

区 分	課 程
-----	-----

(論文 様式)

Stretch-shortening cycle 運動における 筋活動特性

スポーツ科学研究科

スポーツ運動科学専修

2 0 5 D 0 5

新 井 彩

研 究 指 導

伊 藤 章 教授

本論文は、下記の論文に基づき構成されています。

1. 著者名 新井彩, 石川昌紀, 伊藤章
論題 異なるドロップ高からの着地における筋活動の調整
雑誌名 健康運動科学 第2巻1号 pp21~28 (2011)

2. 著者名 Aya Arai, Masaki Ishikawa, Akira Ito
論題 Agonist-antagonist muscle activation during drop jumps
雑誌名 European Journal of Sport Science 第13巻5号 pp490~498 (2013)

3. 著者名 新井彩, 石川昌紀, 浦田達也, 国正陽子, 佐野加奈絵, 田中ひかる, 伊藤章
論題 陸上短距離選手と競泳選手のドロップジャンプ接地前後の筋束長と筋活動の変化
雑誌名 体力科学 第64巻1号 pp165~172 (2015)

目次

第1章 緒言

1-1. 研究の背景	1
1-2. 先行研究	2
1-2-1. 伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening Cycle: SSC) に関する研究	
1-2-2. Stiffness の調整に関する研究	
1-2-3. Pre-activation に関する研究	
1-2-4. SSC 運動中の伸張反射の役割	
1-3. 本研究の目的	10
1-4. 用語の説明および定義	10

第2章 異なるドロップ高からの着地における筋活動の調節 (研究課題 1)

2-1. 目的	12
2-2. 方法	13
2-2-1. プロトコール	
2-2-2. 測定内容	
2-2-3. 局面定義	
2-2-4. 算出項目	
2-2-5. 統計処理	
2-3. 結果	17
2-3-1. リバウンドジャンプパフォーマンス	
2-3-2. EMG 放電パターンと筋活動量	
2-3-3. 各時点での MTU の長さ及び長さ変化	
2-3-4. MTU の Stiffness index	
2-4. 考察	19
2-4-1. Pre-activation 局面と Braking 局面の筋活動の特徴	
2-4-2. Pre-activation 局面から Braking 局面への筋活動変化	
2-4-3. MTU と Stiffness index	
2-5. まとめ	23

第3章 ドロップジャンプ中の主動筋-拮抗筋の筋活動 (研究課題 2)

3-1. 目的	24
3-2. 方法	25
3-2-1. プロトコール	
3-2-2. 測定項目	

3-2-3. 局面定義	
3-2-4. 算出項目	
3-2-5. 統計処理	
3-3. 結果	29
3-3-1. リバウンドジャンプパフォーマンス	
3-3-2. ドロップ高とリバウンド高の筋活動への影響	
Pre-activation 局面の筋活動	
接地期 (Braking 局面, Push-off 局面, Post-impact 30ms 局面, SLR 局面) の筋活動	
3-3-3. MTU 長	
3-3-4. 足関節 stiffness	
3-4. 考察	32
3-5. まとめ	34

第 4 章 陸上短距離選手と競泳選手のドロップジャンプ接地前後の

筋活動の変化 (研究課題 3)

4-1. 目的	36
4-2. 方法	37
4-2-1. プロトコール	
4-2-2. 測定項目	
プロトコール 1. 最大努力でのドロップジャンプ中の筋活動と地面反力の測定	
プロトコール 2. ドロップジャンプ接地後の筋束伸張時点の同定	
4-2-3. データ処理	
4-2-4. 統計処理	
4-3. 結果	42
4-4. 考察	44
4-5. まとめ	46

第 5 章 総括論議

謝辞

参考文献

図表

第 1 章 緒言

1-1. 研究の背景

走運動や跳躍のような反動動作を用いた動作は、より速く走ることや、高く・遠くへ跳ぶために多くのスポーツ種目で用いられている。このような反動動作による効果を調べた研究では、主動作前にその動作と逆方向に素早く予備伸張を加えることで、主動作のパフォーマンスが高まることが明らかにされてきた (Cavagna et al., 1968; Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; Komi and Bosco, 1978)。特に反動を用いた跳躍は、反動を用いない場合に比べて跳躍高が増加する (Cavagna et al., 1997)。このような運動様式は、筋を伸張させた後に短縮させることから、伸張－短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle ; SSC) 運動と呼ばれており (Norman and Komi, 1979)、短縮性筋活動のみの運動に比べて高いパワー発揮や効率での運動が可能となる。SSC 運動の効果は、筋の短縮性活動前の伸張性筋活動によって、続く短縮性筋活動開始時に発揮される力が高められることや (Van Ingen Schenau, 1984; Bobbert et al., 1996)、伸張性筋活動時に蓄積された弾性エネルギーが続く短縮性筋活動において再利用されること (Komi and Bosco, 1978; Komi 2000)、また、筋伸張によって誘発される伸張反射活動が主動筋の筋活動を増強することや (Melvill Jones and Watt, 1971; Dietz et al., 1978)、クロスブリッジ内の収縮効率の改善などによると考えられている (Van Ingen Schenau et al., 1997)。

このような SSC 運動は、歩行、走行、垂直跳 (スクワットジャンプ、カウターム

ーブメントジャンプ) やドロップジャンプ, ホッピング等のモデルを用いて多くの検討がなされてきた. 歩行などの比較的接地時間の長い運動と, 走行やドロップジャンプのような接地時間の短い運動では, SSC 活動時間が異なることから, SSC 活動時間に応じた下肢の Stiffness 調節 (e.g. Leg Stiffness, Muscle Stiffness, Joint Stiffness) が重要な役割を担っている. この Stiffness の調節は, 速度や接地時間, 強度に応じて予測的かつ瞬時的に行われ, 上位中枢だけでなく, 末梢の神経系によっても制御される. 特に, 短い接地時間の SSC 運動では, カップリングタイムが減少し(Bosco et al., 1981) 筋を収縮させて Stiffness を高めることで素早い動きに対応している(Ishikawa and Komi, 2008). 結果として, 接地中の腱の伸張・短縮量を増加させることで素早い動きに対応している.. 本研究では, 短い接地時間の SSC 運動中の Stiffness が, プレプログラムや反射ゲイン, 上位中枢による随意的な筋活動に がどのように調節されているのか明らかにすることとした.

1-2. 先行研究

1-2-1. 伸張 - 短縮サイクル (Stretch-shortening cycle: SSC) に関する研究

身体運動では, 反動動作を利用することによって大きなパワーを発揮することができ. 反動動作時の筋や筋 - 腱複合体 (Muscle-tendon unit: MTU) は, 伸張性筋活動局面が主運動となる短縮性筋活動局面に先立って活動し, これを伸張 - 短縮サイクル (Stretch-shortening cycle: SSC) と呼んでいる (Norman and Komi, 1979). 予め筋が伸

張されることで、等尺性筋活動や短縮性筋活動のみの運動よりも発揮パワーや機械的効率が高まることは、摘出筋 (Cavagna et al., 1965) や肘関節屈曲運動のような単関節の運動 (Cavagna et al., 1968) で明らかにされた後、走運動や跳躍等のダイナミックな運動を用いて数多く確認されている。SSC 運動において主運動での仕事を増大させることは、伸張性筋活動局面で活動筋が伸張されることによって生じた機械的エネルギーの一部が、弾性要素 (腱) に貯えられ、その後の短縮性筋活動局面において再利用されることによると考えられ、これを弾性の増強 (elastic potentiation) と呼んでいる (Komi, 1979; Asmussen and Bonde-Petersen, 1974)。さらに、事前の伸張性筋活動によって筋活動が活性化されることで、短縮性筋活動局面開始時の力を高めることができることや (van Ingen Schenau, 1984; Bobbert et al., 1996)、筋伸張によって伸張反射が誘発され筋活動が増強されること (Melvill Jones and Watt, 1971; Dietz et al., 1978) の貢献が挙げられる。また、伸張性筋活動局面から短縮性筋活動局面への切り返し (Coupling time: Bosco et al., 1981) や、筋や MTU 全体の伸張速度や長さ変化に影響を受けると考えられている。この SSC 運動によるパフォーマンスの高まりは、腕での牽引動作 (Asmussen and Sorensen, 1971)、肘屈曲運動 (Cavagna et al., 1968)、足底背屈 (Melvill-Jones and Watt., 1971)、スクワット (Walshe et al., 1998)、ベンチプレス (Wilson et al., 1991)、垂直跳やドロップジャンプ、ホッピングのようなジャンプ動作 (e.g. Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; Komi and Bosco, 1978)、走運動 (Ito et al., 1983) に至るまで多種多様な運動中で確認されている。

