

動作解析を指標とした各種インナーソール装着による ランニングフォームの特性変化

大町 成人^{1,3,4)}・枝松 千尋²⁾

1) 倉敷芸術科学大学 健康科学部 健康科学科 (鍼灸専攻)

2) 倉敷芸術科学大学 健康科学部 健康科学科 (健康科学専攻)

3) 成鍼灸メディシン

4) 明治国際医療大学 はり・きゅう学講座

(2018年10月1日 受理)

はじめに

1) 研究の背景と目的

スポーツ選手における傷害は、様々な原因により発症する。考えられる原因としては、選手の身体的特徴から起こる内因と、練習環境、使用する用具などが関係する外因の2つに大別される¹⁾。内因には、筋力、体力、技術、年齢そしてアライメントなどが挙げられる¹⁾。また競技を行う動作特性も選手によって異なり、このことも傷害を発症する大きな原因と考えられる。特に、走るという足部に常時負荷のかかる動作を繰り返すランナーにおいては、選手のフォーム特性と傷害は密接な関係を有すると思われる。

ランニングフォームにはスポーツ選手それぞれに特性があり、全く同じフォームで走るヒトはいない。例えば、ランニング初心者と経験者、一般市民ランナー（愛好家）とオリンピック代表選手では、ランニングフォームが異なり、選手によってストライドの幅も様々である。また、トップレベルの選手でも、短距離選手とマラソン選手では、走行に必要な力の伝え方の違いから、明らかにランニングフォームは異なる。フォーム特性には、アライメントと同様に、その選手が生まれつき持っていて変えることのできない要素と、筋力、技術など向上することによって変えることのできる要素とがある。特にランニング初心者が起こすスポーツ傷害の原因には、後者の筋力、技術などが要素となるフォーム特性が関与している場合が多くみられるようである。足部に異常をきたす場合は、このようなフォーム特性と、過度の走り込み、いわゆるオーバーユースなどが要因となることが多い²⁾。よって、鍼灸臨床において、ランナーの足部に発症した傷害を施術する際には、フォーム特性を考慮する必要があると考える。

そこで本研究では、ランナーのフォーム特性が、足部にどのような影響を与えているかを知る手段として、インナーソール装着前・後におけるフォーム特性がどのように変化するのかを、2次元動作解析、下肢アライメント、筋放電量を指標として検討した。

2) 本研究の意義

先行研究では、ランニングフォーム、フォーム特性、フォーム特性とパフォーマンスの関

係、下肢アライメントとランニング障害の関係などが詳細に研究報告されているが^{3,4,5,6,7)}、本研究の趣旨とは異なっており、本研究の目的であるフォーム特性と足部の傷害に関する研究の報告はない。また、鍼灸の臨床に関する研究においても、下肢の障害に対する報告は多いが^{8,9,10,11)}、フォーム特性を考慮した臨床研究はない。よって、本研究によってフォーム特性が足部に与える影響が明らかにされれば、鍼灸臨床においても、フォーム特性を知ることにより、治療部位を明確にするだけでなく、選手への傷害予防の指導に際し、客観的な指標の1つになるものとする。

I. 対象と方法

1. 対象・研究倫理

対象は、M大学陸上競技部部員の健康な学生被験者10名（男性8名、女性2名、平均年齢と標準偏差 19 ± 8 歳）とした。被験者には、あらかじめ本研究の目的、方法、身体に及ぼす影響・危険性を口頭および書面で十分に説明し、承諾を得たうえで実験を行った。なお、本研究は、明治国際医療大学研究倫理委員会の承認（承認番号 23-93）を得て行った。

2. 測定環境

実験は、明治国際医療大学附属病院総合リハビリテーションセンターにて行った。被験者には、下肢の筋電測定を行うため、ショートスパッツもしくは、ランニングパンツを着用してもらったため、身体が冷えないように室内の温度を設定した ($25 \pm 2^\circ\text{C}$)。

3. 方法

1) ランニングの方法

走行は、トレッドミル（TRACK MASTER、JAS FITNESS SYSTEM 社）を用い、速度は、ジョギングの速度とほぼ同等の 10km/h と、それよりやや速い以下 15km/h とした。 15km/h は、 1km 4分、 100m 24秒のペースであり、陸上競技経験者にとっては速くない走行速度である。この速度で約20秒間走行してもらい、計測を行った（図-1）。

計測時に測定者は、常時トレッドミルの横に待機し、被験者が苦しさを訴えた場合に、直ちに走行を中止できるように注意を払った。なお、各被験者には、計測の前にトレッドミル上を設定の速度で走行してもらい、苦痛でないことを確認したうえで、実験を行った。

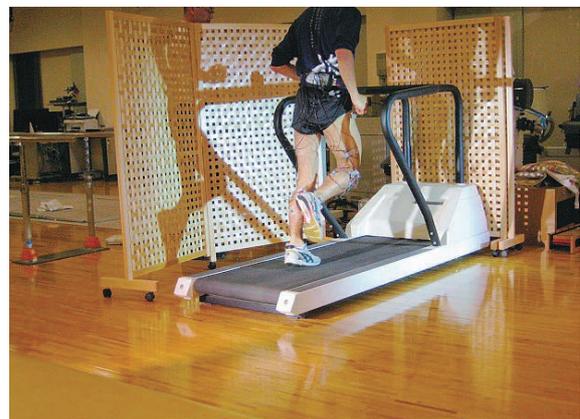


図-1 トレッドミル上の走行

2) 計測の方法

① 映像の測定方法

トレッドミルの右側部と後部に、ハイスピードカメラ（FASTCOM 512 PCI NOTE PACK、Photron 社）をそれぞれ1台、三脚にて固定・設置し、測定を行った（図-2）。



図-2 測定機器の配置

映像は、1秒間に250フレーム（コマ）の連続撮影とした。また、被験者の左右腓骨頭、外果、第5中足骨粗面、腓腹筋の腱移行部、踵骨中央部と、右大転子に専用の反射マーカ（反射マーカ、Oxford Metrics 社）を両面テープにて貼付した。なお、第5中足骨粗面と踵骨中央部は、シューズ上に反射マーカを貼付した（図-3）。

腓腹筋の移行部と踵骨中央部は直径1cm、それ以外は直径2.5cmの反射マーカを使用した。

② 下肢アライメントの計測方法

下肢アライメントは、計測された映像から静止画像を抽出し、各被験者の特徴的な動きに対する下肢アライメントを静止画像より測定した。静止画像上に計測するアライメントを成す反射マーカを起点・終点として線を引き、その線と線の角度を計測した。この作業をインナーソール装着前・後で比較検討した。なお、インナーソール装着前・後の計測時の走行期が同一になるように走行周期の時間計測が同一部分の画像を抽出した。



