

歩行場面における足部内在筋の機能的役割の解明

県立広島大学大学院
総合学術研究科
生命システム科学専攻

博士論文

平成31年 3月
(2019年)

岡村 和典

目次

第1章 緒言

1-1	足部アーチ構造の力学的利点と解剖学的特徴	2
1-2	足部アーチの低下と足部障害の発症	5
1-3	足部アーチの低下に関する障害の治療・予防	6
1-4	足部内在筋の足部アーチ支持機能	8
1-5	本研究の目的	8

第2章 歩行中の足部内側縦アーチの動態測定方法の開発

2-1	開発した測定方法の概要	10
2-2	妥当性の検討（実験1）	
2-2-1	目的	13
2-2-2	方法	16
2-2-3	結果	17
2-2-4	考察	17
2-3	信頼性の検討（実験2）	
2-3-1	目的	18
2-3-2	方法	18
2-3-3	結果	20
2-3-4	考察	22

2-4	結論	22
第3章	足部内在筋の筋収縮力増強に伴う足部内側縦アーチの動態の変化 —電気刺激を用いたシミュレーション—	
3-1	正常な足部アライメントを対象とした検討（実験3）	
3-1-1	目的	24
3-1-2	方法	24
3-1-3	結果	28
3-1-4	考察	30
3-2	扁平足を対象とした検討（実験4）	
3-2-1	目的	32
3-2-2	方法	32
3-2-3	結果	33
3-2-4	考察	35
3-3	結論	35
第4章	足部内在筋の筋収縮力増強を目的とした臨床的方法の開発 —筋電図バイオフィードバックを利用した筋力増強運動—	
4-1	フィードバックの種類からの検討（実験5）	
4-1-1	目的	37
4-1-2	方法	39
4-1-3	結果	44
4-1-4	考察	46

4-2	足部内在筋および外在筋の筋活動からの検討（実験 6）	
4-2-1	目的	47
4-2-2	方法	47
4-2-3	結果	49
4-2-4	考察	52
4-3	結論	52
第5章	足部内在筋の筋力増強運動に伴う足部内側縦アーチの動態の変化	
5-1	扁平足例を対象とした 8 週間の介入研究（実験 7）	
5-1-1	目的	54
5-1-2	方法	54
5-1-3	結果	55
5-1-4	考察	58
5-2	結論	60
第6章	総括	61
謝辞		65
文献		67

第 1 章

緒言

1-1 足部アーチ構造の力学的利点と解剖学的特徴

ヒトの足部は弓なりのアーチ構造を呈しており、それぞれ内側縦アーチ、外側縦アーチ、横アーチと呼ばれる（図 1）。アーチ構造は平らな構造に比べ、上からの荷重を圧縮力に変換できる点で力学的に強く、壊れにくい（図 2a, b）。ヒトの足部もアーチ構造を呈していることによって、足部障害の発生から守られている。一方アーチ構造では、上からの荷重によって構造の両端が外に開こうとする力が発生し、これによってアーチ構造が潰れて低くなると、構造の力学的な利点が失われる（図 2c）。アーチ構造を保つためにはこの力を相殺する必要がある、ヒトの足部においてこの役割を担っているのが、足底に存在する足底腱膜や靭帯・関節包^{1,2)}、足部の内在筋³⁻⁶⁾ および外在筋^{7,8)}である（図 2d）。ここでいう足部の外在筋とは、アーチ構造を支える作用を持つ筋のうち、脛骨や腓骨に起始をもち、足関節をまたいで足底に停止する後脛骨筋や長母趾屈筋、長趾屈筋等を指す（図 3a）。一方足部の内在筋とは、母趾外転筋や短趾屈筋、小趾外転筋等の足関節より遠位に位置し、かつ足底に限局して存在する足趾の屈曲筋群を指す（図 3b）。



図 1. ヒトの右側足部におけるアーチ構造（赤線）

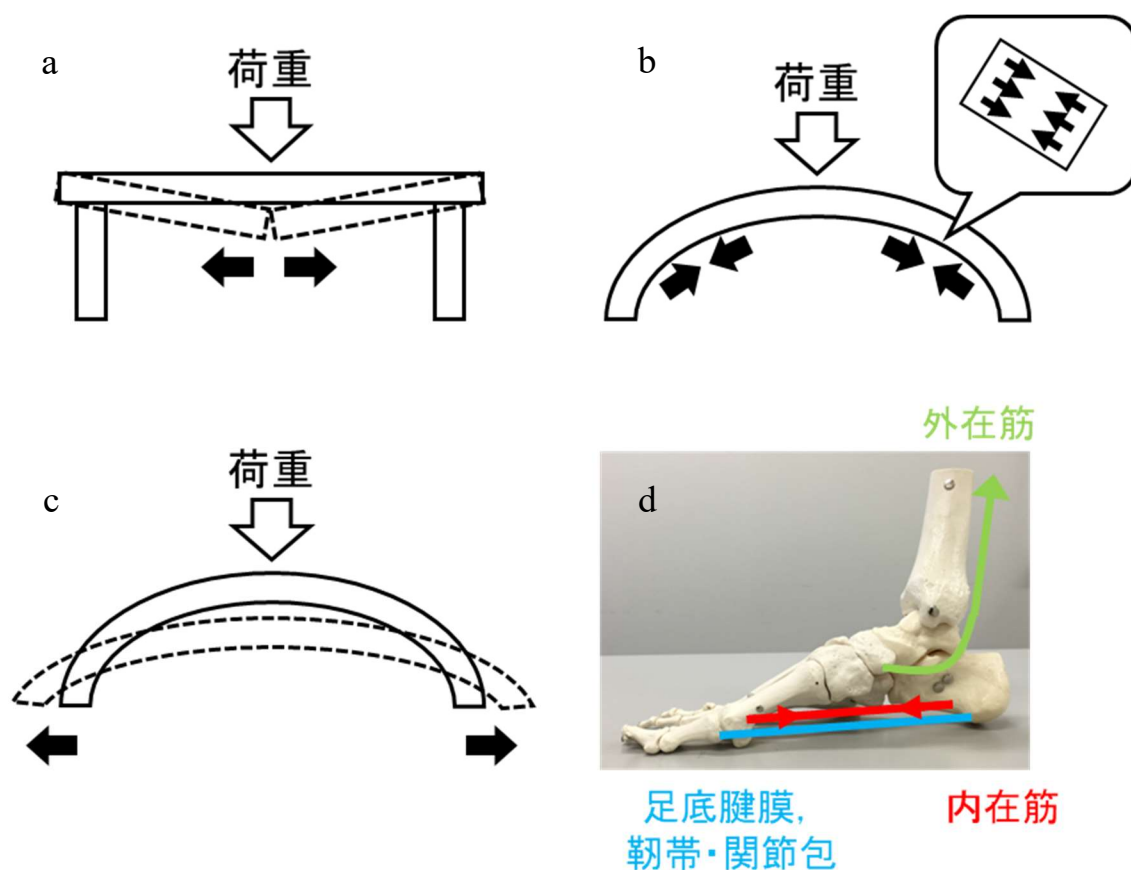


図2. アーチ構造の特徴 (文献9より改変)

- a. 平らな構造では、上からの荷重によって構造を引き裂こうとする力が発生する
- b. アーチ構造では上からの荷重が一様な圧縮力として伝達される
- c. アーチ構造を保つためには、両端が外に開こうとする力を相殺する必要がある
- d. ヒトの足部では足底腱膜などの静的支持組織に加え、足部の内・外在筋がアーチの扁平化を防いでいる

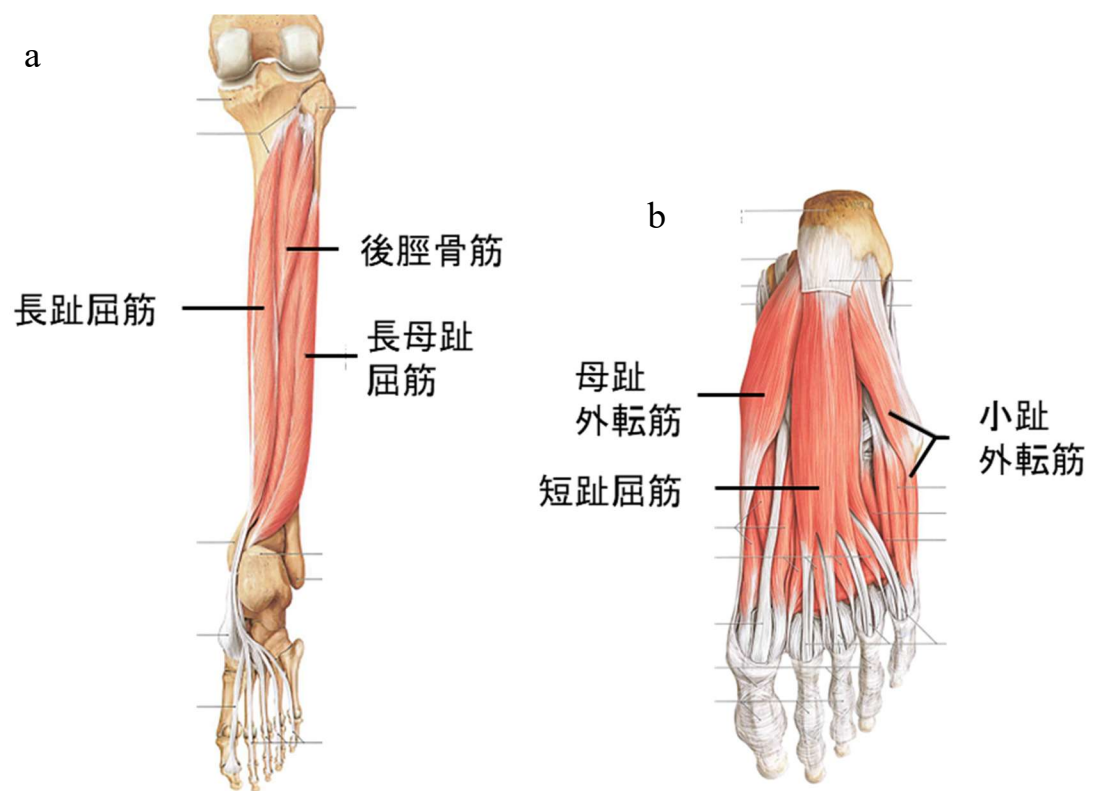


図3. 右側足部の外在筋 (a) と内在筋 (b) (文献10より改変)

1-2 足部アーチの低下と足部障害の発症

アーチ構造を構成する組織は互いに補完的に機能しており、特定の組織の機能低下は他の組織の負担を増加させる。Donahue ら¹¹⁾や Wu ら¹²⁾は、足底腱膜の機能低下によって骨への荷重負荷が増加することを報告した。また Iaquinto ら²⁾は、同じく足底腱膜の機能低下によって足底に存在する他の靭帯への荷重負荷が増加することを報告している。加えて、足部外在筋の機能低下が骨への荷重負荷を増加させたことも報告されている¹¹⁾。

3種類のアーチ構造のうち、最も大きい内側縦アーチ (medial longitudinal arch : 以下 MLA) は「土踏まず」に該当し、MLA が潰れて低くなった状態がいわゆる「扁平足」である (図4)。扁平足の状態ではアーチ構造の力学的利点の喪失とともに、アーチ構造を保つための組織が機能不全に陥っているため、MLA を構成する骨や足底腱膜、足部の外在筋に過度な負荷が生じる。これは、過度に MLA の低下した扁平足の状態が、足部の疲労骨折や足底腱膜炎、脛骨過労性骨膜炎などの発症に関係する危険因子であるとの報告に矛盾しない^{11, 13-16)}。

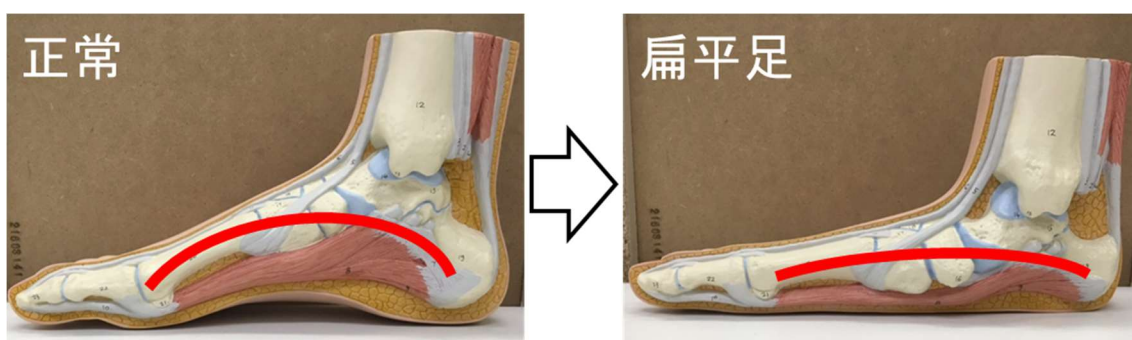


図4. 右側足部における MLA の扁平化

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

1-3 足部アーチの低下に関係する障害の治療・予防

従来から扁平足に関係する足部障害の治療や予防では、MLAの支持力を強化し、過度なMLAの低下を制限することが重要視され、足底板やテーピング、筋力増強運動などが行われてきた(図5a~d)。特に筋力増強運動は他の2つと異なり、生体内の資源を利用した手法であることから最も頻繁に用いられている。これまで、筋力増強運動では足部外在筋を対象とすることが一般的であった。一方近年は、扁平足例における足部内在筋の機能不全が報告されたことにより¹⁷⁾、足部内在筋に対する筋力増強運動にも注目が集まりつつある¹⁸⁻²⁰⁾。

扁平足例の足部外在筋は、歩行場面において正常よりも大きな筋活動を示し²¹⁾、形態的にも肥大している¹⁷⁾。一方、扁平足例の足部内在筋は、正常な足部アライメントを持つ者に比べ萎縮していると報告されている¹⁷⁾。以上のことから、扁平足例におけるMLAの支持力強化を目的とした場合、足部内在筋の筋力増強運動がより重要かもしれない。しかしながら、足部外在筋に比べて小さな内在筋は、そのMLA支持機能を疑問視されることも多く、足部内在筋の筋力強化が臨床的に普及されにくい要因の一つとなっている。

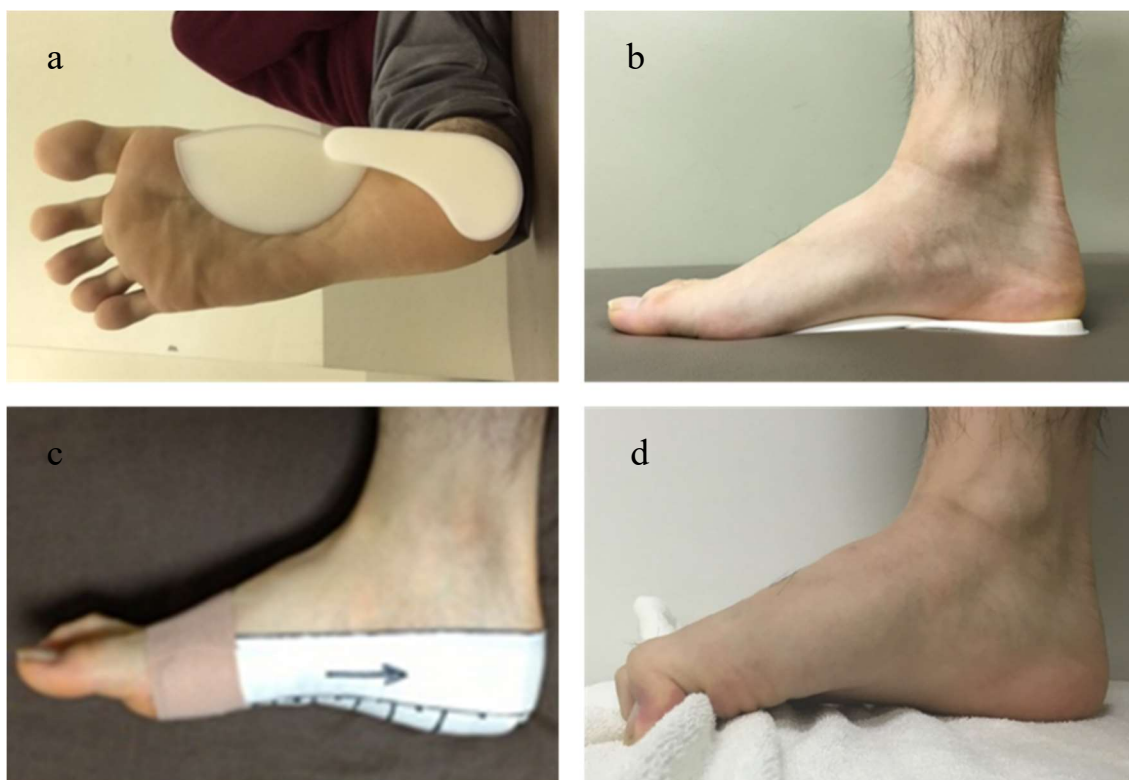


図5. MLAの支持力強化を目的とした理学療法

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

- a, b. 足底板
- c. テーピング
- d. 筋力増強運動

1-4 足部内在筋の足部アーチ支持機能

足部内在筋の中でも、特に母趾外転筋の MLA 支持機能が注目されている。Wong³⁾らは遺体を用いて母趾外転筋の収縮を再現し、これによって MLA が挙上したことを報告した。また生体を対象とした研究では、母趾外転筋の麻痺⁴⁾や疲労⁵⁾によって、静止立位における MLA の低下が生じたことも報告されている。加えて Kelly ら⁶⁾は、電気刺激によって誘発した足部内在筋の収縮力の強化が、座位で大腿上に負荷された荷重による MLA の低下を軽減したことを報告している。彼らは母趾外転筋に加え、短趾屈筋と足底方形筋という 3 種類の足部内在筋を対象としているが、いずれの筋においても電氣的に誘発した収縮が MLA の低下に抵抗したことを確認している。以上のことから、母趾外転筋をはじめとする足部内在筋には MLA を支持し、その低下を防ぐ機能があることが主張されている。

