

ドロップジャンプにおけるパフォーマンス獲得に至るまでの時系列的な運動連関

吉田 拓矢¹, 中 宗一郎¹, 荏山 靖², 林 陵平¹, 高橋 和孝¹, 関子 あまね¹, 関子 浩二³

Time-series relationship to achieve performance on rebound drop jump

Takuya Yoshida¹, Soichiro Naka¹, Yasushi Kariyama², Ryohei Hayashi¹, Kazutaka Takahashi¹,
Amane Zushi¹ and Koji Zushi³

¹筑波大学大学院人間総合科学研究科, 〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1 (*Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574, Japan*)

²山梨学院大学スポーツ科学部, 〒400-8575 山梨県甲府市酒折2-4-5 (*Faculty of Sport Science, Yamanashi Gakuin University, 2-4-5 Sakaori, Kofu, Yamanashi 400-8575, Japan*)

³筑波大学体育系, 〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1 (*Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574, Japan*)

Received: May 7, 2016 / Accepted: August 24, 2016

Abstract The aim of this study was to demonstrate a time-series relationship in drop jump (DJ) from a pre-set state with improved performance. Twelve male college athletes performed a DJ from a height of 0.60 m. DJ performance was assessed with a DJ-index (jump height/contact time). Short-interval intracortical inhibition (SICI) was assessed as intracortical inhibitory circuit excitability in a pre-set state, calculated by using paired-pulse transcranial magnetic stimulation for the medial gastrocnemius muscle (MG). The H-reflex of the left MG and the ankle joint torque were calculated in the early phase of take-off. A significant correlation was shown between \angle SICI during the pre-set state and the DJ index. Thus, we examined the relationships between phases, focusing on time-series relationships throughout the jump period. The results showed a significant correlation between \angle SICI during the pre-set state and %H-reflex during the early phase of take-off, and peak ankle joint torque during take-off was also significantly correlated with %H-reflex during the early phase of take-off. A significant correlation was also demonstrated between ankle joint torque during take-off and the DJ-index. In conclusion, we observed a time-series relationship between DJ from a pre-set state and improved performance. A decrease of intracortical inhibitory circuit excitability in the pre-set state affects stretch-reflex facilitation during the early phase of take-off; stretch-reflex facilitation results in the development of a large force in the ankle joint during take-off, and this force develops ankle joint torque. These findings may be used to improve jump performance.

Jpn J Phys Fitness Sports Med, 65(5): 479-489 (2016)

Keywords : DJ-index, pre-set, SICI, H-reflex, ankle joint torque

緒 言

陸上競技跳躍種目における踏切や各種スポーツ種目における跳躍運動は、下肢の主働筋がエキセントリックに強制伸張した後にコンセントリックに短縮する伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening Cycle, 以降SSCと略す) 運動によって遂行されている¹⁾。そのためにスポーツパフォーマンスを向上させるためには、下肢のSSC運動の遂行能力を高めることが重要な一要因になることが指摘されている²⁾。この下肢のSSC運動の遂行能力を高めるためのトレーニング法としてプライオメトリックトレーニングがあり³⁾、代表的な下肢のエクササイズとしてドロップジャンプ (Drop jump, 以降DJと略す) が挙げら

れる⁴⁾。DJとは、ある高さの台上から跳び降り、着地とともに即座に跳び上がる跳躍運動のことであり、台高や跳躍技術を変更することによって様々なトレーニング負荷を課すことができる。またDJにおける跳躍高を接地時間で除すことによって求められるDJ-index⁵⁾によって、SSC運動の遂行能力を評価することも実施されている。

DJでは台上に位置し、そこから落下し着地後、即座に切り返して跳び上がる一連の局面が連鎖しており、そこには種々の運動連関が生じていることがこれまでの研究から明らかにされている。DJでは接地瞬間を知覚してから運動を開始すると、着地直後から瞬間的にかかる大きな地面反力を下肢の主働筋群で受け止めるための力発揮が間に合わず、下肢関節が大きく屈曲する動

きが出現することになる。そのために、まず、着地の約100 ms前から下肢の主働筋には予備緊張、いわゆるpre-activationを生じさせるとともに、運動の先取り動作が開始される^{6,7)}。この予備緊張を伴った先取り動作によって、着地前から下肢の主働筋群は力を発揮して、瞬時にかかる大きな地面反力に抗することができるようになる。その際、接地瞬間から下肢の主働筋群が強制的に伸張されることによって伸張反射が出現する^{8,9)}。さらに下肢の主働筋群およびそれに関連した腱部には弾性エネルギーが貯蔵されることになり⁷⁾、その後のコンセントリックな収縮による筋力発揮に加えて、この弾性エネルギーが解放されて短時間で大きな力発揮を可能にし、高い跳躍高を獲得できる¹⁰⁾。また、その際、足関節底屈筋群が最も大きな仕事を行っており、これによって足関節底屈トルクを発揮して短時間に高い跳躍高が獲得されている^{11,12)}。したがって、DJにおける一連の運動機序には、pre-activation局面、踏切前半局面、踏切後半局面という時系列的な運動連関が存在していることが考えられる。

これらのことに加えて、我々の研究グループは、上記したDJに関する局面のさらに前の台上に位置して跳び降りるまでのプレセット局面に注目し、その際の脳内状態がDJのパフォーマンスに影響することを明らかにした¹³⁾。この研究では、プレセット局面における運動野皮質内抑制回路（以降、皮質内抑制回路と略す）の興奮性を二連発磁気刺激による短間隔皮質内抑制（Short-interval intracortical inhibition, 以降SICIと略す）を用いて評価し、DJパフォーマンスとの関係について検討した。その結果、高いDJのパフォーマンスを有する陸上競技の跳躍選手は他種目の選手よりも、プレセット中の皮質内抑制回路の興奮性が低下する、いわゆる脱抑制状態になることが示された。また、このプレセット中の脱抑制状態は、最も高い伸張負荷がかかる高い台高条件（0.60 m）において顕著となること、主働筋である内側腓腹筋のみに選択的に生じ、拮抗筋である前脛骨筋には生じなかったことも示された。したがって、高いDJのパフォーマンスを有する跳躍選手はプレセット中に主働筋を支配する脳領域が選択的に脱抑制状態となることが考えられる。

この背景にある機序について、DJやホッピング中における伸張反射が皮質内抑制回路の影響を受ける¹⁴⁾ことから考えると、プレセット中の脱抑制状態は踏切中の伸張反射に影響している可能性が挙げられる。伸張反射を制御する領域は小脳などの皮質下であり¹⁵⁾、この領域が運動学習による運動プログラム形成に関与し、筋の伸張を適切に行うことに貢献することが示されている^{16,17)}。また、運動を行うためのプログラムが運動野皮質で形成されていることを考慮すれば、小脳などの皮質下領域によって構築される運動プログラムがDJにおける接地ま

