

博士論文

ランニング時における 後足部回内モーメントの発生要因

名古屋大学大学院 教育発達科学研究科
教育科学専攻 生涯スポーツ科学講座

辻本 典央

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 後足部回内・回外の定義	5
1.3 ランニング支持期中の後足部回内の動向	7
1.4 後足部を含む足部のセグメントモデルについて	9
1.5 後足部回内角度と過使用ランニング障害の関係	12
1.6 後足部回内モーメントと過使用ランニング障害の関係	16
1.6.1 ランニング中の後足部回内モーメントに関する先行研究	16
1.6.2 本研究における後足部回内モーメントの算出法の妥当性	17
1.7 現状の問題点と本研究の目的	20
1.8 本論文の構成	22
第2章 ランニング時における後足部回内角度と後足部回内モーメントとの関係	23
2.1 緒言	23
2.2 目的	26
2.3 方法	26
2.3.1 被検者	26
2.3.2 実験機器	26
2.3.3 動作の記録	27
2.3.4 ランニング時の接地パターンの分類方法	29
2.3.5 接地直後の局面の定義	29
2.3.6 足部モデルと後足部回内角度の計算方法	31
2.3.7 足部モデルと後足部回内外モーメントの計算方法	34
2.3.8 データ処理	37
2.3.9 統計処理	37
2.4 結果	38
2.5 考察	42
2.6 結言	45

第3章 ランニング時における後足部回内モーメントの発生要因	46
3.1 緒言	46
3.2 目的	48
3.3 方法	48
3.3.1 被検者	48
3.3.2 実験機器	48
3.3.3 動作の記録	48
3.3.4 算出パラメータ	49
3.3.5 支持期の局面分け	55
3.3.6 力学的データの分析	56
3.3.7 統計処理	56
3.4 結果	57
3.5 考察	61
3.6 結言	65
第4章 ランニング時と歩行時における後足部回内モーメントの発生要因の比較	66
4.1 緒言	66
4.2 目的	69
4.3 方法	69
4.3.1 被検者	69
4.3.2 実験機器	69
4.3.3 動作の記録	70
4.3.4 支持期の局面分け	70
4.3.5 力学的データの分析	72
4.3.6 統計処理	72
4.4 結果	74
4.5 考察	81
4.6 結言	86

第5章 旧来の測定手法（足圧分布）との比較	87
5.1 緒言	87
5.2 目的	89
5.3 方法	89
5.3.1 被検者	89
5.3.2 動作の記録	89
5.3.3 実験機器	90
5.3.4 算出パラメータ	90
5.3.5 支持期の局面分け	91
5.3.6 データ処理	91
5.3.7 統計処理	95
5.4 結果	96
5.5 考察	100
5.6 結言	104
第6章 総合考察	105
第7章 総括	111
謝辞	113
参考文献	114

第1章 序 論

1.1 はじめに

ランニング人口は年々増加しており、2011年のアメリカにおいて、年1回以上、ジョギング・ランニングを行った人の数は5000万人を超えた (Sporting Goods Manufacturers Association, 2012)。日本においてもその傾向は同様であり、年1回以上、ジョギング・ランニングを行う人の数は、調査が始まった1998年から年々増加し、2012年には1000万人を突破した (笹川スポーツ財団, n.d.)。このようにランニングが多くの人々に広く親しまれているのは、ランニングは特別な用具や場所を必要とせず、手軽に行えるエクササイズであること、また、ランニングによって高められる全身持久力によって、身体の健康を得ることができるためであると考えられる。

疫学的な研究によって、ランニングなどの有酸素運動によって養われる全身持久力はがんの死亡リスクを下げるということが分かっている (Sawada et al., 2003)。また、全身持久力が、糖尿病の罹患リスクを下げることや (Sawada et al., 2003)、心疾患や脳梗塞などの原因と言われている高血圧の罹患リスクを下げることも報告されている (Sawada et al., 1993)。このような理由から、ランニングを競技目的として行う人に加え、健康づくりを目的として取り組む人も多いと考えられる。実際に、年代別のランニング実施率を見ると、2012年においては30歳代 (13.6%) や40歳代 (13.9%) の実施率が20歳代 (15.0%) とほぼ同水準であったことから (笹川スポーツ財団, n.d.)、ランニングはアスリートや若者のみが競技として行っている運動ではないことが分かる。

このランニング人口の増加に対し、近年マラソン大会の開催数も増加しており、参加人数も多い。2016年の東京マラソンにおいては、フルマラソンの参加定員36,500人に対し、申込みは313,840人であった (一般財団法人東京マラソン財団, 2015)。マラソン大会に競技として出場する人はもちろん、健康づくりの一環としてマラソン大会参加を活用している人が多いと考えられる。マラソン大会参加といった目標を持ち、ジョギング・ランニングを行うことで、自分の健康は自分で守る、あるいは予防するといった意識を持つ人が増えていることは、健康増進という観点から考えても歓迎すべきことである。

しかしながら、ランニングはその動作の特性上、足部から下肢に接地毎に大きな衝撃が加わる運動である。同じ前方への移動動作でも、ウォーキングでは、足が接地す

る際、もう一方の足は必ず地面に接地しているため、身体が空中に浮いている瞬間は基本的には存在しない。しかし、ランニングでは足が接地する際、もう一方の足は地面から離れている状態がほとんどであり、一瞬ではあるが身体重心が落下する。そのため、ゆっくりしたジョギングでも、接地時に体重の3倍近い衝撃を地面から受けることになる(桜井, 2011)。この大きな衝撃力により、日常生活では受けられないような大きな力が関節に生じると考えられる。ランニングにおいてはその接地動作が1回限りで終わるのではなく、左右の足において繰り返し行われるものである。地面からの大きな衝撃力を繰り返し受け、そのたびに大きな関節への力が加えられていることになる。そのため、ランニングやジョギングは、健康に対する貢献度が高い一方で、足部や脛部、そして膝部に痛みが生じるような、過使用ランニング障害が一定数発生する運動であると考えられている。

van Gent et al. (2007) は、ランナーの過使用ランニング障害の発生率についてレビューし、日常的にランニングを行っているランナーの約19.4~79.3%が、下肢に障害を被っていると報告している。さらに、過使用ランニング障害における痛みの発生部位を詳細に調べた研究(Lopes et al., 2012)によると、その発生部位の多くが、膝関節を含めた、膝関節から下の部位において発生していることが報告されている。Taunton et al. (2002) は、その具体的な発生部位を調べ、膝関節で42.1%、足部・足関節で16.9%、下腿部で12.8%、アキレス腱・ふくらはぎで6.4%の障害が発生していると報告している。このような結果から、ランニング中に下肢が受ける大きな力や下肢のアライメント異常、また、下肢の異常な動きなどが過使用ランニング障害の要因として注目されてきた。

Hreljac (2004) のレビューによれば、過使用ランニング障害の要因は大きく3つに分類できる。1つ目はランニング頻度、時間、距離、速度といったトレーニング変数によるものである。2つ目はハイアーチ、少ない足関節の可動域、下肢の長さの左右差、下肢アライメント異常といった解剖学的変数によるものである。そして3つ目は地面から受ける衝撃力の大きさや衝撃力の時間当たりの増加率、推進力の大きさ、膝関節力やモーメントの大きさといったバイオメカニクス変数によるものである。

1つ目のトレーニング変数への対策としては、走行時間や走行距離を減らすことにより、筋や関節に負荷が加わる機会自体を減らすことが最も直接的かつ効果的な解決方法であると考えられる。しかしながら、ランナーは健康増進や体力向上、また、ア

スリートの場合はパフォーマンス向上がランニングを行う主目的であると考えられるため、走行時間や走行距離の減少はランニングによって得られる効果を減少させる可能性がある。したがって、トレーニング変数を大きく減少させることは可能ならば避けたいところである。

2 つ目の解剖学的変数への対策としては、静的な状態において、乏しい関節可動域や異常アライメントを修正することが挙げられる。そのためには、関節可動域を広げるための処方を行うこと、もしくは足底板などの装具によって下肢の長さの左右差や異常アライメントの矯正を行うことが必要となる。これにより、静的な状態において不要に負荷が加わっている箇所から負荷を減少させることができる。しかしながら、静的な状態での評価では、実際に動作を行っているときの関節の動きや関節への負荷を評価していることにならないため、評価としては不十分であると Hreljac (2004) によって指摘されている。

そこで近年は、過使用ランニング障害の要因としてバイオメカニクス変数が最も注目されている。ランニング中における関節の動きや下肢が受ける力は、全て実際のランニング動作の中で起こっている事象である。そのため、バイオメカニクス変数は静的アライメントなどの評価に比べて、過使用ランニング障害との関係を見る上で妥当な指標と考えることができる。

Ferber et al. (2009) は、1980 年～2008 年までの文献をレビューし、過使用ランニング障害と関係するバイオメカニクスの要因として、異常な後足部の回内動作と股関節筋の不安定性を取り上げた。このうち、特に、過度の後足部回内動作は、足底腱膜への過伸張を誘発する (Kwong et al., 1988; Nishikawa et al., 2002)、また、自然な下腿部の動きを妨げ、膝関節への負担を誘発する (Tiberio, 1987) とされ、これまで多くの研究者の興味を集めてきた。また、この過度の後足部回内動作はランニング障害のリスク因子として考えられている変数の中でも、最も広く一般的に広まっているものである。その証拠に、シューズメーカー各社からは過度の後足部回内動作を防ぐ工夫のなされたシューズが販売されている。その際、広告媒体などには過度の後足部回内動作 (オーバープロネーション) といった単語が頻繁に登場する。このように、過度の後足部回内動作は、過使用ランニング障害に関連する多くのリスク因子の中でも、最も世間一般的に馴染みのある指標であるといえる。

しかしながら、学術的な観点からは、この後足部回内動作と過使用ランニング障害

との間には明確な関係性がみられず、未だ明らかになっていない部分が多いのが実情であり、さらなる学術研究が求められている。

増加するランニング人口に伴い、過使用ランニング障害も増えると予想される近年において、ランニング障害の主な要因と考えられている支持期中の後足部回内動作についての研究を行うことは、今後のランニング障害予防に対して重要な示唆を提供できることが期待される。

1.2 後足部回内・回外の定義

足関節は距腿関節と距骨下関節の2つの関節により成立している。距腿関節は主に脛骨、腓骨と距骨で構成され、主に矢状面の動きである底屈・背屈が生じる関節である。また、水平面上の動きである内旋・外旋も担っている。一方、距骨下関節は、距骨と踵骨で構成され、前額面上の動きである内返し・外返しが生じる関節である。この2つの関節により、足関節は複数関節の複合体として、底屈・背屈、内旋・外旋、内返し・外返しといった3平面の動きを生じさせることができる。

日本足の外科学会では、これらの距腿関節と距骨下関節の動きを「足関節・足部の関節可動域表示ならびに測定法」として詳細に定義している（日本足の外科学会、2012）。

底屈・背屈の動きは矢状面上で行われるもので、基本軸は下腿骨軸外果先端への垂線、移動軸は足底面と定義付けられている。また、内旋・外旋の動きは横断（水平）面上で行われるもので、基本軸は第2中足骨長軸、移動軸は第2中足骨長軸と定義付けられている。さらに、内返し・外返しは前頭（冠状）面上で行われるもので、基本軸は下腿骨軸、移動軸は踵骨長軸と定義付けられている。

さらに、これら3つの平面の動きが複合されたものが回内・回外とされ、回内は背屈、外旋、外返しの複合運動、回外は底屈、内旋、内返しの複合運動と定義付けられている。なお、これらの定義付けは多くの国際、国内論文を俯瞰し、最新の研究動向を踏まえた上で妥当性のある定義と学会が結論付けたものである。

このように、解剖学的には、足関節・足部の動きの定義は厳密に定められており、回内・回外は3つの平面の複合的な動きで表されるものである。しかしながら、ランニング支持期における足部動態を分析する際、外返し・内返しの動きを回内・回外と同様に扱っている研究が多く見受けられる。

ランニング支持期における外返し・内返しが回内・回外と同様に扱われてきたのは、回内・回外のような3平面の3次元的な動きがかつては評価しにくかったことに加え、特にランニング支持期中においては回内・回外の動きの多くは外返し・内返しの動きによるためであると考えられる。

このように、国際誌を含む先行研究において、ランニング支持期中の外返し・内返しの動きと回内・回外の動きはほぼ同様の現象として扱われている。また、上述したように、オーバープロネーション（over pronation：過回内）という言葉とともに、回

内・回外という語句は外返し・内返しという語句よりも一般的に馴染みがあるものと考えられる。

これらのことから、語句の混乱を防ぐため、本論文中では外返し・内返しと回内・回外を全てまとめ、下腿セグメントに対して後足部の小趾側が上がることを回内、母趾側が上がることを回外と統一して定義した（図 1.1）。さらに、この回内・回外の動きは主に踵骨を含む後足部で発生している動きであると考え、本論文中では表記を全て後足部回内・回外で統一することとした。この統一された語句の定義を用いて、先行研究の内容や本研究の手法などを記述していく。

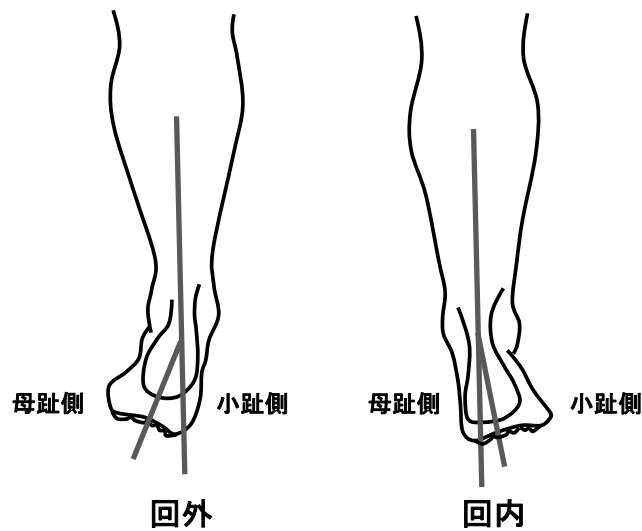


図 1.1 本論文中で用いる後足部回内外の定義

1.3 ランニング支持期中の後足部回内の動向

横江（1984）は、ランニング支持期中における、後足部回内・回外の動きについて説明している。ランニング中の下肢の動きとして、まず接地直前には後足部は回外位の状態となっており、その状態で接地する。その後、接地と同時に後足部回内動作が発生する。そして、支持期中の中期以降では、離地に向かうにつれ徐々に後足部回外状態に移行すると述べている（図 1.2）。この現象は、ランニング支持期中の後足部回内動作を調べた先行研究の結果でも一貫して認められている。

ランニングのように接地毎に地面から大きな衝撃を受けるような動きでは、接地中に膝関節が屈曲することで下肢や身体への衝撃緩衝が行われると言われているが、この後足部回内動作は、さらにその衝撃緩衝を補助する役割を果たしていると考えられている。そのため、後足部回内動作は人間が歩行やランニングにおいて接地する際には少なからず見られる、必要不可欠な動きである。しかし一方で、上述したように、過度の後足部回内動作は過使用ランニング障害を誘発する可能性があるとも考えられている。そのため、ランニングのようなダイナミックな動きの中で、後足部回内動作を定量的に評価し、動きと過使用ランニング障害との関係を調べる必要があるとされてきた。

このようなランニング支持期中の足部の動きを定量的に調べるために最も有効な方法として、光学式モーションキャプチャがある。光学式モーションキャプチャとは、後足部に限らず、人間の動きを定量化する際に用いられる手法である。身体の各ランドマークに反射式のマーカを貼付し、複数台の光学式カメラによって、そのマーカの空間座標位置を時系列データとして記録する。得られたマーカの座標位置を用いて、身体の関節中心やセグメントの動きを時系列で定量化できるため、関節角度やセグメント速度を調べる際に広く使用されている手法である。

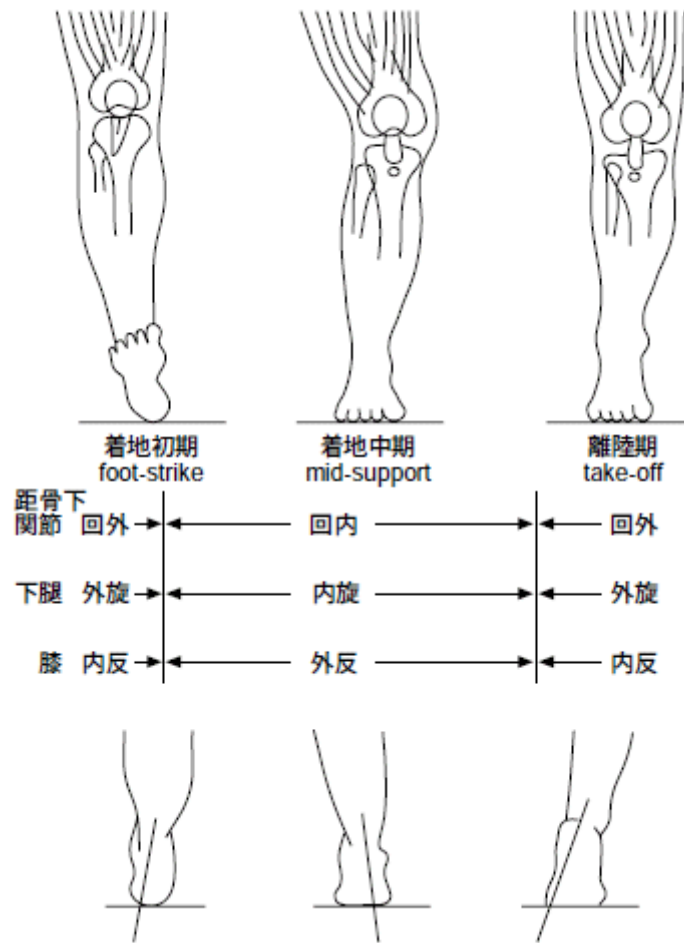


図 1.2 ランニング支持期中の足部の動き
(横江, 1984 より引用)

1.4 後足部を含む足部のセグメントモデルについて

上述したように、ランニング障害予防の研究において、光学式モーションキャプチャを用いてランニング中の後足部回内外動作を評価することは、非常に一般的な方法である。しかしながら、後足部の動きを定量化する際に、足部の何処にマーカを貼付するか、また、貼付したマーカをどのように用いて後足部回内外を表現するかといった手法については、研究間で統一されていないのが現状であり、それぞれの研究者間で実験を実施する上で最も都合の良いモデルが利用されている。

例えば Stebbins et al. (2006) は、歩行時の後足部の動きを測定するため、踵骨に貼付したマーカに棒（ワンド）を固定し、その先にさらにマーカを付けることで、踵骨の動きを 3 次元的に捉えようとした。これは、接地時において最も皮膚の動きの少ない踵骨後面に貼付したマーカから、より正確な後足部回内外動作を計測するための工夫である。しかしながらこの方法は、歩行においては信頼性のあるデータが得られる可能性が高いが、ランニングにおいては特にワンドの先に貼付したマーカが接地時の衝撃で大きく動くために、ランニングの研究において活用することは望ましくないと考えられる。そのため、ランニングの研究では、足部に直接貼付されたマーカを用い、衝撃の加わる部分については、熱可塑性のプレートを皮膚に貼り付けるなどして接地時の衝撃による皮膚の動きの影響を抑える工夫をしている研究も見られる (O'Connor and Hamill, 2004)。

一方、シューズを履いて実施する研究では、マーカは必然的にシューズ上に貼付されることとなる。裸足時とシューズ装着時の足部の動きを正確に比較する場合には、シューズに穴を開けて皮膚に直接マーカを貼付する場合もあるが、多くはシューズのヒールカウンターの部分にマーカを貼付し、後足部回内外を算出する方法が取られている。

このように、同じロコモーションであっても歩行とランニングの違いによって、また、シューズ装着の有無によって、足部動態を表現するための足部モデルは少しずつ異なる。

また、足部モデルは、測定機器の精度の向上によって変化してきたとみられる。ビデオカメラを主に活用していた時代では、後方からの 2 次元測定において後足部回内外が算出されていた。その際は貼付されたマーカではなく、下腿と踵骨に直接描いた直線や点をもとに画像から手動デジタイズをする方法が一般的であった。ま

た、光学式モーションキャプチャが開発され始めたころは、その測定精度が低かったため、マーカ同士の距離が近すぎるとマーカの動きが認識されない場合があった。そのため、足部の、特に後足部（踵骨）という小さなセグメントを詳細に分析する際には、上述したように、ワンドを利用することで、マーカ同士の距離を確保し、動きを認識させるといった工夫が必要であった。

しかし、近年では光学式モーションキャプチャの精度が向上している。そのため、小さなマーカでも、あるいはマーカ同士の距離が比較的近くてもその動きを認識できるようになっている。ただ、マーカ同士が近くなりすぎると、2点間を結ぶベクトルが短くなるため、角度やモーメントを計算する際に誤差が大きくなる可能性が考えられる。このように、機器の進歩によるメリットの反面、注意すべき点も多くなることを研究者は理解してモデルを決定しなければならない。

最近では、光学式モーションキャプチャの精度向上により、貼付されたマーカによって下腿と後足部における3次元の座標軸をそれぞれ構成できるようになり、下腿に対して回内外方向へ動く後足部の角度を算出するモデルが多く用いられるようになった (Willems et al., 2006; Noehren et al., 2007; Noehren et al., 2013; Pohl et al., 2009)。一方で、下腿と踵骨をそれぞれ2等分する線を認識させるためにマーカを貼付し、後部から見た下腿と踵骨のなす角度によって後足部回内外を算出する、図1.3のようなシンプルなモデル (Duffey et al., 2000; Hreljac et al., 2000; Nishikawa et al., 2002) も、その簡易性や妥当性を総合的に判断すると重宝されるべきものであると考えられる。研究者は、これまで使われてきた過去のモデルを参考にしながらも、進歩した機器を活かし、高い精度で妥当性のあるモデルを自身の研究状況に合わせて選択、もしくは作り出す必要があるだろう。

このように、これまで後足部回内動作を対象とした先行研究 (Messier and Pittala, 1988; Viitasalo and Kvist, 1983; Messier et al., 1991) においては、研究毎に後足部回内のモデルや計算方法が異なっている。しかし、基本的には本論文で定義した後足部回内・回外の動きと同等のものが算出されているため、全て同様の現象を扱っているものと評価し、議論していくものとする。

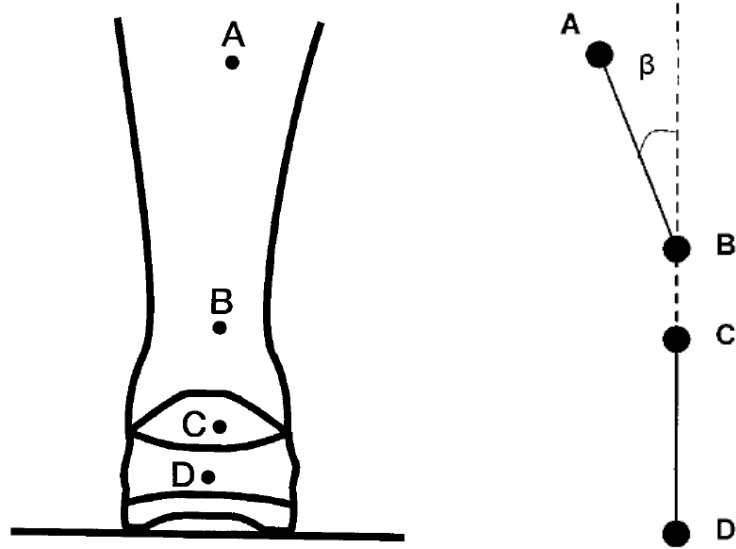


図 1.3 マーカを用いた簡易的な後足部回内角度の算出方法

β , 後足部回内角度

(Hreljac et al., 2000 より引用)

1.5 後足部回内角度と過使用ランニング障害の関係

ランニング支持期中の後足部回内動作と過使用ランニング障害の関係は、これまで多くの研究者の関心を集めてきた。先行研究においては、後足部回内動作を評価するパラメータとして、伝統的に後足部回内“角度”が用いられ、後足部回内角度の大きさと過使用ランニング障害の関係が調べられてきた。Kwong et al. (1988), Nishikawa et al. (2002), Tiberio (1987) の研究に基づくと、ランニング中の後足部回内角度が増大するにしたがって過使用ランニング障害のリスクは高まることが予想できる。また、後足部回内角度と過使用ランニング障害との関係を調べた研究では、複数の研究において、ランニング中の後足部回内角度が大きい者は過使用ランニング障害を被っていると報告されている。Messier and Pittala (1988) は、シンスプリントを有するランナーは、後足部回内角度の最大値が有意に大きいと報告しており、Viitasalo and Kvist (1983) は、シンスプリントを有する者は後足部回内角度の接地の瞬間からの変化量が大きいと報告している。さらに Willems et al. (2006) は、縦断的な調査によって、下肢に痛みが発症した者は後足部回内角度の最大値や、後足部回内角度の接地の瞬間からの変化量が有意に大きかったと報告している。

しかしながら、その一方で、後足部回内角度が小さいランナーが過使用ランニング障害を被っていると報告している研究もいくつか見られる。Duffey et al. (2000) は、膝蓋大腿部に痛みを有する者とそうでない者とを比べると、後足部回内角度の最大値には差はなく、むしろ、支持期のうち始めの 10%における後足部回内角度の接地の瞬間からの変化量は、膝蓋大腿部に痛みを有する者のほうが有意に小さかったと報告している。また、Ghani Zadeh Hesar et al. (2009) は、縦断的な調査によって、下肢に障害を発症した者とそうでない者の後足部回内状態を、足圧分布測定器を用いて比較した。その結果、下肢に障害を発症した者のほうが、接地直後の足圧が外側に分布していることや、支持期中期から後期にかけて、足圧中心軌跡 (COF) が外側を通っていることを示し、下肢に障害を発症した者のほうが、後足部回内が少ないことを主張している。

また、後足部回内角度と過使用ランニング障害との関係を調べたものの、両者の間に有意な関係は見られないと報告している研究も多くみられる。Hreljac et al. (2000) は、これまでランニングによる障害の既往のある者とない者を比べたが、後足部回内角度の最大値には有意な差が見られなかったと報告している。Messier et al. (1991)

は、膝蓋大腿部に痛みを有する者とそうでない者を比べたが、後足部回内角度の最大値には有意な差が見られなかったと報告している。Noehren et al. (2007) は、縦断的な調査により、腸脛靭帯症候群を発症した者と発症しなかった者を比較した結果、腸脛靭帯症候群を発症した者のほうが、後足部回内角度の最大値が小さい傾向にあったものの、有意な差は見られなかったと報告している。また、Noehren et al. (2013) は、縦断的な調査により、膝蓋大腿部に痛みを発症した者と発症しなかった者を比較した結果、膝蓋大腿部に痛みを発症した者のほうが、後足部回内角度の最大値が小さい傾向にあるものの、有意な差は見られなかったと報告している。さらに、Pohl et al. (2009) は、足底筋膜炎の既往のある者とない者を比べた結果、足底筋膜炎の既往のある者のほうが、後足部回内角度の最大値が小さい傾向にあるものの、有意な差は見られなかったと報告している。

このように、一般的にも広く浸透している後足部回内角度といった概念であるが、学術的にはその角度の大きさと過使用ランニング障害との関係については未だに統一した見解を得ることができていないのが現状である。

一貫した結果が得られていない原因として、後足部回内角度の情報には個々の足関節の関節可動域 (Range of Motion : ROM) の差が反映されていないことが挙げられる。つまり、後足部を回内方向に大きく動かすことのできる (回内方向への ROM が大きい) ランナーは、支持期中に多少大きな後足部回内角度を示していても、ROM の範囲内のため、障害に結びつかない一方で、後足部を回内方向に小さく動かすことしかできない (回内方向への ROM が小さい) ランナーは、支持期中に比較的小さな後足部回内角度を示していても、ROM の限界に近いために障害に結びつくという場合が考えられる。つまり、単なる外から観察される角度では、個々の ROM の差が反映されないために、後足部回内角度が大きい者の方が過使用ランニング障害を被るという仮説に対して、一貫した結果が得られないものと考えられる。

これらの結果を受けて、Rodrigues et al. (2013) は、伝統的な後足部回内角度を用いた評価方法に対し、個人の ROM の限界に対するランニング支持期中の後足部回内角度の差のほうが、過使用ランニング障害との関係を正確に説明できる指標であると主張した。実際に、その研究では、膝蓋大腿部に痛みを有する者とそうでない者では、伝統的に用いられてきた後足部回内角度の最大値には有意な差が見られなかった一方で、膝蓋大腿部に痛みを有する者の方が、ROM の限界に対する後足部回内角度の最大

値との差が有意に小さかったという結果が報告されている。つまり、支持期中に後足部回内角度の最大値が ROM の限界に近い状態になっているランナーほど、過使用ランニング障害を被るという結果を得ており、従来のような、外から見た後足部回内角度のみでは過使用ランニング障害の評価が難しいことが主張された。この結果は、後足部回内に対する新たな解釈を与えるものであり、過使用ランニング障害を推定する新たな評価指標としての利用が期待されるものであった。

しかしながら、足関節の ROM の測定には熟練した技術が必要である。後足部の回内外の ROM 測定は、下腿を固定した状態で、足部長軸（踵部と第二中足骨を結んだ線）を中心に足底面を動かす必要がある。ただ、足関節は構造が複雑であり、測定者による後足部や下腿部の支持方法、また、後足部を動かす際の力の入れ具合やその方向などにより、測定される ROM の値も大きく変わってくる。Rodrigues et al. (2013) は、検者間の技術の差をなくすために、特別に作製した機器を用いて ROM を同条件で測定する方法を取った。作製された測定機器に座り、下腿と足関節を固定し、一定の力で後足部を正確に回内方向へ動かしたときの最大角度を各被検者の ROM と定義している (図 1.4)。さらに、異なる 7 つの足関節底背屈位において、回内方向の ROM を測定することで、底背屈角度が時々刻々と変化する支持期中の足部の動きに対応する ROM データを取得した。

この方法では検者間の技術の差は確かに少なくなるが、特別に作製した測定機器を使用しなければならないことや、測定に手間がかかることにより、研究時の測定手法や現場での測定方法として広く浸透していないのが現状である。しかし、この研究は、伝統的な後足部回内角度ではなく、ROM を反映させた指標で過使用ランニング障害を評価するべきであるという主張を、実際の研究結果から明らかにした貴重なものであると言える。

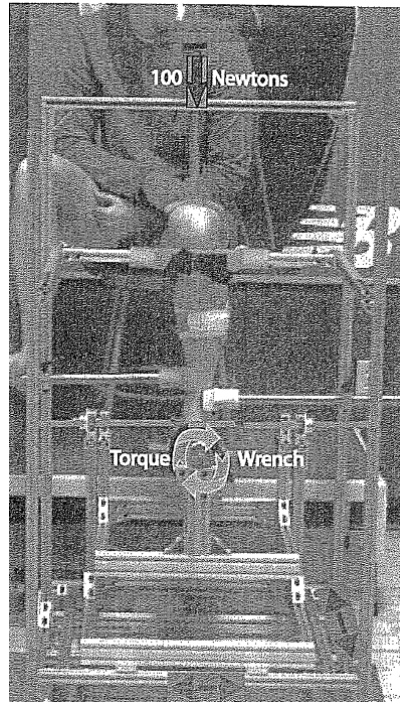


図 1.4 特別に作製した機器を用いた後足部回内方向の ROM 測定方法
(Rodrigues et al., 2013 より引用)

