

東海大学大学院令和5年度博士論文

不整地歩行における下肢関節の  
運動制御に関する研究

指導 山本 佳男 教授

東海大学大学院総合理工学研究科  
総合理工学専攻

五十嵐 健太

## 目次

第1章 序論	
1-1 歩行中における転倒の危険性について	… 2
1-2 予測不能な状況と転倒の関係性	… 2
1-3 歩行制御についての研究とその課題	… 3
1-4 目的	… 5
1-5 本論文の構成	… 6
1-6 各章における業績論文の位置付けについて	… 6
第2章 障害物を跨ぐ際の遊脚制御	
2-1 研究背景と目的	… 8
2-2 方法	… 8
2-2-1 被験者及び実験課題	… 8
2-2-2 測定項目	…11
2-2-3 統計処理	…14
2-3 結果	…14
2-3-1 つま先の軌跡の特徴	…14
2-3-2 各条件における代表値の違い	…17
2-4 考察	…18
2-4-1 明所と暗所における違い	…18
2-4-2 光情報提示の効果	…19
2-5 まとめ	…19
第3章 凹凸のある路面上での歩行の立脚制御	
3-1 研究背景と目的	…21
3-2 方法	…21
3-2-1 被験者及び実験課題	…21
3-2-2 分析項目	…25
3-2-3 統計処理	…28
3-3 結果	…29

3-3-1 重心の制御について	…29
3-3-2 関節運動について	…30
3-3-3 共収縮について	…37
3-4 考察	…39
3-4-1 動的安定性および関節運動の違いについて	…39
3-4-2 共収縮の違いについて	…41
3-5 まとめ	…42
第4章 総合考察	
4-1 障害物を跨ぐ際の遊脚制御	…44
4-2 不整地上を歩行する際の立脚制御	…45
第5章 結論	
5-1 小括	…47
5-2 本研究の成果	…49
5-3 残された課題と今後の展望	…50
引用参考文献	…51
謝辞	…55

# 第 1 章

## 序 論

## 1-1 歩行中における転倒の危険性について

ヒトの基本的かつ身近な移動手段として歩行動作がある。しかし、転倒は歩行中において重大な事故の一つである。転倒とは、意図せず躓いたり滑ったりして床や地面もしくはそれより低い位置に体の一部が着くことを指す<sup>1)</sup>。厚生労働省では、国内の労働中における転倒災害について、「STOP! 転倒災害プロジェクト」を基に転倒防止に勤めている。そこでは転倒災害は休業4日以上の死傷災害の中で最も件数が多いことが明らかにされている<sup>2)</sup>。また、特に高齢者の転倒は骨折を伴うことが多く、それが原因で寝たきりに繋がり、軽い転倒であっても転倒恐怖によって活動量が減少する<sup>3)</sup>。厚生労働省は、65歳以上の死因のうち、転倒によるものは交通事故によるものの4倍であると報告している<sup>4)</sup>。そして、高齢者の要介護の原因も転倒による骨折が大きな要因であることも報告されており、歩行中の転倒の予防は喫緊の課題であると言える。転倒の多くは、同一平面上で起き、スリップ・躓き及びよろめきによるものということも厚生労働省は明らかにしている<sup>4)</sup>。このことから、転倒とは躓きによるものが多いことがわかる。以上のことから、躓きを予防することで転倒を防ぐことができる。転倒は予防すべき事故であり、そして、誰でも安全に歩行できるような歩行の環境整備は重要である。そのためには転倒の原因を解明する必要があると考えられ、転倒のメカニズムを解明することによって、転倒の予防をすることが可能であると考えられる。

同一平面上での転倒の危険性があるのは不整地上での歩行である。その具体的な例の一つに、転倒の危険性があるのは障害物を跨ぐ動作がある<sup>5)</sup>。障害物を跨ぐ際に足部と障害物が接触すると躓きやそれに起因する転倒につながる。また、凹凸のある路面が挙げられる。例えば、雪国における氷上や油を扱う労働現場などといった滑りやすい路面や山道のような岩場や砂場など。特に凹凸のある路面のような不整地は、舗装されていない道路や小石が散りばめられた路面など日常生活で多く見受けられる。このような路面上では、微小な凹凸と足部が接触して躓きを引き起こすことや<sup>6)</sup>、接地面が不安定であることから、転倒を引き起こす危険性がある。以上のことから、障害物を跨ぐ動作や凹凸のある路面上の歩行といった、不整地上での歩行は躓きを誘発しやすく、転倒を引き起こす原因である。

## 1-2 予測不能な状況と転倒の関係性

ヒトは日常的に様々な路面上でもそれに適応して安定性を維持しながら歩行をしている。それを実現するために、樋口は歩行の制御はフィードバック制御とフィードフォワード制御の2つの制御で支えられていると述べている<sup>7)</sup>。フィードフォワード制御とは歩行の動作の乱れが予見される時、未然にそれを対処するシステムである。遠方の状況を把握できる視覚情報を主に利用して歩行の制御を行なっている。一方、フィードバック制御とは、バランスが崩れそうになった時に、反射的にそれを元に戻そうとす

る制御であり、これは視覚情報のみならず体性感覚情報などを利用している。この 2 つを歩行中に常時行いながら安定性を維持しつつ移動することができる。

フィードフォワード制御について、障害物を跨ぐ際の視線に着目した研究では、障害物を跨ぐ 2 歩前からは障害物よりも前方に視線を向けていることを明らかにした<sup>8)</sup>。このことから、転倒の危険性があるものを視覚的に認識し、回避動作をする時にはすでにその先の情報を入手していることが明らかになった。また、健常若年者を対象とした、障害物を跨ぐまでの歩幅と歩行速度に着目した研究<sup>9)</sup>では、障害物を跨ぐ 5 歩前から歩幅と歩行速度を調整していることを明らかにした。Morales らは被験者に歩行を開始してから 4 歩目の位置に障害物を設置し、その障害物を跨がせた場合、徐々に歩幅を広げていき、障害物を跨いでいることを明らかにした<sup>10)</sup>。五十嵐らは連続した 2 つの障害物を跨がせた場合、その障害物間の距離に応じて障害物を跨ぐ前の歩幅と歩行速度が変化し、そして 1 台目の障害物の跨ぎ動作が異なることを明らかにした<sup>11)</sup>。これらのことから、ヒトは視覚情報によって障害物の位置、そしてその先の路面の情報を予め獲得していることがわかる。また、障害物を静止状態でのみ注視した場合と動きながら注視した場合を比較した研究では、前者の方が跨ぎ始める位置が近くなるため、障害物を跨ぐ動作は失敗しやすくなることを明らかにした<sup>12)</sup>。このことから、移動しながら視覚情報を得ることで転倒の危険があるものを的確に認識し、その情報から適切な回避動作を行なっていることがわかり、ヒトは歩行中、絶えず視覚情報を得ていることが明らかになっている。

しかし、ヒトは夜道や屋内など、日常生活では必ずしも十分な視覚情報が得られない状況で歩行する機会も生じる。このような状況ではヒトは障害物の有無や、路面の状況といった視覚情報を入手しにくく、転倒のリスクが高まることが考えられる。実際に厚生労働省は暗所での転倒事例を報告している<sup>13)</sup>。暗所での階段後段中におけるつま先と階段の踏板までの距離に着目した研究では、明所よりも暗所の方がつま先と階段の踏板までの距離が大きく、足部を高く上げることによって安全に降段していたと報告している<sup>14)</sup>。このように、十分な視覚情報が得られない状況では、より安全な回避のために過大な動作を行うことが明らかになっている。

### 1-3 歩行制御についての研究とその課題

転倒する危険性がある状況でも、その状況に適応した歩行制御を行っている。

障害物を跨ぐ動作についての研究はこれまでも多く行われてきた。高さや幅が異なる障害物を跨ぐ動作を比較した研究では、障害物高に関わらず障害物を跨ぐ際につま先と障害物との垂直方向の距離(つま先クリアランス)は一定以上確保していること、及び跨ぎ始める位置は変わらないが跨ぎ終える位置は変わることを明らかにした<sup>15)</sup>。以上のことから、障害物を跨ぐ際は主に障害物を跨ぎ超える際の遊脚の制御を行なっ

ている。しかしこれらの研究は十分な視覚情報がある状況下での特徴である。暗所における障害物跨ぎ動作に着目した研究は、障害物を先に跨ぐ脚(先導脚)のつま先クリアランスは明所と暗所では違いが見られなかったが、障害物を後に跨ぐ脚(後続脚)のつま先クリアランスは、暗所の方が高いことを明らかにした<sup>16)</sup>。しかし、この研究では、少数の代表値のみを評価する手法がとられているため、暗所中、障害物を跨ぐ際の遊脚期中のつま先の軌跡全体の特徴を評価していない。Nigg らは、少数の代表値のみを比較する研究では、分析されていない潜在的な観点が見落とされる可能性を指摘している<sup>17)</sup>。このような観点から、近年ある範囲の時系列データ全体を主成分分析(Principal Component Analysis: PCA)で包括的に比較評価する手法が着目されている<sup>17,18)</sup>。PCA を用いた先行研究の課題として、分析範囲全体の特徴を把握できる一方で、その特徴それぞれの統計学的な検証はほとんど行われていない。よって、PCA で明らかになった特徴について統計学的比較・検討も行い、障害物跨ぎ時におけるつま先の軌跡の推移全体について各条件の特徴の分析と各条件間の比較をした。

また、不整地歩行においても特有の歩行制御が行われており、予期的および反射的にその変化の情報を取得し、適応している。不整地上での歩行制御についての研究は多くされており<sup>19-21)</sup>、平地上での歩行と比べて、頭部が安定するような姿勢制御を行うこと<sup>19)</sup>、歩幅や歩隔によって調整が行われて、下肢の筋活動が増加すること<sup>20)</sup>、不整地上に接地した際、身体合成重心の位置を下げていること<sup>21)</sup>が明らかになっている。以上のことから、不整地歩行については、不整地上に接地している脚(立脚)が主な制御を担っている。これらのような不整地歩行中における歩行制御に着目した研究では、不整地の設定を不規則に並べた凹凸上を被験者に歩かせて行われている。それ故に得られたキネマティクスデータやキネティクスデータも変動が大きいことが指摘されている<sup>22)</sup>。それは不規則な凹凸の上を歩行することで接地の仕方が試行ごとに異なることが考えられる。そこに着目した研究<sup>22)</sup>は、不整地上に接地する際に変化するのには主に足関節角度であるものとし、接地する際の足関節角度の違いが下肢関節の制御に与える影響を調査した。その結果、足関節背屈状態で接地した条件では主に足関節、底屈状態で接地した条件では主に股・膝関節の適応を行なっていることを明らかにした。しかし、この実験設定では日常生活の不整地とは異なると考えられる。それは足部と突起物の位置や数によっては必ずしも足関節角度が変わらない可能性も考えられる。また、皮膚反射の部位特異性から踵部では足関節伸張刺激、中足骨頭部では足関節伸張緩和の外受容器が存在し、足底に対する刺激の位置で足関節周りの筋活動が異なり<sup>23)</sup>、凹凸のある路面上でも突起物の位置によって足底に与える刺激によって足関節の運動は異なることが考えられる。その状況における下肢関節制御を分析することは不整地歩行中における、より詳細な安定性獲得の方式の解明につながると考えられる。

#### 1-4 目的

本研究の目的は、不整地上での歩行制御のメカニズムの解明とした。そして、遊脚制御として障害物を跨ぐ動作、立脚制御として不整地上を歩行する動作に着目して、それぞれの状況下での歩行中の動作を解析した。障害物を跨ぐ際の遊脚制御については、暗所で障害物を跨ぐ際につま先の軌跡の特徴を明らかにすることと、障害物に光情報提示を施すことによる効果を検証することとした。不整地上での歩行制御については、突起物が等間隔で並んだ路面上を歩行した際の身体運動の適応制御方策に着目し、下肢関節におけるキネマティクス、キネティクス及び下肢筋の共収縮度合の観点から足底面が接地時に接触する突起物の数及び位置の違いによる下肢関節の制御方策の相違を明らかにすることを目的とした。

## 1-5 本論文の構成

1 章では、本論文における研究背景および目的を述べる。歩行中における転倒の危険性と、その原因の一つである、予測不能な状況下における障害物を跨ぐ動作と不整地上での歩行に着目して、その際の安定性獲得のための歩行制御のメカニズムの解明を目的とした。

2 章では、障害物を跨ぐ動作に着目して、主に遊脚側の制御について述べる。この章では、暗所での障害物を跨ぐ際につま先の軌跡の特徴を分析し、その結果、暗所と明所ではつま先の軌跡は異なることが明らかにした。

3 章では、不整地上での歩行に着目し、特に立脚側の制御について述べる。この章では、突起物が等間隔で並んだ路面を不整地として、その路面上を歩行した際の身体運動の適応制御方式に着目し、その結果、不整地への接地の仕方によって下肢の制御が異なることが明らかにした。

4 章では 2 章及び 3 章の結果から、障害物を跨ぐ際の遊脚制御と、不整地上での歩行の際の立脚制御の結果から、予測不能な条件下での歩行制御について総合的な考察を行った。

5 章では、本論文の成果から結論を導き出し、今後の展望および残された課題について述べる。

## 1-6 各章における業績論文の位置付けについて

2 章は、暗所中における障害物を跨ぐ際の先導脚のつま先軌跡の特徴(五十嵐健太, 小林吉之, 山下勝, 赤井智子, 小金澤鋼一. バイオメカニズム学会誌. Vol. 45, No. 3, pp.172-177, 2021 年)[ i ]の内容を基にまとめたものである。

3 章は、不整地歩行中の下肢関節制御に接地パターンの違いが与える影響(五十嵐健太, 山田洋, 小金澤鋼一. バイオメカニズム学会誌. Vol. 44, No. 3, pp. 179-186, 2020 年)[ ii ]および Lower limb control for walking on irregular terrains under different irregular conditions (Kenta Igarashi, Hiroshi Yamada, Koichi Koganezawa. International Symposium of 3D-Analysis of Human Movement. pp. 205-208, 2021 年)[ iii ]の内容を基にまとめたものである。

## 第 2 章

### 障害物を跨ぐ際の遊脚制御

## 2-1 研究背景と目的

本章では、障害物跨ぎ動作に着目して、暗所条件と明所条件での障害物跨ぎ動作について比較検討を行う。障害物を跨ぐ際に躓きの原因の一つである、つま先クリアランスを分析対象とし、障害物を跨ぐ際の遊脚期中のつま先の軌跡全体の特徴を評価する。

また、暗所での視覚情報補助策の一つとして、光源を取り付ける方法がある。暗所中での光情報補助が歩行に与える影響を調べた研究では、暗所中の歩行速度が低下し歩幅の変動が大きくなるが、路面に光情報を加えることによって歩行速度が明所時に近づき、歩幅の変動も小さくなることを報告している<sup>24)</sup>。このことから、障害物に光情報を取り付けることによって、明所での障害物跨ぎ動作に近づくことが考えられる。本研究では、映画館などの階段を参考にし、障害物上縁に光源を貼付した。

[i]では、障害物を跨ぎ超える際の遊脚期全体を分析対象にした。しかしこれでは障害物の位置情報が不足している。そこで本章では、障害物を跨ぎ超える前後のつま先軌跡を分析対象とすることで、障害物に対するつま先の挙動を明らかにすることとした。

