

早稲田大学審査学位論文  
博士（スポーツ科学）

## 後脛骨筋の筋活動解析

-ワイヤ電極を用いた筋活動測定-

Analysis for muscle activity of the tibialis posterior

-Measurement with wire electrodes-

2018年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

阿久澤 弘

AKUZAWA, Hiroshi

研究指導教員： 金岡 恒治 教授

# 目次

## 第1章 緒言

I. 研究背景	1
II. 先行研究	2
1. 足部運動に関する用語	2
2. 後脛骨筋の解剖と機能	2
1). 解剖	2
2). 機能	3
3. 剛性に関わる足部構造と機能	3
1). 足部アーチ構造	3
2). Midtarsal joint locking mechanism	5
4. 後脛骨筋に関連する障害	7
1). 後脛骨筋腱不全症	7
2). Medial Tibial Stress Syndrome	9
5. 後脛骨筋活動の抑制と促進	11
1). インソール使用による歩行時の後脛骨筋活動変化	11
2). トレーニング時の筋活動比較	12
III. 研究の意義	13
IV. 研究目的	13
V. 研究課題	14

## 第2章 実験設定

I. 実験設定について	16
1. 対象	16
2. 方法	16

1). 筋活動測定	1 6
2). 実験試技	2 0
3). ワイヤ電極による筋活動測定の成否判断	2 2

### 第3章 【課題 1】 走行動作時の後脛骨筋活動と下肢，足部挙動の関連性の検討

#### I. 【課題 1-1】 走行動作時の後脛骨筋，長腓骨筋活動と足部，下肢挙動

1. 背景	2 4
2. 目的	2 5
3. 対象	2 5
4. 方法	2 5
1). 筋活動測定	2 5
2). 三次元動作解析	2 6
3). 実験試技	2 9
4). データ解析	3 0
5). 統計解析	3 5
5. 結果	3 6
6. 考察	4 4
7. まとめ	4 7

#### II. 【課題 1-2】 走行動作時の足部アーチ挙動に影響する筋活動と近位関節挙動

1. 背景	4 8
2. 目的	4 8
3. 対象	4 9
4. 方法	4 9
1). 筋活動測定	4 9

2).	三次元動作解析	4 9
3).	実験試技	4 9
4).	データ解析	4 9
5).	統計解析	5 0
5.	結果	5 1
6.	考察	5 3
7.	まとめ	5 6

#### 第4章 【課題 2】 インソールの使用が下腿筋群の活動に及ぼす影響の検討

I.	【課題 2-1】 インソール着用による歩行時の下腿筋活動の変化	5 7
1.	背景	5 7
2.	目的	5 8
3.	対象	5 8
4.	方法	5 8
1).	筋活動測定	5 8
2).	実験試技	5 9
3).	データ解析	6 0
4).	統計解析	6 1
5.	結果	6 1
6.	考察	6 3
7.	まとめ	6 5
II.	【課題 2-2】 インソール着用による走行時の下腿筋活動の変化	6 6
1.	背景	6 6
2.	目的	6 6

3. 対象	67
4. 方法	67
1). 筋活動測定	67
2). 実験試技	67
3). データ解析	68
4). 統計解析	68
5. 結果	68
6. 考察	70
7. まとめ	71

## 第5章 【課題3】下腿深部筋のエクササイズ時の筋活動解析

I. 【課題3-1】Heel raise 時の下腿深部筋活動解析	72
1. 背景	72
2. 目的	73
3. 対象	73
4. 方法	73
1). 筋活動測定	73
2). 実験試技	73
3). データ解析	75
4). 統計解析	76
5. 結果	76
6. 考察	78
7. まとめ	80

## 第6章 総括

I. 総合考察	8 1
II. まとめ	8 7
謝辞	8 8
参考文献	8 9

## 図表一覧

図 1	足部運動の用語規定	2
図 2	Windlass mechanism	4
図 3	距骨下関節内外がえしによる踵立方関節と距舟関節の関節面	6
図 4	MTSS の症状好発部位と下腿の筋の付着部	10
図 5	筋活動測定 of 被験筋	17
図 6	ワイヤ電極とワイヤ電極を通したカテラン針	17
図 7	後脛骨筋に対するワイヤ電極の刺入位置	18
図 8	後脛骨筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像	18
図 9	長趾屈筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像	18
図 10	腹横筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像	19
図 11	各 MVIC 測定を行った際 of 後脛骨筋活動波形	19
図 12	足部と下肢, 骨盤 of 下腿 of マーカー貼付位置	26
図 13	足部モデル	27
図 14	各運動軸 of 方向と関節運動	28
図 15	走行動作 of 測定を行った走行路	29
図 16	走行時 of 立脚期 of 規定	30
図 17	走行時 of 立脚期 of 分類	31
図 18	解析に用いた足部外がえし / 内がえし挙動	32
図 19	解析に用いた中足部背屈 / 底屈挙動	33
図 20	解析に用いた股関節 of 関節挙動	33
図 21	解析に用いた膝関節 of 関節挙動	33
図 22	解析に用いた踵骨傾斜挙動	34
図 23	走行時 of 後脛骨筋と長腓骨筋活動波形	36
図 24	走行時 of 各足部挙動	38

図 25	股関節，膝関節，踵骨傾斜角度の挙動	39
図 26	接地期の後脛骨筋活動量と足部挙動の相関	40
図 27	推進期の後脛骨筋活動量と足部挙動の相関	40
図 28	長腓骨筋活動量と股関節内転角度変化量の相関	41
図 29	長腓骨筋活動量と足関節最大背屈角度の相関	41
図 30	立脚期全体の TP/PL 比と下肢，足部挙動の相関	42
図 31	推進期の TP/PL 比と下肢，足部挙動の相関	43
図 32	走行時の足部各部位の内外がえし挙動	44
図 33	健常成人と後脛骨筋腱不全症患者の歩行時後脛骨筋活動比較	45
図 34	扁平足と正常足のアライメント比較	50
図 35	走行動作立脚期の体幹と殿筋の筋活動波形	51
図 36	走行動作立脚期の大腿筋の筋活動波形	51
図 37	走行動作立脚期の下腿筋の筋活動波形	51
図 38	重心位置の変化と，距骨下関節に発生する運動モーメント	54
図 39	踵骨内側傾斜角度と下腿軸	55
図 40	後脛骨筋と長趾屈筋のワイヤ電極刺入位置	58
図 41	実験に使用した靴とインソール	59
図 42	歩行時の立脚期の分類	60
図 43	裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動量比較	62
図 44	歩行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動波形	62
図 45	走行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動量比較	69
図 46	走行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動波形	69
図 47	3つの肢位での heel raise	74
図 48	解析に用いた heel raise 時の筋活動区間	75
図 49	各筋の各肢位による heel raise 時の筋活動量	77



図 50	後脛骨筋腱と長腓骨筋腱の足底部での交叉	8 2
図 51	足部アーチが低下した際の筋機能	8 3
図 52	床反力の伝達方向と下腿の傾斜角度	8 6
表 1	後脛骨筋腱不全症のステージ分類	8
表 2	解析に用いた股関節，膝関節，後足部，中足部，前足部の関節挙動	3 5
表 3	足部各部位の挙動	3 7
表 4	股関節，膝関節，踵骨傾斜の挙動	3 7
表 5	各アーチ低下挙動に影響を与える因子	5 2
表 6	各条件における歩行各期の筋活動量比較	6 3
表 7	各条件における走行各期の筋活動量比較	7 0
表 8	各肢位における heel raise 時の筋活動量比較	7 6

## 第1章 緒言

### I. 研究背景

足部は、立脚時に床面と唯一接する部分であり、衝撃吸収や力の伝達などの様々な機能が要求される。そのため、荷重下での動作時には、足部の剛性を適宜変化させて状況に応じた機能的要求に対応する必要がある。歩行における一步の中でも、接地時の衝撃吸収や蹴り出しに向けた力の伝達に適した性状に逐次変化させて、運動効率を高めている。さらに、接地面の形状に合わせて距腿関節や距骨下関節、その他の足部関節が動くことで、不整地であっても直立位を保つことが可能となる。

このような足部の複雑な運動制御機能に対して、靭帯や関節包などの静的支持機構による安定化のみでは十分に対応することができない。そのため、筋による動的なコントロールが必要となる。下腿の筋群は距腿関節や距骨下関節をまたいで足根骨や中足骨、趾骨に付着するものが多い。それらの筋は足部内在筋と比較して筋ボリュームが大きい。そのため、関節に与える回転トルクも大きくなる。このことから、下腿の筋群は足部の関節運動制御に大きな影響を与えることが推察される。同時に、下腿の筋群が正常に機能しない場合、足部の運動制御機能は機能不全を起こすと考えられる。

下腿内側を走行する後脛骨筋は、足部の内側縦アーチ保持や距骨下関節の運動に寄与している。足部内側縦アーチや距骨下関節の運動は、足部剛性に大きな影響を与えるため、後脛骨筋の筋活動は、足部機能に重要な役割を持つ。そのため、後脛骨筋の活動様式を明らかにすることは、複雑な足部機能を解明するために必要であると考えられる。しかし、後脛骨筋は下腿深層に位置するため、表面電極では筋活動を測定できず、電極の刺入による侵襲を伴うワイヤ電極を使用しなければならない。そのため、後脛骨筋の筋活動を測定した研究は限られているのが現状である。

現在までに過去の研究によって明らかになっている、後脛骨筋の解剖、機能、足部機能に与える影響、関連する障害、治療アプローチ方法をまとめる。そのうえで、今後のスポーツ医学の発展に寄与するための、本研究の意義、目的を述べる。

## II. 先行研究

### 1. 足部運動に関する用語

足部の運動は、矢状面，前額面，水平面上での運動とそれら 3 軸での運動を複合した運動からなっている．前額面の運動方向の名称をみると，前額面上の単軸運動を内がえし（inversion）／外がえし（eversio）と記載する文献と，回外（supination）／回内（pronation）と記載する文献が存在する．本論文では，日本足の外科学会の用語規定に則り，前額面上の単軸運動を内がえし／外がえしとした（図 1）[1]．また，底屈，内旋（内転），内がえしの複合運動を回外として，背屈，外旋（外転），外がえしの複合運動を回内とした．

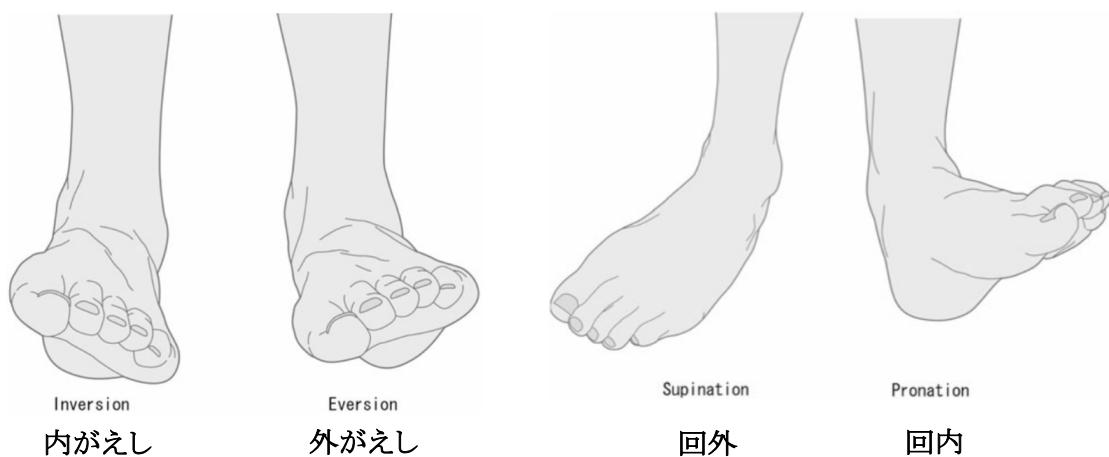


図 1 足部運動の用語規定（文献 1 より抜粋・改変）

### 2. 後脛骨筋の解剖と機能

#### 1) 解剖

後脛骨筋は下腿深部後方のコンパートメント内に位置する筋である[2]．脛骨内後面，骨間膜，腓骨を起始に持ち，下腿内側を走行して下腿遠位 1/3 から腓へと移行する．腓は屈筋支帯によって足根管に保持されており，内果後方部分では平坦化し，線維軟骨は豊富だが，血流に乏しい特徴を持つ．屈筋支帯は遠位にて後脛骨筋腱鞘，三角靭帯と癒合する[3]．内果後方を通過した後脛骨筋腱は，足部の多部位に停止する．最も大き

い付着部は舟状骨粗面である。また、楔状骨、第 2, 3, 4 中足骨、短母趾屈筋にも付着する。

## 2). 機能

後脛骨筋腱は距骨下関節の内側を通過するため、下腿の筋の中でも距骨下関節に対して最大の内がえしモーメントを発生させる[4, 5]。同時に、距腿関節底屈作用も有するが、下腿三頭筋などと比較してモーメントアームは 1/6 程度と小さい[5]。また、荷重時の重要な機能として、足部内側縦アーチの保持に寄与している[2, 6, 7]。死体足を用いた研究では、後脛骨筋腱を起始方向に引いて筋収縮を模倣することで、垂直方向の cyclic load に対して、内側縦アーチの低下が減少したと報告されている[6]。それらの基礎研究から、後脛骨筋には距骨下関節内がえし作用や足部内側縦アーチの保持機能があることがわかっている。さらに、近年ではワイヤ電極を用いて歩行時の筋活動測定を行った研究が散見される。健常者を対象としてワイヤ電極にて後脛骨筋活動を測定した研究では、後脛骨筋は歩行の立脚初期と後期に二峰性の筋活動パターンを示すと報告している[8, 9]。正常歩行において、立脚初期である荷重応答期から足底接地期にかけて、距骨下関節は外がえしする[10, 11]。この立脚初期の距骨下関節の外がえしに対して、後脛骨筋は遠心性収縮によって過度の外がえしを制御しているとされている[9]。また、立脚後期には距骨下関節は逆に内がえしする[12]。その際、距腿関節底屈、距骨下関節内がえし作用を有する後脛骨筋は、この足部挙動に対する主動筋として働くと推察される。

## 3. 剛性に関わる足部構造と機能

### 1). 足部アーチ構造

足部には内側縦アーチ、外側縦アーチ、横アーチの 3 つのアーチ構造が存在し、長および短足底靭帯やバネ靭帯、足底腱膜によって静的に支持されている[13]。それらの静的支持機構の中でも特に、足底腱膜の足部アーチ保持に対する寄与率は高い。足底腱膜

は踵骨結節内側を起始に持ち、前足部と内外側筋間中隔に付着する強固な腱膜である。足部に体重負荷がかかった際、それらの静的支持機構が軽度伸長されて、アーチが撓むことで衝撃吸収に有利な構造となっている。一方、歩行や走行の蹴り出し時に中足趾節関節が背屈されると、足底腱膜は付着する趾骨に引かれて緊張を増す。そのため、足底腱膜の付着する中足骨頭と踵骨は引き寄せられ、足部アーチ高は上昇する（図 2）。この作用は **Windlass mechanism** と呼ばれ、筋活動を伴わずにアーチ高を上げることができる[14]。このことで、足部剛性は高まり、蹴り出し時の力伝達効率を高めることに寄与する。

このような静的支持機構と共に、筋による動的支持機構も足部アーチ保持に重要な役割を果たす。長趾屈筋や長母趾屈筋は、歩行中に等尺性収縮によって内側縦アーチを保持している[15]。また、後脛骨筋は足部アーチの頂点となる舟状骨に停止を持ち、内側縦アーチ保持に非常に重要な筋である[2, 6, 7]。Thordarson らは死体を用いて、アキレス腱、後脛骨筋腱、長趾屈筋腱、長母趾屈筋腱、長腓骨筋腱、短腓骨筋腱をケーブルによって引き、各筋の筋収縮を模倣した際の、内側縦アーチの角度変化を解析した[7]。その結果、単独の筋としては後脛骨筋の収縮が最も内側縦アーチを挙上させた。

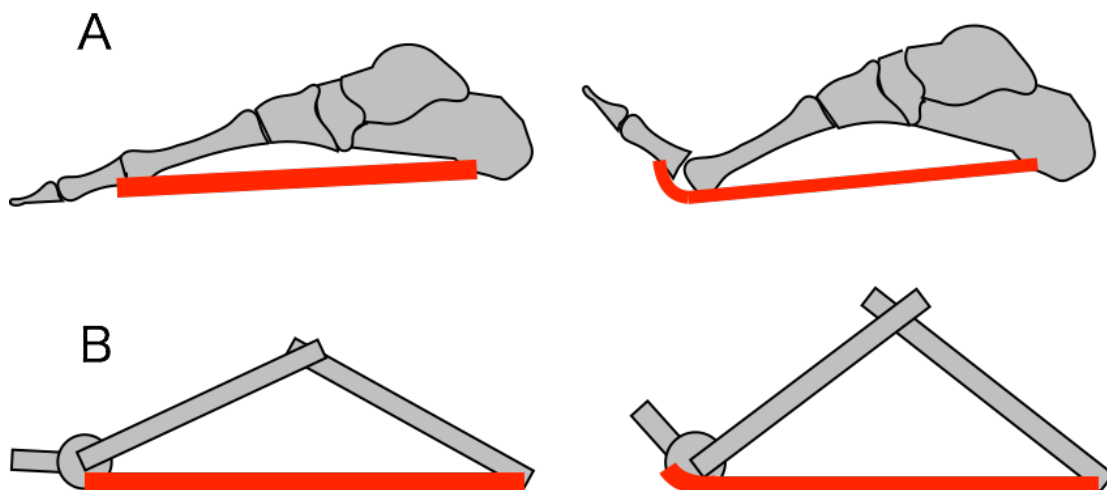


図 2 Windlass mechanism[14]

A: 中足趾節関節の背屈による足底腱膜の伸長と内側縦アーチの挙上. B: Windlass mechanism のモデル

## 2). Midtarsal joint locking mechanism

歩行の荷重応答期に足部は柔軟性を増し、接地による衝撃吸収効率を高めると共に、接地面に合わせた形状をとる[16]。一方、立脚後期には逆に足部剛性を高め、力の伝達効率を高める。このような足部剛性の変化は、前述の **Windlass mechanism** による足底腱膜の緊張によるものもあるが、横足根関節を形成する踵立方関節と距舟関節の相対的な位置に影響を受けるとされている[17]。それら 2 つの関節による剛性の変化は **Midtarsal joint locking mechanism** と呼ばれる。距骨下関節の外がえしによって、踵立方関節と距舟関節の関節面はより平行となり、運動の自由度が増すことで足部は柔軟になる[17] (図 3A)。死体足を用いた研究では、距骨下関節を外がえしさせることで、足根中足関節の底背屈角度が増加したと報告している[11]。一方、距骨下関節の内がえしによって踵立方関節は距舟関節の下方に移動することになり、運動が制限されるため足部剛性が高まる[11, 16] (図 3B)。また、距骨下関節の内がえしは、バネ靭帯と長踵立方靭帯を緊張させる。そのため、同様に足部剛性が高まることになる[17]。

これらの距骨下関節と横足根関節の運動コントロールは、距骨下関節の内外側を走行し、距骨下関節内外がえし作用を持つ後脛骨筋と腓骨筋群が重要な役割を担う。後脛骨筋の収縮は距骨下関節を内がえしさせて横足根関節を固定すると共に、内側縦アーチを保持することで、足部剛性を高める作用を持つ[2, 18]。一方、長腓骨筋は距骨下関節を外がえしさせることで、足部柔軟性を増し、接地時のエネルギー散逸率を上昇させる作用を持つ[19]。Murley らによるワイヤ電極を使用した研究では、歩行時の後脛骨筋と長腓骨筋の活動時期はほぼ重なっており、距骨下関節の動きを下腿の両側からコントロールしていると考察されている[9]。そのため、後脛骨筋と腓骨筋群は拮抗筋として距骨下関節、横足根関節の運動をコントロールし、足部剛性と柔軟性を調整していると考えられる。

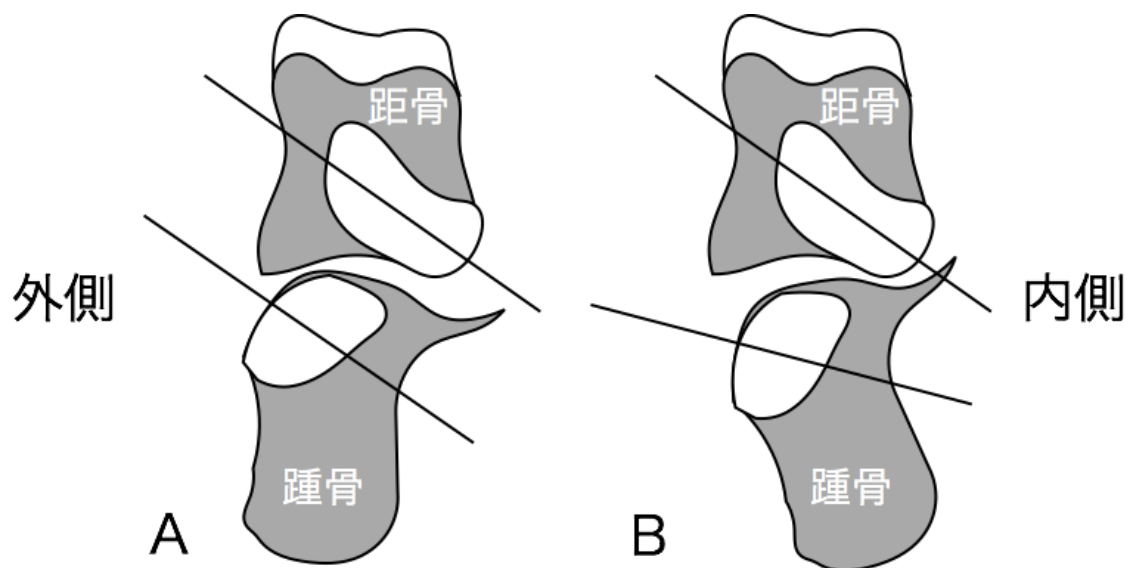


図3 距骨下関節内外がえしによる踵立方関節と距舟関節の関節面[11]

A：距骨下関節外がえし位．踵立方関節と距舟関節の関節面（白い部分）はより平行となり，足部は柔軟になる．B：距骨下関節内がえし位．踵立方関節は距舟関節の下方に位置することで，足部の剛性は高まる．

#### 4. 後脛骨筋に関連する障害

##### 1). 後脛骨筋腱不全症

後脛骨筋腱の機能不全は、成人の後天性扁平足の原因としてもっとも多くみられる病態で、およそ 80%の扁平足症例に認められる[20]。後脛骨筋腱不全症の病因は、機械的ストレスの繰り返し、炎症、退行変性、外傷などが挙げられる[18]。機械的ストレスの繰り返しには、足部の過回内が関わっていると考えられている[21]。また、Holmes らは、後脛骨筋腱不全が原因の後天性扁平足患者 67 名を対象に、後脛骨筋腱不全に関わる因子を後ろ向きに調査した[22]。その結果、女性が 67%と多く、また直接的な外傷が原因のものは 43%と半数以下であった。さらに、高血圧、肥満、糖尿病、ステロイドホルモンの使用、後脛骨筋腱周囲の手術歴のいずれかを持つものが全体の 75%を占めた。このことから、腱への血流障害が関与していると推察されている。

後脛骨筋腱の機能不全は、内側縦アーチの低下に繋がる。そのため、内側縦アーチの保持に関与しているバネ靭帯にかかるストレスが増加する[18]。また、拮抗筋である腓骨筋群による外がえしモーメントに抗することができない場合、距骨下関節は外がえし位となる。その際、アキレス腱の走行が距骨下関節の運動中心より外側に偏移するため、下腿三頭筋の収縮が外反扁平を助長することになる[23]。これらの機能不全が重なることによって、距骨下関節外がえしを制動している三角靭帯にかかるストレスも増加し、内側支持機構全体の機能不全へと繋がっていく[18]。

後脛骨筋腱不全症の症状は、後脛骨筋腱に沿った疼痛や腫脹で、下腿内側中央まで放散痛が出現することもある[18]。腱の病理学的変化として、炎症性変化ではなく、退行変性や腱の線維化が見られることから、腱炎ではなく腱症であるとされている。特に歩行や走行動作にて症状は増悪する。臨床的な評価として、足部後方からの視診によって、足部外がえし、外転位のため外側の足趾が多く観察される“Too many toe sign”が認められる[24]。また、片脚 heel raise を行った際に、挙上困難もしくは、挙上に伴い距骨下関節が内がえしされず、外がえし位のままであることも臨床的な特徴である[20]。



後脛骨筋腱不全症の重症度は、1989年に Johnson & Strom によってステージ I から III の 3 つのステージに分類された[25]。また、ステージ II はさらに II a と II b に分けられる。その後、Myerson によってステージ IV が追加され、現在では 4 つのステージに分類される[23, 26]。表 1 にステージ分類と各ステージの特徴をまとめる。

後脛骨筋腱不全症に対する治療として、保存療法の有効性を示すエビデンスが示されている。Kulig らは後脛骨筋腱不全症のステージ I, II の患者 36 名を、装具群、装具と求心性収縮群、装具と遠心性収縮群の 3 群分けて、randomized controlled trial を行った[27]。求心性収縮群と遠心性収縮群は特別な器具を用いて、後脛骨筋の単独収縮を促す足部内転運動を、それぞれ求心性収縮、遠心性収縮を強調して実施した。その結果、全群で疼痛は減少し、機能は改善したが、求心性、遠心性収縮群は装具のみの群よりも高い改善が見られた。また、Bek らは後脛骨筋腱不全症のステージ I, II, III の患者 56 名を、ホームエクササイズ群と個別療法群に分類して、保存療法の治療効果を検討した[28]。保存療法として、両群ともセラバンドによる後脛骨筋トレーニングを含む運動を実施した。結果として、両群とも介入前後で有意な疼痛の改善が認められた。また、有意な群間差は認められなかったが、個別療法群では下腿筋群の筋力など、より多くの評価項目で有意な改善がみられた。これらの研究から、後脛骨筋のトレーニング、装具による後足部の安定化と足部アーチ保持によって、後脛骨筋腱不全症の症状、機能の改善が認められることが明らかになっている。

表1 後脛骨筋腱不全症のステージ分類 [22, 24, 25]

ステージ	特徴
I	後脛骨筋腱の腱滑膜炎や退行変性で、足部の変形やアーチの低下は認めない。腱の機能は正常。片脚heel raise可能もしくは多少の弱化。
II a	後脛骨筋腱の延長と著明な退行変性。足部アーチ低下、後足部外反が認められるが、中足部の外転はない。変形は徒手的に修正可能。片脚heel raise困難。Too many toes sign陽性。
II b	後脛骨筋腱の延長と著明な退行変性。足部アーチ低下、後足部外反と前中足部外転が認められる。変形は徒手的に修正可能。片脚heel raise困難。Too many toes sign陽性。
III	後脛骨筋腱の延長と著明な退行変性。足部アーチ低下、後足部外反、前中足部外転が認められる。変形は徒手的に修正不可能。片脚heel raise困難。Too many toes sign陽性。
IV	三角靭帯の機能不全による距骨外側傾斜。変形は徒手的に修正不可能。

