

# ジャンプ着地動作時のアキレス腱張力に関する 足部三次元運動の解明

	北海道大学大学院 保健科学研究所	越 野 裕 太
(共同研究者)	同	石 田 知 也
	同	渡 邊 謙 太 郎
	同	寒 川 美 奈
	同	遠 山 晴 一

## Three-Dimensional Foot Kinematics Associated with Achilles Tendon Force During Jump Landing

by

Yuta Koshino, Tomoya Ishida,  
Kentaro Watanabe, Mina Samukawa, Harukazu Tohyama  
*Faculty of Health Sciences,  
Hokkaido University*

### ABSTRACT

Managing the load on the Achilles tendon (AT) during jump landing is important in preventing AT injuries. Although foot kinematics may be associated with AT loading, these relationships are unclear during landing. The purpose of the present study was to determine the forefoot, midfoot, and rearfoot kinematics associated with AT force during a drop vertical jump (DVJ). Thirty-five participants (25 males, age:  $21.8 \pm 1.9$  years old) performed the DVJ from a 30-cm high box. The landing phase was assessed using a three-dimensional motion analysis system. Dorsiflexion, eversion, and abduction of the forefoot, midfoot, and rearfoot were calculated using a multi-segment foot model. The AT force was estimated from the ankle flexion angle and plantarflexion

moment. The relationship between the peak AT force and each foot angle was evaluated using correlation analysis and multivariate regression analysis. In correlation analysis, the AT force and rearfoot abduction were negatively correlated ( $\rho = -0.355$ ,  $P = 0.036$ ). No other significant correlations were found. In multivariate regression analysis, the variance inflation factors for forefoot dorsiflexion and abduction angles were large, so these variables were excluded due to multicollinearity. The rearfoot abduction ( $\beta = -0.523$ ,  $P = 0.004$ ) and forefoot eversion ( $\beta = -0.445$ ,  $P = 0.012$ ) were factors significantly associated with the AT force ( $R^2 = 0.273$ ,  $P = 0.006$ ). The present study found that the increase in AT force during the landing task was associated with a decrease in rearfoot abduction and forefoot eversion. Foot orthoses that modify these kinematic characteristics may be useful in managing the AT loading during jump landings.

#### キーワード

アキレス腱障害, 動作解析, 足関節, 足部運動, キネマティクス

#### Keyword

Achilles tendinopathy, motion analysis, ankle, foot motion, kinematics

#### 要 旨

本研究の目的は, drop vertical jump (DVJ) 中のアキレス腱張力に関係する前・中・後足部運動を解明することとした。運動経験のある健常者 35 名を対象とし, 赤外線カメラおよび床反力計を用いて DVJ を計測した。アキレス腱張力は足関節矢状面角度および底屈モーメントから推定した。また, 前・中・後足部の三次元角度を算出した。DVJ の着地相におけるアキレス腱張力最大値と各足部角度との関係を, 相関分析および重回帰分析により評価した。アキレス腱張力と後足部外転は負の相関を示した ( $\rho = -0.355$ ,  $P = 0.036$ )。また, 後足部外転 ( $\beta = -0.523$ ) と前足部外がえし ( $\beta = -0.445$ ) が, アキレス腱張力に有意に関係する因子であった ( $R^2 = 0.273$ ,  $P = 0.006$ )。着地動作時のアキレス腱張力の増大には, 後足部外転および前足部外がえしの減少が関係することが明らかになった。

かになった。

#### 緒 言

アキレス腱は, オーバーユース障害が頻繁に発生する部位の一つであり, 様々なスポーツ種目で障害が発生する<sup>1)</sup>。スポーツ活動中にアキレス腱が繰り返し大きな負荷に晒され, 負荷が過度になるとアキレス腱障害を発症する<sup>2)</sup>。アキレス腱障害は一度発症すると, 慢性化しやすく, 再発率も高い<sup>2)</sup>。そして, 長期に渡るアキレス腱周囲の疼痛により, スポーツ活動が制限される<sup>3)</sup>。したがって, アキレス腱障害の発症を予防すること, さらに慢性化・再発を予防することは重要である。

アキレス腱障害の発症予防や再発予防に向けて, アキレス腱にかかる負荷の管理が重要であるため, どのような動作パターンがアキレス腱負荷の増大に繋がるかを理解することが必要である。例えば, 着地動作時の床反力の大きさや足底圧中