1.6 後足部回内モーメントと過使用ランニング障害の関係

1.6.1 ランニング中の後足部回内モーメントに関する先行研究

Rodrigues et al. (2013) は、ROM と実際のランニング中の後足部回内角度の差が小さいランナーのほうが、障害のリスクが高かった理由として、動作が ROM の限界に近い状態で行われることにより、より大きな負荷が関節に加わるためであろうと述べている。このように、障害発生には力学的な要因が関与しているのは自明であるため、近年では後足部回内角度のみでは過使用ランニング障害は評価できないといった考えが広まってきている。

Rodrigues et al. (2013) の指標とは別に、関節に対する過度の動きや過度の負荷を表すものとして、最近広く研究で用いられるようになってきた指標が、後足部を回内させる力（後足部回内モーメント）である。後足部回内モーメントは個々の ROM の違いに関係なく足関節に加わる力学的な負荷を示す指標であると同時に、直接的に回内動作を引き起こす力学的な要因でもある。そのため、角度の情報に比べて過使用ランニング障害との関係はより深いものであると考えられる。

後足部回内モーメントは、新たな評価指標として利用され始めたばかりであることから、過使用ランニング障害との関係を調べた研究は少ない。その中で、Ferber et al. (2010) は、腸脛靭帯症候群の既往のある者とそうでない者を比較した結果、後足部回内角度の最大値には有意な差が見られなかった一方で、腸脛靭帯症候群の既往のある者のほうが、後足部回内モーメントの最大値が有意に大きかったと報告した。この Ferber et al. (2010) の研究では、人体内部が発揮する後足部回外モーメントが算出され、その最大値が有意に大きかったと報告されているが、人体内部が発揮する後足部回外モーメントは、後足部を回内させる外的な力である後足部回内モーメントとほぼ同意語と考えて良い。よって、本博士論文では後足部回内モーメントという語句を用いて記載している（詳細は後述の 1.6.2 章を参照）。つまり仮説の通り、後足部回内モーメントの大きさは、回内角度よりも過使用ランニング障害に対して深い関係があると考えられることができる。

これらのことから、後足部回内モーメントは過使用ランニング障害のリスクを評価する有効な指標であると考えられる。

1.6.2 本研究における後足部回内モーメントの算出法の妥当性

後足部セグメントの遠位端に床反力が加わる支持期中の場合、後足部に対して発生する回内外のモーメントの式は以下のように示すことができる。

$$I\dot{\omega} = JM - GM$$

$I\dot{\omega}$ は後足部の回内外方向の慣性モーメント (I) と後足部の回内外方向の角加速度で発生する正味の回内外モーメント, JM は人体内部で発生する回内外モーメント, そして GM は床反力由来の回内外モーメントである。床から反力を受けることによって、足部は着地後に回内の方向に動くが、その角度変化は小さい。健常な被検者が裸足で走路を走った際、接地の瞬間から最大値に至るまでの後足部回内角度の変化量は、Willems et al. (2006) の報告では $13.8 \pm 4.4\text{deg}$, Willwacher et al. (2013) の報告では $11.5 \pm 2.3\text{deg}$ である。そのため、支持期における後足部回内外方向の角加速度 ($\dot{\omega}$) は非常に小さいものと考えられる。一方、足関節中心回りの回内外方向の慣性モーメント (I) は

$$\begin{aligned} & (\text{足部の質量}) \times (\text{足部の回内外方向の回転半径})^2 \\ & + (\text{足部の質量}) \times (\text{足関節中心と足部重心の距離によるモーメントアーム})^2 \end{aligned}$$

で表される。ここでのモーメントアームの長さは、足関節中心から足部重心の距離を足部長軸に垂直な平面に投影したものとなる。阿江 (1996) によると、日本人アスリート男性の足部の質量比は体重の 1.1%, 足部の回内外方向の回転半径比は足長の 9.9%と報告されており、例えば体重 60kg, 足長 26.0cm, モーメントアーム 5.0cm の成人男性であれば、足関節中心回りの回内外方向の慣性モーメントは

$$(60 \times 0.011) \times (0.26 \times 0.099)^2 + (60 \times 0.011) \times (0.05)^2 \approx 0.00209 \text{ (kg} \cdot \text{m}^2)$$

となる。そのため、回内外方向の慣性モーメントと角加速度の積で求められる、後足部の回内外方向の正味のモーメントの大きさは、人体内部で発生するモーメントや床反力に由来するモーメントと比較して非常に小さいものと考えられる。実際、本研

究データによって得られた各モーメントの波形は図 1.5 のようになり、支持期中の $I\dot{\omega}$ は無視できる程小さいことが示された。よって、支持期中は JM と GM はほぼ等しい大きさを示すものと考えて差し支えないといえる (図 1.6)。

ランニング支持期中の後足部回内外モーメントを調べた研究において、人体内部で発生するモーメント (JM) を算出している研究 (Ferber et al., 2010; MacLean et al., 2006; MacLean et al., 2008; Stackhouse et al., 2004; Williams et al., 2003; Mündermann et al., 2003) では、支持期中は主に後足部回外モーメントが JM として発生していると報告されている。反対に、床反力由来のモーメント (GM) を算出している研究 (Becker et al., 2014; Hurd et al., 2010; Willwacher et al., 2013) では、支持期中は主に後足部回内モーメントが GM として発生していると報告されている。これらの研究では一見逆の結果を報告しているように見えるが、上述したように、ランニング支持期においては $I\dot{\omega}$ がほぼ 0 であるため、JM と GM は絶対値がほぼ等しく、お互い反対方向に作用するモーメントとなる。そのため、これらの先行研究の結果は本質的には同じ結果を報告していることになる。つまり、ランニング支持期中においては、床反力由来の後足部回内モーメントが主に発生し、それに抗する形で人体内部からの後足部回外モーメントが発生しているということである。このうち、直接的に後足部の回内動作を導いているのは回内方向のモーメントを発生している床反力由来のモーメントである。従って、本研究では床反力由来の後足部回内外モーメントに着目することとし、これ以降、モーメントの表記は全て床反力由来のモーメント (GM) で統一することとする。また、先行研究において人体内部で発生するモーメントを算出している研究について言及する際は、全て床反力由来のモーメントに表記を置き換えて記載することとする。

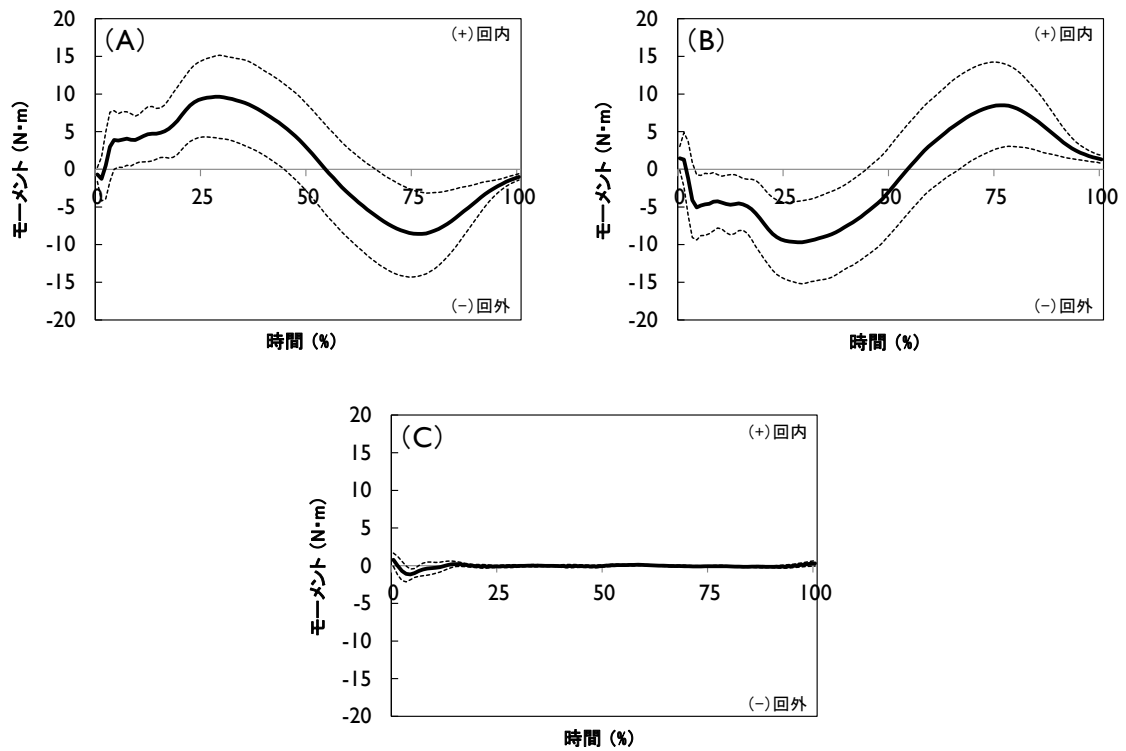


図 1.5 本研究データより得られた後足部に対して発生する回内外のモーメント

- A, 床反力由来の回内外モーメント
- B, 人体内部で発生する回内外モーメント
- C, 正味の回内外モーメント

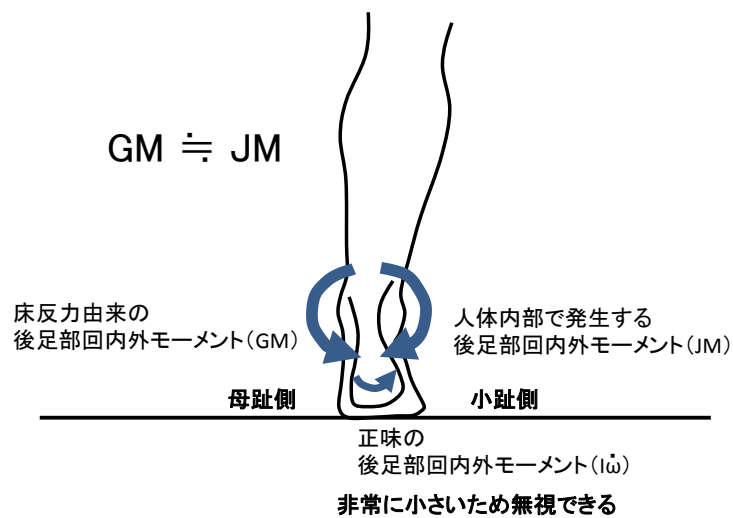


図 1.6 ランニング支持期中に後足部に発生しているモーメント

1.7 現状の問題点と本研究の目的

ランニング支持期中の後足部回内動作の研究における問題点は、伝統的に後足部回内角度によって過使用ランニング障害との関係が調べられてきたことである。これは、高価な測定機器を使用しなくても、また、実験室のような限られた場所でも、ビデオカメラのみを用いて簡易的に測定できる指標であったため頻繁に用いられてきたものであると考えられる。

しかしながら、後足部回内角度のような運動学的変数と過使用ランニング障害との関係は明確であるとは言い難い。測定機器も発達し、詳細な分析を行うことができる現在においては、伝統的に測定されてきた後足部回内角度にとらわれることなく、過使用ランニング障害の直接的要因であると考えられる後足部回内モーメントを評価すべきであると考えられる。

近年では、後足部回内モーメントを過使用ランニング障害の評価指標としている研究が多く見られる。モーメントを減少させることは障害予防のために有効であると考えられており (Becker et al., 2014; Hurd et al., 2010), 例えば、ランニング障害予防のために足底板などを処方した場合、モーメントの大きさが減少したか否かでランニング障害予防策に対する効果が検証されている (McMillan and Payne, 2008)。しかしながら、先行研究においては、後足部回内モーメントの大きさが減少したという結果については記述されているが、後足部回内モーメントが減少した理由については明らかにされていない。つまり、足底板の処方など、ランニング障害予防のために講じた対策が、足部にどのような力学的影響を与え、モーメントの減少を導いたのかといった機序が明確にされていない。これは、そもそも後足部回内モーメントの発生要因が明らかになっていないためであると考えられる。

これまで、後足部回内モーメントの発生要因を詳細に検討した研究はみられないため、現状では、後足部回内モーメントを減少させる具体的な手段を決定するための有用な情報がない。後足部回内モーメントが大きいランナーに対しては、その大きさを生み出している要因を特定し、その特定された要因を抑えるような対策を打つべきである。さらに、その要因は1つではない可能性があるため、対策は1通りであるとは限らない。そのため、状況に応じて様々な手段を講じる必要も出てくる。これらの理由から、過使用ランニング障害の予防のためには、後足部回内モーメントの発生要因を明らかにする必要があると考えられる。

さらに、これまでの後足部回内モーメントを調べた研究に共通して見られる問題点は、モーメントの最大値のみを評価していることである。確かに、最大値は重要であるが、ランニングの場合、接地直後に床反力が急激に増加するため、最大値が表れる局面に加えて、接地直後の局面が過使用ランニング障害との関係を調べる上で注目されてきた。先行研究においても、接地直後における後足部回内角度や床反力の大きさを、最大値とともに調べ、過使用ランニング障害の指標としているものも多い

(Duffey et al., 2000; Hreljac et al., 2000; Messier et al., 1991)。また、足圧分布を用いてランニング支持期の足部動態と過使用ランニング障害との関係を調べた研究では、足圧の加わり具合によって支持期を4つの局面に分けて分析している (Willems et al., 2006; Ghani Zadeh Hesar et al., 2009)。よって、モーメントを分析する際も、接地直後の局面や最大値が発現するような局面といったように、局面毎の知見があることが望ましい。そのため、後足部回内モーメントの発生機序も、局面毎に明らかにする必要があると考えられる。

これらの現状をまとめると、今後は、後足部回内モーメントの発生機序を、局面毎に詳細に明らかにすることが求められていると考えられる。

よって、ランニング支持期における後足部回内モーメントがどのように生み出されているのか、その発生機序を局面毎に詳細に分析し、過使用ランニング障害予防に対する有益な情報を得ることを本論文の目的とした。

1.8 本論文の構成

本論文は7章から構成されている。第1章では序論として、ランニング人口やマラソン大会の増加といった社会的背景により、ランニングが多くの人々に親しまれている運動となっている一方で、ランニングは障害とも密接に関係する運動であるという問題点を述べた。さらに、過使用ランニング障害の一要因であると考えられてきた後足部回内動作について言及し、角度での評価手法の問題点を指摘し、モーメントを用いての研究の重要性について述べた。また、後足部回内モーメント研究の現時点での問題点についても記述した上で、本論文の方向性と目的を明らかにした。

第2章では、伝統的に用いられてきた後足部回内角度が過使用ランニング障害と関係が乏しいか否かについて再検証するため、後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係について調べる。

第3章では、後足部回内モーメントの発生機序を明らかにするために、後足部回内モーメントの発生要因を細かく分解し、どの要因がモーメントの発生に寄与しているかを検討する。さらに、支持期を複数の局面に分けて分析することで、局面毎のモーメントの発生要因について検討する。

第4章では、ランニング時における後足部回内モーメントの発生機序と、歩行時における後足部回内モーメントの発生機序との比較を行い、ランニングにおいて認められる特有の発生機序について検討する。

第5章では、これまで後足部回内角度を簡易的に評価する指標として用いられてきたCOP（足圧中心）軌跡と後足部回内モーメントとの関係を明らかにし、後足部の回内に対するCOP軌跡の解釈について検討する。

第6章では、本論文で得られた結果を総合的に考察し、研究結果の意義や現場での活用方法、さらには今後の研究の方向性について述べる。

第7章では、総括として本論文の結論を述べる。

第2章 ランニング時における後足部回内角度と後足部回内モーメントとの関係

2.1 緒言

過使用ランニング障害の発生要因の1つに、後足部の回内動作が関わっていると考えられてきた。後足部回内モーメントは、後足部回内動作を導く直接的な力学的要因であるため、過使用ランニング障害との関係を検討するためには、後足部回内モーメントの動態を評価する必要がある。しかしながら、これまでは過使用ランニング障害のリスク因子としては後足部回内角度が主に用いられてきた。この理由としては、角度のような運動学的変数は、現場において簡易的に測定できるため、モーメントのような本来測定すべき力学量の代用として用いられてきたものと考えられる。しかしながら、回内角度の変化のみによって、実際に加わっているモーメントの大きさが反映されているのかについては大きな疑問が残っており、支持期中の回内角度の大小で過使用ランニング障害の発生リスクが評価できるかについては明確な答えが出ていない。

実際に、過使用ランニング障害を有する、もしくは過使用ランニング障害を発症したランナーのほうが、ランニング中の後足部回内角度が大きいと報告している研究 (Messier and Pittala, 1988; Viitasalo and Kvist, 1983; Willems et al., 2006) がある一方で、過使用ランニング障害を有する、もしくは過使用ランニング障害を発症したランナーのほうが、後足部回内角度が小さいと報告している研究 (Duffey et al., 2000; Ghani Zadeh Hesar et al., 2009) もある。さらに、過使用ランニング障害の既往や保持、発症と後足部回内角度との間に関係性はないと報告している研究も多くみられる (Hreljac et al., 2000; Messier et al., 1991; Noehren et al., 2007; Noehren et al., 2013; Pohl et al., 2009)。これらは、第1章で述べた通りである。

過使用ランニング障害を有する、もしくは過使用ランニング障害を発症したランナーのほうが、ランニング中の後足部回内角度が小さいと報告している研究 (Duffey et al., 2000; Ghani Zadeh Hesar et al., 2009) では、回内動作は着地衝撃の吸収のために必要なものであると考察している。その理由として、過度に小さい回内角度を示す着地では、床反力の衝撃吸収が妨げられるため、下腿に対する負荷が増加し、過使用ランニング障害に繋がると主張している。しかしながらその一方で、大きな負荷によって大きな回内角度が生まれる可能性も考えられる。つまり、後足部回内角度が過度に大きい場合に、より大きな負荷を受けているという考え方と、後足部回内角度が過

度に小さい場合に、より大きな負荷を受けているという考え方が混在している。加えて、個人の ROM の差によって、“過度”となる角度の基準が異なるため、角度の情報のみで力学的負荷を捉えることは困難であると考えられる。しかしながら、これまでのところ、後足部回内角度と後足部回内モーメントとの関係を明確に調べた研究は著者が知る限りでは存在しない。

先行研究において使用されている後足部回内角度の定義は様々であるが、基本的には第 1 章の図 1.1 で示したように、下腿セグメントに対して後足部の小趾側が上がると回内角度が増加し、母趾側が上がると回外角度が増加するという定義が用いられている。また、先行研究における角度に関する値の取り方は、大きく 3 つのパターンに分けられる。1 つ目は支持期中の後足部回内角度の最大値、2 つ目は接地の瞬間の後足部回内角度に対する支持期中の後足部回内角度の最大値の差、3 つ目は立位時の後足部回内角度に対する支持期中の後足部回内角度の最大値の差である。これらに加えて、接地直後といった局面に限定して角度に関する値を示している研究も見られる (Duffey et al., 2000)。

このような角度指標を用いて多くの研究が行われてきたにもかかわらず、それらが、実際に足関節に作用する回内方向の力（後足部回内モーメント）を反映しているかが検証されていない点が大きな問題点の一つである。仮に、これらのうちいずれかの指標が後足部回内モーメントの大きさを反映していた場合は、従来通り、角度のような運動学的変数で過使用ランニング障害の評価を行えばよいと考えられる。しかしながら、仮に、これらのうちいずれの指標も後足部回内モーメントの大きさを反映していなかった場合は、後足部回内角度を過使用ランニング障害の評価指標として扱うことを改める必要があり、過使用ランニング障害の評価のためには後足部回内モーメントを直接評価すべきであると考えられる必要がある。つまり、この後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係性を検討することは、今後の過使用ランニング障害に対する後足部回内動作の評価手法をめぐる、極めて重要な点であると言える。

ランニング中の後足部回内角度や後足部回内モーメントを分析する際は、足部の接地パターン（後足部接地、中足部接地、前足部接地）を分類して考える必要がある。これは、ランニング時の接地パターンの違いにより、筋活動 (Yong et al., 2014; Landreneau et al., 2014) や、膝部や足部が受ける負荷 (Kulmala et al., 2013; Rooney and Derrick, 2013; Stearne et al., 2014; Boyer et al., 2014) が異なると指

摘されてきているためである。接地時の床反力波形が接地パターンにより異なる (Lieberman et al., 2010) ことから、後足部回内角度や後足部回内モーメントの動態は、接地パターンの違いに強い影響を受ける可能性が高い。そのため、特定の接地パターンにおいて分析することが好ましいと考えられる。本論文では、ランナーの大部分が後足部接地であるという先行研究の報告 (Hasegawa et al., 2007) を踏まえ、後足部接地のランナーを対象として実験を行うこととした。

2.2 目的

本研究の目的は、後足部接地のランナーを対象に、ランニングの支持期中における後足部回内角度と床反力由来の後足部回内モーメントの関係性を調べ、運動学的変数が実際に加わるモーメントの大きさを反映しているかを検討することであった。足関節の関節可動域は個人によって異なるため、後足部回内角度の大きさが必ずしも後足部回内モーメントの大きさを反映しているとは限らないという仮説を立てた。

2.3 方法

2.3.1 被検者

被検者は、最近 1 年間で下肢に障害を被ったことがなく、実験時に下肢に痛みを有していない、健康な成人男性 24 名（年齢 22.0 ± 1.8 歳，身長 172.1 ± 6.0 cm，体重 65.7 ± 9.5 kg）であった。なお、実験を開始するにあたり、被検者には本研究の内容を十分に説明し、参加の同意を得た上で、同意書にサインをしてもらった。また、本実験は名古屋大学総合保健体育科学センターにおけるヒトを対象とする研究審査の承認を得た上で実施した。

2.3.2 実験機器

図 2.1 に実験機器の配置を示す。実験は、中央部に床反力計（フォースプレート）（Type 9281E; Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland）が埋め込まれた 30m の走路を用いて行った。また、フォースプレートを中心として撮影範囲を設定し、10 台のカメラの光学式モーションキャプチャシステム VICON T20 (Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) を用い、ランニング中の下肢の動きを 500Hz で記録した。フォースプレートデータは光学式モーションキャプチャシステムのデータと同期して測定され、1kHz で AD 変換された。その際、走行方向を y 軸，水平面上における y 軸に対する垂直右向きを x 軸，空間に対する垂直上向きを z 軸のそれぞれ正の向きと定義した。

全ての被検者は裸足で実験に参加した。はじめに立位時の姿勢データを収集するため、フォースプレート上の自然立位の状態でマーカの座標を記録した。その後、十分なウォーミングアップと走路での十分な練習を行ってもらい、試技を行った。ランニング速度は、裸足でのランニングにおいて後足部回内動作を調べていた先行研究

(Grau et al., 2008; Willems et al., 2006; Willwacher et al., 2013) に合わせ、 $3.30 \pm 0.17\text{m/s}$ に収まるように指示した。なお、ランニング速度は、撮影範囲の前後に設置された光電管により試技毎に測定した。 $3.30 \pm 0.17\text{m/s}$ という規定の速度で、ストライドを変えることなく右脚がフォースプレートの上を完全に踏み、なおかつ、自然な動作で走り抜けた試技を成功試技とした。検者の目視による接地位置の確認と光電管のデータによるランニング速度の確認を合わせて成功試技と失敗試技を各試技終了後即座に判断した。失敗試技の場合はやり直しとし、各被検者の成功試技が 5 本収集できるまで試技を続けた。

2.3.3 動作の記録

被検者の右脚に、モーションキャプチャシステムで自動記録可能な 21 個のマーカを貼付した(図 2.2)。そのうち分析に使用したマーカは、内側顆(MKN)、外側顆(KNE)、内果(MMA)、外果(ANK)、踵下部(HEE)、踵上部(HEE2)、舟状骨(NAV)、載距突起(STAL)、踵部外側(LCA)、第 2 第 3 中足骨遠位端の midpoint (TOE)、第 5 中足骨近位端(P5M)、第 5 中足骨遠位端(D5M)、第 1 中足骨近位端(P1M)、第 1 中足骨遠位端(D1M)、第 1 基節骨遠位端(HLX) の、合計 15 個であった。HEE と HEE2 の貼付位置の決定のため、熟練した理学療法士により、踵骨後面の内側縁と外側縁を触診しペンで線を引き、その線の中点を数か所結ぶことで踵骨を 2 等分する線を描いた。さらに、接地時における踵部の皮膚の揺れの影響を排除するために、被検者の踵の形に合わせて作成した熱可塑性のプレートを踵部に貼り付けた。HEE と HEE2 は、踵骨を 2 等分する線を目印にしながら、そのプレートの上に貼付した。なお、HEE の貼付位置は床面から 2cm の高さを基準とした。

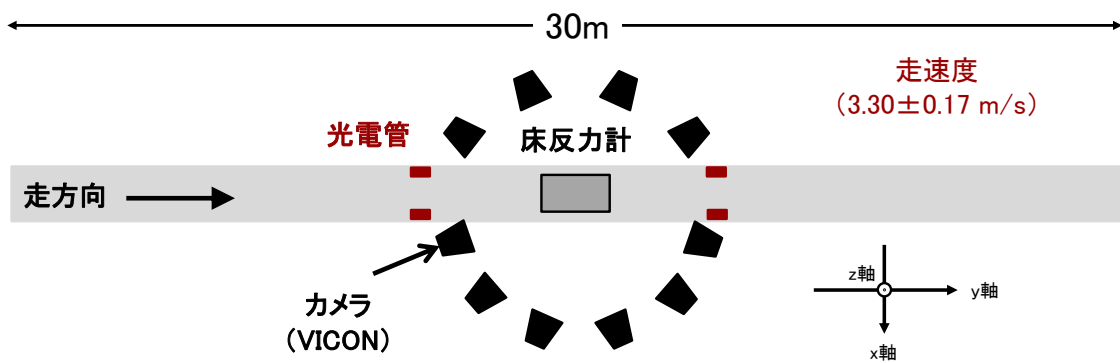


図 2.1 実験配置図



図 2.2 マーカ貼付位置

2.3.4 ランニング時の接地パターンの分類方法

接地パターンの分類方法は Cavanagh and Lafortune (1980) の研究を参考にして行った。まず、足部に貼付したマーカ (HEE, HEE2, NAV, STAL, LCA, TOE, P5M, D5M, P1M, D1M, HLX) の z 座標の合計が最小になった時点 (足部が地面に対して最も押しつけられている時点) の HEE と TOE の座標を水平面上に投影した。その HEE-TOE ベクトルの長さを 3 等分し、踵側から後足部接地範囲、中足部接地範囲、前足部接地範囲と定義付けた。それと同じ座標系において、接地 (床反力の垂直成分が 50N を超えた時点) から離地 (床反力の垂直成分が 50N を下回った時点) に至るまでの COP 軌跡を水平面上に投影した。その際、COP 軌跡が後足部接地範囲から始まっている者を後足部接地、中足部接地範囲から始まっている者を中足部接地、前足部接地範囲から始まっている者を前足部接地として定義付けた (図 2.3)。5 本の成功試技のうち、4 本以上が後足部接地の基準を満たしていれば、その被検者は後足部接地と判断した。ただし、4 本のみ後足部接地の基準を満たしていた被検者については 4 本の試技のみを分析することとした。

この基準により接地パターンを分類した結果、全被検者 24 名のうち、後足部接地であると判断されたのは 14 名であった。よって、その他の接地パターンを示した 10 名については分析対象から除外した。

選抜された被検者 14 名のうち 13 名は 5 本の成功試技のうち 5 本全てが後足部接地の基準を満たしていたが、1 名は 5 本の成功試技のうち 4 本のみが後足部接地の基準を満たしていた。よって、その 1 名については、4 本の成功試技のデータを用いて分析を行った。

2.3.5 接地直後の局面の定義

支持期全体の情報に加えて、接地直後の情報についても調べるため、接地直後の局面の定義付けを行った。本研究では、接地の瞬間 (床反力の垂直成分が 50N を超えた時点) から床反力由来の底背屈モーメントが底屈から背屈に切り替わるまでの期間を接地直後の局面と定義付けることとした (図 2.4)。

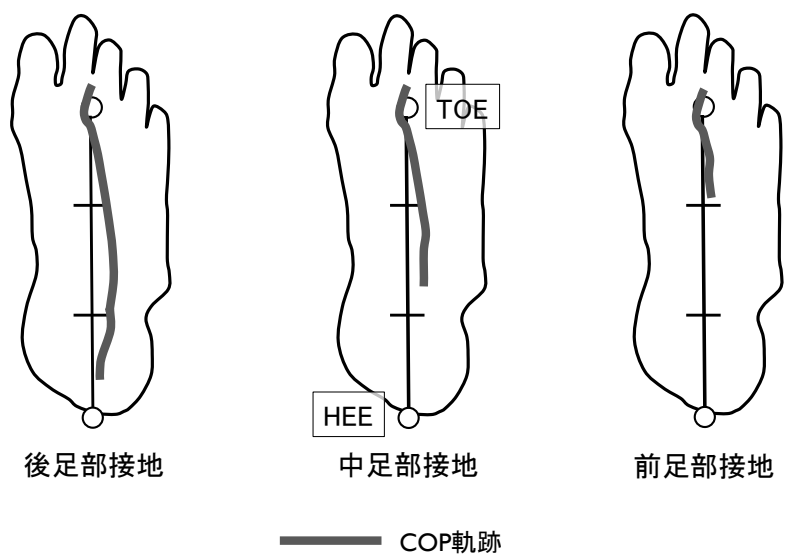


図 2.3 接地パターンの定義

HEE, 踵下部; TOE, 第2 第3 中足骨遠位端の midpoint

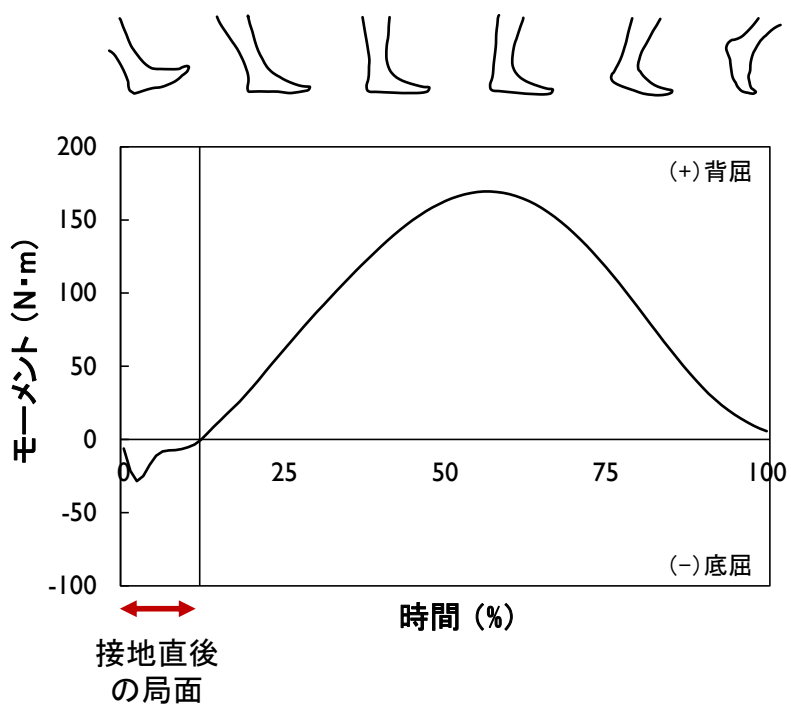


図 2.4 床反力由来の底背屈モーメントを用いた接地直後の局面の定義

2.3.6 足部モデルと後足部回内角度の計算方法

本研究における後足部回内角度 (A) は、脛部ベクトル (MKN と KNE の中点→MMA と ANK の中点) と後足部ベクトル (HEE2→HEE) によってなす角度を足部長軸に垂直な平面に投影したものと定義した (図 2.5).

