

超音波ストレインエラスト グラフィを用いたランニング後の下腿筋硬度 変化と足部アライメントの関係

Evaluating changes in lower leg muscle hardness after running assessed
by ultrasound strain elastography

佐久間彩*1, 中田由夫*2, 白木 仁*2

キー・ワード：running injury, muscle hardness, ultrasound strain elastography

ランニング障害, 筋硬度, 超音波ストレインエラストグラフィ

【要旨】ランニング障害はランナーに多く発生するオーバーユース障害である。足部や下腿への反復的な機械的負荷が原因の一つであり、筋損傷や筋組織・筋硬度の変化を伴うと言われているが、ランニングに伴う筋硬度の経時的な変化については明らかではない。本研究は、ランニング課題前後および24時間後の下腿筋硬度について、超音波ストレインエラストグラフィを用いて比較、検討することを目的とした。本研究の対象者は健康な成人男性13名である。足部アライメントを測定した後、30分間のランニング課題前（pre）、直後（post）、24時間後（24-h）の3時点の下腿筋硬度をエラストグラフィ付き超音波画像診断装置で測定した。3時点の筋硬度変化を調べるとともに、筋硬度変化と足部アライメントの関係を検討した。その結果、前脛骨筋の筋硬度は、postと比較して24hで有意に増加した。また、腓腹筋内側頭部、長趾屈筋の筋硬度のpreから24hまでの増加は、それぞれ舟状骨ドロップテスト値、舟状骨高と正の相関があった。このことから、ランニング障害の予防に向けて、足関節底屈筋群へのアプローチが必要である可能性が示唆された。

緒 言

ランニングは世界中の人々に親しまれている最も一般的な運動種目の1つであり、健康の維持増進に有益な効果がある一方で、ランニングによる過度の運動負荷によって引き起こされるオーバーユース障害（以下、ランニング障害）も多く報告されている¹⁾。ランニング障害は、足底腱膜炎、medial tibial stress syndrome やアキレス腱炎など、足部や下腿に多く発生することが報告されている²⁾。オーバーユースによるランニング障害は、ラ

ンニング活動を制限し、パフォーマンスの低下を引き起こすことから、ランニング障害の予防は重要である。

ランニング障害の発生要因には、回内足や navicular drop の高値などの足部アライメントが挙げられている³⁾。回内足や navicular drop の高値は、アーチ構造の機能低下により衝撃吸収ができず、下腿への負荷が増加する⁴⁾。したがって、ランニング障害は離地時や接地時に生じる足部・下腿筋群への機械的負荷の増大が原因の一つであると考えられる。足部・下腿筋群への機械的負荷の増加により、骨格筋組織は、神経筋機能障害および筋線維損傷、筋浮腫を誘発するように変化する⁵⁾。筋線維の破壊は、固有感覚受容の変化による適応や筋線維の損傷による長さや張力変化などの筋の機械的特性の変化を引き起こす⁶⁾。この筋特性の変

*1 筑波大学大学院人間総合科学学術院

*2 筑波大学体育系

Corresponding author：中田由夫（nakata.yoshio.gn@u.tsukuba.ac.jp）

化はオーバーユース障害との関連が報告されていることから、ランニング後の骨格筋組織の特性を評価することは、ランニング障害の予防に有用であると考えられる。

骨格筋組織の特性を評価する方法の一つに筋硬度の評価がある。筋硬度とランニング障害発症との関連を検討した研究では、筋硬度が高値を示す場合、骨障害に関連する可能性があり、筋硬度が低値を示す場合、軟部組織の傷害に関連する可能性があることが示唆されており⁷⁾、筋硬度の評価は傷害予防の観点から有用であると考えられてきた。近年、筋硬度測定に超音波を用いた超音波ストレインエラストグラフィ (ultrasound strain elastography: 以下、USE) が用いられるようになった。USEは、プローブを生体に当て、微小な圧迫を加えることで生じる微小変異を歪みに変換し、その歪みを画像化したものである。硬い物質は歪みが生じにくく、柔らかい物質は歪みが生じやすいという特性を利用して、圧迫した際に生じる組織の歪み具合を分析し組織の硬さを評価しているため、組織ごとの硬さを半定量的に評価することができる⁸⁾。さらに、USEの計測法の1つである strain ratio が開発され、基準となる物質を使用することで硬さの比較が可能となった⁹⁾。Strain ratio は対象部位と基準部位の領域を選択し、二つの部位の歪み比を算出する機能である。また、硬度基準物質 (音響カプラー) を用いることで安定した基準部位との比較による測定が可能となった。

