

区分	課程
----	----

(論文 様式)

ケニア人のエリート陸上中・長距離選手の
骨格・筋腱の形態と神経・筋腱の機能特性

スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻

学 籍 番 号

212D03

氏 名

佐野 加奈絵

研 究 指 導

石川 昌紀 准教授

本論文は、以下の論文に基づき作成されたものである。

1. Sano K, Ishikawa M, Nobue A, Danno Y, Akiyama M, Oda T, Ito A, Hoffrén M, Nicol C, Locatelli E, Komi PV. Muscle-tendon interaction and EMG profiles of world class endurance runners during hopping.
European Journal of Applied Physiology 113 巻 6 号 ; 1395-1403, 2013 年
2. Sano K, Nicol C, Akiyama M, Kunimasa Y, Oda T, Ito A, Locatelli E, Komi PV, Ishikawa M. Can measures of muscle-tendon interaction improve our understanding of the superiority of Kenyan endurance runners?
European Journal of Applied Physiology 115 巻 5 号 ; 849-859, 2015 年

目次

(1) 緒言	1
1.1 中・長距離陸上競技種目の競技力を高めるバイオメカニクス研究.....	2
1.2 走運動における神経活動と筋腱の動態.....	6
1.3 ランニングエコノミーと下腿の骨格, 筋腱の形態との関係.....	7
1.4 ランニングエコノミーと下腿の筋腱の機能特性の関係.....	9
(2) 目的	10
(3) 方法	11
3.1 測定対象者.....	11
3.2 測定手順 (測定の流れ) と測定項目	12
- 骨格の身体計測と筋・腱の形態測定.....	13
- 運動課題1 ホッピングの接地中の神経活動と筋・腱動態の測定.....	16
測定項目	16
分析項目	18
ホッピング中の局面定義とジャンプパフォーマンスの算出.....	19
ホッピング中の筋腱の動態分析.....	20
ホッピング中の筋活動 (Surface electromyography ; EMG)	20
- 運動課題2 走運動の接地中の神経活動と筋・腱動態の測定.....	20
測定項目	21
分析項目	23
走運動中の筋腱の動態分析と局面定義	23
走運動中の筋活動 (EMG)	24

3.3 統計処理.....	25
- 運動課題 1	25
- 運動課題 2	25
(4) 結果	27
4.1 身体計測と筋・腱の形態測定の結果.....	27
4.2 運動課題 1 ホッピング中の神経活動と筋・腱動態	28
4.3 運動課題 2 走運動の接地中の神経活動と筋・腱動態	35
(5) 考察	42
5.1 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の下腿の骨格・筋腱の形態.....	42
5.2 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の腱動態.....	44
5.3 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の特異的な筋活動.....	45
5.4 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の筋動態.....	46
5.5 下腿の骨格・筋腱の形態と走運動中の筋活動と筋腱動態の関係.....	46
5.6 本研究の方法論上の限界.....	47
(6) まとめ	48
(7) 参考文献	50

(1) 緒言

1960年のローマオリンピックの男子マラソン競技でエチオピア人の陸上競技選手が優勝して以来、東アフリカ諸国の中・長距離陸上競技選手の国際大会での活躍は目覚ましい。近年、世界記録を次々に更新し、マラソン世界ランキングの上位を独占するケニア人の人口の10%程度を占めるカレンジン族の陸上競技選手は世界各国の大会で活躍し、その勢いは止まるところを知らない。加えて、日本のお家芸とされていたマラソン競技も、男女とも世界ランキングのトップ10は東アフリカ諸国の選手で占められている。マラソンの日本記録も、世界記録から3分以上も遅れており (Table 1)、特に男子ではアフリカ勢との競技力の差は開いていくばかりである。

Men's World records					Japanese records		
Event	Record	Athlete	Nationality	Date	Record	Athlete	Date
100 M	9.58	Usain Bolt	Jamaica	2009	10.00	Koji Ito	1998
200 M	19.19	Usain Bolt	Jamaica	2009	20.03	Shingo Suetsugu	2003
400 M	43.18	Michael Johnson	United States	1999	44.78	Susumu Takano	1991
800 M	01:40.9	David Rudisha	Kenya	2012	01:45.7	Sho Kawamoto	2014
1500 M	03:26.0	Hicham El Guerrouj	Morocco	1998	03:37.4	Fumikazu Kobayashi	2004
3000 M	07:20.7	Daniel Komen	Kenya	1996	07:40.1	Suguru Osako	2014
5000 M	12:37.4	Kenenisa Bekele	Ethiopia	2004	13:13.2	Takayuki Matsuiya	2007
10000 M	26:17.5	Kenenisa Bekele	Ethiopia	2005	27:35.1	Toshinari Takaoka	2001
Half marathon	58:23.0	Zersenay Tadese	Eritrea	2010	1:00:25	Atsushi Sato	2007
Marathon	2:02:57	Dennis Kipruto Kimetto	Kenya	2014	2:06:16	Toshinari Takaoka	2002

Women's World records					Japanese records		
Event	Record	Athlete	Nationality	Date	Record	Athlete	Date
100 M	10.49	Florence Griffith Joyner	United States	1988	11.21	Chisato Fukushima	2010
200 M	21.34	Florence Griffith Joyner	United States	1988	22.89	Chisato Fukushima	2010
400 M	47.60	Marita Koch	Germany	1985	51.75	Asami Tanno	2008
800 M	01:53.3	Jarmila Kratochvílová	Czechoslovakia	1983	02:00.8	Miho Sugimori	2005
1500 M	03:50.5	Qu Yunxia	China	1993	04:07.9	Yuriko Kobayashi	2006
3000 M	08:06.1	Wang Junxia	China	1993	08:44.4	Kayoko Fukushi	2002
5000 M	14:11.2	Tirunesh Dibaba	Ethiopia	2008	14:53.2	Kayoko Fukushi	2005
10000 M	29:31.8	Wang Junxia	China	1993	30:48.9	Yoko Shibui	2002
Half marathon	1:05:12	Florence Kiplagat	Kenya	2014	1:07:26	Kayoko Fukushi	2006
Marathon	2:15:25	Paula Radcliffe	Great Britain	2003	2:19:12	Mizuki Noguchi	2005

Table 1. World records and Japanese records of running events for men and women (October 31, 2014)

東アフリカ諸国の中・長距離陸上競技選手の活躍に着目した研究報告 (e.g., Costill et al. 1976, Jones 1998, Saltin et al. 1995) によると, 持久力の指標である最大酸素摂取量が突出して高い値を示す東アフリカ諸国の選手は少なく, 筋組成においても特に遅筋線維の割合が多いなどの特徴は認められていない. さらに, 走運動中の血中乳酸作業閾値を調査した研究 (Saltin 2003) では, ケニア人ランナーは, 速度の増加に伴う血中乳酸濃度の増加が緩やかであると報告されており, そのメカニクスは明らかになっていない.

生理学的な指標以外では, 子供時代の長い通学路を裸足で走行する点 (Onywera et al. 2006, Larsen et al. 2005), 発展途上国ゆえのハングリー精神による心理的な要因 (Tanser 1997) や, 低カロリー食 (Peters and Goetzsche 1997, Onywera et al. 2004), 高地環境 (Scott et al. 2003, Lucia et al. 2006) など, さまざまな外的環境要因が, 彼らの競技力の高さに関係すると指摘する研究者も多い.

人種間の身体運動能力の比較研究を行ってきた Noakes らは, トレーニングなど後天性の環境で変わりやすい部分のみではなく, 体格など先天性遺伝要因がケニア人中・長距離陸上競技選手の強さに関係する可能性を示している (Noakes 2002). ケニア人ランナーを対象に研究してきた Saltin (2003) は, ケニア人ランナーの効率的な走行は, 走動作や効率的な筋腱の振る舞いに関係すると示唆している. しかしながら, 彼らの競技力の高さと上記で示した関係については明らかにされていない.

1.1 中・長距離陸上競技種目の競技力を高めるバイオメカニクス研究

中・長距離を走る上で、最大酸素摂取量とともに重要な指標として、ランニングエコノミーが挙げられる (Joyner 1991). ランニングエコノミーは、同一速度で走ったときの酸素摂取量を示し、最大下における運動効率を規定する指標とされている (Cavanagh and Kram 1985, Conley and Krahenbuhl 1980, Costill et al. 1973, Morgan et al. 1989). 一般的に、ストライドの増加が、ランニング効率を高めるのに有効であるとされている (Hogberg 1952, Malina et al. 1971, Morgan et al. 1990). しかしながら、一般ランナーを対象とした研究では、至適なストライドよりも長い、または短いストライド

で走ると酸素摂取量が増加しランニングエコノミーが低下すると報告されている (Cavanagh and Williams 1982). また、ステップ頻度の調整なしの自由走行とメトロノームで調整した走行でのランニングエコノミーを比較した研究では、自由走行において最も高いランニングエコノミーを示した (Hogberg 1952). つまり、非意識で走る時のストライドやステップ頻度が、最もランニングエコノミーの高い走行になる可能性が高い (Cavanagh and William 1982, Kaneko et al. 1987, Knuttgen 1961, Powers et al. 1982). また、ランニングエコノ



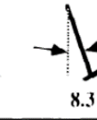

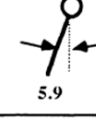
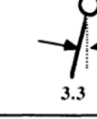




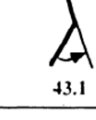


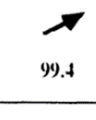
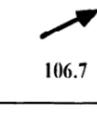

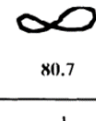
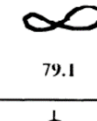

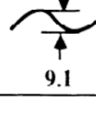
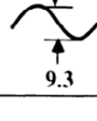
	$\dot{V}O_{2\text{submax}}$ Groups		
	Low $\dot{V}O_2$	Med. $\dot{V}O_2$	High $\dot{V}O_2$
Shank Angle SANG (deg.)	 8.2	 8.3	 5.5
Trunk Angle TANG (deg.)	 5.9	 3.3	 2.4
Max. Plantar Flexion Angle PFLEX (deg.)	 73.8	 68.3	 67.4
Max. Knee Flexion in Support KFLEX (deg.)	 43.1	 41.9	 39.4
Minimum Knee Velocity KVEL (cm/s)	 99.4	 106.7	 116.3
Wrist Excursion WEXC (cm)	 80.7	 79.1	 86.3
Vertical Oscillation VOSC (cm)	 9.1	 9.3	 9.6

Figure 1. Different running kinematics between 3 different running economy ($\dot{V}O_{2\text{max}}$) groups (Williams and Cavanagh 1987).

ミーを高めるバイオメカニクスの要因について研究してきた Williams と Cavanagh (1987) らは、一般の長距離陸上選手を対象に、ランニングエコノミーと走動作の関係について調査してきた。そこでは、ランニングエコノミーが高い選手の走動作では、1) 接地時の体幹部の前傾が大きい、2) 接地瞬間の下腿の後傾が大きい、3) 支持期における膝関節の屈曲が大きい、4) 離地時の足関節の底屈角度が小さい、5) 腕振り動作が前方方向に大きい、6) 身体重心の上下動や体幹の横揺れが小さい、といった特徴が挙げられている (Figure 1)。また、上記で述べた走動作の特徴は、走動作中の力学的エネルギーの発揮・変換の仕方に関係している可能性も指摘されている (榎本ら 2010)。

実際に、世界トップレベルのケニア人長距離陸上競技選手 (以下、ケニア人選手) と世界大会出場レベルの日本人長距離陸上競技選手 (以下、日本人選手) のレース中の走動作を比較した研究では、ケニア人選手は、日本人選手よりも接地時の体幹部の前傾が大きく、接地中における足関節の底屈と膝関節の伸展が小さいと報告されている (榎本ら 2005)。また、ケニア人選手 6 名と日本人選手 14 名を対象とした走動作を比較した研究 (榎本ら 2007) では、ケニア人選手で、大腿部の大きな動作範囲と下腿の大きな後傾、そして素早い股関節伸展による前方への引き出しという特徴が確認されている。また、大阪で行われた第 11 回世界陸上競技選手権大会の報告書 (榎本ら 2010) では、ケニア人選手は日本人選手と比べ、レース全体を通して力学的エネルギー利用の有効性 (身体重心の 1 サイクル平均の並進エネルギーを力学的仕事で除したもの) が維持され、有効鉛直スティフネス (接地時の鉛直下向きの身体重心の運動量を支持期前半の時間で除して平均力を求め、支持期前半の身体重心の

鉛直変位で除したものを小さくし、過度な上下動を減らした走行でエネルギー消費を抑えている一方で、平均パワー（1サイクルの力学的仕事と身体部分の力学的エネルギーの変化を部分間および1サイクルにわたって合計したもの）や有効鉛直スティフネスを高め、走速度を維持しているとも報告されており、統一された見解が得られていない。前述した高いランニングエコノミーの動作特徴（Williams and Cavanagh 1987）を、世界トップレベルの中・長距離陸上競技選手を対象として調査していく必要があるが、短距離種目に比べて長距離種目では、比較される走速度の違いや動作の個人差に幅があり、トップレベルの選手に共通する特徴の抽出などは、未だ共通概念が得られていないのが現状である。

一方、Kramらは、走動作を部分的に制限したり動作課題を加えることで、各動作の代謝コストや力学エネルギーの貢献度を調査している。Chang and Kram（1999）は、腰にベルトをつけ走行中の水平方向の加速力を調整することで、走行中の水平方向の加速力が総エネルギーコストの30%程度を占めている。また、Modica and Kram（2004）は、脚の前後のスイングを外部ワイヤーで強制的にサポートすることで走運動中の総代謝コストが20%程度低下することを報告している。鉛直方向の免荷や過負荷条件の走運動では、鉛直方向だけでなく水平両方向の地面反力にも影響を与え（Chang et al. 2000）、腕振りの制限やステップ幅を変化させた場合も、身体の左右のブレが大きくなり消費エネルギーの増加につながる（Arellano and Kram 2011）が明らかにされている。さらに、走運動中の支持脚のトルク発揮、地面反力の水平成分、脚のスイングや左右のバランスなどの要因がランニングエコノミーに重要な影響を与えるポイントとして挙げられているが、このようなランニングエコノミーを

高めるバイオメカニクス的な分析による特徴は、ケニア人選手の強さと関係するか明らかにされていない。

1.2 走運動における神経活動と筋腱の動態

カンガルーを対象とした研究では、腱の弾性エネルギーの貯蔵と再利用が運動効率を高めるとされ (Dowson and Taylor 1973, Roberts et al. 1997), ヒトの身体運動においても腱の弾性エネルギーの利用がパワー発揮や運動効率に影響を及ぼす (e.g., Kawakami 2002, Fukunaga et al. 2002, Ishikawa and Komi 2008) ことが報告されている。走運動でも、アキレス腱の弾性エネルギーの貯蔵と再利用がランニングエコノミーに影響することが確認されている (Arampatzis et al. 2006, Fletcher et al. 2010, Albracht and Arampatzis 2013)。走運動では、伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening cycle ; SSC) のコンセプトに従い、接地前の腓腹筋の事前筋活動 (preactivation) や続く接地直後の伸張反射によって高められた足関節スティフネスが、アキレス腱張力やアキレス腱の弾性エネルギーを効果的に増加させ、その後の接地後半で蓄えられた弾性エネルギーを再利用し、走運動効率を高めることができるとされている (Komi 2000, Mero et al. 1992, Ishikawa and Komi 2008)。骨格筋のシミュレーション研究 (Lichtwark and Barclay 2010) では、2Hz の SSC 運動中、アキレス腱の弾性エネルギーの貢献がおおよそ 16% であり、アキレス腱の弾性の増加に伴ってこの弾性エネルギーの利用が増加すると報告されている。一方で、ヒトの走運動中に測定された研究 (Fletcher et al. 2013) では、アキレス腱の弾性エネルギーの貢献が 5.4–5.7% 程度と報告されている。しかしながら、

人種間や、短・長距離種目など種目間の違いによる、筋腱の振る舞いや弾性エネルギーの利用効率の違いについては、これまでほとんど調べられていないため、東アフリカ諸国の中・長距離陸上競技選手の強さに弾性エネルギーの利用が関係するのかは明らかではない。

1.3 ランニングエコノミーと下腿の骨格、筋腱の形態との関係

近年、多くの研究者やコーチは、東アフリカ諸国の長距離陸上競技選手は、彼ら特有の細長い脚などの形態的特徴を生かし、弾性エネルギーを効果的に利用し、高いランニングエコノミーでの走行を可能にしているのではないかと注目している (Noakes 2002, Saltin 2003)。

