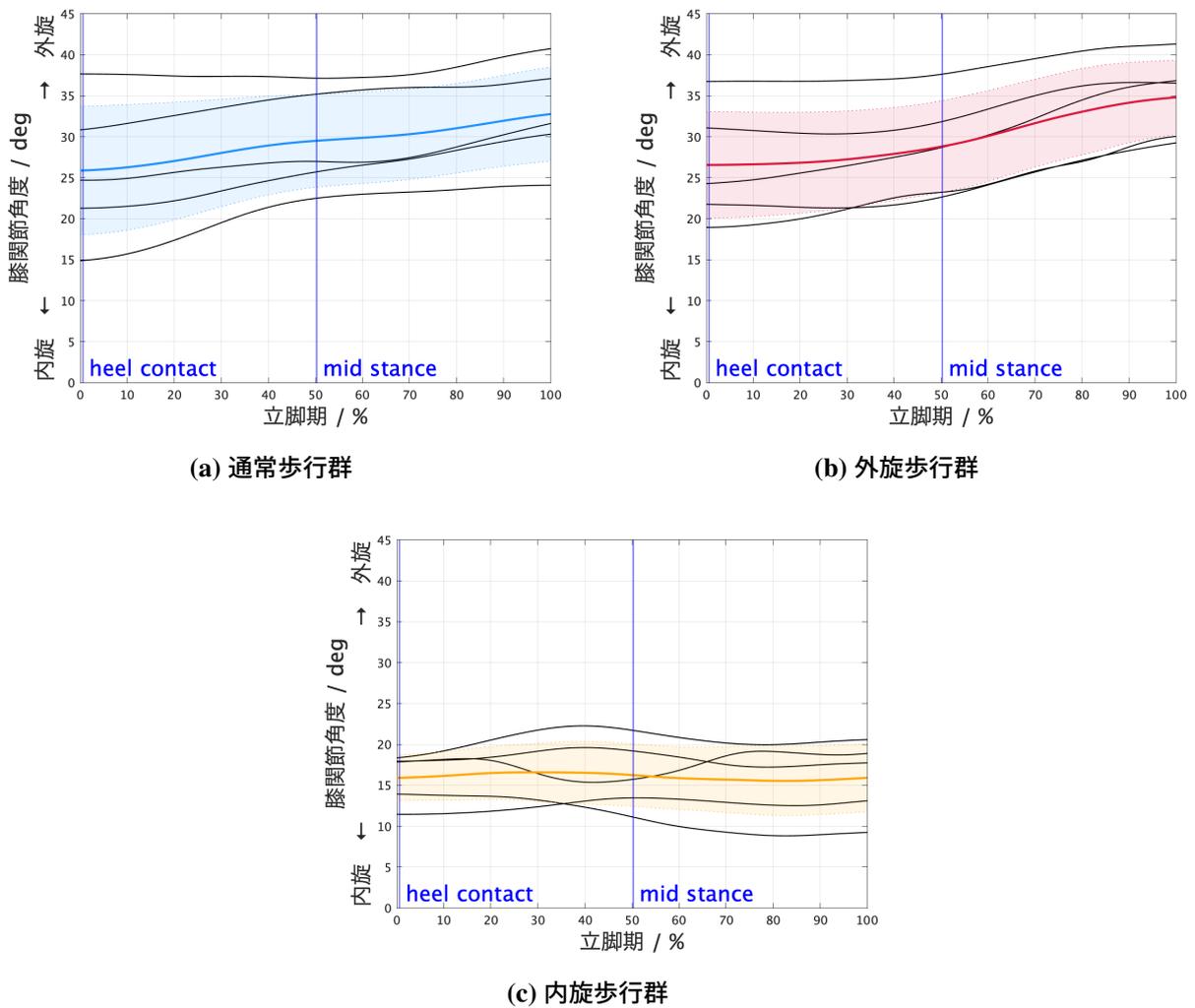


図 70 膝関節の外旋内旋角度

表 24 膝関節の外旋内旋角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	微少な外旋	29.5	25.9	3.6
外旋歩行群	微少な外旋	28.8	26.6	2.2
内旋歩行群	変化ほとんどなし	16.6	15.9	0.7

### 3.5.3 足関節角度

図 71 から図 73 に、歩行立脚期における足関節角度を示す。縦軸を関節角度 [deg]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での関節角度変化をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の足関節角度の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 25 から表 27 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への足関節角度の最大値 [deg] と最小値 [deg]、変化幅 [deg] を示す。足関節の底屈背屈角度は、どの動作でも軽度底屈位から背屈した。足関節の外がえし内がえし角度は、どの動作も  $0^{\circ}$  に近い軽度外がえし位であり、通常歩行群はほとんど変化はなく、外旋歩行軍では軽度の外がえし、内旋歩行軍では軽度の内がえしをした。足関節の外転内転角度は、どの動作でも内転位から軽度の外転をした。

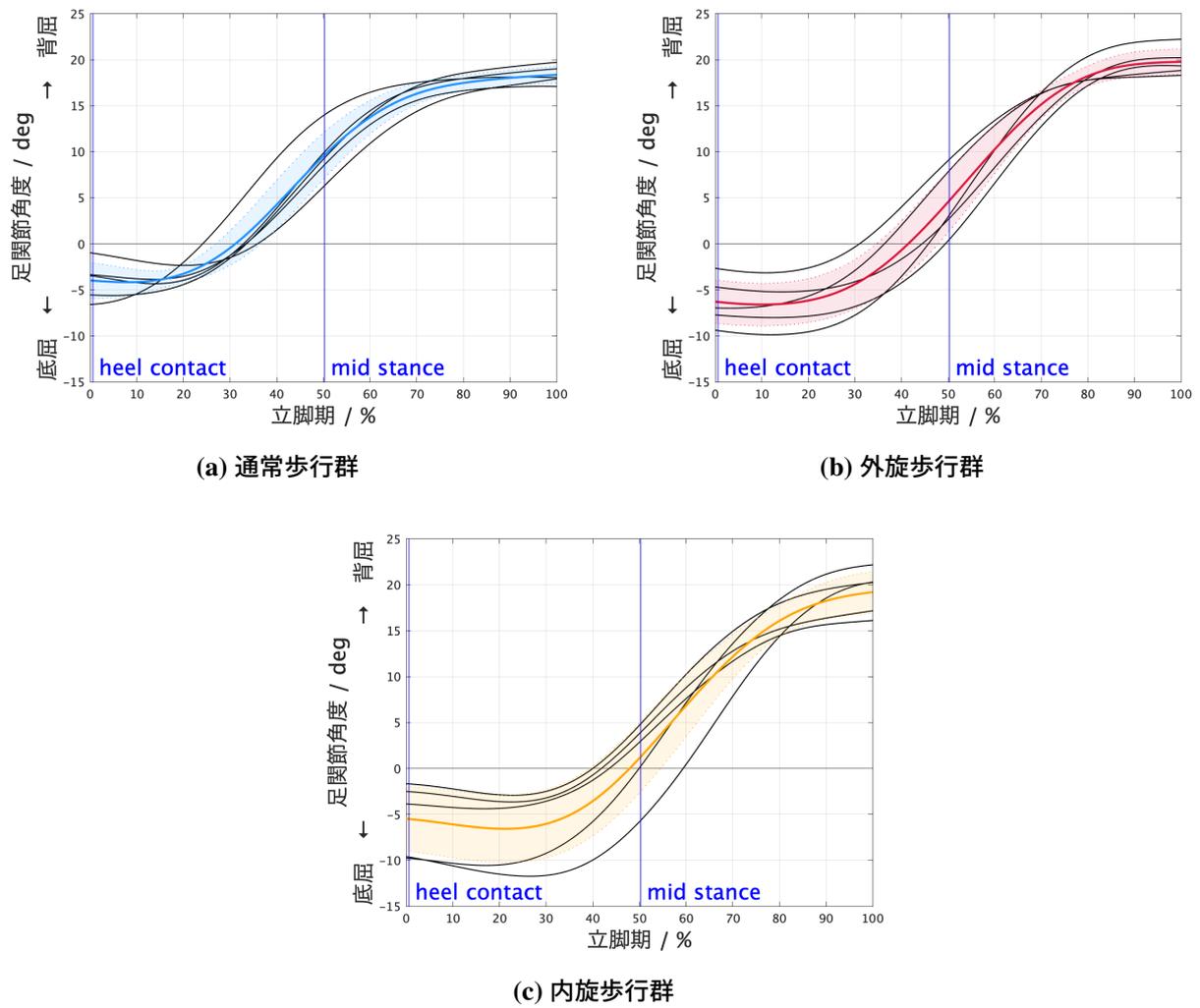


図 71 足関節の背屈底屈角度

表 25 足関節の背屈底屈角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	背屈	9.37	-4.16	13.5
外旋歩行群	背屈	4.37	-6.59	11.0
内旋歩行群	背屈	0.950	-6.57	7.5

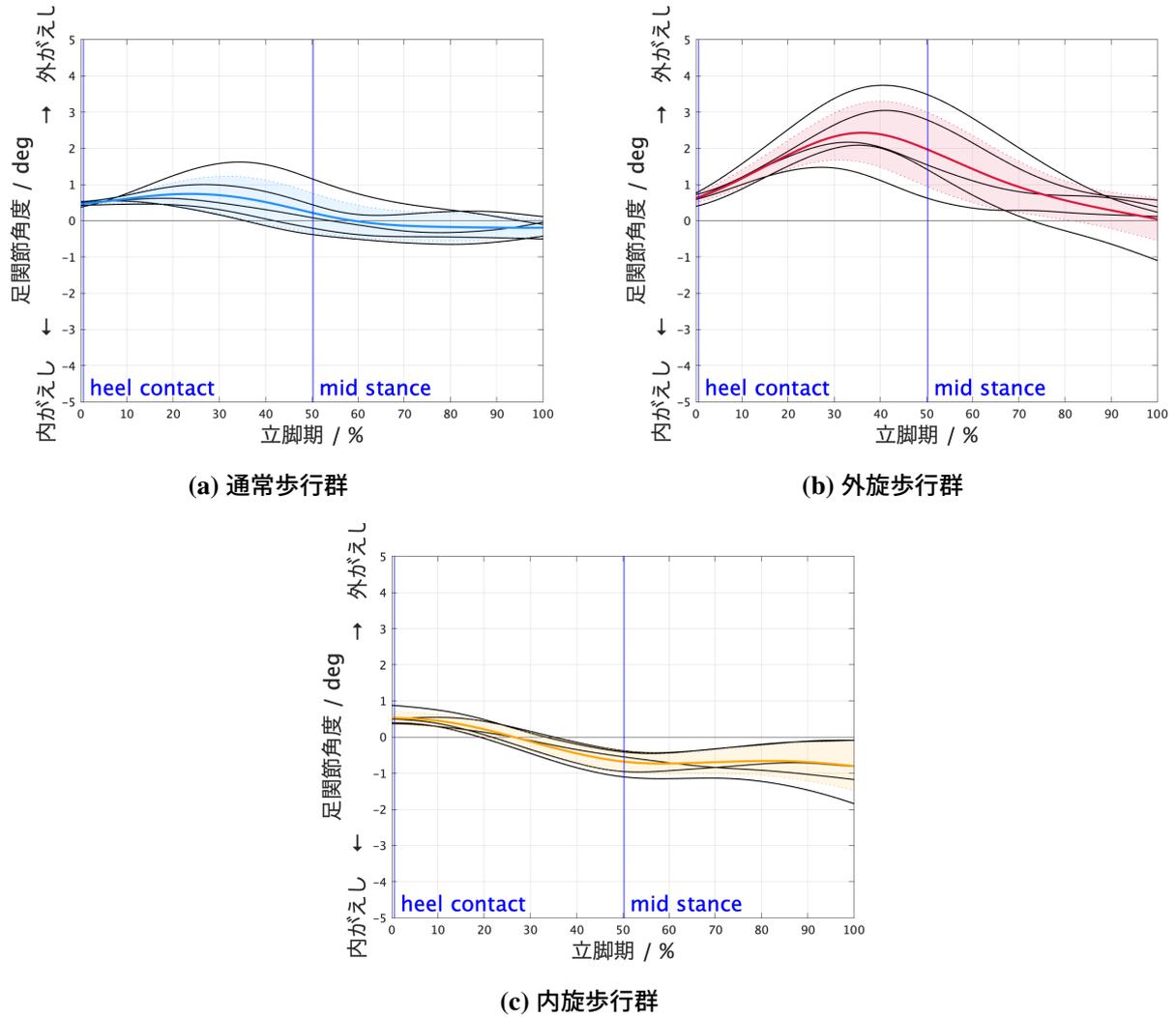


図 72 足関節の外がえし内がえし角度

表 26 足関節の外がえし内がえし角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	変化ほとんどなし	0.743	0.23	0.50
外旋歩行群	微少な外がえし	2.43	0.62	1.80
内旋歩行群	微少な内がえし	0.533	-0.67	1.20