近年、超音波組織断層撮影法の普及により、運動中の筋や腱の動態を直接測定することが可能となり、SSC運動でMTUが伸張する局面で、収縮要素（筋束）が等尺性活動を行うことで、弾性要素である腱を効果的に伸張させていることが足関節の底背屈運動や歩行で確認されてきた（Fukunaga et al., 2001; Kawakami et al. 2002）。このことは、筋束が力-速度関係において、短縮性活動より等尺性活動を行う点で効果的な力発揮を可能にできる点、さらにその活動領域が力-長さ関係の至適域付近で活動できると筋内のクロスブリッジキネティクスにおいても効果的な力発揮が可能となることを示している。さらに、走運動ではMTUの伸張中に腓腹筋筋束は短縮するという現象や（Ishikawa et al., 2007; Lichwark et al., 2007）、ドロップジャンプの同局面では伸張するという現象が報告（Ishikawa et al., 2005）されていることから、MTU内の筋束の伸張・短縮活動が関節 stiffness を調節し、腱の弾性利用において重要な役割を果たしている。このように、SSC運動では筋と腱の相互作用によって効率やパワーを調節しており、その機序の解明が求められている。

1-2-2. Stiffness の調節に関する研究

身体運動におけるSSC運動は、反動を利用し筋や腱のバネを生かすような振る舞いと考えられており、そのバネの硬さを示す指標としてStiffnessが用いられている。ジャンプやランニングの接地中の脚のStiffnessは、下肢3関節の動きを統合した脚全体をバネとして考え、地面反力のピーク値を脚の長さ変化（大転子-外果の距離）で除

すことによって求める Leg Stiffness (Farley et al., 1991; Arampatzis et al., 1999; Hobara et al., 2007), そして各関節レベルでトルクを関節角度変位で除すことによって求める Joint Stiffness (Kuitunen et al., 2002) などがある. 近年ではさらに詳細なレベルである筋・腱レベルでの Stiffness の測定が可能となっている.

Arampatzis et al. (2001) は異なるドロップ高からのドロップジャンプで, 接地時間の短縮に伴い Leg Stiffness が有意に増大するが, パワー発揮には至適な Stiffness が存在することを示唆している. Horita et al. (1996) は, ドロップジャンプパフォーマンスを高めるには伸張性筋活動局面での膝関節の Joint Stiffness を高めることが重要であると報告している. Kuitunen et al. (2002) は, スプリント走での速度増加に対して, Leg Stiffness が増加し, それに伴い膝関節の Joint Stiffness が増加するのに対して, 足関節 Joint Stiffness が一定であったと報告している. Leg Stiffness の調節では動作に応じて各 Joint Stiffness が Leg Stiffness に依存しないで調節されていることがわかる.

Farley et al. (1999) は, その場での最大下の連続ホッピングにおける Leg Stiffness は, 主として足関節 Stiffness に依存することを明らかにしているが, Hobara et al., (2009) は最大努力のホッピングにおいて Leg Stiffness を決定付ける因子は膝関節 Stiffness であることを報告するなど, 強度や動作によって Joint Stiffness は巧みに調節されている可能性がある.

1-2-3. Pre-activation に関する研究

ドロップジャンプやホッピング運動では、着地前の Pre-activation と呼ばれる上位中枢によりコントロールされる筋の事前活動が観察され、跳躍のパフォーマンスの向上に重要な役割を果たすことが報告されている (Melvill-Jones and Watt., 1971).

主動筋の Pre-activation は、着地衝撃の大きさに対して調節されると多くの先行研究で報告されている。Gollhofer and Kyrolainen (1991)は、体重レベルより高い負荷や免荷をした着地動作時に、Pre-activation は負荷に依存して調節されることを報告している。

また、Arampatzis et al.(2003)の報告では、1.0m から 2.0m の範囲の落下高からの着地動作において、落下高が高いほど Pre-activation が高くなるとしている。Santello and

McDonagh (1998)は、着地する高さが高いほど接地前の筋活動が高くなることに加え、その筋活動の開始も早くなることを明らかにしている。このような着地動作で Pre-activation が出現し、その衝撃に対応してレベルが変化することの重要性も明らか

である。さらに、走運動やリバウンドジャンプのような高負荷で速い SSC 運動では、

Pre-activation がパフォーマンスに特に重要であり (Dietz et al., 1979; Moritani et al., 1991), その筋活動レベルは跳躍高や走速度等の影響を受けると考えられてきた

(Gollhofer and Kyrolainen 1991; Moritani et al., 1991). さらに、高い筋活動レベルで時間的にも十分な Pre-activation を発揮することが、SSC 運動の効率やパフォーマンスを高めるのには必要不可欠であると示されている (Moritani et al., 1991; Horita et al., 2002; Kyrolainen et al., 2003). 具体的には、スレッジを用いた最大努力のドロップジャ

ンプで、落下高が高くなるほど Pre-activation が高くなることや (Ishikawa and Komi, 2004), その場でのホッピングで、鉛直方向の地面反力が高くなるほど Pre-activation が高くなること (Hofferen et al., 2011), ランニングスピードが高くなるほど Pre-activation が高くなること (Kyrolainen et al., 2005) が報告されているように、速い SSC 運動中に、その動作中の負荷や出力に対して Pre-activation が高まっていると考えられる。また、短期間のトレーニングによって SSC 運動の機械的効率の高まりと共に Pre-activation が高まる (Kyrolainen et al., 1991) ことや、持久性のトレーニング実施者よりもパワートレーニング実施者の方が Pre-activation 開始が早くなること (Kyrolainen and Komi, 1995), 跳躍競技者の Pre-activation 開始が早い等 (Viitasalo et al., 1998), Pre-activation の活動レベルやその高まり開始時点がトレーニングによって変化する可能性を示唆している。

さらに、この主動筋の Pre-activation が α - γ co-activation を調節し、着地後の急速伸張による短潜時の単シナプス性伸張反射および長潜時の伸張反射の誘発を促通し、主動筋の Stiffness を高めるのを補助するとされている (Moritani et al., 1991; Bosco, 1997; Gottlieb et al., 1981; Melvill-Jones and Watt., 1971; Bosco et al., 1981; Bobbert et al., 1986; Gollhofer et al., 1992; Horita et al., 1996; Funase et al., 2001)。

Komi (2000) は、SSC 運動中の着地前の Pre-activation が、着地後の筋・腱の弾性エネルギーを蓄える割合に影響を及ぼすと考え、主動筋に生じる伸張反射と着地前の Pre-activation による相互作用が Stiffness の調節に重要な役割を果たすと報告している。Muller et al. (2010) は、ランニング中の腓腹筋の Pre-activation レベルは、ステップの

