2018 年度修士学位論文

日本人長距離選手における
下腿および足部の形態的特徴と
ランニングパフォーマンス

立命館大学大学院

スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程 2 回生

6232170003-4

上野　弘聖

日本人長距離選手における
下腿および足部の形態的特徴と
ランニングパフォーマンス

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2 回生 上野 弘聖

要旨

キーワード：ランニングエコノミー，アキレス腱，骨長，筋断面積

【目的】

本研究は，日本人長距離選手において，下腿および足部形態がランニングパフォーマンスに及ぼす影響を明らかにすることを目的とした．この目的を遂行する為に，研究課題 1 としてアキレス腱形態，研究課題 2 として足部骨形態，研究課題 3 として下腿筋形態においてそれぞれランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．

研究課題 1：アキレス腱形態

【方法】

長距離選手 30 名を対象に下腿部の磁気共鳴画像の撮影を行い，アキレス腱長と断面積の解析を行った．アキレス腱長は，踵骨隆起から腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭，ヒラメ筋開始位置までの距離としてそれぞれ解析した．さらに，アキレス腱長は腓骨長によって補正を行った．アキレス腱断面積は，踵骨隆起から 10, 20, 30mm 位置における断面積の平均値として算出した．さらに，時速 14，16，18km で走行時の酸素摂取量を測定することで，エネルギーコストを算出した．

【結果】

腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長と時速 14, 18km で走行時のエネルギーコストとの間に有意な負の相関関係が認められた．さらに，腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長とランニングパフォーマンスの間に有意な負の相関関係が認められた．

研究課題 2：足部骨形態

【方法】

長距離選手 45 名を対象に足部の磁気共鳴画像の撮影を行い，前足部長および後足部長の測定を行なった．また，前足部長を後足部長で除することで，前足部/後足部比を算出した．

【結果】

後足部長と 5000m 走の自己記録の間に有意な正の相関関係が認められた．さらに，前足部/後足部比と 5000m 走の自己記録の間に有意な負の相関関係が認められた．

研究課題 3：下肢筋形態

【方法】

長距離選手 46 名を対象に下腿部の磁気共鳴画像を撮影した．筋断面積は，腓骨長の 70%位置において，足関節底屈筋群（下腿三頭筋）および足関節背屈筋群（前脛骨筋および長趾伸筋）の断面積の解析を行った．さらに，筋断面積は，それぞれ体重によって補正した．

【結果】

足関節背屈筋群断面積と 5000m 走の自己記録との間に有意な正の相関関係が認められた．

【総合討論】

長いアキレス腱長および大きな前足部/後足部比は，足関節底屈筋の収縮速度を低速に抑えることで，力発揮の経済性を高め，高いランニングパフォーマンスの発揮に貢献している可能性が推察できる．また，小さな足関節背屈筋断面積は，脚スイングの経済性を高めることで，高いランニングパフォーマンスの発揮に貢献している可能性が推察できる．

【結論】

トレーニングを積んだ日本人長距離選手において，より長いアキレス腱長・大きな前足部/後足部比・小さな足関節背屈筋断面積は，優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益な形態的特徴であることが示唆された．

Lower leg and foot morphologies and running performance in Japanese endurance runners

6232160010-2 Hiromasa Ueno

Abstract

Keywords: running economy, Achilles tendon, bone length, muscle cross-sectional area

Objective:

The purpose of this study was to determine the relationship between lower leg and foot morphologies and running performance in Japanese endurance runners. To achieve this purpose, whether morphologies of Achilles tendon (AT), foot bones and muscles of lower leg correlate with running performance was examined.

Study 1: Morphologies of the Achilles tendon

Methods:

The AT length at three portions and cross-sectional area (CSA) in 30 Japanese endurance runners were measured using magnetic resonance imaging. Each AT lengths was calculated as the distance from the calcaneal tuberosity to the muscle-tendon junction of the soleus, gastrocnemius medialis (GM_{AT}), gastrocnemius lateralis, respectively. These AT lengths were normalized with shank length. Running economy was evaluated by measuring energy cost during submaximal running at 14, 16, 18 km/h, respectively.

Results:

Longer GM_{AT} correlated negatively with lower energy cost during submaximal treadmill running trials at 14 km/h and 18 km/h. Moreover, GM_{AT} correlated negatively with personal best time of 5000-m race.

Study 2: Morphologies of the foot bones

Methods:

The length of the forefoot bones of the big toe and the rearfoot bone were measured using magnetic resonance imaging in 40 Japanese endurance runners. Moreover, forefoot/rearfoot ratio was calculated by dividing the length of the forefoot by the length of rearfoot.

Results:

Shorter rearfoot length correlated significantly with higher running performance. Moreover, larger forefoot/rearfoot ratio correlated significantly with higher running performance.

Study 3: Morphologies of the lower leg muscles

Methods:

CSAs of plantar flexors (the triceps surae muscle) and dorsiflexors (the anterior tibialis and extensor digitorum longus) were measured using magnetic resonance imaging in 46 Japanese endurance runners. These muscle CSAs were calculated at 30% of the shank length. CSAs were normalized with body mass.

Results:

CSA of dorsiflexors correlated negatively with personal best time of 5000-m race.

General discussion:

Longer Achilles tendon length and larger forefoot/rearfoot ratio may help plantar flexors to contract slower and thus plater flexors may develop larger forces with lower energy consumption because of the force-velocity relationship. Smaller dorsiflexors may contribute improving running performance by reducing the cost of the leg swing.

Conclusion:

In conclusion, longer GM_{AT}, larger forefoot/rearfoot ratio and smaller CSA of dorsiflexors may be advantageous for achieving higher running performance in Japanese endurance runners.

目次

第 1 章　緒言 1

1-1 ランニングパフォーマンスの決定要因 2

1-1-1 最大酸素摂取量とランニングパフォーマンス 2

1-1-2 ランニングエコノミーとランニングパフォーマンス 3

1-2 長距離走選手の形態的特徴 4

1-2-1 アキレス腱形態とランニングパフォーマンス 5

1-2-2 足部形態とランニングパフォーマンス 8

1-2-3 筋形態とランニングパフォーマンス 14

1-3 本論文の目的と構成 15

第 2 章　アキレス腱形態とランニングパフォーマンスの関係性 16

2-1 目的 16

2-2 方法 16

2-2-1 対象者 16

2-2-2 磁気共鳴画像法 16

2-2-3 ランニングエコノミー 19

2-2-4 統計解析 19

2-3 結果 20

2-4 考察 24

第 3 章　足部骨形態とランニングパフォーマンスの関係性 27

3-1 目的 27

3-2 方法 27

3-2-1 対象者 27

3-2-2 磁気共鳴画像法 27

3-2-3 統計解析 29

3-3 結果 30

3-4 考察 33
第 4 章　下腿筋形態とランニングパフォーマンスの関係性 36
4-1 目的 36
4-2 方法 36
4-2-1 対象者 36
4-2-2 磁気共鳴画像法 36
4-2-3 統計解析 37
4-3 結果 38
4-4 考察 40
第 5 章　総合討論 42
5-1 足部・下腿形態がランニングパフォーマンスに及ぼす影響 42
5-2 今後の研究展望 45
5-3 現場への応用 46
第 6 章　結論 49
文献 50
謝辞 59
付録 60

第1章　緒言

競技力向上を目指す長距離選手は，決められた距離をいかに早い時間でゴールするか，すなわち高い走速度の獲得を目指し，日々のトレーニングを実施している．長距離選手におけるランニングパフォーマンスを決定する要因として，長時間運動を遂行するための持久性能力が重要であることがこれまで指摘されてきている．とりわけ，最大酸素摂取量，ランニングエコノミー，乳酸性作業閾値などの生理学的なパラメータは，ランニングパフォーマンスを決定する因子にあげられている．トップレベルの長距離選手において，ランニングエコノミーがパフォーマンスの差を決める要因として指摘されている．このランニングエコノミーは，生理学的な要因に限らず，接地動作，走動作などバイオメカニクス的な要因も関連している．バイオメカニクス的な要因には，形態的な要素も含まれている．本論文では，ランニングエコノミーに影響を与える形態的要因に着目して，ランニングパフォーマンスとの関係性を明らかにしていく．そこで，本章では，先行研究をもとに，これまでの知見や課題について論じ，本論文の目的を述べる．

1-1 ランニングパフォーマンスの決定要因

1-1-1 最大酸素摂取量とランニングパフォーマンス

1960 年代ごろからランニングパフォーマンスの大きな決定要因として，最大酸素摂取量が取り上げられ，盛んに研究が進められてきた．最大酸素摂取量は，有酸素性運動能力の指標とされており，１分間にどれだけの酸素量を体内に摂取でき，有酸素的にエネルギーを産生することができるかを示している（Saltin and Astard, 1967）．長距離走は，高い疾走速度を長時間にわたって持続させるため，この最大酸素摂取量によってパフォーマンスが大きく左右される（Costill et al., 1973 ; Morgan et al., 1989 ; Saltin and Astard, 1967）．最大酸素摂取量の規定要因は，肺による酸素の取り込み，心臓による血液運搬，血液における酸素運搬，筋による酸素取り込みと報告されており，その中でも，酸素運搬能力に大きく影響を及ぼされると報告されている（Bassett and Howley, 2000）．この最大酸素摂取量は，トレーニングにより大きく変化し，ランニングパフォーマンスの向上に貢献していると報告されている（Milanović et al., 2015）．

しかしながら，その後の研究において，トレーニングを十分に積み，高い最大酸素摂取量を獲得した長距離選手の間では，ランニングパフォーマンスと最大酸素摂取量の間に有意な相関関係は認められないと報告されている（Morgan et al., 1989 ; Saunders et al., 2004 ; Conley and Krahenbuhl, 1980）．実際に，最大酸素摂取量とランニングパフォーマンスの間に高い相関関係が認められたと報告している研究においては，市民ランナーやサブエリートレベルまでの選手を対象としている（Morgan et al., 1989 ; Saunders et al., 2004 ; Conley and Krahenbuhl, 1980）．これらのことから，初心者のランナーにおいては，ランニングパフォーマンスは最大酸素摂取量に大きく決定されるが，トレーニングを積み，高い最大酸素摂取量を有した集団においては，最大酸素摂取量はパフォーマンスの違いを説明できる要因ではないことが示唆されている．

1-1-2 ランニングエコノミーとランニングパフォーマンス

1980 年代から最大酸素摂取量に次いで，乳酸性作業閾値やランニングエコノミーがランニングパフォーマンスを決定する要因として着目されてきた．乳酸性作業閾値は，運動強度を漸増的に増加させた際に，血中乳酸濃度が急激に上昇する変曲点のことを指し，この乳酸性作業閾値がランニングパフォーマンスに影響することが報告されている（Costill et al., 1973）.

ランニングエコノミーは最大下強度で走行中の酸素摂取量と定義され，走の経済性として，どれだけ少ないエネルギー消費で走行することができるかを評価した指標である（Daniels, 1985；Saunders et al., 2004；Barens and Kildings, 2015）．このランニングエコノミーもランニングパフォーマンスと高い相関関係にあり，高いパフォーマンスレベルの長距離選手においても，同様に相関関係が認められたと報告されている（Morgan et al., 1989; Saunders et al., 2004；Conley and Krahenbuhl, 1980）．また，Jones（1998）は，エリートランナーの最大酸素摂取量やランニングエコノミーを長期間に渡って追跡した．その結果，自己記録が更新された際に，最大酸素摂取量に変化はなかったが，ランニングエコノミーは記録と同様に改善していたことを報告している．さらに，Saltin et al.（1995）は，世界的に極めて高い競技成績を残しているケニア人選手は，他国の選手と最大酸素摂取量や乳酸性作業閾値に違いは認められないが，ランニングエコノミーが特徴的に優れていたことを報告している．これらのことから，高いパフォーマンスレベルのランナーにおいては，ランニングエコノミーがパフォーマンスを決定する重要な要因の１つであると推察できる.

しかしながら, ランニングエコノミーを決定する要因については未だ議論が続いている．ランニングエコノミーは，生理学的要因やバイオメカニクス的な要因を含んだ多くの要因によって決定され，その研究分野は多岐に渡る（図 1-1）．ランニングエコノミーを決定する要因において，エネルギー産生・力発揮・力利用の観点における効率性によって大きく決定することが推察できる．ここで，エネルギー産生や力発揮の一部については，生理学的な要因によって影響を受け，心肺機能（Saunders et al., 2004；Barens and Kildings, 2015）や深部体温（Saunders et al., 2004；Barens and Kildings, 2015），筋ミトコンドリア量（Krustrup et al., 2008），筋線維タイプ（Lundby et al., 2017）がランニングエコノミーやパフォーマンスに関与している可能性が報告されている．一方，力発揮・力利用

における効率性の大部分は，バイオメカニクス的な要因によって影響を受ける．バイオメカニクス的な側面からは筋神経機能（Bonacci et al., 2009）や走動作（Anderson, 1996; Folland et al., 2017）に加えて，形態的な特徴がランニングエコノミーやパフォーマンスに影響を及ぼすと考えられている．

図 1-1. ランニングエコノミーの側面からパフォーマンスに影響を及ぼす要因

1-2 長距離走選手の形態的特徴

Arellano and Kram（2014）は，ランニングにおけるエネルギー消費の 80%程度は，立脚期における体重の支持や推進力の獲得に使用されることを示唆している．したがって，立脚期を通して，力の生成に関わる経済性を高めることは，高いランニングパフォーマンスを獲得することにつながると考えられる．ランニングの立脚期において，下肢 3 関節（足関節，膝関節，股関節）が大きなトルクを発揮することで高い地面反力を生み出し，体重を支持し，前方への推進力を獲得している（Novacheck. 1998）．この立脚期を通して，下肢 3 関節の中でも，足関節底屈が高い仕事量を担っている（Novacheck. 1998 ; Stearne et al., 2014）．したがって，足関節底屈トルクや足関節底屈筋力発揮を行う上での経済性がランニングパフォーマンスに関与している可能性がある．

