発育に伴う腱組織の形状的・力学的特性の変化様相

および発育期に特有な障害(骨端症)の発生要因の解明

研究代表者: 茂木康嘉

目次

要約	 1
緒言	 2
方法	 4
結果	 11
考察	 13
結論	 16
謝辞	 17
参考文献	 18

発育に伴う腱組織の形状的・力学的特性の変化様相

および発育期に特有な障害(骨端症)の発生要因の解明

茂木康嘉

要約

【目的】本研究の目的は,発育に伴いアキレス腱の機械的特性がどのような変化様相を示すのかを明らかにすることと,骨長の発育と筋腱複合体長の発育には時間的にずれがみられ,筋腱複合体長が受動的に引き伸ばされてしまう時期が発育期において観察されるのかを明らかにすることであった.

【方法】14 名の男子小学生(ESB 群), 30 名の男子中学生, 20 名の男子高校生(HSB 群), 15 名の成人 男性(ADT 群)が本研究に参加した. 男子中学生は, 身長と暦年齢から推定した PHV(Peak height velocity)年齢を基に PHV_{pre} 群と PHV_{post} 群の 2 群に分けた. 安静時におけるアキレス腱長とアキレス腱 断面積および等尺性の足関節底屈トルク発揮中のアキレス腱の伸長は, B モード超音波法を用いて測定 した. 腱の応力・歪み曲線におけるつま先領域から線形領域に移行する点(境界点)のストレイン(StrainTP), 腱スティフネス, ヤング率, ヒステリシスを算出した.

【結果】StrainTPとアキレス腱断面積には、群間で統計的な差はみとめられなかった. PHV_{pre}群の腱スティフネス、ヤング率およびヒステリシスはそれぞれ 291.6 ± 68.8 N/mm, 811.9 ± 204.4 MPa, 31.0 ± 15.0 % であり、PHVpost 群(456.4 ± 207.7 N/mm, 1435.2 ± 797.9 MPa, 11.8 ± 15.3 %), HSB 群(477.7 ± 147.6 N/mm, 1478.4 ± 425.0 MPa, 14.8 ± 15.3 %), ADT 群(535.5 ± 222.1 N/mm, 1592.0 ± 726.9 MPa, 13.3 ± 10.0 %)の値と有意に異なることが示された. しかしながら、ESB 群(279.9 ± 84.8 N/mm, 793.6 ± 231.6 MPa, 26.0 ± 12.6 %)との間には統計的な差はみとめられなかった.

【結論】アキレス腱は、PHV頃に固く、弾性エネルギーの解放効率のよい腱に劇的に変化することが示唆 された.また、これまではPHV頃の骨長の急激な発育に、筋腱複合体長の発育が伴わず受動的に腱が 伸長されてしまうと考えられてきたが、この仮説は支持されなかった.よって、発育そのものがシーバー病 等の発育期に特有な障害の原因ではなく、繰り返しの負荷による使い過ぎや骨のアライメントといった要因 が、シーバー病を引き起こす要因であることが示唆された.

代表者所属: 早稲田大学スポーツ科学研究センター

思春期スパートは特別な疾病・障がい等がない思春期のヒトに現れる.この思春期スパートは、一時的に 身長や体重などの発育が加速する現象であり、スパートが発現するタイミングや程度(発育速度の度合い) は個人差が大きいものの(Malina et al. 2004), 哺乳類の中でもヒトにのみに特異的に起こる(Bogin 1999). 思春期スパートを迎えると, 身長の最大発育速度(Peak height velocity: PHV)が観察されるが (Tanner 1981), 体重や筋量もこの PHV 頃に発育速度が加速し, 急激な発育が観察される (Malina et al. 2004). PHV 頃にみられる体重の急激な増加は、身体の移動運動時における地面反力を増大させ、ま た,筋量の急激な増加は,筋の収縮による腱張力を増大させる.腱張力の増大や地面反力の増大は,腱 に対する機械的負荷を増大させることにつながり, 腱は増大した機械的負荷に抗するために腱をより強固 にしていること、即ち腱スティフネスを増加させていることが予想される. 腱スティフネスを増大させる要因に は腱の形状特性(腱長及び腱横断面積)と材料特性(ヤング率)が挙げられ(Butler et al. 1978), 腱はステ ィフネスを増加させるために腱の形状特性か材料特性の一方を変化させている、あるいは両方の特性を変 化させていることが考えられる. 先行研究では, 10 歳頃の子どもと成人の比較や小学生, 中学生と成人と の比較から, 腱スティフネスは成人に高いことが明らかとなっているものの(Kubo et al. 2001, O'Brien et al. 2010, Waugh et al. 2012, 茂木ら 2013), 思春期の中でも特に PHV が発現する時期の腱の形状・ 力学的特性に関しては明らかとなっていない. PHV が発現する時期の腱の形状・力学的特性を明らかに することは、ヒト生体腱における力学的特性の発育様相を示すことになり重要である. そこで、本研究では、 PHV 頃のアキレス腱の形状・力学的特性について検討することを一つ目の目的とした.