高さに依存し、それに合わせて足関節 Stiffness を調節していることを報告し、Kuitunen et al. (2002) は、スプリント走の速度が高まるにつれて Stiffness が高まるが、そのときの腓腹筋やヒラメ筋の Pre-activation も高まり、接地期前半での筋活動も高いことを示している。このように、接地時間の短い SSC 運動における Pre-activation は、Stiffness の調節に関係し、弾性利用効率やパワー発揮に重要であることを示している (Komi 2000)。一方で、Ishikawa et al. (2007) は、超音波組織縦断撮影法を用いて走運動中の筋腱の動態を観察する中で、走速度の増加に伴って増加する Preactivation によって接地前の腓腹筋の筋束は短縮し、接地中も短縮し続けることから、走運動中の Preactivation や筋束動態は、力-速度関係や力-長さ関係の両方において力発揮効率を高めるためには調節されていないと報告している。逆に、短い接地時間で腱の弾性エネルギーの貯蔵と再利用を有効利用するために、Pre-activation を増加し、腓腹筋の筋束を短縮することで、接地中の腱 stiffness を高めていると示唆している。

1-2-4. SSC 運動中の伸張反射の役割

SSC 運動では、主動筋の伸張性筋活動局面で主動筋が伸張されることによって伸張反射が誘発され、短縮性筋活動局面での筋活動が増強され、機械的工作を増大させるとされている (Melvill Jones and Watt, 1971; Dietz et al., 1979)。筋の伸張反射は、筋の伸張量や伸張速度に影響される (Cavagna et al., 1968; Aura and Komi, 1986)。多くの先行研究で、反動動作を伴う跳躍が、反動なしの跳躍に比べてパフォーマンスが向上す

ることの要因として、伸張局面での筋の伸張速度に依存した伸張反射の応答による筋活動の増強 (e.g. Bosco et al., 1981) や、ホッピング時の腓腹筋ではなく、ヒラメ筋の伸張反射による機能的な筋放電による特異性 (山崎ほか, 1980) について報告されている。また、ドロップジャンプにおける接地前の Pre-activation の状態が、その後の伸張反射による筋活動の増強に影響することや (Bosco and Viitasalo, 1982)、ホッピングやランニングのような SSC 運動では伸張反射が接地中の力発揮に貢献すること (Komi and Gollhofer, 1997) などが報告されている。

短潜時の伸張反射は伸張開始(接地)後の約 40ms で起こると考えられていることと、反射の発現と力が増強される時間差 (Electromechanical delay; EMD) の 10-12ms (Nicol and Komi, 1998) を考慮すると、筋の伸張開始からその後に力が増強されるまでは約 50-55ms かかる (Komi, 2000)。比較的接地時間が長く速度の低いランニングでは、反射が引き起こす力の増強が伸張局面で生じることになり、筋 Stiffness の増加に貢献できる (Nichols and Houk, 1976)。しかしながら、接地時間の短いホッピングや速度の高いランニングにおける反射活動による力の増強効果は、切り返しから接地期後半の短縮局面で貢献することになるため、伸張局面の筋 Stiffness の増加には貢献できないと考えられる (石川と Komi, 2006)。つまり、SSC 運動における力発揮を高める伸張反射の貢献は、反射潜時の応答時間と SSC 運動の力発揮局面に依存している可能性がある。

1-3. 本研究の目的

SSC 運動の速度や接地時間、強度に応じて予測的かつ瞬時的に行われている調節活動において、プレプログラムや反射ゲイン、上位中枢による随意的な活動等、どのように調節されているのか明らかにするため、ドロップジャンプを用いて検討することにした。多くの先行研究では動作の自由度が高く、その調節 (Stiffness regulation) には様々な要因が関係している。本研究では、下腿三頭筋 - 腱複合体 (Triceps surae muscle-tendon unit) に注目し、より単純な SSC モデルとして足関節の運動を主とした SSC 運動を用いることで、各タスクに対する調節活動の神経 - 筋機能を明らかにすることを目的とした。

1-4. 用語の説明および定義

本研究で用いた略語の説明および用語の定義を述べる

1) 省略表記

MG : 腓腹筋, SOL : ヒラメ筋, TA : 前脛骨筋

MTU : 筋 - 腱複合体 (Muscle-Tendon Unit)。本研究では主に腓腹筋, ヒラメ筋およびアキレス腱からなる下腿三頭筋 - 腱複合体を指す。

Fz : 鉛直地面反力

MAF : 足関節最大屈曲時

Dh0.2m, Dh0.3m, Dh0.4m : ドロップ高の各条件を示す。(0.2~0.4m ; Figure 1)

LAND : ドロップ後着地のみで跳び上がらない条件. (Figure 1)

RJmax : ドロップ後に最大努力でリバウンドする条件. (Figure 1)

RJ50% : ドロップ後に最大努力の 50% の努力度でリバウンドする条件. (Figure 1)

2) 局面定義 (Figure 2)

Pre-activation 局面 : 接地前 100ms の局面.

Braking 局面 : 接地から足関節最大屈曲時までの局面.

Push-off 局面 : 足関節最大屈曲時から離地までの局面

Post-impact 30ms 局面 : 接地直後の 30ms の局面. 反射の影響を未だ受けないと考えられる機能的な Pre-activation の局面.

SLR 局面 : 接地後 30ms から 70ms の局面. 短潜時の伸張反射成分として定義.

3) Stiffness index : 下腿三頭筋 - 腱複合体を 1 つのモデルとしたバネの硬さを示す指標 (研究課題 1).

4) Coactivation INDEX : 拮抗筋の筋活動量を主動筋の筋活動量で除し, 各局面での主動筋 - 拮抗筋の筋活動の関係を示す指標 (研究課題 2).

5) RFD (Rate of force development) : Braking 局面の鉛直地面反力のピーク値を Braking 局面時間で除すことによって求めた力の立ち上がり速度 (研究課題 3).

第2章 異なるドロップ高からの着地における筋活動の調節

(研究課題1)

2-1. 目的

伸張－短縮サイクル (Stretch-shortening cycle: SSC) を用いたドロップジャンプやホッピング運動では、着地前の Pre-activation と呼ばれる上位中枢によりコントロールされる筋の事前活動が観察され、跳躍のパフォーマンスの向上に重要な役割を果たすことが報告されている (Mellvill-Jones G and Watt DGD, 1971). Komi (2000) は、SSC 運動中の着地前の Pre-activation が、着地後の筋・腱への弾性エネルギーを蓄える割合に影響を及ぼすと考えられることから、主動筋に生じる着地前の Pre-activation と着地後の伸張反射による作用が Stiffness の調節に、重要な役割を果たしていると報告している。

SSC 運動における主動筋の Pre-activation に関する研究は数多く報告されているが、そのほとんどが最大努力のジャンプを用いたときの各運動局面別の筋活動を検討していたものであり、最大下努力の運動での調節メカニズムについて検討した研究は少ない。

Pre-activation は着地動作においても観察されるが、着地面の違いや視覚の影響 (Santello et al., 2001), 利き足と非利き足の違い (Niu et al., 2011) や傷害予防の観点から検討されている。この着地のみでリバウンドをしない動作は、ドロップジャンプの最終局面である push-off 局面がないものであると考えることができる。

本研究では、着地前の Pre-activation や着地後の筋活動の意味を明らかにすることを目的に、ドロップして着地のみで跳び上がらない試技と着地後最大努力で跳び上がる試技における筋活動を比較検討した。

2-2. 方法

被験者は、日常的にドロップジャンプを含むトレーニングをしている成人男性 7 名（年齢 20.2 ± 1.4 歳，身長 1.754 ± 0.078 m，身体質量 67.3 ± 5.9 kg）であった。本研究は、大阪体育大学倫理審査委員会の承認を得て行われ、被験者には本研究の内容を十分に説明し、実験参加に対する同意を得た。

2-2-1. プロトコール

被験者には、複数の高さの台（0.2m, 0.3m, 0.4m: 以下「Dh0.2m」, 「Dh0.3m」, 「Dh0.4m」とする）からドロップして着地後跳び上がらない試技（以下「LAND」とする）と、同じ台から飛び降りてすぐに最大努力で跳び上がるドロップジャンプ（以下「RJmax」とする）を行わせた（Figure 1）。被験者には、両条件共に膝関節の屈伸動作をできるだけ控え、主に足関節の運動によって行うように指示した。ドロップする時は、左足を前方に送り出し、台より高く跳び上がらず自然な落下運動となるようにさせ、RJmaxでは着地後できる限りすばやく跳び上がるように指示した。このとき、上肢による影響を取り除くため腕を固定させた。膝関節の大きな屈伸動作が見られた場合やバランスを崩した場合、そしてリバウンド高が明らかに低かったものは無効試技とした。被