しかし足部内在筋の MLA 支持機能は、いずれも座位や立位等、動きのない静的条件下での検証結果に基づいている点に限界がある⁴⁻⁶⁾。足部の疲労骨折が行軍骨折、足底腱膜炎がランニング障害と称されるように、扁平足に関係する足部障害は歩行やランニング中に繰り返し生じる足部への荷重負荷によって発症する。歩行中には、足部への荷重が増加するのに伴って MLA が潰れていく。骨や足底腱膜といった MLA の構成組織に生じる負荷はこの MLA の低下とともに増加し、MLA が最も低下するタイミングとほぼ同時期に最大値に達する^{11, 22)}。加えて、Lee ら²³⁾は歩行中に生じる足底腱膜への負荷が、静止立位での MLA 高よりも歩行中の MLA 高と強く相関していたことを報告している。以上より、足部内在筋の MLA 支持機能は歩行やランニングといった荷重動作中においてこそ証明される必要がある。しかしながら、このような動作中の MLA の低下を制限することに対する足部内在筋の貢献は不明である。

1-5 本研究の目的

扁平足に関係する足部障害は、歩行やランニング中に繰り返し生じる足部への荷重負荷によって発症するため、その治療や予防ではこのような動作中の MLA の低下を防ぐことが重要である。動作中の MLA の低下を制限することに対して足部内在筋が貢献していることを証明できれば、扁平足例に対する足部内在筋の筋力増強運動の理論的根拠が確立される。そこで本研究では特に歩行を対象とし、足部内在筋が歩行場面においても MLA の低下を制限する機能を有していることを証明する。

第2章

歩行中の足部内側縦アーチの動態測定方法の開発

2-1 開発した測定方法の概要

歩行場面における足部内在筋の MLA 支持機能を証明するためには、歩行中の MLA の動態を測定する必要がある。静止状態で MLA の形態を測定する場合、臨床的には MLA の頂点に位置する舟状骨の高さを、床を基準として測定する方法が用いられる (図 6)。しかし、歩行中には踵やつま先が床から離れる局面が存在するため、床を基準とした測定ではこれらの局面に対応できない。また、レントゲンを用いた測定方法は被爆を伴う侵襲的な手法であるため、本研究には適さない。そこで我々は、非侵襲的かつ床に対する足部の位置に影響されない方法として、MLA の頂点に位置する舟状骨の高さを、足底面を基準にした三次元空間上で測定する方法を開発した。これは体表に貼付したマーカーを複数の赤外線カメラで撮影し、マーカーの三次元空間における位置座標を算出する三次元動作解析という手法を利用した方法である (図 7)。

開発した方法では、まず第 1 中足骨頭と第 5 中足骨頭、踵骨遠位に貼付したマーカーを基に、これら 3 つのマーカーを通る平面として足底面を定義する。次に、定義した足底面と舟状骨に貼付したマーカーとの垂直距離、つまり足底面を基準にした三次元空間上における舟状骨の高さを算出した (図 8)。三次元動作解析では、歩行中のこれらのマーカーの動きを 100Hz (1 秒間に 100 コマ) で撮影することが可能なため、歩行中の舟状骨高の推移を詳細に分析することができる (図 9)。



図6. 静的条件下での MLA の形態測定方法 (文献9 より改変)

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

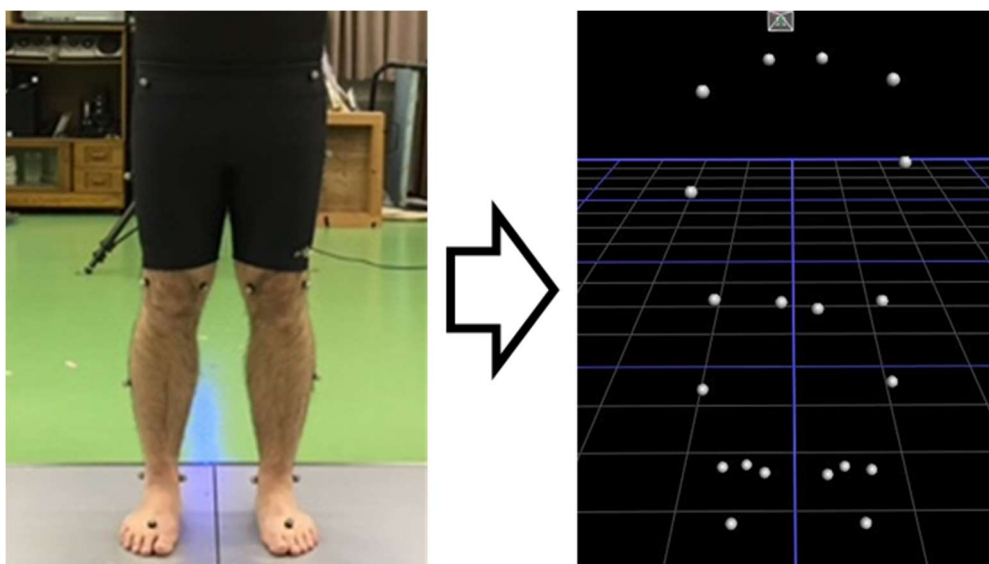


図7. 三次元動作解析

貼付した体表マーカーの三次元空間における位置座標を算出

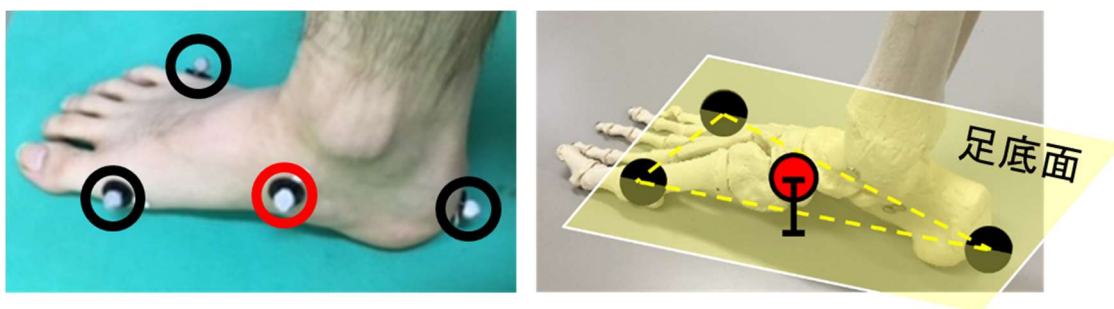


図 8. 足底面を基準にした三次元空間上における舟状骨高の測定

黒丸で示す 3 点のマーカを基に足底面を定義し，赤丸で示す舟状骨マーカとの垂直距離を算出

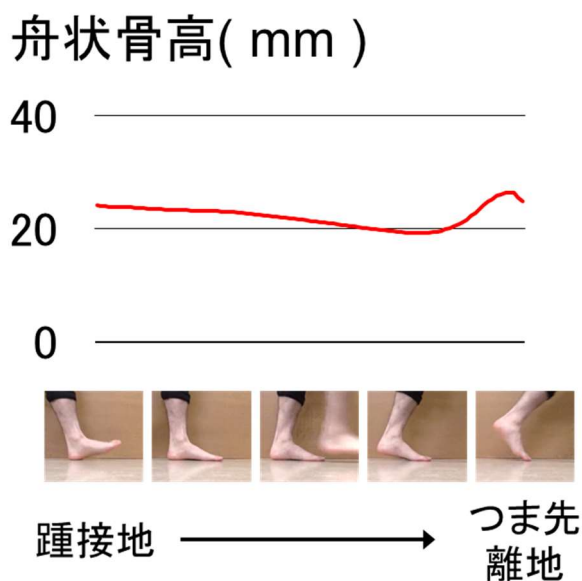


図 9. 開発した方法によって測定した歩行立脚期（床に踵が接地してからつま先が離れるまでの区間）における舟状骨高の推移

舟状骨高：足底面を基準にした三次元空間上における舟状骨の高さ

MLA の動態測定方法としての妥当性の検討（2-2 項）が済んでいないため，ここでは MLA 高でなく舟状骨高と記載

2-2 妥当性の検討（実験1）

2-2-1 目的

開発した方法は体表マーカーをもとに定義した「足底面を基準にした三次元空間上における舟状骨の高さ」の測定方法に過ぎず、歩行中の MLA の動態測定方法としての妥当性は不明である。解剖・運動学的にヒトの足部は前足部と中足部、そして後足部とに分けられ²⁴⁾ (図 10)、また MLA の低下は主に前足部の背屈と後足部の回内によって引き起こされる (図 11)。したがって、開発した方法によって測定した歩行中の舟状骨高の低下が、同じく歩行中におけるこれら 2 つの足部運動を反映したものであることを証明できれば、MLA の動態測定方法としての妥当性の根拠となる。

歩行中の足部運動を測定するための方法の 1 つに Oxford Foot Model を用いた三次元動作解析がある^{25, 26)}。この手法は足部に貼付した複数の体表マーカーによって、足部を母趾および前足部、後足部の 3 つのセグメントとしてモデル化し、各セグメント間の運動を測定するものである (図 12)。Oxford Foot Model を用いた足部運動の測定は、個々の関節運動を測定できない点や皮膚の動きにより誤差が生じる点にデメリットがあるものの、非侵襲的かつ信頼性の高いデータ収集が可能であることから、世界的に利用されている一般的なものである^{25, 26)}。

本実験では、開発した方法の測定結果が、Oxford Foot Model で測定した前足部の背屈と後足部の回内を反映したものであることを確認し、MLA の動態測定方法としての妥当性を裏付けることを目的とした。

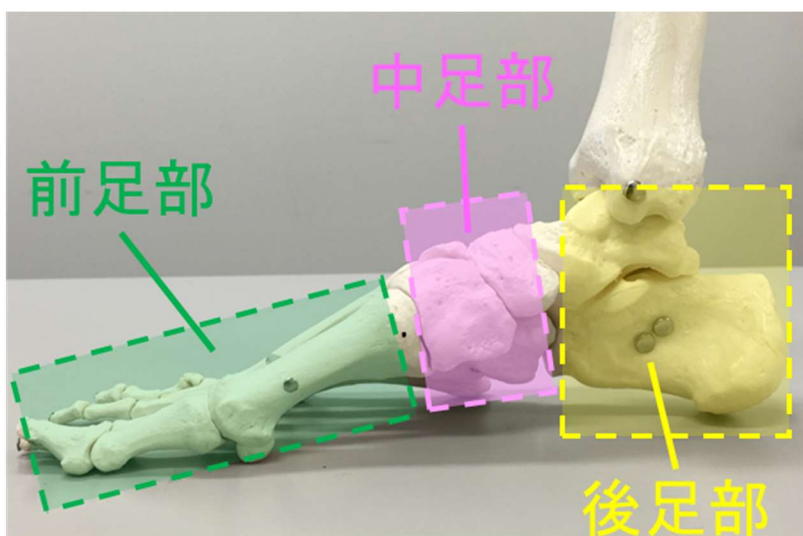


図 10. 右足部を内側から見た図と分類

前足部：中足骨と指節骨からなる

中足部：舟状骨と立方骨，楔状骨からなる

後足部：距骨と踵骨からなる

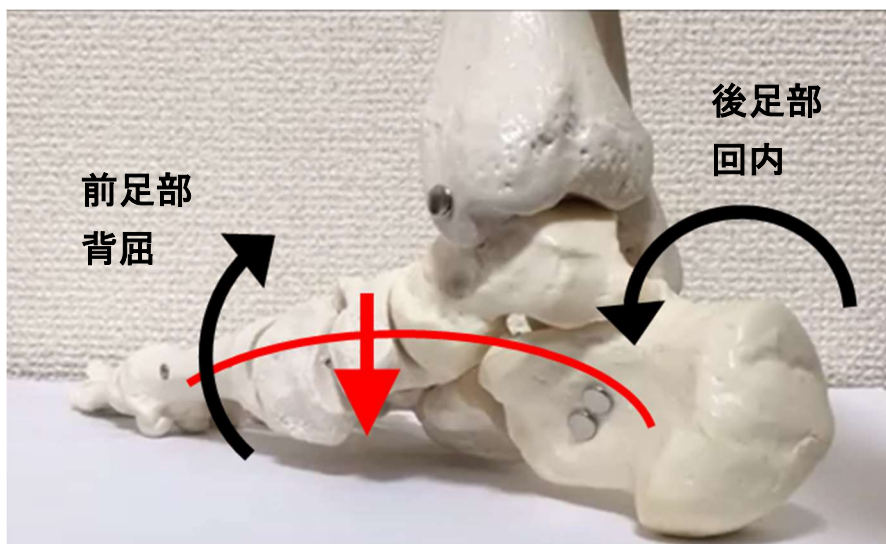


図 11. 右足部を内側後方から見た図

MLA の低下（赤矢印）は，主に後足部の回内と前足部の背屈によって引き起こされる

MLA：medial longitudinal arch（内側縦アーチ）

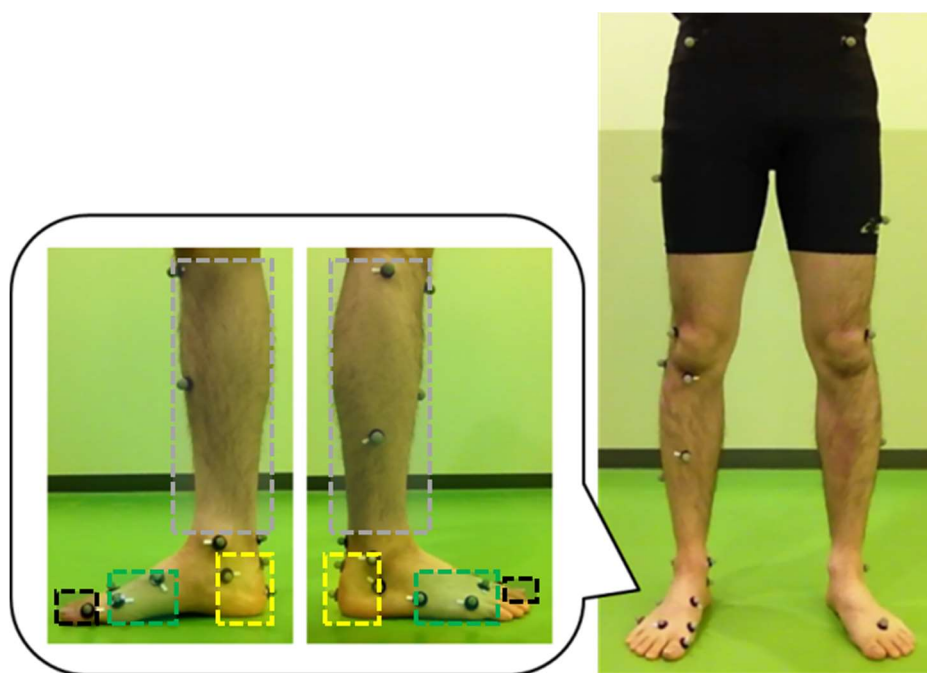


図 12. 右足部に適用した Oxford Foot Model (文献 27 より改変)