思春期スパートが観察される時期において、「発育」そのものがオスグッド病やシーバー病などの傷害に おける誘因であることが報告されている(Micheli and Klein 1991, Micheli and Fehlandt 1992, Scharfbillig et al. 2008). 即ち,思春期スパートに伴う骨長の急激な増加が誘引となって筋腱複合体の 受動伸長を引き起こし、腱付着部(apophysis)に慢性的な牽引力がくわわることが考えられている. 一方で、 骨長の増加に対して筋腱複合体長の増加が伴わないという仮説は広く受け入れられているものの、そのよ うな現象が実際にみられるか否かについては実験的なデータによって示されていない. もし、骨長の発育 に対して筋腱複合体長の発育が伴わず、筋腱複合体が受動的に伸長されているのであれば、腱の歪み-応力関係におけるつま先領域はその伸長分減少する(境界点におけるストレインが減少する)ことが予想さ れる(図 1). そこで、筋腱複合体が受動的に伸長される現象がみられるか否かについて明らかにすることを 二つ目の目的とした.



図1 歪み・応力曲線における腱の受動伸長に伴う境界点の移行の概念図 つま先領域から線形領域に移行する境界点は腱の受動伸長に伴い 左側に移行(つま先領域が減少する)ことが予想される. 1. 被験者

被験者は, 男子小学生 14 名(以下, ESB 群)(年齢: 11.4 ± 0.8 歳, 身長: 1.41 ± 0.1 m, 体重: 35.6 ± 9.7 kg; 平均值 ± 標準偏差), 男子中学生 30 名(年齡: 13.6 ± 1.0 歳, 身長: 1.57 ± 0.12 m, 体重: 45.6±11.7 kg), 男子高校生 20 名(以下, HSB 群)(年齡: 17.1±0.9 year, 身長: 1.70±0.05 m, 体重: 60.9 ± 4.3 kg)と健常な成人男性 15 名(以下, ADT 群)(年齢: 25.7 ± 2.2 歳, 身長: 1.70 ± 0.05 m, 体 重: 65.7 ± 7.2 kg)であった. 全ての被験者は, 腱断裂などの腱および腱周囲組織を著しく損傷するような 傷害の既往歴がない者であった.対象とした被験者の体格は、日本人の同年代の平均的な体格(13歳: 1.60 m, 49 kg, 25 歳: 1.72 m, 67 kg; 文部科学省平成 22 年度体力運動能力調査統計表一覧よりと類 似していた. 男子中学生のデータは茂木ら(2012)のデータを用い, 暦年齢と身長のデータからソフトウェア を用いて推定した PHV 年齢(PHV age)に基づいて PHV 年齢が測定日よりも前であった群(PHV Pre)と後 であった群(PHVPost)の2群に分けた.なお,身長最大発育速度年齢をより正確に算出するために,1年毎 の暦年齢と身長の中学3年間分のデータを聞き取り調査および縦断測定を実施し取得した.被験者の内, 7名については卒業や測定の不参加によって2年分のデータしか取得できなかった. 全ての群における身 体的特徴は表1に示した.実験の実施に際し、被験者には本研究の目的、内容、安全性について充分に 説明し,実験参加の同意を得た.また,被験者が未成年の場合は,保護者にも実験参加の同意を得た.な お、本研究は、早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」より承認を得て実施した。

