

[研究助成 (A)]

体医工融合による動作学習支援システム確立を見据えた 跳動作の個別最適値の間接的評価

Indirect evaluation of individual optimum jumping movements with a goal to establishment of
a movement learning support system through the integration of biomedical and engineering fields

2221014



研究代表者

筑波大学 体育系

助 教

佐 渡 夏 紀

[研究の目的]

ヒト身体には可塑性があり、日々の多寡に応じて多様に変化する。各種競技者はこの可塑性を利用して身体を鍛え上げ、運動を学習し、身体運動能力を高めている。特に世界一流競技者は、ヒトの身体と運動制御の最適化が極限まで進んだ典型例であると捉えることができる。一方、我々が世界大会を観戦すると、世界一流競技者であってもその動作には個人差があることを感じ取ることができる。世界一流競技者でさえもなお見られる個人差からは、「パフォーマンスとは関係ないばらつきが多く存在する」というだけでなく、むしろ「パフォーマンスを引き出す最適な動作が個別に異なる」と捉える方が自然であろう。本研究はこのような個別の最適動作の存在とその評価法について、跳躍動作を対象に検証しようというものである。

力学的に高く跳ぶことは位置エネルギーの獲得であり、外的な鉛直パワーと踏切時間の積に等しい。つまり、パワーが同程度であれば長い踏切時間が理論上有利である。しかし、国際陸上競技連盟が公開した2大会の五輪・世界選手権男子走高跳データによると、踏切時間と重心到達高に関係性が認められず、踏切時間の最短と最長の2競技者で25%もの踏切時間の差がありつつ重心到達高は同程度であった。一方、両大会に出場している同一競技者では踏切時間

がほぼ同一であった。世界一流競技者に個人差が存在しつつ個人内では変動が小さく、かつ理論上質量中心の到達高に関わる踏切時間は、競技者間の質量中心到達高の予測変数ではないが、個人内で最適化された変数であると考えられる。

踏切時間のような動作時間は下肢関節の屈曲度合いなどを反映する。走高跳のように、運動の主局面の開始時に既に身体が大きな運動エネルギーを保持しているような運動様式では、ヒトの下肢関節は受動的に一度目的と逆方向（屈曲）へ動いてから目的方向（伸展）へ動くというパターンを示す。これは関節をまたいで骨と骨をつないでいる骨格筋で見ると一度伸長した後に短縮するため、Stretch-Shortening Cycle (SSC) と呼ばれている。骨格筋は神経制御によって力を発生する筋組織と、筋組織と直列で接続し、筋張力を骨に伝えるバネの様な粘弾性体である腱組織からなる筋腱複合体 (MTU: muscle-tendon unit) である。特に SSC 運動においては、関節運動によって決まる MTU 長の変化の多くは腱長の変化がそのほとんどを担うことが報告されている。そこで、身体におけるバネ様な特性、およびそれを実際に身体内部で担う腱の特性が時間変数の個人差の決定要因であると仮説を立てた。

本研究課題では、走高跳を対象に踏切中に獲得される位置エネルギーの獲得方略の個人差を検証する事、この個人差に影響を及ぼす因子を

検証する事、そしてこの個人差を決定づけると考えられた腱剛性をより簡便なその場の連続跳躍（ホッピング）で評価する方法論を検証する事を目的とした。

〔研究の内容、成果〕

本研究では、主に走高跳の動作解析により、跳躍動作の個人差やその要因を検証する研究1と、腱の剛性特性を検証する研究2から構成された。本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を受けて実施した（体021-140）。なお、申請時点の計画では走高跳競技者の腱剛性の測定を計画していたものの、昨今の半導体不足の影響を受け、測定の主軸をなす超音波測定器の納品に大きな後れが生じ、競技者測定の日程に合わせる事ができなかった。そこで計画を一部変更し、一般健康成人で腱剛性測定と間接評価の検証を行うこととした。なお、本判断は、申請者の研究グループの別研究課題の成果である「走高跳競技者と一般健康成人の間でアキレス腱剛性が同程度であり、そのばらつき具合もほぼ同程度である」ことを根拠としている（藤森と佐渡 2021 日本トレーニング科学会大会にて報告, Fujimori & Sado *Under review*）。また、納期の遅れに起因して研究2の実験実施も遅れたため、実験は完了したが分析は途中となっている。