での時間を予測するためのフィードフォワード制御¹⁵⁾となって踏切中の伸張反射に影響していることが考えられる。したがって、DJにおける運動連関は、これまでに指摘されてきた開始点であるpre-activation局面よりも、さらに前のプレセット局面から存在していることが考えられる。

以上のことをまとめると、プレセット局面の皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射、踏切中の足関節トルク発揮が、DJのパフォーマンスの獲得へと連関していることが考えられる。しかしながら、ここに示したようなプレセットからパフォーマンスに至るまでの時系列的な運動連関について、同一試技内で検討した研究はこれまでに存在しない。そこで本研究では、DJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射および力学的にみた足関節底屈トルク、パフォーマンス変数という時系列的に生じる事項の関係性について検討し、DJのプレセットからパフォーマンス獲得に至る時系列的な運動連関について明らかにすることを目的とした。

方 法

被験者 被験者は、男子体育専攻学生12名（年齢: 21.3 ± 1.6歳, 身長: 175.2 ± 3.6 cm, 体重: 68.5 ± 4.2 kg）とした。実験を開始するにあたり、全ての被験者に対して本研究の目的、方法および実験に伴う安全性を説明した上で、実験に参加するための同意を得た。なお、本研究は、ヘルシンキ宣言を満たす筑波大学体育系倫理委員会によって承諾された（承認番号：体27-47）。

実験試技 実験試技は台高0.60 mからのDJとし、腕の振り込みによる影響が無いように手を腰に当てた姿勢で行わせた。なお、0.60 mの台高は、我々のこれまでの研究¹³⁾から、3種類の台高（0.30 m, 0.45 mおよび0.60 m）の中で最も顕著に皮質内抑制回路の興奮性が低下した高さである。試技回数は、成功試技が10回に達するまで行わせた。疲労の影響がないように、試技間の休憩時間は十分に取った。被験者には、試技を行う際にできるだけ短い接地時間で高く跳び上がるように指示した。また、試技を正確に遂行できるようにするために、いずれの被験者にも事前に練習を行わせた。成功試技の判定は、後述する全ての算出項目（ \angle SICI, % H-reflex, 足関節最大底屈トルク, DJ-index）が記録でき、かつ被験者の主観的達成度が高く、DJのパフォーマンス変数であるDJ-indexが著しく低くない試技とした。すべての算出項目は左脚を対象に算出した。

実験手順および算出項目

皮質内抑制回路の興奮性 プレセット中の皮質内抑制回

路の興奮性は、二連発磁気刺激法 (Paired-pulse TMS) による SICI¹⁸⁾ を用いて評価した。Paired-pulse TMS とは、当該筋から運動誘発電位 (Motor evoked potential, 以降 MEP と略す) が生じない弱い刺激強度を用いて条件刺激 (Conditioning stimulation, 以降 CS と略す) を行い、引き続いて MEP が生じる強度のテスト刺激 (Test stimulation, 以降 TS と略す) を与えることによって、CS が TS の MEP に与える影響を評価する方法である¹⁸⁾。本研究では、TS のみの刺激、および CS と TS を組み合わせた刺激の 2 種類の刺激をランダムに 3 発ずつ行った。プレセット中の MEP 測定は、後述する刺激強度と刺激部位を決定した後に、被験者が台上に位置し、跳び降りる直前に実施した¹³⁾。被験者が台上で立位姿勢を取った後、頭蓋上の刺激部位上部にコイルを設置し、Paired-pulse TMS を約 4 秒の間隔で 3 発ずつ発射した (Fig. 1a)。その直後に台上から跳び降り、DJ を実施させた (Fig. 1b)。TMS に要する時間は、刺激間隔を含めて約 24 秒であった。この時間 (約 24 秒) は、2 種類の刺激による MEP を加算平均するために複数回の計測を行う必要があったこと、さらに、測定機器の限界として TMS の刺激間隔が約 4 秒であったことを考慮した上での、最短の時間であった。また、合計 6 発の MEP を記録している間、いつでも跳び降りることができる状態になってもらうために、すべての被験者に対し、「いつでも台から跳び降りることができる状態でいて下さい」と指示を与えた。

下肢の筋群からの筋電図信号は、直径 8 mm の Ag-Cl 電極 (Blue sensor, メッツ社製) を用いて左脚の内側腓

腹筋から記録した。電極の装着に先立ち、電極設置部位は生体電流に対する電気的抵抗値を最小限にするために、研磨剤 (スキンプューア、日本光電社製) により皮膚と電極間のインピーダンスを減少させた。導出した筋電図信号は、生体増幅器 (AB-601G, 日本光電社製) により増幅し、A/D 変換器 (Micro 1401, Cambridge Design Limited, CED 社製) を介してサンプリング周波数 4000 Hz、通過帯域 5-1000 Hz でパーソナルコンピュータ (VersaPro, NEC 社製) に取り込んだ。Paired-pulse TMS における刺激については、2 台の磁気刺激装置 (Magstim 200, Magstim 社製) と刺激用コイル (ダブルコーンコイル, Magstim 社製) を使用した。刺激部位は国際脳波記録法 (10-20 法) で定められている頭頂 (Cz) からわずかに側方の腓腹筋支配領域とした¹⁹⁾。すべての刺激は、いずれの試技も台上立位状態で行われた。刺激の至適部位は、被験者の大脳の形態的違いから多少異なるために、各被験者において筋電図反応が最も大きく誘発される部位を探索し、その部位に刺激用コイルを設置した。また、刺激部を全ての試技で統一するために、刺激用コイルをコイルスタンド (AO-TMS, Magstim 社製) で固定し、被験者の許可を得た上で頭蓋上に固定位置を記録した。磁気刺激の強度は刺激装置の最大出力を 100% とし、試技中の刺激強度を決定するために、各被験者の安静時運動閾値 (Resting motor threshold, 以降 RMT と略す) を測定した。本研究ではプレセット時の MEP 測定を台上立位姿勢で行うことから、安静時の MEP 測定も同じ姿勢で行った。この時、台上立位姿勢

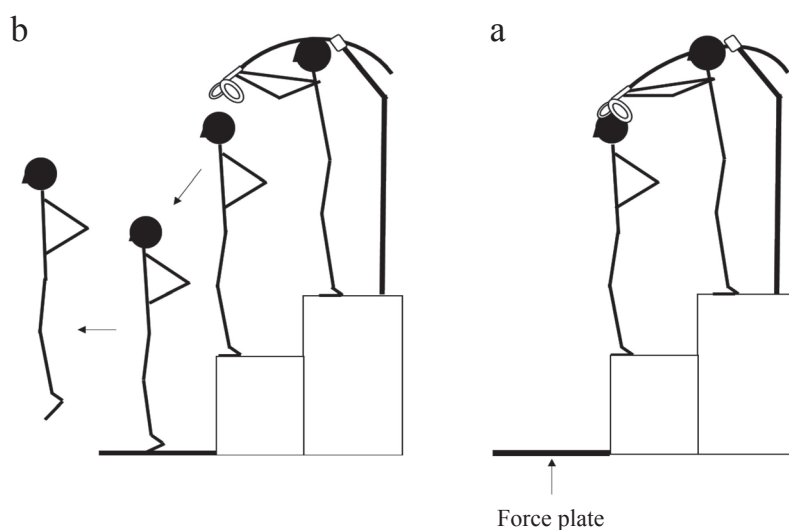


Fig. 1 Illustrations of Paired-pulse TMS stimulation during pre-set. TMS was applied to the primary motor cortex of the leg area using a double-cone coil. After the subject assumed the standing posture on the platform, the coil was installed by the examiner on the stimulation site on the skull, and two types of TMS (TS and paired-pulse TMS with ISI 3ms CS) were performed for three rounds each, for a total of six rounds (a). Immediately after stimulation was completed and the coil was removed from the skull by the examiner, the subject was asked to jump down and perform the DJ as soon as possible (b).