これまで USE を用いて行なわれたランニングに関する先行研究においては、フルマラソン後に大腿と下腿の筋硬度が上昇しており、1日後にそのピークを迎えることが明らかとなっている¹⁰⁾。しかし対象者が普段から競技を実施しているランナーであり、一般市民とは異なる身体特性を持つと考えられる。さらにフルマラソンであることから、日常的に実施するランニングとは身体にかかる負荷が異なる。また、先に述べたように、足部アライメントの違いによりランニング中の下腿への負荷が異なることから、足部アライメントと筋硬度との関係についても調査する必要がある。そこで本研究は、一般成人男性を対象にランニング実施前後および24時間後の下腿筋硬度について、USEを用いて比較、検討することを目的とした。ランニング実施による筋硬度変化を測定すること

で、持久系運動による筋組織の変化に関する新たな知見を得ることができ、ランニング障害の予防に向けた示唆が得られると期待される。

■ 方 法

1. 研究対象者

本研究の対象者は、運動経験のある健常成人男性13名 (年齢 24.8 ± 1.8 歳, 体重 67.4 ± 4.1 kg) とし、実験の時点で運動習慣のないものとした。除外条件は、過去に下肢の手術歴がある者、過去6ヵ月以内に下肢に既往のある者とした。実験に先立ち、全ての対象者に本研究の目的や方法、実験参加について起こりうる危険性と対象者の権利について文書および口頭で説明を行ない、同意を得て実験を行なった。なお、本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行なった (課題番号 第体020-59号)。

2. 実験プロトコル

ランニング課題実施前に、足部アライメントと下腿筋硬度の測定 (以下、pre 測定) を実施した。ランニング課題はトレッドミル (T635A Treadmill, SportsArt) 上で行なった。ランニング課題の速度は先行研究¹¹⁾ を参考に 6km/h からスタートし、1.5分ごとに 2km/h ずつ速度を上げ、 12km/h に到達するまでウォーミングアップとした。その後 12km/h に到達した時点から30分間、ランニング課題を行なった。課題終了直後に再度、筋硬度の測定 (以下、post 測定) を行ない、ランニング課題終了から24時間後に下腿筋硬度の測定 (以下、24h 測定) を行なった。また、ランニングシューズの性能による影響を除外するため、ランニング時に着用するランニングシューズは全対象者で同一のものとした (Speed Lite 2, PUMA)。なお、測定結果への影響を排除するため、測定前日から当日までの間、激しい運動を控えるように指示し、当日に再度確認を行なった。

3. 測定項目

1) 下腿筋硬度

下腿筋硬度の測定は全てエラストグラフィ機能付き超音波画像診断装置 (HI VISION PREIRUS, 日立製作所) を用い、先行研究¹²⁾ を参考に実施した。14.6MHz リニア型プローブ (EUP-L65) に、硬度基準物質である音響カプラー (音響カプラー65, 日立アロカメディカル) を、専用のアタッチメントを用いて装着し使用した。Strain ratio 機能を