## 2). Medial Tibial Stress Syndrome

Medial Tibial Stress Syndrome (MTSS) は、運動によって引き起こされる脛骨後内側の疼痛で、疲労骨折や虚血性による疼痛は除外したものと定義されている[29]。疫学的には、長距離ランナーに多く見られる障害で、ランニング障害全体の 13.2~17.3% を占める。男女で比べると、女性は 1.91 倍発症リスクが高いと報告されている[30]。主な症状は脛骨内側遠位 1/3 に沿った疼痛で、荷重動作によって増悪する[31, 32]。また、同部位に圧痛も認められる。

MTSS の病態は明確にされていないが、組織学的な研究にて、骨膜の肥厚はあっても炎症反応はほとんどみられないことが判明している[32, 33]。一方、脛骨内側遠位 1/3 の皮質骨骨密度低下が報告されている[32, 34, 35]。そのため、皮質骨の微細損傷とリモデリングが関与しているとの推察がなされている。

後脛骨筋の筋活動は、"Traction-induced"と呼ばれる MTSS の発症メカニズムに関与しているとされている。このメカニズムは、脛骨の骨膜や皮質骨に対して、筋収縮による牽引ストレスが繰り返しかかることが原因と考えられている。脛骨後内側面に付着する後脛骨筋、長趾屈筋、ヒラメ筋はこの牽引力を発生する筋であると考えられてきた[31]。しかし、近年の解剖学的研究では、後脛骨筋は症状の好発部位である脛骨内側遠位 1/3 に付着していないため、牽引ストレスに関わる可能性は低いとされている(図 4)[31, 36, 37]。一方、直接の付着はなくても、後脛骨筋、長趾屈筋、ヒラメ筋の収縮が下腿筋膜を介して、骨膜や皮質骨に牽引ストレスを加えるとの報告もみられる[32, 38, 39]。このように、後脛骨筋が MTSS の発症メカニズムにどのように関与しているのかは、未だ不明である。

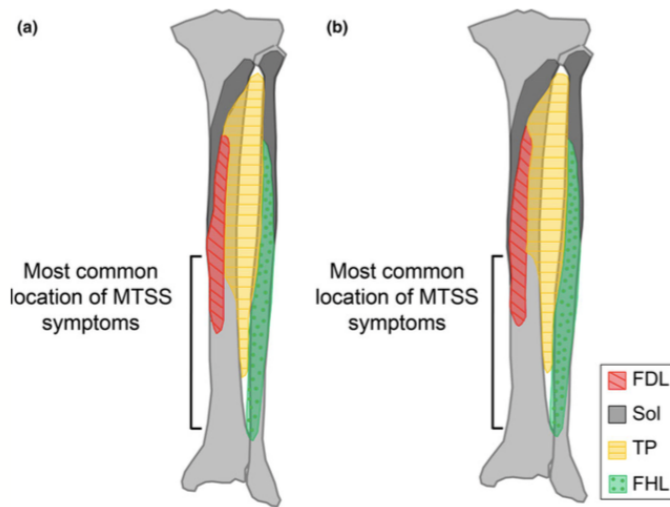


図4 MTSSの症状の好発部位と下腿の筋の付着部（文献37より抜粋）

後脛骨筋は脛骨内側への付着を認めなかった。a:男性, b:女性。FDL:長趾屈筋, Sol:ヒラメ筋, TP:後脛骨筋, FHL:長母趾屈筋

舟状骨高の低下や回内足は、MTSSのリスクファクターとして、systematic reviewにておいても示されている[30, 40, 41]。これらのリスクファクターとなる足部挙動に対して、後脛骨筋は強い制動作用を有するため、動作のたびに強い張力が発生することになる。SaekiらはMTSS既往者とコントロール群の下腿筋群の筋硬度を、超音波エラストグラフィを用いて測定した[42]。その結果、長趾屈筋と後脛骨筋の筋硬度が既往群において有意に高い結果となった。このことから、直接の付着はなくとも、なんらかのメカニズムで後脛骨筋はMTSSの発症に関与していると推察される。そのため、後脛骨筋の活動を抑制することが、MTSSの予防、もしくは患者に対する治療アプローチとして有効である可能性がある。

## 5. 後脛骨筋活動の抑制と促進

### 1). インソール使用による歩行時の後脛骨筋活動変化

歩行時の後脛骨筋活動は、ワイヤ電極を使用した研究によって明らかにされている[8, 9, 43, 44]. さらに、いくつかの研究では、インソール使用の有無による歩行時の後脛骨筋活動変化を検討している. Murley らは、無症候性扁平足の成人男性 30 名を対象に、靴のみ、熱可塑性インソール、カスタムメイドインソール着用の 3 条件で、歩行時の後脛骨筋活動を測定した[43]. その結果、熱可塑性インソール、カスタムメイドインソールは靴のみと比較して、接地期の後脛骨筋活動を有意に低下させた. しかし、熱可塑性インソールとカスタムメイドインソールの間に有意差は認めなかった. また、立脚中期から推進期にかけては、いずれの条件間にも有意差はなかった. 立脚初期の後脛骨筋活動は、距骨下関節外がえしを遠心性収縮により制動していると考えられている[9]. Murley らが使用したインソールは、熱可塑性インソールには 6 mm の内側ヒールウェッジがついており、カスタムメイドインソールには内がえし方向に 20° の傾斜がつくように作成されていた. そのため、立脚初期の距骨下関節外がえし運動がインソールによって制動され、後脛骨筋の機能が代償されたことで、筋活動量が低下したと推察されている. この内がえし方向の傾斜を加えたインソールによる、距骨下関節外がえしの減少は、systematic review によっても確認されている[45]. これらの研究結果から、MTSS のように後脛骨筋の収縮が関わりと考えられるような病態に対して、インソールの使用は有効である可能性がある.

## 2). トレーニング時の筋活動比較

ワイヤ電極を使用して種々のトレーニング時の後脛骨筋活動を測定した研究は、渉猟し得る限り見当たらない。しかし、トレーニング前後の MRI 信号強度変化によって筋活動量を評価した研究結果が報告されている。Kulig らは、座位で足部を接地させた状態での足部内転抵抗運動、片脚 heel raise、足部を接地させない状態での足部内がえし抵抗運動前後の、MRI 信号強度を測定した[46]。この MRI を用いた評価では、信号強度の変化が大きければ、それだけ筋活動量も大きかったことを意味する。その結果、足部内転運動は足部内がえし運動よりも有意に大きい信号強度変化を示した。この研究では、他の下腿筋群の信号強度変化も検討しており、足部内転運動は他の筋群の信号変化を伴わなかった。そのため、足部内転運動が、もっとも後脛骨筋を単独収縮させられる運動として推奨している。また、Kulig らは無症候性扁平足の成人 6 名を対象に、裸足と靴とインソールを着用した状態の 2 条件で、同様の足部内転運動を行い、MRI 信号強度変化を比較、検討している[47]。その結果、靴とインソール着用時の方が、足部内転運動前後の後脛骨筋 MRI 信号強度変化が有意に大きかった。このことから、インソールによる扁平足のアライメント補正が、後脛骨筋活動を促したのではないかと推察されている。

### III. 研究の意義

このように、後脛骨筋は足部のアーチ保持や足部剛性の調整に関わる筋であり、足部機能に重要な役割を持つ。しかし、生体にて後脛骨筋活動測定と足部の動作解析を同時に行った研究は、渉猟し得る限り見当たらない。そのため、後脛骨筋活動と足部挙動の関連性を検討することは、後脛骨筋の機能を深く解明するために重要と考える。さらに、後脛骨筋活動に関する過去の研究は、概ね歩行時の筋活動を測定したものである[8, 9, 43, 44]。O'Connorらはワイヤ電極を使用して走行時の後脛骨筋活動を測定しているが、適切にデータ測定できたのは4名だけと少ない[48]。MTSSは長距離ランナーなどのスポーツ競技者に多く発症する障害である。このことから、走行や着地動作などのスポーツ関連動作時の筋活動を明らかにすることが、スポーツ障害予防に必要であると考えられる。

これらのことから、後脛骨筋活動と足部挙動を同時に測定することで、生体における筋活動と実際の動作の関連を明らかにし、筋機能の解明に寄与することができる。特に、走行や着地動作などのスポーツ関連動作中の筋活動と足部挙動解析は、スポーツ医学において大きな意味を持つと考える。その上で、スポーツ関連動作中に、筋活動量を低下させる方法や、逆に筋活動を促進させるトレーニング方法を再考することも、意義深いと思われる。このことで、後脛骨筋の過活動、機能低下に関連する障害の予防もしくは治療につながると考える。

### IV. 研究目的

本研究の目的は、スポーツ関連動作における後脛骨筋活動を検討し、筋機能を明らかにすることである。そのため、筋活動と足部挙動の関連性を解析し、後脛骨筋活動による足部挙動の変化を調べることにした。また、臨床的に使用されるインソールが後脛骨筋活動に与える影響を調べると共に、荷重位における効率的なトレーニング方法の確立を目指した。

## V. 研究課題

本研究の目的を達成するために、以下の研究課題を設けた。

### 【課題 1】 走行動作時の後脛骨筋活動と下肢，足部挙動の関連性の検討

#### I. 【課題 1-1】 走行動作時の後脛骨筋，長腓骨筋活動と足部，下肢挙動

走行時の後脛骨筋活動パターンを明らかにすると共に，三次元動作解析による後足部，中足部，前足部，下肢関節挙動を解析し，後脛骨筋や長腓骨筋の活動との関連性を検討する。

#### II. 【課題 1-2】 走行動作時の足部アーチ挙動に影響する筋活動と近位関節挙動

課題 1-1 では，後脛骨筋活動量と長腓骨筋の活動量，下肢，足部関節挙動の関係を検討した。後脛骨筋の筋活動は足部アーチ保持に重要と考えられるが，その他の因子も足部アーチの保持には関わっていると考えられる。そのため，課題 1-2 では後脛骨筋も含めて，どの筋の活動量，下肢関節挙動が足部アーチの低下に関わるのかを明らかにすることを目的とした。

### 【課題 2】 インソールの使用が下腿筋群の活動に及ぼす影響の検討

#### I. 【課題 2-1】 インソール着用による走行時の下腿筋活動の変化

インソールの使用は歩行や走行時の足部外がえし角度制動するとされている。そのため，インソールの使用によって走行時の後脛骨筋，長腓骨筋，長趾屈筋の筋活動が変化するかを，裸足，靴のみ，インソール挿入の 3 条件で比較，検討する。

#### II. 【課題 2-2】 インソール着用による走行時の下腿筋活動の変化

歩行よりもさらに着地時の床反力の大きく，足部の外がえし挙動も大きい走行動作において，インソール使用が下腿筋の筋活動に影響を与えるかを明らかにする。そのため，

歩行と同様に，走行動作時の下腿筋活動を裸足，靴のみ，インソール挿入の 3 条件で比較，検討する．

### 【課題 3】 下腿深部筋のエクササイズ時の筋活動解析

#### I. 【課題 3-1】 Heel raise 時の下腿深部筋活動解析

荷重位での筋機能発揮を目的とした heel raise トレーニングにおいて，最も効果的なトレーニング肢位を明らかにするため，足部肢位と荷重位置を変化させた場合の下腿筋群の活動を比較，検討する．



## 第2章 実験設定

### I. 実験設定について

本博士論文の研究課題は、全て同一の被験者を対象として、複数の試技を各被験者の測定日に1日で測定した。そのため、第2章では実験に際して共通した実験設定を述べる。

#### 1. 対象

対象は健常成人男性 21 名（平均年齢：24 歳，平均身長：168±5.3cm，平均体重：61.9±8.8kg）とした。下肢に障害，外傷があり走行動作が困難なもの，過去1年以内に下肢に手術歴のあるもの，神経筋疾患のあるものは除外した。本実験は，早稲田大学倫理審査委員会によるヒトを対象とする実験の倫理審議，承認を得て実施した（承認番号：2015-010）。被験者には事前に研究趣旨，方法，起こり得るリスクを説明し，書面による同意を得てから実験を実施した。

#### 2. 方法

##### 1) 筋活動測定

被験筋は図5に示す15筋とした。後脛骨筋，長趾屈筋，腹横筋の筋活動を測定にはワイヤ電極を使用した。ワイヤ電極（ユニークメディカル社製）は，両端以外はテフロンによって絶縁加工された0.08mmの双極誘導電極2本を合わせたものを使用した（図6A）。ワイヤ電極は23ゲージのカテラン針に通したのち，先端を折り返して，筋内で筋線維にフックするようにした（図6B）。その後，ワイヤ電極とカテラン針はオートクレーブにて滅菌消毒を行った。

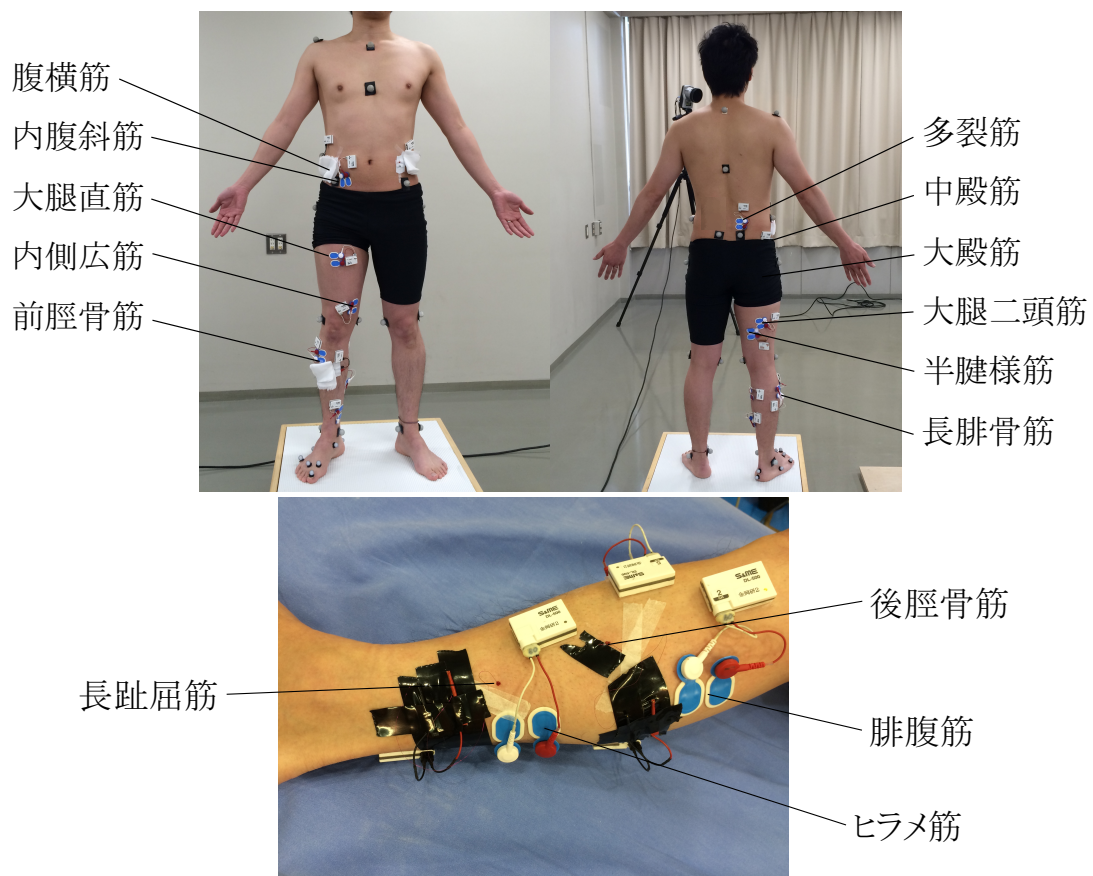


図 5 筋活動測定 of 被験筋

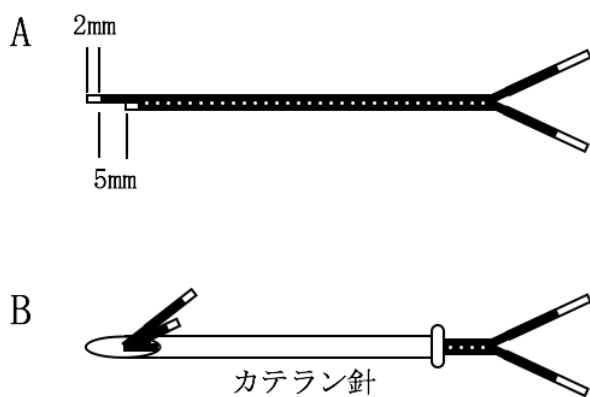


図 6 ワイヤ電極とワイヤ電極を通したカテラン針

A: 双極誘導電極 2 本が合わさっており, 両端以外はテフロン加工にて絶縁されている. B: ワイヤ電極を 23 ゲージのカテラン針に通し, 先端を折り返して筋内でフックするようにした.

ワイヤ電極の刺入は、手技に習熟した一名の医師が、超音波画像診断装置 (LOGIQe, GE 社製) にて筋と周囲の組織を描出しながら行った。後脛骨筋のワイヤ電極刺入経路には前方アプローチと後方アプローチが存在するが、電極の抜けにくさを考慮して、後方アプローチを選択した[49, 50]。後方アプローチによるワイヤ電極の刺入は、下腿長の近位 1/3 内側より脛骨後面に沿うように行った (図 7, 図 8)。



図 7 後脛骨筋に対するワイヤ電極の刺入位置

下腿長の近位 1/3 内側の位置から、超音波画像診断装置にて筋を描出しながら、カテラン針の刺入を行った。

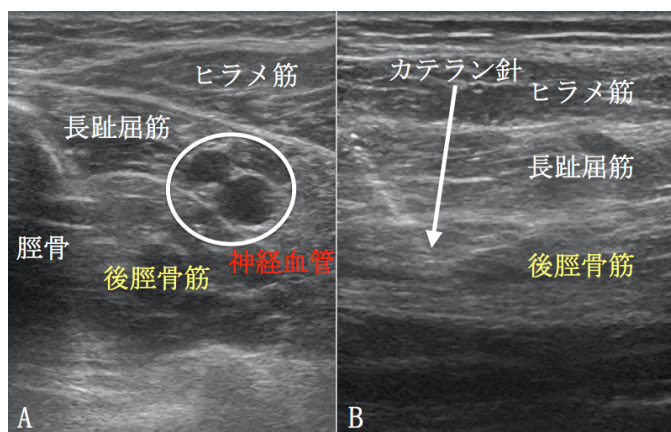


図 8 後脛骨筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像

A : 超音波画像診断装置のプローブを下腿長軸に対して水平にあてた際の、後脛骨筋と周辺組織の組織。 B : プローブを下腿長軸に対して平行にあてて、カテラン針を刺入した際の画像。

長趾屈筋へのワイヤ電極の刺入は下腿長の 1/2 内側より，後脛骨筋と同様に脛骨後方を沿うように行った（図 9）．また，腹横筋へのワイヤ電極刺入は，超音波画層診断装置のプローブを臍から外側に移動させ，外腹斜筋，内腹斜筋，腹横筋の 3 層を確認しながら行った（図 10）．

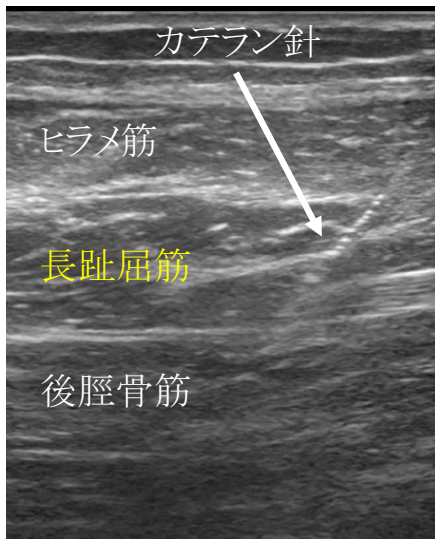


図 9 長趾屈筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像

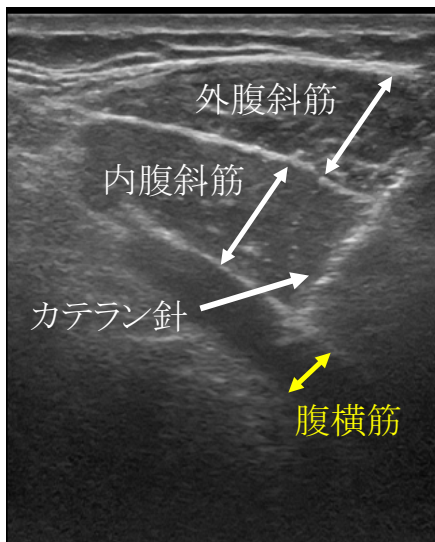


図 10 腹横筋に対するワイヤ電極刺入時の超音波画像

後脛骨筋，長趾屈筋，腹横筋へのワイヤ電極刺入後，カテラン針のみを抜去し，各筋の随意的な筋収縮を数回行うことで，折り曲げたワイヤ電極の先端が筋内にフックするようにした．ワイヤ電極の末端をワイヤレス筋電計（BioLog DL500, S&ME 社製）に繋いで筋活動測定を行った．

後脛骨筋，長趾屈筋，腹横筋以外の筋活動測定には表面電極（ブルーセンサー，株式会社メッツ社製）を使用した．十分な皮膚処理後，直径 8mm の表面電極を各筋の筋腹に対して直行するように 2 枚貼付した．貼付位置は，SENIAM の方法に準じて行った [51]．表面電極による筋活動測定は，ワイヤ電極と同様にワイヤレス筋電計（BioLog DL500, S&ME 社製）にて測定した．サンプリングレートは 1000Hz とした．

## 2) 実験試技

実験試技は歩行，走行，30cm の台からの着地動作とドロップジャンプ，heel raise，エラスチックバンドを用いた足関節内がえし抵抗運動，タオルギャザー，各筋の等尺性最大随意収縮（MVIC）とした．各試技の実施順はランダムとしたが，MVIC は実験の最後に測定にした．実験の際に行った試技全てをここに記載したが，本論文では歩行，走行，heel raise の実験試技から得られたデータから章を構成した．歩行，走行，heel raise の詳細な実験試技は各章で説明する．

各筋に対する MVIC 試技は下記の通りである．各 MVIC 試技は全て一名の理学療法士が抵抗を加えて 5 秒間測定した．

### 後脛骨筋

測定肢位：下腿を下垂させた座位姿勢

抵抗運動：足関節内がえし，底屈，内転運動に対して徒手的に抵抗を加えた

### 長趾屈筋

測定肢位：下腿を下垂させた座位姿勢

抵抗運動：足趾屈曲に対して徒手的に抵抗を加えた

## 腹横筋

測定肢位：背臥位

抵抗運動：抵抗は加えず，最大努力によって下腹部を背面に向かって引き込むように筋収縮を行うように指示をした

## 内腹斜筋

測定肢位：背臥位から体幹を屈曲させて，上体を起こした姿勢．一名の検者が被験者の足部を固定した

抵抗運動：体幹の左回旋運動に対して徒手的に抵抗を加えた

## 腰部多裂筋

測定姿勢：腹臥位で一名の検者が被験者の足部を固定した

抵抗運動：体幹の伸展運動に対して徒手的に抵抗を加えた

## 大殿筋

測定姿勢：腹臥位

抵抗運動：膝関節屈曲位での股関節伸展運動に対して徒手的に抵抗を加えた

## 中殿筋

測定姿勢：左側臥位

抵抗運動：股関節外転運動に対して，下腿遠位に徒手的に抵抗を加えた

## 大腿直筋

測定肢位：下腿を下垂させ，膝関節 90° 屈曲位での座位姿勢

抵抗運動：膝関節伸展運動に対して徒手的に抵抗を加えた

## 内側広筋

測定肢位：膝関節完全伸展位からわずかに屈曲させた座位姿勢

抵抗運動：膝関節伸展運動に対して徒手的に抵抗を加えた

## 大腿二頭筋

測定肢位：腹臥位

抵抗運動：膝関節屈曲運動に対して徒手的に抵抗を加えた

半腱様筋

測定肢位：腹臥位

抵抗運動：膝関節屈曲運動に対して徒手的に抵抗を加えた

腓腹筋

測定肢位：膝関節伸展位での座位

抵抗運動：距腿関節底屈運動に対して徒手的に抵抗を加えた

ヒラメ筋

測定肢位：膝関節屈曲位での座位

抵抗運動：距腿関節底屈運動に対して徒手的に抵抗を加えた

前脛骨筋

測定肢位：膝関節屈曲位での座位

抵抗運動：距腿関節背屈運動に対して徒手的に抵抗を加えた

長腓骨筋

測定肢位：膝関節屈曲位での座位

抵抗運動：足関節外がえし，外転運動に対して徒手的に抵抗を加えた

### 3) ワイヤ電極による筋活動測定の成否判断

ワイヤ電極による筋活動測定の問題点のひとつに，実験試技中にワイヤ電極がターゲットとなる筋内から抜けてしまい，より表層の筋の活動を測定してしまうことが挙げられる．15名の被験者を対象に歩行動作中の後脛骨筋活動を測定した研究では，最終的に解析に用いた被験者数は11名となっている[9]．また，10名の被験者を対象に走行動作中の後脛骨筋活動を測定した研究では，4名のデータしか解析に使用できなかったと報告している[48]．このことから，比較的高い確率でワイヤ電極による測定エラーが発生する可能性がある．

そのため、実験試技の最後に MVIC 測定を行い、各筋に対する MVIC 試技実施時に筋活動波形を認めない、もしくは、他の筋の MVIC 試技を実施した場合の方が、より大きな筋活動量を示した場合、ワイヤ電極による筋活動測定は失敗したと判断した。MVIC 試技にて失敗と判断した例の筋活動データを図 11 に示す。