また，世界的に極めて優れたランニングエコノミーを有するとされているケニア人選手において，他国のエリート選手と比較し生理学的なパラメーター（例えば筋線維組成）に目立った違いは認められないため，ケニア人選手の高いランニングエコノミーを説明できる要因が他に存在すると結論づけられている（Saltin et al., 2003；Lasern et al., 2015；榎本, 2007）．そこで，近年，下腿や足部における形態的特徴に注目されてきた．Kunimasa et al.（2014）は，ケニア人選手は，日本人選手に比較し，太くて長いアキレス腱，大きな足関節てこ比（前足部長とアキレス腱モーメントアーム長の比），長い脚を形態的特徴として有していると報告している．加えて，Saltin et al.（1995）は，ケニア人選手は北欧の選手に比較し，下腿周囲径が小さいことを報告している．これらの先行研究から，高い競技力を有したケニア人選手は下腿部や足部において，特異な形態的特徴を有していることが見受けられる．しかしながら，これらの形態的特徴がランニングパフォーマンスに影響を及ぼすのかは，明らかになっていない点が多い．さらに，同一人種において，同様な形態的な特徴が高いパフォーマンス発揮に対して有用かは明らかとなっていない．これらのことを踏まえて，本節では，足部および下腿部の形態学的特徴に着目し，ランニングパフォーマンスとの関係性に関連した研究をまとめた．

1-2-1 アキレス腱形態とランニングパフォーマンス

腱組織は，筋と骨格を結ぶ非収縮要素であり，筋で発揮された力を骨に伝達し，関節の動作を生み出している（Benjamin et al., 2006）．加えて腱組織は，弾性体の性質を有しており，伸長することで弾性エネルギーを貯蓄し，短縮する際にその弾性エネルギーを再利用する働きを有している（Alexander, 1991；Bramble and Lieberman, 2004）．とりわけ，アキレス腱は，ランニングや歩行の際の立脚期において，伸長・短縮することで弾性エネルギーを貯蓄・再利用していることが報告されている（Ker et al., 1987；Ishikawa et al., 2007；Sano et al., 2015）．このアキレス腱の弾性エネルギーの利用は，ランニングや歩行時における筋でのエネルギー消費を削減し，経済的なランニングや歩行を可能とすると考えられている．実際に動物実験において，アキレス腱における弾性エネルギーの利用が筋でのエネルギー消費を大幅に削減していることが示唆されている（Roberts et al., 1997；Alexander, 2002）．また，人の走行においても，アキレス腱における弾性エネルギーの利用がランニングエコノミーに強く関与していると考えられてきた（Saunders et al., 2004；

Barnes and Kilding, 2015）．しかしながら，Fletcher and Macintosh（2015）は，アキレス腱が貯蓄・再利用する際に，下腿三頭筋における筋力発揮が必須な点に着目し，長距離選手における走行において，アキレス腱における弾性エネルギーの利用量とそれに関わり必要となる筋におけるエネルギー消費を調査した．その結果，ランニング中の筋におけるエネルギー消費が，アキレス腱における弾性エネルギー量を上回っていたことを報告しており，アキレス腱における弾性エネルギーの貯蓄および再利用が関与するかは引き続き議論が必要である．

一方，アキレス腱は，弾性エネルギーの利用以外にも伸長・短縮することで下腿三頭筋の等尺性に近い収縮を実現する可能性がある．Ishikawa and Komi（2007）は，走行中の下腿三頭筋腱複合体の長さ変位を測定した．その結果，足関節の関節角度変化に伴い，アキレス腱は伸長・短縮しているが，腓腹筋線維の長さ変化は緩やかであり，等尺性に近い収縮様式で力発揮を行なっていることを報告している．このことは，足関節の回転運動に伴う筋腱複合体の長さ変化は，アキレス腱が担っており，腓腹筋は等尺性に近い収縮することで力-速さ関係の観点から筋発揮のポテンシャルを高めていることを示唆している．同様な傾向は，カウンタームーブメントジャンプ（Kurokawa et al., 2003），急速なカーフレイズ動作（Kubo et al., 2000），歩行（Fukunaga et al., 2001）などでも確認されている．この収縮様式が短縮性収縮よりも等尺性収縮に近づくほど，高い筋力を少ないエネルギー消費量で生み出すことが可能である（Fletcher and Maclntosh, 2017）．これらの先行研究を踏まえると，アキレス腱は，腓腹筋において等尺性収縮に近い筋収縮を可能とすることで，エネルギー消費を軽減している可能性が考えられる．

アキレス腱長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討している研究は非常に限られている．Hunter et al.（2011；2015）は，腓腹筋におけるアキレス腱長が長いほど，ランニングエコノミーが優れているという相関関係が認められたことを報告している．この腱の長さは，外力を加えた際の伸長量に関与しており，長いほど伸びやすい性質を持つ．したがって，アキレス腱が長いほど，アキレス腱がより伸長・短縮し，腓腹筋の等尺性に近い収縮をより一層補助することで，筋によるエネルギー消費を抑え，ランニングエコノミーを高めていることが推察できる．実際に，Sano et al.（2015）は，日本人選手とケニア人選手において，アキレス腱長が長いほどランニング中のアキレス腱伸長量が大きいという正の相関関係を示し，さらに，長いアキレス腱長と優れたランニングパフォーマンス（IAAF Score）が関連していたことを報告している．このように，アキレス腱の長さがラ

ンニングエコノミーに関与する形態的要因であると考えられる．しかしながら，Hunter et al.（2011 ; 2015）は，初級レベルのランナーを対象としており，トレーニングを積んだ長距離選手においても同様な関係性が認められるかは不明である．また，Sano et al.（2015）は，超音波画像装置によって腓腹筋線維長を測定し，そこからアキレス腱長を推定する方法を用いているため，アキレス腱長を過大評価している可能性がある．加えて，Sano et al.（2015）は，ケニア人選手と日本人選手を混同し，アキレス腱長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討している．ケニア人選手は，日本人選手に比較しアキレス腱が有意に長く（Kunimasa et al., 2014 ; 榎本ら，2007），同一人種内，特に日本人選手のみを対象とした場合にも，同様の関係性が保持されるのかは不明である．したがって，トレーニングを十分に積んだ日本人長距離選手を対象に，妥当性のある測定方法を用いて，アキレス腱長とランニングパフォーマンスの関係性を検討する必要がある．

さらに，アキレス腱長はヒラメ筋，腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭にそれぞれ付着している．アキレス腱長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した研究は，全て腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長を対象としており，他の位置のアキレス腱長に対しては検討がなされていない．そのため，他の位置におけるアキレス腱長も加えて検討することで，よりアキレス腱長がランニングパフォーマンスに及ぼす影響を明らかにすることができると考えられる．

腱組織は，トレーニングによって長期的に刺激を加えることによって，肥大することが報告されている（Arampatiz et al., 2010 ; Kongsgaard et al., 2007 ; Seynnes et al., 2009）．アキレス腱は，外力を受け，受動的に伸長することにより，インスリン様成長因子（IGF）やトランスフォーミング成長因子 β（TGF-β）などの成長因子の発現が亢進し，コラーゲン合成が活性化する（Kjær et al., 2009）．このような成長因子の発現は，一定の大きさの負荷量まで増加し続ける（Magnusson et al., 2010）．したがって，ランニングの様な繰り返し下肢の腱に対して負荷が生じる動作では，腱においてコラーゲン合成が非常に高く活性していることが想定できる．実際に，長距離選手は一般者に比較し，大きなアキレス腱断面積を有していることから，日常的なトレーニングに対する適応として，アキレス腱が肥大していると考えられている（Rsager et al.,2002 ; Magnusson and Kjaer, 2003 ; Wiesinger et al., 2016）．加えて，長期間における長距離走トレーニングの実施によって，アキレス腱断面積が増加したことも報告されている（Milgrom et al., 2014）．

アキレス腱断面積は，大きくなるほど単位面積あたりのストレス量を軽減できるため，

アキレス腱スティフネスに関与することが推察できる（Bohm et al., 2015）．アキレス腱スティフネスは，一般に足関節底屈動作において力発揮を行なった際のアキレス腱の伸長量と関節トルクから算出され，アキレス腱の弾性能力の指標とされる（Kubo et al., 2015；Arampatiz et al., 2006；Fletcher et al., 2013）．Kubo et al.（2015a）の報告においては，アキレス腱スティフネスが低いほどランニングパフォーマンスが優れているという相関関係が認められたと報告している．一方，Arampatiz et al.（2006）においては，ランニングエコノミーが優れている長距離選手は，ランニングエコノミーが低い選手に比較し，高いアキレス腱スティフネスを有していることを報告している．また，Fletcher et al.（2013）では，女性長距離選手においては，高いアキレス腱スティフネスと優れたランニングパフォーマンスに関連していたが，男性長距離選手においてはこのような関係性は認められなかったことを報告している．このように，アキレス腱スティフネスは，ランニングパフォーマンスに関与しているように推察できるが，一致した見解は得られていない．また，アキレス腱スティフネスに関与していると考えられるアキレス腱断面積については，ランニングパフォーマンスとの関係性が検討されておらず，その関係性については未だ不明である．

1-2-2 足部形態とランニングパフォーマンス

筋が発揮した力は腱を通じて関節を回転させる力を生み出す．足関節の場合，筋が発揮した関節の回転トルクが足底のキック力を生じることになり，この身体外力によって身体が運動を起こす．このように関節の回転トルクは，筋が発揮した力とともに，回転運動のモーメントアーム長により決まる．実際に，いくつかの先行研究において，関節のモーメントアーム長と関節トルクが関連していることが示されている（Blazevich et al., 2009；Baxter and Piazza, 2014；Sugisaki et al., 2010）．とりわけ，Baxter and Piazza（2014）は，アキレス腱モーメントアーム長が長いほど，高い足関節底屈トルクを報告している．しかしながら，この研究において，角速度が 120 °/sec を超える足関節底屈力発揮の際は，アキレス腱モーメントアーム長が足関節底屈トルクへ及ぼす影響は小さいことを示している．ランニングの立脚期における，最大足関節底屈角速度は，おおよそ 10 rad/sec（約 570 °/sec）から 15 rad/sec（約 860 °/sec）程度となることを踏まえると，ランニング中における足関節底屈トルクへのアキレス腱モーメントアーム長が長いことの影響は極めて小

さい可能性が考えられる（Baxter and Piazza, 2014）.

一方，関節のモーメントアーム長は，その回転にまつわる筋腱複合体の伸長・短縮量にも関与する．関節のモーメントアーム長は，関節の回転における回転半径となるため，その回転の円弧の長さに直結する．つまり，同様の回転動作を生じさせる際に，モーメントアーム長が長いと，より長い筋腱複合体の伸長・短縮量および速度を担保しなければならない．反対に，アキレス腱モーメントアーム長が短くなるほど，伸長・短縮量が抑えられ，伸長・収縮速度が低くなるため，力-速さ関係の観点からは，経済的な力発揮を実現すると考えられる（Fletcher and Maclntosh, 2017）．また，Nagano and Komura（2003）も，シミュレーションを用いて，等速足関節底屈動作を行う際に，足関節底屈筋力はアキレス腱モーメントアーム長が短いほど高くなることを報告している．また，それに伴って，速い足関節底屈動作を行う際に，足関節底屈トルクもアキレス腱モーメントアーム長が短いほど高くなることを報告している．

これらのことから，アキレス腱モーメントアーム長がランニングパフォーマンスに関与する可能性があるが，アキレス腱モーメントアーム長とランニングエコノミーやランニングパフォーマンスとの関係を検討した先行研究間で一致した見解が得られていない．これまでの，アキレス腱モーメントアーム長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した先行研究を表 1-1 にまとめた．Scholz et al.（2008）を始めとする研究では，アキレス腱モーメントアーム長が短いほど，ランニングエコノミーが優れていると報告されている（Scholz et al., 2008；Mooses et al., 2015；Barnes et al., 2014；Raichlen et al., 2011）．一方，Kunimasa et al.（2014）を始めとする研究においては，アキレス腱モーメントアーム長が長いほど，IAAF スコア（国際陸上競技連盟が作成した基準を元に，競技タイムをスコア化したパフォーマンス指標）が優れていたと報告している（Kunimasa et al., 2014；Sano et al., 2015）．このようにアキレス腱モーメントアーム長とランニングパフォーマンスとの関係性には，一致した見解が得られていない．

表 1-1. アキレス腱モーメントアーム長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した先行研究

先行研究	対象者	パフォーマンス指標	相関関係
Scholz et al., 2008	長距離選手 15 名	ランニングエコノミー（低いほど優れている）	$r = 0.77$
Raichlen et al., 2011	長距離選手 8 名	ランニングエコノミー（低いほど優れている）	$r = 0.79$
Barnes et al., 2014	男性長距離選手 39 名 女性長距離選手 24 名	ランニングエコノミー（低いほど優れている）	$r = 0.90$
Mooses et al., 2014	ケニア人選手 32 名	ランニングエコノミー（低いほど優れている）	$r = 0.55$
Kunimsa et al., 2014	ケニア人選手 22 名 日本人選手 22 名	IAAF スコア（高いほど優れている）	$r = 0.55$
Sano et al., 2015	ケニア人選手 11 名 日本人選手 11 名	IAAF スコア（高いほど優れている）	$r = 0.73$

IAAF スコア：国際陸上競技連盟が作成した基準を元に，競技タイムをスコア化したパフォーマンス指標.

ランニングエコノミーと正の相関は，アキレス腱モーメントアーム長が短いほど，ランニングエコノミーは優れているということを意味する.

IAAF スコアと正の相関は，アキレス腱モーメントアーム長が長いほど，ランニングパフォーマンスは優れているということを意味する.

この先行研究間の不一致は，測定方法に原因があるかもしれない．これまでの多くの研究が，Scholz et al.（2008）で考案された測定方法を用いてアキレス腱モーメントアーム長を評価している（図 1-2）．しかしながら，この方法では，内踝と外踝の結ぶ線分の中点を回転中心と推定し評価を行なっているが，実際には水平方向の中心しか考慮できておらず，鉛直方向の中心を考慮できていない．また，アキレス腱の付着部における角度を考慮できていないため，実際のアキレス腱モーメントアーム長は測定値とのズレが生じてしまう．さらに，足関節角度の設定や踝の頂点のマーキングなどに対しても測定者間の誤差を生じさせる可能性があるように推察できる. したがって, 妥当性のある評価方法を用いて, これらの形態とランニングパフォーマンスの関係性を再検討する必要がある.

