

ランニングシューズのプレートが ランニング障害の原因となる下肢動作に与える 影響

原 著

Effects of running shoe plates on lower extremity biomechanics causing
running-related injury

関谷若菜*1, 橋本健史*1,2, 西沢康平*3, 伊藤美保子*1

キー・ワード：biomechanics, running-related injury, running shoes
動作解析, ランニング障害, ランニングシューズ

【要旨】本研究の目的はランニングシューズのプレートによってランニング障害の原因となる下肢動作を抑制できるかを検討することである。対象は19～46歳のランニング初心者の男性15名であった。被験者にプレートが入っている靴（プレート群）とプレートが入っていない靴（対照群）を履き替え、それぞれ3回3.5m/secの走行速度で走行させた。10mの走行路中央に設置した床反力計を左足で踏むよう指示をし、左足の立脚期を解析対象とした。モーションキャプチャーシステムと床反力計を用いて各関節角度・モーメント、床反力を計算した。プレート群と対照群の最大値を比較した。プレート群では股関節外部内転モーメントが対照群の2.48Nm/kgに対して2.24Nm/kgと有意に減少していた。その他の結果に有意差はみられなかった。プレート群で股関節外部内転モーメントの減少は股関節の負荷が減少したことが示唆された。また床反力に差がなかったことから股関節中心との距離が短くなったと考えられた。ランニングシューズにプレートを装着することによって冠状面方向の動きの負荷が抑制されることが示唆された。

緒言

ランニングは特別な技術や場所や物が必要なく、気軽にはじめやすいスポーツである。また、ランニングは心血管系や脂肪代謝の点で、最も効果的なスポーツ種目である¹⁾。ただランニングに伴って、ランニング障害が発生し、それによってランニング習慣を続けることが難しくなる例も多い。アキレス腱症、内側脛骨ストレス症候群などのランニング障害の発生率は40.2%、有病率は44.6%とされている²⁾。ランニング障害のリスク因

子は短距離ランナー（平均走行距離 ≤ 20 km/週、1走行における平均距離 ≤ 10 km/セッションを行うランナー）においてはランニングに起因しない過去の障害、肥満度が高いこと、高年齢、男性であること、ランニング経験がないこと、ランニング量が少ないことなどであると報告されている³⁾。ランニング障害のリスクとなるランニングフォームについては以下の要因が報告されている。足関節においては立脚期のフットストライク直後における足関節の最大外がえしが大きいことがアキレス腱症、足関節捻挫の原因であると報告されている^{4,5)}。また膝関節においては、立脚期の膝関節最大内旋が大きいことが腸脛靭帯炎の原因となりうると報告されている⁴⁾。股関節においては、立脚期の股関節最大内転が大きいことが腸脛靭帯炎、膝蓋腱炎のリスク因子となりうることが報告されて

*1 慶應義塾大学大学院健康マネジメント研究科

*2 慶應義塾大学スポーツ医学研究センター

*3 東京大学大学院理学系研究科

Corresponding author：橋本健史 (hashimotot@keio.jp)

いる^{4,6,7)}。これらのランニング障害を予防することができれば、ランニングの競技離脱を防ぎ、トップランナーにとってはランニングパフォーマンスを向上することにつながる。また市民ランナーにとっては健康寿命の延伸につながるため、きわめて重要なことと言える。

しかしながら、ランニング障害にむけたシューズについての報告は、少ない。ランニングシューズのプレートはシャンク (shank, 踏まず芯) と言われており、アウトソールまたはミッドソールに組み込まれた芯材で、ヒール部とボール部を連結し、歩行時の靴のねじれを抑制して安定性を高めているものである⁸⁾。ランニングシューズのプレートは通常では1本中央に組み込まれており、ミッドソールの bending stiffness を高める効果を持っている。ランニングシューズのプレートの機能について研究された論文ではカーボンファイバープレートによってミッドソールの bending stiffness を高めると下肢関節の正の関節力が膝から中足趾節間関節 (MTP 関節) に再分配されること⁹⁾、垂直跳びの高さが高かったこと¹⁰⁾などが報告されている。本研究ではランニングシューズのプレートが bending stiffness を高めていることに着目し、内外側に2本プレートを装着すると冠状面での下肢の過大な動きを抑制できるのではないかと推測した。本プレートはランニングの foot strike 時における冠状面での足関節内外がえしモーメントを減少することを目的として作成された。すなわち、シューズの冠状面、矢状面での stiffness の増大が、足関節の内がえし、外がえしモーメントを減少させることを期待して作成された。また、本プレートによってクッション性が減じるのを避けるため、シューズのミッドソールに組み込み、アウトソールに十分な厚さ (約10mm) を確保した。

本研究の目的は、プレートを装着したランニングシューズがランニング障害のリスクとなる立脚時の足関節の過大な外がえし、膝関節の過大な内旋、股関節の過大な内転を抑制できるかを検討することとした。本研究の仮説は、プレートを装着したランニングシューズがランニング障害のリスクとなるこれらの動作を抑制することとした。