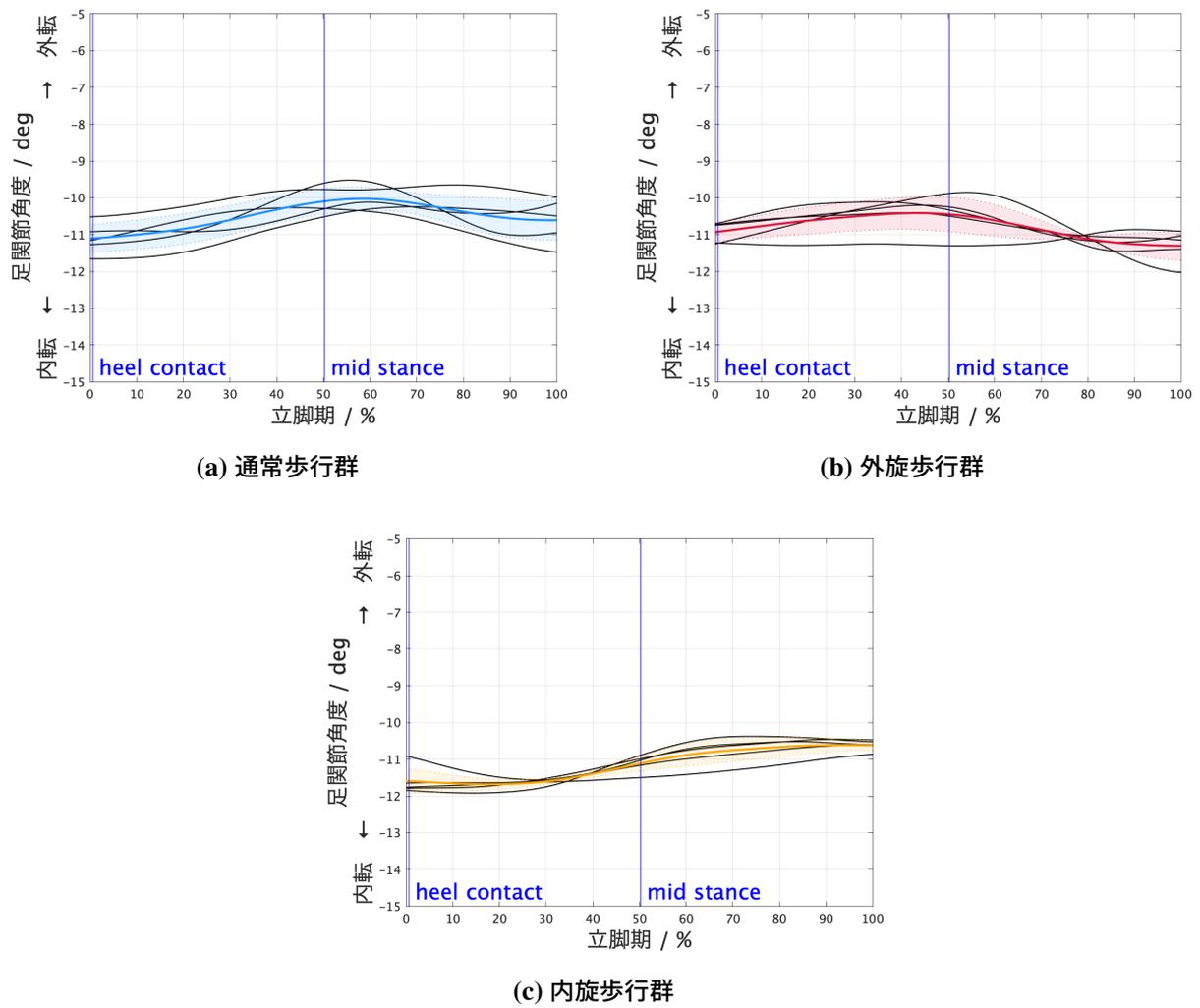


図 73 足関節の外転内転角度

表 27 足関節の外転内転角度

	変化方向	最大値 [deg]	最小値 [deg]	変化幅 [deg]
通常歩行群	微少な外転	-10.1	-11.1	1.0
外旋歩行群	変化ほとんどなし	-10.4	-10.9	0.5
内旋歩行群	変化ほとんどなし	-11.1	-11.7	0.6

## 3.6 シミュレータ歩行動作時の関節負荷

### 3.6.1 股関節の負荷荷重

図 74 から図 76 に、シミュレータ動作時に生じた股関節の負荷荷重を示す。縦軸を負荷荷重 [N]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 %までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での股関節の負荷荷重をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の股関節の負荷荷重の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 28 から表 30 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への股関節の負荷荷重の最大値 [N] と最小値 [N]、変化幅 [N] を示す。垂直方向の負荷荷重は、上向きに増加し、立脚中期までに通常歩行群では 228N、外旋歩行群では 240N、内旋歩行群では 218N 増加し、外旋歩行群が 1 番大きく内旋歩行群が 1 番小さかった。内外側方向の負荷荷重は、外側方向に増加し、立脚中期までに通常歩行では 48.0N、外旋歩行群では 51.5N、内旋歩行群では 38.5N 増加し、外旋歩行群が 1 番大きく内旋歩行群が 1 番小さかった。前方方向の負荷荷重力は、後方に増加し、立脚中期までに通常歩行では 44.50N、外旋歩行群では 43.2N、内旋歩行群では 63.8N 増加し、内旋歩行群が 1 番大きかった。

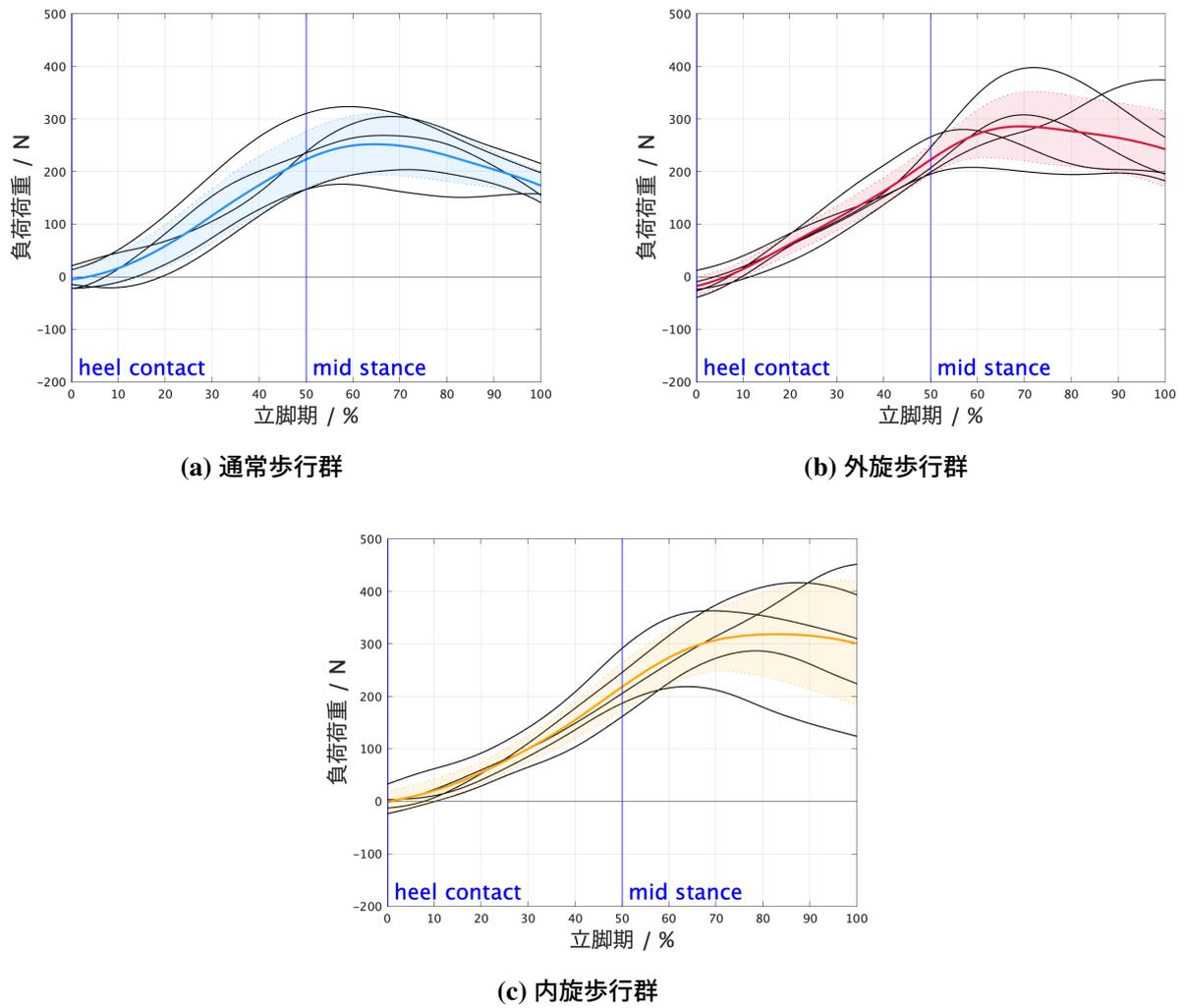


図 74 垂直方向の股関節負荷荷重

表 28 垂直方向の股関節負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	上向	223	-5.12	228
外旋歩行群	上向	222	-17.7	240
内旋歩行群	上向	218	-0.668	218

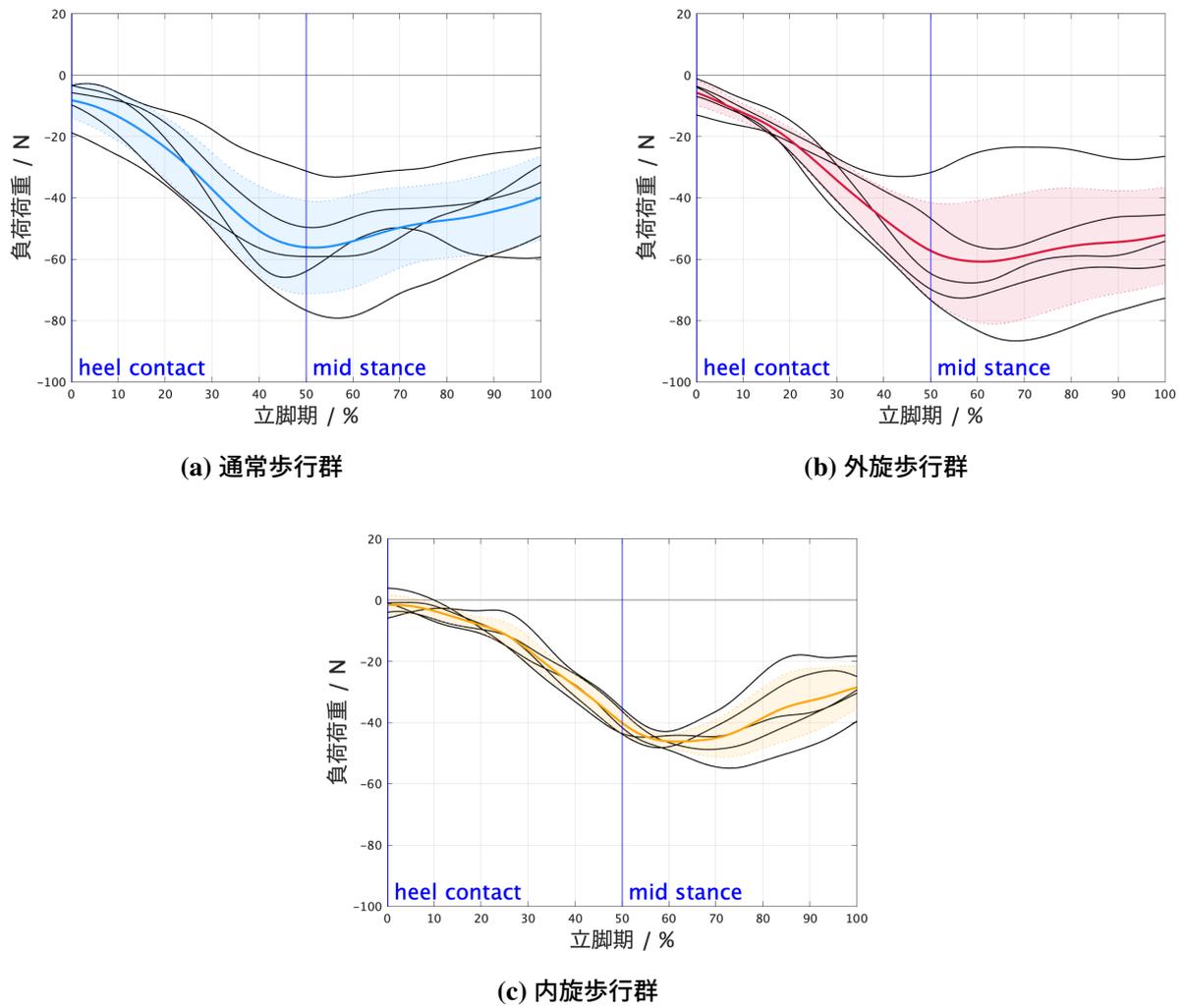


図 75 内外側の股関節負荷荷重

表 29 内外側方向の股関節負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	外側	-8.167	-56.1	48.0
外旋歩行群	外側	-5.694	-57.2	51.5
内旋歩行群	外側	-1.533	-40.0	38.5