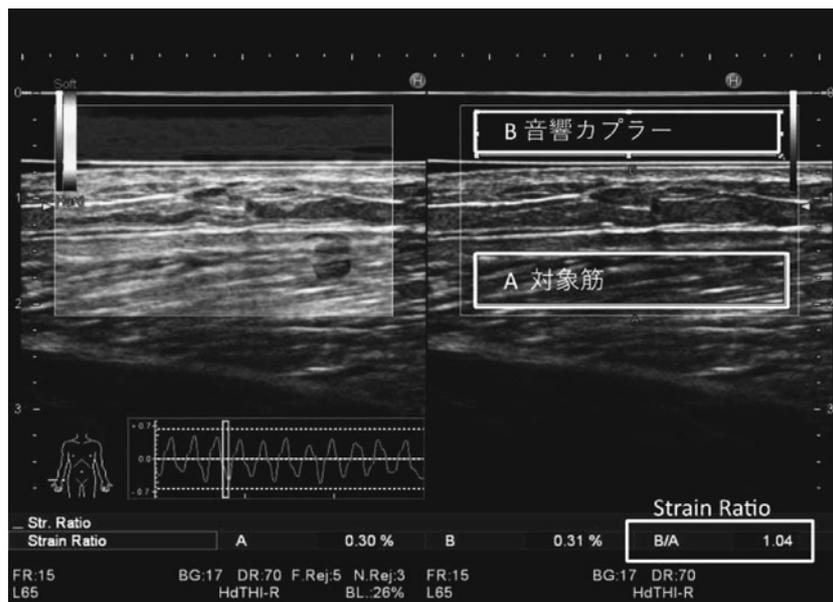


図1 下腿筋の ultrasound strain elastography イメージ
対象筋を A、音響カプラーを B として関心領域を選択し、各筋 (A) に対する音響カプラー (B) の歪み比 (B/A) を算出した

用い、各筋に対する音響カプラーの歪み比を算出した。音響カプラーは一定の硬さであり、体表と同等の音響インピーダンスを持つエラストマー樹脂を用いて作られている。そのため、音響カプラーの硬さを基準部位として測定することで、硬さが一定のものに対する歪み比が得られる。

超音波画像診断装置に表示される押圧力の歪みグラフをモニターしながら、手動でプローブをリズミカルに繰り返し押圧した。得られた画像の中から、筋組織と音響カプラーの硬さの識別判断基準である色の存在、およびリズミカルな圧迫—弛緩サイクル中の歪みグラフ上の押圧力が-0.7 から 0.7 ゲージの間であることに基づいて、画像を選択した。プローブに音響カプラーとアタッチメントを正しく装着するために、両方の中の余分な超音波ゼリーや空気を除去し、測定する際の圧迫力の偏りやアーチファクトの発生が起きないように留意した。測定の際には、生体組織の弾性特性が変化しないように初期圧を過度に押ししないこと、USE 測定を行う際の微小な圧迫のストロークを安定させることに留意した。

測定する筋は下腿筋のうち、超音波 B モードで筋の収縮が明らかである筋を対象として用いた。測定筋は、腓腹筋内側頭 (medial gastrocnemius : 以下, MG)、腓腹筋外側頭 (lateral gastrocnemius : 以下, LG)、長母趾屈筋 (flexor hallucis lon-

gus muscle : 以下, FHL)、ヒラメ筋 (soleus : 以下, SOL)、前脛骨筋 (tibial anterior : 以下, TA) とした。各筋の測定した位置は、外果中心と腓骨頭を結んだ線分の長さを 100% とし¹³⁾、MG, LG, TA は近位端より 30% の位置で測定した。FHL は 50% の位置, SOL は 70% の位置で測定した。各筋の測定は同じ部位を測定するため、超音波 B モードにて各筋の収縮を確認したのち、プローブを当てる位置に油性ペンでマーキングを行なった。下腿後面の筋 (MG, LG, SOL, FHL) は伏臥位、下腿前面の筋 (TA) は仰臥位で実施し、3 回の測定から平均値を算出し、分析に用いた。

室温は 25°C 条件下で行なった。全ての測定は左脚のみ実施した。対象者はベッド上で臥位姿勢をとり、測定中に同じ姿勢を保つため、足底を壁につけ、筋に力が入らないように配慮した。足関節の角度は 90 度、膝関節は 0 度とした。