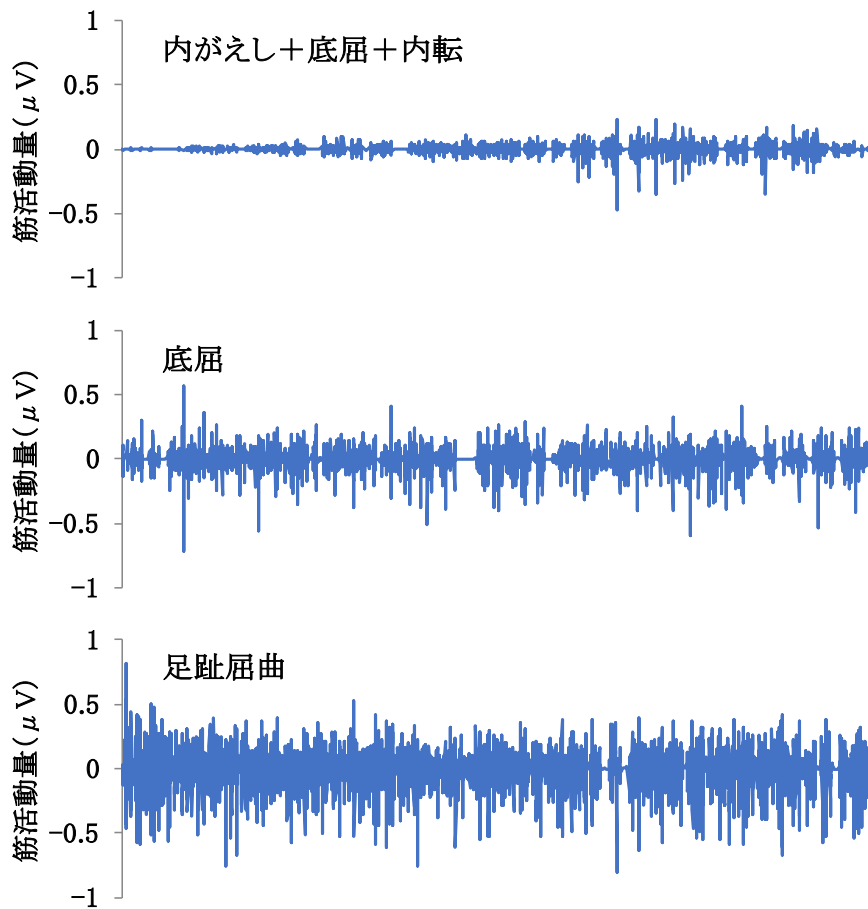


図 11 各 MVIC 測定を行った際の後脛骨筋活動波形

後脛骨筋に対する MVIC 試技である足部内反し+底屈+内転よりも足関節底屈や足趾屈曲の方が、筋活動量が高いため、表層の筋である長趾屈筋の活動を測定していると判断した。



### 第3章

#### 【課題1】 走行動作時の後脛骨筋活動と下肢，足部挙動の関連性の検討

##### I. 【課題1-1】 走行動作時の後脛骨筋，長腓骨筋活動と足部，下肢挙動

###### 1. 背景

近年数多くのマラソンやハーフマラソンの大会が各地域で開催されるようになり，日常的にランニングを行う人の数も増加している．日常的なランニングによって循環器疾患のリスクを減少させるなどの効果もあるが，同時に下肢の障害を発症させる可能性も併せ持つ．走行動作において接地時の床反力は体重の約2.5倍に達するため，繰り返しの動作は，足部，下腿，膝関節にストレスを蓄積させることになる[52]．最もランナーに多い下肢障害はMTSSであり，続いてアキレス腱症，足底腱膜炎が続くと報告されている[53]．これらの障害のリスクファクターとして共通して挙げられているのが，足部アーチの扁平化や過度の外がえし位である[41, 54-56]．後脛骨筋は，これらのようなリスクファクターとなる足部挙動を制動するために重要な役割を果たす．そのため，走行動作において，後脛骨筋の機能は不可欠であるが，走行動作中の後脛骨筋活動を測定した研究は，渉猟し得る限り1つしか報告されていない．その研究の中でReberらは，歩行のような速度の遅い動作では，立脚期における後脛骨筋の活動は2峰性の活動を示すが，走行動作のように速度を上げると1峰性に変化すると報告している[57]．立脚期に足部は柔軟性や剛性を変化させ，衝撃吸収や推進力の伝達に適した性状を使い分けている．これらの機能変化に後脛骨筋が関わっていることを考えると，走行動作の立脚期に筋活動波形が1峰性だとしても，その中での後脛骨筋の役割はより複雑であると考えられる．

一方，腓骨筋群は距骨下関節外がえしの主動作筋であり，後脛骨筋の拮抗筋である[58]．足部の側方安定性は，後脛骨筋と腓骨筋群が共同して機能することで保たれている．しかし，後脛骨筋腱不全症などで，これらの筋の張力バランスが崩れると，足部は外反扁平が強調されることになる[23]．そのため，腓骨筋群の活動量や後脛骨筋との活

動割合を検討することは、重要であると考えられる。このような走行動作における後脛骨筋や腓骨筋群の機能を明らかにするためには、実際の足部、下肢挙動と筋活動を比較し、検討しなければならない。さらに、足部挙動の解析においては、足部を一つの剛体として測定するのではなく、より細かく分節化して解析しなければ、本来の足部機能を考慮した検証はできない。

## 2. 目的

本研究の目的は、後脛骨筋、長腓骨筋活動測定と同時に、下肢と後足部、中足部、前足部に細分化した足部挙動の動作解析を行い、筋活動と各関節挙動がどのように関連しているのかを明らかにすることである。仮説として、後脛骨筋腱不全症患者では、歩行中の後脛骨筋の活動量が高いという報告から[59]、筋活動走行の接地期に後足部、中足部の外がえし角度が大きいものは、その足部挙動を制動するために後脛骨筋活動量が増加していると考えた。また、推進期に後足部、中足部が内がえしして足部剛性を高める際、後脛骨筋の活動量が高いほど、この内がえし角度は大きくなると仮説を立てた。

## 3. 対象

21名中筋活動、三次元動作解析のデータの揃っていた13名を対象とした(平均年齢: 23歳, 平均身長:  $169.1 \pm 5.7\text{cm}$ , 平均体重:  $61.8 \pm 9.2\text{kg}$ )。

## 4. 方法

### 1) 筋活動測定

筋活動測定は第2章で述べた方法で行った。

## 2) 三次元動作解析

足部，下腿の運動挙動を解析するために，Rizzoli Foot Model および IOR Full Gait Model に準じて，反射マーカ―を右足部に 11 箇所，右下腿に 4 箇所，右大腿に 4 箇所，骨盤に 4 箇所両面テープにて貼付した．貼付位置は図 12 の通りである．Rizzoli Foot Model は他の足部動作解析モデルと比較して，最も信頼性が高いとされている[60, 61]．三次元動作解析には赤外線カメラ（OQUS，QUALISIS 社製）8 台を使用した．足部は各マーカ―より前足部，中足部，後足部のモデルを作成した（図 13）[12]．

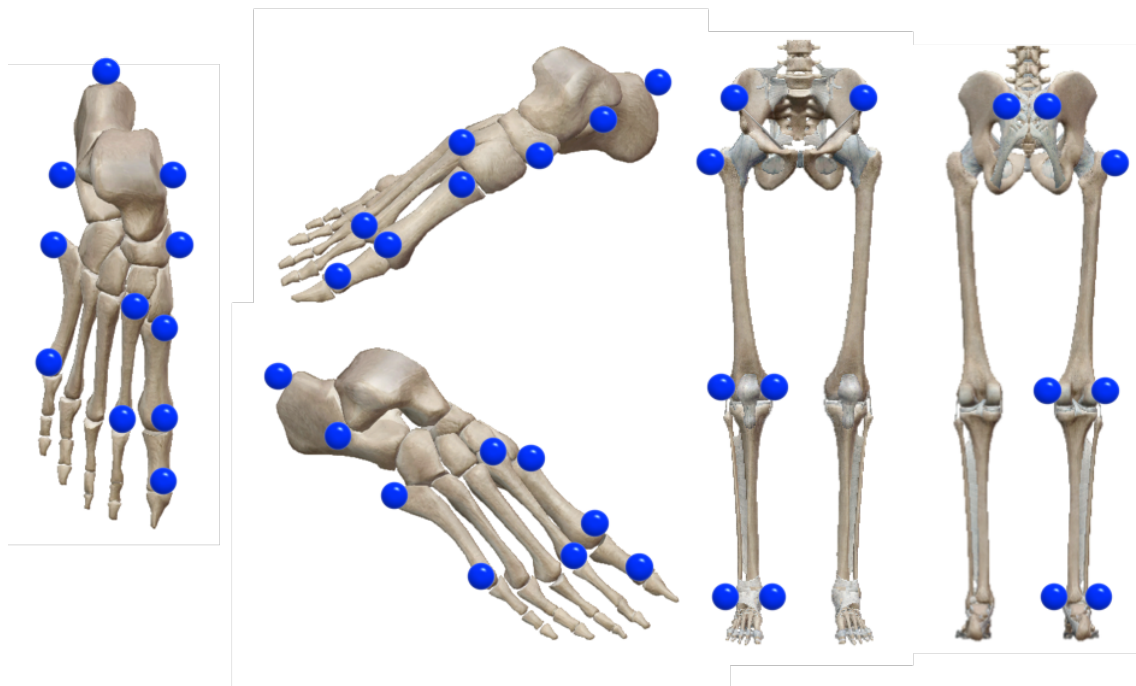


図 12 足部と下肢，骨盤のマーカ―貼付位置

反射マーカ―を足部 12 箇所，下腿 4 箇所，大腿 3 箇所，骨盤 4 箇所に貼付した．貼付位置は下記の通りである．第一基節骨遠位，第一中足骨頭，第二中足骨頭，第五中足骨頭，第一中足骨底，第二中足骨底，第五中足骨底，舟状骨粗面，載距突起，距骨滑車，踵骨，内果，外果，脛骨粗面，腓骨頭，内側上顆，外側上顆，大転子，左右上前腸骨棘，左右上後腸骨棘．

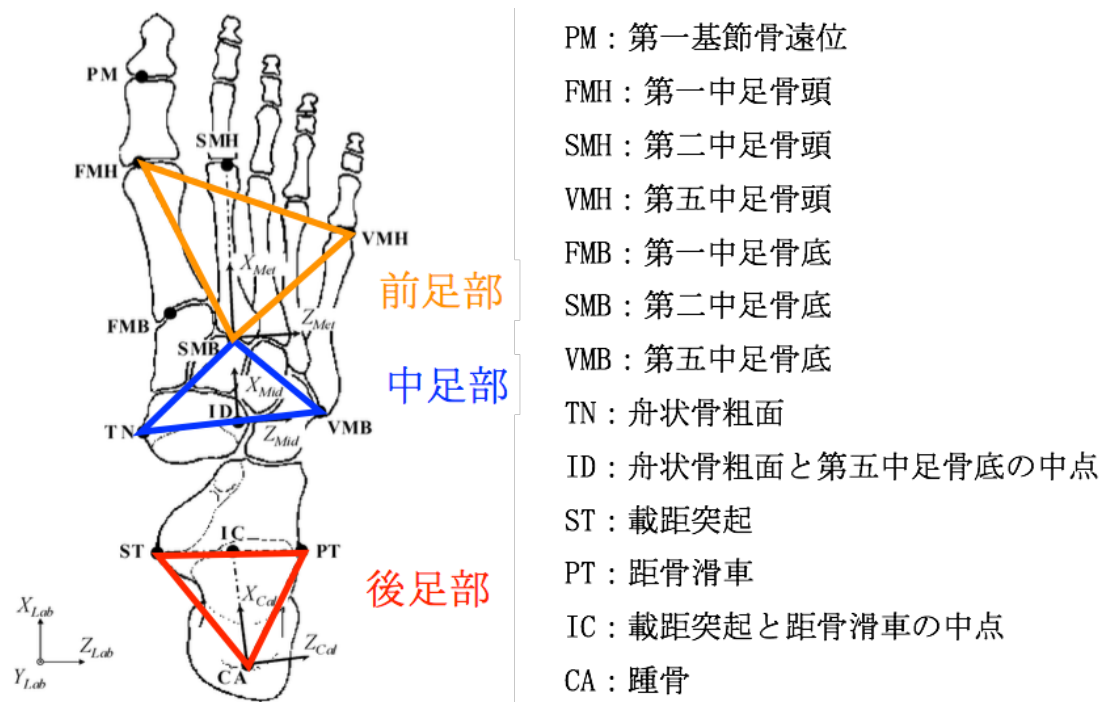
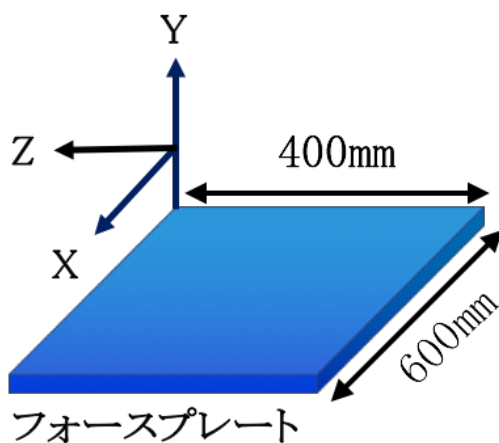


図 13 足部モデル (文献 11 より抜粋・改変)

フォースプレートに対して矢状軸を X 軸，水平軸を Y 軸，前額軸を Z 軸として動作解析を行った (図 13)。下肢，足部の各部位の各軸に対する運動方向は図 14 の通りである。足部は，下腿に対する後足部の動きを後足部挙動，後足部に対する中足部の動きを中足部挙動，後足部に対する前足部の動きを前足部挙動とした。走行動作の測定前に，5 秒間の両足安静立位姿勢を測定して，基準角度となる各部位の関節角度を測定した。サンプリングレートは 200Hz とした。



下腿に対する後足部 (後足部挙動)

X軸：+外がえし/-内がえし

Y軸：+外旋/-内旋

Z軸：+背屈/-底屈

後足部に対する中足部 (中足部挙動)

X軸：+外がえし/-内がえし

Y軸：+外転/-内転

Z軸：+背屈/-底屈

後足部に対する前足部 (前足部挙動)

X軸：+外がえし/-内がえし

Y軸：+外転/-内転

Z軸：+背屈/-底屈

骨盤に対する大腿 (股関節挙動)

X軸：+外転/-内転

Y軸：+外旋/-内旋

Z軸：+屈曲/-伸展

大腿に対する下腿 (膝関節挙動)

X軸：+外転/-内転

Y軸：+外旋/-内旋

Z軸：+屈曲/-伸展

図 14 各運動軸の方向と関節運動

### 3) 実験試技

実験試技は、毎分 150 歩のペースでの走行動作とした。毎分 150 歩のペースは電子メトロノームによって規定した。走行動作は 6m の歩行路の上で行い、歩行路の中央にはフォースプレートを設置した (図 15)。走行動作は踵から接地するパターンとして、被験者には右足がフォースプレート上に接地して走行するように指示した。実際の測定の前に練習時間を設けて、十分に試技に慣れた後に測定を実施した。足部に反射マーカ―を貼付するために、走行動作は裸足で行った。3 回の成功試技が得られるまで測定を行った。実験試技中、ワイヤ電極刺入による疼痛で走行動作が行えないもの、また動作パターンが大きく変化するものはいなかった。走行動作のデータ測定後、第 2 章で示した方法で MVIC による筋活動を測定した。

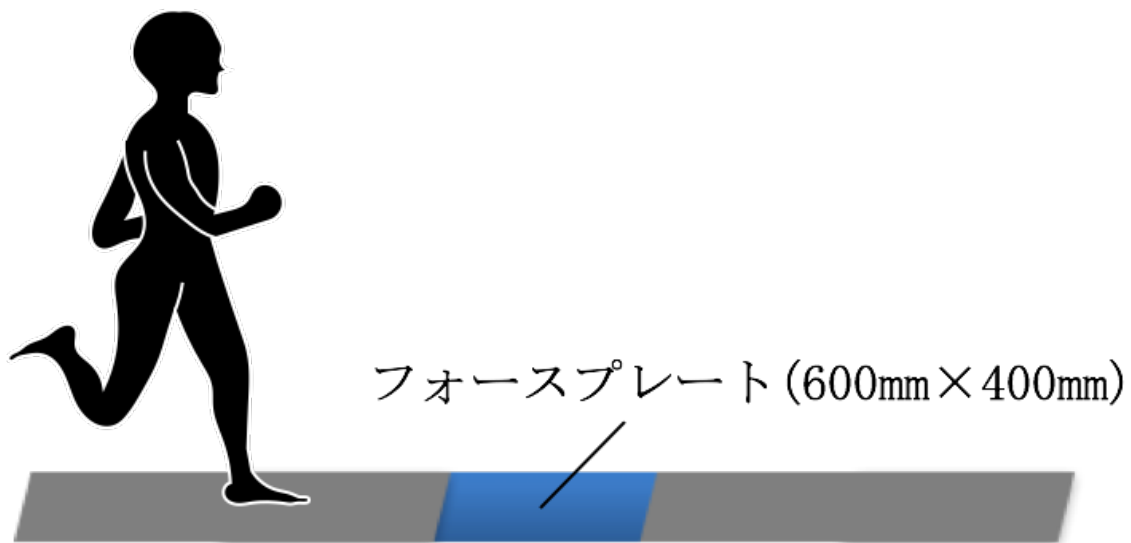


図 15 走行動作の測定を行った走行路

6m の走行路の中央にフォースプレートを接地した。被験者には、右足をフォースプレートに接地するように走行するよう指示した。

#### 4) データ解析

筋電計，三次元動作解析，フォースプレートは同期ボックスを介して同期させ，測定を行った．筋活動解析，三次元動作解析データの解析区間は右下肢の立脚期とした．立脚期は，過去の研究と同様にフォースプレートの床反力垂直成分が 10N 以上となった接地から，再び 10N 以下となった離地までと規定した[62] (図 16)．

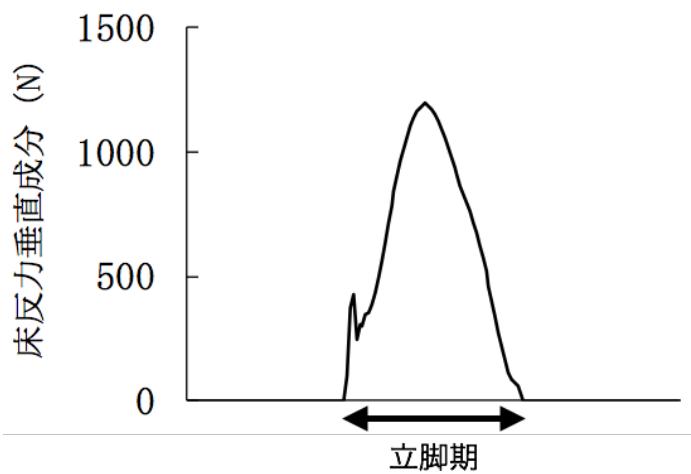


図 16 走行時の立脚期の規定

フォースプレートの床反力垂直成分が 10N を超えた地点から，再び 10N 未満となった地点までを右下肢の立脚期と規定した．

課題 1-1 では、後脛骨筋、長腓骨筋の活動量と関連する足部、下肢挙動を解析するため、後脛骨筋と長腓骨筋の筋活動データのみを使用した。立脚期における後脛骨筋と長腓骨筋の筋活動データは、BIMUTAS Video (Kissei Comtec 社製) によって解析した。得られた生データを high-pass 20Hz, low-pass 450Hz にてフィルターをかけてモーションアーチファクトを除去した。各試技データの Root Mean Square (RMS) 値を算出し、MVIC 時の RMS 値で除すことで、%MVIC を求めた。また、立脚期を立脚期全体、接地期、推進期の 3 期に分類して各期の %MVIC を算出した。接地期と推進期の定義として、接地から床反力前後成分の値が正の方向に転換するまでを接地期、正の方向に転換してから離地までを推進期とした (図 17)。3 回の試技の %MVIC から平均値を計算し、それぞれの期の代表値とした。さらに後脛骨筋の活動量を長腓骨筋の活動量で除すことで、各期の後脛骨筋と長腓骨筋の活動比 (TP/PL 比) を求めた。

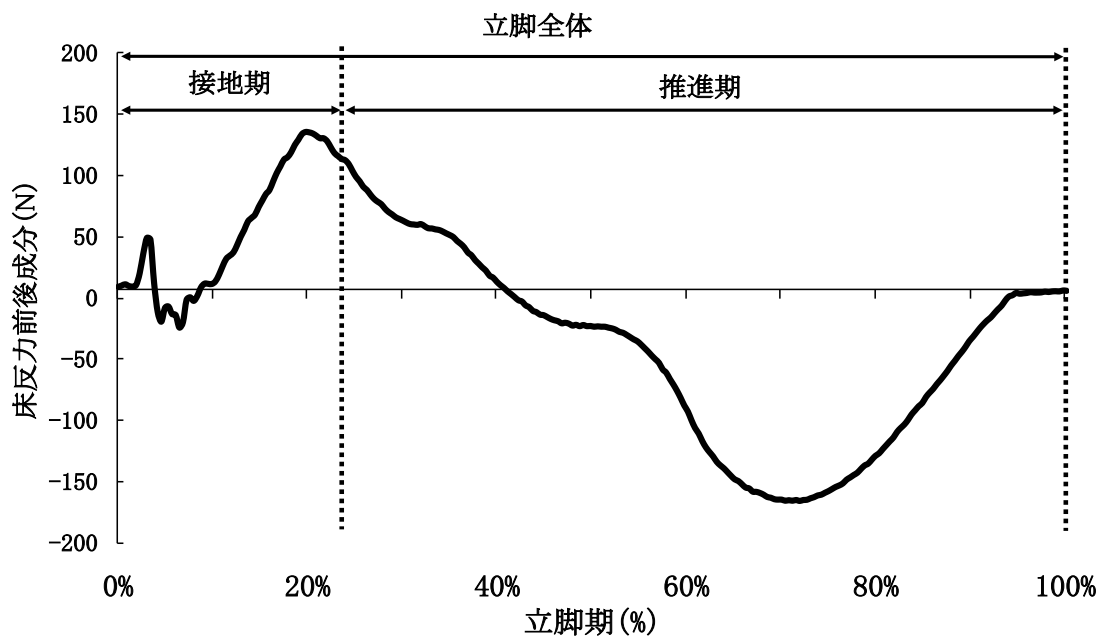


図 17 走行時の立脚期の分類

接地から床反力前後成分の値が正の方向に転換するまでを接地期、正の方向に転換してから離地までを推進期とした。



三次元動作解析のデータは、Visual 3D (C-motion 社製) を用いて解析した。フィルター処理には第 4 次バターワースフィルターを用いて、low-pass 6Hz でフィルターを行った。フィルター処理後、5 秒間の両足静止立位時の足部各部位の基準角度と、走行時の関節角度との差を求めて、最終的な関節角度とした。

足部各部位の挙動は、足部アーチ低下に関わる挙動である X 軸上の後足部、中足部の外がえし／内がえし挙動と、Z 軸上の中足部背屈／底屈挙動を解析に用いた[3]。また、足部や下腿の障害のリスクファクターとして、外がえしなどの最大角度のみではなく、立脚期中に外がえし位にある割合なども報告されている[54]。そのため、角度だけでなく、立脚期中における外がえし位にある割合も解析に用いた。解析に用いた足部挙動を図 18 から図 19 に示す。

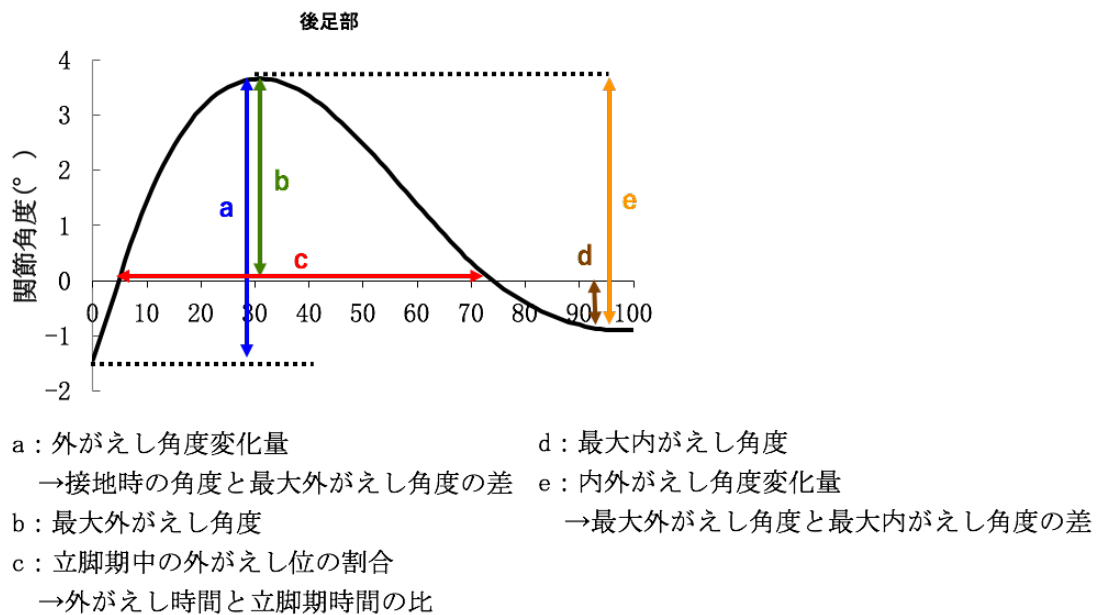


図 18 解析に用いた足部外がえし／内がえし挙動（後足部の挙動を例として）

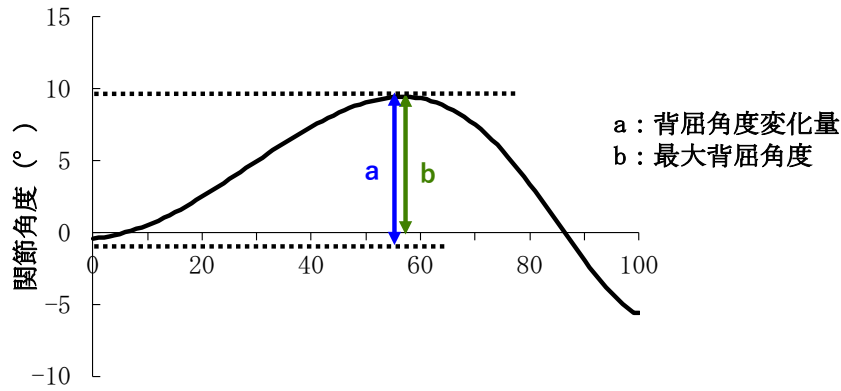


図 19 解析に用いた中足部背屈／底屈挙動

股関節と膝関節は、X 軸上での内外転と Y 軸上の内外旋の運動を算出した。算出した内外転と内外旋挙動の中から、図 20、21 に示す関節角度を股関節、膝関節においてそれぞれ解析に使用した。