先行研究で主に採用されている後足部回内角度に関する値の取り方に基づき (Hreljac et al., 2000; Messier and Pittala, 1988; Messier et al., 1991; Viitasalo and Kvist, 1983; Willems et al., 2006), 本研究では以下の 6 変数を後足部回内角度に関する値として算出した (図 2.6).

- 接地直後の局面における後足部回内角度の最大値 (jaA_{max})
- 立位時の後足部回内角度と jaA_{max} との差 (jaA_{rel})
- 接地の瞬間の後足部回内角度と jaA_{max} との差 (ΔjaA)
- 支持期中における後足部回内角度の最大値 (A_{max})
- 立位時の後足部回内角度に対する A_{max} との差 (A_{rel})
- 接地の瞬間の後足部回内角度と A_{max} との差 (ΔA)

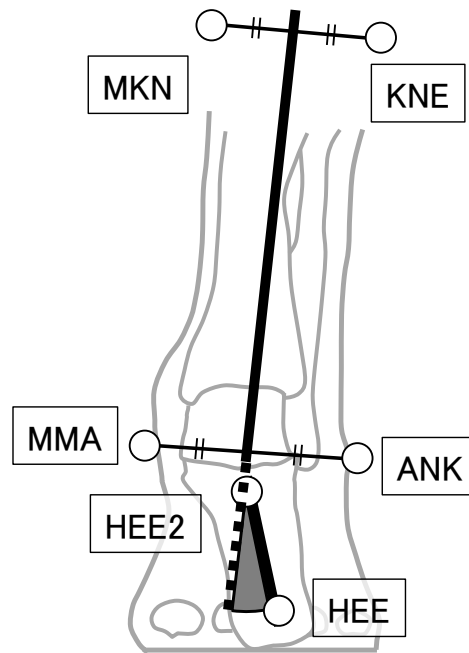


図 2.5 算出した後足部回内角度の定義（足部長軸に対して真後ろから見た図）

MKN, 内側顆; KNE, 外側顆; MMA, 内果; ANK, 外果

HEE, 踵下部; HEE2, 踵上部

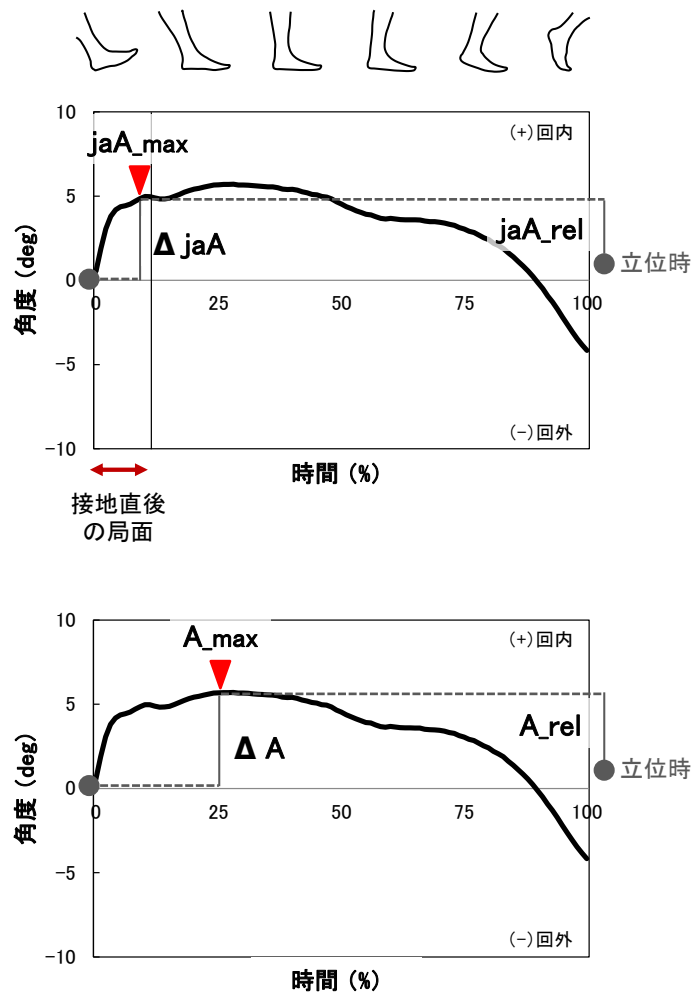


図 2.6 接地直後および支持期中の後足部回内角度変数
 jaA_max, 接地直後の局面における後足部回内角度の最大値
 jaA_rel, 立位時の後足部回内角度と jaA_max との差
 ΔjaA, 接地の瞬間の後足部回内角度と jaA_max との差
 A_max, 支持期中における後足部回内角度の最大値
 A_rel, 立位時の後足部回内角度に対する A_max との差
 ΔA, 接地の瞬間の後足部回内角度と A_max との差

2.3.7 足部モデルと後足部回内外モーメントの計算方法

図 2.7 に本研究において採用した足部モデルと床反力由来の後足部回内外モーメントの計算方法を示す。まず、内外果中点 (MMA と ANK の中点) を足関節中心とし、足関節中心から床反力ベクトルの作用点 (COP) に向けたベクトルと床反力ベクトルを外積し、足関節に加わるモーメントベクトルを算出した。そのモーメントベクトルを、足部長軸方向 (HEE→TOE ベクトル) に投影したものを後足部回内外モーメントベクトルとし、ベクトルの大きさを後足部回内外モーメントの大きさ (M_{tot}) と定義した。よって、本研究で定義した後足部回内外モーメントの大きさは、足関節中心に対して、足部長軸に垂直な平面で回内外方向に作用するモーメントの大きさと考えることができる (図 2.8)。

本研究においては、接地直後の M_{tot} の最大値 (jaM_{tot_max}) と支持期中の M_{tot} の最大値 (M_{tot_max}) を後足部回内モーメントに関する値として採用した (図 2.9)。

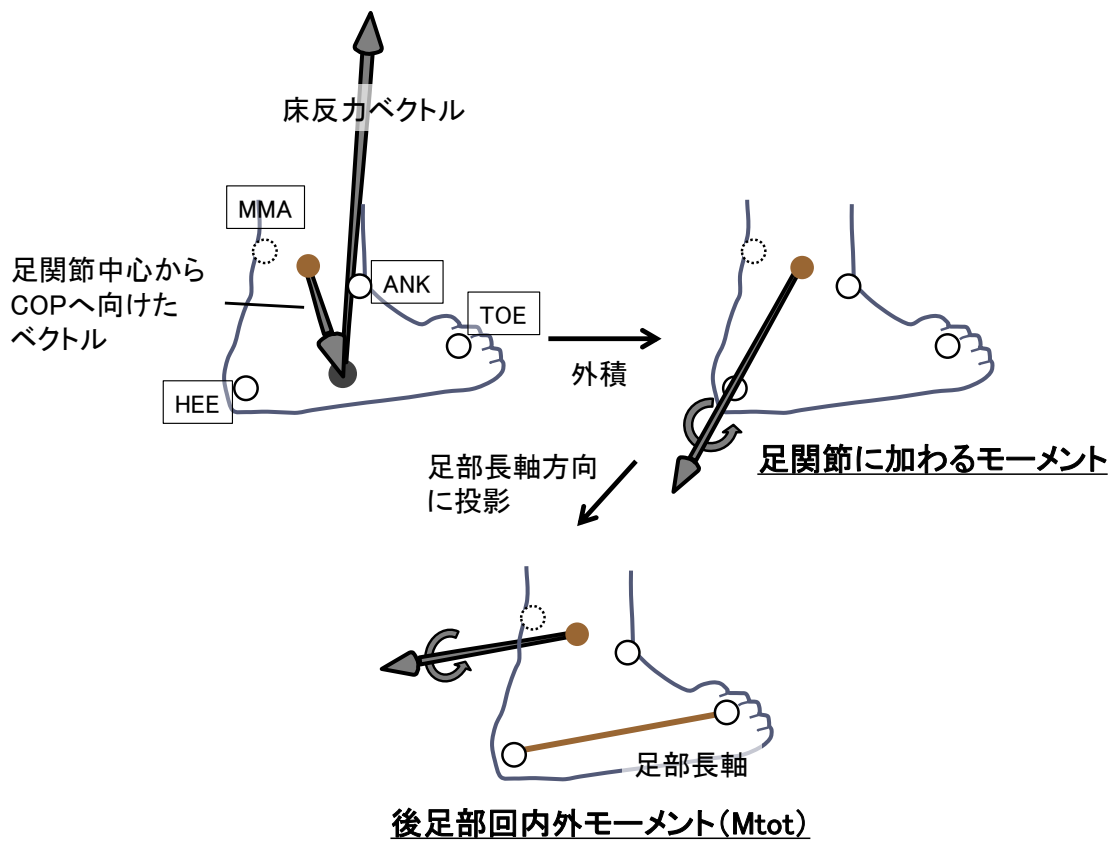


図 2.7 後足部回内外モーメントの算出方法

MMA, 内果; ANK, 外果; HEE, 踵下部; TOE, 第 2 第 3 中足骨遠位端の中点

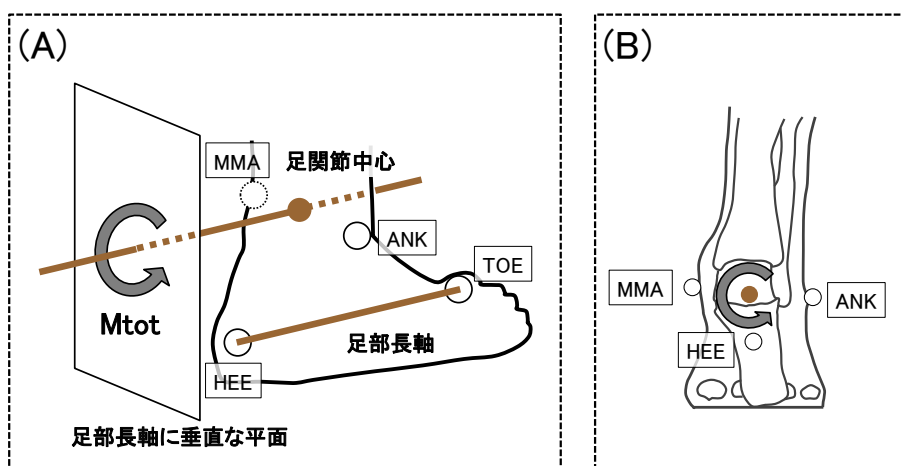


図 2.8 (A) 床反力由来の後足部回内外モーメント

(B) 足部長軸に対して真後ろから見た床反力由来の後足部回内外モーメント

MMA, 内果; ANK, 外果; HEE, 踵下部; TOE, 第 2 第 3 中足骨遠位端の中点

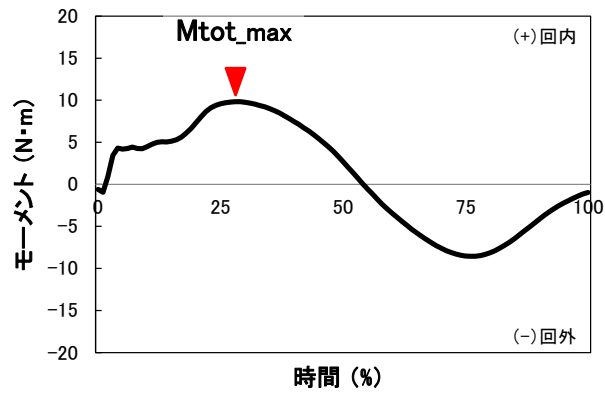
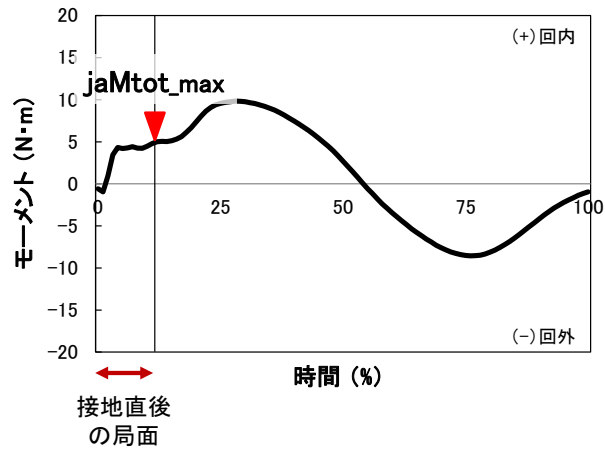


図 2.9 接地直後および支持期中の後足部回内モーメント変数 jaMtot_max, 接地直後の後足部回内モーメントの最大値 Mtot_max, 支持期中の後足部回内モーメントの最大値

2.3.8 データ処理

各被検者の 5 本の成功試技（1 名に関しては 4 本）毎に，各変数の値を求めた．それらを被検者毎に平均し，各被検者の jaA_max, jaA_rel, Δ jaA, A_max, A_rel, Δ A, jaMtot_max, Mtot_max の代表値を算出した．

その後，jaMtot_max に対する jaA_max, jaA_rel, Δ jaA との相関を被検者間で調べ，接地直後のモーメントの大きさと角度の大きさとの関係を調べた．また，Mtot_max に対する A_max, A_rel, Δ A との相関を被検者間で調べ，支持期中のモーメントの大きさと角度の大きさとの関係を調べた．

2.3.9 統計処理

統計処理には Microsoft office Excel 2010（Microsoft 社製）を用いた．後足部回内モーメントと後足部回内角度の関係性については，ピアソンの積率相関係数を用いて分析した．有意水準は 5%未満とした．

2.4 結果

表 2.1 に、接地直後のパラメータにおける各被検者 5 試技分の平均値と標準偏差を示した。また、図 2.10 に接地直後の後足部回内モーメントの最大値である jaMt_{tot_max} に対する後足部回内角度 jaA_{max}, jaA_{rel}, ΔjaA との相関を示した。その結果、接地直後の局面において、後足部回内モーメントと後足部回内角度の間には有意な相関関係は認められず、角度の大きさがモーメントの大きさを反映していないことが示された。

表 2.1 接地直後のパラメータにおける各被検者 5 試技分の平均値と標準偏差

	jaA _{max} (deg)	jaA _{rel} (deg)	ΔjaA (deg)	jaMt _{tot_max} (Nm)
被検者1	8.1 ± 0.9	7.0 ± 0.5	4.9 ± 0.6	14.7 ± 7.4
被検者2	5.3 ± 0.8	4.7 ± 0.8	7.3 ± 1.0	10.9 ± 3.9
被検者3	7.9 ± 0.7	6.2 ± 0.7	4.2 ± 1.0	2.1 ± 1.6
被検者4	6.4 ± 0.4	3.3 ± 0.4	3.9 ± 0.7	3.7 ± 0.5
被検者5	9.2 ± 0.9	5.1 ± 0.9	4.7 ± 0.6	9.6 ± 2.8
被検者6	5.0 ± 0.8	3.4 ± 0.8	3.0 ± 0.7	8.7 ± 4.1
被検者7	4.2 ± 0.7	1.3 ± 0.7	4.3 ± 0.6	8.1 ± 3.7
被検者8	2.1 ± 0.6	5.9 ± 0.6	5.6 ± 0.7	7.0 ± 1.4
被検者9	10.1 ± 0.9	3.2 ± 0.9	8.2 ± 0.9	5.7 ± 1.7
被検者10 ※	-1.0 ± 0.8	1.5 ± 0.8	7.1 ± 0.9	11.9 ± 2.9
被検者11	2.1 ± 2.5	4.0 ± 2.5	5.2 ± 1.5	10.0 ± 3.1
被検者12	6.1 ± 1.5	5.6 ± 1.5	6.0 ± 2.2	5.3 ± 3.4
被検者13	11.0 ± 0.7	5.3 ± 0.7	8.3 ± 1.1	5.7 ± 4.0
被検者14	5.6 ± 0.7	4.5 ± 0.7	1.9 ± 0.4	4.6 ± 3.5

※被検者10については、5試技中1試技は後足部接地の条件を満たしていないため、4試技分のデータによる数字である。

jaA_{max}, 接地直後の局面における後足部回内角度の最大値; jaA_{rel}, 立位時の後足部回内角度とjaA_{max}との差
 ΔjaA, 接地の瞬間の後足部回内角度とjaA_{max}との差; jaMt_{tot_max}, 接地直後の後足部回内モーメントの最大値

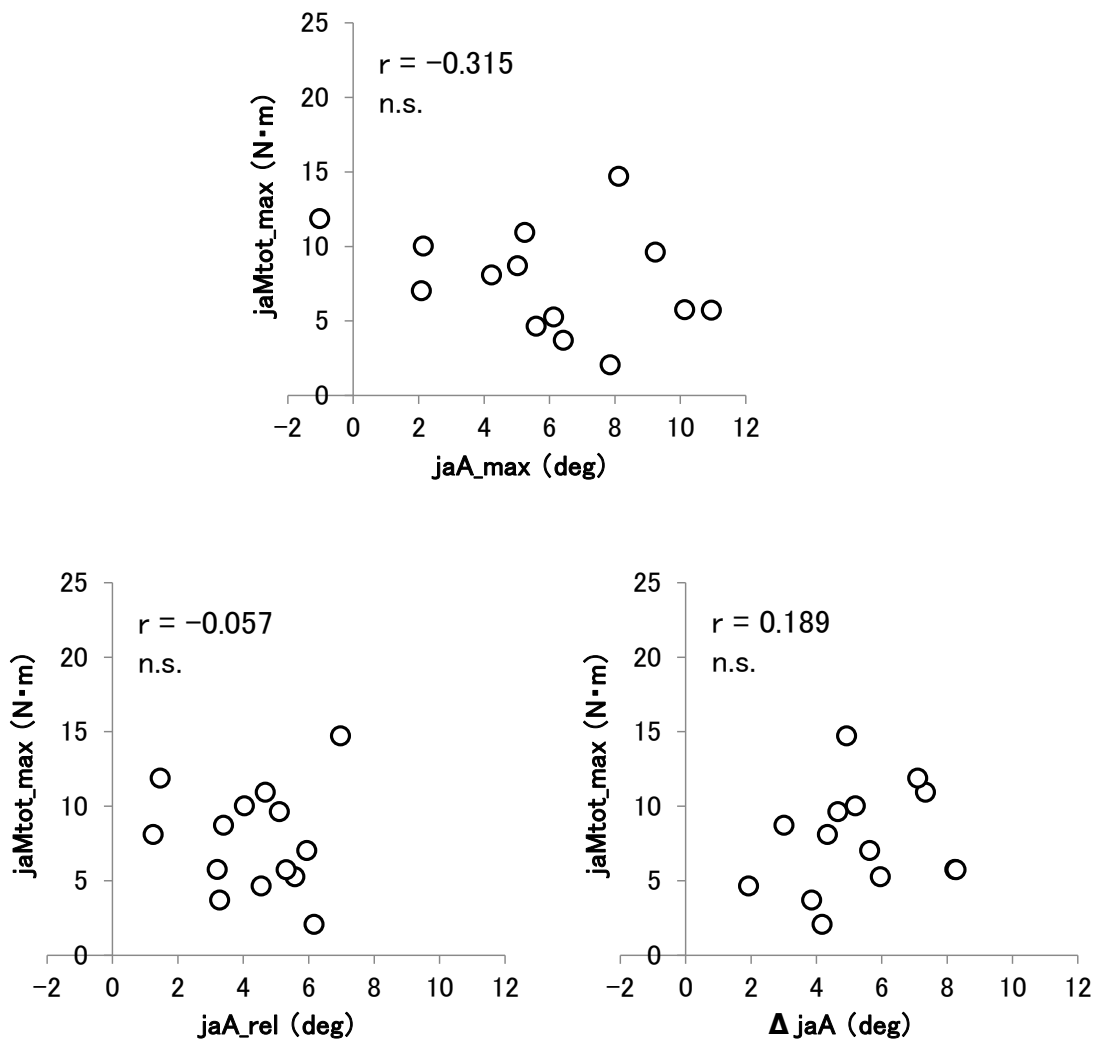


図 2.10 接地直後の後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係

jaMtot_max, 接地直後の後足部回内モーメントの最大値

jaA_max, 接地直後の局面における後足部回内角度の最大値

jaA_rel, 立位時の後足部回内角度と jaA_max との差

ΔjaA, 接地の瞬間の後足部回内角度と jaA_max との差

表 2.2 に、支持期中のパラメータにおける各被検者 5 試技分の平均値と標準偏差を示した。また、図 2.11 に支持期中の後足部回内モーメントの最大値である Mtot_max に対する後足部回内角度 A_max, A_rel, ΔA との相関を示した。その結果、支持期中において、後足部回内モーメントと後足部回内角度の間には有意な相関関係は認められず、角度の大きさがモーメントの大きさを反映していないことが示された。

表 2.2 支持期中のパラメータにおける各被検者 5 試技分の平均値と標準偏差

	A_max (deg)	A_rel (deg)	ΔA (deg)	Mtot_max (Nm)
被検者1	8.1 ± 0.9	7.0 ± 0.6	4.9 ± 0.6	17.9 ± 5.3
被検者2	6.6 ± 0.5	6.0 ± 0.5	8.7 ± 0.8	21.6 ± 4.0
被検者3	7.9 ± 0.6	6.2 ± 0.6	4.2 ± 1.0	7.7 ± 4.8
被検者4	7.3 ± 0.4	4.2 ± 0.4	4.7 ± 0.8	11.1 ± 0.3
被検者5	10.0 ± 0.5	5.8 ± 0.5	5.4 ± 0.5	15.9 ± 3.7
被検者6	5.4 ± 0.7	3.7 ± 0.7	3.3 ± 1.2	14.0 ± 5.4
被検者7	4.9 ± 0.3	1.9 ± 0.3	5.0 ± 0.2	9.9 ± 4.7
被検者8	2.2 ± 0.5	6.0 ± 0.5	5.7 ± 0.8	7.4 ± 1.0
被検者9	10.5 ± 0.6	3.5 ± 0.6	8.6 ± 0.8	8.7 ± 1.1
被検者10 ※	1.1 ± 0.2	3.5 ± 0.2	9.2 ± 1.2	14.2 ± 3.2
被検者11	5.1 ± 0.7	7.0 ± 0.7	8.1 ± 1.1	13.5 ± 3.1
被検者12	7.2 ± 0.9	6.6 ± 0.9	7.0 ± 1.6	6.4 ± 2.6
被検者13	11.0 ± 0.7	5.3 ± 0.7	8.3 ± 1.1	7.1 ± 2.4
被検者14	5.7 ± 0.7	4.6 ± 0.7	2.0 ± 0.6	9.7 ± 4.0

※被検者10については、5試技中1試技は後足部接地の条件を満たしていないため、4試技分のデータによる数字である。

A_max, 支持期中における後足部回内角度の最大値; A_rel, 立位時の後足部回内角度に対するA_maxとの差
ΔA, 接地の瞬間の後足部回内角度とA_maxとの差; Mtot_max, 支持期中の後足部回内モーメントの最大値

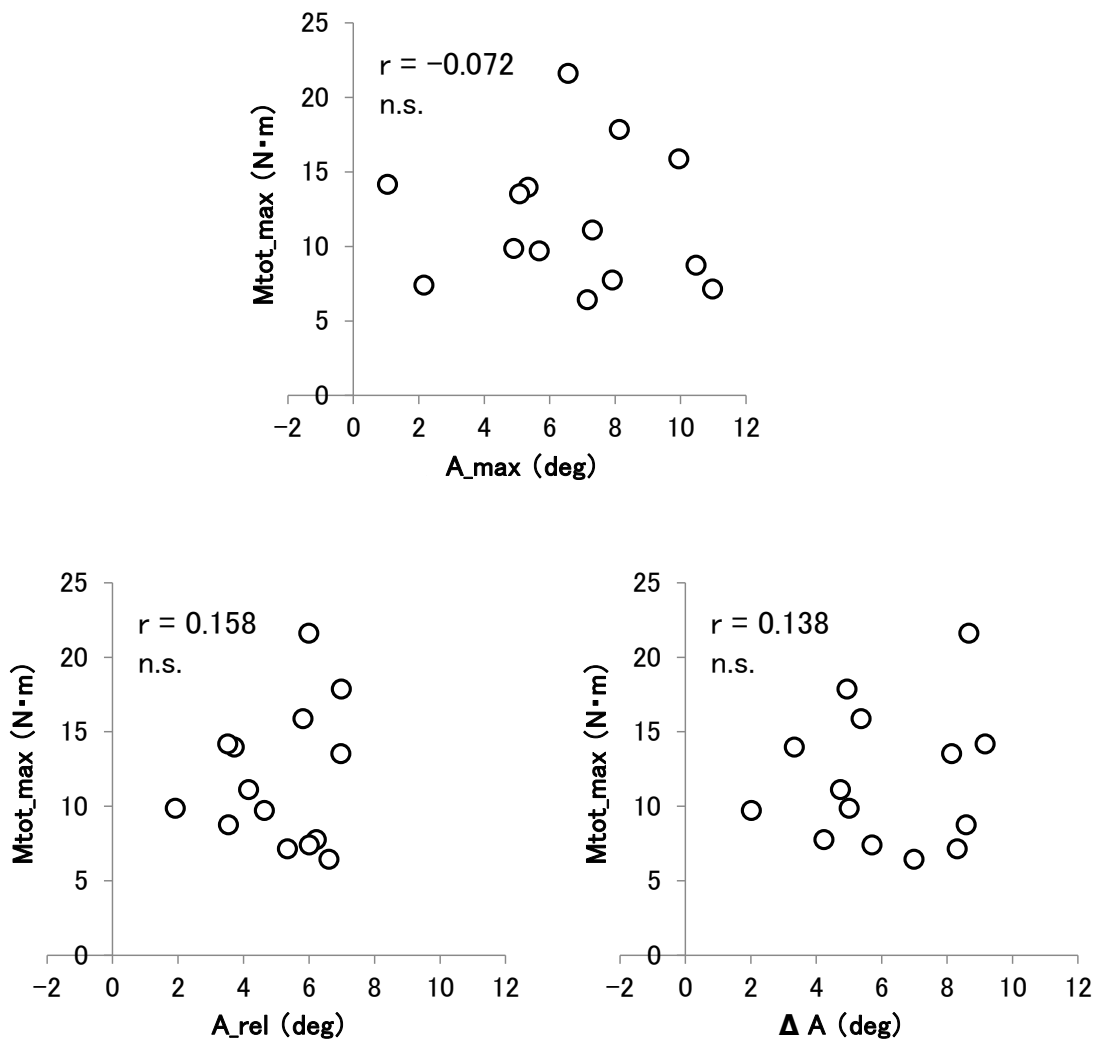


図 2.11 支持期中の後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係

Mtot_max, 支持期中における後足部回内モーメントの最大値

A_max, 支持期中における後足部回内角度の最大値

A_rel, 立位時の後足部回内角度に対する A_max との差

ΔA, 接地の瞬間の後足部回内角度と A_max との差

2.5 考察

これまで、支持期中の過度の後足部回内動作は、過使用ランニング障害との関係が深いと考えられてきた。これは、関節の ROM の限界に近い状態で動くことにより、関節に大きな力学的負荷が加わると考えられるためである (Rodrigues et al., 2013)。また、支持期中に過度の後足部回内動作が起こると、膝関節に不必要な力学的負荷が加わるとも考えられている。膝関節は伸展・屈曲方向のみに動く一軸関節であるが、最大伸展位に近づくと、下腿部は大腿部に対してわずかに外旋する現象が起こる。このような動きは終末強制回旋運動 (screw home movement) と呼ばれる。これは、大腿骨内側顆の関節面が、顆間溝に接近するにつれ大腿骨の中心部へ向かい約 30 度の角度を持って曲がっているため、膝関節伸展時に大腿骨内側顆部の形状に従って動く脛骨が大腿骨に対して外旋することによって発生する。また、膝関節の伸展に伴い、前十字靭帯の緊張が増加することも、脛骨が大腿骨に対して外旋方向に動く要因と考えられている (石井と山本, 2008)。このように、下腿部の外旋なしに膝関節を完全に伸展させることはできない。しかし、支持期中の後足部回内動作は、距骨頭の内側へのスライドと、それに伴う距骨体の内側への回転を導き、下腿部の内旋を生じさせる (Tiberio, 1987)。よって、過度の後足部回内動作により、過度の下腿部の内旋が導かれ、地面を蹴り出すために膝関節が伸展する局面に至るまで下腿部の内旋が続く可能性が高まる。これにより、本来、膝関節伸展時の自然な動きとして発生すべき下腿部の外旋の動きが妨げられ、膝関節に力学的負荷が加わり、膝周辺の過使用ランニング障害に結びつくと考えられている (Rodrigues et al., 2013)。

これまで、過度の後足部回内動作の指標には、外部から観察可能な後足部回内角度といった運動学的変数が用いられてきた。しかし、接地中の後足部回内角度を用い、過使用ランニング障害との関係を調べた研究の間では、見解が一致していない。これは、後足部の可動域 (ROM) が個人によって異なるので、外から見た角度では過度の動作を評価しにくく、障害との関係を見るのは難しいためであると考えられる (Rodrigues et al., 2013)。したがって、近年では単なる角度ではなく、実際に関節に加わる力学的負荷である後足部回内モーメントを用いた研究が行われるようになってきた。

後足部回内モーメントと過使用ランニング障害との関係を調べた研究は未だに数少

ないが、Ferber et al. (2010) は、腸脛靭帯症候群の既往のある者の方が、後足部回内モーメントの最大値が有意に大きかったと報告している。その際、後足部回内角度の最大値には差が見られなかったと報告していることは注目すべき点である。このことから、後足部回内角度は、後足部回内モーメントの大きさを反映していないことが示唆されている。

しかし、後足部回内角度といった運動学的変数は、実際の臨床現場においては測定が容易である。そのため、仮に後足部回内角度から後足部回内モーメントが推定できるのであれば、汎用性を考え、この角度変数を使用することも選択肢の 1 つになると考えられる。しかしながら、ランニングの支持期における後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係性を詳細に調べた研究は見られない。

この問題を検証すべく、本研究において、後足部回内角度の大きさと後足部回内モーメントの大きさを接地直後と支持期中の両観点から検証することとした。

その結果、ランニングの支持期中に生じる後足部回内角度の大きさは、後足部回内モーメントの大きさを反映していないことが明らかとなった(図 2.10, 図 2.11 参照)。一般的には、大きな後足部回内モーメントを受けると、その分大きな後足部回内角度が引き起こされると予想できる。しかしながら上述した通り、個人によって足関節の可動域やスティフネスは異なるため、大きな後足部回内モーメントを受けたとしても、足関節の動く範囲や動き方には個人差が生じる。そのため、後足部回内モーメントの大きさに応じて後足部回内角度が増えるとは限らず、角度とモーメントの間に一定の直線的な関係が見出せなかったものと考えられる。

一方、接地直後の局面においては、後足部回内角度が小さいほうが、衝撃力を吸収できず、受ける負荷が大きくなると示唆している先行研究もある (Duffey et al., 2000; Ghani Zadeh Hesar et al., 2009)。つまり、接地直後の後足部回内角度が小さい者ほど、大きな後足部回内モーメントを受けている可能性も考えられた。しかし、接地直後の後足部回内角度と後足部回内モーメントの間にも同様に直線的な関係性は認められず、先行研究の示唆は支持されなかった。