図 1-2．Scholz et al.（2008）によるアキレス腱モーメントアーム長の評価方法

内踝および外踝の頂点から地面に水平にアキレス腱まで伸ばした線分の長さの平均値を取ることでアキレス腱モーメントアーム長と評価する

加えて，アキレス腱モーメントアーム長と筋力発揮の経済性とのトレードオフの関係性は，回転中心と足圧中心を結んだ地面反力モーメントアーム長に対しても等しく存在すると考えられる．この地面反力モーメントアームは，足圧中心位置に大きく依存しており，ランニングの接地中期から離地直前までにかけて，ダイナミックに伸長する（Carrier et al., 1994；図 1-3）．このモーメントアーム長の変化は，立地直前まで，より足関節底屈筋腱複合体の短縮速度を低速に保つ働きを有する（Carrier et al., 1994）．この研究から，足関節底屈の角速度が高まる接地期後半において，地面反力モーメントアームが長くなるほど，少ないエネルギーコストで高い筋力発揮を行うことができることが示唆される．

図 1-3．ランニングの立脚期における地面反力，足関節底屈筋による力およびそれらに関するモーメントアーム（Carrier et al., 1994）

R：地面反力のモーメントアーム，r：足関節回転中心からアキレス腱への垂直距離．足部と地面の接点にある点は，足圧中心を示している．また，図下部の数字は，接地開始からの時間を示している．

この地面反力モーメントアーム長は，足圧中心位置によって大きく決定するが，その足圧中心位置には，前足部長が関与する．そのため，前足部長は，足関節の特性に重要な影響を及ぼす形態的要因であると考えられる．Lee and Piazza（2009）は，前足部長が長くなるほど足関節底屈筋腱複合体の短縮速度が遅くなることを報告している．これは，前足部長が，地面反力モーメントアーム長を伸長することに貢献することで，より小さな回転において足関節底屈筋の収縮速度を抑え，高い筋力発揮に結びついたと推察できる（Carrier et al., 1994）．Tanaka et al.（2017）は，短距離選手を対象に，前足部長とスプリントパフォーマンスの関係性を検討した結果，前足部長が長いほど，スプリントパフォーマンスが優れている有意な相関関係が認められたと報告しており，前足部が長いことによる有益性は実際の走パフォーマンスにまで影響することを示唆している．一方，地面反

力モーメントアーム長は，短いほど高い地面反力をより小さな足関節底屈トルクから獲得することができる．この双方の影響はトレードオフの関係性を持ち，どのようにランニングパフォーマンスに影響を及ぼすかは未だ明らかとなっていない．

さらに，地面反力モーメントアーム長をアキレス腱モーメントアーム長で除することで足関節のてこ比を算出することができる（Carrier et al., 1994；Kunimasa et al., 2014；Biewener, 2005）．関節の回転運動を考える際には，地面反力モーメントアーム長やアキレス腱モーメントアーム長のどちらか一方を評価するのではなく，これら 2 つの項目を包括的に評価することが必要である．この足関節のてこ比は，前足部長をアキレス腱モーメントアーム長で除し，前足部/後足部比を算出することで，形態的な側面から評価が可能となる．この前足部/後足部比には，先程までのトレードオフの関係性が同様に適応され，てこ比が大きいほど，力-速度関係の観点では優れているが，てこの原理の観点では劣っており，てこ比が小さいほど，てこの原理の観点では優れているが，力-速度関係の観点では劣っている（Lee and Piazza, 2009；Biewener, 2005；Fletcher and Maclntosh, 2017）．Kunimasa et al.（2014）は，このてこ比とランニングパフォーマンスの関係性を検討しており，てこ比が小さいほど，ランニングパフォーマンスは優れていたと報告している．しかしながら，この研究では，前足部長はメジャーでの計測であり，アキレス腱モーメントアーム長は Scholz et al.（2008；図 1-2）の方法で計測されており，てこ比が適切に評価できていない可能性がある．加えて，この研究においては，他の人種と足部の形態が異なるケニア人選手と日本人選手を対象としており（Kunimasa et al., 2014），日本人選手のみを対象とした際に，同様の関係性が認められるかは不明である．また，ケニア人選手は，日本人選手よりも立脚期における足関節の可動域が狭いことが報告されており（Sano et al., 2015），このことから，てこ比が小さくても，力-速度関係による影響を受けにくい可能性が推測できる．反対に，日本人選手は，ケニア人選手に比較し立脚期の足関節の可動域が大きいことから（Sano et al., 2015），日本人においてはてこ比が大きい方が，力-速さ関係の観点からランニングパフォーマンスに有利に働く可能性が考えられる．しかしながら，足部のてこ比とランニングパフォーマンスの関係性を検討している研究は，Kunimsa et al.（2014）による報告のみと限られており，日本人選手のみを対象としても，Kunimasa et al.（2014）で報告されているような関係性が認められるかは不明である．

1-2-3 筋形態とランニングパフォーマンス

筋は運動において，力の発生源であり，筋によってエネルギーを生み出し，力を発揮することで身体動作が成り立っている．筋のサイズは，筋力を決定する一因であり，大きな筋ほど高い筋力を発揮することができる（Baxter and Piazza, 2014；Kanehisa et al., 1994；Schantz et al., 1983）．そのため，下肢筋群において，大きな筋量を保有することは，ランニング中において，高い下肢 3 関節のトルクを発揮することに繋がると考えられる．また，近年の研究において，長距離選手に対してウエイトトレーニングを実施することで高い筋力を獲得することがランニングパフォーマンスを改善することが報告されている（Støren et al., 2008）．そのため，これらの研究成果から，下肢筋量を増大し，高い走速度で走行することが，高いパフォーマンス発揮に繋がる可能性が考えられる．

しかしながら，下肢の筋量の過度な増大は，走行中の下肢関節のトルク増大に有利に働く反面，下肢の重量を増大させてしまう．とりわけ，下腿や足部の重量の増大は，脚スイング動作の際のエネルギーコストを増大させる可能性がある（Myers and Steudel, 1985；Browning et al., 2007；Anderson, 1996；Lucia et al., 2006）．下腿や足部の重量が増大すると，下肢全体の質量中心が遠位方向に移動する．したがって，脚をスイングさせる際の慣性モーメントが増加し，回転を生じさせる際に必要なエネルギーコストが増加してしまい，ランニングエコノミーを低下させる可能性が推察できる．このことに関連して，下肢でも特に下腿の周囲径がランニングパフォーマンスに影響を及ぼす可能性について報告されている（Lucia et al., 2006）． これらのことをまとめると，下腿の筋量を増加させることで，高い筋力発揮を可能とできる反面，脚スイングのエネルギーコストを増大させる可能性ある．

下腿筋とランニングパフォーマンスの影響は未だ検討が進んでいない．吉岡ら（2009）は，下腿三頭筋断面積が大きいほど，ランニングエコノミーが低いという有意な相関関係が認められたがパフォーマンスとの相関関係は認められなかったと報告している．この研究においては，足関節底屈筋に対して，足関節背屈筋の形態に関しては調査を実施していない．ランニングにおいて，足関節底屈は高いトルクを発揮しているが，足関節背屈は発揮トルクが非常に小さい（Stearn et al., 2014；Kulmala et al., 2013）．このことから，ランニングにおいて，足関節背屈筋における大きな力発揮は必要とされず，そのため，大きな筋サイズも不必要であることが推察できる．したがって，足関節底屈筋よりも足関節背

屈筋において，より断面積の増加による，パフォーマンスの低下が引き起こされている可能性が考えられ，足関節底屈筋および背屈筋を踏まえた，下腿筋サイズのランニングパフォーマンスへの影響を明らかとする必要がある．

1-3 本論文の目的と構成

本研究は，トレーニングを積んだ日本人長距離選手において，アキレス腱，足部骨，下腿筋の形態的特徴とランニングパフォーマンスの関係性を検討することを目的とした．そこで，この目的を遂行するにあたって 3 つの研究課題を設定した．第 2 章では，アキレス腱形態として，アキレス腱長およびアキレス腱断面積とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．第 3 章では，足部形態として，前足部長および後足部長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．第 4 章では，下腿筋形態として，足関節底屈筋および足関節背屈筋断面積とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．最後に，第 5 章において，第 2 章・第 3 章・第 4 章の研究結果をもとに総合考察を行い，第 6 章に本研究の結論を記した．

第2章　アキレス腱形態とランニングパフォーマンスの関係性

2-1 目的

本章における研究では，トレーニングを積んだ日本人長距離選手においてアキレス腱長およびアキレス腱断面積とランニングパフォーマンスの関係性を検討することを目的とした．

2-2 方法

2-2-1 対象者

トレーニングを積んでいる日本人長距離選手 30 名が本研究に参加した（年齢，20 ± 3 歳）．対象者は，日常的に長距離走の専門的なトレーニングを積んでおり，定期的に競技大会に出場していた．対象者の 5000m 走の自己記録の範囲は，834 から 959 秒であり，平均値は，859 ± 29 秒であった．全ての対象者に対して，口頭および書面にて実験手順に関する説明をし，本研究に参加することに対して書面に同意を得た．なお，本研究は，立命館大学の「人を対象とする医学系研究倫理審査委員会」の承認を得た上で実施された（承認番号：BKC-IRB-2016-047）．

2-2-2 磁気共鳴画像法

アキレス腱の断面積および長さの測定に関する矢状面および横断面の磁気共鳴画像（MRI）を図 2-1 に示した．MRI 測定は，1.5 T 磁気共鳴システム（Signa HDxt；GE Medical Systems, WI, USA）を用いて実施した．アキレス腱断面積およびアキレス腱長の解析において，対象者は，スキャナーベッド上に仰向けになり，両膝を最大伸展位で，足関節を 90 度に固定した．アキレス腱断面積の測定は，8ch ボディアレイコイルを使用し，下腿の横断面に対する T1 強調画像の撮影を行った．横断画像は，ヒラメ筋における筋腱移行部から遠位 5 mm 位置から踵骨隆起までの範囲を連続的に取得した．この時の撮影条件は，反復時間 600 ms，反響時間 7.7 ms，スライス厚 5 mm，撮影範囲 380 mm，マトリックスサイズ 512×256 pixels とした．アキレス腱断面積は，アキレス腱の遠位端より近位

10, 20, 30 mm 位置における断面積の平均値として算出した．なお，対象者間の体格の影響を考慮し，アキレス腱断面積は，体重の 2/3 乗によって補正を行った（Wiesinger et al., 2016）．アキレス腱長の測定は，8ch ボディアレイコイルを使用し，下腿部の 3 次元同位の T1 強調画像の撮影を行った．矢状面画像は，反復時間 10.4ms，反響時間 3.3 ms，スライス厚 1 mm，撮影範囲 380 mm，マトリックスサイズ 288×288 pixels の条件で撮影を行った．アキレス腱長は，踵骨隆起からヒラメ筋，腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭における筋腱移行部までの距離をそれぞれ SOL_{AT}, GM_{AT}, GL_{AT} として解析を行った．対象者間の脚長の影響を考慮して, 下腿長によってアキレス腱長を相対化した（Morrison et al., 2015）．下腿長はテープメジャーを用いて，近位の腓骨頭から内踝までの距離を測定した（Kunimasa et al., 2014；Sano et al., 2015）．アキレス腱の断面積および長さの解析は，画像解析ソフト（OsiriX Version 5.6；OsiriX Foundation, Geneva, Switzerland）を使用した．アキレス腱長の測定は 2 回実施し，その平均値を採用した．また，アキレス腱長の測定の妥当性および再現性を評価するために, 変動係数（CV）および級内相関係数（ICC）を算出した. 加えて, 2 日間において, 13 名の健常男性（年齢, 22.0±1.0 歳；身長, 171.0±3.1 cm；体重, 65.8±6.9 kg）を対象に，3 位置におけるアキレス腱長を測定した．全対象者に対する 2 回の測定における CV は，それぞれ，SOL_{AT} 1.3±0.7 %，GM_{AT} 0.5±0.3 %, GL_{AT} 0.4±0.3 %であった. 3 回の測定における ICC は，SOL_{AT} は 0.998（95%信頼区間, 0997-0.999），GM_{AT} は 0.983（95%信頼区間, 0946-0.995）） GL_{AT} は 0.991（95%信頼区間, 0973-0.997）であった.

図 2-1．アキレス腱（AT）の断面積（CSA）および腱長解析における典型的な磁気共鳴画像

A：下腿部の矢状面画像.

B：下腿部の横断画像．AT CSA は，アキレス腱の遠位端から 30mm 近位の横断画像を示している.

SOL：ヒラメ筋，GM：腓腹筋内側頭，GL：腓腹筋外側頭.

2-2-3 ランニングエコノミー

ランニングエコノミーは時速 14, 16, 18km の最大強度下の速度でそれぞれ 4 分間のトレッドミル（Valiant ultra; Lode BV, Groningen, The Netherlands）走行を行った際の，エネルギーコストを算出することで評価を行った．それぞれの 4 分間の走行の間には，時速 6km の歩行をアクティブレストとして取り入れた．呼気ガス分析装置（AE-310S; ミナト医科学社，大阪）を用いることで，ブレスバイブレス法によって，トレッドミルテスト中の酸素摂取量を 10 秒ごとに測定を行った．4 分間の走行のそれぞれ最後の 60 秒の酸素摂取量の平均値を各走行時の酸素摂取量として採用した．さらに各酸素摂取量から，エネルギー換算を 20.1 J/mL としてエネルギーコストを算出し，走速度（m/s）および体重（kg）によって除した（Chang and Kram, 1999）.

2-2-4 統計解析

全ての測定値は平均値±標準偏差として示した．アキレス腱長および断面積と 5000m 走の自己記録との関係性はピアソンの積率相関係数によって検定した．統計的有意水準は，$P < 0.05$ とした．全ての統計解析は IBM SPSS ソフトウェア（version 19.0; International Business Machines Corp, NY, USA）を用いて実施した.

