

立位時の足部形態が走行時の 足部キネマティクスに与える影響： 接地パターンによる差異の検討

The effects of static foot alignment on kinematics of rearfoot, midfoot and forefoot during running depend on the foot strike pattern

奥貫拓実^{*1,2}, 越野裕太^{*1,3}, 山中正紀^{*1,4}
寒川美奈^{*1}, 遠山晴一^{*1}

キー・ワード：motion analysis, running-related injury, foot alignment
動作解析, ランニング障害, 足部アライメント

〔要旨〕 立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響を走行時の足部接地パターン別に検討した。健康成人男性 23 名を Foot Posture Index-6 により回内足群と回外足群に群分けし、トレッドミル走行 (12km/h) における立脚相の内側縦アーチ角, 下腿に対する後足部角度, 後足部に対する中足部角度, 中足部に対する前足部角度を三次元動作解析装置にて算出した。これらパラメーターの最大値と初期接地から最大値までの角度変化量(変化量)を, 走行時の足部接地パターン(後足部接地または前・中足部接地)別に回内足群と回外足群のそれぞれで群間比較した。後足部接地例では回内足群 (n=4) は回外足群 (n=6) に比し, 中足部外がえし角度変化量が有意に大きかった。一方, 前・中足部接地例では回内足群 (n=8) は回外足群 (n=5) に比し, 中足部内がえし角度最大値は有意に大きく, 後足部背屈角度および中足部外転角度変化量は有意に低値を示した。内側縦アーチ角に関しては両接地パターンともに両群間に有意差を認めなかった。本研究は立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響は足部接地パターンにより異なる可能性を示した。したがって, ランニング障害の発生メカニズムには足部形態および足部接地パターンが関与している可能性があり, 両者を考慮した動作観察および評価が必要である。

緒 言

ランニングにより関節や筋・腱, 骨などに発生する障害をランニング障害とよび, ランナーの 20% 以上がランニング障害の経験を有していた¹⁾。ランニング障害の危険因子の一つに立位時の過度な足部アライメント異常があり, 回内足(低い内側縦アーチ高)では①下肢の内側部, ②軟部組織(主に膝蓋腱や足底腱膜炎), ③膝関節に障害

が多く発生し, 回外足(高い内側縦アーチ高)では①下肢の外側部, ②骨(主に中足骨や脛骨), ③足部・足関節に障害が多く発生することが報告されている²⁾。また, 立位時の足部回内が大きい例は走行時の内側縦アーチの低下が大きいと報告されていることから³⁾, 回内足と回外足によって生じるランニング障害の傾向の違いは, 走行中の足部キネマティクスと関連している可能性がある。

回内足群は回外足群に比べ, 後足部外がえし角度変化量には差を認めたと報告した研究がある一方で, 差を認めなかったと報告した研究もあり, 立位時の足部形態と走行時の足部キネマティクスの関係性に一致した見解は得られていない^{4,5)}。その要因の一つに, 足部接地パターンを考慮してい

*1 北海道大学大学院保健科学研究所

*2 早稲田大学大学院スポーツ科学研究科

*3 NTT 東日本札幌病院リハビリテーションセンター

*4 北海道千歳リハビリテーション大学

ないことが考えられる。走行時の足部接地パターンは主に後足部接地、中足部接地、前足部接地に分類される⁶⁾。Pohlらは、後足部接地パターンは前足部接地パターンに比べ、後足部外がえし角度最大値が増大し、後足部外がえしおよび外旋角度変化量は減少していたことを報告している⁷⁾。これらのことから、足部接地パターンにより立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響が異なる可能性がある。

歩行時の内側縦アーチの低下には後足部運動に加え、中足部と前足部運動が相関性を有するため⁸⁾、後足部だけではなく、中足部や前足部にも着目する必要がある。しかし、走行中の中足部や前足部運動に関する研究は少なく、立位時の足部形態と足部接地パターンで後・中・前足部キネマティクスを検討した研究はない。よって、本研究の目的は立位時の足部形態が走行時の後足部、中足部、前足部キネマティクスに与える影響を異なる足部接地パターンで検討することとした。