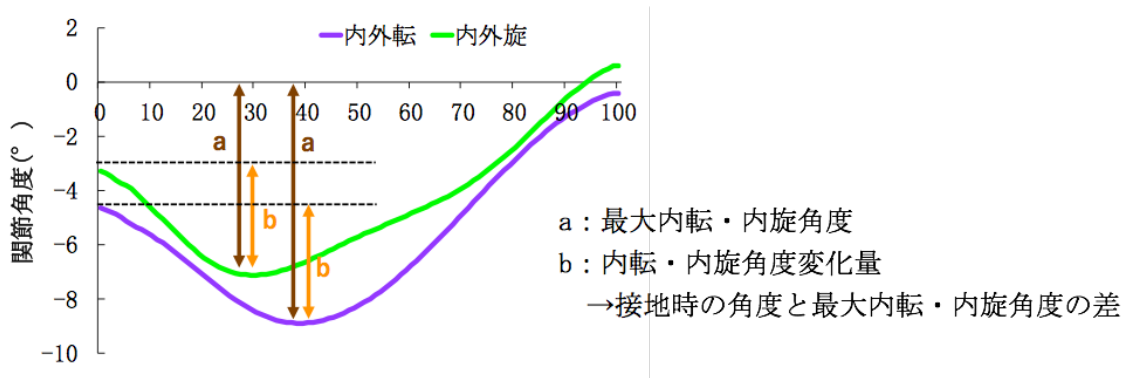


図 20 解析に用いた股関節の関節挙動

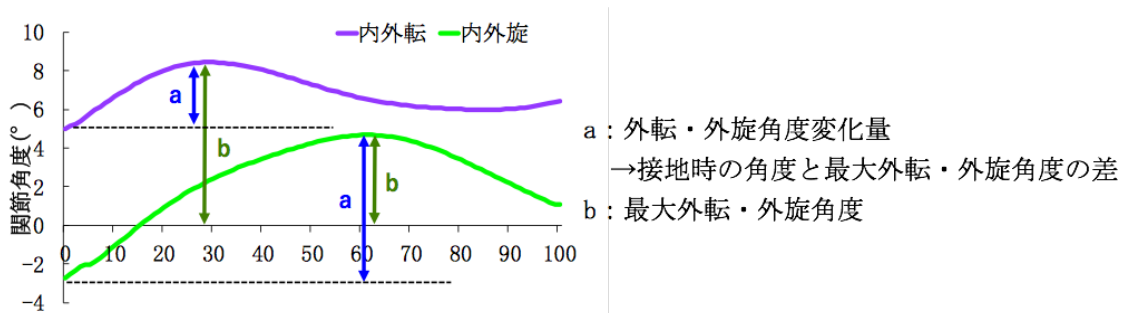
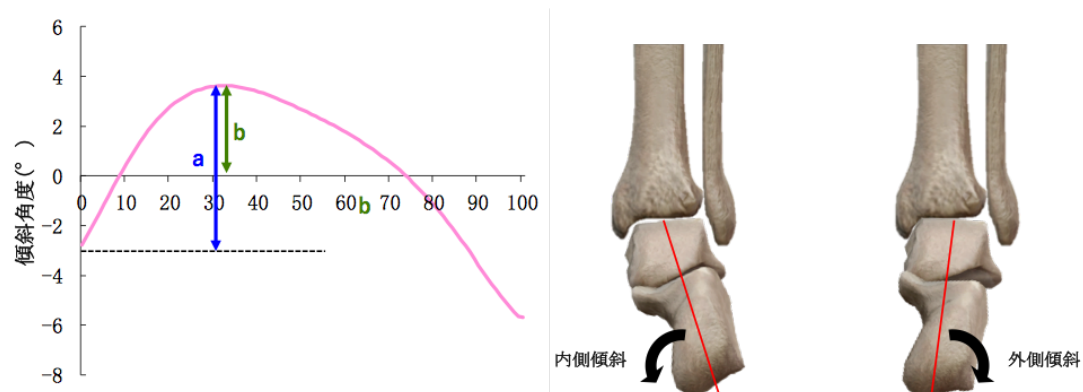


図 21 解析に用いた膝関節の関節挙動

また、床面に対する後足部の傾斜を求めるために、Visual 3D (C-motion 社製) 上でフォースプレートと後足部モデル間の X 軸上での踵骨傾斜角度算出を行った。解析に用いた踵骨傾斜角度を図 22 に示す。踵骨傾斜角度は、床面に対して踵骨が内側に傾斜した角度を内側傾斜角度、外側に傾斜した角度を外側傾斜角度とした。



- a : 踵骨内側傾斜角度変化量  
→ 接地時の傾斜角度と最大外反傾斜角度の差
- b : 踵骨最大内側傾斜角度

図 22 解析に用いた踵骨傾斜角度

後脛骨筋と長腓骨筋の筋活動との関連性を検証するために用いた関節挙動を表 2 にまとめて記載する。筋活動データと同様に、それぞれの挙動の 3 回の試技の平均値を代表値とした。

表2 解析に用いた股関節, 膝関節, 後足部, 中足部, 前足部の関節挙動

部位	挙動	部位	挙動
股関節	最大内旋角度	膝関節	最大外旋角度
	内旋角度変化量		外旋角度変化量
	最大内転角度		最大外転角度
	内転角度変化量		外転角度変化量
後足部 (下腿に対する 後足部)	最大外がえし角度	踵骨傾斜 (床面に対する 後足部)	最大内側傾斜角度
	外がえし角度変化量		内側傾斜角度変化量
	最大内がえし角度		
	内外がえし角度変化量		
中足部	外がえし位の割合	前足部	最大内がえし角度
	最大外がえし角度		内外がえし角度変化量
	外がえし角度変化量		
	最大内がえし角度		
	内外がえし角度変化量		
	外がえし位の割合		
	最大背屈角度		
背屈角度変化量			

#### 5) 統計解析

各期の後脛骨筋, 長腓骨筋活動量と TP/PL 比の筋活動データと股関節, 膝関節, 各足部, 踵骨挙動データの正規性を K-S 検定にて確認した。正規分布の有無により, Pearson の積率相関係数もしくは, Spearman の順位相関係数を用いて, 各期の筋活動と各足部挙動の関連性を解析した。有意水準は 5%未満とした。

## 5. 結果

走行動作の立脚期における後脛骨筋活動量は、立脚期全体で  $76.8 \pm 30.9\%$ 、接地期で  $46.1 \pm 35.2\%$ 、推進期で  $81.6 \pm 32.4\%$ であった。長腓骨筋の活動量は、立脚期全体で  $80.3 \pm 35.6\%$ 、接地期で  $26.7 \pm 9.8\%$ 、推進期で  $89.8 \pm 39.8\%$ あった。また、TP/PL 比は立脚期全体で  $1.18 \pm 0.76$ 、接地期で  $1.85 \pm 1.62$ 、推進期  $1.13 \pm 0.76$ であった。後脛骨筋と長腓骨筋の筋活動波形を図 23 に示す。

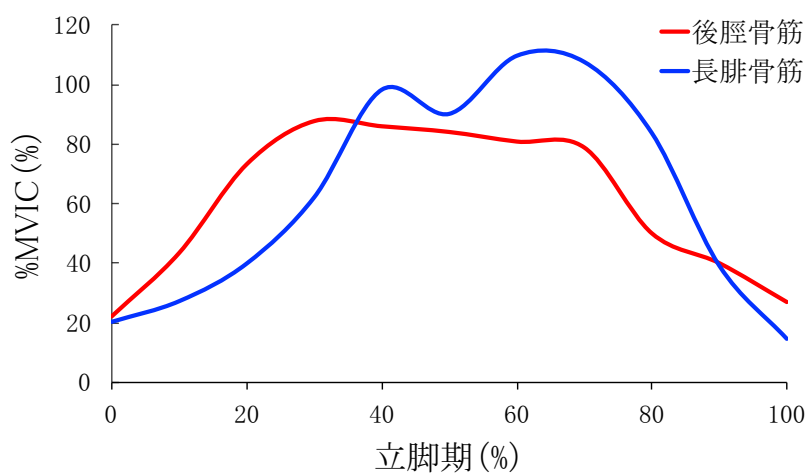


図 23 走行時の後脛骨筋と長腓骨筋活動波形

後足部，中足部，前足部の挙動の平均値を表 3，股関節，膝関節，踵骨の挙動の平均値を表 4 にそれぞれ示す。また，各関節挙動の波形をそれぞれ図 24，図 25 に示す。

表3 足部各部位の挙動(平均値±標準偏差)

挙動	部位		
	後足部	中足部	前足部
最大外がえし角度(°)	5.3±1.7	5.0±1.9	4.4±2.3
外がえし角度変化量(°)	4.0±2.1	3.2±1.4	4.1±1.8
最大内がえし角度(°)*	-1.6±2.1	-2.4±2.1	-1.0±1.4
内外がえし角度変化量(°)**	-5.6±1.9	-5.6±1.8	5.4±1.8
外がえし位の割合(%)**	70±20	70±20	
最大背屈角度(°)		9.8±2.2	
背屈角度変化量(°)		10.4±2.2	

\*内がえし角度は負の値として記載

\*\*後足部，中足部の内外がえし角度変化量は，内がえし方向への角度変化のため，負の値で記載

表4 股関節，膝関節，踵骨傾斜の挙動(平均値±標準偏差)

挙動	部位		
	股関節	膝関節	踵骨
最大内転角度(°)*	-9.5±3.2		
内転角度変化量(°)**	-4.8±2.5		
最大内旋角度(°)*	-7.8±4.7		
内旋角度変化量(°)**	-4.5±2.4		
最大外転角度(°)		8.1±5.5	
外転角度変化量(°)		3.6±3.2	
最大外旋角度(°)		5.8±4.7	
外旋角度変化量(°)		8.2±2.3	
最大内側傾斜角度(°)			3.9±6.0
内側傾斜角度変化量(°)			6.7±1.9

\*内転，内旋角度は負の値として記載

\*\*内転，内旋角度変化量は，内転，内旋方向への角度変化のため，負の値で記載

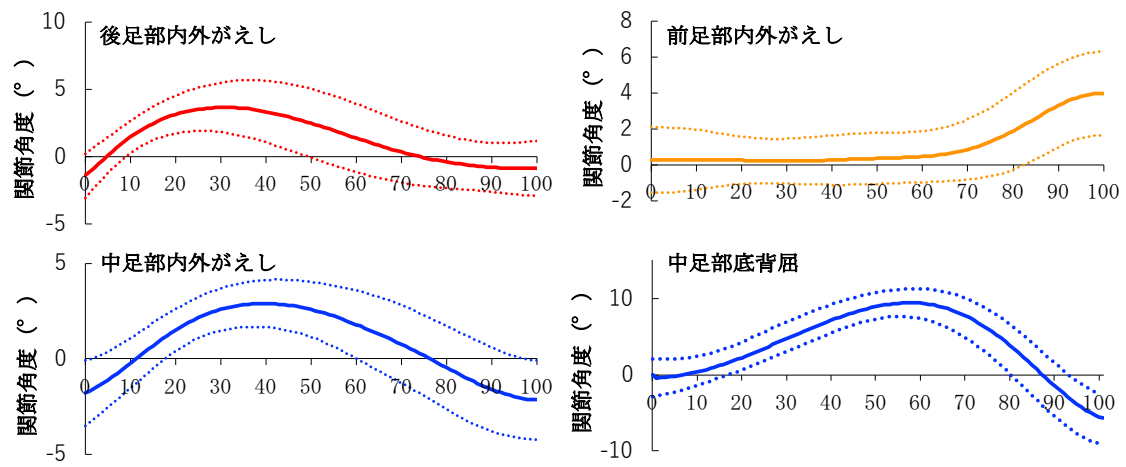


図 24 走行時の各足部挙動

足部挙動の平均（実線）と±1標準偏差（破線）。関節角度の正の値は外がえしと背屈，負の値は内がえしと底屈をそれぞれ示す。

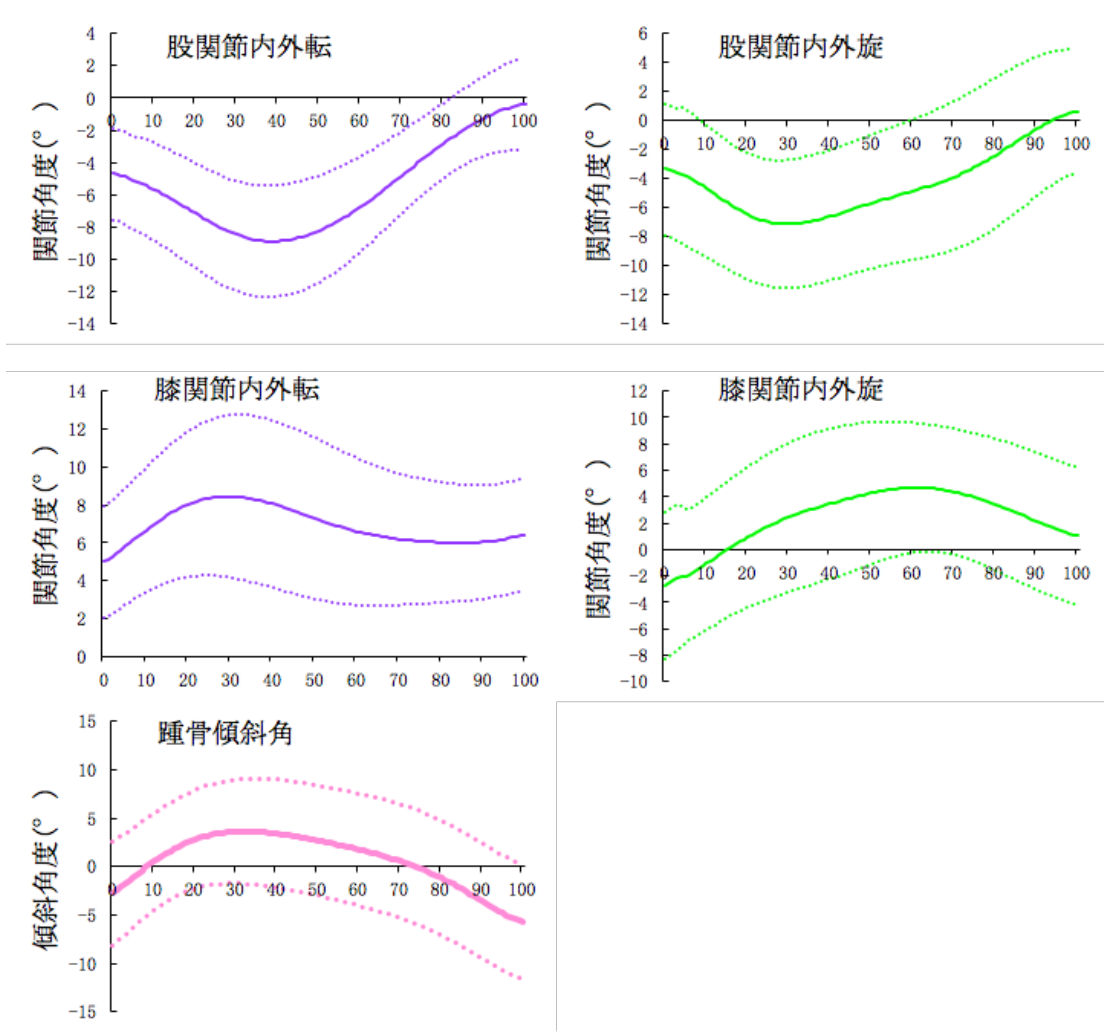


図 25 股関節，膝関節，踵骨傾斜角度の挙動  
 下肢，踵骨傾斜挙動の平均（実線）と±1 標準偏差（破線）．関節角度の正の値は外転，  
 外旋，内側傾斜，負の値は内転，内旋，外側傾斜を示す．



走行の各期における後脛骨筋活動量と各足部挙動の相関関係を解析した結果、接地期の後脛骨筋活動量と中足部の最大外がえし角度 ( $p = 0.012, r = 0.67$ )、後足部の外がえし角度変化量 ( $p = 0.037, r = 0.58$ ) に、それぞれ有意な正の相関を認めた (図 26)。

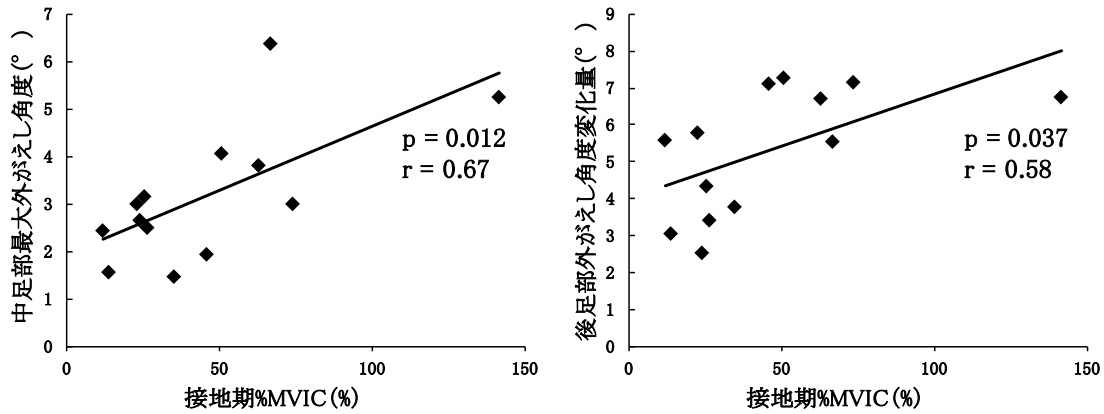


図 26 接地期の後脛骨筋活動量と足部挙動の相関

また、推進期の後脛骨筋活動量と内外がえし角度変化量に、有意な負の相関が認められた ( $p = 0.035, r = -0.59$ ) (図 27)。

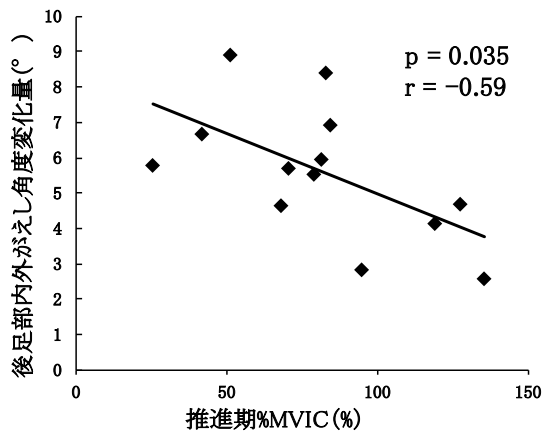


図 27 推進期の後脛骨筋活動量と足部挙動の相関

走行の各期における後脛骨筋活動量と股関節、膝関節、踵骨傾斜挙動の相関関係を解析した結果、いずれの関節挙動も後脛骨筋活動量と有意な相関関係を認めなかった。

長腓骨筋活動量と下肢，足部各部の挙動との相関関係をみると，立脚期全体（ $p = 0.027, r = -0.61$ ）と推進期（ $p = 0.021, r = -0.63$ ）の長腓骨筋活動量と股関節内転角度変化量に有意な負の相関を認めた（図 28）. この結果は，股関節内転角度が大きいほど，長腓骨筋の活動量が高かったということを示す. さらに，接地期の長腓骨筋活動量と中足部最大背屈角度に有意な負の相関を認めた（ $p = 0.014, r = -0.66$ ）（図 29）.

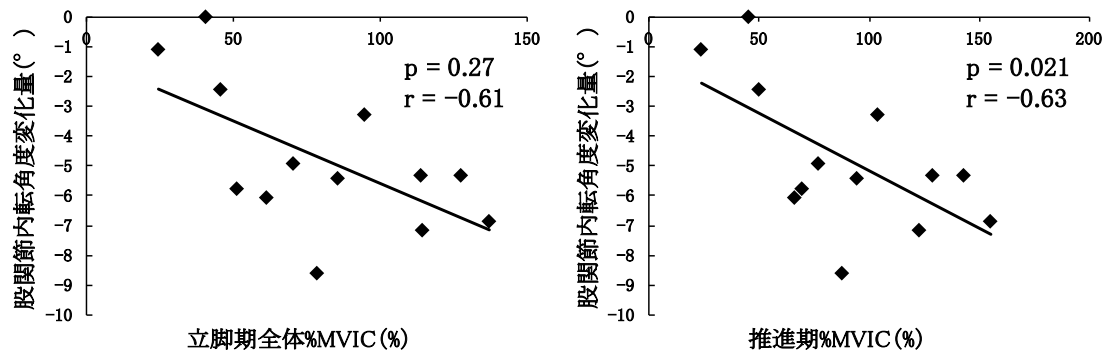


図 28 長腓骨筋活動量と股関節内転角度変化量の相関

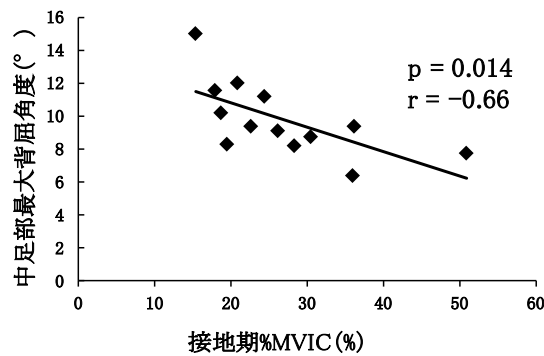


図 29 長腓骨筋活動量と足関節最大背屈角度の相関

TP/PL 比を見ると，立脚期全体の TP/PL 比と踵骨内側傾斜角度変化量 ( $p = 0.035$ ,  $r = -0.59$ )，膝関節最大外転角度 ( $p = 0.013$ ,  $r = -0.67$ )，股関節最大内転角度 ( $p = 0.039$ ,  $r = 0.58$ ) に有意な相関関係を認めた (図 30)．この結果は，TP/PL 比が小さいほど，踵骨内側傾斜角度変化量，膝関節最大外転角度，股関節最大内転角度が大きいということである．

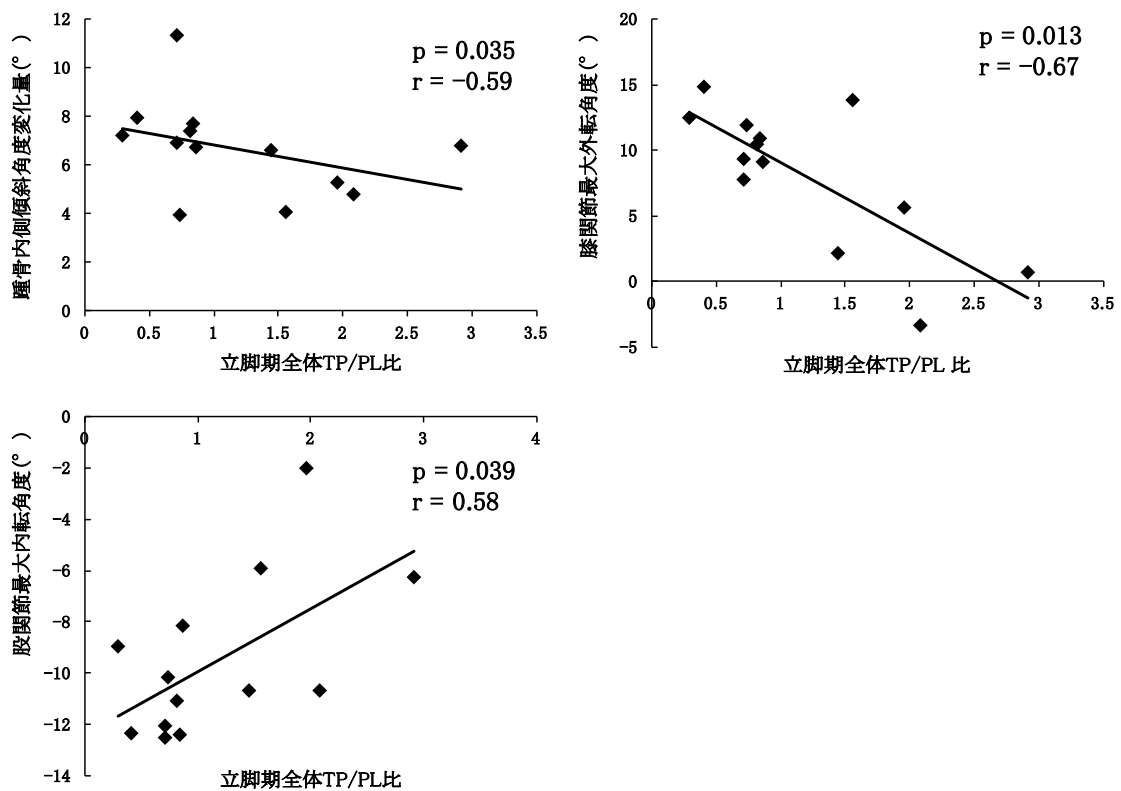


図 30 立脚期全体の TP/PL 比と下肢，足部挙動の相関

また，推進期全体の TP/PL 比と踵骨内側傾斜角度変化量 ( $p = 0.037, r = -0.58$ )，膝関節最大外転角度 ( $p = 0.017, r = -0.65$ )，股関節最大内転角度 ( $p = 0.027, r = 0.61$ ) に有意な相関関係を認めた (図 31)．この結果は，立脚期全体とほぼ同様のものであり，TP/PL 比が小さいほど，踵骨内側傾斜角度変化量，膝関節最大外転角度，股関節最大内転角度が大きいということである．

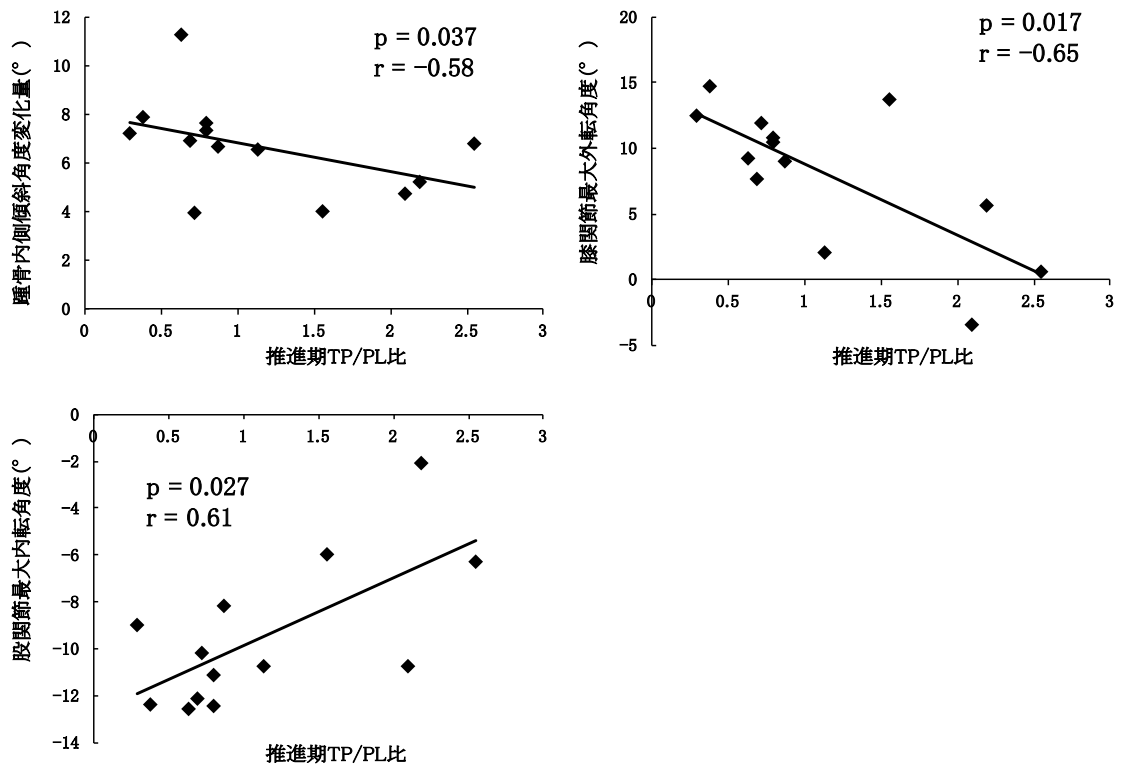


図 31 推進期の TP/PL 比と下肢，足部挙動の相関

## 6. 考察

走行時の足部各部位の挙動をみると、接地後に後足部から外がえしし、次いで中足部が外がえししていくのがわかる（図 32）。接地時の足部外がえしによって、足部は柔軟性を増し、衝撃吸収に有利な性状になるとされている[11, 17]。推進期に入ると後足部から内がえししていき、中足部も続いて内がえし位となる。このような足部挙動は仮説の通りであった。この中足部の内がえしはショパール関節で起こり **midtarsal joint locking mechanism** によって足部は剛性を増す[11, 16, 17]。このことで、推進期に向けて、力の伝達効率が上昇していると考えられる。また、推進期後半では、前足部が外がえし位になることがわかる。これは、踵離地に伴って、後足部が内がえしするが、接地したままの前足部は床面に固定されて状態であるため、相対的に外がえし位となるためであると考えられる。

