

腱組織の弾性およびその利用効率を向上させる方法の検討
 - ジャンプ中における筋への電気刺激を利用して -

長岡大地、竹中睦、瀧下渡、小木曾一之

皇学館大学大学院教育学研究科

1. 緒言

連続する跳躍運動では、硬く弾力が少ない地面から身体に作用する力を受け止め、重力に反して身体を跳ね返す筋腱複合体(MTC)の働きが必要である。MTCは収縮要素、弾性要素、粘性要素にモデル化され、筋線維はそのうち収縮要素として、腱組織は弾性要素として主に対応するが、このMTCを有効に利用するために、跳躍運動では、関節を主動作前に逆方向に回転させ、その主働筋や共働筋であるMTCを引き伸ばした後に短縮させる伸張短縮サイクル(SSC)運動^{10,25)}が用いられる。SSC運動では、筋に伸張反射が誘発され、短縮時の筋のpotentiationが向上する^{14,15)}ため、発揮される力が増強される^{7,34)}。また、SSC運動時、筋にあまり大きな伸張をさせず、その至適長付近でほぼ等尺性の筋収縮を行わせれば、MTC全体の伸張局面において、筋に連続する腱組織がより大きく伸張され、より大きな弾性エネルギーを貯えることができる。この腱組織での弾性エネルギーの貯蔵と再利用は、等尺性収縮や短縮性収縮のみの運動に比べ、その発揮パワーや機械的効率を高め^{25,27)}、そのパフォーマンスに大きな影響を及ぼす。実際、弾性の利用で、大きな力をより素早く、効果的に発揮すること(elastic potentiation)^{3,37)}によって、反動を用いるジャンプでは、反動を用いないジャンプよりその跳躍高がおおよそ2~4cmも増加する⁶⁾。歩行運動では、下腿の筋長をある程度一定に保ち、腱組織の伸縮による反動を利用することで、効率の良い動作が可能となる。

ドロップジャンプ(DJ)やホッピングジャンプ(HJ)といった極めて短時間で大きな力を必要とするSSC運動では、着地前から下腿三頭筋の予備緊張が見られる。この着地前の適切な予備緊張は、素早く大きな足底屈力を発揮させ、着地時に大きな地面反力を受け止め、即座に切り返すような機械的効率の高い踏切動作を可能とする³⁰⁾。これは、予備緊張が、主働筋のStiffnessを高め、素早い大きなパワーの発揮や弾性効率を高める^{28,35)}ことに加え、着地時の負荷による筋線維の過伸張を防ぎ、接地中、等尺性に近い状態で筋活動をさせながら、腱組織の弾性を利用する働きを助けるためと考えられる。事実、予備緊張のレベルは、跳躍高などの負荷や発揮出力に応じて変化し^{2,14,17)}、トレーニングによってもそのレベルは変化する。跳躍競技者の予備緊張が非鍛錬者よりも早く現れることはその一例である⁴⁵⁾。

腱組織での弾性エネルギーの貯蔵と再利用には、その形態も密接に関係する²⁴⁾。跳躍パフォーマンスに優れた競技者は、腱組織の弾性エネルギーを有効に使うことのできるより発達した腱を有している可能性が高い。腱組織の粘弾性は、一過性の運動やトレーニングにおいて変化する可能性があり^{18,40,45)}、弾性要素がパフォーマンスに与える影響を考えると、MTCの出力を高めるだけではなく、弾性要素を向上させるトレーニングが重要となる。そのためには、実際の運動様式に近いスピードと筋力要素を併せ持つプライオメトリック・トレーニングのような運動が必要である^{20,32,49)}。プライオメトリックスは、極めて短時間の内にMTCの伸張と短縮を行う高強度SSC運動であり、ゴルジ腱反射による筋活動の抑制を抑え、着地時の筋活動を維持・増強さ

せることで筋のスティフネスを増加させる。同時に、腱組織の弾性も利用することで、MTCの機械的な仕事量を増加させる⁴³⁾。すなわち、非常に短時間でリバウンド型の動作を行うことができれば、腱組織の弾性を利用し、瞬間的な大きな力と効率の良い運動を引き出すことができる⁵⁰⁾と考えられる。

しかし、残念なことに、腱組織は遠心性神経支配を受けておらず、運動中にその機能を随意的にコントロールすることはできない。それゆえ、腱組織の機能を引き出す役割は、腱組織に直列する筋が担うことになる。しかし、地面反力が歩行運動よりも垂直跳で約2.7倍²⁰⁾、走幅跳で7~10倍^{5,9,15)}にもなる跳躍運動の場合、その力を受け止められず、筋と腱組織が同時に伸張され、腱組織の弾性を有効に活用できないことも多い。等速性ダイナモメーターで膝伸筋群の急激な伸張が行われた場合、その伸張初期に腱組織が先に伸張され、次いで筋が伸張されると、大きな力が腱の伸張に伴って発揮され、腱組織と筋が同時に伸張されると大きな力は発揮されないことが報告されている¹⁹⁾。そのため、着地の瞬間に衝撃を吸収し、一旦動作を停止させてから踏切を行うような動作では、筋スティフネスの増加や腱組織の弾性を高められない。すなわち、ある程度習熟した跳躍技術を身に付けていなければ、プライオメトリクスのトレーニング効果は十分に引き出せないことになる。特に、跳躍運動において重要な役割を果たす足関節²³⁾では、足関節回転軸から地面反力が足部に働く作用点までの長さとおアキレス腱のモーメントアームの比から、アキレス腱には地面反力の何倍もの負荷が生じることとなり、腱組織の使い方次第では力を受け止めることができず、そのパフォーマンスが大きく低下してしまう。事実、アキレス腱での弾性エネルギーの貢献度は、カウンタームーブメントジャンプ(CMJ)で全仕事中の約40%、HJでは伸張局面で約60%、短縮局面で約50~80%といわれ²⁴⁾、この貢献度が低下した場合にはパフォーマンスの低下は避けられない。