■ 方法

【対象】

本研究は慶應義塾大学スポーツ医学研究セン

ター倫理委員会において承認されたのち行われた (承認番号 2022-01)。すべての参加者には研究実施前に本研究の目的、方法、リスクを十分に説明し、文書で同意を得た。本研究の対象者の組入基準は18~60歳、男性、習慣的にランニングをしていないもの (ランニング初心者)、靴のサイズが25.5~27.5cmのものとした。除外基準はBody Mass Index (BMI) 35kg/m²以上のもの、過去に下肢に対する手術を経験したもの、および最近6か月以内に下肢の外傷・障害を経験した被験者とした。

【実験方法】

使用した計測装置は motion capture system (以下 MC) (Miquis, Qualisys, Gothenburg, Sweden) であり、8台の charge coupled device (CCD) カメラを配置した。MCのサンプリング周波数は200Hzであった。1台の床反力計 (FP4060-05-PT, BERTEC, Columbus, OH) を使用し、サンプリング周波数は1000Hzであった。対象者の皮膚または密着したウェアにデータ赤外線反射マーカー (直径8mm) を合計48個貼付した。貼付位置としては解剖学的指標¹¹⁾を参照に左右前頭部、左右後頭部 (以上キャップ上)、左右肩峰、頸切痕、剣状突起、第7頸椎棘突起、第10胸椎棘突起、左右肩甲骨下角、左右上前腸骨棘、左右上後腸骨棘、左右大転子 (以上ウェア上)、左右大腿骨外側上顆、左右大腿骨内側上顆、左右足関節外果、足関節内果 (以上皮膚上)、左右第5中足骨骨頭、左右第1中足骨骨頭、左右踵骨結節 (以上シューズ上) に貼付した。

走行路は10mとし床反力計が走行路で段差にならないように木板で床反力計を囲い、平坦な走行路とした。床反力計は走行路の真ん中に設置した。3.5m/secの走行速度で走行するよう指示した。その際10mの走行路の中央に設置した床反力計を左足で踏むように指示をした。走行速度はストップウォッチで計測し、2.5から4.5m/secとなった走行を有効とした。

参加者はプレートが入っている靴、プレートが入っていない靴を履き替え、走行を計測した。靴の履く順番は事前に乱数表にて作成した順番にて実施した。履いている靴の違いは被験者からはわからないものであり、被験者にも詳細は伝えずに盲検化して実験を行った。走行する際には床反力計を意識せずに走行してもらうように指示をし、数回走行の練習をした後、実際の計測を行った。

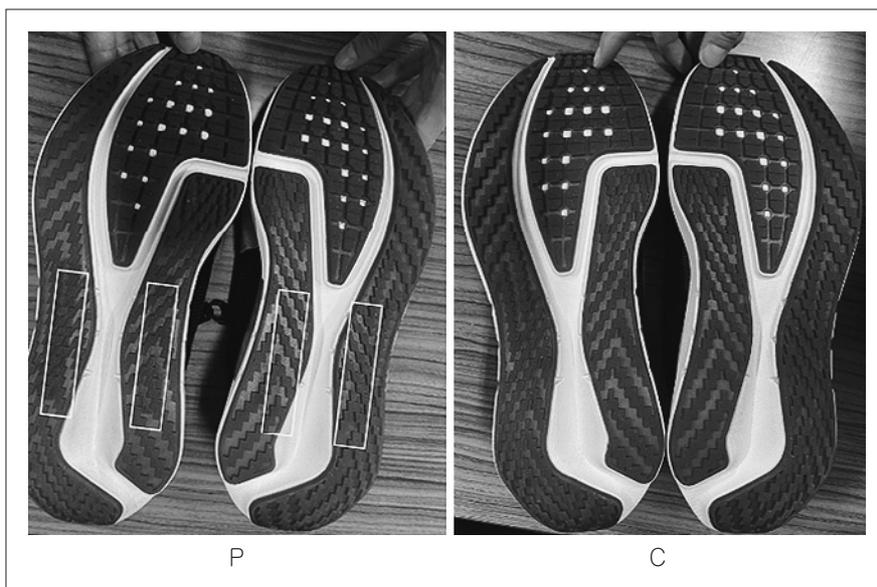


図1 作成したランニングシューズ. P: ミッドソール部分にプレート装着したシューズ. 白四角はプレートが埋め込んである位置を示す. C: プレート以外はPとまったく同一の構造であるシューズ.

先行研究²⁾ から1足につき3回の走行を行った.

プレートが入っている靴を装着して走った時をプレート群(以下P群), プレートが入っていない靴を装着して走った時を対照群(以下C群)とした. 本研究で使用した靴のプレートはカーボンファイバーを使用して本研究用に作製した. プレートの長さは7.5cm, 幅は1cm, 厚さは0.5cmであった. アウトソールとミッドソールの間で, 本プレート2本を中足部から後足部にわたって, 長軸方向に装着した. プレートありの靴の重さは片足230g, プレートなしの靴は片足223gであった. サイズは26.5cmであり, プレート以外の構造は同じとした(図1).