心位置、股関節や膝関節の屈曲角度は、アキレス腱張力の増大に有意に関係する<sup>4)</sup>。また、体幹の前傾角度や足部接地パターン（後足部接地または前足部接地）といった運動特徴もアキレス腱張力の増大に関係する<sup>5,6)</sup>。しかしながら、アキレス腱障害の発症に関わると考えられている足部運動に関しては、アキレス腱負荷の増大に関するかどうかは調べられていないため不明である。

足部運動に関して、歩行中の足部回内の増大は、アキレス腱負荷の増大因子である足関節底屈モーメントを増大させる<sup>7)</sup>。それゆえ、足部回内を制御するインソールを用いることで、アキレス腱負荷を減少できることが報告されている<sup>8)</sup>。これらの研究から、足部運動がアキレス腱負荷に関係する可能性が考えられものの、着地動作時の足部運動とアキレス腱負荷との関係を調べた研究はない。また、アキレス腱負荷を修正するためのインソール介入を発展させるためには、アキレス腱負荷と関係する詳細な足部運動を明らかにする必要がある。そこで本研究の目的は、着地動作時の前足部、中足部、後足部の三次元運動とアキレス腱張力との関係を明らかにすることとした。本研究の仮説は、足部回内に関与する前足部、中足部、後足部の外がえしや外転がアキレス張力と関係するとした。

## 1. 研究方法

### 1.1 対象

対象はスポーツ競技活動の経験がある健常成人

35名（男性25名、女性10名、年齢：21.8 ± 1.9歳、身長：166.3 ± 9.3cm、体重：59.0 ± 7.5kg）とし、全例利き脚である右脚を対象とした。除外基準は、下肢の骨折歴・手術歴、過去6カ月以内における下肢の筋骨格系疾患の既往を有することとした。本研究は所属機関の倫理委員会の承認を受け実施され（承認番号：23-96）、対象者には書面および口頭にて本研究に関する説明を十分に行い、書面による同意を得た。

### 1.2 計測

計測する着地動作課題はdrop vertical jumpとした。対象者は30cm台に両脚で立ち、台から前下方にある床反力計に両脚で着地してから直ちに最大垂直ジャンプを行い、第1回目の着地を解析対象とした（図1）。この動作を、三次元動作解析システムを用いて（Cortex version 5.5, Motion Analysis社製, Santa Rosa, CA, USA）、同期した赤外線カメラ7台（Motion analysis社製, Santa Rosa, CA, USA）および床反力計2枚（Kistler社製, Winterthur, Switzerland）を用いて計測し、それぞれサンプリング周波数は200Hzと1000Hzとした。成功3試行を記録した。

動作計測前に、赤外線反射マーカを以下の身体ランドマークに貼付した。両側の上前腸骨棘、上後腸骨棘、大腿外側、大腿骨内側上顆・外側上顆、下腿外側、内果、外果、踵骨、第1・2・5中足骨頭、右下肢には脛骨粗面、腓骨頭、載距突起、



図1 Drop vertical jump

30cm台に両脚で立ち(A)、前下方にある床反力計に両脚で着地してから(B)、直ちに垂直ジャンプ(C)を行うdrop vertical jump課題。本研究では図1Bの着地時を解析の対象とした。



図2 赤外線反射マーカ―貼付位置

腓骨筋滑車，舟状骨，第1・2・5中足骨底，母趾を追加した(図2)。右下腿および足部に追加で貼付したマーカ―配置は，計測信頼性が確認されている Rizzoli foot model を参考にした<sup>9)</sup>。

### 1. 3 データ解析

Visual3D software (version 6, C-Motion 社 製, Inc, Germantown, MD, USA) を用いて，三次元動作解析で計測されたマーカ―座標と床反力データそれぞれを，カットオフ周波数12Hzと50Hzで4次の Butterworth low-pass filter による処理を施した。Rizzoli foot model に準じて，下腿に対する後足部，後足部に対する中足部，中足部に対する前足部の背屈/底屈，外がえし/内がえし，外転/内転角度を算出した<sup>9)</sup>。なお，全てのセグメントにおいて背屈・外がえし・外転を正の値とした。アキレス腱張力の算出には MATLAB2021b (MathWorks 社製, Natick, MA, USA) を用いた。

