

博士（人間科学）学位論文

傾いた障害物に対するヒトの回避動作特性と
その要因，及び補正方法の提案

2007年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

小林 吉之

Kobayashi, Yoshiyuki

研究指導教員： 藤本 浩志 教授

目次

第1章 序論 歩行研究の背景と本研究の位置づけ	1
1-1 研究背景	2
1-2 転倒の定義及び転倒の要因	3
1-2-1 転倒の定義	
1-2-2 転倒の要因	
1-3 つまづきに関する先行研究	9
1-4 本研究の目的	10
1-5 本論文の構成	10
第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越えた際の特徴	13
2-1 はじめに	14
2-2 方法	14
2-2-1 被験者	
2-2-2 測定条件	
2-2-3 比較した変数	
2-2-4 統計解析	
2-3 結果	19
2-3-1 つま先クリアランス	
2-3-2 下肢3関節の関節高さ, 関節角度及び体重心の垂直動揺量	
2-4 考察	21
2-4-1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響	
2-4-2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響	
2-4-3 外側クリアランスに影響を与えると考えられる因子	
2-5 小括	25
第3章 内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越えた際の特徴	26
3-1 はじめに	27
3-2 方法	27
3-2-1 被験者	
3-2-2 測定条件	
3-2-3 比較した変数	
3-2-4 統計解析	
3-3 結果	31
3-3-1 つま先クリアランス	
3-3-2 下肢3関節の関節高さ, 関節角度及び体重心の垂直動揺量	
3-4 考察	33
3-4-1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響	
3-4-2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響	
3-4-3 内側クリアランスに影響を与えると考えられる因子	
3-5 小括	36

第4章 ヒト足部の身体位置覚に関する研究	37
4-1 はじめに	38
4-2 方法	39
4-2-1 被験者	
4-2-2 実験手法	
4-2-3 計測器	
4-2-4 分析した変数	
4-2-5 統計解析	
4-3 結果	43
4-3-1 恒常誤差の比較	
4-3-2 絶対誤差の比較	
4-4 考察	44
4-4-1 感覚上の足部位置	
4-4-2 障害物回避動作に関する研究との整合性	
4-5 小括	48
第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法	49
5-1 はじめに	50
5-2 方法	50
5-2-1 補正・矯正方法の提案	
5-2-2 慣性テンソル調整方法	
5-2-3 実験手法	
5-2-4 分析した変数	
5-2-5 被験者	
5-2-6 統計解析	
5-3 結果	60
5-3-1 知覚された足部位置と実際の足部位置との比較	
5-3-2 歩行時の運動学的変数の比較	
5-4 考察	61
5-4-1 知覚された足部位置に対する補正効果	
5-4-2 歩行時の運動学的変数の比較に対する補正効果	
5-4-3 今後の課題	
5-5 小括	65
第6章 結論	66
引用文献	

第 1 章

序論 歩行研究の背景と本研究の位置づけ

- 1 - 1 研究背景
- 1 - 2 転倒の定義及びその要因
 - 1-2-1 転倒の定義
 - 1-2-2 転倒の要因
- 1 - 3 つまずきに関する先行研究
- 1 - 4 本研究の目的
- 1 - 5 本論文の構成

歩行はヒトにとってもっとも一般的な移動手段である。歩行中の転倒は、時には死亡要因となるほど重大な事故であり、そのため特に高齢者にとって、しかし高齢者のみならず全ての年代の人にとって減少させたい事故である。そこで本研究では、ヒトが歩行中に、転倒の最も主要な要因である『つまずき』を引き起こすと考えられる障害物に遭遇した際の特徴、特に回避動作の特徴、及びその原因についてまとめ、更に解決方法を提案することを目的とする。本章でははじめに本研究を行うにあたっての背景についてまとめ、現代における転倒の要因及びその解決方法の提案に関する研究の重要性についてまとめる。

1-1 研究背景

歩行はヒトにとってもっとも一般的な移動手段である。ヒトの歩行に関しては、遠くアリストテレスの時代から関心もたれてきた。近年、動作解析装置の開発に伴いヒトの動作、特に歩行動作など日常的な動作の研究は発展の一途をたどっている。特に最近では、より安全に歩きやすい歩行環境を目指し、歩行に外乱を与える要因に関する研究が多く行われている。

このような観点から著者らはこれまで、誰にとっても歩きやすい歩行環境を目指し、歩道に敷設されている視覚障害者誘導用ブロック(以下ブロックと記す)が歩行に与える影響について研究を行ってきた。このブロックは、触覚を用いて視覚障害者に経路情報を知らせるために地面に敷設されている。しかしブロックが敷設されている場所は視覚障害者だけでなく、歩行能力の低下した人も通行するためブロックを必要としない人にとっては余計なバリアとなる危険性が考えられた。そこで著者らはブロックがある場合とない場合での歩行動作を比較した結果、ブロックが敷設された場所を歩行する際には、通常歩行よりも遊脚期につま先を高くあげ、ブロックによるつまずきを回避していることがわかった。またこのようなブロックによる歩行への影響は、片足のみでブロックを踏むことにより生じる一時的な左右の脚長差によるものであることが確認され、脚長差が生じないように調整されたブロック上を歩行すると、通常のブロックでは認められたつま先を持ち上げる動作などがそれぞれ軽減されることが確認された⁽¹⁻³⁾。

この研究でも確認されたとおり、ヒトは歩行中につまずいて転ばないように歩行動作を調整して歩いている。歩行中の転倒については人口の高齢化という観点からも現在特に着目されている研究分野である。

平成18年度版高齢社会白書⁽⁴⁾によると、2005年度現在のわが国の高齢者人口は総人口の20.4%となり、WHOの定める超高齢社会(総人口の21%以上)にまもなく突入する(図1-1)。同時に少子化やそれに伴う総人口の減少と相まって、2050年にはわが国の高齢化率は35.7%となる事が予測されている。

超高齢社会では、一人の労働者が扶養しなければならない高齢者の割合が多く、労働者単位の負担が大きいことが特徴である。この負担を軽減させるためには、1)労働人口を増やす、2)扶養人口を減らすという2つの方策が考えられる。これらの方策を実現させる方法としては、海外から若い労働者を雇う方法など様々なものが考えられるが、両者を同時に実現させる方法の一つとして、現在扶養人口とされている高齢者に社会的に自立してもらい、もしくは自ら労働者として社会貢献してもらいというものが考えられる。高齢者の自立を促進させるためには、現在高齢者の自立を妨げている要因を解明し、その要因を排除するような社会的工夫を行う必要がある。

現在、高齢者の自立を妨げているもっとも大きな問題の一つに歩行中の転倒が挙げられている⁽⁵⁾。これは高齢となってからの転倒が、その後の寝たきりや死亡の原因となっているためである。高齢者の転倒は、骨密度の減少などにより骨折につながりやすく⁽⁶⁾、実際過去1年間に転倒経験のある高齢者に対して行われた調査によると、転倒経験者のおよそ半数は同時に骨折を経験していた⁽⁷⁾。高齢となってからの骨折は、脳卒中による歩行能力の低下及び損失に次ぎ高齢者が寝たきりとなる主な原因とされている⁽⁸⁾。これは骨折の治療による入院によって下肢の運動機能が衰え、骨折が完治する頃には歩行でき

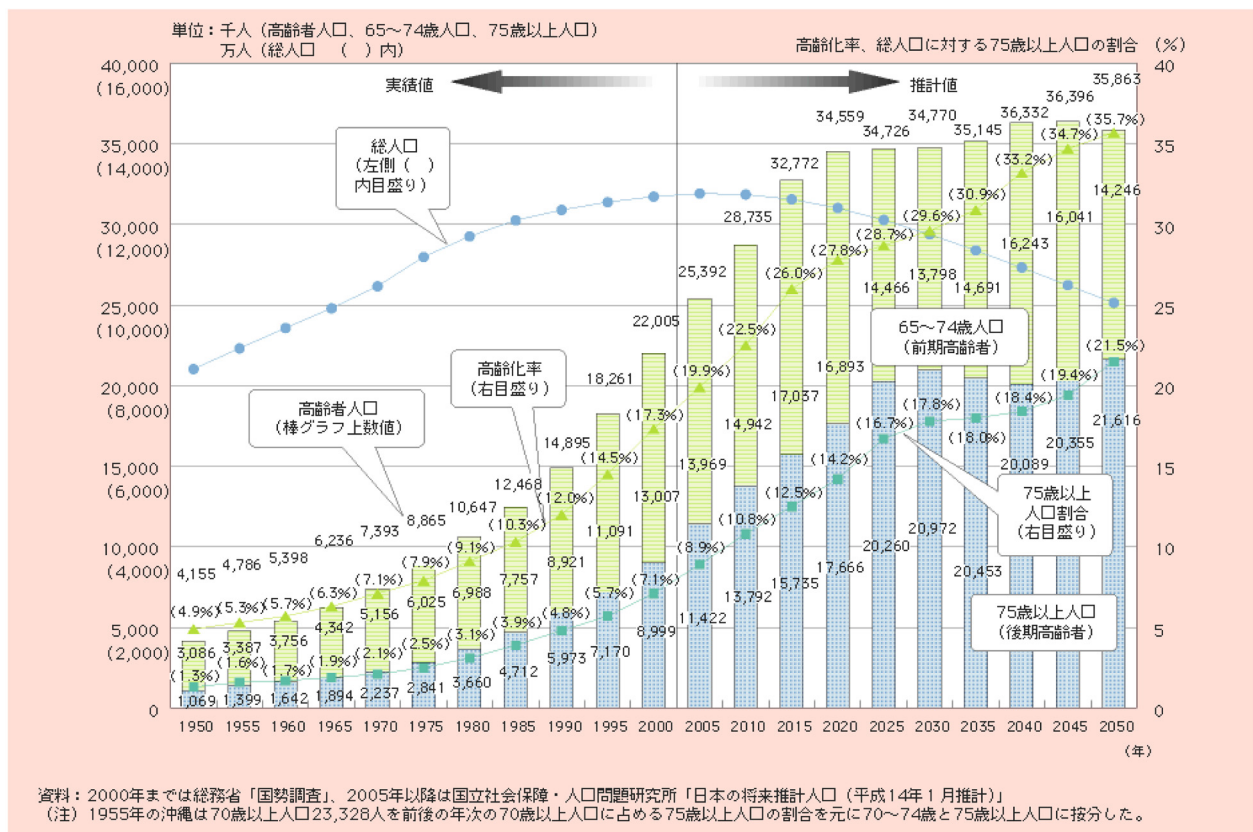


fig1-1 高齢化の推移と将来推計⁽¹⁾

なくなってしまうためである。また、幸いにも転倒時に骨折を経験しなかった場合でも、再び転倒するのではないかとこの恐怖から日常生活の活動が減少し、歩行能力が低下することによって寝たきりにつながるといふ悪循環も報告されている（図1-2）⁽⁹⁾。更に平成16年の人口動態統計によると、人が不慮の事故によって死亡する要因のうち約17%（6,412名/38,193名）が転倒・転落によるものとされている（図1-3）⁽¹⁰⁾。この割合は高齢になるにつれて増えていく傾向にあり、年齢別に見ると65歳以上の高齢者の占める割合は6,412名中約75%になる4,781名と記されている。これは交通事故及びその他の不慮の窒息に次ぐ大きな要因となっている。

以上のことから転倒が生じる原因を解明し転倒しにくい歩行環境を整備することは、間接的に高齢者の自立を促進することにつながる。これは超高齢社会を迎えているわが国にとって、特に重要なテーマであると言える。

1-2 転倒の定義及びその要因

上述のように、転倒の要因を解明し転倒しにくい環境を整備することは、わが国にとって非常に重要な課題である。また当然のことながら、このような研究は高齢者だけでなくすべての年代のヒトにとって有益である。転倒の要因を解明し、転倒しにくい環境を整備するためには、まず転倒とはどのような現象なのか、またどのような状況で転倒が生じているのかなどについて調べる必要がある。

そこで本項でははじめに、これまで転倒について調べてきた先行研究を基に本研究に

第1章 序論 - 歩行研究の背景と本研究の位置づけ -

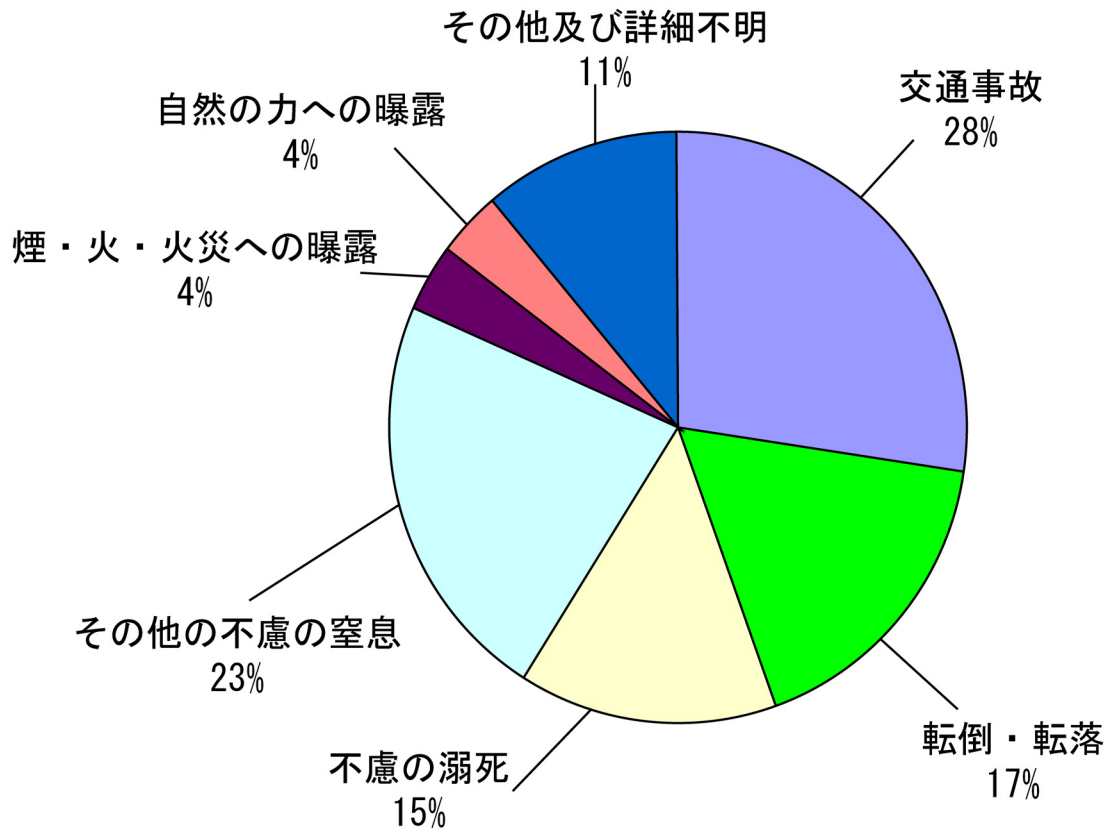


fig1-3 不慮の事故の種類別に見た年次別死亡数⁽⁷⁾

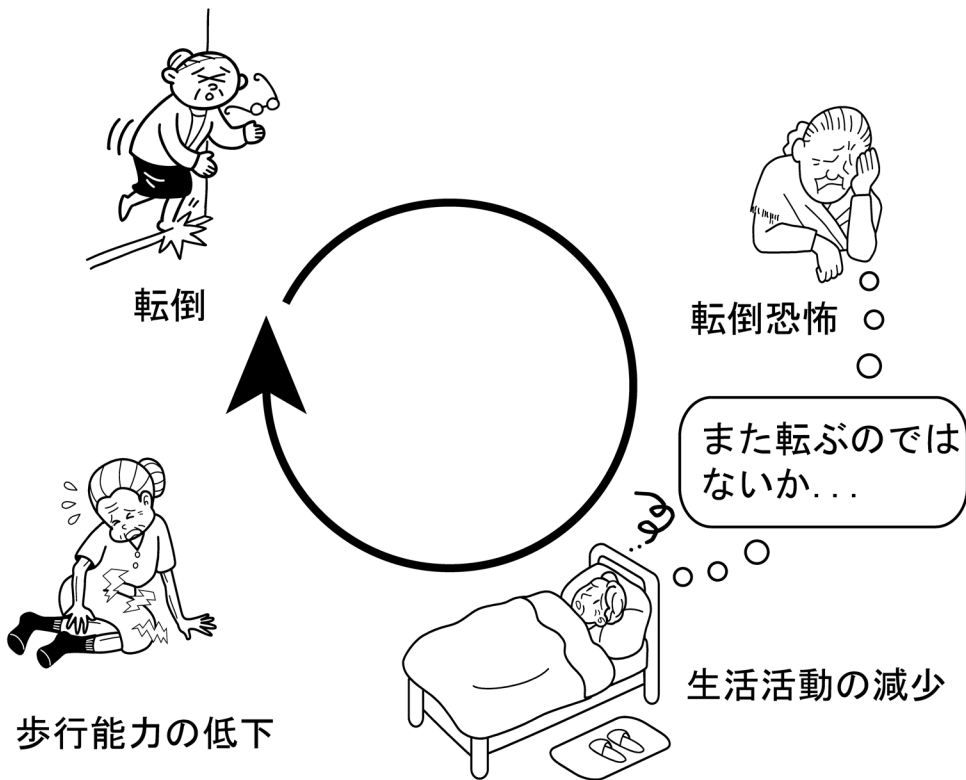


fig1-2 転倒恐怖による悪循環⁽⁶⁾

E880: Fall on or from stairs or steps
E881: Fall on or from ladders or scaffolding
E882: Fall from or out of building or other structure
E883: Fall into hole or other opening in surface
E884: Other fall from one level to another
E885: Fall on same level from slipping, tripping or stumbling
E886.9: Fall on same level from collision, pushing, or showing, by or with other person
E888: Other and unspecified fall

おける転倒の定義を行う。次に転倒の要因について、やはり先行研究を基に実際にどのような状況で転倒が生じていたかについてまとめ、更に転倒が生じる状況について運動学・運動力学の観点から検討を行う。

1-2-1 転倒の定義

Tinetti ら⁽¹¹⁾ は、転倒を『A subject's unintentionally coming to rest on the ground or at some other lower level, not as a result of a major intrinsic event or overwhelming hazard.』と定義している。また近藤ら⁽⁹⁾ は、『自らの意思ではなく、膝もしくはそれよりも上部の身体部位が地面もしくはそれよりも低い箇所に接触すること。』と、眞野ら⁽¹²⁾ は『転倒とは、自分の意思からではなく、地面またはより低い場所に膝や手などが接触すること。階段、台、自転車からの転落も転倒に含まれる。』とそれぞれ定義している。

以上の定義にはいずれも、『自らの意思ではない』という点が含まれており、これが転倒の重要な要素であると考えられる。そこで本研究でも、先行研究で用いられてきた定義を踏襲し、転倒を『自らの意思ではなく、膝もしくはそれよりも上部の身体部位が地面もしくはそれよりも低い箇所に接触すること』と定義する。

1-2-2 転倒の要因

a) 社会調査から見る転倒の要因

転倒は、WHO による International Classification of Disease (ICD, 国際疾病分類) 内に、Falls (W00-W19) として分類されている⁽¹³⁾。この ICD では Falls を更に 8 つの項目に分類し(表 1 - 1)、その中の一つに『Fall on same level from slipping, tripping, or stumbling (E885)』として滑り・つまずき・ふらつきによる転倒が示されている。この

第1章 序論 - 歩行研究の背景と本研究の位置づけ -

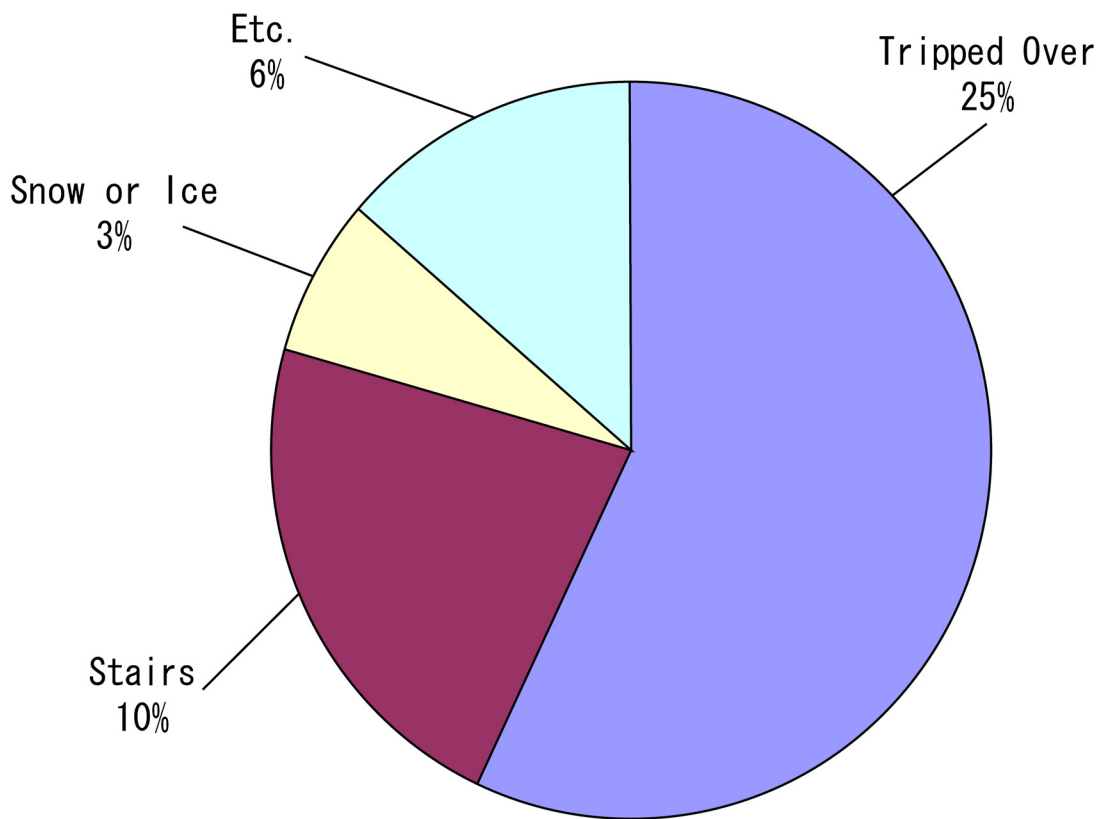


fig1-4 在宅高齢者が1年間に転倒した際の要因
Tinettiらの調査から作成

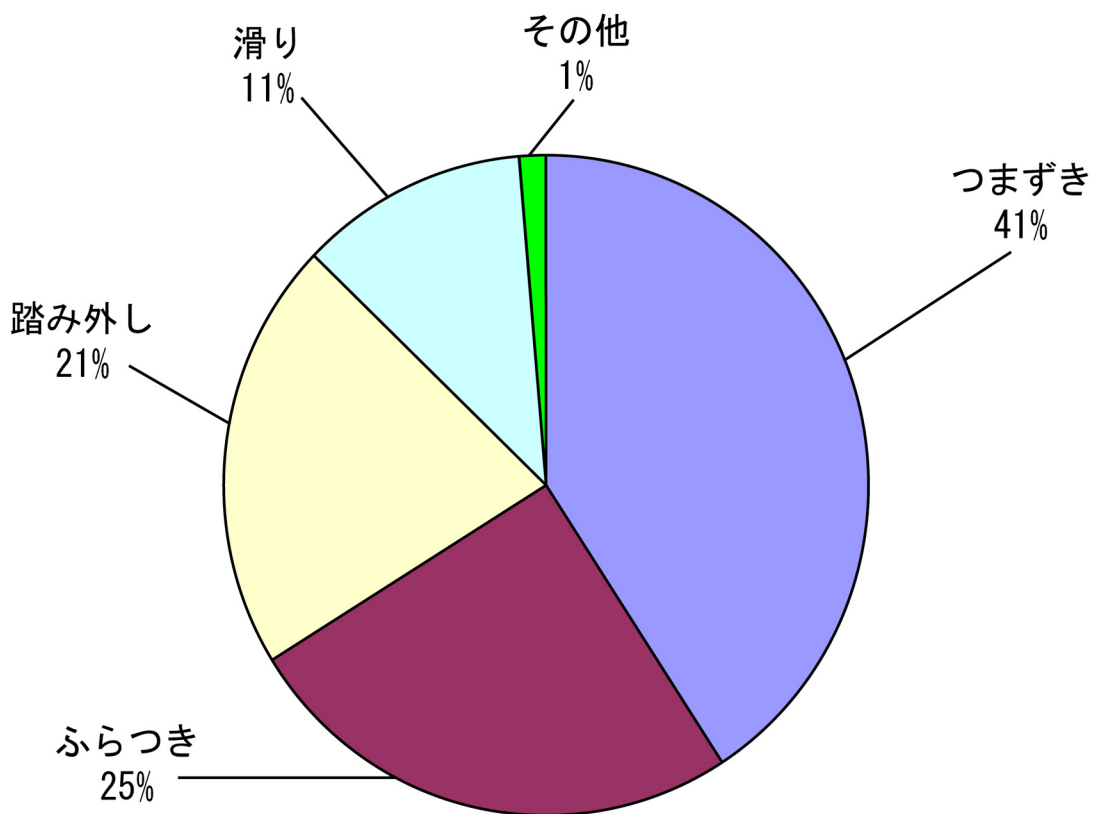


fig1-5 在宅高齢者が1年間に転倒した際の要因
近藤らの調査から作成

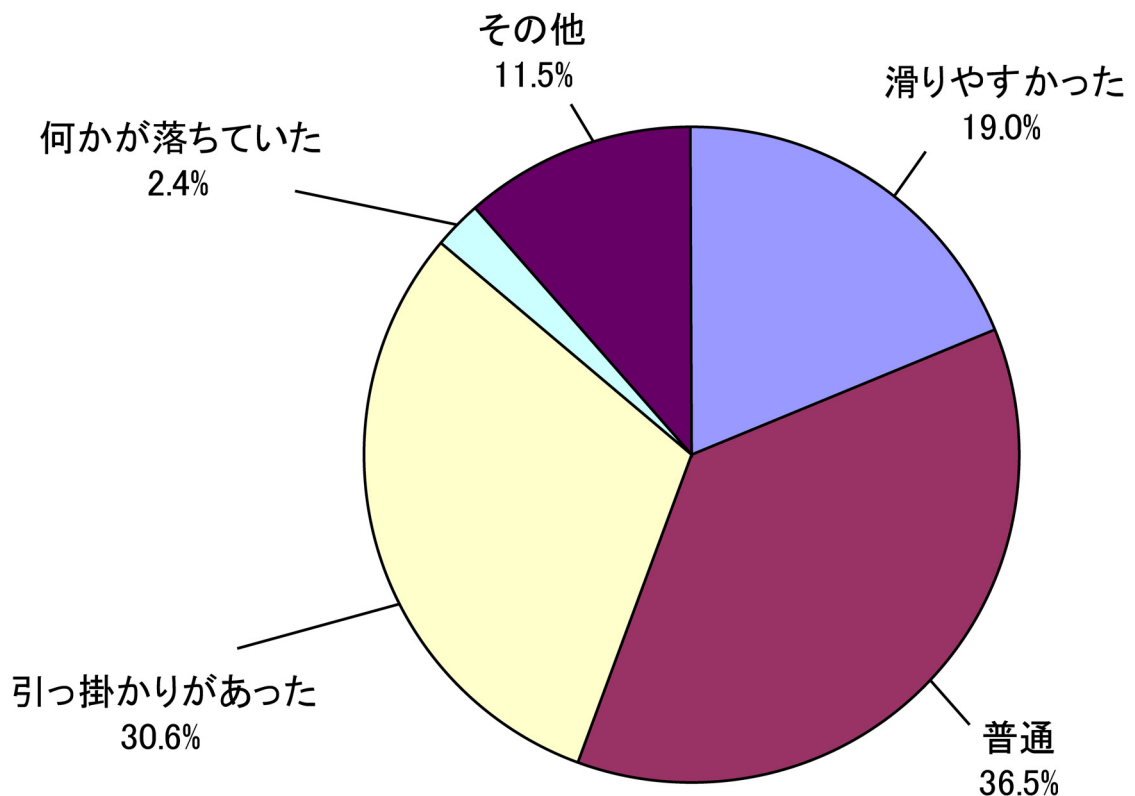


fig1-6 転倒した場所の状況
武藤らの調査から作成

から滑り・つまずき・ふらつきは転倒の主たる要因の一つであることが確認できる。

また、転倒の要因については、実際に転倒を経験した人々へのインタビューや質問紙などの社会学的手法によって、これまで様々な研究者が調査を行われてきた。

75歳以上の高齢者336人に対して1年間の追跡調査が行われたTinettiら⁽¹¹⁾の研究では、研究機関中に確認された転倒のうち、もっとも多かった要因は『つまずき(tripping)』であったと報告されている(図1-4)。また同研究によると、確認された全転倒のおよそ8割は家庭内で生じていたと報告されている。

近藤らは、日本の在宅高齢者248名に対し、転倒経験や転倒した原因について調査を行った⁽⁹⁾。その結果、高齢者が転倒する要因としてもっとも多かった転倒の要因はやはり『つまずき』であり、次いで『ふらつき』と報告されている(図1-5)。

武藤らが296名の転倒経験のある高齢者に対して行った⁽⁷⁾調査によると、高齢者が転倒した場所の状況としては何もない場所が36.5%ともっとも多く、次に引っかかりがあった(30.6%)、滑りやすかった(19.0%)と続いた(図1-6)。またこの研究の調査対象者は、調査の行われるまでの過去1年間に1回以上の転倒経験があったと報告されている。

更に平成16年の人口動態統計⁽¹⁰⁾によると、2004年に不慮の転倒もしくは転落で死亡した6412名のうち過半数の3530名が、スリップ、つまずき及びよろめきによる同一平面上での転倒によって死亡していた(図1-7)。