では姿勢維持のために微弱な筋活動が生じるが, それは下肢筋の active motor threshold の測定対象となる筋活動 (最大随意収縮の約 20% での筋収縮¹⁹⁾) よりもかなり小さな値となる. そのために, 本研究では刺激強度を RMT によって決定した. RMT は立位で安静を保った状態で 5 回中 3 回の刺激において, 上下の最高点間の電位差 (peak-to-peak 振幅) が 50 μ V 以下となる強度とした^{20,21)}. MEP 振幅値は, peak-to-peak 振幅として計測した. TS の刺激強度は, 約 1 mV の MEP を生じさせる強度に設定し, CS の刺激強度は RMT の 70% に設定した²¹⁾. TS によって記録した MEP の振幅を MEP_{TEST}, Paired-pulse TMS によって連発された MEP の振幅を MEP_{3ms} とし, 以下に示すように, MEP_{3ms} を MEP_{TEST} で除した相対値を % SICI とした¹⁷⁾.

$$\% \text{ SICI}(\%) = \text{MEP}_{3\text{ms}} / \text{MEP}_{\text{TEST}} \times 100$$

また, DJ 試技を行わない条件の SICI を台上にて測定し, 安静時 % SICI と定義した. 安静時 % SICI に対するプレセット時の SICI (プレセット % SICI) の変化を評価するために, 以下の式に準じて Δ SICI を算出した¹³⁾.

$$\Delta \text{SICI}(\%) = \text{プレセット \% SICI}(\%) - \text{安静時 \% SICI}(\%)$$

先行研究²²⁾では, MEP を誘発するための運動閾値が当該筋の随意的な筋収縮 (5% MVC 以上) によって低下することが報告されている. そこで本研究では, TMS の刺激強度を決定した安静時とプレセット時で刺激前の筋放電量に相違がないことを確認するために, 刺激開始の 0.1 秒前から刺激までの約 0.1 秒間の筋放電活動を全波整流して, 平均筋電図 (Background EMG) を算出した.

H 反射 踏切局面前半の伸張反射は, H 反射を用いて評価した. H 反射は, 誘発電気刺激装置 (ニューロパック S1, 日本光電社製) を用いて, 左脛骨神経への電気刺激を行い, 左内側腓腹筋から記録した. 踏切前半局面の H 反射を記録するために, フォースプレート側方の床面上に光電管センサー (AO-YZ, アプライドオフィス社製) を設置した. そして, 足部が光電管を通過し, TTL 分配ボックス (AO-2TTL, アプライドオフィス社製) を介した信号を, 脛骨神経を刺激するためのトリガー信号とした. トリガー信号による脛骨神経への刺激は, 持続時間 1 ms の矩形波パルスとした. 刺激電極はディスプレイ電極 (V-09IO3, 日本光電社製) を用いて, 陽極を膝蓋骨の真下にある脛骨粗面に, 陰極を内側腓腹筋の筋腹上に設置した. H 反射の振幅値は, peak-to-peak 振幅として計測した. 刺激強度は, 最大 M 波の 15-35% に設定した^{9,23)}. また, 試技を行わない安静立位条件にて H 反射を測定し, 安静時 H 反射と定義した. 踏切前半局面の H 反射 (踏切時 H 反射) を評価する指標として, 以下に示

すように, 踏切時 H 反射を安静時 H 反射で除した % H-reflex を用いた.

$$\% \text{ H-reflex}(\%) = \text{踏切時 H 反射} / \text{安静時 H 反射} \times 100$$

足関節トルク DJ における身体座標を測定するために, 赤外線カメラ (Vicon MX+250 Hz, Vicon Motion Systems 社製) を用いて, 反射マーカーを添付した身体計測点 12 点 (左右の拇指 MP 関節内側面, 踵, 外果, 腓骨頭, 大転子, 肩峰突起) の 3 次元座標データを収集した. Wells and Winter²⁴⁾の方法を用いて, 身体計測点毎に最適遮断周波数 (20.5-28.25 Hz) を決定し, 4 次の位相ずれのない Butterworth digital filter による平滑化を行った. また, 地面反力を測定するために, フォースプレート 2 台 (9281A; 9287C, Kistler 社製) を用いた. サンプル周波数は 1000 Hz とし, 静止座標系 X, Y, Z 方向の力を, 左右脚それぞれ, A/D 変換ボードによってパーソナルコンピュータへ取り込んだ. 静止座標系は, 試技開始時の被験者前方に直行する方向を X 軸, 被験者前方を Y 軸, 鉛直上向きを Z 軸とした. 本研究では矢状面上での分析を行うために, YZ 平面上における座標値とフォースプレートデータを用いて足関節トルクを算出した. 足関節トルクを算出するために, 下肢を足, 膝, および股関節で分割した 2 次元リンクセグメントモデルを構築した. また, Free Body diagram にもとづき, 各部分の近位端に作用するトルクを運動方程式により算出した. 足関節トルクは, 重心と仮定した両大転子中心の最下点を基準とした踏切前半の底屈最大値とした. 身体部分慣性係数およびセグメント重心は, 阿江²⁵⁾の方法を用いた. なお, 足関節のトルクは, 底屈を正, 背屈を負とした.