体表マーカールをもとに足部を母趾および前足部，後足部の 3 つのセグメントとしてモデル化し，各セグメント間の 3 軸方向への運動を測定する

2-2-2 方法

対象は健常成人 42 名(男性 25 名, 女性 17 名, 年齢 20.5 ± 1.9 歳, 身長 166.2 ± 9.6 cm, 体重 58.0 ± 9.0 kg) とした。対象は快適歩行速度で 8m の歩行路を歩行し, 歩行が安定し定常状態となる 4 歩目以降²⁸⁾の足部運動と舟状骨高の推移を三次元動作解析装置 VICON (Oxford Metrics, UK: 赤外線カメラ MX-T20S12 台, 100Hz) と床反力計 6 台 (Kistler2 台, AMTI4 台, 1000Hz) を用いて測定した。体表マーカーは Plug In Gait lower model および Oxford Foot Model に規定されている 29 点に舟状骨を加えた計 30 点に貼付した。足底面を定義するための 3 つのマーカーは Oxford Foot Model に含まれており, これによって Oxford Foot Model で測定可能な足部 3 セグメント間の 3 軸方向への運動と同時に, 舟状骨高の測定が可能となる (図 13)。測定データは VICON NEXUS2 ソフトウェア (Oxford Metrics, UK) を用いて処理し, 各測定項目毎に 5 回の測定の平均値を算出した。本実験では, 歩行立脚期における舟状骨高の低下量に影響する足部運動を決定するために Stepwise 法による重回帰分析を行った。この際, 踵接地時における後足部に対する前足部の背屈・回外・内転角度と, 舟状骨高が最小値に達したタイミングでのそれぞれの角度との差分を独立変数に用いた。統計学的分析には SPSS 20.0 for Windows (SPSS Inc, USA) を使用し, 有意水準は 5% とした。

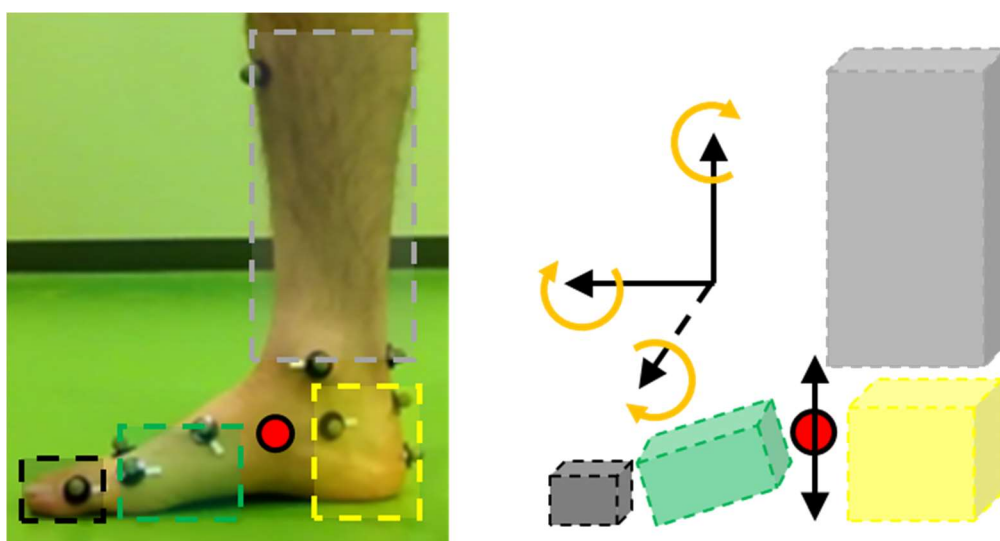


図 13. Oxford Foot Model と舟状骨マーカー (赤丸)

3 つの足部セグメント間の 3 軸方向への運動と同時に, 舟状骨高の測定が可能

2-2-3 結果

歩行立脚期における舟状骨高の低下量に影響する独立変数として、後足部に対する前足部の背屈角度(標準偏回帰係数=0.49, $p<0.001$)と回外角度(標準偏回帰係数=0.38, $p<0.01$)が選択された(調整済み決定係数 $R^2=0.42$, $p<0.001$)。

2-2-4 考察

後足部に対する前足部の回外は、言い換えれば前足部に対する後足部の回内であり、前述の通り後足部の回内と前足部の背屈は MLA の低下に関係する主要な足部運動である(図 11)。開発した方法の測定結果は、これら 2 つの足部運動を反映したものであることが明らかになったため、MLA の動態測定方法として開発した方法を用いることの妥当性が支持された。

2-3 信頼性の検討 (実験 2)

2-3-1 目的

実験 1 によって、開発した方法が歩行中の MLA の動態測定方法として妥当なものであることが確認できた。しかし、測定方法の質を評価する上で重要なことは、妥当性ととも高い信頼性（再現性）を有することである²⁹⁾。そこで本実験では、開発した MLA の動態測定方法の信頼性および精度を確認することを目的とした。

2-3-2 方法

対象は健常成人 9 名（男性 5 名，女性 4 名，年齢 20.9 ± 2.1 歳，身長 165.4 ± 8.7 cm，体重 54.4 ± 7.9 kg）とし，開発した方法によって測定した以下の 3 項目について，検者内信頼性 (intraclass correlation coefficients, Case1 : 以下 $ICC_{1,1}$) と標準誤差 (standard error of measurement : 以下 SEM) を算出した。

- ①踵が床に着いてから，つま先が離れるまでの立脚期における MLA 高の最小値 (図 14a)
- ②踵が床に着いた時点の MLA 高から，MLA 高が最小値に達するまでの低下量 (図 14b)
- ③MLA 高が最小値に達するタイミング (立脚期全体を 100%とした場合にこのタイミングが何%に該当するか : %立脚期，図 14c)

検証条件は体表マーカーを貼り替えない同一日での再測定と，体表マーカーを貼り替える必要のある 1 週間後の再測定の 2 条件とした。いずれの条件においても，5 回の測定の平均値を統計学的分析に用いた。 $ICC_{1,1}$ は SPSS 20.0 for Windows (SPSS Inc, USA) を用いて算出し，SEM は下井³⁰⁾が推奨している式によって求めた。

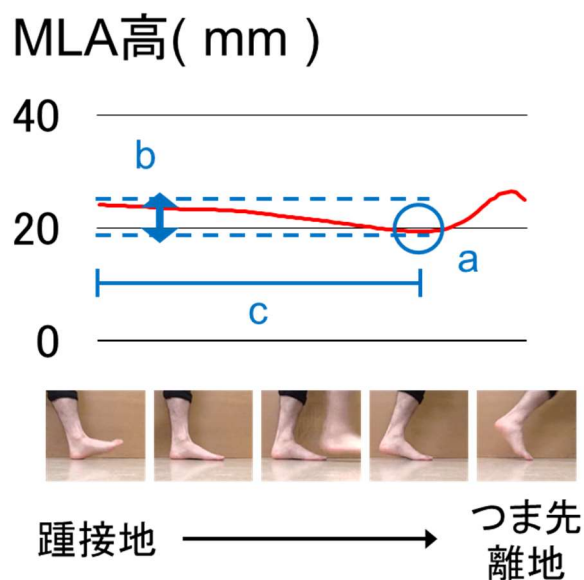


図 14. 本実験における解析項目

- a. MLA 高の最小値
- b. MLA 高の低下量
- c. MLA 高が最小値に達するタイミング（立脚期全体の何%に該当するか：%立脚期）

MLA：medial longitudinal arch（内側縦アーチ）

2-3-3 結果

本実験の結果を表1, 2に示す。体表マーカの貼り替えを必要としない場合、開発した方法によって測定したMLA高の最小値と低下量は高い信頼性($ICC_{1,1}: 1.00, 0.97$)と精度($SEM: 0.5mm, 0.3mm$)を示した。一方、体表マーカの貼り替えを必要とする条件において、MLA高の低下量は依然優れた信頼性と精度を維持したのに対し($ICC_{1,1}: 0.88, SEM: 0.7mm$)、MLA高の最小値は信頼性、精度ともに低下した($ICC_{1,1}: 0.69, SEM: 3.8mm$)。MLA高が最小値に達するまでのタイミングの測定については、体表マーカの貼り替えを問わず高い信頼性と精度を示した。

Parameter	In day		Between day	
	$ICC_{1,1}$	95%CI	$ICC_{1,1}$	95%CI
最小値(mm)	1.00	0.99-1.00	0.69	0.14-0.92
低下量(mm)	0.97	0.89-0.99	0.88	0.58-0.97
タイミング(%立脚期)	0.96	0.86-0.99	0.80	0.37-0.95

表1. 検者内信頼性 ($ICC_{1,1}$) の結果

$ICC_{1,1}$: intraclass correlation coefficients, Case1 (検者内信頼性), 95%CI: 95% confidence interval (95%信頼区間)

Parameter	Test mean (SD)	In day		
		Retest mean (SD)	Test-retest diff (SD)	SEM
最小値(mm)	10.5 (7.7)	10.8 (7.8)	-0.3 (0.7)	0.5
低下量(mm)	5.9 (1.8)	5.8 (2.0)	0.2 (0.5)	0.3
タイミング(%立脚期)	76.1 (5.3)	76.3 (5.3)	-0.2 (1.5)	1.1

Parameter	Test mean (SD)	Between day		
		Retest mean (SD)	Test-retest diff (SD)	SEM
低下量(mm)	10.5 (7.7)	13.6 (7.1)	-3.0 (5.4)	3.8
低下量(mm)	5.9 (1.8)	5.7 (1.8)	0.2 (0.9)	0.7
タイミング(%立脚期)	76.1 (5.3)	74.2 (9.0)	1.9 (4.6)	3.2

表2. 測定値および標準誤差 (SEM) の結果

SEM : standard error of measurement (標準誤差), SD : standard deviation (標準偏差)

2-3-4 考察

信頼性の判定に際し Landis ら³¹⁾は、ICC が 0.81-1.00 を almost perfect としている。また対馬³²⁾は、ICC が 0.7 以上であれば信頼性が高いと述べている。本実験では、歩行中の MLA 高の最小値を 1 週間後の再測定、つまり体表マーカーの貼り替えが必要な条件で測定した場合を除き、いずれの測定項目・測定条件ともに高い信頼性を確認できた。

ICC の欠点として、対象の個人差が大きいデータでは検者の個人差や誤差が相対的に小さくなって係数値が大きくなる「信頼性の範囲制約性」が挙げられている³²⁾。本実験ではこの点を考慮し、ICC とともに SEM の算出を行った。MLA 高の測定に関する SEM の結果では、最小値を体表マーカーの貼り替えが必要な条件で測定した場合を除き、いずれの測定項目・測定条件においても 0.7mm 以内の SEM であった。また、MLA 高が最小値に達するタイミングの測定における SEM は、立脚期の 3.2% (約 0.02 秒) 以内であった。これらは非常に小さな測定誤差であり、本実験における ICC の値が「信頼性の範囲制約性」に影響されたものである可能性が低いことを裏付けている。

本実験の結果より、開発した MLA の動態測定方法は体表マーカーの貼り替えを伴わない研究デザインであれば、非常に信頼性の高い測定が可能であることが確認された。一方、中～長期間の介入研究をはじめ、多くの臨床研究で求められる体表マーカーの貼り替えを伴う研究デザインにおいては、特に MLA 高の最小値について信頼性と精度が低下することが明らかになった。これは 4 点の体表マーカーを貼り付ける際の誤差に起因すると考えられる。体表マーカーの貼り替えが必要な研究デザインでは、代替策として MLA 高の変化を低下量として相対的に測定することを検討する必要がある。

2-4 結論

実験 1 および実験 2 の結果から、開発した MLA の動態測定方法は三次元的な足部運動を反映した妥当なものであり、かつ優れた信頼性と精度を持つことが確認できた。日をまたぐ測定では MLA 高を低下量として測定する等の配慮が一部必要であるものの、本章以降の実験における使用に問題のないことが立証された。

第3章

足部内在筋の筋収縮力増強に伴う

足部内側縦アーチの動態の変化

—電気刺激を用いたシミュレーション—

3-1 正常な足部アライメントを対象とした検討（実験3）

3-1-1 目的

足部障害の治療や予防では、歩行やランニングといった動作中の MLA の低下を防ぐことが重要である。そのため、足部内在筋の MLA 支持機能はこれらの動作中においてこそ証明される必要がある。

歩行中、足部内在筋は立脚中期～前遊脚期の区間に活動している³³⁾。そのため、この区間における足部内在筋の筋収縮力を増強させた場合に、これに伴って MLA 高の低下が制限されれば、歩行場面における足部内在筋の MLA 支持機能を証明することができる。そこで本実験では、電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強に伴う歩行中の MLA の動態の変化を確認した。

3-1-2 方法

対象は健常成人男性 20 名とし、右下肢を被験肢とした。実験前 6 ヶ月以内に下肢に整形外科的な既往のある者、Navicular Drop test の結果が扁平足の基準^{34, 35)}とされる 10mm を超える者は対象から除外した。Navicular Drop test は、距骨下関節中間位における床～舟状骨粗面までの高さ、安静立位における床～舟状骨粗面までの高さとの差分を用いた MLA の形態測定方法である。つまり Navicular Drop test の値が大きい程、静止立位で MLA が低下していることを意味する。加えて、電気刺激の禁忌であるペースメーカーの利用者およびてんかんの既往のある者も対象から除外した。対象はランダムにコントロール群 10 名（年齢 20.5 ± 1.6 歳、身長 172.5 ± 6.2 cm、体重 61.5 ± 4.4 kg）と電気刺激群 10 名（年齢 21.2 ± 1.2 歳、身長 170.5 ± 4.8 cm、体重 61.9 ± 6.9 kg）に振り分けた。本実験は県立広島大学倫理委員会の承認を受けており（承認番号：第 16MH0245 号）、対象には事前に口頭および書面にて本実験について十分な説明を行い、同意を得た上で実験を開始した。

本実験では、機能的電気刺激装置ウォークエイド[®]（Innovative Neurotronics Inc, USA：図 15）を用いて足部内在筋への電気刺激を行った。これは本来、脳卒中片麻痺患者の歩行遊脚期に足関節背屈筋群を電気刺激することでその機能再建をはかるための機器であるが、ハンドスイッチによって自由に刺激のタイミングを調節できることから、本実験では歩行立脚期における足部内在筋への電気刺激に応用した。歩行中の MLA の動態測定は、実験 1 と同様の方法を用いて実施した。

足部内在筋への電気刺激（パルス幅 $25\mu\text{sec}$ ，周波数 20Hz ）は，母趾外転筋の筋腹に貼付した表面電極を通して与えた（図 15）。電気刺激は歩行中に足部内在筋の活動が認められる立脚中期～前遊脚期の区間に与え³³⁾，このタイミングは検者がハンドスイッチによって操作した。電気刺激のタイミングを定量化するために，ウォークエイド[®]は三次元動作解析装置 VICON と同期した。これによって，歩行中に電気刺激が与えられたタイミングを 1000Hz の精度で確認することが可能となる。我々は事前実験³⁶⁾において，本実験と同じ検者がハンドスイッチを操作した場合，立脚中期～前遊脚期にほぼ一致したタイミングで電気刺激を与えられることを確認した。電気刺激の強度は，各対象が痛みを感じることなく耐えられる最大の強度に設定した。

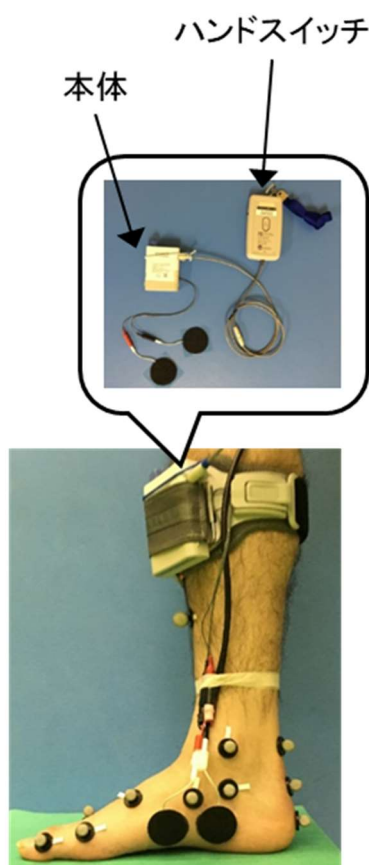


図 15. 機能的電気刺激装置ウォークエイド[®]と電極貼付位置（文献 37 より改変）

全ての対象は体表マーカーとウォークエイド®を装着した後、ベースラインの測定として快適歩行速度で8mの歩行路を歩行した(図16)。ここでは、5回の歩行試行におけるMLAの動態を測定した。その後、両群に対し電気刺激強度の決定を行った。続いて、電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力を先行研究^{6, 18)}と比較する目的で、右下肢に体重の90%を荷重した立位における床から舟状骨マーカーまでの高さを10秒間測定した(図17)。この立位での測定に限り、先行研究^{6, 18)}におけるMLA高の測定方法に準じて、足底面ではなく床から舟状骨マーカーまでの高さを測定した。この時、電気刺激群にのみ後半5秒間に足部内在筋への電気刺激を与えた。この測定は電気刺激強度の決定直後に1回のみ実施した。静止立位での測定が完了した後、再度5回の歩行測定を実施した。この際、電気刺激群にのみ立脚中期～前遊脚期に足部内在筋への電気刺激を与えた。電気刺激の有無を問わず、両群における全ての歩行試行は検者が対象に併走する条件下で行った(図16)。