2-3 結果

対象者の身体特徴とアキレス腱形態を表 2-1 に示した．アキレス腱断面積と 3 つの位置におけるアキレス腱長の間に有意な相関関係は認められなかった．また，体重で補正を行なったアキレス腱断面積に関しても同様に，3 つの位置におけるアキレス腱長の間に有意な相関関係は認められなかった．

表 2-1．被験者の身体特徴およびアキレス腱形態

	平均値±標準偏差	範囲
身長，cm	169.9±4.7	159.4-179.2
体重，kg	54.1±3.4	44.3-61.6
Body mass index, kg/m^2	18.7±1.1	16.9-20.9
腓骨長，cm	36.0±1.5	32.5-38.5
アキレス腱断面積，mm^2	111.2±17.0	76.6-142.4
アキレス腱断面積（体重補正），mm^2/kg$^{2/3}$	7.8±1.1	5.4-9.4
アキレス腱長		
SOL_{AT}，cm	6.8±1.7	3.9-9.6
GM_{AT}，cm	20.4±1.6	17.4-24.2
GL_{AT}，cm	21.1±1.8	17.8-25.7
アキレス腱長（腓骨長補正）		
SOL_{AT}，%腓骨長	19.0±4.3	11.2-25.9
GM_{AT}，%腓骨長	56.8±3.6	50.9-63.3
GL_{AT}，%腓骨長	58.7±4.3	48.5-67.0

値は平均値±標準偏差．AT：アキレス腱，SOL：ヒラメ筋，GM：腓腹筋内側頭，GL：腓腹筋外側頭．

GM_{AT} と 5000m 走自己記録との間に有意な負の相関関係が認められた（図 2-2）．一方，GL_{AT} および SOL_{AT} と 5000m 走自己記録との間には有意な相関関係は認められなかった（図 2-2）．また，アキレス腱断面積とランニングエコノミーの間にも有意な相関関係は認められなかった（r = -0.110，P = 0.561）．

図 2-2．アキレス腱長と 5000m 走自己記録との関係性

AT：アキレス腱，SOL：ヒラメ筋，GM：腓腹筋内側頭，GL：腓腹筋外側頭.

さらに，GM_{AT}長と時速 14, 18km/h におけるエネルギーコストとの間に，有意な負の相関関係が認められ，GM_{AT}長 と時速 16km/h におけるエネルギーコストとの間に，有意な負の相関関係にある傾向が認められた（図 2-3）．一方，GL_{AT}長および SOL_{AT}長と全ての走速度におけるエネルギーコストとの間には，有意な相関関係は認められなかった（図 2-3）． 同様に，AT CSA と全ての走速度におけるエネルギーコストとの間にも，有意な相関関係は認められなかった（14km/h : r= -0.179, P= 0.345 ; 16km/h : r= -0.008, P= 0.968 ; 18km/h : r= -0.054, P= 0.777）.

図 2-3. アキレス腱長と 3 つの走速度で走行時のエネルギーコストとの関係性

A：SOL_{AT} 長と各速度条件時のエネルギーコストとの関係性.

B：GM_{AT} 長と各速度条件時のエネルギーコストとの関係性.

C：GL_{AT} 長と各速度条件時のエネルギーコストとの関係性.

2-4 考察

本研究の結果から，GM_{AT} 長と全ての走速度におけるランニングエコノミーとが関連しており，SOL_{AT} 長と GL_{AT} 長とランニングエコノミーの間にはそのような関係性は認められなかったことが示された．また，同様な関係性は，ランニングパフォーマンスに対しても認めれ，GM_{AT} 長と 5000m 走自己記録とが関連しており，SOL_{AT} 長と GL_{AT} 長と 5000m 走自己記録との間にはそのような関係性は認められなかったことが示された．それゆえに，本研究の結果から，GM_{AT} 長は，日本人長距離選手において，ランニングパフォーマンスに関与する形態的特徴であり，GM_{AT} が長いほど，ランニングパフォーマンスが優れていることが示された．また，このことから，GM_{AT} が長距離選手においてランニングパフォーマンスを評価するにあたって，適切な位置であることが示唆された．

Hunter et al.（2011；2015）は，踵骨隆起から腓腹筋内側頭筋腱接合部までのアキレス腱（つまり GM_{AT}）の長さを解析し，ランニングエコノミーとの関係性を検討していた．また，Sano et al.（2015）は，腓腹筋内側頭の線維長から GM_{AT} を推定し，ランニングパフォーマンスとの関係性を検討していた．しかしながら，他の位置におけるアキレス腱長（つまり GL_{AT} および SOL_{AT}）とランニングパフォーマンスとの関係性は，未だ明らかとなっていなかった．そこで，本研究では，異なる 3 位置でのアキレス腱長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討したところ，本研究の結果は，GL_{AT} 長や SOL_{AT} 長ではなく，GM_{AT} 長が，ランニングエコノミーやランニングパフォーマンスとの関係性を評価する際の適切な評価位置であることを示した．これは，長い GM_{AT} が腓腹筋内側頭の収縮長の調整に寄与しているためだと考えられる．Sano et al.（2015）は，アキレス腱長が長いほど，走行中のアキレス腱の伸長量が大きいことを報告している．アキレス腱が伸長しやすいほど，足関節の回転による足関節底屈筋腱複合体の長さ変化を腱が担うため，走行中の腓腹筋の収縮長をより一定に保つことができる（Ishikawa and Komi, 2007）．また，収縮の速度が遅く，より等尺性に近い収縮は，よりエネルギー消費を抑えながら高い筋力を発揮できることが報告されている（Fletcher et al., 2017）．したがって，長い GM_{AT} は，走行中の腓腹筋線維長の変位を抑えることで，経済的な力発揮を実現し，ランニングパフォーマンスを高めている可能性が考えられる．

一方，ヒラメ筋は，筋線維長は腓腹筋内側頭と同程度であるのに対して（Fukunaga et al., 1992），約 1/3 程度のアキレス腱長しか保有していない（SOL_{AT} 長：6.8±1.7 mm,

GM_{AT}長：20.4±1.6 mm）．したがって，SOL_{AT}に関しては，ヒラメ筋のエネルギー消費を削減するのにあまり貢献しない可能性が示唆される．さらに，ヒラメ筋は，腓腹筋に対して，エネルギー効率性の高い収縮を行う遅筋線維（Type I fiber）の含有率が高く（Alway et al., 1988；Fletcher and Maclntosh, 2017），腓腹筋よりも経済的な力発揮が可能であることも考えられる．したがって，ヒラメ筋のエネルギー効率性は比較的高く，SOL_{AT}によって，力発揮の経済性に影響は及ぼさないため，SOL_{AT}とランニングパフォーマンスとの間に相関関係は認められなかったと推察できる．また，ランニング中の腓腹筋外側頭の筋活動は，腓腹筋内側頭の筋活動よりも低いということが報告されている（Nishida et al., 2017；O'Connor and Hamill, 2004）．したがって，腓腹筋外側頭は，ランニング中の筋活動が比較的低値を示すため，筋力発揮の経済性に対するパフォーマンスへの影響が大きく得られず，アキレス腱長とランニングパフォーマンスとの間に有意な関係性は認められなかったと推察できる．

また，本研究は，日本人長距離選手のみを対象として実施した．Sano et al.（2015）は，ケニア人選手と日本人選手を混合し，ランニングパフォーマンスとの関係性を検討していた．したがって，同一人種とりわけ日本人選手のみを対象とした場合に，ランニングパフォーマンスとの関係性が残存するのかは不明であった．また，Hunter et al.（2011；2015）は，初級レベルのランナーを対象としており，専門的で長期的なトレーニングの結果，アキレス腱長のパフォーマンスへの影響が認められるかについても不明であった．本研究の結果から，トレーニングを専門的に積んでいる日本人長距離選手のみを対象としても，アキレス腱長とランニングエコノミーおよび 5000m 走自己記録と有意な相関関係が認められたため，同一人種内でかつトレーニングを専門的に積んでいても，アキレス腱長がランニングパフォーマンスに影響を及ぼすことが示唆された．しかしながら，この関係性における相関係数は先行研究のものと比較しても低く，ランニングパフォーマンスのおおよそ10%程度の寄与率となっている．これは，同一人種内を対象にしたことで，アキレス腱長の個人差が小さくなったことや，トレーニングにおいてアキレス腱長のパフォーマンスへの影響が小さくなっていることが示唆されているかもしれない．

アキレス腱断面積は，一般者と比較し，長距離選手において大きく，トレーニングの適応としてアキレス腱が肥大していることが示唆されている（Rsager et al., 2002；Magnusson et al., 2003；Wiesinger et al., 2016）．しかしながら，本研究において，アキレス腱断面積は，ランニングエコノミーやパフォーマンスとの関係性が認められなかった．

したがって，優れたランニングパフォーマンス獲得するには，アキレス腱断面積よりもアキレス腱長の方が重要であることが示唆された．アキレス腱断面積は，アキレス腱の垂直応力を軽減するため，アキレス腱スティフネスと関連すると考えられる（Bohm et al., 2015）. また, アキレス腱スティフネスがランニングパフォーマンスと関連している (Kubo et al., 2015a；Arampatiz et al., 2006）．したがって，アキレス腱断面積とランニングパフォーマンスの間にも相関関係が認められる可能性が推察できる．しかし，Kubo et al.（2015b）は，長距離選手と一般者の比較から，腱厚は長距離選手の方が大きいが，アキレス腱スティフネスの間に両群間の差は認められなかったと報告していることから，長距離選手のアキレス腱肥大は，アキレス腱スティフネスを増加させないのかもしれない．これらのことから，長距離選手においては，アキレス腱断面積の増加に伴って，アキレス腱スティフネスが変化していないため，アキレス腱断面積とランニングパフォーマンスとの間に関係性が認められなかった可能性がある.

本研究は，アキレス腱長がランニングパフォーマンスに影響を及ぼした理由として，腱の伸長量が影響していると考察したが，同様に腱の伸長量に関与するアキレス腱の機械的特性（ヤング率）は評価できていない．また，アキレス腱の力-長さ関係を評価したアキレス腱スティフネスとランニングパフォーマンスの関係性について，先行研究間で一致した見解が得られていないことから（Aramapatiz et al., 2006；Kubo et al., 2015a；Fletcher et al., 2013），アキレス腱の形態的特徴と機械的特徴を統合し，ランニングパフォーマンスとの関係性を検討していく必要がある．また，本研究は，走動作の分析を行っていない．ランニング中の足関節底屈筋腱複合体の伸長量は，立脚期における足関節可動域と密接に関係性しているため（Fukunaga et al., 1996），個人の走動作によって，アキレス腱長のパフォーマンスへの影響が異なる可能性が推察できる．そこで，今後の研究課題として，個人の走動作を考慮した際の，アキレス腱長とランニングパフォーマンスとの関係性について検討していく必要がある.

第3章　足部骨形態とランニングパフォーマンスの関係性

3-1 目的

本章における研究では，トレーニングを積んだ日本人長距離選手において前足部長および後足部長とランニングパフォーマンスの関係性を検討することを目的とした．

3-2 方法

3-2-1 対象者

トレーニングを積んでいる日本人長距離選手 45 名が本研究に参加した（年齢，20 ± 2 歳）．対象者は，日常的に長距離走の専門的なトレーニングを積んでおり，定期的に競技大会に出場していた．対象者の 5000m 走の自己記録の範囲は，834 から 967 秒であり，平均値は，900 ± 33 秒であった．全ての対象者に対して，口頭および書面にて実験手順に関する説明をし，本研究に参加することに対して書面に同意を得た．なお，本研究は，立命館大学の「人を対象とする医学系研究倫理審査委員会」の承認を得た上で実施された（承認番号：BKC-IRB-2016-047）．

3-2-2 磁気共鳴画像法

身体情報として，踵から第一趾および第二趾までの距離を mm 単位で測定を行い，その高い方の値を足長として採用した．この足長は，MRI で測定を行った前足部長や後足部長を補正するために用いた．

右足の足部骨形態は，1.5 T 磁気共鳴システム（Signa HDxt ; GE Medical Systems, WI, USA）を用いて測定を行った．対象者は，スキャナーベッド上に仰向けになり，両膝を最大伸展位で，足関節を 90 度に固定した．足部骨形態の撮影には，4ch フットアンクルコイルを使用した．3 次元同位の T1 強調画像の撮影を，反復時間 11.3 ms，反響時間 5.1 ms，スライス厚 1.2 mm，撮影範囲 280 mm，マトリックスサイズ 256×256 pixels の撮影条件で実施した．

足部骨の長さの測定に関する矢状面の MRI 画像は図 3-1 に示した．前足部，中足部，後

足部それぞれの骨長の解析を先行研究を参照し実施した（Tanaka et al., 2017；Raichlen et al., 2011）．前足部は第一趾を対象とし，基節骨，末節骨，中足骨のそれぞれの骨長を解析し，それらの和を前足部長とした．中足部は，内側楔状骨，中間楔状骨，舟状骨のそれぞれの骨長を解析した．これらの前足部および中足部の骨長に関しては，皮質骨の遠位端および近位端と骨の長軸との接点間の距離として解析を行った（Tanaka et al., 2017）．後足部長は，踵骨後面の縁から距骨後部の前方の先端までの最大長として解析を行った（Raichlen et al., 2011）．この後足部長は，アキレス腱モーメントアーム長と高い相関関係にあり, アキレス腱モーメントアーム長を評価する項目として採用した（Raichlen et al., 2011）．加えて，前足部長を後足部長で除することで，前足部/後足部比を算出した．これらの解析にあたって，画像解析ソフト（OsiriX Version 5.6；OsiriX Foundation, Geneva, Switzerland）を使用した.

前足部，中足部および後足部長の測定は 1 人の計測者によって 2 回実施し，その平均値を採用した．全ての対象者における 2 回の測定の変動係数（CV）は，基節骨：1.5±1.0 %, 末節骨 : 1.3±0.9 %，中足骨 : 0.9±0.7 %，内側楔状骨 : 1.5±1.0 %，中間楔状骨 : 1.6±1.3 %, 舟状骨：1.5±0.9 %，後足部長：0.5±0.4 %であった.

図 3-1．前足部および後足部の典型的な矢状面磁気共鳴画像

3-2-3 統計解析

全ての測定値は平均値±標準偏差として示した．足部骨長と 5000m 走の自己記録との関係性はピアソンの積率相関係数によって検定した．統計的有意水準は，$P < 0.05$ とした．全ての統計解析は IBM SPSS ソフトウェア（version 19.0 ; International Business Machines Corp, NY, USA）を用いて実施した．

3-3 結果

対象者の身体特徴と足部骨形態を表 3-1 に示した.

表 3-1. 対象者の身体特徴および足部骨形態

	平均値±標準偏差	範囲
身長，cm	170.0±6.2	157.6-191.0
体重，kg	56.3±5.4	44.0-69.0
Body mass index, kg/m^2	19.5±1.5	17.4-22.3
最大足長, cm	25.4±1.1	23.2-28.0
前足部		
基節骨，mm	23.6±1.8	19.8-26.6
末節骨，mm	32.1±3.0	27.4-41.0
中足骨，mm	63.9±3.7	55.2-66.6
前足部長，mm	119.6±7.0	107.0-135.5
後足部長，mm	54.6±3.4	47.6-63.1
前足部（足長補正）		
基節骨，%足長	9.3±0.5	8.4-10.2
末節骨，%足長	12.6±0.9	10.9-15.3
中足骨，%足長	25.2±0.8	23.2-27.2
前足部長，%足長	47.1±1.2	44.3-50.2
後足部長（足長補正），%足長	2.2±0.1	1.9-2.4
前足部/後足部比	2.2±0.1	1.9-2.7

値は平均値±標準偏差.