研究1の実験

相関分析のための検定力分析 ($\alpha=0.05$, $1-\beta=0.80$, $|\rho|=0.70$: 'strong' (Schober & Schwarte, 2018)) により、サンプルサイズは11と計算された。そこで16名の男性走高跳競技者（年齢：22.3±3.1歳、身長：1.801±0.060m、体重：66.60±5.90kg）をリクルートした。研究対象者は世界大会優勝経験者から地域大会出場レベルまで幅広い競技水準であった（自己ベストおよびシーズンベスト：1.90-2.35, 1.80-2.30m）。

30分間の個別ウォームアップの後、研究対象者に反射マーカーを貼付し、各種の解剖学的な基本動作試技を測定した。その後、走高跳試技の測定を実施した（図1）。バーは各研究対象者のシーズンベストの90%にセットした（1.62-2.07m）。計10回の試技を行う、あるいは参加者が床反力計を踏みかつ3回バーを超えるまでのいずれかまで試技を継続させた。研究対象者は、バーの高さに関係なくできるだけ高く跳ぶように教示された。

対象者に貼付した反射マーカーの3次元位置座標と踏切中に働いた地面反力をそれぞれ3次元自動動作計測装置と地面反力計を用いて測定した。得られたデータについて適宜平滑化処理を行った上で、各種の運動学的・動力学変数を算出した。

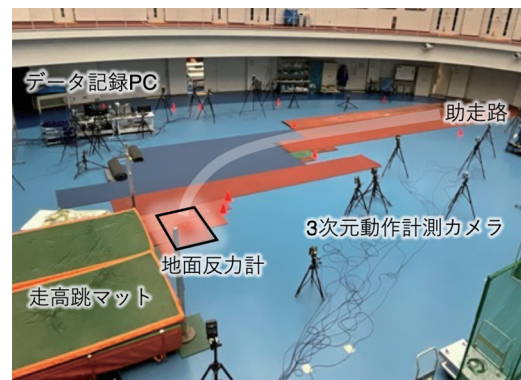


図1 実験設定

研究1の結果の要約

〔研究1-1〕本研究の研究対象者において、踏切時間 (0.151 ± 0.012 s) は、質量中心到達高の予測変数ではなかった ($r^2=0.01$, $P=0.69$)。先述の通り、外的パワーが同程度であれば踏切時間が長いほど獲得できる質量中心高は増大するものの、「短時間で大きな外的パワーを発揮する者」と「外的パワーを長く発揮する者」のいずれであっても高い跳躍が達成できることが示された。

身体を質量中心と質量をもたない下肢バネとしてモデル化する mass-spring モデルを用い

て巨視的なバネ特性である下肢剛性を算出したところ、踏切時間の分散は、身長と身体質量で正規化された下肢剛性と身長によって71%説明された(図2a)。一方、身長と正規化下肢剛性は滞空期の質量中心の上昇高を説明しなかった(図2b)。つまり、下肢が持つバネ様挙動の剛性(及び身長)の分散は、踏切時間と同様に、パフォーマンスそのものの分散を説明する変数ではないものの、質量中心高を理論上決定する踏切時間の説明変数であった。つまり、走高跳の踏切において下肢剛性は質量中心高を獲得する方略に影響を及ぼす変数であることが示された。なお、下肢の巨視的に見た下肢剛性の決定要因を下肢3関節のステイフネスから検討したところ、下肢剛性の分散は膝関節剛性の分散によって説明された。