この跳躍技術に依存するプライオメトリック・トレーニングの効果は、電気刺激の利用によって改善できるかもしれない。我々は、電気刺激を用いて下腿三頭筋を受動的に収縮させながら連続ジャンプを行うと、その電気刺激が適度な低周波電気刺激(20Hz)である場合、同じ高さの跳躍を「軽く」感じさせることを報告した³⁷⁾。これは、電気刺激によって、着地前から下腿三頭筋を収縮させ、より等尺性に近い筋の状態を導くことができるためと考えられた。また、電気刺激時は、その筋線維の動員が随意収縮中にみられる「サイズの原理」¹⁶⁾とは異なり、中間筋線維と速筋線維を初めに動員する「逆サイズの原理」³⁵⁾に基づくため、より大きな力発揮が可能になったとも考えられる。実際、電気刺激の付加は、最大随意筋力の30%以上大きな筋力を発揮させることが可能であり²⁹⁾、電気刺激は、跳躍時に作用する外力に対して、筋が等尺性状態を維持することに寄与した可能性がある。

したがって、ジャンプ中の筋に電気刺激を付加することは、跳躍技術に関係なく、受動的により適切なMTCの伸張と短縮を導き、プライオメトリック・トレーニングの効果を上げ、より効率的な跳躍動作を導くことを可能にするかもしれない。そこで、本研究では、連続HJ中に電気刺激を下腿三頭筋に付加することが、筋にはより等尺性に近い状態を、アキレス腱にはより大きな伸張と短縮を作り出し、腱組織の弾性機能の向上と跳躍パフォーマンスの向上を導くという仮説を立て、そのトレーニング後のジャンプパフォーマンスおよび下腿三頭筋の筋腱動態を明らかにしようと試みた。そして、腱組織の弾性およびその利用効率を向上させるトレーニング方法の検討を行った。

2. 研究方法

2.1 被験者

本研究による被験者は、定期的に運動を行っている成人男性23名であった。彼らは、事前に行った10回連続HJの跳躍高（3回～8回目平均値）をもとに、その平均跳躍高がほぼ同じになるよう、電気刺激（ES）を付加した連続HJ群（ES群）8名（年齢 21.0 ± 0.8 歳、身長 173.3 ± 4.7 cm、体重 67.1 ± 4.1 kg）、電気刺激なしの連続ホッピングジャンプ群（N群）9名（年齢 19.2 ± 0.8 歳、身長 169.3 ± 5.1 cm、体重 61.0 ± 3.5 kg）、そしてコントロール群（C群）6名（年齢 21.7 ± 0.5 歳、身長 173.4 ± 6.3 cm、体重 65.6 ± 5.9 kg）の3群にランダムに分けられた。全ての被験者には、本研究の目的、方法ならびにその危険性等について説明し、その内容を十分理解した上で、実験参加への承諾を得た。なお、本研究は、皇學館大学研究倫理審査委員会の承認を得て行われた（承認番号4）。

2.2 実験方法

2.2.1 トレーニング方法

ジャンプトレーニングは、ES群、N群ともに、以下のような内容で、週4回、3週間にわたり行われた。N群は、最初の2週間、10回連続HJを、最後の1週間は20回連続HJを6セット行った。セット間の休憩は1分とした。ジャンプのペースは、全ての被験者が最もリズムよくジャンプできるペースを事前に測定し、その平均値をLEDによる光刺激と音刺激として被験者に提示した（1.6Hz）。

ES群は、ESを下腿三頭筋に付加した状態でN群と同様な試技を行った。電極（ディスポ電極 V ビトロード、日本光電社製）は、両脚の下腿三頭筋の遠位端には負の、近位端には2つの正の電極を貼付した。電流の強さは、足関節90°で多用途筋機能評価運動装置（BIODEX system4、BIODEX社製）により測定した最大足関節底屈トルクの10%（ 4.8 ± 2.3 Nm）が発揮される強さ（ 16.6 ± 4.0 mA）を最初の1週間、15%（ 7.2 ± 3.4 Nm）が発揮される強さ（ 19.8 ± 6.2 mA）を次の1週間、20%（ 9.7 ± 4.5 Nm）が発揮される強さ（ 22.5 ± 6.3 mA）を最後の1週間で設定した。また、電気刺激の周波数は20Hzとした。電気刺激を付加するタイミングは、ES群に対して行った事前のジャンプで見られたEMG活動の持続時間から測定し、予備緊張が現れる離地後0.4秒後（着地0.1秒前）から離地直前までの0.3秒間で設定した。

2.2.2 トレーニング効果の測定

トレーニングによる効果を評価するため、トレーニング開始前（pre）、トレーニング終了後（post）、トレーニング終了から1週間後（1w）の計3回、被験者の跳躍パラメータとその動作、そして足底屈の最大随意等尺性収縮力（MVIC）を測定した。

跳躍パラメータとして、跳躍高、接地時間を測定した跳躍種目は、スクワットジャンプ（SJ）、CMJ、30cmの台高からのDJ、連続10回HJの4種類であった。SJ、CMJ、DJは3回の跳躍を2分間の休憩を挟んで行い、連続10回HJは1試技を行った。被験者は、腕の振り込みの影響をなくするため、腰に手をあてた状態で跳ぶことを指示された。全ての試技は、マルチジャンプテスト（PH-1260、DKH社製）上で行った。同時にその時の跳躍動作は、被験者の身体各28点（胸骨上縁前後部、剣状突起前後部、左右肋骨下端、上前腸骨棘、上後腸骨棘、左右大転子、左右膝関節外顆、左右膝関節内顆、左右足関節外果、左右足関節内果、左右中足趾節関節外側、左右中足趾

節関節内側、左右つま先、左右踵骨隆起)に反射マーカを取り付け、Motion Analysis (キッセイコムテック株式会社)を用いて8台の高速赤外線カメラで撮影した(撮影コマ数200fps)。