本研究の結果は、角度の観察のみでは後足部にかかる力学的な負荷を正確に記述するには不十分であるという示唆 (Rodrigues et al., 2013) を、実際のモーメントの測定を用いて明らかにした画期的なものと言える。また、先行研究において後足部回内角度と過使用ランニング障害との関係性が明確に出ない理由を説明する、一つの根拠

を示したものであろう。本研究の結果を受けて、これまで考えられてきた後足部回内角度と過使用ランニング障害との関連については、接地直後についても、また支持期全体についても、再考すべきであると提言できる。

したがって、過使用ランニング障害に対する評価指標としては、足関節に対する負荷であり、後足部の回内動作を引き起こす力学的要因である床反力由来の後足部回内モーメントを直接測定する必要があることが示唆された。

2.6 結言

本章では、伝統的に過使用ランニング障害のリスク因子として用いられてきた後足部回内角度と、実際に足部に加わる力学的負荷である後足部回内モーメントとの関係性を明らかにするために、ランニング支持期中における両者の相関を分析した。その結果、以下の知見が得られた。

- (1) 接地直後における後足部回内角度の大きさは、後足部回内モーメントの大きさを反映しなかった。
- (2) 支持期中における後足部回内角度の大きさは、後足部回内モーメントの大きさを反映しなかった。

第3章 ランニング時における後足部回内モーメントの発生要因

3.1 緒言

第2章の研究結果からも分かるように、後足部回内モーメントは後足部回内角度のような運動学的変数では捉えられない過使用ランニング障害の力学的なリスク因子である。そのため、最近では、後足部回内モーメントをランニング障害の評価指標として直接測定する研究が多くなってきている (MacLean et al., 2006; MacLean et al., 2008; Stackhouse et al., 2004; Williams et al., 2003; Mündermann et al., 2003; Becker et al., 2014; Hurd et al., 2010; Willwacher et al., 2013)。

特に、足底板を用いたランニング障害予防の効果を調べる研究に、後足部回内モーメントが指標として用いられており、足底板をシューズに入れてランニングを行った際に、後足部回内モーメントが有意に減少したという報告が多く見られる (MacLean et al., 2006; MacLean et al., 2008; Williams et al., 2003; Mündermann et al., 2003)。これらの研究は、大きな後足部回内モーメントを、装具の処方によって減少させることで、過使用ランニング障害の予防効果を立証している。

このような結果は、過使用ランニング障害の予防に対する装具の効果を証明しており、重要なものであると言える。しかしながら、装具によって後足部回内モーメントが減少するという結果は得られているものの、どのような機序でモーメントが減少したのかは論文中で明らかにはされていない。つまり、装具の処方が、足部の動態や足部に作用する力にどのような影響を与え、モーメントの減少を導いたのかは、未だに不明であるのが現状である。

このように、後足部回内モーメント減少の機序が述べられていない理由としては、後足部回内モーメントが発生する要因が明らかではないためであると考えられる。モーメントの発生要因が明らかでないため、モーメントが減少する理由についても不明だと考えることができる。

後足部回内モーメントの発生要因が明らかになれば、過度に大きなモーメントを被っているランナーがいた場合、モーメントが大きくなっている要因を抑えるための様々な手段を取ることができる。

例えば、装具を用いる方法の他に、ランニングフォームの改善といった方法も考えられるだろう。つまり、後足部回内モーメントの発生機序の解明によって、モーメン

トを減少させるためのアプローチを様々な観点から検討することができ、過使用ランニング障害の予防に対する可能性が広がると考えられる。

このように、後足部回内モーメントの発生機序を分析する際、支持期中でも接地直後やその後の局面などと局面を分けて分析することが重要であると考えられる。なぜなら、過使用ランニング障害のリスク因子として古くから用いられてきた床反力のような力学的変数においては、支持期全体における最大値の大きさとともに、接地直後の最大値や、接地直後の力の時間当たりの増加率 (loading rate) が過使用ランニング障害と関係が深いと考えられてきたためである。例えば、Hreljac et al. (2000) は、過使用ランニング障害の既往のあるランナーのほうが、接地直後の床反力のピーク値や、接地直後の loading rate が大きかったと報告しており、Pohl et al. (2009) は足底筋膜炎の既往のあるランナーの方が、接地直後の loading rate が大きかったと報告している。

このように、過使用ランニング障害に関わる力学的変数については、最大値はもちろん、接地直後の局面の値も大きく関係していると考えられる。そのため、後足部に作用するモーメントについて検討する際にも、接地直後の局面と、それに続く局面といった形で、局面分けを行った上で検討するべきである。しかしながら、これまで後足部回内モーメントを調べた研究においては、主に最大値が用いられており、モーメントが急激に立ち上がると考えられる接地直後の局面とその後の局面といった形で分類して研究がされてこなかった。

したがって、ランニング支持期中の後足部回内モーメントの発生機序を、局面を分けて検討することは、過使用ランニング障害予防に対する新たな知見を多く得られることが期待できる。

3.2 目的

本研究の目的は、ランニングの支持期における後足部回内モーメントの発生機序を支持期中の各局面で明らかにすることであった。後足部回内モーメントの発生には様々な要因が存在すると考えられるが、その中でも特にモーメント発生に強く影響する要因が存在し、その要因は各局面によって異なるという仮説を立てた。

3.3 方法

3.3.1 被検者

被検者は、第2章の研究と同様の、健康な成人男性24名のうち、後足部接地を行っていた14名（年齢 22.1 ± 2.0 歳，身長 170.6 ± 4.8 cm，体重 64.1 ± 10.9 kg）であった。なお、後足部接地の判断基準は第2章と同様である。実験にあたり、被検者には本研究の内容を十分に説明し、参加の同意を得た上で、同意書にサインをしてもらった。また、本実験は名古屋大学総合保健体育科学センターにおけるヒトを対象とする研究審査の承認を得た上で実施した。

3.3.2 実験機器

実験機器の配置は第2章の研究と同様であった。30mの走路の中央部にフォースプレート (Type 9281E; Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland) を埋め込んだ。また、10台のカメラの光学式モーションキャプチャシステム VICON T20 (Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) をフォースプレートの周りに設置し、ランニング支持期中の足部の動きを500Hzで記録した。フォースプレートデータは光学式モーションキャプチャシステムのデータと同期して測定され、1kHzでAD変換された。さらに、光電管によってランニング速度を試技毎に測定した。

全ての被検者は十分なウォーミングアップの後、試技を行った。 3.30 ± 0.17 m/sの速度で、ストライドを変えることなく右脚がフォースプレートの上を完全に踏み、なおかつ、自然な動作で走り抜けた試技を成功試技とした。成功試技か否かの判断は第2章の研究と同様であった。

3.3.3 動作の記録

分析に使用したマーカは、第2章で使用した15個のマーカのうち、内側顆(MKN)，

外側顆 (KNE) を除く 13 個であった。その内容は、内果 (MMA)、外果 (ANK)、踵下部 (HEE)、踵上部 (HEE2)、舟状骨 (NAV)、載距突起 (STAL)、踵部外側 (LCA)、第 2 第 3 中足骨遠位端の midpoint (TOE)、第 5 中足骨近位端 (P5M)、第 5 中足骨遠位端 (D5M)、第 1 中足骨近位端 (P1M)、第 1 中足骨遠位端 (D1M)、第 1 中足骨遠位端 (HLX) であり、全て被検者の右足部に貼付した。HEE と HEE2 マーカは踵部後面に貼り付けた熱可塑性のプレートの上に貼付し、HEE マーカは床面から 2cm の高さを基準として貼付した (図 3.1)。



図 3.1 マーカ貼付位置

3.3.4 算出パラメータ

本研究では、ランニング支持期中に発生する床反力由来の後足部回内モーメント (M_{tot}) の発生機序を詳細に調べるために、 M_{tot} を生成する要素として、以下のように分解した。なお、 M_{tot} の算出方法は第 2 章の研究と同様である。

M_{tot} は、床反力によって後足部が回内方向に受けるモーメントであるが、これを、床反力の水平面成分によるモーメントと、床反力の垂直成分によるモーメントに分解した。床反力の水平面成分は、床反力全体の成分のうち、前後方向成分である y 成分と左右方向成分である x 成分を取り出したもの (F_{xy}) である。また、床反力の垂直成分は床反力全体の成分のうち、上下方向成分のみを取り出したもの (F_z) である。

床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメントを算出するために、まず、内外果 midpoint (MMA と ANK の midpoint) から COP に向けたベクトルと F_{xy} ベクトルを外積し、足関節に加わるモーメントベクトルを算出した。そのモーメントベクトルを、足部長軸方向 (HEE→TOE ベクトル) に投影したものを床反力の水平面成分由来の後足

部回内外モーメントベクトルとし、ベクトルの大きさを床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメントの大きさ (M_{xy}) と定義した (図 3.2).

このように、 M_{xy} は、「足関節中心から COP へ向かうベクトル」、「床反力の水平面成分」、「足部長軸の向き」によって決定される。

M_{xy} の大きさを生み出す要因を、より簡易的に示すために、本研究では接地中の足部長軸に対して垂直な平面上においてモーメント発生の要因を考えた。その結果、 M_{xy} の大きさを生み出す要因は、図 3.3 のように、「足関節中心の高さ (aH)」と「床反力の側方成分の大きさ (F_{ml})」で表すことができた。足関節中心の高さは床面からの足関節中心 (MMA と ANK の中点) の高さであり、床反力の側方成分とは、床反力の水平面成分の中の足部長軸に垂直な成分である。本研究では、 M_{xy} の構成要素として aH と F_{ml} を算出した。

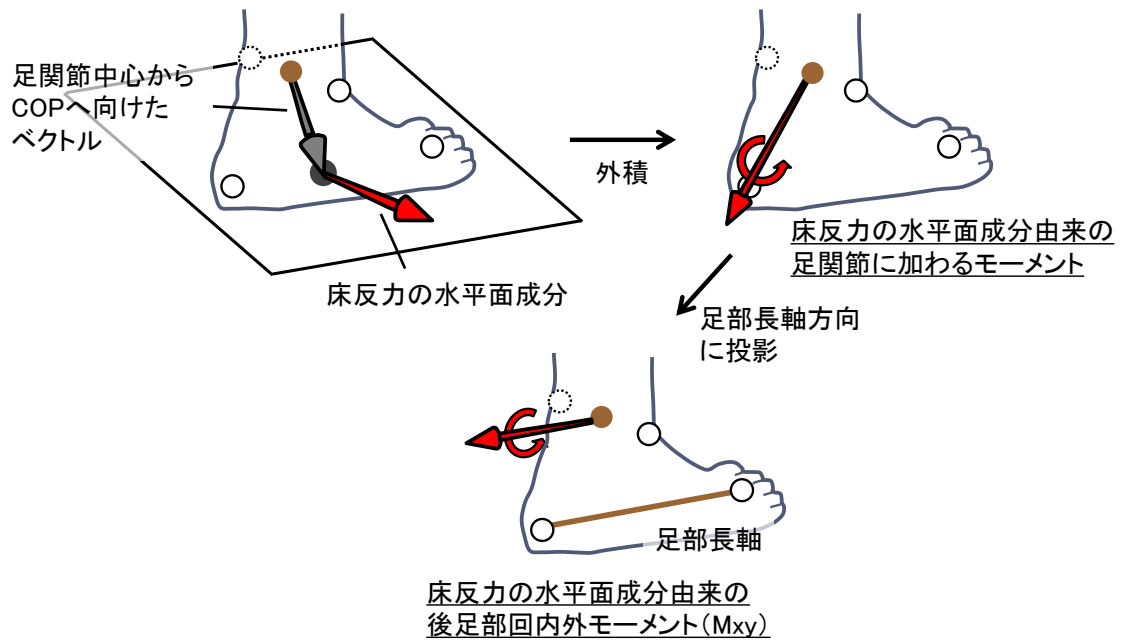


図 3.2 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメントの算出方法

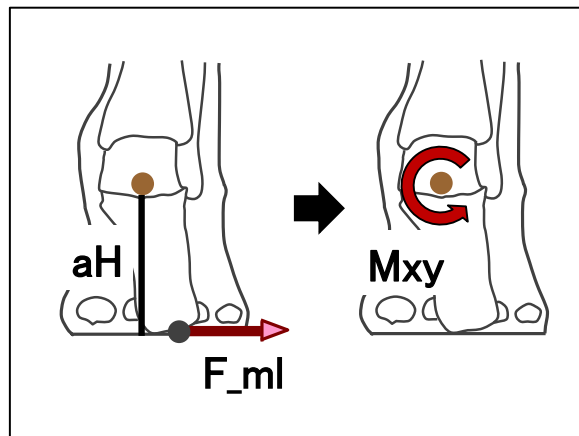


図 3.3 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメントの発生要因

(足部長軸に対して垂直な平面を後ろから見た図)

aH , 足関節中心の高さ; F_{ml} , 床反力の側方成分

M_{xy} , 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメント

M_{xy} の算出方法と同様に、床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメントを算出するために、内外果中点 (MMA と ANK の中点) から COP に向けたベクトルと F_z ベクトルを外積し、足関節に加わるモーメントベクトルを算出した。そのモーメントベクトルを、足部長軸方向 (HEE→TOE ベクトル) に投影したものを床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメントベクトルとし、ベクトルの大きさを床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメントの大きさ (M_z) と定義した (図 3.4)。

このように M_z は、「足関節中心から COP へ向かうベクトル」、「床反力の垂直成分」、「足部長軸の向き」によって決定される。

M_z の大きさを生み出す要因を、接地中の足部長軸に垂直な平面において考えると、 M_z の大きさは「水平面における足関節中心に対する COP の側方成分の変位 (a_{cop})」と「床反力の垂直成分の大きさ (F_z)」で表すことができる (図 3.5)。 a_{cop} は足関節中心 (MMA と ANK の中点) を水平面上に投影した座標と、同平面上にある COP 座標の、足部長軸に垂直な方向の変位であり、 F_z は床反力全体のうちの垂直成分である。本研究では、 M_z の構成要素として a_{cop} と F_z を算出した。

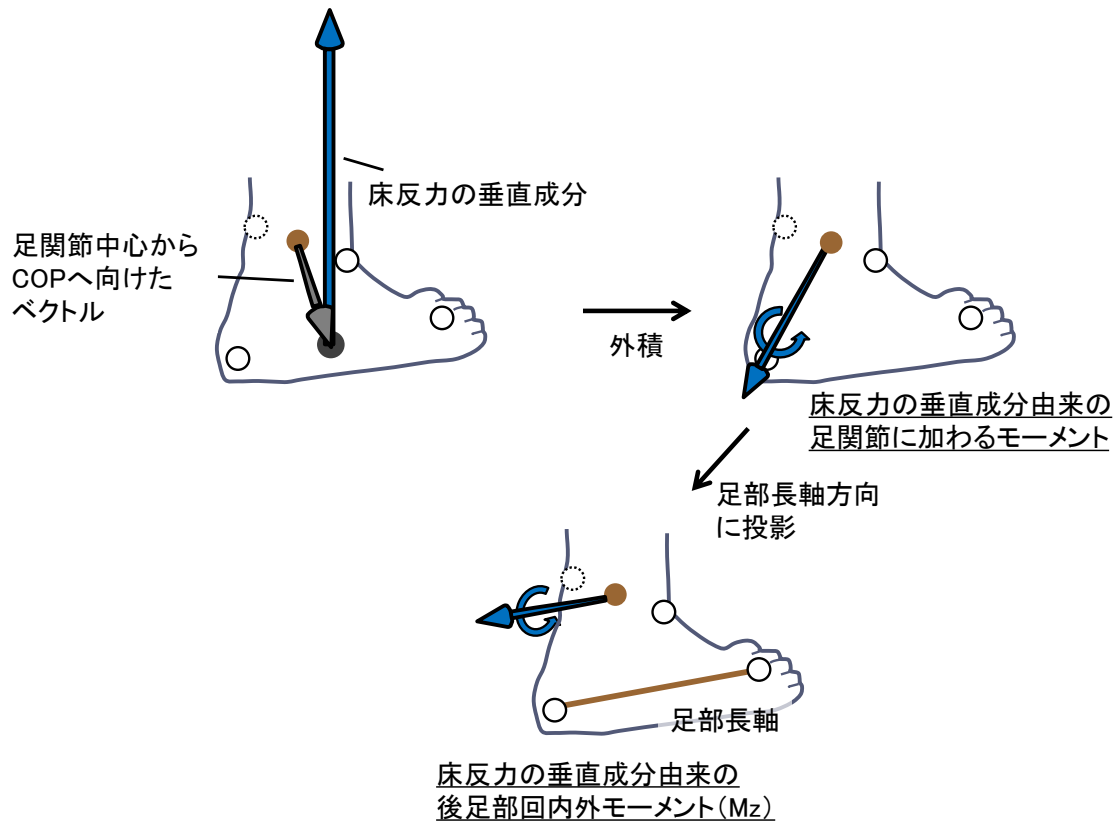


図 3.4 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメントの算出方法

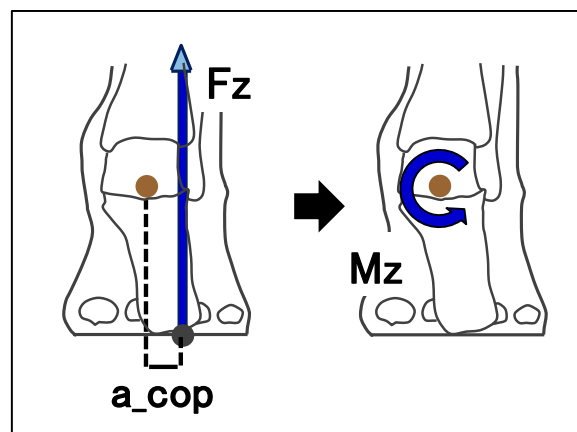


図 3.5 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメントの発生要因

(足部長軸に対して垂直な平面を後ろから見た図)

a_{cop} , 水平面における足関節中心に対する COP の側方成分の変位

F_z , 床反力の垂直成分; M_z , 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメント

本研究では、後足部回内外モーメントの総和 (M_{tot}) を構成する、6 つのパラメータ (M_{xy} , aH , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z) を、後足部回内外モーメントを発生させる要因として算出した。図 3.6 は、後足部回内外モーメントの発生要因を図に表したものである。

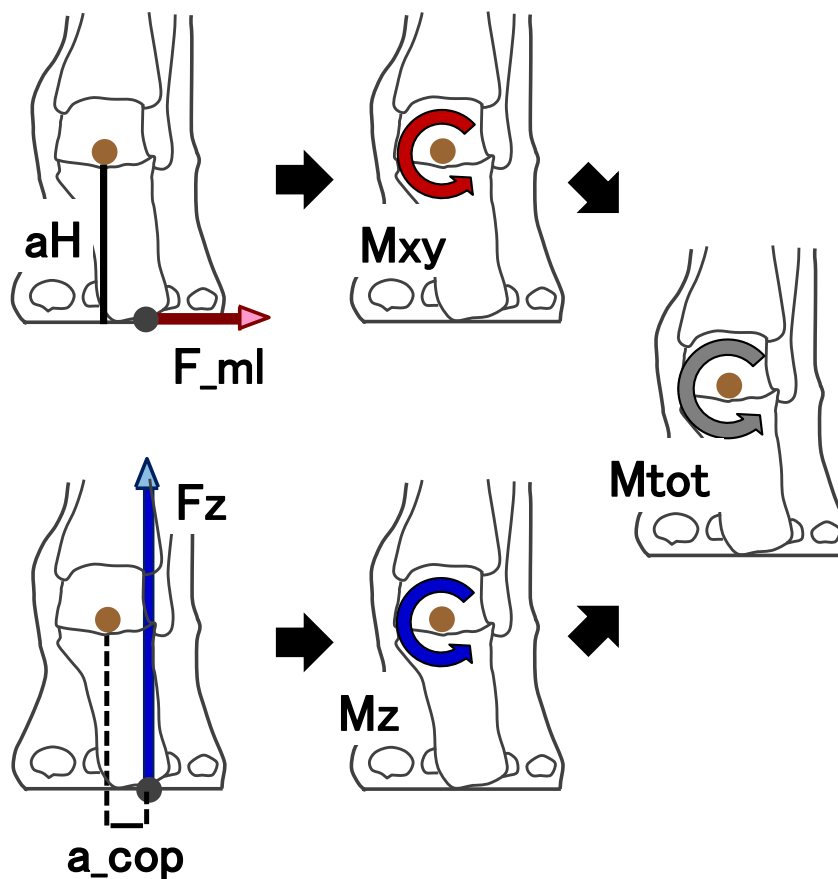


図 3.6 後足部回内外モーメントの発生要因

(足部長軸に対して垂直な平面を後ろから見た図)

aH , 足関節中心の高さ; F_{ml} , 床反力の側方成分

M_{xy} , 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメント

a_{cop} , 水平面における足関節中心に対する COP の側方成分の変位

F_z , 床反力の垂直成分; M_z , 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメント

M_{tot} , 床反力由来の後足部回内外モーメント

3.3.5 支持期の局面分け

ランニングの支持期における後足部回内モーメントを算出した先行研究によると、支持期の前半において最大値が発生することが明らかとなっている (Becker et al., 2014; Hurd et al., 2010; Willwacher et al., 2013). そこで、本研究では、接地直後を含む、支持期の前半部分におけるモーメントの発生要因を詳細に分析するために、床反力由来の足関節底屈/背屈モーメントと床反力の垂直成分 (F_z) の波形から、支持期前半を 3 つの局面に分類した (図 3.7). 以下にその局面分けの定義を示す.

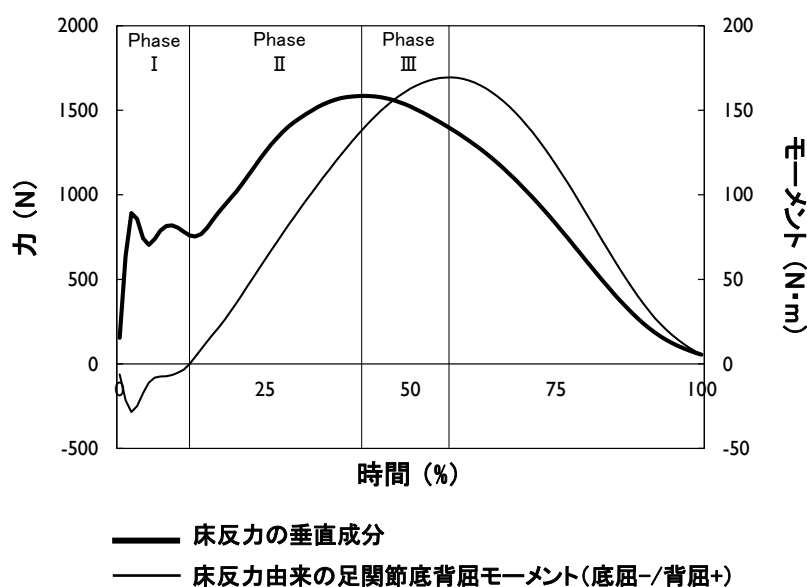


図 3.7 接地から離地までの局面分けの定義の典型例

局面分けは各被検者の各試技において、それぞれ実施した。

Phase I : F_z が 50N を超えてから (Cavanagh and Lafortune, 1980), 足関節底屈モーメントが足関節背屈モーメントに切り替わるまでの範囲.

Phase II : phase I 終了後から, F_z が最大になるまでの範囲.

Phase III : phase II 終了後から, 足関節背屈モーメントが最大になるまでの範囲.

3.3.6 力学的データの分析

各被検者の 5 本の成功試技 (1 名に関しては 4 本) について, M_{tot} , M_{xy} , M_z を算出した. 各データは支持期を 100%として時間軸において正規化した. なお, 支持期は F_z が 50N を超えてから, 50N を下回るまでと定義した. 正規化されたデータを被検者毎に平均し, 各被検者の支持期における M_{tot} , M_{xy} , M_z の波形を算出した. さらに, その 14 名の被検者のデータを平均することにより, 支持期における M_{tot} , M_{xy} , M_z の波形の全体的な傾向を調べた.

3.3.7 統計処理

統計処理には Microsoft office Excel 2010 (Microsoft 社製) を用いた. 各被検者の 5 本の成功試技 (1 名に関しては 4 本) 毎に, phase I における M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の局面中の平均値を求めた. それらを被検者毎に平均し, 各被検者の phase I における M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の代表値を算出した.

同様の手順で, 各被検者の phase II, phase III における M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の代表値を算出した.

その後, M_{xy} に対する a_H と F_{ml} との被検者間での相関, M_z に対する a_{cop} と F_z との被検者間での相関を局面毎に分析し, モーメント (M_{xy} , M_z) の大きさに寄与している項目を局面毎に調べた. モーメントに対するモーメントアームと力の関係性についてはピアソンの積率相関係数を用い, 有意水準は 5%未満とした.

3.4 結果

図 3.8 に、被検者 14 名の M_{tot} , M_{xy} , M_z の平均波形を示す。

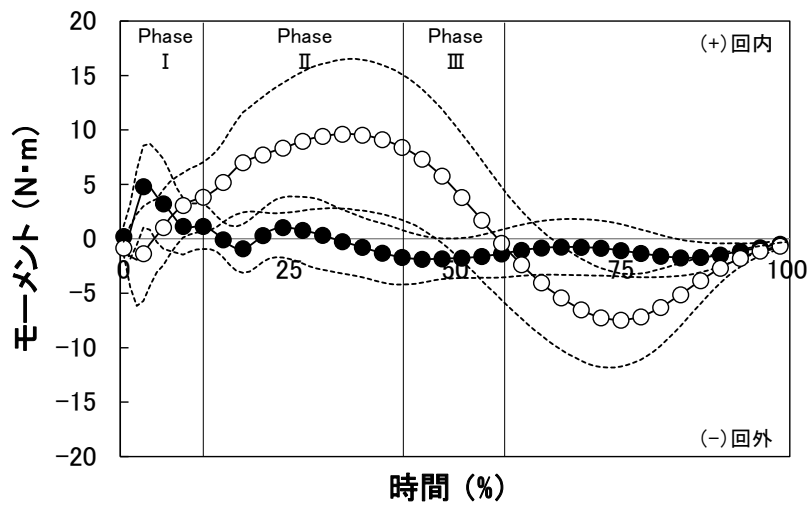
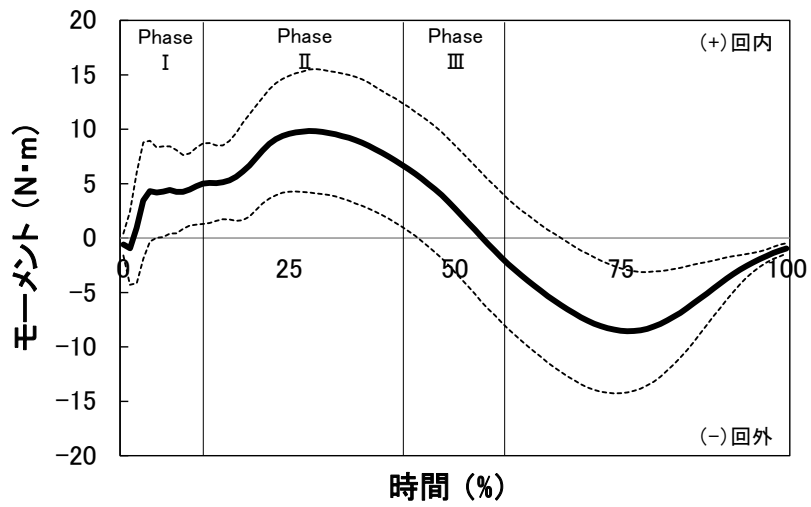
M_{tot} は接地直後の phase I において素早い回内方向の立ち上がりを示し、その後徐々に増加し、phase II に回内方向のピークを迎えた。その後、次第に値は減少し、phase III 終了付近で回外方向に切り替わった。

M_{xy} は接地直後の phase I 前半において M_{tot} と同様に素早い回内方向の立ち上がりを示した。その後、phase I 後半では M_{xy} の値は急激に減少し、phase II 以降は小さな値で推移した。 M_{xy} の時間による積分である回内 (+) 回外 (-) の角力積を局面毎に算出すると、phase I : $5.9 \pm 7.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II : $-0.4 \pm 16.4 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III : $-5.5 \pm 5.8 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。

M_z は phase I 後半からゆるやかな回内方向への増加を示した。その後の phase II 以降は M_{tot} と同様に推移し、phase II にピークを迎えた後、次第に減少し、phase III 終了付近で回外方向に切り替わった。 M_z の時間による積分である回内 (+) 回外 (-) の角力積を局面毎に算出すると、phase I : $4.0 \pm 8.3 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II : $53.9 \pm 36.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III : $14.8 \pm 22.2 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。

図 3.9 は、3 局面における M_{xy} に対する a_H の相関関係と、 M_{xy} に対する F_{ml} の相関関係を示している。全ての局面において M_{xy} の平均値と F_{ml} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた一方で、 M_{xy} の平均値と a_H の平均値との間には有意な相関関係は認められなかった。

図 3.10 は、3 局面における M_z に対する a_{cop} の相関関係と、 M_z に対する F_z の相関関係を示している。全ての局面において M_z の平均値と a_{cop} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた一方で、 M_z の平均値と F_z の平均値との間には有意な相関関係は認められなかった。



- M_{tot}: 床反力由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- M_{xy}: 床反力の水平面成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- M_z: 床反力の垂直成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- 各モーメントの標準偏差

図 3.8 支持期における床反力由来の後足部回内モーメント
(被検者 14 名の平均波形)