対象と方法

1. 対象

対象は健康成人男性 23 名とした。本研究の被験者の競技歴は、野球 8 名、ソフトテニス 6 名、陸上 5 名、ラクロス 2 名、アルティメット 1 名、体操競技 1 名であった。除外基準は下肢の手術歴・骨折歴を有する者および過去 6 ヶ月間に筋骨格系疾患あるいは心血管疾患を有する者とした。解析対象は利き脚とし、利き脚の定義はボールを蹴る際に用いる脚とした。尚、本研究は本学倫理委員会の承認を受けており、対象には実験前に実験に関する説明を十分に行い、書面による同意を得た(承認番号：16-76)。

2. 立位時の足部形態評価

本研究において、立位時の足部形態評価には、歩行時の足部キネマティクスと高い相関性を有していることが報告されている Foot Posture Index-6 (FPI-6) を用いた⁹⁾。FPI-6 は視診および触診により後・中・前足部を総合的に評価し、-12~+12 の 25 段階でスコア付けできる。そのスコアによって、過回内足 (-12~-5)、回内足 (-4~-1)、通常足 (0~+5)、回外足 (+6~+9)、過回外足 (+10~+12) に分類できる¹⁰⁾。先行研究において、高い検者内及び検者間信頼性が報告されており¹⁰⁾、本研究においても級内相関係



図1 赤外線反射マーカー貼付位置

数を用いて評価し、検者内信頼性は 0.85 (95% 信頼区間：0.65~0.98) であり、検者間信頼性は 0.94 (95% 信頼区間：0.88~0.99) であり、高い信頼性を認めた。

本研究の被験者を FPI-6 で分類した結果、過回内足例は 0 名、回内足例は 12 名、回外足例は 10 名、過回外足例は 1 名、であった。回内足例 12 名を回内足群、回外足及び過回外足例計 11 名を回外足群とした。

3. 動作課題および計測

被験者に対する課題はトレッドミル上での裸足走行 (12km/h) とした^{4,5,11~13)}。足部接地パターンに関して指示は行わず、被験者本来の足部接地パターンで課題を実施した。また、トレッドミル走行に適応させるため、3 分間走行させた。3 分間経過後の 5 ストライドを、三次元動作解析装置 (EvaRT4.3.57, Motion Analysis Co., CA, USA) と赤外線カメラ 7 台 (Hawk camera, Motion Analysis Corp.; サンプル周波数 200Hz) を用いて記録した。Leardini らの multi-segment model に従い、被験者の利き脚の下腿・足部の 16 点のランドマークに加えて、立脚相同定のために大転子および大腿骨外側上顆の 2 点の計 18 点に赤外線マーカーを貼付した (図 1)¹⁴⁾。先行研究により、Leardini らの multi-segment model は歩行時の後・中・前足部キネマティクスにおいて高い再現性が報告されている (coefficients of multiple cor-

表 1 被験者情報

	後部接地走行		前・中足部接地走行	
	回内足群	回外足群	回内足群	回外足群
被験者数	4	6	8	5
年齢 (歳)	21.5±1.7	21.7±2.1	20.4±1.2	21.4±1.7
身長 (cm)	171.0±5.3	172.1±3.4	171.6±4.9	169.5±3.1
体重 (kg)	67.0±4.7	65.7±5.7	66.9±7.2	62.3±8.3
BMI (kg/m ²)	23.0±1.7	22.2±2.2	22.7±2.0	21.7±3.0
FPI-6	6.8±1.0[†]	-2.0±0.6	6.8±0.8*	-3.0±1.7

データは平均値±標準偏差を示す。

*：前・中足部接地における，回内足群と回外足群の有意差を示す ($P<0.001$)