MVICの測定は次のように行った。被験者は、多用途筋機能評価装置(BIODEX 4, BIODEX社製)の椅子に両腕を胸の前で交差した状態で座り、右足関節中心をBIODEXのレバーアーム回転軸に合わせられた状態で、右足部をベルトでフットプレートに固定された。腰関節角度および膝関節角度は被験者が楽に感じられる角度に設定され、その体幹部と腰部はベルトで固定された。その後、被験者は、足関節角度80°、90°、100°の角度で、それぞれ5秒をかけて徐々に足底屈力を増加させ、5秒後にそのMVICに到達させるようMVIC測定を行った。なお、被験者には、「5秒間」を認知させるため、1秒間毎に時間をコールした。

足関節角度90°でのMVIC中の腓腹筋内側(GM)動態は、超音波画像診断装置(prosound α7、ALOKA社製)を用いて36Hzで撮影した。トルク及びEMGのデータを同期させるため、超音波画像には、光トリガー発生装置(S-120027、竹井機器工業製)を用いた同期信号を映し込み、ビデオレコーダ(DMR-BR670V、Panasonic社製)に保存した。

2.2.3 筋電活動

各跳躍パラメータおよびMVIC測定中のEMGは、被験者の前脛骨筋(TA)、ヒラメ筋内側(SOL)、腓腹筋外側(GL)およびGMから、無線式筋電計(TeleMyo DTS、Noraxon社製)を用いて導出した。電極間を2cmに固定した電極(EM-272s、Noraxon社製)は、それぞれの筋の神経支配帯中心(推定)からその遠位端までの約1/2の部分に貼付した。EMGは各筋の電極に取り付けられたEMGプローブ(EM-850、Noraxon社製)から無線でベルトレシーバー、ミニレシーバーへと送り、Myoresearch XP(EM-129M、Noraxon社製)を用いてパーソナルコンピューター(OPTIPLEX 790、DELL社製)にトルク等のデータと共に保存した。ジャンプの着地時と離地時を明確にするため、マルチジャンプテストからも接地と離地の信号を入力し、保存した。なお、電極を貼付する場所は事前に剃毛し、その皮膚の抵抗を下げるため、皮膚上の角質を生体信号モニタ用皮膚前処理剤(スキンプュア日本光電光株式会社)を用いて剥離した後、エタノールで消毒した。

2.2.4 アンケート調査

Post時と1wの各跳躍パラメータ測定後、被験者には、10回連続ホッピングジャンプをトレーニング開始前と比べどう感じたかについて、1:とても重い、2:やや重い、3:同様、4:やや軽い、5:とても軽いの5段階で評価させた。また、トレーニング開始からトレーニング終了までの3週間、下腿三頭筋に生じた筋痛について、どの部位が痛くなったのかを聞き取るとともに、その痛みの度合いを、「全く痛くない」「非常に痛い」を両端として10cmの線で結び、その線上に痛み度合いの印を付けるvisual analog scale (VAS)^{21,33)}を用いて調査した。

2.3 分析方法・分析項目

跳躍における跳躍高(1)およびRJ指数(2)は以下の式より算出した。

$$\text{跳躍高 (m)} = \text{重力加速度 (m/s}^2\text{)} \cdot \text{滞空時間}^2 / 8 \quad \dots (1)$$

$$\text{RJ 指数 (m/s)} = \text{重力加速度 (9.8m/s}^2\text{)} \cdot \text{滞空時間}^2 / \text{接地時間} \quad \dots (2)$$

跳躍動作の分析は、8台の高速赤外線カメラで撮影した画像から、被験者の身体28点につけた

マークをつないで球形モデルとし、C-Motion（ナック社製）により骨格モデル化した。そこで得られた座標から、足関節、膝関節、腰関節の各関節角度、角速度、角加速度を算出し、接地時から大転子高が最小になる時点までを接地前半、その地点から離地までを接地後半として角度変位量とその時間を求めた。

測定した各筋の EMG は、その波形を全波整流した後、接地期の前半と後半、または予備緊張として接地前 100msec における Average EMG (aEMG) を算出した。

撮影した超音波画像は、パーソナルコンピュータ（T5500、DELL 社製）に取り込み、その後、動画分析ソフトウェア（PV Studio2D、OASIENCE 社製）を用いて、できるだけ遠位端にある筋束と深部腱膜との交点（P 点）を MVIC 開始から完了まで、36Hz でデジタル化した。その後、MVIC の開始から MVIC 到達までの 5 秒間、取得した座標から P 点の近位への移動量を腱伸張量として算出した。なお、ES 群においては、MVIC の 10% が発揮される電気刺激による受動的な筋収縮時の腱伸張量についても測定した。腱硬度は、筋張力（Fm）と腱伸張量（L）の関係から、50%～100%MVIC までの増加局面における回帰直線の傾きとして算出した⁴⁷⁾。なお、Fm は、以下の式により算出した。

$$Fm = k \cdot TQ \cdot MA^{-1}$$

このうち、k は Fukunaga¹³⁾ によって報告された足底屈筋群における MG の生理的断面積の比（0.163）とし、TQ は足関節トルクの値、MA は Rugg⁴²⁾ によって報告されたアキレス腱のモーメントアーム長とした。

2.4 統計処理

全ての測定項目において、その平均値と標準偏差を算出した。また、各群間のトレーニング前（pre）とトレーニング後（post および 1w）の比較を行うため、二元配置分散分析を行い、F 値が有効な場合、Bonferroni の PLSD 法による多重比較を行った。危険率は、5% 未満（ $p < 0.05$ ）を有意水準とした。

3. 結果

3.1 跳躍パラメータおよびその動作

ES 群では、トレーニング後、SJ、DJ、HJ において、その跳躍高が有意に増加もしくは増加する傾向にあり（ $p < 0.05 - 0.01$ ）、HJ でその RJ 指数が有意に増加した（ $p < 0.05$ ）。N 群では、HJ でのみ跳躍高が有意に増加した（ $p < 0.05$ ）。接地時間は、全ての群、全ての試技で有意な増加は見られなかった（Fig.1）。