東アフリカ諸国の中・長距離陸上競技選手は、アキレス腱や足長が長い、下腿周囲径が小さい、そして、体脂肪が低く、骨盤が狭いといった特徴を有するという報告が多い (Himes 1979, Ross and Ward 1984, Malina 1969, Tunner 1964, Davenport and Love 1921, Herskovitz 1930, 榎本ら 2007)。また、あるトップレベルのケニア人長距離陸上競技選手1名と日本人の大学生トップレベルの長距離陸上競技選手達の下腿形態に着目した先行研究 (吉岡ら 2009) では、ランニングエコノミーが高い選手ほど、除脂肪体重に対する下腿三頭筋の横断面積が小さいと報告されている。また、ケニア人とヨーロッパ人の長距離選手を比較した研究では、下腿の質量が軽い選手はランニングエコノミーが高い可能性が示唆されている (Lucia et al. 2006, Saltin 2003)。これらの形態的特徴は、走運動の脚のスイング動作時のエネルギーコストに影響する可能性がある (Anderson 1996, Lucia et al. 2006)。

同様に、アキレス腱モーメントアーム (MA_{AT}) が短いと、ランニングの接地の衝撃を効

果的にアキレス腱張力に変換でき、弾性エネルギーの貯蔵と再利用を促すことができるとする研究が報告されている (Raichlen et al. 2011, Scholz et al. 2008, Mooses et al. 2014). ヨーロッパの一般白人ランナーを対象にした研究 (Scholz et al. 2008) では、 MA_{AT} が短い人ほど酸素摂取量が低く、ランニングエコノミーが高いとされ、Mooses ら (2014) の研究グループでは、ケニア人ランナーの比較的競技レベルの低い選手から高い選手を対象にして、アキレス腱モーメントアームが短い人ほどランニングエコノミーが高いと報告されている。一方で、日本人選手とトップレベルのケニア人選手で比較した場合、ケニア人選手の方が MA_{AT} が長く、競技レベルの指標である International Association Athletic Federation (IAAF) スコア (Spiriev 2011) と MA_{AT} の関係においても、IAAF スコアが高い選手ほど、 MA_{AT} が長いといった結果が報告されている (Kunimasa et al. 2014). これらの MA_{AT} に関する見解の不一致は、測定対象者の競技レベル、筋腱・骨格形態、ランニングテクニックが関係している可能性が指摘されている (Ishikawa et al. 2013). しかしながら、これらの研究は、形態的特徴と競技・運動能力の関係について調査されただけで、 MA_{AT} の違いが、走運動中、アキレス腱の弾性エネルギーの利用にどのような影響をおよぼすかは十分に検討されていない。

SSC 運動における弾性エネルギーの利用について、アキレス腱が長いほど、弾性エネルギーの貯蔵と再利用の割合が増加するという報告 (e.g., Anderson 1996, Hunter et al. 2011, Larsen et al. 2004) と、逆にアキレス腱が長すぎると弛みが生じやすく、筋からの力の伝達効率を下がる可能性が指摘されている (Anderson 1996). また、アキレス腱が長く筋束が短いと、関節可動域に対するサルコメアレベルでの長さ変化の範囲が増加し、相対的な筋の伸張・収

縮量が増加しトルク発揮効率の低下を招きやすくなる。さらに、筋の伸張・短縮速度も増加する可能性が高く、カー速度関係においてサルコメアレベルでの力発揮効率が低下する可能性が高い。実際、アキレス腱の長さの違いによる弾性エネルギーの利用量については、検討されていない。

1.4 ランニングエコノミーと下腿の筋腱の機能特性の関係

アキレス腱が細くスティフネスが低いと、接地衝撃時の力を効果的に弾性エネルギーとして貯蔵でき、運動中の筋の伸張・短縮の仕事量を減少させるとし、骨格筋のシミュレーション研究 (Lichtwark and Barclay 2010) では、コンプライアントな腱がランニングエコノミーを高める上で重要であると示している。しかしながら、走運動中、筋は筋腱複合体全体と同様に伸張-短縮活動をしないといた報告 (Ishikawa and Komi 2008)、腱と腱膜を含む腱組織のスティフネスがランニングエコノミーにプラスに作用するといった報告 (Fletcher et al. 2010) や、腱組織やアキレス腱のスティフネスと足関節のスティフネスを高めるストレングストレーニングで、ランニングエコノミーが高まるといった報告 (Fletcher et al. 2010, Albracht and Arampatzis 2013) もなされている。これらの研究では、アキレス腱や足関節のスティフネスを高めることで、走運動の接地中に短縮する筋の短縮量や短縮速度を軽減することができ、より効率的な筋活動が可能となると考えられている (Alexander 2002, Arampatzis et al. 2006, Fletcher et al. 2010)。運動効率に関する動物実験では、すでに Biewener と Roberts (2000) が、先述した腱の弾性特性だけでなく、筋のエネルギー代謝が運動効率

に影響すると指摘している。彼らは、同じ筋横断面積でも筋が短いと筋の力発揮における代謝コストが下がるとし、動物の移動運動の機能性の獲得は、筋の形態的配置の適応に関係していると推察している。これらの先行研究から、ケニア人選手の突出した中・長距離競技種目における強さは、ランニングテクニックだけでなく、上記で述べた筋腱・骨格の環境的適応による形態的・機能的な特徴の可能性が高いと考えられる。

(2) 目的

本研究は、下記の点について検討することを目的とした。

- 1) 世界のトップレベルの中・長距離陸上競技選手の形態的特徴(アキレス腱長, MA_{AT} , 筋束長)を明らかにする。(運動課題1, 運動課題2)
- 2) 足関節を主に用いるSSC運動に焦点を絞り、トップレベルの中・長距離陸上競技選手はホッピング中の筋腱動態と筋活動に、運動効率を高める上で効果的に機能する特徴を有しているのか検討する。(運動課題1)
- 3) ケニアと日本のトップレベルの中・長距離陸上競技選手の走運動中の筋腱動態と筋活動の違いを明らかにし、走効率を高める形態的・機能的特徴が存在するのか検討する。(運動課題2)

(3) 方法

3.1 測定対象者：

測定対象者は、元世界記録保持者を含む陸上中・長距離を専門種目とするケニア人中・長距離陸上競技選手（KENYAN）13名、コントロール群として健康な一般のヨーロッパ成人男性10名と、国際・国内大会で中・長距離やマラソン種目に出場経験のある陸上中・長距離を専門種目とする日本人の中・長距離陸上競技選手11名とした。KENYAN群には、マラソン種目の元世界記録保持者、中・長距離陸上競技種目の現・元世界記録保持者や、国際・国内大会での中・長距離陸上種目で入賞経験のあるケニア人陸上競技選手とした。

運動課題1では、KENYANのホッピング中の神経活動と筋腱の振る舞いの特徴を明らかにするため、上記のKENYAN13名から10名が参加し、そのKENYANの比較対象のコントロール群を、KENYANと身長が ± 1 cmの範囲でそれぞれマッチし、下腿長の長さがKENYANと同程度となる、専門的に競技スポーツを行っていない、かつ過去に外傷既往歴や外傷性疾患のないヨーロッパ成人男性10名（CTRL）とした。

運動課題2では、KENYANの走運動中の神経活動と筋腱の振る舞いの特徴を明らかにするため、上記のKENYAN13名から11名が参加し、そのKENYANの比較対象のコントロール群を、KENYANと身長が $\pm 3\%$ の範囲でマッチし、中・長距離やマラソン種目の国際・国内大会に出場経験のある日本人中・長距離陸上競技選手（JAPANESE）とした。それぞれの実験参加者の身体的特徴と競技力指標である International Association Athletic Federation (IAAF) スコアを Table 2 に示す。IAAF スコアは異なる陸上競技種目のタイムや記録の競

技成績を共通のスコアに換算して比較するためのもので、IAAF が発表しているスコアリングテーブルを用いて算出した (Spiriev 2011)。

測定対象者には測定に先立って研究の趣旨, および測定にともなう危険性と測定対象者の権利を十分に説明し, それぞれの言語 (英語・日本語) で記した書面にて測定に関する参加の同意を得た。なお, 本研究の実施は, ヘルシンキ宣言ヒトを対象とする医学研究の倫理的原則に基づき, 大阪体育大学のヒト人体実験に関する研究倫理審査委員会の承認と IAAF High Performance Training Centre, Kenya での承認を得て実施した (承認番号 10-21, 11-21)。

Table 2. Physical characteristics and endurance running performance

	Hopping		Running	
	KENYAN (n = 10)	CTRL (n = 10)	KENYAN (n = 11)	JAPANESE (n = 11)
Age (yr)	20.8 ± 3.5	25.0 ± 3.9	19.3 ± 3.1	19.6 ± 2.4
Height (cm)	175.1 ± 6.4	174.5 ± 5.4	174.4 ± 7.9	171.2 ± 4.3
Body mass (kg)	57.9 ± 5.1	71.3 ± 5.0 *	56.0 ± 7.1	58.3 ± 4.8
IAAF score	1181.7 ± 38.7	—	1126.9 ± 105.2	909.4 ± 130.8 **

Values are expressed as mean ± standard deviation. * and ** Significant differences between KENYAN and CTRL and between KENYAN and JAPANESE at $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively. IAAF; International Association Athletic Federation.

3.2 測定手順 (測定の流れ) と測定項目 :

測定対象者には骨格の身体計測と筋・腱の形態測定を実施した後, 足関節のみを用いたホッピング (運動課題 1) およびトレッドミル上での走運動 (運動課題 2) の運動課題を行うように指示した。全測定対象者は, 条件が同じになるよう同一のクッション性の低い靴を履

き、左下肢に各種測定装置を取り付けた状態で、それぞれの運動課題を行った。KENYAN 群の測定は、ケニア、エルドレッドの High performance training center で実施し、CTRL 群の測定は、フィンランド、ユヴァスキュラ大学の Neuromuscular research center で、JAPANESE 群の測定は、大阪体育大学バイオメカニクス実験室で行った。

骨格の身体計測と筋・腱の形態測定

身長と体質量を測定した後、測定対象者には安静立位の姿勢を保持させ、下腿長、腓腹筋ーアキレス腱長、内側腓腹筋 (Medial gastrocnemius muscle ; MG) の筋腹の筋束長 (L_{Fa}) とその羽状角を測定した。下腿長は腓骨頭の頂点から外果の頂点までの距離とし、巻尺を用いて測定した。また、腓腹筋ーアキレス腱長は踵骨隆起から内・外側腓腹筋の遠位部間のアキレス腱の最近位部までの距離 (Figure 2A) と定義し、超音波診断装置 (ケニア・ヨーロッパでの測定 : Prosound C3cv, 日立アロカメディカル社製, 日本での測定 : $\alpha 10$, 日立アロカメディカル社製) の B モード法を用いて、踵骨隆起の位置と腓腹筋ーアキレス腱の近位部を同定した後、腓腹筋ーアキレス腱長を皮膚表面上から巻尺を用いて計測した。また、 L_{Fa} は MG の表層部腱膜と深部腱膜を結ぶ筋束長とし、その羽状角は L_{Fa} と深部腱膜の成す角度とした (Figure 2A)。撮像された下腿内部の超音波縦断画像より画像分析ソフトウェア (Image J, NIH, USA) を用いて計測した。なお、アキレス腱長と L_{Fa} の測定の再現性については同じ験者による再テスト法を用いて 3 人の測定対象者に 2 回測定を行い、高い再現性が先行研究 (Kawakami et al. 1993, Scott et al. 1993) で確認されており、本研究でも各測定対象者で

高い再現性 ($ICC \geq 0.95$) を確認している.

さらに, アキレス腱モーメントアーム (MA_{AT}) の測定 (運動課題 2) は, Scholz ら (2008) の方法を用い, 椅子で安静座位の姿勢で, 左右の矢状面からデジタルカメラ (EX-FH25, CASIO 社製) を用いて足関節を撮影し, 左右それぞれの足関節の写真画像から画像分析ソフトウェア (Image J, NIH, USA) を用いて分析した (Figure 2B). 足関節の底・背屈の回転軸を脛骨内果最突出部と腓骨外果の最突出部を結んだ線とし, 内・外果の最突出部それぞれから水平方向への線と, 踵骨隆起からアキレス腱を上行する表皮上の線との交点までの内側それぞれの距離の平均値を MA_{AT} とし, 左右足, それぞれで測定した MA_{AT} を平均したものを分析対象の MA_{AT} とした.

また, 関節の回転の際に生じるサルコメア長の伸張・短縮量への影響について検討するために, MA_{AT} に対する L_{Fa} の割合 (L_{Fa}/MA_{AT} 比) (Lieber 2010) を算出した.

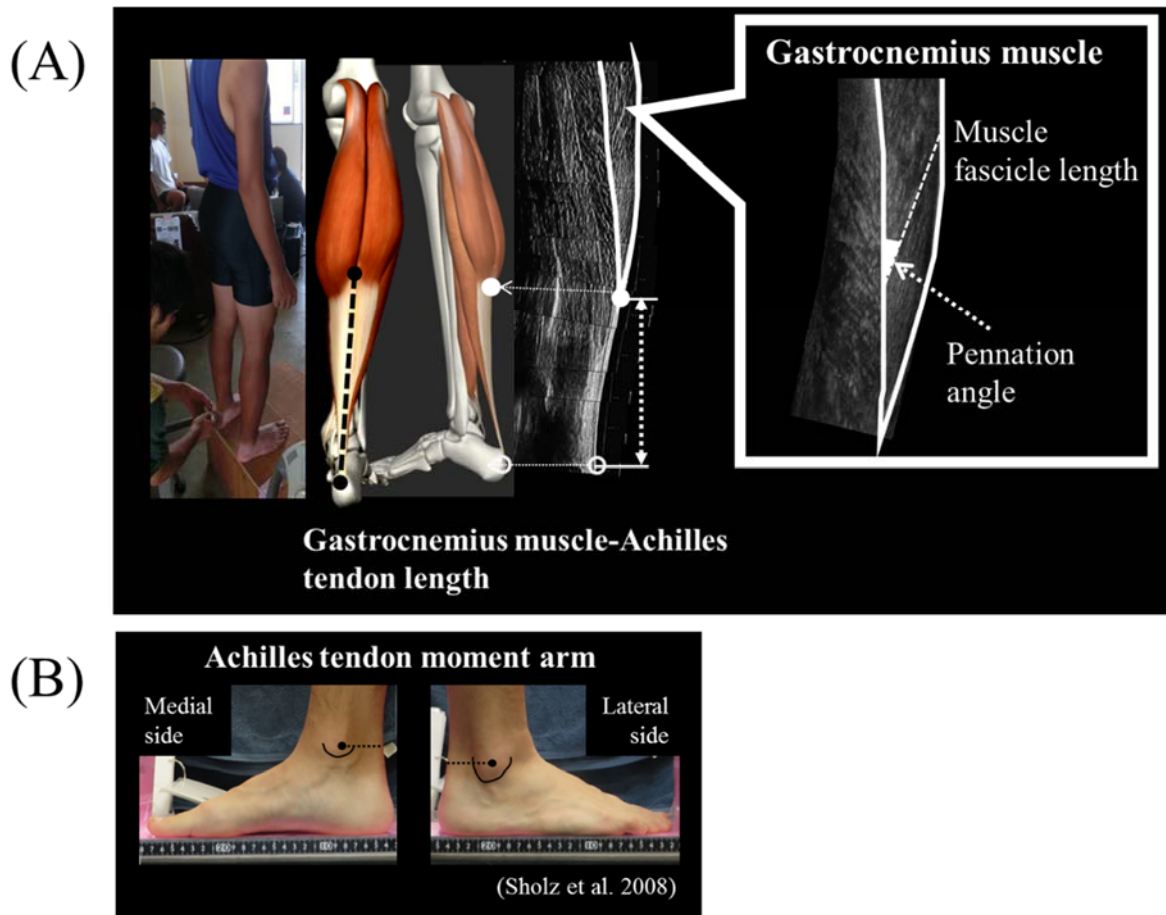


Figure 2. Schematic illustrations of the musculoskeletal measurements.
 (A) Measurement images of MG muscle fascicle and Achilles tendon length
 (B) Measurement pictures and calculation of Achilles tendon moment arms