験者にはドロップ高 3 条件それぞれに LAND と RJmax の試技を行わせ、成功試技が各 5 試技抽出できるまで繰り返させた。また、被験者には試技間に十分な休憩をとらせ、疲労による影響が出ないように十分に配慮し、試技は条件毎にランダムオーダーで行った。

2-2-2. 測定内容

ドロップする台に沿ってフォースプレート（キスラー社製：Type9287，縦 90cm，横 60cm）を設置し，着地中の鉛直方向地面反力（以下「Fz」とする）を 1kHz のサンプリング周波数で記録した。筋電図（EMG）は，動作中の左脚の前脛骨筋（以下「TA」とする），腓腹筋内側頭（以下「MG」とする），ヒラメ筋（以下「SOL」とする）の筋腹から，電極間距離 20mm に固定した表面電極による双曲誘導法により導出した。EMG は，無線伝送方式の測定装置（NEC 製：サイナアクト MT11）を用い，1kHz のサンプリング周波数で記録した。電極を貼付する際，アーティファクトを取り除くため，電極貼付部位を清浄化し，電極間抵抗値が $2k\Omega$ 以下であることを確認した。各筋の電極貼付位置は，SENIAM プロジェクトガイドラインの提言に基づき，テスト手技による EMG 反応によって適正であることを確認した。また，動作に影響のないように腰に送信機を固定した。試技中，被験者の左側方にデジタルビデオカメラ（SONY 製：DSR-PD150）を設置し，毎秒 60 コマで試技を撮影した。撮影した画像から，身体 23 点について全ての試技を毎秒 60 コマでデジタルイズを行い，2次元 DLT 法により分析を

行った。得られた座標データは、4次のバターワース型ローパスデジタルフィルタによって7-10Hzで平滑した。EMGとFzを記録する際にLEDランプが点灯する同期シグナルを取り込み、同時にビデオカメラには試技映像に影響のない範囲にLEDランプの点灯を映し込み全てのデータを同期した。

2-2-3. 局面定義

本研究では、試技を以下に示す局面に分けて分析を行った (Figure 2)。まず、Fzの立ち上がり (接地の瞬間) を基準に、接地前100msをPre-activation局面とした。また、接地から足関節最大屈曲時点 (以下「MAF」とする) までをBraking局面とした。RJmaxについてはMAFから離地までのPush-off局面があるが、LANDではPre-activation局面とBraking局面のみであるため、分析はこの共通の2局面について行った。

2-2-4. 算出項目

記録したEMGデータは、10-500Hzのバンドパスフィルタを通過させた後に全波整流し、鉛直地面反力データとともに、各条件の5試技について着地を基準にした同期加算平均処理を行った。その後、筋電位の標準的な計測法 (Standards for Reporting EMG Data; Merletti, 1999; Solomonow, 1997) に従って、各局面の筋活動の平均振幅として二乗平均平方根 (Root Mean Square: RMS) を算出した。

MG, SOLに関するMTUの長さは、膝関節および足関節の角度を用いて算出する

Grieve ほか (1978) のモデルによって求めた。本研究で用いたドロップジャンプは、膝関節をできるだけ固定させたことで、膝関節の角変位が二関節筋である MG の MTU の長さにほとんど影響しなかった (MG と SOL の MTU の長さの差 ; $1.5 \pm 0.5\%$)。このことから、より単純なモデルでの検討を可能にするため、MG, SOL の MTU の長さの平均値を、下腿三頭筋の MTU の長さとした (以下「 L_{MTU} 」とする)。着地中の鉛直地面反力の増加量 (ΔF) を、MTU の伸張量 (ΔL_{MTU}) で除することにより、Stiffness index ($\Delta F / \Delta L_{MTU}$) を算出し、MTU のバネ的特性について検討した。また、接地、MAF では、各被験者の膝関節 0° および足関節 90° のときの L_{MTU} を 100% として規格化したものを、各時点での L_{MTU} として算出した。

2-2-5. 統計処理

各算出項目について、ドロップ高 (3 条件) と着地後運動条件 (2 条件)、あるいは、各ドロップ高で運動条件 (2 条件) と 2 局面の二要因分散分析 (繰り返しあり) を行い、その後に多重比較検定を行った。RJmax のリバウンド高については一要因分散分析を行い、その後に Tukey の多重比較検定を行った。尚、統計処理の有意性は危険率 5% 水準で判定した。

2-3. 結果

2-3-1. リバウンドジャンプパフォーマンス

各ドロップ高における RJmax のリバウンド高は、 $0.242 \pm 0.036\text{m}$ (Dh0.2m), $0.281 \pm 0.014\text{m}$ (Dh0.3m) と $0.292 \pm 0.031\text{m}$ (Dh0.4m) であり、ドロップ高が高いほど有意に高いリバウンド高が得られた (Dh0.2m < Dh0.3m < Dh0.4m, $p < 0.01$) .

2-3-2. EMG 放電パターンと筋活動量

Figure 3 に、ドロップ高 0.3m における TA, MG, SOL の EMG と Fz の波形の典型例を示した。どのドロップ高においても相似した波形が観察され、その特徴は以下のようであった。LAND では、主動筋である MG は着地前に高い EMG が見られたが、着地直後に著しく減少した。また、SOL は RJmax に比べ低い EMG であったが、MG と同様に着地後減少した。このとき拮抗筋である TA は、着地前、着地中を通して著しく低い EMG であった。RJmax では、MG, SOL 共に着地前の高い EMG が着地中まで持続し、特に SOL においては、着地後 50 から 80ms 辺りで伸張反射成分 (Gollhofer et al.,1992; Voigt et al., 1998) と考えられる顕著な同期性筋放電が認められた (Figure 3)。TA においては、LAND に比べて RJmax の着地前の EMG が著しく高かった。

Pre-activation 局面の MG および SOL の RMS は、LAND と RJmax とともにドロップ高が高くなるにしたがって、有意に増加した ($p < 0.05$)。しかし、各ドロップ高では LAND と RJmax との間で RMS に差は認められなかった (Figure 4)。

Braking 局面における MG と SOL の RMS はドロップ高の増加に対して変化しなかった。しかし、全てのドロップ高で MG, SOL とともに LAND に比べ RJmax の方が有意に大きかった ($p < 0.05$, $p < 0.01$; Figure 4)。Pre-activation 局面から Braking 局面への RMS の変化は、MG と SOL, および LAND と RJmax で異なる傾向を示した (Figure 4)。MG の RMS は、LAND の Dh0.3m と Dh0.4m において、Pre-activation 局面から Braking 局面にかけて有意に減少し ($p < 0.05$), RJmax では、Dh0.3m において有意に増加した ($p < 0.05$)。しかし SOL では、LAND の全てのドロップ高で Pre-activation 局面から Braking 局面にかけて変化せず、RJmax では全てのドロップ高で有意に増加した ($p < 0.05$, Figure 4)。

TA の RMS は、Pre-activation 局面では、LAND に比べ RJmax の方が有意に大きかった ($p < 0.05$, $p < 0.01$)。Braking 局面ではドロップ高の違いや、LAND と RJmax に対する RMS の変化はなかった。また、局面間についても有意な差は認められなかった (Figure 4)。

2-3-3. 各時点での MTU の長さ及び長さ変化

Figure 5 に接地と MAF 時の L_{MTU} および MTU の接地から MAF への伸張量である ΔL_{MTU} を示した。接地における L_{MTU} は、全てのドロップ高で LAND に比べ RJmax の方が有意に長い傾向が認められた ($p < 0.05$)。MAF での L_{MTU} は、全てのドロップ高で LAND に比べて RJmax では有意に長かった ($p < 0.05$)。また、LAND と RJmax とともにドロップ高が高くなるにしたがって接地の L_{MTU} が有意に短くなり、MAF の L_{MTU} が有意に

長くなる傾向が認められた ($p<0.05$).