ES 群では、トレーニング後、HJ において、その接地期後半における足関節角度の変化量が有意に減少し（ $p < 0.05$ ）、伸展時間も有意に減少した（ $p < 0.05$ ）。N 群では、トレーニング後、SJ において、その離地時における足関節角度が有意に増加し（ $p < 0.05$ ）、DJ において、接地期の最大屈曲時における腰関節角度が有意に減少した（ $p < 0.05$ ）。また、接地期前半（着地時から最大屈曲時）における足関節、膝関節の屈曲時間が有意に増加し（ $p < 0.05 - 0.01$ ）、足関節角速度および角加速度が有意に減少した（ $p < 0.05 - 0.01$ ）。HJ においては、腰関節角度が接地時、最大屈曲時、離地時で有意に減少し（ $p < 0.05 - 0.01$ ）、接地期前半の腰関節角度の変化量も有意に増加（ $p < 0.05$ ）、足関節、腰関節の屈曲時間も有意に大きくなった（ $p < 0.05$ ）。C 群はトレーニング前後で変化は示さなかった。

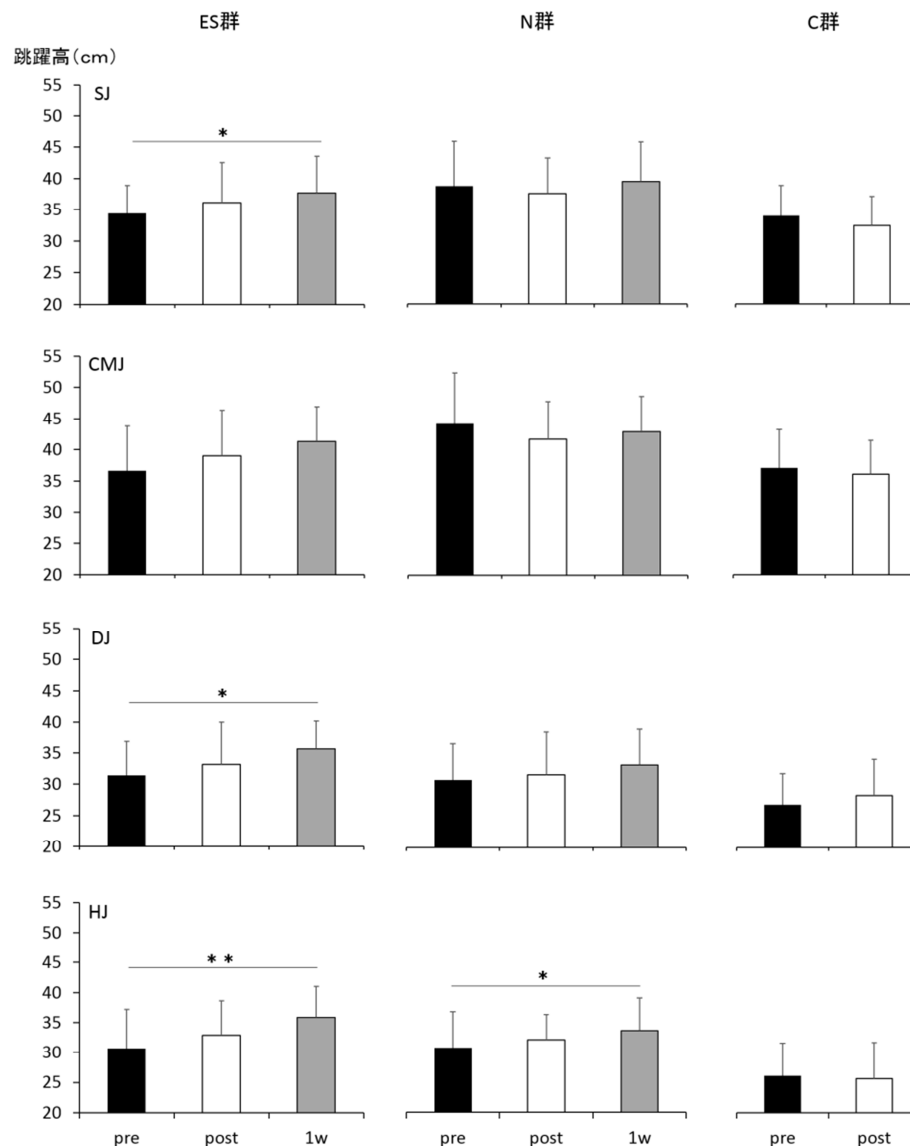


Fig.1 トレーニング前後における各種ジャンプの跳躍高(HJは3~8回目を平均化). pre:トレーニング前、post:トレーニング後、1w:トレーニング後1週間. *:トレーニング前後でみられた有意差 (**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$)

3.2 跳躍動作中のEMG

ES群は、トレーニング後、SJにおいて、接地期後半(最大屈曲時から離地時)におけるSOLでのEMGが有意に減少した($p < 0.05$)。HJにおいては、接地0.1sec前のSOLで有意に減少し($p < 0.05$)、接地期前半のTAが有意な増加を示した($p < 0.05$)。N群では、SJにおいて、GMのEMGが有意に減少し($p < 0.05$)、DJにおいては、台から飛び降りた後から接地までのGLで有意に減少した($p < 0.05$)。また、HJにおいて、接地期前半のSOLで有意な増加が示された($p < 0.05$)。トレーニング後、ほぼ全ての跳躍試技で、ES群はSOLのEMG活動が、N群ではGMとGLにおけるEMG活動が低下する傾向となった(n.s.)。C群では、全ての試技で変化を示さなかった。