図-3 反射マーカの貼付

③ 筋放電量の測定方法

筋放電量は、表面筋電計（ME6000-T8、Mega 社）を用い、被験者の左右前脛骨筋・長腓骨筋・腓腹筋内側頭における表面筋電図を測定し、得られた筋電波形から1秒間の積分値における5歩の平均値を算出し、さらに値のばらつきをなくすために2乗平均平方根値（RMS）を求め、これを筋放電量とした¹²⁾。

表面筋電図の測定は、以下の手順で行った。まず被験者の左右前脛骨筋・長腓骨筋・腓腹筋内側頭付近を剃毛し、アルコール綿にて脱脂した。その上にディスプレイザブル

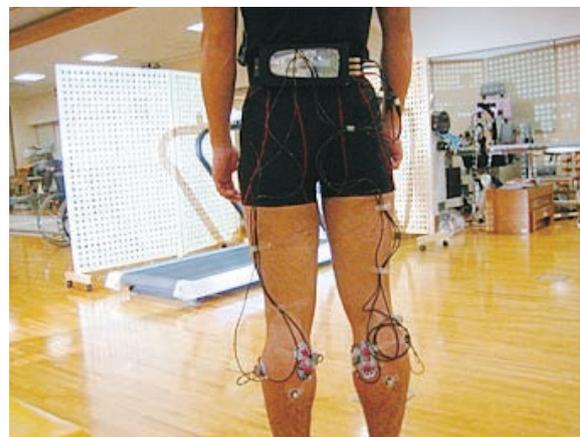


図-4 表面筋電計測定用ターミナルボックス装着と、表面電極ラインの貼付

表面電極（心電図電極・プロセス PSC-SC43、株式会社センステック）を貼付し、電極端子をつなぎ、表面筋電計測定用ターミナルボックスを、腰部にベルトにて固定装着した。電極のラインはテープにて被験者の下肢に留め、走行時端子が抜けないように調節した（図-4）。

それぞれの筋における表面筋電図貼付の位置は、筋電図のガイドブック¹³⁾に沿って行った。

3) インナーソールの介入

10km/h、15km/h で走行後、測定した映像および筋電波形を基にインナーソールの介入を行った。インナーソールは DSIS（Dynamic Shoe Insole System、以下 DSIS と略す、三進興産株式会社）を使用し¹⁴⁾、今回の研究では、3軸アーチパッド、前足ウェッジパッド、R ウェッジパッドを個々の解析されたデータを基に DSIS の理論に応じて装着した¹²⁾。装着方法は、シューズの中敷裏面に両面テープにて貼付した（図-5）。また中敷のないシューズの場合は、シューズに直接貼付した。



図-5 シューズの中敷裏面に DSIS を貼付

① DSIS の概念

足底板は、ヒトの歩行・走行などの動きに、足がどのような役割を果たしているのかを考え、足の機能を最大限に発揮させ、最もリズムカルで効率的な動きを作り出すための道具として開発され、使用されている^{15, 16)}。この開発された足底板は、足の構築学的な部分だけを考慮したものではなく、足の機能を考え、足部だけでなく、下肢・体幹を含めた障害に対して広く応用されており、単に足を支持するという概念だけではない。そのことからこの足底板を、Dynamic Shoe Insole System と名付けられ呼称されている¹⁴⁾。

② 本実験で使用した DSIS の作用様式

i) 3軸アーチパッド

この足底板は、足底部での移動方向を決定するもので、踵外側接地から母趾方向スムーズに荷重移動させる要素がある¹⁴⁾。

ii) 前足ウェッジパッド

この足底板は、3軸アーチパッドと同様に足底部での移動方向を決定するものであるが、特に左右の足の動きをスムーズに転換させ、運動転換・抵抗の要素がある¹⁴⁾。

iii) R ウェッジパッド

この足底板も、3軸アーチパッドと前足ウェッジパッド同様、運動転換・抵抗の要素がある。特に、踵の接地時後方荷重を前方荷重へと転換させる作用がある¹⁴⁾。

4. 統計学的解析

統計学的評価は、インナーソールの装着により、映像からフォーム特性に変化を認めた群と大きな変化を認めなかった群において、筋電波形の振幅の増・減を、多重クロス集計を用いて評価した。

II. 結果

今回実験を行った被験者 10 名のうち、5 対象について下肢アライメントの変化と筋放電量の変化の結果を記載する。

1. 映像より抽出した静止画像による下肢アライメントの変化

本研究では、インナーソールの介入前・後における、ランナーのフォーム特性の変化を知ることが目的である。よって下肢アライメントは、レッグヒールアライメントや Q アングルなどの定義づけられたアライメントの計測²⁾でなく、各被験者の特徴的なフォームにおける下肢アライメント（角度）を静止画像上より計測し、インナーソールの介入前・後における比較検討を行うこととした。映像の測定方法で記述したとおり、撮影は、右側部と後部の 2 方向より行い、10 例の 2 方向におけるインナーソールの介入前・後の走行を撮影した。その画像より抽出した静止画像において、各被験者の特徴的な動きを確認し、下肢アライメントを計測した。

よって、被験者 10 例全て同じ方向からの下肢アライメントの計測ではない。

また、全ての被験者において、10km/h による走行より 15km/h による走行の方が、フォーム特性が顕著に表れていたため、10 例とも 15km/h での走行の映像におけるアライメントを計測し、比較検討した。

1) 対象 1

対象 1 は、インナーソール介入前に、右足立脚前期（右足接地直前）、右膝関節の角度（右大転子・右腓骨頭を結んだラインと右腓骨頭・右外果を結んだラインの形成する角度、以下

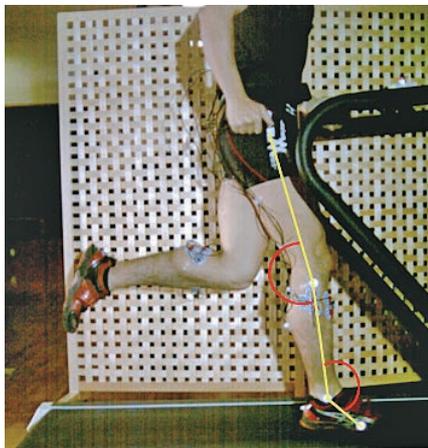


図- 6a 右足立脚前期
(インナーソール介入前)



図- 6b 右足立脚前期
(インナーソール介入後)

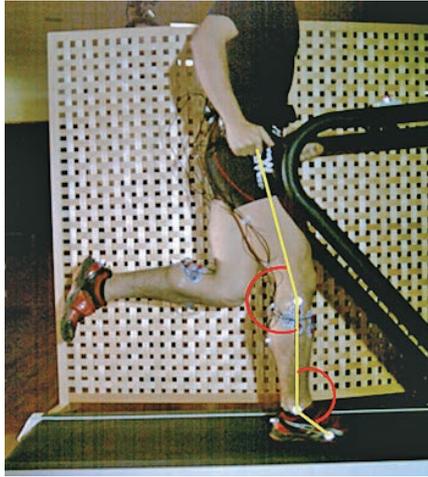


図- 7a 右足立脚中期
(インナーソール介入前)

