

適切な Footwear 着用による 身体動作の「軽やかさ」の定量化

森ノ宮医療大学 工藤 慎太郎
(共同研究者) 同 渡邊 貴博
同 宮下 敏紀

Assessment of The Effects of Appropriate Footwear on The Comfort of Movement

by

Shintarou Kudo, Takahiro Watanabe,
Toshinori Miyashita
*Inclusive Medical Sciences Research Institute,
Morinomiya University of Medical Sciences*

ABSTRACT

This study aimed to investigate the effects of footwear-induced arch support on subjective "comfort" during running and its biomechanical factors. In experiment 1, arch deformation was measured using a stretch strain sensor in 30 healthy adults. The results showed that the condition with greater arch support exhibited significantly higher visual analog scale (VAS) scores for perceived comfort compared to the non-support condition. In experiment 2, 20 healthy adults participated to examine the biomechanical factors related to subjective comfort. Participants rated footwear conditions as either "comfort" (perceived as light) or "non-comfort" (not perceived as light). Biomechanical parameters, including dynamic joint stiffness (DJS), co-contraction index (CCI) of tibialis anterior and lateral gastrocnemius, and jerk (an indicator of smoothness), were measured during running. The results demonstrated

that the comfort condition showed significantly lower DJS, CCI, and jerk compared to the non-comfort condition. These findings suggest that footwear providing appropriate arch support may contribute to an increased sense of comfort during running by suppressing excessive joint stiffness and muscle co-contraction, and by promoting smoother joint movements.

キーワード

軽やかさ, 伸縮性歪みセンサー, 関節剛性, 同時収縮指数, 躍度

Keyword

movement comfort, stretch strain sensor, joint stiffness, co-contraction index, jerk

要 旨

本研究は、Footwearによる足部アーチ制動がランニング中の主観的な「軽やかさ」に与える影響と、その生体力学的要因を明らかにすることを目的とした。実験1では健康成人40名を対象に伸縮性歪みセンサーを用いて足部アーチ変形量を測定し、アーチ制動条件では非制動条件よりも軽やかさの点数が有意に増加した ($p = 0.024$)。実験2では健康成人20名を対象に、軽やかだと評価されたFootwear着用時 (Comfort条件) と軽やかではないと評価されたFootwear着用時 (Non-Comfort条件) の、関節剛性 (DJS)、同時収縮指数 (CCI)、滑らかさを示すJerkを測定した。その結果、Comfort条件はNon-Comfort条件と比較して、DJS ($p = 0.047$)、CCI ($p = 0.044$)、Jerk ($p = 0.010$) が有意に低下した。以上の結果より、Footwearによる足部支持が、関節剛性や同時収縮の抑制、動作の滑らかさに寄与し、主観的な「軽やかさ」の向上に貢献する可能性が示唆された。

緒 言

適切なFootwearの選定において、着用後の快適さや動作の軽やかさは重要な要素とされている¹⁾。これは、快適性の高いFootwearの着用が、ラ

デサントスポーツ科学 Vol. 47

ンニングパフォーマンスの向上に貢献することが報告されているためである²⁾。また快適性の高いFootwearはスポーツ動作に関連する障害や外傷を軽減させる可能性もある³⁾。しかし、その快適さや動作の軽やかさの評価には、visual analog scale (VAS) やLikert scaleなどの主観的な評価にとどまっている^{4,5)}。主観的な軽やかさの評価は、異なる日に複数回実施し、その平均を算出する場合にのみ信頼性があることが示されている⁴⁾。この方法は靴選定の場面では現実的ではなく、即座の評価には適さない可能性がある。したがって、快適さや軽やかさという主観的な要因を客観的なデータで示すことが必要である。

足部アーチの支持性については、アーチサポートインソールはランニング中の足部運動に影響を与えることが報告されている⁶⁻⁹⁾。MacLeanら⁷⁾は、アーチサポートインソール着用条件は、靴のみの条件と比較して下腿に対する後足部の外がえしが減少したと報告している。Ferberら¹⁰⁾は、アーチサポートインソール着用条件は、靴のみの条件と比較して、足部アーチの低下が制動できたと報告した。しかし、このようなアーチ支持による足部運動や足部アーチの変化が、実際に動作の軽やかさといった主観的感觉に影響を与えているかは、依然として不明である。さらに、これまでの