運動課題 1 ホッピングの接地中の神経活動と筋・腱動態の測定

測定項目：

ホッピングでは、手を腰に当てて膝を伸ばした状態で、足関節のみを用いた最大努力の連続ジャンプ運動を行うように指示をした。ホッピングを安定させるため、低い高さのホッピングから徐々に最大努力のホッピングへと移行し、最大努力でのホッピングを 10-15 回程度行うように声掛けをした。1-2 回の練習後、本番試技を 1 回行った。本番試技の測定中、安定したホッピング動作が 5 回未満であった測定対象者は、一度、十分な休息を設けて疲労を取り除いた状態で、再試行を行った。

ホッピング中、左側方よりハイスピードカメラ（HDR-CX550V, SONY 社製）1 台を用いて、矢状面のホッピング動作を 240 Hz（シャッタースピード 1/1000 秒）で撮影した。撮影したホッピングの映像から左脚の足・膝関節角度を算出するために、左脚の大転子、膝関節の回転中心、外果、踵と第五中足骨頭に貼り付けた反射マーカー（直径 12 mm）を座標点とし、Frame-Dias II（DKH 社製）を用いてデジタイズを行った。また、およそ 130g の超音波プローブ（58 images s⁻¹, 4 cm リニア型プローブ, 周波数 13 MHz, 日立アロカメディカル社製）を MG の筋腹に固定し、超音波装置（Prosound C3cv, 日立アロカメディカル社製）を用いて MG の L_{Fa} 動態を撮像した。同時に、ホッピング中の MG, SOL, TA の表面筋電図（surface electromyogram ; EMG）（重さ 10 g のアクティブ電極, NM-512, 日本光電社）を双極誘導法により導出し（電極素子: Ag/AgCl, 電極: パラレルバー電極, 横 2 mm × 縦 9 mm, 電極間距離: 10 mm）、マルチテレメータシステム（WEB-5000, リップル除去率 > 80 dB, 時定数 0.03 秒, 日本光電社製）を介して、サンプリング周波数 1 kHz でパーソナルコンピュ

ータに取り込んだ (Figure 3A). 皮膚と電極間の接触インピーダンスを落とすため, 測定対象者に痛みの有無を確認しながら, 生体信号モニター用皮膚前処理剤で電極装着部位を軽くこすった後, アルコール消毒を行った. これら前処理の後, SOL と TA の電極は SENIAM のガイドラインに沿ってそれぞれの筋腹部分へ貼りつけた (Hermens et al. 2000). また, MG の電極は, SENIAM のガイドラインに沿った筋腹位置と超音波プローブを固定する位置を調整しながら, 左脚の MG 筋腹部分に貼り付け測定を行った.

ホッピング中の超音波映像, 動作分析用のビデオ映像と EMG データの同期は, 左足の母子球部分に装着したフットセンサ (SEN-08713, FlexiForce, USA) の信号データを用いて同期した.

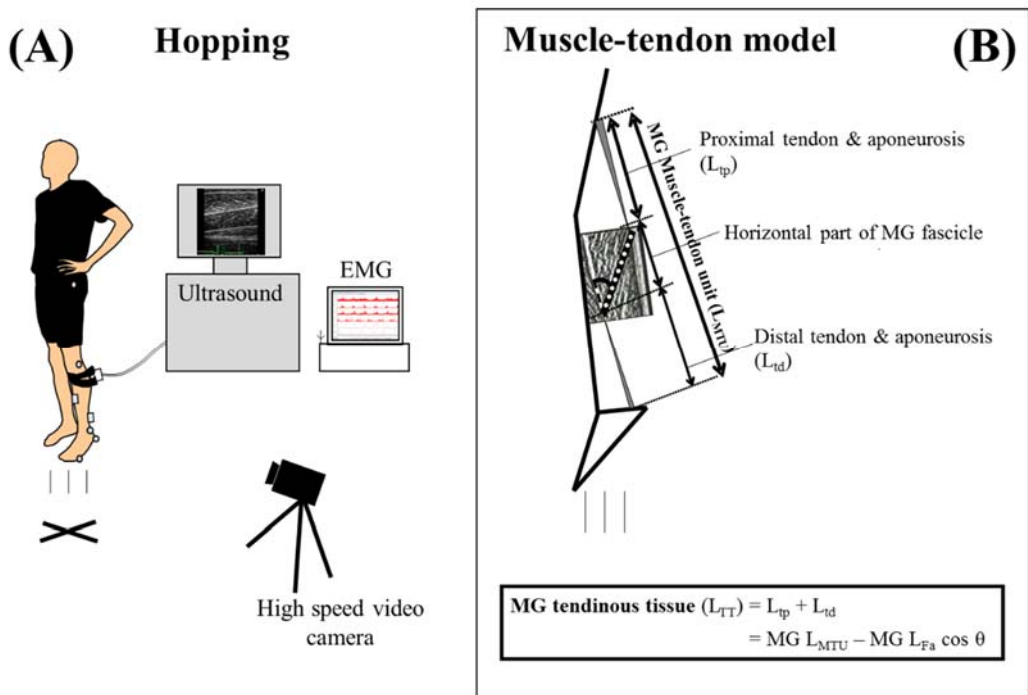


Figure 3. Schematic representations of the hopping experiment set-up (A) and calculation model of medial gastrocnemius muscle-tendon length (B).

分析項目：

ホッピング中の局面定義とジャンプパフォーマンスの算出

ホッピング中における局面定義を、内側腓腹筋の筋腱複合体 (MTU) の長さ (L_{MTU}) から定義した。接地瞬間から L_{MTU} の最大伸張の瞬間までを伸張局面 (Stretching), L_{MTU} の最大伸張の瞬間から離地瞬間までを短縮局面 (Shortening) と定義した。また、接地前 200ms から接地前 100ms までを事前接地 200ms 局面 (PRE200ms), 接地前 100ms から接地瞬間までを事前筋活動局面 (PRE100ms) (Komi and Bosco 1987) と定義した。さらに、ホッピング接地直後の振る舞いをより詳細に検討するため、伸張反射成分を含まない接地瞬間から接地後 25ms までを接地後 25ms 局面 (Early25ms) とした。

ホッピング中の安定したステップ 8–10 回の接地時間と滞空時間をフットセンサより算出して平均し、ホッピングのジャンプ高 (h_{max} , 式 1), ジャンプパワー (P_{max} , 式 2), ジャンプスティフネス (K_N , 式 3) を下記の式を用いて算出した (Dalleau et al. 2004) .

$$h_{max} = \frac{1}{8} g T_f^2 \quad (\text{in m}) \quad (1)$$

$$P_{max} = \frac{Mg^2}{T_c} \left(\frac{T_f^2}{4} + \frac{T_c (T_c + T_f)}{\pi} - \frac{T_c^2}{4} \right) \quad (\text{in W}) \quad (2)$$

$$K_N = \frac{M \times \pi (T_f + T_c)}{T_c^2 \left(\frac{T_f + T_c}{\pi} - \frac{T_c}{4} \right)} \quad (\text{in N m}^{-1}) \quad (3)$$

M は身体質量, g は重力加速度, T_c は接地時間, T_f は滞空時間を示す。

ホッピング中の筋腱の動態分析

ホッピングの接地中，神経活動と筋腱の振る舞いの特徴を明らかにするため，接地前 200ms から離地までのホッピング動作を分析区間と定義した．分析ホッピング動作のステップは，安定した 4 ステップとした．動作映像のデジタイズから得られた身体 5 点の座標値を実長換算し，4 次のバターワース型ローパスフィルタ（8 Hz）で平滑化した後，矢状面における膝関節角度と足関節角度を算出した．

また，足関節角度と膝関節角度から Hawkins と Hull（1990）のモデルと，測定対象者毎の下腿長から，LMTU を推定した．ホッピング中の LMTU と L_{Fa} ，羽状角から，アキレス腱と腱膜を含むアキレス腱組織長（length of the tendinous tissues; LTT）を，下記のモデル式を用いて算出した（Figure 3B）（Kubo et al. 2000）．

$$L_{TT} = L_{MTU} - L_{Fa} \cdot \cos\theta$$

L_{TT} はアキレス腱組織長， L_{MTU} は内側腓腹筋の筋腱複合体の長さ， L_{Fa} は内側腓腹筋の筋束長， θ は内側腓腹筋筋束の羽状角を示す．

先行研究において，身体運動中の超音波映像の信頼性は十分高いことが報告されている（走行：Ishikawa and Komi 2007，歩行：Kawakami et al. 2002, Cronin et al. 2009, af Klint et al, 2010）．本研究においても，2 回のホッピング中における超音波映像の相互相関係数

(normalized two-dimensional cross-correlation coefficient ; NCC. 下記の式を参照) は, 0.90 ± 0.04 であったことから, 本研究のホッピング中の筋腱の超音波映像の信頼性は, 先行研究と同様に高いといえる.

$$R_{NCC} = \frac{1}{T} \sum_{t=0}^{T-1} \left(\frac{\sum_{j=0}^{325} \sum_{i=0}^{423} F_t(i,j) S_t(i,j)}{\sqrt{\sum_{j=0}^{325} \sum_{i=0}^{423} F_t(i,j)^2 \times \sum_{j=0}^{325} \sum_{i=0}^{423} S_t(i,j)^2}} \right)$$

R_{NCC} は 2 ステップの接地局面の各画像から算出した相互相関係数を平均して算出した相互相関係数, T は接地局面のイメージ総数, i と j は画像の画素番号 (縦 X , 横 Y), 超音波画像の画素数は, 424×326 ピクセル, $F_t(i,j)$ と $S_t(i,j)$ は 2 ステップの画像輝度を表す.

KENYAN と CTRL のホッピングの接地中, L_{MTU} と L_{TT} それぞれの伸張量に対する短縮量の割合をバネ指数として算出した. また, KENYAN と CTRL 群のホッピングの接地中の L_{MTU} に対する L_{TT} の相対的な伸張・短縮量を算出するために, L_{MTU} の伸張・短縮量それぞれに対する L_{TT} の伸張・短縮量の割合を, それぞれ L_{TT} 伸張率・ L_{TT} 短縮率として算出した.

ホッピング中の筋活動 (Surface electromyography ; EMG)

ホッピング中の各筋の EMG は 4 次のバターワース型バンドパスフィルタ (20-450 Hz) でフィルタ処理した後, 全波整流した. その後, ホッピング中の安定したステップ 8-10 回を抽出し, フットスイッチを用いて接地瞬間を同定し, EMG 波形を筋毎に加算平均し, 測定

対象者毎に筋活動波形を算出した。筋活動波形データから, PRE200ms, PRE100ms, Early25ms, 伸張, 短縮局面のそれぞれの平均振幅 (averaged EMG ; aEMG) を算出した。KENYAN と CTRL 群の EMG を比較するために, PRE200ms に対する PRE100ms, PRE100ms に対する Early25ms, PRE100ms に対する伸張局面と, 伸張局面に対する短縮局面の aEMG の割合 (aEMG Ratio) を算出した。

運動課題 2 走運動の接地中の神経活動と筋・腱動態の測定

測定項目 :

走運動の測定は, トレッドミル上 (ケニアでの測定 : TGXT600T, TechnoGym Inc, UK, 日本での測定 : ITR3017, Bertec 社製, USA) で最大下での走速度での条件で行った。各測定対象者は走速度 2.50 m s^{-1} のトレッドミル走で十分慣れた後, 動作が安定し継続して走行が可能であった 2.50 m s^{-1} (SLOW) と 3.86 m s^{-1} (MEDIUM) の 2 条件の安定した走速度条件での約 30–90 秒間の走運動を, 測定対象者ごとにランダムオーダーで実施した。今回, ケニアと日本で測定を実施したため, 使用するトレッドミルが異なるため, スピードインジケータ (TM-7000, ライン精機社製) を用いて走速度が一致することを確認した。

トレッドミル上での走運動中, 左側方よりハイスピードカメラ (HDR-CX550V, SONY 社製) 1 台を用いて, 矢状面の走動作を 240 Hz (シャッタースピード 1/1000 秒) で撮影した。撮影した走動作の映像から左脚の足・膝関節角度を算出するために, 左脚の大転子, 膝関節の回転中心, 外果, 踵と第五中足骨頭に貼り付けた反射マーカー (直径 12 mm) を座標点と

し、Frame-Dias II (DKH 社製) を用いてデジタイズを行った。また、筋内部の動態を測定するために、およそ 130g の超音波プローブ (ケニアでの測定 : 58 images s⁻¹, 4 cm リニア型プローブ, 周波数 13 MHz, 日立アロカメディカル社製, 日本での測定 : 117 images s⁻¹, 6 cm リニア型プローブ, 周波数 13 MHz, 日立アロカメディカル社製) を MG の筋腹に固定し、超音波装置 (ケニアでの測定 : Prosound C3cv, 日立アロカメディカル社製, 日本での測定 : α 10, 日立アロカメディカル社製) を用いて MG の筋束動態を撮像した。同時に、走運動中の MG, SOL, TA の表面 EMG (重さ 10 g のアクティブ電極, NM-512, 日本光電社) を双極誘導法により導出し (電極素子: Ag/AgCl, 電極: パラレルバー電極, 横 2 mm × 縦 9 mm, 電極間距離 : 10 mm), マルチテレメータシステム (WEB-5000, リップル除去率 > 80 dB, 時定数 0.03 秒, 日本光電社製) と A/D コンバータ (サンプリング周波数 1 kHz, Power 1401-3, Cambridge Electronic Design, UK) を介して、パーソナルコンピュータに取り込んだ。皮膚と電極間の接触皮膚抵抗を落とすために、測定対象者に痛みの有無を確認しながら、生体信号モニタ用皮膚前処理剤で電極装着部位を軽くこすった後、アルコール消毒を行った。これらの前処理をした後、SOL と TA の電極は SENIAM のガイドラインに沿ってそれぞれの筋腹部分へ貼りつけた (Hermens et al. 2000)。また、MG の電極は、MG の筋腹に固定した超音波プローブ近くに貼り付けた。

走運動中の超音波映像、動作分析用のビデオ映像と EMG データの同期は、左足の母指球部分に装着したフットセンサ (SEN-08713, FlexiForce, USA) の信号データを超音波映像、EMG データと同期ランプ (ビデオ映像同期用) に入力し、同期を行った。

分析項目：

走運動中の筋腱の動態分析と局面定義

走運動の接地中、神経活動と筋腱の振る舞いの特徴を明らかにするため、接地前 200 ms から離地までの走動作を分析区間とした。分析走運動ステップは、安定した 4 ステップを抽出した。デジタイズから得られた身体 5 点の座標値を実長換算し、4 次のバターワース型ローパスフィルタ (8 Hz) で平滑化した後、矢状面における足・膝関節角度を算出した。また、運動課題 1 と同様の方法で、足関節角度と膝関節角度から Hawkins と Hull (1990) のモデルと測定対象者毎の下腿長から、LMTU を推定した。走運動中の LMTU と L_{Fa} 、その羽状角から、アキレス腱と腱膜を含む L_{TT} の計算を、運動課題 1 と同様に、筋一腱のモデル式 (Kubo et al. 2000) を用いて算出した (Figure 3B)。

走運動の接地中の LMTU の長さ変化から局面を定義した。接地瞬間から LMTU の最大伸張の瞬間までを伸張局面 (Stretching)、LMTU の最大伸張の瞬間から離地瞬間までを短縮局面 (Shortening) とした。また、接地前 100ms から接地瞬間までを事前筋活動局面 (PRE100ms) (Komi and Bosco 1987)、接地前 200ms から接地前 100ms を事前接地 200ms 局面 (PRE200ms) とした。

運動課題 1 の分析項目と同様に、KENYAN と JAPANESE 群の走運動の接地中の筋腱の長さ変化を比較するために、LMTU と L_{TT} の伸張量に対するそれぞれの短縮量の割合を LMTU と L_{TT} のバネ指数として算出した。また、KENYAN と JAPANESE 群の走運動の接地中の L_{TT} の伸張・短縮量を LMTU の伸張・短縮量を考慮して比較するため、LMTU の変化量に対する L_{TT}

の変化量の割合として、それぞれ L_{TT} 伸張率 (L_{TT} 伸張量/ L_{MTU} 伸張量*100) と L_{TT} 短縮率 (L_{TT} 短縮量/ L_{MTU} 短縮量*100) として算出した。

走運動中の筋活動 (EMG)