DJ パフォーマンス DJ パフォーマンスの評価には, 跳躍高を接地時間で除した DJ-index (m/s) を用いた⁵⁾. 全ての試技において, 鉛直地面反力の波形 (10 N を基準) から滞空時間と接地時間を算出した. 跳躍高は滞空時間と重力加速度を用いて, Asmussen and Bonde-Petersen²⁶⁾が示した自由落下に基づいた以下の公式を用いて算出した.

$$\text{跳躍高} = [1/8 \cdot g \cdot (\text{滞空時間})^2, g = 9.81 \text{ m/s}^2]$$

統計処理 全ての算出項目は, 10 回の試技の平均値 \pm 標準誤差で示した. 内側腓腹筋における Background EMG の差の検定, また, 6 発の TMS 刺激を前半 (1-3 発目) と後半 (4-6 発目) に分けた時の MEP_{TEST} および MEP_{3ms} の差の検定には, 対応のある T 検定を用いた. 変数間の関係性については, ピアソン積率相関係数を用

いた。有意水準は全ての項目において5%未満とした。

結 果

Fig. 2には安静時およびプレセット時における内側腓腹筋Background EMGを示した。その結果、条件間に有意差は認められなかった ($P=0.407$)。

Table 1にはDJパフォーマンス、足関節最大底屈トルクの値を示した。また、Table 2にはPaired-pulse TMSによって記録した安静時およびプレセット時におけるMEP_{TEST}、MEP_{3ms}、SICI、プレセット時における Δ SICIの値を示した。Table 3には安静時および踏切時におけるH反射振幅値、% H-reflexの値を示した。

方法で述べた通り、プレセット時の6発のTMS刺激に要する時間はおおよそ24秒であった。そのため、測定時刻によってMEP振幅値が変化しているかを確認する必要があった。6発のTMS刺激を前半(1-3発目)と後半(4-6発目)に分けて、MEP_{TEST}およびMEP_{3ms}の値の差を比較したところ、いずれの刺激も有意差は認められなかった (MEP_{TEST}: $P=0.167$, MEP_{3ms}: $P=0.427$)。また、プレセット後半に一方の刺激のみ偏ってきていないかどうかを確認したところ、刺激回数に偏りは見られなかった。さらに、コントロールとプレセット条件におけるMEP_{TEST}の大きさを比較したところ、条件間に有意差は認められなかった ($P=0.062$)。

Fig. 3にはDJにおけるMEP波形と内側腓腹筋活動の典型例を、Fig. 4には踏切前半におけるH反射波形の典型例を示した。

Fig. 5には、皮質内抑制回路の興奮性の指標である Δ SICIと最終的なDJパフォーマンスの指標であるDJ-indexとの関係を示した。これらの変数間には有意な正の相関関係が認められた ($n=12$, $r=0.727$, $P<0.01$)。

ここからはDJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射、力学的にみた足関節底

屈トルクという時系列的に生じる事項の関係性について検討した結果である。Fig. 6には、プレセット中の Δ SICIと伸張反射の指標である踏切前半の% H-reflexとの関係を示した。これらの変数間には有意な正の相関関係が認められた ($n=12$, $r=0.577$, $P<0.05$)。次いで、Fig. 7には踏切前半の% H-reflexと踏切前半の足関節最大底屈トルクとの関係を示した。これらの変数間には有意な正の相関関係が認められた ($n=12$, $r=0.576$, $P<0.05$)。さらに、Fig. 8には、踏切前半の足関節最大底屈トルクとDJ-indexとの関係を示した。これらの変数間には、有意な正の相関関係が認められた ($n=12$, $r=0.852$, $P<0.01$)。

考 察

本研究では、DJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射および力学的にみた足関節底屈トルク、パフォーマンスに至る時系列的な運動連関について明らかにすることを目的とした。

先行研究²²⁾では、MEPを誘発するための運動閾値が当該筋の随意的な筋収縮(5% MVC以上)によって変化することが報告されている。そのために、DJのプレセットにおいてSICIを適切に評価するためには、TMSの刺激強度を決定した安静時とプレセット時で刺激前の筋放電量に相違のないことが前提条件となる。そこで本研究では、安静時とプレセット時で、刺激前のBackground EMGを比較することによって、実験試技における妥当性の確保を試みた。その結果、Fig. 2に示すように、いずれの条件においても有意差は認められなかった。したがって、本研究の実験設定は、DJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の興奮性の特徴を明らかにするために妥当なものであったと判断できる。

本研究ではまず、プレセット中の皮質内抑制回路の興奮性が、最終的なパフォーマンスに影響するかについて検証するために、 Δ SICIとDJ-indexとの関係について検討した。その結果、Fig. 5に示すように、これらの変数間には有意な正の相関関係が認められた。これらの結果は、プレセット中に皮質内抑制回路の興奮性が低下する、いわゆる脱抑制状態になるほどDJのパフォーマンスが高いことを示すものであり、吉田ら¹³⁾の結果と一致するものであった。ここで示した Δ SICIは、値が高くなるほど脱抑制状態であることを意味する変数である。SICIの低下は、抑制性皮質介在ニューロンの感受性の減少を示すものであること^{27,28)}、運動野における経シナプス性結合¹⁸⁾、あるいはシナプスの脱マスキングおよび皮質レベルでのシナプス可塑性^{29,30)}を示すものであることが報告されている。これらの知見と運動プログラムが運動野皮質で形成されていることを考慮すれば、本研究におけるプレセット中の Δ SICIの低下は、高い伸張負荷に抗する

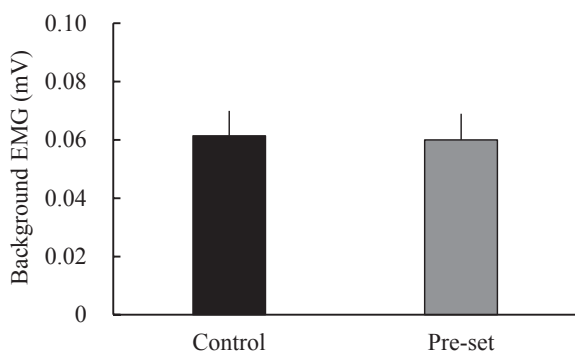


Fig. 2 Comparison of Background EMG in medial gastrocnemius muscle on control and on pre-set condition. There was no significant difference between control and pre-set condition.

Table 1. Mean and individual data of DJ performance, peak ground reaction force, and peak ankle joint torque.

Sub.	DJ-index (m/sec)	Contact time (sec)	Jump height (m)	Peak ground reaction force (N/kg)	Peak ankle joint torque (Nm/kg)
A	2.37	0.16	0.39	52.33	4.30
B	3.09	0.13	0.41	62.44	5.38
C	2.66	0.17	0.45	45.63	5.24
D	1.20	0.21	0.25	43.87	3.04
E	1.55	0.22	0.35	59.06	2.80
F	1.77	0.17	0.30	52.69	3.91
G	1.85	0.20	0.36	56.43	3.89
H	1.94	0.18	0.34	43.76	4.07
I	1.51	0.20	0.31	43.28	3.44
J	3.76	0.13	0.50	66.63	4.71
K	2.98	0.13	0.40	61.70	4.70
L	1.52	0.20	0.31	38.31	3.51
Mean	2.18	0.18	0.36	52.18	4.08
SE	0.22	0.01	0.02	2.53	0.23

Table 2. Mean and individual data of MEP_{TEST}, MEP_{3ms}, SICI on control condition and pre-set condition, and \angle SICI on pre-set condition.