本研究の目的は、暗所で障害物を跨ぐ際のつま先の軌跡の特徴を明らかにすることと、障害物に光情報提示を施すことによる効果を検証することとした。

## 2-2 方法

### 2-2-1 被験者及び実験課題

下肢に既往歴のない若年健常者 10 名(男性 6 名: 年齢  $24.4 \pm 1.5$  years, 身長  $1.70 \pm 0.04$  m, 体重  $71.9 \pm 17.3$  kg, 女性 2 名:  $22.5 \pm 0.7$  years, 身長  $1.58 \pm 0.03$  m, 体重  $43.4 \pm 5.1$  kg)を対象にした。産業技術総合研究所人間工学実験委員会により承認され、各被験者には実験前に書面と口頭による実験の内容の説明を受け同意を得た上で実験に参加した(承認番号: 人 2015-564)。

被験者には約 10m の歩行が可能な実験室で障害物跨ぎ動作を行わせた(図 1)。安定した歩行中に被験者が障害物を跨げるように、歩行開始地点から障害物までの距離は十分に確保した。試技の際、歩行速度や目線などについては指示せずに普段通りとした。右脚を分析対象としたため、右脚側が先導脚になるように被験者ごとに歩行開始位置を調整した。靴による影響をなくすために、被験者は指定した靴(ウェーブライダー、ミズノ社製)を着用した状態で歩行し、右足を先導脚とした。障害物の形状を図 2 に示す。障害物の高さは 0.09 m, 幅は 0.04 m, 奥行は 0.04 m のものを使用した。



明所条件



暗所条件

図1 実験の様子と実験条件

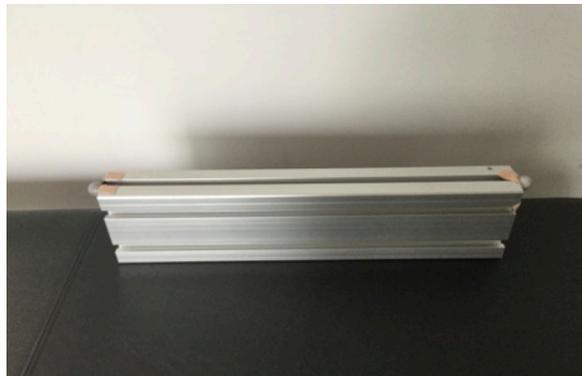


図2 障害物の形状

実験条件については、部屋の明るさと障害物に蓄光材を貼付する位置の2つの条件を設定した。部屋の明るさは、実験室内の照明をつけた条件を明所条件、実験室内の照明を落とし、暗幕で周囲を覆った条件を暗所条件とした(図1)。暗所条件では、歩行開始位置からは障害物を視認することが難しい状況であった。障害物に蓄光材を貼付する位置について(図3)は、蓄光材を貼付しない条件(Not条件)と、蓄光材を障害物上縁の両端のみに貼付した条件(Partial条件)と、蓄光材を障害物上縁全体に貼付した条件(Overall条件)の3条件を設定した。蓄光材は、明所で光を蓄光し、暗所で光るものであり、60分後輝度は $124\sim 132\text{mcd/m}^2$ のものを使用した。試技の際は明所で十分に蓄光したものを使用した。各条件5試行ずつ行い、明所及び暗所、障害物の提示順は被験者ごとにランダムとした。また、部屋の明るさの移行時に目の順応が不足であると試技中に転倒の危険性があることと、日常生活において目の順応が不足である中で歩行することは少ないことから、明所から暗所、暗所から明所に移行する際は5分間の休息時間を設けた。

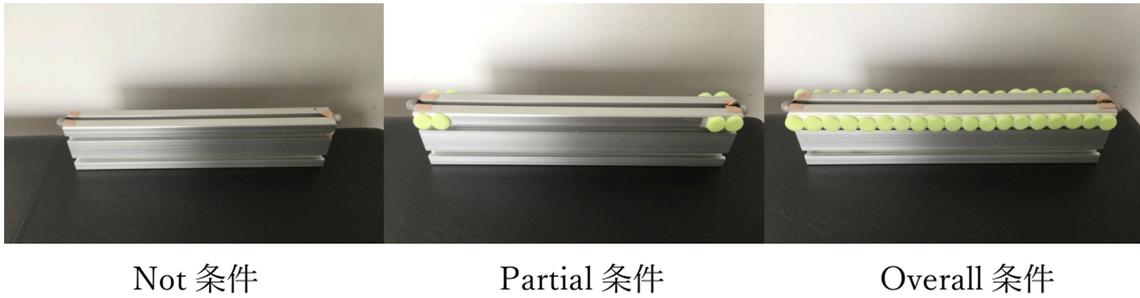


図3 蓄光材を貼付した障害物

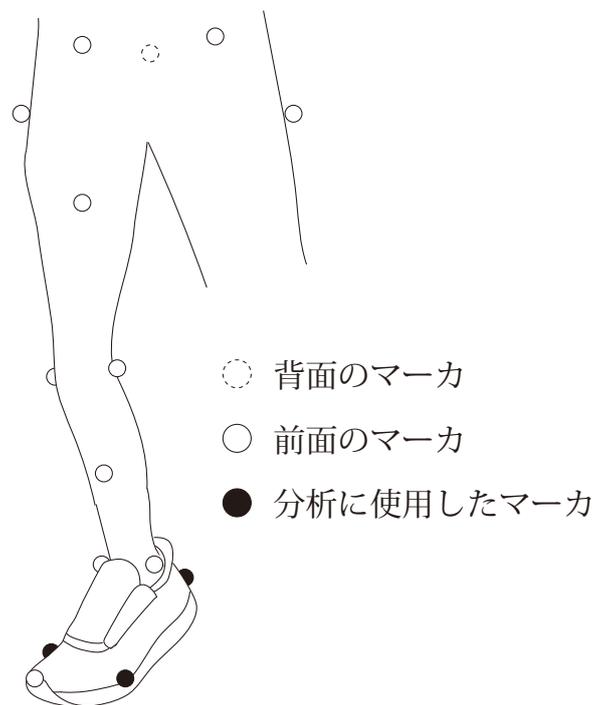


図4 貼付したマーカ位置

背面のマーカは仙骨上縁. 前面のマーカは大転子, 上前腸骨棘, 大腿部, 膝関節内外, 下腿部, 外果, 内果, つま先. 分析に使用したマーカは踵部, 第一中足骨頭, 第五中足骨頭.

モーションキャプチャシステム (Vicon Nexus, Vicon 社製, サンプル周波数 200 Hz) と床反力計 (BP400600-2000, AMTI, サンプル周波数 1000Hz) を用いて, 参加者の体表面に貼付したマーカ座標と床反力を計測した. マーカセットは仙骨上縁と左右の大転子, 上前腸骨棘, 大腿部, 膝関節内外, 下腿部, 外果, 内果, 踵, 第一中足骨頭, 第五中足骨頭, つま先の計 15 点に貼付した (図 4). 同時に障害物上部にもマーカ 2 点を貼付した.

## 2-2-2 測定項目

本研究では、障害物と衝突し、転倒の可能性のある、跨ぎ動作時のつま先に着目している。そして、障害物を先に跨ぎ超える方の脚(先導脚)に着目した。モーションキャプチャでの測定では、歩行動作の妨げにならないようにつま先のマーカ位置はつま先上部に貼付する。しかしこれでは最小つま先クリアランスとは異なり、障害物とつま先の位置関係を分析する際に誤差が生じる。そのため、本実験では先行研究<sup>25)</sup>の手法を採用し、つま先足底部の仮想マーカを算出し、それを分析対象とした(図 5)。被験者が着用する靴の靴底先端部に、仮想マーカを算出するためのマーカを貼付し、第一中足骨頭、第五中足骨頭、踵部に貼付したマーカと共に記録した。そして、その3点から靴底先端部の前後方向、左右方向、鉛直方向の位置を算出した。靴底のマーカは試技時には取り外した。分析する際、得られた生データに対して、カットオフ周波数 6 Hz の 4 次のローパスバターワースフィルタをかけ、高周波ノイズを除去した。第一中足骨頭、第五中足骨頭、踵部のマーカから足部のセグメントを決定し、進行方向、前後方向および鉛直方向の 3 次元の位置座標及び角度を算出し、先行研究<sup>25)</sup>から、試技中の靴底先端部の仮想マーカの位置座標を算出した(図 5)。



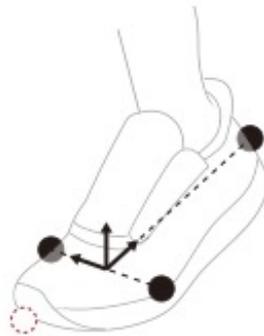
試技前

被験者が着用する靴の、第五中足骨頭、第一中足骨頭、踵部と分析対象の靴底先端部にマーカを貼付し記録。



試技中

靴底先端部にマーカを外し、他3点を記録。



試技後（分析）

第五中足骨頭、第一中足骨頭、踵部から足部セグメントを生成。足部セグメントから、試技前の靴のマーカの位置データを使用し、靴底先端部のマーカの仮想位置を算出。

図5 靴底先端部の仮想マーカ算出方法

跨ぎ動作の実測値の比較・検討として、障害物を跨ぎ超える瞬間のつま先から障害物までの鉛直方向の距離(Toe clearance: TC)と障害物を跨ぐ際の離地時及び接地時での進行方向におけるつま先から障害物までの距離(Take off distance: TOD, Heel contact distance: HCD)を算出した(図6)。

つま先軌跡の分析範囲は、障害物を跨ぎ超えた瞬間を基準にし、その前後 0.250 秒とした(図7)。そして、0.020 秒ごとの値を抽出した。そして、障害物を跨ぎ超えた瞬間からの変化量を分析するために、各分析項目の各時点のデータからその瞬間の値を差し引いた。また、つま先の位置座標データから後退差分計算によりつま先の速度を算出した。

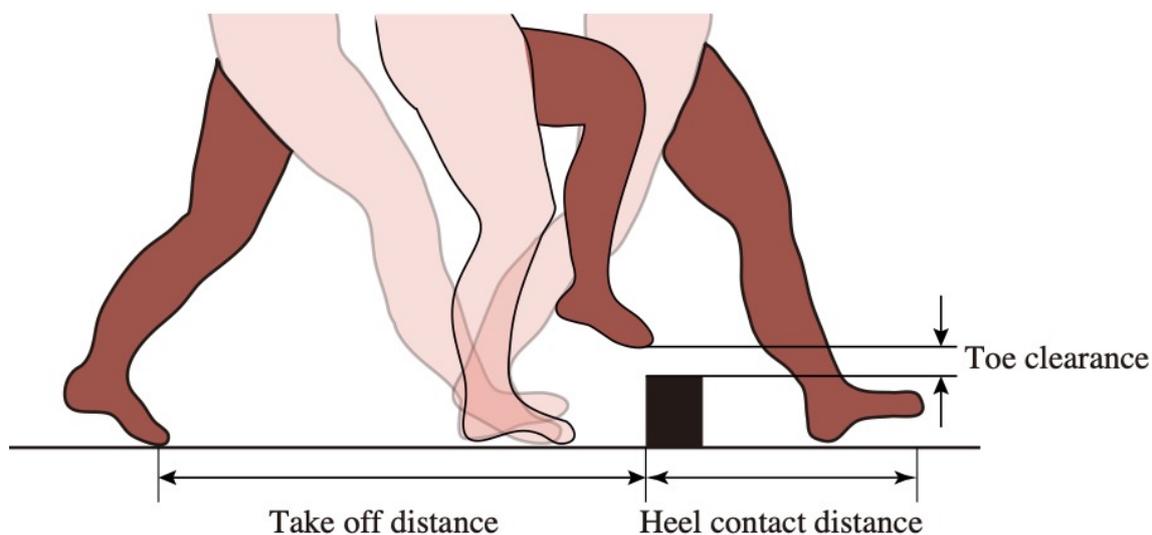


図6 比較検討した実測値

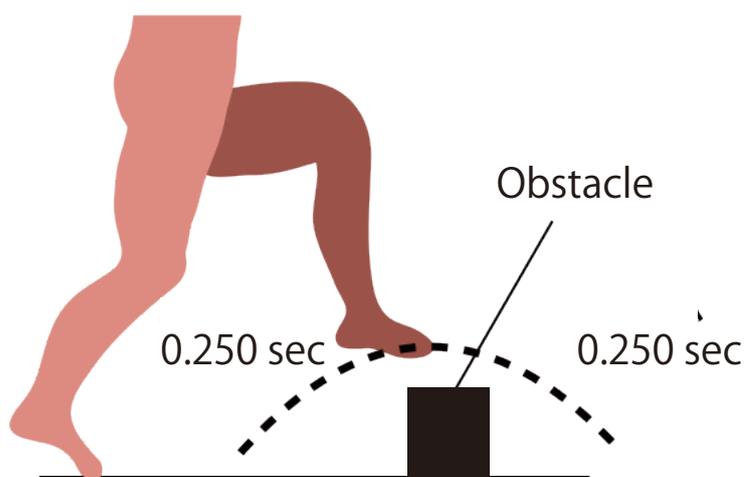


図7 分析範囲

### 2-2-3 統計処理

取得した各時点の足部の 3 次元の位置座標及び角度について主成分分析を行った。各被験者の試行から得られたデータから、600 行(10 名×6 条件×10 試行)×150 列(2 分析項目[位置座標と角度]×3 次元×25 コマ)の入力用の行列を構築し、その入力用の行列と、相関行列を用いて主成分分析を実施した。主成分分析によって得られた各主成分得点を用いて、室内の明るさと光情報提示の方法の、2 要因とした二元配置多変量分散分析を行った。統計学的有意水準は 5%未満かつ  $\eta^2$  二乗値が 0.01 以上の場合とした<sup>26)</sup>。

上記の検定の結果、統計的有意差が認められた主成分については、先行研究<sup>18,27)</sup>に基づいて、仮想的な主成分得点として  $\pm 3SD$ [標準偏差]を入力して各条件における特徴的な波形の再構築を行った。

## 2-3 結果

### 2-3-1 つま先の軌跡の特徴

主成分分析の結果、第 12 主成分までで 95.27%の寄与率を確認した(表 1)。第 12 主成分までの各主成分における主成分得点を表 1 に示す。二元配置多変量分散分析の結果、第 1, 第 4, 第 5, 第 6 及び第 12 主成分に部屋の明るさの違いについて主効果が認められ (PCV1 :  $F(1,600)=46.938, p<0.01, ES=0.073$ , PCV4 :  $F(1,600)=12.645, p<0.01, ES=0.021$ , PCV5 :  $F(1,600)=8.131, p<0.01, ES=0.014$ , PCV6 :  $F(1,600)=8.563, p<0.01, ES=0.014$ , PCV12 :  $F(1,600)=9.331, p<0.01, ES=0.015$ )、いずれの主成分も明所条件の方が暗所条件よりも高値を示した。第 9 主成分に蓄光材の有無について主効果が認められ(PCV9 :  $F(1,600)=6.630, p<0.01, ES=0.022$ )、Overall 条件の方が Partial 条件よりも高値を示した。第 11 主成分に交互作用が認められ (PCV11 :  $F(1,600)=5.076, p<0.01, ES=0.017$ )、明所条件のみ Overall 条件の方が Partial 条件よりも高値を示した。また、Overall 条件において、明所条件の方が暗所条件よりも高値を示した。上記の結果から、寄与率が高く、多くの主成分に違いが認められた部屋の明るさの違いに着目した。極端に特徴的な波形を再構築するために、第 1 主成分、第 4 主成分、第 5 主成分、第 6 主成分及び第 12 主成分に  $\pm 3\frac{1}{\sqrt{5}}$  を主成分得点として入力し、明所条件(+3SD[標準偏差])及び暗所条件(-3SD[標準偏差])の足部の 3 次元位置座標及び角度を算出した。そして、それらを用いて明所条件及び暗所条件における、左右方向、前後方向、鉛直方向に見たつま先の仮想マーカの特徴的な軌跡を示した(図 8, 9)。