MTU の接地から MAF への ΔL_{MTU} は、全てのドロップ高で、LAND より RJmax が有意に大きかった ($p<0.05$). また、LAND と RJmax 共に、ドロップ高が高いほど ΔL_{MTU} は有意に大きかった (Figure 5, $p<0.05$)

2-3-4. MTU の Stiffness index

Figure 6 に MTU の Stiffness index を示した. LAND では、ドロップ高が変化しても Stiffness index は変化しなかった. RJmax では、低いドロップ高ほど Stiffness index が有意に高い傾向を示した ($p<0.01$). また、全てのドロップ高で LAND より RJmax の Stiffness index が有意に高かった ($p<0.05$).

2-4. 考察

2-4-1. Pre-activation 局面と Braking 局面の筋活動の特徴

Pre-activation と呼ばれる筋活動は、上位中枢であらかじめプログラム化され、コントロールされたものであり (Mellvill-Jones and Watt, 1971), 着地の衝撃の吸収と、その後のパフォーマンスに応じた最適な Stiffness に調節するように働くとされている (Moritani et al., 1991; Bosco 1997; Avela et al., 1996; Arampatzis et al., 2001). 本研究で用いたドロップジャンプにおいても Pre-activation が観察され、主動筋である MG, SOL の Pre-activation 局面での RMS は、ドロップ高の増加に伴って高まった. これは衝撃の

大きさに対して Pre-activation レベルが変化するという先行研究の報告と一致していた (Voigt et al., 1998; Gollhofer and Kyrolainen, 1991; Viitasalo et al., 1998; Santello and McDonagh, 1998; Arampatzis et al., 2003; Ishikawa and Komi, 2004). しかしながら, 同じドロップ高においては LAND と RJmax の間では MG と SOL とともに Pre-activation の RMS に差がみられなかった. この結果は, Pre-activation が, 着地後の MAF 以降の運動には直接関係しないことを示唆するものであり興味深い. 拮抗筋の TA の RMS は, Pre-activation 局面で LAND より RJmax の方が大きく, 跳び上がることに働いたと考えられるが, 本研究では解明できなかった. Braking 局面における RMS は, MG, SOL とともに, LAND に比べ RJmax の方が有意に大きい傾向を示した. これは, Braking 局面の高い筋活動が高いリバウンドパフォーマンスを発揮するのに重要であるという報告 (Kyrolainen and Komi, 1995) を支持するものである. しかし, Braking 局面の MG と SOL の RMS はドロップ高が上がっても LAND と RJmax のどちらにおいても増加しなかった. この結果は, Braking 局面の筋活動は, 本研究のドロップ高の範囲では, 着地衝撃の大きさには関わらないことを示すものである. また, この Braking 局面の RMS が, 全てのドロップ高で一定であったという結果は, ドロップ高が異なっても全て最大努力での試技であったことに関係している可能性がある. そうであるのに, ドロップ高が高い方が RJmax のリバウンド高が高かった. このリバウンド高の差は, ドロップ高の違いによって Braking 局面中に蓄積された弾性エネルギーに差が生じたためか, あるいは, MAF 以降の EMG 活動による差であると考えられる.

2-4-2. Pre-activation 局面から Braking 局面への筋活動変化

LAND の MG の RMS は Pre-activation 局面から Braking 局面にかけて有意に減少し、SOL の RMS は変化せず低い筋活動状態を維持する傾向にあった。つまり LAND における Pre-activation 局面から Braking 局面への筋活動の調節は MG の方が SOL より大きかったことがわかる。Moritani ほか (1990) はホッピング中の誘発筋電図を用いた H-reflex の測定において、脊髄の SOL の興奮性が抑制され、逆に MG のそれは促進されることを報告している。本研究で用いた運動強度の調節においても同様の MG の選択的促進活動が働いていた可能性がある。本研究の LAND での結果においても、着地後の運動強度の調節が主に MG で行われ、SOL は着地時の衝撃に対する応答として機能し、先行研究の単関節と二関節筋の筋機能の違いについての報告と一致する (Ishikawa and Komi 2008)。

MG の RMS が減少後も、筋張力が半減する (half relaxation time) までには 50 から 80ms 程度の時間を要する (Andreassen and Nielsen, 1987; Gandevia, 2001)。このことから、Pre-activation 局面の EMG によって生じた張力が、Braking 局面でも維持され、地面反力発揮に働いたと考えられる。

2-4-3. MTU と Stiffness index

LAND では、ドロップ高が高くなるとともに接地の L_{MTU} はより短くなり、MAF の

L_{MTU} は長くなった．そのため MTU の伸張量である ΔL_{MTU} は大きくなった (Figure 5)．

この結果は以下のように解釈できる．ドロップ高が高くなると，Braking 局面でより大きな位置エネルギー（より大きな力積）を MTU で吸収しなければならない．そこで高いドロップ高では MTU の伸張量を増やすことで対応し，逆に低いドロップ高では MTU の伸張量を少なくすることで対応した．その結果，LAND の Stiffness index は全てのドロップ高において一定の値を示し，跳び上がらない着地を可能にしたのであろう (Figure 6)．

RJmax での接地の L_{MTU} は LAND より長く，これは着地前の Pre-activation 局面での拮抗筋である TA の RMS が LAND より高まったことにより引き起こされ (Figure 4)，足関節を固定することに働き，LAND より高い Stiffness index を示した．RJmax の L_{MTU} は，ドロップ高が高くなるに従い接地では短くなり，MAF では長くなった．そのため RJmax の ΔL_{MTU} はドロップ高が高くなるにしたがって増加し，しかしながら LAND より小さかった．RJmax ではドロップ高に従った位置エネルギーを MTU に弾性エネルギーとして蓄積し，その後のリバウンドにおいて再利用するが (Komi, 2000)，LAND よりも短い ΔL_{MTU} はその目的にかなったものかもしれない．しかし，RJmax の ΔL_{MTU} はドロップ高が高いほど増加し，Stiffness index は低くなり，結果としてリバウンド高が高まった．これは跳び上がらない LAND の ΔL_{MTU} が RJmax より大きかったことや Stiffness index が低かった状況とは異なった結果である．しかし全力のリバウンドである RJmax では，全てのドロップ高において最大リバウンド高を得ようとしており，こ

の **Stiffness index** の変化は **Braking** 局面における弾性エネルギーの蓄積をドロップ高に応じてより効果的に行おうとしたものであると考えられる。つまり、**LAND** では筋活動を低下させながら調節した **Stiffness index** であったのに対し、**RJmax** では最大の筋活動で得られた **Stiffness index** である。つまり、**Braking** 局面の目的が異なる場合の **Stiffness index** は直接比較すべきでないかもしれない。

2-5. まとめ

Pre-activation 局面において、主動筋の **MG,SOL** でドロップ高が高くなるにしたがって活動が高まり、これは予想される衝撃の大きさに対応して **Pre-activation** レベルが変化するという先行研究の報告と一致し、着地後の運動の違いに関係なく着地衝撃に対応するのに必要な張力を発揮するための筋活動であったことが示唆された。また、着地後の運動の調節には **Pre-activation** 局面の **TA** の筋活動が機能し、また、**Braking** 局面では主に **MG** の筋活動を増加や低下をさせてリバウンドするか否かの調節をするよう機能したことが分かった。このように着地後の運動の目的が異なる場合に、主に **Braking** 局面の筋活動によって調節され、さらにドロップに応じて効果的に **Stiffness index** を調節していることが示唆された。

第3章 ドロップジャンプにおける主動筋 - 拮抗筋の筋活動

(研究課題 2)

3-1. 目的

SSC 運動のパフォーマンス増強のメカニズムは、多くの研究で主動筋に注目して検討されてきた (e.g. van Ingen Shenau et al., 1997; Komi 2000). 研究課題 1 では、主動筋の Pre-activation が着地衝撃に対応するためであることや、その後のリバウンド運動へ拮抗筋の Pre-activation が機能する可能性を示した. いくつかの先行研究でも、主動筋と拮抗筋の同期的な筋活動 (coactivation) は、SSC 運動中の関節硬度や腱の利用に重要な役割を果たすと報告しているが (Frost et al., 1997; Hasan 1986; Hofferen et al., 2007; Kellis et al., 2003), 一方で、拮抗筋の働きは重要ではないとの報告もある (Falconer and Winter 1985; Hobara et al., 2007).