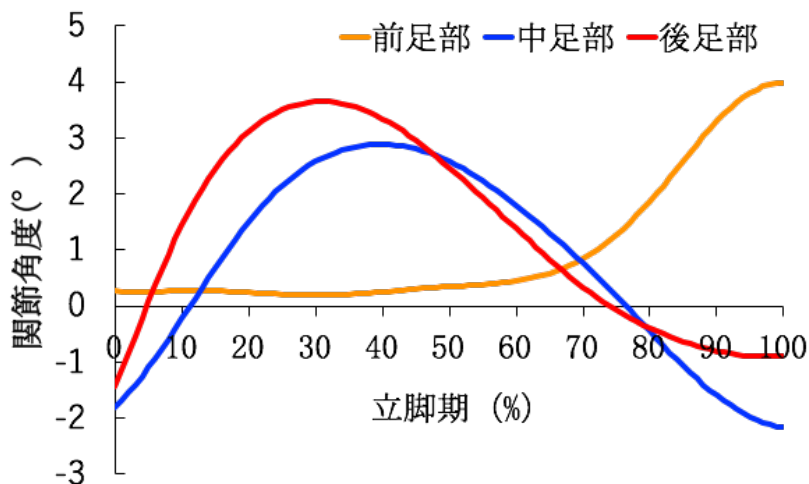


図 32 走行時の足部各部位の内外がえし挙動

接地後、後足部の外がえしが起こり、続いて中足部が外がえしする。その後、推進期では後足部、中足部は内がえしし、相対的に前足部は推進期後半で外がえし位となる。

このような足部挙動に対する後脛骨筋の筋活動を考えると、接地と共に後足部、中足部が外がえしする際、**距骨下関節の内がえし筋である**後脛骨筋は遠心性収縮によって、過度の外がえしを制動していると考えられる。その後、後足部、中足部が内がえし方向に運動方向を変化していく時、後脛骨筋は求心性収縮によって、この内がえしの主動作筋として活動していると思われる。歩行時には、後脛骨筋は二峰性の活動パターンを示す[8, 9, 63]。しかし、移動速度が上がったことで、筋活動の波形はひとつにまとまり、遠心性と求心性の収縮パターンが連続しているものと推察できる。

後脛骨筋活動量と足部挙動の関連をみると、接地期の後脛骨筋活動量と中足部の最大外がえし角度、後足部の外がえし角度変化量に、中等度の正の相関が認められた。つまり、中足部の最大外がえし角度や後足部の外がえし角度変化量が大きいものは、接地期の後脛骨筋活動量が高いという結果であり、仮説を肯定するものであった。過去の研究で、健常成人と後脛骨筋腱不全症患者の歩行時後脛骨筋活動を比較ところ、後脛骨筋腱不全症患者の方が、筋活動量が高かったという結果が報告されている[59] (図 33)。後脛骨筋腱不全症のように外反扁平を呈するものは、腱の機能不全によって後脛骨筋収縮による張力が付着部に伝達しにくい。もしくは、バネ靭帯などによる構造的安定性が低い場合、後脛骨筋がより張力を発揮して機能的に安定させようとするために、活動量が増加していると考えられる。これと同様に、走行時に中足部の最大外がえし角度、後足部の外がえし角度変化量が大きいものは、これらの挙動を制動するために、接地期の後脛骨筋活動が増加している可能性がある。

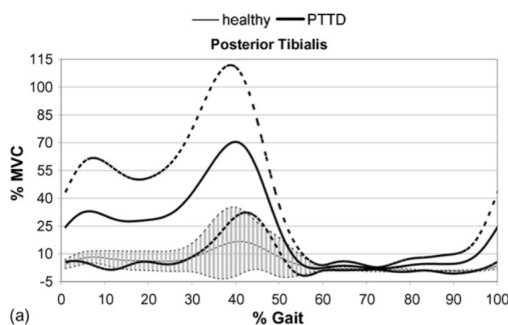


図 33 健常成人と後脛骨筋腱不全症患者の歩行時後脛骨筋活動比較(文献 59 より抜粋)

また、推進期の後脛骨筋活動量と後足部の内外がえし角度変化量に、中等度の負の相関が認められた。これは、後足部が推進期に、外がえし位から内がえし位に変わる角度変化量が大きいものほど、後脛骨筋活動量は小さかったという結果である。この結果は、仮説として持っていた後脛骨筋活動量が大きいものほど、角度変化量も大きいという考えと反対のものであった。後脛骨筋だけの作用でこの内がえし挙動を説明しようとしても限界があると考えられる。今回解析に用いた後脛骨筋や長腓骨筋の活動以外にも、足部内在筋などの作用も考慮する必要があると思われる。

長腓骨筋の筋活動をみると、立脚期全体と推進期の活動量が股関節最大内転角度と有意な相関を認めた。さらに、接地期の長腓骨筋活動量と中足部最大背屈角度に有意な負の相関を認めた。この結果は、長腓骨筋の活動が、ショパール関節の矢状面上の運動を制動している可能性を示唆するものである。

また、立脚期全体と推進期の TP/PL 比と股関節最大内転角度、膝関節最大外転角度、踵骨内側傾斜角度変化量に有意な相関を認めた。股関節の内転は膝関節を外転させ、外反膝を惹起するとされている[64]。この膝関節の外転に対して、距骨下関節での運動が制動されている場合、後足部は下腿と共に内側に倒れることになる。このような一連の運動の中で、TP/PL 比が低いものほど、股関節内転、膝関節外転、踵骨内側傾斜角度変化量が大きかったということは、膝外反方向への運動が大きいものほど、後脛骨筋に対して長腓骨筋の活動割合が大きいことを意味する。後脛骨筋の活動量は、下腿に対する後足部の外がえし角度変化量が大きいとき、活動量が大きいという結果を得た。これらの結果を考慮すると、下腿と共に後足部が大きく内側に傾斜する場合、後脛骨筋に対して長腓骨筋の活動が高まるが、後足部のみが傾斜し、距骨下関節で外がえしが大きく起こる場合、後脛骨筋の活動が高まると考える。膝関節外転によって下腿と後足部がひとつの剛体として傾斜する場合、後脛骨筋の筋活動は等尺性収縮となる。一方、下腿の内側傾斜よりも後足部の内側傾斜が大きい場合、後脛骨筋は遠心性収縮によって、内側傾斜を制動しようとする。その場合、より高い筋活動量が必要になり、また、筋や腱、

付着部にかかる張力もより大きくなると考えられる。後脛骨筋腱不全症は、腱にかかる慢性的なストレスが障害発生要因のひとつとされている[18]。そのため、脛骨に対する後足部の外がえしを抑制することは、後脛骨筋の活動量を軽減させて、障害の発生リスクを軽減させる可能性があると考えられる。

## 7. まとめ

走行動作の立脚期において後足部、中足部の外がえし挙動が大きいものは、接地期の後脛骨筋活動量が大きかった。また、推進期に後足部が外がえし位から内がえし位に変わる角度変化量が大きいものほど、後脛骨筋の活動量は低かった。長腓骨筋は股関節最大内転角度が大きいとき、立脚期全体と推進期の筋活動が高いという結果を得た。一方、長腓骨筋は活動量が低いとき、中足部の背屈角度が大きいという結果を得た。また、股関節最大内転角度、膝最大外転角度、踵骨内側傾斜角度が大きいほど、立脚期全体と推進期の後脛骨筋活動量に比べて、長腓骨筋活動量が高かった (TP/PL 比が低かった)。走行動作中に、下腿と共に後足部が内側に傾斜する場合、長腓骨筋の活動割合が高まるが、脛骨に対して後足部のみが内側傾斜し、外がえし位となる場合、後脛骨筋の活動は高まる可能性が示唆された。



## II. 【課題 1-2】 走行動作時の足部アーチ挙動に影響する筋活動と近位関節挙動

### 1. 背景

課題 1-1 では、後脛骨筋や長腓骨筋、TP/PL 比といった筋活動に対して、どのような足部、下肢挙動が影響を与えているのかを検証した。その結果、後脛骨筋や長腓骨筋の活動量と足部アーチ挙動に関連を認めた。しかし、それらの筋活動は足部アーチを保持するための一つの要素であり、他の機能と協調して機能を発揮していると考えられる。リハビリテーションの臨床現場やスポーツの現場では、股関節周囲の筋活動が不十分、もしくは股関節が安定しないために足部アーチが低下し、足部にストレスがかかるという言葉が頻りに耳にする。特に、中殿筋の筋機能が発揮されず骨盤が大腿骨頭上で安定しないため、骨盤の側方傾斜が起こる場合、重心位置が偏移するため、足部にも前額面上の運動モーメントが起こると考える。股関節外転筋に疲労課題を与えた研究では、着地動作時の足圧中心の移動軌跡が増加したと報告しており、近位関節が足部に与える影響が示されている[65]。実際に、中殿筋に対するトレーニング、運動指導を行うことで、足部の症状が改善する症例は存在する。しかし、その効果に対する科学的根拠は非常に曖昧で、足部アーチ挙動に対して、股関節周囲の筋活動、関節挙動が関連するのは明らかになっていない。そのため、足部アーチ挙動に対して、後脛骨筋を含めた下腿筋群や中殿筋の筋活動、関節挙動がどのように影響しているのかを明らかにする必要がある。

### 2. 目的

課題 1-2 の目的は、足部アーチ挙動と筋活動、近位関節挙動の関連性を解析し、どのような要素が足部アーチの低下に影響を与えるのかを明らかにすることとした。仮説として、中殿筋の筋活動量が低いとき、股関節挙動が増大し、足部アーチが低下する挙動を示すと考えた。

### 3. 対象

対象は課題 1-1 と同様の健常成人男性 13 名とした(平均年齢:23 歳, 平均身長:169.1 ±5.7cm, 平均体重: 61.8±9.2kg). 除外基準も課題 1-1 と同様である.

### 4. 方法

#### 1) 筋活動測定

筋活動測定は第 2 章で述べた方法で行った.

#### 2) 三次元動作解析

三次元動作解析も, 課題 1-1 と同様の方法で行った.

#### 3) 実験試技

実験試技も課題 1-1 と同様の走行動作 3 回とした.

#### 4) データ解析

課題 1-2 では, 後脛骨筋, 長腓骨筋, 長趾屈筋, 腓腹筋, 中殿筋, TP/PL 比を筋活動データとして使用した. 筋活動解析, 三次元動作解析のフィルター設定や立脚期の期分けは課題 1-1 と同様とした.

扁平足患者の足部アライメントとして、下腿軸と踵部軸の成す角度や、距骨軸と第一中足骨軸の成す角度の増加がみられる[3] (図 34)。そのため、三次元動作解析を行った足部、踵骨、下肢挙動の中から、後足部、中足部の外がえし挙動、中足部背屈挙動、踵骨内側傾斜挙動を足部アーチ低下挙動と定義した。

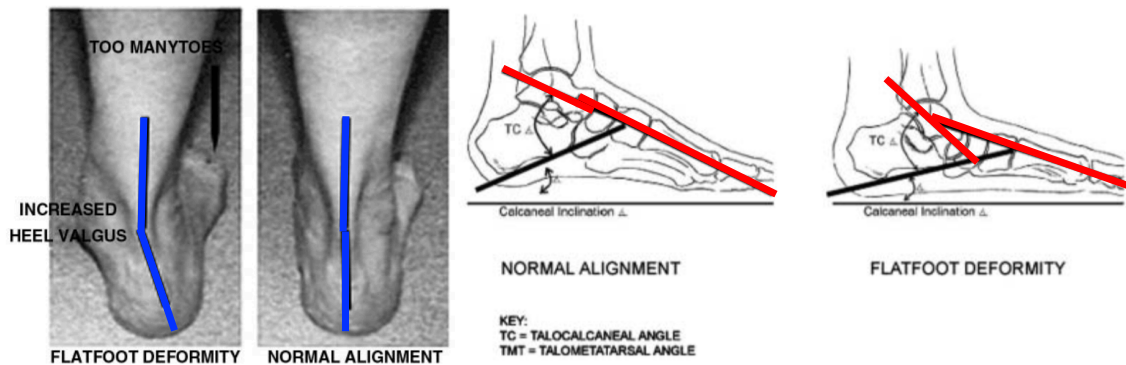


図 34 扁平足と正常足のアライメント比較 (文献 3 より抜粋・改変)

青線：下腿軸と踵軸の成す角度。赤線：距骨軸と第一中足骨軸の成す角度

##### 5) 統計解析

課題 1-1 と同様に、K-S 検定にてデータの正規性を確認した。その後、各足部アーチ低下挙動の立脚期における最大角度と接地後の角度変化量と、各筋の筋活動量、膝、股関節挙動との相関関係を確認した。さらに、足部アーチ低下に関わる挙動と相関のあった筋活動、膝、股関節挙動を独立変数、足部アーチ低下に関わる挙動を従属変数として重回帰分析を行った。有意水準は 5%未満とした。

## 5. 結果

体幹，大腿の筋群は解析には用いていないが走行動作時の各筋の筋活動波形を図 35 から図 37 に示す．データ不備の被験者は除外したため，各筋で被験者数が異なる．

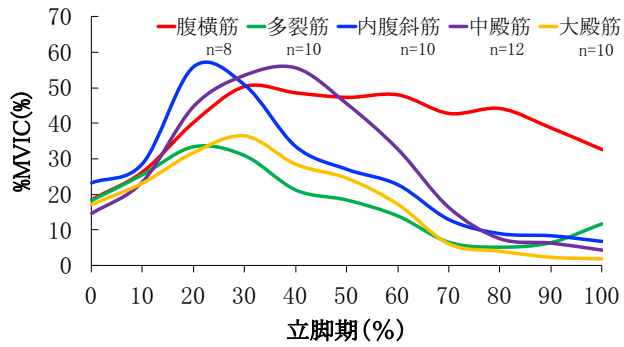


図 35 走行動作立脚期の体幹と殿筋の筋活動波形

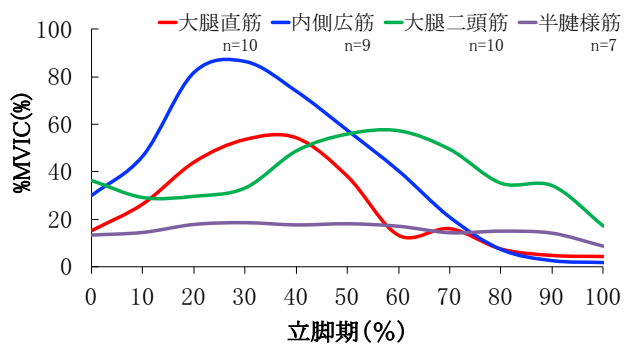


図 36 走行動作立脚期の大腿筋の筋活動波形

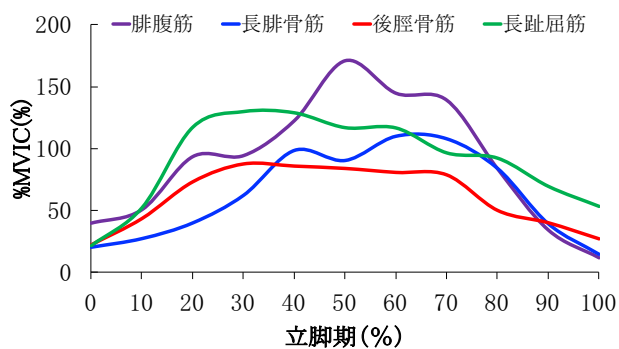


図 37 走行動作立脚期の下腿筋の筋活動波形

後足部最大外がえし角度，後足部外がえし角度変化量に影響を与える因子として，股関節最大内旋角度 ( $R^2 = 0.45$ ) と，接地期の後脛骨筋活動量 ( $R^2 = 0.34$ ) がそれぞれ選択された。

また，中足部最大外がえし角度，後足部外がえし角度変化量に影響を与える因子として，接地期の後脛骨筋活動量 ( $R^2 = 0.45$ ) と，立脚期全体の中殿筋活動量 ( $R^2 = 0.36$ ) がそれぞれ選択された。

中足部最大背屈角度に影響を与える因子には，接地期の長腓骨筋活動量と膝関節外転角度変化量が選択された ( $R^2 = 0.67$ )。

さらに，踵骨最大内側傾斜角度に影響を与える因子として，股関節最大内旋角度と膝関節最大外旋角度が選択された ( $R^2 = 0.78$ )。それぞれの因子を表 5 にまとめる。

表5 各アーチ低下挙動に影響を与える因子

アーチ低下挙動	$R^2$	因子	$\beta$	p値
後足部最大外がえし角度	0.34	股関節最大内旋角度	-0.67	0.012
後足部外がえし角度変化量	0.45	接地期後脛骨筋活動量	0.58	0.037
中足部最大外がえし角度	0.45	接地期後脛骨筋活動量	0.67	0.012
中足部外がえし角度変化量	0.36	立脚期全体中殿筋活動量	-0.60	0.040
中足部最大背屈角度	0.67	接地期長腓骨筋活動量	-0.53	0.019
		膝関節外転角度変化量	-0.50	0.024
踵骨最大内側傾斜角度	0.78	股関節最大内旋角度	0.69	0.001
		膝関節最大外旋角度	-0.39	0.034

## 6. 考察

足部アーチが低下する挙動に影響を与える筋活動や股関節、膝関節挙動を検証した。その結果、仮説の通り近位関節の関節挙動や中殿筋の筋活動などが、足部アーチ低下挙動に影響を与える因子として選択された。

後足部と中足部の外がえし挙動は、課題 1-1 の結果と同様、接地期の後脛骨筋の活動量が影響を与える因子として選択された。また、股関節の最大内旋角度や立脚期全体の中殿筋の活動量といった、股関節の運動に関わる因子も選択された。走行動作では、足部は床反力が最初に加わる部分であり、その力の影響を他の関節よりも早く受ける。接地の際、過剰な足部外がえしを制動するために後脛骨筋は活動する[9]。課題 1-1 と 1-2 の結果では、足部外がえし挙動が大きいとき、接地期の後脛骨筋の活動量も高かったという結果が得られている。そのため、足部外がえし挙動が大きいものほど、その挙動が制動するために、筋活動量を予め高めるような運動制御が働いている可能性がある。足部での運動制御と同時に、中殿筋は大腿骨頭上での骨盤の運動を制動するために活動する。その際に、中殿筋の筋活動量が低いとき、中足部外がえし角度変化量が大きく、同様に、股関節最大内旋角度が大きい時、後足部最大外がえし角度も大きいという結果を得た。Khamis らは、股関節の内旋によって膝関節は外旋し、足部は外がえし、外転するとしている[66]。例えば、骨盤の位置が内側に偏移、もしくは対側に傾斜した場合、重心位置は距骨下関節の運動軸から、より遠くなる(図 38)。関節軸から重心位置が遠くなれば、その関節にかかるモーメントアームは大きくなる。そのため、股関節の運動が十分に制動されない場合、足部の運動も増大することが考えられる。このように、足部の外がえし挙動には、直接運動を制動する足関節周囲の筋だけでなく、近位関節の運動も影響を与える可能性がある。さらに、近位関節からの影響で足部外がえし挙動が大きくなる場合、それを制動するために、後脛骨筋の負荷は大きくなることが推察される。

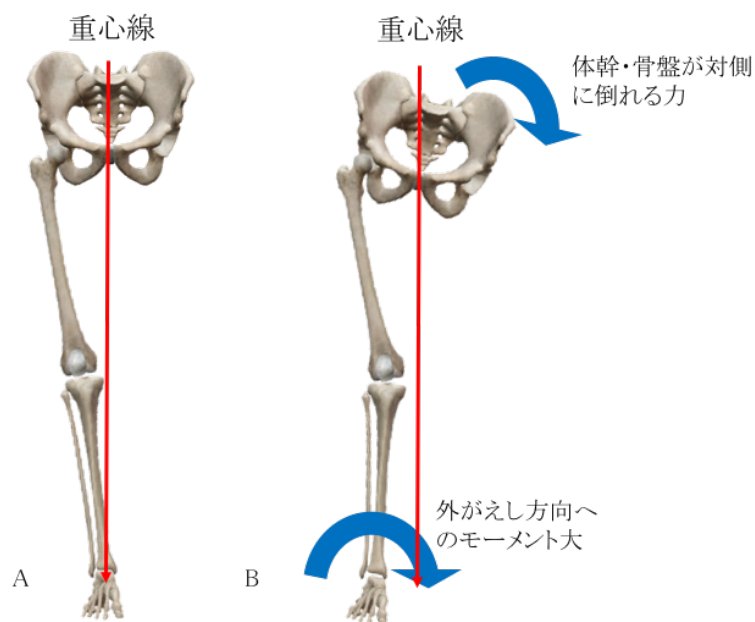


図 38 重心位置の変化と，距骨下関節に発生する運動モーメント

A：重心線が距骨下関節上に保たれている場合，距骨下関節には外がえしモーメントは発生しない． B：体幹・骨盤が安定せず対側に傾斜した場合，重心線は距骨下関節のより内側に偏移する． その場合，距骨下関節には大きな外がえしモーメントが発生する．

矢状面上の運動である中足部背屈は，長腓骨筋の活動量が低く，膝関節の外転角度変化量が大きいときに，その挙動が大きくなった．長腓骨筋腱は足部外側から足底を走行し，第一中足骨に付着する．そのため，長腓骨筋の張力は足部の内側縦アーチや横アーチ保持に関与するとされている[58]．このことから，長腓骨筋の筋活動による張力は，中足部の矢状面上の運動制動に関与している可能性がある．

床面に対する踵骨の傾斜角度である踵骨最大内側傾斜角度は、股関節最大内旋角度、膝関節最大外旋角度が大ききとき、同様に大きくなった。この結果も、近位関節の挙動が、足部アーチの挙動に影響を与えることを示唆する結果であると考えられる。一方、課題 1-1 と同様に、踵骨内側傾斜角度に影響を与える因子として、後脛骨筋の活動量は選択されなかった。このことから、股関節内旋、膝関節外旋挙動が増加し、踵骨が内側に傾斜しても、下腿軸が踵骨軸と平行を保ったままならば、後脛骨筋の活動量は高まらなると考えられる (図 39)。一方、下腿軸に対して踵骨のみが内側に傾斜し、後足部外がえし角度が大きくなる時、後脛骨筋の活動量は高くなる。

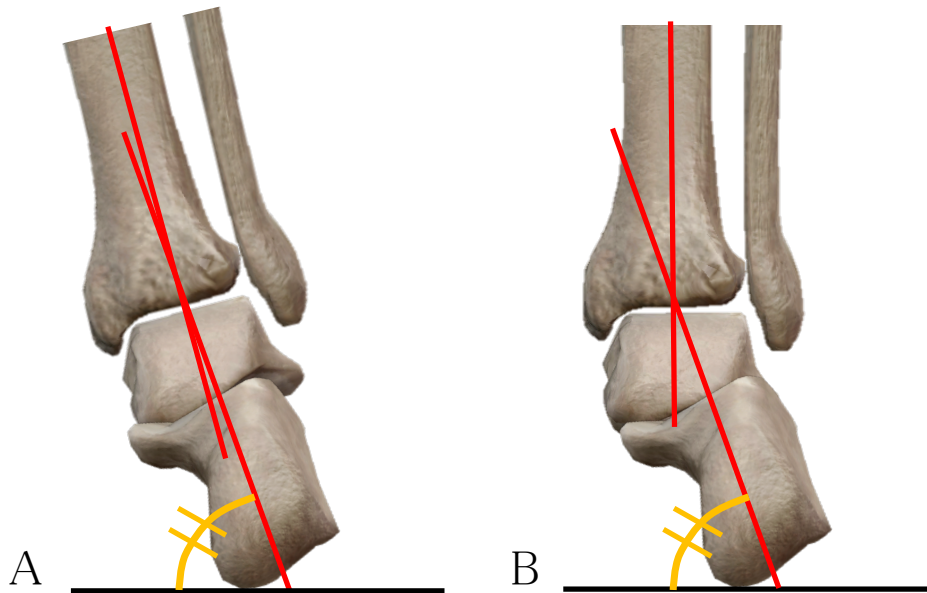


図 39 踵骨内側傾斜角度と下腿軸

A・B とも踵骨の内側傾斜角度は等しい。A：下腿と踵骨が平行に近い状態で共に内側に傾斜している場合。B：下腿軸が床面に対して垂直に近く、踵骨のみ内側傾斜している場合（後足部外がえし角度が大きき）。B のようなとき、接地期の後脛骨筋の活動量は高まる。



本研究の限界点として、被験者の数が少ないことが挙げられる。今回の課題では、相関係数や重回帰分析を用いて関係性を検討しているが、被験者数が少ないため、一名の値が結果に大きく影響した可能性がある。しかし、渉猟し得る限り、ワイヤ電極を用いて後脛骨筋活動と下肢、足部各部位の挙動を同時に測定した研究は行われていないため、障害発生メカニズムを考察する貴重なデータを得ることができたと考える。さらに、後足部と中足部の外がえし挙動に関する決定係数 ( $R^2$ ) は、0.34 から 0.45 と低い数値である。この結果は、後足部、中足部の外がえし挙動に影響を与える因子の約 6 割は今回検討していない要素が関与している可能性を示唆している。実際に、非荷重位での足部形態や足部の可動性、荷重位置、筋活動量だけでなく筋力や床面の性状など、様々な要因が足部アーチ挙動には関与している可能性がある。今後はそれらの要素も考慮した研究が必要だと考える。

## 7. まとめ

走行動作の立脚期に、股関節内旋角度の増加、中殿筋活動量の低下、後脛骨筋の活動量増加が後足部、中足部は外がえし挙動に影響を与える因子として選択された。また、長腓骨筋の活動量低下、膝関節外転角度の増加は中足部の背屈挙動を増加させる因子として選択された。さらに、股関節の内旋角度の増加、膝関節の外旋角度の増加は、踵骨内側傾斜角度を増大させることが明らかになった。これらのことから、近位関節挙動は、足部アーチ低下挙動に影響を与えるということが示唆された。

## 第4章

### 【課題2】インソールの使用が下腿筋群の活動に及ぼす影響の検討

#### I. 【課題2-1】インソール着用による歩行時の下腿筋活動の変化

(Akuzawa H, Imai A, Iizuka S, Matsunaga N, Kaneoka K. Calf muscle activity alteration with foot orthoses insertion during walking measured by fine-wire electromyography. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28:3458-62. 掲載論文[63])