表 1 各条件における第 12 主成分までの寄与率, 累積寄与率, 平均値及び標準偏差

		PCV1	PCV2	PCV3	PCV4	PCV5	PCV6
Explained variance(%)		23.50	21.39	13.36	10.35	7.52	4.40
Cumulative(%)		23.50	44.89	58.25	68.60	76.12	80.52
Bright Mean ± SD	Overall	0.15 ± 0.99	-0.16 ± 0.96	0.03 ± 1.02	0.20 ± 0.97	0.23 ± 1.13	0.04 ± 1.05
	Partial	0.43 ± 0.96	0.03 ± 0.92	-0.10 ± 0.93	0.17 ± 0.82	0.02 ± 0.92	0.20 ± 0.94
	Not	0.23 ± 0.98	0.04 ± 0.85	-0.09 ± 0.92	0.06 ± 0.86	0.10 ± 0.92	0.12 ± 0.97
Dark Mean ± SD	Overall	-0.26 ± 0.97	0.13 ± 1.03	0.05 ± 1.05	-0.07 ± 1.01	-0.06 ± 1.05	-0.31 ± 0.98
	Partial	-0.26 ± 0.88	-0.01 ± 1.02	0.05 ± 1.06	-0.30 ± 1.04	-0.12 ± 1.05	0.00 ± 1.05
	Not	-0.29 ± 1.00	-0.03 ± 1.19	0.05 ± 1.02	-0.06 ± 1.19	-0.17 ± 0.86	-0.04 ± 0.94
p value		**			**	**	**

		PCV7	PCV8	PCV9	PCV10	PCV11	PCV12
Explained variance(%)		3.62	3.09	2.75	2.39	1.52	1.39
Cumulative(%)		84.13	87.23	89.97	92.36	93.88	95.27
Bright Mean ± SD	Overall	-0.04 ± 0.91	-0.05 ± 1.08	0.03 ± 0.96	-0.16 ± 1.29	0.23 ± 1.09	0.01 ± 1.04
	Partial	0.01 ± 1.10	0.01 ± 0.98	-0.10 ± 0.96	0.00 ± 0.93	-0.17 ± 0.90	0.20 ± 0.86
	Not	0.02 ± 1.01	0.05 ± 0.98	-0.01 ± 0.98	0.02 ± 1.00	-0.01 ± 0.89	0.16 ± 0.99
Dark Mean ± SD	Overall	-0.18 ± 0.96	0.10 ± 0.99	0.31 ± 0.95	0.18 ± 0.87	-0.13 ± 0.87	-0.20 ± 1.01
	Partial	0.12 ± 0.99	-0.17 ± 1.00	-0.28 ± 1.03	0.00 ± 0.93	0.10 ± 1.10	0.06 ± 1.03
	Not	0.07 ± 1.02	0.06 ± 0.98	0.04 ± 1.04	-0.04 ± 0.91	-0.03 ± 1.08	-0.23 ± 1.00
p value		††			‡‡	**	

\*\* : Significant ( $p < 0.01$ ) Room brightness effect, †† : Significant ( $p < 0.01$ ) Light source effect

‡‡ : Significant ( $p < 0.01$ ) Interaction

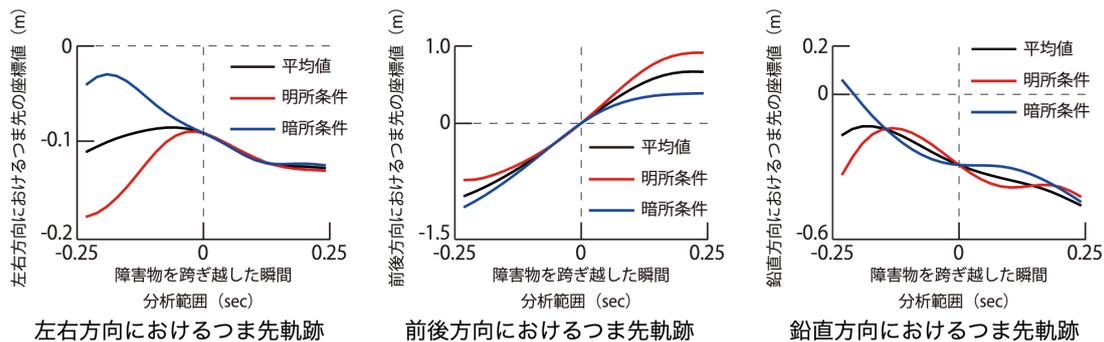


図 8 再構築された左右方向, 前後方向及び鉛直方向におけるつま先軌跡

左右方向におけるつま先軌跡の特徴(図 8 左)について、障害物を乗り越える前の軌跡に違いが認められた。暗所条件では、明所条件よりもつま先の位置が内側を示した。障害物を乗り越えた後の軌跡は両条件ともに同様の軌跡を示した。

前後方向におけるつま先軌跡の特徴(図 8 中央)について、分析範囲における開始位置が暗所条件は明所条件よりも障害物から遠い位置にあり、また、分析範囲における終了位置が暗所条件は明所条件よりも障害物に近い位置であったことを示した。

鉛直方向におけるつま先軌跡の特徴(図 8 右)について、分析範囲における開始位置が暗所条件は明所条件よりも高い位置にあることが示された。また、つま先の高さの最大値が、暗所条件の方が明所条件よりも障害物よりも後方に位置していることが示された。そして、障害物を乗り越える瞬間については、暗所条件ではつま先高さは一定であった一方、明所条件ではつま先高さは低下していたことが示された。

左右方向におけるつま先速度の特徴(図 9 左)について、つま先軌跡の特徴と同様に、障害物を乗り越える前に違いが認められ、暗所条件では、外側への速度、明所条件では内側への速度を示し、障害物を乗り越えた後は同様の軌跡を示した。

前後方向におけるつま先速度の特徴(図 9 中央)について、最大値を示した時期が暗所条件と明所条件で異なり、暗所条件では障害物を跨ぐ前に最大速度を示した一方、明所条件では障害物を跨いだ後に最大速度を示した。また、障害物を乗り越えた瞬間では、暗所条件の方が明所条件よりも遅い傾向が認められた。

鉛直方向におけるつま先速度の特徴(図 9 右)について、暗所条件では常に下方向への速度を示す一方、明所条件では障害物を跨ぐ前では上方向への速度を示す傾向が認められた。

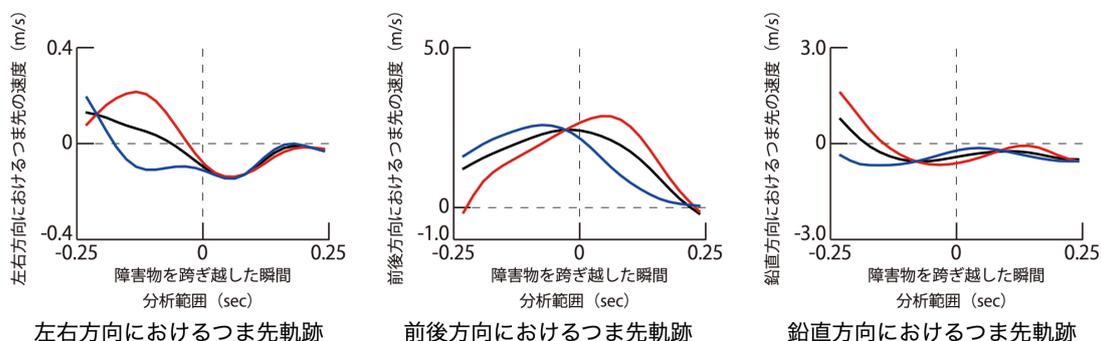


図 9 再構築された左右方向、前後方向及び鉛直方向におけるつま先速度

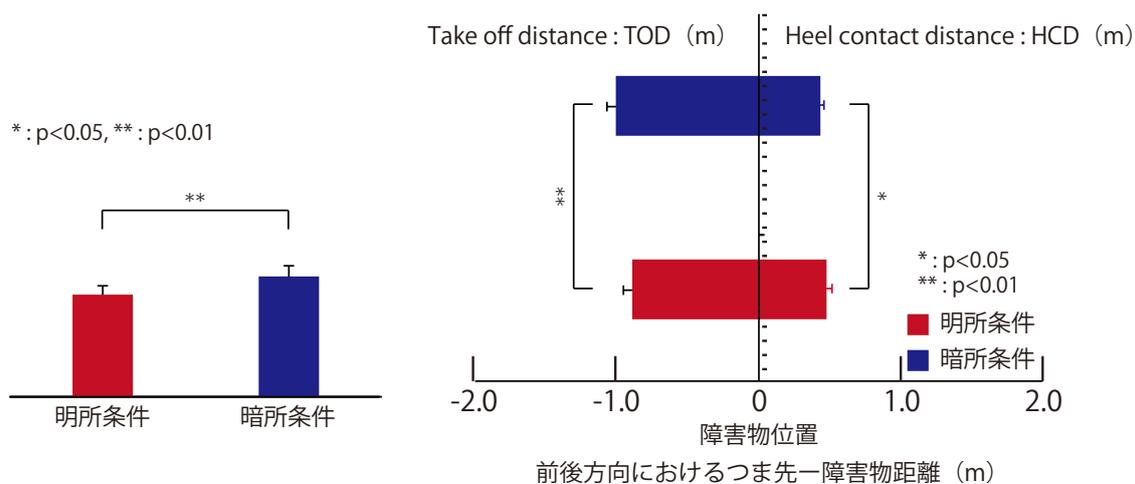


図 10 つま先クリアランスと跨ぎ動作開始及び終了位置 [ i ]

### 2-3-2 各条件における代表値の違い

主成分分析の結果から、再構築された進行方向および鉛直方向におけるつま先軌跡の特徴から、明所条件と暗所条件間で大きな違いが認められた。そこで、これらのパラメータについて、実数値の比較を行った。各実数値パラメータの比較は明所条件及び暗所条件の2条件間における対応のあるt検定を行った。

TC (Toe clearance) の結果を図 10 左に示す。暗所条件の方が明所条件よりも高値を示し、暗所条件の方がつま先と障害物との鉛直方向の距離が大きいことが明らかになった。TOD (Take off distance) の結果を図 10 右に示す。TOD は暗所条件の方が明所条件よりも高値を示し、暗所条件の方が遠い位置から跨ぎ始めていたことが明らかになった。HCD (Heel contact distance) の結果を図 10 右に示す。HCD は暗所条件の方が明所条件よりも低値を示し、暗所条件の方が障害物に近い位置に接地していたことが明らかになった。

## 2-4 考察

### 2-4-1 明所と暗所における違い

暗所における障害物跨ぎ動作時のつま先軌跡の特徴として、本研究の結果から、前後方向においては遠い位置から開始し、近い位置で終了していたことと、鉛直方向においてはつま先の高さは高いことが明らかになった。以上のことは、2-3-2 における、実数値の比較も同様の結果を示している。前後方向におけるつま先速度について、暗所条件では障害物よりも前に最高速度を示し、そこから障害物に向かっていくにつれて減速していた。そして、明所条件と比べて暗所条件では障害物上ではつま先の速度は遅かった。このことから、障害物に近づくにつれてつま先を減速させることによって衝突しても衝撃を小さくするような運動をしていたことが推察できる。また、跨ぎ始める位置と跨ぎ終えた位置が明所条件と暗所条件で異なることから、遊脚期中での障害物を跨ぎ超える時期が異なることが示唆された。暗所条件の方が明所条件よりも遊脚期の終盤で跨ぎ越している。そして、障害物を跨ぎ超えた後の位置が暗所条件の方が障害物に近いことから、踵部が障害物と衝突する危険が発生すると考えられる<sup>28)</sup>。ヒトは障害物の高さによらず、つま先クリアランスが一定に保たれることが報告されている<sup>15)</sup>。このことから、明所条件では、障害物高を正確に認知できていたため、最低限のつま先クリアランスを、障害物を跨ぎ超える前に確保して障害物を跨いでいたと考えられる。他方、暗所条件では、障害物の高さの認識が不足していたことが考えられ、必要以上につま先を高く上げていたことが考えられる。

また、左右方向においては、暗所条件は明所条件と比べて内側の軌跡を示した。これは、暗所条件では前額面上での身体合成重心に近い位置を通っていることが考えられる。これはつま先を高くあげていることから、身体の安定性が損なわれていたことが考えられる。また、左右方向におけるつま先速度から、暗所条件では減速傾向にあった。このことから、つま先を内側に向かわせ、鉛直方向の軸に対するモーメントを小さくすることで左右方向への安定性を高めていたことも推察できる。

#### 2-4-2 光情報提示の効果

障害物を跨ぐ際の進行方向及び垂直方向のつま先の軌跡を主成分分析によって分析した結果、光情報の有無による主効果は第 9 主成分で認められ、Partial の方が Overall よりも高値を示した。交互作用は第 11 主成分で認められ、明所のみで Partial の方が Overall よりも高値を示した。しかし、第 9 主成分での寄与率は 2.75%、第 11 主成分の寄与率は 1.52%と低く、本研究の結果において大きな寄与率ではなく、光情報の有無による効果が小さいことが明らかになった。本研究では、映画館などの階段を参考に、障害物上縁に光源を貼付した。しかし、障害物上縁の情報のみでは障害物を認識するための情報が不足していたことが考えられる。被験者の所感からも、光源があっても路面と障害物の位置関係がわからず、高さがわからなかったという報告があった。このことから、障害物の上縁にのみ光源を貼付しても十分に障害物の高さや位置の認識ができなかったことが考えられる。

#### 2-5 まとめ

本章では、暗所での障害物跨ぎ動作時におけるつま先軌跡の特徴を明らかにすること、障害物に光情報提示をすることによる効果の検証を目的に測定を行った。若年者を対象に、障害物跨ぎ動作時のつま先の左右方向、前後方向、鉛直方向の 3 方向の位置および速度を分析対象とし、それぞれの条件での障害物を跨ぎ超える前後のつま先軌跡と速度の特徴について主成分分析を用いて分析した。

以上の結果、暗所条件と明所条件に大きな違いが認められ、暗所条件では障害物を跨ぎ超える時期が異なり、遊脚期の終盤に跨いでいたことから障害物に近い位置に接地していたことから踵部が障害物と衝突する危険性があることが推察された。しかし、障害物に近づくにつれてつま先が減速していたことと、つま先高さを明所時よりも高くしていたこと、そしてつま先を前額面における身体合成重心に近づけることで慎重な跨ぎ動作を行っていたことが明らかになった。一方、光情報の提示の効果は、本研究の貼付した位置では効果が認められず、障害物上縁に貼付するだけではヒトに与える障害物の情報が不足していたことが考えられる。

## 第 3 章

### 凹凸のある路面上での歩行の立脚制御

### 3-1 研究背景と目的

本章では、不整地の一つである、凹凸のある路面上での歩行した際の立脚制御に着目して、その実験内容や結果・考察を述べる。不整地歩行中における歩行制御に着目した研究では、不整地の設定を不規則に並べた凹凸上を被験者に歩かせて行われている。それ故に得られたキネマティクスデータやキネティクスデータも変動が大きいことが指摘されている<sup>22)</sup>。この変動は、接地時の足関節角度の違いであることが考えられるが不整地上で足関節角度が変化しない場合もあることから、足底面が接地時に接触する突起物の位置の違いによる制御方式の違いについて比較・検討を行う。