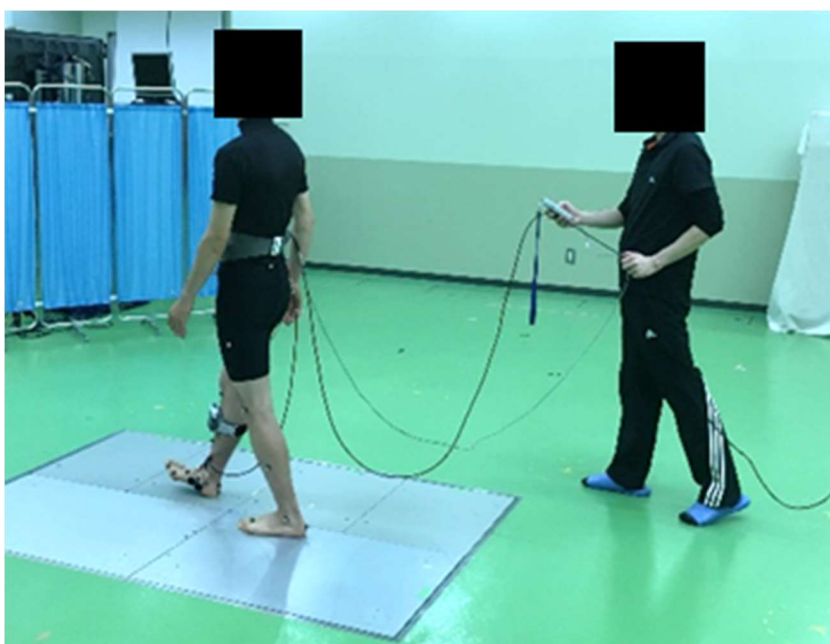


図16. 歩行試行の測定風景(文献37より引用)

検者が併走しながらハンドスイッチを操作



図 17. 立位試行の測定風景

歩行試行では、右側の踵が床に着いてからつま先が離れるまでの立脚期における MLA 高の最小値 (図 14a) と、立脚期に MLA 高が最小値に達するタイミング (図 14c) について、5 回分の平均値を算出し統計学的分析に用いた。立位試行では、床から舟状骨マーカまでの高さについて、10 秒間の測定のうち前後半 5 秒間のそれぞれ中央 3 秒間における値の平均値を統計学的分析に用いた。全ての分析項目について、ベースラインの測定における値からの変化量を両群間で比較した。立位試行におけるベースラインの測定は、両群ともに 10 秒間の測定における前半 5 秒間に該当する。統計学的分析には SPSS 20.0 for Windows (SPSS Inc, USA) を用い、Shapiro-Wilk 検定によって正規性を確認した後、対応のない t 検定を行った。有意水準は 5% とした。

3-1-3 結果

歩行試行において、電気刺激群に対する足部内在筋への電気刺激は、立脚中期～前遊脚期にほぼ一致する歩行周期の $19.2 \pm 2.7\%$ から $54.9 \pm 2.9\%$ の間に与えられていた。歩行立脚期における MLA 高の最小値には、両群間のベースラインからの変化量に統計学的な有意差は確認できなかった (図 18a)。一方、MLA 高が最小値に達するタイミングでは、電気刺激群におけるベースラインからの遅れが、コントロール群に比べ有意に大きかった (コントロール群: $0.1 \pm 3.2\%$ 立脚期, 電気刺激群: $3.0 \pm 1.6\%$ 立脚期, $p=0.02$, 図 18b)。

立位での床から舟状骨マーカーまでの高さでは、電気刺激群におけるベースラインからの増加が、コントロール群に比べ有意に大きかった (コントロール群: $0.04 \pm 0.4\text{mm}$, 電気刺激群: $1.6 \pm 1.9\text{mm}$, $p=0.04$, 図 18c)。

第3章 足部内在筋の筋収縮力増強に伴う足部内側縦アーチの動態の変化
—電気刺激を用いたシミュレーション—

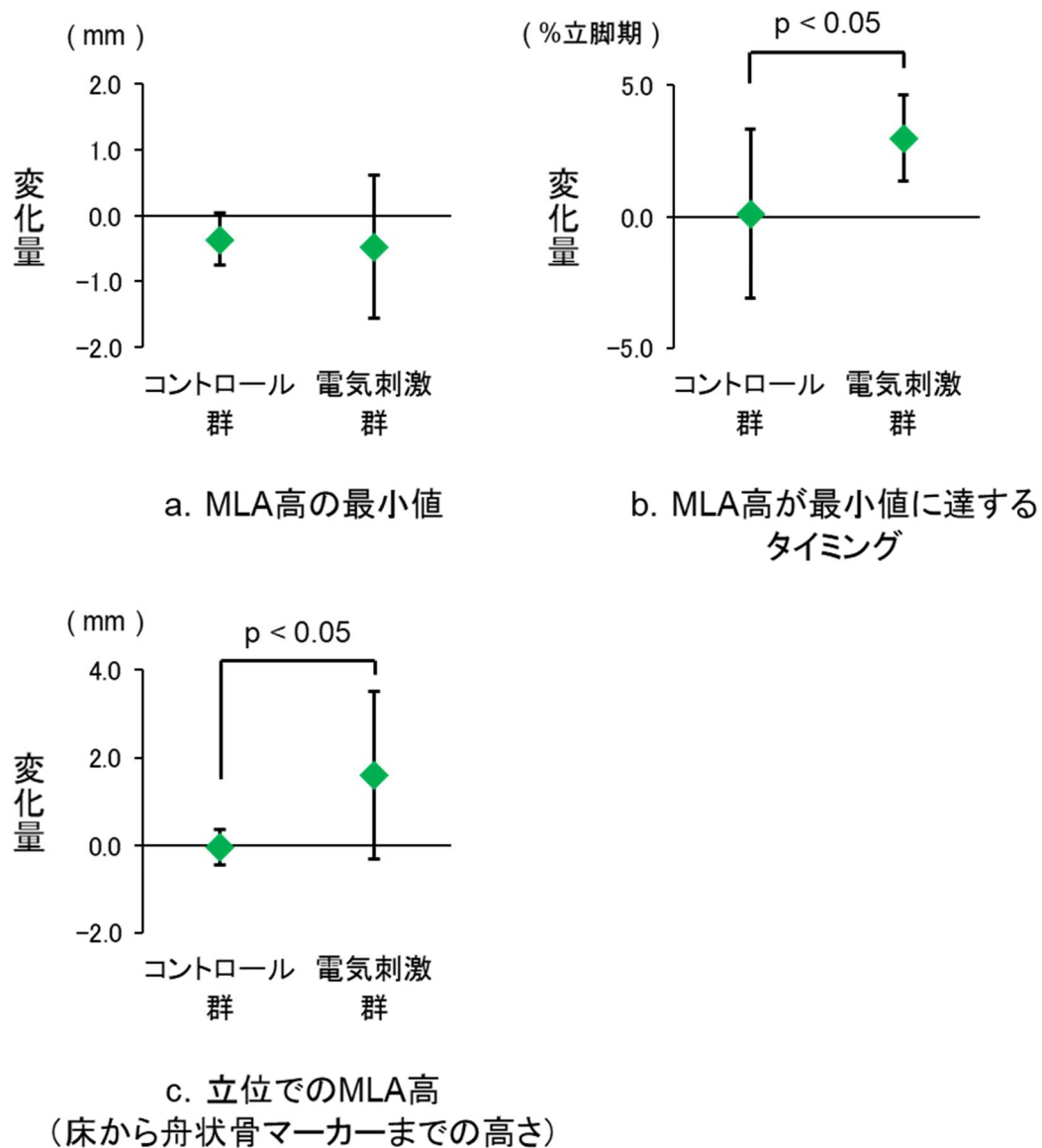


図 18. 各測定項目におけるベースラインからの変化量

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

3-1-4 考察

本実験では、電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強によって、歩行中の MLA 高の最小値を変化させることはできなかったが、MLA 高が最小値に達するまでのタイミングを遅らせることができた。MLA 高の低下を増加させることなく、MLA 高が最小値に達するまでのタイミングを遅らせたことは、足部内在筋の筋収縮力の増強が歩行中の MLA 高の低下に抵抗し、低下速度を減速させたことを示す知見である。つまり本実験の結果から、足部内在筋が歩行中の MLA 高の低下を制限する機能を備えているという仮説について、歩行中の MLA 高の低下にブレーキをかける機能を備えているという意味でこれを支持することができた。

歩行中の MLA 高の低下を制限する足部内在筋の機能は、足底腱膜炎や足部の疲労骨折との関係において重要である。これらの障害は、歩行中に繰り返し生じる足底腱膜や骨への負荷の蓄積によって発症し、同組織への負荷は歩行中の MLA 高の低下に伴って増加する^{11, 22)}。そのため、歩行中の MLA 高の低下を制限する足部内在筋の機能は、これらの組織への負荷を軽減することに貢献している可能性がある。このことは先行研究における知見とも矛盾しない。例えば Wu¹²⁾は、足部内在筋の筋収縮力の増強によって、荷重に伴う足底腱膜や骨への負荷が減少することをコンピュータ上でのシミュレーションによって発見した。また、足底腱膜炎症例は足部内在筋が萎縮していることも報告されている^{38, 39)}。したがって、歩行中の MLA 高の低下を制限する足部内在筋の機能低下が、足底腱膜炎や足部の疲労骨折を発症させる原因の1つである可能性が示唆される。また足部内在筋の筋力増強運動の効果について、これまでは静的な足部アライメントの変化から検討されることが主であったが^{18, 19, 40)}、今後は歩行中の MLA 高の低下を制限する機能の改善といった視点からも検討される必要があると考える。

我々の予想に反し、本実験では電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強が、歩行中の MLA 高の最小値を増加させなかった。Kelly ら⁶⁾の先行研究では、全体重を荷重した条件での母趾外転筋への電気刺激が、MLA 高を約 5%増加させている。本実験において右下肢に体重の 90%を荷重した立位では、先行研究と同様に MLA 高を増加させることができた。しかし歩行中に MLA 高が最小値に達する場面での荷重負荷は体重を超える²²⁾ことから、歩行中における足部内在筋の筋収縮力の増強は、この場面での MLA 高を変化させるのには不十分であった可能性がある。そのため、

第3章 足部内在筋の筋収縮力増強に伴う足部内側縦アーチの動態の変化 —電気刺激を用いたシミュレーション—

足部内在筋のより強い収縮力が，歩行中の MLA 高の最小値を増加させる可能性は残されている。

3-2 扁平足を対象とした検討（実験4）

3-2-1 目的

実験3の結果より、足部内在筋に歩行中の MLA 高の低下を制限する機能が備わっていることが明らかになった。しかし、実験3では正常な足部アライメントを呈した者を対象としている点に限界があった。臨床的に、足部内在筋の筋力増強運動は扁平足に関係する足部障害の治療や予防を目的に実施されている。扁平足例では足底腱膜や靭帯などの MLA 支持組織が既に機能不全に陥っているため^{17, 41)}、足部内在筋の MLA 支持機能が、扁平足例においても歩行中の MLA 高の低下を制限するのに十分なものであるとは限らない。

本実験では、電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強に伴う MLA の動態の変化を、扁平足例を対象として確認した。これによって、扁平足例においても足部内在筋が歩行中の MLA 高の低下を制限する機能を有していることを証明する。

3-2-2 方法

健康成人 169 名の中から、扁平足の基準に該当しかつ除外項目に当てはまらなかった 18 名を対象とした。本実験では Navicular Drop test の結果が 10mm を超えること^{34, 35)}に加え、Foot Posture Index-6 の合計得点が 6 点以上であることを扁平足の基準とした⁴²⁾。また、本実験では Foot Posture Index-6 の合計得点がより高い側を被験肢とした。Foot Posture Index-6 は静止立位時の足部アライメントを評価するための順序尺度であり、先行研究においても頻繁に用いられている^{17, 19)}。6 つの観察項目からなる合計スコアの範囲は-12~+12 で、0~+5 が正常、+6 以上が回内足、-1 以下が回外足とされる⁴²⁾。実験3と同様に、実験前 6 ヶ月以内に下肢に整形外科的な既往のある者、電気刺激の禁忌であるペースメーカーの利用者およびてんかんの既往のある者は対象から除外した。対象はランダムにコントロール群 9 名（男性 2 名、女性 7 名、年齢 20.1±1.4 歳、身長 156.4±5.4cm、体重 50.6±6.0kg）と電気刺激群 9 名（男性 4 名、女性 5 名、年齢 20.3±1.3 歳、身長 161.5±9.5cm、体重 55.6±9.4kg）に振り分けた。本実験は県立広島大学倫理委員会の承認を受けており（承認番号：第 16MH0245 号）、対象には事前に口頭および書面にて本実験について十分な説明を行い、同意を得た上で実験を開始した。

本実験で用いた機器および測定手順は実験3と同じであり、詳細は前 3-1 項を参照

されたい。なお、立位試行における床から舟状骨マーカーまでの高さについてのみ、ベースラインからの変化量に正規性が確認できなかったため、Mann-Whitney の U 検定を用いて両群間の差を比較した。

3-2-3 結果

実験3と同じく、歩行試行において電気刺激群に対する足部内在筋への電気刺激は、立脚中期～前遊脚期にほぼ一致する歩行周期の $20.2 \pm 3.6\%$ から $57.7 \pm 2.2\%$ の間に与えられていた。歩行立脚期における MLA 高の最小値には、両群間のベースラインからの変化量に統計学的な有意差は確認できなかった（図 19a）。一方、MLA 高が最小値に達するタイミングでは、電気刺激群におけるベースラインからの遅れが、コントロール群に比べ有意に大きかった（コントロール群： $-0.1 \pm 2.4\%$ 立脚期，電気刺激群： $2.2 \pm 1.6\%$ 立脚期， $p=0.03$ ，図 19b）。

立位での床から舟状骨マーカーまでの高さでは、両群間のベースラインからの変化量に統計学的な有意差は確認できなかった（図 19c，ノンパラメトリック検定を用いているが図 18c との比較が可能なグラフで提示）。