3.3 MVIC と EMG

MVIC は、トレーニング後、ES 群では足関節角度 80° で pre の 54.3 ± 30.1 Nm および post の 62.4 ± 26.1 Nm から 1w の 76.3 ± 32.0 Nm、足関節角度 90° で pre の 48.3 ± 22.6 Nm から 1w の 59.6 ± 22.1 Nm へと有意に増加した ($p < 0.05 - 0.01$)。また、その時の EMG は、足関節角度 80° の TA で pre の $10.0 \pm 4.9 \mu\text{v}$ から post の $12.1 \pm 6.6 \mu\text{v}$ と 1w の $17.0 \pm 12.1 \mu\text{v}$ へと、足関節角度 100° の SOL では、pre の $40.2 \pm 25.5 \mu\text{v}$ から 1w の $71.6 \pm 49.0 \mu\text{v}$ へと有意な増加を示した ($p < 0.05$)。N 群の MVIC は、トレーニング後、増加する傾向にあり (n.s.)、その EMG 活動は足関節角度 80° において SOL で pre の $61.2 \pm 54.8 \mu\text{v}$ から 1w の $89.5 \pm 60.0 \mu\text{v}$ 、GL で pre の $25.7 \pm 31.5 \mu\text{v}$ から post の $43.4 \pm 38.8 \mu\text{v}$ 、足関節角度 100° において GL で $66.9 \pm 57.9 \mu\text{v}$ から 1w の $89.1 \pm 39.3 \mu\text{v}$ へと有意な増加を示した ($p < 0.05$)。

3.4 アキレス腱の伸張量と腱硬度

足関節角度 90° での MVIC 発揮時のアキレス腱の伸張量は、ES 群において、トレーニング後、pre の 15.8 ± 4.8 mm から post の 13.4 ± 4.1 mm および 1w の 15.1 ± 4.6 mm へと減少する傾向が見られた (n.s.)。MVIC の 10% が発揮される強度の電気刺激時においても、pre の 7.4 ± 1.5 mm から post の 6.2 ± 0.8 および 1w の 6.7 ± 2.1 mm へと減少する傾向が見られた (n.s.)。腱硬度も、pre の 15.2 ± 5.8 N/mm から post の 17.4 ± 8.7 N/mm と 1w の 18.5 ± 9.3 N/mm へと増加する傾向にあったものの、有意なものではなかった (n.s.)。N 群においても、腱硬度は pre の 15.1 ± 3.3 N/mm から post の 18.5 ± 6.3 N/mm、1w の 17.1 ± 4.5 N/mm へとわずかに増加する傾向にあった (n.s.) (Fig.2)。

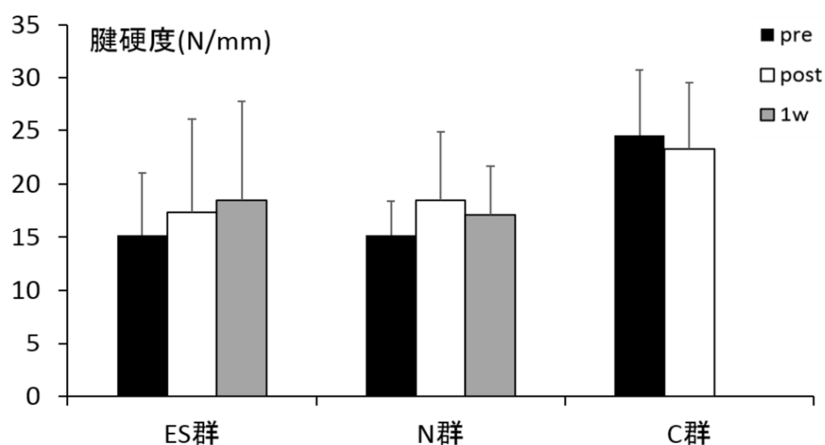


Fig.2 アキレス腱硬度のトレーニングによる変化

3.5 内省調査

ES 群は、10 回連続 HJ をトレーニング前 (pre) よりトレーニング直後 (post) で有意に「重く」感じ ($p < 0.01$)、トレーニング終了 1 週間後には、有意に「軽く」感じるようになった ($p < 0.01$)。N 群は、トレーニング直後、10 回連続 HJ をトレーニング前より重く感じる傾向を示したものの、それは有意ではなかった (Fig.3)。トレーニングにより筋肉痛を感じた部位は、ES 群では下腿三頭筋の筋腱移行部、N 群では下腿三頭筋の筋腹付近であった。その痛みは、3 週間のトレーニング期間全体を通して、N 群よりも ES 群で有意に大きかった (Fig.4)。

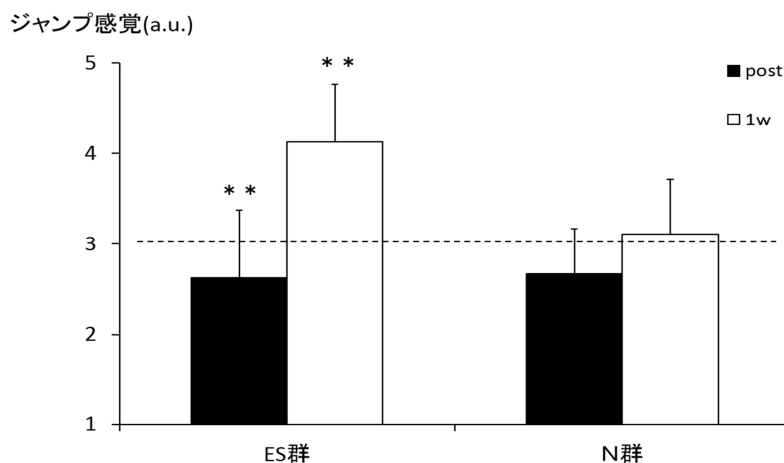


Fig.3 トレーニングによるジャンプの「軽さ」変化 (1:とても重い、2:やや重い、3:同様、4:やや軽い、5:とても軽い) **:トレーニング前(pre)と比較した時に見られた有意差 ($p<0.01$)