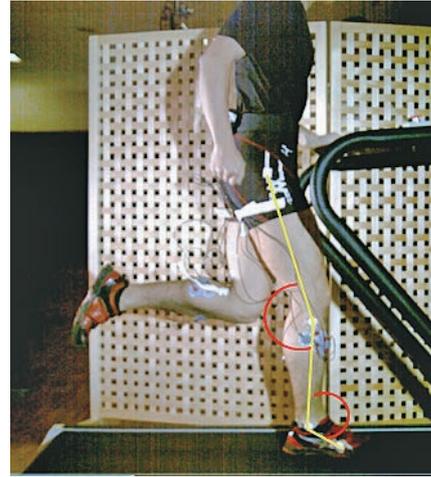


図- 7b 右足立脚中期
(インナーソール介入後)

膝関節角度と略す) が 172° であったのが、インナーソール介入後には、 165° となった。また、右足関節の角度 (右腓骨頭・右外果を結んだラインと右外果・右第5中足骨粗面を結んだラインの形成する角度、以下足関節角度と略す) は、介入前 137° が、介入後 128° となった (図- 6a, b)。

さらに、右足立脚中期 (右足底完全接地) には、右膝関節の角度が 165° から介入後には 160° へ、右足関節の角度は 127° から、介入後には 124° となった (図- 7a, b)。

2) 対象2

対象2は、右足立脚前期 (踵接地時) における右膝関節角度が、インナーソール介入前 162° からインナーソール介入後 155° となった。また、右足関節角度は、インナーソール介入前 121° から、インナーソール介入後 104° となった (図- 8a, b)。



図- 8a 右足立脚前期
(インナーソール介入前)



図- 8b 右足立脚前期
(インナーソール介入後)

3) 対象3

対象3は、後方の画像より、右足立脚前期の下肢アライメントに注目した。

右足立脚前期における、腓腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線とトレッドミルの走行面との角度が、インナーソール介入前 79° からインナーソール介入後 74° となった。また、腓骨頭と外果を結んだラインの延長線とトレッドミルの走行面との角度は、インナーソール介入前 79° が、インナーソール介入後も 79° と変化はなかった (図- 9a, b)。さらに、右足立脚中期 (右足底完全接地) には、腓腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線とトレッドミルの走行面との角度が 76° から介入後には 83° へ、腓骨頭と外果を結んだラインの延長線とトレッドミルの走行面との角度は、 77° から介入後 86° となった (図- 10a, b)。また画像より、インナーソール介入前の右足立脚中期では、左足が外側ウィップ (つま先が外側を向き、外側に払うように蹴っている状態) を呈していたのに対し、インナーソール介入後には、正中に蹴っていたことが確認できた。

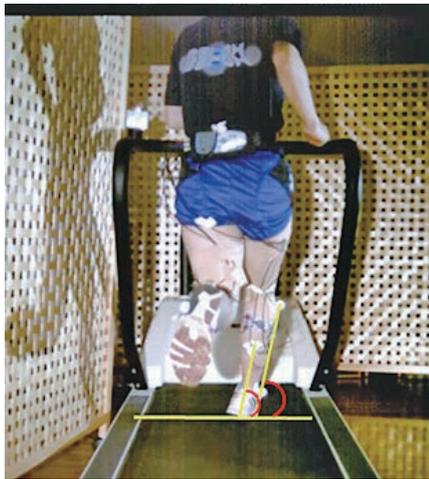


図- 9a 右足立脚前期
(インナーソール介入前)

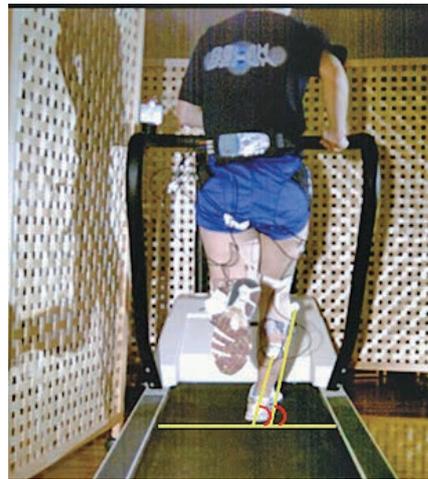


図- 9b 右足立脚前期
(インナーソール介入後)

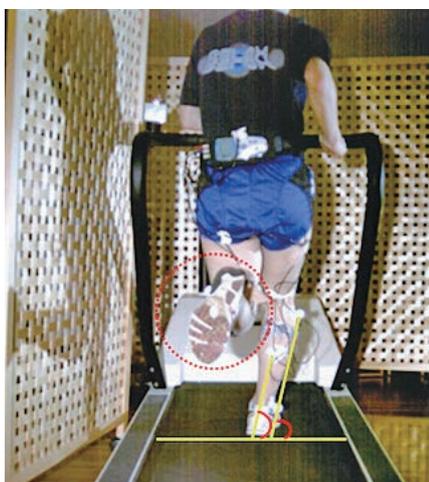


図- 10a 右足立脚中期
(インナーソール介入前)

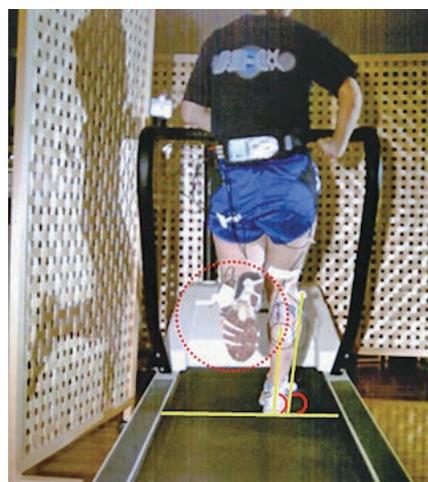


図- 10b 右足立脚中期
(インナーソール介入後)

4) 対象4

対象4は、右足立脚中期（右足完全接地時）における右下肢の状態に注目した。

右足立脚中期における右膝関節の角度は、インナーソール介入前に 149° であったのが、インナーソール介入後には 157° となった。また右足関節の角度は、インナーソール介入前が 113° で、インナーソール介入後は 118° であった。さらに画像上より、インナーソール介入前には膝関節が屈曲し、前傾姿勢で走行していたが、インナーソール介入後には、前傾姿勢が改善されていたことが確認できた（図-11a, b）。

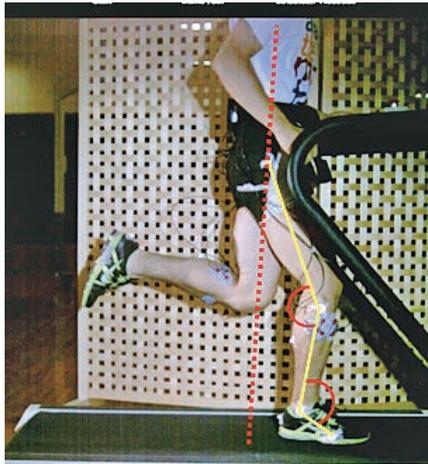


図-11a 右足立脚中期
(インナーソール介入前)