第3章 足部内在筋の筋収縮力増強に伴う足部内側縦アーチの動態の変化
—電気刺激を用いたシミュレーション—

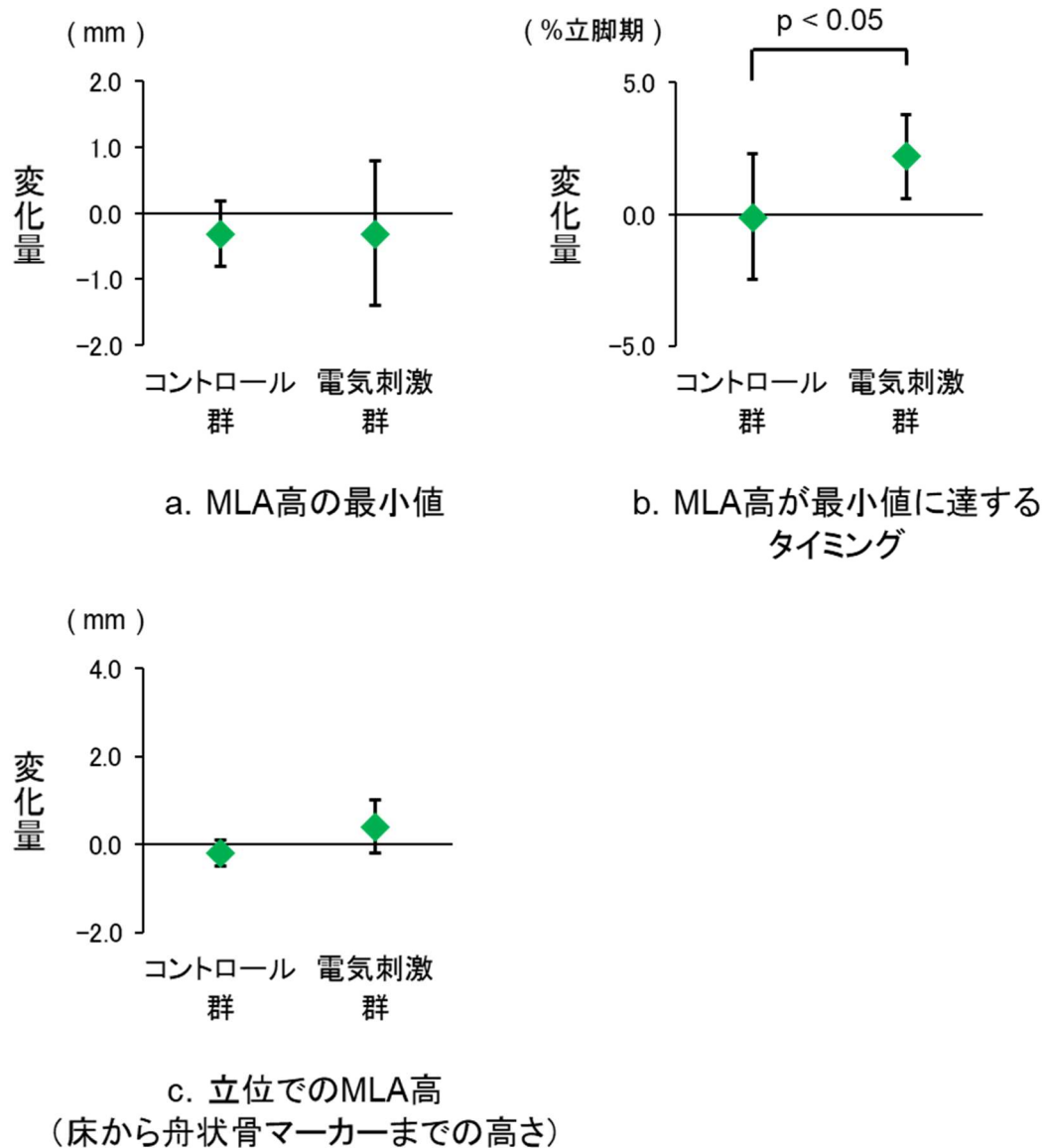


図 19. 各測定項目におけるベースラインからの変化量

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

3-2-4 考察

本実験の結果から、扁平足例においても電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強が、MLA 高の低下を増加させることなく、MLA 高が最小値に達するまでのタイミングを遅らせることが明らかになった。したがって、正常な足部アライメントを呈した者だけでなく、足底腱膜や靭帯が機能不全に陥っている扁平足例^{17, 41)}においても、足部内在筋は歩行中の MLA 高の低下にブレーキをかけ、これを制限する機能を備えていることが確認できた。

本実験の結果は、扁平足に関係する足部障害の治療や予防において重要である。扁平足例では正常な足部アライメントを呈する者に比べ、足部内在筋の筋横断面積が減少している¹⁷⁾。また、扁平足に関係する代表的な足部障害である足底腱膜炎症例においても、足部内在筋の萎縮が報告されている^{38, 39)}。本実験の結果は、扁平足例の足部内在筋にも潜在的に歩行中の MLA 高の低下を制限する機能が備わっていることを意味しており、この機能を回復・強化することは、扁平足に関係する足部障害の治療や予防に貢献する可能性がある。

本実験では、立位試行のみ実験 3 と異なる結果がみられた。立位での MLA 高は電気刺激によって誘発した足部内在筋の筋収縮力の増強によって増加する傾向にあったが、その変化は 0.4mm と小さなものであり、コントロール群との統計学的な有意差にも達しなかった。一方、正常な足部アライメントを対象とした実験 3 では、足部内在筋の筋収縮力の増強によって MLA 高が約 1.6mm 増加している。この違いは、扁平足例における静的な MLA 支持組織の機能低下^{17, 41)}に起因している可能性が高い。そのため、扁平足例では正常な足部アライメントを持つ者に比べ、足部内在筋の機能強化に伴う足部アライメントの変化が現れにくい条件にあることに注意する必要がある。

3-3 結論

実験 3 および実験 4 の結果から、足部内在筋には歩行中の MLA 高の低下を制限する機能が備わっていることが確認できた。足部内在筋が持つこの機能の低下が、扁平足に関係する足部障害の発生に関与している可能性がある。また扁平足に関係する足部障害の治療や予防においては、足部内在筋が持つこの機能の回復・強化が重要であることが示唆された。

第4章

足部内在筋の筋収縮力増強を目的とした

臨床的方法の開発

—筋電図バイオフィードバックを利用した筋力増強運動—

4-1 フィードバックの種類からの検討 (実験5)

4-1-1 目的

実験3および実験4では、足部内在筋の筋収縮力の増強を電気刺激という非生理的な方法で再現した点に限界があった。足部内在筋の筋収縮力を増強するための生理的かつ一般的な方法は、臨床でも用いられる筋力増強運動である。しかし、足部内在筋は随意的に収縮させることが難しい筋であるため、足部内在筋の筋力増強運動を習得することは容易ではない。先行研究では、代表的な足部内在筋の筋力増強運動である **Short Foot Exercise** を習得するために、1時間¹⁸⁾から2週間^{43,44)}という長時間の事前練習が設けられている。また **Kirn** ら⁴⁴⁾の報告では、対象の約3割が2週間の事前練習にも関わらず、**Short Foot Exercise** を習得できなかったことが明らかにされている。

本章では足部内在筋の筋力増強運動をより効率的に習得するために、筋電図バイオフィードバックの利用を提案する。筋電図バイオフィードバックとは、対象筋の筋活動を視覚などの生体が認識可能な信号で知らせる筋再教育の手法(図20)であり、骨盤底筋群⁴⁵⁾や麻痺筋^{46,47)}といった随意的に収縮させることが難しい筋の収縮方法の学習に用いられている。

実験5では、例えば視覚や体性感覚といった、どの種類の感覚を用いた筋電図バイオフィードバックが、足部内在筋の筋力増強運動の習得に効果的であるか明らかにすることを目的とした。

第4章 足部内在筋の筋収縮力増強を目的とした臨床的方法の開発
—筋電図バイオフィードバックを利用した筋力増強運動—

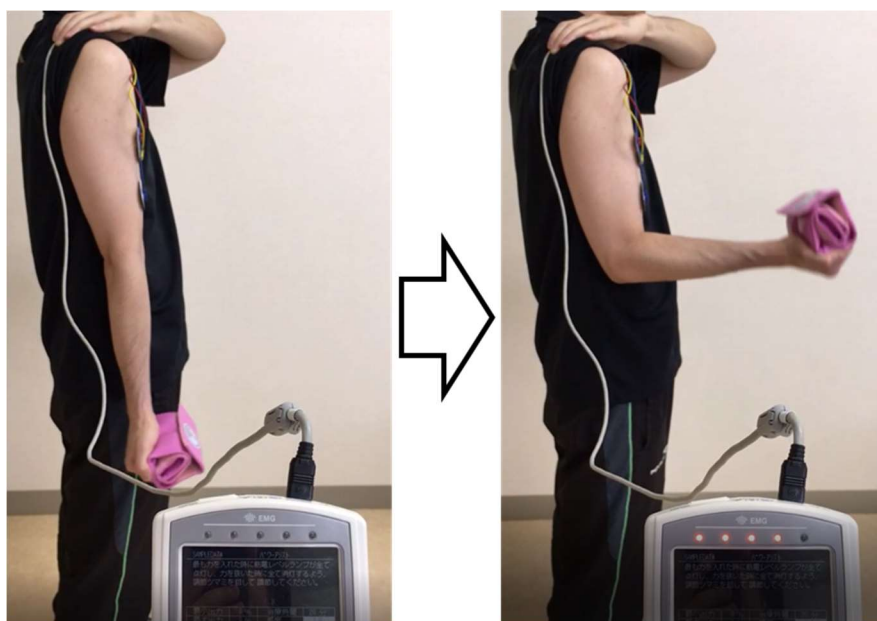


図 20. 視覚を用いた電図バイオフィードバックの例
肘関節屈曲筋（上腕二頭筋）の筋活動を検知し，筋活動の大きさをランプの点灯数として視覚的に提示する。

4-1-2 方法

本実験では健常成人 36 名を対象とし、非利き足を被験肢とした。除外基準は下肢の疼痛および神経障害、足関節および足部の拘縮、ペースメーカーの利用、本実験以前に足部内在筋の筋力増強運動を行った経験のある者とした。本実験では、対象をランダムに 4 群（コントロール群、体性感覚フィードバック群、視覚フィードバック群、併用フィードバック群）のいずれかに振り分けた（表 3）。本実験は県立広島大学倫理委員会の承認を受けており（承認番号：第 17MH025 号）、対象には事前に口頭および書面にて本実験について十分な説明を行い、同意を得た上で実験を開始した。

Parameter	Groups			
	コントロール群 (n = 9)	体性感覚 FB 群 (n = 9)	視覚 FB 群 (n = 9)	併用 FB 群 (n = 9)
性別 (女性/男性)	5/4	5/4	5/4	4/5
年齢 (歳)	22.1 ± 0.8	22.0 ± 1.2	23.4 ± 4.0	22.8 ± 3.1
身長 (cm)	167.6 ± 12.1	165.8 ± 6.1	166.7 ± 4.7	165.6 ± 8.0
体重 (kg)	58.1 ± 10.7	57.7 ± 4.6	56.8 ± 9.8	57.4 ± 10.5

表 3. 対象の基本情報

FB : フィードバック

本実験では、5分間の練習前後で足部内在筋の筋力増強運動中の筋活動を測定し、その変化を4つの群間で比較した。筋活動の測定には表面筋電計 TeleMyo 2400 (Noraxon, USA, 1000Hz) を使用し、測定した筋活動データは解析ソフト MyoResearch Master Edition 1.07 XP software (Noraxon, USA) を用いて分析した。筋電図バイオフィードバックには IVES+ GD-611 (OG Wellness, 日本) を使用した。IVES+ GD-611 は、対象筋の筋活動電位を検出し、これに比例した強度の電気刺激をリアルタイムに対象筋に与えることで、不十分な随意運動をアシストすることができるバイオフィードバック機能付低周波治療器である。また、本体上部には検出した筋活動電位の大きさを5段階で表示するインジケータランプを備えており、対象筋の筋活動を視覚化することも可能である (図 21)。つまり本実験では、対象筋の筋活動を電気刺激による体性感覚フィードバックや、インジケータランプによる視覚フィードバックで知らせるための装置として、IVES+ GD-611 を利用した。



図 21. IVES+ GD-611 (文献 48 より引用)

本体上部に筋活動電位の大きさを5段階で表示するインジケータランプを備えている

まず測定前の準備として、対象の非利き足の母趾外転筋の筋腹に3つの表面電極を貼付した(図22)。3つの表面電極のうち、近位の2つは筋電図データを検出するために用い、最も遠位の1つは電気刺激によるフィードバック(体性感覚フィードバック)を与える時にのみ用いた(図22)。これらに加え、アース電極を1つ同側下肢の外果に貼付した。全ての電極を貼り終えた後、筋電図データを正規化する目的で、母趾外転筋の最大随意等尺性収縮(Maximal Voluntary Isometric Contraction: 以下MVIC)を測定した。

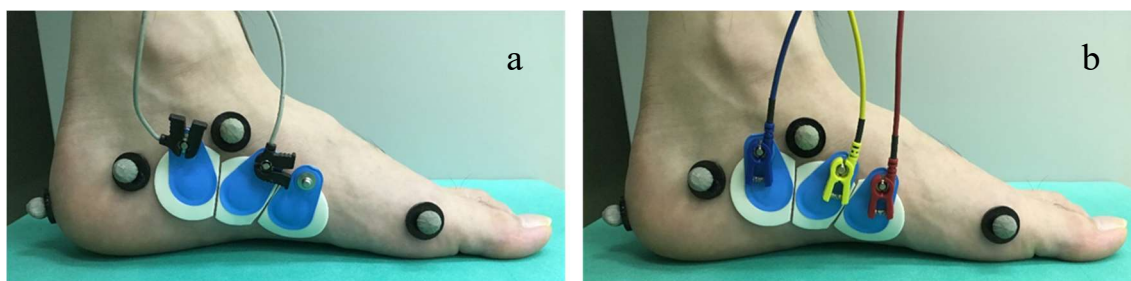


図22. 筋電図の計測および体性感覚フィードバックを与えるための方法(文献49より改変)

- a. 母趾外転筋の筋活動は近位2つの表面電極から検出した
- b. 体性感覚フィードバックを与えるための電気刺激には、3つ全ての電極を利用した

以上の準備が完了した後、足部内在筋の筋力増強運動の方法について、言語的および視覚的な説明を動画によって与えた。本実験では、足部内在筋の筋力増強運動として座位での Short Foot Exercise を用いた。Short Foot Exercise (図 23) は、第 1 中足骨頭を踵側に引き寄せることによって足長を短くするように努める運動であり、この時足趾を屈曲させてはならない。また Short Foot Exercise 中、前足部と踵部は床から離れてはならない。動画を用いた説明の後、実際に練習することなくすぐにベースラインの測定を実施した。対象には最大努力で 5 秒間、Short Foot Exercise における収縮状態を保持するよう指示し、この間に母趾外転筋の筋活動を測定した。この測定は 1 分間の休憩を挟んで 3 回行った。得られた筋電図データは二乗平均平方根により平滑化し、MVIC で正規化した (以下 %MVIC)。5 秒間の測定の中央 3 秒間を平均したものをその試行における筋活動とし、3 試行分の筋活動の平均値を練習前における Short Foot Exercise 中の筋活動として統計学的分析に使用した。



図 23. 本実験で用いた足部内在筋の筋力増強運動 (文献 48 より引用)

第 1 中足骨頭を踵側に引き寄せることによって足長を短くするように努める、Short Foot Exercise と称される運動

練習前の測定が終了した後、対象は Short Foot Exercise の練習を各群に指定された方法で5分間実施した。5分間の練習は Short Foot Exercise を計30回（1回あたり5秒間の収縮）繰り返すことによって構成され、これは介入研究で用いられているトレーニングセッション1回分に相当する¹⁸⁾。各群に指定された練習方法は以下の通りである。5分間の練習が終了した後、練習前の測定と同様の方法で再度最大努力での Short Foot Exercise 中の筋活動を測定した。

【コントロール群】

コントロール群は、対象が Short Foot Exercise に求められる足部の動きを正しく行えているか、検者が口頭でフィードバックを与える一般的な方法で練習を行った。

【体性感覚フィードバック群】

体性感覚フィードバック群は上記一般的な練習方法に加え、Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動の大きさを、同筋への電気刺激の強度として体性感覚的にフィードバックされる条件下で練習を行った。

【視覚フィードバック群】

視覚フィードバック群は上記一般的な練習方法に加え、Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動の大きさを、IVES+ GD-611 の上部に備え付けられているインジケータランプの点灯数として、視覚的にフィードバックされる条件下で練習を行った。

【併用フィードバック群】

併用フィードバック群は上記一般的な練習方法に加え、Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動の大きさについて、上述した体性感覚フィードバックと視覚フィードバックが両方与えられる条件下で練習を行った。

統計学的分析として、Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動の比較に5分間の練習前後を被験者内要因、4つの群を被験者間要因とした分割プロットデザインの分散分析を用いた。交互作用が認められた場合、被験者内要因には対応のあるt検定を、被験者間要因には Tukey 法を用いて単純主効果の検定を行った。加えて、5分間の練習に伴う母趾外転筋の筋活動の変化量について、一元配置分散分析と Tukey 法を用いて各群の差を比較した。全ての統計学的分析には SPSS 20.0 for Windows (SPSS Inc, USA) を使用し、有意水準は5%とした。

4-1-3 結果

Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動について、要因間の交互作用が認められた。単純主効果の検定の結果、視覚フィードバック群（練習前 $27.7 \pm 24.6\%MVIC$ ，練習後 $44.1 \pm 19.8\%MVIC$ ， $p=0.047$ ）と併用フィードバック群（練習前 $21.5 \pm 12.4\%MVIC$ ，練習後 $47.3 \pm 29.3\%MVIC$ ， $p=0.008$ ）においてのみ、練習前に比べ練習後に Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動が有意に増加していた（図 24）。