【データ解析】

計測されたデータはVisual3D software (C-Motion, Inc., Rockville, MD)を用いて解析した. データはカットオフ周波数12HzのLow-pass filterを使用してノイズを除去した. モーメントは体重で正規化を行った. 左足が地面に接地するfoot strike時から左足が地面から離れるtake off時での立脚期を解析対象とした. 立脚期のデータを1~101に正規化した. 3走行分を平均したP群, C群のデータを使用した.

関節角度変化量を次のように定義した. 足関節角度矢状面は立脚期における最大背屈角と最大底屈角の和とした. 足関節角度冠状面は立脚期にお

ける最大内がえし角と最大外がえし角の和とした. 足関節角度水平面は立脚期における最大内旋角と最大外旋角の和とした. 膝関節角度矢状面は立脚期における最大伸展角と最大屈曲角の和とした. 膝関節角度冠状面は立脚期における最大内反角と最大外反角の和とした. 膝関節角度水平面は立脚期における最大内旋角と最大外旋角の和とした. 股関節角度矢状面は立脚期における最大伸展角と最大屈曲角の和とした. 股関節角度冠状面は立脚期における最大内反角と最大外反角の和とした. 股関節角度水平面は立脚期における最大内旋角と最大外旋角の和とした.

関節外部モーメント変化量を次のように定義した. 足関節, 膝関節, 股関節の矢状面, 冠状面, および水平面において, 立脚期における“(最大モーメント)―(最小モーメント)”を関節外部モーメント変化量とした. 各モーメントは, Visual3D softwareを用いて計算した.

検討項目は立脚期における足関節, 膝関節, 股関節の矢状面, 冠状面, 水平面における最大角度, 最大もしくは最小外部モーメントとした. これらのデータをP群とC群とで比較した. また床反力の内外側・前後・垂直方向についてP群とC群とで比較検討した. さらに, 遊脚期後半から立脚期における, 床反力ベクトルと左股関節中心とのなす距離の最大値および骨盤重心の側方動揺(冠

状面における距離の変化量)の最大値をP群とC群とで比較した。

【統計解析】

P群とC群の要約統計量(中央値,四分位)を算出,群間比較は対応のあるノンパラメトリック検定であるWilcoxon符号順位検定を使用した。有意水準は両側5%とした。統計ソフトはEZR(Saitama Medical Center, Jichi Medical University, Saitama, Japan)を用いた。

結果

【研究対象者】

研究参加者はボランティア16名であった。1名はデータ収集後,赤外線マーカーが映っておらず解析不可であったため,解析データは15名のものを使用して実施した。対象者の属性は表1のようであった(表1)。

【関節角度変化量】

ランニング立脚期における,下肢関節の角度変化量は,足関節,膝関節,股関節の矢状面,冠状面,水平面において,P群とC群とで有意差はなかった(表2)。ランニング障害の原因となりうる,足関節冠状面での最大外がえし角,膝関節水平面での最大内旋角,股関節冠状面での最大内転角に

ついても,P群とC群とで有意差はなかった(図2)。

【関節外部モーメント変化量】

ランニング立脚期における,下肢関節の外部モーメント変化量は,足関節,膝関節においては矢状面,冠状面,水平面において,P群とC群とで有意差はなかった。しかし,股関節冠状面において,P群はC群に比較して外部モーメントが0.14Nm/kg有意に減少していた(95%CI:-0.140~-0.246, $p=0.048$)(表3)。ランニング障害の原因となりうる,足関節冠状面での最大外がえし外部モーメントおよび膝関節水平面での最大内旋外部モーメントについて有意差はなかった。しかし,股関節冠状面での最大内転外部モーメントについては,P群はC群と比較して有意に小さかった(図3)。

【床反力】

床反力について,P群とC群とで有意な差はなかった(表4,図4)。

【頭部,肩関節および体幹】

頭部,肩関節,胸椎,骨盤において,P群とC群とで有意な差はなかった。

【遊脚期後半から立脚期における,床反力ベクトルと左股関節中心とのなす距離の最大値】

P群では,0.040(0.032-0.053)mであったのに対して,C群では,0.053(0.041-0.058)mと,P群はC群に対して有意に小さかった($p=0.024$)。数値は,中央値(Q1-Q3)である。

【骨盤重心の側方動揺(冠状面における距離の変化量)】

P群では,0.012(0.009-0.021)mであったのに対して,C群では,0.027(0.017-0.031)m

表1 研究対象者の属性

項目	中央値	最小値	最大値
年齢(歳)	26	19	46
身長(cm)	171	164	184
体重(kg)	64	50	95
BMI(kg/m ²)	21.9	17.7	32.1
月間走行距離(km)	5	0	30