#### 1. 背景

課題 1-1 と 1-2 によって、後脛骨筋の活動量は、下腿に対する後足部、中足部の外がえし挙動と正の相関関係があることが明らかになった。このことから、歩行や走行動作において距骨下関節での外がえし挙動を制限すれば、荷重下での後脛骨筋活動を減少させる可能性が示唆された。この外がえし挙動を制限する方法の一つとして、インソールの使用が挙げられる。インソールの効果を検討した **systematic review** では、内側ウェッジを入れたインソールの使用によって、ジョギング動作時の外がえし最大角度が平均  $2.12^{\circ}$  減少したと報告している[45]。実際に、既製品やカスタムメイドインソールの使用による、歩行時後脛骨筋活動量の変化を検討した研究では、接地期後脛骨筋活動が低下したとの報告もある[43]。インソールの効果が過度の外がえしの制動ならば、後脛骨筋と同様に距骨下関節内がえし作用を持つ筋も同時に考慮する必要がある。長趾屈筋は、後脛骨筋に対して約 **75%**の内がえしモーメントアームを持ち、足部のアーチ保持に重要な役割を果たす筋である[4, 15]。しかし、これらの筋の活動を同時に測定したインソールに関する研究は行われていない。

## 2. 目的

課題 2-1 の目的は、距骨下関節内がえし作用を有する後脛骨筋、長趾屈筋と後脛骨筋の拮抗筋である長腓骨筋の歩行時筋活動が、インソールの使用によって変化するかを検討することである。仮説として、インソールの使用は、内がえし作用を有する後脛骨筋と長趾屈筋の活動量を低下させると考えた。

## 3. 対象

対象者 21 名のうち、インソール使用による試技を行い、筋活動データの揃った 10 名を対象とした(平均年齢:25 歳, 平均身長:167.9±5.7cm, 平均体重:61.5±7.8kg)。

## 4. 方法

### 1) 筋活動測定

後脛骨筋、長趾屈筋、長腓骨筋の筋活動測定は、第 2 章で述べた方法で行った。後脛骨筋と長趾屈筋へのワイヤ電極刺入位置と超音波画像を改めて示す(図 40)。

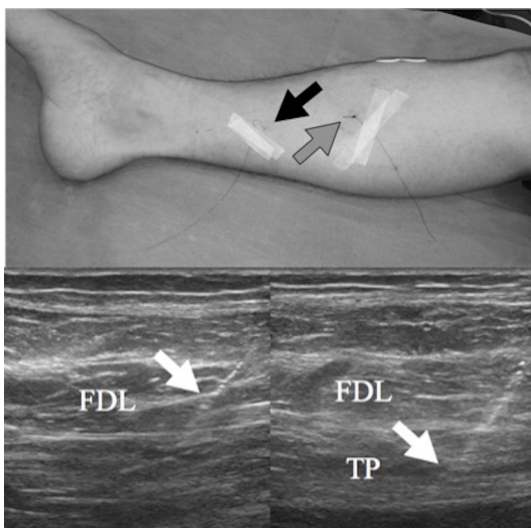


図 40 後脛骨筋と長趾屈筋のワイヤ電極刺入位置

黒矢印：長趾屈筋に刺入したワイヤ電極。灰色矢印：後脛骨筋に刺入したワイヤ電極。

白矢印：筋に刺入したカテラン針。FDL：長趾屈筋。TP：後脛骨筋

## 2) 実験試技

歩行試技は、裸足、靴、靴+インソール（以下インソール）の3条件で行った。被験者は各自の足のサイズに合わせた同じ種類の靴（Calcetto Le3, アシックス社製）と既製品のインソール（Athlete Grip7, Winning One 社製）を使用した（図41）。インソールの素材はエチルビニール製で、表面にはポリマイクロスエードが貼られている。また、内側、外側縦アーチと横アーチサポート機能を持つが、踵部に傾斜をつけるウェッジはないインソールを使用した。

中央にフォースプレートを接地した歩行路を任意のスピードで歩行し、右足でフォースプレートを踏んで歩行するように指示をした。実際の測定前に、十分に試技に慣れるように動作練習を許可した。3条件の測定順はランダムとして、各条件3回の成功試技が記録されるまで測定を行った。走行動作のデータ測定後、後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の等尺性最大随意収縮（MVIC）による筋活動を測定した。MVIC測定方法は第2章に記載した通りである。



図41 実験に使用した靴とインソール

### 3) データ解析

筋電計とフォースプレートは同期ボックスを介して同期させ、測定を行った。筋活動解析の解析区間は右下肢の立脚期とし、課題 1 と同様にフォースプレートの床反力垂直成分が 10N 以上となった時点から、再び 10N 以下となった時点までを立脚期として規定した。

立脚期における各筋の筋活動データは、課題 1 と同様に BIMUTAS Video (Kissei Comtec 社製) によって解析した。得られた生データを high-pass 20Hz, low-pass 500Hz にてフィルターをかけてモーションアーチファクトを除去した。各試技データの Root Mean Square (RMS) 値を算出し、MVIC 時の RMS 値で除すことで、%MVIC を求めた。また、立脚期を立脚期全体、接地期、立脚中期、推進期の 4 期に分類して各期の %MVIC を算出した。接地期と推進期の定義として、接地から床反力前後成分の値が正の方向に転換するまでを接地期、正の方向に転換してから前後成分が 0 になるまでを立脚中期、0 から離地までを推進期とした (図 42)。各条件での 3 回の試技の %MVIC から各筋の平均値を計算し、それぞれの期の代表値とした。

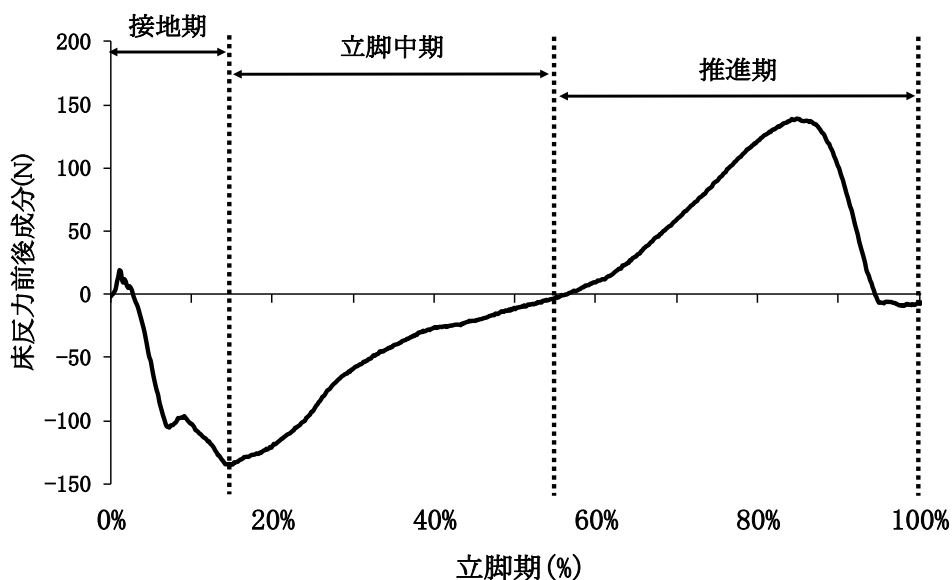


図 42 歩行時の立脚期の分類

#### 4) 統計解析

各条件における後脛骨筋，長腓骨筋，長趾屈筋の各期の%MVIC データの正規性を K-S 検定にて確認し，全てのデータに正規性が確認された．そのため，裸足，靴，インソール間に%MVIC の差があるかを比較，検討のために，反復測定分散分析を使用した．Mauchley's test によって球面性の仮定が否定された場合，Greenhouse-Gaiser epsilon によって F 比を決定した．また，反復測定分散分析によって有意差が認められた場合，Bonferroni の事後検定を用いた．さらに，偏イータ二乗によって効果量 (ES) を算出した．有意水準は 0.05 未満とした．

#### 5. 結果

後脛骨筋の筋活動量は，反復測定分散分析の結果，立脚中期 ( $F_{(2,18)}=4.66$ ,  $p=0.023$ ,  $ES=0.34$ ) と推進期 ( $F_{(2,18)}=3.64$ ,  $p=0.047$ ,  $ES=0.29$ ) において，3 条件間に有意差を認めた (図 43)．事後検定の結果，推進期の後脛骨筋活動量は裸足に比べてインソールで有意に低かった ( $p=0.036$ )．一方，立脚中期は，事後検定による各条件間の有意差はみられなかった ( $p>0.05$ )．また，立脚期全体と接地期では 3 群間に有意差は認めなかった ( $p>0.05$ )．各条件における後脛骨筋の筋活動波形を図 44 に示す．長腓骨筋，長趾屈筋の筋活動量は，いずれの期においても，3 条件間に有意差は認めなかった ( $p>0.05$ )．各筋の各期における筋活動量を条件ごとにまとめたものを表 6 に示す．

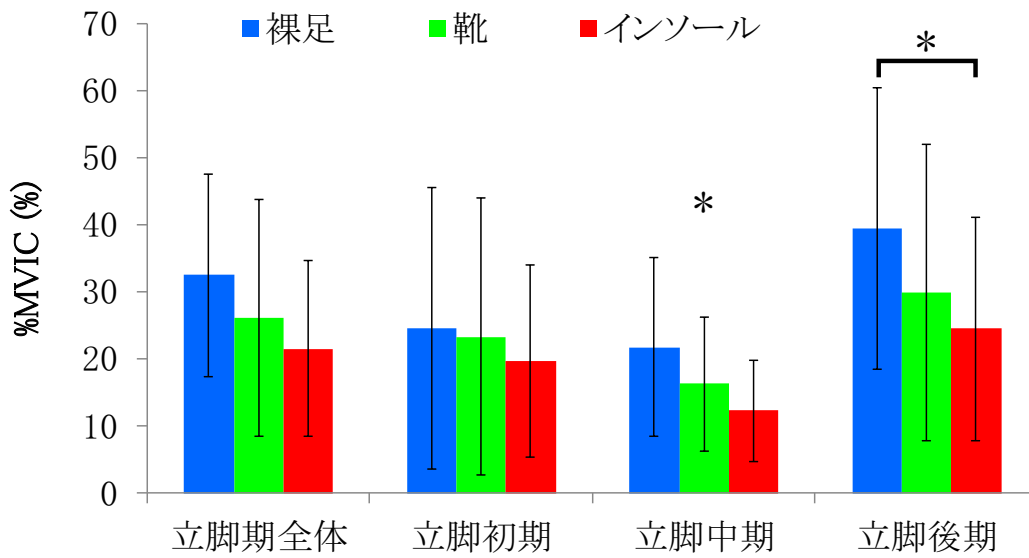


図 43 裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動量比較

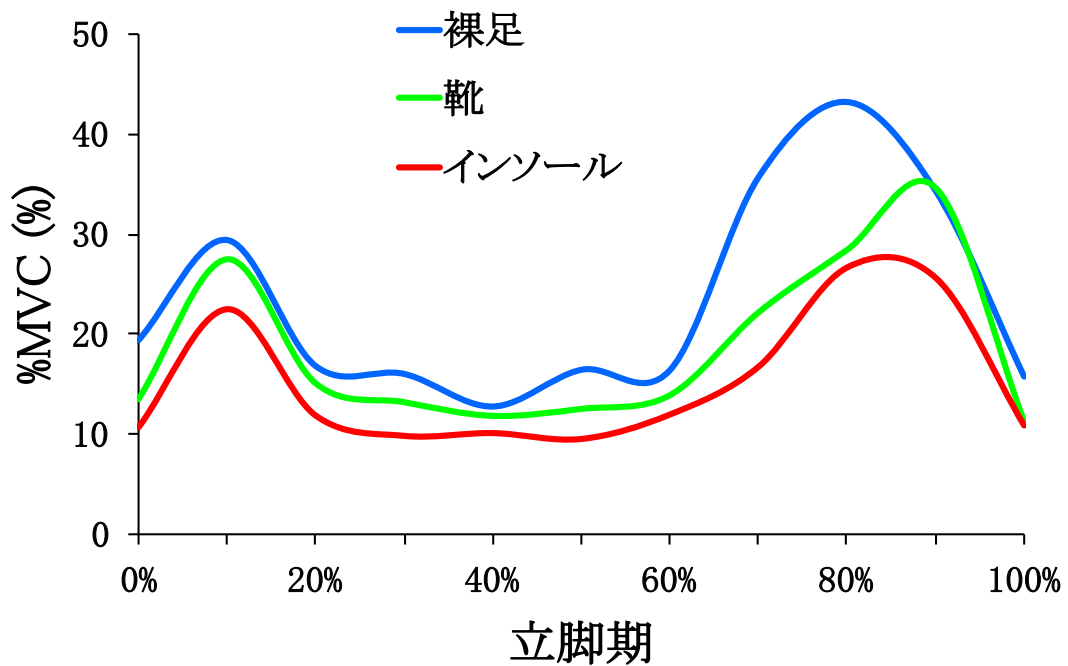


図 44 歩行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動波形

表6 各条件における歩行各期の筋活動量比較(平均値±標準偏差)

筋	期	条件		
		裸足	靴	インソール
後脛骨筋	立脚期全体	32.4 ± 15.2	26.1 ± 17.6	21.5 ± 13.0
	接地期	24.6 ± 20.9	23.3 ± 20.6	19.7 ± 14.2
	立脚中期*	21.8 ± 13.4	16.3 ± 10.0	12.3 ± 7.5
	推進期*	39.4 ± 21.0	29.8 ± 22.1	24.5 ± 16.6**
長腓骨筋	立脚期全体	31.7 ± 16.4	30.2 ± 13.6	30.7 ± 15.4
	接地期	14.4 ± 6.3	16.7 ± 8.0	14.5 ± 8.4
	立脚中期	22.3 ± 15.9	22.3 ± 13.8	21.2 ± 13.6
	推進期	38.2 ± 22.1	36.9 ± 16.9	38.1 ± 17.9
長趾屈筋	立脚期全体	35.4 ± 16.3	39.4 ± 18.5	40.0 ± 18.5
	接地期	19.7 ± 11.5	17.5 ± 7.5	13.7 ± 5.5
	立脚中期	26.3 ± 19.5	23.3 ± 12.7	20.4 ± 14.0
	推進期	47.8 ± 22.0	52.0 ± 26.0	53.0 ± 26.4

\*反復測定分散分析によって有意差を認めた項目( $p < 0.05$ )

\*\*事後検定によって裸足とインソール間に有意差を認めた項目( $p < 0.05$ )

## 6. 考察

課題 2-1 では、インソールの使用によって歩行の接地期にみられる距骨下関節の外がえしが制動され、内がえし筋である後脛骨筋と長趾屈筋の筋活動量が低下するとの仮説を持ち、検証を行った。その結果、立脚中期と推進期の後脛骨筋活動量が有意に低下した。しかし、長趾屈筋の活動量に有意な変化は認めなかった。

過去の研究では、インソールの使用によって、接地期の後脛骨筋活動量が低下したと報告している[43]。今回の結果でも、統計学的な有意差は認めなかったが、後脛骨筋の活動波形をみると、立脚初期の筋活動量が低下しているのがわかる。今回接地期の後脛骨筋活動に有意差を認めず、過去の研究と異なった結果が得られた理由として、過去の研究では扁平足を有する者を対象としていることと、インソールに内側ウェッジを付けていることが挙げられる。しかし、立脚期の中の時期は異なるが、課題 2-1 でもインソ



ールの使用によって後脛骨筋の活動量が低下することを確認した。臨床的には、MTSS や後脛骨筋腱不全症に対する予防や治療効果が期待できるのではないかと考える。MTSS は、筋の付着部に強い張力がかかることが、ひとつの障害発生メカニズムとされている[38]。また、後脛骨筋腱不全症は、腱に対する繰り返しのストレスが退行変性の原因となり得るとされている[18]。これらの障害に対して、インソールの使用は有効である可能性がある。

長腓骨筋は、後脛骨筋の内がえし作用に対して拮抗する作用を持つ拮抗筋である[5]。インソールが長腓骨筋の活動に与える影響はいくつかの研究で報告されている[67-69]。そのうち、ふたつの研究では、インソールの使用によって長腓骨筋の活動量は増加するとされている[67, 69]。この長腓骨筋の活動量増加は、内側ウェッジを使用することによって、距骨下関節が内がえしされるため、外がえし筋である長腓骨筋が安定化に働く貢献度が増すためとされている。しかし、今回の研究で使用したインソールは内側ウェッジがないため、長腓骨筋の活動量は変化しなかったと考える。

長腓骨筋同様、長趾屈筋も全期においてインソールの使用による筋活動量の変化は認めなかった。長趾屈筋に関しては、過去にインソールの効果を検証した研究がないため、この結果を比較することはできない。長趾屈筋は立脚期に等尺性収縮によって足部アーチを支持する機能を持つ[15]。また、後脛骨筋と同様に距骨下関節を内がえしする作用がある[4]。今回の研究では、使用したインソールによる足部アーチの支持が不十分であった可能性や、後脛骨筋に比べて内がえしモーメントアームの小さい長趾屈筋には、インソールの影響が少なかった可能性が考えられる。

今回の研究の限界点として、課題 1 と同様に被験者の数が少なかったことが挙げられる。ワイヤ電極を使用した後脛骨筋の活動測定だけでも、ワイヤが抜けて正確に筋活動測定ができない場合があった。それに加え、長趾屈筋もワイヤ電極を使用して測定したため、これらふたつの筋活動をワイヤ電極にて同時に測定することは決して容易ではなかった。しかし、被験者数は限られたが、後脛骨筋と長趾屈筋の筋活動を同時に測定し、

インソールの効果を検証した研究は世界的にも見当たらないため、MTSS や後脛骨筋腱不全症の予防、治療に関わるかもしれない貴重な結果が得られたと考える。

## 7. まとめ

歩行時の後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の筋活動をそれぞれ裸足、靴、インソールの3条件で測定した。歩行時の筋活動量を各条件間で比較した結果、立脚中期と推進期の後脛骨筋の筋活動量に有意差を認めた。また、推進期では、裸足と比べてインソール使用によって有意に筋活動が低下した。しかし、長腓骨筋と長趾屈筋の筋活動量に変化は認めなかった。

## II. 【課題 2-2】 インソール着用による走行時の下腿筋活動の変化

(Akuzawa H, Imai A, Iizuka S, Matsunaga N, Kaneoka K. Tibialis posterior muscle activity alteration with foot orthoses insertion measured by fine-wire electromyography. *Gait & Posture*. 投稿中)

### 1. 背景

走行動作は陸上で行われるスポーツ競技において、基本的な動作のひとつである。走行時には床反力が体重の約 2.5 倍に達するため、歩行などに比べてより強い衝撃が身体にかかることになる[52]。そのため、歩行に比べて、走行時には距骨下関節外がえしモーメントは大きくなり、角度変化もより大きくなることが推察される。実際に、課題 1-1 では、後足部最大外がえし角度は平均 5.3° であった。それに対して、同様の反射マーカー貼付位置にて同様の foot model を使用して歩行動作時の後足部挙動を解析した研究では、接地期の最大外がえし角度の平均値は約 2° であった[70]。そのため、歩行動作時には、過度の距骨下関節外がえしの制動がより重要であると考えられる。インソールは、距骨下関節外がえし制動機能を有することから、障害予防や治療に有効と考えられる。しかし、その効果に関する研究では、一定の見解が得られていないのが現状である[71, 72]。その理由のひとつとして、インソールの使用が走行時の下腿筋活動に及ぼす影響を調べた研究が少ないことが挙げられる[68, 73]。特に、インソールが後脛骨筋や長趾屈筋などの深部筋に与える影響をワイヤ電極にて検証した研究は行われていない。つまり、インソールが筋活動に与える影響に関するエビデンスが乏しいため、インソール使用の適応が確立されておらず、効果に一定の見解が得られないと考える。

### 2. 目的

課題 2-2 の目的は、課題 2-1 で行った歩行動作よりも運動レベルの高い歩行動作において、インソールの使用が後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋活動に与える影響を検証する

こととした。仮説として、課題 2-1 と同様に、インソールの使用によって内がえし筋である後脛骨筋、長趾屈筋の筋活動量は減少すると考えた。また、運動エネルギー量の高い走行動作において、その効果はより顕著に現れると仮説を立てた。

### 3. 対象

インソールの試技を行い、筋活動データの揃った 8 名を対象とした（平均年齢：24 歳，平均身長：167.9±5.0cm，平均体重：60.2±5.5kg）。

### 4. 方法

#### 1) 筋活動測定

後脛骨筋，長腓骨筋，長趾屈筋の筋活動測定は，課題 2-1 と同様に第 2 章で示した通りである。

#### 2) 実験試技

走行試技は，課題 2-1 と同様に裸足，靴，靴+インソール（以下インソール）の 3 条件で行った。使用した靴，インソールも課題 2-1 と同様である。

また課題 1 と同様に，中央にフォースプレートを接地した歩行路を，毎分 150 歩のペースで走行し，歩行路中央に接地したフォースプレートで右足を踏んで走行するように指示をした。毎分 150 歩もペースはメトロノームによって規定した。走行動作の接地パターンは，踵から接地するものとした。3 条件における走行速度に差がないことを確認するために，胸骨剣状突起に反射マーカを貼付し，赤外線カメラ（OQUS，QUALISIS 社製）8 台にて移動軌跡を記録して，速度解析に用いた。

実際の測定前に，十分に試技に慣れるように動作練習を許可した。3 条件の測定順はランダムとして，各条件 3 回の成功試技が記録されるまで測定を行った。走行試技後に MVIC の測定を第 2 章に記載した方法で行った。

### 3) データ解析

筋活動解析の解析区間は右下肢の立脚期とし、課題 1 と同様にフォースプレートの床反力垂直成分が 10N 以上となった時点から、再び 10N 以下となった時点までを立脚期として規定した。また、走行動作は課題 1 と同様に立脚期全体、接地期、推進期の 3 つの期に分けてそれぞれの期における筋活動解析を行った。フィルター設定や%MVIC 算出などの筋活動の解析方法は課題 2-1 と同様の方法で行った。

走行速度は、立脚期中の胸骨筋剣状突起に貼付した反射マーカの前後方向移動速度から算出した。各条件 3 回の試技の平均速度を計算し、時速として走行速度を求めた。

### 4) 統計解析

統計解析は課題 2-1 と同様の方法で行った。また、各条件間における移動速度の差の比較も反復測定分散分析によって行った。

## 5. 結果

走行速度は裸足が  $8.5 \pm 1.3$  km/h、靴が  $9.0 \pm 1.3$  km/h、インソールが  $8.7 \pm 1.2$  km/h で、各条件間に有意差を認めなかった ( $F_{(2,14)}=2.70$ ,  $p=0.10$ )。そのため、各条件間に速度の差はないということが担保された。

反復測定分散分析の結果、後脛骨筋の筋活動量は、立脚期全体( $F_{(2,14)}=6.46$ ,  $p=0.01$ ,  $ES=0.48$ )、接地期( $F_{(1.10,7.73)}=7.39$ ,  $p=0.025$ ,  $ES=0.51$ )、推進期( $F_{(2,14)}=5.40$ ,  $p=0.018$ ,  $ES=0.44$ )のいずれにおいても条件間に有意差を認めた(図 45)。事後検定の結果、立脚期全体、接地期、推進期のいずれの期においても、裸足に比べてインソールが有意に低い後脛骨筋活動量を示した ( $p<0.05$ )。走行動作の立脚期における後脛骨筋活動波形を図 46 に示す。

長腓骨筋と長趾屈筋の筋活動量は、いずれの時期においても条件間に有意差を認めなかった ( $p>0.05$ )。後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の全ての筋の結果を表 7 に示す。

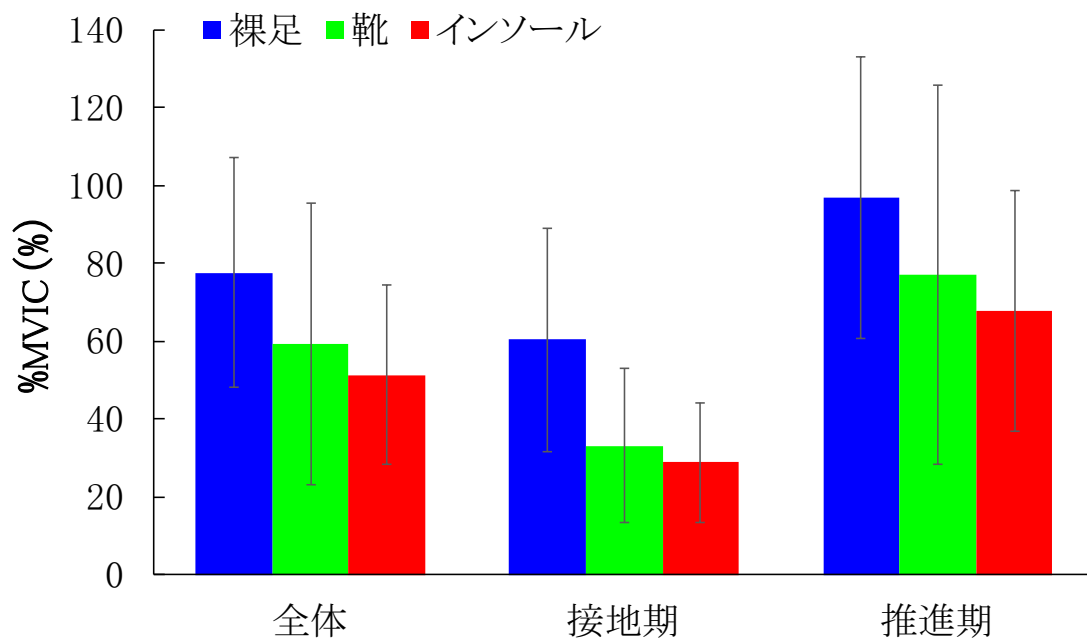


図 45 走行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動量比較

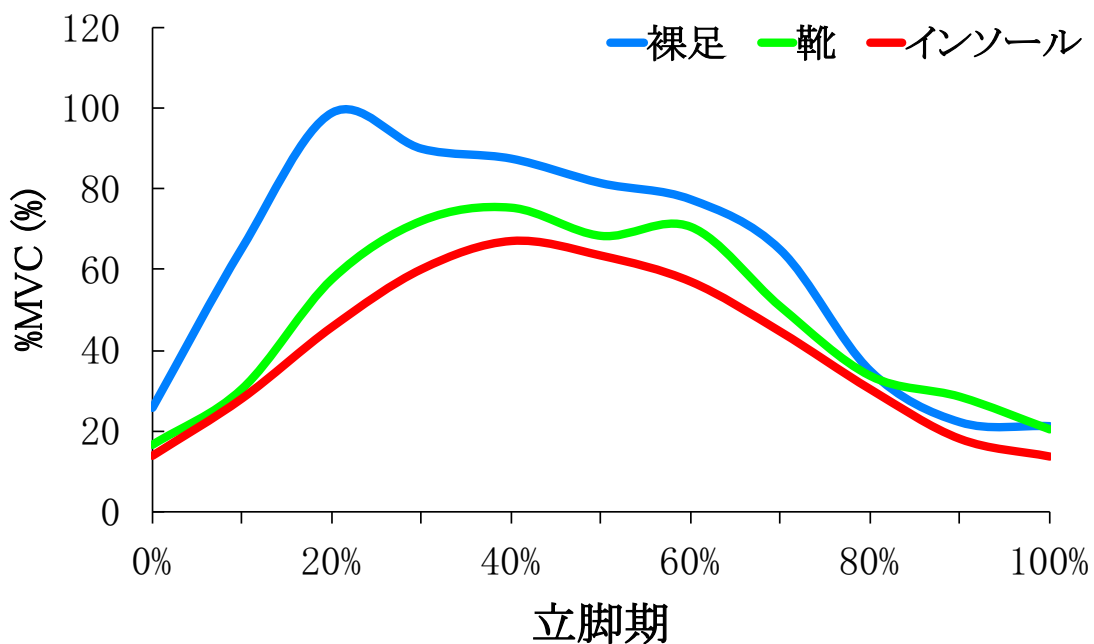


図 46 走行動作における裸足，靴，インソール使用時の後脛骨筋活動波形

表7 各条件における走行各期の筋活動量比較 (平均値±標準偏差)