関節の安定性や関節傷害の保護に対する coactivation の機能は、先行研究で報告されてきた (Baratta et al., 1988; Nielsen et al., 1994). また、Horita ほか (2002) によると、主動筋について、ドロップジャンプにおけるプレプログラムの筋活動の機能的意義は、その後続く stiffness の調節やパフォーマンスへの貢献であるとしている. ドロップジャンプにおいてドロップ高やリバウンド高が変化するのに対し、主動筋の筋活動が調節されるのかということや、強度に依存した主動筋 - 拮抗筋間の筋活動の調節があるのかが興味深い点である.

研究課題 2 の目的は、Pre-activation 局面や接地後の主動筋 (MG・SOL) と拮抗筋 (TA)

の筋活動が、どのように上位中枢においてプレプログラムされ、リバウンド高の変化に対応しているのかを検討することである。

3-2. 方法

被験者は、日常的に十分なトレーニングをしている陸上競技 110m ハードル選手 7 名であった（年齢 20.2 ± 1.4 歳，身長 1.754 ± 0.078 m，身体質量 67.3 ± 5.9 kg）。本研究は、大阪体育大学倫理審査委員会の承認を得て行われ、被験者には本研究の内容を十分に説明し、実験参加に対する同意を得た。

3-2-1. プロトコール

試技は、研究課題 1 の同様に先行研究に倣った両足でのドロップジャンプを用いた（Asmussen and Bonde-petersen, 1974; Komi and Bosco 1978; Kyrolainen and Komi, 1995）。ドロップジャンプ中、両腕は胸の前に交差し、両手を肩に置くことにより固定させ（Bobbert & Casius 2011）、試技中には上肢による反動と膝関節による反動をできる限り控えるように指示した。実験に先立ち、試技動作には十分に慣れさせた。被験者には、ドロップジャンプ用の台からフォースプレート上に飛び降り、その後素早く跳び上がらせた。ドロップ高の設定は、先行研究（Arampatzis et al., 2001）を参考に 0.2m と 0.4m とした（以下「Dh0.2m」, 「Dh0.4m」とする）。ドロップ後のリバウンド条件は、着地のみでリバウンドしない（以下「LAND」とする）、最大努力でのリバウンドの 50%

の努力度（以下「RJ50%」とする）、最大努力でのリバウンド（以下「RJmax」とする）の 3 種類とした（Figure 7）。実験試技中は、各試技直後に鉛直地面反力から滞空時間を用いてリバウンド高を算出し、RJ50%と RJmax を跳び分けられていることを確認し、他の試技と著しく異なる高さであった場合は失敗試技とした。全ての条件（ドロップ高条件 2 種類とリバウンド条件 3 種類、計 6 種類）で 5 試技の成功試技が抽出できるまで繰り返させ、試技間隔は、疲労の影響がないよう十分に確保するよう配慮した。このとき、全ての被験者において、各条件 8 試技以内で成功試技を抽出することができた。各条件におけるリバウンド高の変動係数は、Dh0.2m－RJ50%：7.3±2.7%，Dh0.2m－RJmax：3.9±1.8%，Dh0.4m－RJ50%：9.8±4.8%，Dh0.4m－RJmax：5.7±1.9%であった。全ての条件はランダムオーダーで行った。

3-2-2. 測定項目

ドロップする台に沿ってフォースプレート（キスラー社製：Type9287，縦 90cm，横 60cm）を設置し、着地中の鉛直方向地面反力（Fz）を 1kHz のサンプリング周波数で記録した。筋電図（EMG）は、動作中の左脚の腓腹筋内側頭（MG），ヒラメ筋（SOL），前脛骨筋（TA）の筋腹から、電極間距離 20mm に固定した表面電極による双曲誘導法により導出した。EMG は、無線伝送方式の測定装置（NEC 製：サイナアクト MT11）を用い、1kHz のサンプリング周波数で記録した。電極を貼付する際、アーティファクトを取り除くため、電極貼付部位を清浄化し、電極間抵抗値が 2k Ω 以下であることを

確認した。各筋の電極貼付位置は、SENIAM プロジェクトガイドラインの提言に基づき、テスト手技による EMG 反応によって適正であることを確認した。また、動作に影響のないように腰に送信機を固定した。試技中、被験者の左側方にデジタルビデオカメラ（SONY 製：DSR-PD150）を設置し、每秒 60 コマで試技を撮影した。撮影した画像から、身体 23 点について全ての試技を每秒 60 コマでデジタル化を行い、2 次元 DLT 法により分析を行った。得られた座標データは、4 次のバターワース型ローパスデジタルフィルタによって 7-10Hz で平滑した。EMG と Fz を記録する際に LED ランプが点灯するシグナルを取り込み、ビデオカメラには試技映像に影響のない範囲に LED ランプの点灯を映し込み全てのデータを同期した。

3-2-3. 局面定義

本研究では、試技を以下に示す局面に分けて分析を行った（Figure 8）。Fz の立ち上がり（接地の瞬間）を基準に、接地前 100ms から接地までを Pre-activation 局面とした。また、接地から足関節最大屈曲時点（以下「MAF」とする）までを Braking 局面、MAF から離地までを Push-off 局面とした。さらに、接地衝撃による反射の影響を受けるには早すぎる局面と考えられる接地から接地後 30ms の局面を機能的な Pre-activation と考え、Post-impact 30ms 局面とした（Grey et al., 2001; McDonagh and Duncan 2002; Taylor et al., 1985）。また、接地後 30ms から 70ms までを短潜時の伸張反射成分（以下「SLR」とする）として定義した（McDonagh and Duncan, 2002; Ishikawa et al., 2005; Ishikawa and

Komi, 2007).

3-2-4. 算出項目

記録した EMG データは、20–450Hz のバンドパスフィルタを通過させた後に全波整流し、鉛直地面反力と共に、各条件の 5 試技について接地を基準に同期加算平均処理を行った。その後、筋電位の標準的な計測法 (Standards for Reporting EMG Data; Merletti, 1999; Solomonow, 1997) に則り、MG, SOL および TA について、各局面の筋活動の平均振幅として二乗平均平方根 (Root Mean Square: RMS) を算出した。各局面での、主動筋–拮抗筋の活動を検討するために、coactivation INDEX を以下の式を用いて算出した。

Coactivation INDEX

$$= \text{“RMS of antagonist muscle (TA)”} / \text{“RMS of agonist muscle (MG or SOL)”}$$

MG, SOL に関する MTU の長さは、膝関節および足関節の角度を用いて算出する Grieve ほか (1978) のモデルを用いて求めた。本研究で用いたドロップジャンプは、膝関節をできるだけ固定させたことで、膝関節の角変位が二関節筋である MG の MTU の長さにはほとんど影響せず、MG と SOL の MTU の長さの差が 1.5% 以下であったことから、MG, SOL の MTU の長さの平均値を、下腿三頭筋の MTU の長さとした (以下「 L_{MTU} 」とする)。さらに、Braking 局面中の足関節トルクを以下の式を用いて算出した (Kawakami et al., 2002)。

$$TQ = Fz L1 \cos (Aj-90)$$

(Fz：鉛直地面反力，L1：踝から拇指球の長さ，Aj：足関節角度)

また，Braking 局面中の足関節トルクの変化量を足関節角度変化量で除すことによって足関節 stiffness を求めた (Kuitunen et al., 2002)。