多くの軽やかさに関する研究では、障害リスクや運動パフォーマンスへの影響に焦点が当てられてきたが^{2,3)}、軽やかさはどのような生体力学的データに起因するかが不明である。

これまでの研究では、Footwearを着用すると足部の運動解析が困難となるため、アーチ支持性と快適さの関係性を明らかにすることは困難であった。インソールの効果判定を運動学的に行っている研究では、靴に穴を開けた状態での測定や^{9,10)}、靴にマーカーを貼付した条件で測定されている⁸⁾。この方法では、靴内における足部アーチ挙動の評価が十分にできていない可能性がある。近年、伸縮性歪みセンサーを使用したFootwear内で足部アーチ挙動を評価する手法が確立され^{11,12)}、この手法を使用することで、完全な靴着用時の評価が可能となった。そこで、本手法を用いることで、靴内で足部アーチが適切に保持されているかを定量的に評価でき、先行研究での問題点を解決できると考えた。さらに、動作の質の評価として、動作中の関節運動の剛性 (Dynamic joint stiffness: DJS)¹³⁾ と主動作筋と拮抗筋の同時収縮 (Co-contraction index : CCI)¹⁴⁾、下肢関節運動の安定性の指標である下肢関節の協調性のばらつき (Coordination variability)¹⁵⁾ が知られている。これらは関節が安定かつ滑らかに動いているかを評価する指標であり、関節運動の安定が低下すると、関節の剛性を高めるため、同時収縮が増加する。つまり拮抗筋の活動により、抵抗が生じ、重く感じると可能性がある。すなわち、これらの指標は関節運動の軽やかさに影響する可能性がある。そのため3つの要因を定量評価し、関係性を明らかにし、適切なFootwearを装着した条件と装着していない条件で比較検討することで、適切なFootwearが動作の「軽やかさ」を改善するかを生体力学的手法により定量評価できると考えられる。

本研究の目的は、Footwearによる足部アーチ制

動が、ランニング中の主観的な「軽やかさ」に影響を及ぼすかを明らかにし、ランニング中の「軽やかさ」に影響する力学的パラメーターを解明することとした。本研究の仮説は、Footwearによる足部アーチの制動は軽やかさを高め、動作の円滑性を示す力学的パラメーターが軽やかさに関連するとした。

1. 研究方法

1. 1 実験1：ランニング中の主観的な「軽やかさ」に対するインソールの影響

本研究は横断研究とし、下肢に整形外科的疾患や神経学的疾患の既往歴を有さない健康成人大学生40名を対象とした。本研究は所属機関の倫理委員会の承認を受けて実施され (No. 2024-092)、全ての対象者は実験前に書面によるインフォームド・コンセントに同意した。

伸縮性歪みセンサー (C-STRETCH[®], Bando Chemical Industries, Ltd., Kobe, Japan) を使用し、足部の運動を測定した。ストレッチセンサー計測システムは、ストレッチセンサー、トランスミッタ、出力ケーブルで構成され、三次元動作解析装置と同期をかけた。伸縮性歪みセンサーのサイズは、縦10mm、横50mmである。ストレッチセンサーは、先行研究で再現性が認められているスプリング靭帯法に基づき貼付した¹¹⁾。貼付方法は、距骨下関節を中間位 (距骨頭の内側と外側が同程度に触れる位置) で、ストレッチセンサーを70mmに伸張し、載距突起と舟状骨に貼付した。伸縮性歪みセンサーのサンプリング周波数は100Hzとした。

靴は全対象者共通 (WAVE REVOLT, Mizuno, 日本) とし、各対象者のサイズに合った靴を使用した。インソールは靴付属のデフォルトインソール (WAVE REVOLT, Mizuno, 日本)、アーチサポートの高さが異なるレディメイド型インソール (Low, Middle, High) (Footcraft, シグマック