筋	期	条件			p値	効果量(ES)
		裸足	靴	インソール		
後脛骨筋	立脚期全体	77.6±29.5	59.3±36.3	51.4±23.1*	0.01	0.48
	接地期	60.4±28.8	33.1±19.8	28.8±15.2*	0.025	0.51
	推進期	97.0±36.3	76.9±48.8	67.6±30.9*	0.018	0.44
長腓骨筋	立脚期全体	73.7±28.8	69.9±29.4	66.8±31.5	0.286	0.16
	接地期	28.8±16.5	38.3±23.9	36.9±25.2	0.083	0.3
	推進期	91.1±39.6	94.9±40.8	88.9±43.0	0.568	0.08
長趾屈筋	立脚期全体	99.9±55.0	101.6±54.8	110.1±66.6	0.892	0.02
	接地期	37.2±23.8	33.2±26.7	38.7±36.4	0.894	0.02
	推進期	117.4±62.9	133.3±78.5	146.3±93.3	0.596	0.07

\*事後検定によって裸足とインソール間に有意差を認めた項目(p<0.05)

## 6. 考察

走行動作の立脚期各期において、裸足と比較してインソールの使用によって、後脛骨筋活動量が有意に低下した。課題 2-1 では、インソールの使用によって、歩行の立脚中期と推進期にのみ後脛骨筋活動量の低下が見られたが、走行時には接地期にも筋活動量は有意に低下していた。仮説として、走行時の方が距骨下関節の外がえし挙動が大きくなるため、インソールによる外がえしの制動作用がより顕著になると考え、その仮説を肯定する結果が得られた。立脚期全体、接地期、推進期の各効果量を見ると、わずかな差ではあるが、接地期が最も高い値を示した。また、実際の後脛骨筋活動波形を見ても、立脚初期の活動が靴、インソールでは見られないことがわかる。このことから、立脚初期の後足部外がえしが制動されたことにより、筋活動量が有意に下がったと考える。しかし、いずれの期においてもインソールが最も低い後脛骨筋活動量を示したが、靴とインソールの間には有意差は認めなかった。そのため、インソールの有無に関わらず、靴のヒールカップも外がえしを制動する作用をある程度有すると考える。だが、後脛骨筋活動量は靴と裸足の間には有意差がなかったことから、靴だけでは外がえし制動に不十分である可能性もある。

課題 2-2 の結果を、歩行時の後脛骨筋活動量変化を検討した課題 2-1 の結果と合わせ

て臨床応用的に考察する。まず、歩行や走行動作において距骨下関節の外がえし挙動が大きく、後脛骨筋の活動が高い場合、後脛骨筋腱や筋付着部へのストレスが大きくなることが予想される。このことで、後脛骨筋腱不全症や下腿筋膜を介した traction-induced メカニズムによる MTSS 発生のリスクが高まると考えられる[18, 31, 38]。このような状態に対して、歩行や走行によってさらに腱や付着部にストレスを加えないためには、インソールによって後脛骨筋の活動を代償して、距骨下関節外がえし挙動を制動することが有効である可能性がある。12 週間のインソール使用によって後脛骨筋腱不全症の患者の疼痛や歩行能力、足部機能が改善したとの報告もあり、その臨床効果も実証されている[27]。本研究はその効果の理論的根拠を示す一助になると考える。

## 7. まとめ

走行動作の立脚期全体、接地期、推進期において、インソールの使用によって、裸足時と比べて後脛骨筋の筋活動量が有意に低下した。この結果から、腱や筋、筋膜付着部への過度の張力が障害発生の原因とされる、後脛骨筋腱不全症や MTSS に対して予防、治療目的で用いられるインソールの理論的根拠が得られたと考える。



## 第5章

### 【課題3】 下腿深部筋のエクササイズ時の筋活動解析

#### I. 【課題3-1】 Heel raise 時の下腿深部筋活動解析

(Akuzawa H, Imai A, Iizuka S, Matsunaga N, Kaneoka K. The influence of foot position on lower leg muscle activity during a heel raise exercise measured with fine-wire and surface EMG. *Physical Therapy in Sport*. 2017;30:23-28. 掲載論文 [74])

#### 1. 背景

課題1にて、走行動作においてどのような筋活動や下肢関節挙動が、足部アーチの低下に関わるのかを明らかにした。その結果から、走行動作の立脚初期に後足部や中足部の外がえし角度が大きいとき、後脛骨筋活動量が増加することが明らかになった。課題2では、後足部外がえしを制動するとされるインソールを用いて、歩行や走行時の後脛骨筋活動量が増加するかを検証し、裸足と比較して筋活動が有意に減少することが示された。そのため、インソールの使用によって後脛骨筋の筋活動量を減少させることで、腱や筋付着部にかかる負荷を軽減させる可能性が示唆された。しかし、予防的な観点から考えると、根本的には後脛骨筋の機能で後足部や中足部の外がえし挙動を予め制動し、外がえし角度の増大自体を抑制させることが、より重要であると考えられる。この筋機能の改善のためには、後脛骨筋のトレーニングが必要となる。

後脛骨筋のトレーニング方法に関する研究は、MRI を使用して筋活動を測定したものが報告されている[46]。しかし、先行研究ではトレーニング前後の筋活動を MRI 画像の信号強度変化によって評価しており、トレーニング中の筋活動量を測定したのではない。そのため、トレーニング中の筋活動をリアルタイムで測定し、評価することは効率的なトレーニング方法を考察する上で重要と考える。また、後脛骨筋の機能は荷重位での距骨下関節外がえし制動や、足部アーチの保持であるため、荷重位でのトレーニ

ングがより機能的であると言える。さらに、後脛骨筋と同様に距骨下関節内がえし作用を持つ長趾屈筋や、後脛骨筋の拮抗筋として機能する長腓骨筋の筋活動量も合わせて測定することで、足部機能をより考慮したトレーニング方法が立案できると考える。

## 2. 目的

本研究の目的は、足部の肢位や荷重位置を変更させた **heel raise** が後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の筋活動量に与える影響を検証することである。仮説として、足部内転位で、小趾球側に荷重をかけた **heel raise** は、距骨下関節内がえし運動を強調するため、後脛骨筋や長趾屈筋の筋活動量が増加すると考えた。また逆に、足部外転位で、母趾球側に荷重をかけた **heel raise** は、距骨下関節外がえし運動を強調するため、長腓骨筋の活動が増加するとの仮説を持った。

## 3. 対象

21名筋活動データの揃った14名を対象とした（平均年齢：24歳，平均身長：169.2±5.9cm，平均体重：63.1±9.5kg）。

## 4. 方法

### 1) 筋活動測定

後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の筋活動測定は課題1，課題2と同様に、第2章で述べた通りである。

### 2) 実験試技

実験試技は、片脚 **heel raise** 動作として、足部内外転中間位（中間位）、30°外転位（外転位）、30°内転位（内転位）の3つの肢位で行った。各肢位の詳細は以下の通りである。

中間位 *heel raise* : 股関節, 膝関節, 足関節は中間位として, 足趾は前方を向く姿勢を開始肢位とした. 動作時の荷重は, 母趾球と小趾球に均等にかけるようにし, まっすぐに踵部を挙上するよう指示した (図 47a).

外転位 *heel raise* : 股関節, 膝関節は可能限り中間位のまま, 足部を  $30^{\circ}$  外転させた姿勢を開始肢位とした. 足部  $30^{\circ}$  外転位はゴニオメーターにて測定して, 規定した. 動作時の荷重は, 母趾球にかけるようにし, 足部全体を外がえしするように踵部を挙上するよう指示した. (図 47b)

内転位 *heel raise* : 股関節, 膝関節は可能限り中間位のまま, 足部を  $30^{\circ}$  内転させた姿勢を開始肢位とした. 外転位と同様にゴニオメーターにて角度を規定した. 動作時の荷重は, 小趾球にかけるようにし, 足部全体を内がえしするように踵部を挙上するよう指示した. (図 47c)

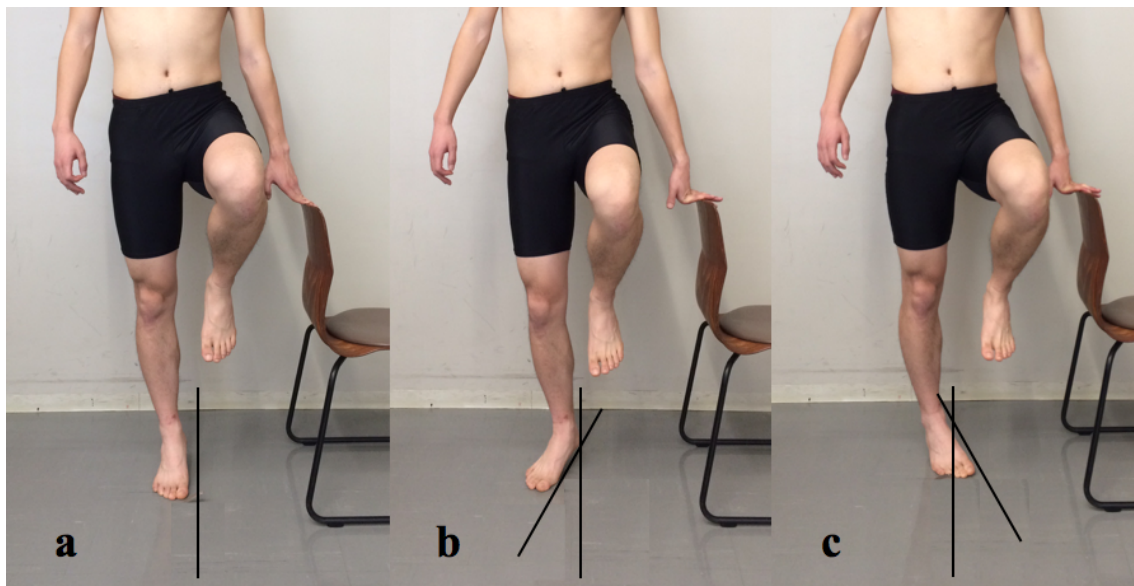


図 47 3つの肢位での *heel raise* (a : 中間位, b : 外転位, c : 内転位)

各肢位での heel raise は右下肢片脚立位で行い、試技中は指先で椅子の背もたれに軽く触れ、バランスを保持することを許可した。被験者は毎分 60 回のテンポに設定したメトロノーム音に合わせて、踵部最大挙上位まで 1 秒で挙動し、床面まで 1 秒で下制する動作を 10 回連続で行った。各肢位での heel raise 実施順はランダムに決定し、試技間には 1 分間の休憩時間を設けた。

Heel raise 動作は矢状面上からハイスピードカメラ (EXLIM, CASIO 社製) にて撮影し、動作の期分けを行った。ハイスピードカメラのサンプリングレートは 240Hz とした。筋電計と同期させた同期ランプを被験者の横に置き、同期ランプが光った瞬間が筋電図上にもデジタル信号として表示されるようにした。このデジタル信号とハイスピードカメラで撮影した動画の中の同期ランプの点灯から、筋活動と動作のタイミングを合わせて解析した。

### 3) データ解析

ハイスピードカメラで撮影した heel raise 動作は、踵部が離地してから再度接地するまでを 1 回として、各肢位 10 回連続の heel raise 動作のうち、3 回目から 7 回目の計 5 動作分を解析に用いた (図 48)。そのため、解析したデータは求心性収縮と遠心性収縮を含んだデータを解析した。

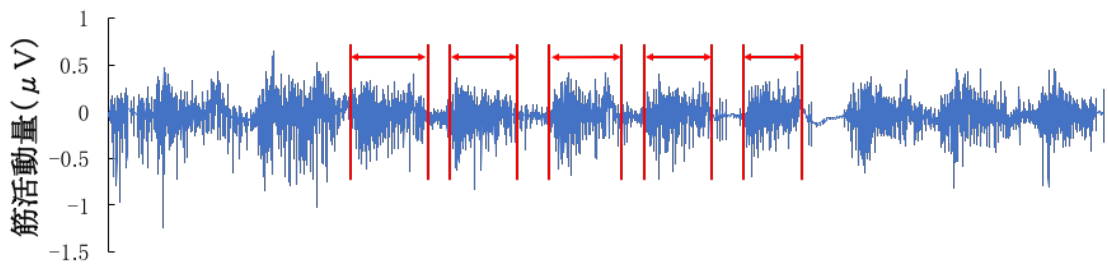


図 48 解析に用いた heel raise 時の筋活動区間

ハイスピードカメラにて各動作の踵離地から接地までを規定し、10 回連続の動作中 3 回目から 7 回目までの 5 動作を解析に用いた。

各肢位で heel raise 時の筋活動データは、BIMUTAS Video (Kissei Comtec 社製) によって解析した。得られた生データを high-pass 20Hz, low-pass 450Hz にてフィルターをかけてモーションアーチファクトを除去した。各筋データの Root Mean Square (RMS) 値を算出し、MVIC 時の RMS 値で除すことで、%MVIC を求めた。5 動作分の %MVIC を平均し、各肢位での heel raise 試技の代表値とした。

#### 4) 統計解析

各肢位での heel raise における後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋の %MVIC データの正規性を K-S 検定にて確認し、全てのデータに正規性が確認された。そのため、3 つの肢位間の %MVIC に差があるかを比較、検討のために、反復測定分散分析を使用した。Mauchly's test によって球面性の仮定が否定された場合、Greenhouse-Geisser epsilon によって F 比を決定した。また、反復測定分散分析によって有意差が認められた場合、Bonferroni の事後検定を用いた。さらに、偏イータ二乗によって効果量 (ES) を算出した。有意水準は 0.05 未満とした。

## 5. 結果

各筋の各肢位による heel raise 時の筋活動量を表 8 に示す。

**表8 各肢位におけるheel raise時の筋活動量比較 (平均値±標準偏差)**

筋	条件			p 値	効果量 (ES)
	中間位	外転位	内転位		
後脛骨筋	30.1±12.2	27.3±13.3	32.9±12.8	0.043	0.22
長腓骨筋	71.2±23.0 <sup>b</sup>	84.8±23.1 <sup>a,c</sup>	58.7±25.1	0.00	0.59
長趾屈筋	36.3±16.9 <sup>a</sup>	27.4±18.2	53.7±34.7 <sup>c</sup>	0.003	0.46

a: 事後検定によって中間位と外転位に有意差を認めた項目 (p<0.05)

b: 事後検定によって中間位と内転位に有意差を認めた項目 (p<0.05)

c: 事後検定によって外転位と内転位に有意差を認めた項目 (p<0.05)

反復測定分散分析の結果，後脛骨筋( $F_{(2,26)}=3.56$ ,  $p=0.043$ ,  $ES=0.22$ )，長腓骨筋( $F_{(1.43,18.31)}=18.95$ ,  $p=0.000$ ,  $ES=0.59$ )．長趾屈筋( $F_{(1.19,15.48)}=10.84$ ,  $p=0.03$ ,  $ES=0.46$ )のいずれの筋においても各肢位間に有意差を認めた(図 49)．しかし，事後検定では，後脛骨筋の筋活動量に各肢位間の差は認めなかった．一方，事後検定によって，長腓骨筋の筋活動量は外転位が内転位( $p=0.007$ , 95%信頼区間:3.74-23.49)と中間位( $p=0.001$ , 95%信頼区間:10.96-41.18)と比べて有意に高く，また，中間位が内転位( $p=0.01$ , 95%信頼区間:2.97-21.94)と比べて有意に高かった．長趾屈筋の筋活動量は，中間位が外転位( $p=0.009$ , 95%信頼区間:2.24-12.68)より有意に高く，また同様に内転位が外転位( $p=0.007$ , 95%信頼区間:7.03-45.62)よりも有意に高かった．

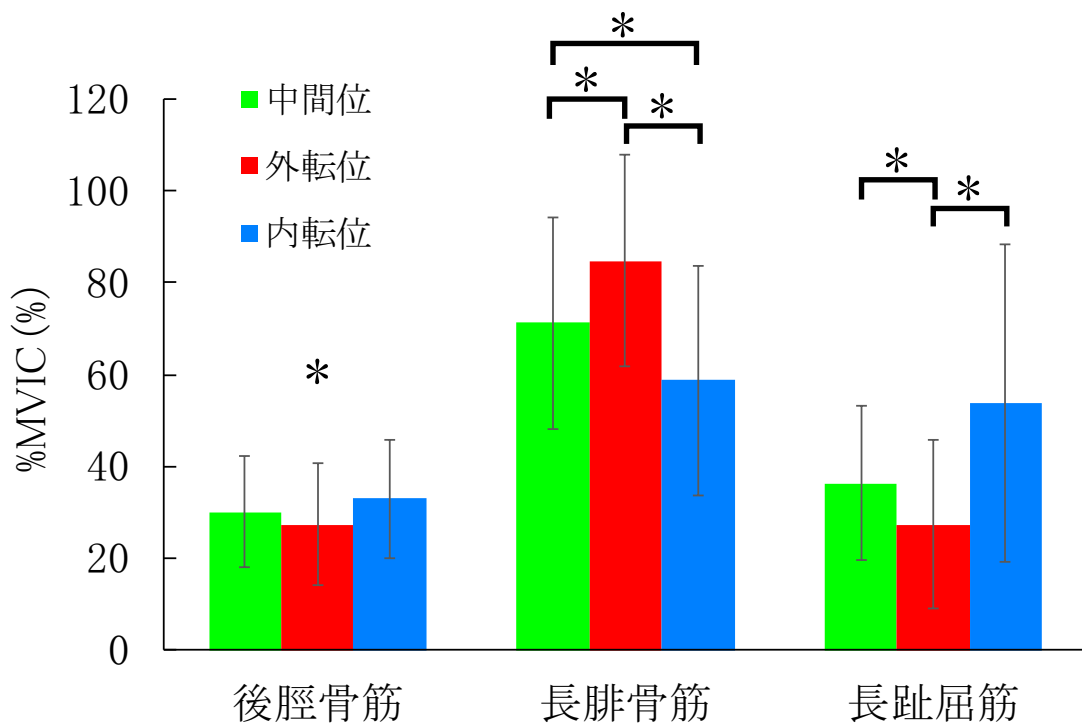


図 49 各筋の各肢位による heel raise 時の筋活動量

## 6. 考察

課題3で行った研究は、後脛骨筋、長腓骨筋、長趾屈筋に対して、荷重位でのトレーニング時筋活動を同時に測定、検証した初めての研究である。その結果、長腓骨筋は外転位での heel raise が他の2肢位と比較して有意に高い筋活動を示した。一方、長趾屈筋は内転位での heel raise が最も高い筋活動を示し、外転位での heel raise よりも有意に高い値であった。また後脛骨筋は、事後検定ではひとつひとつの肢位間の統計学的有意差は認めなかったが、反復測定分散分析では3肢位間に有意差を認めた。その中で後脛骨筋の筋活動量が最も高かったのは、長趾屈筋と同様に内転位での heel raise であった。この結果は、概ね仮説の通りとなった。

後脛骨筋と長趾屈筋は、足部内転位で小趾球に荷重をかけながら、内がえしを強調した heel raise によって活動量が高まった。後脛骨筋と長趾屈筋は距骨下関節内がえし作用を持つ筋であるため、この作用に近い運動が筋活動量を高める結果に繋がったと考える[4, 11]。だが、後脛骨筋では、内転位での heel raise が他の肢位と比較して有意に筋活動量が高かったわけではない。また、効果量も低かったことから、今回の研究結果からだけでは、必ずしも内転位での heel raise が最も効果的であるとは言い切れない。しかし、後脛骨筋腱不全症の患者の特徴として、heel raise 時に足部が外がえし位のままで、挙上最終域でも内がえしされないというものがある[18, 75]。このことから、内がえしを伴う heel raise は後脛骨筋の機能を示すもののひとつであり、この動作に準じたトレーニングは有用である可能性もある。今後、実際の後脛骨筋腱不全症患者や、外反扁平足を有するものを対象に介入実験を行って、その効果を検証していく必要があると考える。

長趾屈筋に関する荷重位でのトレーニング方法を検討した研究は行われていない。臨床的に長趾屈筋のトレーニングとして一般的に用いられているのはタオルギャザー運動である。しかし、この運動は荷重位ではなく、また負荷量も低いことから、長趾屈筋の機能をどの程度改善できるかは不明である。今回の内転位 heel raise は荷重位での長

趾屈筋のひとつのトレーニング方法として、リハビリテーションの現場での応用が期待できる。

長腓骨筋は、距骨下関節外がえし筋として理想的なモーメントアームを持つ筋である[5]。そのため、足部外転位で母趾球に荷重をかけながら、外がえしを強調した heel raise では、外がえし作用を有する長腓骨筋の活動が増大したと考える。過去の研究では、長腓骨筋の筋活動量を、通常の heel raise、母趾球荷重を強調した heel raise、エラスチックバンドで外側から足部を引きながら行う heel raise、エラスチックバンドで抵抗を加えた外がえし運動の4種類で比較検討している[76]。その結果、4種類のトレーニング間に有意差は認めなかった。この結果は、課題3の結果と一致しないものであった。課題3のトレーニング方法の違いとして、過去の研究では、母趾球荷重を強調した heel raise 時に足部を外転させていないため、母趾球への荷重や外がえしを強調した動作が十分に行えていなかった可能性がある。そのため、長腓骨筋の筋活動量を増加させるためには、足部肢位、荷重位置、外がえしの強調の要素を加えることが重要である可能性がある。臨床的にも、長腓骨筋のトレーニングは足関節不安定症などの患者に対して有効であるとされる[77, 78]。そのため、今回の結果から、足部外転位で、母趾球荷重として外がえしを強調した heel raise は、長腓骨筋に対する有効なトレーニング方法のひとつとして推奨できると考える。

本研究の限界点として、ワイヤ電極刺入という侵襲と疼痛を加えている事が挙げられる。特に課題3は、後脛骨筋や長趾屈筋の活動を促す特異的なトレーニングを行ったため、疼痛による生理学的変化が、筋活動や運動パターンに影響を与えた可能性がある[79]。しかし、実際に試技中に疼痛と訴えた被験者はいなかったことから、大きな影響はなかったと考える。また、椅子の背もたれに触れた手にかかった荷重量を規定していないことも限界点であると考え。可能な限り手に荷重はかけずに試技を実施するように指示し、また、実際の測定前に動作練習も行ったが、正確な荷重量は不明である。外転位や内転位での heel raiseの方が姿勢的に不安定になるため、手にかかる荷重量が増



え，結果に影響を与えた可能性がある。

## 7. まとめ

足関節中間位， $30^\circ$  外転位， $30^\circ$  内転位の 3 つの肢位で heel raise を行い，それぞれの肢位で後脛骨筋，長腓骨筋，長趾屈筋の筋活動量に変化するかを検証した。その結果，いずれの筋も肢位間での筋活動量に有意差を認めなかった。長腓骨筋は外転位での heel raise が他の 2 肢位よりも有意に高い筋活動を示した。また，長趾屈筋は内転位での heel raise が，最も高い筋活動を示し，外転位よりも有意に増加するという結果を得た。後脛骨筋は事後検定の結果では，肢位間に有意差を認めなかったが，長趾屈筋と同様に内転位での heel raise が最も高い筋活動を示していた。これらの結果から，後脛骨筋と長趾屈筋は距骨下関節内がえしを強調するような heel raise で，一方，長腓骨筋は外がえしを強調するような heel raise で筋活動が高まる可能性が示唆された。それぞれの筋に対する荷重位でのトレーニングとして，効率的な方法を示すことができたと考える。

## 第6章 総括

### I. 総合考察

歩行や走行動作時の後脛骨筋の重要な役割は、足部のアーチ保持、接地時の足部外がえし挙動の制動、推進期の後足部内がえしによる足部剛性の上昇である[2, 6, 9, 18]。これらの機能の中でも、足部アーチ保持機能や外がえし挙動の制動作用は、足部機能に特に重要である。課題 1-1 で走行時のどのような足部、下肢挙動が後脛骨筋活動量を高めるのかを検証した結果、後足部外がえし角度変化量と中足部最大外がえし角度が大きいとき、走行の接地期における後脛骨筋活動量が高かった。この結果は、後脛骨筋腱不全症の患者の方が、健常者よりも歩行時の後脛骨筋活動量が高いという報告と一致する[59]。また、足部アーチの低下がリスクファクターとされる MTSS 既往歴のあるものは、既往のないものに比べて後脛骨筋の筋硬度が高かったとされている[42]。つまり、後足部、中足部の外がえし挙動が大きい場合、この挙動を制動するために後脛骨筋は筋活動量を高める必要があると思われる。

また、下腿に対する後足部の動きではなく、床面に対する後足部の動きである踵骨傾斜角度と後脛骨筋活動量の関係も検証した結果、踵骨傾斜角度と後脛骨筋の活動量に相関関係を認めなかった。つまり、踵骨が内側に傾斜しても、下腿が同方向に傾斜すれば、下腿と後足部の相対的な外がえし角度は変化せず、後脛骨筋の活動量も増加しない。しかし、踵骨が内側に傾斜し、下腿は直立した状態に近い場合、後足部は外がえし位となり、後脛骨筋の活動量は増加する。

この挙動について考えると、踵骨と下腿が同方向に動いている場合、後脛骨筋はそれ以上伸長されることはないため、等尺性収縮によって外がえしを制動することとなる。一方、後足部が外がえし位となる場合、後脛骨筋はより伸長されながら、さらに外がえしを制動するために遠心性収縮になる。外がえし角度が大きくなるに従ってさらに筋は伸長され、且つ外がえしモーメントも大きくなる。そのため、外がえしを制動するためにはより高い筋活動が必要になる。さらに、遠心性収縮では筋張力も高まるため、腱や