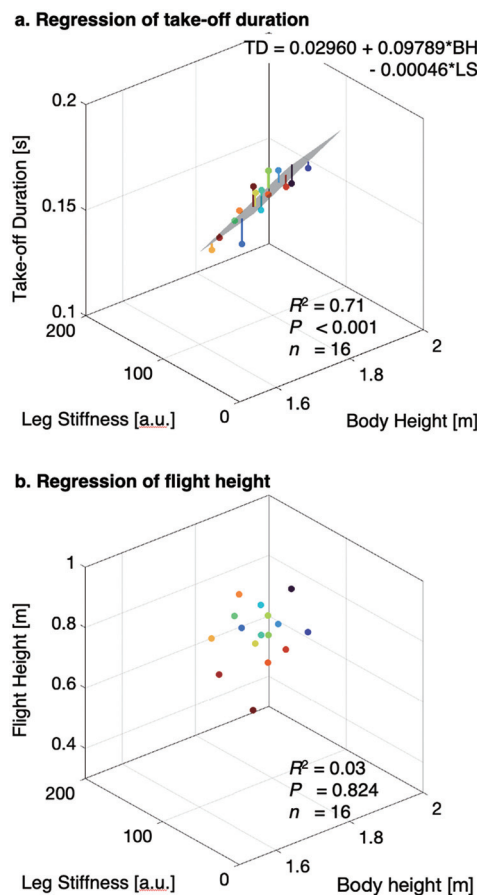


図2 踏切時間(a)と質量中心上昇高(b)の重回帰分析の結果

[研究1-2] 踏切中の外的鉛直仕事(獲得される質量中心到達高の位置エネルギーに等しい)は主に踏切脚大腿部と下腿部の回転に由来した(36%と34%)が、大腿部と下腿部に由来する踏切中の外的仕事成分の分散は、踏切中の外的仕事の分散を説明しなかった($r^2=0.12$, 0.03; $P=0.20$, 0.57)。一方、足部と胸部は、その由来する成分の値自体は小さいものの(<11%), 外的仕事全体の分散を説明した($r^2=0.43$, 0.30; $P<0.01$, 0.04)。つまり、パフォーマンス変数に対する貢献の大きさとパフォーマンス変数の個人差に対する寄与は大きく違うものであった。

大腿部と下腿部に起因する外的鉛直仕事の成分同士に負の相関があった($r^2=0.60$; $P<0.01$; 図3a)。また、それらの合計値は外的鉛直仕事と相関した($r^2=0.57$; $P<0.01$; 図3b)。これらの結果は、大腿と下腿いずれの回転優位で位置エネルギーを獲得するかには、それぞれ方略が存在することを意味する。大腿部/下腿部の外的鉛直仕事の成分比は、外的鉛直仕事と有意な相関関係が認められなかった($r^2=0.03$; $P=0.56$; 図3c)。興味深いことに、最大の鉛直外的仕事を示した上位3名のジャンパーは、大腿と下腿のどちらに依存するかがそれぞれ異なり、大腿部/下腿部の外的鉛直仕事成分の比は24.2%(大腿優位)、-11.5%(下腿優位)、2.7%(中庸)であった。下腿優位のジャンパーは下腿を後傾させて膝を伸ばした状態で踏切動作を開始し、大腿優位のジャンパーは下腿を小さく傾けて膝を曲げた状態で踏切動作を開始した(図4)。下腿の貢献は、水平に動く物体の下端が急激に止まることで生じる回転であり、跳躍動作では助走で得られた運動エネルギーから位置エネルギーへの変換である。一方、大腿の貢献は、膝関節仕事によって下腿の回転となった運動エネルギーをいったん吸収し、その後大腿の回転とするSSCによるものである。従って、位置エネルギー獲得方略は膝関節伸展の筋腱複合体特性に依存することが示唆された。

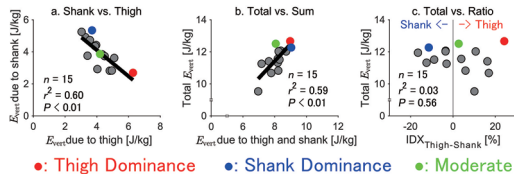


図3 獲得された位置エネルギー (E_{vert}) の大腿と下腿に由来する成分の関係 (a), 大腿の下腿の E_{vert} 成分の和と E_{vert} の関係 (b), 大腿/下腿の E_{vert} 成分比と E_{vert} の関係