本実験における凹凸のある路面の設定や、測定状況の説明を述べる。そして、データの収集方法や分析項目について述べる。以上の方法から得られたデータから各分析項目の結果を述べ、そこから考察を行う。

### 3-2 方法

#### 3-2-1 被験者及び実験課題

被験者は下肢に既往歴のない健常な若年者 7 名(年齢:22.00±1.41 歳, 身長:1.70±0.04m, 体重:73.5±7.87kg)とした。被験者には、測定の内容について事前に説明し、同意を得た上で測定を行った(東海大学「人を対象とする研究」倫理委員会承認番号:18137)。

被験者に 8m の歩行路上を普段の歩行速度で歩くよう指示した。歩行路中には、不整地と平地を設定するために測定区間を 3m 設けた(図 11)。不整地を凹凸のある路面とし、測定区間に木製の半円棒(半径: 0.02m, 長さ: 0.9m)を進行方向に対して直角になるように等間隔で平行に配置した。平地条件においては、測定区間に木製の半円棒と同じ半径となるような厚さの木材の板を敷き詰めた。そのため、測定区間は平地区間よりも 0.02m 低くなるように設置した。なお、不整地の場合、路面が凹凸であり、接地時に痛みを伴うことが考えられたため、先行研究<sup>20)</sup>を参考に、被験者にはインソール入りの靴下を着用させた。また、安全性の確保のために不整地区間の横にはマットを敷いた。

本研究では、体性感覚による適応制御方式のメカニズムの解明を目的としているため、視覚情報による予期的な適応の影響を排除する必要がある。そのため、測定区間には平地区間と同色となるような布製のシートを被せ、視覚的に不整地か平地かわからないようにした。また、試行間の休憩の時間は 3 分とし、1 試行毎に被験者を待機部屋に移動してもらうことで次の試行が不整地条件か平地条件か被験者が予測できないようにし、待機部屋から測定部屋の歩行開始位置への移動の際、測定区間が見えないように衝立を立てた(図 12)。

歩行試技を以下の 3 条件(図 13)に分類して以後の検討を行った。

[No lump condition: NLC] :凹凸のないフラットな床面を平地とし、その路面を歩行する試技。測定区間を平地条件に設定した。

[Single lump condition: SLC] 設定された不整地を歩行する際に足底面が半円棒 1 本の上に接地した場合の試技。測定区間を不整地条件に設定した。

[Double lumps condition: DLC] 設定された不整地を歩行する際に足底面が半円棒 2 本の上に同時に接地した場合の試技。測定区間を不整地条件に設定した。

SLC と DLC がほぼ同程度起きるように不整地区間に配置する半円棒の間隔を検討した結果、各被験者の足長の 75%の間隔で設置することとした。測定区間に右足から接地したものを成功試技とし、試行回数は各条件 5 試行になるまで行い、SLC, DLC に偏らないように歩行開始位置を試技ごとに調整した。

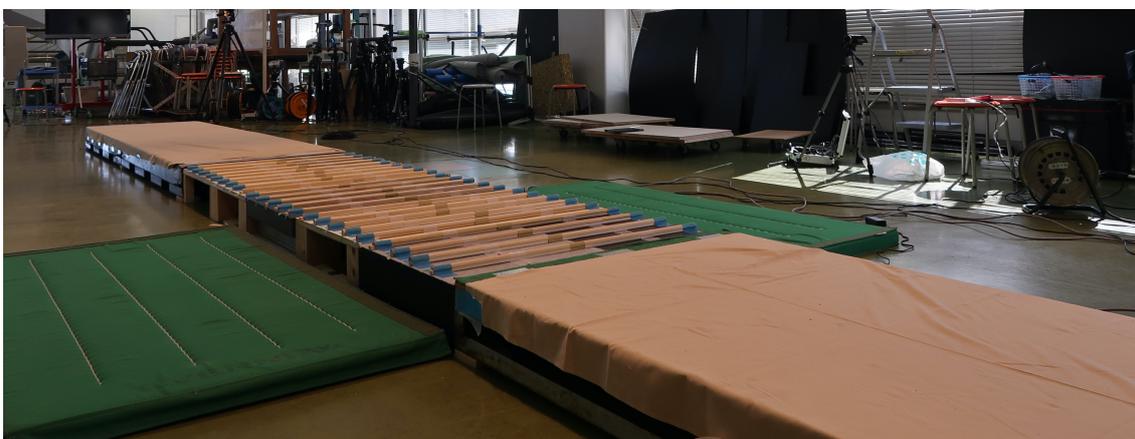
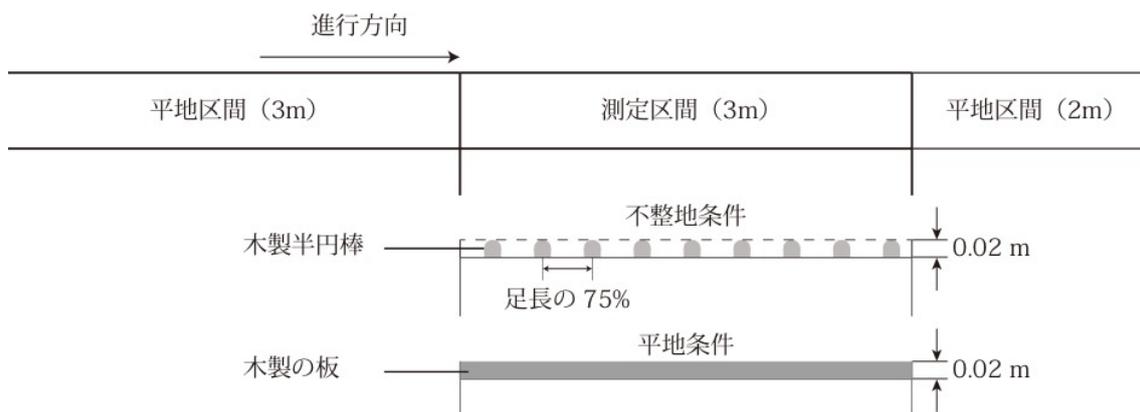


図 11 測定区間の設定[ ii , iii ]

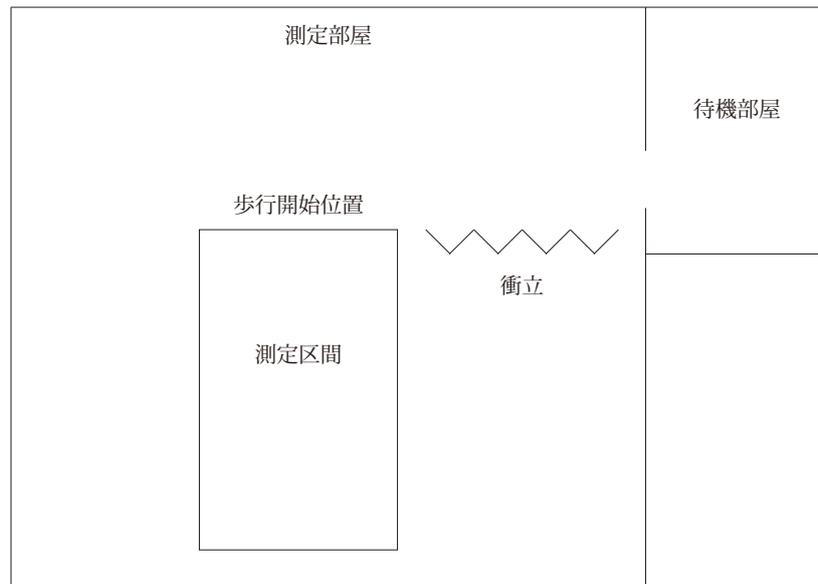


図 12 実験室内の状況



図 13 各条件設定について [ii, iii]

測定方法は、光学式モーションキャプチャシステム (Mac3Dsystem, Motion analysis 社製) を用いて、被験者の体表 (図 14, 頭頂, 前頭部, 後頭部, 仙骨上縁と左右の肩峰, 肘関節内外, 手関節内外, 第三中手指節関節, 上前腸骨棘, 膝関節内外, 外果, 内果, 踵, 第一中足骨, 第五中足骨, つま先) に貼付した反射マーカを記録した. 計測空間座標の X 軸は歩行路に直行する軸, Y 軸は歩行路と並行する軸, そして Z 軸は鉛直方向の軸とした. 得られたマーカのデータには, 位相差なしのローパスバターワースフィルタ (カットオフ周波数 6Hz) を用いて平滑化した. 試技測定時, 測定区間に布を被せるため, 歩行動作と突起物の位置情報を同時に記録することができない. そのため, 試技の測定前に, 突起物の位置情報のみをモーションキャプチャで記録し, 試技データと突起物の位置情報を測定後に同期させて SLC と DLC を判別した.

モーションキャプチャと同時に床反力データおよび表面筋電図を記録した. 床反力データはフォースプラットフォーム (FP6090, ベルテック社製) を用いた. 表面筋電図について, 被験筋は右脚側の被験筋は右脚側の外側広筋 (Vastus lateralis muscle: VL), 大腿二頭筋 (Biceps femoris muscle: BF), 前脛骨筋 (Tibialis anterior: TA), 腓腹筋 (Gastrocnemial muscle: GA) とした (図 15). 被験筋に Active 電極 (DL-141, S&ME 社製) を皮膚の研磨処理後に貼付し, サンプリング周波数は 1000 Hz とした. 筋活動度を正規化するために, 全試技終了後に各被験筋の最大随意収縮を 5 秒間記録した. 得られた筋電図データについて, 20~200Hz のバンドパスフィルタによるノイズ処理を行い, その後, バターワースフィルタ (ローパス, カットオフ周波数 6 Hz) を用いて平滑化した. そして, 二乗平均平方根 (Root Mean Square: RMS) を算出し, そして, 最大随意収縮時の RMS から試技中の %RMS を算出し, 正規化を行った.

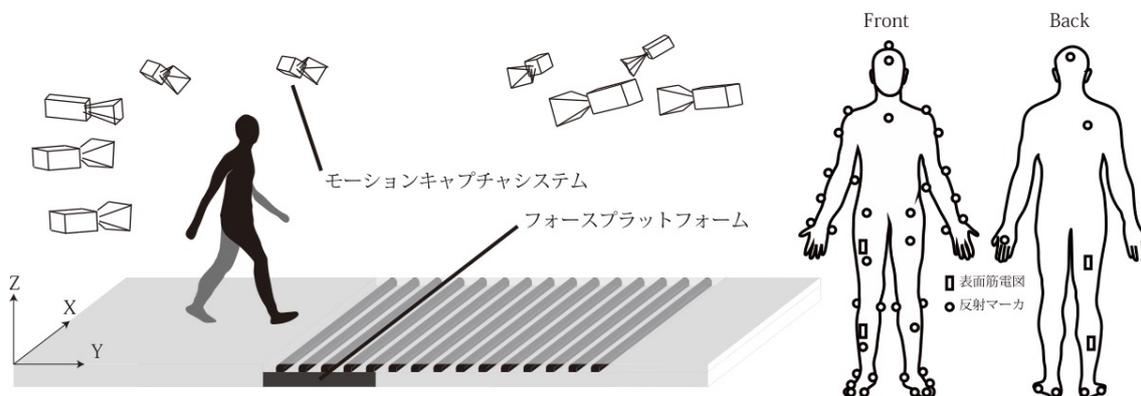


図 14 モーションキャプチャシステムとマーカ位置について

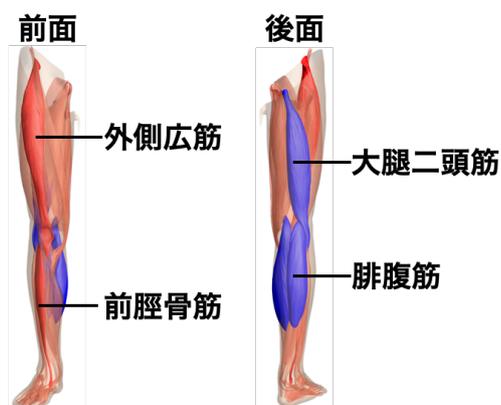


図 15 各被験筋について

### 3-2-2 分析項目

得られた身体各部位の座標値から、阿江<sup>29)</sup>の身体部分慣性係数を用いて身体合成重心 (Center of mass: CoM) の位置を算出した。分析脚は右脚とし、分析区間は不整地区間での最初の右足接地から左足離地までの両脚支持期 (Double legs support phase: DSP) 及び、両脚支持期終了から左足接地までの右足単脚支持期 (Single leg support phase: SSP) とした (図 16)。また、左足離地から進行方向における CoM の位置が足部中心を超えるまで (SSP-First: SSP1) と、その時点から左足接地まで (SSP-Second: SSP2) と、右足単脚支持期を分けて以後の検討を行った。右足の接地及び離地については、フォースプラットフォームで得られた床反力データを元に、左足の離地及び接地については、O'Connor et al.,<sup>30)</sup> の手法により決定した。

CoM の位置座標及び身体各部位の座標値を用いて、身体合成重心の重力ベクトルと慣性力ベクトルの合力ベクトルを床面に投影した (Zero moment position: ZMP, 式 (1))。そして、単脚支持期中における安定性の評価値として、ZMP の支持基底面 (Base of Support: BoS) 前方境界 BoSF からの距離を BoS 距離で規格化した値 (Stability margin: SM) を算出した (式 (2) 及び図 17)。また、ZMP を後退差分計算し、ZMP 速度を算出した。

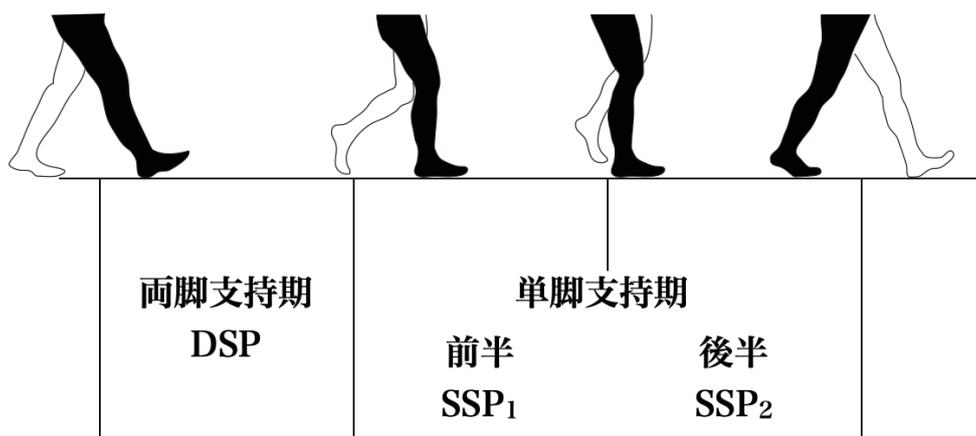


図 16 分析区間

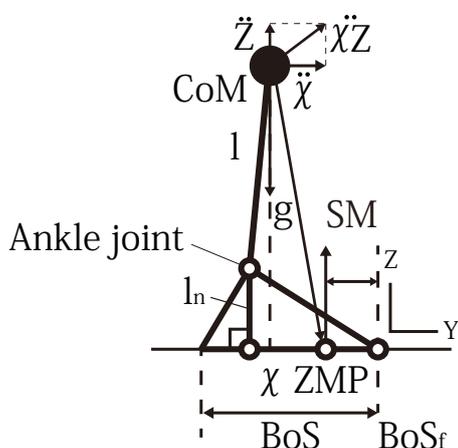


図 17 ZMP の算出方法について [ ii , iii ]