Sub.	Control			Pre-set			
	MEP _{TEST} (mV)	MEP _{3ms} (mV)	% SICI (%)	MEP _{TEST} (mV)	MEP _{3ms} (mV)	% SICI (%)	ΔSICI (%)
A	0.72	0.53	73.58	0.62	0.57	92.47	18.89
B	0.73	0.38	55.02	0.77	0.74	95.68	40.66
C	0.63	0.39	62.20	0.49	0.58	119.11	56.91
D	0.48	0.44	89.76	0.49	0.38	78.25	-11.50
E	0.62	0.48	74.81	0.43	0.29	67.35	-7.46
F	0.67	0.39	60.59	0.45	0.33	72.83	12.23
G	0.52	0.43	82.93	0.50	0.55	109.53	26.61
H	1.09	0.55	50.67	0.63	0.38	60.16	9.48
I	0.74	0.60	80.57	0.50	0.40	79.89	-0.69
J	0.84	0.44	52.53	1.04	0.87	84.10	31.57
K	0.54	0.43	76.69	0.43	0.34	88.78	12.09
L	1.01	0.70	69.67	1.00	0.58	58.41	-11.25
Mean	0.72	0.48	69.09	0.61	0.50	83.88	14.80
SE	0.05	0.03	3.53	0.06	0.05	5.13	5.91

Table 3. Mean and individual data of H-reflex at rest and take-off, and % H-reflex.

Sub.	Rest	Take-off	% H-reflex (%)
	H-reflex (mV)	H-reflex (mV)	
A	2.12	6.80	320.75
B	5.05	14.32	283.89
C	2.60	8.58	330.15
D	2.30	4.30	187.00
E	7.43	8.24	110.95
F	5.43	6.03	110.99
G	6.91	5.11	74.00
H	6.54	5.31	81.18
I	8.12	5.21	64.15
J	2.63	16.03	610.55
K	2.58	3.97	154.33
L	4.46	3.91	87.70
Mean	4.68	7.32	201.30
SE	0.61	1.10	44.59

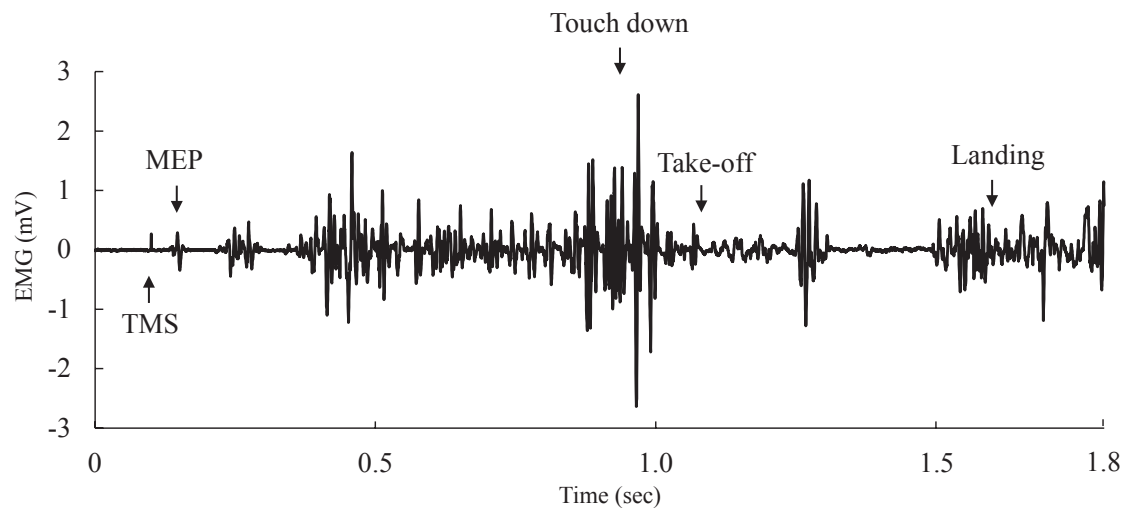


Fig. 3 Typical time-series data of EMG in medial gastrocnemius muscle from TMS stimulation on pre-set to landing on DJ.

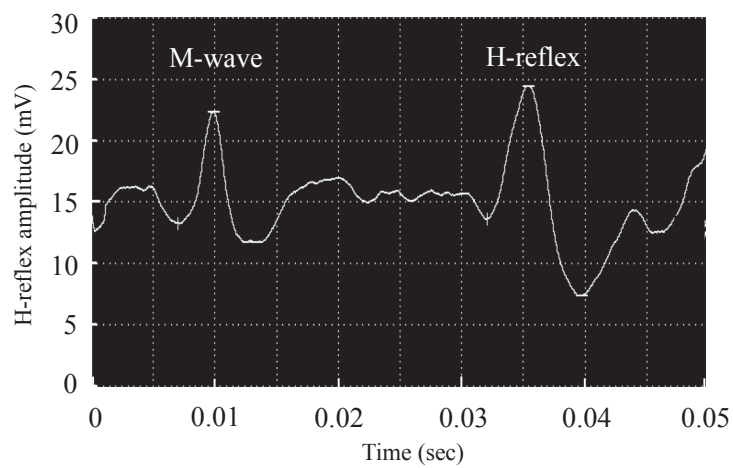


Fig. 4 Typical data of H-reflex amplitude recorded from gastrocnemius muscle at take-off on DJ.

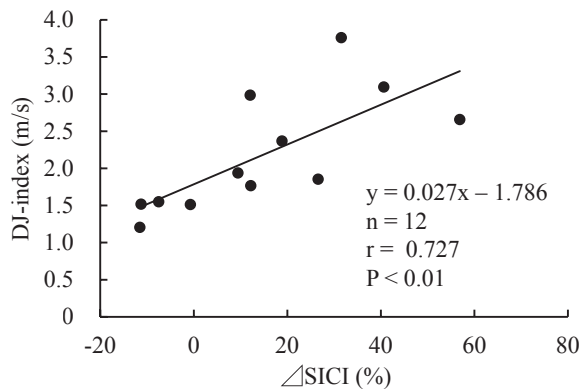


Fig. 5 Relationship between SICI during pre-set and DJ-index.

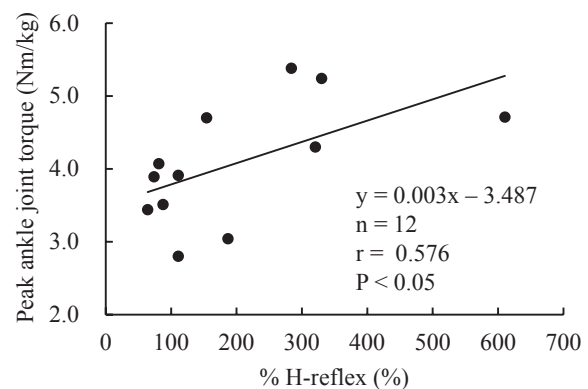


Fig. 7 Relationship between % H-reflex and peak ankle joint torque during take-off on DJ.