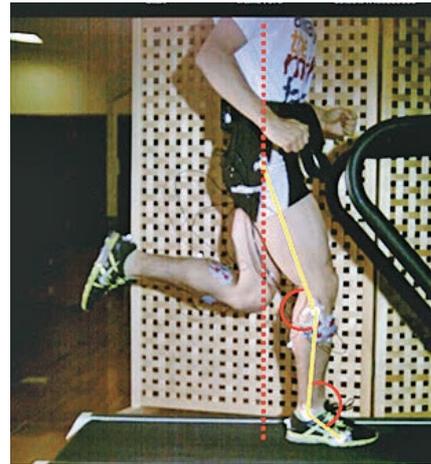


図-11b 右足立脚中期
(インナーソール介入後)

5) 対象5

対象5は、左足立脚前期（左足つま先接地時）と、左足立脚中期（左足完全接地時）における下肢の状態を、インナーソール介入前・後で比較した。

(1) 左足立脚前期

左足脚前期における、腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線とトレッドミル

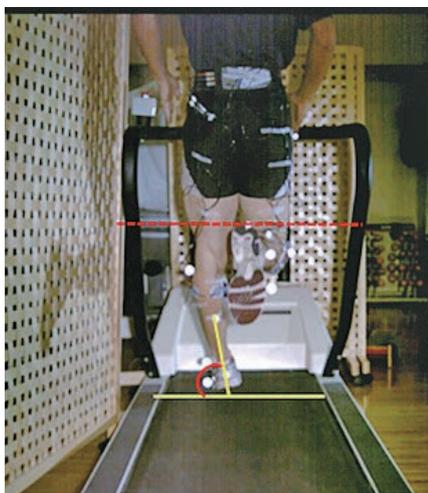


図-12a 左足立脚前期
(インナーソール介入前)

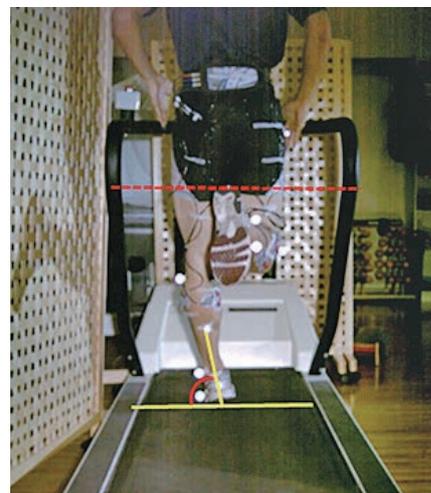


図-12b 左足立脚前期
(インナーソール介入後)

の走行面との角度は、インナーソール介入前は 80° 、インナーソール介入後が 79° であった (図- 12a, b)。

(2) 左足立脚中期

左足立脚中期における、腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線とトレッドミルの走行面との角度は、インナーソール介入前は 77° 、インナーソール介入後も 77° で変化していなかった (図- 13a, b)。

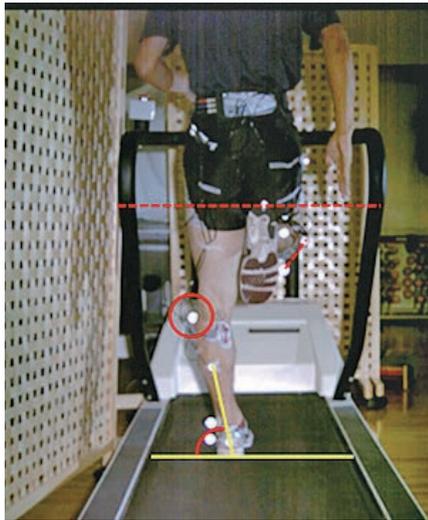


図- 13a 左足立脚中期
(インナーソール介入前)

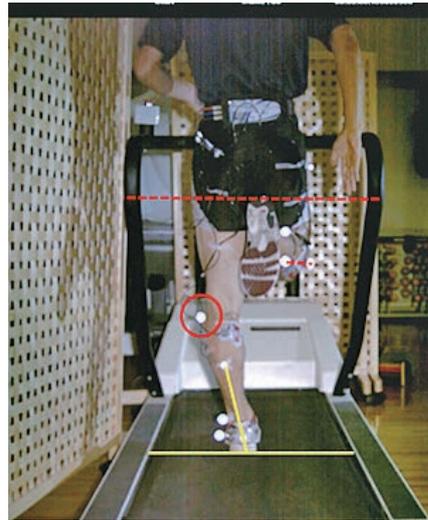


図- 13b 左足立脚中期
(インナーソール介入後)

(3) 画像上よりの比較

一方、画像上では、インナーソール介入前の左足立脚中期では、腓骨頭の反射マーカが半分隠れていたが、インナーソール介入後、腓骨頭の反射マーカは完全な形 (丸く) で描写されていた。また、左足立脚前期・立脚中期共に、インナーソール介入前より介入後の方が、右足の蹴り位置が高くなっていたことが確認できた (図- 13a, b)。

2. 筋放電量の変化

インナーソール介入前・後における筋電波形を基に、各被験者の左右3筋の筋放電量をそれぞれ算出 (μV) し、その結果を図- 14 ~ 18 に示した。筋電波形の結果と同様に3筋における波形が、インナーソール介入前・後で大きく変化した被験者は、筋放電量の値も大きく変化した。インナーソール介入前・後で波形に大きな変化を認めなかった被験者については、放電量の値も同様に大きな変化はなかったが、波形の変化のみではなく筋放電量を算出したことで微小な変化を確認することができた。

1) 対象1

対象1の筋放電量は、左右3筋とも全て、インナーソール介入前より介入後の方が、測定値

は増加した。特に、左右腓腹筋内側の測定値は、インナーソール介入後に増大した（図-14）。

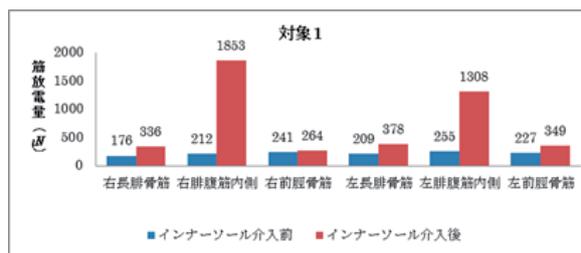


図-14 対象1 筋放電量

2) 対象2

対象2の筋放電量は、左右長腓骨筋、腓腹筋内側で、インナーソール介入後に測定値が増加した。一方左右前脛骨筋は、インナーソール介入後に、測定値はわずかに減少した（図-15）。