†：後足部接地における，回内足群と回外足群の有意差を示す ($P<0.001$)

relation >0.74)¹⁵⁾。

4. データ解析

Visual 3D (C-motion Inc., MD, USA) を用い、下腿に対する後足部(以下，後足部)，後足部に対する中足部(以下，中足部)，および中足部に対する前足部(以下，前足部)の角度を算出した。また，①アキレス腱付着部マーカーを床面に垂直に投影した点，②載距突起マーカー，③第1中足骨頭マーカーを矢状面に投影した3点でなす角を内側縦アーチ角として算出した。この内側縦アーチ角は，臨床的に用いられている X 線撮影法における内側縦アーチの評価を考慮し，定義された角度である¹⁶⁾。なお，安静立位時の角度を0度とした。角度の正の値は外がえし・外旋(転)・背屈・アーチの低下を示す。立脚相における後・中・前足部の外がえし・外旋(転)・背屈と中・前足部内がえしの各角度最大値および初期接地角度と角度最大値の差(以下，変化量)を算出した。

立脚相はマーカーの加速度および膝伸展角度から同定した。初期接地は，後足部接地の場合は踵骨下部マーカーの垂直加速度がピークを迎えた時点とし，前・中足部接地の場合は第2中足骨頭マーカーの下方加速度が0の時点とした¹²⁾。足部離地は膝伸展角度(外果と腓骨頭を結んだ線と，大腿骨外側上顆と大転子を結んだ線が空間上でなす角)が最大となった時点とした¹¹⁾。また，走行時の足部接地パターンは踵骨下部マーカーと第5中足骨頭マーカーのピーク加速度のタイミングの差より判定した¹⁷⁾。第5中足骨頭マーカーがピーク加速度を迎えた瞬間から踵骨下部マーカーがピーク加速度を迎えた瞬間を差し引き，その差が-5.49ms以下を前足部接地，-5.49~15.2msを中足部接地，15.2ms以上を後足部接地とした¹⁷⁾。

5. 統計学的解析

足部接地パターンは前・中足部接地走行と後足部接地走行の2分類とした¹⁸⁾。立位時の足部形態および走行時の足部接地パターンにより，後足部接地例における①回内足群と②回外足群，前・中足部接地例における③回内足群と④回外足群の4群に分類した。後足部接地例における回内足群と回外足群および前・中足部接地例における回内足群と回外足群で，人口統計学的データおよび角度最大値，変化量を群間比較した。群間比較に先立ち，Shapiro-wilk 検定を用いて，各角度最大値および変化量の正規分布を確認した。正規分布が仮定された場合は対応のない t 検定を，正規分布が仮定されなかった場合は Mann-Whitney の U 検定を用いて群間比較を行った。本研究は足部接地パターンで2つのグループに分類し，回内足群と回外足群を比較しているため，有意水準は Bonferroni 補正を行い， $P<0.025$ とした。統計学的解析には IBM SPSS Statistics version 25 (IBM Co., Armonk, NY, USA) を用いた。また，効果量 (ESs) の算出に G*Power 3.1 (Universität Kiel, Germany) を用いた。

結 果

後足部接地例において，回内足を呈した例は4名，回外足を呈した例は6名だった。FPI-6 のスコアは有意な群間差を示した ($P<0.001$)。その他，身長，体重等の人口統計学的データに有意な群間差は認めなかった(表1)。前・中足部接地例において，回内足を呈した例は8名，回外足を呈した例は5名だった。FPI-6 のスコアは有意な群間差を示した ($P<0.001$)。その他，身長，体重等の人口統計学的データに有意な群間差は認めなかつ