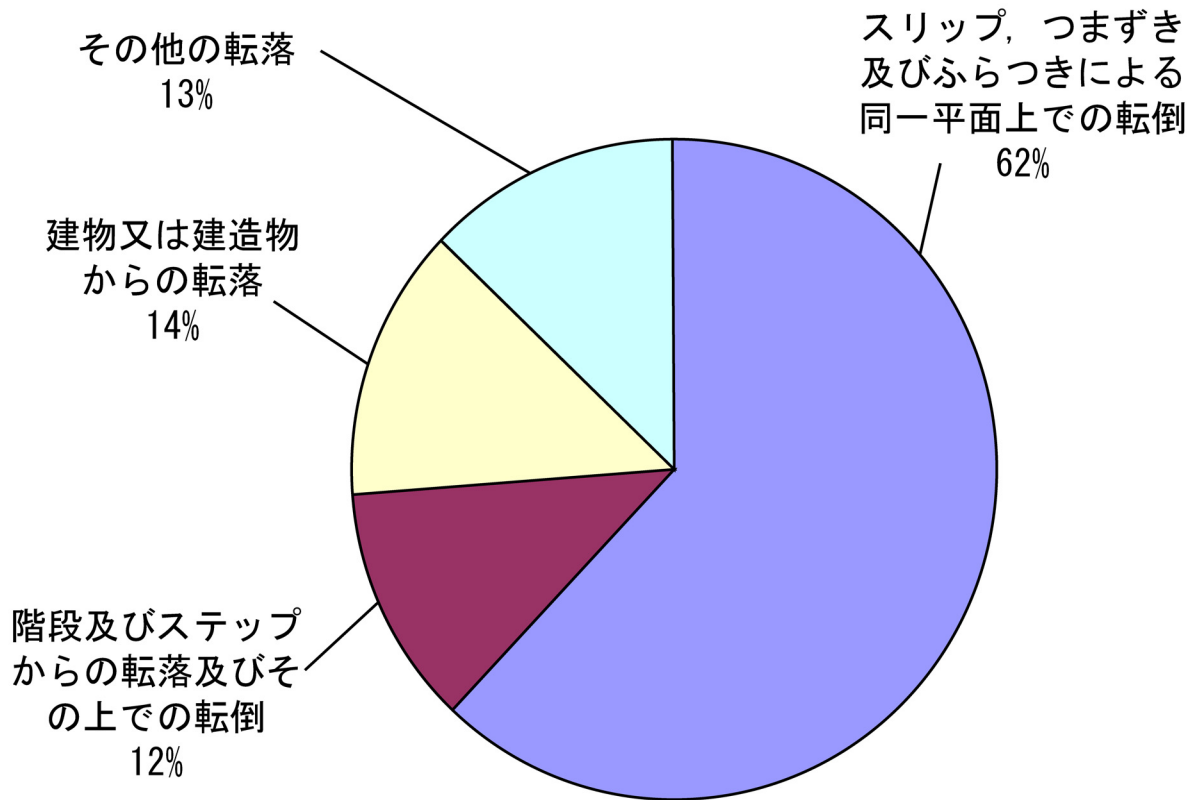


fig1-7 不慮の事故の種類別にみた年次別死亡数 H16人口動態調査より

以上のように転倒の要因について調べられた研究のいずれにも『つまずき(Tripping)』が要因として含まれており、大きな要素であることを確認することができる。

b) 運動学・運動力学的に見た転倒とその要因

上述の通り、転倒のもっとも大きな要因は『つまずき(Tripping)』である。この『つまずき』について運動学的に考えると、『つまずき』は歩行中の遊脚中期に生じ、遊脚側の下肢がなんらかの原因で前方に振り出せない際に生じると考えられる。

ヒトは通常、ロボット工学で言うところの動歩行という歩行を行っている。動歩行とは、動的なバランスを保ちながら歩行する歩行スタイルであり、その対照には静歩行という、常に静的なバランスを保ちながら歩行するスタイルがある。物体が地上に置かれた状態で安定を保つためには、静止時もしくは静歩行時には物体の重心がその物体の支持面領域内に位置し、静的なバランスが保たれていなければならない(図1-8a)。しかし動歩行時にはやはりロボット工学で言うところのゼロ・モーメント・ポイント(ZMP; 移動中の物体の重心に作用する重力と慣性力を足した合力のベクトルを延長し、床面と交わる点)が支持面領域内に収まり動的なバランスが保たれていれば、その物体は安定を保つことができる(図1-8b)。従来ヒトの姿勢制御の分野では、体重心が支持面領域内であれば安定であるとされてきたが^(14,15)、最近の研究によってヒトの歩行にも動歩行と同様に慣性力と重力を足した合力ベクトルが支持面と交わる点(x-COM)が支持域内面か

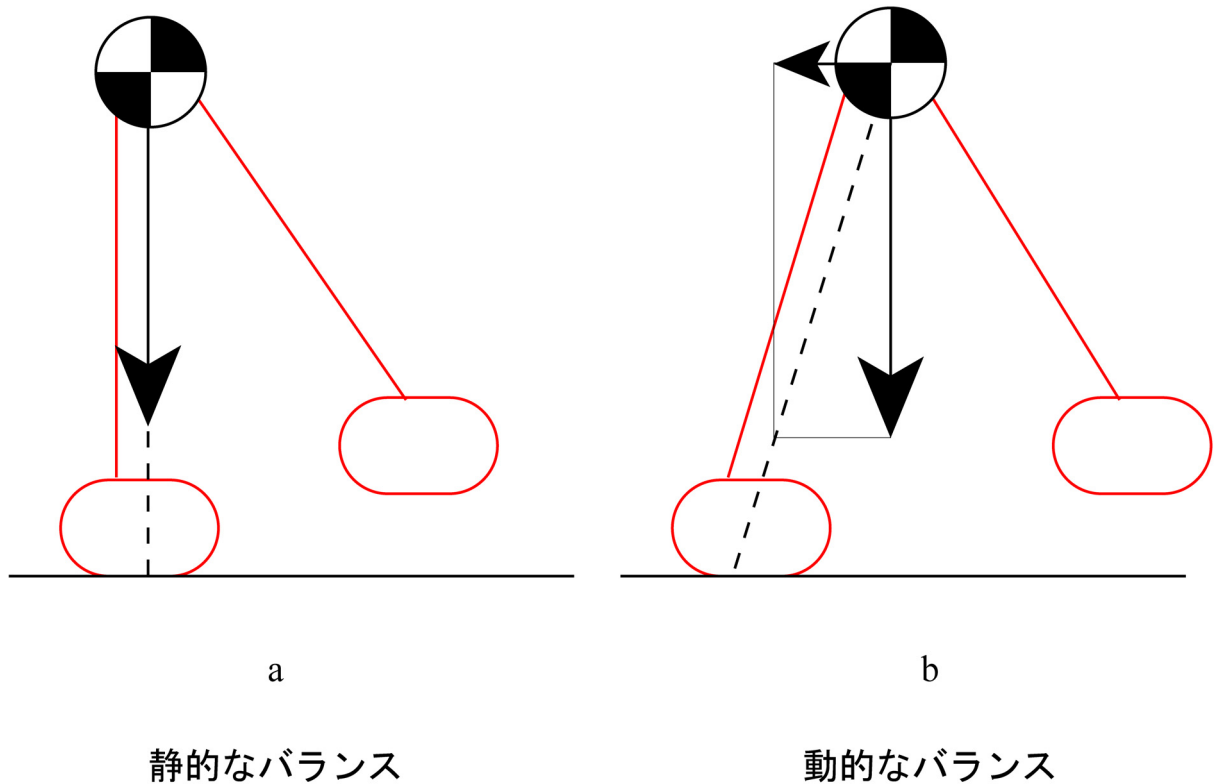


fig1-8 静的なバランスと動的なバランス

ら外れるとバランスを失うという研究が行われている⁽¹⁶⁾。『つまずき』による転倒は、xCOMを収める支持面を形成するために前方に振り出した遊脚が、何らかの障害物に引っかかることで予定されていた支持面を形成できなかった際に生じる。このような状況では通常、ヒトは前方につんのめる形で転倒する。実際被験者に擬似的な転倒を誘発させ、その際の反応に着目したSmeesterらの研究⁽¹⁷⁾では、擬似的な『つまずき』を誘発させた際には前方への転倒が確認されている。

1-3 つまずきに関する先行研究

以上のことから本研究では、転倒の主要な要因である『つまずき』について、様々な観点からの研究を行い、今後つまずきを減少させられるような環境を整備していく上での提案を行うこととする。

『つまずき』が主に、ヒトが歩行中なんらかの障害物に遭遇しその障害物を跨いで越えようとする動作に失敗すると生じるという観点から⁽¹⁸⁾、多くの研究者によって様々な研究が行われている(例えば19-23)。その中でももっとも頻繁に用いられている手法の一つに、障害物回避動作に関する研究がある。

Chenら⁽²⁴⁾は、若年者と高齢者との間で障害物をまたいで越える際の動作の比較を行った。その結果、若年者と高齢者とは足部のクリアランスに有意な差は認められなかったが、高齢者は若年者よりより慎重な歩行動作を取ることが明らかになった。Patlaら⁽²⁵⁾

第1章 序論 - 歩行研究の背景と本研究の位置づけ -

は様々な高さや幅の障害物を跨いで越える際の歩行動作の比較を行い、障害物の高さに関わらずヒトは一定以上の足部のクリアランスを確保していることを明らかにした。またChouら⁽²⁶⁾は、障害物を跨いで越える際の重心の動作について、様々な高さの障害物間で比較を行った。その結果、より高い障害物を跨いで越える際には、重心の垂直方向動揺が増加することが明らかになった。

最近ではより日常的な歩行環境を考慮した状況での実験が多く行われている。Krellら⁽²⁷⁾は複数の障害物を連続して避けなければならない状況下での障害物回避動作を調べた。その結果、ヒトは複数の障害物を連続してスムーズに回避するために、足の接地位置を調整しながら歩行するが、足部のクリアランスは特に調整しないことが明らかになった。Fabioら⁽²⁸⁾は頻繁に転倒する高齢者群と、あまり転倒しない高齢者群、若年者群の三群間で、障害物を先に跨ぐ脚と、後から跨ぐ脚との持ち上げ量の差の比較を行った。その結果、頻繁に転倒する高齢者群では障害物を跨ぐ際に股関節の伸展量が減少するため、障害物を先に跨ぐ脚と後から跨ぐ脚の持ち上げ量に大きな差が認められた。一方、あまり転倒しない高齢者群と若年者群はこの差があまり認められないことが明らかになった。

1-4 本研究の目的

以上のように、歩行中の転倒は時には死亡要因となるほど重大な事故であり、そのため特に高齢者にとって、しかし高齢者のみならず全ての年代の人にとって減少させたい事故である。このような観点から、様々な状況下における障害物を跨いで越える際の動作を評価した研究は多く行われている。しかしこれまでつまずきが転倒の主要な要因であると報告している研究では、調査した対象がつまずいた障害物の具体的な形状については報告されていなかったにもかかわらず、これまで行われてきた障害物回避動作に関する研究では跨ぎ越える面が完全に水平な障害物を跨いで越えた際の動作を比較したものばかりであった。

しかし実際には、日常生活で我々が遭遇する障害物は必ずしも水平なものとは限らない(図1-9)。例えば、車道と歩道を分けている縁石は横断歩道付近ではなだらかに傾いているものが使用されており、また屋内外を引き回されている電源ケーブルは複雑な曲線を描いている。水平な障害物を跨いで越える際には、足部の全ての部分が障害物の上縁に対して同じ高さを越えることになるが、水平ではない障害物を跨いで越える際には足部の部位によって越える高さに差が生じることが考えられる。このような差が障害物の回避動作に影響を与え、思わぬつまずきによる転倒を引き起こす可能性を増加させることが考えられる。実際著者らは跨ぎ越える面が水平ではない障害物にヒトがつまずく現場を目撃している。

そこで本研究では水平ではない障害物が、ヒトの歩行、特に回避動作に与える影響及びその原因についてまとめ、更にその原因に対する補正方法を提案することを目的とする。本研究では、水平でない障害物を前額面上で一定の角度で傾いた障害物と定義した。これは前額面上で一定の角度で傾いた障害物を跨いで越える際にも『足部の部位によって越える高さに差が生じる』という、水平ではない障害物を跨いで越える際の特徴が十分再現されると考えられたためである。なお前額面上で傾いた障害物には、先に障害物



fig1-9 傾いた障害物の例

を越える脚の外側が高くなっているものと、内側が高くなっているものの2種が考えられるためそれぞれについて実験を行うこととした。

本研究によってヒトが日常的に転倒する原因の一端が解明され、その解決方法が提案されることは、今後より転びにくい歩行環境もしくは歩行を補助する道具を整備・開発する際の重要な手がかりとなると考えている。

1-5 本論文の構成

本論文は以下に示す6章にて構成される。本章では本研究の目的及び構成に続いて、本論文を行う上での背景として、現代におけるヒトの転倒に関する研究の重要性及びその先行研究のレビューを行う。第2章から3章ではこれまで多くの先人達が行ってきた先行研究を踏まえて著者らが行った実験についてまとめる。続いて第4章では、第2章から3章で得られた知見に基づいて検討されたヒトの身体位置感覚に関する仮説について、ヒトの身体認知の観点から検証を行う。更に第5章では、4章で確認されたヒトの身体位置感覚の特徴を補正する工学的手法について提案し、その有効性の検証を行う。最後に第6章では、第2章から5章までで行ってきた実験の総考察を行い、今後この分野の研究で行うべき課題についてまとめる。

以上述べた本論文の構成を図1-10に示す。

第1章 序論 - 歩行研究の背景と本研究の位置づけ -

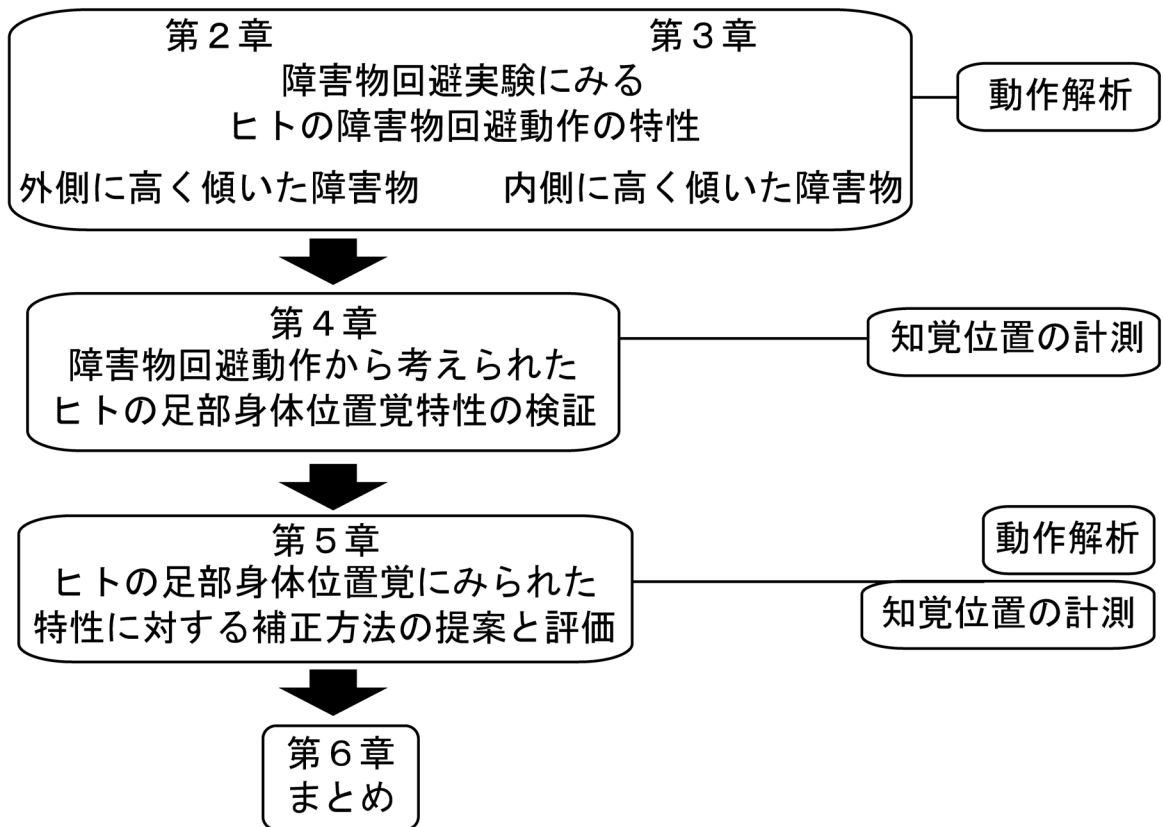


fig1-10 本論文の構成

第 2 章

外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

2.1 はじめに

2.2 方法

2.2.1 被験者

2.2.2 測定条件

2.2.3 比較した変数

2.2.4 統計解析

2.3 結果

2.3.1 つま先クリアランス

2.3.2 下肢三関節の関節高さ，関節角度及び体重心の垂直動揺量

2.4 考察

2.4.1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響

2.4.2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響

2.4.3 外側クリアランスに影響を与えると考えられる因子

2.5 小括

本章では，水平ではない障害物が跨ぎ越え動作に与える影響を評価するため，被験者に高さの異なる水平な障害物と角度の異なる前額面上で外側に高く傾いた障害物を跨いで越えさせ，その際の歩容を三次元動態計測装置 VICON-512 を用いて計測した．その結果，前額面上で外側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際には外側つま先クリアランスが有意に減少した．これらのことからヒトが前額面上で傾いた障害物を跨いで越える際には，水平な障害物を跨いで越えるときほど余裕を持ってつま先を持ち上げておらず，障害物につまずく可能性が増加していることが示唆された．

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

2-1 はじめに

本章では日常的に遭遇する外乱として、障害物を跨ぎ越える足の外側に高く傾いた障害物に遭遇した際のヒト歩行時の回避動作についてまとめる。

水平な障害物を跨いで越える際には、足部の全ての部分が障害物の上縁に対して同じ高さを越えることになるが、水平ではない障害物を跨いで越える際には足部の部位によって越える高さに差が生じることが考えられる。このような差が障害物の回避動作に影響を与え、思わぬつまずきによる転倒を引き起こす可能性を増加させることが考えられる。

そこで本研究では、跨ぎ越える足の外側に高く傾いた障害物が跨ぎ越え動作に与える影響を評価することを目的とする。本研究では水平ではない障害物を前額面上で一定の角度で傾いた障害物と定義した。これは前額面上で一定の角度で傾いた障害物を跨いで越える際にも、『足部の部位によって越える高さに差が生じる』という、水平ではない障害物を跨いで越える際の特徴が十分再現されると考えられたためである。

2-2 方法

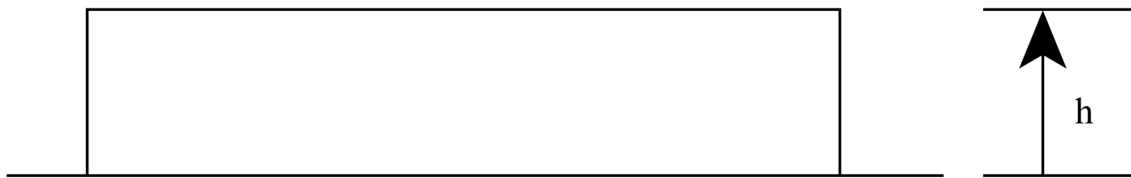
2-2-1 被験者

10名の若年健常者が本研究の被験者として実験に参加した。被験者の平均年齢は22.6歳 (SD 3.7), 平均体重は66.4kg (SD 5.3)であった。各被験者には実験前に、早稲田大学人間科学学術院研究倫理委員会「人を対象とした研究」倫理指針に基づいたインフォームドコンセントを紙面と口頭で行い、同意を得た。

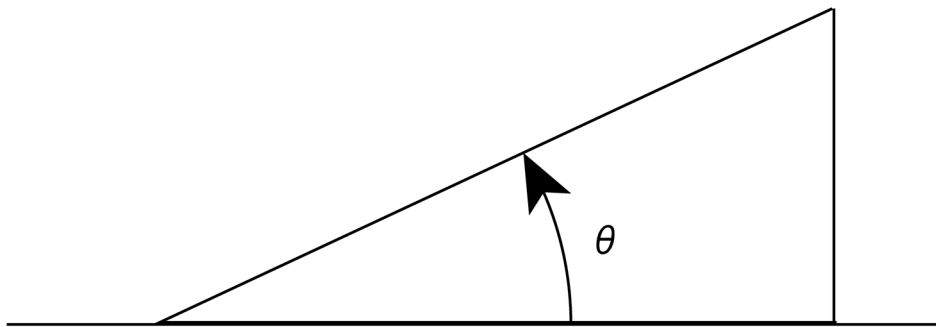
2-2-2 測定条件

本研究では跨ぎ越える足の外側に高く傾いた障害物が、障害物を跨いで越える動作に与える影響を調べるために、様々な角度を持つ複数の傾いた障害物と、様々な高さを持つ複数の水平な障害物それぞれを跨いで越えた際の動作を比較した。本研究で提示した障害物は、一般的に屋内外で遭遇する障害物の高さとして1)0度・高さ25mm, 2)0度・高さ50mm, 3)0度・高さ75mm, の3種, 及び研究室近辺で発見した傾いた障害物の角度を含むものとして4)5度, 5)10度, 6)15度, 7)20度, 8)25度, 9)30度, の6種, 計9種であった(図2-2・表2-1)。なお障害物は厚さ5mmの合板で製作し、同じ合板を用いて製作した台座にガムテープで固定した。そのため万一被験者が障害物につまずいても容易に倒れるため、被験者の転倒には至らない(図2-3)。

水平な障害物を跨いで越える際には、足部は障害物のどの部位を通過しても毎回完全に同じ高さを越えることとなる。しかし例えば角度が θ の傾いた障害物を跨いで越える際に、足部が前回の試行より x mm内側を通過すれば、 $x \tan \theta$ mm分低い箇所を通過することが考えられ、毎回完全に一定の高さを跨ぐことは困難であると考えられた。そこで本研究では傾いた障害物には、障害物の高さが25mmとなる場所にあらかじめ目印としてのカラーテープを貼付し、被験者にはテープの上を跨ぐよう指示した。これによって傾いた障害物を跨いで越える際にも足部の越える高さのある程度安定させた。なお被験者



a) obstacles with various heights



b) obstacles with various angles

fig.2-2 本実験で提示した障害物の概要

tab.2-1 本実験で提示した障害物の高さや角度

Obstacle heights h	25mm	50mm	75mm			
Obstacle angles θ	5°	10°	15°	20°	25°	30°

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

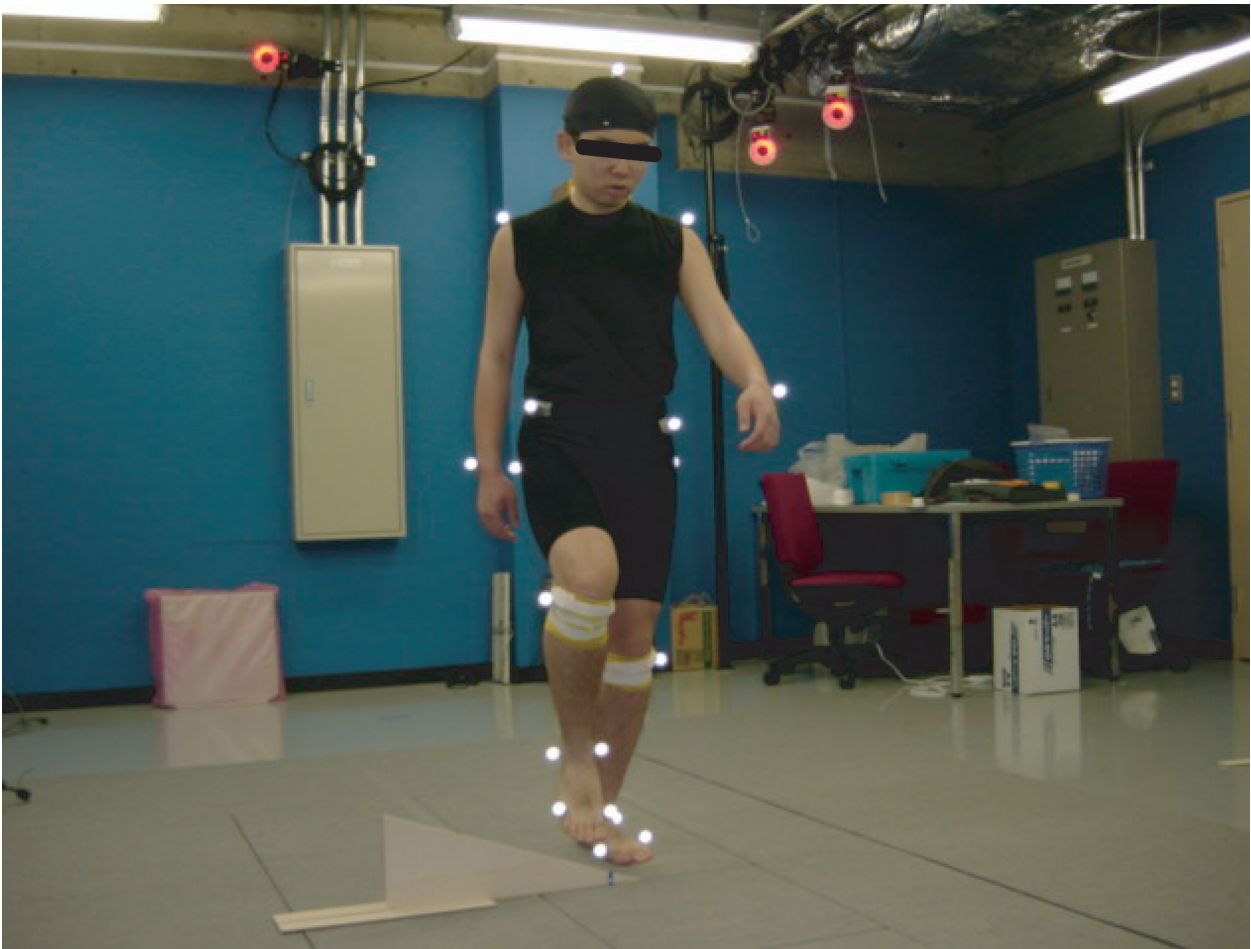


fig.2-3 障害物の設置例

は実験中，テープを貼付した高さの情報は与えられていなかった．また，同様のテープは水平な障害物にも貼付し，被験者に同様の指示を与えることによって，条件間でテープの影響による差が生じないように工夫した．このテープを貼付することによる回避動作への影響については，予備実験においてテープを貼付した障害物と貼付していない障害物の間で比較を行い，有意な差が生じない事を確認している．

実験は15mほどの歩行が可能な実験室で行い，障害物を跨いで越える際の動作を計測するために三次元動態計測装置VICON512(Oxford Metrics社製)を用いた．被験者には25個の赤外線反射マーカを貼付し(図2-4)，歩行時の空間座標を60Hzでサンプリングした．被験者体表に貼付したマーカの解剖学的部位は以下の通りである．頭頂，隆椎，仙骨，肩峰(左右)，肘(左右)，手首(左右)，腸骨(左右)，大転子(左右)，膝(左右)，外果(左右)，内果(左右)，踵(左右)，第一中足骨頭(左右)，第五中足骨頭(左右)．被験者は前述の9種の歩行路を5試行ずつ，計45試行，裸足で歩行し，障害物は右足が先に跨ぐように指示した．このため，傾いた障害物を跨ぐ際には，右足が左足より高い部分を通過した．9種類の障害物の提示順は，順序効果を考慮し被験者ごとにランダムとした．各試行時のスタート地点は計測空間より十分手前に設定し，安定した歩行を計測できるように被験者ごとに調整した．被験者は各歩行路に対して計測前に練習を行い，十分に慣れてから計測を行った．歩行時の速度や歩調，目線等に関しては特に規定せず

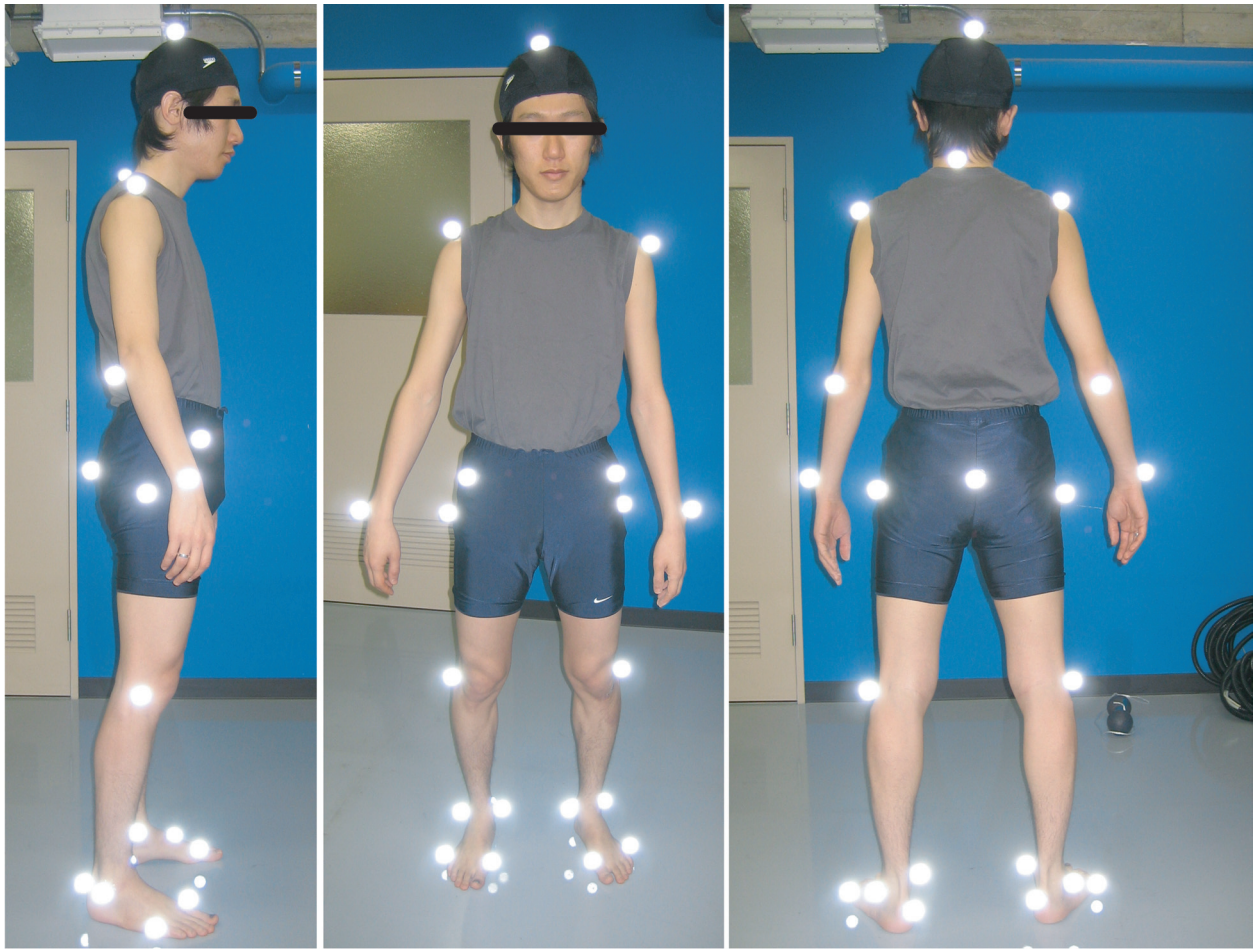


fig.2-4 被験者に貼付した赤外線反射マーカの概要

本人の普段通りのものとした。各障害物における最初の試行を計測する前に、静止状態での計測を行い、静止立位時のマーカ位置を記録した。静止状態での計測時には、被験者体表に貼付したマーカの他に4つのマーカを障害物に貼付し、障害物の空間座標も同時に記録した。