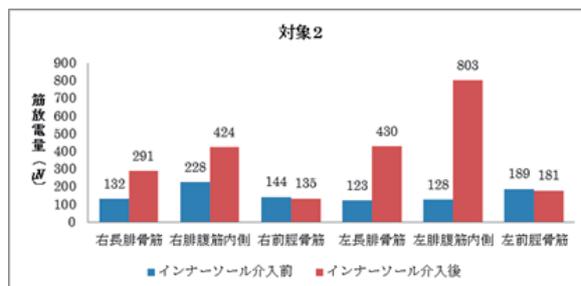


図-15 対象2 筋放電量

3) 対象3

対象3の筋放電量は、左右前脛骨筋で、インナーソール介入前より介入後の方が、測定値が増加した。一方、右腓腹筋と左長腓骨筋の測定値は、インナーソール介入後の方が、測定値は減少した（図-16）

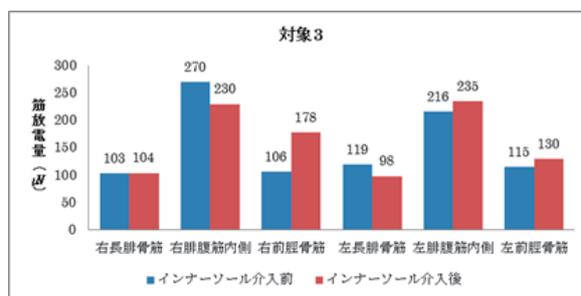


図-16 対象3 筋放電量

4) 対象4

対象4の筋放電量は、左右3筋全て、インナーソール介入前より介入後の方が、測定値は減少した（図-17）。

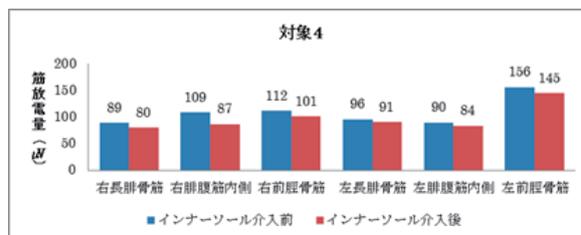


図-17 対象4 筋放電量

5) 対象5

対象5の筋放電量は、右腓腹筋内側で、インナーソール介入前より介入後の測定値が増加した。その他の筋では左右共に、インナーソール介入前より介入後の方が、測定値は減少した（図-18）。

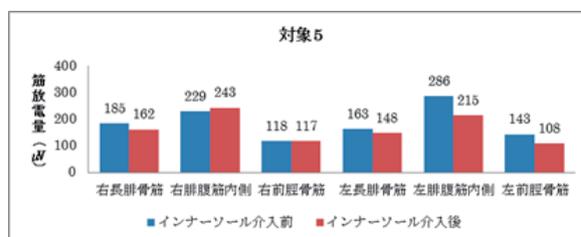


図-18 対象5 筋放電量

3. 統計学的解析

インナーソール装着により、映像上フォーム特性に明確な変化を認めた群と、大きな変化を認めなかった群に分け、左右3筋における筋電図振幅の変化を多重クロス集計表にまとめた（表-1）。

表ー 1 インナーソール介入後のフォーム特性変化の有無における筋電図振幅の増大

フォームの変化 筋電図振幅	フォーム変化あり			フォーム変化なし			合 計		
	振幅増	振幅増減無	振幅減	振幅増	振幅増減無	振幅減			
長腓骨筋	16			4			20		
左 右	7	2	7	0	2	2	7	4	9
腓腹筋内側頭	16			4			20		
左 右	5	2	9	1	2	1	6	4	10
前脛骨筋	16			4			20		
左 右	8	2	6	0	1	3	8	3	9
合 計	48			12			60		
	20	6	22	1	5	6	21	11	28

フォーム特性の変化の有無は、あくまで映像上においての見た目の特性変化であり、静止画像上での詳細な解析結果での変化ではない。

フォームに変化を認めた群では、筋電図の振幅が変化した（増大・減少）のが、48筋中42筋であった。一方、フォームに変化を認めなかった群では、12筋中5筋が振幅の増減がなく、6筋は振幅が減少していた。

Ⅲ. 考察

1. 下肢アライメントの変化がフォーム特性に及ぼす影響

インナーソール介入前・後での各対象における下肢アライメント（関節角度）の変化が、個々のフォーム特性にどのように影響したのかを下肢アライメントの測定値と映像を基に考察した。

1) 対象1

対象1は、右足立脚前期において、右膝関節角度が172°と完全伸展に近い状態で接地が始まり、鉛直下に足が落ちるように接地したことが映像上で確認できた。インナーソール介入後には、右足立脚前期の右膝関節角度は165°で、介入前より屈曲しており、接地時にはつま先から接地面をしっかりと捉えながら立脚中期へと移行していた。立脚中期の右膝関節角度、右足関節角度も、インナーソール介入前・後では、両角度共に介入後の測定値が減少、すなわち関節の屈曲が増しており、インナーソール介入により、足底がしっかりと走行面を捉えるようなフォームに変化したことが示唆された。また、映像上インナーソール介入後の走行の方が、介入前に比較して走行がスムーズに行われた。よって、対象1の場合、右膝関節角度、右足関節角度がインナーソール介入により屈曲度が強まり、走行に際し、左右の足が走行面に対してしっかりと力を伝え、次の走行動作にスムーズに移行できるように変化したと考えられた。

2) 対象 2

対象 2 は、右足立脚前期において、インナーソール介入前の右膝関節角度が 162° 、右足関節角度が 121° で、映像上跳ねるように上下動の動きを有するフォームであった。

インナーソール介入後には、右膝関節角度は 155° 、右足関節角度は 104° へ変化し、映像上も上下動の動きが減り、左右のストライドが狭まり、インナーソール介入前より介入後における走行の方が、スムーズに行われていたことが確認された。右足関節角度がインナーソール介入前より介入後に 17° 減少したことは、ストライドが狭まったため、立脚前期における踵接地の背屈角度が強まったものと考えられた。

3) 対象 3

対象 3 は、右足立脚前期の腓腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線と走行面との角度が、インナーソール介入前 79° から、インナーソール介入後には 73° となり、右足立脚中期には、同角度が、インナーソール介入前 80° からインナーソール介入後に 83° へと変化した。この結果は、インナーソール介入前は、つま先接地であったのが、インナーソール介入後には踵接地となり、立脚中期においては、インナーソール介入前には右外側に身体が傾いていたのが、インナーソール介入後には右足にしっかり体重が乗り、身体のおれがなくなっていたことを示した。また、インナーソールの介入により、左右の肩のおれがなくなり、接地時に左右の足が身体の中心線を越えず、無駄の少ないフォームへと変化した。これらの変化は、映像上からも明確に確認できた。以上のことから、インナーソール介入により、つま先接地から踵接地へと変わり、足部に体重がしっかり乗り、足底全体で走行面を捉え、さらに遊脚期に向けてスムーズな移行動作が可能になったことで、上半身の動きも体幹を中心にぶれのない走行ができるようになったものと考えられた。