4

		ESB	$\mathrm{PHV}_{\mathrm{pre}}$	$\mathrm{PHV}_{\mathrm{post}}$	HSB	ADT
年齢	(yrs)	$11.4~\pm~0.78$	$12.9~\pm~0.48$	$14.3~\pm~0.90$	$17.1~\pm~0.88$	$25.5~\pm~2.18$
身長	(m)	$1.40~\pm~0.10$	$1.47~\pm~0.07$	$1.67 ~\pm~ 0.06$	$1.70~\pm~0.05$	$1.72~\pm~0.05$
体重	(kg)	$35.6~\pm~9.66$	$36.0~\pm~4.08$	55.3 ± 8.10	$60.9~\pm~4.29$	65.7 ± 7.20
下腿長	(mm)	320.7 ± 26.7	337.7 ± 19.1	383.7 ± 17.4	$392~\pm~16.2$	389.3 ± 16.9

2. 実験設定 (図 2)

腱の力学的特性の計測を実施するために被験者には,等尺性足関節筋力計(VTF-002, VINE, Japan)上に伏臥位・膝関節完全伸展位・足関節角度 0 度(解剖学的中間位)の姿勢をとらせた.この時, 筋力計の回転中心と被験者の右足関節回転中心を目視にて一致させた.さらに,被験者の足部と臀部を 筋力計のフットプレートおよび台座にそれぞれストラップを用いて固定した.

足関節底屈トルクのデータを取得するために筋力計を用いた. 筋力計の張力センサーから得たアナログ 信号を増幅するためにストレインアンプ(DPM-611B, Kyowa, Japan)を介した. 増幅したアナログ信号は, デジタル変換のために A/D 変換機(Power-Lab 16SP, ADInstruments, Australia)を介してパーソナ ルコンピューター(Latitude E5400, DELL, Japan)にサンプリング周波数 1 kHz で取り込んだ.

試行中の足関節角度変化を計測するためにゴニオメーター(SG110/A, Biometrics, UK)を用い, A/D 変換機を介してパーソナルコンピューターにサンプリング周波数1kHzで取り込んだ. ゴニオメーターの貼 付時には, 下腿の長軸方向と足部の長軸方向に沿うように留意した.

腓腹筋内側頭の遠位筋腱移行部の縦断画像を撮像するためにBモード超音波法(SSD-6500, Aloka, Japan)を用いた. 画像を鮮明に撮像するために電子リニアプローブ(UST-5712:発信周波数 7.5 MHz, Aloka, Japan)の表面にエコーゼリーを塗布し, さらにウォーターバッグ(MP-2463, Aloka, Japan)を取り

付けた. 取得した画像は, 筋力計より取得したトルクのデータと同期させるためにビデオタイマー(VTG-55,



For-A, Japan)を介して、30 Hz でデジタルビデオテープに記録した.

3. 試行

被験者には, 試行を行う前にウォーミングアップとして, 最大随意収縮(MVC: Maximal voluntary contraction)を含む等尺性の足関節底屈トルク発揮を数回実施させた. 充分にウォーミングアップを実施 させた後に, まず, 最大随意底屈トルクの測定の為に MVC での等尺性足関節底屈トルクを計測した. 試 行は, 少なくとも 2 回実施させた. 実験中に, 2 試行分のトルクの最大値の差を確認し, その差が 10%を 越えた場合は, 10%以内に収まるデータが取得できるまで 2 分以上の休息を挟みつつ試行を繰り返し実 施させた. 次に, アキレス腱の力学的特性の測定の為に, 被験者には, 脱力状態から 5 秒間で MVC に 達し, その後 1 秒間 MVCを維持し, 5 秒間で完全脱力に至るランプ状のトルク発揮を2回実施させた(ラ ンプ試行). トルク発揮がランプ状に行えなかったり, トルク発揮レベルが極端に低かったりした場合には追 加試行を行った. 各ランプ試行間についても, 2 分以上の休息を挟んだ. ランプ試行時には, 被験者がラ ンプ状のトルク発揮を充分に行えるようにモニターを用いてトルク波形を視覚的にフィードバックしながら実施した.最後に,関節角度変化に対する腓腹筋内側頭遠位筋腱移行部の移動を測定するために,被験者の足関節角度を背屈10度から底屈20度まで10度毎に受動的に変化させるパッシブ試行を実施した. 被験者には,試行中に筋収縮を起こさないように指示した.また,測定中のトルク波形の振幅にトルク発揮が疑われるような波形が観察されていないことを確認しながら測定を行った.