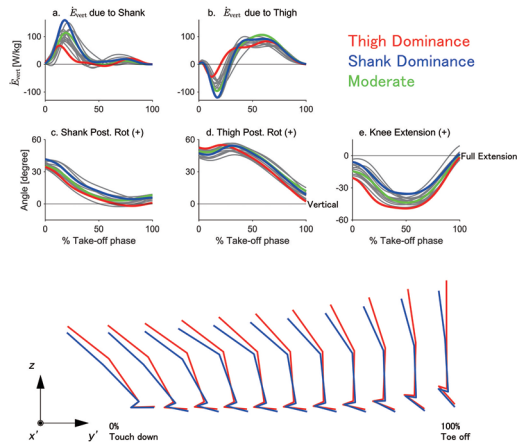


図4 獲得された位置エネルギー (E_{vert}) の大腿と下腿に由来する成分の変化率 (a-b), 下腿と大腿の矢状面角度 (c-d), 膝関節屈曲伸展角度 (e), 大腿優位と下腿優位動作のスティックピクチャー

研究2の実験

相関分析のための検定力分析 ($\alpha=0.05$, $1-\beta=0.80$, $|\rho|=0.70$: 'strong' (Schober & Schwarte, 2018)) により, サンプルサイズは11と計算された。18名の一般健常成人男性 (年齢: 23.9 ± 2.4 yrs, 身長: 1.733 ± 0.054 m, 体重: 68.32 ± 8.22 kg) をリクルートした。研究対象者は以下の2つの測定を実施した。

[測定1] 実験に先立ち, 研究対象者の下腿長と大腿長をテープメジャーで測定し, 右の下腿30%位と大腿50%位の位置をマーキングした。その後, 反射マーカー, 筋電図センサー (Trigno Wireless Sensor, Delsys, USA)・超音波プローブ (LF11-5H60-A3, FoV: 55 mm, 11 MHz, TELEMED Medical Systems, Lithuania) を貼付・固定した。反射マーカーは右肩峰・右大転子・右膝関節関節裂隙・右外果・右小趾球に貼付した。筋電図センサーの測定対象筋は,

右の腓腹筋内側頭・前脛骨筋・大腿直筋・外側広筋・大腿二頭筋長頭・大殿筋であった。超音波プローブは右脚の下腿30%位と大腿50%位で筋束の走行と平行になるように貼付した。また, 皮膚とプローブの間に音響反射テープを貼り, 映像を確認することで試技中にプローブが動いていないか確認した。

測定準備が完了後, カスタムメイドのダイナモメーター (本助成を受けて製作, 図5) を用いて足関節底屈と膝関節伸展の最大随意発揮試技を行った。足関節底屈試技は, 伏臥位にて膝関節最大伸展位・足関節解剖学的正位で, 膝関節伸展試技は座位にて膝関節80°屈曲位 (0°: 解剖学的正位), 股関節80°屈曲位 (0°: 解剖学的正位) でそれぞれ行った。最大随意発揮試技に先立ち, それぞれ30, 50, 70, 90, 100%の主観的努力度の力発揮によるウォーミングアップを行った。その後, 5秒間で足関節底屈トルクおよび膝関節伸展トルクを安静状態から最大まで徐々に増加させるランブ試技を2回行った。研究対象者はモニターからリアルタイムの発揮トルクのフィードバックを受けた。ランブトライアルは, 疲労を避けるため, 少なくとも3分以上の間隔を空けて繰り返された。2回行われた試技中の最大随意発揮トルクの値に10%以上差があった場合は3回目を行った。発揮トルク・試技中の関節角度・筋電図をそれぞれダイナモメーター・3次元自動動作計測装置・表面筋電図装置を用いて測定した。