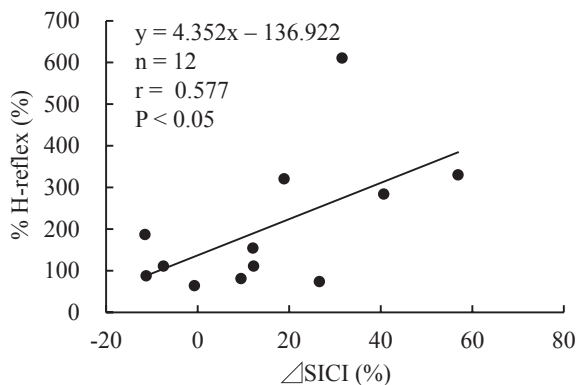


Fig. 6 Relationship between Δ SICI during pre-set and % H-reflex during take-off on DJ.

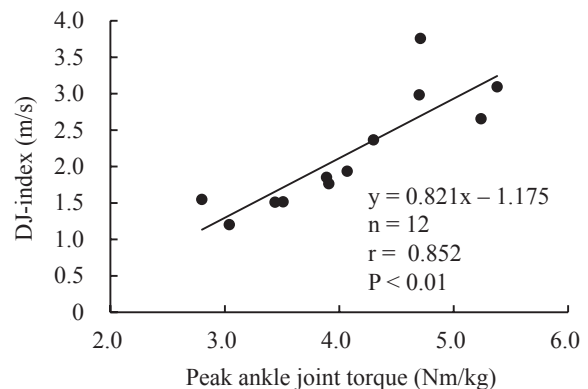


Fig. 8 Relationship between peak ankle joint torque during take-off and DJ-index on DJ.

ために運動野皮質内で生じている現象を反映したものであることが考えられる。SICIを用いたこれまでの研究では、光信号が呈示された後に手関節の伸展動作を素早く行う試技において、動作の直前にSICIが低下すること^{31,32)}、一定期間の筋力トレーニングによって最大筋力が向上すると、その筋群の力発揮中のSICIが低下することなどが明らかにされている³³⁾。このようなSICIの低下は、主に働く運動ニューロンを選択的に活性化させて^{27,33)}大きな力を発揮する脳内状態になっていることを意味している³⁴⁾。したがって、プレセット中に皮質内抑制回路の興奮性が低下することは、DJにおいて大きな力を発揮する脳内状態になっていることを示唆するものであり、それがDJのパフォーマンスを高めるための初期前提条件を作っている可能性が考えられる。

DJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の脱抑制状態とパフォーマンスとの関係性が明らかになったため、その間で生じる皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射および力学的にみた足関節底屈トルク、パフォーマンス獲得に至る時系列的な運動連関について

検討した。まず、 Δ SICIと% H-reflexとの関係について検討した結果、Fig. 6に示すように、これらの変数間に有意な正の相関関係が認められた。これらの結果は、DJのプレセット中に脱抑制状態になるほど、踏切前半の伸張反射が促進することを示すものである。Zuur et al.¹⁴⁾は運動野皮質内抑制性介在ニューロンを介して同回路の興奮性を高める強度のTMS³⁵⁾を、連続ホッピングにおける伸張反射成分の短潜時が出現するタイミングで与えると、接地後約40 msに出現する短潜時伸張反射が抑制されることを示している。これらの結果から、ホッピング中の伸張反射が皮質内抑制性介在ニューロンを介した回路の制御を受けていることが理解できる。Zuur et al.¹⁴⁾の示す皮質内抑制回路の興奮性は踏切局面のものであったが、本研究の結果はそれより前のプレセット局面における皮質内抑制回路の興奮性が、踏切中の伸張反射に影響を与えることを示したものである。したがって、踏切中の伸張反射は皮質内抑制回路の興奮性による影響を受けるが、その興奮性は、踏切よりさらに前となるプレセット中の皮質内抑制回路の影響を受けていることが

推察できる。伸張反射を制御する領域は小脳などの皮質下であること¹⁵⁾、この領域が運動学習による運動プログラム形成に関与し、筋の伸張を適切に行うことに貢献することが示されている^{36,37)}。また、Daskalakis et al.³⁸⁾は、小脳へのTMSによるプルキンエ細胞の活性化が視床腹側を経由してSICIを低下させること、そして、このことは刺激の増大によって顕著になることを示している。運動を行うためのプログラムが運動野皮質で形成されていることを考慮すれば、小脳などの皮質下領域によって構築される運動プログラムはDJにおける接地のタイミングを予測するためのフィードフォワード制御として、踏切中の伸張反射に影響している可能性が考えられる。さらに、筋紡錘からの求心性入力が増大した際には標的筋のSICIが低下すること³⁹⁾を考慮すると、プレセット中の皮質内抑制回路の興奮性は、踏切前半の伸張反射における γ 運動ニューロンや α 運動ニューロンの興奮性を制御するとともに、皮質内抑制回路の興奮性が低下した状態で踏切が遂行されて、そのことが踏切時の伸張反射を促進させている可能性が考えられる。

次に、% H-reflexと足関節最大底屈トルクとの関係に

ついて検討した結果、Fig. 7に示すように、これらの変数間には有意な正の相関関係が認められた。これらの結果は、踏切前半における腓腹筋の伸張反射が促進するほど、踏切前半における足関節の底屈トルクが増大することを示すものである。DJのような典型的なSSC運動では、伸張反射が主働筋の発揮張力の増大に貢献することが報告されている^{8,9)}。また、Schmidtbleicher et al.⁴⁰⁾は、DJを用いたトレーニングが踏切直後の筋放電活動を改善し、筋・腱連合系のスティフネスを高めることによって、足関節の力発揮が高まったことを報告している。さらに、DJトレーニングの前後におけるH反射興奮性の増大と足関節の関節スティフネスの増大との間には有意な相関関係が認められている⁷⁾。したがって、踏切前半の伸張反射によって足関節底屈筋群における発揮張力が高まり、そのことが踏切前半における足関節トルクの増大に影響している可能性が考えられる。

さらに、足関節最大底屈トルクとDJ-indexとの関係について検討した結果、Fig. 7に示すように、これらの変数間に有意な正の相関関係が認められた。DJのパフォーマンスを評価するDJ-indexは、跳躍高を獲得する能力