表2 各関節角度の要約統計量と結果

		P群		C群		P群-C群の差		p-value
		Median	(Q1~Q3)	Median	(Q1~Q3)	MEAN	95%CI	
足関節角度(degrees)	矢状面	28.10	25.00-34.23	28.68	26.10-34.05	-0.25	-0.99~0.50	0.45
	冠状面	4.52	2.83-7.46	5.80	3.46-7.77	-0.36	-1.01~0.30	0.36
	水平面	9.00	12.76-6.24	9.32	11.66-6.65	-0.37	-1.18~0.44	0.39
膝関節角度(degrees)	矢状面	47.96	44.36-57.25	43.66	38.20-58.32	-0.50	-2.11~1.10	0.39
	冠状面	6.33	1.74-10.69	7.57	2.85-9.33	0.09	-1.24~1.42	0.60
	水平面	0.18	-3.67-3.34	-0.24	-3.58-0.81	0.57	-0.46~1.61	0.30
股関節角度(degrees)	矢状面	43.85	37.11-51.45	45.74	38.94-51.87	-0.71	-2.34~0.91	0.39
	冠状面	10.37	8.61-16.12	11.12	9.40-16.59	-0.58	-1.41~0.24	0.095
	水平面	5.70	1.67-7.61	7.33	3.70-8.54	-0.93	-2.11~0.26	0.17

* $p<0.05$

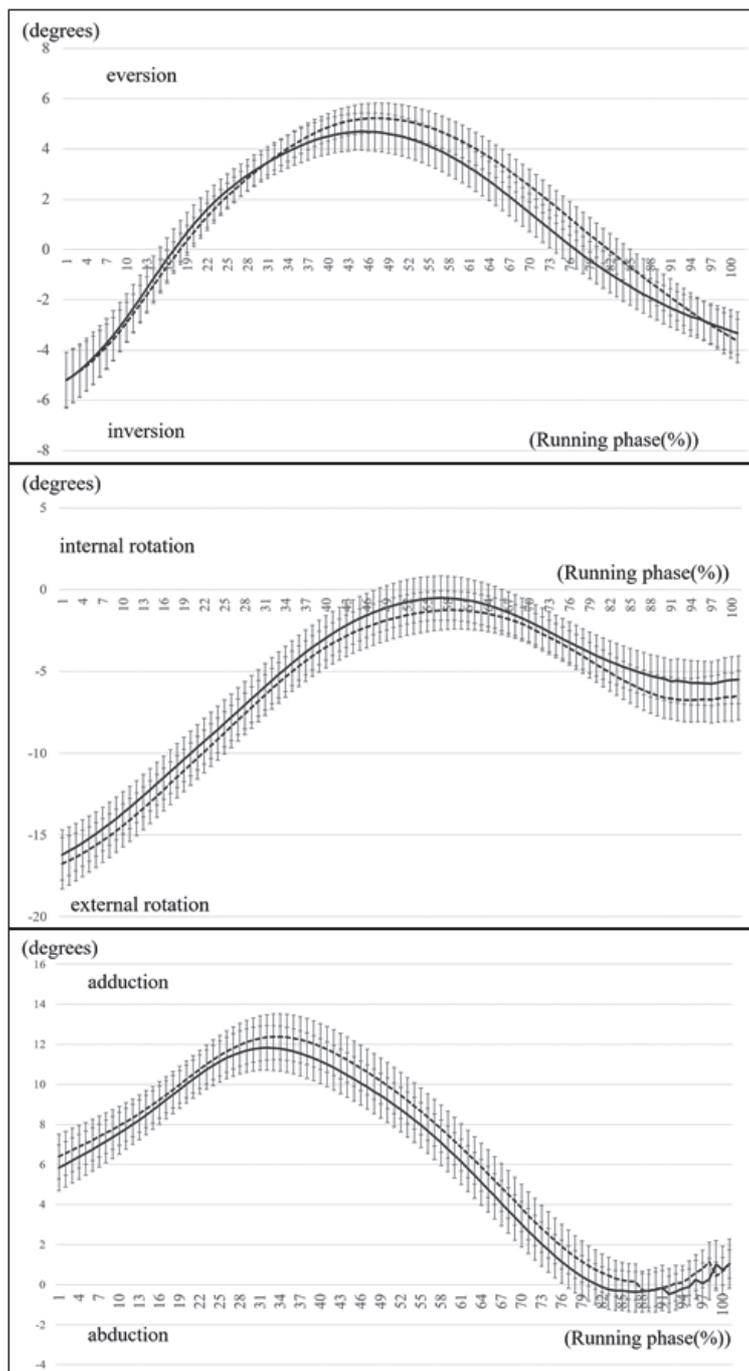


図2 ランニング立脚期における下肢関節角度変化
 上：足関節冠状面，中：膝関節水平面，下：股関節冠状面
 横軸：ランニングの位相 foot strikeを1としtake offを101とする。縦軸：角度 +は外がえし，内旋，内転 -は内がえし，外旋，外転。実線：P群 点線：C群 error barは標準誤差を示す。

であった。P群はC群に対して有意に小さかった ($p=0.020$)。数値は、中央値 (Q1-Q3) である。

■ 考 察

本研究では股関節外部内転モーメントの最大値は、P群はC群と比較して有意に減少した。この

ことはプレートを装着したシューズを履くことによって股関節外転筋の負荷が減少したということを示唆している。関節モーメントは力の大きさと回転中心から力の作用点までの距離であるモーメントアームとの積で求められる¹³⁾。力の大きさである床反力ではP群とC群で差がなかった。この