超音波画像診断装置モニター上の USE 画像を用いて、装置に内蔵された strain ratio 機能で歪み比を算出した。関心領域は筋、基準物質ともに可能な限り大きく設定した。各筋を対象部位 (A)、音響カプラーを基準部位 (B) として関心領域を選択し、各筋 (A) に対する音響カプラー (B) の歪み比 (B/A) を算出し、本研究の strain ratio とした (図 1)¹²⁾。なお、strain ratio の値が上昇することは筋硬度の上昇を示す。

表 1 各筋の 3 時点における筋硬度

	MG	LG	FHL	SOL	TA
pre	0.99±0.58	1.04±0.47	0.67±0.25	1.94±0.68	1.36±0.46
post	0.81±0.26	0.74±0.27	0.56±0.25	1.67±0.60	1.05±0.40
24-h	1.16±0.66	0.86±0.43	0.72±0.38	1.67±0.70	1.62±0.72*

平均値±標準偏差

*p<0.05 (vs post)

MG, medial gastrocnemius; LG, lateral gastrocnemius; FHL, flexor hallucis longus muscle; SOL, soleus; TA, tibial anterior.

2) 足部アライメント

ランニング障害のリスクファクターとして挙げられているアライメントについて、正確で再現性のある足の形状をデジタル表示することができる 3D フットスキャン¹⁴⁾である三次元足型測定器 (JMS-2100CU, 株式会社 Dream GP 社) を用いて、舟状骨高, navicular drop 値, 踵骨角度の 3 項目の測定を行なった。足部の表面よりランドマーク (舟状骨粗面, 踵骨上端, 踵骨下端) の 3 点にマーカーを貼付し, 座位, 立位の 2 条件で測定を行なった。それぞれの測定項目でのランドマークへのマーカー貼付は 1 人の検者が行なった。

舟状骨高, 踵骨角度は測定機器により自動で算出され, その値を分析に用いた。Navicular drop の値は非荷重位の舟状骨高の測定値から荷重位の舟状骨高の測定値を減ずることで算出した。

4. 統計処理

各筋における下腿筋硬度について, 各条件内の 3 回の測定に対して級内相関係数 (intraclass correlation coefficients: 以下, ICC) を用いて検者内信頼性を検討した。ICC に関しては, 先行研究¹⁵⁾に基づき, 0.00-0.20 で slight, 0.21-0.40 で fair, 0.41-0.60 で moderate, 0.61-0.80 で substantial, 0.81 以上で almost perfect と判断した。

全ての筋硬度と筋硬度変化率, 足部アライメントの値に対し Shapiro-Wilk 検定を用い正規性の検討を行なった。条件間 (pre, post, 24-h) の比較は, 正規性がみられた場合は反復測定一元配置分散分析を用い, 正規性がみられなかった場合は Friedman 検定を用いた。事後検定として Bonferroni 法を用いた。各筋の下腿筋硬度変化量と足部アライメントとの関連は, 正規性がみられた場合は Pearson の積率相関係数を用い, 正規性がみられなかった場合は Spearman の順位相関係数を用いた。

全ての統計処理は統計解析ソフト SPSS ver.26

(IBM Corporation; Armonk, NY) を使用し, 有意水準は 5% 未満とした。

結果

1. USE 測定の検者内信頼性

本研究では各筋に対して 3 回の strain ratio 測定を行なった。MG, LG, FHL, SOL, TA における ICC はそれぞれ 0.844, 0.864, 0.790, 0.871, 0.900 であった。

2. 各筋の strain ratio

表 1 に各筋の pre, post, 24-h における strain ratio の測定結果 (平均値±標準偏差) を示した。Shapiro-Wilk 検定の結果, LG, FHL, TA には正規分布が認められ, MG, SOL には正規分布が認められなかった。そのため, LG, FHL, TA の条件間の比較には反復測定一元配置分散分析を用い, MG, SOL の条件間の比較には Friedman 検定を用いた。TA において, post と比較して 24-h で有意に大きな値を示した。