表2 後足部接地例における回内足群と回外足群の足部キネマティクス

後足部接地走行	最大値				変化量			
	回内足群	回外足群	P 値	ESs	回内足群	回外足群	P 値	ESs
内側縦アーチ	9.4±1.1	6.1±2.6	0.042	1.7	12.2±1.8	12.7±1.7	0.662	0.3
後足部								
外がえし	1.9±1.5	4.4±1.5	0.032	1.7	6.9±1.3	6.3±2.6	0.690	0.3
外旋	2.4±1.7	2.3±0.8	0.902	0.1	3.5±3.1	3.4±0.9	0.929	0.1
背屈	12.2±1.1	11.5±2.3	0.600	0.4	10.7±1.8	12.8±1.2	0.052	1.4
中足部								
外がえし	3.9±1.7	3.7±2.6	0.913	0.1	7.9±0.9*	5.3±1.3	0.009	2.3
内がえし	-5.3±1.8	-3.4±1.9	0.160	1.0	-1.3±1.2	-1.8±1.4	0.550	0.4
外転	1.3±0.8	3.5±3.2	0.201	1.0	1.2±1.1	2.4±1.9	0.294	0.8
背屈	12.2±1.4	10.2±0.6	0.051	1.9	13.9±1.2	12.4±3.4	0.286	0.6
前足部								
外がえし	1.6±1.1	3.6±3.9	0.360	0.7	3.0±1.6	1.3±0.5	0.037	1.4
内がえし	-2.1±0.8	0.1±3.3	0.055	0.9	-0.7±0.3	-2.1±1.3	0.068	1.5
外転	3.0±1.5	2.8±1.2	0.750	0.2	0.6±0.8	2.6±3.1	0.165	0.9
背屈	3.2±1.3	3.9±3.3	0.831	0.3	1.5±1.3	6.4±9.0	0.136	0.8

データは平均値±標準偏差を示す。正の値は、アーチの低下、外がえし、外旋（転）、背屈を示す。

ESs：効果量

*：回内足群と回外足群における、有意な差を示す ($P<0.025$)。

表3 前・中足部接地例における回内足群と回外足群の足部キネマティクス

前・中足部接地走行	最大値				変化量			
	回内足群	回外足群	P 値	ESs	回内足群	回外足群	P 値	ESs
内側縦アーチ	5.8±3.0	7.0±4.6	0.583	0.3	15.0±2.5	14.5±3.9	0.884	0.2
後足部								
外がえし	2.7±1.4	3.6±3.7	0.523	0.3	5.6±2.6	6.5±3.0	0.578	0.3
外旋	0.4±2.0	4.0±3.3	0.032	1.3	3.5±0.9	5.7±2.3	0.097	1.3
背屈	9.1±2.2	9.8±4.4	0.679	0.2	14.6±2.8*	19.1±3.4	0.024	1.4
中足部								
外がえし	3.5±1.4	5.8±2.4	0.046	1.2	6.1±2.1	5.5±1.6	0.597	0.3
内がえし	-4.7±2.1*	-0.6±2.8	0.012	1.6	-2.1±1.5	-0.9±0.9	0.159	0.9
外転	1.2±1.2	0.4±4.1	0.558	0.3	1.8±0.7*	3.7±1.2	0.002	2.1
背屈	10.0±2.0	10.3±0.6	0.689	0.2	14.9±2.3	15.3±2.2	0.754	0.2
前足部								
外がえし	2.9±1.8	0.2±2.4	0.044	1.2	1.2±1.8	1.4±1.3	0.558	0.1
内がえし	-0.3±1.9	-3.1±2.2	0.030	1.4	-1.9±1.4	-1.9±1.3	0.993	0.0
外転	2.8±0.9	3.8±0.9	0.061	1.2	0.3±0.5	1.0±0.9	0.185	0.9
背屈	2.7±0.8	3.8±1.9	0.167	0.8	3.2±1.7	4.3±0.6	0.207	0.8

データは平均値±標準偏差を示す。正の値は、アーチの低下、外がえし、外旋（転）、背屈を示す。

ESs：効果量

*：回内足群と回外足群における、有意な差を示す ($P<0.025$)。

た (表1)。

1. 後足部接地例における回内足群と回外足群 (表2)