4. 測定項目および分析方法

4-1. 腱の形態学的特性 (図 3)

4-1-1. 安静時のアキレス腱長(自然長)

アキレス腱長の測定は,膝関節完全伸展位,足関節角度0度(解剖学的中間位)で伏臥位の姿勢で行っ た.測定中に筋収縮を起こさせないように,被験者に対して安静を指示した.腓腹筋内側頭の遠位側の筋 腱移行部の位置と踵骨隆起の位置は,Bモード超音波法を用いて確認し,被験者の皮膚表面上にマーク した.布製メジャーを用いて皮膚表面上にマークした2点間の距離を,下腿の表面に沿って計測し,その 長さを安静時のアキレス腱長とした(Muraoka et al. 2002).計測は1 mm刻みで行った.3名の成人男性 を対象として日を変えてこの測定を2回実施した時の平均値±標準偏差は,178.7±25.0 mm (1 回目) と179.3±27.0 mm (2 回目)であった.また,被験者内の2 回の測定における値の変動係数は0%~1.0% であった.

4-1-2. 安静時のアキレス腱断面積

7

アキレス腱断面積の測定は, 膝関節完全伸展位, 足関節角度 0 度(解剖学的中間位)で伏臥位の姿勢 で行った. 踵骨付着部から近位に向かってアキレス腱長の 10%~30%部位まで 10%毎に超音波横断画 像を取得した. 取得した画像は, ソフトウェア(Image J)を用いて解析を行った. アキレス腱断面積はアキレ ス腱長の 10%・20%・30%部位の平均値を個人の代表値として採用した. 3 名の成人男性を対象として日 を変えてこの測定を2 回実施した時の平均値 ± 標準偏差は, 50.4 ± 2.1 mm²(1 回目)と 51.6 ± 2.2 mm²(2 回目)であった. また, 被験者内の2 回の測定における値の変動係数は 2.4%~6.6%であった.



図3アキレス腱の超音波横断および縦断画像

それぞれの超音波画像はアキレス腱の踵骨付着部(a), 腓腹筋内側頭遠位筋腱移行部(b) およびアキレス腱横断面積(c)を表している.

4-2. 腱の力学的特性

4-2-1. 腱伸長 (図 4)

始めに, ソフトウェア(Image J)を用いてデジタルビデオテープに録画したランプ試行時およびパッシブ

試行時における腓腹筋内側頭の遠位筋腱移行部の移動距離をデジタイズすることにより求めた.なお,ラ

ンプ試行時では安静時(0%MVC)から 10%MVC 毎に筋腱移行部をデジタイズし、パッシブ試行時では背 屈 10 度から底屈 20 度まで 10 度毎にデジタイズした.分析は、2 回実施しその平均値を代表値として用 いた.2 回の分析の変動係数の平均値および標準偏差は 2.3 ± 2.2%であった.外見上は「等尺性」の足 関節底屈トルク発揮であっても、筋力計そのものの剛性や力発揮に伴う固定の緩みなどによって、回避で きない足関節の角度変化が生じてしまう(Magnusson et al. 2001, Arampatzis et al. 2005). そこで、パ ッシブ試行中における 10 度毎の腓腹筋内側頭の遠位筋腱移行部の移動距離と関節角度変化との関係 を直線回帰し、ランプ試行中の足関節角度変化による筋腱移行部の移動距離を補正した(Magnusson et al. 2001). これらより、本研究では、足関節底屈トルク発揮時における筋腱移行部の移動距離から足関節 角度変化によって生じた筋腱移行部の移動距離を引いた値を腱伸長とした.



リファレンスマーカー

図4 安静時および等尺性の足底屈トルク発揮時の 腓腹筋内側頭遠位筋腱移行部における 超音波縦断画像の典型例 腱張力は, Muraoka et al. (2005)の方法に習い, 次式を用いて算出した.

$F[N] = TQ[Nm] \times MA^{-1}[m]$

ここで、F [N]は腱張力、TQ [Nm]は筋力計によって測定された足関節底屈トルク、MA [m]はアキレス腱 のモーメントアームをそれぞれ示している.本研究では、下腿長と足関節角度変化から Grieve et al. (1978)の式を用いて算出した筋腱複合体長の変化量 Δ L [m]を、足関節角度 Δ θ [rad]で除すことによって 被験者毎に足関節角度 90 度の時の MA [m]を算出した.