2-2-3 比較した変数

ヒトは障害物を跨いで越える際、安全に回避するためにある程度つま先クリアランスを維持することが報告されている⁽²⁵⁾。しかし傾いた障害物を跨いで越える際には、前述のとおり足部の部位によって越える高さに差が生じることが考えられた。このような差が安全な障害物の回避に必要なクリアランスに影響を与えることが考えられるため本研究では、はじめにつま先のクリアランスに着目した。その際、つま先のクリアランスは外側クリアランスと内側クリアランスに分け、それぞれ計測及び比較を行うことにした。外側クリアランスはAustinらの研究⁽²³⁾同様、第5中足骨頭に貼付したマーカより、また内側クリアランスはFabioらの研究⁽²⁸⁾同様、第1中足骨頭に貼付したマーカよりそれぞれ算出した(図2-5)。

次に、1) 5度、2) 10度、3) 15度、4) 20度、5) 25度、6) 30度、7) 0度・

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

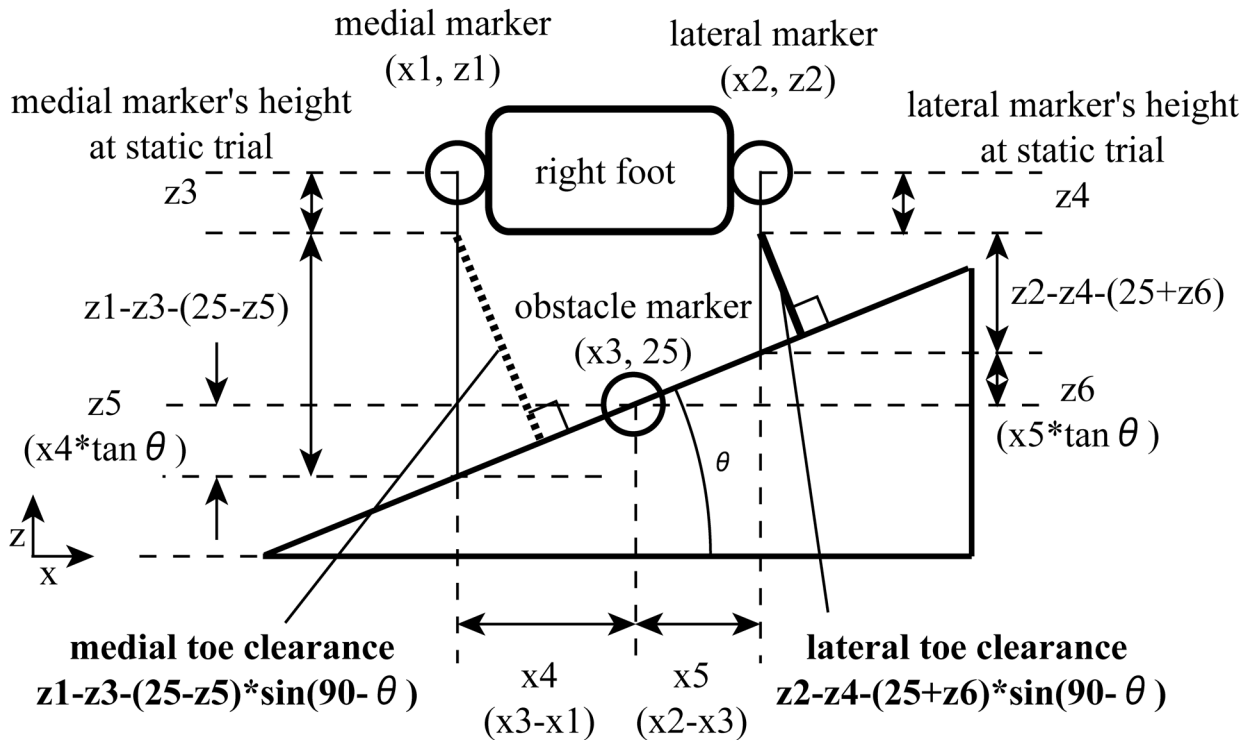


fig.2-5 外側クリアランス及び内側クリアランスの算出方法

高さ 25mm の 7 種の傾いた障害物間で比較を行い，障害物の傾きがつま先クリアランスに与える影響を調べた。

つま先クリアランスの比較を行った後，つま先クリアランスに影響を与えると考えられる下肢 3 関節の関節高さ，関節角度，及び体重心高さの比較を，様々な高さの水平な障害物間，及び様々な角度の傾いた障害物間それぞれで行った。なお下肢 3 関節の関節高さ，関節角度及び体重心の高さは，つま先クリアランスと同じく障害物を跨いで越えた瞬間の各マーカ座標より算出した。体重心位置の算出に必要な身体パラメータは先行研究⁽²⁹⁾より参照した。比較した変数の定義を図 2 - 6 に示す。

2-2-4 統計解析

内側・外側つま先クリアランスの比較には，障害物の高さ及び角度を因子 A，マーカの位置を因子 B とした繰返しのある二元配置分散分析を用い統計学的な比較を行った。本研究の目的は水平ではない障害物が障害物回避動作に与える影響を評価することであったため，主効果が有意であった際の下位検定及び交互作用が有意であった際の単純主効果の検定には Dunnett の t 検定を用い水平な障害物と水平ではない障害物間の比較を行った。また下肢 3 関節の関節高さ，関節角度及び体重心の高さについては，障害物の高さ及び角度を因子 A とした繰返しのある一元配置分散分析を用い統計学的な比較を行った。

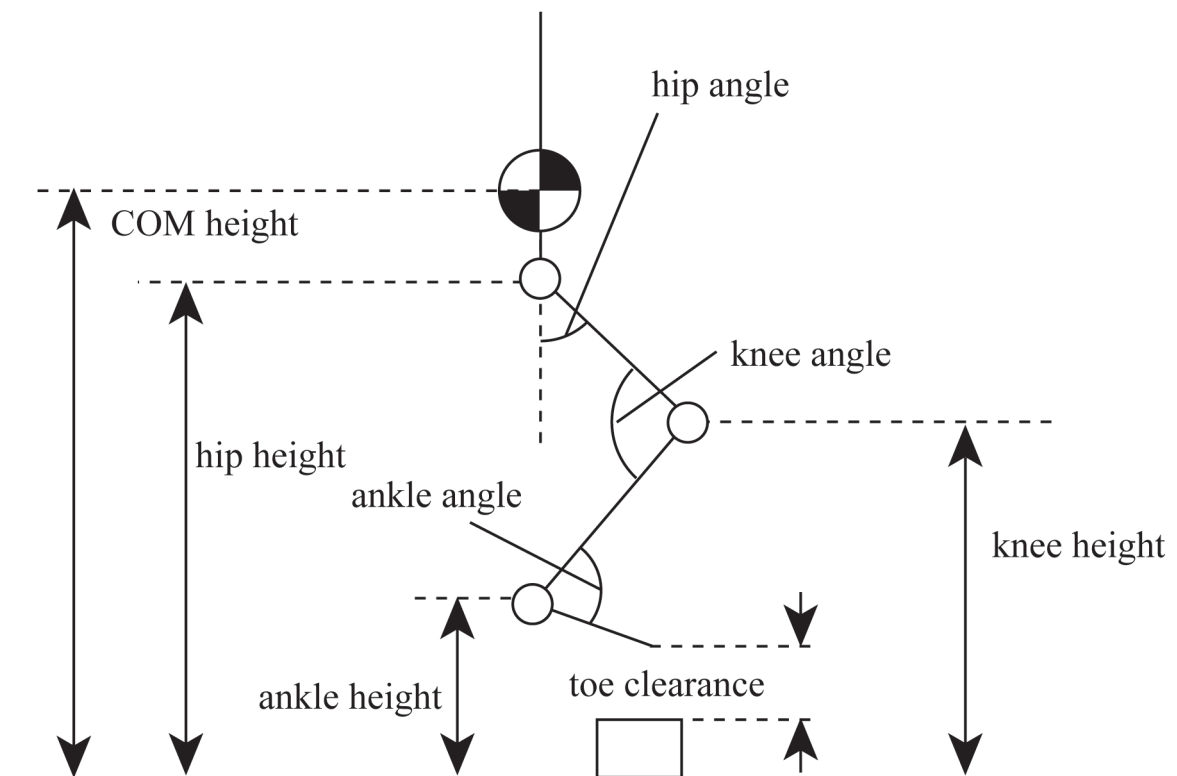


fig.2-6 本研究で比較した各変数の定義

2-3 結果

2-3-1 つま先クリアランス

はじめに水平な障害物、及び傾いた障害物を跨ぎ越えた際の内側・外側つま先クリアランスの比較を行った。マーカの位置(内側・外側)を因子A, 障害物の高さ及び傾きを因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析の結果, マーカの位置の主効果 ($F_{(1,9)}=0.041$), 障害物の高さの主効果 ($F_{(2,18)}=0.738$), 及びこれらの交互作用 ($F_{(2,18)}=1.420$) 共に有意な影響は認められなかった(図2-7)。しかし, 傾いた障害物を跨いで越えた際には, マーカの位置の主効果 ($F_{(1,9)}=104.412$), 及びマーカの位置と障害物の傾きの交互作用が認められた ($F_{(6,54)}=85.173$)。

2-3-2 下肢3関節の関節高さ, 関節角度及び体重心の高さ

次につま先クリアランスに影響を与えると考えられる下肢3関節の関節高さ, 関節角度及び体重心の高さの比較を行った。図2-8, 図2-9に結果を示す。障害物の高さを因子とした繰り返しのある一元配置分散分析を行った結果, 障害物の高さの主効果が各関節高さ, 関節角度及び体重心それぞれにおいて有意差が認められた: 足関節高さ ($F_{(2$

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

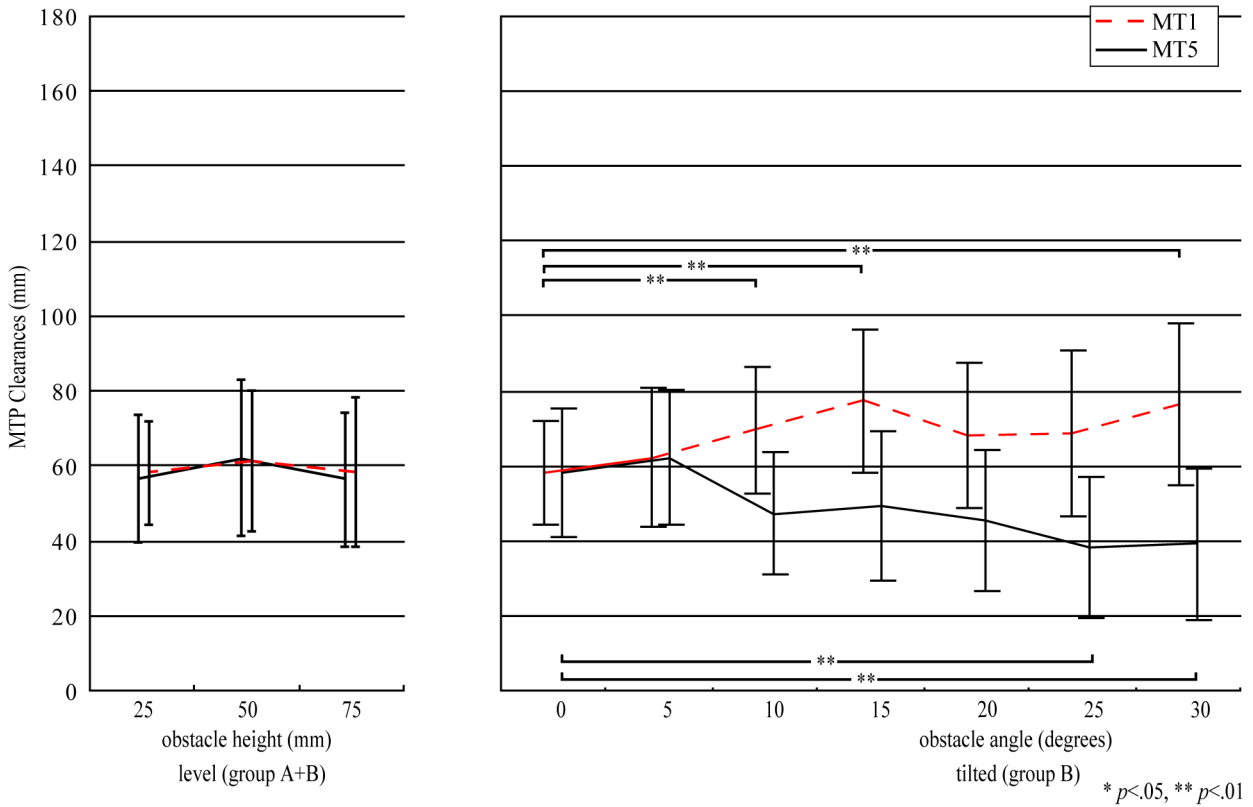


fig.2-7 高さの異なる水平な障害物を跨いで越えた際の外側クリアランス（実線）と内側クリアランス（点線）

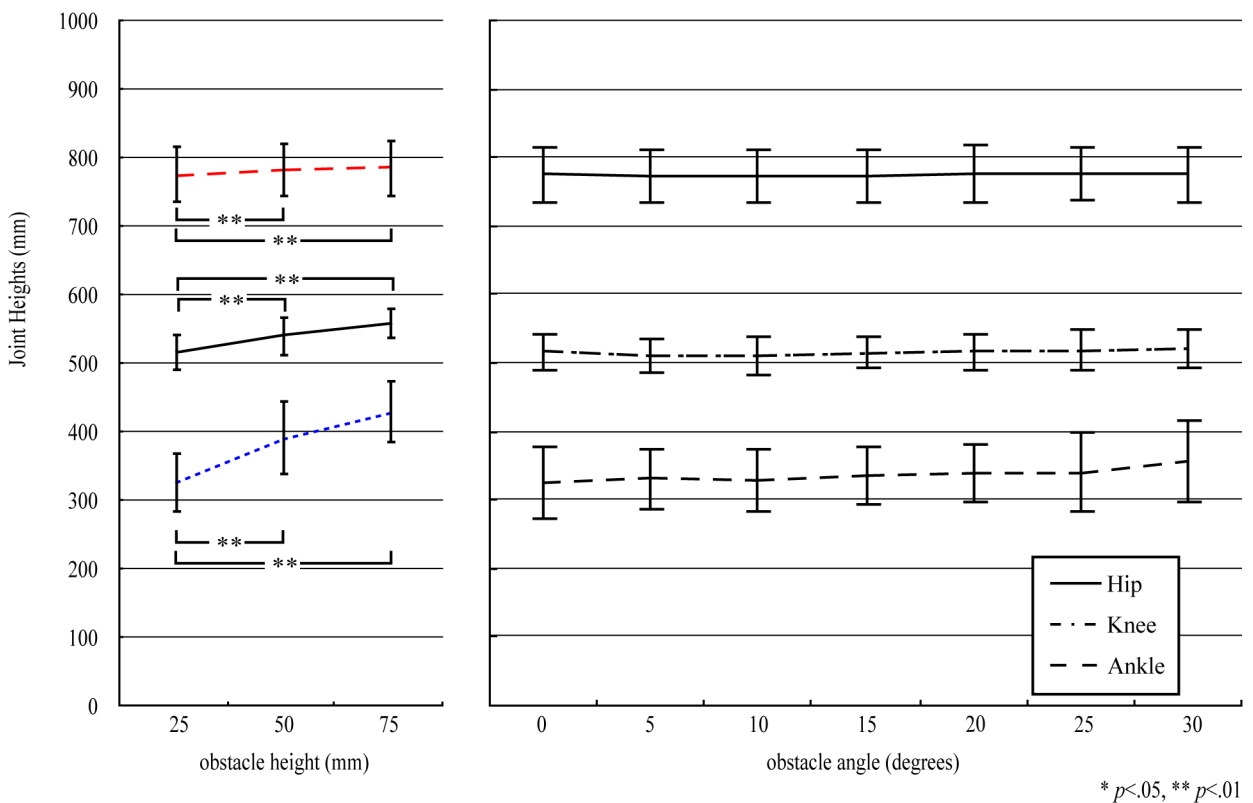
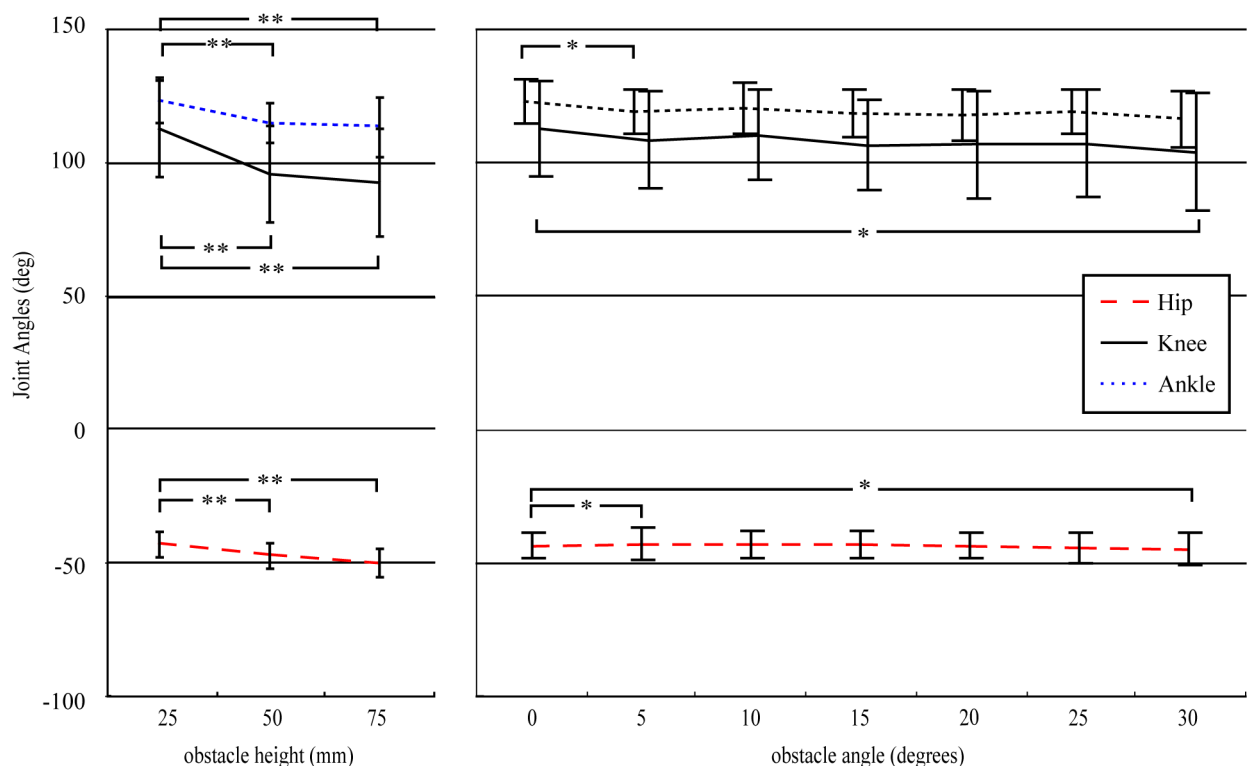


fig.2-8 角度の異なる傾いた障害物を跨いで越えた際の外側クリアランス（実線）と内側クリアランス（点線）



* $p < .05$, ** $p < .01$

fig.2-9 高さの異なる水平な障害物を跨いで越えた際の下肢三関節高さ

$F_{(2,18)}=72.372$), 膝関節高さ ($F_{(2,18)}=43.197$), 股関節高さ ($F_{(2,18)}=20.395$), 足関節角度 ($F_{(2,18)}=25.552$), 膝関節角度 ($F_{(2,18)}=26.230$), 股関節角度 ($F_{(2,18)}=42.510$), 体重心 ($F_{(2,18)}=25.552$).

障害物の傾きを因子とした繰り返しのある一元配置分散分析を行った結果, 障害物の高さの主効果が各関節高さ, 関節角度及び体重心の高さそれぞれにおいて有意差が認められなかった: 足関節高さ ($F_{(6,54)}=2.206$), 膝関節高さ ($F_{(6,54)}=1.695$), 股関節高さ ($F_{(6,54)}=0.985$), 足関節角度 ($F_{(6,54)}=2.137$), 膝関節角度 ($F_{(6,54)}=1.416$), 股関節角度 ($F_{(6,54)}=1.451$), 体重心 ($F_{(6,54)}=0.893$).

2 - 4 考察

2-4-1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響

繰り返しのある二元配置分散分析の結果, 高さの異なる水平な障害物間ではマーカの影響, 及び障害物の高さの影響共につま先クリアランスに対する主効果は認められなかった. このことから本研究の被験者らは障害物を跨いで越える際, 障害物の高さにかかわらず一定以上のつま先クリアランスを内側・外側共に確保していたといえる. Patlaら⁽²⁵⁾は, 障害物の高さが異なってもほぼ一定のつま先クリアランスが維持されることは, 障

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

害物を安全に跨いで越えるために必要であるためと説明している。

その際、障害物の高さが高くなるに連れて下肢3関節の関節高さ及び体重心位置も同様に高くなる傾向が認められた。また、下肢3関節の関節角度は股関節角度が有意に増加し、膝関節角度と足関節角度が有意に減少した。これらのことから被験者らは、より高い障害物を跨ぐ際には、下肢全体をより高く持ち上げることで障害物を跨ぐために必要かつつま先のクリアランスを確保しており、それに伴い体重心位置も高く持ち上げていると考えることができる。McFadyenらやChouらによると障害物を跨ぎ越えるために足部を高く持ち上げるには膝関節をより大きく屈曲させる必要があると報告されている^(30, 31)。本研究の被験者らもより高い障害物を跨ぎ越える際にはより膝関節を屈曲させていた事が確認された。

2-4-2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響

多重比較の結果、傾いた障害物を跨いで越える際に内側のクリアランスには有意差が認められなかった。しかし障害物が傾くと、傾いていない障害物を跨いで越えた際に比べ外側クリアランスは有意に減少するという結果が得られた。また、障害物が傾くと、内側と外側のクリアランスに有意な差が生じることが明らかになった。これらのことから被験者らは、障害物が傾くと、水平な障害物を跨いで越える際と同等のクリアランスを内側では維持出来るが、外側では維持出来ないといえる。上述の通り、つま先クリアランスは、安全に障害物を跨いで越えるために必要とされるものである。クリアランスが0ではないため本実験の被験者らは傾いた障害物に実際につまずいたわけではないが、傾いた障害物を跨いで越える際には、水平な障害物を跨いで越える際より足部外側がよりつまずきやすくなると考えることができる。歩行中及び障害物を跨いで越える際につまずきが、転倒の最も大きな原因であると報告されていることから⁽⁹⁻¹³⁾傾いた障害物を跨いで越える際には、外側クリアランスが減少することを考慮し、歩行者自身が足部を通常よりも高く持ち上げないと転倒の危険性が増加すると考えられる。

上述の通り、高さの異なる水平な障害物を跨いで越える際には障害物の高さに応じて下肢3関節の関節角度を調整し、より高い障害物を跨ぎ越える際には各関節の高さをより高く持ち上げながら跨ぎ越えていることが確認された。一方傾いた障害物を跨ぎ越えた際には下肢3関節の関節角度及び関節高さに有意な差は認められなかった。上述の通り傾いた障害物をまたぎ越える際には跨ぎ越える足の内側と外側とで跨ぎ越える高さに差が生じることが考えられた。そこで実際に足部が跨ぎ越えた高さを算出した結果を図2-10に示す。その結果足部外側は25mmよりも高い箇所を跨ぎ越えていた事が確認された。足部外側がより高い場所を跨ぎ越えているにもかかわらず足部全体を持ち上げていなかった事が外側クリアランスの減少につながったと考える事ができる。

2-4-3 外側クリアランスに影響を与えられ因子

傾いた障害物を跨ぎ越える際に足部クリアランスの減少に関わる因子について、下記

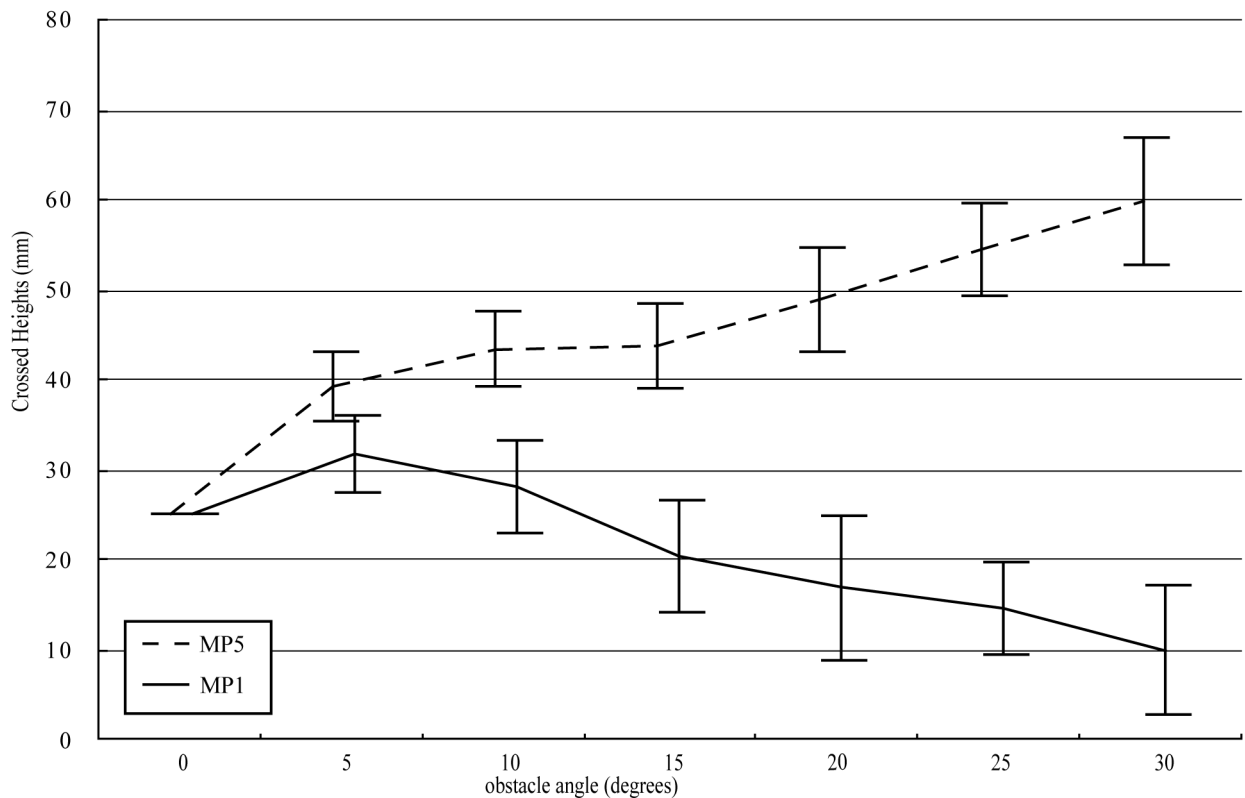


fig.2-10 高さの異なる水平な障害物を跨いで越えた際の体重心垂直動揺量

の3点が考えられた。

A) 障害物の見方:

ヒトが障害物を跨いで越える際の目線の動きに着目したPatlaらの研究⁽²⁵⁾では、障害物を跨いで越える際にヒトは障害物を見ておらず、2、3歩前のアプローチで障害物に目線をあてていると報告されている。このことから、ヒトは直接障害物を見ながら歩容を調整しているのではなく、あらかじめ確認しておいた障害物に合わせて歩容を調整していると考えられている。本研究では被験者が障害物を跨ぐ際に、障害物に貼付したテープ上を跨ぐように指示したため、Patlaらの研究とは条件が異なるが、Patlaらの研究における被験者と同様に障害物を跨いで越える際には障害物を見ていなかったことも考えられる。その結果、水平な障害物を跨いで越える際には、高さに応じて必要なクリアランスを確保することができたが、傾いた障害物を跨いで越える際には同等のクリアランスを外側で確保することができなかつたと考えられる。

B) 課題の増加:

水平な障害物を跨いで越える際には、足部が障害物上のどこを通過しても同じ高さを越えるため、その障害物の高さの情報（垂直方向の情報）を得ることができれば、安全に跨ぐために必要なクリアランスを推定することが可能となる。しかし傾いた障害物を