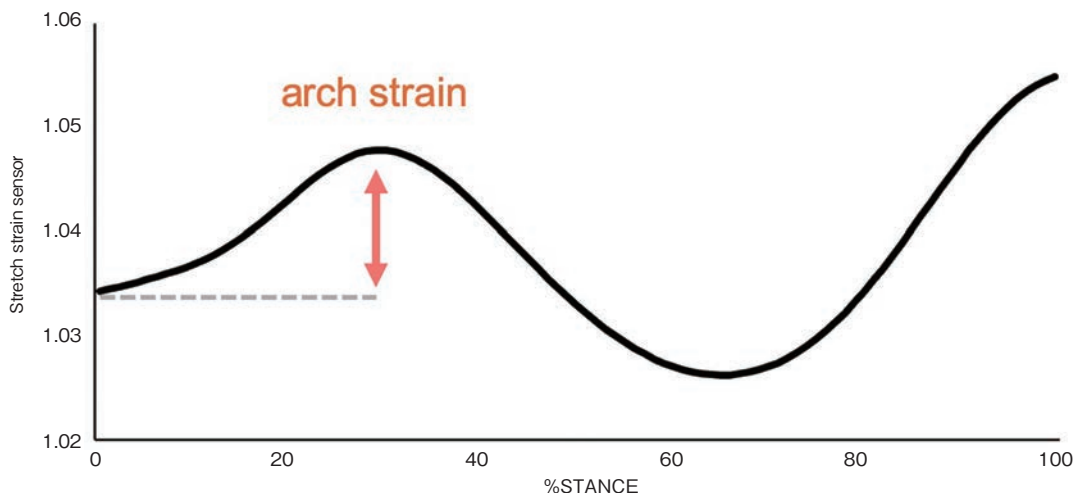


図1 伸縮性歪みセンサーの波形と arch strain

ス社、日本)とした。ランニングデータ取得前に、5秒間の静止立位データを測定した。静止立位のデータは、伸縮性歪みセンサー信号のオフセット値を算出するために使用された。静止立位の測定後、対象者は裸足条件およびインソール着用状態で、快適速度で床反力計（サンプリング周波数1000Hz）（AMTI, USA）を踏むようにランニングを行なった。なお、走路は全長約15mの直線であり、2枚の床反力計（幅40cm×長さ80cm）が埋め込まれている。対象者は少なくとも10回の走行練習を行い、対象者が課題動作（測定足で床反力計に接地する）とインソールに慣れたことを確認し計測した。各条件はランダムで実施し、対象者にはブラインドを実施した。各条件5施行ずつ測定を実施し、裸足条件を5cmとした10cm visual analog scale (VAS) で評価した。つまり、5cm未満は裸足条件より軽やかでないことを示し、5cm以上は裸足条件と比較して軽やかであることを示す。疲労の影響を取り除くため、各施行間に5分間の休憩を設けた。

対象者が床反力計に接地した5施行のデータを解析対象とした。伸縮性歪みセンサーから得られた生データは、10HzのButterworth low-pass filterでフィルターをかけた。ランニング立脚期は床反力データをもとに同定され、初期接地は床反力垂

直成分が20Nを超えた時点、足部離地は床反力垂直成分が20Nを下回った時点と定義した。ランニング立脚期は、101ポイントに時間正規化した。初期接地から最大伸張時までの伸縮性歪みセンサーの電圧の最大値を arch strainとして算出した（図1）。インソール4条件のうち、arch strainが最小の条件をアーチ制動条件、arch strainが最大の条件をアーチ非制動条件とした。

統計解析はR studio (version 4.0.4; R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) を用いて実施した。アーチ制動条件と非制動条件の比較において、各条件のVASに対してShapiro-Wilk検定を実施し、対応のあるt検定を実施した。なお、有意水準は5%とした。

1. 2 実験2：主観的な「軽やかさ」と関連するパラメータの解明

本横断研究は、下肢に整形外科的疾患や神経学的疾患の既往歴を有さない健常成人大学生20名を対象とした。本研究は所属機関の倫理委員会の承認を受けて実施され (No. 2024-092)、全ての対象者は実験前に書面によるインフォームド・コンセントに同意した。