4-2-3. 腱伸長・腱張力関係におけるつま先領域と線形領域

始めに,被験者一人ひとりについて計測した 10%MVC 毎の随伸長から各被験者の随伸長・腱張力関係 を求めた.次に,%MVC と 10%毎に求めた腱伸長の変位との関係を一次回帰することにより得られた回 帰直線の傾きが最も 0 になる腱張力の範囲(X~100%MVC)を求めた.そして,この腱張力の範囲におけ る腱伸長・腱張力関係に近似した回帰直線の傾きを求め,その値を腱スティフネスとした.なお,ヤング率 は腱伸長・腱張力関係を歪み・応力曲線に正規化し,腱スティフネスを算出した範囲での回帰直線の傾きと して算出した.その後,この範囲に含まれない領域(0~X%MVC)に二次回帰式を当てはめ,得られた二 次式と先に得られた一次式との交点を算出することにより,つま先領域と線形領域の境界点を定量化した (茂木ら 2014).そして,この境界点における腱伸長を求め,アキレス腱長で除すことにより,Strainrp を算 出した. 4-2-4. ヒステリシス

ヒステリシスは, Maganaris and Paul (2000)に習い, 次式により算出した.

$$Hysteresis(\%) = \left(\frac{\sum EEasc - \sum EEdes}{\sum EEasc}\right) \times 100$$

即ち, ΣEEasc は, 腱伸長-腱張力関係における上行脚下の腱伸長および腱張力の積分値(面積)であり, ΣEEdesは, 下行脚下の腱伸長および腱張力の積分値(面積)である.

5. 統計処理

各測定項目の平均値と標準誤差を算出した. 群間の比較には, 一元配置の分散分析を行い F 値が有意 であった場合には, Tukey の事後検定を実施した. 全ての統計処理は, ソフトウェア(SPSS 22.0J)を用い て実施した. 危険率は, 5%をもって有意とした.

結果

身長,体重および下腿長は、PHV_{post}群,HSB群,ADT 群が,他の2 群よりも有意に高値を示した(p < 0.01). 図 5 に各群におけるアキレス腱の形状的特性を示す.アキレス腱長およびアキレス腱断面積は、 ESB 群が 159.4 ± 16.6 mm と 55.9 ± 10.0 mm²であり,PHV_{Pre} 群が 167.7 ± 18.8 mm と 61.3 ± 9.6 mm²であり,PHV_{Post}群が 183.8 ± 23.0 mm と 60.5 ± 11.5 mm² であり,HSB 群が 184.5 ± 19.5 mm と 59.2 ± 6.3 mm² であり,ADT 群が 181.5 ± 27.0 m と 61.7 ± 7.5 mm² であった.アキレス腱長は ESB 群 が PHV_{Post}群,HSB 群および ADT 群よりも有意に低値を示した.アキレス腱断面積には統計的な群間差 は認められなかった.



図 6 に各群におけるアキレス腱の力学的特性を示す. 腱スティフネスおよびヤング率は, ESB 群が



考察

本研究の主知見は以下の2点である. ①アキレス腱はPHV が観察される頃に固く且つ弾性エネルギーの再利用効率が高い腱に劇的に変化することが示されたこと, ②Straintp は, PHV 頃であっても変化がみられなかったことである.

動物実験の結果から腱スティフネスは成熟に伴い直線的に増加していく発育様相を示すことが報告され ている(Vogel. 1980, Shadwick 1990). 一方で, 動物実験の結果でみられた発育様相がヒト生体腱にお ける発育様相においても同様に観察されるか否かは明らかではなかった. また, ヒト生体を対象にした先行 研究(Kubo et al. 2001, O'Brien et al. 2009, Waugh et al. 2012, 茂木ら 2013) では, 子どもから成人 にかけて腱スティフネスは増加することが報告されているものの, 腱スティフネスが増加するタイミングにつ いては不明であった.本研究の結果から, PHV 前から PHV 後にかけてスティフネスは増加し, PHV 後で はスティフネスは変化しなかった.これらの結果は, アキレス腱のスティフネスが増加する時期は PHV を迎 える時期にあること, アキレス腱のスティフネスの発育様相は直線的な増加を示すものではないことを示唆 しており, 上述した動物実験の結果(Vogel. 1980, Shadwick 1990) とは異なるものであった. 哺乳類の 中でも, ヒトにのみ身体各器官の発育速度が加速する思春期スパートがみられることは報告されており (Bogin 1999), 動物実験の結果と本研究の結果との不一致の理由の一つには, 種の違いにあることが考 えられる. 動物とは異なりヒト生体では, 思春期スパート時に腱の固さは急激に変化し, 成人と同程度まで 達することが考えられる.