3-2-5. 統計処理

各項目について，平均値と標準偏差を算出した。ドロップ高（2条件）とリバウンド高（3条件）で繰り返しのある二要因分散分析を行い，交互作用がなく主効果が見られた場合には，Tukey の多重比較検定を行った。また，局面間の差の検定には，一要因分散分析（繰り返しあり）および Tukey の多重比較検定を用いた。全ての統計処理の有意水準は 5%とした。

3-3. 結果

3-3-1. リバウンドジャンプパフォーマンス

各条件でのリバウンド高は， $Dh_{0.2m-RJ_{50\%}} : 0.13 \pm 0.02$ m, $Dh_{0.2m-RJ_{max}} : 0.24 \pm 0.03$ m, $Dh_{0.4m-RJ_{50\%}} : 0.14 \pm 0.03$ m. $Dh_{0.4m-RJ_{max}} : 0.29 \pm 0.03$ m であり，両ドロップ高の条件で，それぞれターゲットのリバウンド高に調節できていた。RJmax の条件においては，Dh0.4m の方が Dh0.2m に比べて高くリバウンドしていた ($p < 0.01$)。

3-3-2. ドロップ高とリバウンド高の筋活動への影響

Pre-activation 局面の筋活動

全てのリバウンド条件において、ドロップ高が高くなると主動筋である MG と SOL の RMS は有意に高い値を示した ($p < 0.05$, Figure 9, 3-4). しかしながら、両ドロップ高で、MG および SOL の Pre-activation 局面の RMS は、リバウンド高の違いによる差は認められなかった (Figure 9, 3-4) 一方、拮抗筋である TA の Pre-activation 局面での RMS は、両ドロップ高においてリバウンド高が高くなるにつれて有意に高い値を示したが ($p < 0.05$, Figure 10), 全てのリバウンド条件で、ドロップ高が高くなることによる増加は認められなかった.

各ドロップ高の条件で、リバウンド高が高くなるにつれて、Pre-activation 局面の coactivation INDEX は有意に高い値を示したが ($p < 0.05$, Figure 11), ドロップ高条件間での違いは認められなかった (Figure 11).

接地期 (Braking 局面, Push-off 局面, Post-impact 30ms 局面, SLR 局面) の筋活動

Braking 局面の MG と SOL の RMS は、全てのリバウンド条件で、ドロップ高が増加しても有意な筋活動の増加は認められなかった (Figure 10). しかしながら、両ドロップ高において、リバウンド高が増加すると MG と SOL の Braking 局面と Push-off 局面の RMS は有意に高くなった (MG: $p < 0.01$, SOL: $p < 0.05$, Figure 10). 局面間では、RJ50% と RJmax での Braking 局面から Push-off 局面への MG の RMS が減少していた (Dh0.2m- RJ50%: $p < 0.05$;

Dh0.4m- RJ50%: $p<0.05$; Dh0.2m- RJmax: $p<0.05$; Dh0.4m- RJmax: $p<0.05$). 主動筋の Post-impact 30ms 局面とその後の SLR 局面の RMS は、両ドロップ高で、リバウンド高の増加に伴い有意に増加した (MG: $p<0.05$, SOL: $p<0.01$) が、ドロップ高が増加しても有意な差は認められなかった (Figure 11). 局面間を見てみると、MG では、両ドロップ高の LAND で Post-impact 30ms 局面から SLR 局面へ RMS が減少し (Dh0.2m- LAND: $p<0.05$; Dh0.4m- LAND: $p<0.05$).

拮抗筋である TA の筋活動は、Braking 局面と Push-off 局面だけでなく、Post-impact 30ms 局面と SLR 局面においても、ドロップ高とリバウンド高のいずれの条件間でも有意な差は認められなかった. しかしながら、両ドロップ高の RJmax において、Pre-activation 局面から Post-impact 30ms 局面へ TA の RMS の値が有意に低下していた ($p<0.05$). Post-impact 30ms 局面と Braking 局面、Push-off 局面の coactivation INDEX は、リバウンド高が高くなるに伴い低下したが (Figure 12), ドロップ高の条件間では coactivation INDEX に有意な差は認められなかった.

3-3-3. MTU 長の変化

接地時の MTU 長は、ドロップ高が高くなる程、有意に短くなったが、MAF および離地時ではドロップ高の違いによる MTU 長の差は認められなかった (Figure 13, $p<0.05$). MTU の伸張量は、ドロップ高が高くなる程有意に増加した. ドロップ高が一定でリバウンド高が高くなると、接地と MAF での MTU 長が有意に長くなった ($p<0.01$) が、離地では

有意に短い値を示した。各ドロップ高条件で、高いリバウンド条件になるほど MTU の伸張量は有意に減少し、短縮量は有意に増加した ($p<0.01$)。

3-3-4. 足関節 stiffness

Dh0.2m と Dh0.4m の両ドロップ高で、リバウンド高条件が高くなるほど、足関節 stiffness は有意に高くなった (Figure 13)。一方、RJ50% と RJmax のリバウンド条件で、ドロップ高が高いほど、有意に足関節 stiffness が低下した。LAND では、ドロップ高の条件間で足関節 stiffness に有意な差は認められなかった。

3-4. 考察

本研究では 110m ハードル選手を被験者として採用した。彼らは、リバウンド高の調節に長けており、多くの条件に対する総試行数が非常に少なく終えることができた。また、日常的にトレーニングを行っているため、一般の被験者に比べて、疲労による影響が非常に少なく、全体の試技の前後での最大努力でのリバウンド高はほぼ同じ高さ ($\pm 3.2\%$) を観察した。このような被験者の習慣的なスポーツ活動による影響を検討したが、ドロップジャンプ中の MG および TA の筋活動パターンが、一般被験者を対象としてドロップ高を増加させたドロップジャンプを用いた先行研究と類似した傾向を示していた (Ishikawa et al., 2005)。このことから、習慣的なスポーツ活動による結果への影響は少ないと考えられた。

主動筋の Pre-activation が、着地衝撃に対する準備のために最適な stiffness に調節するよう上位中枢によってプレプログラムされているものであることは多くの先行研究で明らかにされている (Arampatzis et al., 2001; Avela et al., 1996; Gollhofer and Kyrolainen, 1991; Horita et al., 2002; Mellvill-Jones and Watt, 1971; Nielsen et al., 1994). また、本研究で用いているドロップジャンプにおいても、MG および SOL の Pre-activation がドロップ高によって影響を受けていることも示されている (Arampatzis et al., 2003, Gollhofer and Kyrolainen, 1991). SSC 運動における高いパワー発揮は、Pre-activation 局面や Braking 局面での主動筋の高い筋活動によって効果的に弾性エネルギーが蓄積され (Komi and Bosco, 1978), Push-off 局面でその蓄積弾性エネルギーが再利用されるためと考えられてきた。しかしながら、本研究の結果 (Figure 10) は、主動筋の Pre-activation 局面の筋活動は着地衝撃に対応するものであり、リバウンド高の調節に機能していないことを示した。これは、研究課題 1 における着地後の運動の違いに関係なく着地衝撃に対応して主動筋の Pre-activation が出現したという結果を支持するものである。また、一定のドロップ高条件であれば、主動筋である MG と SOL の Pre-activation は、リバウンド高が増加しても変化しなかったが、拮抗筋である TA の Pre-activation は、リバウンド高の高まりとともに増加することを明らかにした。このリバウンド高の増加に対する Pre-activation 局面の TA だけの筋活動の高まりは、接地時の足関節をより背屈させるため、接地時の MTU を張力発揮がしやすい至適長 (Kawakami et al., 2002) に近い状態にすることになる。つまり、リバウンド高の増加に対して接地前の MTU 長の調節に加え、Post-impact 30ms 局面と SLR 局面に RMS を増加さ