走運動中における各筋の EMG は 4 次のバターワース型バンドパスフィルタ (20–450 Hz) でフィルタ処理した後、全波整流した。その後、走運動中の安定したステップ 8–10 ステップを抽出し、フットスイッチから接地瞬間を同定した後、走運動中の分析 EMG 波形データを筋毎に加算平均し、測定対象者毎に筋活動波形を算出した。筋活動波形データから、PRE200ms, PRE100ms, 接地瞬間から接地後 25ms 局面 (Early25ms), 伸張・短縮局面それぞれの aEMG を算出した。KENYAN と JAPANESE 群間の EMG を比較するために、PRE200ms に対する PRE100ms, PRE100ms に対する伸張局面と、伸張局面に対する短縮局面の aEMG の割合 (aEMG Ratio) をそれぞれ算出した。また、形態データ (L_{TT} , MA_{AT}) が走動作に与える影響を調べるために、走運動の接地瞬間から離地までの接地期全体の筋活動量 (積分量; integrated EMG; iEMG) をそれぞれの走速度で算出した。群間の走運動中の筋波形を比較するために、走運動の接地瞬間から離地までの接地期全体の平均筋活動 (aEMG during contact phase) をそれぞれの速度で算出した。

3.3 統計処理：

運動課題 1

すべての測定項目の値は、平均 \pm 標準偏差で示した。KENYAN と CTRL 群間における各パラメータの比較には、対応のある T 検定を用いた（安静時の各形態の長さ、ホッピング中の L_{MTU} 、 L_{TT} と L_{Fa} の振幅量の絶対値・相対値と、各筋の aEMG Ratio）。しかしながら、データの正規性の検定に用いたシャピローウィルク検定において正規性が確認できなかった項目（各筋の aEMG Ratio）については、群間の比較にノンパラメトリック検定のマン・ホイットニーの U 検定を用いた。また、 L_{MTU} 、 L_{TT} 、 L_{Fa} の局面（Stretching, Shortening）と群間（KENYAN, CTRL）の主効果と交互作用を調べるために、繰り返しのある二元配置の分散分析を行った。交互作用が認められず有意性が認められた場合にのみ Tukey 法による多重比較検定を用いた。ホッピングのパフォーマンスとアキレス腱の長さとの相関関係の検定には、ピアソンの積率相関係数を用いた。なお、すべての項目において危険率 5%を有意水準とした。

運動課題 2

KENYAN と JAPANESE 群間における各パラメータの比較には、対応のある T 検定を用いた（安静時の各形態の長さ、走運動中の L_{MTU} 、 L_{TT} と L_{Fa} の振幅量の絶対値・相対値、各筋の aEMG Ratio）。しかしながら、データの正規性の検定に用いたシャピローウィルク検定に

において正規性が確認できなかった項目（各筋の aEMG Ratio）については，群間の比較にノンパラメトリック検定のマン・ホイットニーの U 検定を用いた．また，各局面における測定項目の関節角度変化量，走運動中の長さ変化 (L_{MTU} , L_{TT} , L_{Fa}) の群間 (KENYAN, JAPANESE) および走速度 (SLOW, MEDIUM) の主効果と交互作用を調べるために，繰り返しのある二元配置の分散分析を行い，交互作用が認められず有意性が認められた場合には Tukey 法による多重比較検定を行った．さらに，安静時の形態データ (L_{TT} , MA_{AT}) と走動作の筋腱・筋活動の特徴との関係，走能力 (IAAF) と走動作の筋腱・筋活動の特徴との関係，走能力 (IAAF) と安静時の形態データ (L_{TT} , MA_{AT} , L_{Fa}) の関係の相関関係の検定には，ピアソンの積率相関係数の有意性検定を用いた．なお，すべての項目において危険率 5% を有意水準とした．

結果

4.1 身体計測と筋・腱の形態測定の結果

同身長ヨーロッパの白人と比較 (CTRL) した時, 下腿長, L_{MTU} と L_{Fa} には違いが認められなかった (Table 3). しかしながら, 体質量, 下腿のアキレス腱と羽状角には, KENYAN と CTRL 群で有意な違いが認められた (Table 2, 3).

次に, KENYAN と同身長と体質量の日本人陸上長距離選手 (JAPANESE) と比較した場合, 下腿長 ($p < 0.05$), L_{MTU} ($p < 0.01$), L_{TT} ($p < 0.01$) と, MA_{AT} ($p < 0.05$) で, KENYAN が有意に長い値を示した (Table 4). また, KENYAN は JAPANESE よりも L_{Fa} が短く ($p < 0.01$), 羽状角が有意に大きく ($p < 0.01$), IAAF スコアで高い値を示した ($p < 0.05$).

Table 3. Anthropometric and muscle-tendon data for KENYAN and CTRL

	KENYAN (n=10)	CTRL (n=10)	
Shank length (mm)	396.0 ± 29.9	432.6 ± 17.5	
Achilles tendon length (mm)	264.2 ± 24.5	196.6 ± 12.8	**
MG MTU length (mm)	437.3 ± 27.4	468.0 ± 18.7	
MG tendinous tissue length (mm)	389.6 ± 30.7	419.9 ± 11.0	*
Tendinous tissue length/Shank length (%)	98.4 ± 1.5	97.1 ± 1.6	*
MG fascicle length (mm)	54.2 ± 4.0	56.8 ± 9.4	
Pennation angle (degree)	20.0 ± 2.1	21.8 ± 0.9	*

Significant differences between KENYAN and CTRL (* $p < 0.05$ and ** $p < 0.01$, respectively)

Table 4. Anthropometric and muscle-tendon data for KENYAN and JAPANESE

	KENYAN (n=11)	JAPANESE (n=11)	
Shank length (mm)	395.3 ± 29.1	367.1 ± 18.2	*
Achilles tendon length (mm)	268.8 ± 22.2	220.8 ± 25.8	**
MG MTU length (mm)	434.2 ± 34.6	407.7 ± 25.6	*
MG tendinous tissue length (mm)	393.6 ± 33.2	353.0 ± 24.7	**
MG fascicle length (mm)	48.5 ± 7.2	56.9 ± 9.3	**
Pennation angle (degree)	20.6 ± 2.2	16.2 ± 2.2	**
Achilles tendon moment arm (mm)	44.7 ± 4.6	37.0 ± 4.0	**

Significant differences between KENYAN and JAPANESE (* $p < 0.05$ and ** $p < 0.01$, respectively)

競技力の指標となる IAAF スコアと形態データ (MA_{AT} , L_{Fa} at standing, L_{AT} at standing, L_{TT} at standing, L_{Fa}/MA_{AT} 比) との関係性を調べた結果, MA_{AT} , L_{AT} , L_{TT} , L_{Fa}/MA_{AT} 比には競技力と有意な正の相関関係が認められた (Figure 4). しかしながら, L_{Fa} と競技力には有意な相関関係は認められなかった (Figure 4 上, 真ん中).

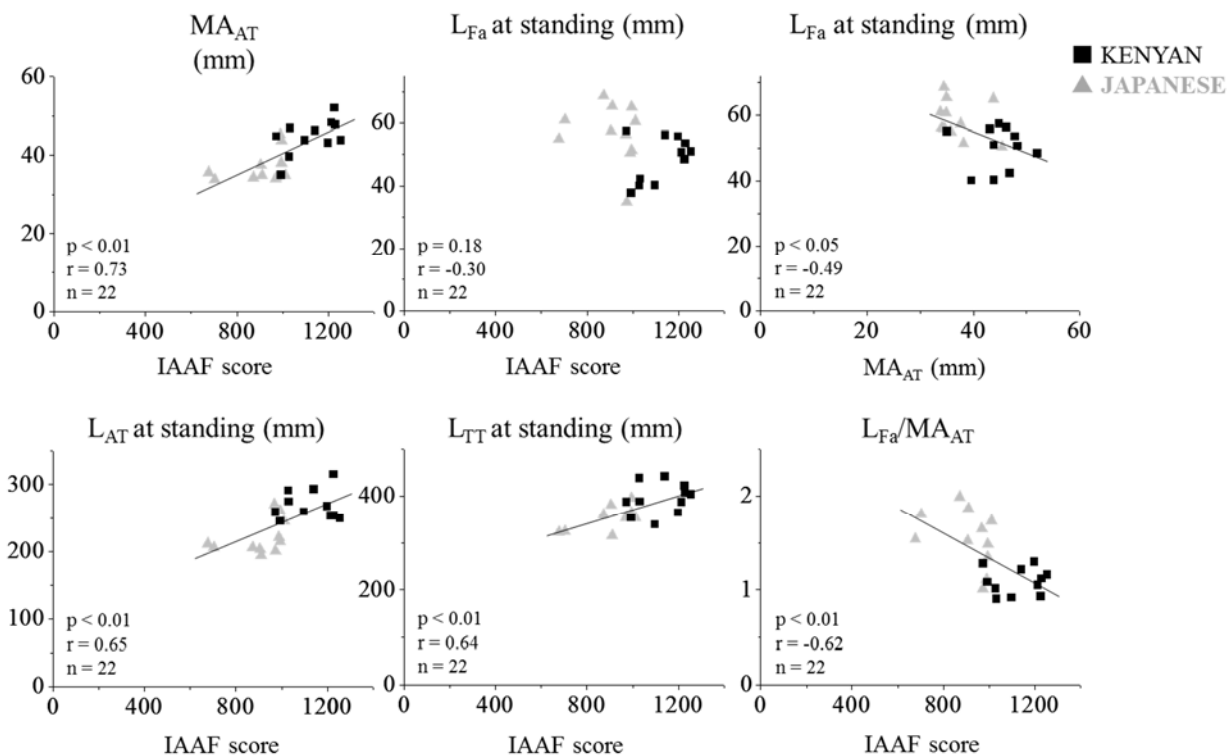


Figure 4. Relationships for IAAF score and musculoskeletal parameters and between MA_{AT} and L_{Fa} for KENYAN and JAPANESE.

4.2 運動課題1 ホッピング中の神経活動と筋・腱動態

最大努力のホッピングでは, KENYAN と CTRL で接地時間と滞空時間に有意な差が認められた ($p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively; Table 5). 滞空時間と体質量から算出したジャンプパワー (P_{max}) は CTRL より KENYAN で有意に高い値を示した ($p < 0.05$). しかしながら, 推定された鉛直方向の地面反力のピーク値とジャンプスティフネスには, 有意な違いは

認められなかった。

KENYAN の特徴である長いアキレス腱とジャンプパフォーマンスとの関係を検討するために、 L_{AT} と L_{TT} それぞれと P_{max} との関係調べた結果、有意な正の相関関係がそれぞれ認められた ($L_{AT}:P_{max}$, $r = 0.47$, $p = 0.04$, $n = 20$) ($L_{TT}:P_{max}$, $r = 0.45$, $p = 0.04$, $n = 20$)。

Table 5. Measured parameters of hopping performance for KENYAN and CTRL

	KENYAN (n=10)	CTRL (n=10)	
Contact time (sec)	0.187 ± 0.029	0.215 ± 0.015	*
Stretching time (sec)	0.078 ± 0.020	0.101 ± 0.011	**
Shortening time (sec)	0.109 ± 0.021	0.114 ± 0.006	
Flight time (sec)	0.451 ± 0.044	0.352 ± 0.047	**
Rebound height (m)	0.251 ± 0.048	0.154 ± 0.040	**
Jumping power (W)	2341.7 ± 406.0	1911.3 ± 303.9	**
Peak vertical ground reaction force (N)	3016.8 ± 411.2	2930.1 ± 263.9	
Vertical stiffness (kNm^{-1})	21.7 ± 5.2	22.2 ± 3.0	

* and ** show significant differences between KENYAN and CTRL as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

Figure 5 に KENYAN と CTRL 群のそれぞれ全測定対象者のホッピング接地中の筋腱動態と筋活動の平均曲線を示した。従来の先行研究 (Hoffrén et al. 2012) と同様に、本研究の KENYAN と CTRL 群の L_{MTU} と L_{TT} は接地後の背屈動作に伴って伸張し、足関節の底屈動作の開始と同時に短縮を開始した (Figure 5)。しかしながら、 L_{MTU} と L_{TT} の伸張・短縮量は両群でそれぞれ有意な違いを示し、 L_{MTU} と L_{TT} の伸張・短縮量ともに CTRL よりも KENYAN で有意に低い値を示した (Figure 6)。

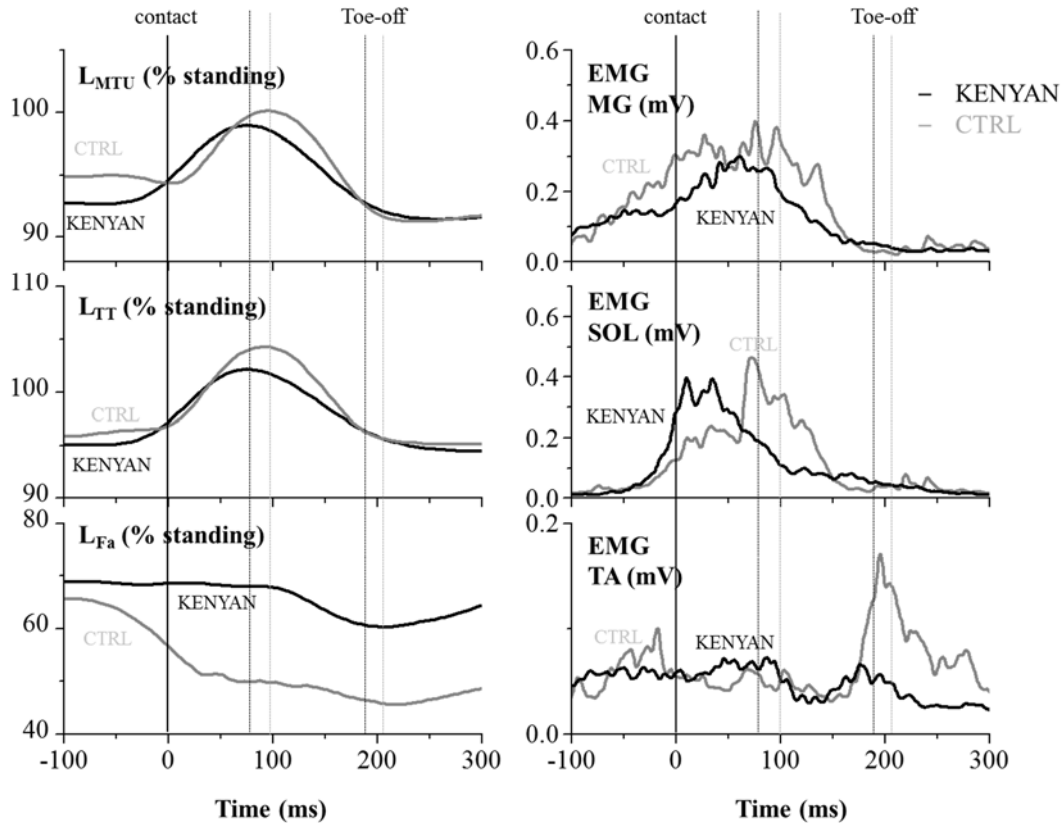


Figure 5. Representative time course data of KENYAN (grey lines) and CTRL (black line) for the length of muscle-tendon unit, tendinous tissues and fascicles and EMGs during hopping. The first vertical line refers to the initial ground contact. The second and the third vertical lines represent the toe-off for KENYAN and CTRL. Black and grey lines show KENYAN and CTRL, respectively. Abbreviations are as follows: L_{MTU} (length of the muscle-tendon unit), L_{Fa} (length of the muscle fascicles), L_{TT} (length of the MG Achilles tendinous tissues) for medial gastrocnemius (MG). The electromyographic (EMG) parameters are as follows: EMG MG (MG muscle), EMG SOL (Soleus muscle), EMG TA (Tibialis anterior muscle). Length of each parameter is expressed in the relative scale to its length at standing.

一方、 L_{Fa} では、CTRL は接地直前に急激に短縮して接地し、接地直後に一瞬伸張した後に短縮していくのに対し、KENYAN は接地前からあまり長さを変えず、接地後も離地までほとんど長さを変化させずにいた (Figure 7)。その結果、 L_{Fa} の伸張・短縮量は、CTRL と比較して KENYAN で有意に小さい値を示した (Figure 6)。また、接地中の L_{MTU} の変化量に対する L_{TT} と L_{Fa} それぞれの相対的な変化量、 L_{TT} 伸張率・ L_{TT} 短縮率と L_{Fa} 伸張率・ L_{Fa} 短縮

率は、絶対値と同様に、全ての項目において KENYAN で有意に低い値を示した (Figure 8).