表 3 各関節モーメントの要約統計量と結果

		P 群		C 群		P 群—C 群の差		p-value
		Median	(Q1 ~ Q3)	Median	(Q1 ~ Q3)	MEAN	95%CI	
足関節モーメント (Nm/kg)	矢状面	-3.13	-2.84 ~ -2.18	-3.04	-2.87 ~ -2.30	0.005	-0.099 ~ 0.109	0.72
	冠状面	0.28	0.39 ~ 0.68	0.30	0.36 ~ 0.71	0.004	-0.033 ~ 0.040	1.0
	水平面	-0.28	0.21 ~ -0.06	-0.28	-0.19 ~ -0.08	-0.002	-0.038 ~ 0.034	0.85
膝関節モーメント (Nm/kg)	矢状面	-3.29	-2.82 ~ -2.32	-3.12	-2.73 ~ -2.49	0.001	-0.102 ~ 0.104	0.89
	冠状面	-1.08	-0.77 ~ -0.50	-1.17	-0.80 ~ -0.51	0.028	-0.052 ~ 0.108	0.85
	水平面	0.42	0.55 ~ 0.79	0.52	0.59 ~ 0.73	-0.034	-0.091 ~ 0.023	0.36
股関節モーメント (Nm/kg)	矢状面	-2.17	-1.70 ~ -1.33	-2.17	-1.73 ~ -1.41	0.056	-0.091 ~ 0.203	0.60
	冠状面	2.24	2.12 ~ 1.98	2.48	2.26 ~ 2.12	-0.140	-0.246 ~ -0.033	0.048*
	水平面	-0.56	-0.42 ~ -0.29	-0.56	-0.36 ~ -0.33	-0.007	-0.160 ~ 0.146	0.80

*p<0.05

ことから距離であるモーメントアームが変化したと考えられる。遊脚期後半から立脚期における、床反力ベクトルと左股関節中心とのなす距離の最大値は、P 群の方が小さかった。よってプレートを装着したシューズを履くことによって骨盤が外側方向にシフトすることを抑制した、もしくは足部の反対側方向への接地を抑制してモーメントの距離を減少させた可能性と考えられた。骨盤重心の側方動揺（冠状面における距離の変化量）も、P 群は C 群に比較して小さかった。このことは骨盤部の冠状面方向への動きを抑制したことを示唆している（図 5）。

また股関節内転角度については有意差はなかったものの、P 群では C 群と比べ、中央値では 0.58 度ほど減少傾向であった ($p=0.095$)。先行研究ではフットストライク直後の股関節の過大な内転がランニング障害の原因となるフォームであると報告されている⁷⁾。腸脛靭帯炎を有する女性 35 名と対照群の女性 35 名のランニングフォームを分析した研究では股関節の内転角度の群間差は腸脛靭帯炎を有するランナーの方が平均 2.47 度増加していた¹⁴⁾。本研究の群間差は 0.58 度であり、P 群の方が減少しているが、先行研究と比べて小さいものである。しかし本研究では対象者が男性であり、先行研究では対象者が女性である。そのためランニング障害のリスクとなる関節の角度の大きさという点においても異なる可能性がある。

本研究ではランニングシューズのミッドソールにおける bending stiffness に着目して研究を行った。本研究デザインと同じようにカーボンファイバープレートを装着したシューズ（ミッドソールの bending stiffness）と装着しないシュー

ズで比較した先行研究は以下のようなデザインで行われている。

Cigoja らはアスレティックパフォーマンスに着目し、トレッドミル走行での研究でプレートを装着したシューズでは足部中足趾節間関節（MTP 関節）での関節力（関節モーメント×角速度）が増加したと報告した⁹⁾。Stefanyshyn らはシューズにカーボンファイバープレートを装着することによって垂直跳びの高さが高くなったことを報告した¹⁰⁾。また、ランニングシューズのプレートの条件を変化させた研究も行われている。Willwacher らはランニングシューズのプレートの厚さを比較し、厚みを増加させると関節のレバーアームはより前方へ有意にシフトした¹⁵⁾。Ma らはランニングシューズのプレートの剛性の強度（低、中、高）の研究を行い、剛性が高い靴については前足部—後足部の可動域、および前足部—中足部の可動域を減少させたと報告した¹⁶⁾。Flores らはランニングシューズのプレートの高さがどのような影響を及ぼすのかを研究している。高い位置は低い位置に比べて前後方向、垂直方向の床反力計を減少させた。高い位置では中足趾節間関節（MTP 関節）の背屈が増加、足関節底屈が増加した。また MTP 背屈トルクが小さく、足関節底屈トルク、膝関節伸展トルク、股関節屈曲トルクは減少した¹⁷⁾。

これらの先行研究は、主にランニングパフォーマンス向上につながる下肢動作に焦点が当てられていたものであった。しかし、シューズによるランニング障害予防という観点からおこなわれた研究は少ない。