回内足群は回外足群に比し、中足部外がえし角度変化量が有意に増大していた ($P=0.009$, $ES=2.3$)。その他の角度に有意な差は認めなかったが、回内足群は回外足群に比し、内側縦アーチ角最大値 ($P=0.042$, $ES=1.7$) および前足部外がえし角度変化量 ($P=0.037$, $ES=1.4$) が増大傾向にあった。一方で、回内足群は回外足群に比し、後足部外がえし最大値が減少傾向にあった ($P=0.032$, $ES=$

1.7)。

2. 前・中足部接地例における回内足群と回外足群 (表3)

回内足群は回外足群に比し、中足部内がえし角度最大値が有意に増大し ($P=0.012$, $ES=1.6$)、後足部背屈角度変化量 ($P=0.024$, $ES=1.4$) および中足部外転角度変化量 ($P=0.002$, $ES=2.1$) が有意に減少していた。その他の角度に有意な差は認めなかったが、回内足群は回外足群に比し、前足部外がえし角度最大値が増大傾向にあった ($P=0.044$, $ES=1.2$)。一方で、回内足群は回外足群に比し、後

足部外旋角度最大値 ($P=0.032$, $ES=1.3$) および中足部外がえし角度最大値 ($P=0.046$, $ES=1.2$), 前足部内がえし角度最大値が減少傾向にあった ($P=0.030$, $ES=1.4$).

考 察

本研究は異なる足部接地パターンにおいて、立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響を検討した初めての研究である。本研究結果から、後足部接地例と前・中足部接地例のそれぞれにおいて、立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響が異なることが明らかになった。また、回内足群と回外足群の間に見られた走行時のキネマティクスの相違は、足部接地パターンによって異なる特徴を示した。したがって、立位時の足部形態と走行時の足部キネマティクスの関係性に関して一致した見解が得られない要因の一つに足部接地パターンが関与している可能性を示した。

後足部接地例の回内足群は回外足群に比し、中足部外がえし角度変化量に有意な増大を認め、前足部外がえし角度変化量に増大傾向を認めた。歩行時の内側縦アーチの低下に前足部外がえしが関係していることから⁸⁾、回内足群において中・前足部が外がえしすることで内側縦アーチ角最大値が増大（内側縦アーチが低下）する傾向を示した可能性がある。本研究結果から、後足部接地例では立位時に足部回内（外）を呈するものは走行時にも内側縦アーチ高が低下（上昇）に関係する足部運動を呈する可能性がある。しかし、後足部外がえしは回内足群で減少傾向を示した。距骨下関節外がえし肢位は中足部の可動性を増大させる可能性が報告されている¹⁹⁾。本研究において、後足部外がえし角度が小さかったことで、中足部外がえし以外に中足部運動は有意に増加せず、内側縦アーチ角に有意な差を認めなかった可能性がある。

前・中足部接地例において、回内足群と回外足群において内側縦アーチ角に有意な差は認められなかった。立位および歩行時の内側縦アーチの低下には後足部外旋・背屈や中足部外転、前足部内がえしが関係することが報告されている^{8,20)}。回内足群が回外足群に比し、各足部キネマティクスが有意に減少もしくは減少傾向を示したことで、前・中足部接地例において内側縦アーチ角に群間差が認められなかったことが考えられる。健常ラ

ンナーにおいては、回内足群は通常足群に比し、足部内在筋の筋厚が高値を示したことが報告され²¹⁾、また、前足部接地は後足部接地に比し、内側縦アーチを支持する母趾外転筋や短母趾屈筋の筋活動が増加することが報告されている²²⁾。本研究の対象は健常者であるため、前・中足部接地例における回内足群は、足部内在筋の活動により内側縦アーチ角の増大（アーチの低下）が認められなかった可能性がある。一方で、回外足群において足部モビリティが高い群と低い群で走行時の足部キネマティクスを比較した研究では、モビリティが低い群で後足部外旋角度変化量が増大していた¹³⁾。本研究において、足部モビリティは検討していないが、回外足群が回内足群に比し、後足部外旋角度最大値の増大傾向などを示したことに足部モビリティが影響している可能性がある。今後は足部内在筋の筋形態や筋活動、足部モビリティの影響を検討する必要がある。本研究結果より、前・中足部接地例では立位時の足部回内（外）を呈する例が、走行時にも内側縦アーチ高が低下（上昇）する足部運動を呈するわけではないことを示した。