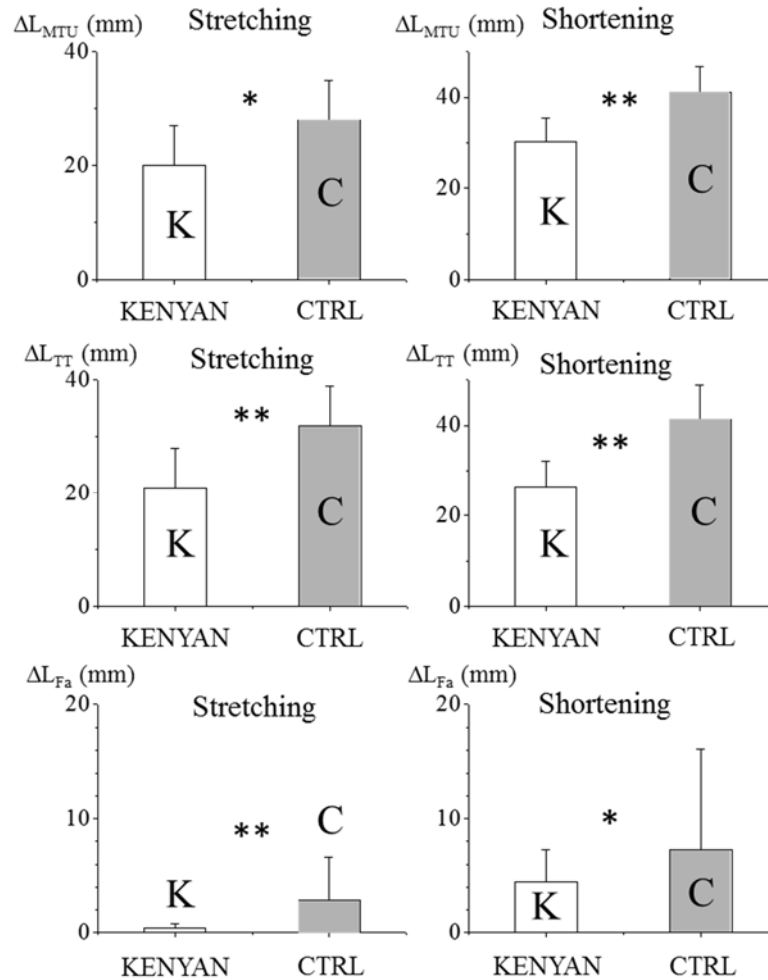


Figure 6. Absolute length changes of the medial gastrocnemius muscle-tendon unit (L_{MTU}), fascicle (L_{Fa}), and Achilles tendinous tissues (L_{TT}) during the contact phase in hopping.

The stretching and shortening amplitudes of both L_{MTU} and L_{TT} were calculated during contact phase. The corresponding L_{Fa} amplitudes were calculated from the shortest L_{Fa} during the stretching phase of MTU to peak L_{Fa} during contact and from that to toe-off, respectively.

* and ** show significant differences between KENYAN and CTRL as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

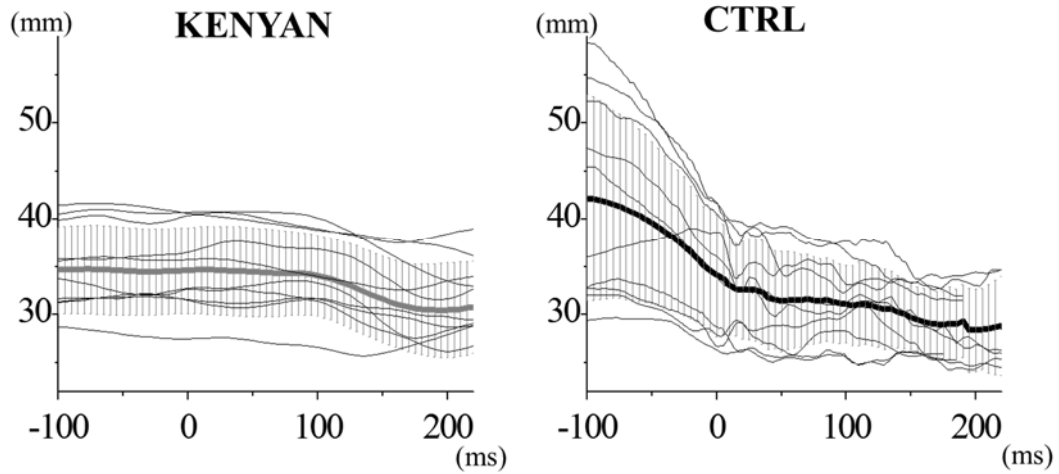


Figure 7. Averaged and individual curves of the MG fascicle behavior during the preactivation and the contact phases in hopping.

The thick lines show the group averaged curves. In the early contact phase, the CTRL subjects showed a rapid fascicle stretch with different timing, but not KENYAN. These rapid fascicle stretches disappeared in the averaged time course curves.

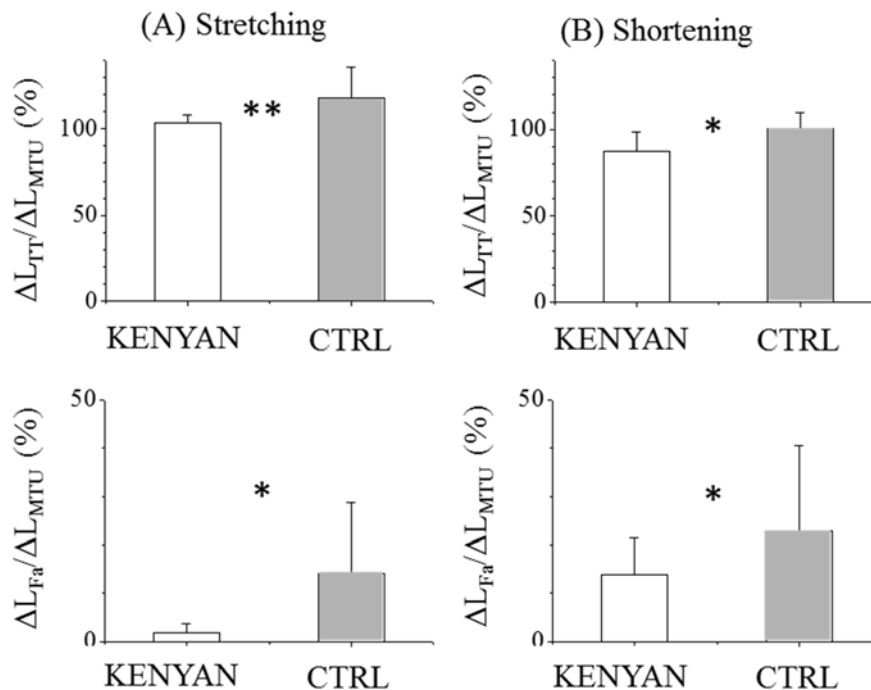


Figure 8. Relative length changes of the Achilles tendinous tissues and fascicle as compared to the muscle-tendon unit (MTU) during the stretching and shortening phases of the contact in hopping.

* and ** show significant differences between KENYAN and CTRL as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

Shortening/Stretching ratio (Spring index)

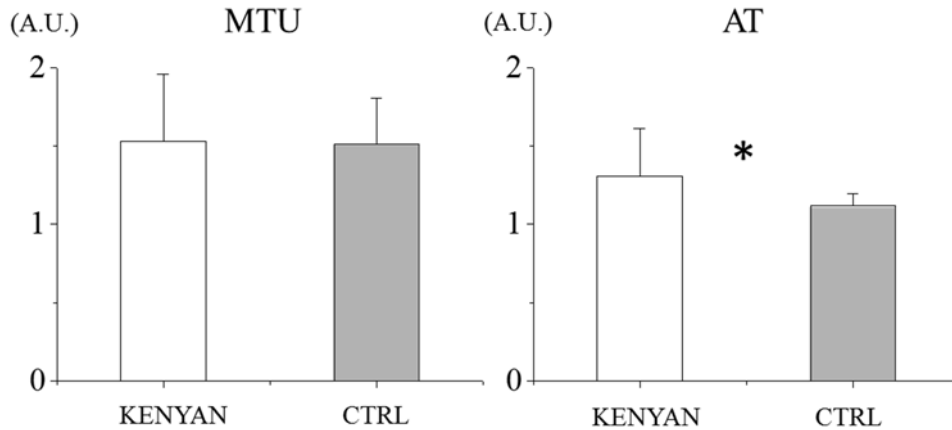


Figure 9. Shortening to stretching ratio for muscle-tendon unit and MG tendinous tissue lengths (L_{MTU} and L_{TT} , respectively) during the contact phase of hopping.

* shows significant difference between KENYAN and CTRL as $p < 0.05$.

さらに、ホッピング中の L_{MTU} と L_{TT} それぞれのバネ指数を調べた結果、 L_{MTU} のバネ指数では両群に有意な違いが認められなかったのに対し、 L_{TT} のバネ指数は CTRL よりも KENYAN で有意に高い値を示した ($p < 0.05$, Figure 9).

ホッピング中の筋活動では、CTRL では、接地前から MG の筋活動が急激に上昇する典型的な SSC 運動の筋活動を示すのに対して、KENYAN では接地前から離地にかけて MG の筋活動の変化は小さかった (Figure 5). 定量化し KENYAN と CTRL 群で筋活動パターンを比較するため、局面間の aEMG Ratio を算出した結果、事前筋活動局面から伸張局面の MG の aEMG Ratio で群間に有意な違いが認められた ($p < 0.05$, Figure 10). 続く伸張局面から短縮局面の SOL と TA の aEMG Ratio で群間に有意な違いが認められた ($p < 0.01$, Figure 10).

それ以外の局面間では、有意な違いが認められなかった。

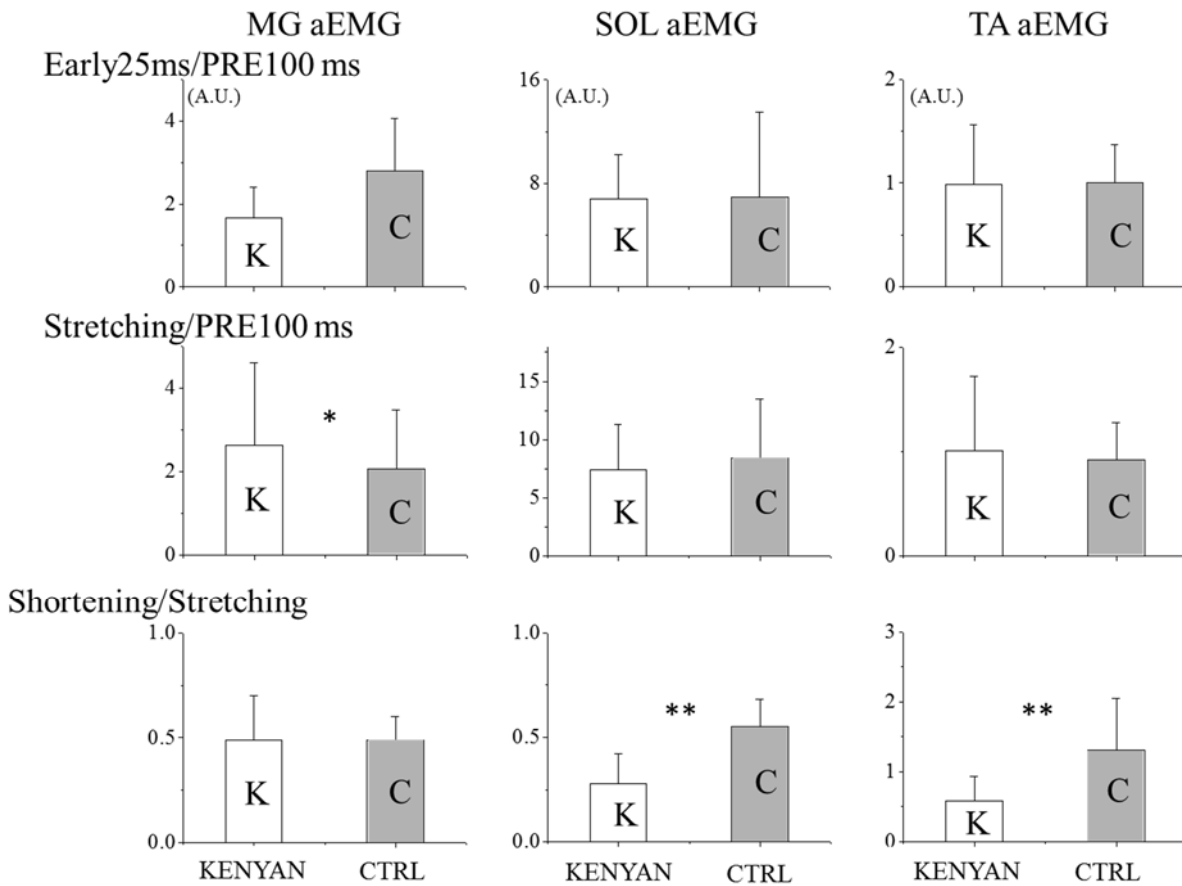


Figure 10. Average EMG (aEMG) ratio of the first 25ms of the stretching phase to the preactivation (Early25ms/PRE100ms), of the global stretching to preactivation phase (Stretching/PRE100ms) and of the shortening to stretching phase (shortening/stretching) during hopping.

* and ** show significant differences between KENYAN and CTRL as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

4.3 運動課題 2 走運動の接地中の神経活動と筋・腱動態

KENYAN と JAPANESE の走運動における接地前 200ms から離地までの足・膝関節角度, MG の LMTU, LTT, L_{Fa}, TA, SOL および MG の 3 筋の EMG の全測定対象者の平均曲線を Figure 11 に示した. 接地瞬間の足・膝関節には両群で違い認められなかった. しかしながら, MEDIUM における伸張局面の足・膝関節角度の屈曲量は KENYAN で有意にそれぞれ小さく, 同様に短縮局面における足・膝関節角度の進展量も MEDIUM の KENYAN で有意にそれぞれ小さかった (Figure 12). また, 両下肢関節角度の影響を受ける LMTU では, LMTU の伸張量 (安静立位時の長さに対する LMTU の伸張量の割合) で両群間に有意な違いが認められず, 逆に MEDIUM の短縮局面で LMTU の短縮量 (安静時の長さに対する LMTU の短縮量の割合) は, JAPANESE よりも KENYAN で有意に小さい値を示した ($p < 0.01$, Figure 13). LTT では, 伸張・短縮量とも KENYAN が両走速度で JAPANESE より有意に低い値を示した (Figure 13). 接地中の L_{Fa} は, 絶対値でも安静立位時の長さに対する相対値においても JAPANESE より KENYAN で有意に短い長さで活動していることが確認された (Figure 14). L_{Fa} の接地局面の短縮量 (安静立位時の L_{Fa} に対する割合) は, MEDIUM で KENYAN が JAPANESE より有意に小さい値を示した (Figure 13). LMTU 全体の変化量に対する LTT の貢献を調べた結果, LTT 伸張率は JAPANESE より KENYAN で小さい値を示し ($p < 0.05$), 逆に LTT 短縮率は JAPANESE より KENYAN が有意に高い値を示した ($p < 0.05$, Figure 15).