第2章 外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

"percieved" edge of feet

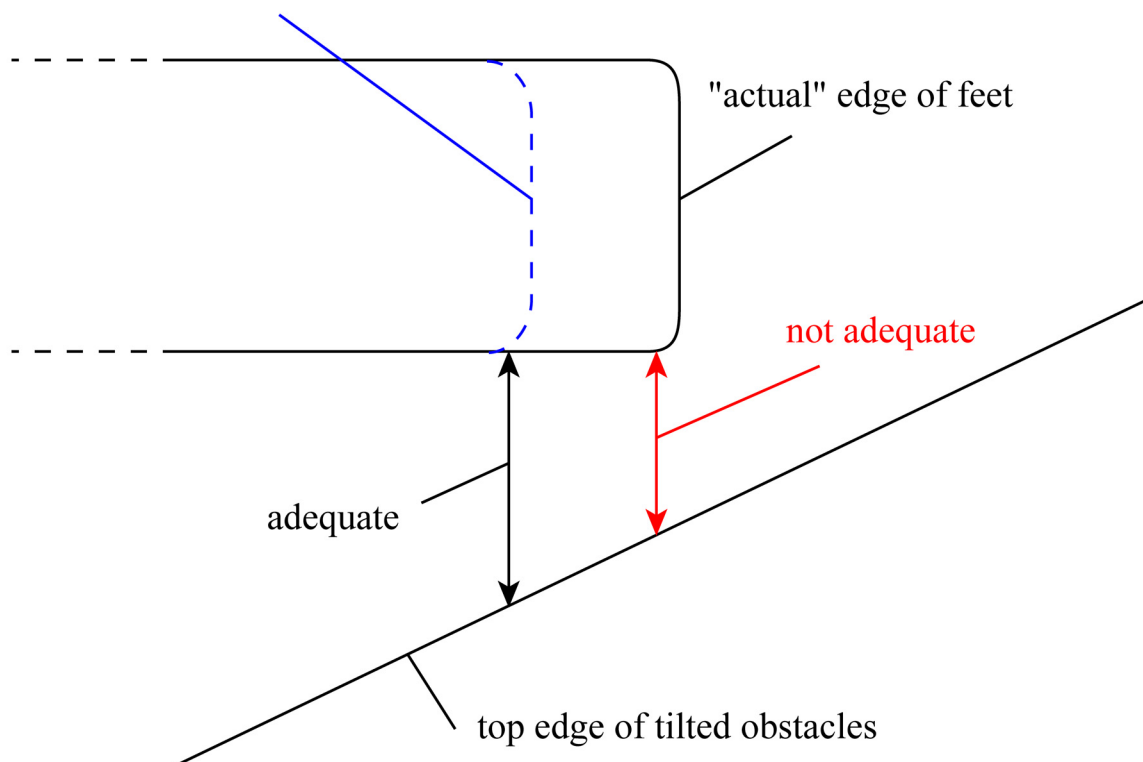


fig.2-11 イメージしておいた位置と実際に足部が越えた位置との誤差の概略

跨いで越える際には足部が通過する場所によって高さが異なるため、障害物の高さの情報（垂直方向の情報）と同時に、どの場所で障害物を越えるかという障害物の位置の情報（水平方向の情報）も、十分なクリアランスを推定するために必要である。傾いた障害物を跨ぎ越えた際に認められた外側クリアランスの減少については、上述のような必要な情報の増加が原因の一つとも考えられる。

C) 身体知覚:

また、ヒトが知覚している足部の大きさ及び位置が、実際の大きさ及び位置と異なっているということも外側クリアランスが減少した原因として考えることができる。上述の通りヒトは一般的に障害物を跨ぐ際に足部及び障害物に着目していない。そのためあらかじめイメージしておいた位置を、あらかじめイメージした大きさの足部が通過するように歩行していると考えられるが、その位置や大きさと実際の足部の位置や大きさが異なっていたため、必要な分のクリアランスを確保できなかったということも考えられる（図2 - 11）。

2-5 小括

跨ぐ足の外側に高く傾いた障害物が、跨ぎ越え動作に与える影響を評価するために、

様々な高さの水平な障害物と、様々な角度の傾いた障害物それぞれを跨いで越える際の歩容を比較した。その結果以下のことが明らかになった。

1) 水平な障害物を跨いで越えた場合、25mm から 75mm の範囲では、障害物の高さが内側、外側共につま先クリアランスに影響をあたえない。

2) つま先の内側クリアランスは、外側に高く傾いた障害物を跨いで越える際にも、水平な障害物を跨ぐ際と同等に確保されている。

3) 外側に高く傾いた障害物を跨いで越える際には、水平な障害物を跨ぐ時に比べ、つま先の外側クリアランスが有意に減少する。

以上のことから、傾いた障害物を跨いで越える際には、外側クリアランスが減少することを考慮し、歩行者自身が足部、特に外側を通常よりも高く持ち上げないと障害物へのつまずき及びそれに起因する転倒の危険性が増加すると考えられる。

次章では内側に高く傾いた障害物を跨いで越える際の回避動作や、傾いた障害物を跨いで越える際の視線の動きに関する研究についてまとめる。

第3章

内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

3.1 はじめに

3.2 方法

3.2.1 被験者

3.2.2 測定条件

3.2.3 比較した変数

3.2.4 統計解析

3.3 結果

3.3.1 つま先クリアランス

3.3.2 下肢三関節の関節高さ，関節角度及び体重心の垂直動揺量

3.4 考察

3.4.1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響

3.4.2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響

3.4.3 内側クリアランスに影響を与えると考えられる因子

3.5 小括

本章では，前額面上で内側に高く傾いた障害物が跨ぎ越え動作に与える影響を評価するため，被験者に高さの異なる水平な障害物と角度の異なる前額面上で内側に高く傾いた障害物を跨いで越えさせ，その際の歩容を三次元動態計測装置 VICON-512 を用いて計測した．その結果，前額面上で内側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際の内側つま先クリアランスは水平な障害物を跨ぎ越えた際と比較して有意差は認められなかった．このことからヒトが水平ではない障害物を跨いで越える際には，障害物の形状によって障害物につまずく可能性が変化することが示唆された．

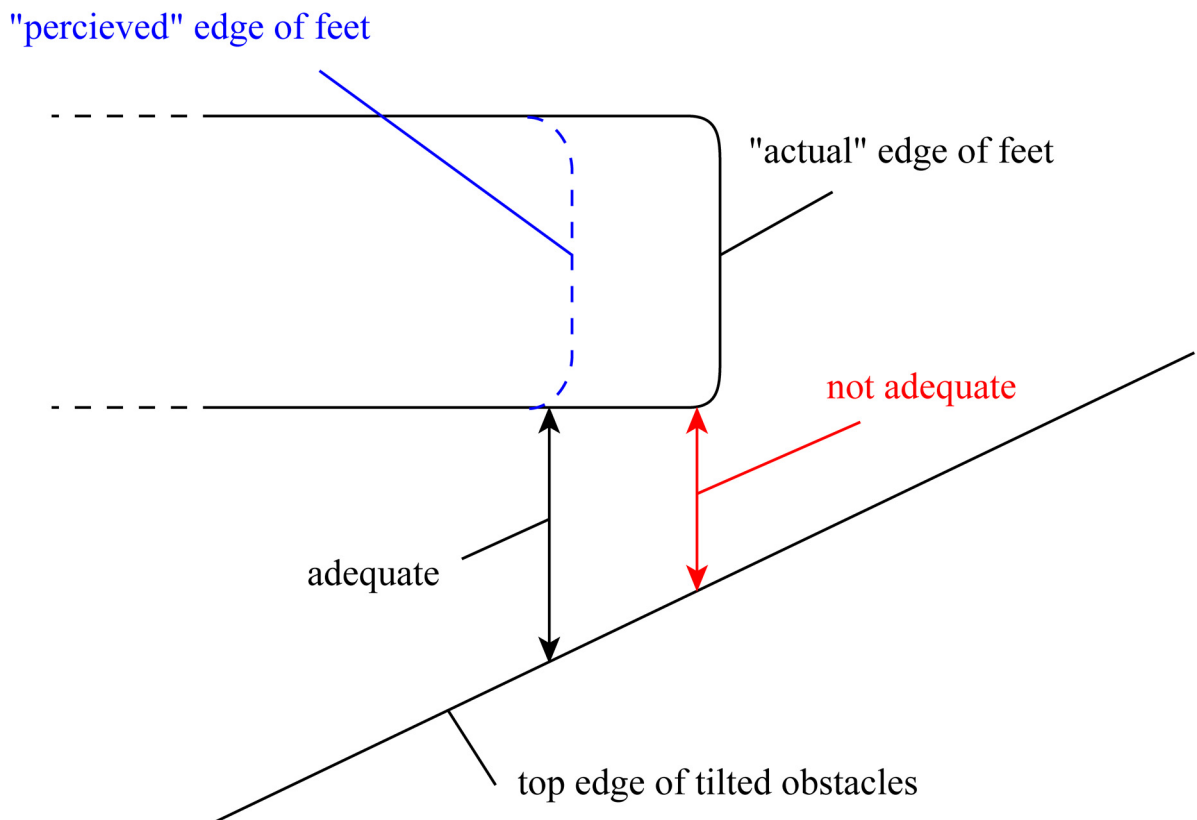


fig.3-1 イメージしておいた位置と実際に足部が越えた位置との誤差の概略

3-1 はじめに

本章では日常的に遭遇する外乱として、障害物を跨ぎ越える足の内側に高く傾いた障害物に遭遇した際のヒト歩行時の回避動作についてまとめる。

前章では障害物を跨ぎ越える足の外側に高く傾いた障害物に遭遇した際のヒト歩行時の回避動作に着目した。その結果、跨ぐ足の外側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際には跨ぎ越えた足の外側(第五中側骨頭付近)のクリアランスが水平な障害物を跨いで越える際と比べて有意に減少することがわかった。この結果から著者らは、ヒトは足部の大きさや位置を正確に把握できておらず、実際の足部の大きさは自身がイメージしているよりも大きく、位置もずれているのではないかという仮説を立てた(図3-1)。もしこの仮説が正しいならば、傾いた障害物を跨いで越える際には傾きの方向にかかわらずより高い側のクリアランスが減少すると考えられる。

そこで本研究では、跨ぎ越える足の内側に高く傾いた障害物が跨ぎ越え動作に与える影響を評価することを目的とする。本研究でも第2章でまとめた研究と同様、水平でない障害物を前額面上で一定の角度で傾いた障害物と定義した。

3-2 方法

第3章 内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

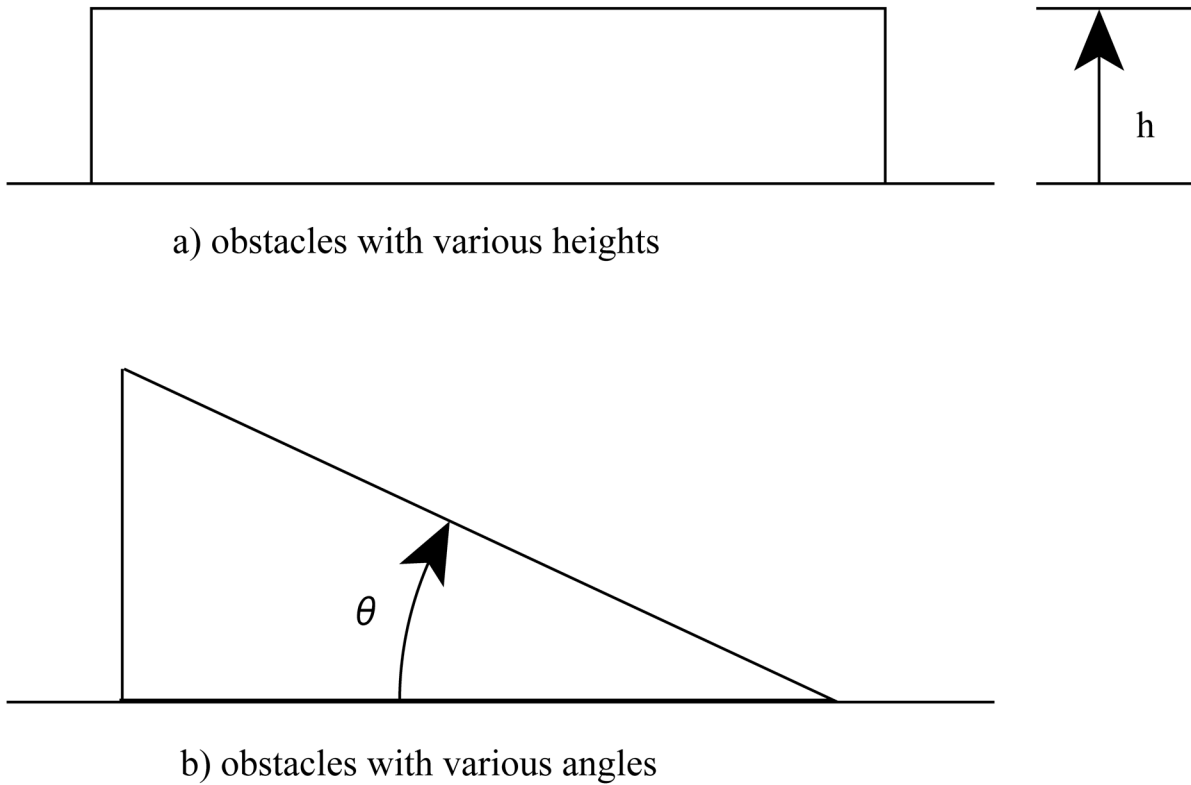


fig.3-2 本実験で提示した障害物の概要

tab.3-1 本実験で提示した障害物の高さや角度

Obstacle heights h	25mm	50mm	75mm			
Obstacle angles θ	5°	10°	15°	20°	25°	30°

3-2-1 被験者

10名の若年健常者が本研究の被験者として実験に参加した。被験者の平均年齢は21.6歳 (SD 1.4), 平均体重は57.3kg (SD 7.7)であった。各被験者には実験前に、早稲田大学人間科学学術院研究倫理委員会「人を対象とした研究」倫理指針に基づいたインフォームドコンセントを紙面と口頭で行い、同意を得た。なお、本実験の被験者には前章の実験に参加した被験者は一人も含まれていない。

3-2-2 測定条件

本研究では跨ぎ越える足の内側に高く傾いた障害物が、障害物を跨いで越える動作に与える影響を調べるために、水平な障害物と傾いた障害物それぞれを跨いで越えた際の

動作を比較した。本研究で提示した障害物は、1)0度・高さ25mm, 2)0度・高さ50mm, 3)0度・高さ75mm, 4)5度, 5)10度, 6)15度, 7)20度, 8)25度, 9)30度, の計9種であった(図3-2・表1)。障害物は厚さ5mmの合板で製作し, 同じ合板を用いて製作した台座にガムテープで固定した。そのため万一被験者が障害物につまずいても容易に倒れるため, 被験者の転倒には至らない。

本研究においても第2章でまとめた研究と同様, 傾いた障害物を跨ぎ越える際に足部が毎回完全に一定の高さを跨ぐことは困難であると考えられた。そこで本研究でも障害物には, 障害物の高さが25mmとなる場所にあらかじめ目印としてのカラーテープを貼付し, 被験者にはテープの上を跨ぐよう指示した。これによって傾いた障害物を跨いで超える際にも足部の越える高さのある程度安定させた。なお被験者は実験中, テープを貼付した高さの情報は与えられていなかった。また, 同様のテープは水平な障害物にも貼付し, 被験者に同様の指示を与えることによって, 条件間でテープの影響による差が生じないように工夫した。このテープを貼付することによる回避動作への影響については, 予備実験においてテープを貼付した障害物と貼付していない障害物の間で比較を行い, 有意な差が生じない事を確認している。

実験は15mほどの歩行が可能な実験室で行い, 障害物を跨いで越える際の動作を計測するために三次元動態計測装置VICON512(Oxford Metrics社製)を用いた。被験者には第2章と同様, 25個の赤外線反射マーカを貼付し(図2-4), 歩行時の空間座標を60Hzでサンプリングした。被験者体表に貼付したマーカの解剖学的部位は以下の通りである。頭頂, 隆椎, 仙骨, 肩峰(左右), 肘(左右), 手首(左右), 腸骨(左右), 大転子(左右), 膝(左右), 外果(左右), 内果(左右), 踵(左右), 第1中足骨頭(左右), 第5中足骨頭(左右)。被験者は前述の9種の歩行路を5試行ずつ, 計45試行, 裸足で歩行し, 障害物は右足が先に跨ぐように指示した。このため, 傾いた障害物を跨ぐ際には, 右足が左足より高い部分を通過した。9種類の障害物の提示順は, 順序効果を考慮し被験者ごとにランダムとした。各試行時のスタート地点は計測空間より十分手前に設定し, 安定した歩行を計測できるように被験者ごとに調整した。被験者は各歩行路に対して計測前に練習を行い, 十分に慣れてから計測を行った。歩行時の速度や歩調, 目線等に関しては特に規定せず本人の普段通りのものとした。各障害物における最初の試行を計測する前に, 静止状態での計測を行い, 静止立位時のマーカ位置を記録した。静止状態での計測時には, 被験者体表に貼付したマーカの他に4つのマーカを障害物に貼付し, 障害物の空間座標も同時に記録した。

3-2-3 比較した変数

前章において, 傾いた障害物を跨いで越える際には水平な障害物を跨いで越えた際よりも外側のクリアランスが有意に減少するという結果が明らかになった。このような差は障害物の傾く方向にかかわらずクリアランスに影響を与えることが考えられるため, 本研究では再びつま先のクリアランスに着目した。その際, つま先のクリアランスは外側クリアランスと内側クリアランスに分け, 本研究では特に内側クリアランスに着目した。

第3章 内側に高く傾いた障害物を乗り越える際の特徴

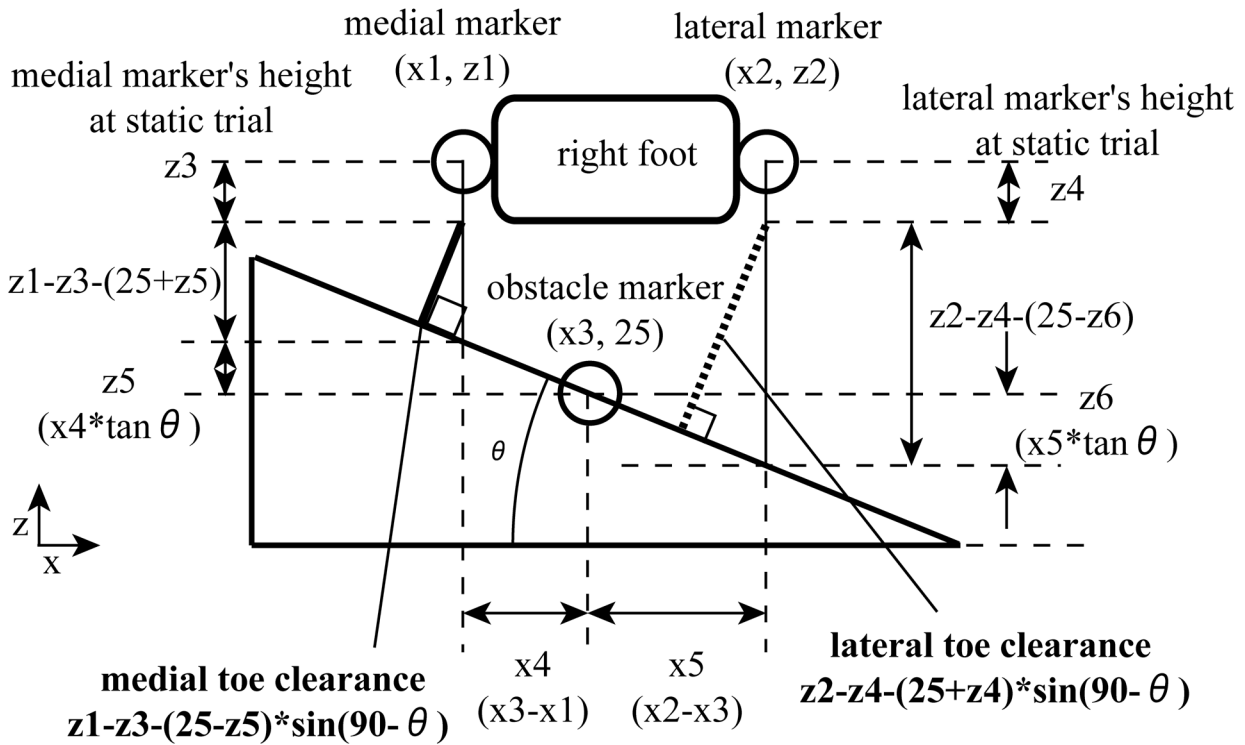


fig.3-3 外側クリアランス及び内側クリアランスの算出方法

外側クリアランスはAustinらの研究⁽²³⁾同様，第五中足骨頭に貼付したマーカより，また内側クリアランスはFabioらの研究⁽²⁸⁾同様，第一中足骨頭に貼付したマーカよりそれぞれ算出した（図3-3）。

つま先クリアランスの比較を行った後，つま先クリアランスに影響を与えると考えられる下肢3関節の関節高さ，関節角度，及び体重心の高さの比較を，様々な高さの水平な障害物間，及び様々な角度の傾いた障害物間それぞれで行った．なお前章と同様これらの変数は，つま先クリアランスと同じく障害物を跨いで越えた瞬間の各マーカ座標より算出した．体重心位置の算出に必要な身体パラメータは阿江らの研究⁽²⁹⁾より参照した．

3-2-4 統計解析

内側・外側つま先クリアランスの比較には，障害物の高さ及び角度を因子A，マーカの位置を因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析を用い統計学的な比較を行った．本研究の目的は水平ではない障害物が障害物回避動作に与える影響を評価することであったため，主効果が有意であった際の下位検定及び交互作用が有意であった際の単純主効

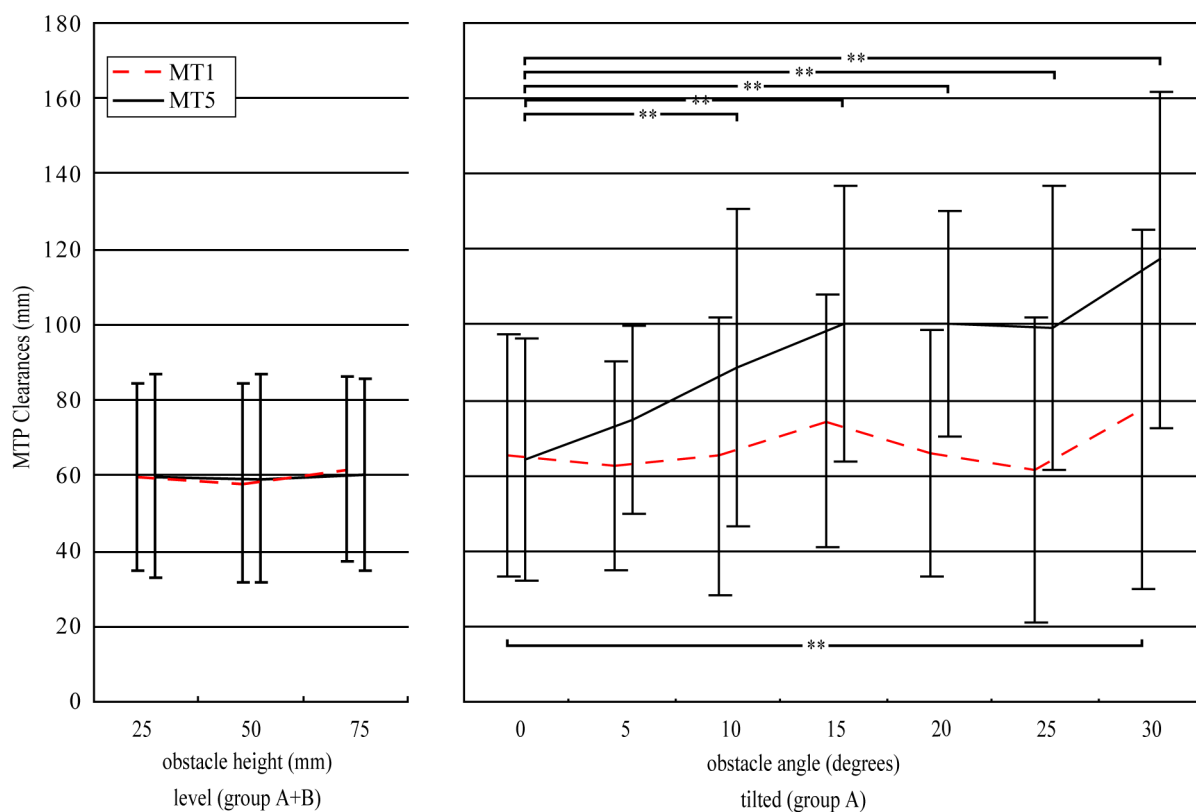


fig.3-4 外側クリアランス（実線）と内側クリアランス（点線）

果の検定にはDunnettのt検定を用い水平な障害物と水平ではない障害物間の比較を行った。また下肢3関節の関節高さ，関節角度及び体重心の高さについては，障害物の高さ及び角度を因子Aとした繰り返しのある一元配置分散分析を用い統計学的な比較を行った。

3-3 結果

3-3-1 つま先クリアランス

はじめに水平な障害物，及び傾いた障害物を乗り越えた際の内側・外側つま先クリアランスの比較を行った。マーカの位置（内側・外側）を因子A，障害物の高さ及び傾きを因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析の結果，マーカの位置の主効果 ($F_{(1,9)}=0.085$)，障害物の高さの主効果 ($F_{(2,18)}=1.316$)，及びこれらの交互作用 ($F_{(2,18)}=2.934$) 共に有意な影響は認められなかった（図3-4）。しかし，内側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際には，障害物の角度の主効果 ($F_{(6,54)}=7.448$)，マーカの位置の主効果 ($F_{(1,9)}=78.085$)，及びマーカの位置と障害物の傾きの交互作用 ($F_{(6,54)}=32.530$) が共に認められた（図3-5）。そこで障害物の傾きの影響をDunnettのt検定を用いて比較した。

第3章 内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

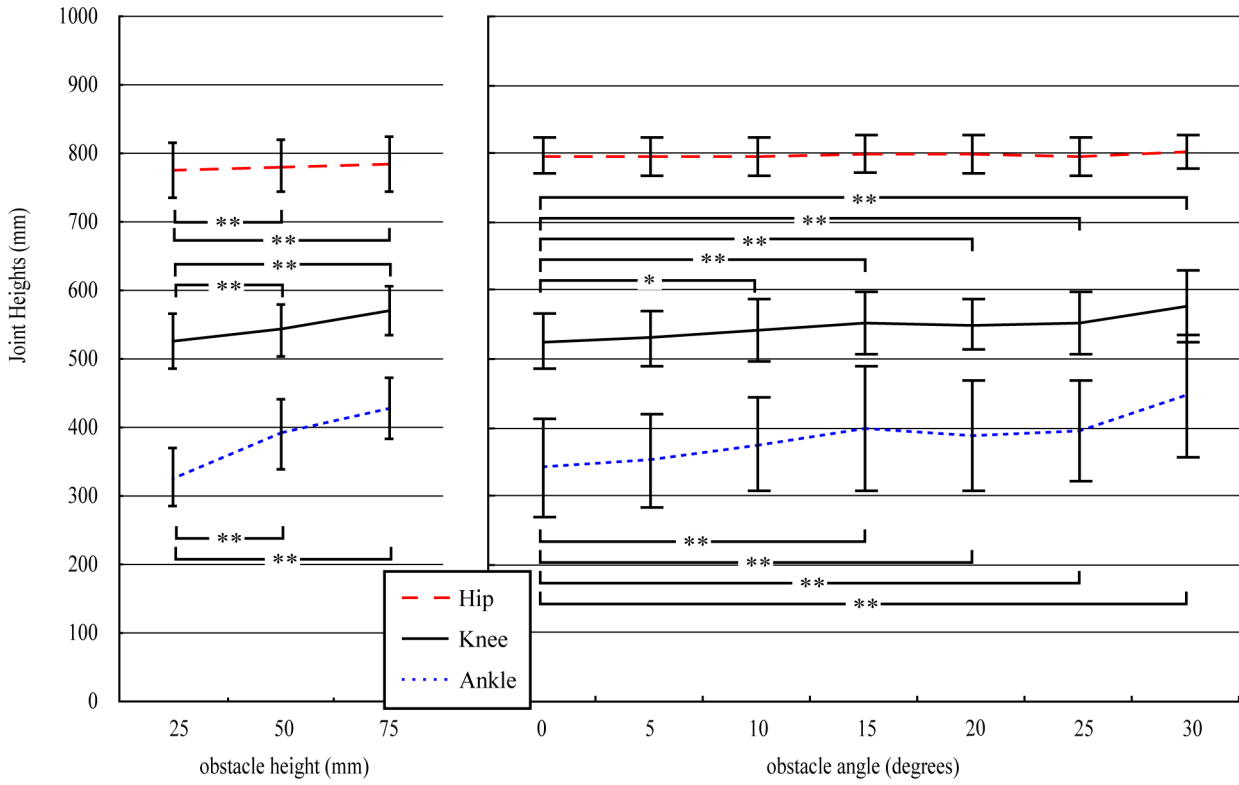


fig.3-4 下肢3関節及び体重心の高さ

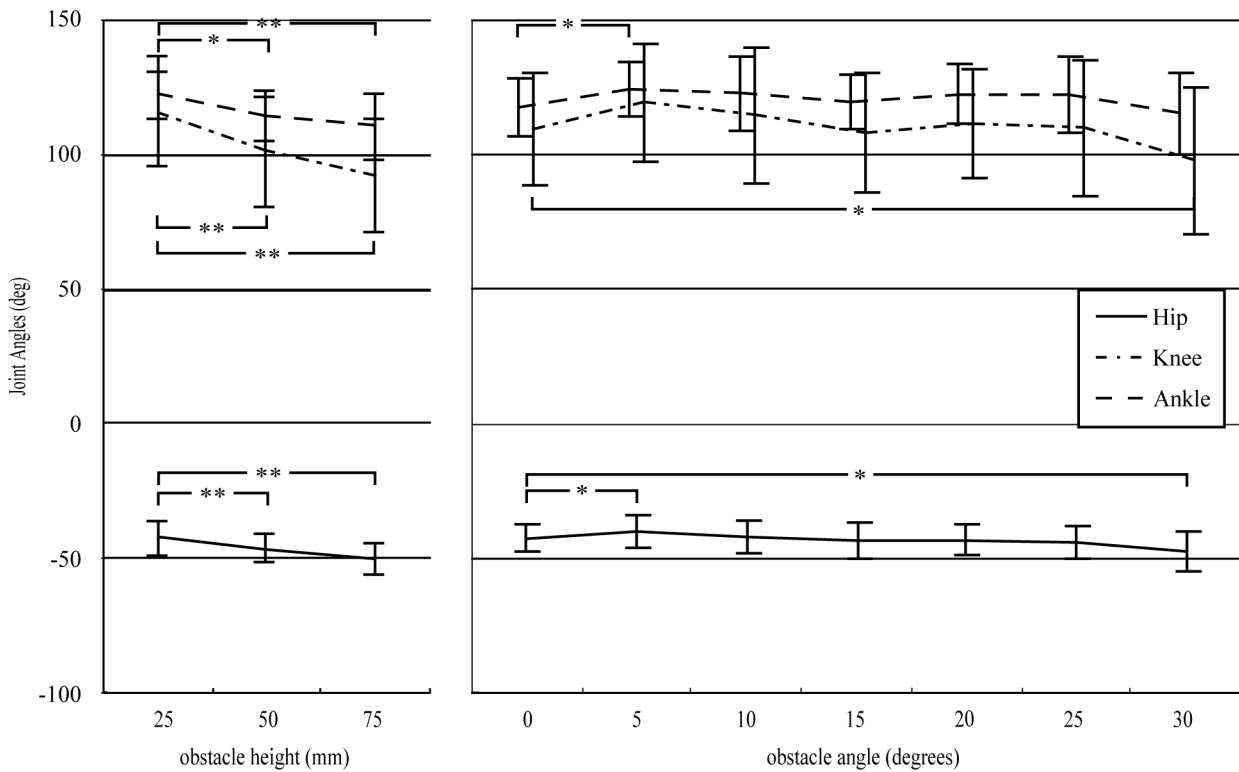


fig.3-6 下肢三関節の関節角度

3-3-2 下肢3関節の関節高さ、関節角度及び体重心の高さ

つま先クリアランスに影響を与えると考えられる下肢3関節の関節高さ、関節角度及び体重心の高さの比較を行った。図3-4、図3-5に結果を示す。障害物の高さを因子とした繰り返しのある一元配置分散分析を行った結果、障害物の高さの主効果が各関節高さ、関節角度それぞれにおいて有意であったが、体重心には有意差が認められなかった：足関節高さ($F_{(2,18)}=43.403$)、膝関節高さ($F_{(2,18)}=26.696$)、股関節高さ($F_{(2,18)}=5.410$)、足関節角度($F_{(2,18)}=24.151$)、膝関節角度($F_{(2,18)}=34.102$)、股関節角度($F_{(2,18)}=26.650$)、体重心($F_{(2,18)}=2.794$)。