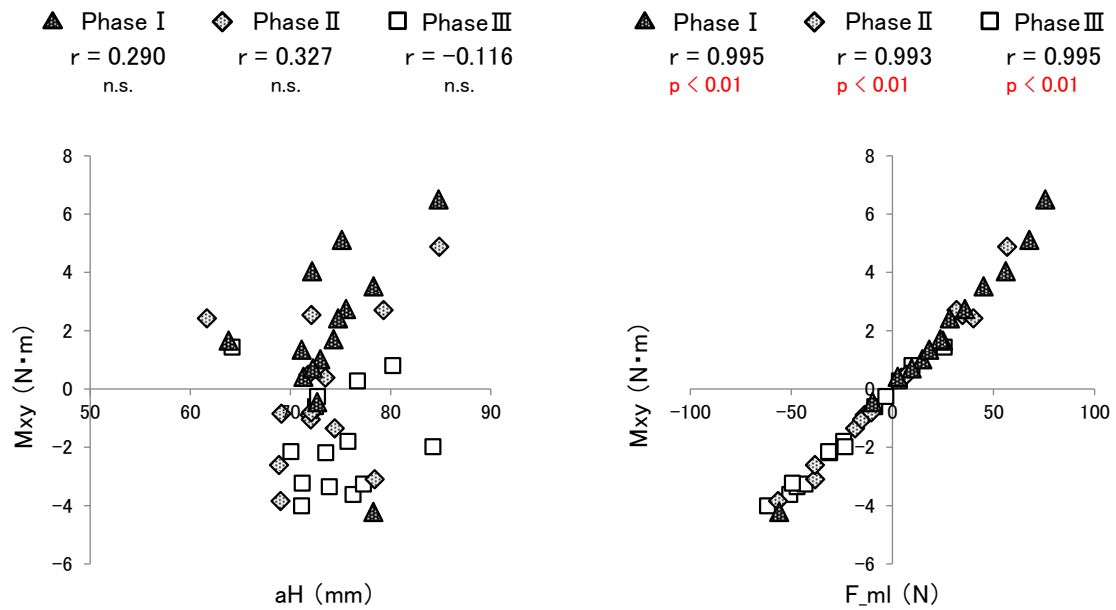


図 3.9 床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントに対するモーメントアームと力の相関

aH, 足関節中心の高さ; F_ml, 床反力の側方成分

Mxy, 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメント

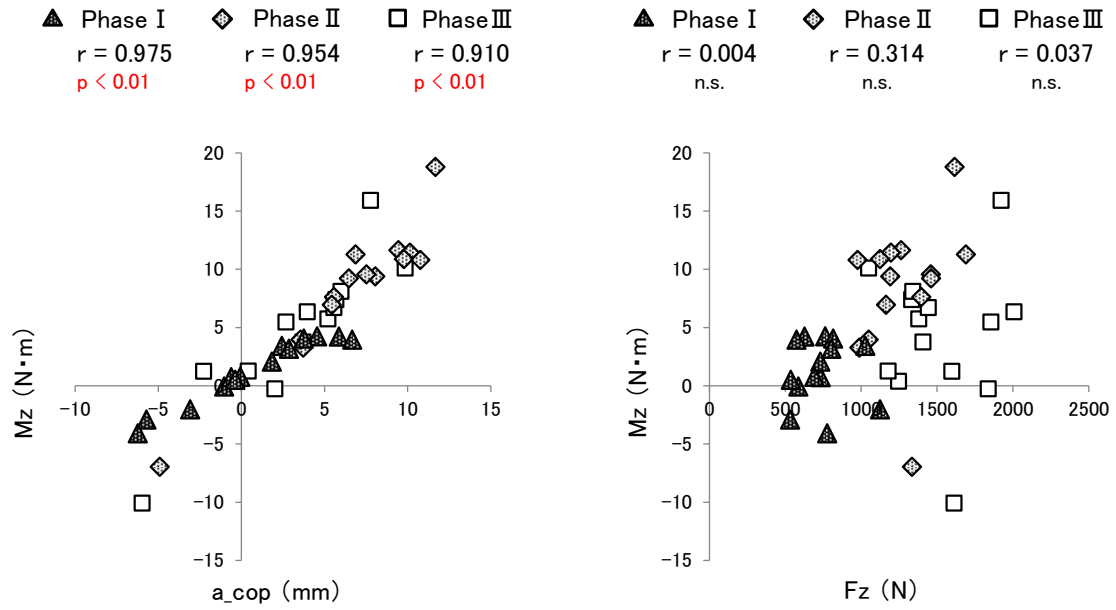


図 3.10 床反力の垂直成分由来の後足部回内モーメントに対するモーメントアームと力の相関

a_{cop} , 水平面における足関節中心に対する COP の側方成分の変位

Fz , 床反力の垂直成分; Mz , 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメント

3.5 考察

本研究の目的は、過使用ランニング障害発生の原因のひとつと考えられる、後足部回内モーメントの発生機序を明らかにすることであった。

本研究では、後足部回内モーメントを発生させる要因を調べるために、モーメントを床反力の水平面成分由来のもの (M_{xy}) と垂直成分由来のもの (M_z) に分けて考えることとした。

図 3.8 に示されるように、 M_{xy} は接地直後の phase I において急激に増加し、その後は小さなモーメントの値で推移している。phase I における M_{tot} は M_{xy} の増加に伴い、急激な立ち上がりを見せていることから、接地直後の M_{tot} の発生には M_{xy} が大きく寄与しており、その後の局面では M_{tot} への M_{xy} の寄与は少ないものと考えられる。

M_{xy} は床反力の側方成分である F_{ml} とそのモーメントアームである aH との積で表される。支持期を通して、 M_{xy} の大きさは F_{ml} の大きさとほぼ直線関係にあり (図 3.9)、phase I における M_{xy} の大きさは F_{ml} によって決定されると考えて良いことになる。ランニングの支持期においては、 M_{xy} のモーメントアームである aH は足関節の解剖学的構造 (床面からの高さ) にほぼ決定されているため、phase I ~ phase III においてはほぼ変動がない。そのため、 M_{xy} の大きさへの影響は少なく、 F_{ml} の大きさが M_{xy} の大きさに強い影響を与えていたものと考えられる。

後足部回内モーメントが急激に増加する接地直後という重要な局面において、そのモーメントの大きさを担っているのは F_{ml} の大きさであることが明らかとなった。本研究ではさらに、その接地直後 (phase I) における F_{ml} は、何によって発生しているのかを明らかにする試みを行った。

衝突直後に物体が受ける力は、衝突直前にその物体が持っている運動量 (質量×速度) に依存すると考えられる。よって、接地直後に足部が受ける F_{ml} は、接地直前の足部の運動量によって生み出されるものと推測できる。したがって、我々は、接地直前の後足部速度の側方成分の大きさと、接地直後 (phase I) の F_{ml} の大きさとの関係を調べた。なお、接地直前の後足部側方速度は、載距突起 (STAL) と踵部外側 (LCA) の中点の座標が、接地前 15 フレーム (接地の 30.0~2.0ms 前) 中に移動した側方方向 (水平面における足部長軸に対して垂直な方向) への座標変化に対し、回帰直線を引くことによって算出した。この場合の足部長軸は、接地直前 (床反力の垂直成分が

50N を超える 1 フレーム前) の HEE→TOE ベクトルの向きと定義した。

その結果, 接地直前における後足部速度の側方成分の大きさは, 接地直後の F_{ml} の大きさと有意かつ高い相関 ($r = -0.842$) があることが認められた (図 3.11)。

これは, 接地直前の側方方向の後足部のスイング速度が接地直後の後足部回内モーメントの発生の大きな要因であることを示している。つまり, 内側方向に後足部速度を持ちながら接地するようなランニング様式であるランナー (後足部接地に限る) は, 接地直後に大きな F_{ml} を受け, それにより大きな M_{xy} が発生していることが明らかとなった。これは, 接地直後の後足部回内モーメントを発生させる機序が, 接地前からすでに始まっており, 滞空期を含めた走動作が後足部回内モーメントに影響を与えるという新たな知見である。

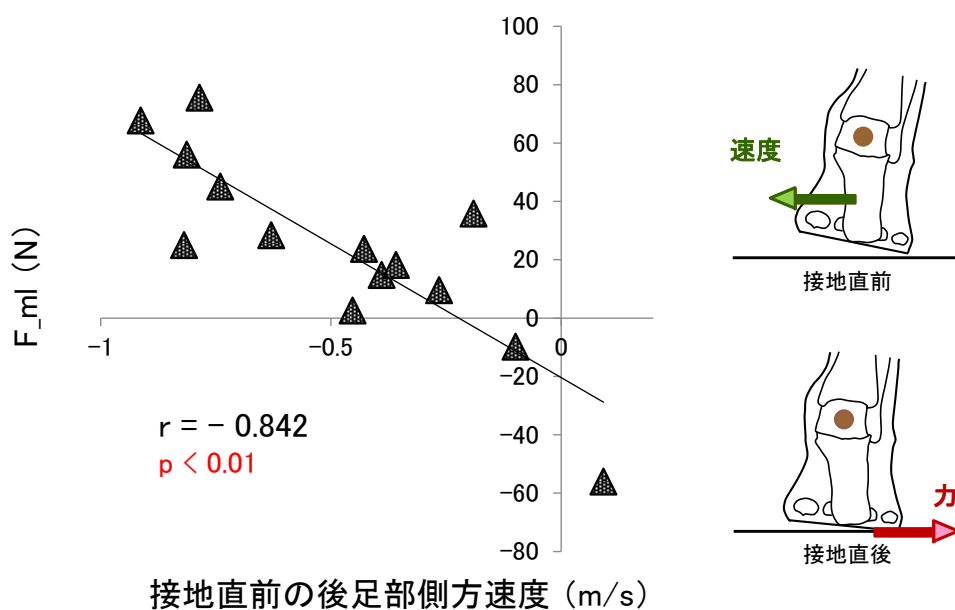


図 3.11 接地直前の後足部側方速度と phase I の床反力の側方成分との関係
 F_{ml} , 床反力の側方成分

接地直後に大きな値を示す M_{xy} とは対照的に、 M_z は接地直後には小さな値を示している。その後、phase I の後半から徐々に値は増加し、phase II 以降は大きなモーメントの値で推移している (図 3.8)。典型的な後足部接地のランナーにおいては、接地直後に床反力の垂直成分の急激な増加が観察される (図 3.7 参照) にも関わらず、接地直後の M_z には急激な増加が見られなかった。これは、力の大きさがモーメントの発生に依存していた M_{xy} とは異なる発生機序が M_z には働いているものと考えられる。

M_z を構成しているのはモーメントアームである a_{cop} と、床反力の垂直成分である F_z であるが、phase I における a_{cop} の大きさを確認すると、7 名の被検者が負の値 (-6.2~-0.1mm) で、残りの 7 名の被検者も非常に小さな正の値 (1.8~6.7mm) であった。これは、 M_{xy} のモーメントアームである a_H が十分大きな値 (平均: $74.1 \pm 4.7\text{mm}$) であったことと対照的なものであった。この小さな M_z のモーメントアーム (平均: $0.8 \pm 4.0\text{mm}$) によって、接地直後に大きな F_z が後足部に加わるにも関わらず、 M_z は急激に増加せず、 M_{tot} の大きさへの寄与が少なかったものと考えられる。

phase I の後半から phase III の終わりまでは、 M_z は M_{tot} と同様の波形を示していたことから、特に phase II 以降の M_{tot} の発生には M_z が大きく寄与しているものと考えられる。

支持期を通して、 M_z の大きさは a_{cop} の大きさと強い相関関係にある (図 3.10) ため、phase II 以降の M_z の大きさは a_{cop} の大きさにほぼ依存しているものと考えられる。被検者間で様々な波形パターンを示す床反力の側方成分 (F_{ml}) とは対照的に、床反力の垂直成分 (F_z) は被検者が異なっても一貫したパターンが示され、被検者間で値が 2 倍以上に開くことはなかった (phase II : 976.3~1690.4N, phase III : 1048.2~2006.4N)。一方、モーメントアームである a_{cop} は符号の正負も含め、被検者間での差が大きいことが確認された (phase II : -4.9~11.7mm, phase III : -6.0~9.8mm)。これらのことから、 F_z の大きさは M_z の大きさには影響しにくく、 a_{cop} の大きさが M_z の大きさに強く影響するものと考えられる。

a_{cop} は足部長軸に対して足関節中心が内側へ変位する程、また、足部長軸に対して COP が外側へ変位する程大きくなる。つまりランニング中、COP が外側 (小趾側) を通るようなランニングフォームの者や、足関節中心が内側 (母趾側) へ入り込むようなアライメントを持っている者は、より大きな a_{cop} を生み出し、大きな後足部回

内モーメントを受けるものと考えられる。

過使用ランニング障害に関係するパラメータとして、先行研究ではトルクの時間積分である角力積を用いているものもある (MacLean et al., 2008)。本研究で調べた 3 つの局面の中で、 M_{tot} の時間による積分である回内 (+) 回外 (-) の角力積は phase II で最も大きな値を示した (phase I : $10.0 \pm 10.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II : $53.4 \pm 29.9 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III : $9.3 \pm 21.9 \text{ Nms} \times 10^{-2}$)。この phase II において、 M_{tot} の多くを担っている M_z の大きさを、主に決定付けている要因は a_{cop} の大きさである。つまり、 a_{cop} は後足部に加わる回内の角力積を生じさせる主要な要因でもあり、過使用ランニング障害にとって特に重要なパラメータであると考えられる。

これらの結果から、 a_{cop} は過使用ランニング障害を考える上で注目すべきパラメータであることが示されたが、その値は $-6.2 \sim 6.7 \text{ mm}$ と非常に小さいものであることも分かった。よって、先行研究のデータを用い、本実験で得られた測定値が実際のマーカの動きを正確に反映しているかを確認した。本実験と同等の機器である VICON T20S (Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) を用い、同じ画素数 (200 万画素)、同じ焦点距離 (12.5mm)、同様の画角設定 (動作対象物から約 3m 離れた位置にカメラを設置) において精度検証を行った研究によると、実際にマーカが 10mm 動いたことに対し、測定値に含まれる誤差は 0.05mm 程度であることが示されている (インターリハ計測事業部, 2014)。よって、本実験で得られた a_{cop} の値は測定精度としては問題ないものと考えられる。

これらの結果をまとめると、後足部回内モーメントが急激に増加する接地直後の phase I においては、接地直前の後足部の側方速度がモーメントの発生に寄与しており、後足部回内モーメントや角力積が大きな値を示す phase II 以降においては、水平面における足関節中心と COP の側方変位がモーメントの発生に寄与していることが明らかとなった。このように、局面によって後足部回内モーメントの発生機序が異なるという結果が得られたことから、モーメントを減少させるためには局面毎に異なる対応が求められる可能性が示唆された。

3.6 結言

本章では、過使用ランニング障害の一要因と考えられている床反力由来の後足部回内モーメントの発生要因を明らかにするために、床反力を水平面成分と垂直成分に分け、それぞれが後足部回内モーメントに与える影響について検討した。さらに、床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントの発生要因を明らかにするために、構成要素である足関節中心の高さと床反力の側方成分がモーメント発生に与える影響について検討した。そして、床反力の垂直成分由来の後足部回内モーメントの発生要因を明らかにするために、構成要素である水平面における足関節中心に対する COP の側方変位と、床反力の垂直成分がモーメント発生に与える影響について検討した。その結果、以下の知見が得られた。

- (1) 後足部回内モーメントは、接地直後は主に床反力の水平面成分由来のモーメントによって、その後は主に床反力の垂直成分由来のモーメントによって構成されていた。
- (2) 接地直後の床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントは、接地直前の後足部側方速度の大きさに依存していた。
- (3) 接地中の床反力の垂直成分由来の後足部回内モーメントは、水平面における足関節中心に対する COP の側方変位の大きさに依存していた。

第4章 ランニング時と歩行時における後足部回内モーメントの発生要因の比較

4.1 緒言

ヒトの前方への移動様式としては主に走行と歩行があり、両条件における下肢の動きは類似している。走行も歩行も、地面を蹴り出す際には股関節と膝関節は伸展し、下肢全体を前方へ振り出す際には両関節は屈曲しながら動く。その後、地面に接地する際には両関節は伸展し、支持期に入ると、床反力を受けるために膝関節は一時屈曲する。その後はまた地面を蹴り出す動作に移るため、両関節は伸展する。この動きを左右交互に繰り返しながら、走行や歩行は行われている (Novacheck, 1998)。

走行と歩行では、腕振りも重要な役割を果たしている。両条件に共通して、下半身で生み出される身体長軸回りの角運動量を、上半身で生み出す反対方向の角運動量で相殺し、身体全体のバランスを取りながら動いていると言われている。辻本ら (2009) は、走行において腕振りを制約すると、股関節や体幹の動きが変容し、ストライドや疾走速度が減少したと報告している。また、Marks (1997) は、歩行において腕振りを制約すると、足関節や体幹の動きが変容すると報告しており、Sigg et al. (1997) も、腕振りを制約した歩行動作では、下肢の動きに影響が出ると報告している。これらのことから、腕振りを上手に活用して、身体全体のバランスを取って前方へ移動していることも走行と歩行で共通している。

さらに、接地中の後足部の動きも両条件で良く似ている。走行においては後足部接地の場合、後足部は回外位で接地に入る。その後、足裏全体が接地するが、その際、後足部は回外位から回内位へと移行する。さらに、その回内位は、後足部への加重が大きく加わる接地中期に至るまで維持される。そして離地に向けて踵が地面から離れていくに伴い、後足部は回外方向に動く。これら一連の足部の動きについては歩行においても同様であることが先行研究で示されている (Morio et al., 2009)。

このように、多くの共通点が見られる走行と歩行であるが、両者には決定的な違いがある。走行は、両足ともに地面から離れている滞空期が存在する。一方で、歩行は、片方の足が地面から離地する際には、もう片方の足は必ず接地しており、滞空期は存在しない。このように、走行と歩行は同じ前方への移動様式であるが、滞空期が存在するか否かが大きな違いであると言える。

さらに、力学的な作用が走行と歩行では大きく異なる。両条件において床反力の

垂直成分の波形が大きく異なることがこれまでに報告されている (Giddings et al., 2000).

つまり、走行と歩行では、身体全体の動きや、下肢の動き、また、後足部といった細部の動きにおいて、類似しているものの、その動きを生み出している力学的要因については、大きく異なっていることが知られている。特に、地面からの反力を直接受ける足部については、その底背屈、内外転、回内外の動きを生み出す力（モーメント）の発生機序が走行と歩行で異なる可能性が考えられる。

歩行における後足部の過度の回内は、後脛骨筋腱機能不全（後脛骨筋の筋力低下、後脛骨筋腱の機能不全や疼痛がある状態）と関係があると考えられてきた。実際に、後脛骨筋腱機能不全の群はコントロール群に比べて後足部回内角度が有意に大きかったことが、複数の先行研究において報告されている (Houck et al., 2009; Ness et al., 2008; Rabbito et al., 2011; Tome et al., 2006)。このような、外から観察される角度に加え、Rabbito et al. (2011) は、腹臥位となった被検者の足部をセラピストが最大に回内させた値を ROM の限界とし、歩行中に後足部回内角度が ROM の限界のどの程度まで至っているかを調べた。その結果、統計的な処理はされていないものの、後脛骨筋腱機能不全の群では後足部回内角度の最大値が ROM の 92%となっていた一方で、コントロール群では後足部回内角度の最大値が ROM の 60%に留まっていることが報告された。これにより、歩行の支持期中に後足部回内角度の最大値が ROM の限界に近い状態になる者ほど障害を被るという結果が示された。

ランニングにおいては、Rodrigues et al. (2013) が、支持期中に後足部回内角度の最大値が ROM の限界に近い状態になっている者ほど障害を被るという結果を示している。関節の ROM を超える、もしくはそれに近い状態で繰り返し動作が引き起こされると、関節や、その付近の筋や腱に力学的な負荷が加わるものと考えられる。ランニングと同様、歩行においても、障害との関係を考える上では、角度のみならず、力学的指標であるモーメントも障害発生の要因として考えるべきである。

第 3 章までで扱ってきた後足部回内モーメントは、回内動作を引き起こす力であり、かつ、足関節に加わる力学的な負荷を示す指標であることから、歩行時の障害発生の要因と考えられる。よって、歩行時の障害予防のためには、後足部回内モーメントの発生要因を明らかにすることが重要であると考えられる。

ランニング時の後足部回内モーメントの発生要因は第 3 章の研究において明らか

になったものの、歩行時の後足部回内モーメントの発生要因は明らかにされていない。歩行時の後足部回内モーメントの発生要因は、歩行中の障害予防のための知見として重要な情報である。さらに、その結果をランニング時のモーメント発生要因と比較することにより、ランニングや歩行におけるモーメントの発生機序の中で、共通する点と異なる点を明らかにでき、ランニングや歩行においてのみ認められるような、特有の発生機序を明らかにすることもできる。これらが明らかになることで、ランニング時や歩行時において過度のモーメントを発生している者に対して移動様式別に対策を立てることができる。

4.2 目的

本研究の目的は、後足部回内モーメントの発生機序をランニングと歩行について分析し、比較することであった。ランニングと歩行ではモーメントの発生要因に違いがあり、各移動様式における特有のモーメント発生機序が存在するという仮説を立てた。

4.3 方法

4.3.1 被検者

被検者は、第2章、第3章の研究と同様の、健康な成人男性24名のうち、ランニング、歩行ともに後足部接地を示した14名(年齢 22.1 ± 2.0 歳, 身長 170.6 ± 4.8 cm, 体重 64.1 ± 10.9 kg)であった。実験にあたり、被検者には本研究の内容を十分に説明し、参加の同意を得た上で、同意書にサインをしてもらった。また、本実験は名古屋大学総合保健体育科学センターにおけるヒトを対象とする研究審査の承認を得た上で実施した。

4.3.2 実験機器

ランニングにおいては30mの走路の中央部に、また、歩行においては20mの歩行路の中央部にフォースプレート (Type 9281E; Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland) が来るようスタート位置を決定した。第2章、第3章と同様に、10台のカメラのモーションキャプチャシステム VICON T20 (Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) をフォースプレートの周りに設置し、ランニング支持期および歩行支持期中の足部の動きを500Hzで収集した。フォースプレートデータはモーションキャプチャシステムのデータと同期して測定され、1kHzでAD変換された。ランニング速度および歩行速度は、光電管によって試技毎に測定された。

全ての被検者は裸足でランニングと歩行を行った。十分なウォーミングアップの後、走路で十分な練習を行ってもらい、試技を行った。

ランニングでは 3.30 ± 0.17 m/s の規定の速度で、ストライドを変えることなく右脚がフォースプレートの上を完全に踏み、なおかつ、自然な動作で走り抜けた試技を成功試技とし、各被検者の成功試技を5本収集した。

歩行では特に速度は規定せず、自然歩行を行わせた。ストライドを変えることなく右脚がフォースプレートの上を完全に踏み、なおかつ、自然な動作で歩き抜けた試技

を成功試技とし、各被検者の成功試技を 5 本収集した。

その他のプロトコルは第 3 章の研究と同様であり、後足部回内外モーメントの計算方法、算出パラメータも第 3 章の研究と同様であった。

4.3.3 動作の記録

ランニング、歩行ともに、同一の貼付マーカ位置で統一した。その貼付位置は、内果 (MMA)、外果 (ANK)、踵下部 (HEE)、踵上部 (HEE2)、舟状骨 (NAV)、載距突起 (STAL)、踵部外側 (LCA)、第 2 第 3 中足骨遠位端の midpoint (TOE)、第 5 中足骨近位端 (P5M)、第 5 中足骨遠位端 (D5M)、第 1 中足骨近位端 (P1M)、第 1 中足骨遠位端 (D1M)、第 1 中足骨遠位端 (HLX) の、合計 13 個であり、全て右足に貼付した。HEE と HEE2 マーカは踵部後面に貼り付けた熱可塑性のプレートの上に貼付し、HEE マーカは床面から 2cm の高さを基準として貼付した。これらは第 3 章の貼付位置と同様である。

4.3.4 支持期の局面分け

接地直後を示す phase I は、第 3 章の研究と同様、足関節底屈モーメントが足関節背屈モーメントに切り替わるまでと定義した。しかし、phase II、phase III については、Fz や床反力由来の足関節の底背屈モーメントが最大になるタイミングがランニングと歩行で大きく異なっていたため (図 4.1 図 4.2)、第 3 章の研究と同様の方法で局面分けを行うと、両条件間で分析局面が大きく異なり、データを適切に比較することができないと考えられた。そこで、本章では、両条件間で類似の波形を示す床反力の前後成分を用い、減速成分から推進成分に切り替わるまでを分析対象範囲と定義した。また、第 3 章におけるランニング研究の分析手法と同様に、接地直後より後に 2 つの局面を設けるため、phase I 終了後から分析対象範囲までを 2 等分し、それぞれ phase II'、phase III' と定義した。以下に、その局面分けを示す。

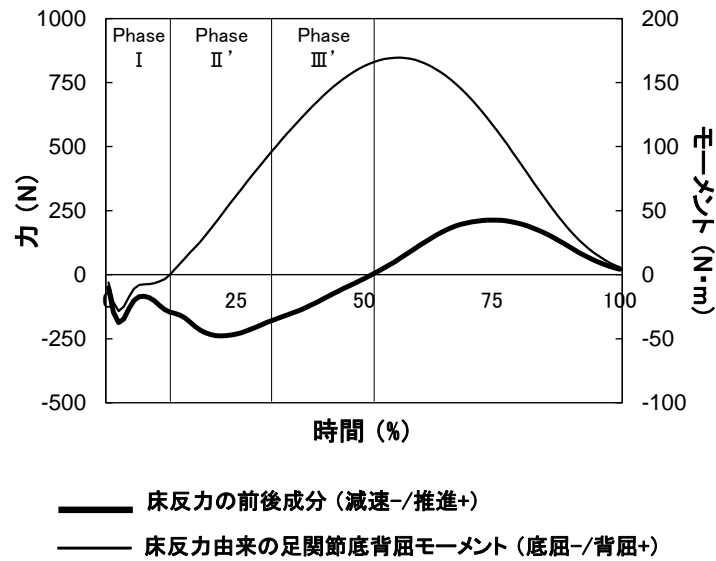


図 4.1 ランニングにおける接地から離地までの局面分けの定義

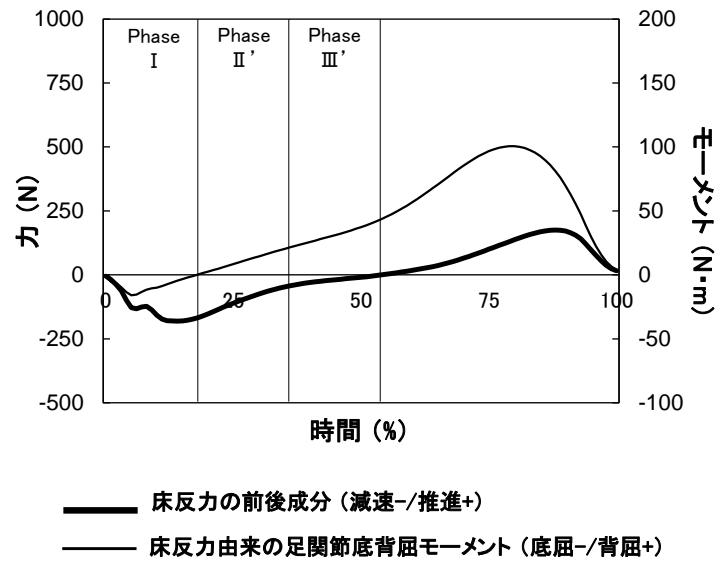


図 4.2 歩行における接地から離地までの局面分けの定義

Phase I : F_z が 50N を超えてから (Cavanagh and Lafortune, 1980), 足関節底屈モーメントが足関節背屈モーメントに切り替わるまでの範囲.

Phase II' : phase I 終了後から, phase III' 終了までの期間の半分の時点までの範囲.

Phase III' : phase II' 終了後から, 床反力の減速成分が推進成分に切り替わるまでの範囲.

4.3.5 力学的データの分析

各被検者の 5 本の成功試技について、 M_{tot} , M_{xy} , M_z を算出した。各データは支持期を 100%として時間軸において正規化した。なお、支持期は F_z が 50N を超えてから、50N を下回るまでと定義した。正規化されたデータを被検者毎に平均し、各被検者の支持期における M_{tot} , M_{xy} , M_z の波形を算出した。さらに、その 14 名の被検者のデータを平均することにより、支持期における M_{tot} , M_{xy} , M_z の波形の全体的な傾向をランニングと歩行においてそれぞれ調べた。

なお、ランニングにおいて 1 名は 5 本のうち 4 本のみが後足部接地の条件を満たしていた。そのため、この 1 名においては 4 本の成功試技のデータを用いて分析を行った。また、歩行においては全ての被検者が全ての試技において後足部接地の条件を満たしていた。

4.3.6 統計処理

統計処理には Microsoft office Excel 2010 (Microsoft 社製) を用いた。各被検者の 5 本の成功試技 (ランニング条件における 1 名に関しては 4 本) 毎に、phase I での M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の平均値を求めた。それらを被検者毎に平均し、各被検者の phase I における M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の代表値を算出した。

同様の手順で、各被検者の phase II', phase III' における M_{xy} , a_H , F_{ml} , M_z , a_{cop} , F_z の代表値を算出した。

その後、 M_{xy} に対する a_H と F_{ml} との相関関係、 M_z に対する a_{cop} と F_z との相関関係を局面毎に分析し、モーメント (M_{xy} , M_z) 発生に関係している項目を局面毎に調べた。

また、接地直前の足部の挙動が接地直後の後足部回内モーメント発生に及ぼす影響を調べるため、接地直前の後足部の側方速度と接地直後 (phase I) の床反力の側方成分との相関関係を調べた。なお、接地直前の後足部側方速度は第 3 章の方法と同様に、載距突起 (STAL) と踵部外側 (LCA) の midpoint の座標が、接地前 15 フレーム (接地の 30.0~2.0ms 前) 中に移動した側方方向 (水平面における足部長軸に対して垂直な方向) への座標変化に対し、回帰直線を引くことによって算出した。このときの足部長軸は、接地直前 (床反力の垂直成分が 50N を超える 1 フレーム前) の HEE→TOE ベクトルを水平面上に投影したものとした。

これらの分析をランニング，歩行ともに行った．相関関係についてはピアソンの積率相関係数を用い，有意水準は 5%未満とした．

4.4 結果

本研究では、第3章で明らかとなったランニングでの後足部回内モーメントの発生要因と、歩行での後足部回内モーメントの発生要因とを比較した。

図4.3は、第3章で既に分析した、ランニングにおける14名の被検者の M_{tot} , M_{xy} , M_z の平均波形である（局面分けは第3章と異なる）。

波形については第3章の結果と同様である。新たに定義した3つの局面において、 M_{xy} による回内 (+) 回外 (-) の角力積を算出すると、phase I : $5.9 \pm 7.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II' : $1.5 \pm 10.9 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III' : $-5.8 \pm 9.7 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。また、 M_z による回内 (+) 回外 (-) の角力積を算出すると、phase I : $4.0 \pm 8.3 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II' : $35.6 \pm 23.9 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III' : $32.2 \pm 27.5 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。

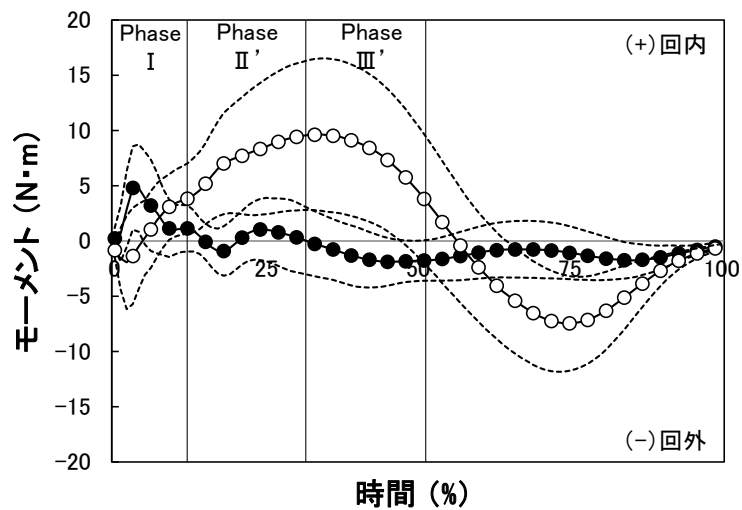
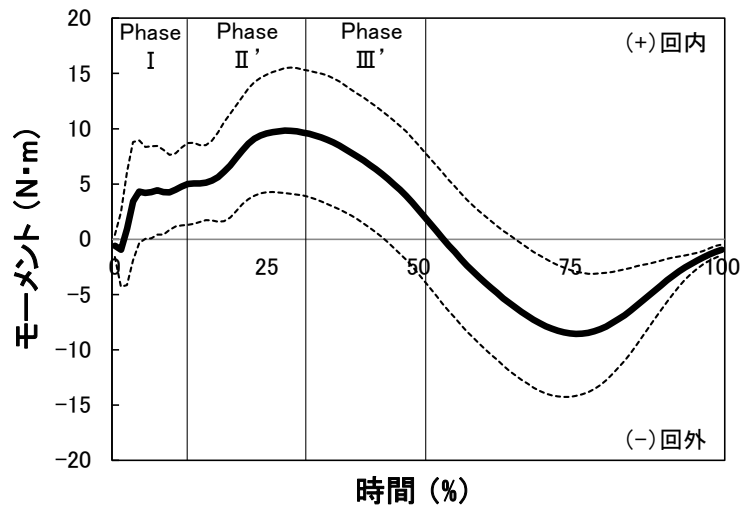
図4.4は、歩行における14名の被検者の M_{tot} , M_{xy} , M_z の平均波形である。