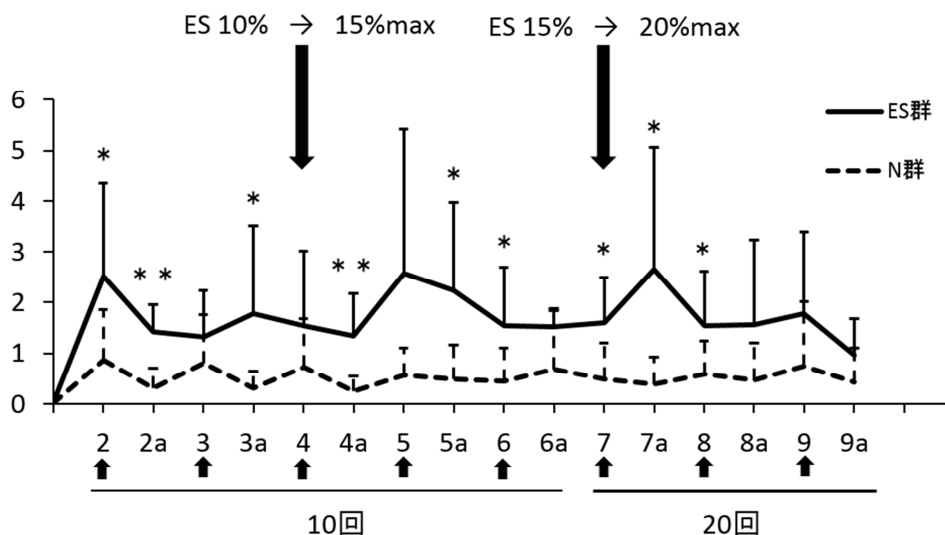


Fig.4 トレーニングによる下腿三頭筋の筋痛 (↑:トレーニングを行った日、a:トレーニングを行った次の日、トレーニング7日目からはジャンプの回数を20回に増加) *:ES群とN群の間で見られた有意差 (**: $p<0.01$ 、*: $p<0.05$)

4. 考察

先行研究での値⁴⁷⁾よりやや小さなものとなった腱硬度は、電気刺激を付加したジャンプトレーニング前後で有意な変化を示さなかった。本研究のトレーニング課題は、その着地0.1秒前から離地直前にかけて、下腿三頭筋に電気刺激を付加し、より等尺性に近い状態で筋には収縮を行わせ、アキレス腱にはより大きな弾性を生じさせるために設定された。そのため、電気刺激の付加は、アキレス腱により大きな伸張と短縮をもたらし、その機能に変化を生じさせることを予想されたが、結果はそれに反するものとなった。

腱硬度に有意な変化が見られなかった一方で、電気刺激を付加したトレーニングは、SJ、DJ、HJの跳躍高を有意に増加させた。ES群では、足関節角度80°と90°におけるMVICがトレ

ニング後、有意に増加しており、この力の向上が跳躍高の増加につながったことが考えられる。また、ES 群では、トレーニング後、その多くが遅筋で構成されているヒラメ筋の EMG が全ての跳躍種目で減少する傾向を示し、これは、トレーニング後の遅筋の選択的な活動抑制を示している可能性がある。実際、ES 群の被験者は、トレーニング後、速筋線維の多いヒラメ筋ではなく、速筋の多い腓腹筋とアキレス腱移行部に痛みを感じており、このこともまた、速筋優位の活動がなされたことを示している。

しかし、その一方で、MVIC 時における ES 群の腱の伸張量は、トレーニング後、減少する傾向を、腱硬度も増加する傾向を示していることから、電気刺激を付加したトレーニングが腱組織に何らかの影響を与え始めていたことが考えられる。トレーニングに対する腱組織への適応は、筋などの他の組織と比べて長い時間を必要とする⁴⁾。それゆえ、腱硬度に有意な変化が見られなかったことには、3 週間という短いトレーニング期間が影響しているかもしれない。このことは、電気刺激を付加したトレーニングが、跳躍動作で、HJ の接地期後半における足関節角度変化量と伸展時間を有意に減少させたことから支持される。このような動作は、下腿三頭筋を短縮させて地面を蹴るのではなく、下腿三頭筋を等尺的に収縮させながら、アキレス腱の弾性を利用したことを示す可能性が高い。SSC 運動の評価指数である RJ 指数も HJ で有意に増加しており、この結果を裏付ける。実際、ES 群は、電気刺激による下腿への疲労の影響があったと考えられるトレーニング直後は、HJ におけるジャンプを有意に重く感じたものの、その一週間後には、トレーニング前より有意に「軽く」感じ、弾むような感覚があったことを回答している。

被験者は、トレーニングによる筋肉痛を ES 群では下腿三頭筋とアキレス腱との筋腱移行部で、N 群では腓腹筋、ヒラメ筋、前頸骨筋の筋腹で感じていた。ES 群の痛みを感じた部位が、我々が以前行った下腿三頭筋への電気刺激を伴ったジャンプの研究³⁷⁾と同様に、肉離れを起こしやすい腓腹筋とアキレス腱との筋腱移行部⁴⁴⁾であったことも、3 週間のトレーニングの影響が筋腱移行部から生じ、その後腱組織へと及んでいく、すなわち、長期にわたり電気刺激を付加したトレーニングでは、その初期に筋腱移行部、次いで腱組織への効果が現れることを示唆するかもしれない。適度な筋損傷は機能の向上に大きく貢献する⁸⁾。したがって、速筋型筋線維を選択的に動員する電気刺激を負荷した連続ジャンプは、速筋線維のトレーニング効果³⁶⁾とともに、肉離れが発生しやすい筋腱移行部の強化にも有効に働くと考えられる。高い長距離走のパフォーマンスをもつケニア人ランナーは、この筋腱移行部の柔軟性が高く、腱組織の弾性を長時間にわたって有効に活用できる可能性が高い³⁸⁾。それゆえ、この筋腱移行部自体の働きもまた、MTC の弾性に何かしらの影響を持つと考えられる。