5 分間の練習前後における変化量の比較では、併用フィードバック群における母趾外転筋の筋活動の増加のみ、コントロール群との統計学的な有意差に達した（コントロール群： $-1.3 \pm 13.4\%MVIC$ ，併用フィードバック群： $25.7 \pm 22.1\%MVIC$ ， $p=0.02$ ，図 25）。

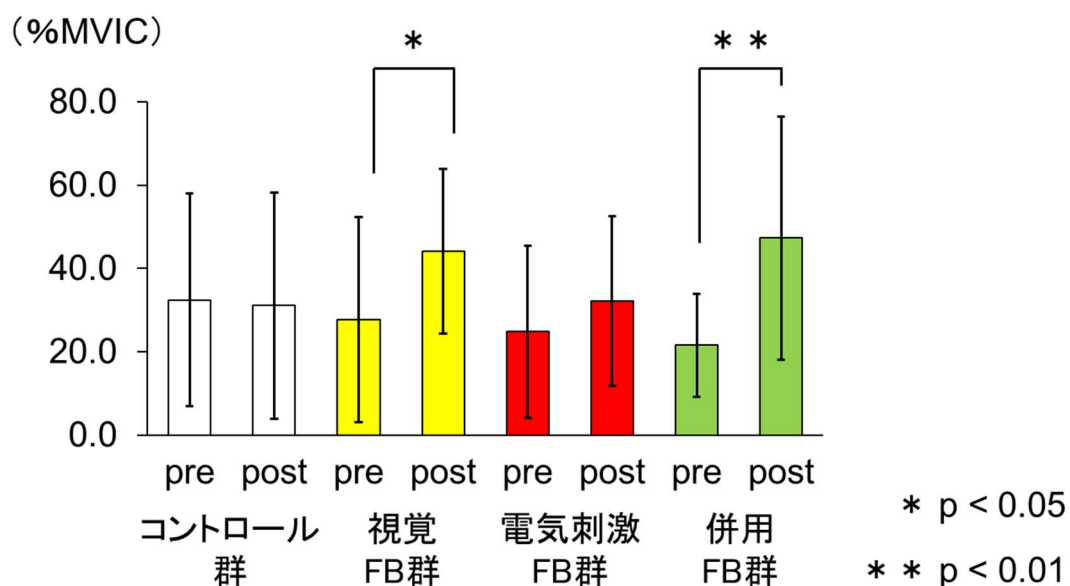


図 24. 練習前後における Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動

MVIC : Maximal Voluntary Isometric Contraction (最大随意等尺性収縮)，pre : 練習前，

post : 練習後，FB : フィードバック

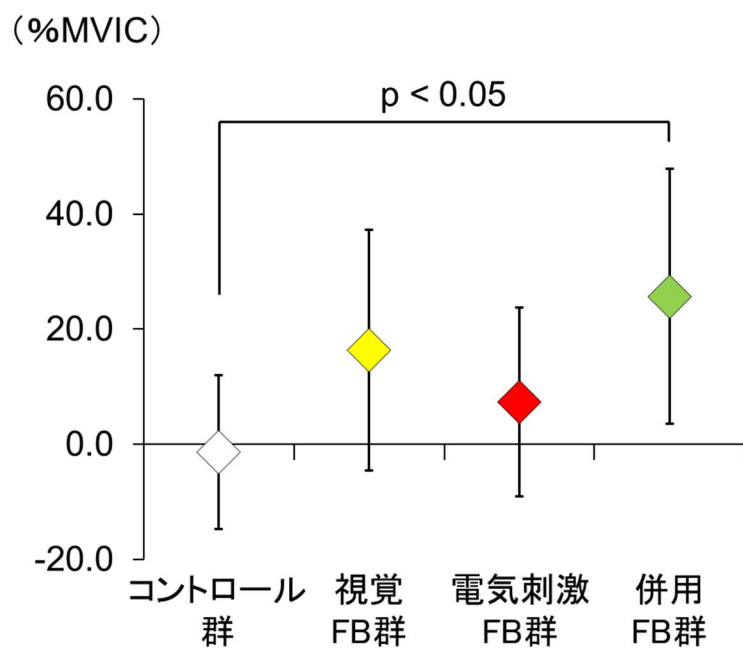


図 25. 練習前後における母趾外転筋の筋活動の変化量

MVIC : Maximal Voluntary Isometric Contraction (最大随意等尺性収縮), FB : フィードバック

4-1-4 考察

本実験の結果より、視覚を用いた筋電図バイオフィードバックの利用が、足部内在筋の筋力増強運動である Short Foot Exercise の習得を促進することが明らかになった。先行研究で用いられている1時間¹⁸⁾から2週間^{43, 44)}に及ぶ長時間の事前練習は、臨床的にも研究においても非常に効率が悪い。本実験では5分間という非常に短い練習時間であったにも関わらず、視覚フィードバック群と併用フィードバック群の Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動は、それぞれ $44.1 \pm 19.8\% \text{ MVIC}$ と $47.3 \pm 29.3\% \text{ MVIC}$ にまで増加した。これは先行研究において、2週間の事前練習を行った対象が記録した Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動である、 $45.2 \pm 18.0\% \text{ MVIC}$ ⁴³⁾と $44.4 \pm 19.3\% \text{ MVIC}$ ⁴⁴⁾に匹敵する。したがって、視覚を用いた筋電図バイオフィードバックは、足部内在筋の筋力増強運動をより効率的に習得するために有効な手法であることが確認できた。

さらに本実験では、電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックによって、Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動が最も大きく増加し、この変化は唯一コントロール群との統計学的な有意差に達した。本手法は脳卒中に起因する麻痺筋の機能改善において、既に有効性が報告されている方法である^{46, 47)}。本実験の対象は健常成人であるが、足部内在筋は健常であってもその随意的な収縮方法を習得しづらい筋である。そのため足部内在筋においても、電気刺激による体性感覚フィードバックや随意運動のアシストが視覚フィードバックに加わることで、その随意的な収縮方法の学習がより促進されたものと考えられる。

以上のことから、電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックの利用が、足部内在筋の筋力増強運動の習得を促進するためにより有効な手法であることが確認できた。

4-2 足部内在筋および外在筋の筋活動からの検討 (実験6)

4-2-1 目的

実験5の結果から、電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックの利用が、足部内在筋の筋力増強運動の習得を促進するために有効な手法であることが確認できた。しかし、実験5では足部内在筋である母趾外転筋の筋活動しか測定していないため、併用フィードバックの利用が足部外在筋等の筋活動に与える影響は不明である。通常、足部内在筋の筋力増強運動である Short Foot Exercise を指導する際には、Short Foot Exercise に要求される運動を足部外在筋によって行うことを防ぐため、「足趾を屈曲させないこと」等の注意が強調される^{18,43,44)}。また、特に脛骨過労性骨膜炎の治療に際し、後脛骨筋等の足部外在筋の筋収縮は炎症部位への牽引ストレスを増加させる危険がある⁴⁸⁾。そのため、併用フィードバックによってもし足部内在筋だけでなく外在筋も同時に筋活動を増すのであれば、足部内在筋の選択的な筋力増強運動の習得という意味では不適切な方法と言える。

そこで本実験では、上記併用フィードバックの利用が足部外在筋による代償を増加させることなく、足部内在筋の筋活動を選択的に増加させる方法であることを証明する。

4-2-2 方法

健康成人16名を対象とし、非利き足を被験肢とした。対象はランダムにコントロール群8名(男性4名、女性4名、年齢 22.1 ± 0.8 歳、身長 168.7 ± 12.4 cm、体重 58.9 ± 11.2 kg)と併用フィードバック群8名(男性5名、女性3名、年齢 23.0 ± 3.2 歳、身長 166.1 ± 8.4 cm、体重 59.1 ± 9.9 kg)に振り分けた。除外基準は実験5に準じた。本実験は県立広島大学倫理委員会の承認を受けており(承認番号:第17MH025号)、対象には事前に口頭および書面にて本実験について十分な説明を行い、同意を得た上で実験を開始した。

本実験では、5分間の練習前後で Short Foot Exercise 中の足部内在筋および外在筋の筋活動を測定し、その変化を両群間で比較した。被験筋には足部内在筋として母趾外転筋を、足部外在筋として長母趾屈筋、前脛骨筋、長腓骨筋を選択し、表面筋電図を用いて各筋の筋活動を測定した。各筋への電極貼付位置は SENIAM の推奨方法⁵⁰⁾および先行研究^{5,51)}を参考に決定した(図26)。本実験で用いた機器および測定手順は実験

5と同じであり、詳細は前4-1項を参照されたい。

統計学的分析として、Short Foot Exercise中の足部内在筋および外在筋の筋活動の比較に、5分間の練習前後を被験者内要因、2つの群を被験者間要因とした分割プロットデザインの分散分析を用いた。交互作用が認められた場合、被験者内要因には対応のあるt検定を、被験者間要因には対応のないt検定を用いて単純主効果の検定を行った。加えて、5分間の練習に伴う各筋の筋活動の変化量について、対応のないt検定を用いて両群の差を比較した。全ての統計学的分析にはSPSS 20.0 for Windows (SPSS Inc, USA)を使用し、有意水準は5%とした。

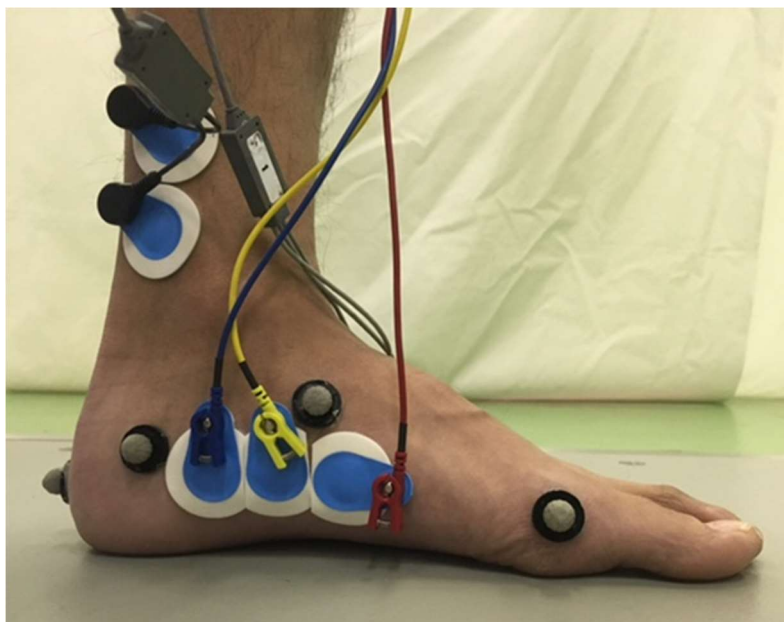


図 26. 母趾外転筋および長母趾屈筋への表面電極貼付位置

4-2-3 結果

5分間の練習前後における、最大努力での Short Foot Exercise 中の各筋の筋活動を図 27 に示す。母趾外転筋の筋活動に要因間の交互作用が認められ、単純主効果の検定の結果、併用フィードバック群のみ練習前に比べ練習後に Short Foot Exercise 中の母趾外転筋の筋活動が有意に増加していた（練習前 $19.2 \pm 10.9\% \text{MVIC}$ ，練習後 $39.0 \pm 16.9\% \text{MVIC}$ ， $p=0.005$ ）。足部外在筋の筋活動には主効果，交互作用ともに認められなかった。

5分間の練習に伴う各筋の筋活動の変化量を図 28 に示す。5分間の練習に伴う母趾外転筋の筋活動の増加は、コントロール群に比べ併用フィードバック群で有意に大きかった（コントロール群： $-2.3 \pm 14.0\% \text{MVIC}$ ，併用フィードバック群： $19.8 \pm 14.2\% \text{MVIC}$ ， $p=0.007$ ）。一方，足部外在筋の筋活動については，両群間の統計学的な有意差は確認できなかった。

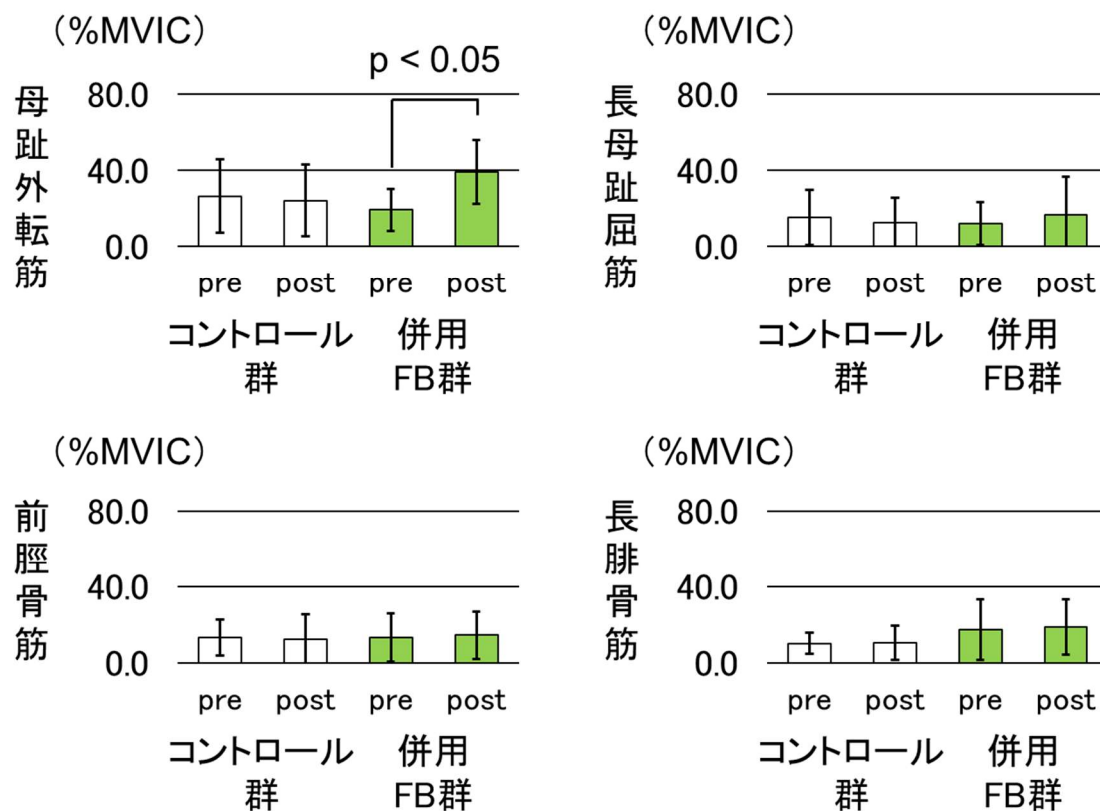


図 27. 練習前後における Short Foot Exercise 中の各筋の筋活動

MVIC : Maximal Voluntary Isometric Contraction (最大随意等尺性収縮), pre : 練習前, post : 練習後, FB : フィードバック