3. 足部アライメントと筋硬度変化率の関連

表 2 から表 4 に, pre-post 間, post-24-h 間, pre-24-h 間における各筋の筋硬度変化率と, 足部アライメントとの相関係数を示した。Pre-24-h 間では MG の筋硬度変化率と navicular drop の値 ($r=0.614, p=0.026$) (図 2), FHL の筋硬度変化率と舟状骨高の値 ($r=0.606, p=0.028$) (図 3) との間に有意な中程度の相関が認められた。

考察

本研究では, 30 分のランニング課題前後, 24 時間後の下腿筋硬度を測定し, 各筋の変化を比較した。その結果, TA のみでランニング課題後と 24 時間後との間に筋硬度の有意な増加が認められた。

先行研究において, 土居ら¹⁶⁾は 5000m 走前後の前脛骨筋硬度と足関節背屈筋力について検討を行

表 2 Pre-post 間の各筋筋硬度変化率と各足部アライメントとの関連

		Navicular drop (mm)	舟状骨高 (mm)	踵骨外反 (°)	
Pre-post	MG	r	0.469	0.390	0.067
		p	0.106	0.188	0.828
	LG	r	-0.101	0.103	0.073
		p	0.742	0.738	0.813
	FHL	r	-0.096	0.245	-0.548
		p	0.755	0.419	0.053
	SOL	r	-0.032	-0.090	-0.323
		p	0.916	0.769	0.281
	TA	r	0.642	-0.202	0.788
		p	0.112	0.508	0.051

MG, medial gastrocnemius ; LG, lateral gastrocnemius ; FHL, flexor hallucis longus muscle ; SOL, soleus ; TA, tibial anterior.

表 3 Post-24-h 間の各筋筋硬度変化率と各足部アライメントとの関連

		Navicular drop (mm)	舟状骨高 (mm)	踵骨外反 (°)	
Post-24-h	MG	r	0.104	0.503	0.198
		p	0.734	0.079	0.516
	LG	r	-0.256	0.483	0.304
		p	0.398	0.094	0.312
	FHL	r	-0.002	0.478	0.452
		p	0.995	0.098	0.121
	SOL	r	0.369	0.124	0.512
		p	0.214	0.688	0.073
	TA	r	-0.154	0.220	-0.040
		p	0.616	0.470	0.896

MG, medial gastrocnemius ; LG, lateral gastrocnemius ; FHL, flexor hallucis longus muscle ; SOL, soleus ; TA, tibial anterior.

表 4 Pre-24-h 間の各筋筋硬度変化率と各足部アライメントとの関連

		Navicular drop (mm)	舟状骨高 (mm)	踵骨外反 (°)	
Pre-24-h	MG	r	0.614*	0.159	0.509
		p	0.026	0.605	0.075
	LG	r	-0.255	0.210	0.161
		p	0.401	0.491	0.599
	FHL	r	-0.118	0.606*	0.035
		p	0.702	0.028	0.909
	SOL	r	0.460	0.123	0.464
		p	0.114	0.688	0.110
	TA	r	0.121	0.050	0.470
		p	0.963	0.870	0.105

*p<0.05

MG, medial gastrocnemius ; LG, lateral gastrocnemius ; FHL, flexor hallucis longus muscle ; SOL, soleus ; TA, tibial anterior.