障害物の傾きを因子とした繰り返しのある一元配置分散分析を行った結果、障害物の高さの主効果が各関節高さ、関節角度及び体重心の高さそれぞれにおいて有意差が認められた：足関節高さ($F_{(6,54)}=13.958$)、膝関節高さ($F_{(6,54)}=17.764$)、股関節高さ($F_{(6,54)}=4.047$)、足関節角度($F_{(6,54)}=3.199$)、膝関節角度($F_{(6,54)}=6.176$)、股関節角度($F_{(6,54)}=18.059$)、体重心($F_{(6,54)}=0.275$)。

3-4 考察

3-4-1 水平な障害物が障害物回避動作に与える影響

繰り返しのある二元配置分散分析の結果、前章で示した研究同様、高さの異なる水平な障害物間ではマーカの影響、及び障害物の高さの影響共につま先クリアランスに対する主効果は認められなかった。このことから本研究の被験者らも第2章で示した研究の被験者と同様に障害物を跨いで越える際、障害物の高さにかかわらず一定以上のつま先クリアランスを内側・外側共に確保していたといえる。

その際、障害物の高さが高くなるに連れて下肢3関節の関節高さ及び体重心の高さも同様に高くなる傾向が認められた。また、下肢3関節の関節角度は股関節角度が有意に増加し、膝関節角度と足関節角度が有意に減少した。これらのことから被験者らは、より高い障害物を跨ぐ際には、下肢全体をより高く持ち上げることで障害物を跨ぐために必要なつま先のクリアランスを確保しており、それに伴い体重心位置も高く持ち上げていると考えられる。これら高さの異なる水平な障害物を跨いで越えた際の影響についてはいずれも前章で示した研究で報告されている内容と一致している。

3-4-2 障害物の傾きが障害物回避動作に与える影響

多重比較の結果、障害物の傾きは外側のクリアランスに有意な影響を与えたが、内側のクリアランスには影響を与えなかった。また、障害物が傾くと外側と内側のクリアランス間に有意な差が認められた。これらのことから本実験の被験者らは、水平な障害物を跨いで越える際と同等もしくはそれ以上のクリアランスを内側・外側共に維持していたといえる。上述の通り、つま先クリアランスは、安全に障害物を跨いで越えるために必要とされるものである。内側に高く傾いた障害物を跨いで越える際には水平な障害物

第3章 内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

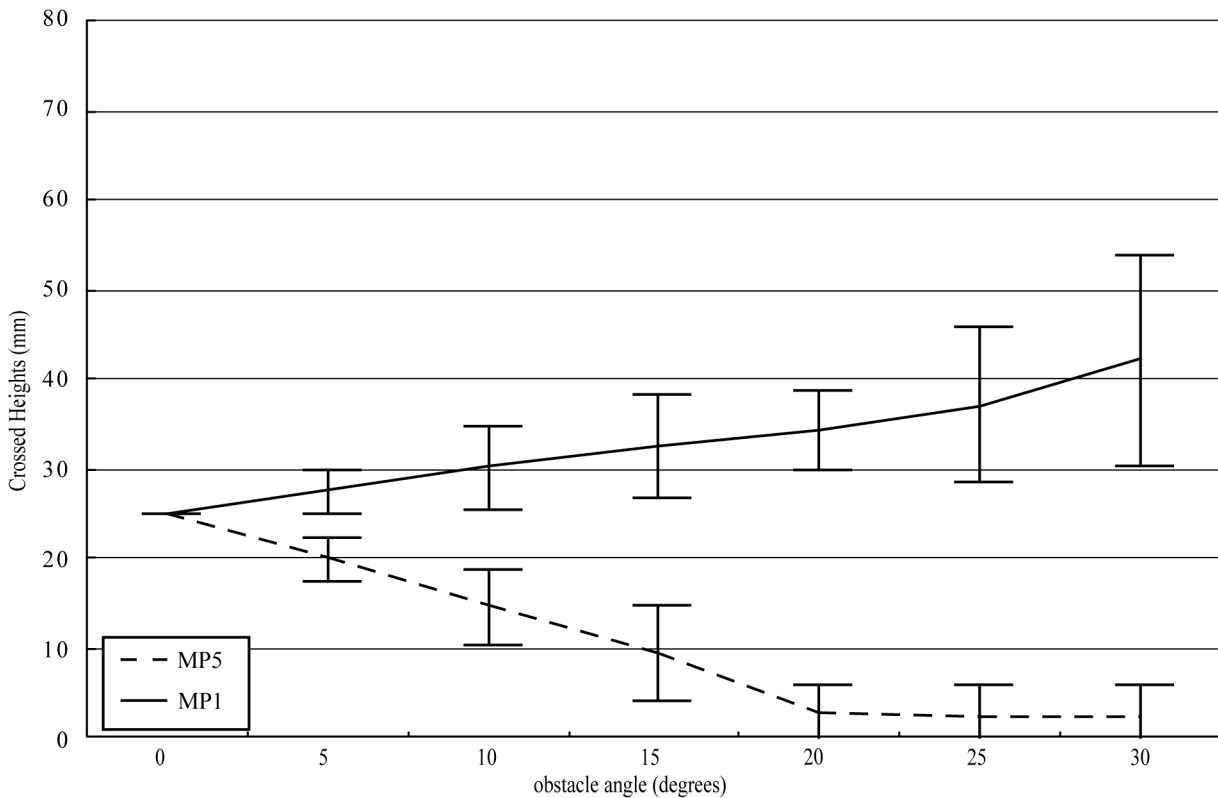


fig.3-7 高さの異なる水平な障害物を跨いで越えた際の下肢三関節角度

を跨いで越える際と同等のリスクで跨ぎ越えることができるといえる。この結果は第2章で報告した、外側が高く傾いた障害物を跨いで越えた際の外側クリアランスとは異なる傾向を示し、障害物の傾く方向により水平な障害物をまたぎ越える際よりつまずきやすくなる足があることが示唆された。

上述の通り、高さの異なる水平な障害物を跨いで越える際には障害物の高さに応じて下肢3関節の関節角度を調整し、より高い障害物を跨ぎ越える際には各関節の高さをより高く持ち上げながら跨ぎ越えていることが確認された。更に内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越えた際にも下肢3関節の関節角度及び関節高さに有意な差が認められた。その結果前章で得られた結果と異なり内側も外側も水平な障害物を跨ぎ越える際と同等のクリアランスを確保することができたと考えられる。実際に足部が跨ぎ越えた高さを算出した結果(図3-7)、足部内側は25mmよりも高い箇所を跨ぎ越えていた事が確認された。

3-4-3 内側クリアランスに影響を与えると考えられる因子

外側がより高く傾いた障害物を跨いで越えた際の外側クリアランスは、障害物がより傾くにつれて減少するという傾向が認められたが、内側がより高く傾いた障害物を跨いで越えた際の内側クリアランスは、障害物がより傾いても水平な障害物を跨いで越えた際と同等のクリアランスが確保されていた。このような内外差を踏まえて、傾いた障害

物を跨ぎ越える際に外側クリアランスのみの減少に関わる因子を再考した。

A) Gaze behavior:

前章では外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際に外側クリアランスが減少する因子として、はじめに障害物回避動作時の視線運動について提案した。前述の通りPatlaらの報告⁽²⁵⁾によると、ヒトは障害物を跨ぎ越える際には障害物を見ておらず、2、3歩前のアプローチで確認しているとされている。このことから、障害物が傾くと事前に確認しておいた位置を跨ぐことができないためクリアランスが減少すると考えた。本実験でも、被験者が障害物を跨ぐ際に障害物に貼付したテープ上を跨ぐように指示したため、Patlaらの研究とは条件が異なるが、Patlaらの研究における被験者と同様に障害物を跨いで越える際には障害物を見ていなかったことも考えられる。しかし本実験の結果、内側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際には、水平な障害物を跨ぐ際と同等のクリアランスを確保できることが確認された。このことから障害物を跨ぎ越える際に障害物を見ていないという点が、外側クリアランスのみ減少する原因とは考えることは難しいということが示唆された。

B) Dual task:

次に障害物回避動作時に必要な情報量について検討した。傾いた障害物を跨いで越える際には、足部が通過する場所によって高さが異なるため、障害物の高さの情報（垂直方向の情報）と同時に、どの場所で障害物を越えるかという障害物の位置の情報（水平方向の情報）も、十分なクリアランスを推定するために必要である。そこで上述のような必要な情報の増加が外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越えた際に認められた外側クリアランスの減少の原因であると考えた。しかし内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際にも、水平な障害物を跨ぎ越える際と比べて、十分なクリアランスを確保するために必要な情報が増えているにもかかわらず内側のクリアランスが十分確保されていたことから、この因子も外側クリアランスのみが減少する原因と考えることは難しいことが示唆された。

C) Body image:

最後に知覚している足部の位置と実際の足部の位置との差を提案した。上述の通りヒトは一般的に障害物を跨ぐ際に足部及び障害物に着目していない。そのため障害物へのアプローチの段階であらかじめイメージしておいた位置を、足部が通過するように歩行していると考えられる。その際知覚されていた足の位置が実際に足部が通過した位置と異なっているとすれば必要な分のクリアランスを確保できなかったと考えられる。外側に高く傾いた障害物を跨いで越える際に、外側のクリアランスが減少したという前章の結果から、実際の足部位置は知覚されていた足部位置より外側にずれていたと考えられる。もし実際の足部位置が知覚されている足部位置もよりも外側にずれていたとすれば、内側に傾いた障害物を跨ぎ越えた際の内側クリアランスは十分確保される（図3-8）。これらのことから知覚している足部位置と実際の足部位置とのずれが、傾いた障害物をまたぎ越えた際に認められた外側クリアランスのみが減少する原因であると考えられる。

第3章 内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際の特徴

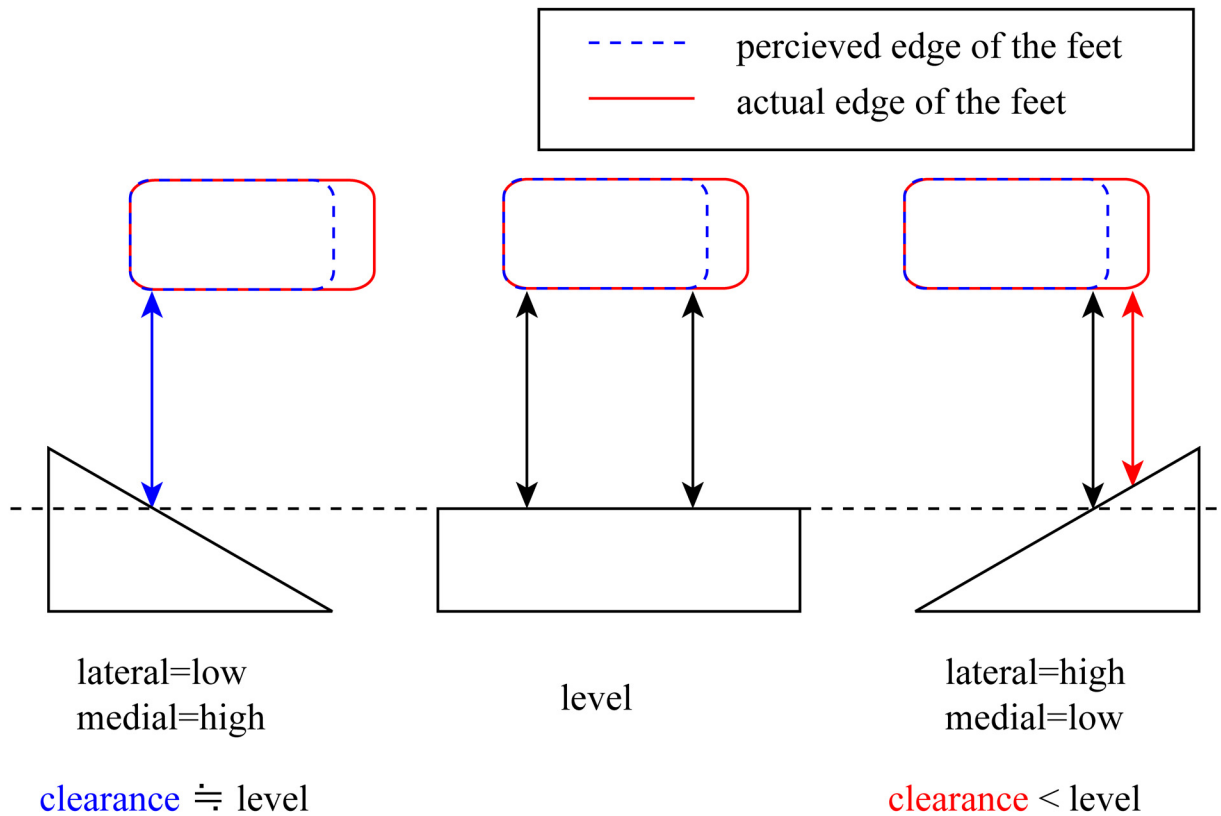


fig.3-8 イメージしておいた位置と実際に足部が越えた位置との誤差の概略

ことができる。

3-5 小括

跨ぐ足の内側に高く傾いた障害物が、跨ぎ越え動作に与える影響を評価するために、様々な高さの水平な障害物と、様々な角度の傾いた障害物それぞれを跨いで越える際の歩容を比較した。その結果以下のことが明らかになった。

1) 水平な障害物を跨いで越えた場合、25mmから75mmの範囲では、障害物の高さが内側、外側共につま先クリアランスに影響をあたえない。

2) 跨ぐ足の内側に高く傾いた障害物を跨いで越える際には、足部内側クリアランス、及び外側クリアランスともに水平な障害物を跨ぐ際と同等かそれ以上に確保される。

以上のことから、内側に高く傾いた障害物を跨いで越える際には、水平な障害物を跨ぎ越える際と同等かそれ以上のクリアランスが確保されているため、つまずきのリスクは少ないといえる。また前章で示した外側クリアランスと本章で示した内側クリアランスとの傾向の違いは、知覚されている足部位置と実際の足部位置との間に差が生じているためではないかと考えた。

そこで次章では足部身体位置覚の正確性について、知覚された足部位置と実際の足部位置とのずれを検討する。

第5章

ヒト足部身体位置覚の補正方法

5.1 はじめに

5.2 方法

5.2.1 補正方法の提案

5.2.2 慣性テンソル調整方法

5.2.3 実験手法

5.2.4 比較した変数

5.2.5 被験者

5.2.6 統計解析

5.3 結果

5.3.1 知覚された足部位置と実際の足部位置との比較

5.3.2 歩行時の運動学的変数の比較

5.4 考察

5.4.1 知覚された足部位置に対する補正効果

5.4.2 歩行時の運動学的変数の比較に対する補正効果

5.4.3 今後の課題

5.5 小括

本章では、前章で確認された知覚された足部位置と実際の足部位置との誤差を補正する方法について提案することを目的とした。先行研究で得られた知見を基に、下肢全体の慣性テンソルの主軸をより外側にずらし、知覚される足部の位置をより外側に錯覚させることで補正を試みた。その結果、1) 足部外側を床面の基準線に沿わせる際の誤差量が有意に減少し、2) 歩行時の運動学的パラメータに特に影響は認められなかった。以上のことから補正の有効性が確認された。

第4章

ヒト足部の身体位置覚

4-1 はじめに

4-2 方法

4-2-1 被験者

4-2-2 実験手法

4-2-3 計測器

4-2-4 分析した変数

4-2-5 統計解析

4-3 結果

4-3-1 恒常誤差の比較

4-3-2 絶対誤差の比較

4-4 考察

4-4-1 感覚上の足部位置

4-4-2 障害物回避動作に関する研究との整合性

4-5 小括

本章では、足部身体位置覚に着目し、感覚上と実際との位置の差を比較すること、またその特徴を調べることを目的とした。実験では床面に表示した直線に対し足元の視野が遮蔽された状態で、足を沿わせ、その正確性の比較を行った。その結果以下のことが明らかになった。1) 足部内側を沿わせた際には基準線より離れた位置に定置される傾向が、足部外側を沿わせた際には基準線に踏み込んで定置される傾向がそれぞれ認められ、両者の間には強い有意差が確認された。2) 感覚上の足部位置と実際の足部位置との絶対的な誤差量には有意差は認められなかった。3) 基準線に足部がもっとも踏み込む位置は第5中足骨頭付近であった。

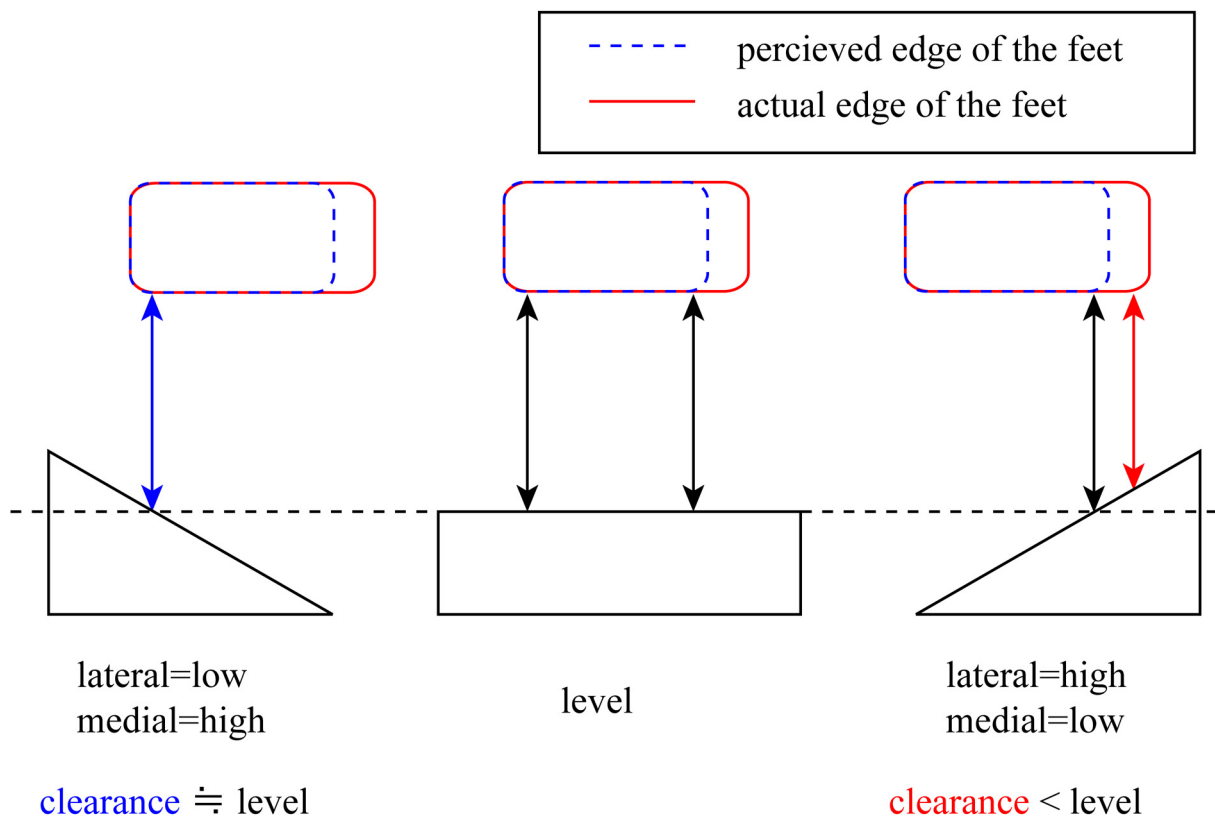


fig.4-1 イメージしておいた位置と実際に足部が越えた位置との誤差の概略

4-1 はじめに

上述の通り、様々な状況下における障害物を跨いで越える際の動作を評価した研究は多いがこれらの研究はいずれも、跨ぐ上端が完全に水平な障害物を跨いで越えた際の動作を比較したものであった。しかし日常生活で我々が遭遇する障害物は必ずしも上端が水平なものとは限らないという観点から、上端が水平ではなく傾いた障害物が、跨ぎ越え動作に与える影響の評価を行った。その結果、跨ぐ足の内側が高く傾いた障害物を跨いで越えた際には、跨ぐ足の内側(第一中側骨頭付近)のクリアランスが、水平な障害物を跨いで越えた際と有意な差が認められなかった。一方、跨ぐ足の外側が高く傾いた障害物を跨いで越えた際には跨ぎ越えた足の外側(第五中側骨頭付近)のクリアランスが水平な障害物を跨いで越える際と比べて有意に減少することがわかった。この結果から著者らは、ヒトは足部の位置を正確に把握できておらず、実際の足部位置は自身がイメージしているよりも外側にあるのではないかという仮説を立てた(図4-1)。

足部の身体位置覚、特に体性知覚については、足関節角度の知覚に関する研究が主に行われている。Robbinsら^(32,33)は、加齢及び靴の有無が、立位時に支持面の傾きを把握する足関節角度の知覚にどのような影響を与えるかを調べた。その結果、高齢者は若年者に比べて足関節角度の知覚が衰えており、高齢者も若年者も靴を履くと足関節角度の知覚が鈍くなる事が明らかになった。またSekizawaら⁽³⁴⁾は、靴のソールの厚さが、足

第4章 ヒト足部の身体位置覚



fig.4-2 実験方法

関節の底屈・背屈及び内返し・外返しそれぞれの角度の知覚にどのような影響を与えるかを調べた。その結果，ソールが厚い靴を履いた場合には，ソールが薄い靴や裸足の場合に比べて足関節背屈角度の知覚が有意に鈍くなることが明らかになった。

上述のように足部体性知覚について調べられた研究は多いが，より直接的に足部の身体位置覚について調べられた研究は行われていない。そこで本研究では，足部の身体位置覚に着目し，自身のイメージしている感覚上の位置と，実際の位置との差の比較を行うこと，またその特徴を調べることを目的とする。この研究により，ヒトが歩行中不用意につまずく原因のひとつが解明され，よりつまずきにくい環境・もしくは歩行をよりつまずきにくく補正する器具を検討・開発する際の手がかりになると考えている。

4-2 方法

4-2-1 被験者

20代の若年健常者10名が本研究の被験者として実験に参加した。各被験者には実験前に，早稲田大学人間科学学術院研究倫理委員会「人を対象とした研究」倫理指針に基づいたインフォームドコンセントを書面と口頭で行い，同意を得た。

4-2-2 実験手法

本研究では感覚上の足部位置と実際の足部位置との差を比較するために、足元の視界が遮蔽された状態で、床面に表示された直線（基準線）に対し足部の縁（内側もしくは外側）を、基準線を踏まないようにできるだけ近づけるように指示し、定置された足部のふちと直線と誤差の計測を行った（図4-2）。実験は通常歩行実験が行われる、広々とした実験室内で行われた。基準線はレーザによって表示され、被験者より10m離れた位置から照射された。既述の通り、ヒトの歩行に関する先行研究によると⁽²⁵⁾、ヒトは歩行中、障害物を跨いで越える際にも足元は見ておらず、2～3歩前までに見た情報を手がかりとして歩いているとされている。そこで本研究では、被験者に立位姿勢で足元が1m先まで見えないように位置を調整した画板を把持させ、画板より先に見える基準線と、自身の身体位置覚のみで足部位置を調整するよう指示した。被験者は実験者の指示する足部の縁（内側もしくは外側）を、床面に表示された直線にできるだけ近く、しかし直線を踏まないように沿わせるように指示された。その際被験者には基準線に沿わせる足を立位姿勢から半歩踏み出すように指示した。これは、測定しない方の足が測定時に計測空間内に入らないようにするためである。また被験者には、一度踏み出した足の位置が自分のイメージと異なっていると感じた場合、足部を左右にずらすなどで位置を調整することを許可した。その際特に制限時間は求めず、被験者が基準線に足部を沿わせられたと思うまで調整することを認めた。なお、踏み出した足は常に画板で隠された範囲内に位置しており、また実験中は休憩中も含め常に画板で足元の視界を遮蔽されていたため、視覚による足部位置のフィードバックは行われていない。被験者が足部を定置完了した後、実験者は被験者の足部と基準線との誤差を、後述の測定器を用いて非接触で計測した。また被験者には定置した足部を移動させないように指示したが、被験者がバランスを崩して転倒することを防ぐために、測定しない方の足のみを調整し、支持多角形を十分に確保させてから測定を行った。測定時の基準線の位置は、床面に表示されている基準線の上に、基準線に沿って角材を設置し、その角材を足部と同時に計測することで測定した。この角材は被験者が足部を定置した後に足部前後に設置し、計測後被験者が足部を元の位置に戻す前に取り除いていたため、各試行時に被験者の手がかりとなることはなかった。

実験は偶然誤差を考慮し、内側と外側及び左右両足の2×2のマトリクスで各条件10試行ずつ、計40試行ランダムに行った。なお実験室はカーペットが敷かれており、被験者の足が触れると位置の手がかりとなるようなカーペットの縁や、テープなどは設置されていなかった。また、実験で用いたレーザは人体に触れても特に害はないものであったが、より安全のため被験者は全員靴下を履いた状態で実験を行った。

4-2-3 計測器

上述の手法によって定置された足部の縁と基準線との誤差を非接触で計測するために、レーザ変位計(Keyence ,LK-500)を用いた測定器を作製した。レーザ変位計はガイドレー

第4章 ヒト足部の身体位置覚

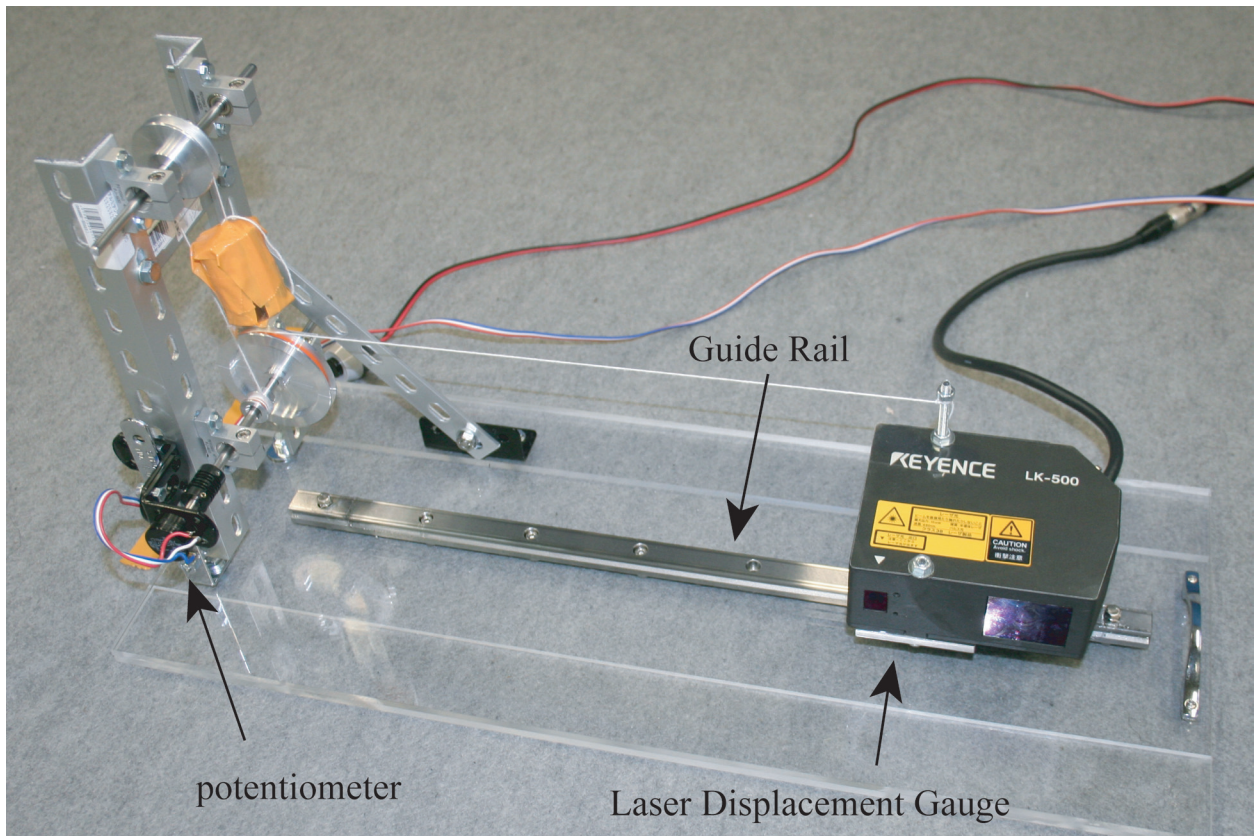


fig.4-3 計測装置の概要

ル (THK, LM ガイド) 上に横向きに固定し, 被験者の定置した足部の縁を踵からつま先までスキャンできるようにした (x 軸, ch 1). また, ガイドレール上のレーザ変位計の位置にあわせて回転する軸を作製し, その軸にポテンショメータを設置することでレーザ変位計の水平方向の位置を計測した (y 軸, ch 2) (図 4 - 3). これら 2 つの信号を A/D 変換器を用いて PC に入力した. なお測定時のサンプリング周波数は ch 1, ch 2 とともに 1,000Hz であった. 実験の前後には計測器に取り付けたポテンショメータのキャリブレーションを行い, 計測器の位置 (y 軸) を既知とした際のポテンショメータから出力される電圧を記録した. また, 床面に表示した基準線は, 床面にテープなどを貼付した場合には足を踏み出した際に接触感覚が手がかかりとなることが考えられたため, レーザ墨出し器 (タジマツール, GT- 1) を用いて表示した. レーザ墨出し器には安全のため, レーザが被験者の膝よりも高い位置に照射されないように, 照射口を板で制限した.