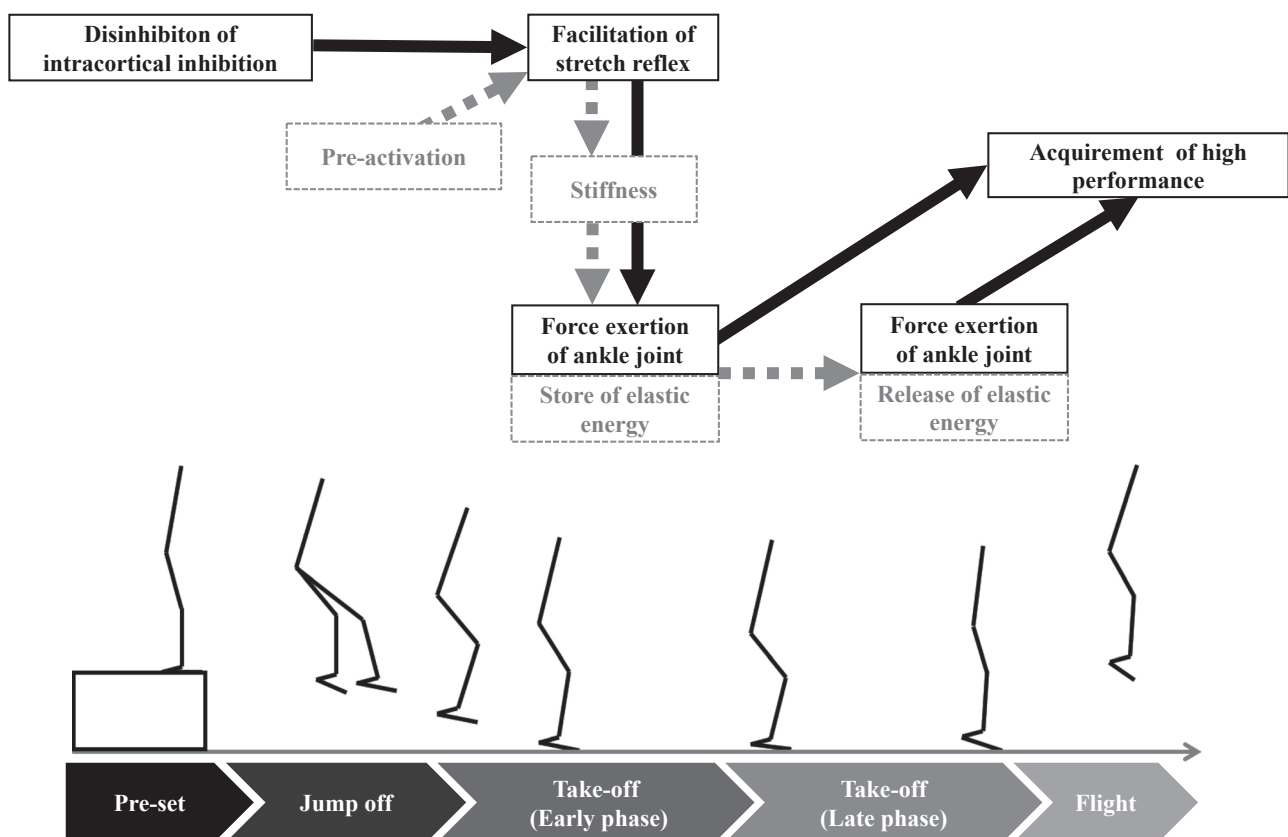


Fig. 9 Time-series relationship of DJ. Above time-series relationship showed that the black line was item indicated in the present, gray line was item indicated in the previous study. We observed a time series relation during DJ from pre-set state to performance; decreasing of intracortical inhibitory circuit activity on the pre-set state affect to stretch reflex facilitation during early phase of take-off, and the stretch reflex facilitation affect to a great force developing at the ankle joint during take-off, and the force developing at the ankle joint final affect to DJ-index.

と踏切時間を短縮する能力により構成されている²⁾。図子・高松¹²⁾は、DJにおいて接地時間を短縮するためには、踏切前半で足関節が大きな仕事を遂行することが重要であると報告している。また、Yoon et al.¹⁰⁾は、5回の連続リバウンドジャンプと、30 cmおよび50 cmの台高からのDJについて検討し、踏切中間地点における足関節トルクと跳躍高および接地時間との間に有意な相関関係が認められたことを報告している。したがって、DJにおいて高いパフォーマンスを発揮するためには足関節の働きが重要であることを意味しており、本研究の結果 (Fig. 8) はこれらの知見を支持するものであった。

本研究の結果を Fig. 9 にまとめて示した。つまり、DJのプレセットからパフォーマンスに至るまでには、まず、高い伸張負荷条件で大きな足関節の力発揮による踏切動作を遂行するために、プレセット中における皮質内抑制回路の興奮性の低下によって踏切前半における伸張反射が促通する。次いで、その伸張反射の促通によって足関節トルクが増大し、これらの時系列的な運動連関によって高いパフォーマンスが獲得されることが示唆された。これらの知見を考慮すると、プライオメトリックトレーニングの手段としてDJを用いる場合には、踏切局面の出来事に注目するだけでなく、それより以前の落下前の台上におけるプレセットからパフォーマンス獲得に至る運動連関が機能していることを理解して実施することの重要性を提言することができる。

結 論

本研究では、DJにおけるプレセット中の皮質内抑制回路の興奮性、踏切中の伸張反射および力学的にみた足関節底屈トルク、パフォーマンス変数に至る時系列的な運動連関について明らかにすることを目的とした。男子体育専攻学生12名を対象に、0.60 mの台高から手を腰に当てた状態でのDJを行わせ、その際のDJパフォーマンス (DJ-index: Jump height/Contact time)、内側腓腹筋を対象としたプレセット中における皮質内抑制回路の興奮性を評価する変数 (Δ SICI)、踏切前半の伸張反射を評価する変数 (% H-reflex) を計測するとともに、踏切中の足関節トルク (足関節最大底屈トルク) を算出した。

その結果、DJにおけるプレセット中の Δ SICI と最終的な DJ-index との間には有意な正の相関関係が認められた。そこで、この間に存在している時系列的な運動連関に注目し、それぞれの関係について検討した。その結果、プレセット中の Δ SICI と踏切前半の % H-reflex との間には有意な正の相関関係が、踏切前半の % H-reflex と踏切前半の足関節最大底屈トルクとの間には有意な正の相関関係が認められた。さらに、踏切前半の足関節最大底屈トルクと DJ-index との間にも有意な正の相関関係が認められた。

これらのことから、DJのプレセットからパフォーマンス獲得に至るまでには、プレセット中における皮質内抑制回路の興奮性の低下によって踏切前半の伸張反射が促通し、その伸張反射の促通によって足関節トルクが増大するといった時系列的な連関が存在しており、これにより高いパフォーマンスが獲得されることが示唆された。