後足部長と 5000m 走自己記録との間に有意な正の相関関係が認められた（図 3-2）．一方，前足部長と 5000m 走の自己記録との間に有意な相関関係は認められなかった（図 3-2）．

図 3-2．前足部長および後足部長と 5000m 走自己記録との関係性

前足部/後足部比に関しては，5000m 走自己記録との間に有意な正の相関関係が認められた（図 3-3）.

図 3-3. 前足部/後足部比と 5000m 走自己記録との関係性

3-4 考察

本研究の結果から,短い後足部長と優れたランニングパフォーマンスに関連が認められ,一方，前足部長とランニングパフォーマンスとの間には，そのような関係性は認められないことが示された．後足部長は，アキレス腱モーメントアーム長を評価したものである（Raichlen et al., 2011）．Scholz et al.（2008）を始め，先行研究において，短いアキレス腱モーメントアーム長が優れたランニングエコノミーに関連していることが報告されている（Scholz et al., 2008 ; Mooses et al., 2015 ; Barnes et al., 2014 ; Raichlen et al., 2011）．したがって，本研究の結果は，これらの先行研究を支持するものであった．さらに，本研究は，前足部長を後足部長で除することで前足部/後足部比を算出し，足関節のてこ比の評価を行なった．その結果，大きな前足部/後足部長と優れたランニングパフォーマンスとの関係性が認められた．したがって，大きな前足部/後足部比が優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益に働く形態的特徴であることが示唆された．

筋腱複合体の長さ変位は，足関節の回転に伴う，モーメントアーム長を半径とした円弧の長さに依存する．したがって，短いアキレス腱モーメントアーム長を有する足関節においては，足関節の回転に伴った円弧の長さが短くなり，筋腱複合体の長さ変位を低量に抑えることが可能である．そのため，一定の回転を行う際の足関節底屈動作中の底屈筋の収縮速度は，アキレス腱モーメントアーム長が短いほど，低速に抑えることができる（Nagano and Komura, 2003 ; Lee and Piazza, 2009 ; Baxter et al., 2012）．このことを踏まえると，短いアキレス腱モーメントアーム長を有する長距離選手は，ランニングの立脚期において，足関節底屈動作中の底屈筋の収縮速度を低速に抑えることで，等尺性に近い経済的な力発揮を行うことができる可能性が示唆される（Fletcher et al., 2017）．これらのことから，本研究において，短い後足部長が優れたランニングパフォーマンスに関与したと考えられる．

一方，Kunimasa et al.（2014）や Sano et al.（2015）の報告のように，アキレス腱モーメントアーム長が長いほど，ランニングパフォーマンスが優れているという報告も存在する．しかしながらこれらの研究は，エリートケニア人選手と日本人選手を対象としており，パフォーマンスが高いケニア人選手は，日本人選手に比較し，長いアキレス腱モーメントアーム長を有していたことから，人種間の形態的な違いが影響を及ぼした可能性がある（Kunimasa et al., 2014）．また，Sano et al.（2015）は，ケニア人選手は，日本人選手

に比較し，立脚期における足関節可動域が小さかったことも報告している．立脚期における足関節可動域が小さいと長いアキレス腱モーメントアームがもたらす，筋腱複合体の伸長量は抑えられ，てこの原理の観点から高い足関節底屈モーメントをより小さな力で生み出すことの有益性が高まることが考えられる．これらのことを考慮すると，人種間の形態的特徴の違いや走動作の違いによって，アキレス腱モーメントアーム長のパフォーマンスへの影響は異なる可能性が推察できる．本研究は，トレーニングを積んだ日本人選手を対象としているため，日本人選手においては，アキレス腱モーメントアーム長（後足部長）が短いことによって，高いランニングパフォーマンスを発揮するための有益性を獲得している傾向があると示唆される．

先行研究間の食い違いは，測定方法の妥当性に起因する可能性もある．本研究においては，足部形態の評価を MRI を用いて実施した．本研究における後足部長の測定値（54.6±3.4 mm）は，先行研究で報告されている測定値（55.0±2.9 mm）と同様な値を示していた（Raichlen et al., 2011）．一方，他の先行研究においては，Scholz et al.（2008；図 1-2 参照）で考案された方法を用いているものが多い（Kunimasa et al., 2014；Sano et al., 2015；Mooses et al., 2015；Barnes et al., 2014）．この方法は，内踝と外踝の結ぶ線分の中点を回転中心と推定し，評価を行なっているが，実際には水平方向の中心しか考慮できておらず，鉛直方向の中心を考慮できていない．また，アキレス腱の付着部における角度を考慮できていないため，実際のアキレス腱モーメントアーム長は測定値とのズレが生じてしまう．対して，本研究の後足部長は，一般的に足部形態の計測で用いられており，信頼性のある MRI を用いており（Rugg et al., 1990；Raichlen et al., 2011；Tanaka et al., 2017），また，先行研究とも類似した測定値を示していることから，足部形態を評価する妥当な方法である可能性が高いと考えられる．

また，本研究は，足関節のてこ比を評価するために，前足部長を後足部長で除した前足部/後足部比を算出し，ランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．その結果，前足部/後足部比が大きいほど，パフォーマンスが優れているという関係性が認められた．この結果は，Kunimasa et al.（2014）の結果とは反対の傾向の結果を示している．この前足部/後足部比は，大きくなるほど，足関節底屈筋の収縮速度を低速に保つ働きに特出した形態的特徴であり（Nagano and Komura, 2003；Lee and Piazza, 2009；Baxter et al., 2012），先述した後足部長とランニングパフォーマンスとの関係性と同様な傾向が認められることが推察できる．一方，Kunimasa et al.（2014）は，前足部長とアキレス腱モーメントアー

ム長から前足部/後足部比を算出し，前足部/後足部比が小さいほど，ランニングパフォーマンスが優れているという関係性を報告している．この点に関してもアキレス腱モーメントアーム長と同様に人種間の形態的特徴の違いや走動作の違いで本研究の結果と先行研究の結果の相違を説明できると考えられる．

前足部長が長くなるほど，足関節底屈筋の収縮速度を低速に抑えられるため，力-速度関係の観点から経済的な筋力発揮を実現できる考えられる（Lee and Piazza, 2009；Baxter et al., 2012；Fletcher et al., 2017）．しかしながら，本研究では，地面反力モーメント長に関与する前足部長とランニングパフォーマンスとの関係性を検討したが，有意な相関関係は認められなかった．一方，前足部/後足部比は，前足部長と後足部長を包括的に捉え，足関節てこ比を評価したものであり，その前足部/後足部比とランニングパフォーマンスとの関係性が認められ，後足部長とランニングパフォーマンスとの関係性よりも強い関係性が認められた（前足部/後足部比：$R^2 = 0.243$，後足部長：$R^2 = 0.090$）．したがって，前足部長単独でランニングパフォーマンスとの関係性は認められないが，ランニングパフォーマンスに影響を及ぼす前足部/後足部比の要素として，ランニングパフォーマンスに関与することが考えられる．

本研究は，形態的な側面から足関節てこ比の特性を評価した．しかしながら，ランニングのような動的な環境下においては，関節角度の変化や，地面との接地面の変化，接地動作の違いなどの影響によって，足関節のてこ比はダイナミックに変化する．この動的な環境下における足関節てこ比に対して，前足部長や後足部長は，決定する要因の一部であり，走動作の測定を同時に行うことで，より走行中の状況に近づいた足関節てこ比の評価が可能となる．今後，本研究で計測した形態的データに加えて，走動作データを合わせることで，実際に形態的な特徴がどれほど走動作中の足関節てこ比に対して影響を及ぼしているかが明らかになるとともに，動的に状況下の足関節てこ比がパフォーマンスにどれほどの影響を及ぼすかを明らかにすることができると推察できる．

第4章　下腿筋形態とランニングパフォーマンスの関係性

4-1 目的

本章における研究では，トレーニングを積んだ日本人長距離選手において足関節底屈筋および足関節背屈筋形態とランニングパフォーマンスの関係性を検討することを目的とした．

4-2 方法

4-2-1 対象者

専門的にトレーニングを積んでいる日本人長距離選手46名が本研究に参加した（年齢，21±3歳）．対象者は，日常的に長距離走の専門的なトレーニングを積んでおり，定期的に試合に出場していた．対象者の5000m走の自己記録の範囲は，834から967秒であり，平均値は，901±32秒であった．全ての対象者に対して，口頭および書面にて実験手順に関する説明をし，本研究に参加することに対して書面に同意を得た．なお，本研究は，立命館大学の「人を対象とする医学系研究倫理審査委員会」の承認を得た上で実施された（承認番号：BKC-IRB-2016-047）．

4-2-2 磁気共鳴画像法

下腿筋断面積およびアキレス腱断面積に関する横断面画像の磁気共鳴画像（MRI）を図4-1に示した．MRI測定は，1.5T磁気共鳴システム（Signa HDxt ; GE Medical Systems, WI, USA）を用いて実施した．対象者は，スキャナーベッド上に仰向けになり，両膝を最大伸展位で，足関節を90度に固定した．下腿筋断面積の測定は，8chボディアレイコイルを使用し，下腿の横断面に対するT1強調画像の撮影を行った．横断画像は，腓腹筋遠位端から踵骨隆起までの範囲を連続的に取得した．この時の撮影条件は，反復時間600 ms，反響時間7.7 ms，スライス厚5 mm，撮影範囲380 mm，マトリックスサイズ512×256 pixelsとした．下腿筋断面積は，足関節底屈筋群（下腿三頭筋，以下PF）と足関節背屈筋群（前脛骨筋および長趾伸筋，以下DF）について解析を行った．筋横断面積は，腓骨長の

近位 30%位置において解析を行なった（吉岡ら，2009）．これらの筋横断面積は，対象者間の体重の影響を考慮して，体重の 2/3 乗値を用いて補正した（Wiesnger et al., 2016）．全ての MRI 画像の解析は，画像解析ソフト（OsiriX Version 5.6 ; OsiriX Foundation, Geneva, Switzerland）を使用した．

図 4-1．腓骨長近位 30%位置における横断画像

PF：足関節底屈筋群，DF：足関節背屈筋群．

4-2-3 統計解析

全ての測定値は平均値±標準偏差として示した．下腿筋断面積と 5000m 走の自己記録との関係性はピアソンの積率相関係数によって検定した．統計的有意水準は，$P < 0.05$ とした．全ての統計解析は IBM SPSS ソフトウェア（version 19.0 ; International Business Machines Corp, NY, USA）を用いて実施した．

4-3 結果

対象者の身体特徴と下腿筋横断断面積を表 4-1 に示した.

表 4-1. 身体特徴および下腿筋横断断面積

	平均値±標準偏差	範囲
身長，cm	170.4±6.3	157.6-191.0
体重，kg	56.6±5.6	44.0-69.0
Body mass index，kg/m^2	19.5±1.5	17.4-24.4
PF CSA，cm^2	44.0±5.9	31.2-56.6
DF CSA，cm^2	10.4±1.5	7.8-13.0
PF CSA，$cm^2/kg^{2/3}$	2.98±0.34	2.27-3.67
DF CSA，$cm^2/kg^{2/3}$	0.71±0.09	0.54-0.87

値は平均値±標準偏差．PF：足関節底屈筋群，CSA：断面積，DF：足関節背屈筋群.

DF の断面積と 5000m 走自己記録との間に，有意な正の相関関係が認められた（図 4-2）．一方，PF の断面積と 5000m 走自己記録との間には，有意な相関は認められなかった（図 4-2）．

図 4-2. 下腿筋形態と 5000m 走自己記録との関係性

4-4 考察

本研究の結果から，DF の断面積が小さいほどランニングパフォーマンスは優れているという関係性が認められたが，PF の断面積に対しては，ランニングパフォーマンスとの関係性は認められないことが示された．今までに，PF の断面積に関してはランニングパフォーマンスとの関係性については検討されてきたが（吉岡ら，2009），DF の断面積とランニングパフォーマンスとの関係性については今までに検討されていない．したがって，本研究は，DF のサイズがランニングパフォーマンスに関与する可能性を示した唯一の研究である．

下肢遠位部における重量の増加は，脚スイングに必要なエネルギーコストを増大してしまう可能性がある（Myers and Steudel, 1985）．したがって，下肢筋量の過度な増大は，ランニングパフォーマンスを低減してしまう可能性がある．足関節背屈トルクは，足関節底屈トルクに比較し小さい（Stearn et al., 2014；Kulmala et al., 2013）．これらのことから，とりわけ DF はランニングにおいて比較的大きな力を発揮することを要さず，大きなサイズを有している必要がないと推察できる．したがって，本研究において，DF の断面積が大きいほど, ランニングパフォーマンスが低減する関係性が認められたと考えられる．

また，ランニングの接地パターンによって，DF の活動量は異なることも一因であると考えられる．Yong et al.（2014）は，踵接地はつま先接地と比較し，遊脚期後半における前脛骨筋の筋活動が高く，つま先接地時の前脛骨筋の筋活動は極めて小さいと報告されている．そのため，踵接地を用いるランナーとつま先接地を用いるランナーを比較すると，踵接地のランナーで前脛骨筋が発達している可能性がある．加えて，ハーフマラソンやマラソンのレースにおいて，高順位の選手においては，つま先接地を使用している選手の割合が高いことが報告されている（Hasegawa et al., 2007；Kasmer et al., 2013）．これらのことを踏まえると，DF の活動が高い踵接地ランナーよりも，DF の活動がつま先接地ランナーの方がよりランニングパフォーマンスが優れている傾向にあり，その結果，DF の断面積とランニングパフォーマンスとの間に相関関係が認められた可能性が推察できる．しかしながら，本研究において，対象者の接地パターンを調査しておらず，今後接地パターンの違いを踏まえた，DF の断面積とランニングパフォーマンスの関係性を検討していく必要がある．