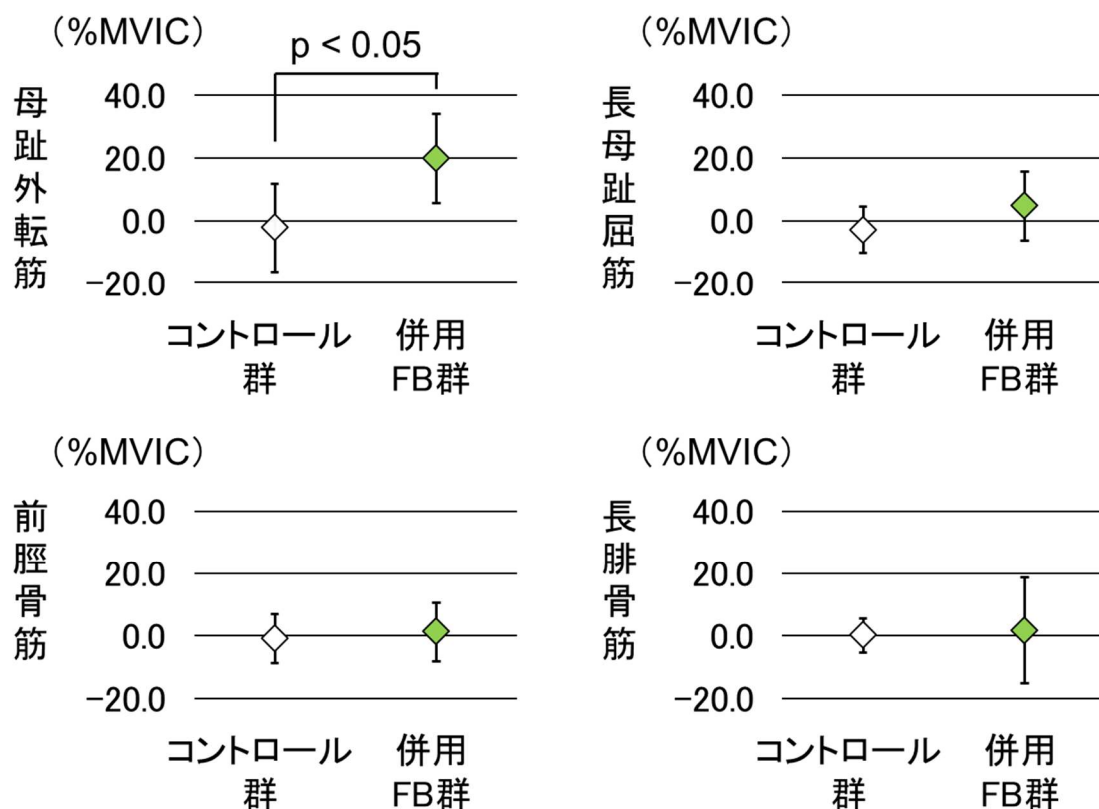


図 28. 練習前後における各筋の筋活動の変化量

MVIC : Maximal Voluntary Isometric Contraction (最大随意等尺性収縮), FB : フィードバック

4-2-4 考察

実験5と同様に、本実験においても電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックの利用が、5分間という非常に短い練習時間にも関わらず、Short Foot Exercise中の母趾外転筋の筋活動を増加させた。加えて、本実験において併用フィードバックを用いた5分間の練習で筋活動が増したのは母趾外転筋のみであり、足部外在筋である長母趾屈筋、前脛骨筋、長腓骨筋については練習に伴う統計学的な筋活動の変化は確認されなかった。また変化量の比較においても、これらの足部外在筋の筋活動の変化にコントロール群との統計学的な差は確認されなかった。

本実験の結果より、電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックの利用が、足部外在筋による代償を増加させることなく、コントロール群が用いた一般的な練習方法以上に、足部内在筋の筋力増強運動の習得を促進する有効な手法であることが確認できた。

4-3 結論

実験5および実験6の結果から、足部内在筋の筋収縮力を増強するための生理的かつ一般的な方法である筋力増強運動の習得に際し、電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバックを利用することが、これを促進させる有効な方法であることが確認できた。

第 5 章

足部内在筋の筋力増強運動に伴う

足部内側縦アーチの動態の変化

5-1 扁平足例を対象とした 8 週間の介入研究（実験 7）

5-1-1 目的

実験 3 および実験 4 では、足部内在筋の筋収縮力の増強を電気刺激という非生理的な方法で再現した点に限界があった。足部内在筋の筋収縮力を増強するための生理的かつ一般的な方法は、臨床でも用いられる筋力増強運動である。我々は実験 5 および実験 6 において、足部内在筋の選択的な筋力増強運動の習得を促進させる方法を開発した。本実験ではこの方法を用いた介入研究によって、生理的な条件で引き起こした足部内在筋の筋収縮力の増強が、歩行中の MLA 高の低下を制限することを証明する。これによって、足部内在筋が歩行中の MLA 高の低下を制限する機能を備えていることに加え、この機能が後天的に強化可能なものであることが明らかになる。

5-1-2 方法

対象は扁平足を呈する健常成人 5 名とした（女性 5 名、年齢 19.6 ± 0.9 歳、身長 158.0 ± 7.6 cm、体重 51.6 ± 4.0 kg）。本実験では実験 4 と同様に、Navicular Drop test の結果が 10mm を超えることと^{34, 35)}、Foot Posture Index-6 の合計得点が 6 点以上であること⁴²⁾のいずれも満たすことを扁平足の基準とした。また、Foot Posture Index-6 の合計得点がより高い側を被験肢とした。研究デザインはケースシリーズでの前後比較とし、8 週間の足部内在筋の筋力増強運動に伴う歩行中の MLA の動態の変化を検証した。本実験は県立広島大学倫理委員会の承認を受けており（承認番号：第 18MH011 号）、対象には事前に口頭および書面にて本実験について十分な説明を行い、同意を得た上で実験を開始した。

介入前後における歩行中の MLA の動態の変化は、第 2 章で開発した方法によって測定した。本実験では 8 週間の介入前後での測定となり、測定間に体表マーカーの貼り替えが強いられる。そのため、MLA 高の測定には踵が床に着いた時点からの低下量を採用した。したがって、本実験におけるメインアウトカムは以下の通りである。

- ・歩行立脚期における MLA 高の低下量
- ・歩行立脚期において MLA 高が最小値に達するまでのタイミング

また、サブアウトカムとして以下の項目を介入前後で測定した。

- ・ Navicular Drop test
- ・ Foot Posture Index-6

・足部内在筋および外在筋の筋厚

筋厚の測定には身体組成専用超音波画像装置ビューズ・アイ（酒井医療，日本）を用い，足部内在筋として母趾外転筋，短母趾屈筋，短趾屈筋を，足部外在筋として長母趾屈筋，長趾屈筋，長腓骨筋を被験筋として採用した。超音波を用いた筋厚測定は Crofts⁵²⁾らの方法を参考に実施した。

足部内在筋の筋力増強運動には実験5，実験6と同様に Short Foot Exercise を用い，電気刺激による体性感覚フィードバックを視覚フィードバックに加えた併用フィードバック利用下で実施した。全ての対象は Short Foot Exercise における5秒間の最大収縮を30回，これを週に3回の頻度で8週間実施した。

5-1-3 結果

8週間の足部内在筋の筋力増強運動によって，歩行立脚期における MLA 高の低下量が全例において減少した（図29a）。一方，MLA 高が最小値に達するタイミングについては，わずかに速まる傾向にあった（図29b）。

サブアウトカムの結果では，静的な足部アライメントの評価方法である Navicular Drop test, Foot Posture Index-6 ともにわずかに改善する傾向にあった（図30）。また足部内・外在筋の筋厚はいずれも平均1.0mm未満の変化であり，明らかな筋肥大は認めなかった（図31）。

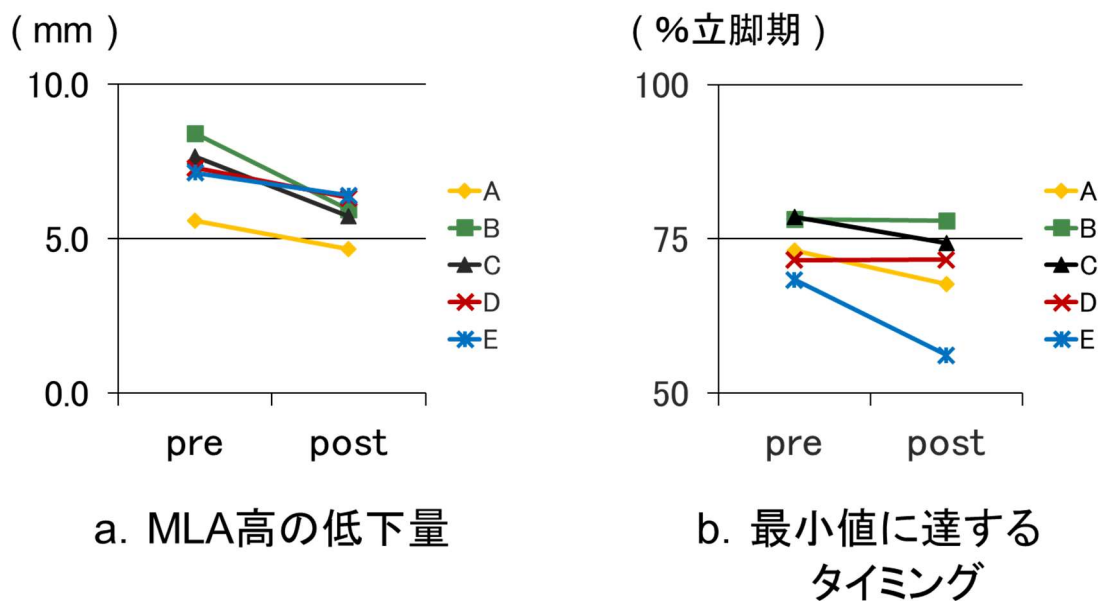


図 29. 本実験のメインアウトカム

pre : 介入前, post : 介入後

MLA : medial longitudinal arch (内側縦アーチ)

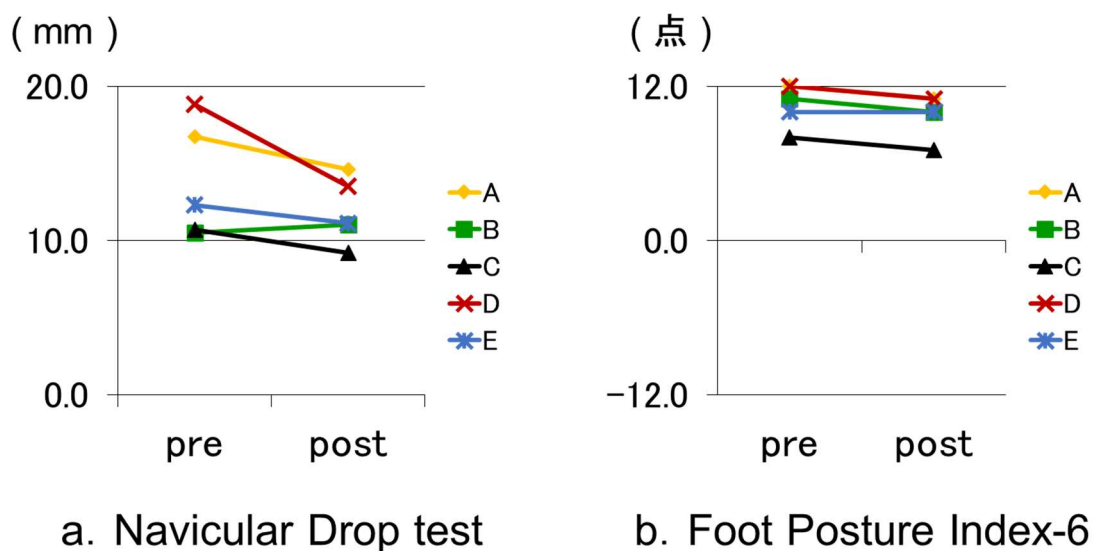


図 30. 本実験のサブアウトカム (静的足部アライメント)

pre : 介入前, post : 介入後

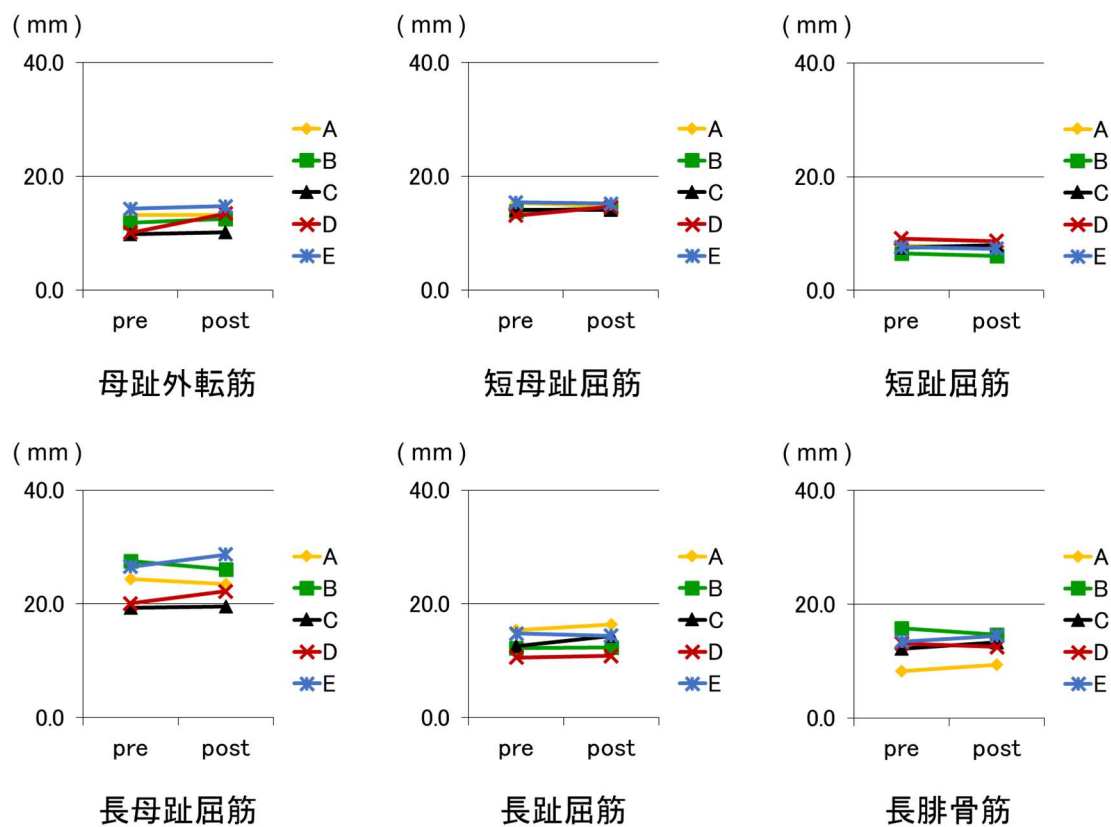


図 31. 本実験のサブアウトカム (足部内・外在筋の筋厚)

pre : 介入前, post : 介入後

5-1-4 考察

本実験の結果より、8週間の足部内在筋の筋力増強運動によって歩行立脚期における MLA 高の低下量が減少することが確認できた。実験2において、マーカの貼り替えを伴う条件での再測定における、MLA 高の低下量の SEM は 0.7mm であった。これを下井³⁰⁾の推奨式に用いて、最小可検変化量の 95%信頼区間を求めると 1.8mm となる。本実験では、5名中2名の対象（対象Bと対象C、図29）が介入後に 1.8mm 以上 MLA 高の低下量を減少させたため、少なくともこれらの対象に関しては、測定誤差以上の変化が生じたものと考ええる。一方、本実験では実験3、4と異なり、MLA 高が最小値に達するタイミングの遅延は確認できず、逆にわずかながら速まる傾向にあった。しかしこれは、MLA 高の低下量が減少しているため当然の結果である（図32）。

Mulligan¹⁸⁾は4週間の足部内在筋の筋力増強運動によって、Navicular Drop test が平均 1.8mm 減少し、静的な足部アライメントに改善が認められたことを報告している。本実験では、8週間の足部内在筋の筋力増強運動によって Navicular Drop test が平均 1.9mm 減少しており、ほぼ同様の結果を得ている。このことから、超音波を用いた測定によって筋肥大を確認できるほどの効果には得られなかったものの、本実験で行った介入は先行研究に劣らない程に足部内在筋の筋力強化に貢献したものと考ええる。

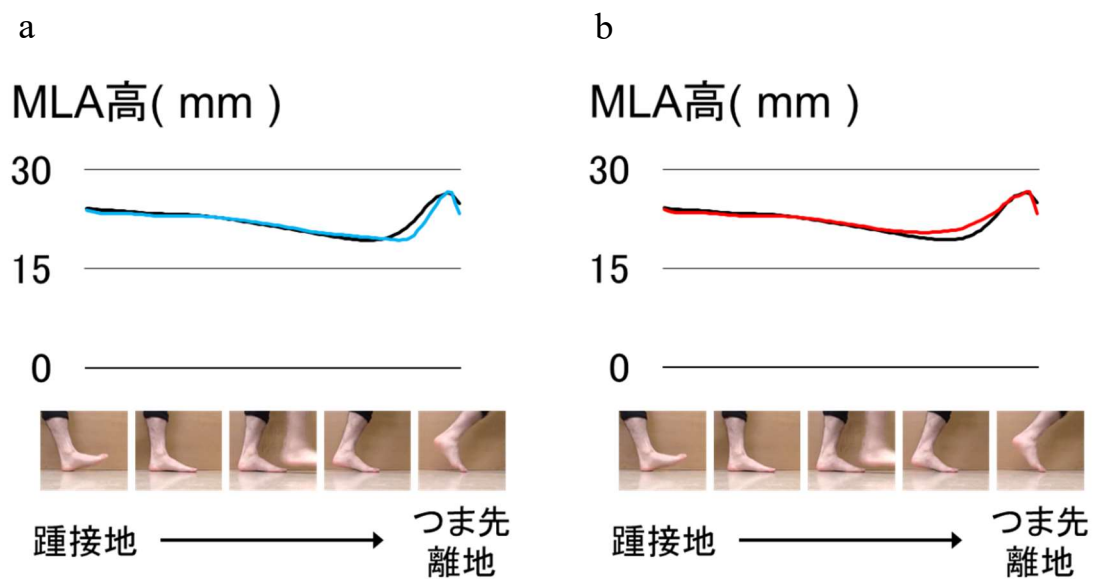


図 32. 実験 3, 4 と実験 7 における内側縦アーチ (MLA) 高の変化の違い

- a. 実験 3, 4 では MLA の低下にブレーキをかけたものの、最小値に変化がなかったため、ここに達するまでのタイミングの遅延が生じた (青線)
- b. 実験 7 ではより強力なブレーキによって MLA 高の低下量が減少したため、最小値に達するまでのタイミングが速まった (赤線)