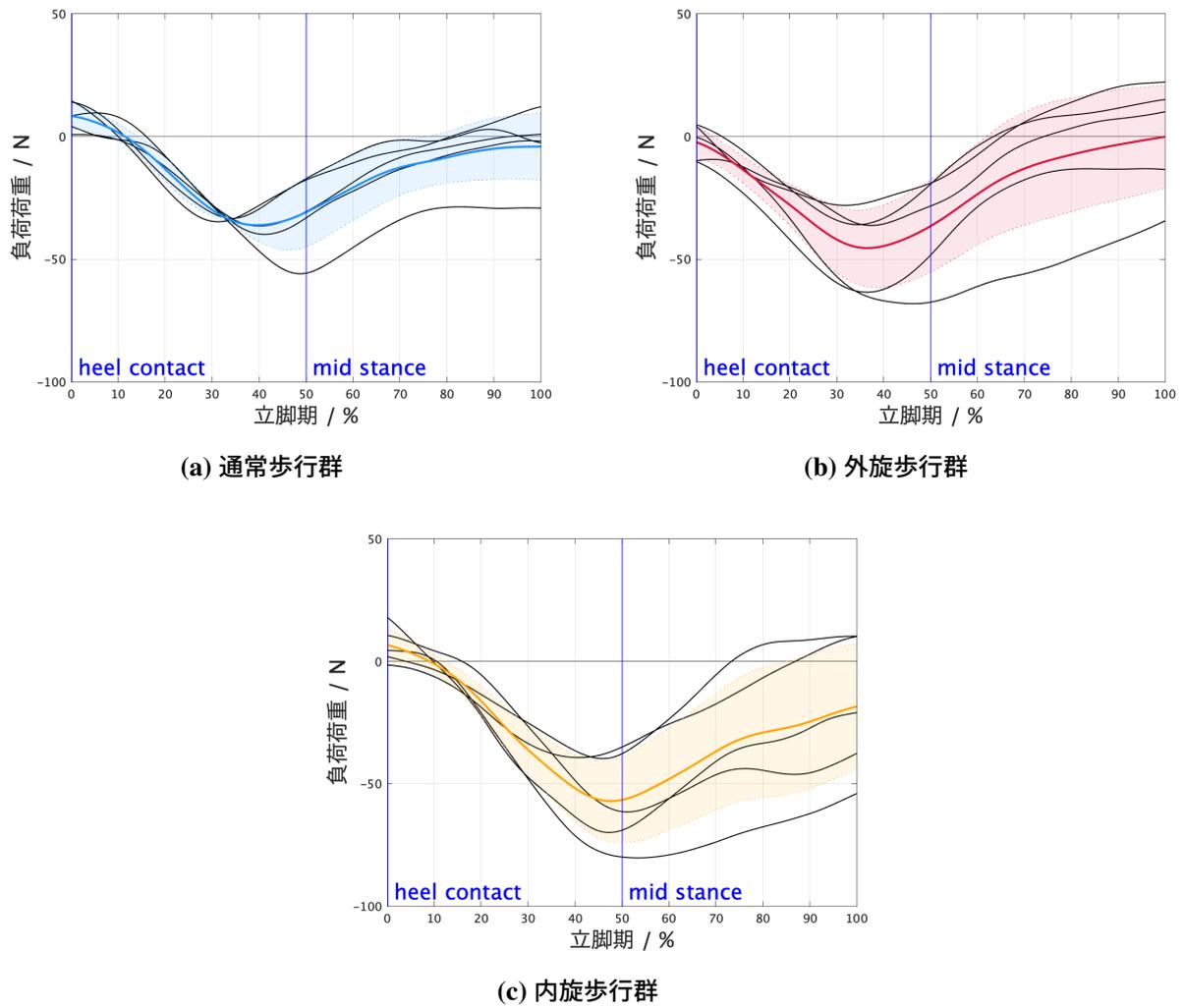


図 76 前後方向の股関節負荷荷重

表 30 前後方向の股関節負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	後方	8.38	-36.1	44.5
外旋歩行群	後方	-2.23	-45.5	43.2
内旋歩行群	後方	6.75	-57.1	63.8

### 3.6.2 股関節負荷モーメント

図 77 から図 79 に、シミュレータ動作時に生じた股関節の負荷モーメントを示す。縦軸を負荷モーメント [N]，横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし，0～50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には，通常歩行群と外旋歩行群，内旋歩行群での股関節負荷モーメントをそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の股関節の負荷モーメントの変化であり，各動作群の平均値を青と赤，黄の実線で示し，各色の透過線で標準偏差を示した。また，表 31 から表 33 に，踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群，内旋歩行群での各軸方向への股関節の負荷モーメントの最大値 [Nm] と最小値 [Nm]，変化幅 [Nm] を示す。z 軸周りの負荷モーメントは，内旋方向に増加し，内旋歩行群が 1 番大きく 2.79Nm であり，外旋歩行群が 1 番小さく 1.28Nm であった。x 軸周りの負荷モーメントは，伸展方向に増加し，内旋歩行群が 1 番大きく 6.43Nm であり，外旋歩行群が 1 番小さく 4.72Nm であった。y 軸周りの負荷モーメント力は，外転方向に増加し，外旋歩行群が 1 番大きく 6.43Nm であり，内旋歩行群が 1 番小さく 6.89Nm であった。

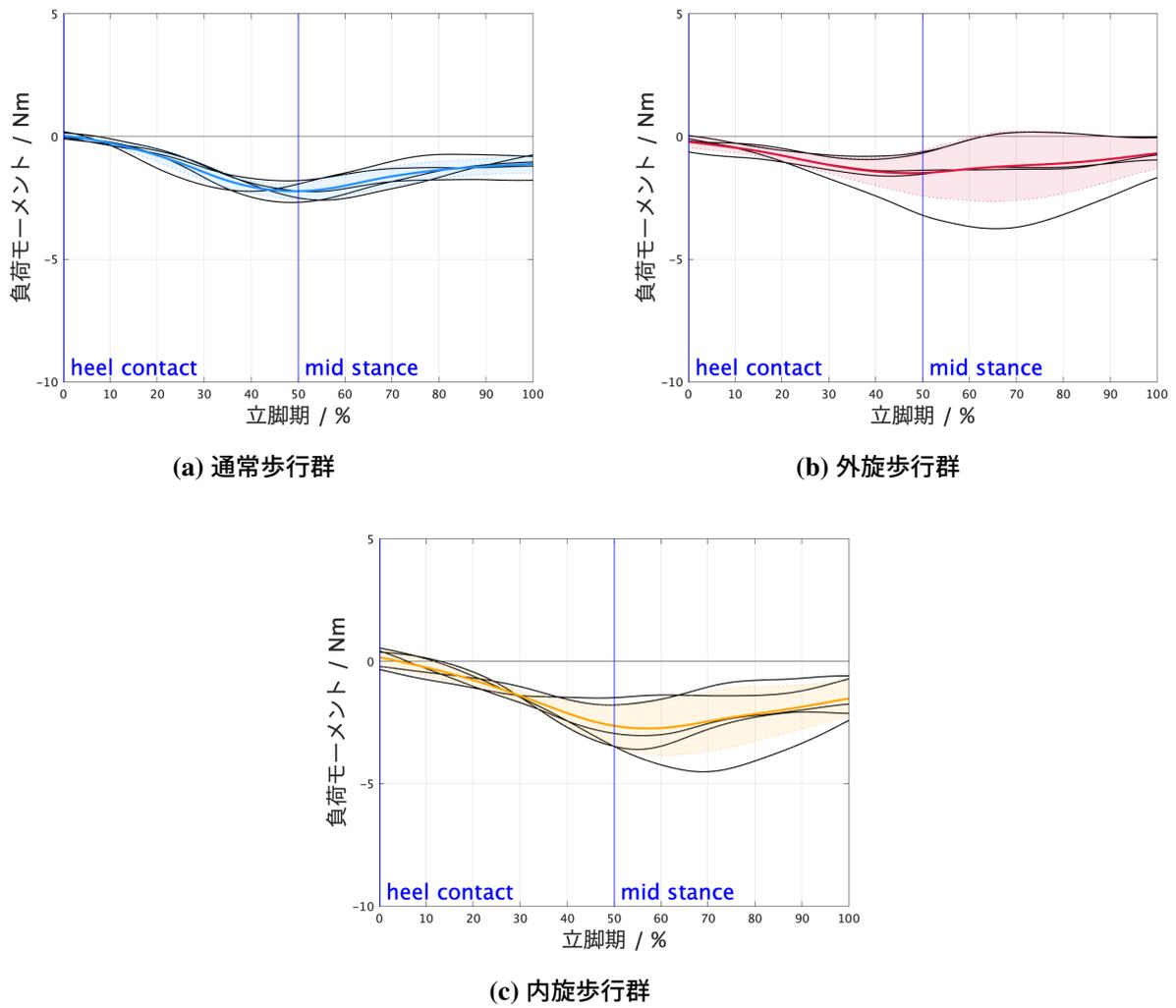


図 77 z 軸周りの股関節負荷モーメント

表 31 z 軸周りの股関節負荷モーメント

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	内旋	0.0313	-2.23	2.26
外旋歩行群	内旋	-0.215	-1.49	1.28
内旋歩行群	内旋	0.164	-2.63	2.79

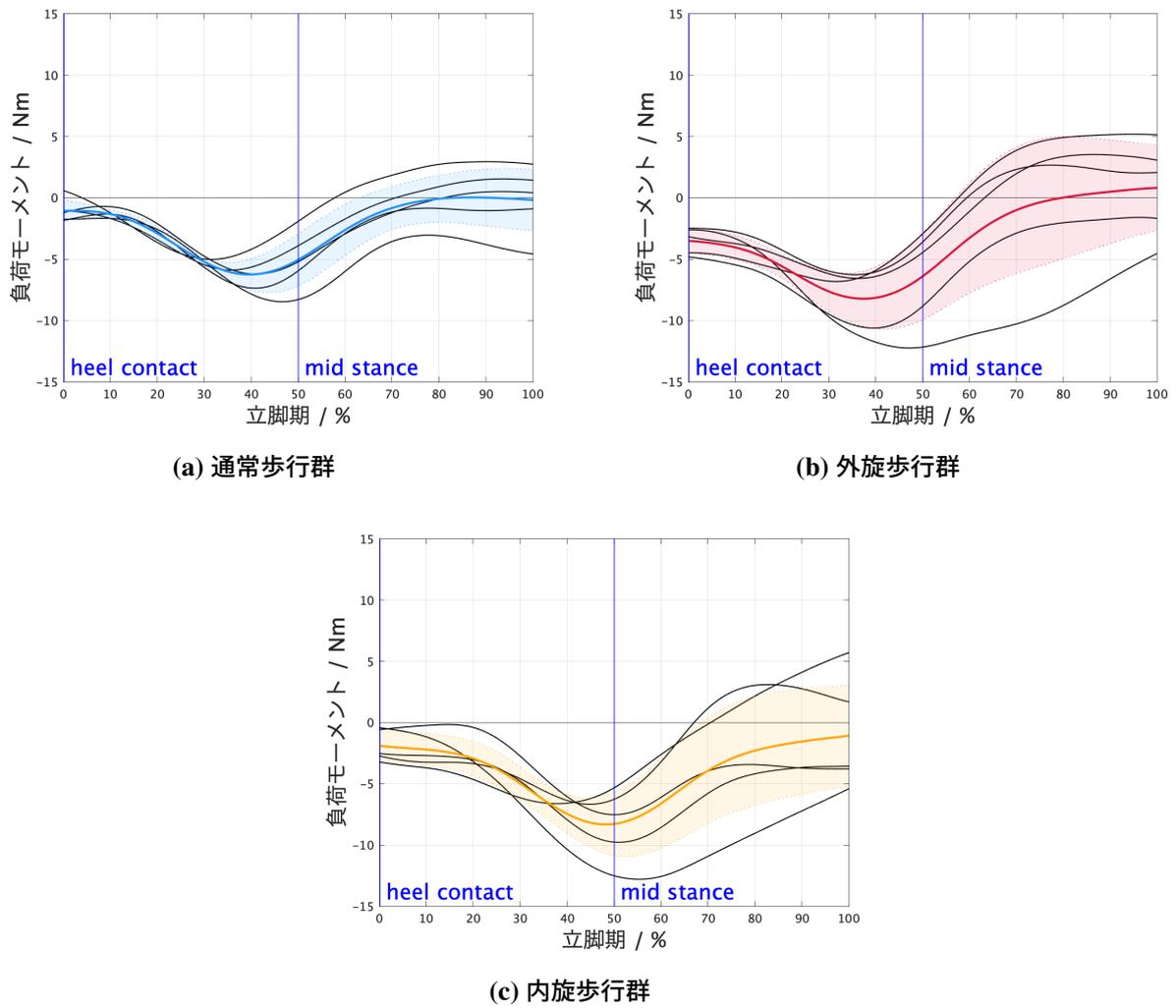
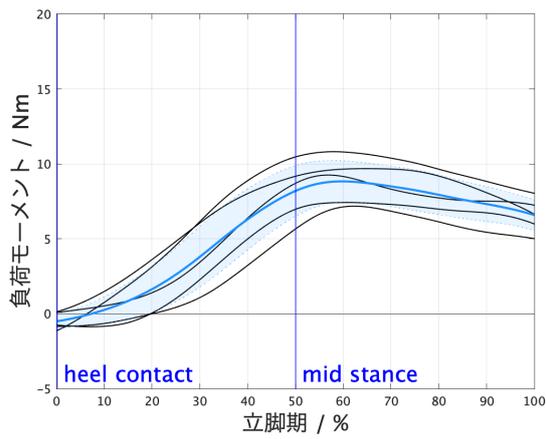