まず，先行研究の MRI データを基に<sup>10)</sup>，着地動中の足関節矢状面角度 ( $\theta$ ) の関数としてアキレス腱モーメントアーム (ATma) を算出した ( $ATma = -0.591 + 0.08297 \theta - 0.0002606 \theta^2$ )。次に，足関節底屈モーメントを ATma で除すことによりアキレス腱張力を算出した。アキレス腱張力は各対象者の体重 (Body weight: BW) で除すことで標準化した (%BW)。

Drop vertical jump の着地相 (垂直床反力が初めて 10N を超えてから 10N を下回るまでの相) における，アキレス腱張力の最大値を抽出した。また，アキレス腱張力が最大になった時点の前足部，中足部，後足部の角度を抽出した。これらの変数については，3試行の平均値を統計解析に使用した。

### 1. 4 統計解析

アキレス腱張力最大値と前足部，中足部，後足部の背屈，外がえし，外転角度との関係を調べるための多変量回帰分析を実施する前に，Spearman の順位相関係数を用いて解析した。これは単相関の評価に加えて，多変量回帰分析における多重共線性の可能性を減らす目的で行われた。相関係数が 0.7 以上の組み合わせが存在した場合，本研究に重要と判断された変数を残し，多変量解析に使用した<sup>11)</sup>。

従属変数をアキレス腱張力最大値，独立変数を前足部，中足部，後足部の角度とし，Akaike's Information Criterion に基づく変数減少法による重回帰分析を実施した。分散拡大係数が 3.3 を超えた場合，多重共線性と解釈され，その変数は独立変数から除外された<sup>12)</sup>。統計解析はすべて JMP Pro17 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を用いて実施された。有意水準は 0.05 とした。

### 2. 研究結果

相関解析の結果，アキレス腱負荷の最大値と後足部外転角度との間に有意な負の相関を認めた

( $\rho = -0.355, P = 0.036$ ). 他に有意な相関は認められなかった(表1). また, 足部セグメント角度において相関係数が0.7以上であった組み合わせは認められなかった.

重回帰分析において, 前足部の外転角度および背屈角度の分散拡大係数がどちらも3.3を超えていたため, この2つの変数は除外した. したがって, 前足部外がえし, 中足部背屈・外がえし・外転, 後足部背屈・外がえし・外転の計7つを独立変数として投入した. その結果, アキレス腱張力に有意に関係する因子として, 前足部外がえし( $\beta = -0.445, P = 0.012$ )と, 後足部外転( $\beta = -0.523, P = 0.004$ )が選択された( $R^2 = 0.273, P = 0.006$ )(表2). どちらの独立変数も標準化係数が負の値であることから, アキレス腱張力の増大には, 前足部外がえしが小さいこと, 後足部外転が小さいことが有意に関係した. アキレス腱張力最大値と後足部外転, 前足部外がえしの関係については図3に示す.

### 考 察

本研究は足部マルチセグメントモデルを用いて, 着地動作時の前足部, 中足部, 後足部の三次元運動とアキレス腱張力との関係を検討した. その結果, アキレス腱張力と後足部外転角度が相関することが明らかとなった. さらに, 重回帰分析の結果から, アキレス腱張力には前足部外がえし角度と後足部外転角度が有意な関係することが明らかとなった.

表1 アキレス腱張力最大値と各足部角度との相関解析の結果

	相関係数	P値
前足部背屈	-0.140	0.421
前足部外がえし	-0.171	0.325
前足部外転	-0.147	0.398
中足部背屈	-0.140	0.421
中足部外がえし	0.103	0.555
中足部外転	-0.083	0.634
後足部背屈	-0.045	0.797
後足部外がえし	-0.090	0.609
後足部外転	<b>-0.355</b>	<b>0.036</b>

太字で示した部分は有意な相関を示す.