ない, 筋疲労の指標の一つとして筋硬度の変化を測定する意義があると述べ, 筋疲労によって筋硬

度が上昇する一要因として CO₂ などの血管拡張物質増加による血流量の増加を挙げている. この

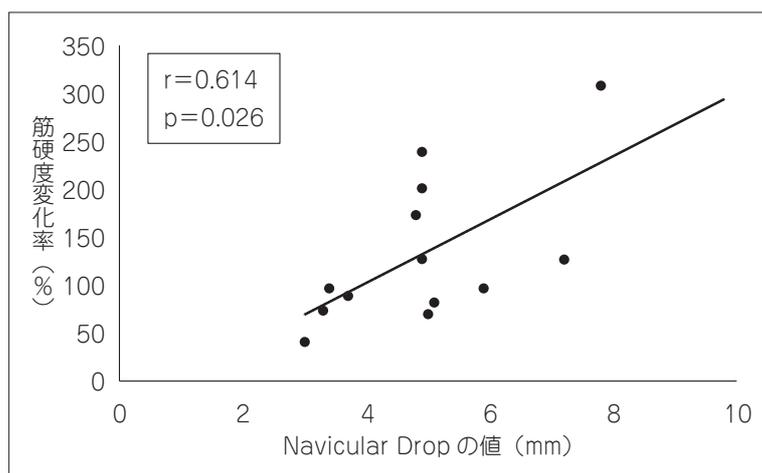


図2 MG (medial gastrocnemius) の pre-24post における筋硬度変化率と Navicular Drop の値との関連

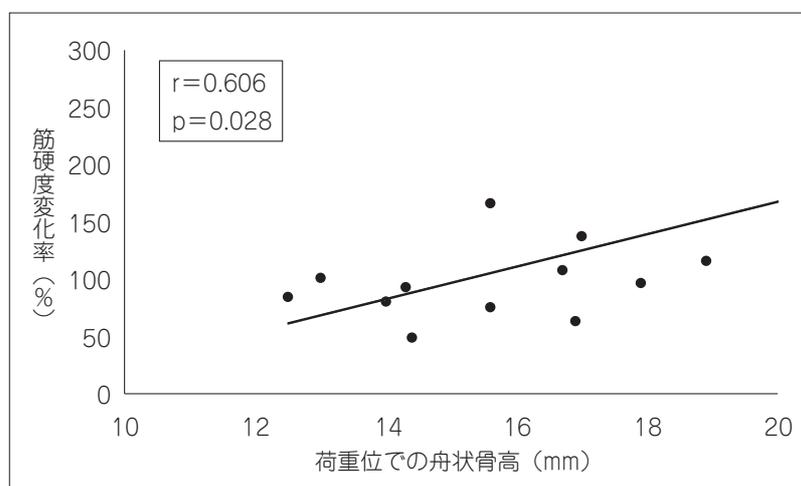


図3 FHL (flexor hallucis longus) の pre-24post における筋硬度変化率と舟状骨高との関連

ことを踏まえ、本研究の実施にあたり、下腿の筋収縮が繰り返し行われるランニング後に筋硬度が上昇すると予想したが、ランニング直後において筋硬度の上昇は見られず、反対に全ての筋で有意ではないものの減少する傾向が見られた。村山¹⁷⁾は繰り返しの足関節底屈運動を最大随意収縮 (maximum voluntary contraction: 以下, MVC) の 20%, 40%, 60% の強度で行なった際、40%MVC, 60%MVC においては%MVCが増加するにつれて足関節底屈筋の運動直後の筋硬度が上昇していたが、20%MVCでは運動直後から筋硬度が減少することを報告している。このことから、低強度の運動を行うと筋硬度が減少する可能性が考えられる。また、先行研究において、12km/h

で30分ランニングを行なった際に腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭の筋硬度が、有意ではないものの減少していた¹¹⁾。本研究の結果も同様の傾向が見られたことから、30分間のランニングでは筋硬度が減少する可能性が示唆された。先行研究において、ランニング後に血液粘度が変化し、血流量が変化することが明らかとなっている¹⁸⁾。本研究におけるランニング後の筋硬度の減少は、血液粘度や血流量の変化によるものである可能性が考えられる。しかしながら、本研究においてはランニング課題の客観的強度や筋の血液内物質の評価を行っていないため、今後より詳細に検討していく必要があると考えられる。