4-2-4 分析した変数

分析に先だち, 計測で得られた x 軸の値にはキャリブレーション時の x 軸, y 軸, 及び計測時の x 軸, y 軸の各データを基に補正を行った. これは実験中に基準線と計測器の乗っているガイドレールとが完全に平行になっているとは限らなかったためである. 補正をかけたデータより基準線及びスキャンした足部の輪郭を算出し, 基準線を踏まなかつ

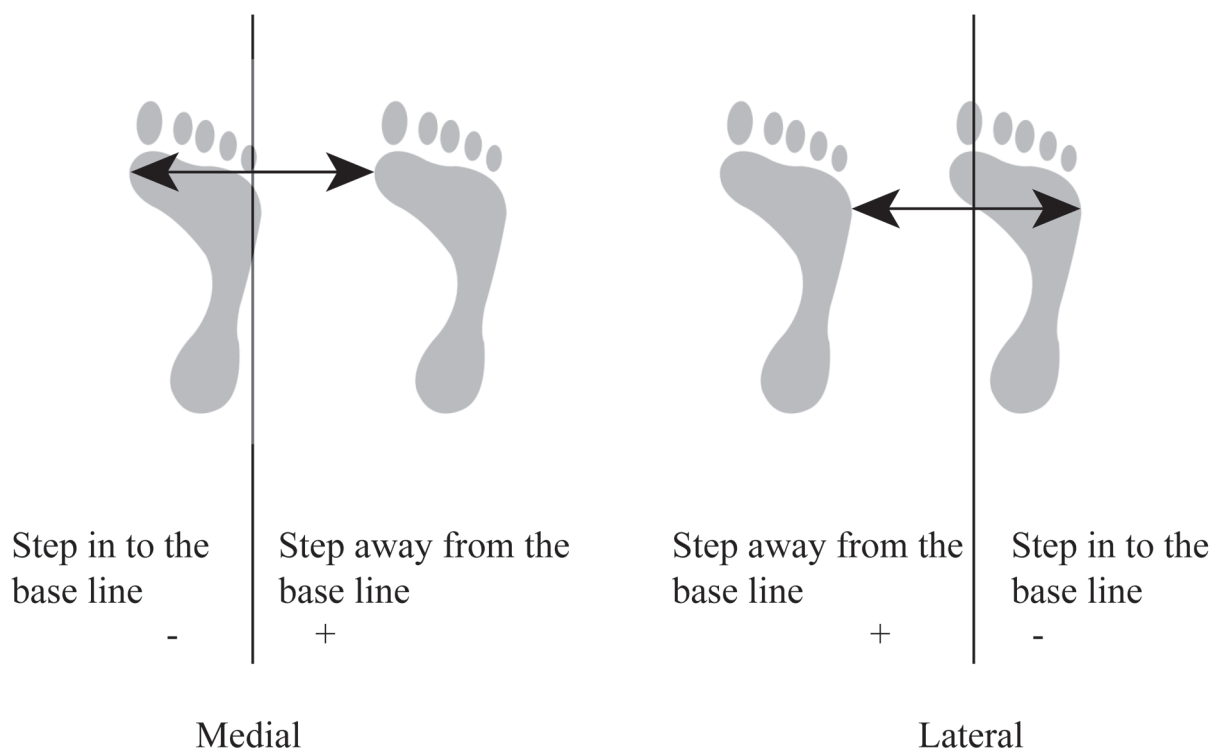


fig.4-4 恒常誤差の定義

た場合もっとも基準線に近かった点，もしくは基準線に踏み越んだ場合もっとも基準線に踏み込んでいた点を恒常誤差と定義とした。その際線に沿わせるように指示した縁（内側もしくは外側）が，線より離れる方向をプラスとし，線に踏み込む方向をマイナスと定義した（図4-4）。求められた各値より，はじめに恒常誤差の比較を行った。この変数は，内側・外側ともに基準線に合わせられる，基準線より離れてしまう，もしくは基準線に踏み込んでしまうなど，定置した足部が内側・外側に関わらず同じ傾向を示せば内側・外側間で足部位置覚の精度に差は認められないと考えることができる。一方，定置した足部が内側・外側で傾向に差が認められた場合，足部の部位によって身体位置覚の精度に差が認められると考えることができる。

傾向恒常誤差の比較を行った後，内側・外側それぞれの誤差量を比較するために定置位置 - 基準線間の距離の絶対値を比較した。本研究ではこの変数を絶対誤差と定義した。この値に内側・外側間で差が認められた場合，ヒトが見積もっている自身の足幅と実寸値との間に差があるということが考えられる。また，本研究では利き足とその逆足間の位置の精度にも着目し，利き足と逆足それぞれの誤差の比較も行った。なお本研究では利き足を Sekizawa ら⁽³⁴⁾ が定義している通りボールを蹴る足とした。

4-2-5 統計解析

第4章 ヒト足部の身体位置覚

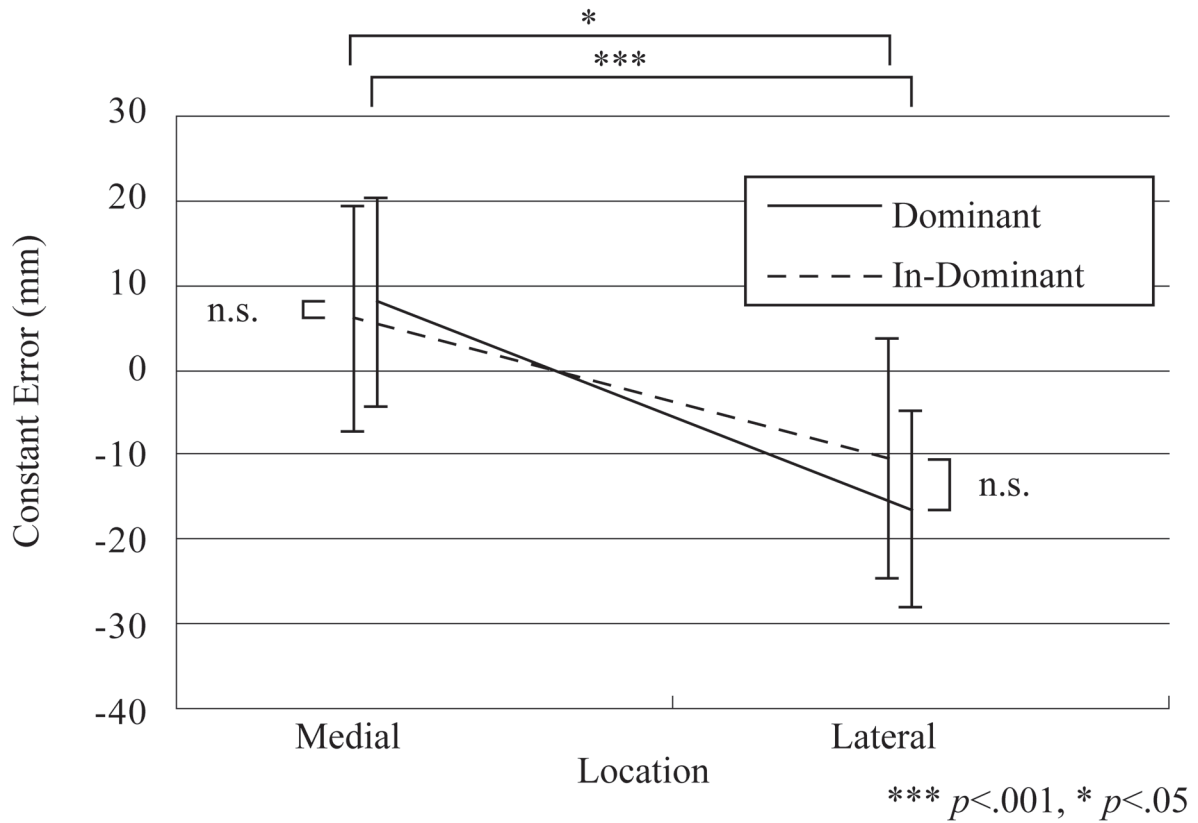


fig.4-5 内外側間における恒常誤差の比較

算出した各値より，各因子（利き足内側，利き足外側，逆足内側，逆足外側）について被験者内での分析を行った．その際各データに対しスミルノフグラフス検定を行い $p < .05$ 以下のものははずれ値として分析に含まないこととした．各条件間の解析には内外差（内側・外側）を因子A，左右差（利き足・逆足）を因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析を用い統計学的な比較を行った．

4-3 結果

4-3-1 恒常誤差の比較

はじめに恒常誤差の比較を行った．足部内外差（内側・外側）を因子A，左右差（利き足・逆足）を因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析の結果，内外差に主効果 ($F_{(1,9)}=29.920$) が認められ，足部内側と外側では恒常誤差に有意な差があることが認められた．一方，左右差 ($F_{(1,9)}=1.184$) 及び内外差と左右差の交互作用 ($F_{(1,9)}=0.523$) には有意な影響が認められなかった（図4-5）．

4-3-2 絶対誤差の比較

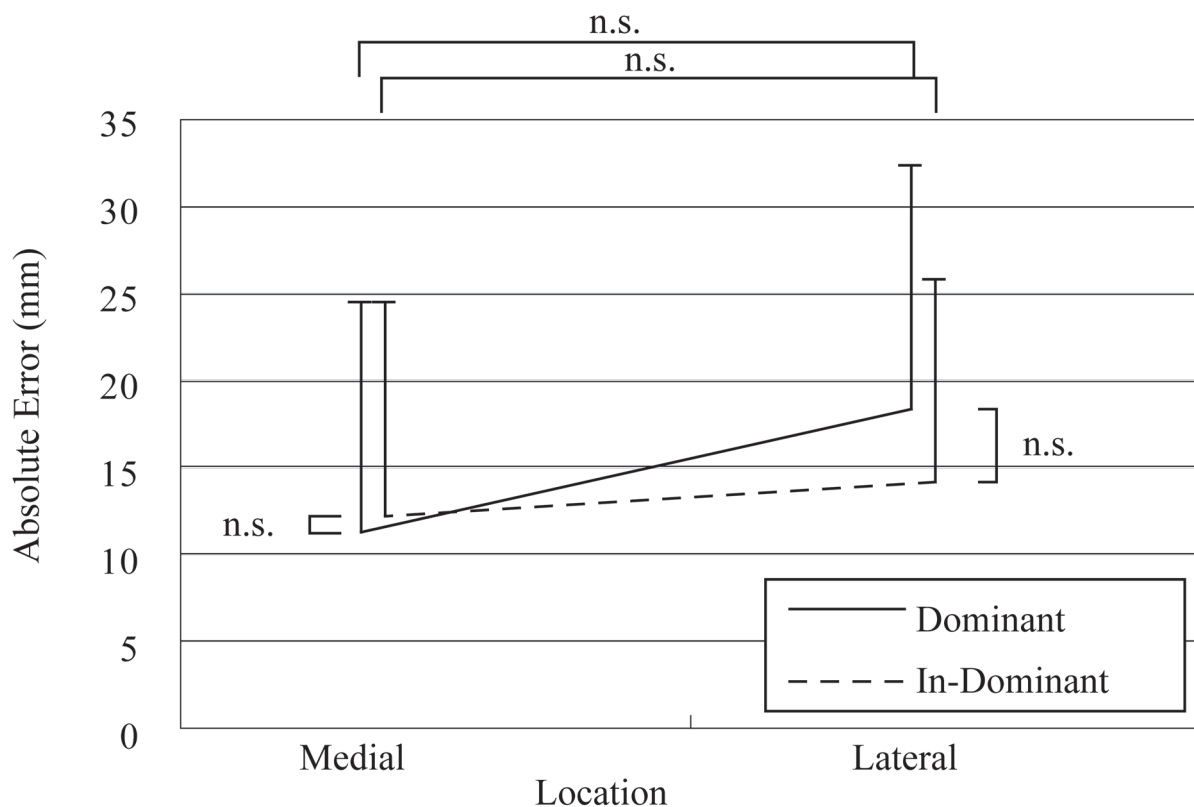


fig.4-6 内外側間における絶対誤差の比較

次に内側・外側それぞれの絶対誤差の比較を行った。足部内外差（内側・外側）を因子A，左右差（利き足・逆足）を因子Bとした繰り返しのある二元配置分散分析の結果，内外差 ($F_{(1,9)}=2.136$)，左右差 ($F_{(1,9)}=0.216$) 及びこれらの交互作用 ($F_{(1,9)}=1.501$) 共に有意な影響は認められなかった（図4 - 6）。

4-4 考察

4-4-1 感覚上の足部位置

繰り返しのある二元配置分散分析の結果，利き足であるかないかに関わらず足部内側と外側では恒常誤差に有意な差が認められた。恒常誤差の特徴としては，足部外足を定置する際には，利き足及びその逆足いずれの場合も基準線に踏み込んで定置し，内側を定置する場合には，利き足及びその逆足いずれの場合も基準線より離れる方向に定置することが認められた。また，定置された絶対誤差には，繰り返しのある二元配置分散分析の結果，足部内外差，左右差及びこれらの交互作用共に認められなかった。本研究の被験者らは，自身の足部の縁（内側・外側とも）は床面の基準線に沿って定置されているとイメージしていることから，ヒトの足部は自身がイメージしている位置よりも外側に偏って定置されていることが示唆された（図4 - 7）。

第4章 ヒト足部の身体位置覚

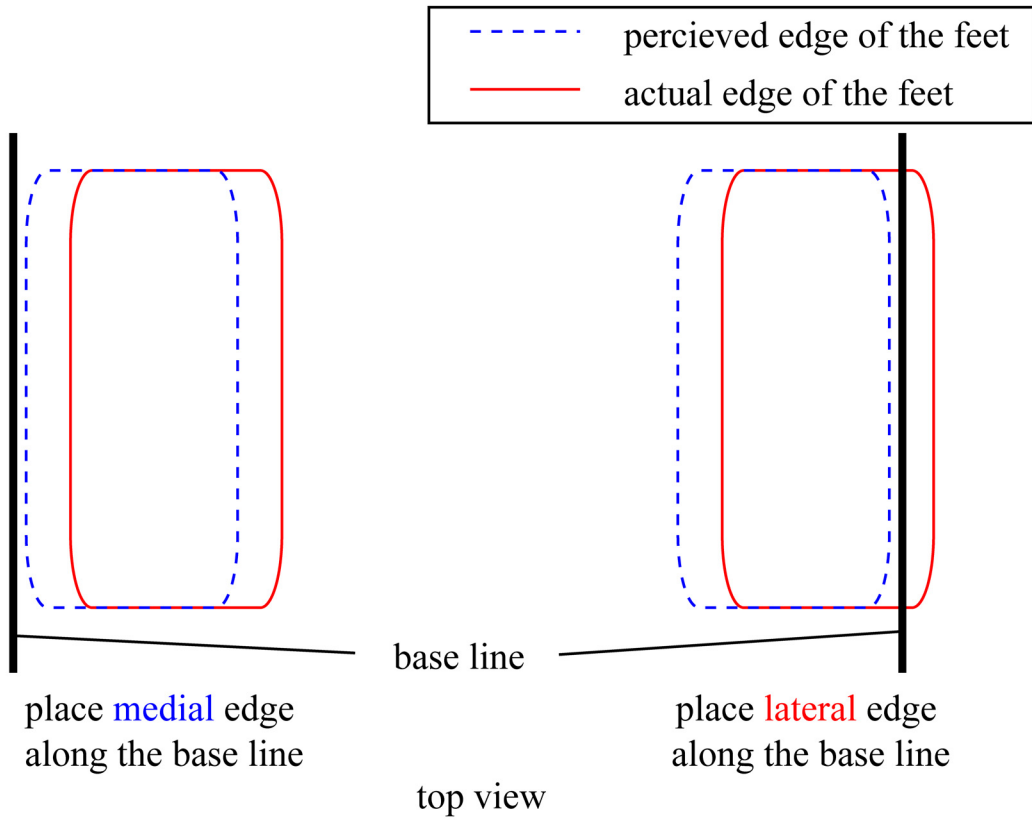


fig.4-7 結果の概要

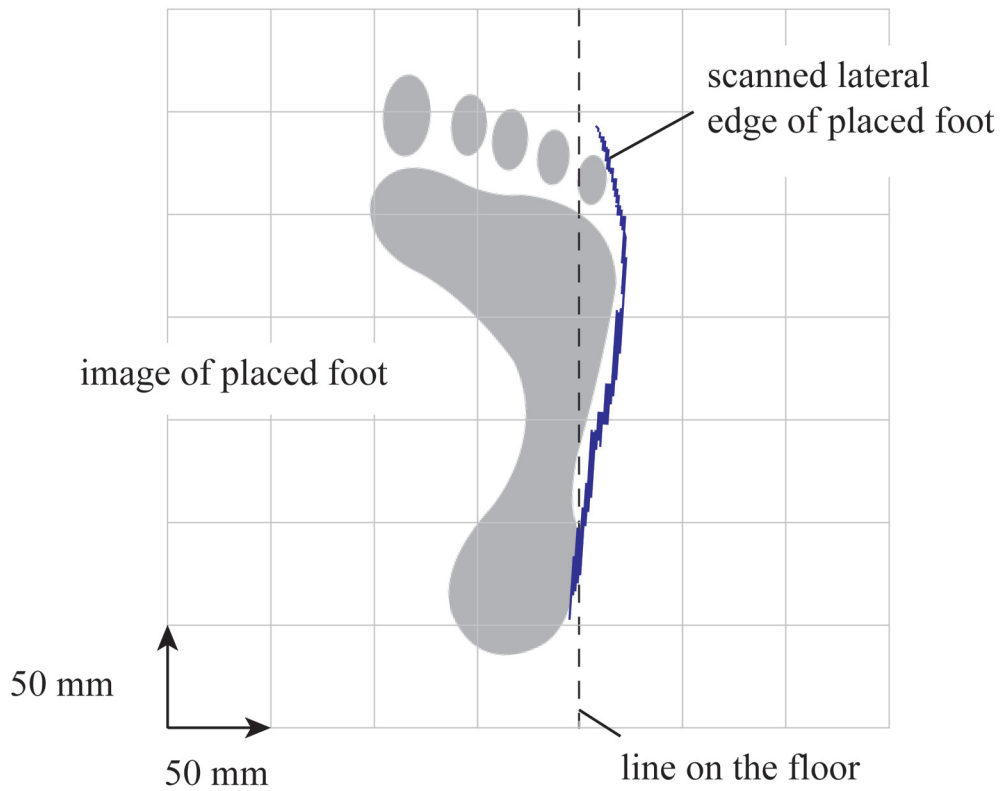


fig.4-8 足部定置の傾向

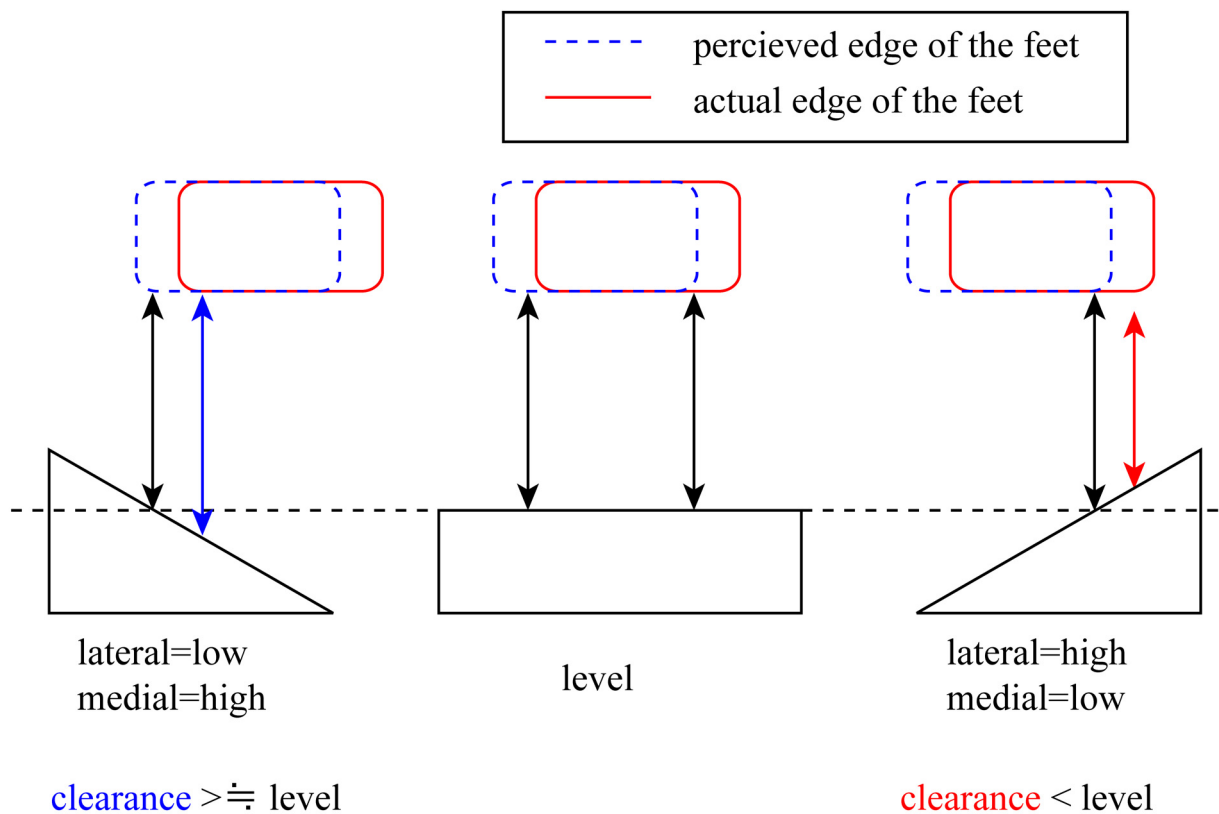


fig.4-9 足部イメージと2～3章の研究との整合性

なお本研究では、計測を行う際には足部が床面に接地しており、第2章及び第3章で行った実験時のように遊脚状態ではなかったため、荷重による足部の広がりや足部定置位置に影響を与えたことが考えられた。そこで3次元動態計測装置 VICON612 を用いて、遊脚期及び立脚期、特に単脚支持期におけるヒト足部の幅の比較を試みた。比較した箇所は、ポテンシオメータによって記録したy軸の値によって足部外側が床面の基準線に最も踏み込んだと確認できる第五中足骨頭と、その内側として第一中足骨頭間の距離とした(図4-8)。その結果、遊脚時と単脚指示期における第一中足骨頭と第五中足骨頭間の距離の差は1mm以下であり、このことから荷重による足部の広がりや足部定置位置に影響を与えたとは考えにくいことが確認された。

4-4-2 障害物回避動作に関する研究との整合性

これらの結果は、前章までに示した、傾いた障害物を跨いで越えた際のつま先クリアランスの結果とも整合性がとれる。傾いた障害物をまたぎ越えた際の歩容に着目した実験では、被験者らに前額面上で傾いた障害物を跨いで越えさせ、その際の歩容、特につま先 - 障害物間のクリアランスの比較を行った。前額面上で傾いた障害物には、障害物を跨ぎ越える足の内側が高く傾いた障害物と外側が高く傾いた障害物が考えられたため、それぞれの障害物で実験を行った結果、内側が高く傾いた障害物を跨いで越える際には、

第4章 ヒト足部の身体位置覚

跨ぎ越える足の内側クリアランスは水平な障害物を跨いで越える際と比べ有意に増大した。一方、跨ぎ越える足の外側が高く傾いた障害物を跨いで越える際には、跨ぎ越える足の外側クリアランスが水平な障害物を跨いで越える際と比べ有意に減少するという結果が得られた。

これらの結果を本研究で認められた結果と合わせて考えると、跨ぎ越える足の内側が高く傾いた障害物を跨いで越えた際の内側クリアランスに関しては、足部が外側に偏っていたため、被験者自身が通過するとイメージしていた箇所よりも低い位置を足部が通過し、その結果クリアランスが確保されたと考えることができ、一方跨ぎ越える足の外側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際の外側クリアランスに関しては、跨ぎ越えた足部が外側に偏っていたため、被験者自身が通過するとイメージしていた箇所よりも高い位置を足部が通過し、その結果クリアランスが減少したと考えることができる(図4-9)。なお第2章で認められた外側クリアランスの減少は、障害物が20度程傾いた際に15mm程であるのに対し、本研究で認められた足部外側が床面の基準線に踏み込んだ量(図4-5)は10mm~20mm程度であることから、足部位置の偏りだけが傾いた障害物を跨いで越える際にクリアランスが減少する原因ではないと考えることが妥当であるが、その一端には本研究で示されたような影響が含まれていると考えることができる。

また、我々が日常生活で遭遇するつまずきの一種である『タンスの角に足の小指をぶつける』理由も、本研究で認められたように足部が外側に偏っているために生じると考えることができる。足部外側が床面の基準線に踏み込んでいた量に着目すると、上述の通り10mm~20mm程踏み込んでおり、ヒトの足幅はおよそ100mmであることから⁽³⁵⁾、足部の幅の10分の1程度、指一本分ないし二本分が自身のイメージよりも外側に飛び出していることがわかる。また、床面の基準線に踏み込んでいた足部外側の前後方向の位置に着目すると、前述の通りやはり足部前方の第五中足骨頭あたりがもっとも深く踏み込まれている『タンスの角にぶつける指』については特に調べられた研究が存在しないが、一般的には小指であると考えられるならば、歩行中のヒトの足部は本研究で得られた結果のように指一本分ないし二本分が自身のイメージより外側に飛び出しているため、安全に通過できると思っても足部外側がぶつかってしまうという結果につながると考えることができる。

歩行中に足部がより外側に広がれば、その分立脚期には支持多角形の面積が広がるためより安定した歩行が可能となる。本研究で認められたような足部接地位置の意図しない外側への偏りは、力学的に不安定な状態で歩行するヒトがより安定した歩行を行うために取り入れてきた手段の一つとも考えることができる。しかしその結果、上述のような外側つま先クリアランスの減少や日常生活でのつまずきなどが生じているならば、感覚上の位置と実際の位置との誤差を補正する必要があると考えられる。また、本研究では被験者らは靴を履かない状態で実験を行った。そのため靴を履くことによる身体位置覚への影響は検討されていない。更に被験者も若年健常者を対象としたため加齢による影響は検討されていない。そこで次章では、本研究で認められた偏りの補正方法の検討を行う。

4-5 小括

本研究では足部の身体位置覚に着目し，自身の知覚している感覚上の足部位置と，実際の足部位置との差の比較を行った．その結果以下のことが明らかになった．

1) 足部を定置した際には，内側と外側で傾向に有意な差が認められ，内側の縁を定置した際には，床面の基準線より離れる方向に，外側の縁を定置した際には，床面の基準線に踏み込む方向に定置された．

2) 感覚上の足部位置と実際の足部位置との絶対的な誤差量は内側と外側，及び利き足とその逆足いずれの場合にも有意差は認められない．

3) 外側を定置した場合，第五中足骨頭付近が基準線にもっとも踏み込み，その量は10mm ~ 20mmほどであった．

以上のことから，ヒトの足部は利き足及びその逆足に関わらず自身の感覚よりも全体的に外側に偏って位置されており，このような偏りが歩行中に足部外側がつまずきやすくなる原因となっていると考えられた．

5-1 はじめに

前章で行った研究によって 跨ぐ足の外側に高く傾いた障害物を跨いで越えた際のみ、跨ぎ越えた足の外側(第五中側骨頭付近)のクリアランスが水平な障害物を跨いで越える際と比べて有意に減少することを明らかになった。この結果から、ヒトは足部の位置を正確に把握できておらず、実際の足部位置は自身がイメージしているよりも外側にあるのではないかという仮説を立てた。そこでこの仮説を検証するために、レーザ変位計を用いた足部の身体位置覚と実際の位置との差を比較した。その結果ヒトの足部は利き足及びその逆足に関わらず自身が知覚しているよりも全体的に外側に偏って位置されており、このような偏りが歩行中に足部外側がつまずきやすくなる原因となっていると考えられた(図5-1)。

歩行中に足部がより外側に広がれば、その分立脚期には支持多角形の面積が広がるためより安定した歩行が可能となる。本研究で認められたような足部接地位置の意図しない外側への偏りは、力学的に不安定な状態で歩行するヒトがより安定した歩行を行うために取り入れてきた手段の一つとも考えることができる。しかしその結果、上述のような外側つま先クリアランスの減少や日常生活でのつまずきなどが生じているならば、感覚上の位置と実際の位置との誤差を補正する必要があると考えられる。

そこで本研究では足部身体位置覚と実際の足部位置とのずれを補正・矯正する器具の開発・提案を目的とする。この研究により提案される手法によって足部知覚位置のずれが補正され、歩行中のつまずきが減少されるものと考えている。

5-2 方法

5-2-1 補正方法の提案

ヒトの足部は、自身が知覚している位置よりも10mm～20mm程外側に偏っていることが前章で示した実験によって明らかになった。このずれを補正・矯正するために著者らは、ヒトが足部位置を知覚する際に用いている情報を調整し、知覚される位置をより外側に錯覚される方法を提案する。

ヒトが自らの身体もしくは身体に付随した物体の位置や向き、長さを知覚する際に用いている情報を特定するための研究は、コネチカット大学のTurveyらの研究チームが様々な研究を行っている^(36～40)。Turveyらははじめに視覚を遮蔽された状況で手に持った棒を振り、棒の長さをどのくらい正確に知覚できるかを調べる実験を行った。その結果ヒトは視覚情報がなくともかなり正確に棒の長さを知覚できるということが分かり、このことから棒を振る動作の不変項としての慣性モーメントを身体もしくは身体に付随した物体の位置や向き、長さを知覚する際に用いている情報として着目した。次に慣性モーメントを調整した同じ長さの棒について、その長さをどのように知覚するかを調べた。その結果、慣性モーメントが大きい棒ほど長く感じるという仮説通りの結果が得られ、更に1軸上のみの概念である慣性モーメントを、3軸上の概念である慣性テンソル及びそ