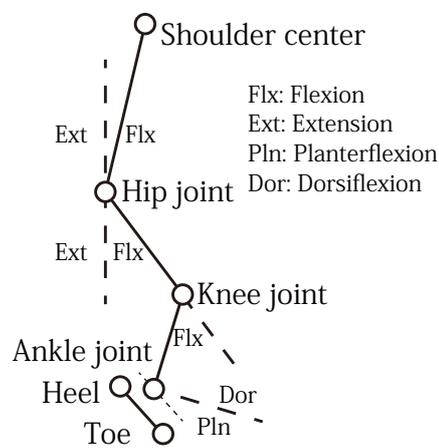


図 18 各関節角度の定義 [ ii ]

$$ZMP = \chi - \left( \sqrt{l^2 - \chi^2} + l_n \right) \ddot{\chi} / (g + \ddot{z}) \quad (1)$$

$$SM = (BoS_f - ZMP) / BoS \quad (2)$$

$\chi$ は CoM の位置座標,  $l_n$ は足関節中心の垂直位置,  $l$ は CoM から足関節中心までの距離,  $\ddot{\chi}$ は CoM の水平方向加速度,  $\ddot{z}$ は垂直方向加速度, そして  $g$ を重力加速度とした.  $BoS_f$ は, Y 軸における右第五 MP 関節と第一 MP 関節の midpoint とした. 各関節角度の定義を図 18 に示す. 得られた左右上前腸骨棘及び仙骨上縁の座標値から, 左右の股関節中心位置<sup>31,32)</sup>を算出し, 肩峰 midpoint と股関節 midpoint の 2 点を結ぶ線分と Z 軸が成す角度を体幹の前後傾角度とした. 得られた身体各部位の座標値から, 動作解析ソフト (nMotion muscular, nac 社製) を用いて, 股関節と膝関節の屈曲・伸展角度及び足関節の底屈・背屈角度をカルダン角から算出した. 解剖学的立位姿勢時を

0 度とした. そして, 逆動力学解析により, 股関節・膝関節及び足関節トルクを算出し, 被験者の体重で規格化をした. 各関節トルク ( $T$ ) と角度から, 後退差分計算により算出された角速度 ( $\omega$ ) から, 関節パワー ( $W$ ) を算出した(式(3)).

$$W = T \cdot \omega \quad [W] \quad (3)$$

各被験筋から得られた筋電図データについて, 各分析区間における%RMS を算出した. また, 共収縮の度合を評価するために, 長尾らの方法を用いて, 関節剛性指標値 (Joint Stiffness Index Value: JSI)<sup>33)</sup> を表面筋電図から求めた(式(3)).

$$JSI = \frac{2(\%RMS_{flex} \times \%RMS_{ext})}{(\%RMS_{flex} + \%RMS_{ext})} \quad (4)$$

式(4)中の  $RMS_{flex}$  は屈筋の% RMS,  $RMS_{ext}$  は伸筋の% RMS を示す. 屈筋と伸筋が同時に収縮し, かつ双方の収縮力が高いと関節の剛性は高まること<sup>17)</sup>から, 屈筋と伸筋の共収縮の度合いが高く, かつ屈筋と伸筋の活動度が高いほど 100% に近づく. 共収縮を評価する指標として, CI (Co-contraction Index)<sup>34)</sup> が用いられている. 図 19 に位相の異なるサイン波から算出した JSI と CI の比較を示す. CI は双方の活動度が共に低い場合においても双方の筋活動が同程度であると高い値となるため, 適切な共収縮指標とはいえないと考える. 屈筋と伸筋の組み合わせは, 膝関節 ( $JSI_{knee}$ ) は外側広筋と大腿二頭筋, 足関節 ( $JSI_{ankle}$ ) は前脛骨筋と腓腹筋とした.

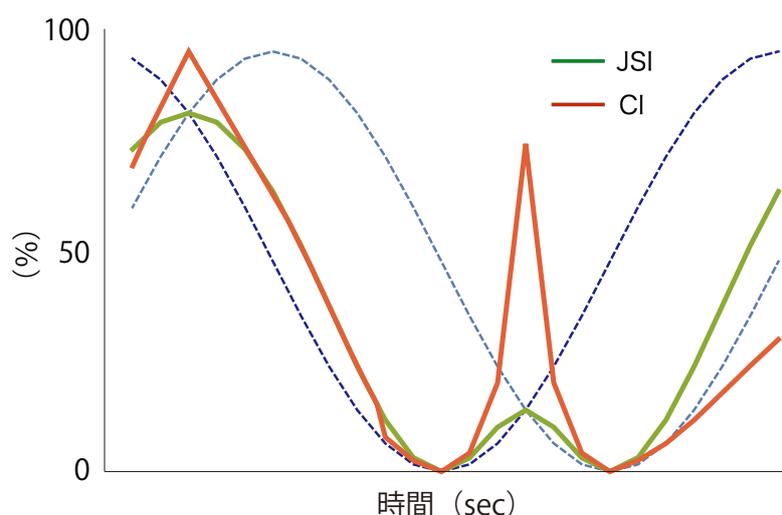


図 19 JSI と CI の比較

### 3-2-3 統計処理

SM 及び ZMP 速度については、単脚支持期を分析範囲とした。単脚支持期前半および後半(SSP<sub>1</sub> 及び SSP<sub>2</sub>)の平均値を算出した。他分析項目は、各区間(DSP, SSP<sub>1</sub> 及び SSP<sub>2</sub>)の平均値を算出した。統計処理については、統計解析ソフト R Ver. 2.14.1 (2011, R Foundation for Statistical Computing)を用いて、対応ありの一元配置分散分析を行った。下位検定には Bonferroni 法を用いた。統計学的有意水準は 5 %とした。

### 3-3 結果

#### 3-3-1 重心の制御について

図 20 に単脚支持期における Stability Margin (SM) と Zero moment point (ZMP) 速度の時系列データを示す. SM については, 単脚支持期の図 21 に各条件における SM と ZMP 速度の平均値を示す. 単脚支持期開始時に各条件で異なる特徴が見られたがその後の推移はどの条件も同様である傾向が見られた. SM, ZMP 速度ともに単脚支持期開始時では SLC (Single Lump Condition), DLC (Double Lumps Condition), NLC (No Lump Condition) の順に高値を示す傾向が見られた. 各条件の平均値で比較すると, 単脚支持期後半における SM に有意差が認められ, 不整地条件 (SLC および DLC) よりも平地条件 (NLC) の方が高値を示した. このことから, 不整地条件の方が平地条件よりも不安定であることが明らかになった. 一方, ZMP 速度は SLC の方が NLC よりも低値を示した. このことから, SLC の方が NLC よりも ZMP 速度が低いことが明らかになった.

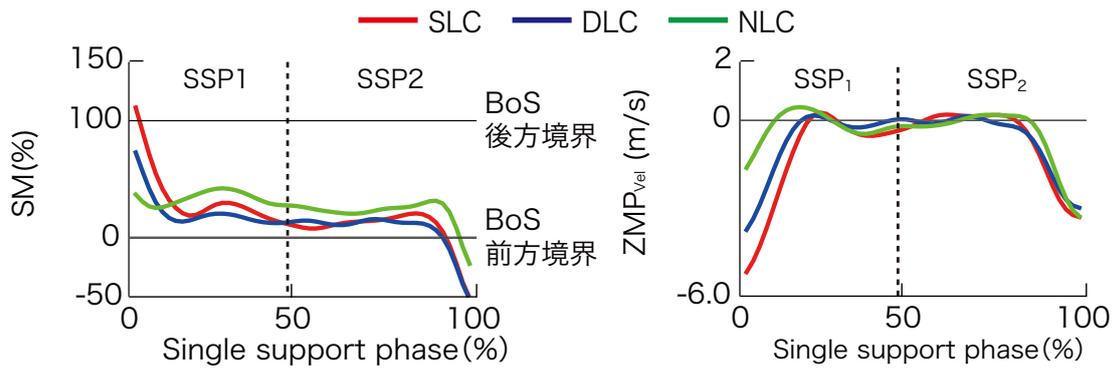


図 20 SM [ii, iii] と ZMP 速度の時系列グラフ

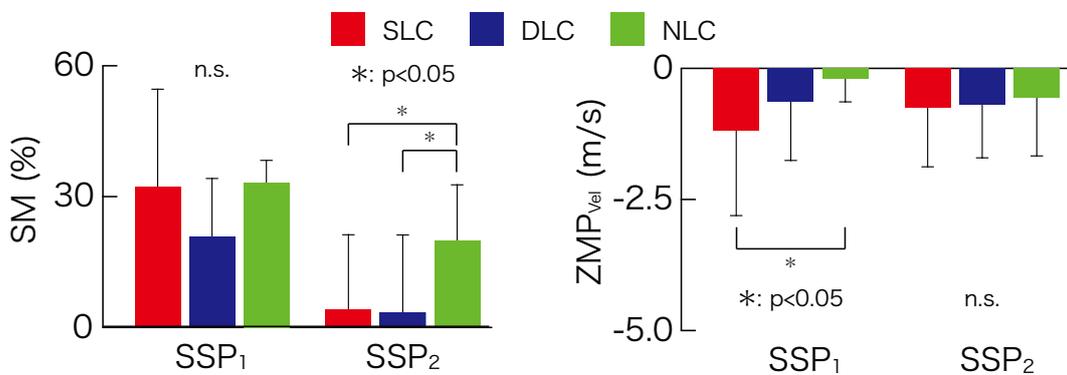


図 21 各条件の SM と ZMP 速度の平均値

### 3-3-2 関節運動について

図 22 に体幹角度の時系列データおよび各条件の平均値を示す。体幹角度の時系列データから、主に両脚支持期および単脚支持期前半で異なる様相を示した。各条件の平均値では、両脚支持期に有意差が認められ、不整地条件の方が平地条件よりも有意に低値を示した。このことから、不整地条件の方が平地条件よりも後屈していることが明らかになった。

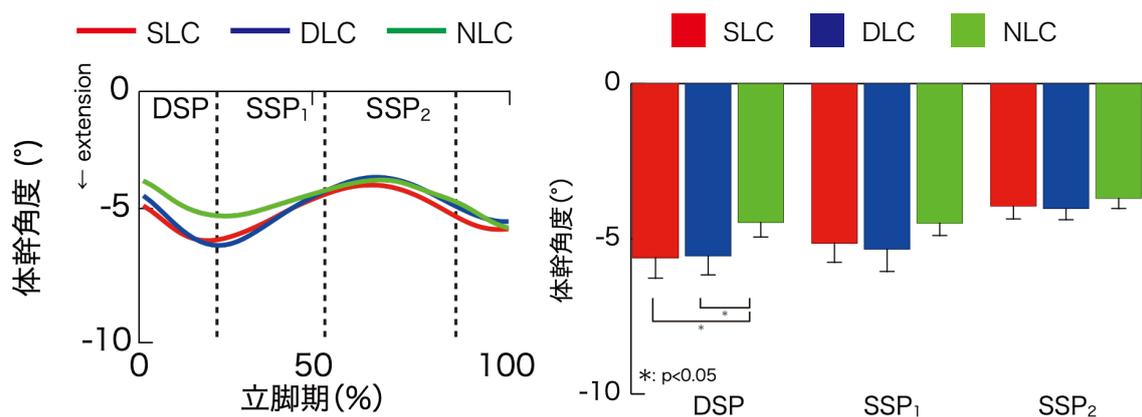


図 22 体幹角度の時系列データ [ ii ] および各条件の平均値

図 23 に股関節・膝関節・足関節の角度，関節トルク，関節パワーの，立脚期中の時系列データを示した。上段は股関節，中段は膝関節，下段は足関節を示している。そして，左側の時系列データは関節角度，中央の時系列データは関節トルク，右側の時系列データは関節パワーを示している。

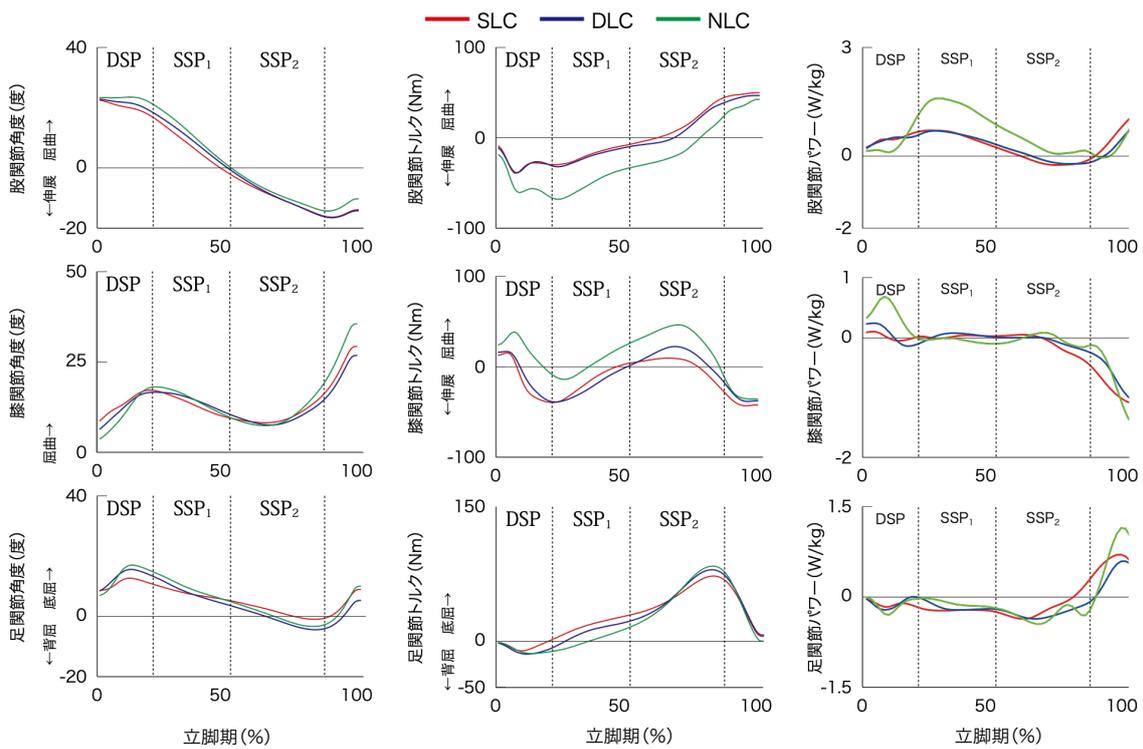


図 23 各関節の角度[ ii, iii]・トルク[ ii, iii]・関節パワーの時系列データ  
 上段は股関節，中段は膝関節，下段は足関節を示す。左側の時系列データは関節角度，  
 中央の時系列データは関節トルク，右側の時系列データは関節パワーを示す。