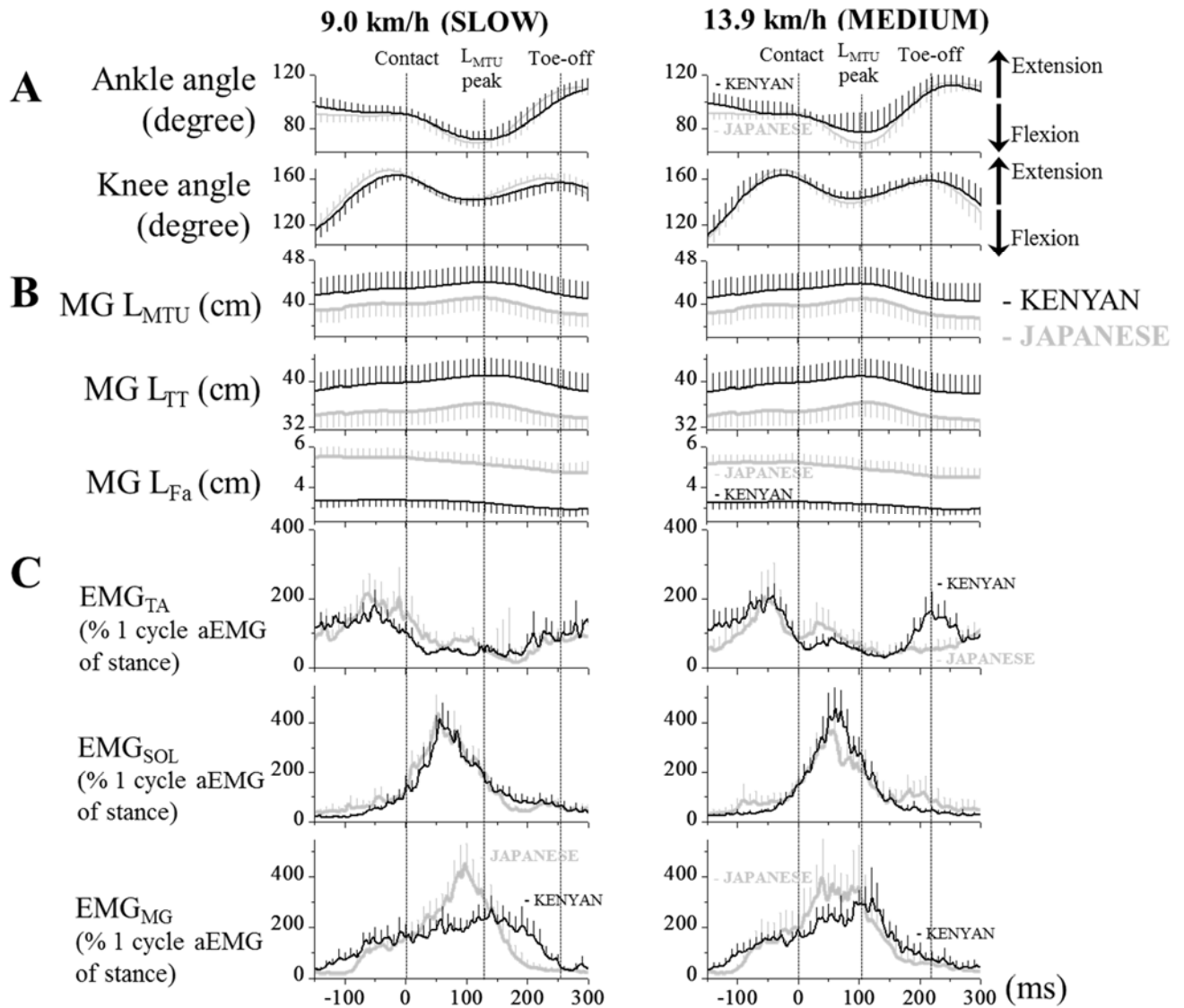


Figure 11. Averaged time course data for kinematics, muscle-tendon length and electromyogram data during pre-contact and contact phases of running.

Time course curves (\pm SD) of the joint angles, length and electromyogram (EMG) data during running. L_{MTU} , L_{TT} and L_{Fa} are the MG muscle-tendon unit (MTU), fascicle and tendinous tissue length. The $Angle_{Ankle}$ and $Angle_{Knee}$ are the ankle and knee joint angles, respectively. The EMG data were normalized by the averaged EMG (aEMG) for the entire step cycle. The first vertical line (0 sec) refers to the initial ground contact. The second vertical line represents the peak MG MTU length during contact. The third vertical line corresponds to toe-off.

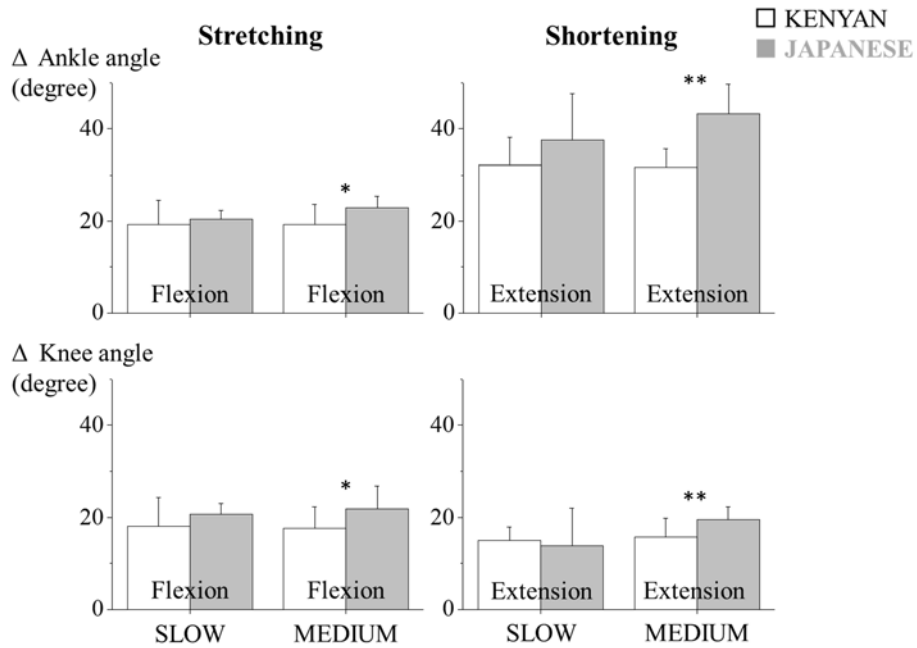


Figure 12. Changes of ankle and knee joint angles during stretching and shortening phases of running for the Kenyan and Japanese runners.

* and **: significant differences between KENYAN and JAPANESE as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

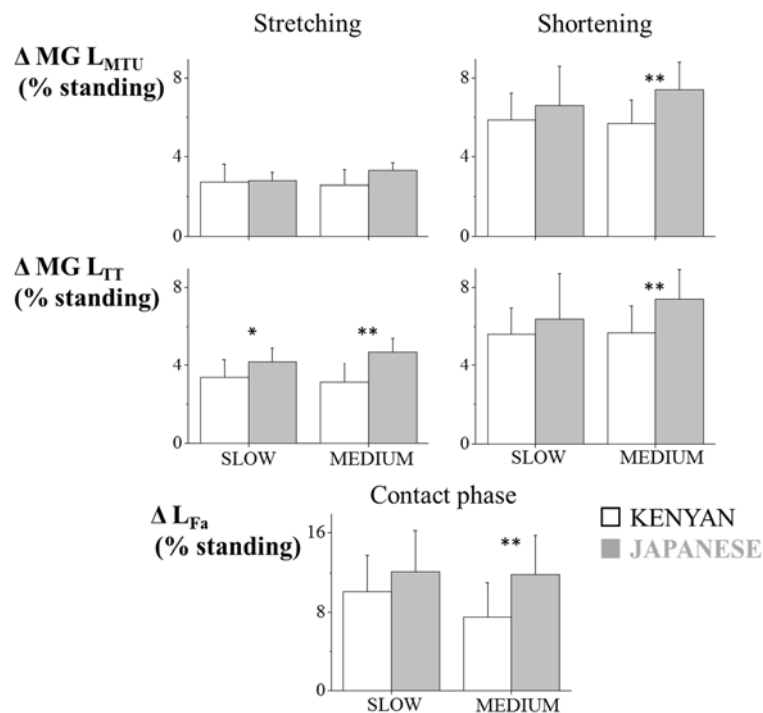


Figure 13. Relative stretching and shortening amplitudes of L_{MTU} and L_{TT} during stretching and shortening phases, and relative shortening amplitudes of L_{Fa} during contact in running.

The values are expressed in the relative scales to their length at the standing position.

* and ** show significant differences between KENYAN and JAPANESE as $p < 0.05$ and $p < 0.01$,

respectively.

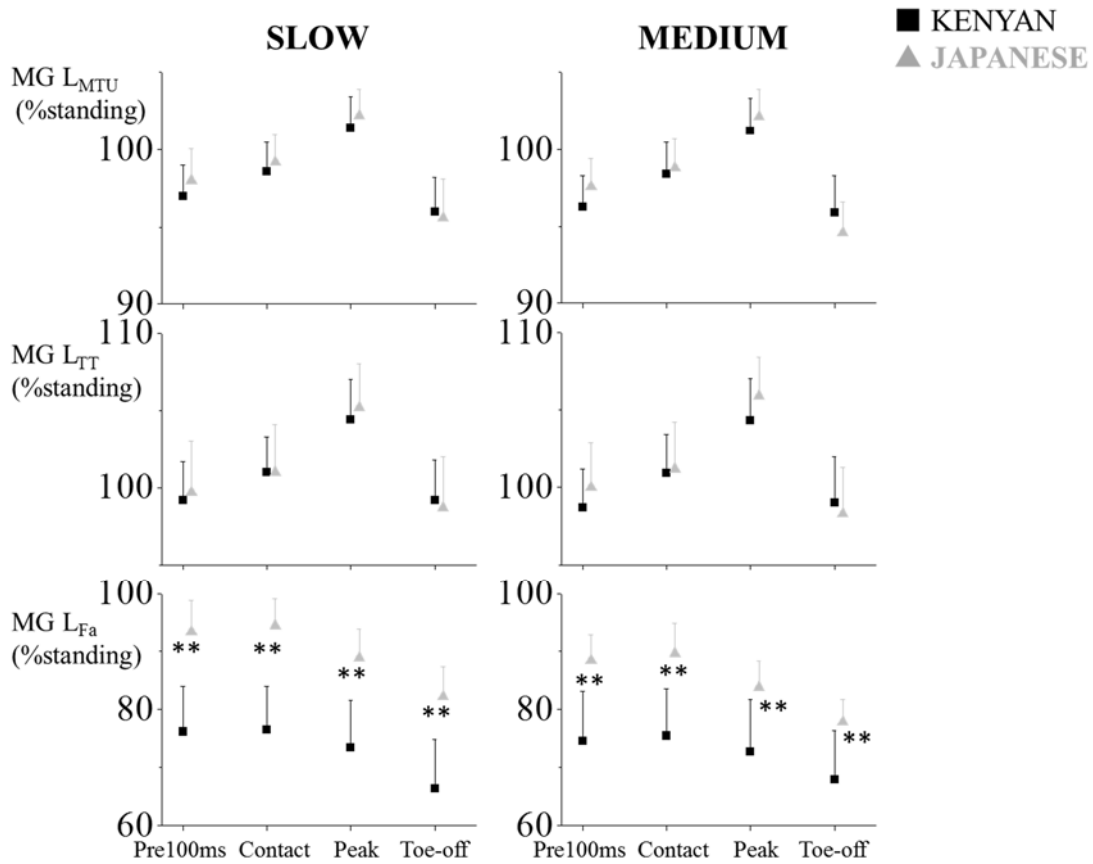


Figure 14. MG lengths of the muscle-tendon unit (L_{MTU}), tendinous tissues (L_{TT}) and fascicle (L_{Fa}) at the 100ms prior to contact (PRE100ms) as well as at contact (Contact), peak MTU length (Peak) and toe-off for the two running speed conditions.

The values are expressed in the relative scales to their length at the standing position.

** shows significant differences between KENYAN and JAPANESE as $p < 0.01$.

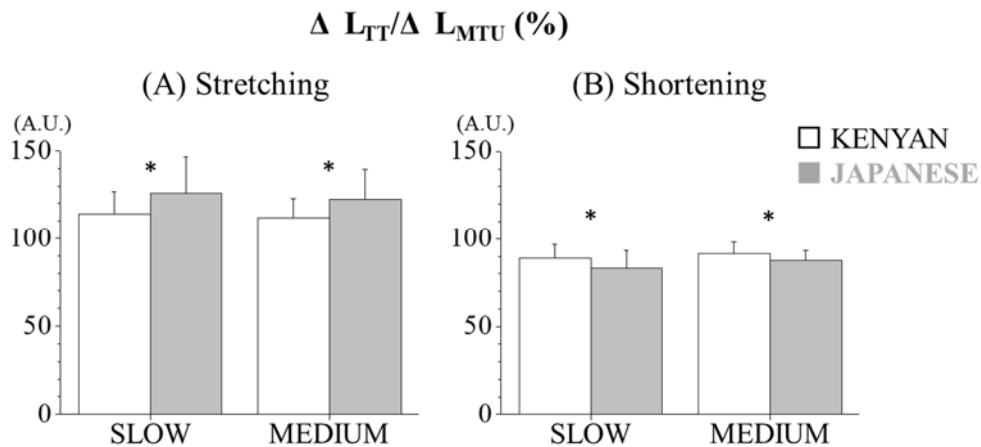


Figure 15. Relative contribution of the MG tendinous tissue stretching (A) and shortening (B) to those of the muscle-tendon unit at each running speed.

* and ** show significant differences between KENYAN and JAPANESE as $p < 0.05$ and $p < 0.01$,

respectively.

走運動中の筋活動では接地局面の MG の筋活動に違い見られた (Figure 11C). JAPANESE は接地 100ms から MG の事前筋活動を急激に増加させるのに対し (MG PRE100ms/PRE200ms EMG ratio, Figure 16), KENYAN では, PRE200ms から PRE100ms で JAPANESE ほど大きな増加が見られず, KENYAN と JAPANESE の MG の PRE100ms/PRE200ms の aEMG ratio で有意な違いが認められた ($p < 0.05$, Figure 16). 続く PRE100ms から伸張局面においても同様に EMG の増加が JAPANESE で見られたのに対し KENYAN では見られず, JAPANESE と KENYAN で MG の伸張局面/PRE100ms の aEMG ratio で有意な違いが認められた. TA でも MG と同様の傾向が認められたが, 加えて短縮局面/伸張局面の MEDIUM の aEMG で KENYAN が有意に高い値を示した ($p < 0.05$, Figure 16). SOL の EMG では全局面を通して有意な違いが認められなかった.

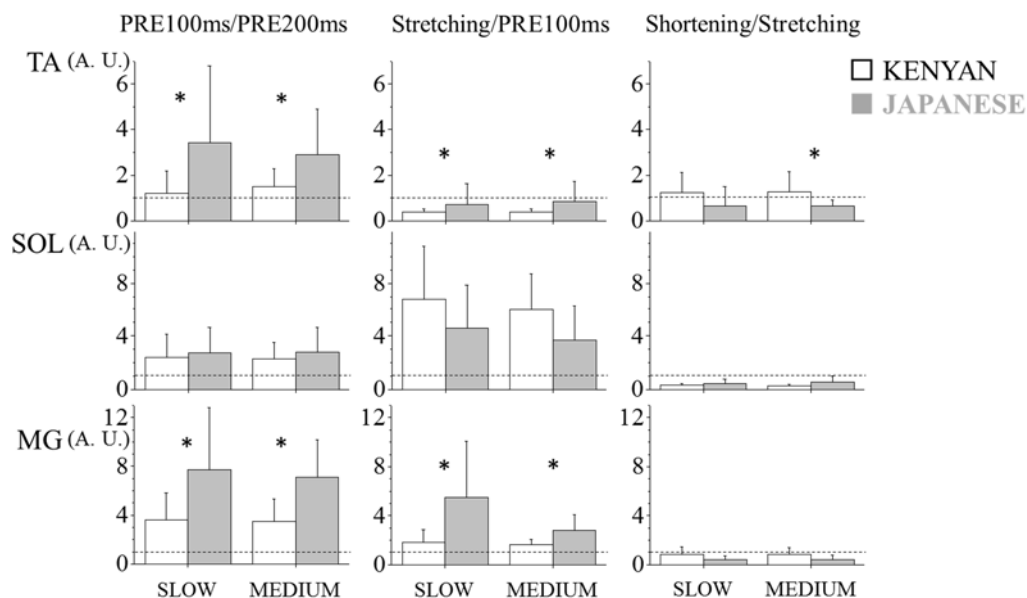


Figure 16. EMG ratios between phases for Kenyan and Japanese runners.