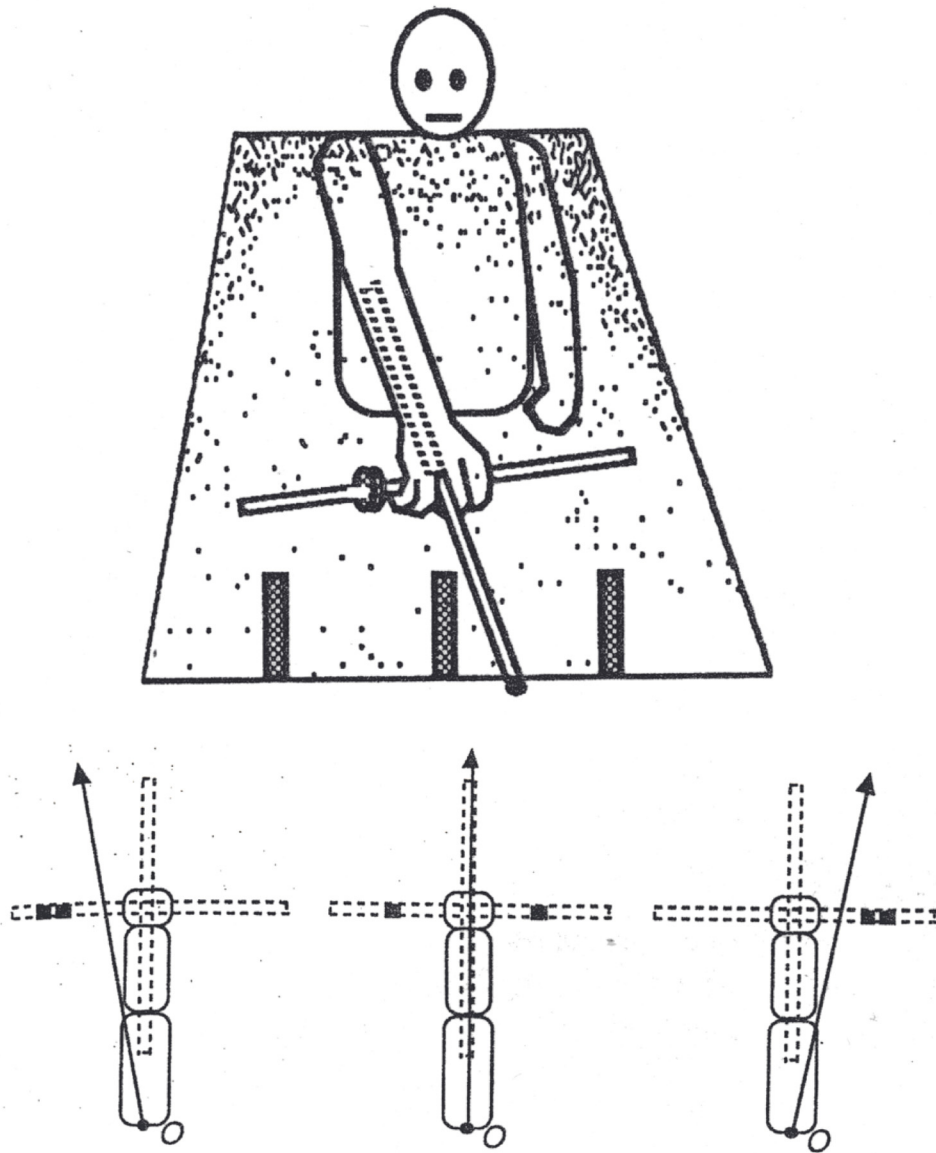


fig.5-1 Turvey らが行った実験の概要 (34)

の主軸という考え方に展開することで回転軸に関わらない変数とした。最後に慣性テンソルが身体に付随した物体だけでなく、身体そのものの位置や向き、長さを知覚する際にも用いられていることを調べるために、錘をつけることで上肢の慣性テンソルを任意に調整した状態で上肢の向きをどのように知覚するかを調べる実験を行った(図5-1)。その結果、上肢に対称に錘をつけることで慣性テンソルの主軸は錘をつけない状態と変わらないように調整された試行では上肢の向きは正確に知覚されていた。一方、上肢に非対称に錘をつけることで、慣性テンソルの主軸と上肢の方向にずれを生じさせた試行では、上肢の向きは慣性テンソルの主軸の方向にずれて知覚されていた。以上の一連の研究によって、ヒトは自らの身体もしくは身体に付随した物体の位置や向き、長さを知覚する際には、身体もしくは身体に付随した物体の慣性テンソルを用いているというこ

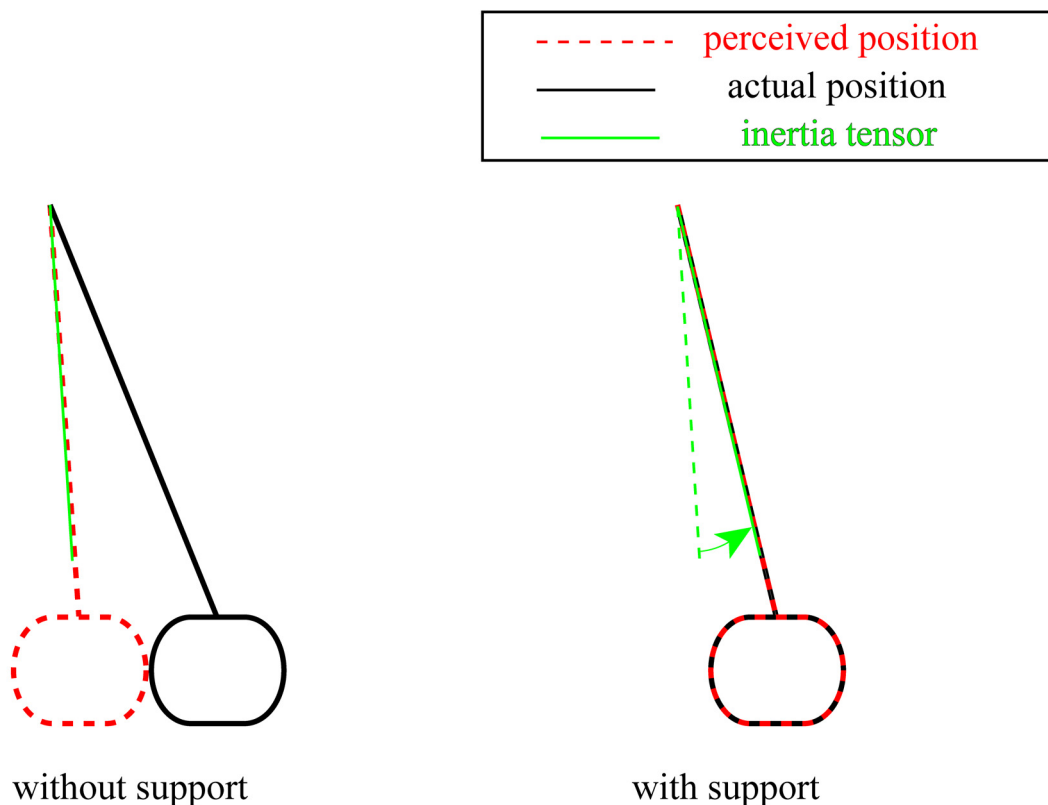


fig.5-2 慣性テンソルを調整することで誤差を減少する案のイメージ

とが明らかになった。

そこで本研究では上述のTurveyらの研究を応用し、慣性テンソルの主軸を前額面上でより外側にずらすことで、知覚される足部位置をおよそ20mm外側に錯覚させることを試みた。この補正により第4章の研究で示された知覚されている足部位置と実際の足部位置との誤差が減少すると考えられる(図5-2)。なお補正前後の下肢慣性テンソルは、三次元動態計測装置VICON612と床反力計を用いて得られた5名の若年健常者の静止立位時の姿勢及び質量より算出することとした。

5-2-2 慣性テンソル調整方法

慣性テンソルの主軸は、回転中心より重心位置方向に向かうベクトルと一致する。下肢の外旋・内旋動作に寄与する関節は股関節であることから、本研究では股関節を回転軸とした下肢全体の慣性テンソルをより外側に補正する方法を検討した。下肢全体の慣性テンソルをより外側に補正するためには、下肢全体の重心位置をより外側にずらす必

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法

要がある．そこで本研究では下肢に錘を固定することで下肢全体の慣性テンソルをより外側に調整することとした．

錘を追加することによって重心がずれる量は，追加する錘の位置と質量に依存する．下肢全体の重心位置をより外側にずらすためには，錘を重心位置よりも外側に固定する必要があり，必要となる錘の質量は重心位置からの距離に比例する．そこで本研究ではまず下肢に固定する錘の位置の検討を行った．先行研究においてTurveyらは，手に十字型の実験装置を把持させその装置に錘を追加した．しかしこの実験の目的はあくまでヒトが自らの身体もしくは身体に付随した物体の位置や向き，長さを知覚する際に用いている情報を特定するための研究であったため装置の形状は実験が行いやすいような形状となっている．しかし本研究の目的はTurveyらの研究を応用し日常的な歩行動作の補正を行うことにある．そのためTurveyらのような大掛かりな装置を下肢に固定させることは歩行動作そのものに影響が生じる可能性が高いため現実的ではなく，下肢に密着するように固定することが妥当であると考えられた．更に錘の固定によって歩行動作が妨げられないように配慮する必要があるため，下肢三関節上に錘を固定することは難しいと考えた．以上のことから本研究で固定する錘の位置は，下肢各リンクの中央部外側が適当であると考え，大腿部中央外側に固定することとした．

次に固定する質量の検討を行った．上述の通り前章の研究において実際の足部位置は知覚された足部の位置よりも20mmほど外側に偏っていた．そこで慣性テンソルの主軸を床面まで伸ばした際に，補正後の主軸と床面との交点が補正前の主軸と床面との交点よりも外側におよそ20mm補正されるような錘の質量を算出することとした．

下肢に固定する錘の質量を算出するにあたって，まず下肢慣性テンソル補正前の下肢全体の重心位置を計算することとした．補正前のx軸方向とz軸方向の下肢重心位置を算出する式は下記の通りである．各リンク個別の質量と重心位置を算出する際に必要な定数は阿江らの研究⁽²⁶⁾より引用した．

$$\text{COGle1}_x = \text{COGt}_x (M_t / M_{le}) + \text{COGs}_x (M_s / M_{le}) + \text{COGf}_z (M_f / M_{le})$$

$$\text{COGle1}_z = \text{COGt}_z (M_t / M_{le}) + \text{COGs}_z (M_s / M_{le}) + \text{COGf}_z (M_f / M_{le})$$

ここで

HIP_x : 股関節関節中心 x 方向

HIP_z : 股関節関節中心 z 方向

KNE_x : 膝関節関節中心 x 方向

KNE_z : 膝関節関節中心 z 方向

ANK_x : 足関節関節中心 x 方向

ANK_z : 足関節関節中心 z 方向

$M_t = 6.60 * M_{a11}$:大腿部質量

$COGt_x = 0.525 * HIP_x + 0.475 * KNE_x$:大腿部重心位置 x 方向

$COGt_z = 0.525 * HIP_z + 0.475 * KNE_z$:大腿部重心位置 z 方向

$M_s = 3.06 * M_{a11}$:下腿部質量

$COGs_x = 0.594 * KNE_x + 0.406 * ANK_x$:下腿部重心位置 x 方向

$COGs_z = 0.594 * KNE_z + 0.406 * ANK_z$:下腿部重心位置 x 方向

$M_f = 0.66 * M_{a11}$:足部質量

$COGf_x = 0.8 * ANK_x + 0.2 * MP_x$:足部重心位置 x 方向

$COGf_z = 0.8 * ANK_z + 0.2 * MP_z$:足部重心位置 x 方向

$M_{le1} = M_t + M_s + M_f$:下肢質量

次に下肢慣性テンソル補正後の下肢全体の重心位置を計算する式を立てた。補正後の x 軸方向と z 軸方向の下肢重心位置を算出する式はそれぞれ下記の通りである。

$COGle2_x = COGle1_x * M_{le1} / (M_{le1} + M_e) + EXT_x * M_e / (M_{le1} + M_e)$

・ ・ 式 1

$COGle2_z = COGle1_z * M_{le1} / (M_{le1} + M_e) + EXT_z * M_e / (M_{le1} + M_e)$

・ ・ 式 2

ここで

EXT_x : 錘追加位置 x 方向

EXT_z : 錘追加位置 z 方向

M_e : 追加錘質量

補正後の下肢慣性テンソルの主軸は、上述の通り慣性テンソルの主軸を床面まで伸ばした際に、補正後の主軸と床面との交点が補正前の主軸と床面との交点よりも外側におよそ20mm補正されるように調整することを条件とした。そこで補正後の下肢慣性テンソルの主軸を示す方程式 ($y = ax + b$) を下記の通り算出した (図 5 - 3)。

$x1 = COGle1_x - HIP_x$

$z1 = HIP_z - COGle1_z$

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法

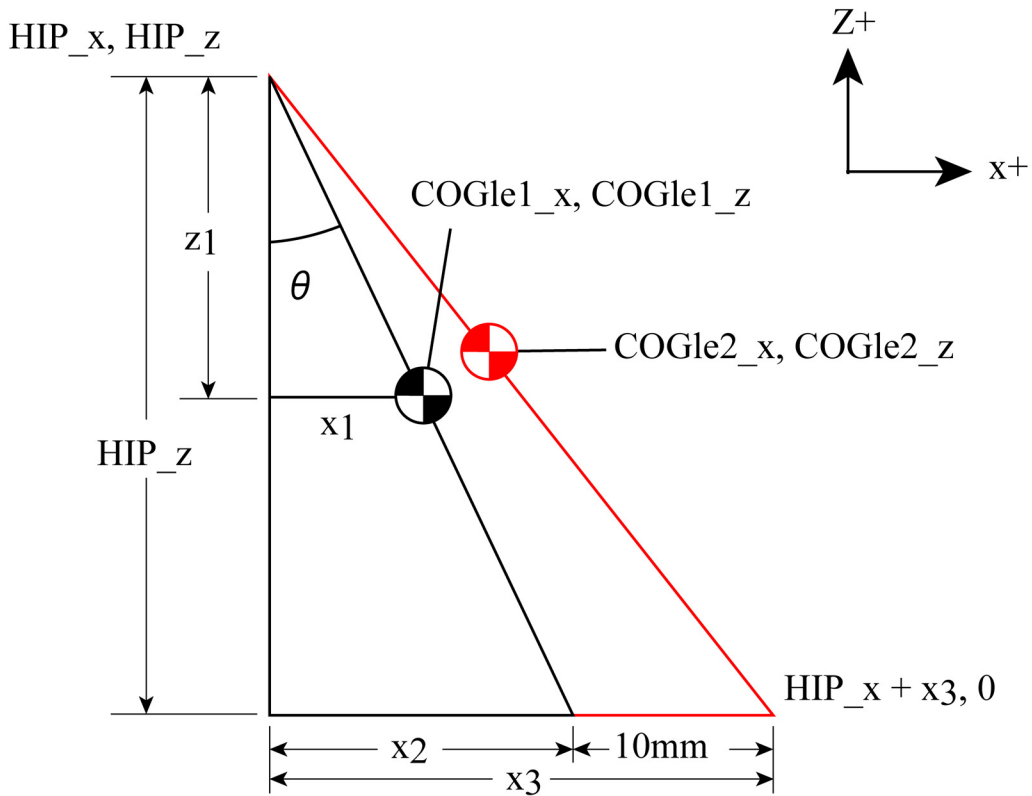


fig.5-3 補正前の慣性テンソルの主軸と補正後の下肢慣性テンソルの主軸

$\theta = \tan^{-1}(x1 / z1)$: 補正前の慣性テンソル主軸の角度

$x2 = \tan \theta * HIP_z$

$x3 = x2 + 20\text{mm}$

$a = -HIP_z / x3$

$b = z - ax$: x 及び z に股関節中心の値を代入し b を算出

$COGle2_z = a * COGle2_x + b$... 式 3 : 補正後の慣性テンソル主軸を示す方程式

上記の式 1 ~ 3 より下肢に追加する質量を算出する式を立てた .

$COGle2_x = COGle1_x * Mle1 / (Mle1 + Me) + EXT_x * Me / (Mle1 + Me)$
 ... 式 1

$COGle2_z = COGle1_z * Mle1 / (Mle1 + Me) + EXT_z * Me / (Mle1 + Me)$
 ... 式 2

$$\text{COG}l_{e2_z} = a * \text{COG}l_{e2_x} + b \quad \cdot \cdot \text{式 3}$$

式 1 ~ 3 より ,

$$\text{COG}l_{e1_z} * M_{l_{e1}} / (M_{l_{e1}} + M_e) + \text{EXT}_{z} * M_e / (M_{l_{e1}} + M_e) = a * (\text{COG}l_{e1_x} * M_{l_{e1}} / (M_{l_{e1}} + M_e) + \text{EXT}_{x} * M_e / (M_{l_{e1}} + M_e)) + b$$

・ ・ 式 4

式 4 を展開すると下記の通りである .

$$M_e = (a * M_{l_{e1}} * \text{COG}l_{e1_x} + b * M_{l_{e1}} - M_{l_{e1}} * \text{COG}l_{e1_z}) / (\text{EXT}_{z} - a * \text{EXT}_{x} - b) \quad \cdot \cdot \text{式 5}$$

ここで式 5 に対し , 被験者の静止立位時の姿勢から得られた値を入力することで , 大腿部中央外側に錘をつけ , 下肢全体の慣性テンソルを目標分ずらすために必要な錘の質量 M_e を算出した . その結果大腿部中央外側にはおよそ 467g の錘を固定すれば慣性テンソルの主軸が 20mm 程外側にずれることが明らかになった . そこで本実験では大腿部中央外側に 500g のトレーニング用の錘を固定することとした . 実験中被験者はスパッツを着用し , 錘はマジックテープで大腿部に巻くことで固定した (図 5 - 4) .

5-2-3 実験手法

本実験では , 下肢全体の慣性テンソルの主軸をより外側にずらす事による足部知覚位置の補正効果を調べることを目的とした . そこで下肢に錘を固定し , 慣性テンソルの主軸をより外側にずらした状態と錘を固定していない , 通常の状態間の比較を行うために下記の 2 つの実験を行った .

実験 a) 知覚された足部位置と実際の足部位置との比較

はじめに前章で示した実験と同様 , 知覚された足部位置と実際の足部位置との誤差を比較した . 被験者は前章の研究と同様足元の視界が遮蔽された状態で , 床面に表示された直線 (基準線) に対し足部の外側もしくは内側を定置し , その誤差の計測を行った . 実験は通常歩行実験が行われる , 広々とした実験室内で行われた . 基準線はレーザによって表示され , 被験者より 10m 離れた位置から照射された . 既述の通り , ヒトの歩行に関する先行研究によると⁽²⁵⁾ , ヒトは歩行中 , 障害物を跨いで越える際にも足元は見えておらず , 2 ~ 3 歩前までに見た情報を手がかりとして歩いているとされている . そこで本研究では , 被験者に立位姿勢で足元が 1 m 先まで見えないように位置を調整した画板を把持さ

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法



fig.5-4 錘の固定方法

せ、画板より先に見える基準線と、自身の身体位置覚のみで足部位置を調整するよう指示した。被験者は実験者の指示する足部の外側の縁を、床面に表示された直線にできるだけ近く、しかし直線を踏まないように沿わせるように指示された。その際被験者には基準線に沿わせる足を立位姿勢から半歩踏み出すように指示した。これは、測定しない方の足が測定時に計測空間内に入らないようにするためである。また被験者には、一度踏み出した足の位置が自分のイメージと異なっていると感じた場合、足部を左右にずらすなどで位置を調整することを許可した。その際特に制限時間は求めず、被験者が基準線に足部を沿わせられたと思うまで調整することを認めた。なお、踏み出した足は常に画板で隠された範囲内に位置しており、また実験中は休憩中も含め常に画板で足元の視界を遮蔽されていたため、視覚による足部位置のフィードバックは行われていない。被験者が足部を定置完了した後、実験者は被験者の足部と基準線との誤差を、後述の測定器を用いて非接触で計測した。また被験者には定置した足部を移動させないように指示したが、被験者がバランスを崩して転倒することを防ぐために、測定しない方の足のみを調整し、支持多角形を十分に確保させてから測定を行った。測定時の基準線の位置は、床面に表示されている基準線の上に、基準線に沿って角材を設置し、その角材を足部と同時に計測することで測定した。この角材は被験者が足部を定置した後に足部前後に設置し、計測後被験者が足部を元の位置に戻す前に取り除いていたため、各試行時に被験者の手がかりとなることはなかった。本実験は偶然誤差を考慮し、錘の有無および内側

外側各条件で10試行ずつ,計40試行ランダムに行った.なお実験室はカーペットが敷かれており,被験者の足が触れると位置の手がかりとなるようなカーペットの縁や,テープなどは設置されていなかった.また,実験で用いたレーザは人体に触れても特に害はないものであったが,より安全のため被験者は全員靴下を履いた状態で実験を行った.このような手法によって定置された足部外側の縁と基準線との誤差を非接触で計測するために,前章の研究で用いたレーザ変位計(Keyence,LK-500)を用いた測定器を使用した.測定時のサンプリング周波数はch 1, ch 2ともに1,000Hzであった.また,床面に表示した基準線は,接触感覚が手がかりとならないようにレーザ墨出し器(タジマツール,GT-1)を用いて表示した.レーザ墨出し器には安全のため,レーザが被験者の膝よりも高い位置に照射されないように,照射口を板で制限した.

実験b) 歩行時の運動学的変数の比較

次に実際の歩行場面による矯正手法の効果調べるため,下肢に錘を固定した状態と固定していない通常の状態における歩行動作の比較を行った.歩行の計測には三次元動態計測装置VICON612(Oxford Metrics社製)を用いた.実験では被験者下肢に左右計9個の赤外線反射マーカを貼付し(図5-5),歩行時の空間座標を100Hzでサンプリングした.被験者体表に貼付したマーカの解剖学的部位は以下の通りである.第五中足骨頭(左右),外果(左右),膝関節(左右),大転子(左右),仙骨.被験者は歩行中,足部位置の誤差の比較実験同様,画板を把持し歩行中足元が1m先まで見えない状態で歩行した.実験中は休憩中も含め常に画板で足元の視界を遮蔽されていたため,視覚による足部位置のフィードバックは行われていない.本実験は偶然誤差を考慮し,錘の有無による各条件で10試行ずつ,計20試行ランダムに行った.各試行時のスタート地点は計測空間より十分手前に設定し,安定した歩行を計測できるように被験者ごとに調整した.錘を付加した試行では計測前に練習を行い,被験者が錘を付加した状態での歩行に十分に慣れてから計測を行った.歩行時の速度や歩調,目線等に関しては特に規定せず本人の普段通りのものとした.各条件における最初の試行を計測する前に,静止状態での計測を行い,静止立位持のマーカ位置を記録した.なお実験室はカーペットが敷かれており,被験者の足が触れると位置の手がかりとなるようなカーペットの縁や,テープなどは設置されていなかった.

5-2-4 分析した変数

上述の手法によって計測されたデータより,下肢に錘を固定し,慣性テンソルの主軸をより外側にずらした状態と錘を固定していない,通常の状態間で下記の変数の比較を行った.

実験a) 知覚された足部位置と実際の足部位置との比較

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法



fig.5-5 マーカ貼付位置

下肢に錘を固定し、慣性テンソルの主軸を補正した効果を確認するために、知覚された足部位置と実際の足部位置との恒常誤差を外側及び内側それぞれにおいて比較した。分析に先駆け、計測で得られたx軸の値にはキャリブレーション時のx軸、y軸、及び計測時のx軸、y軸の各データを基に補正を行った。これは実験中に基準線と計測器の乗っているガイドレールとが完全に平行になっているとは限らなかったためである。本実験で比較した恒常誤差は前章同様、補正をかけたデータより基準線及びスキャンした足部の輪郭を算出し、基準線を踏まなかった場合もっとも基準線に近かった点、もしくは基準線に踏み越んだ場合もっとも基準線に踏み込んでいた点と定義とした。その際、第4章と同様に、定置された足部の縁が、線より離れる方向をプラスとし、線に踏み込む方向をマイナスと定義した(図4-4)。下肢に錘を固定し、慣性テンソルの補正を行った際に、通常時よりも恒常誤差が有意に減少すれば、補正の効果が認められると考えられる。

実験b) 歩行時の運動学的変数の比較

恒常誤差の比較を行った後、実際の歩行場面による矯正手法の効果を調べるため、下肢に錘を付加した状態と付加していない通常の状態における歩行時の運動学的変数を比較した。本実験では初めに歩行中の歩隔に着目した。これはもし本研究で提案している足部知覚位置の補正手法に効果があり、通常よりも下肢が外側に広がっていると知覚さ

れるならば、歩行中の歩隔が減少すると考えられたためである。また本研究で提案している足部知覚位置の補正方法によって、歩隔以外の歩行動作に影響が与えられないか確認するために、歩幅、歩調、仙骨の垂直方向動揺量及び仙骨の左右方向動揺量の比較を行った。歩幅及び歩調は歩行時の基本的なパラメータとして、また仙骨の動揺はGardらの研究⁽⁴¹⁾に基づき体重心の動揺と仮定して比較を行った。

5-2-5 被験者

本研究では実験a)及び実験b)で異なる装置を用いて実験を行ったため、実験を連続して行うことが難しく、すべての被験者を同一の条件で両方の実験に参加させることが困難であった。そこで本研究では実験a)及び実験b)それぞれで5名ずつ、計10名の被験者について実験を行った。なおそれぞれの実験の被験者は独立しており、両方の実験を行った人はいなかった。各被験者には実験前に、早稲田大学人間科学学術院研究倫理委員会「人を対象とした研究」倫理指針に基づいたインフォームドコンセントを紙面と口頭で行い、同意を得た。

5-2-6 統計解析

足部知覚位置実験時の誤差、及び歩行実験時の歩隔について、錘の有無間で分析を行った。その際各データに対しスミルノフグラブス検定を行い $p < .05$ 以下のものははずれ値として分析に含まないこととした。各条件間の解析には対応のあるt-検定を用い統計学的な比較を行った。

5-3 結果

5-3-1 知覚された足部位置と実際の足部位置との比較

はじめに本研究で提案した慣性テンソルの主軸の補正効果を確認するために、知覚された足部位置と実際の足部位置との恒常誤差を外側及び内側それぞれにおいて比較した(図5-6)。対応のあるt-検定を行い統計的な比較を行った結果、下肢慣性テンソルの主軸を補正し、足部外側の縁を定置した際の床面の基準線との誤差は、通常時に足部外側の縁を定置した際の、基準線との誤差と比較して有意に減少した($p < .05$)。他方、下肢慣性テンソルの主軸を補正し、足部内側の縁を定置した際の基準線との誤差は、通常時に足部内側の縁を定置した際の基準線との誤差と比較して有意な差は認められなかった。

5-3-2 歩行時の運動学的変数の比較

次に、歩行時における慣性テンソルの主軸の補正効果を確認するために運動学的変数の比較を行った。対応のあるt-検定を行い統計的な比較を行った結果、慣性テンソルの

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法

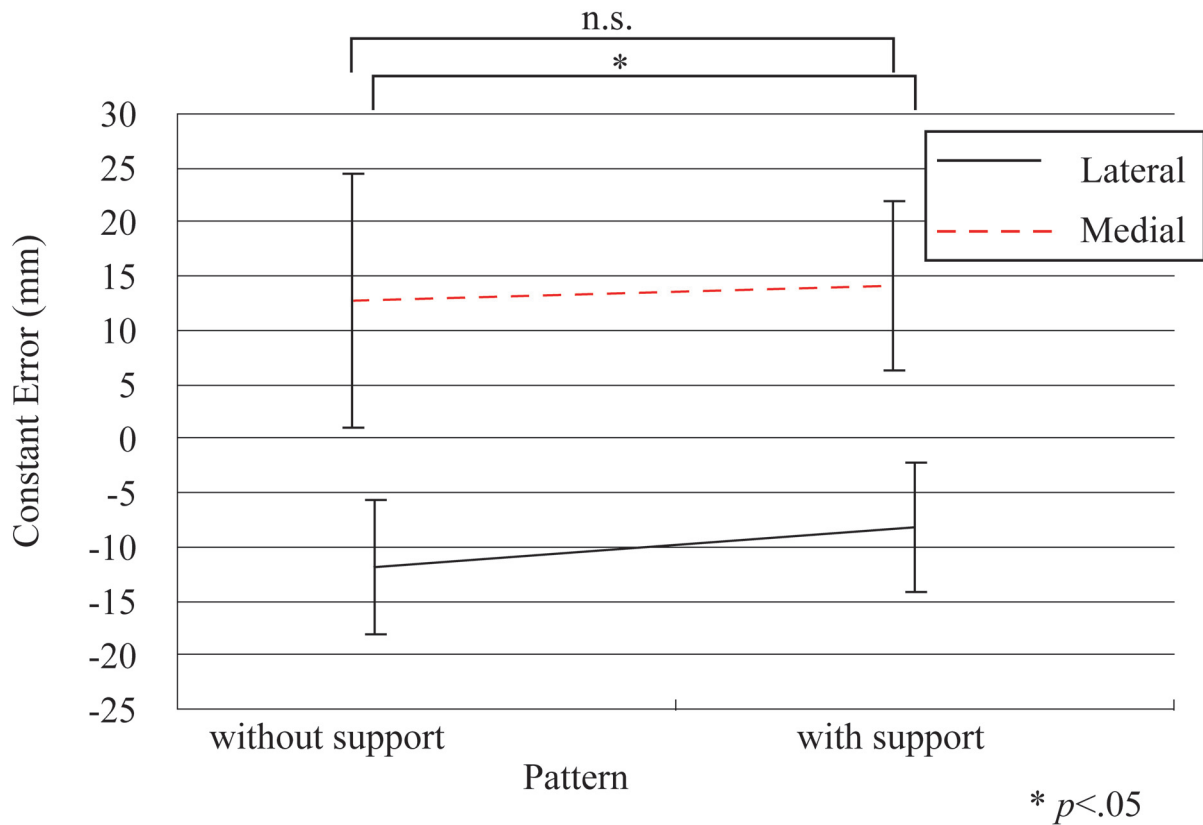


fig.5-6 補正の有無による恒常誤差の比較

主軸を補正した際には，通常時と比較して歩隔（図5 - 7， $p < .01$ ）及び仙骨の垂直方向動揺量（図5 - 8， $p < .05$ ）が有意に減少した．他方，重複歩幅，歩調，及び仙骨の左右方向動揺には，慣性テンソルの主軸の補正有無間に有意な差は認められなかった．