赤外線カメラ9台を含む三次元動作解析装置 (Vicon MX system, Oxford Metrics Ltd., Oxford,

England), 加速度センサーが内蔵された無線表面筋電計2台 (Cometa slr, Milan, Italy), 床反力計1枚を使用した. サンプル周波数はそれぞれ 250Hz, 1000Hz, 1000Hzとした. Plug-in gait lower body modelに基づき, 直径9.5mmの赤外線反射マーカを, 左右上前腸骨棘・左右上後腸骨棘・右大腿骨近位 1/3・左大腿骨遠位 1/3・左右大腿骨外側上顆・右脛骨近位 1/3・左脛骨遠位 1/3・左右外果・左右第二中足骨頭・左右踵骨の計16箇所に貼付した. 筋電計はSENIAMのガイドラインに基づき, 右前脛骨筋, 右腓腹筋外側頭に貼付した. 表面筋電計を貼付後, 前脛骨筋は座位での足関節背屈, 腓腹筋外側頭は片脚立位最大底屈位での最大抵抗で, 最大随意等尺性収縮 (MVIC) を計測した. また, 前脛骨筋に貼付した表面筋電計の加速度センサーを腓骨頭に貼付した. 足部運動は実験1と同様, 伸縮性歪みセンサー (サンプリング周波数100Hz) をスプリング靭帯法に基づき対象者の足部に貼付し計測した.

靴およびインソール条件, VAS評価は実験1と同様に実施した. 対象者が床反力計に接地した5施行のデータを解析対象とした. 赤外線反射マーカ軌跡, 床反力データは, それぞれ Butterworth low-pass filterが12Hz, 50Hzで実施された. Plug-in gait lower body modelに基づき下腿, 足部セグメントを定義し, 下腿セグメントに対する足部セグメントの矢状面角度を算出した. 関節角度と床反力データより, 足関節の関節モーメントを算出した. その後, 関節剛性の指標である dynamic joint stiffness (DJS) を足関節矢状面角度と足関節矢状面モーメントから算出した¹³⁾.

表面筋電図はセンサー内で10Hz~450Hzのバンドパスフィルターが施行された. 得られた筋電図波形は, Visual 3D (C-Motion, Germantown, MD, USA) で全波整流され, 10Hzの Butterworth low-pass filterでエンベロープ処理が実施された. 解析された筋電図波形は各筋のMVICで標準化し

た. その後, 前脛骨筋と腓腹筋外側頭の同時収縮指数 (co-contraction index : CCI) を, 先行研究の計算式に基づき算出した¹⁴⁾.

Jerkは先行研究¹⁶⁾に従い, 2軸加速度 (前後 Ay, 垂直 Az) に対して時間微分と2Hzの Butterworth low-pass filterを実施し, Jerk合成ベクトルの計算式より算出された.

協調性のばらつきは, 伸縮性歪みセンサーで得られる足部運動と足関節矢状面角度の時系列データから, 足関節矢状面角度を横軸, 足部運動を縦軸にとる angle-angle diagramを作成し, 時系列でプロットされた値のなす角度 (coupling angle) を算出した (式1)¹⁷⁾. γ は coupling angle を示し, $0^\circ \leq \gamma \leq 360^\circ$ の範囲で算出される. x と y はそれぞれ近位セグメントと遠位セグメントの角度を表し, i はストライド j 歩目の % 立脚期を示す. Circular statisticsを用いて, coupling angle は被験者内, 被験者間で平均処理された¹⁸⁾.

$$\gamma_{j,i} = \tan^{-1} \left(\frac{y_{j,i+1} - y_{j,i}}{x_{j,i+1} - x_{j,i}} \right) \dots\dots\dots (1)$$

各被験者における variability は, 50歩のデータにおける coupling angle の円周標準偏差として算出した (式2). 得られた coupling angle と variability は, circular statistics¹⁸⁾ を用いて平均処理した. データ解析には R studio を用いてプログラミング処理した.

$$\text{Variability}_i = \sqrt{2 \cdot (1 - \gamma_i)} \cdot \frac{180}{\pi} \dots (2)$$

ランニング立脚期は床反力垂直成分が20Nを上回った時点を初期接地, 20Nを下回った時点を足部離地と定義した. ランニング立脚期を100%に時間正規化し, 0~50%を立脚期前半, 51~100%を立脚期後半と定義した. 各パラメーターは, 立脚期前半と後半の平均値を算出した.