本研究において，PF の断面積はランニングパフォーマンスとの間に関係性が認められないことが示された．吉岡ら（2009）は，PF の断面積とランニングエコノミーおよびランニングパフォーマンスとの関係性を検討している．その結果，PF の断面積は小さいほど，ランニングエコノミーが優れているという相関関係が認められたが，ランニングパフォーマンスとの間にはそのような関係性は認められなかったことを報告している．この先行研究による報告は，本研究の結果と類似した結果である．下肢 3 関節において，立脚期における仕事量の割合は足関節において一番高いことが報告されている（Novacheck, 1998 ; Stearn et al., 2014）．したがって，PF はランニングにおいて，高い活動量を必要とし，DF とは異なり，一概にもサイズを小さくすることでパフォーマンス発揮への有利性を獲得できるとは限らないため，ランニングパフォーマンスとの関係性が認められなかった可能性が考えられる．

本研究は，トレーニングを積んだ日本人長距離選手のみを対象とした．一方，ケニア人長距離選手は，日本人長距離選手に比較し，小さな PF を有していることが報告されている（榎本ら，2007）．したがって，日本人長距離選手のみを対象とした場合は，PF の断面積に差は認められないが，異なる人種を交えた場合，PF とランニングパフォーマンスの間に関係性が認められるかもしれない. また, 下腿部の脚スイングの影響を考慮する際は, その重量に加えて，回転中心からセグメント中心を結んだ線分の長さの影響も合わせて検討することで，より脚スイングの回転への影響を明らかにすることができる．しかしながら，本研究は走動作の測定を行なっておらず，その点には考慮することができていない．今後，走動作の測定によって，座標データを用いて股関節や膝関節の回転中心から下腿のセグメント中心を結ぶ線分の長さを算出し，さらに，MRI を用いた形態分析を組み合わせることで，より詳細な脚スイングの経済性に関与する形態的要因が明らかになると推察できる．

第5章　総合討論

本研究は，日本人長距離選手における下腿および足部の形態的特徴とランニングパフォーマンスとの関係性を検討することを目的とし，アキレス腱・足部骨・下腿筋の形態的特徴とランニングパフォーマンスの関係性を明らかとした．第 2 章では，アキレス腱長とアキレス腱断面積とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．その結果，腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長が長いほど，ランニングパフォーマンスが優れているという相関関係が認められた．第 3 章では，前足部長と後足部長を解析することで，足関節の特性とランニングパフォーマンスとの関係性を形態的な側面から検討した．その結果，後足部長が短いほど，ランニングパフォーマンスが優れているという相関関係が認められた．さらに，前足部長を後足部長で除することで，前足部/後足部比として評価したところ，前足部/後足部比が大きいほど，ランニングパフォーマンスが優れている相関関係が認められた．第 4 章では，下腿筋形態として，足関節底屈筋群断面積および足関節背屈筋断面積とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．その結果，足関節背屈筋群の断面積が小さいほど，ランニングパフォーマンスとの間に相関関係が認められた．これらの結果をもとに，第 5 章では，総合的に，日本人長距離選手において下腿および足部の形態的特徴がランニングパフォーマンスに及ぼす影響を考察し，日本人長距離選手がどのような方略で高いパフォーマンスを獲得している傾向にあるのかを検討していく．さらに，今後の研究展望とその後どのように現場への応用していける可能性があるのかを論じていく．

5-1 足部・下腿形態がランニングパフォーマンスに及ぼす影響

本節では，本研究から得られた結果から，日本人選手は，どういった方略で高いパフォーマンスを獲得しているかを考察していく．まず，長いアキレス腱長が高いランニングパフォーマンスと関連していた．これは，アキレス腱がより長いほど，同じ力を受けた際の伸長量が高まる点に有益性があると考えられる．アキレス腱の伸長量が高まると，走行中の関節可動に対する筋腱複合体の伸長・短縮における変位をアキレス腱で担い，筋はより等尺性に近い収縮を可能とすることができる可能性がある（Ishikawa and Komi, 2007；Sano et al., 2015）．

このことは，本研究で認められた大きな前足部/後足部比に対しても同様な傾向があると考えられる． 地面反力モーメントアームとアキレス腱モーメントアームは，回転中心を介して，自転車のギアのような関係性を持っている．自転車において考えると，ギアを小さくするほど，ペダル側のモーメントアームが大きくなり，より軽い力でトルクを生み出すことができる．その反面，同じ距離を進むために必要な回転数は多くなってしまう．逆に，ギアを大きくするほど，ペダル側のモーメントアームが小さくなり，同じトルクを生み出すのにより大きな力を必要とするが，少ない回転数でより長い距離を走行することが可能である．

この関係性を足関節に置き直すと，ペダル側のモーメントアームがアキレス腱モーメントアーム，タイヤ側のモーメントアームが地面反力モーメントアームということになる．この時のアキレス腱モーメントアームと地面反力モーメントアームの比率が，1:2 であったと仮定すると，下腿三頭筋腱複合体の張力の 1/2 倍の大きさの地面反力が生じる．この際に，地面反力を半径とした円弧の長さは，下腿三頭筋腱複合体の変位長の 2 倍となる．よりアキレス腱モーメントアーム長が短く，地面反力モーメントアーム長が長くなり，その比率が 1:3 になったとすると，下腿三頭筋腱複合体の張力の 1/3 倍の大きさの地面反力が生じ，下腿三頭筋腱複合体の変位長の 3 倍の地面反力を半径とした円弧を描くこととなる．

このように，この比の関係性によって，短い筋腱複合体の変位で大きな足関節の回転を確保することで，力-速さ関係の有益性を高めているのか，それとも小さな筋張力から大きな地面反力を生み出しているのかという特性を評価することができる．したがって，本研究において，大きな前足部/後足部比と優れたランニングパフォーマンスの関係性が認められていることから，短い筋腱複合体の変位で大きな足関節の回転を確保することで，力-速さ関係の有益性を高め，筋での力発揮の経済性が高まり，高いランニングパフォーマンスの発揮に貢献したと推察できる．

これらのことをまとめると，本研究で認められたアキレス腱および足部形態の特徴は，足関節底屈筋のより等尺性に近い収縮を実現することで，高い力を少ないエネルギー消費で生み出すことに優れた形態的特徴であることが考えられる（Fletcher et al., 2017）．したがって，日本人選手は，力発揮の経済性を高めるという方略で，パフォーマンスを高めているという可能性が推察できる．また，同様な傾向は，他国のエリート選手のアキレス腱モーメントアーム長にも認められているため（Barnes et al., 2014），他国の選手に対し

ても同じような方略をとってパフォーマンスを高めていると考えられるが，データが限れているため，今後検討を進めていく必要がある．

しかしながら，先行研究におけるケニア人選手についての報告では，アキレス腱に関しては同様な関係性が認められるが，足部形態に関しては異なる関係性が認められている．Kunimasa et al.（2014）は，エリートケニア人選手は，エリート日本人選手に比較し，前足部/後足部比が小さいことを報告しており，さらに，これらの選手を統合してランニングパフォーマンスとの関係性を検討した結果，前足部/後足部比が小さいほどランニングパフォーマンスが優れていたことを報告している．これは，先ほどのてこ比の関係性から考えると，前足部/後足部比は小さくなるほど，足関節の回転運動に伴い，筋腱複合体の変位を大きく担保しなければならないが，筋力から関節トルクや関節トルクから地面反力へと経る際に，より大きな関節トルクや地面反力を生み出すことができる．つまり，筋で生み出した力を利用する観点から高い経済性を有する形態である．ケニア人はこの足部の形態に付随して，多人種の選手よりも長いアキレス腱長を有している（Kunimasa et al., 2014）．さらに，Sano et al.（2015）は，ケニア人選手は，日本人選手に比較し，立脚期における足関節の可動域が小さいことを報告している．これらのことから，小さい前足部/後足部比の欠点である，筋腱複合体の変位を大きく担保しない点を他の形態的な要素や走法によって補い，利点による影響を引き出していることが推察できる．このことは，ケニア人エリート長距離選手の特有の特徴であり，彼らの極めて優れたランニングパフォーマンスの一因であるかもしれない．

足関節背屈筋断面積は，小さいほど優れたランニングパフォーマンスに関与していた．このことについては，検討の余地があるが，下腿の重量の増大による脚スイングの経済性の低下につながり，その結果，ランニングパフォーマンスが低下する可能性があると結論づけた．したがって，脚のスイング動作における経済性がランニングパフォーマンスに影響を及ぼしていると推察できる．実際に，脚のスイング動作のランニングパフォーマンスへの影響は，先行研究においても報告されている（Browning et al., 2007；Anderson, 1996；Lucia et al., 2006）．したがって，下腿の重量に関しては，重量が重くなることでパフォーマンスの低減につながる可能性は全ランナー共通に認められる傾向かもしれない．しかしながら，実際のサイズの違いにより重量や脚スイングの慣性モーメントが変化することは以前不明であり，引き続き検討が必要である．

以上のことをまとめると，日本人長距離選手においては，長いアキレス腱と大きな前足部/後足部比が足関節底屈筋の力発揮における経済性を高めることが示唆されている．小さな足関節背屈筋が脚スイングにおけるエネルギー消費を削減することで優れたランニングパフォーマンスを獲得している傾向がある可能性が示唆されている．

5-2 今後の研究展望

本研究は足部・下腿のみに限定して研究を実施した．そのため，他の下肢関節や体幹部の形態的特徴に関して研究を進めていく必要がある．筋形態に関しては，大腿部や体幹部の筋もランニングパフォーマンスに影響を及ぼすことが報告されている（吉岡ら，2009；山中ら，2016）．しかしながら，各関節のモーメントアームやアキレス腱以外の腱組織の形態的特徴とランニングパフォーマンスに関しては，研究がなされていないのが現状である．Miyake et al.（2017）は，短距離選手において膝関節伸展のモーメントアーム長がスプリントパフォーマンスに関連していることを報告している．また，付録 2 の研究において，膝蓋腱の形態的特徴とランニングパフォーマンスの関連性の可能性について報告している．こういったことから，今回対象としていない部位の形態的特徴もランニングパフォーマンスに関与している可能性があり，さらに網羅的に形態的特徴とランニングパフォーマンスとの関係性を探索していく必要がある．

また，本研究においては，形態的な要因のみを用いて，パフォーマンスとの関係性を検討した．しかしながら，今回扱った形態的要因は，走動作を組み合わせることにパフォーマンスとの関係性をより一層明らかにすることができると考えられる．足関節の関節可動域が大きいほど，足関節のてこ比の筋腱複合体の変位への影響は大きくなる．つまり，アキレス腱モーメントアーム長が長く，地面反力モーメントアーム長が短いほど，足関節の可動域の増大に伴って，筋腱複合体の変位量への影響が大きく増大する．したがって，走行中の足関節の可動域が大きいような走法を用いる場合は，前足部/後足部比が大きいような形態を有している方が，経済的に走行できる可能性があると推察できる．

一方，走行中の足関節の角度変位が小さいと，筋腱複合体の変位量に対する足関節てこ比の影響も小さくなり，その結果，てこの原理からの有益性が大きくパフォーマンスに影響を及ぼすと考えられる．このことは，アキレス腱長の筋腱複合体の変位量への影響についても同様のことが言える．また，足関節背屈筋断面積とランニングパフォーマンスとの

関係性から脚スイングの経済性があると考察をしたが，こちらも走動作のデータと関連づけることでより一層パフォーマンスへの影響を明らかにすることができる．これらのことから，走動作と形態的要因を組み合わせることによって，ランニングパフォーマンスを決定する要因をさらに明らかにすることができるかもしれない．

さらに，走動作は形態的特徴に比較し，トレーニングによって可変な要素である．本研究で扱った形態的な特徴において，アキレス腱断面積や足関節の筋サイズはトレーニングによって肥大させることができると考えられる（Arampatiz et al., 2010；Kongsgaard et al., 2007；Seynnes et al., 2009）．特にアキレス腱断面積については，付録 3 の研究によって，一般者に比較し，長距離選手は大きなアキレス腱断面積を有していることを明らかとした．しかしながら，本研究においてアキレス腱断面積とランニングパフォーマンスとの間に関係性は認められなかった．また，付録 4 の研究において，長距離選手は一般者に比較し，長い前足部長を有することを明らかとしたが，トレーニングによって意図的に前足部長を変化することは，現在の研究成果からは難しいと推察できる．したがって，形態的特徴を意図的に変化させるのではなく，走動作を個人の形態的特徴の特性に応じて変化させることでパフォーマンスを最大化するという取り組みが，非常に有効なトレーニングプログラムであると考えられる．

例えば，高いランニングパフォーマンスと関連がある足関節底屈スティフネスはトレーニングによって可変な要素であり（付録 5；Fouré et al., 2009；Squrrs et al., 2003），足関節底屈スティフネスを高めることで立脚期における足関節の可動域を低下することができる可能性がある．そうすることで，日本人選手においては，高いパフォーマンス発揮に不利だと推察できる短いアキレス腱や大きな前足部/後足部比を有した選手において，その不利な影響を最小化し，パフォーマンスを高めることができると推察できる．このように，走動作と形態的特徴の関係性を明らかにしていくとともに，個人の形態的特徴に応じた走動作の習得を促すような介入研究を行うことで，将来的に形態的な個人差を考慮したトレーニングプログラムを開発することができる可能性が見込まれる．

5-3 現場への応用

現在，指導現場において，個人差を考慮した走動作やトレーニングの指導は確立されていない．本研究の成果は，形態的な側面から走動作やトレーニング指導における指針を組

み立てる助けとなると考えられる．また，前節で述べたように，将来的に形態的な個人差を考慮したトレーニングプログラムを開発することができる可能性がある．走動作に関しては，マーカーレスのモーションキャプチャーシステムを用いた即時フィードバックなど現場でも使用できる機器で実施することができる．株式会社 DKH のスマートフォンアプリの Run-DIAS は，スマートフォンで走動作を撮影することで，簡易的に動作分析を実施することができる．また，近年は，慣性計測装置を用いた動作分析も進んでおり，これらの技術を活用することで走動作に関する客観的なフィードバックを現場で行うことができる（Wounda et al., 2017; Roetenberg et al., 2013）．トレーニングの処方としては，プライオメトリックトレーニングの関節スティフネスへの有用性が報告されており（Fouré et al., 2009 ; Squrrs et al., 2003），本研究の成果と組み合わせることで，個人に適切な関節可動を実現するトレーニングを開発できる可能性がある．これらのことから，将来的には，現場において形態測定を実施することで，個人差を考慮した走動作の指導やトレーニングの処方が簡便に行えるようになる可能性がある．