5-2 結論

実験 7 の結果から、生理的な条件で引き起こした足部内在筋の筋収縮力の増強によっても、歩行中の MLA 高の低下が制限されることを確認できた。加えて本実験の結果は、歩行中の MLA 高の低下を制限する足部内在筋の機能を、臨床的な方法である筋力増強運動によって強化することが可能なことを意味し、扁平足に関する足部障害の対応にあたる臨床家にとって重要な知見である。

第6章

総括

本研究では、足部内在筋が歩行場面における MLA 高の低下を制限する機能を備えていることを明らかにした。また、この機能は臨床的な方法である筋力増強運動によって強化可能なことを確認し、扁平足に関係する足部障害の治療や予防を目的とした足部内在筋の筋力増強運動について、その理論的根拠を提供した。

第1章では、本論文の緒言として MLA の力学的利点と解剖学的特徴、MLA が低下した扁平足と足部障害との関係、扁平足に関係する足部障害に対する治療・予防方法についての概要を述べた。従来から MLA 高の低下に関係する足部障害の治療や予防には、MLA の支持力を強化するために足部外在筋の筋力増強が行われてきた。一方近年は、扁平足例における足部内在筋の機能不全が報告され、足部内在筋の筋力増強も注目されつつある。しかし、足部外在筋に比べて小さな内在筋は、その MLA 支持機能を疑問視されることも多く、足部内在筋の筋力増強が臨床的に重要視されにくい要因の一つとなっている。足部内在筋の MLA 支持機能は座位や立位等の静的条件下では証明されているものの、歩行やランニングといった動的条件下での検証はなされていない。扁平足に関係する足部障害は、歩行やランニング中に繰り返し生じる足部への荷重負荷によって発症するため、その治療や予防ではこのような動作中の MLA の低下を防ぐことが重要である。そこで本研究では特に歩行を対象とし、歩行場面において足部内在筋が持つ MLA 支持機能を証明することを目的とした。

第2章では、歩行中の MLA の動態測定方法を開発し、その妥当性と信頼性を検討した。歩行場面における足部内在筋の MLA 支持機能を証明するためには、歩行中の MLA の動態を測定する必要がある。しかし、これまでは妥当かつ信頼性の高い MLA の動態測定方法が存在しなかった。我々は、歩行中の MLA の高さを足底面を基準にした三次元空間上で測定する方法を開発し、妥当性および信頼性、精度を検討した。実験1では開発した方法の妥当性について、足部セグメント間の運動の測定において一般化されている Oxford Foot Model との対比から検討した。その結果、開発した方法を用いて測定した歩行立脚期における MLA 高の低下は、Oxford Foot Model で測定した前足部の背屈と後足部の回内に影響されていることが明らかになった。この2つの足部運動は運動学的に MLA 高の低下に関わる主要な運動であることから、開発した方法の妥当性が支持された。実験2では、開発した MLA の動態測定方法の信頼性と精度を検討した。その結果、歩行立脚期における MLA 高の最小値および低下量、MLA 高が最小値に達するタイミングの測定に関し、開発した方法は優れた信頼性と精度を

有することが明らかになった。

第3章では、歩行中の足部内在筋の筋収縮力を電気刺激によって模擬的に増強し、これに伴う MLA の動態の変化を確認した。この結果、足部内在筋の筋収縮力の増強は、歩行立脚期において MLA 高が最小値に達するまでの時間を遅延させることが明らかとなった。一方、MLA 高の最小値には有意差を認めなかった。このことは、足部内在筋の収縮が歩行中の MLA 高の低下を減速させたことを意味し、歩行場面における足部内在筋の MLA 支持機能を実証することができた。以上の結果は、正常な足部アライメントを持つ者を対象とした実験³⁷⁾においても、扁平足例を対象とした実験⁴⁵⁾においても同様に確認できた。

第4章では、「歩行場面における足部内在筋の MLA 支持機能」を強化するための臨床的な方法を検討した。足部内在筋の筋収縮力を増強するための臨床的な方法は、筋力増強運動である。しかし、足部内在筋の筋力増強運動には技術的な難しさが伴い、これを習得することは容易ではない。我々は実験⁴⁹⁾によって、視覚および体性感覚を用いたバイオフィードバックの利用が、足部内在筋の筋力増強運動を習得するための学習を促進することを確認した。さらに実験⁴⁸⁾では、この方法が足部外在筋による代償を増加させることなく、足部内在筋の選択的な筋力増強運動の学習を促進させるものであることを確認した。

第5章では、歩行場面における足部内在筋の筋収縮力を生理的かつ臨床的な方法で増強した際の、歩行中の MLA の動態の変化を検討した。扁平足例5名を対象にしたケースシリーズによる介入研究を行い、8週間の介入前後で歩行中の MLA の動態を測定した。介入には実験^{5, 6}で検討したバイオフィードバックを利用した筋力増強運動を用いた。筋力増強運動は週に3回の頻度で計8週間実施し、8週間の介入後、全対象において歩行立脚期における MLA 高の低下量が減少したことを確認した。このことから、足部内在筋は歩行中の MLA 高の低下を制限する機能を備えていること、さらにこの機能は臨床的に強化可能であることが確認できた。

以上のことから、扁平足に関係する足部障害の治療や予防において、足部内在筋の筋力増強運動には、少なくとも同筋が備える「歩行中の MLA 高の低下を制限する機能」を強化するという理論的根拠があるものと考えられる。

本研究の限界として、第5章実験⁷の対象数が5名と少なく、またコントロール群を設けていない点が挙げられる。今後は、歩行中の MLA の動態を変化させることに

対する足部内在筋の筋力増強運動の効果について、ランダム化比較試験を用いた検証を行う必要があると考える。また、今後はランニング等の走向を対象とした研究にも発展させる必要があると考える。

謝辭

本学位論文の作成にあたり，多大なる御指導を賜りました公立大学法人県立広島大学総合学術研究科生命システム科学専攻 金井秀作教授，公立大学法人県立広島大学総合学術研究科生命システム科学専攻 沖貞明教授に厚く御礼申し上げます。

また，大変お忙しい中，副査として本学位論文への御高見を賜るとともに，御教示下さいました公立大学法人県立広島大学総合学術研究科生命システム科学専攻 小野武也教授，公立大学法人県立広島大学総合学術研究科生命システム科学専攻 堀内俊孝教授，公立大学法人県立広島大学 大西英雄名誉教授に心より感謝申し上げます。

そして，本研究の遂行にあたり，多くの御支援・御教示をいただきました公立大学法人県立広島大学 大塚彰名誉教授，公立大学法人県立広島大学 清水ミシェルアイズマン名誉教授，公立大学法人県立広島大学保健福祉学部理学療法学科の先生方，医療法人和会沖井クリニックおよびロマンチカ 沖井明理事長ならびに同スタッフの皆様に深く感謝の意を表します。

文献

- 1) Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & ankle*. 1993; 14(6): 353-7.
- 2) Iaquinto JM, Wayne JS. Computational model of the lower leg and foot/ankle complex: application to arch stability. *Journal of biomechanical engineering*. 2010; 132(2): 021009.
- 3) Wong YS. Influence of the abductor hallucis muscle on the medial arch of the foot: a kinematic and anatomical cadaver study. *Foot & ankle international*. 2007; 28(5): 617-20.
- 4) Fiolkowski P, Brunt D, Bishop M, Woo R, Horodyski M. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal of foot and ankle surgery*. 2003; 42(6): 327-33.
- 5) Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2008; 18(3): 420-5.
- 6) Kelly LA, Cresswell AG, Racinais S, Whiteley R, Lichtwark G. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of the Royal Society, Interface*. 2014; 11(93): 20131188.
- 7) Imhauser CW, Siegler S, Abidi NA, Frankel DZ. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical biomechanics*. 2004; 19(2): 161-9.
- 8) Kokubo T, Hashimoto T, Nagura T, Nakamura T, Suda Y, Matsumoto H, Toyama Y. Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch. *Foot & ankle international*. 2012; 33(4): 320-5.
- 9) 田中聡, 岡村和典. 剣道. スポーツ理学療法学 改訂第2版 (陶山哲夫編), メジカルビュー社, 東京, 2018. pp276-95.
- 10) 足立和隆. 下肢. プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系 (坂井建雄監), 医学書院, 東京, 2007. pp420-62.
- 11) Donahue SW, Sharkey NA. Strains in the metatarsals during the stance phase of gait: implications for stress fractures. *The Journal of bone and joint surgery*. 1999; 81(9): 1236-44.
- 12) Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous

- structure failures. *Clinical biomechanics*. 2007; 22(2): 221-9.
- 13) Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical journal of sport medicine*. 2009; 19: 372-6.
 - 14) Schwartz EN, Su J. Plantar fasciitis: a concise review. *The Permanente journal*. 2014; 18: e105-7.
 - 15) 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.
 - 16) Reshef N, Guelich DR. Medial tibial stress syndrome. *Clinics in sports medicine*. 2012; 31: 273-90.
 - 17) Angin S, Crofts G, Mickle KJ, Nester CJ. Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus. *Gait & posture*. 2014; 40: 48-52.
 - 18) Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual therapy*. 2013; 18: 425-30.
 - 19) Sulowska I, Oleksy L, Mika A, Bylina D, Soltan J. The influence of plantar short foot muscle exercises on foot posture and fundamental movement patterns in long-distance runners, a non-randomized, non-blinded clinical trial. *PLoS One*. 2016; 11: e0157917.
 - 20) Kamonseki DH, Goncalves GA, Yi LC, Junior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: a randomized controlled single-blind clinical trial. *Manual therapy*. 2016; 23: 76-82.
 - 21) Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009; 26(2): 35.
 - 22) Caravaggi P, Pataky T, Günther M, Savage R, Crompton R. Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis. *Journal of anatomy*. 2010; 217(3): 254-61.
 - 23) Lee SY, Hertel J, Lee SC. Rearfoot eversion has indirect effects on plantar fascia tension by changing the amount of arch collapse. *The Foot*. 2010; 20: 64-70.
 - 24) Neumann DA. 足関節と足部. 筋骨格系のキネシオロジー (嶋田智明監訳), 医歯薬

- 出版株式会社, 東京, 2008. pp501-45.
- 25) Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of biomechanics*. 2001; 34(10): 1299–307.
- 26) Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*. 2010; 32(4): 519-23.
- 27) 岡村和典, 金井秀作, 大塚彰, 長谷川正哉, 坂村慶明, 島田雅史, 井出本憲克. 足部テーピングの量および効果の持続性に関する三次元歩行解析. *臨床バイオメカニクス*. 2015; 36: 229-33.
- 28) 江原義弘. 歩き始め. *理学療法 MOOK6 運動分析* (高橋正明編), 三輪書店, 東京, 2000. pp69-76.
- 29) Thomas RB, Roger WE. テストの選択と実施の原則. *ストレングストレーニング&コンディショニング* (金久博昭監), ブックハウス HD, 東京, 2010. 265-77.
- 30) 下井俊典. 評価の絶対信頼性. *理学療法科学*. 2011; 26(3): 451-61.
- 31) Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977; 33(1): 159-74.
- 32) 対馬栄輝. 検者間・検者内信頼係数. *SPSS で学ぶ医療系データ解析*, 東京図書株式会社, 東京, 2007. pp195-214.
- 33) Mann R, Inman VT. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1964; 46: 469–81.
- 34) Mueller MJ, Host JV, Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1993; 83(4): 198-202.
- 35) O'Sullivan K, Kennedy N, O'Neill E, Ni Mhainin U. The effect of low dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC musculoskeletal disorders*. 2008; 18(9): 111.
- 36) 岡村和典, 金井秀作, 沖井明, 江川晃平, 山本征孝, 沖貞明. 足部内在筋は歩行中の足関節モーメントを変化させる機能を有する. *ヘルスプロモーション理学療法研究*. 2017; 6(4): 177-82.
- 37) Okamura K, Kanai S, Hasegawa M, Otsuka A, Oki S. The effect of additional activation of

- the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. *The Foot*. 2018; 34: 1–5.
- 38) Chang R, Kent-Braun JA, Hamill J. Use of MRI for volume estimation of tibialis posterior and plantar intrinsic foot muscles in healthy and chronic plantar fasciitis limbs. *Clinical biomechanics*. 2012; 27: 500–5.
- 39) Cheung RT, Sze LK, Mok NW, Ng GY. Intrinsic foot muscle volume in experienced runners with and without chronic plantar fasciitis. *Journal of science and medicine in sport*. 2016; 19: 713–5.
- 40) Lynn SK, Padilla RA, Tsang KK. Differences in static- and dynamic-balance task performance after 4 weeks of intrinsic-foot-muscle training: the short-foot exercise versus the towel-curl exercise. *Journal of sport rehabilitation*. 2012; 21: 327–33.
- 41) Mansour R, The J, Sharp RJ, Ostlere S. Ultrasound assessment of the spring ligament complex. *European radiology*. 2008; 18: 2670–5.
- 42) Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics*. 2006; 21: 89–98.
- 43) Jung DY, Kim MH, Koh EK, Kwon OY, Cynn HS, Lee WH. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical therapy in sport*. 2011; 12(1): 30-5.
- 44) Kim MH, Kwon OY, Kim SH, Jung DY. Comparison of muscle activities of abductor hallucis and adductor hallucis between the short foot and toe-spread-out exercises in subjects with mild hallux valgus. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2013; 26(2): 163-8.
- 45) Bertotto A, Schwartzman R, Uchoa S, Wender MCO. Effect of electromyographic biofeedback as an add-on to pelvic floor muscle exercises on neuromuscular outcomes and quality of life in postmenopausal women with stress urinary incontinence: A randomized controlled trial. *Neurourology and urodynamics*. 2017; 36(8): 2142-7.
- 46) Hara Y, Ogawa S, Muraoka Y. Hybrid power-assisted functional electrical stimulation to improve hemiparetic upper-extremity function. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2006; 85(12): 977-85.
- 47) Yamaguchi T, Tanabe S, Muraoka Y, Imai S, Masakado Y, Hase K, Kimura A, Liu M.

- Effects of integrated volitional control electrical stimulation (IVES) on upper extremity function in chronic stroke. *The Keio journal of medicine*. 2011; 60(3): 90-5.
- 48) 岡村和典, 城野靖朋, 山本征孝, 江川晃平, 金井秀作. 足部内在筋トレーニングの学習における随意運動介助型電気刺激装置の効果～内在筋および外在筋の筋活動からの検討～. *物理療法科学*. 2018; 25: 27-33.
- 49) Okamura K, Kanai S, Hasegawa M, Otsuka A, Oki S. Effect of electromyographic biofeedback on learning the short foot exercise. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. in press.
- 50) http://seniam.org/lowerleg_location.htm 閲覧日 : 2016 年 12 月 1 日
- 51) Masood T, Kalliokoski K, Magnusson SP, Bojsen-Møller J, Finni T. Effects of 12-wk eccentric calf muscle training on muscle-tendon glucose uptake and SEMG in patients with chronic Achilles tendon pain. *Journal of applied physiology*. 2014; 117(2): 105-11.
- 52) Crofts G, Angin S, Mickle KJ, Hill S, Nester CJ. Reliability of ultrasound for measurement of selected foot structures. *Gait & posture*. 2014; 39(1): 35-9.
- 53) Okamura K, Kanai S, Fukuda K, Tanaka S, Ono T, Oki S. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot kinematics in flat-footed subjects. *The Foot*. 2019; 38: 19–23.