The EMG ratios were calculated between PRE100ms and PRE200ms (PRE100ms/PRE200ms), Stretching and PRE100ms (Stretching/PRE100ms) and between shortening and stretching (Shortening/Stretching) phases. * and ** show significant differences between KENYAN and

JAPANESE as $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

KENYAN の特徴である長い L_{TT} と MA_{AT} が走運動の走効率にどのような影響を与えるのか検討するため、接地中の L_{Fa} の短縮量、接地中の L_{TT} の伸張率 (L_{TT} のストレイン)、走速度 (SLOW から MEDIUM にかけて) の増加に伴う MG の EMG の増加率のそれぞれに対する L_{TT} と MA_{AT} の関係について調べた (Figure 17). その結果、 L_{TT} , MA_{AT} の形態的な特徴と、 L_{Fa} の短縮量、 L_{TT} のストレイン、走速度の増加に伴う MG の EMG の増加率に、それぞれ有意な負の相関関係が認められた. また、競技力の指標となる IAAF スコアと、 L_{Fa} の短縮量、 L_{TT} のストレインと、走速度の増加に伴う EMG の増加量との関係においても、有意な負の相関関係が認められた (Figure 18).

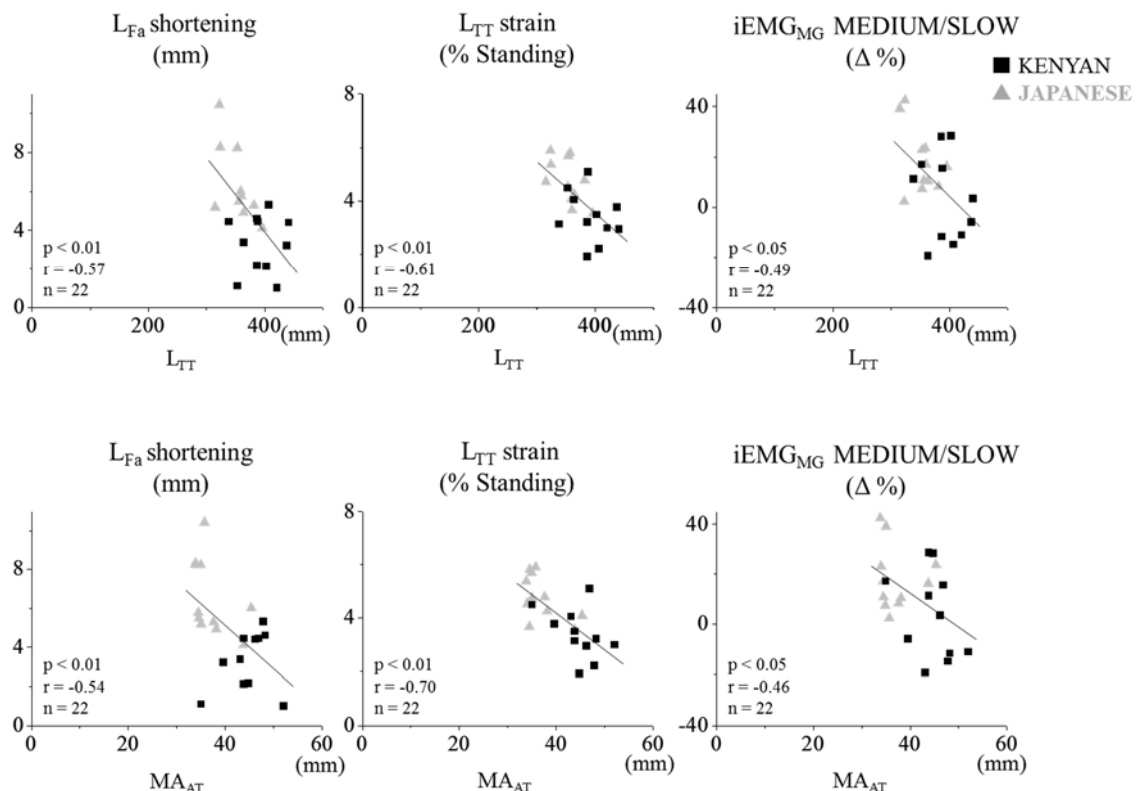


Figure 17. Relationships between L_{TT} at standing and functional parameters measured during running and between MA_{AT} and those functional parameters.

MG fascicle shortening amplitudes (L_{Fa}), relative stretch amplitudes of tendinous tissue during contact for the MEDIUM condition, and the increasing ratio of the MG EMG ($\Delta iEMG_{MG}$) during

contact from SLOW to MEDIUM condition are correlated with L_{TT} at standing and MA_{AT} , respectively.

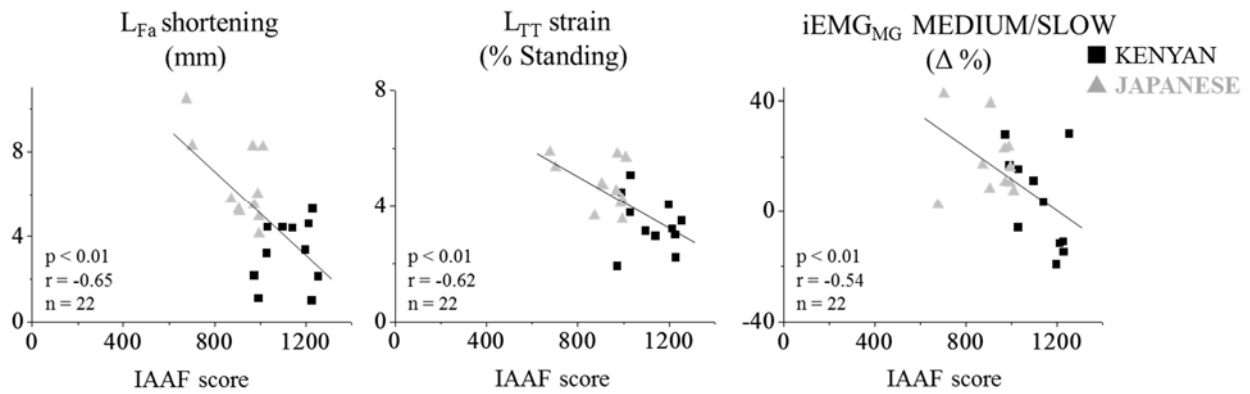


Figure 18. Relationships between IAAF score and each functional parameters for all subjects.

The following parameters were correlated with running performance (IAAF score): Amplitudes of the MG muscle fascicle shortening during contact, the relative stretch amplitudes to its length at standing of MG tendinous tissue during contact and the increasing ratio of the MG EMG ($\Delta iEMG_{MG}$) during contact from SLOW to MEDIUM conditions.

(5) 考察

本研究の目的は、中・長距離陸上競技種目で高いパフォーマンスを発揮しているケニア人中・長距離陸上競技選手、特に、世界記録樹立経験者を含むトップレベルの選手に着目し、彼らの (1) 下腿の骨格・筋腱の形態、(2) 動作条件を制限した代表的な SSC 運動であるホッピング中の筋活動と筋腱動態、(3) 走運動中の筋活動と筋腱動態を明らかにし、彼らの高い競技パフォーマンスを可能にしている骨格や筋・腱の形態的特徴と、ホッピングや走運動中において特異的な筋活動と筋腱動態が存在するのか検討することであった。

5.1 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の下腿の骨格・筋腱の形態

アキレス腱が長く (Scholz et al. 2008, Hunter et al. 2011)、柔らかい (コンプライアント) アキレス腱 (Lichtwark and Barclay 2010) を有するほど、走運動中、アキレス腱の弾性エネルギー貯蔵と再利用を効果的に行なうことができ、SSC のコンセプトに従ってランニング効率を高めることができるとされてきた。本研究の KENYAN でも、安静時のアキレス腱長は、CTRL と JAPANESE よりも有意に長く (Table 3, 4)、競技力 (IAAF スコア) ととも正の相関関係が認められた (Figure 4)。しかしながら、ホッピング中のジャンプスティフネス (vertical stiffness) では CTRL と KENYAN では違いが認められず (Table 5)、ホッピングと走運動の接地中、KENYAN の L_{TT} の伸張量は絶対量でも L_{MTU} に対する相対値でも小さかった。つまり、KENYAN のアキレス腱は長いですが、硬い可能性がある。

アキレス腱の長さ と MA_{AT} は、腱の弾性エネルギーの貯蔵と再利用において重要な役割を

果たすと報告されている (Biewener 2005, Carrier et al. 1994, Hunter et al. 2011). すなわち, 一般ランナーを対象とした先行研究 (Scholz et al. 2008) では, MA_{AT} が短いほどランニングエコノミーが高く, 短い MA_{AT} は走運動接地時の足関節底屈トルクを効果的にアキレス腱張力に変換でき, 弾性エネルギーの貯蔵量を増加することができるかと推察している. しかしながら, 本研究の KENYAN では, MA_{AT} は JAPANESE よりも 20.8%ほど長く, 競技力 (IAAF スコア) とも正の相関関係が認められた. また, 運動課題 2 の走運動において, MA_{AT} が長いほど走速度の増加に対する MG の接地中の筋活動の増加量は少なかった. つまり, 走運動において必要な足関節底屈トルクを下腿三頭筋で発揮する場合, KENYAN の長い MA_{AT} は, 下腿三頭筋で発揮する筋力が少なく済み, 結果として接地時の MG の筋活動量が少なくなった可能性が考えられる. 同様の MA_{AT} の機能的特徴は, Lee と Piazza (2009) の研究結果とも一致しており, 足関節底屈トルクの変化量に対する下腿三頭筋の筋活動は MA_{AT} が短い人ほど大きく変化すると報告している.

腱だけでなく L_{Fa} においても, KENYAN と JAPANESE で違いが見られた (Table 4). KENYAN のように筋束が短いと筋の力発揮における代謝コストを下げることができ, Biewener と Roberts (2000) は, 先述した腱の弾性特性だけでなく, 筋のエネルギー代謝が運動効率に影響する重要因子であると指摘している. しかしながら, 競技力 (IAAF スコア) と安静時の L_{Fa} には相関関係が認められなかった (Figure 4). つまり, KENYAN の L_{Fa} の短さによる筋のエネルギー代謝への利点は確認できなかった. 一方で, MA_{AT} には L_{Fa} と負の相関関係にあり (Lieber 2010), MA_{AT} に対する L_{Fa} の割合は, 関節の回転の際に生じるサル

コメア長の伸張・短縮量に影響を及ぼす。陸上短距離選手を対象とした先行研究 (Lee and Piazza 2009) では、陸上短距離選手は筋が速い収縮速度で大きな力発揮を行うため L_{Fa}/MA_{AT} 比は高い方が有利なのに対して、本研究の KENYAN では、 L_{Fa}/MA_{AT} 比が小さく、競技力 (IAAF スコア) ととも負の相関関係にあった。つまり、KENYAN の下腿は、狭い関節可動域で大きな力発揮を行うのに適した骨格形態をしていた。

5.2 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の腱動態

本研究では、足関節の底背屈動作を制限したホッピングと実際の走運動中の筋活動と筋腱の動態について明らかにした。両運動課題において、KENYAN は接地中の L_{MTU} と L_{TT} の伸張・短縮量が小さかった。先行研究においてホッピングや歩行、走運動の L_{TT} のストレインは 5.8% から 8.3% と報告されているが (Lichtwark and Wilson 2005, 2006, Ishikawa et al. 2007, Hoffrén et al. 2012), 本研究のホッピング中の L_{TT} のピークストレインは KENYAN と CTRL でそれぞれ 5.0% と 8.1% で、走運動では、KENYAN と JAPANESE でそれぞれ $5.0 \pm 2.2\%$ と $6.1 \pm 2.6\%$ と KENYAN で有意に低く、先行研究と比較しても低い値を示した。KENYAN の長い L_{TT} も相まって運動課題中の L_{TT} 伸張率の低さは、中・長距離陸上種目における腱の伸張・短縮の繰り返しによるアキレス腱の疲労やスティフネスの低下 (Mademli et al. 2006, Wren et al. 2003) を抑えることができ、特に長距離走を走る上で有利に働くと考えられる。この点は、先行研究 (榎本ら 2010) で報告されている特徴、長距離種目においてケニア人選手は日本人と比べ、レース全体を通して力学的エネルギー利用の有効性が低下せず維持され走り

続けることができる理由の一部を説明できるのかもしれない。

5.3 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の特異的な筋活動

先行研究では、SSC のコンセプトに従って、主動筋の preactivation と伸張局面前半における筋活動量の大きさや筋活動パターンが、足関節スティフネスやアキレス腱張力を高め、ホッピングパフォーマンスを向上させると報告している (Komi and Nicol 2011, McBride et al. 2008)。運動課題 1 のホッピングの接地中、CTRL では、先行研究と同様の筋活動の傾向が確認されたが、KENYAN では、アキレス腱や足関節スティフネスを高めるような preactivation や PRE100ms から伸張局面前半 (エキセントリック局面の前半) にかけての筋活動はみられなかった (Figure 10)。さらに、KENYAN はホッピングの L_{TT} のバネ指数 (伸張量に対する短縮量の割合) が CTRL より高かった。つまり、従来の SSC のコンセプトと異なり、主動筋の少ない事前筋活動と伸張局面の筋活動にも関わらず、KENYAN は効果的に腱の弾性を利用していた。走運動でも同様に、KENYAN の MG の筋活動は PRE100ms と伸張局面で小さく、 L_{TT} 短縮率 (L_{MTU} の短縮量に対する L_{TT} の短縮量の割合) が高かった。KENYAN でみられたアキレス腱の弾性の効果的な利用は、主動筋の筋活動によって調整されたものではなく、アキレス腱自体の硬さや腱の少ない弛み、さらには少ない腱のヒステリシスなどが影響していると考えられる。

5.4 エリートケニア人中・長距離陸上競技選手の筋動態

両運動課題において、KENYAN の MG の筋束は安静立位時の長さの 70%程度の長さで活動していた。先行研究 (Albracht and Arampatzis 2013, Hofferen et al. 2011, 2012) における一般人のホッピングや走運動では、MG の事前筋活動と関係して MG の筋束が急激に短縮することが確認されている。しかしながら、本研究の KENYAN では、事前筋活動局面の MG の筋活動が少なく接地前から接地中にかけて L_{Fa} が一定であった。KENYAN の小さい筋束の長さ変化、それに関係する筋収縮速度の小ささは、筋の力発揮効率においても有利に働き (Fenn 1924, Fukunaga et al. 2001)、走運動における KENYAN の少ない MG の筋活動と関係しているのかもしれない。KENYAN と同様に、JAPANESE の L_{Fa} も PRE100ms から一定の長さを示していたが、KENYAN と異なり、PRE100ms から MG と TA の共収縮筋活動を伴っていた (Figure 16)。従って、走運動中の筋束の長さ変化が小さい事は、長距離ランナーの特異的な筋束の振る舞いの可能性もあり、ランニング効率に関係するの今後検討していかねばならない。

5.5 下腿の骨格・筋腱の形態と走運動中の筋活動と筋腱動態の関係

走運動中の腱動態で述べたように、KENYAN と JAPANESE 群の区別なく、安静時の L_{TT} が長い選手ほど接地中の L_{Fa} の短縮量と L_{TT} の伸張量が小さく、走速度の増加に伴う筋活動の増加量も小さかった (Figure 17)。 MA_{AT} においても、上記のパラメータと同様の関係が示された。運動課題 1 のホッピングで得られた特徴と同様に、走運動中の KENYAN の特徴と

して、接地中の小さい筋束の長さ変化 (Figure 13) と接地前から伸張局面までの MG と TA の少ない筋活動が確認された (Figure 16). 先の下腿の骨格・筋腱の形態とこれらの結果から、 L_{Fa}/MA_{AT} 比の小さいエリートケニア人中・長距離陸上競技選手の下腿は、狭い関節可動域で大きな力発揮を行うのに適した骨格形態をしており、ホッピングや走運動の接地中、筋・腱の長さ変化を小さく振る舞い、事前筋活動や伸張反射を伴う伸張局面の筋活動を高めないでホッピングや走運動を行っている可能性が高い。従来の事前筋活動や伸張反射を伴う腱の伸張－短縮量を増やす SSC コンセプト (Komi 2000, Ishikawa and Komi 2008) とは異なり、KENYAN は、形態的特徴を活かして効率の高いホッピングや走運動を行っている可能性がある。

5.6 本研究の方法論上の限界

本研究課題では、運動課題 1 と 2 の対照群を同一測定対象者として測定することができなかった。運動課題 1 のホッピングでは一般成人の白人男性を、運動課題 2 の走運動では日本人の中・長距離陸上競技選手を対象群としたため、筋束動態に関する考察が十分に詰められなかった。今後、一般ケニア人や他のアフリカ諸国のアスリート、ヨーロッパのランナーを対象とした追加測定を実施し、長距離走に適した形態が、ケニア人人種による形態的特徴なのか、カレンジン族のみに見られる特徴なのか、それともトレーニングによる適応なのか明らかにしていく必要がある。