歩行において、 M_{tot} はランニングと同じく、接地直後の phase I において素早い回内方向の立ち上がりを示した。その後は徐々に増加し、回内方向のピークを迎えたのは phase II' の前半であった。そして、値は次第に減少し、phase III' の終了後において回外方向に切り替わった。

M_{xy} においてもランニングと同じく、接地直後の phase I 前半において M_{tot} と同様に素早い回内方向の立ち上がりを示した。その後、phase I 後半では M_{xy} の値は急激に減少し、phase II' 以降は小さな値で推移した。各局面における歩行時の M_{xy} による回内 (+) 回外 (-) の角力積を算出すると、phase I : $12.6 \pm 11.2 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II' : $-6.9 \pm 14.0 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III' : $-8.9 \pm 7.0 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。

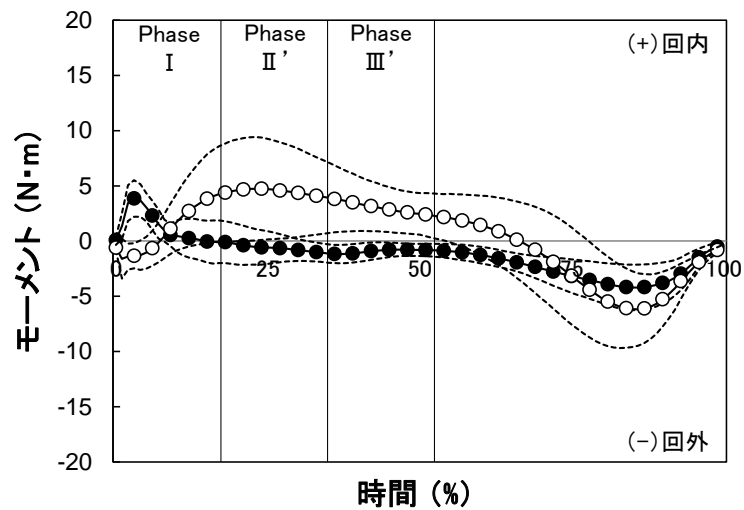
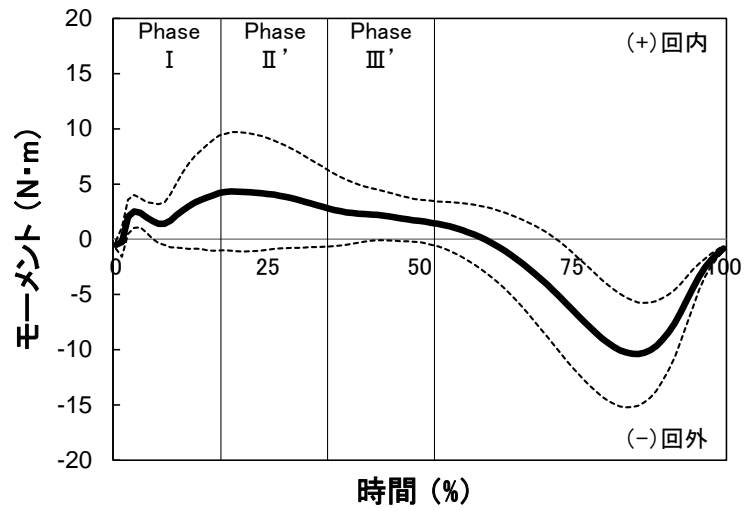
M_z もランニングと同じく、phase I 後半からゆるやかな回内方向への増加を示した。その後の phase II' 以降は M_{tot} と同様に推移し、phase II' にピークを迎えた後、次第に減少し、phase III' 終了後に回外方向に切り替わった。各局面における歩行時の M_z による回内 (+) 回外 (-) の角力積を算出すると、phase I : $13.7 \pm 25.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase II' : $42.4 \pm 46.2 \text{ Nms} \times 10^{-2}$, phase III' : $28.5 \pm 25.1 \text{ Nms} \times 10^{-2}$ であった。

このように、接地直後は M_{xy} が、その後は M_z が、 M_{tot} の大きさに対して主に貢献するという傾向は、ランニングと歩行において同様であった。



- Mtot: 床反力由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- Mxy: 床反力の水平面成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- Mz: 床反力の垂直成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- 各モーメントの標準偏差

図 4.3 ランニングにおける床反力由来の後足部回内モーメント
(被検者 14 名の平均波形)



- Mxy: 床反力の水平面成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- Mz: 床反力の垂直成分由来の後足部回内 (+) / 回外 (-) モーメント
- 各モーメントの標準偏差

図 4.4 歩行における床反力由来の後足部回内モーメント
(被検者 14 名の平均波形)

図 4.5 は、ランニングと歩行における phase I, phase II', phase III' の 3 局面での M_{xy} に対する a_H と F_{ml} の相関関係を示している。ランニングにおいては、第 3 章の結果と同様、全ての局面において M_{xy} の平均値と F_{ml} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた。また、歩行においても M_{xy} の平均値と F_{ml} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた。

図 4.6 は、ランニングと歩行における phase I, phase II', phase III' の 3 局面での M_z に対する a_{cop} と F_z の相関関係を示している。ランニングにおいては、第 3 章の結果と同様、全ての局面において M_z の平均値と a_{cop} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた。また、歩行においても M_z の平均値と a_{cop} の平均値との間に有意かつ高い相関関係が認められた。

図 4.7 は、ランニングと歩行における接地直前の後足部側方速度と phase I における F_{ml} の相関を示している（ランニングの結果については再掲）。第 3 章の結果で示されたように、ランニングにおいては両者の間に有意かつ高い相関関係が認められた。一方、歩行においては、両者の間に有意な相関関係は認められなかった。

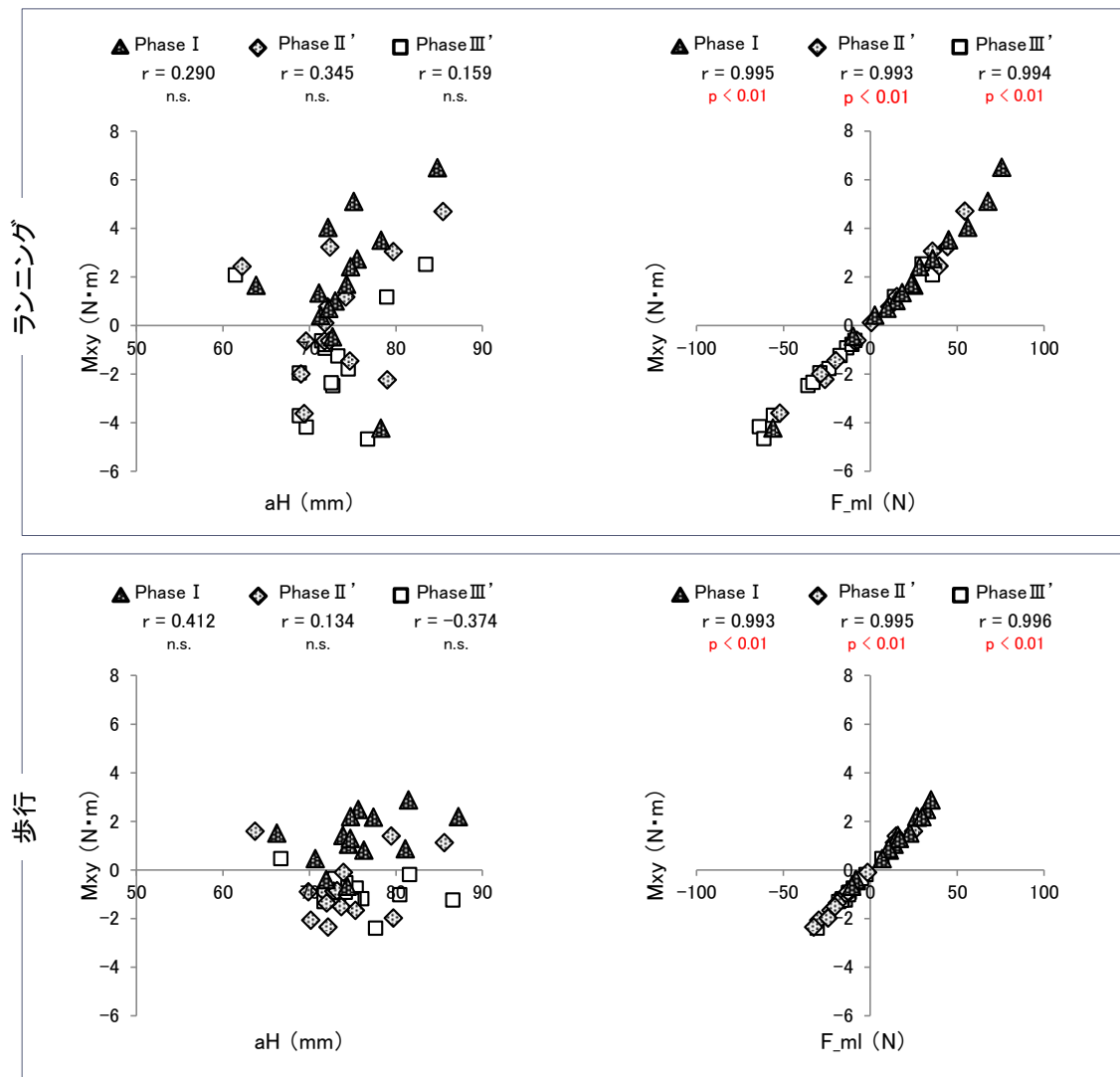


図 4.5 床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントに対するモーメントアームと力の相関（ランニングと歩行の比較）

aH, 足関節中心の高さ; F_ml, 床反力の側方成分

Mxy, 床反力の水平面成分由来の後足部回内外モーメント

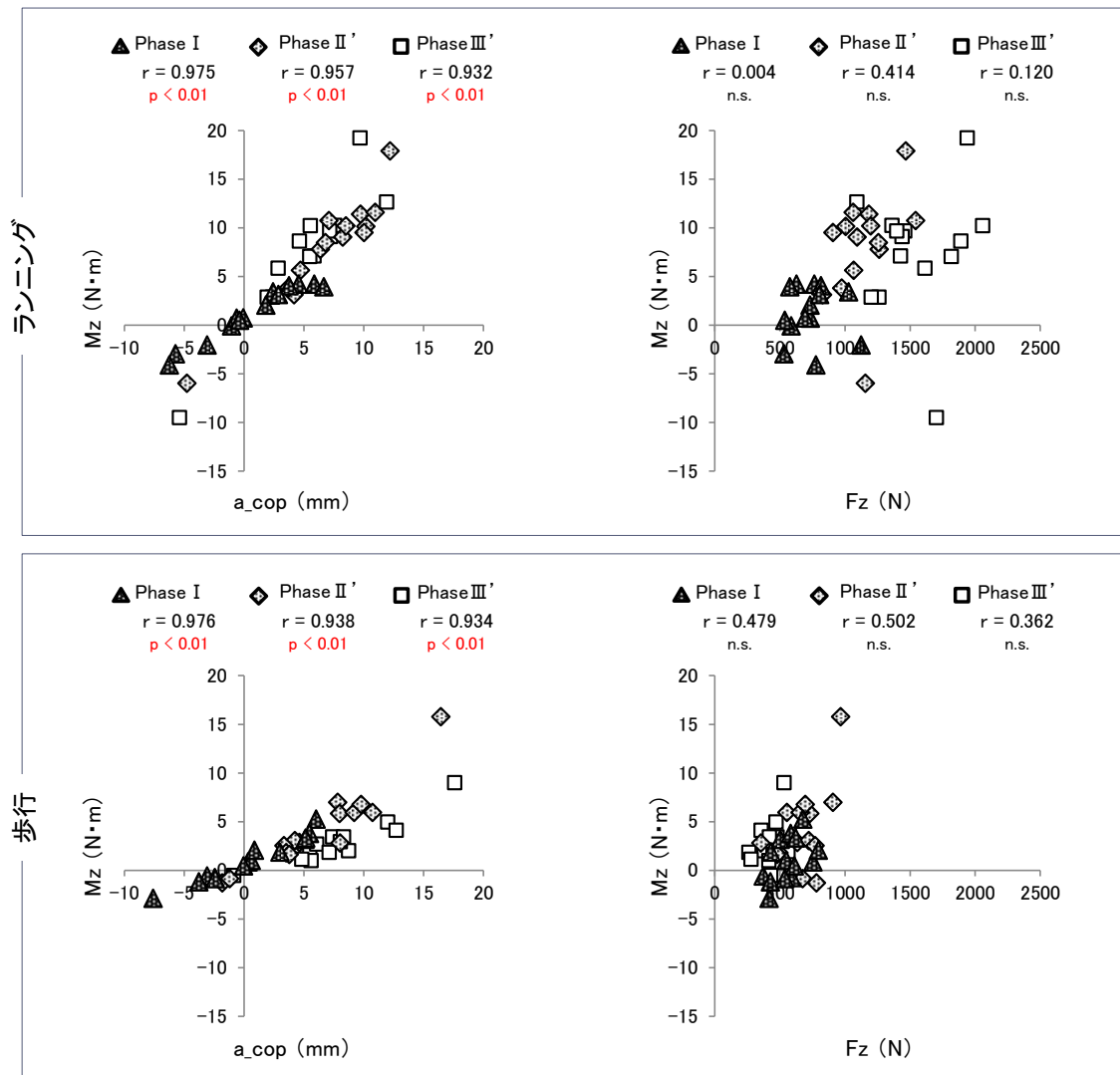


図 4.6 床反力の垂直成分由来の後足部回内モーメントに対するモーメントアームと力の相関（ランニングと歩行の比較）

a_{cop} , 水平面における足関節中心に対する COP の側方成分の変位

F_z , 床反力の垂直成分; M_z , 床反力の垂直成分由来の後足部回内外モーメント

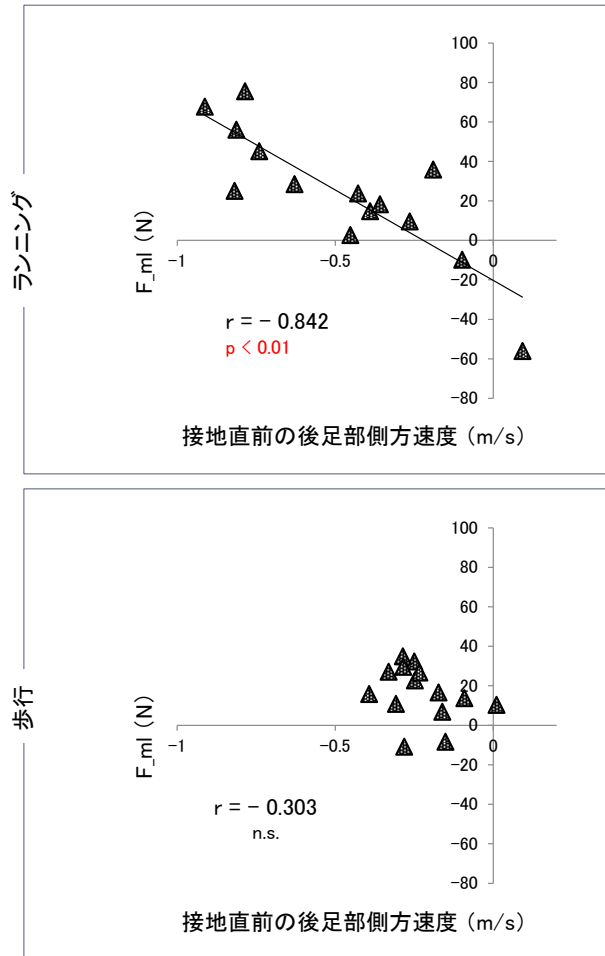


図 4.7 接地直前の後足部側方速度と phase I の床反力の側方成分との関係
(ランニングと歩行の比較)

F_ml, 床反力の側方成分

4.5 考察

本研究では、過使用による慢性障害の一要因であると考えられる後足部回内モーメントの発生要因をランニングと歩行において明らかにするとともに、両移動様式の結果を比較することで、ランニング特有の、もしくは歩行特有のモーメントの発生機序を明らかにすることを目的とした。

図 4.3, 図 4.4 に示されるように、ランニング、歩行ともに、phase I 前半においては、 M_{xy} の急激な増加に伴い M_{tot} が立ち上がる様子が見て取れる。さらに、図 4.5 に示されるように、ランニング、歩行ともに支持期を通して、 M_{xy} の大きさは F_{ml} の大きさと強い関係にあることが分かる。これは、モーメントアームである aH はランニングや歩行の支持期（特に支持期前半である phase I ~ phase III'）において大きく変動することがなく、かつ、足関節の解剖学的構造によって決定されるため、個人差も少ないことから、 M_{xy} の大きさを決定付けるほどの影響を持たないためであると考えられる。モーメントアームである aH が M_{xy} の大きさに影響を及ぼさないことで、力である F_{ml} の大きさが M_{xy} の大きさに強く依存しているものと考えられる。

第 3 章の結果より、ランニングでは、phase I において大きな M_{xy} を生み出す F_{ml} は、接地直前の後足部側方速度によって発生していることが分かっている（図 3.11, 図 4.7）。これは、接地直前に後足部が持つ側方への運動量が、地面との衝突により床反力の側方成分に変換されるためであると考えられる。

しかしながら、歩行においては、接地直前の後足部側方速度と接地直後の床反力の側方成分との間に有意な相関関係は認められなかった（図 4.7）。よって、内側に後足部速度を持ちながら接地すると、接地直後に大きな後足部回内モーメントを受けるといふ機序は、ランニングでのみ認められるものであることが分かった。つまり、歩行では、接地直前の後足部の動きは後足部回内モーメントの発生に寄与しないことが明らかとなった。

接地の瞬間は地面と身体との衝突現象と捉えることができる。物体の衝突の影響は、遠位端から近位端に連鎖的に伝わるため、地面との衝突の影響を最も大きく受けるのは後足部セグメントである。よって、地面と後足部セグメントの衝突は、運動量保存の法則により、近似的に以下のように記述することができる。

$$M_{\text{rearfoot}} \cdot V_{\text{rearfoot_ml}}' - M_{\text{rearfoot}} \cdot V_{\text{rearfoot_ml}} = -F_{\text{ml}} \cdot \Delta t \quad (\text{A})$$

M_{rearfoot} は後足部の質量, $V_{\text{rearfoot_ml}}'$ は接地直後 (phase I 終了時) の後足部の側方速度, $V_{\text{rearfoot_ml}}$ は接地直前の後足部の側方速度, F_{ml} は phase I で受ける床反力の側方成分の平均値, Δt は接地から phase I 終了までの時間である. ここで, 接地直後 (phase I 終了時) の後足部の側方速度は, ほぼ 0 であると考えられるので, (A) の式は

$$- M_{\text{rearfoot}} \cdot V_{\text{rearfoot_ml}} = - F_{\text{ml}} \cdot \Delta t \quad (\text{B})$$

となり, 床反力の側方成分の大きさは (B) の式を移項して,

$$F_{\text{ml}} = \frac{M_{\text{rearfoot}} \cdot V_{\text{rearfoot_ml}}}{\Delta t} \quad (\text{C})$$

と表される. つまり, 後足部の質量が大きく, 接地直前に後足部が側方へ大きな速度を持っており, なおかつ短い衝突時間で後足部側方速度が 0 に至ったランナーほど, 大きな床反力の側方成分を受けることが理論的に説明できる.

このような考えに基づくと, ランニングでも歩行でも, 接地直前の後足部の側方速度が大きい者ほど, 大きな床反力の側方成分を受けると予測される. それにも関わらず, 歩行においては接地直前の後足部の側方速度と F_{ml} との間に有意な相関が認められなかった. これは, 歩行では接地直前の後足部の側方速度そのものが小さな値であることに加え, 個人間のばらつきも小さく, 相関関係を導くほどのパラメータの広がりがあったためであると考えられる. 実際に, ランニングでは, 接地直前の後足部側方速度の 14 名の平均値は $-0.49 \pm 0.31 \text{m/s}$ であり, その値は $-0.91 \text{m/s} \sim 0.09 \text{m/s}$ までのばらつきがあった (図 4.7 上) 一方で, 歩行での接地直前の後足部側方速度の 14 名の平均値は $-0.23 \pm 0.10 \text{m/s}$ と小さく, その値は $-0.39 \text{m/s} \sim 0.01 \text{m/s}$ とばらつきも小さかった (図 4.7 下). ランニングでは大きな速度を持ち, 滞空期という不安定な状態から接地に入る. そのため, 同じ後足部接地の中でも, 個人によって多様な接地の仕方があり, ばらつきも大きくなるものと考えられる. 一方で, 通常の歩行は滞空期が

なく、移動速度も走行と比較すると遅い。そのため、接地の仕方に多様性が生じず、個人差によるばらつきが出にくいものと考えられる。

よって、接地直前の後足部側方速度が接地直後の床反力の側方成分に影響を与え、過度の後足部回内モーメントを生み出すという機序は、ランニング特有のものであることが示された。

M_z については、ランニングと同様、歩行においても接地直後に急激な増加が見られることはなかった。ランニングにおいては、接地直後（phase I）の M_z のモーメントアームである a_{cop} の大きさが、7名の被検者で負の値（-6.2~-0.1mm）、残りの7名の被検者で非常に小さな正の値（1.8~6.7mm）を示しており、この小さなモーメントアーム（平均：0.8±4.0mm）が、接地直後において M_z が急激に増加しない理由と考えられた。歩行について同様のことを調べてみると、接地直後（phase I）の M_z のモーメントアームである a_{cop} の大きさが、6名の被検者で負の値（-7.6~-0.1mm）、残りの8名の被検者で非常に小さな正の値（0.3~6.0mm）を示しており、 M_z が急激に増加しない理由がランニングと同様であることが明らかとなった。

phase I の後半からは、ランニングと同様に、歩行においても M_z が大きく増加し、phase III'の終わりまで大きな回内モーメントを発生し M_{tot} の大部分を占めていた。また、 M_z の大きさは a_{cop} の大きさに強く依存しており、全局面において a_{cop} が M_z の大きさを決定付ける主要因であったこともランニングと歩行で同様であった。

これらの結果をまとめると、phase I の初期においては M_{xy} が、phase II'及び phase III'においては M_z が大きな後足部回内モーメントを示し、 M_{tot} の発生に貢献している点は、ランニングと歩行で共通していた。また、 M_{xy} の大きさには F_{ml} の大きさが、 M_z の大きさには a_{cop} の大きさが寄与している点においても、ランニングと歩行で共通していた。

しかし、ランニングにおいて認められた、接地直前の後足部側方速度が接地直後の後足部回内モーメントの大きさに影響しているという結果は、歩行では認められなかった。

本研究ではさらに、ランニングにおける後足部回内モーメントの大きい者は、歩行における後足部回内モーメントも大きいかどうかについて検討した。仮にその関係性が認められると、ランニング動作中の後足部回内モーメントの大きさを、測定が簡易である歩行動作から推測することができる。特に、phase II', phase III'については、

ランニングと歩行でモーメントの発生機序が共通しているため、大きさについても関連性があるのではないかと考えた。本研究結果から、ランニングと歩行においていずれも phase I では M_{xy} と M_z が、phase II' と phase III' では主に M_z が M_{tot} の大きさに貢献していることが分かっているため (図 4.3, 図 4.4 参照), ここでは、phase I における M_{xy} , また、phase I ~ phase III' における M_z の大きさについて、ランニングと歩行での相関関係を調べた。

その結果、phase I における M_{xy} の大きさについて、ランニングと歩行の間に有意な中程度の相関が認められた ($r = 0.582, p < 0.05$)。 M_{xy} の大きさに影響を及ぼす F_{ml} についても同様に両条件間での相関を調べた結果、こちらも有意な中程度の相関が認められた ($r = 0.580, p < 0.05$)。つまり、ランニング時に大きな F_{ml} (または M_{xy}) を受ける者は、歩行時でも大きな F_{ml} (または M_{xy}) を受けていることが分かった。大きな F_{ml} の発生には、接地の仕方が関係しているものと考えられる。その中でも、接地時における進行方向に対するつま先の向きは、 F_{ml} の大きさに関係する要因の 1 つであると考えられた。そこで実際に、接地時 (F_z が 50N を超える 1 コマ前) において、進行方向 (y 軸) に対する足部長軸の水平面上での角度を算出し、ランニングと歩行での相関分析を行った。その結果、有意かつ高い相関が認められた ($r = 0.874, p < 0.01$)。つまり、ランニングにおいてつま先を外側に向けて接地する者は、歩行においても同様の接地をする傾向があり、それが、ランニングと歩行の両条件における大きな F_{ml} (または M_{xy}) の発生に寄与しているものと考えられる。

また、phase I ~ phase III' における M_z のランニングと歩行の間には、いずれの局面においても有意な相関は認められなかった (phase I : $r = 0.101$, phase II' : $r = 0.485$, phase III' : $r = 0.158$)。 M_z の大きさに影響を及ぼす a_{cop} についても同様に相関関係を調べた結果、いずれの局面においても有意な相関関係は認められなかった (phase I : $r = 0.278$, phase II' : $r = 0.453$, phase III' : $r = 0.026$)。これにより、接地中の足関節中心と COP の挙動は、同じ被検者であっても、ランニング時と歩行時で同様の傾向を示すことはなく、ランニング時に大きな M_z を受ける者が、歩行時にも大きな M_z を受けるとは限らないことが分かった。

これらのことから、接地直後に後足部回内モーメントの多くを占める M_{xy} については、歩行動作によってランニング時の大きさを推測できる可能性が示唆された。し

かし、phase I における M_{xy} の大きさについて、ランニングと歩行の間では中程度の相関関係 ($r = 0.582$) に留まっており、決定係数にすると $r^2 = 0.338$ となる。よって、歩行動作からランニング時に受ける M_{xy} の分散は 3 割程度しか説明できないことも明らかとなった。そのため、歩行時に受ける M_{xy} の大きさはランニング時に受ける M_{xy} の大きさを推測できる程の精度はなく、ランニング時に大きな M_{xy} を受けている者を見つけ出す、スクリーニングのような手法に活用できる程度であると考えられる。よって、ランニング時の値を正確に得るためには、ランニング動作によって直接 M_{xy} を測定することが望ましいことが示された。

一方、phase II' や phase III' に後足部回内モーメントの多くを占める M_z については、歩行動作によって、ランニング時の大きさを推測することは難しく、ランニング動作によって直接測定する必要性が示された。

4.6 結言

本章では、ランニングと歩行での後足部回内モーメントの発生要因を比較し、各条件におけるモーメント発生の特徴を明らかにすることを目的とした。さらに、ランニング時と歩行時における後足部回内モーメントの大きさの関連性についても検討した。その結果、以下の知見が得られた。

- (1) ランニング，歩行ともに，接地直後の床反力の側方成分が後足部回内モーメントの大きさに影響する。
- (2) ランニング，歩行ともに，接地中の足関節中心に対する COP の側方変位が後足部回内モーメントの大きさに影響する。
- (3) 接地直前の後足部側方速度が，接地直後の床反力の側方成分の大きさに影響することで，後足部回内モーメントが生み出されるという機序は，ランニング特有のものである。
- (4) 歩行の接地直後に後足部回内モーメントが大きい者は，ランニングの接地直後にも後足部回内モーメントが大きい可能性がある。

第5章 旧来の測定手法（足圧分布）との比較

5.1 緒言

研究全体の緒言（第1章の1.1）において、後足部回内動作が過使用ランニング障害のリスク因子として考えられてきたことは既に述べた。さらに、後足部回内動作を評価するには後足部回内角度が用いられてきたことも前述した通りである。

後足部回内角度をより簡易的に評価する手法として、COP（足圧中心）軌跡が用いられてきている。先行研究においても、COP軌跡のデータを収集し、その値を用いて後足部回内外の評価として扱っている研究も見られる（Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; Willems et al., 2006）。

これまで、COP軌跡と後足部回内角度との関係については、特に接地直後の局面において検証されてきている（Dixon, 2006; 仲谷と西脇, 2009）。Dixon（2006）は33名の被検者を分析した結果、接地直後において、接地の瞬間からのCOP側方変位の変化量と、後足部回内角度の最大値（ $r = 0.54, p < 0.05$ ）、接地の瞬間からの後足部回内角度の変化量（ $r = 0.46, p < 0.05$ ）との間で、被検者間に有意な相関関係が認められたことを報告している。また、仲谷と西脇（2009）は1名の被検者に対して異なる4種類のシューズを着用させ、各シューズ10試技ずつ、計40試技のデータを分析した結果、接地直後において、接地の瞬間からのCOP側方変位の変化量と、後足部回内角度の最大値との間で、試技間に有意な相関関係（ $r = 0.717, p < 0.01$ ）が認められたことを報告している。これらのことから、接地直後の局面におけるCOP側方変位の変化量は、後足部回内角度を簡易的に評価する指標として利用可能であると考えられてきた。

後足部回内角度を直接測定せずに、COP軌跡のみによってこれを間接的に推定することのメリットは、足部の動態を直接観察できない場合（例えば、シューズを履いた状態での足部動態を評価する場合）に対応できるという点や、臨床現場などで簡易的に素早く評価したい場合（その場でフィードバックを行いたい、あるいは、限られた時間内で多くの患者を診る必要がある場合）に対応できるという点などが挙げられる。さらには、COP軌跡は、可搬式で比較的安価な足圧分布測定器があれば測定可能であるということも、COP軌跡を測定手法に使用するメリットであると考えられよう。

これらのことから、COP 軌跡は、様々な条件下でも比較的容易に測定が可能であり、臨床現場などのフィールドにおいて、利用しやすいパラメータであるといえる。

ところで、第 3 章、第 4 章において、接地中の後足部回内モーメントの発生には、足関節中心に対する COP の側方変位が大きな要因であることが明らかとなった。この結果から、後足部回内モーメントの発生には、COP 軌跡が少なからず関与しているものと考えられる。仮に、COP 軌跡と足関節中心に対する COP の側方変位との間に強い関係性が認められるのであれば、後足部回内角度と同様に、後足部回内モーメントも COP 軌跡を用いて簡易的に評価することができると考えられる。

5.2 目的

本研究の目的は、後足部回内モーメントの大きな要因である、水平面における足関節中心に対する COP の側方変位と、COP 軌跡との関係を明らかにすることであった。両者の間には高い相関関係が存在し、後足部回内モーメントを簡易的に評価するために COP 軌跡が利用可能であるという仮説を立てた。

5.3 方法

5.3.1 被検者

被検者は、第 2 章～第 4 章の研究と同様の、健康な成人男性 24 名のうち、後足部接地を行っていた 14 名(年齢 22.1 ± 2.0 歳, 身長 170.6 ± 4.8 cm, 体重 64.1 ± 10.9 kg)であった。なお、後足部接地の判断基準は第 2 章～第 4 章と同様である。実験にあたり、被検者には本研究の内容を十分に説明し、参加の同意を得た上で、同意書にサインをしてもらった。また、本実験は名古屋大学総合保健体育科学センターにおけるヒトを対象とする研究審査の承認を得た上で実施した。

5.3.2 動作の記録

分析に使用したマーカは、被検者の右足部に貼付した、内果 (MMA), 外果 (ANK), 踵下部 (HEE), 踵上部 (HEE2), 舟状骨 (NAV), 載距突起 (STAL), 踵部外側 (LCA), 第 2 第 3 中足骨遠位端の midpoint (TOE), 第 5 中足骨近位端 (P5M), 第 5 中足骨遠位端 (D5M), 第 1 中足骨近位端 (P1M), 第 1 中足骨遠位端 (D1M), 第 1 基節骨遠位端 (HLX) の、合計 13 個であった。HEE と HEE2 マーカは踵部後面に貼り付けた熱可塑性のプレートの上に貼付し、HEE マーカは床面から 2cm の高さを基準として貼付した (図 5.1)。これらの設定は第 3 章、第 4 章と同様であった。



図 5.1 マーカ貼付位置（再掲）

5.3.3 実験機器

実験機器の配置は第 2 章，第 3 章の研究と同様であった．30m の走路の中央部にフォースプレート（Type 9281E; Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland）を埋め込み，10 台のカメラのモーションキャプチャシステム VICON T20（Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK）をフォースプレートの周りに設置し，ランニング支持期中の足部の動きを 500Hz で収集した．フォースプレートデータはモーションキャプチャシステムのデータと同期して測定され，1kHz で AD 変換された．さらに，光電管によってランニング速度を試技毎に測定した．

全ての被検者は十分なウォーミングアップの後，試技を行った． $3.30 \pm 0.17\text{m/s}$ の速度で，ストライドを変えることなく右脚がフォースプレートの上を完全に踏み，なおかつ，自然な動作で走り抜けた試技を成功試技とした．成功試技か否かの判断は第 2 章，第 3 章の研究と同じ基準であった．

5.3.4 算出パラメータ

これまで足圧分布測定器の COP 軌跡によって簡易的に足部動態を評価する際は，支持期全体を通して得られた足圧の形を用いて，踵部とつま先（第 2 趾）を結んだ線を足部長軸とし，その足部長軸に対する COP の側方変位の大きさを指標とする方法が多くの研究で用いられてきた（Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; De Cock et al., 2008; Willems et al., 2006）．よって，本研究では先行研究で用いられている足部長軸の定義と同等になるように，足部が最も地面に押し付けられている瞬間（足部に貼付した 11 個のマーカの z 座標の合計値が最小になったとき）の HEE と TOE マーカを

結び、水平面に投影した線を足部長軸とし、その足部長軸に対する COP の側方変位 (Lcop) を算出した (図 5.2 上). また、第 3 章、第 4 章と同様に、後足部回内モーメントの大部分を反映している a_cop も算出した (図 5.2 下). Lcop は足部長軸に対する COP の側方変位、a_cop は足関節中心に対する COP の側方変位である. なお、Lcop, a_cop とも、符号は足部長軸に対して外側 (小趾側) を正、内側 (母趾側) を負と設定した.