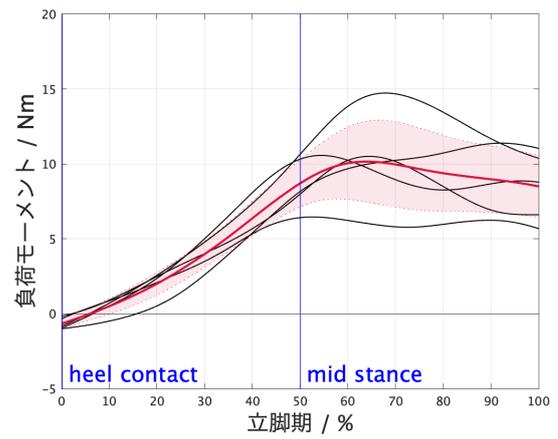
図 78 x 軸周りの股関節負荷モーメント

表 32 x 軸周りの股関節負荷モーメント

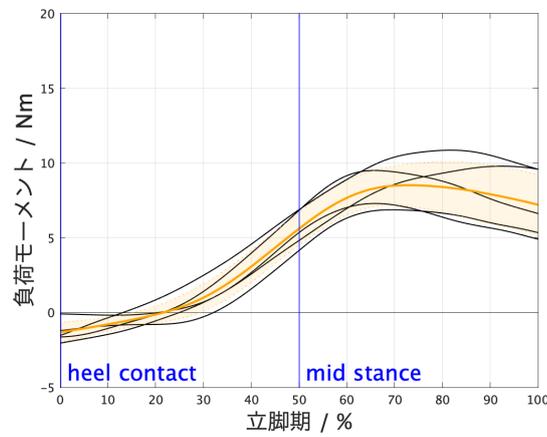
	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	伸展	-1.05	-6.25	5.20
外旋歩行群	伸展	-3.50	-8.22	4.72
内旋歩行群	伸展	-1.90	-8.32	6.43



(a) 通常歩行群



(b) 外旋歩行群



(c) 内旋歩行群

図 79 y 軸周りの股関節負荷モーメント

表 33 y 軸周りの股関節負荷モーメント

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	外転	8.18	-0.50	8.69
外旋歩行群	外転	8.69	-0.65	9.35
内旋歩行群	外転	5.59	-1.30	6.89

### 3.6.3 膝関節負荷

図 74 から図 76 に、シミュレータ動作時に生じた膝の負荷荷重を示す。縦軸を負荷荷重 [N]、横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし、0~50 % までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には、通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での膝負荷荷重をそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の膝の負荷荷重の変化であり、各動作群の平均値を青と赤、黄の実線で示し、各色の透過線で標準偏差を示した。また、表 34 から表 36 に、踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群、内旋歩行群での各軸方向への股関節の負荷荷重の最大値 [N] と最小値 [N]、変化幅 [N] を示す。垂直方向の負荷荷重は、上向きに増加し、立脚中期までに通常歩行群では 445N、外旋歩行群では 380N、内旋歩行群では 368N 増加し、外旋歩行群が 1 番大きく通常歩行群が 1 番小さかった。内外側方向の負荷荷重は、外側方向に増加し、立脚中期までに通常歩行では 35.2N、外旋歩行群では 20.2N、内旋歩行群では 48.1N 増加し、内旋歩行群が 1 番大きく、外旋歩行群が 1 番小さかった。前方方向の負荷荷重力は、前方に増加し、立脚中期までに通常歩行では 70.40N、外旋歩行群では 58.5N、内旋歩行群では 53.8N 増加し、通常歩行群が 1 番大きく、内旋歩行群が 1 番小さかった。

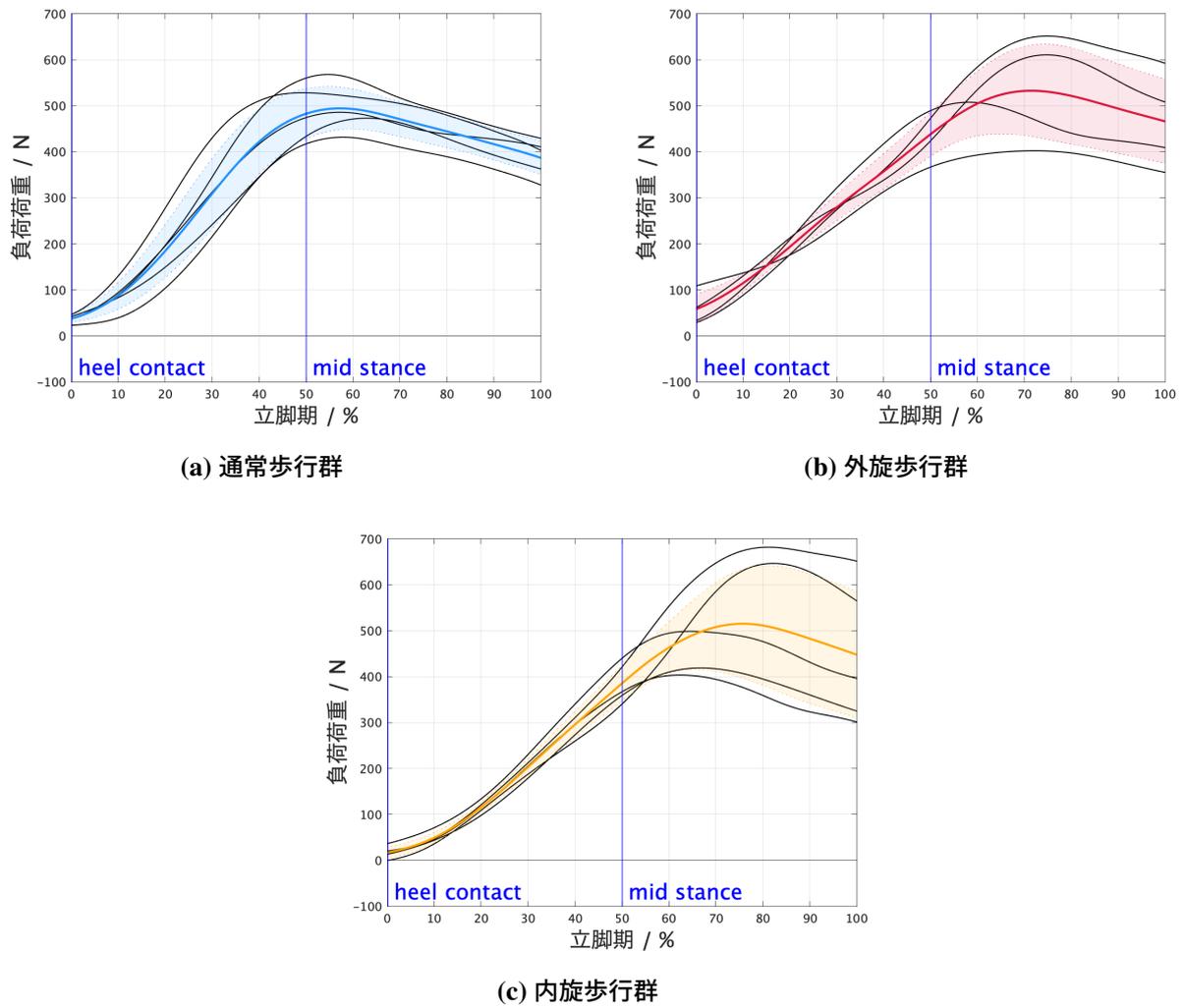


図 80 垂直方向の膝負荷荷重

表 34 垂直方向の膝負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	上向	483	37.3	445
外旋歩行群	上向	438	58.1	380
内旋歩行群	上向	385	16.6	368

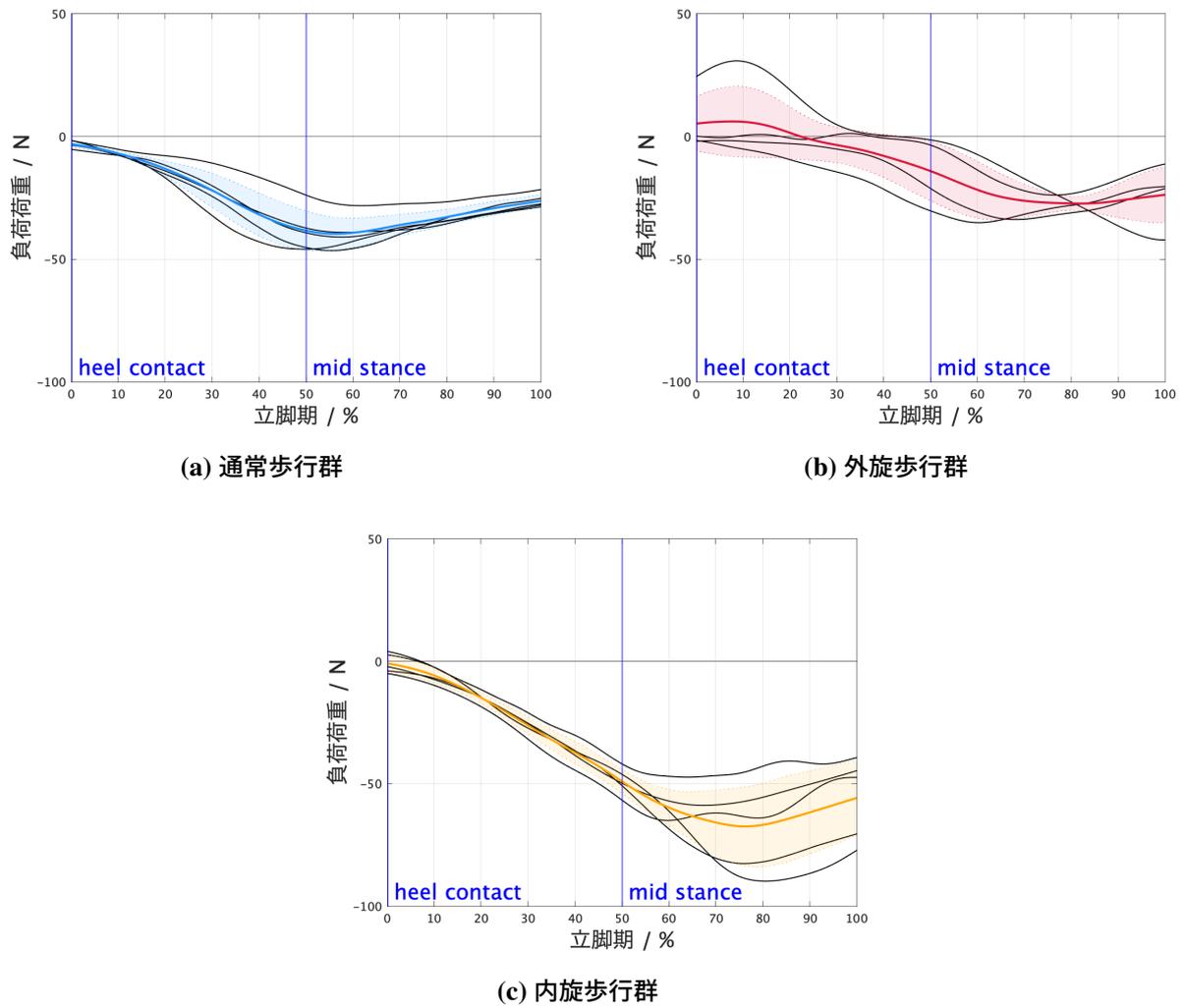


図 81 内外側の膝負荷荷重

表 35 内外側方向の膝負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	外側	-3.07	-38.2	35.2
外旋歩行群	外側	6.14	-14.0	20.2
内旋歩行群	外側	-0.83	-49.0	48.1