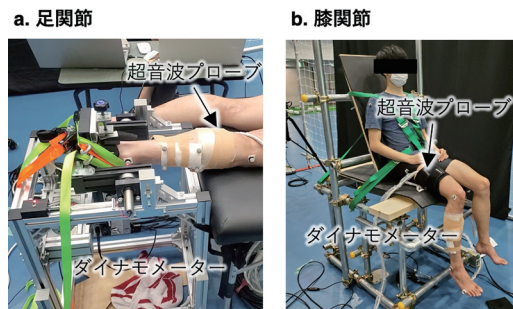


図5 測定1の足関節 (a) と膝関節 (b) 筋力測定実験設定

[測定2] 測定1が完了後, 貼付した超音波プローブが動かないよう注意しながら肢位を変え,

筋電図データの正規化の基準を得ることを目的に足関節背屈・膝関節屈曲・股関節伸展・屈曲の徒手抵抗による最大随意発揮試技を行った。その後、骨盤と各関節の内側に追加で反射マーカーを貼付し、大腿・下腿・足部にクラスターマーカーを貼付し、基本動作の試技を行った。以上の準備後、研究対象者は右脚の片脚支持による20回のホッピング試技を行った(図6)。ホッピング周波数は1.8 Hz, 2.6 Hz, 3.4 Hzとし、メトロノームを用いて規定した。実施する条件の順序はランダムに決定した。試技に先立ち、メトロノームに合わせてホッピングができるように十分に練習を行わせた。20回のホッピングが全て地面反力計の中で行えた試技を成功とした。ホッピング中の反射マーカーの3次元位置座標・床反力・筋電図を3次元自動動作計測装置・表面筋電図装置を用いて測定した。20回のホッピングのうち11-15回目の5回を分析対象とした。

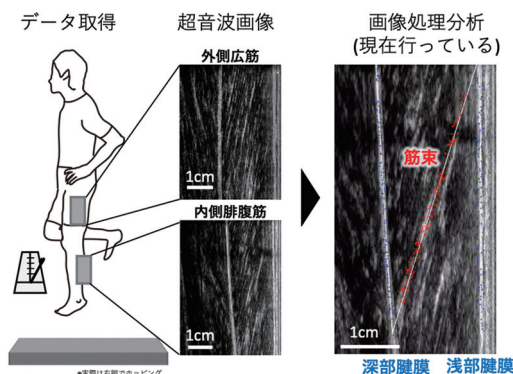


図6 実験設定および超音波縦断画像の典型例

37.5%, 32.1%, 個人内変動係数は $7.3 \pm 3.2\%$, $5.7 \pm 2.8\%$, $12.2 \pm 7.0\%$ であった。つまり、接地/滞空時間比の個人間変動係数のみ大きいことがわかる。このことは、今回簡易指標として用いることとしたホッピングの周期の内訳(接地時間と滞空時間)は個人間差がありながら個人内では再現性が非常に高い事を示している。

先述の通り、超音波の納期の遅れにより実験開始が遅れたため、研究2の特に超音波のデータ処理が途中となっている。(図6)。今後、ホッピング中の筋腱動態の定量評価および腱剛性の定量評価を行い、ホッピング中の周期内訳との関係を検証していくことで、ホッピングの接地時間という簡便かつ高価な機材が不要な測定を用いて、剛性特性、ひいては個別に異なる跳躍動作の至適値の提示システムの構築可能性を探っていく。

[成果の発表, 論文など]

- 藤森, 戸邊, 佐渡 (2022) 第28回日本バイオメカニクス学会大会 (奨励賞受賞)
- Sado, Fujimori, & Tobe, (2023) XXIX Congress of International Society of Biomechanics. (予定, 採録決定済)
- Fujimori, Tobe, & Sado (2023) XXIX Congress of International Society of Biomechanics. (予定, 採録決定済)

研究2で現在得られている結果の要約と今後の課題

実際のホッピングの周波数はそれぞれの条件で 1.81 ± 0.03 Hz, 2.59 ± 0.06 Hz, 3.40 ± 0.05 Hz, であり規定通りに測定できていることが確認された。周波数の逆数である周期の個人間変動係数は1.7%, 2.2%, 1.5%, 個人内変動係数は $2.9 \pm 1.3\%$, $2.6 \pm 1.5\%$, $3.9 \pm 1.9\%$ であった。周期は接地時間と滞空時間の和であるが、この接地/滞空時間比の個人間変動係数は37.1%,