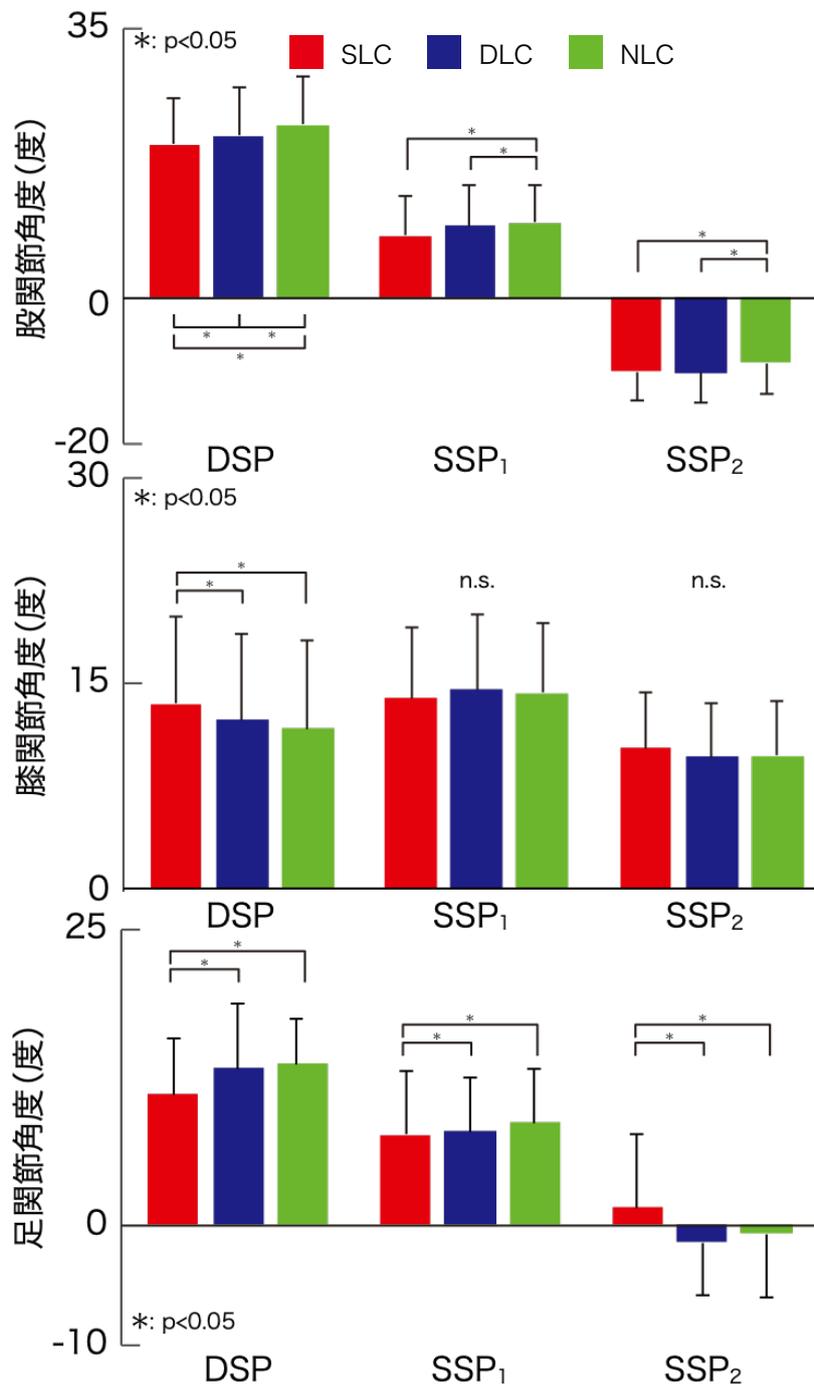


図 24 各関節の角度の平均値  
 上段は股関節，中段は膝関節，下段は足関節を示す。

図 24 に各関節角度の平均値を示した。不整地条件と平地条件の違いについては、両脚支持期、単脚支持期前半および単脚支持期後半における股関節角度で有意差が認められた。全ての分析区間において、不整地条件の方が平地条件と比較して低値を示した。このことから、両脚支持期、単脚支持期前半では不整地条件の方が平地条件よりも屈曲角度が小さく、単脚支持期後半では不整地条件の方が平地条件よりも伸展角度が大きいことが明らかになった。

SLC と DLC の違いについては、両脚支持期における股関節角度および膝関節角度、両脚支持期、単脚支持期前半および単脚支持期後半における足関節角度で有意差が認められた。両脚支持期における股関節角度では、SLC の方が DLC よりも低値を示した。このことから、SLC の方が DLC よりも屈曲角度が小さいことが明らかになった。両脚支持期における膝関節角度では、SLC の方が DLC よりも高値を示した。このことから、SLC の方が DLC よりも屈曲角度が大きいことが明らかになった。全ての分析区間における足関節角度については、両脚支持期および単脚支持期前半において SLC の方が DLC よりも低値を示し、単脚支持期後半においては SLC の方が DLC よりも高値を示した。このことから、両脚支持期および単脚支持期前半において SLC の方が DLC よりも底屈角度が小さく、単脚支持期後半において、SLC および DLC では背屈状態であったが SLC は底屈状態であったことが明らかになった。

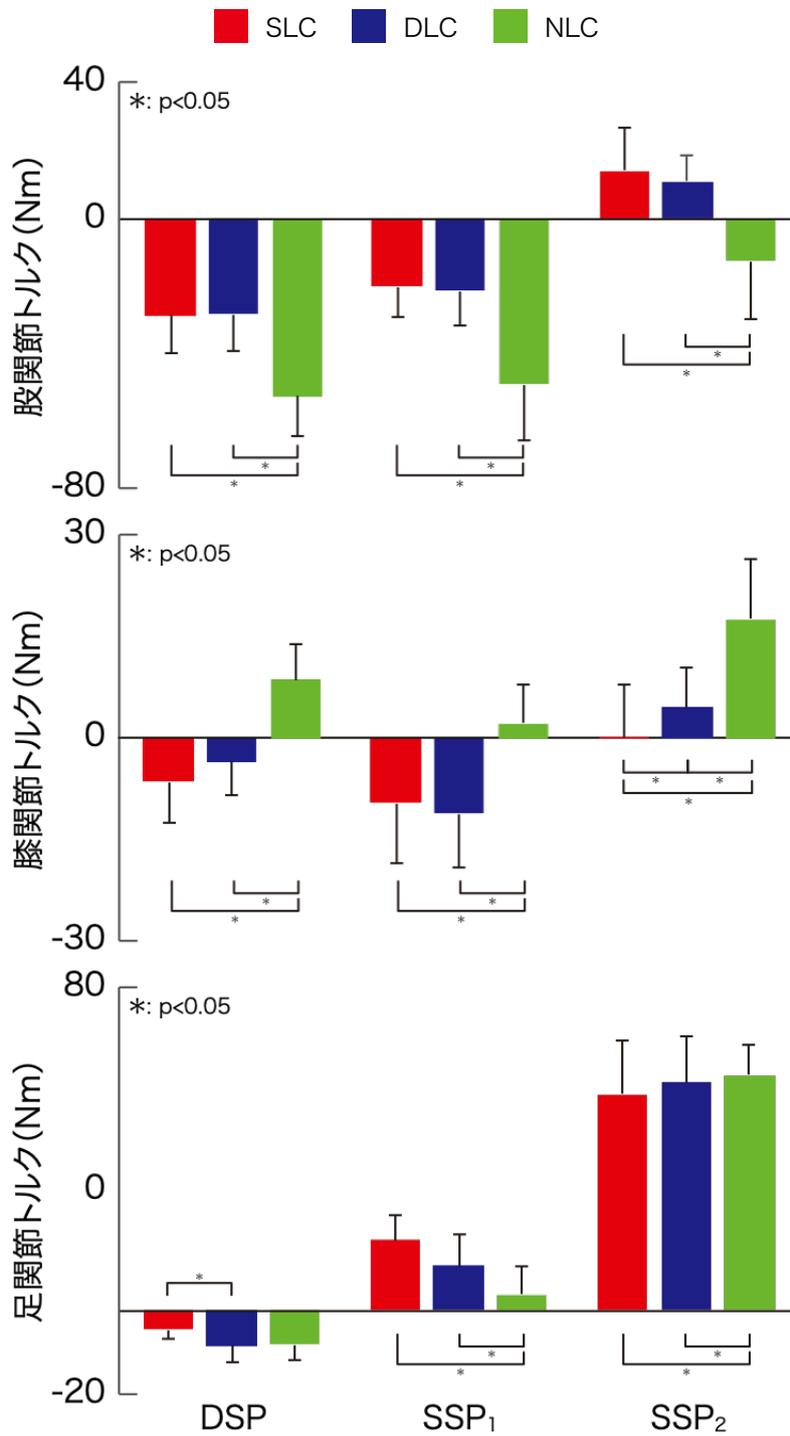


図 25 各関節の関節トルクの平均値  
 上段は股関節、中段は膝関節、下段は足関節を示す。

図 25 に各関節トルクの平均値を示した。不整地条件と平地条件の違いについては、両脚支持期、単脚支持期前半および単脚支持期後半における股関節トルクおよび膝関節トルク、単脚支持期における足関節トルクで有意差が認められた。股関節トルクについては、全ての分析区間において、不整地条件の方が平地条件よりも高値を示した。このことから、両脚支持期、単脚支持期前半では、不整地条件の方が平地条件よりも伸展トルクが小さく、単脚支持期後半では、不整地条件は屈曲トルクを示し、平地条件では伸展トルクを示した。足関節トルクについては、単脚支持期前半では不整地条件の方が平地条件よりも高値を示し、単脚支持期後半では不整地条件の方が平地条件よりも低値を示した。このことから、単脚支持期前半では不整地条件の方が平地条件よりも底屈トルクが大きいことが明らかになった。単脚支持期後半では不整地条件の方が平地条件よりも底屈トルクが小さいことが明らかになった。

SLC と DLC の違いについては、単脚支持期後半における膝関節トルクおよび両脚支持期における足関節トルクで有意差が認められた。単脚支持期後半における膝関節トルクについては、SLC の方が DLC よりも低値を示した。このことから、単脚支持期後半における膝関節トルクは SLC の方が DLC よりも底屈トルクが小さいことが明らかになった。両脚支持期における足関節トルクについては、SLC の方が DLC よりも高値を示した。このことから、両脚支持期における足関節トルクは SLC の方が DLC よりも背屈トルクが小さいことが明らかになった。

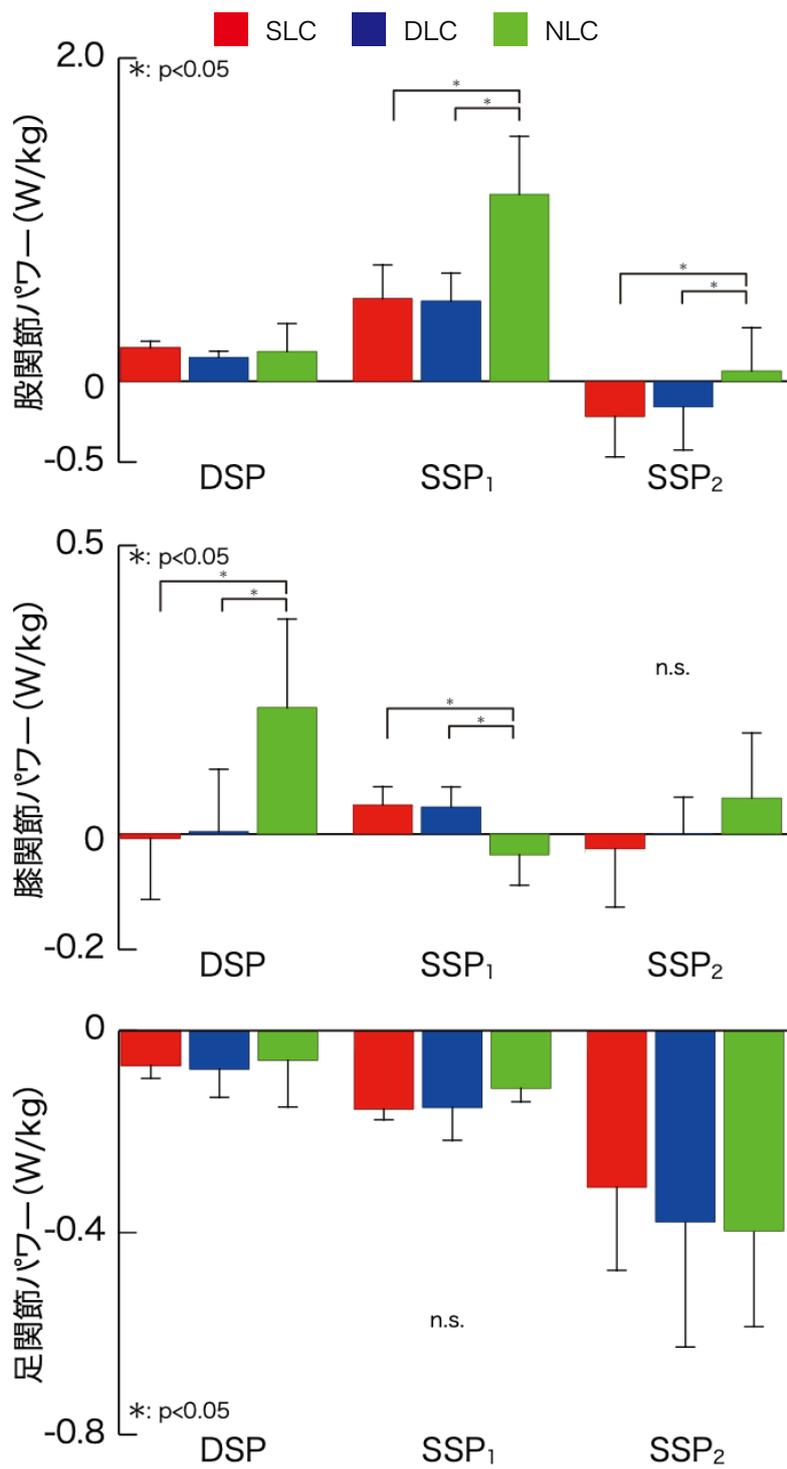


図 26 各関節の関節パワーの平均値  
 上段は股関節，中段は膝関節，下段は足関節を示す。

図 26 に各関節パワーの平均値を示した。不整地条件と平地条件の違いについては、単脚支持期における股関節パワーと両脚支持期および単脚支持期前半における膝関節パワーに有意差が認められた。単脚支持期における股関節パワーについては、不整地条件の方が平地条件よりも低値を示した。このことから、単脚支持期前半では、不整地条件の方が平地条件よりも関節パワーは低く、単脚支持期後半では、不整地条件では負のパワーを示した。両脚支持期における膝関節パワーについては、不整地条件の方が平地条件よりも低値を示した。このことから、両脚支持期における膝関節パワーは不整地条件の方が平地条件よりも関節パワーは小さいことが明らかになった。単脚支持期前半における膝関節パワーについては、不整地条件の方が平地条件よりも高値を示した。このことから、不整地条件では正のパワー、平地条件では負のパワーを示した。

SLC と DLC の違いについてはどの関節、分析区間において有意差は認められなかった。

### 3-3-3 共収縮について

図 27 に膝関節および足関節の JSI の平均値を示した。不整地条件と平地条件の違いについては、単脚支持期後半における膝関節 JSI、両脚支持期および単脚支持期前半における足関節 JSI に有意差が認められた。単脚支持期後半における膝関節 JSI、両脚支持期および単脚支持期前半における足関節 JSI について、不整地条件の方が平地条件よりも高値を示した。このことから、単脚支持期後半における膝関節 JSI、両脚支持期および単脚支持期前半における足関節 JSI では不整地条件の方が平地条件よりも JSI が高く、共収縮度が高いことが明らかになった。

SLC と DLC の違いについては、両脚支持期における膝関節および足関節 JSI に有意差が認められた。両脚支持期における膝関節については、NLC よりも SLC の方が低値を示した。このことから、NLC よりも SLC の方が共収縮度は低いことが明らかになった。両脚支持期における足関節 JSI については、SLC の方が DLC よりも低値を示した。このことから、両脚支持期における足関節 JSI については、SLC の方が DLC よりも共収縮度が低いことが明らかになった。