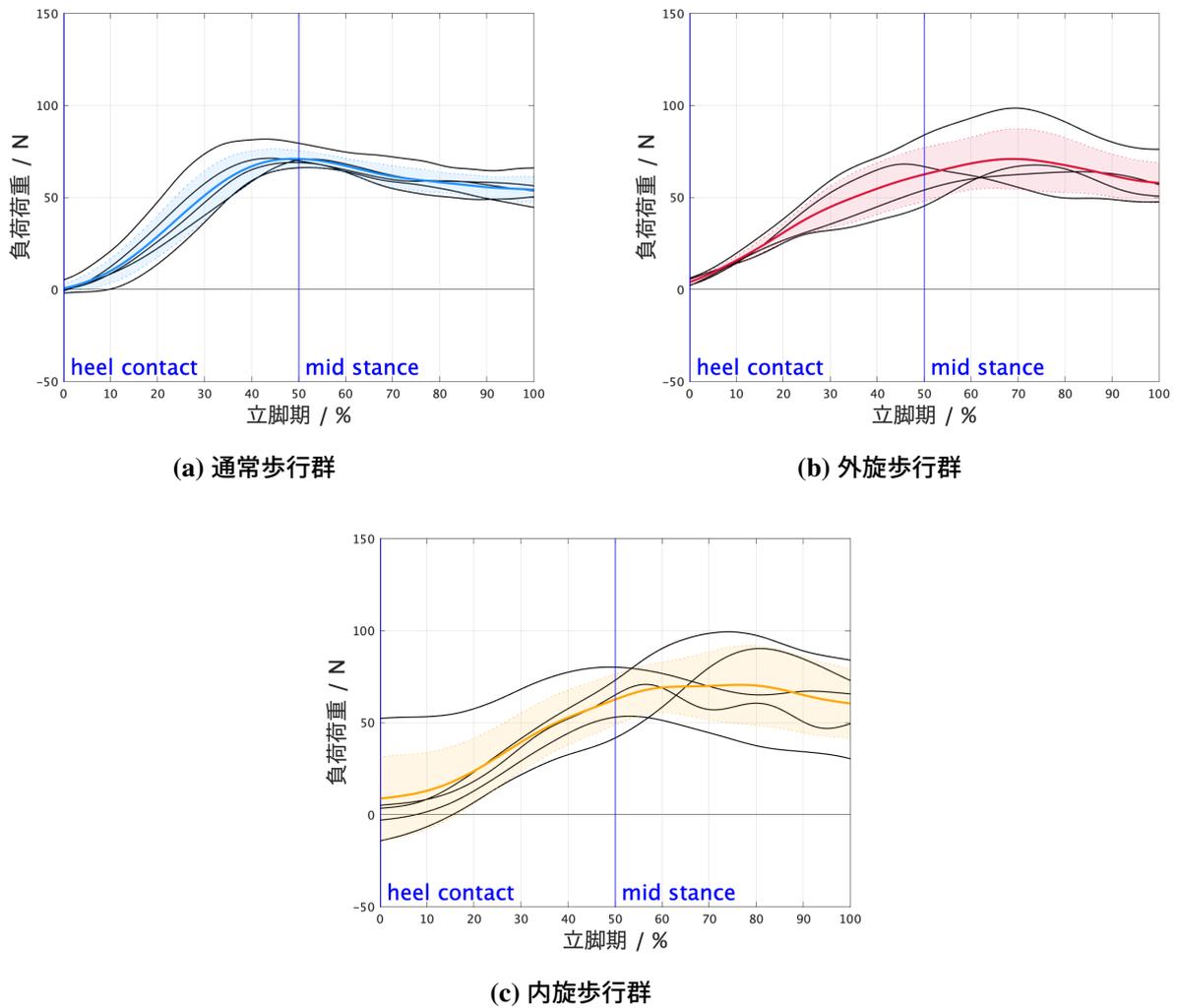


図 82 前後方向の膝負荷荷重

表 36 前後方向の膝負荷荷重

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	前方	71.0	0.570	70.4
外旋歩行群	前方	62.5	4.01	58.5
内旋歩行群	前方	62.5	8.77	53.8

### 3.6.4 膝関節負荷モーメント

図 83 から図 85 に、シミュレータ動作時に生じた膝関節の負荷モーメントを示す。縦軸を負荷モーメント [N]，横軸を立脚相の歩行サイクル [%] とし，0～50 %までの区間が踵接地時から立脚中期とした。図には，通常歩行群と外旋歩行群，内旋歩行群での膝関節負荷モーメントをそれぞれ示した。図中の黒の実線は各動作の膝関節の負荷モーメントの変化であり，各動作群の平均値を青と赤，黄の実線で示し，各色の透過線で標準偏差を示した。また，表 37 から表 39 に，踵接地から立脚中期までの通常歩行群と外旋歩行群，内旋歩行群での各軸方向への膝関節の負荷モーメントの最大値 [Nm] と最小値 [Nm]，変化幅 [Nm] を示す。z 軸周りの負荷モーメントは，内旋方向に増加し，内旋歩行群が 1 番大きく 1.06Nm であり，外旋歩行群が 1 番小さく 0.29Nm であった。x 軸周りの負荷モーメントは，屈曲方向に増加し，外旋歩行群が 1 番大きく 1.90Nm であり，通常歩行群が 1 番小さく 0.84Nm であった。y 軸周りの負荷モーメント力は，通常歩行群と外旋歩行群は外転方向に増加し，通常歩行軍では 4.23Nm，外旋歩行群では 5.84Nm 変化した。内旋歩行群では，踵接地から立脚中期まででは，内転方向に変化し，1.25Nm 変化した。

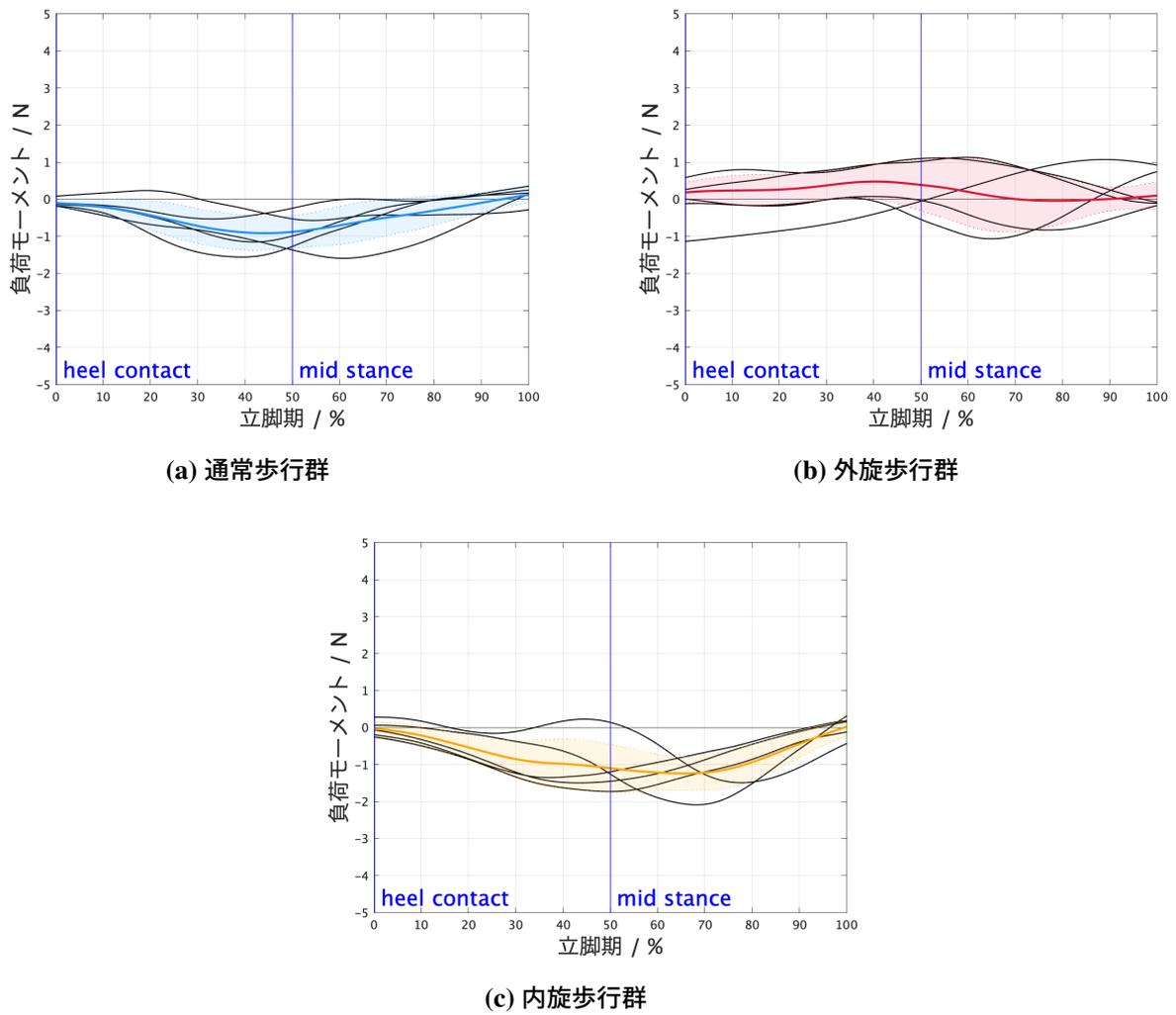


図 83 z 軸周りの膝関節負荷モーメント

表 37 z 軸周りの膝関節負荷モーメント

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	内旋	-0.104	-0.917	0.81
外旋歩行群	内旋	0.476	0.181	0.29
内旋歩行群	内旋	-0.0337	-1.10	1.06