4) 対象 4

対象 4 は、右足立脚中期において、インナーソール介入前の右膝関節角度が 149° から、インナーソール介入後には 157° へ、右足関節角度はインナーソール介入前 113° から、インナーソール介入後に 118° へとそれぞれ増大した。このことは、インナーソール介入前は介入後と比較し、右膝関節・右足関節に荷重が大きくかかっていたことが考えられた。映像上では、インナーソールの介入前は明らかに前傾姿勢であったのが、インナーソール介入後には前傾姿勢が改善され、膝関節角度、足関節角度が変化したため、走行の姿勢も変化したものと推察した。

5) 対象 5

対象 5 は、後方の画像を基に左右の足の動きに注目した。左足立脚前期において、腓腹筋腱移行部と踵骨中央部を結んだラインの延長線上と走行面との角度は、インナーソール介入前・

後で、大きな変化を認めなかった。しかし、右足の遊脚期の高さ（蹴った後の足の位置）が、インナーソール介入前より介入後が、明確に高い位置になった。左足立脚中期でもインナーソール介入前・後で、角度には変化がなかったが、右足遊脚期の高さは、インナーソール介入後が、より高い位置であった。測定は同じ走行周期で行うために、同じ時間間隔で計測していたので、測定時の誤差は少ないと考える。よって、インナーソール介入により、介入前よりも走行面を蹴った力がロスすることなく伝わったため、右足遊脚期の位置が高くなったと推察した。さらに、左足立脚中期における腓骨頭の反射マーカが、インナーソール介入前には半分隠れたように描出されていたことは、左足が内側に回旋しながら接地していたと考えられ、そのため、右足に上手く力が伝わらず、遊脚期の足の高さが低かったのではないかと考えられた。

2. 筋放電量の変化とフォーム特性の関係

足部が走行面に伝える力を計測する手段として、筋の活動を筋電図にて計測する方法が行われている¹⁷⁾。この筋電図を解析することによって、運動を科学的に分析することが可能である。走行時の筋電図の計測には、非侵襲的で被験者に痛みを与えることがなく、電極の貼り付けが容易な表面電極が用いられることが多く¹⁷⁾、本実験においても表面電極を貼付し、表面筋電図を計測した。解析の方法は幾つかあるが、筋の活動量を見積もるために、筋の放電量（仕事量）を求める方法が良く用いられている^{12, 18)}。本研究では、表面筋電図から振幅値を時間軸で積分し、さらに数値のばらつきをなくすため、2乗平均平方根値（RMS）を求め、この数値を筋放電量とした¹²⁾。筋の活動量が増えれば、表面筋電図の振幅は増大し、筋放電量も大きくなる。逆に、筋の活動量が減れば、振幅は減少し、筋放電量は小さくなる^{12, 18)}。

今回の研究結果から、データ集計を行った10例全てにおいて、インナーソール介入前・後で筋放電量は変化した。このことは、インナーソールの介入により、筋の活動量に変化したことを示しており、走行時に足部が走行面に伝える力も変化したと考える。また多重クロス集計により、映像上でインナーソール介入後にフォームに変化を認めた群では、計測した筋の88%が、振幅に変化（増大および減少）が起こったことや、10例のインナーソール介入前・後における筋放電量の値の変化などを総括し、フォーム特性が変化すれば、足関節の動きに関与する下腿の筋の筋放電量も変化すると思われた。

3. 総合考察

ヒトの走行は、歩行に比べ強い力で走行面を蹴っていることは間違いないが、ただそれだけでは前に推進しない。左足立脚期に走行面に伝えられた力を、遊脚期の右足に伝え、次の右足立脚期に右足底が走行面に力を伝えるためには、腕の振りや肩甲骨の動き、骨盤の位置など様々な動作が複雑にかみ合っている^{19, 20, 21)}。その一連の動きには、ヒトそれぞれに特性（癖）があり、全く同じ動きではなく、走行面に対し同じ力で蹴っていないケースも考えら

れる。走行面を蹴る力や蹴る方向、すなわち走行面に伝える力が変化すれば、走行周期での足の動きや、骨盤の位置、上肢の動きにも変化が起これば、このような変化が起これば、ヒトのランニングフォーム特性にも変化が起きるのではないだろうか。特に陸上競技選手においては、競技種目の違いによりランニングフォームも全く異なるため、ヒトのランニングフォーム特性を観察するうえでは、適しているものと思われる。したがって、今回の研究においては、陸上競技選手を被験者とし、足部が走行面に伝える力の変化を計測する指標として、インナーソールの介入を用いることにした。インナーソールにおける先行研究は多々行われており、その効果も明らかにされている^{14, 15, 16)}。今回は、インナーソールの効果を測定するものではなく、フォーム特性の変化を測る一つの指標として用いたため、インナーソールの仕組み、介入の方法などは省略した。

走行においては、人体の様々な筋肉がその動作に関与しているが、特に下肢に注目すると、大殿筋、中殿筋、縫工筋、大腿筋膜張筋、大腿四頭筋、大腿二頭筋、腓腹筋、前脛骨筋などが密接に関係している。松下らは²²⁾、100mの記録が11秒4～13秒3の成人男性5名に70mを全力疾走させ、前述の筋の筋電図を有線で記録し、加速区間、全速区間の筋の働きを調べている。確かに加速区間、全速区間の筋の働きを調べるためには、下肢全体の筋の筋電図を調べる必要があるが、今回の実験では、ランナーのフォーム特性が足部にどのような影響を与えているかを知る手段として、インナーソールを介入した際のフォーム特性の変化を検討することが目的であったため、足部の動作に関係深い下腿の筋に絞って測定を行った。下腿の筋は、伸筋・腓骨筋・屈筋の3群に分けられ²³⁾、それぞれの中で、走行に特に関与し、体表から筋の活動が計測しやすい、長腓骨筋、腓腹筋内側頭、前脛骨筋の3筋を選択した。特に長腓骨筋は、足底を後外方に向ける作用を行っており、走行の周期において大変重要な役割を担っている筋と考えられる。さらに長腓骨筋は、立方骨長腓骨筋溝から足底に入り、第1・第2中足骨、内側楔状骨に停止することから、同じく足底部に停止する後脛骨筋と共に、つり革のように足底を引き上げ、アーチの形成に関与している²⁴⁾。長腓骨筋の筋放電量が異常に大きいと、足底に過度の負担がかかるフォームであると考えられる。一方、長腓骨筋の筋放電量が小さすぎる場合は、長腓骨筋を上手く使えていない、すなわち足底を後外方に向けることができず、ひっかくような動作で走行していることが考えられる。

腓腹筋は、腓腹筋の下層にあるヒラメ筋と合して人体最大の腱であるアキレス腱へと移行して踵骨に付着し、足を底屈する動作を行っている²³⁾。そのため上下動の大きなフォームや、腰の位置が低いフォームで走り続けると、腓腹筋の緊張が強まり、アキレス腱炎や踵部の傷害を引き起こしやすくなる。