本研究の結果から、プレートを着用した靴は股関節外部内転モーメントが減少するという結果が

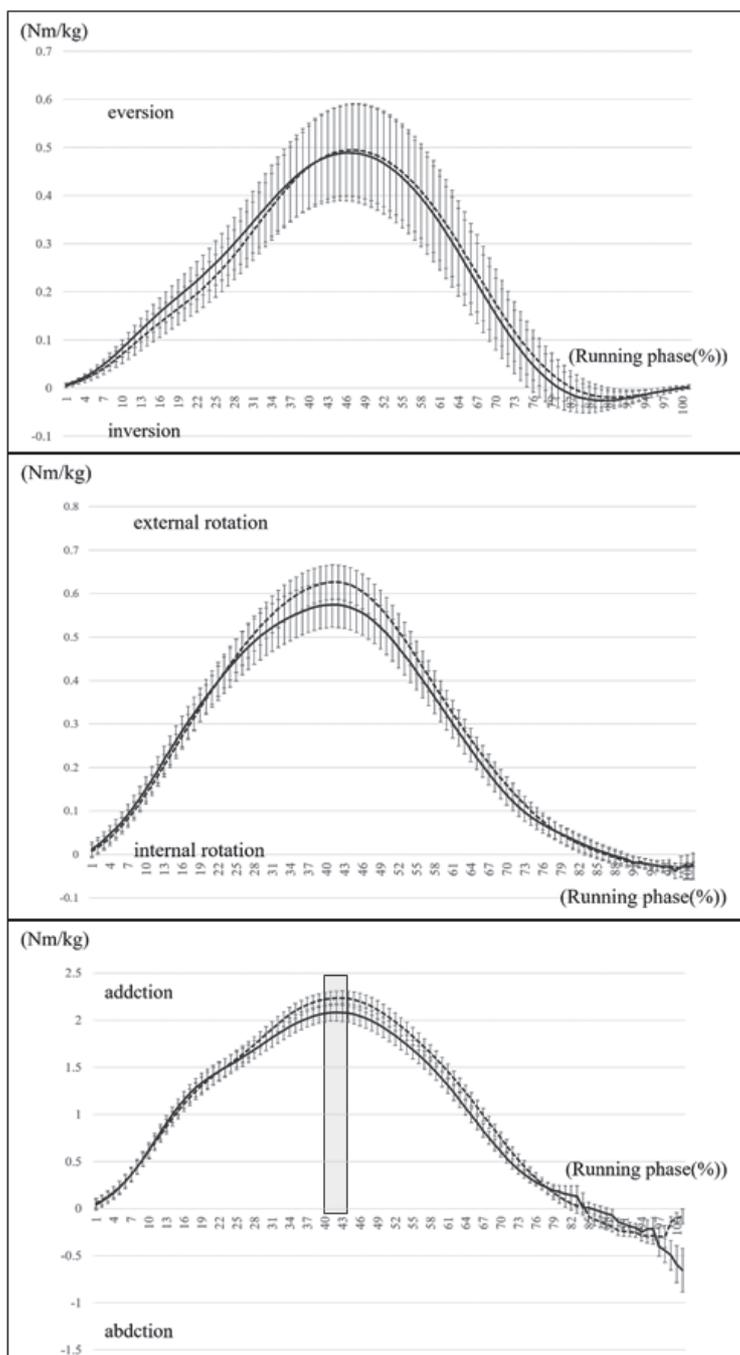


図3 ランニング立脚期における下肢関節外部モーメント変化
 上：足関節冠状面，中：膝関節水平面，下：股関節冠状面
 横軸：ランニングの位相 foot strikeを1としtake offを101とする。縦軸：外部モーメント +は外がえし，内旋，内転 -は内がえし，外旋，外転。実線：P群 点線：C群。gray長方形は有意な変化を示す。error barは標準誤差を示す。

ら，将来的にランニング障害予防となるランニングシューズ開発につながる可能性があると考えられる。また，本研究で使用した2本のプレートを装着したプレート群はプレートなしの対照群には比較して有意差があったが，他のプレート構造と

の比較研究ではない。先行研究においてはランニングシューズのプレートの厚み¹⁵⁾や強度¹⁶⁾や高さ¹⁷⁾についての研究は行われているが，プレートの範囲や大きさや数についての研究はまだ行われていないため，今後検討していく必要がある。

表 4 床反力の要約統計量と結果

	P 群	C 群		P 群—C 群の差		p-value		
		Median	(Q1 ~ Q3)	Median	(Q1 ~ Q3)		MEAN	95%CI
床反力 (Nm/kg)	内外側	0.05	0.03 0.11	0.08	0.03 0.12	-0.004	-0.072 ~ 0.046	0.72
	前後	-0.39	-0.47 -0.32	-0.36	-0.48 -0.33	0.000	-0.018 ~ 0.018	0.93
	垂直	2.80	2.31 3.07	2.73	2.49 3.05	-0.013	-0.072 ~ 0.046	0.93