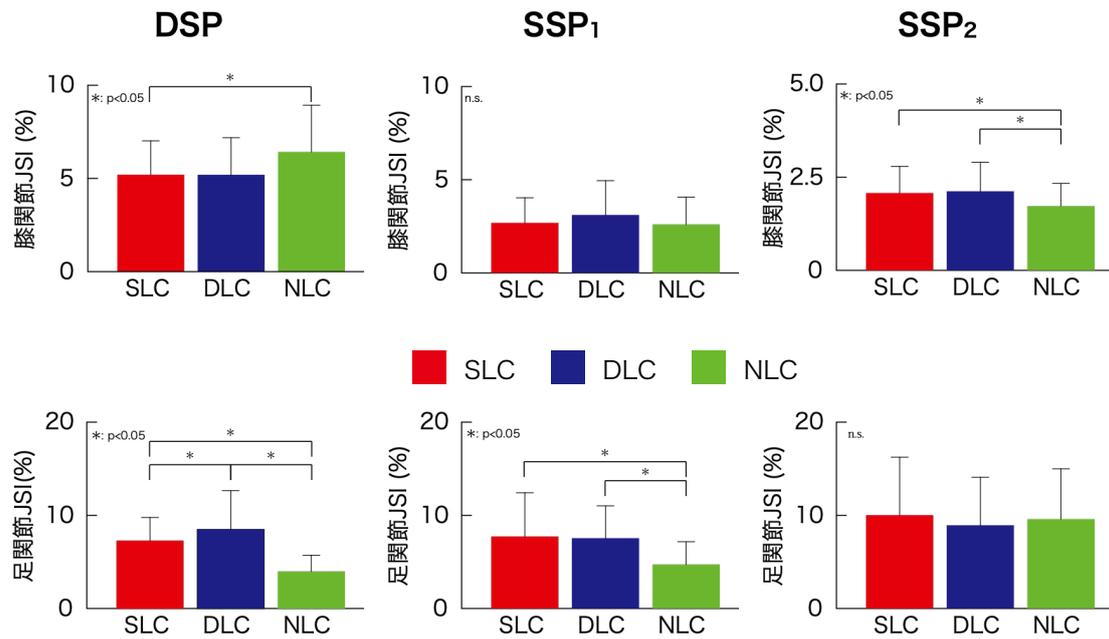


図 27 膝関節および足関節の JSI の平均値[ ii , iii ]

上段は膝関節，下段は足関節を示す．左側の棒グラフは両脚支持期，中央の棒グラフは単脚支持期前半，右側の棒グラフは単脚支持期後半を示す．

### 3-4 考察

#### 3-4-1 動的安定性および関節角度の違いについて

単脚支持期前半では、SM (Stability Margin) について、有意差は認められず、どの条件も同等の安定性を示していた。しかし、ZMP 速度については NLC (No Lump Condition) よりも SLC (Single Lump Condition) の方が低く、負の速度を示したことが明らかになった。これは、支持期底面前方境界に近づく速度が SLC の方が高いことを示している。このことについては、身体合成重心の中でも比重が高い体幹部の動きが要因の一つであると考えられる。両脚支持期では、SLC の方が NLC よりも体幹が後傾していたのに対し、単脚支持期前半では体幹角度に違いがなかったことから、SLC では両脚支持期から単脚支持期前半にかけて体幹部を大きく前傾方向に運動していたことが推察できる。

下肢の関節角度は主に両脚支持期において SLC と他条件間で違いが見られた。SLC において股関節屈曲角度は小さく、膝関節は屈曲していた。足関節角度については、両脚支持期及び単脚支持期前半で違いが見られ、底屈角が小さかった。これは、突起物が足部の中心あたりに位置していて、ヒールロッカー及びアングルロッカー<sup>35)</sup>の運動の際に突起物が回転中心よりも前方に位置するため、底屈方向の運動が制限されたことが考えられる。一方、単脚支持期後半では SLC のみ底屈角を示した。これは、フォアフットロッカー<sup>35)</sup>の回転中心よりも後方に突起物が位置するため、足関節が底屈していたことが考えられる。DLC (Double Lumps Condition) については、NLC と同様の角度を示したことから、下肢の姿勢については平地歩行と変わらないことが明らかになった。

関節トルクについて、両脚支持期において、平地条件では股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクが働いていたことに対して、不整地条件では股関節伸展トルクは平地条件よりも小さく、膝関節トルクは伸展トルクを示した。このことから、NLC は主に股関節伸展トルクと足関節背屈トルクの共同作用による運動であり、膝関節屈曲トルクによって、その主動作を抑制することにより動的安定性が保持されていたことを示唆している。これに対し、体幹部が後傾した状態の歩行では、立脚期中、股関節伸展トルクの持続時間は短くなることが知られており<sup>36)</sup>、本研究の不整地条件でも同様の傾向を示している。これは、本研究における不整地歩行は膝関節伸展トルクを主に作用させる運動であったことが示唆される。足関節については、SLC が他の条件よりも背屈トルクが小さいことが明らかになった。SLC と似た条件で接地した場合、底屈トルクの開始が早くなる<sup>22)</sup>ことが明らかになっている。本研究においても両脚支持期での SLC は底屈トルクを占める区間が多く、そして各区間の平均トルクを算出していることから、SLC における足関節背屈トルクは低値を示したことが推察できる。単脚支持期前半では、両脚支持期と同様に平地条件では股関節伸展トルク、不整地条件では膝関節伸展トルク

によって運動をしていたことが明らかになった。単脚支持期後半では、NLC は股関節、膝関節共に伸展トルクであったことに対して、不整地条件では股関節屈曲トルクであり、膝関節屈曲トルク及び足関節底屈トルクは NLC よりも小さかった。不整地条件では、NLC よりも各関節のトルクの発生を抑えるような運動をしていた。単脚支持期後半において SLC の方が DLC よりも膝関節屈曲トルクが小さいことが明らかになった。このことから、SLC は立脚期後半において DLC よりも膝関節トルクの発生を抑えるような運動をしていることが推察できる。

関節パワーについては SLC と DLC 間の違いがないことが明らかになった。平地条件と不整地条件の間では、単脚支持期前半において平地条件の方が高い正のパワーを示し、両脚支持期後半においては、不整地条件は負のパワーを示した。関節トルクの結果からも、この結果から平地歩行では主に股関節の運動が行われていることに対して、不整地上での歩行では股関節の運動を抑えるようにしていたことが推察できる。両脚支持期における膝関節パワーは不整地条件の方が平地条件よりも低値を示した。以上の結果は、不整地上での歩行では下肢関節の動作範囲が制限され、関節トルクも低下する<sup>37)</sup>といった先行研究と同様に、不整地上では関節の運動を抑えるような制御を行っていた。しかし、単脚支持期前半においては、不整地歩行では正のパワーを示したことから、身体合成重心を前方へ移動させる単脚支持期前半では股関節ではなく膝関節の運動で代償していたことが考えられる。単脚支持期後半では、不整地条件の方が平地条件と比較して股関節進展角度は大きいことが明らかになった。このことから、身体合成重心が平地条件よりも進行方向に対して前方に位置していたことが、同時期における不整地条件の SM の値が小さいことに影響を与えており、不整地条件の方が平地条件よりも前方に対する安定領域ぎりぎりまで歩行していたことが示された。そして、単脚支持期後半の股関節トルクは屈曲トルクを示し、股関節パワーは負の値を示した。このことから、単脚支持期後半では、運動を抑えるような慎重な制御をしていたことが明らかになり、股関節による姿勢維持を行っていたことが考えられる。

### 3-4-2 共収縮の違いについて

両脚支持期での膝関節 JSI について、DLC は SLC と同程度であったが、有意差が認められたのは、NLC と SLC 間であり、SLC の方が低値を示した。このことから、両脚支持期においては、不整地歩行、特に SLC は膝関節の共収縮度を下げて路面変化に受動的に対応していたことが示唆される。足関節 JSI について、SLC よりも DLC の方が高値であったのは、SLC は不整地の凸部が足部の中心に位置することになる一方、DLC では踵部及びつま先部に凸部が位置するため、DLC の方が早く不整地を感知していたことが考えられる。以上のことから、両脚支持期において、DLC は、膝関節及び足関節の関節剛性を両方高めていることに対し、SLC では、膝関節の関節剛性を弱めて外乱に柔軟に対応しようとしていることが示唆された。単脚支持期前半での JSI の結果については、膝関節は全ての条件において同程度であったが、足関節では、不整地条件の方が高値を示し、単脚支持期前半において足関節を高剛性にすることで高次中枢系支配の度合いが高い制御が行われていたと考えられる<sup>38)</sup>。また、単脚支持期後半においては、NLC に比べ不整地条件の方が膝関節 JSI は高値を示した。不整地条件においては立脚期後半で膝関節を高剛性にすることで高次中枢系支配の度合いを維持していたと考えられる<sup>38)</sup>。

### 3-5 まとめ

本章では、不整地歩行の立脚制御のメカニズムの解明を目的とし、凹凸のある路面上を被験者に歩かせ、その際の下肢の運動を分析した。設定した不整地は等間隔に突起物が並んでいる路面とし、足底面が接地時に接触する突起物の位置の違い(突起物 1 つのみに接地した場合[SLC: Single Lump Condition], 突起物 2 つに接地した場合[DLC: Double Lumps Condition], 平地歩行[No Lump Condition])で下肢の関節運動および関節の剛性の比較・検討を行った。同時に安定性を分析するために ZMP (Zero Moment Point) を分析した。その結果、以下のことが明らかになった。

- ・平地歩行では、主に股関節運動によって前方へ移動していることに対して、不整地歩行では、股関節運動を抑え、単脚支持期前半では膝関節の運動を行っていた。一方、単脚支持期後半では、股関節伸展角度が大きいことと、前方に対する安定領域ぎりぎりで行っていることが明らかになった。そして、股関節の関節パワーが負の値を示したことにより、運動を抑えるような慎重な制御をしていたことから、股関節による姿勢維持を行っていた。

- ・不整地歩行における、両脚支持期では、膝関節の運動を抑え、足関節の剛性を高めることで脚を固定させるような制御を行っていた。

- ・SLC と DLC の違いは両脚支持期にあり、SLC は膝関節と足関節の剛性を低くして不整地に適応していたことに対して、DLC は高くすることで不整地に適応していた。

- ・SLC と DLC の違いは、単脚支持期後半にあり、SLC は膝関節の運動を抑えることで DLC よりも慎重な運動を行っていた。

## 第4章

### 総合考察

#### 4-1 障害物を跨ぐ際の遊脚制御

転倒の原因の一つである、躓きを誘発しやすい障害物跨ぎ動作に着目した。そして、視認性が低い場所での転倒事故が多いことから、暗所での障害物跨ぎ動作時におけるつま先軌跡の特徴を明らかにすること、障害物に光情報提示をすることによる効果の検証を目的に測定を行った。若年者を対象に、障害物跨ぎ動作時のつま先の左右方向、前後方向、鉛直方向の3方向の位置および速度を分析対象とし、それぞれの条件での障害物を跨ぎ超える前後のつま先軌跡と速度の特徴について主成分分析を用いて分析した。

以上の結果、暗所条件と明所条件に大きな違いが認められ、暗所条件では障害物を跨ぎ超える時期が異なり、障害物から遠い位置から跨ぎ始め、障害物に近い位置に接地していたことから、遊脚期の終盤に跨いでいたことが明らかになった。障害物に近い位置に接地していたことから踵部が障害物と衝突する危険性があることが推察された。しかし、障害物に近づくにつれてつま先が減速していたことと、つま先高さを明所時よりも高くしていたこと、そしてつま先を前額面における身体合成重心に近づけるといった方式を選択することで慎重な跨ぎ動作を行っていたことが明らかになった。これは、障害物を認識することが困難な場合、つま先を高くすることで衝突の回避をしていることが考えられる。また、つま先の速度を遅くすることで衝突した際も衝撃を小さくするようにしていたことが考えられる。一方、光情報の提示の効果は、本研究の貼付した位置では効果が認められず、障害物上縁に貼付するだけではヒトに与える障害物の情報が不足していたことが考えられる。

#### 4-2 不整地上を歩行する際の立脚制御

本章では、不整地歩行の立脚制御のメカニズムの解明を目的とし、凹凸のある路面上を被験者に歩かせ、その際の下肢の運動を分析した。設定した不整地は等間隔に突起物が並んでいる路面とし、足底面が接地時に接触する突起物の位置の違い(突起物 1 つのみに接地した場合[SLC: Single Lump Condition], 突起物 2 つに接地した場合[DLC: Double Lumps Condition], 平地歩行[No Lump Condition])で下肢の関節運動および関節の剛性の比較・検討を行った。同時に安定性を分析するために ZMP (Zero Moment Point) を分析した。

不整地歩行と平地歩行の違いについては、平地歩行では、主に股関節運動によって前方へ移動していることに対して、不整地歩行では、股関節トルクが小さいことから、股関節運動を抑え、身体合成重心を前方へ移動させる単脚支持期前半では、膝関節の運動を主に行なっていたことと、不整地歩行における、両脚支持期では、膝関節の運動を抑え、足関節の剛性を高めることで脚を固定させるような制御を行なっていたことが明らかになった。また、単脚支持期後半において、不整地条件の方が平地条件よりも前方に対する安定領域ぎりぎりで行っていたことが示された。そして、単脚支持期後半の股関節トルクは屈曲トルクを示し、股関節パワーは負の値を示した。このことから、単脚支持期後半では、運動を抑えるような慎重な制御をしていたことが明らかになり、股関節による姿勢維持を行なっていたことが考えられる。

足底面が接地時に接触する突起物の位置の違いである、SLC と DLC の違いについては、SLC と DLC の違いはヒールロッカー及びアングルロッカーの運動の際に突起物が回転中心よりも前方に位置するため、底屈方向の運動が制限されたことが考えられる。一方、単脚支持期後半では SLC のみ底屈角を示した。これは、フォアフットロッカーの回転中心よりも後方に突起物が位置するため、足関節が底屈していたことが考えられる。この違いから、両脚支持期では、SLC は膝関節と足関節の剛性を低くして不整地に適応していたことに対して、DLC は高くすることで不整地に適応していたことが明らかになった。単脚支持期後半では、SLC は膝関節の運動を抑えることで DLC よりも慎重な運動を行なっていたことが明らかになった。

## 第 5 章

### 結 論

## 5-1 小括

第1章では、歩行中の事故の一つである転倒とそれにつながる躓きについて、転倒事故の報告や、転倒によるヒトへの被害を用いて、歩行中の転倒の危険性とその予防のための知見を得る必要性を示した。次に、ヒトの歩行中における安定性を維持するための制御について、先行研究の知見から説明した。主にヒトは視覚的に路面の状況や周囲の情報を常に入手して、進行を妨げるものや転倒の危険があるものを予め察知して危険を回避するフィードフォワード制御と、予測不能な状況では、主に体性感覚を用いて、反射的に安定性を維持するフィードバック制御の2つの制御によって安定性を維持している。特に障害物などは障害物に近づきながら障害物の形状を視覚的に認識し、的確な回避動作ができることが明らかになっていることを説明した。そして、転倒しやすい路面を不整地として、躓きを誘発しやすい障害物を跨ぐ動作と微小な凹凸のある路面に着目して、これらの動作の特徴について先行研究を踏まえて解説を行った。障害物を跨ぐ動作については、主に遊脚期中のつま先と障害物が衝突することが転倒につながる。十分な視覚情報を得られる場面では、障害物の形状を的確に認識し、つま先を障害物の高さに合わせて的確に挙げて跨ぎ動作を行う。視覚情報が入手できない状況では、つま先を必要以上に挙げて跨ぎ動作を行う。しかしこれらでは少数の代表値しか分析しておらず、つま先の挙動の特徴を捉え切れていないことが指摘されている。このことから、視覚情報を入手することが困難な状況下でのつま先の挙動の特徴を明らかにすることでより詳細な障害物跨ぎ動作のメカニズムの解明ができる。また、凹凸のある路面上での歩行は、微小な段差が躓きを誘発する。この場面では、主に立脚期における下肢関節の制御を行なっていることについて先行研究を踏まえて説明した。しかし、凹凸のある路面上を歩行する動作は接地面が様々であるため、得られたデータの変動が大きいことも示唆されている。このことから、足底面が接地時に接触する突起物の位置の違いによる制御方式の違いについて比較・検討を行うことで、より詳細な凹凸のある路面上での歩行時の下肢関節制御のメカニズムの解明ができる。以上のことから、不整地歩行中の遊脚期の制御として障害物跨ぎ動作に、立脚期の制御として凹凸のある路面上での歩行に着目して、それぞれのメカニズムの解明を目的とした。