先行研究³⁾と同様に、後足部接地例では立位時の足部回内を有する例は、走行時の内側縦アーチも低下する傾向にあったが、前・中足部接地例では立位時の回内足群と回外足群の間で、走行時の内側縦アーチの高さに差を認めなかった。これは走行時の足部キネマティクスの変化が関係している可能性がある。本研究結果は、走行時の足部キネマティクスを評価する際に立位時の足部形態に加え、足部接地パターンを考慮する必要性を示した。また、後足部接地例は前足部接地例に比し、ランニング障害の既往が多かったことが報告されており¹⁸⁾、本研究で認めた立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスへ与える影響の相違が関与している可能性がある。

本研究の限界の1つに、健常成人を対象としたことが挙げられる。本研究で認められた足部キネマティクスの相違が障害に関係しているかは明らかではなく、前向き研究を行い本研究結果と障害発生との関係を明らかにする必要がある。2つ目に被験者数が少なかったことである。本研究結果においては効果量が高い値を示しており、被験者数は少なかったが臨床的意義を有する結果を示したと考えられる。3つ目に、一つの走行速度（12

km/h)のみの検討であったことがあげられる。先行研究において、走行時の足部接地パターンは17.6~19.3km/hの間で後足部接地から中足部または前足部接地に変化する例があることが報告されている²³⁾。そのため、本研究における被験者においても、より速い速度では足部接地パターンが異なった可能性がある。4つ目に、本研究の被験者は男性のみであったことがあげられる。先行研究において、走行時の足部キネマティクスは女性と男性で異なることが報告されており²⁴⁾、女性においては本研究と異なる結果を示す可能性がある。5つ目に、現在スポーツを行っている者が少なく、また、各群において競技歴が異なることがあげられる。競技歴は本研究結果に影響を与える可能性があり、本研究結果の解釈には注意が必要である。最後に、足部モビリティや下肢筋活動を測定していないことである。本研究で見られた立位時の足部形態と走行時の足部キネマティクスの関係性を明らかにするために、足部モビリティや下肢筋活動を測定する必要がある。

結 語

立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響を異なる足部接地パターンで検討した。後足部接地例と前・中足部接地例において、立位時の足部形態が走行時の足部キネマティクスに与える影響は異なった。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

文 献

- Jacobsson J, Timpka T, Kowalski J, et al. Prevalence of Musculoskeletal Injuries in Swedish Elite Track and Field Athletes. *Am J Sports Med.* 2012; 40: 163-169.
- Williams DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2001; 16: 341-347.
- Dicharry JM, Franz JR, Croce UD, et al. Differences in Static and Dynamic Measures in Evaluation of Talonavicular Mobility in Gait. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009; 39: 628-634.
- Williams DS, McClay IS, Hamill J, et al. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. *J Appl Biomech.* 2001; 17: 153-163.
- Barnes A, Wheat J, Milner CE. Fore- and Rearfoot Kinematics in High- and Low-Arched Individuals during Running. *Foot Ankle Int.* 2011; 32: 710-716.
- de Almeida MO, Saragiotta BT, Yamato TP, et al. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Phys Ther Sport.* 2015; 16: 29-33.
- Pohl MB, Buckley JG. Changes in foot and shank coupling due to alterations in foot strike pattern during running. *Clin Biomech.* 2008; 23: 334-341.
- 奥貫拓実, 越野裕太, 山中正紀, 他. 足部 multi-segment model を用いた歩行時の足部内側縦アーチの動的変化と足部 kinematics の相関性の検討. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2017; 25: 232-238.
- Buldt AK, Murley GS, Levinger P, et al. Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *J Foot Ankle Res [Internet].* 2015; 8. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4657281/> [Accessed 4 September, 2019].
- Morrison SC, Ferrari J. Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *J Foot Ankle Res.* 2009; 2: 26.
- Fellin RE, Rose WC, Royer TD, et al. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport.* 2010; 13: 646-650.
- Leitch J, Stebbins J, Paolini G, et al. Identifying gait events without a force plate during running: A comparison of methods. *Gait Posture.* 2011; 33: 130-132.
- Williams DSB, Tierney RN, Butler RJ. Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-arched runners. *J Athl Train.* 2014; 49: 290-296.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, et al. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007; 25: 453-462.
- Deschamps K, Staes F, Bruyninckx H, et al. Repeatability in the assessment of multi-segment foot kinematics. *Gait Posture.* 2012; 35: 255-260.
- Portinaro N, Leardini A, Panou A, et al. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of