表2 アキレス腱張力最大値との関係を調査した重回帰分析の結果

	B	$\beta$	P値	VIF
前足部外がえし	-0.424	-0.445	0.012	1.223
後足部外転	-0.224	-0.523	0.004	1.223

B:非標準化係数,  $\beta$ :標準化係数, VIF:分散拡大係数

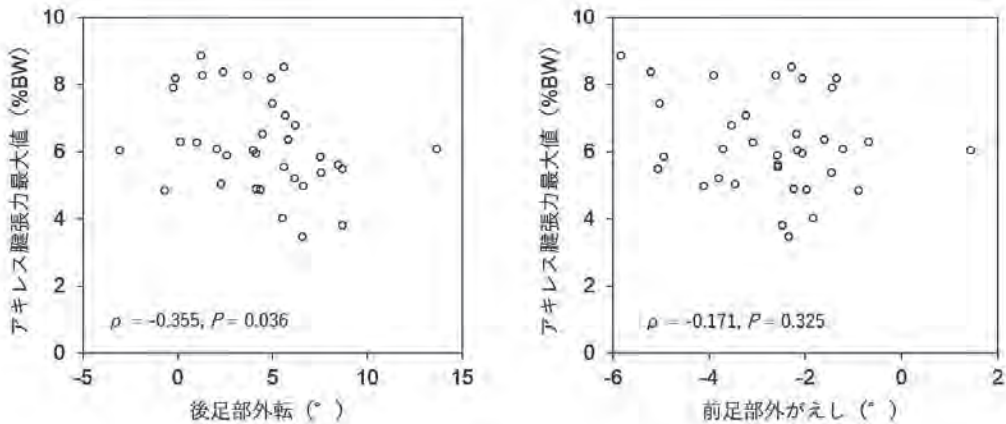


図3 アキレス腱張力最大値と後足部外転, 前足部外がえしとの関係



相関解析および重回帰分析の結果から、アキレス腱張力と後足部外転角度には負の関係を認めることが明らかとなった(相関分析： $\rho = -0.355$ ，重回帰分析： $\beta = -0.523$ )。これはアキレス腱張力の増大には、後足部外転角度の減少が関係することを示している。本研究の仮説として、足部回内に関係する後足部外転の増大がアキレス腱張力の増大に関係することを挙げていたが、この仮説は支持されなかった。荷重位における後足部外転の増大は長腓骨筋活動の増大をもたらすことから<sup>13)</sup>、後足部外転角度が大きい例では、着地の衝撃吸収において下腿三頭筋の他に長腓骨筋の関与が大きくなると考えられる。これにより下腿三頭筋の寄与が減少した結果、後足部外転角度が大きい例ではアキレス腱張力が減少したと考えられる。本研究において、多くの例が後足部内転(負の値)ではなく外転(正の値)を示していたことから(図3)、後足部外転角度が小さいことは内外転中間位に近づくことを示す。したがって、後足部外転角度が小さい例では衝撃吸収に対する下腿三頭筋の寄与が大きくなり、アキレス腱張力の増大に繋がったと考えられた。

重回帰分析の結果から、アキレス腱張力と前足部外がえし角度には負の関係を認めることが明らかとなった。本研究において、前足部外がえし(正の値)の減少は前足部内がえし(負の値)の増大を示している(図3)。したがって、この結果は、アキレス腱張力の増大には、前足部内がえし角度の増大が関係することを示している。着地動作では最初に前足部から接地するため、前足部は常に床と接地した状態となる。その際に、前足部内がえし角度が増大することは、前足部に対し中足部外がえしが増大することを意味する。着地動作時や歩行時の前足部内がえしの増大は足部回内に関係し<sup>14,15)</sup>、また、足部回内が大きい例は足関節底屈モーメントが増大する<sup>7)</sup>。したがって、着地動作時の前足部内がえしの増大は、アキレス腱張

力の増大に関係したと推察された。

アキレス腱障害の予防や症状改善のためにインソールが使用されており、その有効性は確認されている<sup>1)</sup>。これまでのインソールは、後足部外がえしを減少させ足部回内を制動するタイプや、踵部を補高し足関節底屈モーメントを減少させるタイプが使用されてきた<sup>8)</sup>。これらのインソールはランニング時のアキレス腱負荷を減少させることが明らかにされている<sup>8)</sup>。一方で、着地動作時のアキレス腱負荷を減らすための介入手段は不明である。本研究から、着地動作時のアキレス腱負荷を減らすためには、前足部外がえしおよび後足部外転を制御するインソールが有効である可能性が示唆された。または、着地動作時の前足部や後足部に対する運動指導を実施することでアキレス腱負荷を修正できる可能性もある。今後、着地動作時のアキレス腱負荷を減らすための介入法について、さらなる研究が必要である。