第2章では、遊脚期の制御として、障害物跨ぎ動作に着目した研究について説明した。暗所と明所で被験者に障害物を跨がせた時のつま先の軌跡と速度の特徴について主成分分析を用いて分析し、明らかにした。それと同時に障害物上縁に蓄光材を貼付し、光情報を提示した時の効果の検証も行った。その結果、暗所と明所で障害物を跨ぎ超える前後のつま先の軌跡と速度の特徴が異なり、暗所では、障害物を跨ぎ超えた後、踵部が障害物に衝突する危険性があることを明らかにした。しかし、つま先を高く挙げ、障害物を跨ぎ超える際はつま先の移動速度を下げることで衝突した際

の衝撃を抑えるような特徴が見られた。また、障害物上縁に蓄光材を貼付する方法では、その効果が認められないことを明らかにした。

第3章では、立脚期の制御として、凹凸のある路面上を歩行した際の下肢関節制御に着目した研究について説明した。歩行路に、等間隔に突起物を設置し、被験者にその路面上を歩かせ、その突起物1つのみに接地した場合と突起物2つに接地した場合と、平地歩行の3条件で比較した。股関節、膝関節および足関節の運動と、膝関節と足関節の剛性の度合いを分析した。その結果、不整地歩行と平地歩行の違いについては、平地歩行では、主に股関節運動によって前方へ移動していることに対して、不整地歩行では、股関節運動を抑え、単脚支持期前半では膝関節の運動を行っていたことと、不整地歩行における、両脚支持期では、膝関節の運動を抑え、足関節の剛性を高めることで脚を固定させるような制御を行っていたことが明らかになった。突起物1つのみに接地した場合と突起物2つに接地した場合の違いについては、両脚支持期では、突起物1つのみに接地した場合は膝関節と足関節の剛性を低くして不整地に適応していたことに対して、突起物2つに接地した場合は高くすることで不整地に適応していたことと、単脚支持期後半では、突起物1つのみに接地した場合は膝関節の運動を抑えることで突起物2つに接地した場合よりも慎重な運動を行っていたことが明らかになった。

第4章では、不整地歩行中における遊脚制御のメカニズムの解明として、障害物跨ぎ動作に着目した第2章の結論と、不整地歩行中における立脚制御のメカニズムの解明として、凹凸のある路面上での歩行動作に着目した第3章の結論をまとめた。

## 5-2 本研究の成果

歩行中の転倒事故は、重大な事故の一つであり、それを引き起こす躓きを予防することで、転倒を防ぐことができる。そのためには、躓きのメカニズムを解明する必要がある。そして、不整地上での歩行は特に躓きが起きやすいことから、その状況下でのヒトの動作を解析することで、歩行制御のメカニズムを解明できると考えた。遊脚側の制御として、障害物跨ぎ動作に着目した。これは、障害物を跨ぐ際につま先が障害物と衝突し、それが躓きにつながる危険性がある。また、立脚側の制御として、凹凸のある路面上での歩行動作に着目した。これは、接地面が不安定である場面での、立脚側の制御を分析することで、安定性維持の方式を解明できる。本研究の目的は、不整地上での歩行制御のメカニズムの解明とした。

以上の結果、遊脚側の制御として、障害物を認識しにくい暗所時では、障害物を跨ぎ超える際につま先を高く挙げ、速度を遅くすることによる制御を行っていたことが明らかにした。これは、また、立脚側の制御として、足底面が接地時に接触する突起物の位置の違いによって下肢関節の制御方式が異なることを明らかにした。これらの知見は、不整地上での歩行制御のメカニズムの一つとして、新たな知見を得たことが示された。

### 5-3 残された課題と今後の展望

本研究では、若年者を対象として測定を行った。健常者を対象にすることでヒトの通常の制御方式を明らかにすることができたが、転倒のリスクが高い高齢者を対象にすることでまた異なる制御方式が明らかになる可能性がある。また、第2章の障害物を跨ぐ際の遊脚制御については、障害物に衝突するつま先の軌跡に着目したが、それに起因する足部や下肢関節の運動を分析することでより詳細な制御方式を解明することができる。第3章の凹凸のある路面上での歩行での立脚制御では、予測不能な状況での制御方式を明らかにしたが、不整地上を歩行して2歩目と比較することで、路面変化に対する適応を検討することができる。

今後の展望として、障害物を跨ぐ際の立脚側も、障害物を跨ぐ際の安定性維持に関わっていることが考えられ、凹凸のある路面上での歩行では、微小な凹凸に対する遊脚側の制御が異なることも考えられる。そして、不整地歩行上での歩行の特徴を捉えることで、転倒の予防の知見を得ることができる。これを日常生活に活用する方法の一つとして、ウェアラブルセンサーなどから得られたデータによって、ヒトの歩行動作から転倒の危険性がある路面を察知し、その箇所の修繕をすることができ、転倒の危険を排除することができると考えている。以上のことから、歩行中の転倒による事故を減らすための知見を得ることが必要であると考えられる。

## 引用参考文献

- 1) Gibson, M.J., Andres, R.O., Isaacs, B., Radebaugh, T., Worm-Petersen J.: The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International work group on the prevention of falls by the elderly. Danish Medical Bulletin, 34, 1-24, (1987)
- 2) 厚生労働省, 職場のあんぜんサイト, (最終閲覧日 2023 年 5 月 3 日). <https://anzeninfo.mhlw.go.jp/information/tentou1501.html>
- 3) Tinetti, M.E. and Powell, L.: Fear of falling and low self- efficacy: A cause of dependence in elderly persons. Journal of Gerontology, 48, pp. 35-38, (1993)
- 4) 消費者庁, 毎日が#転倒予防の日~できることから転倒予防の取り組みを行いましょう~, (最終閲覧日 2023 年 5 月 3 日)  
[https://www.caa.go.jp/policies/policy/consumer\\_safety/caution/caution\\_055/assets/consumer\\_safety\\_cms205\\_211005\\_02.pdf](https://www.caa.go.jp/policies/policy/consumer_safety/caution/caution_055/assets/consumer_safety_cms205_211005_02.pdf)
- 5) Austin, G.P., Garrett, G.E. and Bohannon, R.W.: Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion, Gait and Posture, 10, 109-120, (1999)
- 6) 近藤敏, 宮前珠子, 堤文生. 在宅高齢者の転倒と転倒恐怖, 作業療法ジャーナル. 33(8), 839-844, (1999)
- 7) 樋口貴広, 建内宏重: 姿勢と歩行-協調からひも解く-, 152, 三輪書店, (2015)
- 8) Patla, A.E., and Joan, N.V.: Where and when do we approach and step over an obstacle in the travel path?, NeuroReport, 8, pp. 3661-3665, (1997)
- 9) 小沼佳代, 田口孝行, 相馬正之, 障害物回避における歩幅と歩行速度の変化, 理学療法-臨床・研究・教育, 15, pp.21-25. (2008)
- 10) Moraes, R., Lewis, M.A., Patla, A.E.: Strategies and determinants for selection of alternate foot placement during human locomotion: influence of spatial and temporal constraints, Experimental Brain Research 159: pp.1-13. (2004)
- 11) 五十嵐健太, 小河原慶太, 山田洋, 小金澤鋼一: 2つの障害物を連続して跨ぎ越す際の回避方略, 第 25 回バイオメカニズム・シンポジウム予稿集, pp. 233-240, (2017)
- 12) Patla, A.E. and Greig, M.: Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase, Neuroscience Letters, 397, pp. 110-114, (2006)
- 13) 厚生労働省 職場のあんぜんサイト(最終閲覧日 2020 年 6 月 25 日), <http://anzeninfo.mhlw.go.jp/hiyari/02.html>
- 14) Kathryn, A.H., Noriaki, O., Jill, S.H. and Peter R.C.: Foot clearance during stair descent: effects of age and illumination, Gait & Posture, 21, pp. 135-140, (2005)

- 15) Patla, A.E. and Rietdyk S.: Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width, *Gait & Posture*, 1, pp. 45-60, (1993)
- 16) Cho, S.Y., Ryu, Y.U., Je, H.D., Jeong, J.S., Ma, S.Y. and Kim, H.D.: Effects of Illumination on Toe Clearance and Gait Parameters of Older Adults when Stepping over an Obstacle: a Pilot Study, *The Journal of Physical Therapy Science*, 25, pp. 229-232, (2013)
- 17) Nigg, B.M., Baltich, J., Maurer, C. and Federolf, P.: Shoe midsole hardness sex and age effects on lower extremity kinematics during running, *Journal of Biomechanics*, 45, pp. 1692-1697, (2012)
- 18) Kobayashi, Y., Hobara, H., Heldoorn, T.A., Kouchi, M. and Mochimaru, M.: Age-independent and age-dependent sex differences in gait pattern determined by principal component analysis, *Gait and Posture*, 46, pp. 11-17, (2016)
- 19) Hylton, B.M., Stephen, R.L., Richard, C.F.: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces, *Gait and Posture*, 18, 35-46, (2003)
- 20) Alexandra, S.V., Arthur, D.K., Monica, A.D., Daniel, P.F.: Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain, *The Journal of Experimental Biology*, 216, 3963-3970, (2013)
- 21) Deanna, H.G., Jason, M.W., Shawn, J.S., Emily, H.S., Jonathan, B.D.: Kinematic strategies for walking across a destabilizing rock surface, *Gait & posture*, 35, pp. 36-42, (2012)
- 22) Fausto, A.P., Sangjun, L., Taira, M., Denise, M.R., Christopher, S., Jozefien, S., Ignacio, G., Conor, J.W.: Lower limb biomechanical analysis during an unanticipated step on a bump reveals specific adaptation of walking on uneven terrains, *Journal of Experimental Biology*, 220, 4169-4276, (2017)
- 23) 中島剛, 小宮山伴与志, 遠藤隆志, 坂本将基, 田添歳樹: 足底面の皮膚感覚情報によるつまずき反応の特徴, *デサントスポーツ科学*, 27, 137-144, (2006)
- 24) Figueiro, M.G., Plitnick, B., Rea, M.S., Gras, L.Z. and Rea, M.S.: Lighting and perceptual cues: Effects on gait measures of older adults at high and low risk for falls, *BioMed Central*, 11: (2011)
- 25) Brian, W.S., John, D.L. and William, E.L.: The effects of everyday concurrent tasks on overground minimum toe clearance and gait parameters, *Gait and Posture*, 32, pp. 18-22, (2010)
- 26) Cohen, J.: The analysis of variance. In: *Statistical power analysis for the behavioral science*, Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, New Jersey, pp. 273-406, (1988)

- 27) 斎藤早紀子, 牛房奈菜子, 堺碧媛, 近藤恵, 小林吉之: 美しく見える歩容パターン<sup>①</sup>の運動学的特徴, *バイオメカニズム*, 25, pp. 195-209, (2020)
- 28) Vivian, W., Bart, N. and Jacques, D.: Advancing age progressively affects obstacle avoidance skills in the elderly, *Human Movement Science*, 24, pp. 865-880, (2005)
- 29) 阿江通良: 日本人幼少年及びアスリートの身体部分慣性係数, *Japanese Journal of Sports Science*, 15, pp. 155-162, (1996)
- 30) Ciara, M.O'Connor., Susannah, K.T., Mark, L.O'Malley. and Christopher, L.V.: Automatic detection of gait events using kinematic data, *Gait & Posture*, 25, pp. 469-474, (2007)
- 31) Bell, A.L., Pederson, D.R., and Brand, R.A.: Prediction of hip joint center location from external landmarks, *Human Movement Science*, 8, pp. 3-16, (1989)
- 32) Bell, A.L., Pederson, D.R., and Brand, R.A.: A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods, *Journal of Biomechanics*, 23, pp. 617-621, (1990)
- 33) 長尾秀行, 山田洋, 小河原慶太, 有賀誠司, 小金澤鋼一: 熟練者と未熟練者の比較によるクイックリフトトレーニング動作時における力発揮メカニズムの検討, *バイオメカニズム* 23: pp. 161-172, (2016)
- 34) Ettema, G. J. C. and Huijting, P. A.: Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions, *Journal of Biomechanics*, 27, pp. 1361-1368, (1994)
- 35) 江原義弘: 歩行分析の基礎, *日本義肢装具学会誌*, 28, pp. 57-61, (2012)
- 36) Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P. and Barbier, F.: Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait, *Clinical Biomechanics*, 24, pp. 190-195, (2009)
- 37) Chip, W., Mark, S.R., Robert, O.A. and Scott, P.B.: Joint Kinematics and Muscle Activity While Walking on Ballast, *Human Factors The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 52(5), pp. 560-573, (2010)
- 38) Hiroaki, G. and Mitsuo, K.: Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement, *Biological Cybernetics*, 76, 163-171, (1997)

## 謝辞

本論文は私が東海大学大学院総合理工学研究科総合理工学専攻に在籍中の研究をまとめたものです。小金澤鋼一元教授、山本佳男教授には、他分野である私を受け入れていただきました。指導教員として、多くの体験の機会をいただき、そして終始ご指導を賜りました。また、本研究科での研究活動を通して、多角的な視点から本研究を進めることができました。博士課程の間の勉学、研究の手法、そして本論文の作成を通して得た経験を今後を活かし、よりよい研究を進めていくことを決心するとともに、ここに感謝の意を表します。

工学部機械システム工学科、奥山淳教授、山本佳男教授、甲斐義弘教授、体育学部体育学科、山田洋教授、スポーツ医科学研究所研究員、小金澤鋼一元教授には、私の博士論文の審査員を引き受けていただきました。ご多忙にも関わらず、私の博士論文を進めていくにあたって、ご指導していただきました。ここに感謝の意を表します。

体育学部体育学科、山田洋教授、小河原慶太教授には体育学部体育学科に所属していた時から大学院体育学研究科修士課程の時まで研究についてご指導を賜り、さらに大学院総合理工学研究科に進学後も計測や論文製作にも多くのご助言をいただきました。ここに感謝の意を表します。

産業技術総合研究所、小林吉之氏にはリサーチアシスタントとして私を受け入れていただきました。そこでは、実験や測定、論文製作を通して、歩行研究について深く学ぶことができました。同時に研究者の仕事内容や活動について身近で感じ、学ぶことができ、私の将来像について考える機会を与えていただきました。ここに感謝の意を表します。

測定の際に、被験者や測定の補助を快く引き受けて下さった、小金澤鋼一教授の研究室の大学院生や学部生、山田洋教授の研究室の大学院生の皆様に感謝の意を表します。

最後に、この私を今日に至るまで、生活面、精神面を支えてくれた両親に深謝を表し、謝辞を結びたいと思います。