5.3.5 支持期の局面分け

支持期の局面分けは第 3 章の研究と同様に、以下のように分類した.

Phase I : Fz が 50N を超えてから (Cavanagh and Lafortune, 1980), 足関節底屈モーメントが足関節背屈モーメントに切り替わるまでの範囲.

Phase II : phase I 終了後から、Fz が最大になるまでの範囲.

Phase III : phase II 終了後から、足関節背屈モーメントが最大になるまでの範囲.

5.3.6 データ処理

各被検者の 5 本の成功試技 (1 名に関しては 4 本) 毎に、phase I, phase II, phase III での Lcop の平均値、さらには、phase I ~ phase III を通しての Lcop の平均値と最大値を算出した. それらを被検者毎に平均し、各被検者における各変数の代表値を算出した (Lcop I, Lcop II, Lcop III, Lcop_ave, Lcop_max) (図 5.3).

さらに、接地の瞬間 (床反力の垂直成分が 50N を超えた瞬間) からの Lcop の変化量を、上記の 5 変数に対してそれぞれ算出し、各被検者における代表値とした (Δ Lcop I, Δ Lcop II, Δ Lcop III, Δ Lcop_ave, Δ Lcop_max) (図 5.3).

Lcop に対する手法と同様に、各被検者の 5 本の成功試技 (1 名に関しては 4 本) 毎に、phase I, phase II, phase III での a_cop の平均値、さらには、phase I ~ phase III を通しての a_cop の平均値と最大値を算出した. それらを被検者毎に平均し、各被検者における各変数の代表値を算出した (a_cop I, a_cop II, a_cop III, a_cop_ave, a_cop_max) (図 5.4).

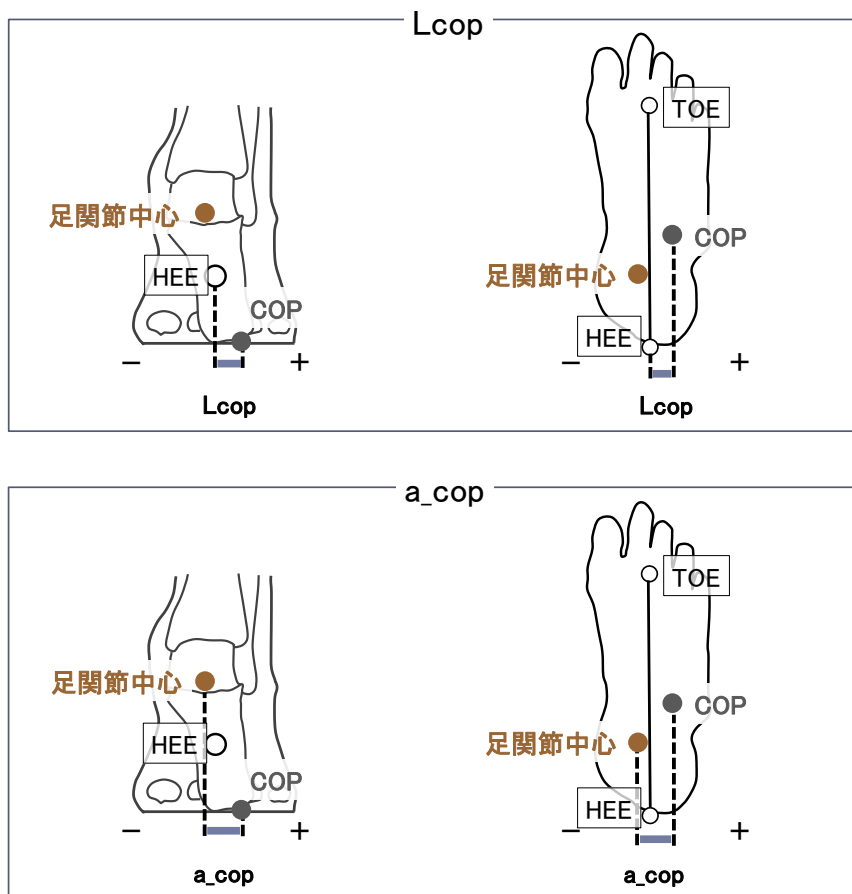


図 5.2 Lcop と a_cop の定義

HEE, 踵下部; TOE, 第2第3中足骨遠位端の midpoint

Lcop, 水平面における足部長軸に対する COP の側方変位

a_cop, 水平面における足関節中心に対する COP の側方変位

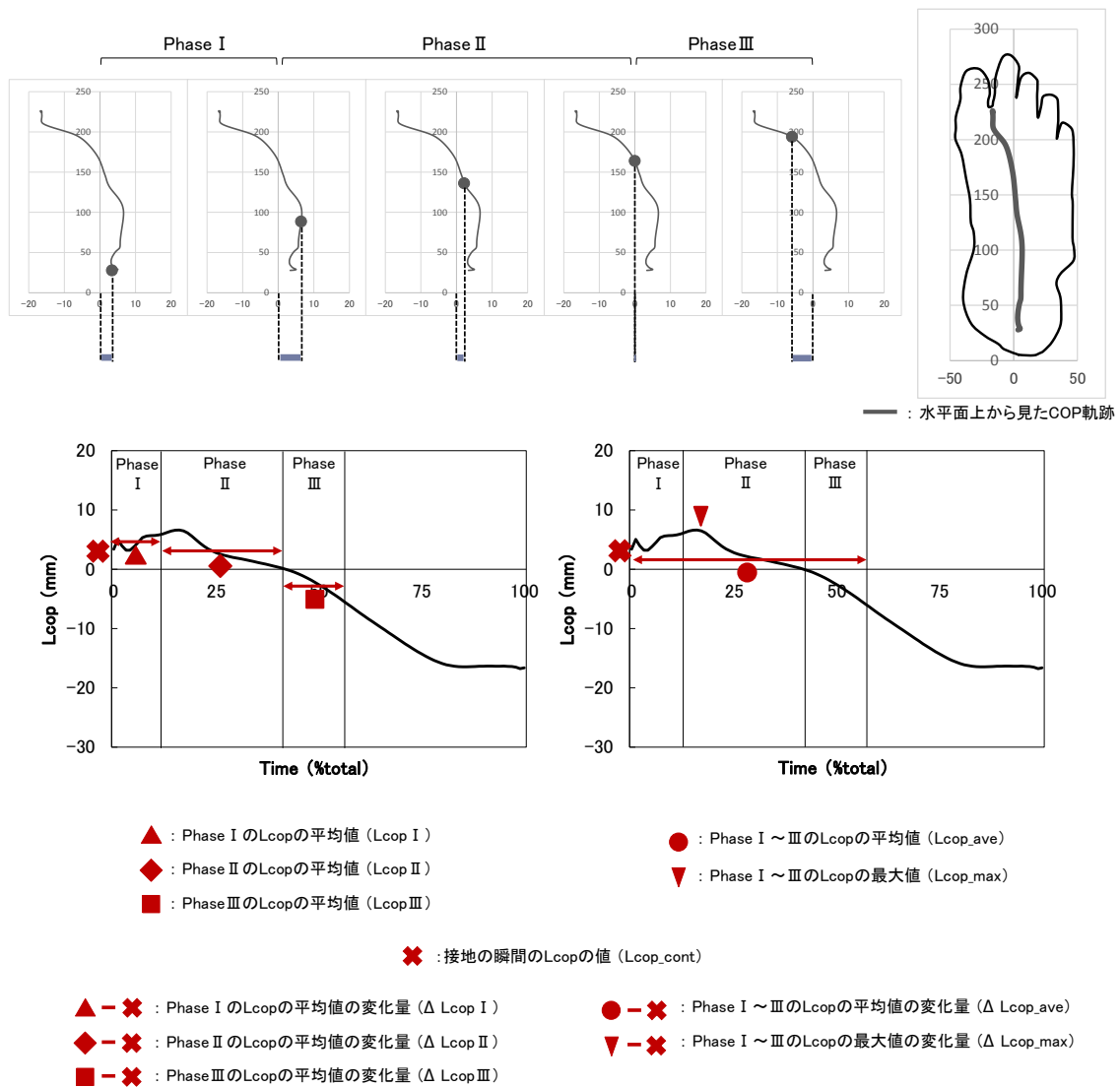


図 5.3 COP の側方変位に関する各パラメータの定義

Lcop, 水平面における足部長軸に対する COP の側方変位

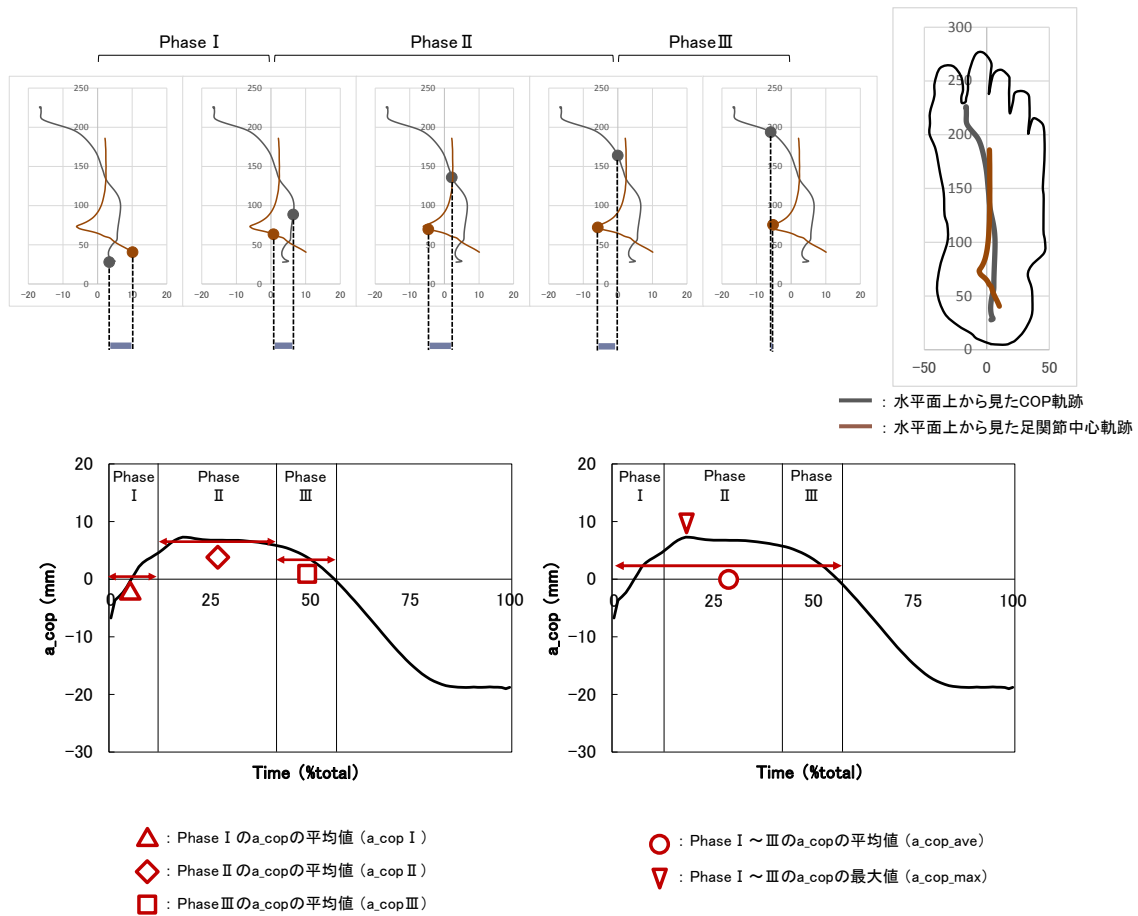


図 5.4 足関節中心に対する COP の側方変位に関する各パラメータの定義

a_{cop} , 水平面における足関節中心に対する COP の側方変位

5.3.7 統計処理

統計処理には Microsoft office Excel 2010 (Microsoft 社製) を用いた。上述したように Lcop, a_cop における代表値を得た後、以下に示すような変数の組み合わせについて、相関分析を行った。相関関係についてはピアソンの積率相関係数を用い、有意水準は 5%未満とした。

- ① Lcop I と a_cop I
- ② Lcop II と a_cop II
- ③ LcopIII と a_copIII
- ④ Lcop_ave と a_cop_ave
- ⑤ Lcop_max と a_cop_max
- ⑥ Δ Lcop I と a_cop I
- ⑦ Δ Lcop II と a_cop II
- ⑧ Δ LcopIII と a_copIII
- ⑨ Δ Lcop_ave と a_cop_ave
- ⑩ Δ Lcop_max と a_cop_max

5.4 結果

表 5.1 に、被検者 14 名についてそれぞれ得られた各パラメータの値を示した。

図 5.5 の上段に、各局面における L_{cop} と a_{cop} との相関を示した。その結果、**phase II** 及び **phase III** において両者の間に中程度の有意な正の相関関係が認められた。これは、**phase II** と **phase III** においては、COP 軌跡が外側を通る者ほど後足部回内モーメントを生み出すモーメントアーム (a_{cop}) が大きいことを示している。

また、図 5.5 の下段に、**phase I** ~ **phase III** の局面全体における、 L_{cop} と a_{cop} との相関関係について示した。その結果、平均値において、有意な相関関係は認められなかった。これにより、**phase II** と **phase III** で認められた L_{cop} と a_{cop} の関係は、支持期前半全体を通して成立し続けるものではないことが示された。また、最大値においても、両者の間に有意な相関関係は認められなかった。

図 5.6 の上段に、各局面における ΔL_{cop} と a_{cop} との相関を示した。その結果、全ての局面において両者の間に有意な相関関係は認められず、接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量は、後足部回内モーメントを生み出すモーメントアーム (a_{cop}) の大きさを反映しないことが示された。これは、 $L_{cop II}$ と $a_{cop II}$ 、 $L_{cop III}$ と $a_{cop III}$ との間には相関関係が認められたものの、接地の瞬間を基準とした変化量を用いると、両者の間に関係性が認められなくなることを示している。

図 5.6 の下段に、**phase I** ~ **phase III** の局面全体における、 ΔL_{cop} と a_{cop} との相関関係を示した。その結果、平均値と最大値のいずれにおいても有意な相関関係は認められなかった。

表5.1 各パラメータにおける結果

	Lcop I	Lcop II	Lcop III	Lcop_ave	Lcop_max	$\Delta Lcop I$	$\Delta Lcop II$	$\Delta Lcop III$	$\Delta Lcop_ave$	$\Delta Lcop_max$	a_cop I	a_cop II	a_cop III	a_cop_ave	a_cop_max
被検者1	9.2	3.7	-4.4	2.6	12.0	0.3	-5.2	-13.3	-6.4	3.1	4.6	9.4	5.2	6.8	10.7
被検者2	6.0	7.2	1.3	5.6	11.2	2.6	3.8	-2.1	2.2	7.8	2.4	11.7	7.8	8.5	13.4
被検者3	0.8	0.3	-5.3	-1.1	8.0	-0.8	-1.3	-6.9	-2.7	6.4	-5.7	3.7	-0.3	0.6	6.9
被検者4	1.6	1.3	-7.3	-0.8	6.8	4.2	3.8	-4.7	1.8	9.3	-1.0	8.0	3.7	4.6	9.5
被検者5	0.6	3.8	-1.2	1.6	7.9	1.9	5.1	0.0	2.9	9.1	-3.1	6.9	3.9	3.6	8.6
被検者6	6.8	6.9	-1.1	5.4	12.3	3.7	3.8	-4.2	2.3	9.1	-0.6	7.5	2.0	4.8	10.3
被検者7	3.8	2.4	-4.2	1.6	8.1	2.3	0.9	-5.7	0.1	6.6	5.9	10.1	5.6	8.3	13.2
被検者8	10.4	-0.8	-5.4	-0.3	12.7	-0.6	-11.9	-16.4	-11.3	1.6	-6.2	-4.9	-6.0	-5.4	-2.6
被検者9	4.8	2.4	-3.3	1.8	7.1	1.3	-1.2	-6.9	-1.8	3.5	1.8	5.6	-2.3	2.9	7.2
被検者10	10.5	3.2	-2.3	2.9	12.8	-0.3	-7.5	-13.0	-7.8	2.0	3.7	6.5	2.7	4.9	8.9
被検者11	14.6	5.7	-1.7	5.8	17.4	-0.3	-9.2	-16.7	-9.1	2.5	6.7	9.8	5.7	7.9	12.1
被検者12	0.5	-1.6	-6.4	-2.7	4.2	3.9	1.7	-3.1	0.6	7.5	-0.1	3.5	0.4	1.8	5.3
被検者13	-1.7	-4.2	-4.5	-3.9	3.9	2.7	0.2	-0.2	0.5	8.3	2.9	5.4	6.0	5.1	8.9
被検者14	5.4	10.8	7.6	8.2	12.0	5.6	11.0	7.7	8.4	12.2	-0.4	10.8	9.8	6.8	12.2
平均値	5.3	2.9	-2.7	1.9	9.7	1.9	-0.4	-6.1	-1.5	6.4	0.8	6.7	3.2	4.4	8.9
標準偏差	4.7	3.9	3.8	3.5	3.8	2.0	6.2	6.9	5.4	3.3	4.0	4.2	4.2	3.7	4.1

(mm)

Lcop I, Phase I のLcopの平均値; Lcop II, Phase II のLcopの平均値; Lcop III, Phase III のLcopの平均値

Lcop_ave, Phase I ~ III のLcopの平均値; Lcop_max, Phase I ~ III のLcopの最大値

$\Delta Lcop I$, Phase I のLcopの平均値の変化量; $\Delta Lcop II$, Phase II のLcopの平均値の変化量; $\Delta Lcop III$, Phase III のLcopの平均値の変化量

$\Delta Lcop_ave$, Phase I ~ III のLcopの平均値の変化量; $\Delta Lcop_max$, Phase I ~ III のLcopの最大値の変化量

a_cop I, Phase I のa_copの平均値; a_cop II, Phase II のa_copの平均値; a_cop III, Phase III のa_copの平均値; a_cop_ave, Phase I ~ III のa_copの平均値; a_cop_max, Phase I ~ III のa_copの最大値

なお、Lcopは水平面上における足部長軸に対するCOPの側方変位、a_copは水平面上における足関節中心に対するCOPの側方変位である。

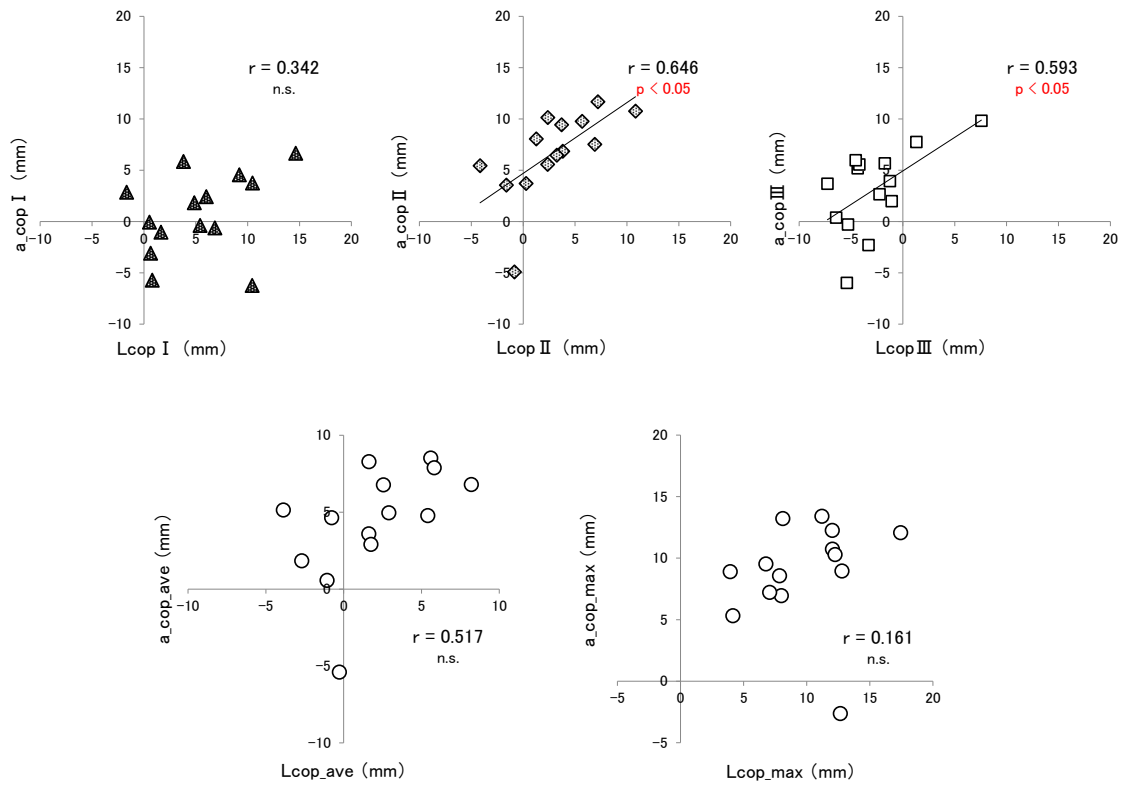


図 5.5 Lcop と a_cop との関係

- Lcop I, Phase I の Lcop の平均値
- Lcop II, Phase II の Lcop の平均値
- Lcop III, Phase III の Lcop の平均値
- Lcop_ave, Phase I ~ III の Lcop の平均値
- Lcop_max, Phase I ~ III の Lcop の最大値
- a_cop I, Phase I の a_cop の平均値
- a_cop II, Phase II の a_cop の平均値
- a_cop III, Phase III の a_cop の平均値
- a_cop_ave, Phase I ~ III の a_cop の平均値
- a_cop_max, Phase I ~ III の a_cop の最大値

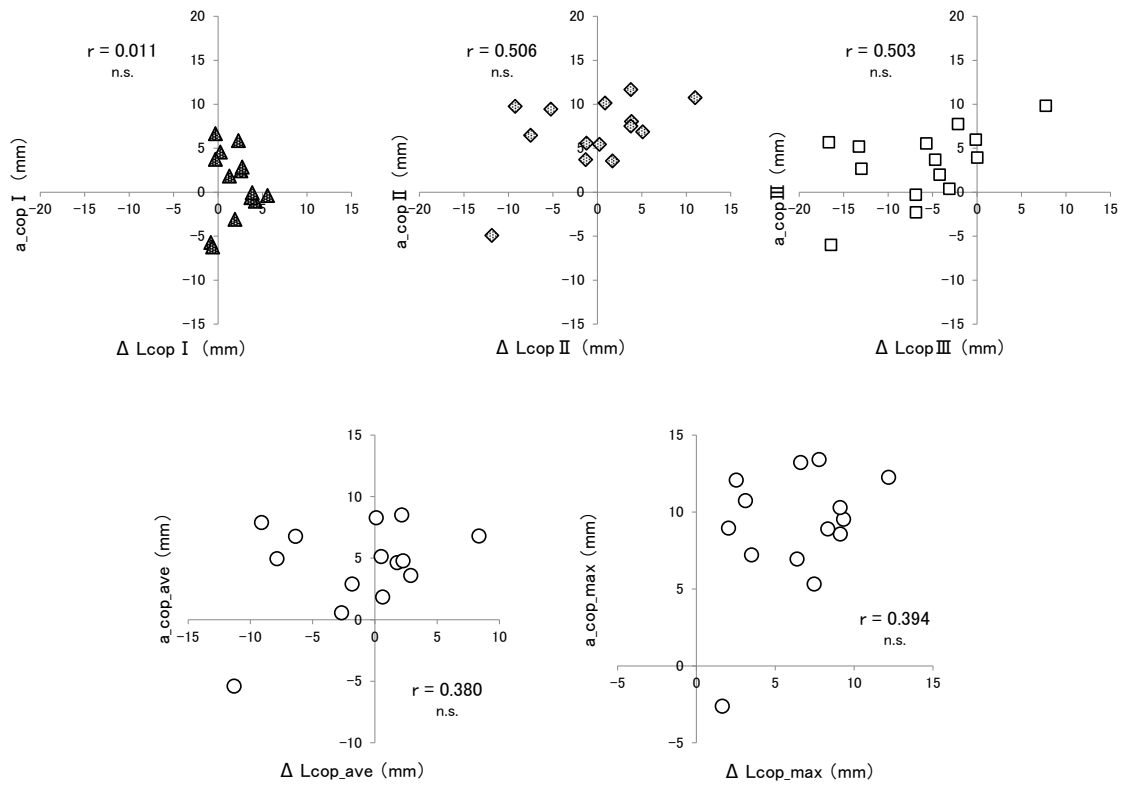


図 5.6 ΔLcop と a_cop との関係

ΔLcop I, Phase I の Lcop の平均値の変化量

ΔLcop II, Phase II の Lcop の平均値の変化量

ΔLcop III, Phase III の Lcop の平均値の変化量

ΔLcop_ave, Phase I ~ III の Lcop の平均値の変化量

ΔLcop_max, Phase I ~ III の Lcop の最大値の変化量

a_cop I, Phase I の a_cop の平均値

a_cop II, Phase II の a_cop の平均値

a_cop III, Phase III の a_cop の平均値

a_cop_ave, Phase I ~ III の a_cop の平均値

a_cop_max, Phase I ~ III の a_cop の最大値

5.5 考察

COP 軌跡はこれまで、後足部回内角度をより簡易的に評価する方法として重宝されてきた。その理由としては、COP 軌跡は比較的安価で可搬性に富む足圧分布測定器を用いて測定できることや、角度に比べて即座にデータ化できることなどが挙げられる。

COP 軌跡は 2 次元座標データとして取得できるが、特に接地中の足部長軸に対する側方方向への変位は、後足部の回内外角度を反映するものとして広く浸透し、多くの研究で利用されてきた。このような簡易的に評価する方法は、Dixon (2006) や仲谷と西脇 (2009) によって、ランニング中の COP の側方変位と後足部回内角度との間の有意な相関関係が報告されてきたことにより広く一般に定着しているものと考えられる。

そのため、接地中における COP の側方方向への変位は、過使用ランニング障害のリスク因子と考えられ、実際に過使用ランニング障害と COP 側方変位との関係性を調べている研究も見受けられる (Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; Willems et al., 2006)。

この COP 側方変位と後足部回内角度との関係は、特に接地直後の局面において成立することが証明されてきた。Dixon (2006) は、接地直後の局面において、COP の側方変位が一度ピークを迎えることに着目し、接地の瞬間からその時点までの COP 側方変位の変化量と、後足部回内角度の最大値や、接地の瞬間からの後足部回内角度の最大値までの変化量との関係を調べ、その相関関係を示した。また、仲谷と西脇 (2009) は、接地直後の局面において、床反力の垂直成分が一度目のピーク後に極小値を迎えることに着目し、接地の瞬間からその時点までの COP 側方変位の変化量と、後足部回内角度の最大値との関係を調べ、その相関関係を明らかにしている。

これらの研究結果から、接地直後においては、後足部回内角度の評価に接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量を利用できる可能性が示唆されてきた。しかし、第 4 章までに述べた通り、後足部回内角度のような運動学的変数では、過使用ランニング障害との関係を明確に示せないため、後足部回内モーメントのような力学的変数の評価がより重要であると考えられる。しかし、後足部回内モーメントの評価に、COP 側方変位が利用可能であるか否かはこれまで明らかにされてこなかった。

そこで本研究においては、まず、COP 側方変位の絶対値 (L_{cop}) と、後足部回内モーメントの多くを生み出すモーメントアーム (a_{cop} : 足関節中心に対する COP の側方変位) の絶対値との関係を、支持期前半を通して検証した。その結果、phase II, phase

IIIにおいて、両者の間に中程度の有意な相関関係が認められ、COP が外側を通る者は、より大きな a_{cop} （後足部回内モーメント発生の主な要因）を示していることが明らかとなった。

後足部回内モーメント発生の主な要因である a_{cop} は、足関節中心の側方変位と COP 側方変位の 2 つの変位から成り立っている。そのため、足関節中心が側方内側に、COP が側方外側に位置するほど、 a_{cop} は大きくなるが、これを COP の側方変位の情報のみでどこまで説明できるのかが注目すべき点であった。

L_{cop} と a_{cop} の関係性が認められなかった phase I は、接地直後ということもあり、足関節中心が外側から内側へ大きく入り込む、変動の大きな局面であった（図 5.4 参照）。よって、 a_{cop} の大きさには足関節中心の側方への変動が強く影響し、COP の側方変位だけでは a_{cop} の大きさを説明しきれなかったものと考えられる。一方、phase II, phase III においては、足関節中心に大きな変動はなく、最も内側に位置した状態でほぼ静止状態にある（図 5.4 参照）。よって、主に COP 側方変位の変動が a_{cop} の大きさに影響を与えやすい状況であり、 L_{cop} と a_{cop} との関係性が認められたものと考えられる。ただ、中程度の相関関係に留まったのは、phase II, phase III において足関節中心の側方への動きはほぼないものの、静止している位置によって（大きく内側に変位した状態で静止しているか、内側への変位が小さい状態で静止しているかによって） a_{cop} の大きさが変わるために、足関節中心位置が a_{cop} の大きさにある程度の影響を与え、 L_{cop} と a_{cop} との関係性を弱めているものと考えられる。実際、足部長軸に対する足関節中心の側方変位の被検者 14 名の値は、phase II で $-9.6\text{mm} \sim 4.1\text{mm}$ 、phase III で $-11.0\text{mm} \sim 0.6\text{mm}$ と被検者間でばらつきがあることが示されている。