4つのインソールでVASの点数が最も高値で

表 1 Comfort条件とNon-Comfort条件間の各パラメーター比較結果

	立脚初期		MD (95% CI)	p-value	立脚後期		MD (95% CI)	p-value
	Comfort	Non-Comfort			Comfort	Non-Comfort		
DJS (Nm / kg / deg)	0.11 (0.06)	0.11 (0.06)	0.0009 (-0.03~0.03)	0.949	0.05 (0.03)	0.06 (0.03)	-0.03 (-0.06~-0.0003)	0.047
CCI	0.12 (0.05)	0.13 (0.05)	-0.01 (-0.04~ 0.01)	0.274	0.09 (0.04)	0.12 (0.06)	-0.01 (-0.02~-0.0003)	0.044
Coordination variability (deg)	4.1 (2.3)	5.7 (4.4)	-1.53 (-3.52 0.46)	0.123	6.6 (2.5)	7.1 (3.4)	-0.55 (-1.97~0.85)	0.420
Jerk	30.6 (18.1)	32.1 (20.3)	-1.47 (-8.61~ 5.66)	0.670	30.7 (16.6)	35.9 (18.4)	-5.2 (-9.04~-1.35)	0.010

略語:MD:Mean difference, DJS:Dynamic joint stiffness, CCI:Co-contraction index

あった条件を Comfort 条件, 最も低値であった条件を Non-Comfort 条件とした. 各条件の Jerk, DJS, CCI, coupling angle variability に対して Shapiro-Wilk 検定を実施し, 対応のある t 検定を実施した. その後, 主観的な「軽やかさ」を従属変数, DJS, CCI, Coordination variability, Jerk を独立変数とした重回帰分析を実施した. なお, 有意水準は5%とした.

2. 結果

2.1 実験1

測定中に伸縮性歪みセンサーが外れ, その後の測定が困難であった5名, データ欠損者(伸縮性歪みセンサーの大幅な電圧の低下等)5名を除外した30名(年齢:21.2[1.3]歳, 身長:164.9 [8.9] cm, 体重:58.0[10.4]kg)が解析対象となった. アーチ制動条件は非制動条件と比較し, VASが有意に増加した(制動条件:28.7 [9.6] cm, 非制動条件:23.1 [10.3] cm, $p = 0.024$, 95%信頼区間: - 10.2 ~ - 0.9).

2.2 実験2

本実験は20名(年齢:20.9[0.6]歳, 身長:167.7 [9.1]cm, 体重:57.7[10.7]kg)が対象となった. Comfort 条件は Non-Comfort 条件と比較し, 立脚期後半の DJS (Comfort 条件:0.05 [0.03] Nm / kg / deg, Non-Comfort 条件:0.06 [0.03] Nm / kg / deg, p

= 0.047, 95%信頼区間: - 0.06 ~ - 0.0003), 前脛骨筋と腓腹筋外側頭の同時収縮指数 (Comfort 条件:0.09 [0.04], Non-Comfort 条件:0.12 [0.06], $p = 0.044$, 95%信頼区間: - 0.02 ~ - 0.0003), Jerk (Comfort 条件:30.7 [16.6] cm, Non-Comfort 条件:35.9 [18.4], $p = 0.010$, 95%信頼区間: - 9.04 ~ - 1.35) が有意に低下した(表1). 従属変数を軽やかさ, 独立変数をそれぞれのパラメーターにした重回帰分析では, 有意な関連性を認めなかった ($p > 0.05$).

3. 考察

本研究では, Footwearによる足部アーチ制動がランニング中の主観的な「軽やかさ」に与える影響と, その生体力学的要因との関係を明らかにすることを目的とした. 実験1の結果, アーチ制動条件において非制動条件よりもVASが有意に増加した. つまり, アーチ制動条件は軽やかさが高まることが示唆された. さらに, 最も軽やかだと評価されたFootwear着用時には, 立脚期後半のDJS, 前脛骨筋と腓腹筋外側頭のCCI, およびJerkが有意に低下した. これらは動作の円滑性を示すパラメーターであると考えられる¹⁹⁻²¹⁾. すなわち, Footwear着用による軽やかさには, 動作の円滑性を示すパラメーターが関与することが明らかになった.