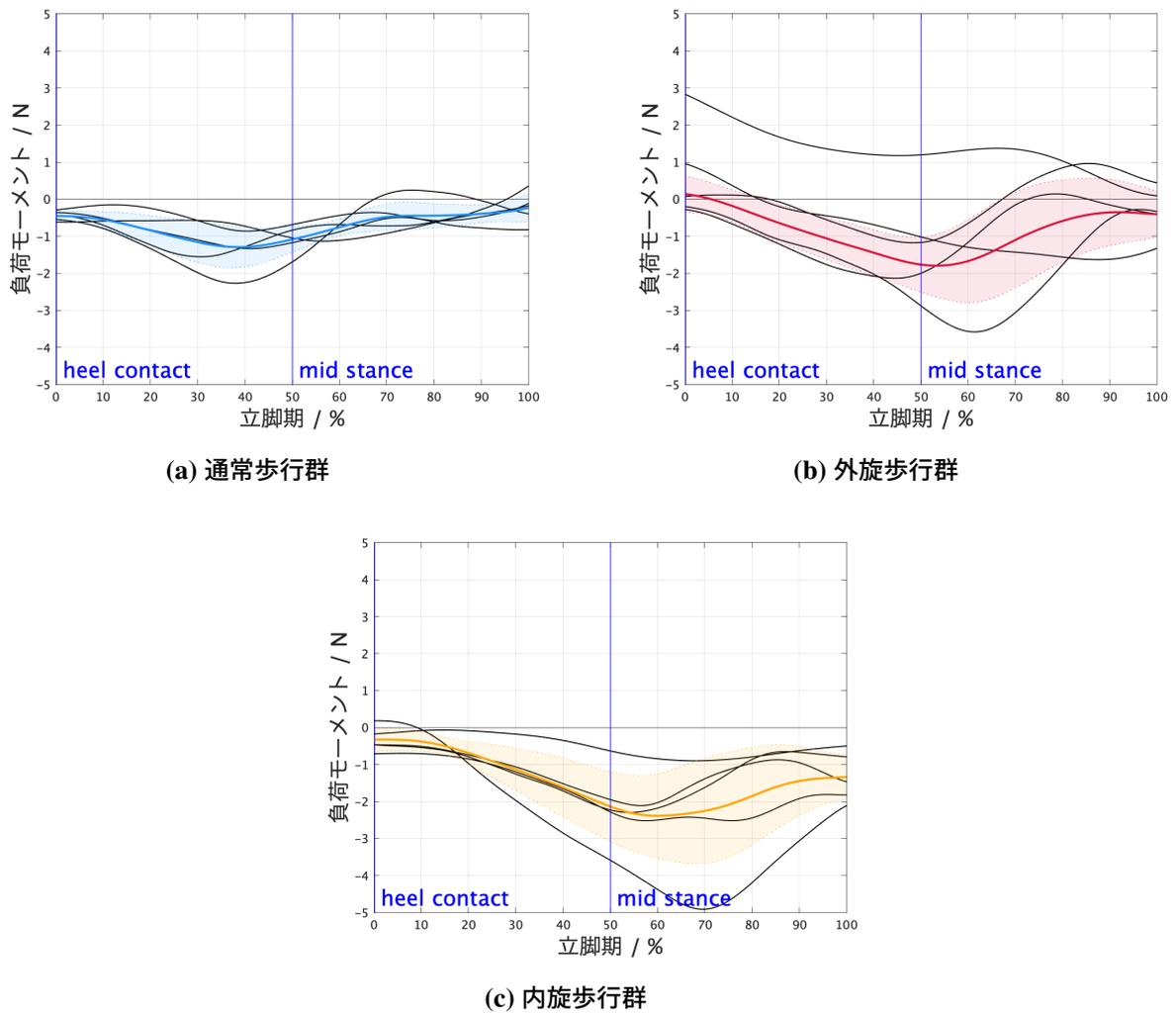


図 84 x 軸周りの膝関節負荷モーメント

表 38 x 軸周りの膝関節負荷モーメント

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	屈曲	-0.451	-1.29	0.84
外旋歩行群	屈曲	0.140	-1.76	1.90
内旋歩行群	屈曲	-0.324	-2.13	1.81

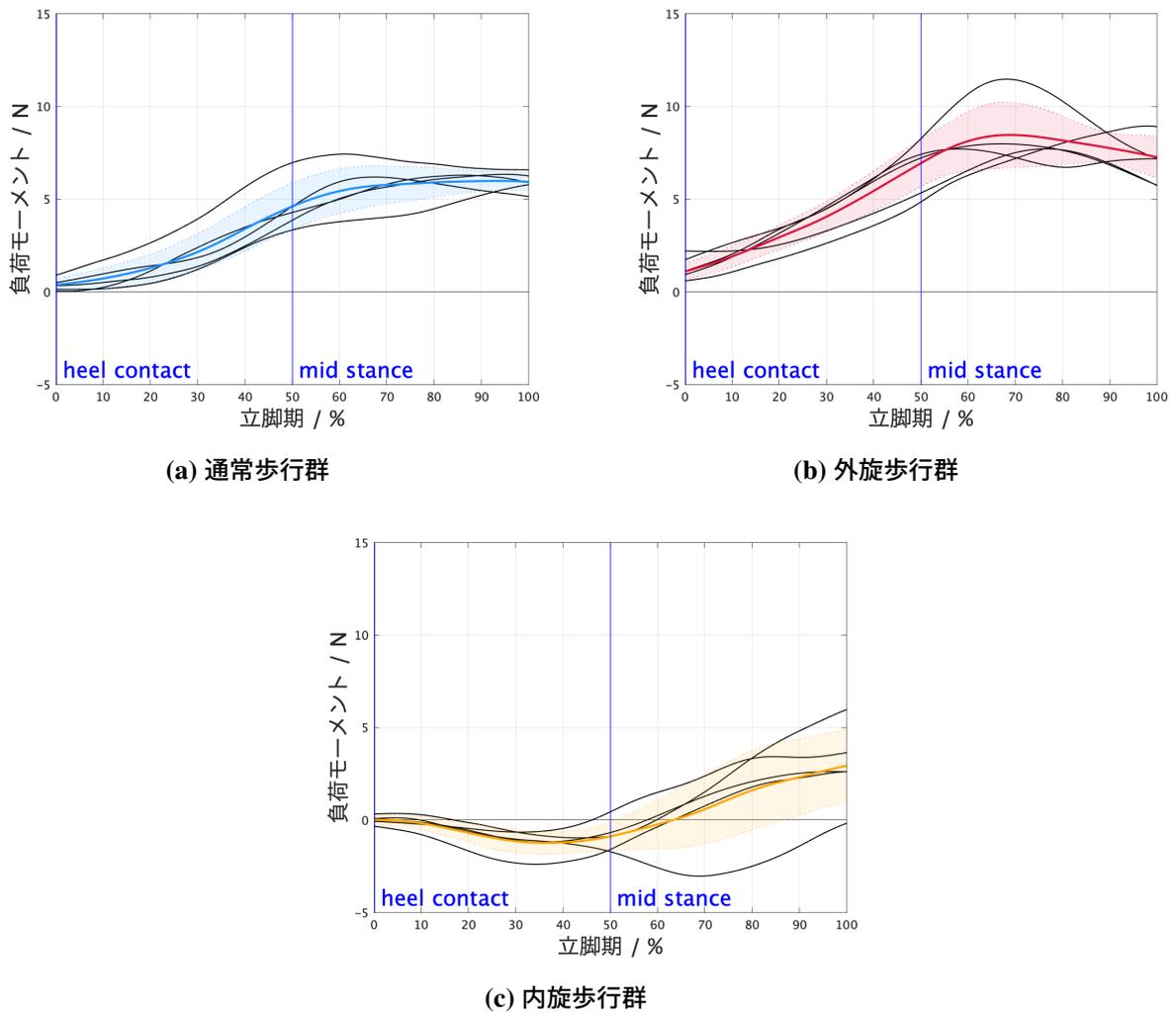


図 85 y 軸周りの膝関節負荷モーメント

表 39 y 軸周りの膝関節負荷モーメント

	変化方向	最大値 [N]	最小値 [N]	変化幅 [N]
通常歩行群	外転	4.60	0.378	4.23
外旋歩行群	外転	6.93	1.09	5.84
内旋歩行群	内転	0.0132	-1.24	1.25

※ 有効数字の基本は桁数であり、有効範囲で最小と最大を認識する。ただし、比較は差の計算のため、桁数では同じ小数点以下の位をそろえ、数値の精度は最小と同等の小数点以下の位をそろえるため、最小と同等の小数点以下の数値は四捨五入にすることが多い。

# 第4章 考察

## 4.1 シミュレータによる歩行動作の再現度

### 4.1.1 シミュレータ動作時の筋張力

図 53 から図 61 の結果から、筋張力の入力データと出力データに大きな差があるため、歩行動作時の筋張力を出力できておらず適切な筋張力制御ができていないと考えられる。結果を見ると筋張力の結果から明らかに入力データと出力データとで差があったのは、大臀筋と腸腰筋、大腿直筋、広筋、腓腹筋であった。このうち大腿直筋と広筋、腸腰筋において、過剰な筋発揮がされ、大臀筋と腓腹筋では筋張力が不十分であった。大腿直筋と広筋は、主に膝関節の伸展に作用する筋であり、膝の屈曲時には作用しない。しかし、図 68 の膝関節の屈曲伸展角度を確認するとシミュレータの下肢は、立脚期前半から屈曲し始め、立脚期後期にて膝が最大屈曲をしていた。また、膝の屈曲に作用する筋は、主にハムストリングと腓腹筋であるが、どちらも入力データよりも筋張力は小さく不十分であった。このことから、シミュレータの下肢が屈曲した際、膝の屈曲に作用する筋よりも膝の伸展に作用する筋が主に筋発揮していたため、シミュレータの動作は筋張力ではなく主に外力により屈曲したと考えられる。この外力は、筋骨格部を前後移動させるためのモータによる骨盤の牽引時の力であると考えられる。シミュレータの動作の流れとして次のように考えられた。まず動作開始してからハムストリングが作用し、膝の屈曲が生じる。その屈曲により、地面に踵接地し足底接地することで、足部が足関節の回転中心となり、脛骨が後方から前方へ回転できるようになる。その時、ヒトの歩行速度に達した筋骨格部の牽引により、その足部を起点とした足関節の回転を補助するように力が作用する。これにより、足関節が背屈し、膝関節が屈曲するとものがシミュレータの動作の流れであると考えられる。しかし、筋張力の制御の遅れにより、筋張力により膝を屈曲させるよりも早く筋骨格部の牽引での外力による膝関節の屈曲をしたと考えられる。このため、膝関節の伸展に作用する大腿直筋と広筋では、筋が張っている状態から膝の屈曲によりさらに筋が張ったため、筋張力が過剰に発揮したと考えられる。この反対に、膝関節の屈曲に作用するハムストリングと腓腹筋では、想定したタイミングより早く膝関節が屈曲したため、筋張力が不十分であったと考えられる。

このような半受動的なシミュレータの歩行動作を行わず、完全な能動的な張力のみで歩行動作を再現するためには、主に 2 点の改善が考えられる。シミュレータの制御性の向上とシミュレータにあった筋張力の大きさの設定である。シミュレータの制御性については、本研究でも以前動作させた時よりも改善するために、2.3.3 項に示した pid 制御の確認実験を行った。実験の結果では、制御時の立ち上がりは以前と同程度であり、行き過ぎた張力を安定させる箇所に関して、向上していた。しかし、今回のシミュレータ動作時の制御結果を見ると以前よりも制御性が悪化していることが考えられた。実際に、制御実験の段階で同じ条件でも以前同様の制御結果を得ることができず、無駄時間の増加が見られた。この原因として、しばらくシミュレータを動作させていなかったことによるワイヤやケーブルの劣化、ベアリングなどの動作箇所の滑らかさの低下が考えられる。実際に、初めてシミュレータを動作させる段階で、ワイヤのほつれやモータを巻き取るひもの切断が見られた。このため、現シミュレータの環境で動作させるためには、以前のようない問題のない状態に戻すことが必要であると考えられる。また、現シミュレータは左下肢のみ

であるため、歩行時の初速度を与えるためにも牽引による制御が必要となる。この牽引により、筋張力以外の外力が加わってしまうため、生体内の筋張力としての再現性の低下が考えられる。このため、右下肢も製作し、両下肢による歩行が可能となれば、牽引制御も必要なくなり、歩行動作の再現性の向上に繋がると考えられる。筋張力の大きさの調整については、現在入力データとして加えた荷重が本シミュレータにおける妥当な筋張力の大きさであるという保証がない。OpneSimによる筋張力の解析によると、ヒトの筋張力は最大3000 Nを超えるものもある。実際に、現在のステッピングモータによりこの筋張力を再現しようとする、ステッピングモータの限界負荷を過剰に超えており再現できない。このため、本研究の入力データは、質量割合による張力調整として下肢シミュレータ分の張力発揮としたが、これでは関節負荷やトルクなどの再現低下に繋がると考えられる。

以上のことから、今回のシミュレータの動作による筋緒力については生体での再現性は低く、シミュレータ動作の大きな変化は筋骨格部の牽引による受動的な力の影響が大きいと考えられた。

## 4.1.2 床反力の変化

図 62 の踵接地から立脚中期における垂直方向の床反力の平均は、第一ピークを示し、立脚中期には最大張力から少し低下し、踵接地から立脚中期において、ヒトの生体での垂直方向の床反力と似たような傾向を示した。図 64 の前後方向の床反力では、立脚期の間は、前方に力が加わったまま推移している。しかし、ヒトの生体での前後方向の床反力は、足圧中心が前方に移動し床反力ベクトルの方向が変化することにより、立脚期の間で荷重方向が反転する。このため、前後方向の床反力の変化から、本シミュレータの動作では、下肢が踏み込んでから常に前方に足を踏み込んでいる状態の荷重が続いていたと考えられる。この前方への荷重の原因として、筋骨格部の牽引力の影響であると考えられる。筋張力の制御が遅かったことにより、足関節の底屈と膝関節の屈曲をするために、足部と床の接地面に摩擦力が働き、前後方向の荷重の増加につながったと考えられる。

また、表 40 に、シミュレータの質量で床反力を正規化した際の荷重値を示す。シミュレータの質量は、骨盤部などの機構を含めると約 18 kg であった。このため、正規化した値は、荷重のピーク値を 180 N で割り、100 % を掛けることで算出した。