腱の形状特性(腱長及び腱横断面積)と材料特性(ヤング率)が変化することによって腱スティフネスは増加する(Butler et al. 1978). これまでの先行研究において,子供期から成人にかけて腱横断面積(形状特性)やヤング率(材料特性)が増加することによって腱スティフネスが増加することが報告されている (O'Brien et al. 2010, 茂木ら 2013). 本研究の結果から,小学生のアキレス腱長は, PHV_{post}群, HSB 群, ADT 群よりも短く, アキレス腱断面積においてはいずれの群間にも有意な差は認められなかったもの のPHV後に腱スティフネスは増加した. つまり, PHV後に観察された腱スティフネスの増加は腱の材料特 性(ヤング率)が変化したことのみに起因する. これまでの先行研究において,身長や体重, 筋量や筋力も PHV頃に急激に増加することは報告されていたが、本研究の結果より、腱の材料特性(ヤング率)において も急激な増加がみられる時期が PHV頃に観察されることが示唆された.

摘出腱を用いた引っ張りテストの結果では、腱のヒステリシスは、3~38%の範囲にあることが報告されて いる(Ker 1981, Bennet et al. 1986, Shadwick 1990, Pollock and Shadwick 1994). 各群のヒステリシ スの平均値は、11.8~31%であり、先行研究で示されている範囲と一致する.本研究の結果より、腱のヒ ステリシスも PHV 頃に急激に変化することが示された. Asummsenn & Heeboll-Nielsen (1955)は,思 春期のスパート期では, 跳躍高や走速度といった運動のパフォーマンスは, 身長を基にした身体発育(身 体資源の増量)から推定される理論値よりも大きく向上することを報告している. 腱のヒステリシスは腱に貯 蔵された弾性エネルギーの内,熱として消失したエネルギーの割合を示しており,腱のヒステリシスが減少 することは、腱に貯蔵された弾性エネルギーがより効率よく再利用されていることを表している.よって、思 春期に運動のパフォーマンスが身体発育から推定される理論値よりも大きく向上する要因の一つに成熟に 伴う腱のヒステリシスの減少が挙げられることが推察される. 実際に, Shadwick (1990)は成熟に伴い腱の バネとしての性質はヒステリシスが減少することによって高まることを動物実験の結果より報告している.また, ヒト生体においてもKorff et al (2009)が11歳から18歳の子供に連続跳躍運動を行わせた実験結果より、 思春期において貯蔵された弾性エネルギーをより効率的に利用できるようになることを示唆している. 本研 究の結果と先行研究における報告は、成熟に伴い腱のヒステリシスが減少することによって伸長・短縮サイ クル運動を含む身体運動の効率が向上する可能性を提示している.

発育期の中でも,特に身長や体重の発育が加速する思春期スパート頃では,骨長の急激な発育に対し て筋腱複合体長の発育が追いつかず,筋腱複合体は受動的に伸長されている状態にあると考えられてい る(Micheli and Klein 1991, Micheli et al. 1992, Scharfbillig et al. 2008). よって, このことを踏まえる と、PHV頃にStrainTPは減少することが予想された.しかしながら、本研究の結果は、PHVpost群の下腿 長は ESB 群および PHVme 群よりも長かったものの, Strainme は, いずれの群間においても統計的な差は みられず、仮説は支持されなかった.また、下腿長は、ESB群とPHVpre群が他の3群よりも有意に短かっ たが、アキレス腱長は ESB 群が PHVpre 群を除く他の3群よりも有意に短かった.これらの結果は、骨長の 発育に応じて, 筋長および腱長も発育することを示している. 動物実験の結果においては, 骨長の発育に 伴い筋腱複合体長も発育することが報告されている(Nishijima et al. 1994). また, シミュレーションを用 いた研究では、骨長の発育に伴い、筋長および腱長も発育するが、腱長の発育は徐々に終息していき、 筋長の発育のみが継続することが報告されている(Wren 2003). 本研究の結果と先行研究の結果を踏ま えると、PHVの前では、筋長と腱長の両方が発育していくが、PHVを過ぎると筋長のみの発育が進んでい き, PHV 頃に骨長が急激に増加しても筋腱複合体長は適応していることが示唆された.よって,発育その ものがシーバー病などの障害の原因の一つではなく、繰り返しの負荷による使い過ぎ(overuse)や解剖学 的な骨のアライメントなどが原因であることが推察される.