これまでランニング効率に関連する生体力学

的要因の解明を目的とした先行研究では、DJS, CCI, Jerkが運動学的指標として検討されてきた^{19, 20)}。Tamら¹⁹⁾はランニングの酸素消費量と足関節DJSの関係を検討しており、足関節DJSが低いとランニング中の酸素消費量が低いと述べている。またTamら¹⁹⁾は、前脛骨筋と腓腹筋外側頭の同時収縮が少ないとランニング中の酸素消費量が低いことを述べている。つまり、足関節周囲の同時収縮が減少し、DJSが低下するとランニング動作の効率が高くなると考えられる。またMiyashitaら²¹⁾は下腿部のJerkを用いて、歩行動作の滑らかさの指標としている。つまり、本研究で用いたDJS, CCI, Jerkはいずれも動作の円滑性を評価しうるパラメーターと言える。そこで、動作の円滑性が高いほど、主観的な「軽やかさ」が高いと仮説を立て、それらのパラメーターとの関連性を検討した。その結果、インソールを装着したときの主観的な「軽やかさ」が高いほど、運動の円滑性が高いことが明らかになった。

Murleyらは、扁平足者において足部アーチの低下が下腿筋活動の増加をもたらすことを報告しており²²⁾、足部の支持性が筋負担の増減に影響する可能性を示している。本研究ではランニング中のアーチの低下を制動できるインソールでは、軽やかさが向上した。つまり、アーチの支持により、アーチ保持に作用する下腿筋の筋活動が減少するため、足関節周囲のDJSやJerkが減少し、滑らかな関節運動が可能になったと考えられる。

本研究の結果から、足部アーチを適切に制動するFootwearの使用は、ランニング中の主観的な「軽やかさ」の向上に寄与する可能性が示された。さらに、立脚期後半におけるDJSやCCI、およびJerkという客観的な生体力学的指標が有意に低下したことは、足部支持が運動制御の効率化に影響を与えていることを示唆する。特にJerkは加速度センサーで簡便に測定可能であり¹⁶⁾、今後はこれらの客観指標を用いた評価が、主観的評価と組

み合わせて効果的な足部サポートの選択や運動パフォーマンスの向上に役立つと考えられる。これら客観的指標を活用した多角的評価を取り入れることが、快適性向上および障害予防に繋がる可能性がある。

本研究にはいくつかの限界が存在する。1つ目に、本研究はFootwearによる足部アーチ制動が軽やかさや生体力学的指標に与える因果関係を明確に示す介入研究ではなく、横断研究に留まっているため、因果関係の解明にはさらなる検討が必要である。2つ目に、「軽やかさ」という主観的評価は個人差や心理的要因の影響を受けやすく、多様な背景や感覚の違いが結果に影響している可能性があるが、本研究ではこれらの要因を詳細に分析していない点である。

結 論

研究では、Footwearによる足部アーチ制動がランニング中の主観的な「軽やかさ」に与える影響と、その生体力学的要因との関連を検討した。実験1の結果、アーチ制動条件では非制動条件と比較してVASスコアが有意に増加し、主観的な「軽やかさ」が向上することが示された。実験2では、軽やかだと評価されたFootwearの着用時に、立脚期後半のDJS, CCI, Jerkといった生体力学的指標が有意に低下した。これらの結果は、足部アーチの適切な支持が関節剛性や筋活動の過剰を抑制し、滑らかな運動を可能にすることで、軽やかさの感覚を高めている可能性を示唆する。また、これらの生体力学的指標は、加速度センサーや筋電図などを用いることで比較的簡便に評価可能であり、Footwearの機能的評価や使用者の快適性向上に向けた指標として有用であると考えられる。今後は、個人の主観的感覚に加え、DJSやCCI, Jerkといった客観的指標を組み合わせた多角的評価の導入が、より快適で機能的なFootwearの開発や選択に貢献すると期待される。