よって、phase II, phase III においては、足関節中心が側方へ大きく動かないため、COP の側方変位が a_{cop} の大きさに主に影響を及ぼしていたものの、足関節中心位置自体に被検者間のばらつきがあり、それが a_{cop} の大きさに多少影響を及ぼすために、COP の側方変位と a_{cop} の関係性は中程度の相関に留まったものと考えられる。

本研究においては、絶対値同士での相関分析とは別に、接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量 (ΔL_{cop}) が後足部回内モーメントの多くを生み出す a_{cop} の絶対値を反映しているかについても検討した。この、接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量は、Dixon (2006) や仲谷と西脇 (2009) によって後足部回内角度との関係が示され

ている指標である。そのため、後足部回内動作に関係する後足部回内モーメントにも何らかの影響を与えていることが期待された。しかしながら、phase I～phase IIIにおける平均値や最大値、また、phase I、phase II、phase IIIにおける平均値全てにおいて、 ΔL_{cop} と a_{cop} との間に有意な相関関係は認められなかった。この結果により、接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量は、支持期前半を通して a_{cop} の絶対値を反映しないことが明らかとなった。これは、 a_{cop} が足関節中心の側方変位の絶対値と COP 側方変位の絶対値といった、絶対値同士の値により導かれているため、 ΔL_{cop} といった変化量を用いた指標との関係性が見られなかったものと考えられる。

これらの結果と先行研究の結果をまとめると、接地直後においては、接地の瞬間からの COP 側方変位の変化量が、後足部回内角度と関係性が高く、接地直後より後においては、COP 側方変位の絶対値が、後足部回内モーメント発生に寄与するモーメントアームと関係性が高いことが分かった。本研究ではさらに、COP 側方変位の絶対値 (L_{cop}) と実際の後足部回内モーメント (M_{tot}) の大きさとの関係を調べた。その結果、phase II では有意な相関が認められたが ($r = 0.625, p < 0.05$)、phase III では有意な相関が認められなかった ($r = 0.470, n.s.$)。よって、接地直後より後の、特に phase II において COP が外側を通る者は、より大きな後足部回内モーメントを受けていることが明らかとなった。

このように、局面毎に COP 側方変位が後足部回内動作に与える意味合いが異なることを明らかにした本研究の結果は、COP 軌跡を用いて足部動態の評価を行う際の新たな知見を与えたものと考えられる。

では、本研究で得られた知見が、臨床現場などのフィールドにおいて利用可能か否かを考察する。

臨床現場などのフィールドにおいて COP 軌跡の情報を取得する際、足圧分布測定器を利用する機会が多い。足圧分布測定器を用いると、接地中の COP 軌跡の時系列データを取得することができる。また、接地中に得られた足圧分布の形から、踵部の最も膨らんだ部分と第 2 趾を結んだ直線により足部長軸の向きを定めることで、足部長軸に対する COP 側方変位を算出する (Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; De Cock et al., 2008; Willems et al., 2006)。本研究で定めた足部長軸の定義は、踵部後面と第 2 第 3 中足骨遠位端の midpoint に実際に貼付したマーカ同士を結んだ線であり、足圧分布測定器による定義と完全に一致するものではないが、類似したものであると仮定すれば、

足圧分布測定器による COP 側方変位を用いることで、後足部回内モーメント発生に寄与するモーメントアーム (a_{cop}) を簡易的に評価することができると考えられる。

しかし、注意すべき点は、COP 側方変位と a_{cop} との間には関係性が認められているものの、phase II では相関係数 0.646 ($p < 0.05$)、phase III では相関係数 0.593 ($p < 0.05$) と、中程度の相関関係しか認められていない点である。さらに、COP 側方変位と後足部回内モーメント (M_{tot}) との関係性を見ると、phase II では相関係数 0.625 ($p < 0.05$)、phase III では相関係数 0.470 (n.s.) となり関係性が弱まることも本研究結果から明らかとなっている。これに、足圧分布測定器を用いた足部長軸の定義と、実際の定義との整合性が明確に証明されていない現在の状況を加えて考えると、足圧分布測定器のみを用いて後足部回内モーメントを十分な信頼性を持って評価することは困難であると考えられる。

よって、COP 軌跡のデータを用いて phase II、phase III の後足部回内モーメントを正確に評価するためには、COP 軌跡とともに足関節中心軌跡を同時にデータ化し、足関節中心に対する COP の側方変位である a_{cop} を直接求めることが不可欠であると考えられる。そのため、足圧分布測定器のみを用いた評価では限界があり、床反力と足関節中心位置の同期測定による評価が現時点での最も有効な手法であると考えられる。

5.6 結言

本章では、後足部回内モーメントの大部分を反映しているモーメントアーム（水平面における足関節中心と COP の側方変位）と COP 軌跡との関係を明らかにし、後足部回内モーメントを簡易的に評価するために COP 軌跡が利用可能か否かを検討した。その結果、以下の知見が得られた。

- (1) 接地直後より後の局面において、COP 側方変位の絶対値と、モーメントアーム (a_{cop}) の大きさとの間に相関が認められたものの、その程度は中程度であった。
- (2) 接地の瞬間からの COP の側方変位の変化量と、モーメントアーム (a_{cop}) との間には、有意な相関関係は認められなかった。
- (3) COP 軌跡のみを用いて後足部回内モーメントを正確に評価することは、現時点では困難である。

第6章 総合考察

本論文は、過使用ランニング障害の一要因であると考えられる、後足部回内動作を誘発する後足部回内モーメントの発生機序を詳細に調べることで、過使用ランニング障害の予防や改善に関する有益な情報を得ることを目的として実施した。

ランニング支持期中において後足部を回内外させるモーメントは、慣性モーメント (I) と後足部の回内外方向の角加速度 ($\dot{\omega}$) の積 ($I\dot{\omega}$) である正味の回内外モーメント、人体内部で発生する回内外モーメントである JM 、床反力由来の回内外モーメントである GM を用いると、

$$I\dot{\omega} = JM - GM$$

と表される。しかし、ランニング支持期においては、後足部の回内外方向の角加速度は非常に小さく、 $I\dot{\omega}$ は無視できる程小さい値となるため、 JM と GM は大きさがほぼ等しいモーメントとなる。

この2つのモーメントのうち、後足部の回内動作が発生している接地初期に回内方向に作用しているのは床反力由来のモーメントである（人体内部のモーメントは、床反力由来のモーメントに拮抗するように回外方向に作用している）。このことから、後足部回内動作を導いているのは、床反力由来のモーメントであると結論付けることができる。よって、本研究では、足関節に加わるモーメントのうち、特に床反力由来の後足部回内外モーメントの発生機序に着目することとした（第1章）。

本論文で、モーメントという力学的変数に着目した理由は、これまで後足部回内角度の大きさと過使用ランニング障害の関係について多くの研究が行われてきたにも関わらず、その見解は一致せず、後足部回内角度の大きさが、過使用ランニング障害の要因として扱えない可能性が考えられたためである。本来、過使用ランニング障害の要因と考えられるのは、関節に加わる力学的負荷であるモーメントである。そのため、過使用ランニング障害の要因とされる変数としては、後足部の回内動作を誘発し、かつ、足関節への力学的負荷となる後足部回内モーメントを扱うべきである。

しかし、臨床などの現場では、後足部回内モーメントの代用として、後足部回内角度が伝統的に利用されてきた。これは、角度のような運動学的変数の方が、現場

において簡易的に測定できるためであると考えられる。このような、後足部回内角度の利用に関する大きな問題は、後足部回内角度が、後足部回内モーメントを代用できる変数か否かの検証がなされないまま利用されてきたことである。

そこで、本論文ではまず、後足部回内角度と後足部回内モーメントの関係性を調べることにした。分析の結果、接地直後、さらには、その後の局面において、後足部回内角度の大きさと後足部回内モーメントの大きさとの間に有意な関係性を認めることは出来なかった（第2章）。これは、外から捉えた後足部回内角度の情報のみでは、その関節に作用している力学的負荷を正確に評価できないことを示唆している。

全ての関節には、それぞれの運動方向に対して関節可動域 (ROM) が存在するが、その ROM の大きさは、個人によって異なる（例えば、足関節の回内方向の ROM が 7° の者もいれば、 15° の者もいる）。よって、大きな後足部回内角度を示していたとしても、人によっては ROM に達するまでに余裕があり、関節に加わる力学的負荷も小さい場合がある。反対に、小さな後足部回内角度を示していたとしても、人によっては個人の持つ ROM を超えており、関節に加わる力学的負荷が大きい場合もある。このような理由から、後足部回内角度では、関節負荷の正しい指標にはなり難く、過使用ランニング障害の要因を示す変数としては、後足部回内モーメントのような力学的変数を直接扱わなければならないことが示された。

第2章の研究により、過使用ランニング障害の要因となる変数として、後足部回内モーメントを扱う必要があることが示された。しかし、今後、過使用ランニング障害の予防や改善を目指すためには、後足部回内モーメントを評価することに加え、その後足部回内モーメントを生み出している要因を明らかにし、後足部回内モーメントをコントロールする方法を見出す必要がある。

そこで、第3章では、その後足部回内モーメントの発生機序について調べた。後足部回内モーメントの発生機序を調べるためには、まず、モーメントが何によって構成されているのかを明らかにする必要がある。足関節に力学的負荷として外から加わるモーメントは、床反力に由来するモーメントであるため、第3章では、モーメントを、床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントと床反力の垂直成分由来の後足部回内モーメントに分類した。さらに、モーメントの大きさを決める要因として、床反力の水平面成分由来の後足部回内モーメントを、足関節中心の高さ（モーメントアーム）と床反力の側方成分（力）に、床反力の垂直成分由来の後足部回内

モーメントを、足関節中心に対する COP の側方変位（モーメントアーム）と床反力の垂直成分（力）に、それぞれ分類した。これらの構成要素が、後足部回内モーメントの大きさにどのように寄与しているかを調べることで、モーメントの発生機序を明らかにしようとした。

分析の結果、接地直後には床反力の側方成分が、その後の局面では、足関節中心に対する COP の側方変位が後足部回内モーメントの大きさに寄与していることが明らかとなった。さらに、接地直後の床反力の側方成分には、接地直前の後足部側方速度の大きさが寄与していることが明らかとなった。これは、接地直前に後足部の持つ運動量が、接地によってほぼ 0 に変化するため、その運動量の変化分が力積に変換されることによるものと考えられる。このことから、ランニング支持期中の後足部回内モーメントは、接地前に後足部が側方内側に速度を持っていることと、接地中に足関節中心と COP の側方変位が大きくなることによって発生するものであることが示された。

接地前の後足部側方速度は、ランニングフォームによって変化するものと考えられる。後足部が側方内側に速度を持つ条件としては、後足部が進行方向に対して内側に入りながら接地する場合が考えられる。これに加えて、つま先が外側を向きながら接地する場合が考えられる。これは、本論文で扱っている側方方向が、水平面上における足部長軸に対して垂直な方向であり、たとえ、後足部が進行方向と同じ方向に動いても、つま先が外側を向くと、足部長軸に対する側方速度が発生するためである。

このようなランニングフォームによって生み出される後足部側方速度により、接地直後の後足部回内モーメントの発生が導かれることになると考えられる。つまり、接地直後の後足部回内モーメントを抑制するためには、接地時に後足部を進行方向と同じ方向に動かし、かつ、進行方向と同じ向きにつま先を向けるような対処方法が考えられる。

また、後足部回内モーメントのもう 1 つの発生要因と認められた、足関節中心と COP の側方変位は、支持期において足関節中心が内側へ入り込むことや、COP が外側に位置することによって増大すると考えられる。これらの変数をコントロールし、後足部回内モーメントを抑制するためには、足底板などの外的作用によって、接地中の足関節中心の内側への入り込みや、COP の外側への変位を抑えるような対処方

法が考えられる。

今後は、これらの対処方法によって実際にどれ程のモーメントが抑制されるかを検討する研究も必要である。

このように、第 3 章では、ランニングにおける後足部回内モーメントを発生させる要因と、それをコントロールする手法について検討することができた。そこで第 4 章では、ランニングだけでなく、移動様式として類似している歩行に調査対象を広げ、後足部回内モーメントの発生機序について調べることにした。

分析の結果、ランニングと歩行においては、後足部回内モーメントの発生機序はほぼ同様であることが確認された。しかし、唯一異なっていた点は、歩行においては接地直前の後足部側方速度が、後足部回内モーメントの発生要因になっていなかった点である。ランニングにおいても歩行においても、接地の瞬間は床面と後足部の衝突が起こった後、後足部の側方速度はほぼ 0 となるので、接地前の運動量は接地中の力積に変換されるものと考えられる。しかし、歩行では、接地直前の後足部側方速度の大きさと、接地直後の床反力の側方成分の大きさとの間に関係性は認められなかった。これは、歩行においては、接地直前の後足部側方速度の個人差が少なかったためであると考えられる。

ランニングと異なり、歩行では滞空期が存在せず、比較的安定した状態での接地となる。そのため、ウォーキングフォームや接地の仕方は個人間で大きく異なることはなく、これが接地直前の後足部側方速度の個人差の少なさにも表れたものと考えられる。

よって、歩行時の後足部回内モーメントをコントロールするためには、接地中の足関節中心に対する COP の側方変位を装具などで抑えることが現実的であり、接地前の足部の挙動を変えることでは効果は少ないことが示唆された。

第 4 章の結果より、ランニングと歩行における後足部回内モーメントの発生機序の違いが明らかとなった。また、それと同時に、ランニングにおいても歩行においても共通して後足部回内モーメントを発生させているのは、接地中の足関節中心に対する COP の側方変位であることも明らかとなった。この足関節中心に対する COP の側方変位は、特に後足部回内モーメントの値がピークを迎える局面において、モーメントの大きさに強く影響していた。これらのことから、足関節中心に対する COP の側方変位は、後足部回内モーメントの発生要因の中でも特に重要な要因であ

ることが明らかとなった。

この足関節中心に対する COP の側方変位は、足部長軸に対する足関節中心の側方変位と、足部長軸に対する COP の側方変位の 2 つによって成立している。そのうち、COP の側方変位は、足圧分布測定器によって簡易的に記録できるものである。仮に COP の側方変位によって足関節中心に対する COP の側方変位が説明できれば、可搬性に富む足圧分布測定器を用いて後足部回内モーメントを様々な場所で簡易的に評価できる可能性が高まる。これまで臨床現場などで利用されてこなかった後足部回内モーメントの測定を、今後臨床現場に浸透させるためには、後足部回内モーメントの簡易的な評価方法を確立することが重要であると考えられる。

そこで第 5 章では、後足部回内モーメントの主な発生要因である、足関節中心に対する COP の側方変位を、COP 軌跡を用いて評価できるか否かを検討した。

分析の結果、COP の側方変位が外側に位置する者ほど、足関節中心に対する COP の側方変位が大きくなるという関係性が認められた。これにより、COP 軌跡を用いて後足部回内モーメントを簡易的に評価できる可能性が示唆された。しかしながら、両者の関係を示す相関係数は中程度であり、過使用ランニング障害を探るための精度としては十分ではないことも確認された。これは、支持期中の足関節中心位置の情報も、後足部回内モーメントを精度良く評価する際には必要であることを示している。今後、臨床現場などで後足部回内モーメントの測定を精度良く行うためには、可搬性に富む足圧分布測定器による COP 軌跡のデータと足関節中心の位置データを同座標系で測定できるようなシステムの開発が必要であると考えられる。もしくは、立位時の足関節中心位置の情報を用い、支持期中の COP 軌跡データを補正するような処理を加えることで、後足部回内モーメントの測定が精度良く行えるかを検討するなど、様々な試みを行い、現場で活用しやすい評価方法を見つけ出すことが重要であると考えられる。

このように、本論文では、ランニングの支持期において後足部回内角度よりも後足部回内モーメントを測定することの重要性を示し、後足部回内モーメントの発生要因をランニング時、歩行時ともに明らかにした。さらに、後足部回内モーメントの簡易的評価手法についても一つの方向性を導き出すことができ、過使用ランニング障害の予防や改善に対する研究を前進させることができたと考えられる。しかし、本研究の結果をさらに発展させるために、本研究の限界を理解しておく必要がある。

まず、本研究では、ランナーに最も多いと言われている後足部接地のランナーのみを対象にしている。しかし、実際のランナーの中には、中足部接地、もしくは前足部接地でランニングを行っている者も存在する。接地パターンが異なると、受ける床反力の波形や足関節中心の動き、また、COP軌跡が大きく異なると考えられるため、接地パターン毎にモーメントの発生機序が異なる可能性も考えられる。よって、様々な接地パターンのランナーに対する過使用ランニング障害予防の知見を得るためには、各種接地パターンにおける後足部回内モーメントの発生機序を明らかにする必要がある。

また、今回は、角度やモーメントなどの足部動態を詳細に分析するため、裸足にて実験を行ったが、実際にランニングを行う際はシューズを着用する。同じランナーがシューズを着用して走る場合と裸足で走る場合では、接地の仕方が変化する可能性が高い。したがって、より実際のランニング時の状況に応じたデータを取得するためには、シューズを着用しながら、今回と同様のデータを取得できるような実験設定の工夫が求められるだろう。

さらに、今回の被検者は成人男性のみを対象としているが、例えば、子どもや女性、もしくは高齢者などでは、接地パターンのみならず、アライメントやランニングフォームなど、条件が極端に異なる可能性がある。そのため、今後は様々な対象に被検者を広げ、データを収集していくことが必要と考えられる。

このように、今回の研究で実施した条件以外の、様々な条件における後足部回内モーメントの発生機序の解明が課題として残されているが、本研究において、典型的な後足部接地のランナーにおける後足部回内モーメントの発生機序が解明されたことは、過使用ランニング障害の予防や改善に対する有益な知見が得られたものと考えられる。本研究で得られた知見と、今後さらに条件を広げて得られる知見が、ランナー全般に対する過使用ランニング障害の予防や改善に活用されることが期待できる。

第7章 総括

本研究では、過使用ランニング障害の一要因である後足部回内モーメントの大きさを、運動学的変数である後足部回内角度によって説明できるか否かを明らかにした。また、後足部回内モーメントを発生させている要因をランニングと歩行において明らかにした。さらには、後足部回内モーメントを簡易的に評価する手法について、有効な方法を明らかにした。

得られた知見を以下に示す。

1. ランニング時における後足部回内角度と後足部回内モーメントとの関係

ランニング支持期において発生する後足部回内角度の大きさと、後足部回内モーメントの大きさとの間には、接地直後、その後の局面のいずれにおいても、関係性は認められなかった。

2. ランニング時における後足部回内モーメントの発生要因

ランニング支持期における後足部回内モーメントは、接地直後の床反力の側方成分の大きさと、接地中の足関節中心に対する COP の側方変位の大きさに依存していた。また、接地直後の床反力の側方成分の大きさは、接地直前の後足部側方速度の大きさに依存していた。

(本論文で定義した側方は、水平面上における足部長軸に対して垂直な方向である)

3. ランニング時と歩行時における後足部回内モーメントの発生要因の比較

ランニング時と歩行時のいずれにおいても、後足部回内モーメントは、接地直後の床反力の側方成分の大きさと、接地中の足関節中心に対する COP の側方変位の大きさによって発生していた。しかし、ランニングでは、接地直前の後足部側方速度の大きさが、接地直後の床反力の側方成分の大きさに影響していた一方で、歩行では、接地直前の後足部側方速度の大きさは、接地直後の床反力の側方成分の大きさに影響していなかった。

4. 旧来の測定手法（足圧分布）との比較

ランニング時の後足部回内モーメントの主な発生要因である，足関節中心に対する COP の側方変位は，足圧分布測定器により測定できる COP の側方変位のみでは，十分な精度で推定できないことが明らかとなった．

本博士論文では，後足部接地のランナーを対象に，過使用ランニング障害の一要因である後足部回内モーメントの発生機序を明らかにすることを主な目的として実施した．

その結果，ランニングにおいては，接地直前の後足部側方速度と，その後の足関節中心と COP の側方変位が，後足部回内モーメントの主な発生要因となっていることが明らかとなった．よって，これらの要因を測定することで，臨床現場などで測定が難しい後足部回内モーメントを簡易的に評価できることが示された．さらに，これまで過使用ランニング障害の予防や改善のために行われてきた後足部回内角度のコントロールに対し，接地前の足部の動きや接地中の足関節中心や COP の動きをコントロールすることの重要性が示された．これらの結果は，今後の過使用ランニング障害の予防や改善のために広く活用される，有益な情報となることが期待できる．

謝辞

本研究を遂行するにあたり、名古屋大学総合保健体育科学センター 池上康男名誉教授（現 愛知淑徳大学教授）、布目寛幸准教授（現 福岡大学教授）には多大なる御指導、御鞭撻を賜りました。本研究は、福井県に居住する私が不定期で名古屋に通う形で進めてきました。数少ない名古屋での研究活動の際には、まとめて多くの時間を作っていただきました。また、福井にいる際には電話やメールを用いて幾度も御助言をいただきました。研究拠点が離れている中、このように博士論文を纏めるまで懇切丁寧な御指導をいただきましたことに、心から感謝の意を表します。

平成 26 年度から指導教員を務めていただきました、教育発達科学研究科 秋間広教授には、博士論文執筆の過程で、貴重な御助言をいただきました。また、国際論文投稿時には、査読結果が返ってくるたび御激励をいただき、大きな励みとなりました。厚く御礼申し上げます。

本論文の審査過程において、副査を務めていただきました、教育発達科学研究科 蛭田秀一教授、佐々木康教授には、多くの御助言をいただきました。心より感謝申し上げます。

名古屋大学スポーツバイオメカニクス研究室の佐野真也氏、佐藤菜穂子氏、井上功一郎氏、伊賀崇人氏、松井一洋氏には、実験やデータ処理の際に様々な御協力をお願いし、研究の遂行を助けていただきました。本当にお世話になりました。

また、本研究の実験を行うにあたり、被検者として協力いただいた、名古屋大学の院生や、名古屋学院大学の学生に、深くお礼申し上げます。

最後に、博士論文執筆に多くの時間を費やすことに理解を示してくれた家族に、感謝したいと思います。ありがとうございました。

【参考文献】

- 阿江通良 (1996). 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Jpn J Sports Sci*, 15, 155-162
- Becker, J., Pisciotta, E., James, S., Osternig, L. R., & Chou, L. S. (2014). Center of pressure trajectory differences between shod and barefoot running. *Gait Posture*, 40(4), 504-509
- Boyer, E. R., Rooney, B. D., & Derrick, T. R. (2014). Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. *Med Sci Sports Exerc*, 46(7), 1384-1391
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*, 13(5), 397-406
- De Cock, A., Vanrenterghem, J., Willems, T., Witvrouw, E., & De Clercq, D. (2008). The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture*, 27(4), 669-675
- Dixon, S. J. (2006). Application of center-of-pressure data to indicate rearfoot inversion-eversion in shod running. *J Am Podiatr Med Assoc*, 96(4), 305-312
- Duffey, M. J., Martin, D. F., Cannon, D. W., Craven, T., & Messier, S. P. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32(11), 1825-1832

- Ferber, R., Hreljac, A., & Kendall, K. D. (2009). Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review. *Sports Health*, 1(3), 242-246
- Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(2), 52-58
- Ghani Zadeh Hesar, N., Van Ginckel, A., Cools, A., Peersman, W., Roosen, P., De Clercq, D., & Witvrouw, E. (2009). A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. *Br J Sports Med*, 43(13), 1057-1061
- Giddings, V. L., Beaupre, G. S., Whalen, R. T., & Carter, D. R. (2000). Calcaneal loading during walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, 32(3), 627-634
- Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., Janssen, P., & Horstmann, T. (2008). What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners? *J Biomech*, 41(9), 2042-2046
- Houck, J. R., Neville, C. G., Tome, J., & Flemister, A. S. (2009). Ankle and foot kinematics associated with stage II PTTD during stance. *Foot Ankle Int*, 30(6), 530-539
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 36(5), 845-849
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9), 1635-1641

Hurd, W. J., Kavros, S. J., & Kaufman, K. R. (2010). Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. *Clin J Sport Med*, 20(6), 428-435

インターリハ計測事業部 (2014). 光学反射式三次元動作解析装置 VICON の精度について ～精度検証結果・マーカ間距離～.

一般財団法人東京マラソン財団 (2015). 東京マラソン 2016 ランナー参加者申込状況. <http://www.marathon.tokyo/2016/news-media/files/300251536.pdf#search=%E6%9D%B1%E4%BA%AC%E3%83%9E%E3%83%A9%E3%82%BD%E3%83%B3+%E3%83%A9%E3%83%B3%E3%83%8A%E3%83%BC%E5%8F%82%E5%8A%A0%E8%80%85%E7%94%B3%E8%BE%BC%E7%8A%B6%E6%B3%81> (Accessed August 1, 2016)

石井慎一郎, 山本澄子 (2008). 非荷重時の膝関節自動伸展運動におけるスクリーホームムーブメントの動態解析. *理学療法科学*, 23(1), 11-16

Kulmala, J. P., Avela, J., Pasanen, K., & Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc*, 45(12), 2306-2313

Kwong, P. K., Kay, D., Voner, R. T., & White, M. W. (1988). Plantar fasciitis. Mechanics and pathomechanics of treatment. *Clin Sports Med*, 7(1), 119-126

Landreneau, L. L., Watts, K., Heitzman, J. E., & Childers, W. L. (2014). Lower limb muscle activity during forefoot and rearfoot strike running techniques. *Int J Sports Phys Ther*, 9(7), 888-897

- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535
- Lopes, A. D., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med*, 42(10), 891-905
- MacLean, C., Davis, I. M., & Hamill, J. (2006). Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 623-630
- MacLean, C. L., Davis, I. S., & Hamill, J. (2008). Short- and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics. *Clin J Sport Med*, 18(4), 338-343
- Marks, R. (1997). The effect of restricting arm swing during normal locomotion. *Biomed Sci Instrum*, 33, 209-215
- McMillan, A., & Payne, C. (2008). Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. *J Foot Ankle Res*, 1(1), 13
- Messier, S. P., Davis, S. E., Curl, W. W., Lowery, R. B., & Pack, R. J. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 23(9), 1008-1015
- Messier, S. P., & Pittala, K. A. (1988). Etiologic factors associated with selected running injuries. *Med Sci Sports Exerc*, 20(5), 501-505

- Morio, C., Lake, M. J., Gueguen, N., Rao, G., & Baly, L. (2009). The influence of footwear on foot motion during walking and running. *J Biomech*, 42(13), 2081-2088
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(3), 254-262
- 仲谷政剛, 西脇剛史 (2009). 圧力中心点軌跡を用いたシューズ安定性評価手法. ショイント・シンポジウム講演論文集 : スポーツ工学シンポジウム : シンポジウム:ヒューマン・ダイナミックス : symposium on sports engineering : symposium on human dynamics, 2009, 461-464
- Ness, M. E., Long, J., Marks, R., & Harris, G. (2008). Foot and ankle kinematics in patients with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait Posture*, 27(2), 331-339
- 日本足の外科学会 (2012). 足の外科学用語集 (第2版), 195-199
- Nishikawa, T., Kurosaka, M., Yoshiya, S., Lundin, T. M., & Grabiner, M. D. (2002). Effects of prophylactic ankle supports on pronation during gait. *Int Orthop*, 26(6), 381-385
- Noehren, B., Davis, I., & Hamill, J. (2007). ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(9), 951-956
- Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. (2013). Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*, 45(6), 1120-1124

- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait Posture*, 7(1), 77-95
- O'Connor, K. M., & Hamill, J. (2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 71-77
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clin J Sport Med*, 19(5), 372-376
- Rabbito, M., Pohl, M. B., Humble, N., & Ferber, R. (2011). Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41(10), 776-784
- Rodrigues, P., TenBroek, T., & Hamill, J. (2013). Runners with anterior knee pain use a greater percentage of their available pronation range of motion. *J Appl Biomech*, 29(2), 141-146
- Rooney, B. D., & Derrick, T. R. (2013). Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running. *J Biomech*, 46(13), 2201-2206
- 桜井伸二 (2011). 走動作における地面反力: *機能解剖・バイオメカニクス*, 北川薫編, 文光堂, 28-30
- 笹川スポーツ財団 (n.d.). スポーツライフ・データ 運動・スポーツ実施率の推移 (種目別) . <http://www.ssf.or.jp/research/sldata/tabid/381/Default.aspx> (Accessed September 28, 2016)
- Sawada, S., Tanaka, H., Funakoshi, M., Shindo, M., Kono, S., & Ishiko, T. (1993). Five year prospective study on blood pressure and maximal oxygen uptake. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, 20(7-8), 483-487

- Sawada, S. S., Lee, I. M., Muto, T., Matuszaki, K., & Blair, S. N. (2003). Cardiorespiratory fitness and the incidence of type 2 diabetes: prospective study of Japanese men. *Diabetes Care*, 26(10), 2918-2922
- Sawada, S. S., Muto, T., Tanaka, H., Lee, I. M., Paffenbarger, R. S., Jr., Shindo, M., & Blair, S. N. (2003). Cardiorespiratory fitness and cancer mortality in Japanese men: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc*, 35(9), 1546-1550
- Sigg, J. A., Ives, J. C., Gaba, B. C., & Sforzo, G. A. (1997). Effect of arm position on parameters of normal gait in older persons. *Clin Kinesiol*, 51, 33-36
- Sporting Goods Manufacturers Association (2012). 2012 Sports, Fitness and Leisure Activities Topline Participation Report, 24
- Stackhouse, C. L., Davis, I. M., & Hamill, J. (2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1), 64-70
- Stearne, S. M., Alderson, J. A., Green, B. A., Donnelly, C. J., & Rubenson, J. (2014). Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: implications of switching technique. *Med Sci Sports Exerc*, 46(8), 1578-1587
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. (2006). Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*, 23(4), 401-410
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*, 36(2), 95-101

- Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther*, 9(4), 160-165
- Tome, J., Nawoczenski, D. A., Flemister, A., & Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(9), 635-644
- 辻本典央, 水藤弘史, 新海宏成, 布目寛幸, 池上康男 (2009). 腕振りの制約が走動作に及ぼす影響. *バイオメカニクス研究*, 13(2), 38-50
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*, 41(8), 469-480
- Viitasalo, J. T., & Kvist, M. (1983). Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints. *Am J Sports Med*, 11(3), 125-130
- Willems, T. M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., & Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture*, 23(1), 91-98
- Williams, D. S., 3rd, McClay Davis, I., & Baitch, S. P. (2003). Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 35(12), 2060-2068

Willwacher, S., Potthast, W., Konrad, M., & Bruggemann, G. P. (2013). Effect of heel construction on muscular control potential of the ankle joint in running. *J Appl Biomech*, 29(6), 740-748

横江清司 (1984). バイオメカニクスからみたランニング障害. *臨床スポーツ医学*, 1, 143-148

Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech*, 47(15), 3593-3597