本研究では、TAのみでpostから24hの筋硬

度の有意な上昇が認められた。ランニング中の下肢の筋活動を比較した研究では、jog, training, race の3つの異なるスピードにおける短腓骨筋や後脛骨筋などの足関節底屈筋群の筋活動は、スピードが増加するにつれて有意に上昇していたのに対し、前脛骨筋ではランニングのスピードに関わらず一定の筋活動を維持していたことや、前脛骨筋は他の下腿筋と比較してスイングフェーズでの筋活動が増大することが報告されている¹⁹⁾。以上のことから、本研究でのランニング課題における前脛骨筋は、他の筋よりも持続的な筋活動が高かったものと考えられる。また、激運動後に安静にすることも、筋の硬さが増加することが報告されている²⁰⁾。この原因として運動性充血と呼ばれる、筋疲労後の代謝産物の除去に関連する急激な血流の増加による組織の体積変化などが循環要因として考えられている。本研究におけるランニング課題は激運動ではないものの、前脛骨筋への負荷は他の筋よりも高かったと考えられることから、前脛骨筋に繰り返しの筋収縮に起因する運動性充血が起こり、ランニング課題後から24時間後にかけて筋硬度が上昇した可能性が考えられる。しかしながら、一過性の生理的反応である前脛骨筋運動による充血が、24時間後の筋硬度の増加に影響を示した報告はないことから、さらなる研究が待たれる。

ランニングによる足部アライメントと筋硬度との関係を見ると、navicular drop の計測値とMGのpre-24h筋硬度変化率との間、舟状骨高とFHLのpre-24h筋硬度変化率との間に、それぞれ有意な正の相関関係が認められた。このことから、足部アライメントとランニング後の筋硬度の変化は関連することが示唆される。先行研究において、内側縦アーチの高さがランニングにおける接地時の垂直荷重率の増加と後足部の外反に影響することが報告されている⁴⁾。本研究の結果や先行研究の知見を踏まえると、navicular drop の計測値や舟状骨高の計測値が大きな対象者においては、接地時の衝撃時に特異的な足部の挙動が生じ、MGやFHLといった足関節底屈筋群において、より大きな機械的負荷が生じることが推察されるが、本研究ではランニングフォームの分析や下肢筋の筋電図学的分析を行っていないため、さらなる検討が必要である。Navicular drop の計測値や舟状骨高などの足部アライメントは、ランニング障害の

リスクファクターとして挙げられていることから、足部アライメントの違いによる筋硬度変化やランニング中の足部の挙動がランニング障害に及ぼす影響についても検討する必要がある。

本研究の限界として、対象者数の少なさやランニング強度の客観的評価をしていないこと、生理学的な疲労マーカーを測定していないことなどが挙げられる。今後はこれらの指標についても詳細に検討する必要があると考える。

結 語

本研究にて、30分のランニング課題を行ない、その前後と24時間後の筋硬度について超音波ストレインエラストグラフィを用いて検討した結果、前脛骨筋の筋硬度は、ランニング後から24時間後の間で有意に増加した。また、ランニング前から24時間後の腓腹筋内側頭、長母趾屈筋の筋硬度の増加は、それぞれ navicular drop, 舟状骨高の値と正の相関があった。このことから、ランニング障害の予防に向けて、足関節底屈筋群へのアプローチが必要である可能性が示唆された。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、ご多忙にも関わらず終始丁寧にご助言をいただきました。筑波大学大学院OBの丸山将史氏に厚く御礼申し上げます。また、本研究の対象者を快く引き受けてくださった皆様に深く感謝申し上げます。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

著者貢献

佐久間 彩 : Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Validation, Visualization, Writing-original draft

中田 由夫 : Project administration, Supervision, Validation, Writing-review & editing

白木 仁 : Conceptualization, Methodology, Project administration, Resources, Supervision, Validation, Writing-review & editing

文 献

- 1) Buist I, Bredeweg SW, Bessem B, et al. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *Br J Sports Med.* 2010; 44: 598-604.
- 2) Lopes AD, Hespanhol LC, Yeung SS, et al. What