*p<0.05

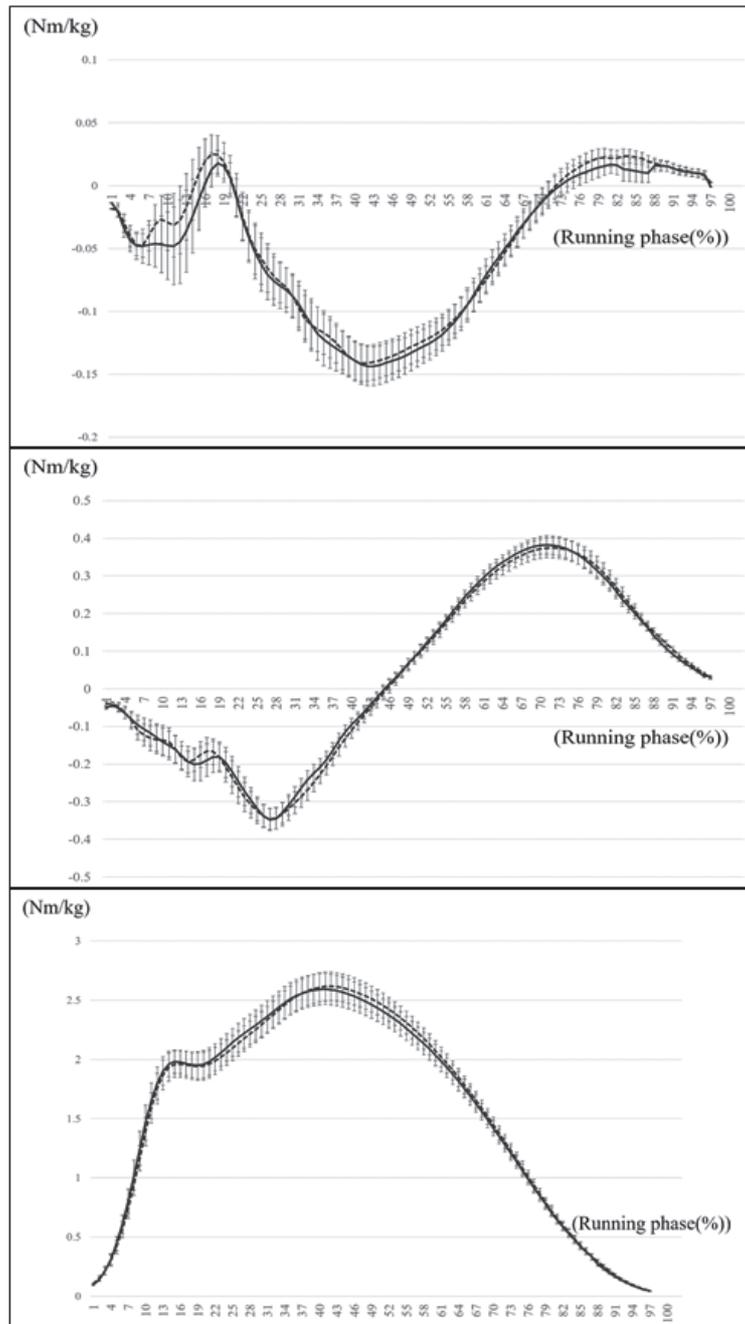


図 4 ランニング立脚期における床反力. 上：内外側方向，中：前後方向，下：垂直方向. 横軸：ランニングの位相 foot strike を 1 とし take off を 101 とする. 縦軸：モーメント+は内側，前方，上 -は外側，後方，下. 実線：P 群 点線：C 群 error bar は標準誤差を示す.

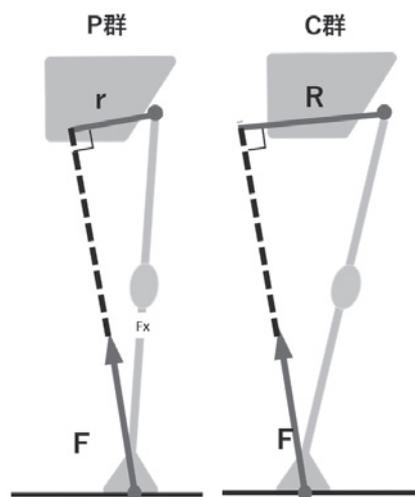


図5 冠状面の下肢の図. 股関節モーメントを図解
 P群： $F \times r < C$ 群： $F \times R$

本研究の限界としては、被験者が男性のみであったこと、症例数が少ないこと、また実験の環境下が実際のランニング環境と異なっていたことなどが挙げられる。また、靴を履いた状態でのランニングであったため、本研究では足部のマーカーはシューズに貼付したものであり、実際の足部の動作を測定したのではない。シューズと足部の間の動作に乖離があることが予想されるため、その点は本研究の限界のひとつである。しかしながら、足関節部部に貼付したマーカーとシューズのアッパーに貼付したマーカーとで足部の動態を簡易的に評価できていると考えられた。足部の動きをとらえるためには靴に穴をあけ、直接皮膚に赤外線マーカーを貼付する必要があると考える。しかし本研究はランニングシューズの機能を検討する研究であるため、靴に穴をあけてしまうことによってランニングシューズそのものの働きに影響を及ぼす恐れがあるため、靴に穴を開けることは避けて実験を行った。