慢性期などの腱損傷の修復は、伸張性収縮による負荷をかけることで促進される^{31,39)}。修復初期においても、適切な負荷であれば、伸張はその修復に対し有効に働く⁴⁸⁾。修復を図る上での具体的な伸張強度は示されていないものの、慢性期では一般的に、被験者が「痛みを感じられる程度の負荷」^{1,22,41)}とされる。ただし、過度の負荷はその修復を遅延させてしまう⁴⁸⁾。本研究のジャンプトレーニングでは、痛みを感じるほどの負荷がアキレス腱にはかからず、そのため腱組織の機能向上が図られなかった可能性もある。しかし、このことは逆に、低強度の電気刺激を用いたジャンプを行うことで、腱組織の修復が促進される可能性も示唆している。

通常のジャンプトレーニングを行った N 群は、HJ でのみ跳躍高が有意に増加した。しかし、その跳躍動作は ES 群とは異なるものとなった。腰関節角度は着地時、最大屈曲時、離地時の全てで有意に減少し、接地前半の屈曲時間と屈曲量、そして後半の伸展時間と伸展量は有意に増加

した。これらのことは、N群では、腰関節の屈曲と伸展を用いた HJ 動作が強調されるようになったことを示している。また、接地期前半における足関節の屈曲時間と前脛骨筋の EMG 活動も有意に増加し、足関節においても、腰関節と同様に、着地時に衝撃吸収を行い、かつ安定性を図る動作に変化したことが示された。結果として、本研究のトレーニング内容では、HJ におけるジャンプの「軽さ」はトレーニング前と比べて変化せず、腱組織の弾性の利用向上も図れなかったことが示唆される。DJ においても、腰関節は HJ と同様な変化を示し、接地期前半の足関節角速度と角加速度が有意に減少した。SJ では、離地時の足関節角度が有意に増加し、下腿三頭筋の短縮性収縮を用いて地面を蹴るような動作に変化していたことが示された。これらのことから、電気刺激を付加しない連続 HJ のトレーニングでは、腱組織を利用して弾むような意識を強く持ってトレーニングを実施しない限り、地面からの反発を吸収し、腱の弾性エネルギーを利用できない、接地後半で地面を強く蹴り出すような動きになってしまう可能性があることが示唆された。本研究において、N群で跳躍高の増加が見られなかったことや速筋線維が多く占める GM と GL における EMG が低下する傾向を示した主な原因はここにあると考えられる。

5. 結論

電気刺激を付加した 3 週間のトレーニングは、アキレス腱硬度を有意に変化させないまま、その跳躍高を増加させ、ジャンプを軽く感じさせる感覚を導いた。電気刺激を付加したトレーニング中にみられた筋肉痛は、下腿三頭筋の筋腱移行部において強く現れ、筋腱移行部が弾性要素の有効な利用の上で何かしらの影響をもっていることを伺わせた。

参考文献

- 1) Alfredson, H., T. Pietilä, P. Jonsson, R. Lorentzon: Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis, *The American journal of sports medicine*, 26(3): 360-366, 1998.
- 2) Arampatzis, A., G. Morey-Klapsing, G.P. Bruggemann: The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings, *J. Electromyogra Kinesiol*, 13: 533-544, 2003.
- 3) Asmussen, E., F. Bonde - Petersen: Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91(3): 385-392, 1974.
- 4) Barfred, T.: Experimental rupture of the Achilles tendon. Comparison of various types of experimental rupture in rats, *Acta Orthop Scand*, 42: 528-543, 1971.
- 5) Bosco, C., P. Luhtanen, P.V. Komi: Kinetics and kinematics of the take-off in the long jump, *Biomechanics V-B.*, 174-180, 1976.
- 6) Cavagna, G.A.: Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle, *Exerc. Sport. Sci. Rev.*, 5: 89-130, 1997.
- 7) Dietz, V., J. Noth: Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements, *J. Physiol*, 238: 139-155, 1978.
- 8) Engler, A.J., M.A. Griffin, S. Sen, C.G. Bönnemann, H. L. Sweeney, D.E. Discher: Myotubes differentiate optimally on substrates with tissue-like stiffness: pathological implications for soft or stiff microenvironments, *J. Cell. Biol.*, 166, 877-887, 2004.

- 9) 深代千之：走り幅跳びと三段跳びの Biomechanics, *J.J. Sports Sci.*, 2: 600-613, 1983.
- 10) 深代千之：反動動作のバイオメカニクス伸張-短縮サイクルにおける筋-腱複合体の動態, *体育学研究*, 45(4), 457-471, 2000.
- 11) 深代千之，大築立志：ジャンプ動作を通してみた筋・腱複合体の動態，*バイオメカニクス研究*, 8(2), 112-119, 2004.
- 12) 深代千之：跳躍のしくみ，*体育の科学*, 57(7), 12-13, 2008.
- 13) Fukunaga, T., R. R. Roy, F. G. Shellock, J.A. Hodgson, V.R. Edgerton: Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 80(1): 158-165, 1996.
- 14) Gollhofer A., H. Kyrolainen: Neuromuscular control of the human le extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions, *Int. J. Sports Med.*, 12: 34-40, 1991.
- 15) Hay, J.G.: Citius, altius, longius (faster, higher, longer): the biomechanics of jumping for distance, *J. Biomech.*, 26: 7-21, 1993.
- 16) Henneman, E., G. Somjen, D.O. Carpenter: Functional significance of cell size in spinal motoneurons, *J. Neurophysiol.*, 28: 560-580, 1965.
- 17) Hoffren, M., M. Ishikawa, T. Rantalainen, J. Avela, P.V. Komi: Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 21: 483-491, 2011.
- 18) Hunter, I.W., R.E. Kearney: Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions, *J. Biomech.*, 16: 985-991, 1983.
- 19) Ikegawa, S., F. Taija, P.V. Komi: Measurement of fascicle length and angle changes with ultrasound, *Limiting Factors of Human Neuromuscular Performance*, In. Kyröläinen, H., Avela, J., Takala, T. (eds.), University of Jyväskylä, Jyväskylä, pp.63-64, 1999.
- 20) 岩竹淳，鈴木朋美，中村夏美，小田宏行，永澤健，岩壁達男：陸上競技選手のリバウンドジャンプにおける発揮パワーとスプリントパフォーマンスとの関係，*体育学研究*, 47(3): 253-261, 2002.
- 21) Jensen, M.P., L. Miller, L.D. Fisher: Assessment of pain during medical procedures: a comparison of three scales, *Clin. J. Pain*, 14(4): 343-349, 1998.
- 22) Jonsson, P., P. Wahlström, L. Öhberg, H. Alfredson: Eccentric training in chronic painful impingement syndrome of the shoulder : results of a pilot study, *Knee Surgery, Sports Traumatol, Arthroscopy*, 14: 76-81, 2006.
- 23) 金子敬二，黒田義雄，塚越克巳，雨宮輝也，伊藤静夫，松井美智子：脚の伸展パワーに関する研究(第2報)-垂直跳における跳躍高と踏切時の力学量の関係について-，昭和56年度日本体育協会スポーツ科学研究報告，1-10, 1981.
- 24) 勝田茂，秋間広，神原奈津紀，高橋英幸，岡子浩二，都澤凡夫：バレーボール選手と非鍛錬者におけるアキレス腱の形態的特性とジャンプパフォーマンスとの関係，*筑波大学体育科学系紀要*，20: 159-166, 1997.
- 25) Komi, P. V.: Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed, *Exerc. Sports Sci. Rev.*, 12(1):81-122, 1984.