表 40 質量で正規化した床反力の最大値

	歩行条件	最大値 [N]	質量で正規化 [%]
垂直方向床反力	通常歩行群	148	82
	外旋歩行群	180	100
	内旋歩行群	176	97.8
前後方向床反力	通常歩行群	88.7	48.9
	外旋歩行群	87.0	48.3
	内旋歩行群	89.8	49.9
内外側方向床反力	通常歩行群	4.9	2.7
	外旋歩行群	21.8	11.7
	内旋歩行群	14.5	8.1

生体での床反力は、最大垂直成分で体重の 120 %、前後成分で体重の 20 %、内外側成分で、5 % である<sup>19)</sup>。表 40 の垂直成分の正規化した値から、シミュレータの動作中に計測された床反力は、ヒトの生体で計測される床反力の大きさに達していないことがわかった。この原因として、踵接地直前姿勢から動作させてたため、垂直方向の加速度が足りなかったことが原因であると考えられる。動作によっては、垂直方向への床反力の大きさが 100 % を超えるものもあり、動作によって固有差があるのは初期姿勢の足部の位置や踏み込み時の力が影響していると考えられる。このため、踵接地直前からの評価ではなく、歩行の遊脚期から動作させ踵接地させることで 100 % 以上の垂直成分の床反力を計測でき、生体内における床反力の大きさに近づくと考えられる。表 40 の前後方向の床反力から、荷重方向が反転しないだけでなく、倍以上の大きさの前後

方向の床反力が加わっていることがわかった。この原因も筋骨格部の牽引による足部と床接触面における摩擦力の増加によるものと考えられる。前方方向への荷重の増加を抑えるためには、上からの踏み込みができるようにすることが必要である。また、筋骨格部の牽引に頼るのではなく筋張力の制御により踏み込みと蹴り出し動作を再現できるようにする必要がある。表40の内外側方向の床反力から、通常歩行群では生体同様に5%以内に収まっており、外旋歩行群と内旋歩行群は生体よりも大きな負荷が加わっていることがわかった。これは、踵接地姿勢が影響していると考えられる。図63から、通常歩行群では少し内側側で力が推移しており、外旋歩行群では通常歩行群より内側、内旋歩行群では外側で推移した。この結果から、足部の姿勢が外旋するほど内外側方向の床反力はより内側に作用し、内旋するほど外側に作用すると考えられる。

以上のことから、骨盤の牽引による過剰な前後方向の負荷により、生体との床反力の妥当性は低いと考えられたが、足部姿勢を内外旋させることにより床反力の内外側方向へ影響を与えることが考えられた。

### 4.1.3 関節角度の変化

図 65 の股関節の屈曲伸展角度の変化から、踵接地から立脚中期において全ての動作において約  $20^{\circ}$  の屈曲位から少し伸展していた。しかし、生体での股関節の屈曲伸展角度は、踵接地から立脚期では、約  $20^{\circ}$  の伸展をし、中立位となる<sup>19,22)</sup>。このことから、本シミュレータの動作は、大腿骨の伸展方向への変化が小さく股関節の伸展ができていないことが考えられる。この原因として、股関節の伸展に作用する筋張力の不足が考えられる。本シミュレータでの股関節の伸展に作用する主な筋は、ハムストリングである。図 59 のハムストリングの筋発揮を確認すると、入力データは、踵接地から立脚中期にかけて最大となっており、その後減少している。しかし、シミュレータ動作による結果、軽度内旋歩行群のデータでは、多少の筋張力の増加は見られるが、入力データの 2 分の 1 程度の筋発揮しかしていない。また、股関節の屈曲に必要な筋は、主に大臀筋と腸腰筋、大腿直筋である。図 53 と図 55、図 57 を確認すると入力データでは踵接地から立脚中期にかけて減少傾向にあり、大臀筋に関しては入力データ通りに減少していた。しかし、腸腰筋は立脚期における 30 % までは増加し、その後減少傾向にあった。大腿直筋については、立脚期における 30 % までは、あまり筋張力の大きさに変化はなかったが、その後初期張力の 6 倍以上の筋発揮をした。このことから、股関節の伸展に働く筋張力が足りず、生体ほどの股関節の伸展をしなかったと考えられる。

図 68 の膝関節の屈曲伸展角度の変化から、シミュレータの動作時膝関節は屈曲していることが確認された。生体における歩行サイクルにおける膝関節角度は、二峰性が確認され、踵接地から立脚中期にかけてファーストピークが見られ、遊脚期にセカンドピークが確認されるしかし、シミュレータの動作では、屈曲したままの状態であり、ピークが見られなかった。まず踵接地から立脚中期においてファーストピークを示さない原因として、大腿骨の姿勢変化がほとんどなかったことが考えられる。股関節の屈曲伸展角度の変化からもわかるように、筋張力の影響により股関節が伸展せずほとんど同じ姿勢のままシミュレータが移動している。膝関節の屈曲伸展角度におけるファーストピークは、立脚中期時に脛骨と大腿骨が地面に対し直立姿勢となるため、関節角度が屈曲していた状態から伸展することにより、発生する。このため、大腿骨の伸展に必要な筋張力が足りなかったため、膝関節が屈曲したままであったと考えられる。

図 71 の足関節の背屈底屈角度の変化から、踵接地から立脚中期において全ての動作において軽度底屈位から約  $10^{\circ}$  背屈していることが確認された。生体における踵接地から立脚中期での足関節の背屈底屈角度は、初め軽度底屈してから約  $20^{\circ}$  背屈する。図 71 の立脚期全体を見れば、全体で約  $20^{\circ}$  背屈しているが、立脚中期では角度が不足していた。このため、足関節の背屈のタイミングが遅れていると考えられる。足関節の背屈底屈の変化には、背屈に前脛骨筋、底屈に腓腹筋が作用する。図 61 と図 60 を確認すると、踵接地から立脚中期では前脛骨筋は歩行時にあまり筋発揮はしないが入力データの倍以上の筋張力が出力されていた。腓腹筋は、立脚期全体で見ると筋張力の発揮をしていないが、踵接地から立脚中期にかけては、入力データとは近い値を推移していた。

## 4.2 踵接地姿勢による影響

### 4.2.1 股関節の負荷

図 74(a) から図 74(c) の荷重の結果から、垂直方向は下方、前後方向は前方、左右方向は内側方向に荷重が作用していることが分かった。このことから、股関節に接続する部分である人工股関節のステム方向に荷重が作用しているからであると考えられる。軽度内旋歩行群と重度内旋歩行群の比較を行うと、軽度内旋歩行群では重度内旋歩行群より、垂直方向の負荷荷重が大きく、前後方向の負荷荷重が小さく、左右方向への荷重が少し大きかった。軽度内旋歩行軍は、垂直方向の荷重が大きいことから、重度内旋歩行群より、人工股関節のステムが縦ぎみに配置された状態で踏み込んでいるのではないかと考えられる。また、軽度内旋歩行群と重度内旋歩行群で、股関節における負荷に差が出てきているのは、大腿骨の姿勢による影響が大きいと考えられる。図 65 から図 67 による股関節の角度は、股関節の伸展はあまりせず、股関節の外旋が大きかった。

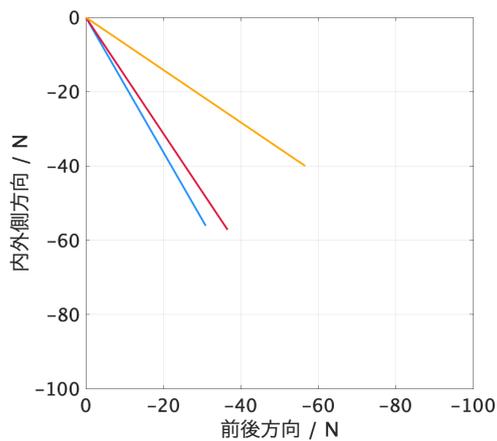


図 86 水平面の股関節負荷方向

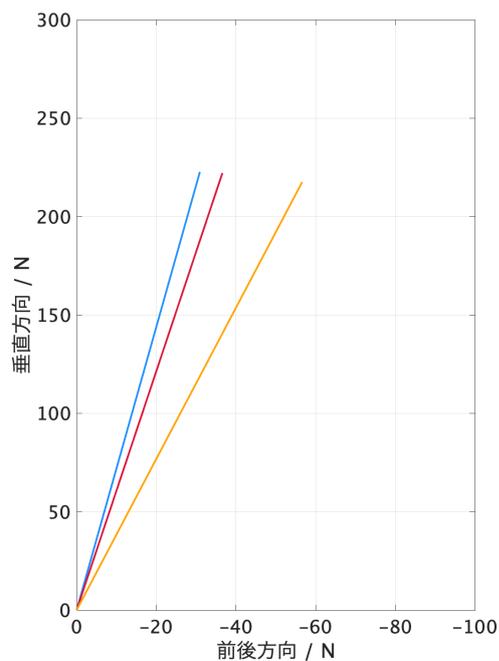


図 87 矢状面の股関節負荷方向

高圧電圧

### 4.2.2 膝関節の負荷

図 80(a) から図 80(c) の荷重の結果から、垂直方向は下方、前後方向は後方、左右方向は内側方向に荷重が作用していることが分かった。このことから、膝関節の負荷に関して、膝関節の姿勢が影響していると考えられる。図 68 から図 70 による膝関節角度の変化を見ると、膝関節の屈曲とともに荷重が増加していることが確認できる。そして、図 80(a) の垂直方向の荷重は、軽度内旋歩行群では、立脚中期を過ぎてから減少し始めている。このことから、脛骨が地面に対して垂直になった時に最大負荷がかかっているのではないかと考えられる。今回のシミュレータの動作は受動的な屈曲をしてはいたが、実際に股関節が伸展し、膝の屈曲角度が生体に近づいた時も、立脚中期での脛骨が地面に対して垂直になった時、膝関節に加わる負荷が大きくなるのではないかと考えられる。

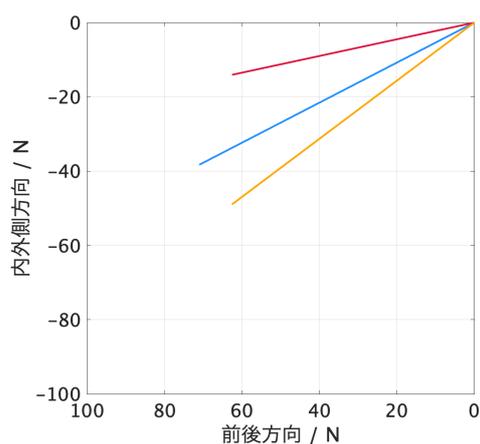


図 88 水平面の膝関節負荷方向

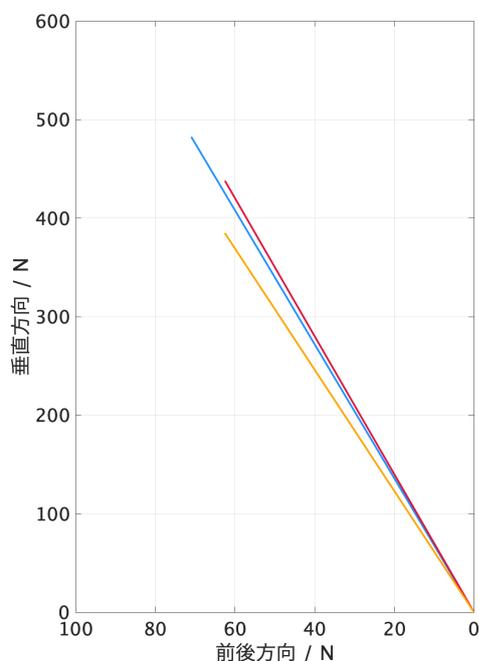


図 89 矢状面の膝関節負荷方向

## 4.3 本研究の限界

### 4.3.1 生体の再現

本シミュレータは、左下肢のみであり、9筋により動作させている。このため、初期の条件がヒトと離れているため、生体内と同様の知見を得るためには、試行錯誤する必要がある。左下肢のみである場合の利点としては、両下肢の制御に比べて筋の制御数や姿勢制御の問題が少ないことが考えられる。しかし、左下肢のみの場合であっても、筋張力の制御は難しく、9筋に選定しているため、筋の付着位置を生体内と同じ動きをするように選定しなければならない。その反対に、9筋でなく、ヒトの筋数に合わせようとする 것도機構的な問題により難しい。さらに、現在使用している筋張力制御のソフトウェアは、現在の9筋の制御でもギリギリであり、筋数の増加や両下肢にしての制御は難しい。このため、筋数の増加や両下肢シミュレータの製作するためには、自ら筋張力の制御ソフトを<sup>作成</sup>製作する必要があると考えられる。