本研究における L_{Fa} の測定は、超音波装置を用いて安静立位で行った。しかしながら、足

関節の硬い KENYAN では、安静立位ではすでに筋束が伸張されている可能性が否定できない。実際、走運動の接地中の L_{Fa} は、接地前の筋活動が観察されない局面においても安静立位時の約 70%程度であった。そのため、本研究では、運動中のサルコメアのカー長さ関係における活動域の違いについて明らかにできなかった。今後は、エラストグラフィなど筋の硬さを客観的に評価できる指標を用いて筋の張力を統一して測定して行く必要がある。

本研究は、ケニアで測定を実施したため、地面反力など運動中のキネティクスの測定が行えなかった。そのため、 L_{Tt} の長さ変化でのみによる腱の弾性利用の検討のみの比較になった。今後は、同一対象者を対象にキネティクスの測定を実施し、弾性エネルギーの貢献度など明らかにしていく必要がある。

(6) まとめ

本研究によって、中・長距離陸上競技種目で高いパフォーマンスを発揮しているケニア人中・長距離陸上競技選手の特徴において、下記の点が明らかとなった。

- 1) KENYAN のアキレス腱とアキレス腱組織長は長く、それらは、ホッピングや走運動中、伸張される腱組織の伸張率を軽減していた。
- 2) KENYAN のアキレス腱モーメントアーム(MA_{AT})は長く、それが走運動において必要な足関節底屈トルクを、少ない下腿三頭筋の筋力と、少ない接地時の MG の筋活動量で行うことを可能にしているのかもしれない。

- 3) KENYAN の短い L_{Fa} による筋のエネルギー代謝への利点は、本運動課題では確認できなかった。
- 4) KENYAN の L_{Fa}/MA_{AT} が低かったことから、狭い関節可動域で大きな力発揮を行うのに適した骨格形態をしていると考えられ、本研究のホッピングや走運動においても、その特徴が確認された。
- 5) JAPANESE は、接地後の腱の効果的な伸張のために PRE100ms から MG と TA の共収縮筋活動を伴い L_{Fa} を等尺性に活動させていたが、KENYAN では、ほとんど筋の事前筋活動を伴わずに、 L_{Fa} を等尺性に活動させ腱の効果的な伸張・短縮活動を行っていた。
- 6) 上記の結果、 L_{Fa}/MA_{AT} 比の小さい KENYAN は、狭い関節可動域で大きな力発揮を行うのに適した骨格形態をしており、ホッピングや走運動の接地中、筋・腱の長さ変化を小さく振る舞い、事前筋活動や伸張反射を伴う伸張局面の筋活動を高めないでホッピングや走運動を行っている可能性が高く、従来の事前筋活動や伸張反射を伴う腱の伸張－短縮を増やす SSC コンセプトとは異なり、KENYAN は形態的特徴を活かして効率の高いホッピングや走運動を行っている可能性がある。

(7) 引用文献

af Klint R, Cronin NJ, Ishikawa M, Sinkjaer T, Gray M (2010) Afferent contribution to locomotor muscle activity during unconstrained overground human walking: An analysis of triceps surae muscle fascicles. *J Neurophysiol* 103:1262-1274.

Albracht K, Arampatzis A (2013) Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *Eur J Appl Physiol* 113(6):1605-1615.

Alexander RM (2002) Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133:1001-1011.

Anderson T (1996) Biomechanics and running economy. *Sports Med* 22:76-89.

Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing S, Brüggemann GP (2006) Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol* 209:3345-3357.

Arellano CJ, Kram R (2011) The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *J Biomech* 44(7):1291-1295.

Biewener AA (2005) Biomechanical consequences of scaling. *J Exp Biol* 208:1665-1676.

Biewener AA, Roberts TJ (2000) Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. *Exerc Sport Sci Rev* 28(3):99-107.

Carrier DR, Heglund NC, Earls KD (1994) Variable gearing during locomotion in the human musculoskeletal system. *Science* 265(5172):651-653.

Cavanagh PR, Kram R (1985) The efficiency of human movement-a statement of the problem. *Med Sci Sports Exerc* 17(3):304-308.

Cavanagh PR, Williams KR (1982) The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc* 14(1):30-35.

Chang YH, Huang HW, Hamerski CM, Kram R (2000) The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *J Exp Biol* 203:229-238.

Chang YH, Kram R (1999) Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *J Appl Physiol* 86(5):1657-1662.

Conley DL, Krahenbuhl GS (1980) Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc* 12(5):357-360.

Costill DL, Fink WJ, Pollock ML (1976) Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners. *Med Sci Sports* 8:96-100.

Costill DL, Thomason H, Roberts E (1973) Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. *Med Sci Sports* 5(4):248-252.

Cronin NJ, Ishikawa M, Gray MJ, af Klint R, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T, Voigt M (2009) Mechanical and neural stretch responses of the human soleus muscle at different walking speeds. *J Physiol* 587:3375-3382.

Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour JR, Bourdin M (2004) A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int J Sports Med* 25(3):170-176.

Davenport CB, Love AG (1921) Army Anthropology. Medical department of the United States army in world war, 15. Washington: Office of the Surgeon general, Department of the Army.

Dowson TJ, Taylor CR (1973) Energetic cost of locomotion in kangaroo. *Nature* 246:313-314.

榎本靖士 (2005) 月刊陸上競技. 陸上競技社 (Ed.). 陸上競技のサイエンス：力学的エネルギーからみたケニア人長距離選手の走動作の特徴. 講談社, pp. 134-137.

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) 上月スポーツ教育財団スポーツ研究助成事業報告書 ケニア人長距離選手の生理学的・バイオメカニクスの特徴の究明～日本人長距離選手の強化方策を探る～. (http://www.kozuki.or.jp/jigyouspresearch/list_spres.html)

榎本靖士, 門野洋介, 法元康二, 鈴木雄太, 小山桂史, 千葉哲 (2010) 第 11 回大会世界陸上競技選手権大阪大会日本陸上競技連盟バイオメカニクス研究班報告書 世界一流陸上競技者のパフォーマンスと技術：長距離レースにおける世界一流選手の走動作の特徴. pp. 135-153.

Fenn WO (1924) The relation between the work performed and the energy liberated in muscular contraction. *J Physiol* 58(6):373-395.

Fletcher JR, Esau SP, MacIntosh BR (2010) Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *Eur J Appl Physiol* 110(5):1037-1046.

Fletcher JR, Pfister TR, Macintosh BR (2013) Energy cost of running and Achilles tendon stiffness in man and woman trained runners. *Physiol Rep* 1(7):e00178. doi: 10.1002/phy2.178.

Fukunaga T, Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H (2002) Muscle and tendon interaction during human movement. *Exerc Sport Sci Rev* 30:106-110.

Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN (2001) In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 268(1464):229-233.

Hawkins D, Hull ML (1990) A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech* 23:487-494.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361-374.

Herskovitz MJ (1930) *The anthropometry of the American Negro*. New York. Columbia university press.

Himes JH (1979) Secular change in body proportions and composition. In Roche, A(Ed.). *Secular trends in human growth, maturation, and development*. Monographs of the society for research in child development 179:28-58.

Hoffrén M, Ishikawa M, Avela J, Komi PV (2012) Age-related fascicle-tendon interaction in repetitive hopping. *Eur J Appl Physiol* 112(12):4035-4043.

Hoffrén M, Ishikawa M, Rantalainen T, Avela J, Komi PV (2011) Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping. *J Electrom Kinesiol* 21:483-491.

Hogberg P (1952) How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running? *Arbeitsphysiologie* 14(6):437-441.

Hunter GR, Katsoulis K, McCarthy JP, Ogard WK, Bamman MM, Wood DS, Den Hollander JA, Blaudeau TE, Newcomer BR (2011) Tendon length and joint flexibility are related to running economy. *Med Sci Sports Exerc* 43:1492-1499.

Ishikawa M, Komi, PV (2007) The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. *J Appl Physiol* 103:1030-1036.

Ishikawa M, Komi PV (2008) Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exerc Sport Sci Rev* 36:193-199.

Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV (2007) Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture* 25:380-384.

Ishikawa M, Sano K, Kunimasa Y, Oda T, Nicol C, Ito A, Komi PV (2013) Economical running strategy for East African distance runners. *J Phys Fitness Sports Med* 2:361-363.

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

Joyner MJ (1991) Modeling: optimal marathon performance on the basis of physiological factors. *J Appl Physiol* 70:683-687.

Kaneko M, Fuchimoto T, Ito A, Toyooka J (1987) Mechanical efficiency of sprinters and distance runners during constant speed running. In: Matsui H, Kobayashi K (eds) *Biomechanical VIII-B*. Human kinetic publishers, Champaign III, pp. 754-761.

Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T (1993) Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied

than in normal muscles. *J Appl Physiol* 74(6):2740-2744.

Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T (2002) In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* 540: 635-646.

Knuttgen HG (1961) Oxygen uptake and pulse rate while running with undetermined and determined stride lengths at different speeds. *Acta Physiol Scand* 52:366-371.

Komi PV (2000) Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33(10):1197-1206.

Komi PV, Bosco C (1987) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10:261-265.

Komi PV, Nicol C (2011) Neuromuscular aspects of sport performance, Volume XVII. In P. V. Komi (ed.), *Stretch-shortening cycle of muscle function* (pp. 15-31). Oxford, UK: Wiley-Blackwell.

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* 70:127-135.

Kunimasa Y, Sano K, Oda T, Nicol C, Komi PV, Locatelli E, Ito A, Ishikawa M (2014) Specific muscle-tendon architecture in elite Kenyan distance runners. *Scand J Med Sci Sports* 24:e269-e274.

Larsen HB, Christensen DL, Nolan T, Søndergaard H (2004) Body dimensions, exercise capacity and physical activity level of adolescent Nandi boys in western Kenya. *Ann Hum Biol* 31(2):159-173.

Larsen HB, Nolan T, Borch C, Søndergaard H (2005) Training response of adolescent Kenyan town and village boys to endurance running. *Scand J Med Sci Sports* 15(1):48-57.

Lee SS, Piazza SJ (2009) Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. *J Exp Biol* 212:3700-3777.

Lieber RL (2010) *Skeletal Muscle Structure, Function and Plasticity*. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins.

Lichtwark GA, Barclay CJ (2010) The influence of tendon compliance on muscle power output and efficiency during cyclic contractions. *J Exp Biol* 213:707-714.

Lichtwark GA, Wilson AM (2005) In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol* 208:4715-4725.

Lichtwark GA, Wilson AM (2006) Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *J Biomech* 40(8):1768-1775.

Lucia A, Esteve-Lanao J, Oliván J, Gomez-Gallego F, San Juan AF, Santiago C, Pérez M, Chamorro-Viña C, Foster C (2006) Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 31(5):530-540.

Mademli L, Arampatzis A, Walsh M (2006) Effect of muscle fatigue on the compliance of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Biomech* 39(3):426-434.

Malina RM (1969) Growth and Physical Performance of American Negro and White Children. *Clin Pediatr* 8(8):476-483.

Malina RM, Harper AE, Avent HH, Campbell DE (1971) Physique of female track and field athletes. *Med Sci Sports* 3(1):32-38.

McBride JM, McCaulley GO, Cormie P (2008) Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. *J Strength Cond Res* 22(3):750-757.

Mero A, Komi PV, Gregor RJ (1992) Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Med* 13(6):376-392.

Modica JR, Kram R (2004) Energy cost and muscular activity required for leg swing in running. *J Appl Physiol* 94:1766-1772.

Mooses M, Mooses K, Haile DW, Durussel J, Kaasik P, Pitsiladis YP (2014) Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners. *J Sport Sci* (Epub ahead of print).

Morgan DW, Martin PE, Baldini FD, Krahenbuhl GS (1990) Effects of a prolonged maximal run on running economy and running mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 22(6):834-840.

Morgan DW, Martin PE, Krahenbuhl GS (1989) Factors affecting running economy. *Sports Med* 7(5):310-330.

Noakes TD (2002) *Lore of Running* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics:433-442.

Onywera VO, Kiplamai FK, Boit MK, Pitsiladis YP (2004) Food and macronutrient intake of elite Kenyan distance runners. *Int J Sport Nutr Exerc Metab* 14(6):709-719.

Onywera VO, Scott RA, Boit MK, Pitsiladis YP (2006) Demographic characteristics of elite Kenyan

endurance runners. *J Sports Sci* 24(4):415-422.

Peters EM, Goetzsche JM (1997) Dietary practices of South African ultradistance runners. *Int J Sport Nutr* 7(2):80-103.

Powers SK, Dodd S, Deason R, Byrd R, Mcknight T (1982) Ventilatory Threshold, Running Economy and Distance Running Performance of Trained Athletes. *Res Q Exerc Sport* 54(2):179-182.

Raichlen DA, Armstrong H, Lieberman DE (2011) Calcaneus length determines running economy: implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals. *J Hum Evol* 60(3):299-308.

Roberts TJ, Marsh RL, Weyand PG, Taylor CR (1997) Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science* 275(5303):1113-1115.

Ross W, Ward R (1984) Proportionality of Olympic athletes. *Med Sport Sci* 18:110-143.

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

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

Scholz MN, Bobbert MF, van Soest AJ, Clark LR, van Heerden J (2008) Running biomechanics: shorter heels, better economy. *J Exp Biol* 211:3266-3271.

Scott SH, Engstrom CM, Loeb GE (1993) Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging. *J Anat* 182:249-257.

Scott RA, Georgiades E, Wilson RH, Goodwin WH, Wolde B, Pitsiladis YP (2003) Demographic characteristics of elite Ethiopian endurance runners. *Med Sci Sports Exerc* 35(10):1727-1732.

Spiriev B (2011) IAAF scoring tables. Multiprint, Monaco.

Tanser T (1997) *Train Hard, Win easy: The Kenyan Way (Mountain view: Tafnew)* pp. 55-59

Tunner J (1964) *Physique of the Olympic athlete*. London: George Allen and Unwin.

Williams KR, Cavanagh PR (1987) Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl physiol* 63:1236-1245.

Wren TA, Lindsey DP, Beaupré GS, Carter DR (2003) Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. *Ann Biomed Eng* 31(6):710-717.

吉岡利貢, 中垣浩平, 中村和照, 向井直樹, 鍋倉賢治 (2009) 筋の形態的特徴が長距離パフォーマンスに及ぼす影響. *体育学研究* 54:89-98.

謝辞

博士論文執筆にあたり多くの先生方や先輩方にご指導とご協力をいただきました。大学院博士前期課程からの指導教員であります石川昌紀先生には、本研究プロジェクトの遂行と本論文をまとめるにあたり、研究者として、また、人として恥じぬよう、時には厳しく、優しさと熱意のこもった指導を賜りました。また、研究に向かう姿勢や研究に対する考え方をはじめ、研究の細部に至るまで丁寧なご指導をいただきました。また、伊藤章先生には、研究を現場に活かす姿勢をご教授いただきましたとともに、バイオメカニクスの見解の点で、多くのご支援、ご指導を賜りました。伊藤美智子先生には、教務補佐時代に大学院へ進学するにあたり今日に至るきっかけを頂き、今日まで大きな優しさで温かく見守っていただきました。心より感謝申し上げます。

ケニアやヨーロッパでの測定、国際学会ジャーナルへの論文執筆にあたり、多大なご支援とご指導をいただきましたフィンランド ユヴァスキュラ大学 Paavo V Komi 先生と Merja Hoffrén-Mikkola 先生、フランス マルセイユ大学 Nicol Caroline 先生、国際陸上競技連盟 Elio Locatelli 先生、ユヴァスキュラ大学兵庫教育大学 小田俊明先生、IAAF High Performance Training Centre Kipchoge Keino 先生、国際学会ジャーナルへの論文執筆にあたり英語のご指導をいただきました、大阪体育大学 Julian Wayne 先生には、心より感謝申し上げます。

博士課程在学中、先輩方や同期、後輩の存在が、研究を進めていく上で、大きな支えとなりました。研究を進めるにあたり、ご支援、ご協力を頂きながら、ここにお名前を記すことが出来なかった多くの方々に、心より感謝申し上げます。

最後になりますが、これまで私を温かく見守り、そして支援してくださった両親、姉妹、義兄に心から感謝いたします。

本研究は、JSPS 科研費 23500729, 23700756, 20800061 の助成と国際陸上連盟の協力によって実施されました。ここに記して感謝の意を表します。

2015年6月

佐野 加奈絵