特に走動作において，昨今において注目されている接地パターンは，ランニングパフォーマンスを高める上で適切に使用する必要がある．国内の最高レベルの競技大会にて，5000m 中の接地動作の分析を行なったところ，日本人選手の多くは，接地パターンの変容が生じているが，ケニア人選手は接地パターンの変容が少なく，同一の接地パターンで走行している傾向があることを観察した（付録 6）．この日本人選手の接地パターンの変容は，適切な接地パターンを使用できていないことが一因である可能性がある．接地パターンによって，関節の仕事量や腱への負担，接地時間，関節スティフネスなどが異なることが報告されている（Stearne et al., 2014 ; Kulmal et al., 2013 ; Hasegawa et al., 2007 ; Hamil et al., 2014）． このことから，個人の形態的特徴に合わせて接地パターンを選択することで，ランニングパフォーマンスが向上されると考えられる．

例えば，つま先接地は，アキレス腱に加わる負荷速度が比較的速く，より速く伸長できるアキレス腱が弾性エネルギーをより貯蓄するために必要であると考えられる．したがって，より速い伸長が可能な長いアキレス腱がつま先接地を行うランナーには必要かもしれない．このように，今後研究を進めていくことで，個人の形態からその個人が選択すべき接地パターンを示すことができるような指導法の確立が可能であると考えている．

現在，個人の接地パターンを指導する上で，明確な指針が存在しておらず，全ての人がつま先接地に移行すべきと主張する偏った報道も見受けられる．本研究の成果や今後の研究成果によって，接地パターンを指導する際の指導方針の一助となることを願っている．

第6章　結論

本研究では，トレーニングを積んだ日本人長距離選手において，下腿および足部の形態的特徴とランニングパフォーマンスとの関係性を明らかにすることを目的とし，①アキレス腱形態，②足部骨形態，③下腿筋形態とランニングパフォーマンスとの関係性を検討した．

① 長い腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長と優れたランニングパフォーマンスやランニングエコノミーとの間に有意な相関関係が認められた．このことから，長い腓腹筋内側頭におけるアキレス腱長が優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益な形態的な特徴であることが示唆された．

② 短い後足部長と優れたランニングパフォーマンスとの間に有意な相関関係が認められた．さらに，前足部長を後足部長で除した前足部/後足部比が大きいほど，ランニングパフォーマンスが優れている有意な相関関係が認められた．このことから，後足部長が短く，前足部/後足部比が大きい足部骨形態は優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益な形態的な特徴であることが示唆された．

③ 小さな足関節背屈筋群断面積と優れたランニングパフォーマンスとの間に有意な相関関係が認められたが，足関節底屈筋群断面積とランニングパフォーマンスとの間に相関関係は認められなかった．このことから，小さな足関節背屈筋群断面積が優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益な形態的な特徴であることが示唆された．

したがって，以上のような下腿および足部の形態的特徴は，日本人長距離選手において，優れたランニングパフォーマンスを獲得するために有益な形態的特徴であることが示唆された．

文献

1. Alexander, R. M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and run- ning. *J Exp Biol*. 160, 55-69.
2. Alexander, R. M. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol*, 133(4), 1001-1011.
3. Always, S. E., MacDougall, J. D., Sale, D. G., Sutton, J. R., McComas, A. J. (1988). Functional and structural adaptations in skeletal muscle of trained athletes. *J Appl Physiol*, 64(3), 1114-1120.
4. Anderson, T. Biomechanics and running economy. (1996). *Sports Med*, 22(2), 76-89.
5. Arampatzis, A., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Stafilidis, S., & Brüggemann, G. P. (2006). Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol*, 209(17) , 3345-3357.
6. Arampatzis, A., Peper, A., Bierbaum, S., & Albracht, K. (2010). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *J Biomech,* 43(16), 3073-3079.
7. Arellano, J. C., & Kram, R. (2014). Partitioning the Metabolic Cost of Human Running: A Task-by-Task Approach. *Integr Comp Biol,* 54(6), 1084–1098.
8. Barnes, K. R., Mcguigan, M. R., & Kilding, A. E. (2014). Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners. *J Strength Cond Res*,28(5), 1289-1297.
9. Barnes, R. K., & Kilding, E. A. (2015). Runnng economy: measurement, norms, and determining factors. *Sports Med*, 1-8, doi: 10.1186/s40798-015-0007-y.
10. Bassett, D. R Jr., & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, 32(1), 70-84.
11. Baxter, J. R., & Piazza, S. J. (2014). Plantar flexor moment arm and muscle volume predict torque-generating capacity in young men. *J Appl Physiol*, 116(5), 538-544.

12. Benjamin, M., Toumi, H., Ralphs, J. R., Bydder, G., Best, T. M., & Milz, S. (2006). Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat,* 208(4), 471-490.
13. Biewener, A. A. (2005). Biomechanical consequences of scaling. *J Exp Biol*, 208(9), 1665-1675.
14. Blazevich, A. J., Coleman, D. R., Horne, S., & Cannavan, D. (2009). Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. *Eur J Appl Physiol*, 105(6), 869-878.
15. Bohm, S., Mersmann, F., & Arampatzis, A. (2015). Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. *Sports Med Open*, 1(1), 1-7, doi: 10.1186/s40798-015-0009-9.
16. Bonacci, J., Chapman, A., Blanch, P., & Vicenzino, B. (2009). Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Med*, 39(11), 903-921.
17. Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432:345-352.
18. Browning, R. C., Modica, J. R., Kram, R., & Goswami, A. The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. (2007). *Med Sci Sports Exerc*, 39(3), 515-525.
19. Carrier, D. R., Heglund, N. C., & Earls, K. D. (1994). Variable Gearing During Locomotion in the Human Musculoskeletal System. *Science*, 265(5172), 651-653.
20. Chang, Y. H., & Kram, R. (1999). Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *J Appl Physiol*, 86(5), 1657-1662.
21. Conley, D. L., & Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 12(5), 357-360.
22. Costill, D. L., Thomason, H., & Roberts, E. (1973). Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. *Med Sci Sports*, 5(4), 248-252.
23. Daniels, J. T. (1985). A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc*, 17(3), 332-338.

24. 榎本靖士, 岡崎和伸, 岡田英孝, 渋谷俊浩, 杉田正明, 高橋英幸, 高松潤二, 前川剛輝, 森 丘保典, 横澤俊治. (2007) ケニア人長距離選手の生理学的・バイオメカニクス的特徴の究明~日本人長距離選手の強化方策を探る ~. *上月スポーツ教育財団スポーツ研究助成事業報告書*, 1-22.
25. Fletcher, J. R., & MacIntosh, B. R. (2015). Achilles tendon strain energy in distance running: consider the muscle energy cost. *J Appl Physiol.* 118(2), 193-199.
26. Fletcher, J. R., & MacIntosh, B. R. (2017). Running Economy from a Muscle Energetics Perspective. *Front Physiol,* 8, 433, doi: 10.3389/fphys.2017.00433.
27. Fletcher, J. R., Pfister, T. R., & Macintosh, B. R. (2013). Energy cost of running and Achilles tendon stiffness in man and woman trained runners. *Physiological reports*, 1(7), e00178. doi:10.1002/phy2.178.
28. Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). Running techinique is an important component of running economy and performance. *Med Sci Sports Exerc*, 49(7), 1412-1423.
29. Fouré, A., Nordez, A., Guette, M., & Cornu, C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports*, 19(6), 811-818.
30. Fukunaga, T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol*, 81(3), 1430-1433.
31. Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris., N. C. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci*, 268(1464), 229-233.
32. Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., Day, M. K., Lee, P. L., Kwong-Fu, H., & Edgerton, V. R. (1992). Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res*, 10(6), 928-934.
33. Hamill, J., Gruber, A. H., & Derrick, T. R. (2014). Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur J Sports Sci*, 14(2), 130-136.

34. Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res*, 21(3), 888-893.

35. Hunter, G. R., Katsoulis, K., McCarthy, J. P., Ogard, W. K., Bamman, M. M., Wood, D. S, Den Hollander, J. A., Blaudeau, T. E., & Newcomer, B.R. (2011). Tendon length and joint flexibility are related to running economy. *Med Sci Sports Exerc,* 43(8), 1492-1499.

36. Hunter, G. R., McCarthy, J. P., Carter, S. J., Bamman, M. M., Gaddy, E. S., Fisher, G., Katsoulis, K., Plaisance, E. P., & Newcomer, B. R. (2015). Muscle fiber type, Achilles tendon length, potentiation, and running economy. *J Strength Cond Res,* 29(5):1302-1309.

37. Ishikawa, M., Pakaslahti, J., & Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture.* 25(3), 380-384.

38. Jones, M. A. (1998). A five year physiological case study of an Olympic runner. *Br J Sports Med,* 32(1), 39-43.

39. Kanehisa, H., Ikegawa, S., & Fukunaga, T. (1994). Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 68(2), 148-154.

40. Kasmer, M. E., Liu, X. C., Roberts, K. G., & Valadao, J. M. (2013). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform*, 8(3), 286-292.

41. Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(7000), 147-149.

42. Kjaer M, Langberg H, Heinemeier K, Bayer ML, Hansen M, Holm L, Doessing S, Kongsgaard M, Krogsgaard MR, & Magnusson SP. (2009). From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sports*, 19(4), 500-510.

43. Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., & Magnusson, S. P. (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol*, 191(2), 111-121.

44. Krustrup, P., Secher, N. H., Relu, M. U., Hellsten, Y., Söderlund, K., & Bangsbo, J. (2008), Neuromuscular blockade of slow twitch muscle fibres elevates muscle oxygen uptake and energy turnover during submaximal exercise in humans. *J Physiol*, 586(24), 6037-6048.
45. Kubo K, Miyazaki D, Shimoju S, Tsunoda N. (2015a). Relationship between elastic properties of tendon structures and performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol*, 115(8), 1725-1733.
46. Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand*, 170(2), 127-135.
47. Kubo, K., Miyazaki, D., Yamada, K., Yata, H., Shimoju, S., & Tsunoda, N. (2015b). Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *J Biomech*, 48(10), 1937-1943.
48. Kulmala, J. P., Avela, J., Pasanen, K., & Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc*, 45(12), 2306-2313.
49. Kunimasa, Y., Sano, K., Oda, T., Nicol, C., Komi, P. V., Locatelli, E., Ito, A., & Ishikawa, M. (2014). Specific muscle-tendon architecture in elite Kenyan distance runners, *Scand J Med Sci Sports*. 24(4), e269-274.
50. Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A., & Fukashiro, S. (2003). Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol* , 95(6):2306-2314.
51. Larsen, H. B., & Sheel, A. W. (2015). The Kenyan runners. *Scand J Med Sci Sports*, 25(4), 110-118.
52. Lee, S. S., & Piazza, S. J. (2009). Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. *J Exp Biol*, 212(22), 3700-3707.
53. Lundby, C., Montero, D., Gehrig, S., Andersson Hall, U., Kaiser, P., Boushel, R., Meinild Lundby, A. K., Kirk, N., Valdivieso, P., Flück, M., Secher, N. H., Edin, F., Hein, T., & Madsen, K. (2017). Physiological, biochemical, anthropometric, and

biomechanical influences on exercise economy in humans. *Scand J Med Sci Sports*, 27(12), 1627-1637.

54. Magnusson, S. P., & Kjaer, M. (2003). Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol,* 90(5-6), 549-553.
55. Magnusson, S. P., Langberg, H., & Kjaer, M. (2010). The pathogenesis of tendinopathy: balancing the response to loading. *Nat Rev Rheumatol*, 6(5), 262-268.
56. Milanović, Z., Sporiš, G., & Weston, M. (2015). Effectiveness of High-Intensity Interval Training (HIT) and Continuous Endurance Training for VO2max Improvements: A Systematic Review and Meta-Analysis of Controlled Trials. *Sports Med*, 45(10), 1469-1481.
57. Milgrom, Y., Milgrom, C., Altaras, T., Globus, O., Zeltzer, E., & Finestone, A. S. (2014). Achilles tendons hypertrophy in response to high loading training. *Foot Ankle Int*, 35(12), 1303-1308.
58. Miyake, Y., Suga, T., Otsuka, M., Tanaka, T., Misaki, J., Kudo, S., Nagano, A., & Isaka, T. (2017). The knee extensor moment arm is associated with performance in male sprinters. *Eur J Appl Physiol*, 117(3), 533-539.
59. Mooses, M., Mooses, K., Haile, D. W., Durusse,l J., Kaasik, P., & Pitsiladis, Y. P. (2014). Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sports Sci*, 33(2), 136-1344.
60. Morgan, D. W., Baldini, F. D., Martin, P. E., & Kohrt, W. M. (1989). Ten kilometer performance and predicted velocity at VO2max among well-trained male runners. *Med Sci Sports Exerc*, 21(1), 78-83.
61. Morrison, S. M., Dick, T. J., & Wakeling, J. M. (2015). Structural and mechanical properties of the human Achilles tendon: Sex and strength effects. *J Biomech*, 48(12), 3530-3533.
62. Myers, M. J., & Steudel, K. (1985). Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *J Exp Biol*, 116, 363-373.

63. Nagano, A., & Komura, T. (2003). Longer moment arm results in smaller joint moment development, power and work outputs in fast motions. *J Biomech*, 36(11), 1675-1681.

64. Nishida, K., Hagio, S., Kibushi, B., Moritani, T., & Kouzaki, M. (2017). Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns. *PLoS One*, 12(2), e0171535.

65. Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait Posture*, 7(1), 77-95.

66. O'Connor, K. M., & Hamill, J. (2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin Biomech*, 19(1), 71-77.

67. Raichlen, D. A., Armstrong, H., & Lieberman, D. E. (2011). Calcaneus length determines running economy: implications for endurance runni ngperformance in modern humans and Neandertals. *J Hum Evol*, 60(3), 299-308.

68. Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., & Taylor, C. R. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, 275(5303), 1113-1115.

69. Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2013). Xsens MVN : Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Enschede: Xsens Technologies*, 1–9.

70. Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M., & Magnusson, S. P. (2002). Load-displacement properties of the human tri- ceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports*, 12(2), 90-98.

71. Saltin, B. (2003). The Kenya project- Final report. *New studies in athletics*, 18, 15-24.

72. Saltin, B., & Astrand, P. O. (1967). Maximal oxygen uptake in athletes. *J Appl Physiol*, 23(3), 353-358.

73. Saltin, B., Kim, C. K., Terrados, N., Larsen, H., Svedenhag, J., & Rolf, C. J. (1995a). Morphology, enzyme activities and buffer capacity in leg muscles of Kenyan and Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports.* 5(4), 222-230.