5-4 考察

本章では，大腿部中央外側に500gの錘を固定し下肢全体の慣性テンソルの主軸をずらすことで，知覚される足部位置を補正する方法を提案し，その効果を調べた．効果の確認方法として，はじめに前章と同様の手法を用いて知覚された足部位置と実際の足部位置との差を比較した．次に実際の歩行場面での効果を確認するために，補正の有無間における歩行中の運動学的変数の比較を行った．

5-4-1 知覚された足部位置に対する補正効果

本研究で検討した足部位置補正効果の検証に先立ち，まず各条件で足部を定置した際の傾向に着目した．足部外側を床面の基準線に沿って定置した際には，補正の有無に関わらず計測した恒常誤差はマイナスの値を示し，足部は基準線に踏み込んでいることが

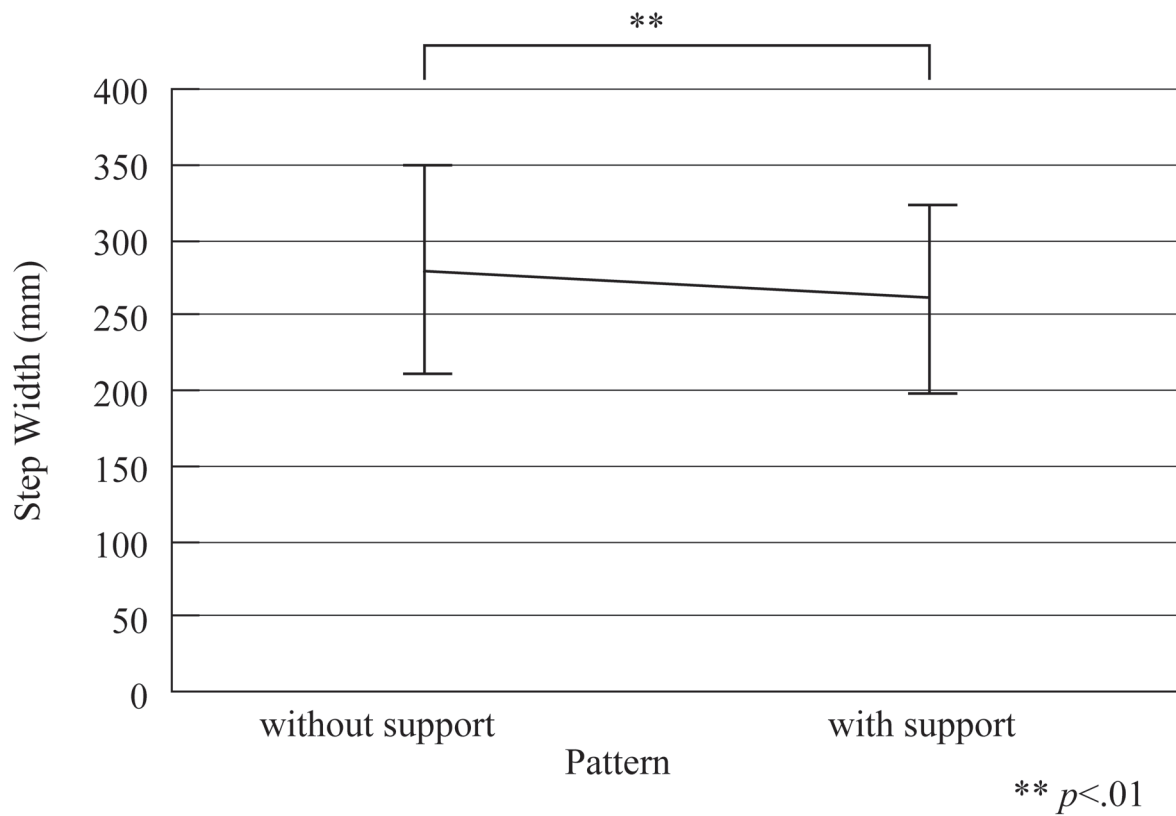


fig.5-7 補正の有無による歩隔の比較

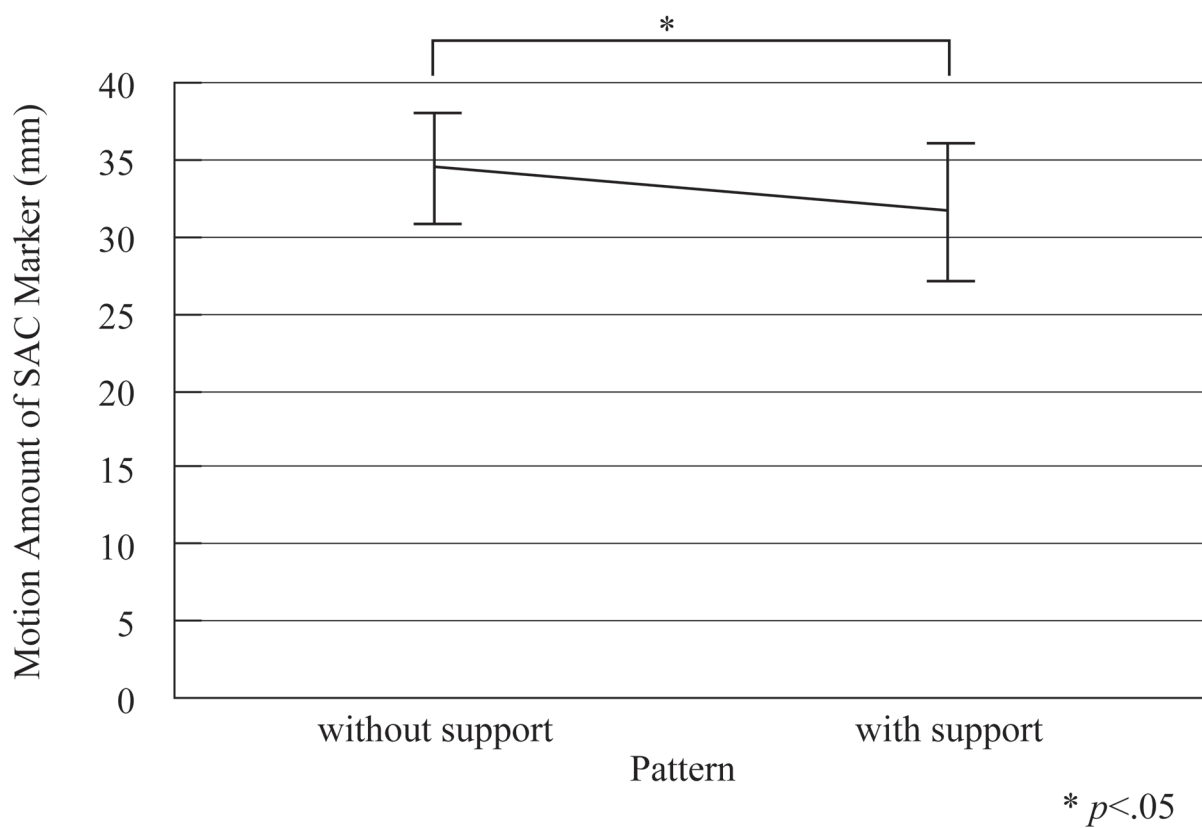


fig.5-8 補正の有無による仙骨垂直方向動揺量の比較

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法

わかる。また足部内側を床面の基準線に沿って定置した際には、やはり補正の有無に関わらず計測した恒常誤差はプラスの値を示し、足部は基準線から離れて定置されていることがわかる。この両者の傾向は第4章で示した実験で得られた結果と一致しており、補正の有無に関わらず基準線に対する足部の傾向は同様であることが確認された。

次に、本研究で提案した足部知覚位置補正効果の検証を行った。その結果補正を施した状態における、知覚された足部外側位置と実際の足部外側位置との誤差は、通常時における知覚された足部外側位置と実際の足部外側位置との誤差と比べて有意に減少した。また足部内側を定置した際には、補正の有無間で誤差に有意差は認められなかった。これらのことから本章で提案している足部知覚位置の補正効果には外側を定置する際のみ一定の効果があることが認められた。

本研究の目的は、足部位置の誤差を補正する事で歩行中のつまずきを減少させられるような器具を開発・検討することである。これまでの一連の研究から歩行中にヒトがつまずきやすくなる原因の一つには、実際の足部外側の縁が、知覚されている足部外側の縁よりも外側にずれているためであることが確認された。一方足部内側は、知覚されている足部の縁が、実際の足部内側の縁よりも内側にずれていた。そのため足部内側がつまづくことは少ないことも確認された。以上のことから、本研究で提案している補正方法が足部内側の誤差には特に効果が認められなくても特に問題はないと考えることができる。

なおこの効果は、補正の有無間で生じた足部定置時の姿勢が異なったために生じていることが考えられた。そこで補正の有無間で、足部外側が床面の基準線に最も踏み込んだ点をポテンショメータによって記録したy軸の値によって確認した(図5-9)。その結果、足部外側が床面の基準線に最も踏み込んだ点は前章の研究で示されたとおり、概ね第5中足骨頭付近であったことが確認された。このことから補正の有無間によって足部が全体的に内側に定置されることで誤差が減少することが確認された。

5-4-2 歩行時の運動学的変数の比較に対する補正効果

次に、実際の歩行場面での補正効果を確認するために、慣性テンソルの主軸が補正された状態と通常の状態との間で、運動学的変数の比較を行った。その結果、慣性テンソルの主軸を補正した際には、通常時よりも有意に歩隔が減少した。このことから本研究で提案した補正方法には、通常歩行時にも足部をより内側に補正する効果があることが認められた。また、仙骨の垂直方向動揺量が慣性テンソルの主軸補正時には通常歩行時に比べて有意に減少した。本研究では仙骨の動揺はGardらの研究⁽⁴¹⁾に基づき、体重心の動揺と仮定して比較を行った。その結果垂直方向動揺量が減少したということは、本研究で提案した補正を施すことで、体重心の垂直方向動揺量が減少したといえる。これは下肢に左右計1000gの錘を追加することで体重心位置が通常より低くなり、歩行がより安定したためであると考えることができ、力学的にエネルギー効率のよい歩行になっているといえる。歩隔と体重心垂直方向動揺量以外の運動学的変数として重複歩幅、歩調、及び仙骨の左右方向動揺には、慣性テンソルの主軸の補正有無間に有意な差は認められ

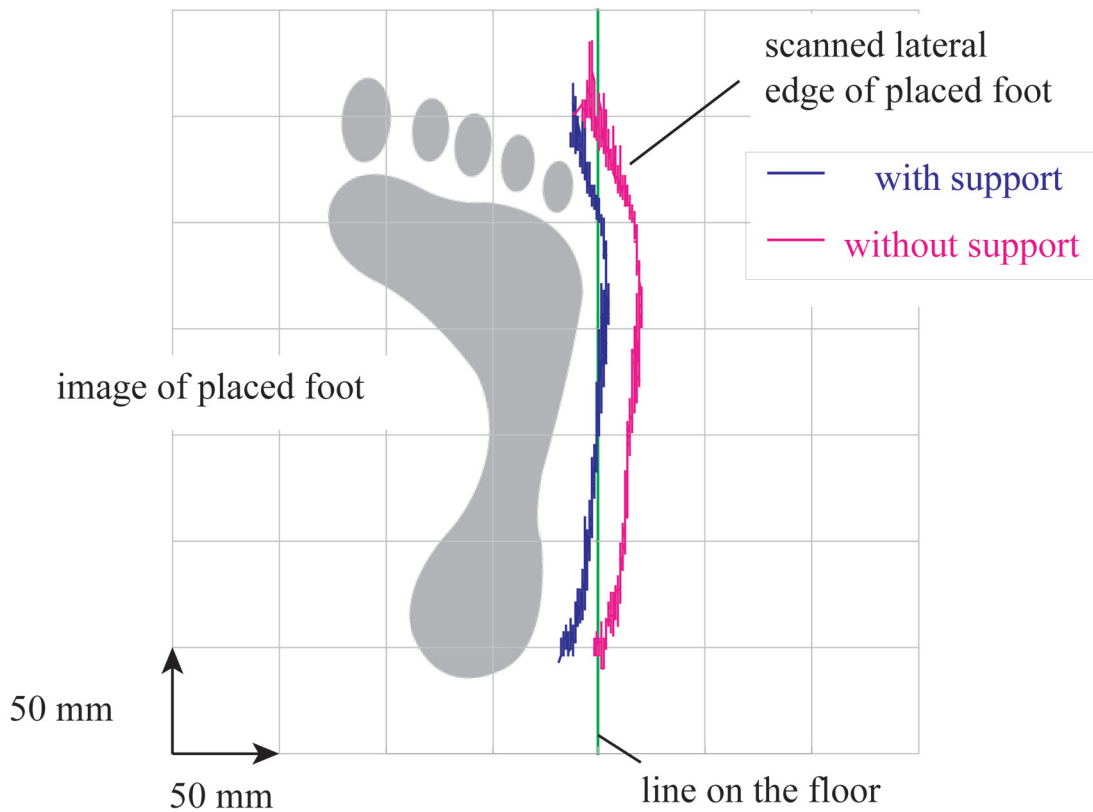


fig.5-9 補正効果の確認

なかった．このことから本章で提案している足部知覚位置の補正方法には，歩行動作に大きな影響を与えずに足部位置のみを補正する効果があることが認められた．

5-4-3 目標値と補正効果

本研究では，前章で確認された誤差の分だけ知覚される足部の位置が補正されるような錘の質量を算出し，被験者の下肢に固定することとした．そこで事前に計測した若年健常者5名の静止立位時のデータを基に，20mm補正のを実現するために必要な錘の質量として467gを算出し，被験者大腿部中央外側に500gのトレーニング用の錘を固定した．

その結果，実際の歩行時の運動学的変数に着目した実験2では，補正された歩隔の量が被験者5名の平均値でおよそ20mmでありほぼ目標値通りの効果が確認されたが，知覚された足部位置と実際の足部位置との誤差を比較した実験1では補正後の誤差は有意に減少したものの目標値通りの補正効果は確認されなかった．実験間におけるこれらの差は，実験手法及び計測した際の姿勢によって異なった結果が得られたと考えられる．実験a)において知覚された足部と実際の足部位置との誤差を比較した際には，第4章で行った実験と同様に，被験者が床面に表示された基準線に足部を沿わせるために足を一步前方に踏み出してから，被験者が足部が線に沿っていると納得するまで微調整を可とした．そのためこの微調整時に，接地した足裏の感覚などから通常よりも足部が内側に

第5章 ヒト足部身体位置覚の補正方法

接地していると知覚し、通常通り外側に補正したことが考えられる。実際実験中に、一度接地した足部をより外側に微調整した被験者が何名か確認されている。一方実験b)では、遊脚後期の遊脚側と立脚側のマーカから歩隔を算出したため、実験a)のような床面からの情報が得られていない。そのため特にフィードバックがかからず期待値通りの補正効果が得られたものと考えられる。

5-4-4 今後の課題

足部設置位置がより内側に狭まり、設置位置の変化が他の運動学的変数に影響を及ぼさなければ、前章まで出認められたような歩行中の不用意なつまずきを減少させることができると考えられる。本研究で提案した、下肢に錘を固定し慣性テンソルの主軸をより外側にずらすことで知覚される足部位置を通常よりも外側に広げるといふ補正方法は、上述の通りそれぞれの被験者グループに対し一定の効果を示し、歩行をよりつまずきにくくする可能性があることが示唆された。本研究では実験時間の都合上、実験a)と実験b)で異なる被験者を用いたが、各グループで認められた効果は同質であり、片方の実験で認められた効果は他方の被験者にも共通して認められる効果であると考えられる。しかし本研究では、歩隔に対しては期待値通りの効果を得られたものの、足部接地位置に関する実験では、ある程度の補正効果は認められたものの、期待値通りの効果は認められなかった。そこで今後は本研究で提案した補正方法の効果を実際の障害物回避動作上で確認すると共に、より効果が大きく、より歩行への影響の少ない補正方法を検討・提案していく予定である。

5-5 小括

本研究では、Turveyらの研究を応用し下肢に錘を追加することで、前章で確認された、知覚されている足部位置と実際の足部位置との誤差を減少させる方法を提案し、その効果の確認を行った。その結果以下のことが明らかになった。

1) 大腿部中央外側に500gの錘を固定し、下肢全体の慣性テンソルの主軸をより外側にずらす事で、知覚された足部と実際の足部との誤差を有意に減少させることが可能である。

2) 知覚される足部位置を通常より外側にずらす事で、歩行中の歩隔を有意に減少させることが可能である。

3) 知覚された足部位置と実際の足部位置との誤差を減少させても、歩行中の歩隔以外の基本的な運動学的パラメータに影響は認められなかった。

以上のことから本研究で提案した足部知覚位置の補正方法には、歩行をよりつまずきにくくする手法の一つとしての活用可能性が示唆された。

第6章

結論

歩行はヒトにとってもっとも一般的な移動手段である。その歩行中の転倒は時には死亡要因となるほど重大な事故であり、超高齢社会を目前に控えたわが国にとって早急に減少させなければならない課題である。

転倒の要因としてはこれまで行われてきた多くの研究によって歩行中の『つまずき』がもっとも主要な要因と報告されている。そこで本研究では日常的な歩行環境において、転倒の直接的な原因のひとつである『つまずき』を引き起こすと考えられる障害物に遭遇した際のヒトの回避動作に着目し、回避動作の特徴、及びその要因についてまとめ、更に解決方法を提案することを目的とした。

はじめに第1章では、現代における転倒関連の研究の重要性についてまとめた。現在わが国は超高齢社会の到来を目前に控え、いかに要介護人口を減少させ、労働人口を確保し、医療費の増加を抑えるかが重要な課題となっている。様々な調査によって、高齢者が寝たきりとなってしまう原因の一つに歩行中の転倒があり、『つまずき』が転倒の直接的な要因報告されている。このような観点から『ヒトがなぜつまずくのか?』というテーマに関する研究が多く行われており、本研究で用いた障害物回避動作に関する研究もこれまで多く行われてきた。しかしこれまで行われてきた障害物回避動作に関する研究では、提示される障害物は全て跨ぐ面が水平な障害物ばかりであった。

そこで第2章では、これまでの障害物回避動作に関する研究で着目されてこなかった、前額面上で傾いた障害物を跨ぎ越えた際の動作の解析を行った。前額面上で傾いた障害物には、跨ぎ越える足の外側が高く傾いた障害物と内側が高く傾いた障害物の2種が考えられたので、第2章では外側に高く傾いた障害物を提示した際の実験についてまとめた。それぞれ0度～30度まで5度刻みの障害物7種及び3種の高さの異なる水平な障害物を跨ぎ越える際の回避動作に着目し、三次元動態計測装置によって計測された運動学的変数、特につま先のクリアランスの比較を行った。傾いた障害物を跨ぎ越えた際には、足部内側と外側とで跨ぎ越える高さに差が生じることが考えられたため、つま先のクリアランスは第一中足骨頭から算出した内側クリアランスと、第五中足骨頭から算出した外側クリアランスとに分けて比較を行った。その結果、外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際には、水平な障害物を跨ぎ越える際と比べ、外側クリアランスが有意に減少した。以上のことから外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際には、水平な障害物を跨ぎ越える際と比較してよりつまずきやすい回避動作となっていることが確認された。

次に第3章では、内側に高く傾いた障害物を提示し、その回避動作を計測した実験についてまとめた。第2章と同様に、それぞれ0度～30度まで5度刻みの障害物7種及び3種の高さの異なる水平な障害物を跨ぎ越える際の回避動作に着目し、三次元動態計測

第6章 結論

装置によって計測された運動学的変数，特につま先のクリアランスの比較を行った．傾いた障害物を跨ぎ越えた際には，足部内側と外側とで跨ぎ越える高さに差が生じることが考えられたため，つま先のクリアランスは第一中足骨頭から算出した内側クリアランスと，第五中足骨頭から算出した外側クリアランスとに分けて比較を行った．その結果，内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際には外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際とは異なり，水平な障害物を跨ぎ越える際と同等の内側クリアランスが確保されることが確認された．以上のことから内側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際につまずきのリスクは，水平な障害物を跨ぎ越える際と同等であることが確認された．

第4章では，前額面上で傾いた障害物を跨ぎ越える際に認められた特徴である外側が高く傾いた障害物をまたぎ越える際のクリアランスのみ減少する原因について，ヒト足部の身体位置覚の観点から，知覚している足部位置と実際の足部位置との誤差の比較を行った．知覚されている足部位置と実際の足部位置とのずれを比較するために，実験では足元の視野が遮蔽された状態で，床面に表示した基準線に足部内側もしくは外側を沿わせ，基準線と定置された足部との誤差を，レーザ変位計を用いて計測した．計測された誤差から，誤差の生じる方向を含めた恒常誤差と，誤差の絶対量である絶対誤差をそれぞれ算出し，足部内側の縁を沿わせた際と外側の縁を沿わせた際との間，及び利き足とその逆足間でそれぞれの傾向を比較した．その結果，足部外側を床面の基準線に沿わせる場合には基準線に踏み込むように定置され，足部内側を定置する場合には基準線から離れる方向に定置される傾向が認められた．また，利き足及びその逆足間に傾向の差は認められなかった．これらのことから，ヒトの足部は左右どちらも自身が知覚している位置よりも外側にずれていることが認められ，このようなずれによって，第2章から第3章で確認されたような外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際のみクリアランスの減少が生じていることが示唆された．

最後に第5章では，第4章で行った実験によってヒト足部の身体位置覚の特徴として認められた，知覚された足部位置と実際の足部位置とのずれを補正する手法を提案した．先行研究によると，ヒトは自身の身体もしくは身体に付随した物体の位置や向きを知覚する際に，身体及び身体に付随した物体を含めた慣性テンソルを情報として用いているとされている．そこで大腿部中央外側に500gの錘を固定し，下肢全体の慣性テンソルの主軸をより外側に捻げることで，知覚される足部位置がより外側に補正され，実際の足部位置と知覚された足部位置との誤差を減少させることができると考えた．補正の効果を検証するために知覚された足部位置と実際の足部位置の誤差の比較を補正の有無間で行い，更に実際の歩行に与えられる影響を評価するために運動学的変数の比較を補正の有無間で行った．その結果，補正を施した際の知覚された足部位置と実際の足部位置との誤差は，補正を施さない際と比較して有意に減少され，本研究で提案した補正方法の効果が示唆された．更に歩行中の運動学的変数として，歩隔が補正を施した際には補正を施していない際と比較して有意に狭まり，実際の歩行への補正の効果も確認された．また歩幅，歩調，仙骨の左右方向動揺量などの運動学的変数には補正の影響は認められず，本研究で提案した補正方法を実用化できる可能性が示唆された．

以上一連の研究によって，転倒のもっとも主要な要因である『つまずき』は，ヒトが

自らの足部位置を正確に知覚できていないためであることが示唆され、そのため外側に高く傾いた障害物を跨ぎ越える際には、その他の障害物を跨ぎ越える際にと比べてよりつまずきやすくなっていることが示された。更にこのような原因による歩行中の『つまずき』を減少させる方法として、下肢の慣性テンソルを調節し足部知覚位置をより外側に錯覚させるという方法を提案し、その有効性が確認された。

ヒトがつまずかないような歩行環境を整えるためには、本研究で示したようなヒトの知覚と実際の歩行とのずれなどが要因とならないような注意を行う必要があり、また日常生活でそのような障害物に遭遇した際には感覚のずれを意識した上での回避動作をとることが安全な歩行につながる。特に傾いた障害物の場合、より低い側から先に跨ぎ越えることにより転倒のリスクは軽減されるものと考えられる。

今後は本研究で得られた知見を基に、ヒトがより安全に歩行できる歩行環境を提案しつつ、本研究で提案した補正方法の効果をより高め、常時身に付けられるような形式を検討していく予定である。

引用文献

- 1 小林吉之, 高嶋孝倫, 林美恵子, 藤本浩志; 視覚障害者誘導用ブロックが晴眼者の歩行に与える影響に関する研究, 日本機械学会論文集C編, 69-681, 86/92, (2003)
- 2 Yoshiyuki KOBAYASHI, Takamichi TAKASHIMA, Mieko HAYASHI, Hiroshi FUJIMOTO; Gait analysis of people walking on tactile ground surface indicators. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 13-1, 53/59, (2005)
- 3 小林吉之, 嶺也守寛, 高嶋孝倫, 藤本浩志; 視覚障害者誘導用ブロックが高齢晴眼者の歩行に与える影響に関する研究 小林吉之 日本機械学会論文集C編, 72-720, 2574/2579, (2006)内閣府編集; 高齢社会白書(平成18年版), 株式会社ぎょうせい発行, 東京, 2006/6/5.
- 4 内閣府編集; 高齢社会白書(平成18年度版), 株式会社ぎょうせい発行, 東京, 2006/6/5.
- 5 原田敦, 高齢者の転倒・骨折予防, 日医雑誌, 122, 13, p.1955-1959, 1999/12.
- 6 高杉紳一郎, 高齢者のリスク管理から見た転倒防止の必要性, Expert Nurse, 12, p.24-27, 1996.
- 7 武藤芳照, 太田美穂, 上岡洋晴, 朴眩泰, 岡田真平, 黒柳律雄, 上野勝則; 在宅高齢者の転倒・転落事故要因に関する研究, 交通安全対策振興助成研究報告書(一般研究), 14, p.114-120, 1999.
- 8 藤原敏弘, 他; 骨粗鬆症の予防と治療—骨塩量からみた大腿骨頸部骨折予防の可能性. 日本災害医学会会誌, 39(9), 468-473, 1991.
- 9 近藤 敏, 宮前 珠子, 堤 文生; 在宅高齢者の転倒と転倒恐怖, OT ジャーナル, 33, p.839-844, 1999. (3360)
- 10 厚生労働省大臣官房統計情報部編集; 平成16年人口動態統計(上中下3冊)上巻, 財団法人 厚生統計協会発行, 東京, 2006/3/15.
- 11 Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF.; Risk factors for falls among elderly persons living in the community. New England Journal of Medicine, 319(26), 1701-1707, 1988. (3169)
- 12 眞野行生編; 高齢者の転倒とその対策. 医歯薬出版株式会社発行, 東京, 1999/12/15.
- 13 WHO; International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems 10th Revision, 1992.
- 14 Shumway-Cook, A., Woolacott, M.H.; Motor Control: Theory and Practical Applications. Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1995.
- 15 Winter, D.A.; ABC of Balance During Standing and Walking. Waterloo Biome-

chanics, Waterloo, CA, 1995.

16 Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE.; The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8, 2005.(3329)

17 Smeesters, C., Hayes, W.C., McMahon, T.A.; Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 309-17, 2001.

18 Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieen JH.; Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture*, 14(1), pp.11-18, 2004.

19 Vilensky JA, Cook JA, Cooper JL.; Stumbling corrective responses in healthy human subjects to rapid reversal of treadmill direction. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(3), pp.161-171, 1999.

20 Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA.; The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. *Journal of Biomechanics*, 34(5), 589-595, 2001.

21 van den Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner MD.; Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. *Journal of Biomechanics*, 34(5), 589-595, 2001.

22 Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD.; Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, 56(7), M428-M437, 2001.

23 Austin GP, Garrett GE, Bohannon RW.; Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait & Posture*, 10, 109-120, 1999.(3288)

24 Chen HC, Ashton-Miller JA, Alexander NB, Schultz AB.; Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *Journal of Gerontology*, 46(6), M196-203, 1991. (3004)

25 Patla, A.E., Rietdyk, S.; Visual Control of Limb Trajectory over Obstacles During Locomotion: Effect of Obstacle Height and Width, *Gait & Posture*, 1, 45-60, 1993. (3291)

26 Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, Draganich LF; Motion of the Whole Body's Center of Mass When Stepping Over Obstacles of Different Heights, *Gait & Posture*, 13, 17-26, 2001. (3279)

27 Krell, J., Patla, A.E.; The Influence of Multiple Obstacles in the Travel Path on Avoidance Strategy, *Gait & Posture*, 16, 15-19, 2002. (3199)

28 Di Fabio RP, Kurszewski WM., Jorgenson EE., Kunz RC.; Footlift Asymmetry During Obstacle Avoidance in High-Risk Elderly, *Journal of American Geriatrics*

Society, 52, 2088-2093, 2004. (3292)

29 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. パイオメカニズム, 11, p.23-32, 1992.

30 McFadyen BJ, Carnahan H.; Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans, *Exp Brain Res*, 114, pp.500-506, 1997.

31 Chou LS, Draganich LF.; Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults, *J Biomech*, 30, pp.331-337, 1997.

32 ROBBINS, S. et al.; Proprioception and Stability: Foot Position Awareness as a Function of Age and Footwear. *Age Ageing*, 24(1), pp.67-72, 1995.

33 ROBBINS, S. et al.; Foot Position Awareness in Younger and Older Men: the Influence of Footwear Sole Properties. *JAGS*, 45(1), pp.61-66, (1997).

34 SEKIZAWA, K. et al.; Effects of Shoe Sole Thickness on Joint Position Sense, *Gait Posture*, 13(3), pp.221-228, 2001.

35 河内まき子, 持丸正明, 岩澤洋, 三谷誠二; 日本人人体寸法データベース 1997-98. 通商産業省工業技術院くらしとJISセンター, 2000.

36 Solomon, H.Y., Turvey, M.T.; Haptically Perceiving the Distances Reachable with Hand-held Objects, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 14, 404-427, 1988.

37 Fitzpatrick, P., Carello, C., Turvey, M.T.; Eigenvalues of the Inertia Tensor and Exteroception by the 'Muscular Sense.' *Neuroscience*, 60, 551-568, 1994.

38 Pagano, C.C., Turvey, M.T.; The Inertia Tensor as a Basis for the Perception of Limb Orientation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 1070-1087, 1995.

39 Pagano, C.C., Garrett, S., Turvey, M.T.; Is Limb Proprioception a Function of the Limb's Eigenvectors? *Ecological Psychology*, 8, 43-69, 1996.

40 Turvey, M.T., Burton, G., Amazeen, E.L., Butwill, M., Carello, C.; Perceiving the Width and Height of a Handheld Object by Dynamic Touch. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24, 35-48, 1998.

41 Gard, S.A., Miff, S.C., Kuo, A.D.; Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Human Movement Science*, 22(6), p597-610, 2004.