結論

ヒトのアキレス腱は、身長最大発育速度頃に固く、そして弾性エネルギーの再利用率の高い腱に変化す

ることが明らかとなった.また、思春期スパートの頃に骨長の発育によって筋腱複合体が受動的に引き伸ば

されてしまうという、これまで広く受け入れられてきた仮説は支持されなかった.

謝辞

本研究は、一般財団法人上月財団第12 回スポーツ研究助成事業の研究助成を受けて実施された.な

お,本論文は,現在投稿論文として執筆中の論文を基に加筆・修正したものである.

- Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Karamanidis K, DeMonte G, Stafilidis S, Brüggemann GP. Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. J Biomech 38: 885-892, 2005
- 2. Asmussen E, Heebøll-Nielsen K K. A dimensional analysis of physical performance and growth in boys. J Appl Physiol 7(6): 593-603, 1955
- 3. Bennett MB, Ker RF, Dimery NJ, Alexander McN Mechanical properties of various mammalian tendons. Journal of Zoology 209(4): 537-548, 1986
- Bogin B. Evolutionary perspective on human growth. Annu Rev Anthropol 28: 109-153, 1999
- Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF. Biomechanics of ligaments and tendons.
 Exerc Sport Sci Rev 6:125-181, 1978
- Grieve DW, Pheasant S, Cavanagh PR. Predicton of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. International Series on Biomechanics, Volume 2A BIOMECHANICS VI·A University Park: 405-412, 1978
- Ker RF. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (Ovis aries). J Exp Biol 93: 283-302, 1981
- 8. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukanaga T. Growth changes in the elastic properties

of human tendon structures. Int J Sports Med 22(2):138-143, 2001

- Maganaris CN, Paul JP. Hysteresis measurements in intact human tendon. J Biomech 33(12):1723-1727, 2000
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. J Physiol 531: 277-288, 2001
- 11. Malina RM, Bouchard C, Bar-Or O. Someatic growth. In: Growth, maturation, and physical activity. Second edition. Human Kinetics, USA, 41-81, 2004
- Micheli LJ, Klein JD. Sports injuries in children and adolescents. Br J Sports Med 25(1):
 6-9, 1991
- Micheli LJ, Fehlandt AF Jr. Overuse injuries to tendons and apophyses in children and adolescents. Clin Sports Med 11(4): 713-726, 1992
- 14. 茂木康嘉, 鳥居俊, 川上泰雄, 矢内利政. 思春期男子におけるアキレス腱の形態学的・力学的特性.体力科学 62(4):303-313, 2013
- 15. 茂木康嘉,川上泰雄,矢内利政:ヒト生体腱における力学的特性の計測: つま先領域と線形領域の 識別方法の提案. バイオメカニクス研究 18(2):63-71, 2014
- 16. 文部科学省. 平成 20 年度体力・運動能力調査結果統計表 http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/List.do?bid=000001030953&cycode=0

- 17. Muraoka T, Muramatsu T, Takeshita D, Kawakami Y, Fukunaga T. Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. Cells Tissues Organs 171(4): 260-8, 2002
- 18. Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. J Appl Physiol 99(2): 665-9, 2005
- Nishijima N, Yamamuro T, Ueba Y. Flexor Tendon Growth in Chickens. J Orthop Res 12(4): 576-581, 1994
- 20. O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. J Biomech 43(6): 1190-1195, 2010
- 21. Pollock CM, Shadwick RE. Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. Am J Physiol 266(3 Pt 2): R1016-1021, 1994
- 22. Scharfbillig RW, Jones S, Scutter SD. Sever's disease: what does the literature really tell us? J Am Podiatr Med Assoc 98(3): 212-223, 2008
- 23. Shadwick RE. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. J Appl Physiol 68(3): 1033-1040, 1990
- 24. Tanner JM. Growth and maturation during adolescence. Nutr Rev. 39(2): 43-55, 1981
- 25. Vogel HG. Influence of maturation and aging on mechanical and biochemical properties of

connective tissue in rats. Mech Ageing Dev 14(3-4): 283-292, 1980

- 26. Waugh CM, Blazevich AJ, Fath F, Korff T. Age-related changes in mechanical properties of the Achilles tendon. J Anat 220(2): 144-155, 2012
- 27. Wren TA. A computational model for the adaptation of muscle and tendon length to average muscle length and minimum tendon strain. J Biomech 36(8): 1117-1124, 2003