前脛骨筋は、内側楔状骨と第1中足骨の下面に停止し、足を背屈する動作を行っており²³⁾、前傾姿勢や腰の位置が低いフォームの選手は、前脛骨筋の緊張が起これやすく、緊張が強くなれば足部への衝撃を受け止めにくくなり、足部の傷害を起こしやすくなると考える。

前述のとおり、陸上競技選手はその競技において、ランニングフォームは全て異なってくる。今回の被験者も競技種目がそれぞれ異なっており、その競技によるフォーム特性も確認することができた。対象1は幅跳びの選手で、幅跳びの助走動作は、リズムカルに跳ねるような走行を行う^{25, 26)}。そのため、上下動が大きく跳ねるようなフォーム特性を持っていた。インナーソールの介入により、介入前より左右腓腹筋内側の筋放電量が増大しており、このことはさらに強い力で足部が走行面を捉えることができたと考えた。対象5は短距離選手で、かなり高いパフォーマンスを持っていた。他の被験者に比べ、確実につま先で走行面を捉え、遊脚期には高い位置まで足を引き上げていたことが確認できた。また、大転子の位置はほとんど動くことがなく走行を行っており、上下動が少なくしっかりと走行面に力を伝えていたことが推察された。インナーソールの介入により、さらに走行がスムーズに行われていたことは、下肢アライメントの変化がフォーム特性に及ぼす影響の項で述べたとおりであった。さらに対象3においては、インナーソールの介入前は、上下動の動きが大きく、左右の肩のぶれも大きいフォームであったが、介入後には上下動の動きが小さくなり、左右の肩の位置も均等になった。このことは、インナーソールの介入により、走行面を蹴る力や蹴る方向、すなわち走行面に伝える力が変化し、走行周期での足の動きや骨盤の位置、上肢の動きにも変化が起こったことが示唆された。

また、今回筋電図の積分値の増加・減少が、歩幅と関連するののかについても考察を行った。

走行スピードと歩幅、走行ピッチ（歩調）には“走行スピード＝歩調×走行ピッチ（歩調）”という関係が成り立つ。この関係より、筋電図の積分値が増加した被験者では、インナーソール介入前の1歩（右足立脚中期～左足立脚中期の時間）の時間は、0.328秒、介入後は0.324秒であった。3600秒（1時間）÷1歩の秒数＝1時間のピッチ数が成り立つことから、1時間におけるピッチ数は、介入前10976回、介入後11111回となり、歩幅は介入前が1.367m、介入後が1.350mとなった。積分値が減少した被験者では、同様の算出法により、ピッチ数は介入前10714回介入後10405回となり、歩幅は介入前が1.400m、介入後が1.442mとなった。

次に5歩の積分値を5歩の時間で割ると、1秒間における筋活動量が算出される。これによりそれぞれの被験者における左右3筋のインナーソール介入前・後における1秒間の筋活動量を算出した結果、積分値が増加した被験者は、左右3筋全て介入前より介入後の1秒間における筋活動量が増加したのに対し、積分値が減少した被験者は、左右3筋全て介入後の1秒間における筋活動量が減少していた。

以上より、歩幅が狭くなりピッチが上がったランニングフォームでは、1秒間の筋活動量も増加し、逆に歩幅が広がりピッチが少なくなったランニングフォームでは、1秒間の筋活動量が減少していることから、筋電図積分値の増加・減少が歩幅と関連していると考えた。

今回の研究において、インナーソールの介入により、被験者10例全て下肢アライメント、筋放電量共に介入前と比較し、計測値に変化を認め、さらに映像上からも、フォーム特性に変

化を確認した。これらのことより、インナーソールを装着したことにより、ランニングフォーム特性に変化をもたらしたものと考えた。

4. 今後の課題

今回の研究では、ランナーのフォーム特性が、足部にどのような影響を与えているかを知る手段として、インナーソールの装着という介入を行った。インナーソールは、鍼灸臨床でスポーツ傷害の治療を行ううえでも、足のアライメントなどに対する一つの調整手段として装着されている^{14, 16)}。筆者は受療者（選手）に実際にランニングをしてもらい、そのフォームを確認し、鍼灸施術やインナーソールの装着も行っている。今回の結果から臨床を行ううえでも、フォーム特性を知ることにより、治療部位を明確にするだけでなく、選手への傷害予防の指導に際し、客観的な指標の1つになると考える。

今回はフォーム特性の解析手段として、2次元動作解析を用いた。これは臨床において、筋の動きなどを確認しながら施術を行ううえで、大変参考になる解析方法であった。現在運動解析においては、3次元動作解析を行うことが多くなっている^{27, 28, 29)}。3次元動作解析はアライメントの変化などがさらに厳密に確認することができ、詳細な分析が可能となる³⁰⁾。しかし筋の動きは確認することはできないため、今回の研究目的には、2次元動作解析を用いた方が適していたと言える。さらなる詳細なデータを得るためには、3次元動作解析の導入を試みる必要もあると考える。

今後は、インナーソールの代わりに、走行後に鍼灸施術を介入し、その結果、フォーム特性や筋放電量がどのように変化するかを検討・確認できれば、スポーツ傷害における鍼灸施術の効果がさらに明確にされると考えられるので、さらなる研究を続けていきたい。

IV. 結語

ランナーのフォーム特性が、足部にどのような影響を与えているかを知る手段として、インナーソールの装着前・後におけるフォーム特性がどのように変化するかを、2次元動作解析、下肢アライメント、筋放電量を指標として検討した結果、以下のことが明らかになった。

- 1) 映像上より、インナーソールの介入前・後では被験者10例全て、ランニングフォームに何らかの変化が起こった。
- 2) 各被験者の特徴的なフォームにおける下肢アライメント（角度）では、インナーソールの介入前・後で、被験者10例全てにおいて、角度の大小の差異はあったものの、変化が認められた。
- 3) 筋電波形より算出した筋放電量では、10例全てインナーソールの介入前・後で、計測値に変化を認めた。
- 4) 以上の結果より、インナーソールの装着により、ランニングフォーム特性に変化をもたらした。

たと考えられた。

謝辞

本研究に関してご指導・ご鞭撻を賜りました、前明治国際医療大学 保健・老年鍼灸学講座 片山憲史教授に、心より感謝申し上げます。また、本研究に貴重なご助言を賜りました、明治国際医療大学 矢野忠学長、明治東洋医学院専門学校 高橋則人先生に深謝申し上げます。

実験に際しご協力いただきました、明治国際医療大学 リハビリテーション科学教室 平澤泰介教授、明治国際医療大学 基礎柔道整復学教室 松本和久教授に感謝申し上げます。実験の計測・解析におきまして終始ご協力いただきました、明治国際医療大学 リハビリテーション科学教室 木村篤史講師に、心より感謝申し上げます。