74. Saltin, B., Larsen, H., Terrados, N., Bangsbo, J., Bak, T., Kim, C.K., Svedenhag, J., & Rolf, C. J. (1995b). Aerobic exercise capacity at sea level and at altitude in

Kenyan boys, junior and senior runners compared with Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports*, 5(4), 209-221.

75. Sano, K., Nicol, C., Akiyama, M., Kunimasa, Y., Oda, T., Ito, A., Locatelli, E., Komi, P. V., & Ishikawa, M. (2015). Can measures of muscle–tendon interaction improve our understanding of the superiority of Kenyan endurance runners? *Eur J Appl Physiol*, 115(4), 849-85.
76. Saunders, P. U, Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med*, 34(7), 465-485.
77. Schantz, P., Randall-Fox, E., Hutchison, W., Tydén, A., & Astrand, P. O. (1983). Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiol Scand*, 117(2), 219-226.
78. Scholz, M. N., Bobbert, M. F., van Soest, A. J., Clark, J. R., & van Heerden, J. (2008). Running biomechanics: shorter heels, better economy. *J Exp Biol*, 211(20), 3266-3271.
79. Seynnes, O. R., Erskine, R. M., Maganaris, C. N., Longo, S., Simoneau, E. M., Grosset, J. F., & Narici, M. V. (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol*, 107(2), 523-530.
80. Spurrs, R. W., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2004). The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol*, 89(1), 1-7.
81. Stearne, S. M., Alderson, J. A., Green, B. A., Donnelly, C. J., & Rubenson, J. (2014). Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: implications of switching technique. *Med Sci Sports Exerc*, 46(8), 1578-1587.
82. Støren, O., Helgerud, J., Støa, E. M., & Hoff, J. (2008). Maximal strength training improves running economy in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 40(6), 1087-1092.
83. Sugisaki, N., Wakahara, T., Miyamoto, N., Murata, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2010). Influence of muscle anatomical cross-sectional area on the moment arm length of the triceps brachii muscle at the elbow joint. *J Biomech*, 43(14), 2844-2847.

84. Tanaka, T., Suga, T., Otsuka, M., Misaki, J., Miyake, Y., Kudo, S., Nagano, A., & Isaka, T. (2017). Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male sprinters. *Scad J Med Sci Sports*, 27(12), 1673-1680.
85. Wiesinger, H. P., Rieder, F., Kösters, A., Müller, E., & Seynnes, O.R. (2016). Are sport-specific profiles of tendon stiffness and cross-sectional area determined by structural or functional integrity? *PLoS One*, 11(6), e0158441.
86. 山中亮, 松林武生, 佐伯徹郎, 榎本靖士, 山崎一彦, 杉田正明. (2016). 高校トップレベル男子長距離走者のパフォーマンスと大腰筋の筋横断面積および最高酸素摂取量の関係. *体力科学*, 65(3), 307-313.
87. Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech*, 47(15), 3693-3597.
88. 吉岡利貢, 中垣浩平, 向井直樹, 鍋倉賢治. (2009). 筋の形態的特徴が長距離走パフォーマンスに及ぼす影響. *体育学研究*, 54(1), 89-98.

謝辞

学部生時から熱心に研究指導を行って頂き，また本研究の立案や遂行，修士論文の執筆に際して，手厚くご指導して頂いた伊坂忠夫教授に心より感謝申し上げます.

また，副査をお引き受け頂き，多くのご意見を頂きました永浜明子准教授，篠原靖司教授に，厚く御礼申し上げます.

本研究の遂行に当たって多くの方々にご協力していただきました．菅唯志助教授には，研究の立案やデータの取得および解析に関してや投稿論文の執筆等で多大なご指導をいただきました．立命館大学陸上競技部の高尾憲司コーチには，研究の立案や被験者の確保，現場へのフィードバック・応用に関してご助言をいただきました．長野明紀教授には，研究の立案やデータの解釈等でご指導をいただきました．伊坂研究室の田中貴大さん，三宅悠斗さんにはデータの測定や解析に関してご協力いただきました．皆さんに厚く感謝申し上げます.

さらに，伊坂研究室の皆様には，ミーティングで多くのご指摘やご助言を頂き，誠に感謝致します．また，日々互いに励まし合い，切磋琢磨しあったスポーツ健康科学研究科の同輩・先輩・後輩の方々に感謝致します.

最後に本研究の遂行にあたって，被験者としてご協力いただいた長距離選手の皆様に厚く御礼申し上げるとともに，より一層のご活躍を祈念し，本論文の謝辞とさせていただきます.

付録

付録 1 業績一覧

(1) 学術雑誌等（紀要・論文集等も含む）に発表した論文、著書

1. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T, Relationship between Achilles tendon length and running performance in well-trained male endurance runners. *Scand J Med Sci Sports* 28(2): 446-451. 2018. 【査読あり】
2. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T, Potential relationship between passive plantar flexor stiffness and running performance. *Int J Sports Med* 39(3): 204-209. 2018.【査読あり】
3. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T, Association between forefoot bone length and performance in male endurance runners. *Int J Sports Med* 39(4): 275-281. 2018.【査読あり】
4. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T, Specific adaptations of patellar and Achilles tendons in male sprinters and endurance runners. *Transl Sports Med* 1: 104-109. 2018.【査読あり】

(2) 国際会議における発表

1. Ueno H, Suga T, Miyake Y, Takao K, Nagano A, Isaka T. Foot strike patterns and tendon hypertrophy in endurance runners: Is tendon size related to performance? 23rd annual Congress of the European College of Sports Science. Dublin, Ireland. July. 2018.【口頭発表・査読あり】
2. Ueno H, Suga T, Miyake Y, Takao K, Nagano A, Isaka T. Specific adaptations of patellar and Achilles tendons in male sprinters and endurance runners. the 8th World Congress of Biomechanics. Dublin, Ireland. July. 2018. 【ポスター発表・査読あり】
3. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T. Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male endurance runners. XXVI Congress of the International Society of Biomechanics, Brisbane, Australia, July. 2017.【口頭発表・査読あり】

(3) 国内学会・シンポジウム等における発表

1. 上野弘聖，菅　唯志，三宅悠斗，高尾憲司，長野明紀，伊坂忠夫．長距離選手における下腿の形態的特徴: 小さな足関節背屈筋とランニングパフォーマンスの有益な関係性．第 25 回日本バイオメカニクス学会大会，東京，2018 年 9 月．**【口頭発表・査読あり】**
2. 上野弘聖，菅　唯志，高尾憲司，佐野加奈絵，長野明紀，伊坂忠夫．長距離選手における足部骨形態とランニングパフォーマンスの関係．第 30 回ランニング学会大会，茨城，2018 年 3~4 月．**【口頭発表・査読あり】**
3. 上野弘聖，菅　唯志，高尾憲司，佐野加奈絵，長野明紀，伊坂忠夫．エリート長距離日本人選手とケニア人選手における 5000m レース中の接地動作の比較．日本陸上競技学会第 16 回大会，沖縄，2017 年 12 月．**【ポスター発表・査読あり】**
4. 上野弘聖，菅　唯志，三宅悠斗，高尾憲司，長野明紀，伊坂忠夫．長距離選手と短距離選手におけるアキレス腱と膝蓋腱の種目特異的腱肥大．第 24 回日本バイオメカニクス学会大会，滋賀，2016 年 9 月．**【口頭発表・査読あり】**
5. 上野弘聖，菅　唯志，高尾憲司，田中貴大，横井星一，御前純，長野明紀，伊坂忠夫．長距離走選手におけるアキレス腱長とランニングエコノミーの関係．第 70 回日本体力医学会大会，和歌山，2015 年 9 月．**【口頭発表・査読あり】**

(4) その他（受賞歴等）

1. 8th World Congress of Biomechanics ASME-BED BS Student Paper Competition ファイナリスト選出
2. 第 24 回日本バイオメカニクス学会大会若手奨励賞候補選出
3. 戸部真紀財団奨学生採用（2017 年度，2018 年度）

付録 2 参考資料

Foot strike patterns and tendon hypertrophy in endurance runners:

Is tendon size related to performance?

Ueno H, Suga T, Miyake Y, Takao K, Nagano A, Isaka T.

23rd annual Congress of the European College of Sports Science. July. 2018.

【概要】

後足部接地ランナー（RFS）20 名および非後足部接地ランナー（NRFS）20 名を対象に，磁気共鳴画像を用いて，アキレス腱（AT）および膝蓋腱（PT）の断面積（CSA）を解析した．CSA は体重によって補正した．2 群間に AT および PT の CSA の差は認められなかった（図 1）．NRFS のみにおいて，PT の CSA と 5000m 走の自己記録の間に有意な負の相関関係が認められた（図 2）．したがって，接地パターンは，腱肥大に影響を及ぼさないが，NRFS において大きな PT は高いランニングパフォーマンスと関連することが示唆された．

図 1．接地パターンによるアキレス腱および膝蓋腱断面積の比較

CSA：断面積，RFS：後足部接地ランナー，NRFS：非後足部接地ランナー．

図 2. 接地パターンごとによる膝蓋腱断面積と 5000m 走自己記録との関係性

CSA：断面積，RFS：後足部接地，NRFS：非後足部接地.

付録 3 参考資料

Specific adaptations of patellar and Achilles tendons

in male sprinters and endurance runners.

Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T.

Transl Sports Med 1: 104-109. 2018.

【概要】

短距離選手 40 名，長距離選手 40 名，一般者 40 名を対象に，磁気共鳴画像を用いて，アキレス腱および膝蓋腱断面積を解析した．各断面積は体重で補正した．アキレス腱断面積は，一般者および短距離選手と比較し，長距離選手で有意に大きかった（図 1）．膝蓋腱断面積は，一般者および長距離選手と比較し，短距離選手において有意に大きかった（図 1）．したがって，アキレス腱と膝蓋腱は，競技特異的に発達することが示唆された．

図 1．短距離選手，長距離選手，一般者における膝蓋腱およびアキレス腱断面積の比較

CSA：断面積.

付録 4 参考資料

Association between forefoot bone length and performance in male endurance runners.

Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T.

Int J Sports Med 39(4): 275-281. 2018

【概要】

長距離選手 45 名および一般者 45 名を対象に，磁気共鳴画像を用いて，第一趾および第二趾の前足部長を解析した．前足部長は足長によって補正した．第一趾および第二趾の前足部長は，一般者に比較し，長距離選手で有意に高値を示した（図 1）．さらに，長距離選手において，第一趾の前足部長と 5000m 走の自己記録との間に有意な負の相関関係が認められた（図 2）．したがって，長距離選手は長い前足部骨を有しており，長い前足部長は高いランニングパフォーマンスを獲得に有利であることが示唆された．

図 1．長距離選手と一般者における第一趾および第二趾の前足部長の比較

FL：足長.

図 2. 長距離選手における第一趾および第二趾の前足部長と 5000m 走自己記録の関係性

FL：足長.

付録 5 参考資料

Potential relationship between passive plantar flexor stiffness and running performance.

Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, Nagano A, Isaka T.

Int J Sports Med 39(3): 204-209. 2018

【概要】

長距離選手の受動的足関節底屈スティフネスの特徴を明らかとすることと，受動的足関節底屈スティフネスとランニングパフォーマンスの関係性を明らかにすることを目的とした．長距離選手 28 名および一般者 24 名を対象に，足関節の受動背屈中の関節トルク-角度曲線から受動的足関節底屈スティフネスを測定した．さらに，長距離選手を対象に，時速 14,16,18km で走行時の酸素摂取量を測定し，ランニングエコノミーを評価した．長距離選手の受動的足関節底屈スティフネスは，一般者に比較し有意に高値を示した（図 1）．さらに，受動的足関節底屈スティフネスと 5000m 走自己記録および時速 16, 18km 時のランニングエコノミーとの間に有意な相関関係が認められた（図 2）．これらのことから，長距離選手は高い受動的足関節底屈スティフネスを有しており，高い受動的足関節底屈スティフネスは優れたランニングパフォーマンスの発揮に関与することが示唆された．

図 1. 長距離選手と一般者の受動的足関節底屈スティフネスの比較

A：長距離選手および一般者の足関節受動背屈中の関節トルク-角度曲線

B：長距離選手と一般者の受動的足関節底屈スティフネスの平均値の比較

図 2. 長距離選手における受動的足関節底屈スティフネスとランニングパフォーマンスの関係性

A : 受動的足関節底屈スティフネスと 5000m 走自己記録の関係性

B : 受動的足関節底屈スティフネスと時速 14km で走行時の酸素摂取量の関係性

C : 受動的足関節底屈スティフネスと時速 16km で走行時の酸素摂取量の関係性

D : 受動的足関節底屈スティフネスと時速 18km で走行時の酸素摂取量の関係性

付録 6 参考資料

エリート長距離日本人選手とケニア人選手における 5000m レース中の接地動作の比較

上野弘聖，菅唯志，高尾憲司，佐野加奈絵，長野明紀，伊坂忠夫.

日本陸上競技学会第 16 回大会，2017 年 12 月

【概要】

『第 28 回ゴールデンゲームズ in のべおか』にて，5000m 競走に出場した選手で，日本人選手上位 24 名およびケニア人選手上位 19 名を対象とし（14 分以内で走行した選手を対象とした），ハイスピードカメラを用いて，接地パターンおよび接地時間を解析した．両群のレース中使用していた接地パターンを表 1 に示した．両群間に，各周回の平均接地時間に差は認められなかったが，レースを通した接地時間の変動係数にはケニア人選手において有意に低値を示した．また，日本人選手は，接地パターンの変容が生じていたが，ケニア人選手は，接地パターンの変容が少ないことが特徴的に観察された.

表 1．5000m レース中の接地パターン

接地パターン	日本人（24 名）	ケニア人（19 名）	全体（43 名）
FFS (%)	20.8	10.5	16.3
MFS (%)	50.0	68.4	58.1
RFS (%)	20.8	15.8	18.6
MFS/RFS (%)	8.3	5.3	7.0

FFS：前足部接地，MFS：フラット接地，RFS：後足部接地，MFS/RFS：MFS と RFS を同回数使用していた選手.

図 1．5000m レース中の各周回の平均接地時間（A）および接地時間の変動係数（B）