- are the main running-related musculoskeletal injuries? A systematic review. *Sport Med.* 2012; 42: 891-905.
- 3) Mattock J, Steele JR, Mickle KJ. A protocol to prospectively assess risk factors for medial tibial stress syndrome in distance runners. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2018; 10: 1-10.
 - 4) 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.
 - 5) Pearcey GEP, Bradbury-Squires DJ, Kawamoto JE, et al. Foam rolling for delayed-onset muscle soreness and recovery of dynamic performance measures. *J Athl Train.* 2015; 50: 5-13.
 - 6) Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol.* 2001; 537: 333-345.
 - 7) Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clin Biomech.* 2003; 18: 511-517.
 - 8) Okada K, Matsumura T, Mitake T. Development of real-time tissue elastography. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi.* 2005; 61: 811-816.
 - 9) Bojanic K, Katavic N, Smolic M, et al. Implementation of Elastography Score and Strain Ratio in Combination with B-Mode Ultrasound Avoids Unnecessary Biopsies of Breast Lesions. *Ultrasound Med Biol.* 2017; 43: 804-816.
 - 10) Inami T, Nakagawa K, Yonezu T, et al. Tracking of Time-Dependent Changes in Muscle Hardness After a Full Marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2019; 33: 3431-3437.
 - 11) Ohya S, Nakamura M, Aoki T, et al. The effect of a running task on muscle shear elastic modulus of posterior lower leg. *J Foot Ankle Res.* 2017; 10: 1-6.
 - 12) Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, et al. Effect of exercise-induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. *SpringerPlus.* 2015; 4: 308.
 - 13) Akagi R, Takahashi H. Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45: 1348-1354.
 - 14) Telfer S, Woodburn J. The use 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2010; 3: 19.
 - 15) Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics.* 1977; 33: 159-174.
 - 16) 土居陽治郎, 小林一敏. 筋肉の硬さ測定に関する研究. *筑波大学科学系紀要.* 1988; 11: 265-274.
 - 17) 村山光義. 押し込み反力計測による筋硬度評価の意義. *バイオメカニズム学会誌.* 2016; 40: 79-84.
 - 18) Nader E, Monedero D, Robert M, et al. Impact of a 10 km running trial on eryptosis, red blood cell rheology, and electrophysiology in endurance trained athletes: a pilot study. 2020; 120: 255-266.
 - 19) Reber L, Perry J, Pink M. Muscular control of the ankle in running. *Am J Sports Med.* 1993; 21: 805-810.
 - 20) Andonian P, Viallon M, Le Goff C, et al. Shear-Wave Elastography Assessments of Quadriceps Stiffness Changes prior to, during and after Prolonged Exercise: A Longitudinal Study during an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLoS One.* 2016; 11: 1-21.

(受付：2023年4月20日，受理：2024年1月26日)

Evaluating changes in lower leg muscle hardness after running assessed by ultrasound strain elastography

Sakuma, A.^{*1}, Nakata, Y.^{*2}, Shiraki, H.^{*2}

^{*1} Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

^{*2} Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba

Key words: running injury, muscle hardness, ultrasound strain elastography

[Abstract] Running injuries often occur due to muscle overuse among runners. Repetitive mechanical loading of the foot and lower leg contributes to an increased load, which results in muscle damage and changes in muscle tissue and hardness. However, the extent of changes in muscle hardness during running remains unclear. Therefore, this study aimed to assess and compare the muscle hardness of the lower leg muscle using strain elastography before and after a running task. Thirteen healthy men were included as study participants. After assessing their foot alignment, we measured the lower leg muscle hardness using an ultrasound imaging system with strain elastography at three time points: pre, post, and 24h after (24-h) the 30-minutes running task. We then examined the changes in muscle hardness and the relationship between the changes in muscle hardness and foot alignment. As a result, the muscle hardness of the tibialis anterior muscle significantly increased between post and 24-h assessments. Moreover, the increase in muscle hardness of the medial head of the gastrocnemius and flexor digitorum longus muscles between the pre and 24-h assessments were positively correlated with navicular drop and height, respectively. Therefore, these findings suggest the need to approach the ankle plantar flexors when addressing running injuries.