利益相反自己申告：申告すべきものはなし

謝 辞

本研究の実施に際し多大なるご協力をいただいた新潟医療福祉大学健康スポーツ学科の丸山敦夫先生に深謝いたします。

引用文献

- 1) Komi PV. Stretch shortening cycle. In Komi PV (ed) *Strength and Power in Sport*. Oxford Blackwell science, pp. 184-202, 2003.
- 2) 図子浩二, 高松 薫: バリスティックな伸張-短縮サイクル運動の遂行能力を決定する要因-筋力および瞬発力に着目して-, 体力科学, 44: 147-154, 1995.
- 3) 荊山 靖, 遠藤俊典, 藤井宏明, 森 健一, 尾縣 貢, 図子浩二: 片脚踏切を用いたリバウンド型ジャンプの動作および力発揮特性: 両脚踏切を用いたリバウンド型ジャンプと比較して, 体育学研究, 57: 143-158, 2012.
- 4) Bobbert MF. Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med* 9: 7-22, 1990.
- 5) 図子浩二, 高松 薫, 古藤高良: 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.
- 6) Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyrolainen H. Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 73: 393-403, 1996.
- 7) Taube W, Leukel C, Luber B, Gollhofer A. The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. *Scand J Med Sci Sports* 22: 671-683, 2012.
- 8) Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol* 437: 287-304, 1991.
- 9) Avela J, Santos PM, Komi PV. Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercises. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 72: 553-562, 1996.
- 10) Yoon S, Tauchi K, Takamatsu K. Effect of Ankle Stiffness during Eccentric Phase in Rebound Jumps on ankle Joint torque at Midpoint. *Int J Sports Med* 28: 66-71, 2007.
- 11) Bobbert MF, Huijings PA, van Ingen Schenau GJ. Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the

- biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc* 19: 332-338, 1987.
- 12) 図子浩二, 高松 薫: リバウンドドロップジャンプにおける踏切時間を短縮する要因: 下肢の各関節の仕事と着地に対する予測に着目して, 体育学研究, 40: 29-39, 1995.
 - 13) 吉田拓矢, 丸山敦夫, 荻山 靖, 林 陵平, 図子浩二: プレセット中の運動野短間隔皮質内抑制がドロップジャンプのパフォーマンスに及ぼす影響, 体力科学, 65: 401-413, 2016.
 - 14) Zuur AT, Lundbye-Jensen J, Leukel C, Taube W, Grey MJ, Gollhofer A, Nielsen JB, Gruber M. Contribution of afferent feedback and descending drive to human hopping. *J Physiol* 588: 799-807, 2010.
 - 15) Taube W, Leukel C, Gollhofer A. How Neurons Make Us Jump: The Neural Control of Stretch-Shortening Cycle Movements. *Exerc Sport Sci Rev* 40: 106-115, 2012.
 - 16) Allen GI, Tsukahara N. Cerebrocerebellar communication systems. *Physiol Rev* 54: 957-1006, 1974.
 - 17) Duncan A, McDonagh MJ. Stretch reflex distinguished from preprogrammed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol* 526: 457-468, 2000.
 - 18) Kujirai T, Caramia MD, Rothwell JC, Day BL, Thompson PD, Ferbert A, Wroe S, Asselman P, Marsden CD. Corticocortical inhibition in human motor cortex. *J Physiol* 471: 501-519, 1993.
 - 19) Oya T, Hoffman BW, Cresswell AG. Corticospinal-evoked responses in lower limb muscles during voluntary contractions at varying strengths. *J Appl Physiol* 105: 1527-1532, 2008.
 - 20) Rossini PM, Barker AT, Berardelli A, Caramia MD, Caruso G, Cracco RQ, Dimitrijevic MR, Hallett M, Katayama Y, Lucking CH, Maertens de Noordhout AL, Marsden CD, Murray NMF, Rothwell JC, Swash M, Tomberg C. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 91: 79-92, 1994.
 - 21) Perez MA, Lungholt BK, Nyborg K, Nielsen JB. Motor skill training induces changes in the excitability of the leg cortical area in healthy humans. *Exp Brain Res* 159: 197-205, 2004.
 - 22) Hess CW, Mills MR, Murray NM. Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *J Physiol* 388: 397-419, 1987.
 - 23) Leukel C, Gollhofer A, Keller M, Taube W. Phase- and task-specific modulation of soleus H-reflexes during drop-jumps and landings. *Exp Brain Res* 190: 71-79, 2008.
 - 24) Wells RP, Winter DA. Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. In: Human locomotion 1 (*Proceedings of the first biannual conference of the Canadian society of biomechanics*). pp. 92-93, 1980.
 - 25) 阿江通良: 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数, *J J Sports Sci* 15: 155-162, 1996.
 - 26) Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 91: 385-392, 1974.
 - 27) Floeter MK, Rothwell JC. Releasing the brakes before pressing the gas pedal. *Neurology* 53: 664-665, 1999.
 - 28) Butefisch CM, Davis BC, Wise SP, Sawaki L, Kopylev L, Classen J, Cohen LG. Mechanisms of use-dependent plasticity in the human motor cortex. *Proc Nat Acad Sci USA* 97: 3661-3665, 2000.
 - 29) Carroll TJ, Riek S, Carson RG. Corticospinal responses to motor training revealed by transcranial magnetic stimulation. *Exerc Sport Sci Rev* 29: 54-59, 2001.
 - 30) Pascual-Leone A, Nguyet D, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Cammarota A, Hallett M. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol* 74: 1037-1045, 1995.
 - 31) Reynolds C, Ashby P. Inhibition in the human motor cortex is reduced just before a voluntary contraction. *Neurology* 53: 730-735, 1999.
 - 32) Gilio F, Curra A, Inghilleri M, Lorenzano C, Suppa A, Manfredi M, Beraedelli A. Abnormalities of motor cortex excitability preceding movement in patients with dystonia. *Brain* 126: 1745-1754, 2003.
 - 33) Weier AT, Pearce AJ, Kidgell DJ. Strength training reduces intracortical inhibition. *Acta Physiol (Oxf)* 206: 109-119, 2012.
 - 34) Carroll TJ. Emerging evidence that exercise-induced improvements in muscular strength are partly due to adaptations in the brain. *Acta Physiol (Oxf)* 206: 96-97, 2012.
 - 35) Davey NJ, Romaiguere P, Maskill DW, Ellaway PH. Suppression of voluntary motor activity revealed using transcranial magnetic stimulation of the motor cortex in man. *J Physiol* 477: 223-235, 1994.
 - 36) Allen GI, Tsukahara N. Cerebrocerebellar communication systems. *Physiol Rev* 54: 957-1006, 1974.
 - 37) Duncan A, McDonagh MJ. Stretch reflex distinguished from preprogrammed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol* 526: 457-468, 2000.
 - 38) Daskalakis ZJ, Paradiso GO, Christensen BK, Fitzgerald PB, Gunraj C, Chen R. Exploring the connectivity between the cerebellum and motor cortex in humans. *J Physiol* 557: 689-700, 2004.
 - 39) Rozenkranz K, Rothwell JC. Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans. *J Physiol* 551: 649-660, 2003.
 - 40) Schmidtbleicher D, Gollhofer A, Frick U. Effects of a stretch-shortening type training on the performance capability and innervation characteristics of leg extensor muscles. In Groot G, Hollander AP, Huijings PA, Ingen Schenau GJ van (eds) *Biomechanics XI-A*. Free University Press, Amsterdam, pp. 185-189, 1988.