付着部にかかる負荷も大きくなる。

このような筋や腱，付着部にかかる負荷が大きくなることで，後脛骨筋腱不全症や MTSS のような後脛骨筋が関わる障害に繋がる可能性がある。しかし，MTSS に関しては，単純に後脛骨筋の過剰収縮が骨膜に牽引ストレスを加えて，MTSS 発症に繋がるのかどうかは不明である。確かに，ヒラメ筋や長趾屈筋と共に後脛骨筋の収縮が下腿筋膜を介して脛骨に張力を加えると報告されている[38]。しかし，後脛骨筋は症状の好発部位ではある脛骨遠位内側遠位 1/3 に付着していない[31, 36, 37]。一方，長趾屈筋は 97%，ヒラメ筋は 49%の検体において MTSS の症状好発部位に付着が確認されている[37]。この過去の研究の結果からは，長趾屈筋の過剰な収縮が脛骨内側に張力を加えて，症状の発症に直接関わり得ると考えることができる。しかし，課題 1-2 の結果では，足部アーチ低下挙動に後脛骨筋は関与していたが，長趾屈筋は関与していなかった。これらのことを総合的に考察していくと，まず，後脛骨筋は後足部，中足部の過剰な外がえしを機能的に制動しているということが本研究の結果からわかる。しかし，その機能的安定性が十分に得られないと，過剰な運動が距骨下関節，ショパール関節で起こることになる。さらに，この足部アーチ保持には長腓骨筋も関与しており，本研究の結果からも長腓骨筋の筋活動量が低いとき，中足部の背屈挙動，つまりショパール関節での矢状面上での挙動が増大していることが示された。後脛骨筋腱と長腓骨筋腱は足底部で交叉しており，それぞれアーチ保持に重要な役割を果たしている（図 50）[2, 6, 58]。

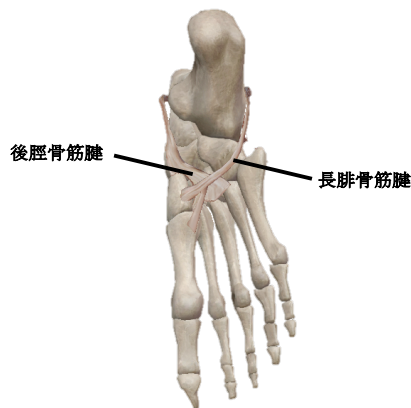


図 50 後脛骨筋腱と長腓骨筋腱の足底部での交叉

これらの筋機能低下によって後足部，中足部の安定性が安定しない場合，長趾屈筋は機能的安定性を代償するために筋活動が増加する可能性がある．30 分間のランニング疲労課題を与えて下腿後面の筋群の筋硬度変化を検証した研究では，ランニング後に後脛骨筋と長趾屈筋のみ筋硬度が上昇したと報告している[80]．この結果からも，後脛骨筋と長趾屈筋が同様の役割を果たしている可能性が考えられる．一方，後足部のみに付着するヒラメ筋は，足部アーチが安定しないと走行動作の推進期に向けて，その張力を十分に発揮できない可能性がある（図 51）．

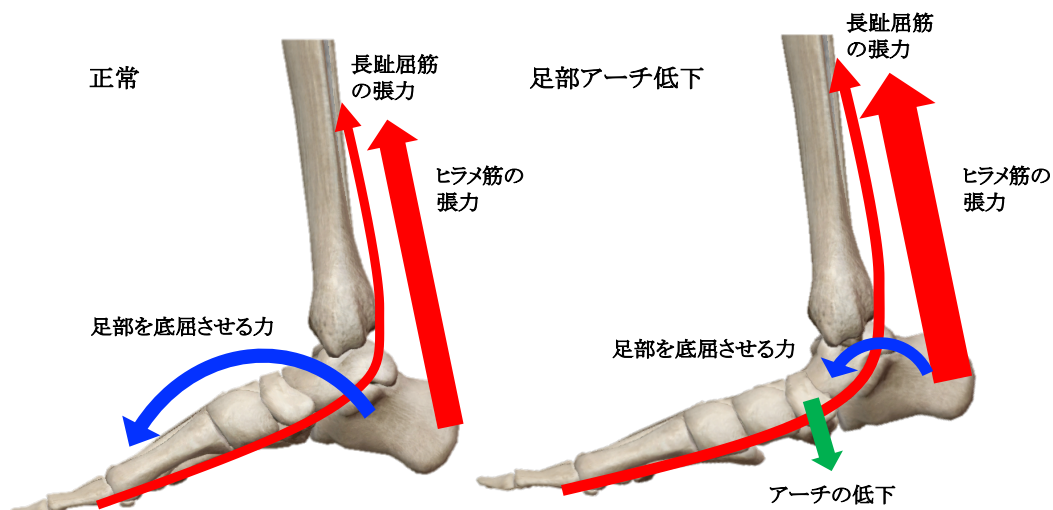


図 51 足部アーチが低下した際の筋機能

正常の場合，走行動作において足部アーチが保たれているため，ヒラメ筋の収縮は，腓腹筋と共に前足部を支点として足部全体を効率的に底屈させる．一方，足部アーチが低下する場合，中足部が安定しないため，ヒラメ筋の収縮は距骨と踵骨を主に底屈させることになり，足部全体を底屈させる機能効率が低下する．それでも，推進力を得るためにヒラメ筋にはより強い収縮が必要なる可能性がある．このような後脛骨筋の機能低下に伴う足部アーチ低下によって，長趾屈筋やヒラメ筋の負荷が増大することで，これらの筋の近位付着部に強い張力が加わり，MTSS の発症に関わる可能性が考えられる．そのため，後脛骨筋は直接付着部に張力を加えるのではなく，足部アーチ低下という運動

学的変化を介して、間接的に MTSS 発症に関わるのではないかと考える。

しかし、本研究の結果では、長趾屈筋の筋活動量増加と足部アーチ低下挙動には関連性は認めなかった。本研究では健常成人を対象としているため、足部アーチの低下に個人差はあっても、後脛骨筋などの機能によって過剰な低下はなかったと考える。そのため、長趾屈筋の活動量が増えるほどの結果を得られなかったと考える。

このような足部アーチの低下に対して、インソールはジョギング時の後足部最大外がえし角度を平均  $2.12^{\circ}$  減少させたと報告されている[45]。そのため、インソールの使用が後脛骨筋や長趾屈筋、長腓骨筋の活動量に与える影響を検証するために、課題 2-1 と 2-2 を行った。その結果、歩行動作、走行動作ともにインソールの使用は裸足と比較して後脛骨筋の筋活動量を減少させることが示された。ただ、課題 2-1 で行った歩行動作時の解析では、後足部の外がえし角度が最大となる接地期ではなく推進期で、後脛骨筋活動量はインソール使用が裸足と比較して有意に低い筋活動を示した。そのため、歩行においてはインソール使用による立脚初期の外がえし制動が、後脛骨筋活動を減少させたかは不明である。一方、課題 2-2 では、インソール使用によって接地期の後脛骨筋活動量が最も低下していた（効果量：0.51）。このことから、大きな床反力が加わり、接地後の外がえし角度もより大きくなると思われる走行動作においては、より顕著にその外がえし制動効果が現れ、後脛骨筋活動量が低下したと考える。

走行動作の接地期における後足部、中足部外がえし角度がすでに大きい場合、この挙動をインソールによって制動して後脛骨筋活動量を低下させることは、後脛骨筋腱不全症や MTSS に対する予防や治療として有効であると考えられる。実際に、インソールによる後脛骨筋腱不全症に対する治療効果や MTSS に対する予防効果は報告されている[27, 32]。しかし、過度な外がえし挙動が生じる前から、後脛骨筋機能によって足部挙動をコントロールできるようにすることが、最も効果的な障害発生の予防になると考える。そのためには、後脛骨筋の機能を高める介入が必要である。課題 3 では、後脛骨筋および、長趾屈筋、長腓骨筋の荷重位での効率的なトレーニング方法を確立することを目的

に、足部肢位を変化させた踵挙げ運動時の各筋の筋活動測定を行った。その結果、課題 3 で示したように、足部を内転位にすると後脛骨筋と長趾屈筋の筋活動が、外転位では長腓骨筋の活動が高まったため、後脛骨筋の筋力トレーニングとしては内転位が推奨される。

後脛骨筋のトレーニングやインソールの使用によって、足部アーチを保持することは重要であるが、下肢全体の挙動が足部アーチ挙動に影響を与えると考えて課題 1-2 を行った。その結果、股関節の内旋角度の増加や中殿筋の筋活動量低下が後足部、中足部外がえし挙動を増大させる因子として選択された。骨盤が大腿骨頭上で安定しない場合、重心位置が変化し、足部に発生するモーメントも変化するためと考える。このように近位関節の挙動が足部アーチ挙動に影響する場合、下腿や足部の筋のみをトレーニングしても限界がある。そのため、足部アーチ挙動を制動するためには、近位関節の挙動もコントロールする必要がある。Verrelst らは、MTSS のリスクファクターを前向きに調査し、ドロップジャンプ時の股関節や体幹の回旋角度の増加がリスクファクターとなると報告している[81]。股関節回旋に関しては、接地から膝が最大屈曲するまでの回旋角度のカットオフ値を  $8.93^{\circ}$  としており、感度 76.2%、特異度 64.0%としている。このことから、近位関節の安定性が、足部アーチに影響を与えて MTSS の発生に関わる可能性が考えられる。

さらに、近位関節の挙動である股関節の内旋角度は、踵骨の内側傾斜と後足部の外がえし挙動のいずれにも影響を与える因子として選択された。下腿に対する後足部の角度である後足部外がえしは、後脛骨筋の活動量と相関関係があったが、床面に対する後足部の傾斜角度である踵骨内側傾斜には、後脛骨筋の活動量と相関関係を認めなかった。このことから、走行動作の接地に際して、床反力や股関節の内旋角度の増加によって踵骨が内側に傾斜しても、踵骨の軸と下腿の軸を平行に保つように保持することで、後脛骨筋の活動量は高まらないと考える。このことは後脛骨筋腱に対する負荷を軽減させるために重要だが、スポーツ動作においてそのパフォーマンスにも重要であると考えられる。

踵骨の軸と下腿の軸が平行の場合、足部が接地した際の床反力は下腿に対して垂直に伝達される。一方、後足部が外がえし位となることで、床反力は下腿の軸とは異なる方向に伝達されることになり、力の伝達効率が低下する（図 52）。このように床反力の方向と下肢の軸が垂直でない場合、力を十分に床面に対して伝えることが出来ず、運動パフォーマンスは低下する可能性がある。後脛骨筋は距骨下関節の内がえし筋であり、後足部の外がえし挙動に関与している筋である。また、課題 1-1 より、踵骨の内側傾斜や膝関節の外転角度が増加するとき、TP/PL 比は低下し、後脛骨筋に対して長腓骨筋の活動量が増加していた。これらのことから、後脛骨筋と長腓骨筋が内側と外側から距骨下関節の運動を制御しつつ、股関節や膝関節といった近位関節の挙動も安定させることで、踵骨の過度の内側傾斜を抑えながら、下腿と踵骨の軸も平行に保つことができるのではないかと考える。そして、このような運動制御がパフォーマンスの向上にも繋がると推察する。

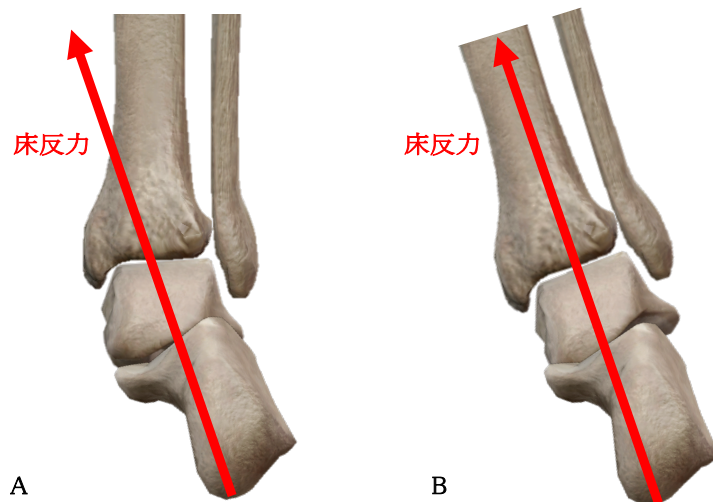


図 52 床反力の伝達方向と下腿の傾斜角度

A：後足部が外がえし位となり、下腿の軸と異なる方向に床反力が伝達される。 B：踵骨の軸と下腿の軸が平行の場合、床反力は下腿の軸に対して垂直に伝達される。

## II. まとめ

1. 走行動作時の後足部外がえし角度変化量と中足部最大外がえし角度が大きいほど、接地期における後脛骨筋活動量が高かった。また、推進期の内外がえし角度変化量が大きいほど、後脛骨筋活動量は低かった。
2. 床面に対する踵骨内側傾斜角度が大きくなっても、後脛骨筋の活動量は変化しない。
3. 走行時の床面に対する踵骨内側傾斜角度が大きくなり、同時に膝関節も外転して、踵骨と同側に傾斜すれば、後脛骨筋に対して長腓骨筋の活動量が増加する。
4. 足部アーチ低下に関わる後足部と中足部の外がえし挙動の増加には、後脛骨筋の活動量だけでなく、股関節内旋角度の増加や中殿筋の筋活動量低下などが関与する。また、中足部の背屈挙動の増加には、長腓骨筋の活動量低下、膝関節の外転角度の増加が関与する。
5. インソールの使用は、歩行、走行ともに後脛骨筋の活動量を減少させた。しかし、長趾屈筋、長腓骨筋の筋活動量は変化しなかった。
6. 足部 30° 内転位にて、小趾球に荷重しながら内がえしを強調した heel raise は、長趾屈筋、後脛骨筋において最も高い筋活動量を示した。
7. 足部 30° 外転位にて、母趾球に荷重しながら外がえしを強調した heel raise は、長腓骨筋において最も高い筋活動量を示した。



## 謝辞

博士論文を完成させるにあたり、多くの方々にご指導ならびにご協力をいただきましたことを深謝いたします。

早稲田大学スポーツ科学学術院、金岡恒治教授には、入学前に小樽で初めてお会いした時から、入学までの期間にも障害と身体機能というお話しや、研究とは普遍の真理を解明することのお話しを頂きました。入学後も研究計画や実際の実験におけるワイヤ電極の刺入、結果に基づく様々な仮説のご提示などと共に、研究者や人としてのあり方についても大変多くご指導頂きました。また、博士論文の作成にあたりましても、多大なるご助言とご指導をいただきました。この4年間のご指導全てに深く感謝いたします。

早稲田大学スポーツ科学学術院、熊井司教授、早稲田大学スポーツ科学学術院、広瀬統一教授には副査を引き受けて頂き、解析方法やスポーツからの視点、足部障害からの視点など、大変貴重なご指導を頂きましたことを深謝いたします。

横浜リハビリテーション専門学校、林克郎副校長には、横浜リハビリテーション専門学校の生徒からの被験者募集のための倫理書類作成にあたり、大変お世話になりました。大変感謝いたします。

筑波大学付属病院、大山高一先生には、実験にあたってご協力いただき、大変感謝しております。結果の解析が遅れてしまっておりますが、可能な限り早く解析し、ご連絡いたします。

主に実験に協力して下さり、機器の使用方法から解析方法までご指導下さった今井厚先生、飯塚哲司先生、松永直人くんには心より感謝を申し上げます。

そして、実験の被験者となっていたいただいた皆様と、この4年間研究室や大学院での生活にて関わらせて頂いた全ての皆様に深く感謝を申し上げます。今後の更なる研究活動を通して、研究成果を社会に還元できるようにより一層努力して参ります。

## 参考文献

- [1] Doya H, Haraguchi N, Niki H, Takao M, Yamamoto H. Proposed novel unified nomenclature for range of joint motion: method for measuring and recording for the ankles, feet, and toes. *J Orthop Sci.* 2010;15:531-9.
- [2] Semple R, Murley GS, Woodburn J, Turner DE. Tibialis posterior in health and disease: a review of structure and function with specific reference to electromyographic studies. *Journal of foot and ankle research.* 2009;2:24.
- [3] Gluck GS, Heckman DS, Parekh SG. Tendon disorders of the foot and ankle, part 3: the posterior tibial tendon. *The American journal of sports medicine.* 2010;38:2133-44.
- [4] Hintermann B, Nigg BM, Sommer C. Foot movement and tendon excursion: an in vitro study. *Foot Ankle Int.* 1994;15:386-95.
- [5] Klein P, Mattys S, Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *Journal of biomechanics.* 1996;29:21-30.
- [6] Kamiya T, Uchiyama E, Watanabe K, Suzuki D, Fujimiya M, Yamashita T. Dynamic effect of the tibialis posterior muscle on the arch of the foot during cyclic axial loading. *Clinical biomechanics.* 2012;27:962-6.
- [7] Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clinical orthopaedics and related research.* 1995:165-72.
- [8] Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds. *Gait & posture.* 2014;39:1080-5.
- [9] Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham JB. Tibialis posterior EMG

activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2009;19:e69-77.

[10] Okita N, Meyers SA, Challis JH, Sharkey NA. Midtarsal joint locking: new perspectives on an old paradigm. *J Orthop Res*. 2014;32:110-5.

[11] Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. Themidtarsal joint locking mechanism. *Foot Ankle Int*. 2005;26:1074-80.

[12] Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & posture*. 2007;25:453-62.

[13] Iaquinto JM, Wayne JS. Computational model of the lower leg and foot/ankle complex: application to arch stability. *Journal of biomechanical engineering*. 2010;132:021009.

[14] Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy*. 1954;88:25-30.

[15] Hofmann CL, Okita N, Sharkey NA. Experimental evidence supporting isometric functioning of the extrinsic toe flexors during gait. *Clinical biomechanics*. 2013;28:686-91.

[16] Maceira E, Monteagudo M. Subtalar anatomy and mechanics. *Foot Ankle Clin*. 2015;20:195-221.

[17] Sammarco VJ. The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint. *Foot and Ankle Clinics*. 2004;9:127-45.

[18] Yao K, Yang TX, Yew WP. Posterior Tibialis Tendon Dysfunction: Overview of Evaluation and Management. *Orthopedics*. 2015;38:385-91.

- [19] Kokubo T, Hashimoto T, Nagura T, Nakamura T, Suda Y, Matsumoto H, et al. Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch. *Foot Ankle Int.* 2012;33:320-5.
- [20] Crevoisier X, Assal M, Stanekova K. Hallux valgus, ankle osteoarthritis and adult acquired flatfoot deformity: a review of three common foot and ankle pathologies and their treatments. *EFORT Open Rev.* 2016;1:58-64.
- [21] Kong A, Van Der Vliet A. Imaging of tibialis posterior dysfunction. *Br J Radiol.* 2008;81:826-36.
- [22] Holmes GB, Jr., Mann RA. Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon. *Foot Ankle.* 1992;13:70-9.
- [23] Smyth NA, Aiyer AA, Kaplan JR, Carmody CA, Kadakia AR. Adult-acquired flatfoot deformity. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2017;27:433-9.
- [24] Erol K, Karahan AY, Kerimoglu U, Ordahan B, Tekin L, Sahin M, et al. An important cause of pes planus: the posterior tibial tendon dysfunction. *Clin Pract.* 2015;5:699.
- [25] Johnson KA, Strom DE. Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clinical orthopaedics and related research.* 1989:196-206.
- [26] Myerson MS. Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instr Course Lect.* 1997;46:393-405.
- [27] Kulig K, Reischl SF, Pomrantz AB, Burnfield JM, Mais-Requejo S, Thordarson DB, et al. Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2009;89:26-37.

- [28] Bek N. Home-based general versus center-based selective rehabilitation in patients with posterior tibial tendon dysfunction. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2012;46:286-92.
- [29] Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *American Journal of Sports Medicine*. 2004;32:772-80.
- [30] Newman P, Witchalls J, Waddington G, Adams R. Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open access journal of sports medicine*. 2013;4:229-41.
- [31] Brown AA. Medial Tibial Stress Syndrome: Muscles Located at the Site of Pain. *Scientifica (Cairo)*. 2016;2016:7097489.
- [32] Moen MH, Tol JL, Weir A, Steunebrink M, De Winter TC. Medial tibial stress syndrome: a critical review. *Sports medicine*. 2009;39:523-46.
- [33] Bhatt R, Lauder I, Finlay DB, Allen MJ, Belton IP. Correlation of bone scintigraphy and histological findings in medial tibial syndrome. *British journal of sports medicine*. 2000;34:49-53.
- [34] Franklyn M, Oakes B. Aetiology and mechanisms of injury in medial tibial stress syndrome: Current and future developments. *World J Orthop*. 2015;6:577-89.
- [35] Magnusson HI, Westlin NE, Nyqvist F, Gardsell P, Seeman E, Karlsson MK. Abnormally decreased regional bone density in athletes with medial tibial stress syndrome. *The American journal of sports medicine*. 2001;29:712-5.
- [36] Beck BR, Osternig LR. Medial tibial stress syndrome. The location of

muscles in the leg in relation to symptoms. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1994;76:1057-61.

[37] Edama M, Onishi H, Kubo M, Takabayashi T, Yokoyama E, Inai T, et al. Gender differences of muscle and crural fascia origins in relation to the occurrence of medial tibial stress syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017;27:203-8.

[38] Bouche RT, Johnson CH. Medial tibial stress syndrome (tibial fasciitis): a proposed pathomechanical model involving fascial traction. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007;97:31-6.

[39] Stickley CD, Hetzler RK, Kimura IF, Lozanoff S. Crural fascia and muscle origins related to medial tibial stress syndrome symptom location. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009;41:1991-6.

[40] Hamstra-Wright KL, Bliven KC, Bay C. Risk factors for medial tibial stress syndrome in physically active individuals such as runners and military personnel: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2015;49:362-9.

[41] Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7:55.

[42] Saeki J, Nakamura M, Nakao S, Fujita K, Yanase K, Ichihashi N. Muscle stiffness of posterior lower leg in runners with a history of medial tibial stress syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017.

[43] Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb

muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical biomechanics*. 2010;25:728-36.

[44] Stacoff A, Quervain IK-d, Dettwyler M, Wolf P, List R, Ukelo T, et al. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*. 2007;17:143-53.

[45] Mills K, Blanch P, Chapman AR, McPoil TG, Vicenzino B. Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British journal of sports medicine*. 2010;44:1035-46.

[46] Kulig K, Burnfield JM, Requejo SM, Sperry M, Terk M. Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36:862-7.

[47] Kulig K, Burnfield JM, Reischl S, Requejo SM, Blanco CE, Thordarson DB. Effect of foot orthoses on tibialis posterior activation in persons with pes planus. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005;37:24-9.

[48] O'Connor KM, Price TB, Hamill J. Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2006;16:522-30.

[49] Rha DW, Im SH, Lee SC, Kim SK. Needle insertion into the tibialis posterior: ultrasonographic evaluation of an anterior approach. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2010;91:283-7.

[50] Yang SN, Lee SH, Kwon HK. Needle electrode insertion into the tibialis posterior: a comparison of the anterior and posterior approaches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89:1816-8.

[51] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of

- recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2000;10:361-74.
- [52] Hamill J, Russell EM, Gruber AH, Miller R. Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*. 2011;3:33-40.
- [53] Lopes AD, Hespanhol Junior LC, Yeung SS, Costa LO. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports medicine*. 2012;42:891-905.
- [54] Becker J, James S, Wayner R, Osternig L, Chou LS. Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. *The American journal of sports medicine*. 2017:363546517708193.
- [55] Moen MH, Bongers T, Bakker EW, Zimmermann WO, Weir A, Tol JL, et al. Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2012;22:34-9.
- [56] Wearing SC, Smeathers JE, Urry SR, Hennig EM, Hills AP. The pathomechanics of plantar fasciitis. *Sports medicine*. 2006;36:585-611.
- [57] Reber L, Perry J, Pink M. Muscular control of the ankle in running. *The American journal of sports medicine*. 1993;21:805-10.
- [58] Johnson CH, Christensen JC. Biomechanics of the first ray part I. The effects of peroneus longus function: A three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 1999;38:313-21.
- [59] Ringleb SI, Kavros SJ, Kotajarvi BR, Hansen DK, Kitaoka HB, Kaufman KR. Changes in gait associated with acute stage II posterior tibial tendon dysfunction. *Gait & posture*. 2007;25:555-64.



- [60] Mahaffey R, Morrison SC, Drechsler WI, Cramp MC. Evaluation of multi-segmental kinematic modelling in the paediatric foot using three concurrent foot models. *Journal of foot and ankle research*. 2013;6:43.
- [61] Portinaro N, Leardini A, Panou A, Monzani V, Caravaggi P. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: application to kinematics of feet in teenagers. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7:754.
- [62] Brund RBK, Rasmussen S, Nielsen RO, Kersting UG, Laessoe U, Voigt M. Medial shoe-ground pressure and specific running injuries: A 1-year prospective cohort study. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 2017;20:830-4.
- [63] Akuzawa H, Imai A, Iizuka S, Matsunaga N, Kaneoka K. Calf muscle activity alteration with foot orthoses insertion during walking measured by fine-wire electromyography. *J Phys Ther Sci*. 2016;28:3458-62.
- [64] Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2010;40:42-51.
- [65] Lee SP, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clinical biomechanics*. 2013;28:524-9.
- [66] Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture*. 2007;25:127-34.
- [67] Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during

gait. *Clinical biomechanics*. 2006;21:1074-80.

[68] Mundermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & posture*. 2006;23:295-302.

[69] Tomaro J, Burdett RG. The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1993;18:532-6.

[70] Caravaggi P, Leardini A, Crompton R. Kinematic correlates of walking cadence in the foot. *Journal of biomechanics*. 2010;43:2425-33.

[71] Yeung EW, Yeung SS. Interventions for preventing lower limb soft-tissue injuries in runners. *Cochrane Database Syst Rev*. 2001:CD001256.

[72] Collins N, Bisset L, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot Ankle Int*. 2007;28:396-412.

[73] Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*. 2009;29:172-87.

[74] Akuzawa H, Imai A, Iizuka S, Matsunaga N, Kaneoka K. The influence of foot position on lower leg muscle activity during a heel raise exercise measured with fine-wire and surface EMG. *Physical Therapy in Sport*. 2017;28:23-8.

[75] Watson T. Adult acquired flatfoot deformity. Treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. 2012.

[76] Bellew JW, Frilot CF, Busch SC, Lamothe TV, Ozane CJ. Facilitating activation of the peroneus longus: electromyographic analysis of exercises

consistent with biomechanical function. *J Strength Cond Res.* 2010;24:442-6.

[77] Collado H, Coudreuse JM, Graziani F, Bensoussan L, Viton JM, Delarque A. Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2010;20:241-6.

[78] Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:654-64.

[79] Tucker KJ, Hodges PW. Changes in motor unit recruitment strategy during pain alters force direction. *European journal of pain.* 2010;14:932-8.

[80] Ohya S, Nakamura M, Aoki T, Suzuki D, Kikumoto T, Nakamura E, et al. The effect of a running task on muscle shear elastic modulus of posterior lower leg. *Journal of foot and ankle research.* 2017;10:56.

[81] Verrelst R, De Clercq D, Vanrenterghem J, Willems T, Palmans T, Witvrouw E. The role of proximal dynamic joint stability in the development of exertional medial tibial pain: a prospective study. *British journal of sports medicine.* 2014;48:388-93.