結 語

プレートを装着したランニングシューズで走行すると、装着しなかったシューズで走行した場合と比較して、ランニング立脚期における股関節最大外部内転モーメントを減少させた。このことはランニングシューズのプレートがランニング障害の原因となる下肢動作である股関節外転筋に対するの負荷を軽減させることが示唆された。

利益相反

開示すべき COI 関係にある企業として受託研究・共同研究費：(株) 東レ

著者貢献

関谷若菜：データ管理, 正式な分析, 調査, 検証, 可視化, 草稿の執筆, 原稿の見直しとエディティング

橋本健史：概念化, 資金獲得, 調査, 方法論, プロジェクト管理, リソース提供, ソフトウェア, 指導, 検証, 原稿の見直しとエディティング

西沢康平：データ管理, 正式な分析, ソフトウェア, 指導

伊藤美保子：データ管理, 正式な分析, 検証, 可視化

文 献

- Oja P, Titze S, Kokko S, et al. Health benefits of different sport disciplines for adults: systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2015; 49: 434-440.
- Kakouris N, Yener N, Fong DTP. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J Sport Health Sci.* 2021; 10: 513-522 doi: 10.1016/j.jshs.2021.04.001.
- van Poppel D, van der Worp M, Slabbekoorn A, et al. Risk factors for overuse injuries in short- and long-distance running: A systematic review. *J Sport Health Sci.* 2021; 10: 14-28 doi: 10.1016/j.jshs.2020.06.006.
- Mousavi SH, Hijmans JM, Rajabi R, et al. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2019; 69: 13-24 doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.011.
- Hashimoto T, Inokuchi S. A kinematic study of ankle joint instability due to rupture of the lateral ligaments. *Foot Ankle Int.* 1997; 18: 729-734 doi: 10.1177/107110079701801109.
- Aderem J, Louw QA. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015; 16: 356 doi: 10.1186/s12891-015-0808-7.
- Lopes AD, Mascarinas A, Hespanhol L. Are alterations in running biomechanics associated with running injuries? A systematic review with meta-analysis. *Braz J Phys Ther.* 2023; 27: 100538 doi: 10.

- 1016/j.bjpt.2023.100538.
- 8) 小久保哲郎. 靴の構造. *Orthopaedics*. 2018; 31: 1-4.
 - 9) Cigoja S, Firminger CR, Asmussen MJ, et al. Does increased midsole bending stiffness of sport shoes redistribute lower limb joint work during running? *J Sci Med Sport*. 2019; 22: 1272-1277 doi: 10.1016/j.jsams.2019.06.015.
 - 10) Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32: 471-476 doi: 10.1097/00005768-200002000-00032.
 - 11) Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, et al. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997; 44: 1165-1174 doi: 10.1109/10.649988.
 - 12) Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait Posture*. 2001; 14: 98-103 doi: 10.1016/s0966-6362(01)00125-4.
 - 13) 山本澄子. 身体運動のバイオメカニクス. *理学療法科学*. 2003; 18: 109-114 doi: <https://doi.org/10.1589/rika.18.109>.
 - 14) Ferber R, Noehren B, Hamill J, et al. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010; 40: 52-58 doi: 10.2519/jospt.2010.3028.
 - 15) Willwacher S, König M, Braunstein B, et al. The gearing function of running shoe longitudinal bending stiffness. *Gait Posture*. 2014; 40: 386-390 doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.05.005.
 - 16) Ma R, Lam WK, Ding R, et al. Effects of shoe mid-foot bending stiffness on multi-segment foot kinematics and ground reaction force during heel-toe running. *Bioengineering (Basel)*. 2022; 9: 520 doi: 10.3390/bioengineering9100520.
 - 17) Flores N, Rao G, Berton E, et al. The stiff plate location into the shoe influences the running biomechanics. *Sports Biomech*. 2021; 20: 815-830 doi: 10.1080/14763141.2019.1607541.

(受付：2024年7月31日，受理：2025年7月9日)

Effects of running shoe plates on lower extremity biomechanics causing running-related injury

Sekiya, W.^{*1}, Hashimoto, T.^{*1,2}, Nishizawa, K.^{*3}, Ito, M.^{*1}

^{*1} Graduate School of Health Management, Keio University

^{*2} Sports Medical Research Center, Keio University

^{*3} Graduate School of Science, Tokyo University

Key words: biomechanics, running-related injury, running shoes

[Abstract] (Background) Prevention of running-related injuries is important to prevent withdrawal from running competitions.

(Objective) The purpose of this study was to investigate whether the use of running shoe plates can suppress lower limb movements that can cause running-related injuries.

(Methods) The subjects were 15 male novice runners. The subjects ran at a running speed of 3.5m/sec three times each wearing (Group P) and not wearing (Group C) shoes with running plates, and the stance phase of the left foot was analyzed; the values of the Group P and Group C were compared.

(Result) The hip external adduction moment was significantly decreased under Condition P than under Condition C. No significant differences were found in any of the other parameters measured.

(Discussion) Decreased hip external adduction moment indicates a decrease in hip loading. There was no difference in the ground reaction force between the two conditions, suggesting that the distance to the hip center changed. Thus, use of the plate was associated with suppression of the movement in the coronal plane.