- pes-planus: application to kinematics of feet in teenagers. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2014; 7. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4282742/> [Accessed 30 June, 2019].
- 17) Giandolini M, Poupard T, Gimenez P, et al. A simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech*. 2014; 47: 1588-1593.
- 18) Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, et al. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Med Sci Sports Exerc*. 2012; 44: 1325-1334.
- 19) Jastifer JR, Gustafson PA. The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in the literature. *The Foot*. 2014; 24: 203-209.
- 20) Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *J Neurophysiol*. 2012; 107: 1513-1521.
- 21) Zhang X, Aeles J, Vanwanseele B. Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. *Gait Posture*. 2017; 54: 290-294.
- 22) Kelly LA, Farris DJ, Lichtwark GA, et al. The Influence of Foot-Strike Technique on the Neuromechanical Function of the Foot. *Med Sci Sports Exerc*. 2018; 50: 98-108.
- 23) Forrester SE, Townend J. The effect of running velocity on footstrike angle - A curve-clustering approach. *Gait Posture*. 2015; 41: 26-32.
- 24) Takabayashi T, Edama M, Nakamura M, et al. Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running. *Eur J Sport Sci*. 2017; 17: 1289-1296.

(受付：2020年5月18日，受理：2021年5月10日)

The effects of static foot alignment on kinematics of rearfoot, midfoot and forefoot during running depend on the foot strike pattern

Okunuki, T.^{*1,2}, Koshino, Y.^{*1,3}, Yamanaka, M.^{*1,4}
Samukawa, M.^{*1}, Tohyama, H.^{*1}

^{*1} Faculty of Health Sciences, Hokkaido University, Sapporo, Hokkaido, Japan

^{*2} Graduate School of Sports Sciences, Waseda University, Tokorozawa, Saitama, Japan

^{*3} Rehabilitation Center, NTT Medical Center Sapporo, Sapporo, Hokkaido, Japan

^{*4} Faculty of Health Science, Hokkaido Chitose College of Rehabilitation, Chitose, Hokkaido, Japan

Key words: motion analysis, running-related injury, foot alignment

[Abstract] The purpose of this study was to investigate the effects of static foot posture of the kinematics of rearfoot, midfoot and forefoot during running with rearfoot strike or mid- and forefoot strike pattern. Twenty-three healthy men were evaluated by foot posture index-6 and classified with pronated or supinated foot. Medial longitudinal arch angle (consisting of the markers of first metatarsal head, sustentaculum tali, and point on floor, which were projected vertically from calcaneus marker) and multi-segmental foot kinematics (rearfoot relative to shank, midfoot relative to rearfoot, and forefoot relative to midfoot) during barefoot running on treadmill were measured using a three-dimensional motion analysis system. In rearfoot strike pattern, the pronated feet group had significantly greater midfoot eversion excursion than the supinated feet group. Meanwhile, the pronated feet group had significantly greater peak of midfoot inversion and smaller rearfoot dorsiflexion and midfoot abduction excursion in mid- and forefoot strike pattern. The findings of this study showed that the strike pattern and static foot posture are related to the kinematics of the rearfoot, midfoot, and forefoot during running. The kinematics were affected by static foot posture and strike pattern.