しかし、両下肢の筋数を制御することが可能であれば、左下肢のみの場合よりも生体に近づくと考えられる。この理由として、自立歩行が可能であるということが考えられる。現在の左下肢のシミュレータは、自立することができないため、牽引ルール上の矢状面での移動しかできない。さらに、この牽引により、通常の歩行ではないような負荷が加わることもあり、ヒトの歩行速度で動作させるということが簡単ではない。両下肢にすることでこれらの問題が解決できると考えられ、問題解決の敷居は大きいですが、生体に近づけた上で評価可能になると考えられる。

また、本研究でシミュレータの筋張力の制御性が問題となった。ヒトが歩行動作などの日常動作を行う際には、筋張力は短縮性収縮や遠心性収縮など相互的に作用し、ヒトの動作が成り立っている。このため、生体内におけるシミュレータの動作をさせるためには、制御性が良いことが条件であり、PID制御などで無駄時間や立ち上がりの時間にかなりの遅れがあると、また違う動作をしてしまう可能性がある。このため、筋張力の発揮タイミングは重要であり、このタイミングがずれないように制御を行う必要がある。

# 第5章 結論

## 5.1 結論

本研究では、下肢人工関節シミュレータを用いて歩行動作の再現を行い、踵接地から立脚中期での歩行動作の再現性を評価した。また、踵接地時における姿勢の違いによる床反力や股関節と膝関節における荷重の影響を評価した。シミュレータを動作させ、歩行動作の再現を目指したが、床反力や関節角度の再現性が低かった。この主な原因として、下肢人工関節シミュレータによる筋張力の制御性が低いことが考えられた。このため、今回シミュレータは動作はしたが、能動的な筋張力ではなく、受動的な張力による歩行動作であったと考えられる。

## 参考文献

- 1) 内閣府, 令和4年度版高齢者白書, [https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/zenbun/pdf/1s1s\\_01.pdf](https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/zenbun/pdf/1s1s_01.pdf), (参照日 2022年12月26日).
- 2) 立花陽明, 変形性膝関節症の診断と治療, 理学療法学, Vol.20, No.3, (2005), pp.235-240.
- 3) 厚生労働省, 平成26年(2014年)患者調査, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/>, (参照日 2022年12月26日).
- 4) 池川志郎, 整形外科領域のゲノム医療-現状と今後今後の課題, 日本整形外科学会雑誌, Vol.94, No.1, (2020), pp.27-31.
- 5) 鳥巢岳彦, 国分正一, 中村利彦, 松野丈夫, 内田淳正, 標準整形外科学第9版, 医学書院.
- 6) 井上貴之, 人工関節の設計・製造プロセスの現状・課題・展望, まてりあ, Vol.55, No.4, (2016), pp.137-141.
- 7) 厚生労働省, 第4回NDBオープンデータ(レセプト情報・特定健診等情報データベース), <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/>, (参照日 2022年12月26日).
- 8) Alessandro Ruggiero, Alessandro Sicilia, Lubrication modeling and wear calculation in artificial hip joint during the gait, Tribology International 142 (2020), 105993
- 9) Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda G, Damm P. Standardized loads acting in hip implants. PLoS One 2016;11(5):e0155612.
- 10) 香田健史, 藤原忠典, 廣川俊二, 大月彩香, 人工膝関節運動の三次元モデル解析(人工関節置換膝の三次元力学モデル), 日本機械学会論文集, Vol.72, No.713, (2006).
- 11) 藤原忠典, 香田健史, 廣川俊二, 大月彩香, 人工関節運動の三次元モデルの解析(人工膝関節タイプと歩行条件による関節面接触形態の相違), 日本機械学会論文集, Vol.72, No.713, (2006).
- 12) 廣川俊二, 村上輝夫, 木口量夫, 福永道彦, 生理的・能動的膝運動が可能な新型シミュレータの開発, 日本機械学会論文集, Vol.81, No.824, (2015).
- 13) Florian Schall, Andreas M.Seitz, Steffen Hacker, Stefan van Drongelen, Sebastian I. Wolf, Anita Ignatius, Lutz Dürselen, Proof-of-Concept of a Novel Knee Joint Simulator Allowing Rapid Motions at Physiological Muscle and Ground Reaction Forces, Vol.7, (2019)
- 14) 日垣秀彦, 熊本剛治, 下戸健, 梅野貴俊, 中西義孝, 三浦裕正, 岩本幸秀, 人工膝関節用6自由度トライボシミュレータを使用したモバイルベアリング式インサートの動態解析, バイオメカニズム学会誌, Vol.28, No.2, (2004).
- 15) 藤原史大, 筋骨格構造を有する下肢人工関節シミュレータによる歩行動作の再現, 工学院大学院修士論文, 2018
- 16) 萩原拓己, 下肢人工関節シミュレータを用いた歩行動作における人工関節の解析, 工学院大学院修士論文, 2019.
- 17) 菊田圭吾, 下肢人工関節シミュレータを用いた座位動作の再現, 工学院大学卒業論文, 2018.
- 18) 高城友豪, 下肢人工関節シミュレータの冗長筋を制御するための分散制御システムの開発,

2020.

- 19) Donald A.N, 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版株式会社,(2005).
- 20) 喜多俊介, 小栢進也, 藤野努, 小林章, 久保田圭祐, 園尾萌香, 国分貴徳, 金村尚彦, 筋骨格シミュレーションによる歩行時筋張力推定の妥当性検証, Vol.25,No.1,(2018),pp.40-44.
- 21) A.Seth, J.L.Hicks, T.K.Uchida, A.Habib, C.L. Dembia, J.J.Dunne, C.F.Ong, M.S. DeMers, A.Rajagopal, M.Millard, S.R.Hamner, E.M.Arnold, : OpenSim:Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement : PLoS Computational Biology vol.7,(2018),pp.1-20.
- 22) 江原義弘, 歩行分析の基礎-正常歩行と異常歩行-, 日本義肢装具会誌, Vol.28,No.1,(2012).
- 23) 徳永由太, 久保雅義, 菅原和広, 高林知也, 稲井卓真, 大西秀明, 歩行中の進行方向に対する足部の相対的位置の違いが膝関節内旋・外旋モーメントへ与える影響, 第49回日本理学療法学会大会,Vol.41,No.2,(2014).
- 24) 蒲田和芳, 外間 源亮, 三田 和広, 生田太, 米田佳, 下腿内旋位でのレッグプレス運動が若年健常女性の歩行時足圧中心軌跡および膝関節回旋可動域に及ぼす効果,Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy,Vol.3,No.1,(2013),pp.15-19.
- 25) 中西規能, 建内宏重, 小山優美子, 市橋則明, 歩行時の外的股関節モーメントを軽減させる歩行様式分析-歩行速度・歩幅一定条件下での歩隔と足角の変化-, 第52回日本理学療法学会大会,Vol.44,No.2,()

# 付録

## A.1 OpenSim

### A.1.1 OpenSim の解析手順

#### Scaling

まず Scaling tool を用いて、動作解析を行うモデルの作成を行った。Scaling tool では、生体計測実験により測定された静止立位時のマーカデータを用いて、被験者に合わせた筋骨格モデルを構築する。本研究では、この静止立位時のマーカデータを OpenSim により提供されている "subject01\_static.trc" のデータを用いた。

#### Inverse Kinematics

続いて、IK (Inverse Kinematics) tool を用いて、逆運動学による歩行の運動学データの生成を行った。IK tool では、生体計測実験により測定された歩行動作時の運動データを用いて、股関節角度や膝関節角度などの運動学データの構築を行う。本研究では、歩行動作時の運動データを OpenSim により提供されている "subject01\_walk1.trc" のデータを用いた。

#### Residual Reduction Algorithm

続いて、RRA (Residual Reduction Algorithm) tool を用いて、床反力データと動的に一致する筋骨格モデルの作成を行なった。IK tool により作成されるモデルの運動学データは、実験誤差やモデルの構築の条件により、床反力データとの動的な整合性が取れていない。このため、IK により作成された関節角度や骨盤移動などの運動学データと床反力データ、構築モデルデータなどの設定ファイルをもとに、RRA tool によって逆動力学解析を行い、モデルの精度を高めた。

#### Computed Muscle Control

最後に、CMC (Computed Muscle Control) tool を用いて、筋骨格モデルの歩行時における筋張力の推定を行なった。CMC tool では、RRA によって調整されたモデルデータや IK tool にも使用された運動学データ、計測された床反力のデータをもとに、最適な筋張力データを算出する。

#### Inverse Dynamics

また、ID (Inverse Dynamics) tool を用いて関節トルクや関節反力の算出を行った。ID tool では、IK tool により算出された関節角度などの運動学データと歩行動作時の運動データ、床反力のデータをもとに、動作時における関節トルクや負荷を算出する。作成したモデルの歩行動作時の関節トルクや反力のデータを生体内のデータと比較することで、筋張力の妥当性を検討した。

### A.1.2 OpenSim で選定した筋

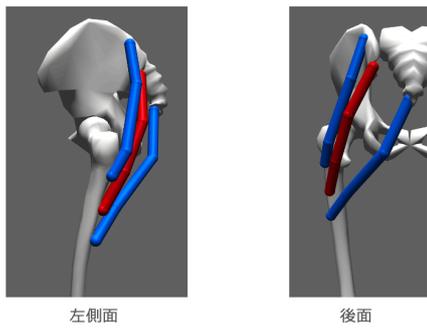


図 A.1 大臀筋の筋配置

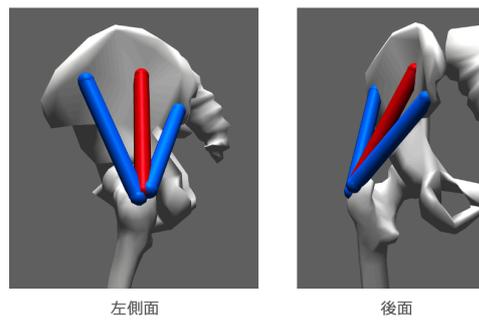


図 A.2 中臀筋の筋配置

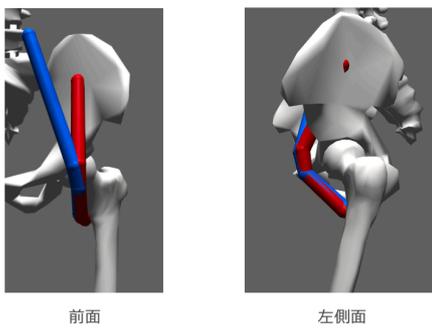


図 A.3 腸腰筋の筋配置

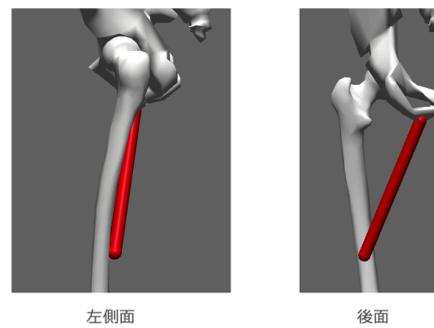


図 A.4 内転筋の筋配置

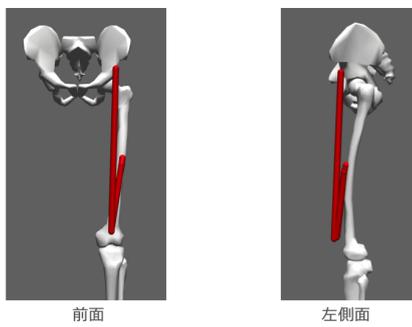


図 A.5 大腿直筋と広筋の筋配置

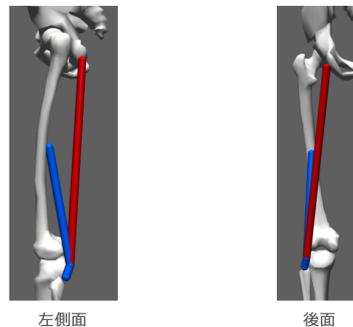


図 A.6 ハムストリングの筋配置

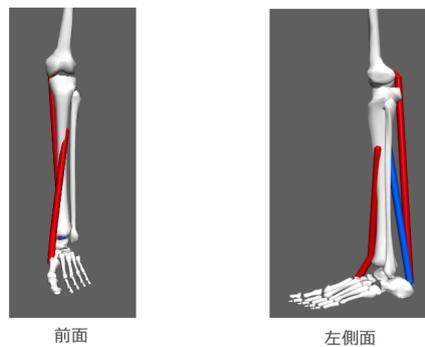


図 A.7 前脛骨筋の筋配置