謝 辞

本研究の実施にあたり，研究助成を受け賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団様に厚く御礼申し上げます。また，本研究の参加協力を快諾してくださった被験者の皆様，本研究デザインや研究結果に対して有意義なご助言をくださった所属機関の所員の皆様に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) Martínez-Martínez, J. M. et al., Use of SOMs for footwear comfort evaluation., *Neural Comput. Appl.*, **28**, 1763–1773 (2017)
- 2) Luo G., Stergiou P., Worobets J., Nigg B., Stefanyshyn D., Improved footwear comfort reduces oxygen consumption during running., *Footwear Sci.*, **1**, 25–29 (2009)
- 3) Kinchington M. A., Ball K. A., Naughton G., Effects of footwear on comfort and injury in professional rugby league., *J. Sports Sci.*, **29**, 1407–1415 (2011)
- 4) Mills K., Blanch P., Vicenzino B., Identifying clinically meaningful tools for measuring comfort perception of footwear., *Med. Sci. Sports Exerc.*, **42**, 1966–1971 (2010)
- 5) Hsu C.-Y. et al., Biomechanical analysis of the FlatFoot with different 3D-printed insoles on the lower extremities., *Bioengineering (Basel)*, **9**, 563 (2022)
- 6) Mündermann A., Nigg B.M., Humble R.N., Stefanyshyn D.J., Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running., *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, **18**, 254–262 (2003)
- 7) MacLean C., Davis I.M., Hamill J., Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners., *Clin. Biomech.*, **21**, 623–630 (2006)
- 8) Braga U.M. et al., Effects of medially wedged insoles on the biomechanics of the lower limbs of runners with excessive foot pronation and foot varus alignment., *Gait Posture*, **74**, 242–249 (2019)
- 9) Ataabadi P.A., Abbassi A., Letafatkar A., Vanwanseele B., The effects of foot orthosis and low-dye tape on lower limb joint angles and moments during running in individuals with pes planus., *Gait Posture*, **96**, 154–159 (2022)
- 10) Ferber R., Benson B., Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device., *J. Foot Ankle Res.*, **4**, 18 (2011)
- 11) Sakamoto K. et al. Validity and reproducibility of foot motion analysis using a stretch strain sensor., *Gait Posture*, **86**, 180–185 (2021)
- 12) Watanabe T., Tsutsumi M., Kuroyanagi E., Furusawa H., Kudo S., In-shoe multi-segment foot kinematics measurement during the stance phase of running using a stretch strain sensor., *Heliyon*, **10**, e34197 (2024)
- 13) Gait characterization via dynamic joint stiffness.
- 14) Rudolph K.S., Axe M.J., Snyder-Mackler L., Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg., Sports Traumatol. Arthrosc.*, **8**, 262–269 (2000)
- 15) Hamill J., Palmer C., Van Emmerik R.E.A., Coordinative variability and overuse injury., *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.*, **4**, 45 (2012)
- 16) Miyashita, Kudo., Maekawa., Estimation of the ankle power during the terminal stance of gait using an inertial sensor., *J. Phys. Ther. Sci.*, **31**, 354–359 (2019)
- 17) Chang R., Van Emmerik R., Hamill J., Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking., *J. Biomech.*, **41**, 3101–3105 (2008)
- 18) Batschelet E., *Circular Statistics in Biology.* (Academic Press, 1981)
- 19) Tam N., Tucker R., Santos-Concejero J., Prins, D., Lamberts R. P., Running economy: Neuromuscular and joint-stiffness contributions in trained runners., *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, **14**, 16–22 (2019)
- 20) Balasubramanian S., Melendez-Calderon A., Roby-Brami A., Burdet E., On the analysis of movement smoothness., *J. Neuroeng. Rehabil.*, **12**, 112 (2015)
- 21) Miyashita T., Kawanishi K., Kudo S., Relationship between lower-extremity co-contraction and jerk during gait., *Sensors (Basel)*, **25**, (2025)
- 22) Murley G.S., Menz H.B., Landorf K.B., Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait., *J. Foot Ankle Res.*, **2**, 35 (2009)