- 26) Komi P.V., A. Gollhofer: Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise, *J. Appl. Biomech.*, 13: 451-460, 1997.
- 27) Komi P.V., C. Bosco: Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women, *Med. Sci. Sports*, 10: 261-265, 1978.
- 28) Komi P.V.: Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigue muscle, *J. Biomech.*, 33: 1197-1206, 2000.)
- 29) Kubiak R.J., K.M. Whitman, R.M. Johnston: Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, 8: 537-541, 1987.
- 30) Kyrolainen, H., P.V. Komi, D.H. Kim: Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency, *Scand. J. Med. Sci. Sport*, 1: 78-87, 1991.
- 31) Langberg H., H. Elimgsgaard, T. Madsen, J. Jamsson, S.P. Magnusson, P. Aagaard, M. Kjaer: Eccentric rehabilitation exercise increases peritendinostype 1 collagen synthesis in humans with Achilles tendinosis, *Scand J. Med. Sci. Sports*, 17: 61-66, 2007.
- 32) Markovic, G.: Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review. *Br. J. Sports Med.*, 41: 349-355, 2007.
- 33) Massiou, H., C. Tzourio, M. Amerani, M.G. Bousser: Verval scales in the acute treatment of migraine: semantic categories and clinical relevance, *Cephalgia*. 17(1): 37-39, 1997.
- 34) Jones, G.M., D.G.D. Watt: Muscular control of landing from unexpected falls in man, *J. Physiol.*, 219: 729-737, 1971.
- 35) Moritani T, L. Oddsson, A. Thorstensson: Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscle during hopping in humans, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1: 34-40, 1991.
- 36) 森谷敏夫: 運動生理学研究のエビデンスとその活用, *体力科学* 59(1): 31, 2010.
- 37) 長岡大地, 竹中睦, 瀧下渡, 小木曾一之: 跳躍中の下腿三頭筋への電気刺激がそのパフォーマンスに及ぼす影響, *トレーニング科学*, 27(1), 2016.
- 38) Ogiso K., M. Tokui: Elasticity of the muscle-tendon complex in Kenyan elite runners, The 6th Asia-Pacific Conference on Exercise and Sports Science(APCESS 2013) Taipei, Taiwan November 2-5, 2013.
- 39) Ohberg L., R. Lorentzon, H. Alfredson: Eccentric training in patients with chronic Achilles tendinosis: normalized tendon structure and decreased thickness at follow up, *Br. J. Sports Med.*, 38: 8-11, 2004.
- 40) Pousson.M., J. V. Hoecke, F. Goubel: Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise, *J. Biomech.*, 23: 343-348, 1990.
- 41) Roos, E.M., M. Engstrom, A. Lagerquist, B. Söderberg: Clinical improvement after 6 weeks of eccentric exercise in patients with mid-portion Achilles tendinopathy – a randomized trial with 1 – year follow-up, *Scand J. Med. Sci. Sports*, 14: 286-295, 2004.
- 42) Rugg, S.G., R.J. Gregor, B.R. Mandelbaum, L. Chiu: In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI), *Journal of biomechanics*, 23(5), 495-501, 1990.

- 43) 島典広：反動動作と筋の増強効果（特集 スポーツにおける反動動作），*体育の科学*，62(1)：20-23, 2012.
- 44) 深谷茂，高澤晴夫：肉離れの臨床研究，*整形外科*，30：691-697, 1979.
- 45) Vigueux, B., J.C. Cnockheart, E. pertuzon: Effects of fatigue on the series elastic component of human muscle, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 45: 11-17, 1980.
- 46) Viitasalo, J.T., A. Salo, J. Lahtinen: Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump, *Eur. J. Appl. Physiol.* 78: 432-440, 1998.
- 47) 八重嶋克俊，久保啓太郎，池袋敏弘，金久博昭：収縮および弛緩時間がヒト腱の力学的特性に及ぼす影響，*バイオメカニクス研究*，13(3)：114-123, 2009.
- 48) 山田泰士，北岡克彦，小林尚史，片山一雄，山門浩太郎，富田勝郎：繰り返し引っ張り刺激による靭帯損傷の修復過程における再刺激の影響，*日本整形外科学会雑誌*，73(8)，S1845, 1999.
- 49) 関子浩二，高松薫，古籾高良：各種スポーツ選手における下肢の筋力およびパワー発揮に関する特性，*体育学研究*，38：265-278, 1993.
- 50) 関子浩二：SSC 理論を応用したトレーニングの可能性，*トレーニング科学*，12(2)：69-84, 2000.