最後に、本研究の被験者をお願いし引き受けてくださいました学生諸子に、お礼申し上げます。

参考文献

- 1) 福林徹, 宮本俊和編: スポーツ外傷・障害とは, スポーツ鍼灸の実際. (株) 医道の日本社, 神奈川: 2-10, 2008.
- 2) 福林徹, 宮本俊和編: 検査 (メディカルチェック), スポーツ鍼灸の実際. (株) 医道の日本社, 神奈川: 26-43, 2008.
- 3) 花田勝彦: 長距離走における日本代表選手と大学生選手のランニング・フォームの相違について. 上武大学ビジネス情報学部紀要, 5 (1): 131-137, 2006.
- 4) 平澤元章: 高校生長距離ランナーにおけるランニングフォーム改善の取り組みとその変化に関する一考察. 麗澤大学紀要, 79: 23-38, 2004.
- 5) 山本利春, 黄川昭雄, 石川利寛ら: 下肢の alignment とランニング障害の関連に関する研究. 日本体育学会大会号 (36): 302-302, 1985.
- 6) 松田勝彦, 細川博, 安松幹展ら: 男子長距離選手に対する足底板の効果. 日本体育学会大会号 (51): 440-440, 2000.
- 7) 小村孝, 津村暢宏, 黒坂昌弘: 内側型変形性膝関節症患者の歩行分析に関する研究. 神戸大学医学部紀要 61 (4): 89-94, 2001.
- 8) 片山憲史, 越智秀樹, 勝見泰和ら: シンスプリントに対する鍼治療の検討. 関西臨床スポーツ医科学研究会誌, 1: 95-97, 1991.
- 9) 吉田行宏, 片山憲史, 木村啓作ら: シンスプリントに対する鍼通電刺激の基礎的・臨床研究. 体力科学, 57 (6): 940-940, 2008.
- 10) 井上基浩, 片山憲史, 北條達也ら: アキレス腱血流に及ぼす鍼通電刺激の影響 - ラットのアキレス腱刺激による -. 明治鍼灸医学, 32: 15-23, 2003.
- 11) 大町成人: 腓骨筋腱炎発症動作の解析と鍼灸治療. 医道の日本 71 (9), (株) 医道の日本社, 神奈川: 39-46, 2012.
- 12) 吉武康栄: 神経・筋システムの適応. ; 森谷敏夫, 吉武康栄: 運動と生体機能~適応と可逆性~. NAR 社, 第4章: 57-74, 1999.
- 13) Edward F. Delagi, Aldo Perotto 著, 田島達也監訳: 筋電図のための解剖ガイド-四肢-. 株式会社西村書店, 新潟: 136-160, 1985.
- 14) 佐々木克則: Dynamic Shoe Insole 療法. 臨床スポーツ医学, 12: 167-167, 1994.
- 15) 佐々木克則, 入谷誠: 足部からのアプローチ-足底板による下肢のアライメントの変化と臨床効果-. 理学療法, 12 (1): 47-57, 1995.
- 16) 佐々木克則: スポーツ外傷・障害に対する我々の足底板療法. 靴の医学 7: 132-135, 1994.
- 17) 石田明允, 廣川俊二, 宮崎信次ら: 身体運動のバイオメカニクス. (株) コロナ社, 第5章: 106-114, 2002.
- 18) Moritani T, Yoshitake Y: The use of electro-myography. Journal of electromyography and kinesiology, 8 (6): 363-381, 1998.
- 19) 小田伸午: 走動作の分析と総合 (主観と客観のずれ). バイオメカニクス研究, 2 (1): 56-62, 1998.
- 20) 笠井達哉: 走における腕振り動作の効果. 国士舘大学体育研究所報, 2: 61-66, 1981.
- 21) 前田正登, 三木健嗣: スプリント走における腕振りの役割. 陸上競技研究, 80: 13-19, 2010.

- 22) 松下健二, 後藤幸弘, 岡本勉ら: 走の筋電図的研究, 体育学研究, 19 (3): 147-156, 1974.
- 23) 藤田恒太郎: 人体解剖学, (株) 南江堂, 東京, 第 34 版: 147-153, 1987.
- 24) 北村清一郎編, 大阪大学歯学部口腔第二講座鍼灸解剖グループ: 鍼灸師・柔道整復師のための局所解剖カラーアトラス, (株) 南江堂, 東京, 初版: 114-125, 1999.
- 25) 吉村篤司: 短助走跳躍による走幅跳びの効果的な動作についてのキネシオロジー的分析, 名古屋工業大学学報, 35: 283-289, 1984-03-31.
- 26) 中雄勇人, 岩木祐太, 岩崎将太ら: 走幅跳における踏切動作と助走の関係-中学生の踏切動作に着目して-, 群馬大学教育学部紀要, 芸術・技術・体育・生活科学編, 46: 117-123, 2011.
- 27) 山本智章, 西野勝敏, 田中正栄ら: 3次元動作解析システムを用いた少年野球選手の投球フォーム解析の試み, 新潟整形外科研究会会誌, 21 (1): 9-12, 2005.
- 28) 島田隆明, 松澤恵美, 小磯友葵ら: 胸郭運動の3次元解析, 理学療法学, 30: 303-303, 2003.
- 29) 松本和久: 夢分流腹診における肝相火の緊張と合谷への鍼灸刺激との関連および身体運動に及ぼす影響, 明治鍼灸医学, 40: 15-27, 2007.
- 30) 石川慎一郎: 3次元解析, 理学情報ジャーナル 38 (6): 477-477, 2004.

Change on the running form property as a result of attachment of the various characteristic inner-soles, designed on the basis of Motion Analysis

Naruto OHMACHI^{1,3,4)}, Chihiro EDAMATSU²⁾

1) Department of Health and Sports Science major of Acupuncture and Moxibustion, Kurashiki University of Science and the Arts

2) Department of Health and Sports Science major of Health and Sports Science, Kurashiki University of Science and the Arts

3) NARU Clinic for Acupuncture & Moxibustion

4) Department of Acupuncture and Moxibustion, Meiji University of Integrative Medicine

(Received October 1, 2018)

Abstract.

[Purpose]

As each runner has his proper running form, most of the disorders in the lower limbs would be caused by an individuality of his running form or an excessive training. So in the acupuncture practice on athletic injuries, it is important to review a personal running form property. The purpose of this study is to examine the specific change on the running form property before and after attachment of the inner-soles.

[Subjects]

10 student athletes of “M” University

[Methods]

The value data (later calculated as an average rooted value of the squared electromyographic activity value) and movie data were gathered from 10 above subjects running on a treadmill at a 10 or 15 km/h, on their three muscles of both lower legs (tibialis anterior m. and fibularis longus m., medial caput of gastrocnemius m.), before and after attachment of the inner-soles, and then analyzed with the help of a two-dimensional motion analysis system to examine their running form property and the alignment of lower limbs.

[Results]

All ten cases indicated a proper change regarding the running form and alignment before and after attachment of the inner-soles.

[Consideration]

It is likely that the attachment of inner-soles may cause a change on the measured values and the running form properties. As a consequence of this study, it would be useful as one of the objective index to specify a running form property in order to clarify a treatment position in the acupuncture practice domain and also to coach athletes for injury prevention.