本研究にはいくつか考慮すべき限界がある。第1に、研究対象者が健常例であったことが挙げられる。アキレス腱障害例では足部運動が健常例と異なる可能性があるため<sup>16)</sup>、アキレス腱障害例においてアキレス腱張力に関係する足部運動を検討する必要がある。第2に、Drop vertical jumpのみ動作課題としたことである。片脚着地動作やセカンドジャンプがない両脚着地動作では異なる特徴を示す可能性がある。第3に、アキレス腱張力の計算において、対象者の解剖学的特徴に合わせたモーメントアームを求めていることが挙げられる。

## 結 論

両脚着地動作時の前足部、中足部、後足部の三次元運動とアキレス腱張力との関係を検討した。アキレス腱張力と後足部外転角度は有意に相関することが明らかとなった。また、重回帰分析により、アキレス腱張力には前足部外がえし角度と後

足部外転角度が有意な関係する因子であることが明らかとなった。

## 謝 辞

本研究に対して助成を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に厚く御礼申し上げます。

## 文 献

- 1) Martin R.L., Chimenti R., Cuddeford T. et al., Achilles Pain, Stiffness, and Muscle Power Deficits: Midportion Achilles Tendinopathy Revision 2018., *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **48**(5) : A1-a38(2018)
- 2) Silbernagel K.G., Hanlon S., Sprague A., Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy., *J. Athl. Train.*, **55**(5) : 438-447(2020)
- 3) Nielsen R.O., Rønnow L., Rasmussen S., Lind M., A prospective study on time to recovery in 254 injured novice runners., *PLoS One.*, **9**(6) : e99877(2014)
- 4) Koshino Y., Ishida T., Taniguchi S., Samukawa M., Kasahara S., Tohyama H., Hip and knee kinematics, center of pressure position, and ground reaction force are associated with Achilles tendon force during jump landing., *Scand. J. Med. Sci. Sports.*, **34**(1) : e14510(2024)
- 5) Rice H., Patel M., Manipulation of Foot Strike and Footwear Increases Achilles Tendon Loading During Running., *Am. J. Sports Med.*, **45**(10) : 2411-2417(2017)
- 6) Atkins L.T., Lowrey M., Reagor S., Walker K., Cage D., The Effects of Increasing Trunk Flexion During Stair Ascent on the Rate and Magnitude of Achilles Tendon Force in Asymptomatic Females., *J. Appl. Biomech.*, **39**(1) : 10-14(2023)
- 7) Hunt A.E., Smith R.M., Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking., *Clin. Biomech.(Bristol, Avon.)*, **19**(4) : 391-397(2004)
- 8) Lee K.K.W., Ling S.K.K., Yung P.S.H., Controlled trial to compare the Achilles tendon load during running in flatfoot participants using a customized arch support orthoses vs an orthotic heel lift., *B.M.C. Musculoskelet. Disord.*, **20**(1) : 535(2019)
- 9) Leardini A., Benedetti M.G., Berti L., Bettinelli D., Natio R., Giannini S., Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait., *Gait. Posture.*, **25**(3) : 453-462(2007)
- 10) Rugg S.G., Gregor R.J., Mandelbaum B.R., Chiu L., In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI)., *J. Biomech.*, **23**(5) : 495-501(1990)
- 11) Hair J.A., R. Babin, B. Black, W. Multivariate Data Analysis (8th)., *Cengage Learning EMEA*; (2018)
- 12) Kock N., Lynn G.S., Lateral Collinearity and Misleading Results in Variance-Based SEM: An Illustration and Recommendations. *Econometrics: Multiple Equation Models eJournal.* (2012)
- 13) Akuzawa H., Imai A., Iizuka S., Matsunaga N., Kaneoka K., The influence of foot position on lower leg muscle activity during a heel raise exercise measured with fine-wire and surface EMG., *Phys. Ther. Sport.*, **28**:23-28(2017)
- 14) Ezawa Y., Koshino Y., Yamanaka M. et al., Foot flexibility and alignment are weakly correlated with multi-segment foot kinematics during the landing task., *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, (in press) (2024)
- 15) Hösl M., Böhm H., Multerer C., Döderlein L., Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfoot using the Oxford Foot Model., *Gait. Posture.*, **39**(1) : 23-28(2014)
- 16) Ryan M., Grau S., Krauss I., Maiwald C., Taunton J., Horstmann T., Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy., *Foot Ankle Int.*, **30**(12) : 1190-1195(2009)