せることによって Braking 局面の足関節 stiffness を高めようとしたと考えられる。

Pre-activation と Post-impact 30ms 局面の筋活動は上位中枢によるプレプログラム化されたものであると考えられているが (McDonagh and Duncan, 2002), 上位中枢がリバウンド高の増加に対して主動筋ではなく拮抗筋の Pre-activation を増加させるようにプレプログラムし, 拮抗筋に機能的な働きをさせたことは興味深い。さらに, Post-impact 30 ms 局面で MG, SOL の RMS が高まると同時に Pre-activation 局面で高まった TA の RMS が低下するという一連の主動筋-拮抗筋の調節活動もまた, リバウンド高の増加に対する重要なプレプログラムであったと考えられる (Figure 10, 3-5, 3-6)。また, SLR 局面の RMS の増加はプレプログラムではなく伸張反射によるものであるが (McDonagh and Duncan, 2002), これも Post-impact 30ms 局面の RMS とともに増加していることは, SLR 局面の筋活動も上位中枢によってプレプログラムされた一連の筋活動の一部であると考えられることもできる。

SLR で高まった RMS により発揮された筋張力が, その後 50 から 80ms 程度維持できるとすると (half relaxation time ; Andreassen and Nielsen, 1987; Gandevia, 2001), その後離地まで (約 80~90ms) の Push-off 局面における力発揮に SLR 局面の主動筋の筋活動が貢献し, 高くリバウンドすることを可能にしたと考えられる。

3-5. まとめ

ドロップジャンプにおけるリバウンド高を高めようとするとき, 以下のような主動筋-拮抗筋の調節がなされたことが明らかとなった。Pre-activation 局面での TA の筋活動の高ま

りは、接地後の主動筋の張力発揮を促進するように作用し、接地後 Post-impact 30ms 局面では、主動筋の筋活動を妨げないよう TA の筋活動が低下した。Post-impact 30 ms 局面の主動筋の筋活動の高まりは、SLR 局面の筋活動の高まりにつながり、SLR 局面後の Push-off 局面での発揮力の増加に貢献した。このことから本研究では、主動筋・拮抗筋ともに上位中枢によるプレプログラムによる筋活動がリバウンド高を変化させることに機能すること、を明らかにした。

第4章 陸上短距離選手と競泳選手のドロップジャンプ接地前後の筋活動の変化（研究課題3）

4-1. 目的

SSC 運動特有の主動筋の筋活動として重要な役割を果たす着地前の Pre-activation (Mellvill-Jones and Watt, 1971; Arampatzis et al., 2001) と接地直後の 30 ミリ秒局面 (Post-impact 30 m 局面) の主動筋の筋活動 (Taylor J et al., 1985; McDonagh and Duncan 2002), 伸張反射 (Dietz et al., 1979; Hoffer and Andreassen, 1981; Komi and Gollhofer, 1997) が, 着地衝撃の大きさやリバウンド高に対して調節されることは, 研究課題 1, 研究課題 2 を通して明らかにしてきた. これらの調節によって接地中の筋の発揮張力や筋ステイフネス, それらに影響される腱の弾性エネルギーの貯蔵量が調節され, 接地後半の Push-off 動作のパワー発揮や運動効率が変化する (Voigt et al., 1998; Kawakami and Fukunaga, 2006; Ishikawa and Komi, 2008).

伊藤 (1990) は, SSC 運動モデルとして用いられるホッピング運動で, 競泳選手より陸上競技短距離選手で反動利用の機械的効率が高いことを報告し, 上記で記した SSC 運動特有の筋活動が, 競技スポーツの特性によって影響される可能性があるとし唆している. しかしながら, SSC 運動に関する競技スポーツ選手の筋活動の特異性やその力発揮特性について検討した研究はほとんどない.

研究課題 2 において, 代表的な SSC 運動である, できるだけ接地時間の短いドロップジャンプを用いて, 接地直後 (Post-impact 30 ms 局面) の筋活動の調節が反動利用に重要な

影響をおよぼす可能性がある事を報告した。そこで本研究では、SSC 動作を頻繁に行う陸上競技短距離選手と、競技中の接地衝撃や伸張性筋活動が少ない競泳選手とで、運動特性に影響されるリバウンド能力の違いがどこに起因するものであるのか、検討することを目的とした。

4.2. 方法

被験者は、陸上競技短距離の競技歴を有する男子選手 8 名（年齢： 21.6 ± 1.9 歳，身長： 1.72 ± 0.03 m，身体質量： 64.9 ± 3.2 kg，短距離競技年数： 9.4 ± 1.4 年，以下「SPRINT 群」とする）および、競泳の競技歴を有する男子選手 12 名（年齢： 20.5 ± 1.2 歳，身長： 1.71 ± 0.05 m，身体質量： 68.3 ± 4.5 kg，競泳競技年数： 12.6 ± 3.8 年，以下「SWIM 群」とする）とした。本研究は、大阪体育大学倫理審査委員会の承認を得て実施した。被験者には本研究の内容を十分に説明し、実験参加に対する同意を得た。

4.2-1. プロトコール

研究課題 3 では、0.3m の高さの台からの最大努力でのドロップジャンプを用いた。被験者には、研究課題 1・2 と同様の方法で最大努力でのドロップジャンプを行うように指示した。膝関節の大きな屈伸動作が見られた場合やバランスを崩した場合、リバウンド高が明らかに他の試技と異なった場合は無効試技とした。また、被験者には試技間に十分な休憩

をとらせ、疲労による影響が出ないように配慮した。

本研究は、最初に、SPRINT 群と SWIM 群におけるドロップジャンプ中の下腿の筋活動の違いと地面反力の発揮特性の違いについて明らかにするために、それぞれの被験者から成功試技が 5 試技抽出できるまでドロップジャンプを繰り返させた（プロトコール 1、被験者：SPRINT 群 8 名および SWIM 群 7 名）。さらに、SPRINT 群と SWIM 群のドロップジャンプ接地後の腓腹筋とヒラメ筋の筋束の伸張開始時点を明らかにするために、超音波装置を用いてその接地中の下腿の筋束動態を高速度で撮像した（プロトコール 2、被験者：SPRINT 群 8 名および SWIM 群 8 名）。尚、SPRINT 群においては、筋活動と筋束動態を同時に計測したため、プロトコール 1 と 2 は同一のドロップジャンプ動作実験（5 試技）を指している。一方、SWIM 群については超音波装置の技術的な問題により同時計測ができなかったため、プロトコール 1 と 2 はそれぞれ異なる日程に行ったドロップジャンプ動作実験（各 5 試技）を指している。SWIM 群のうち、2 日とも参加した者は 3 名であり、残りの 9 名のうち 4 名はプロトコール 1 の実験のみ、5 名はプロトコール 2 の実験のみに参加した。

4-2-2. 測定項目

プロトコール 1. 最大努力でのドロップジャンプ中の筋活動と地面反力の測定。

ドロップジャンプ用の台に沿ってフォースプレート（テック技販社製：TF-6090, 600 mm×900 mm）を設置し、接地中の鉛直地面反力（Fz）を記録した。動作中の筋電図（EMG）は、表面電位計測装置（追坂電子機器社製、P-EMG plus, 入力インピーダンス 51kΩ, ゲイン 500

倍，遮断周波数 1.64-800Hz，分解能 16bit）を用いて，左脚の前脛骨筋（TA），腓腹筋内側頭（MG），ヒラメ筋（SOL）の筋腹から，電極間距離 20 mmで貼付した表面電極（Blue Sensor N-00-S/25）による双極誘導法により導出した．電極を貼付する際，アーティファクトを取り除くため，電極貼付部位清浄化し，SENIAM プロジェクトガイドラインの推奨に従って設定し，テスト手技による EMG 反応によって適正であることを確認した．Fz と EMG は，A/D 変換機（Cambridge Electronics Design 社製：Power 1401）を介し，データ収録・解析システム（Cambridge Electronics Design 社製：Signal 4.09）を用いて，共に 1kHz のサンプリング周波数で記録した．試技中の動作は，光学式モーションキャプチャシステム（Vicon 社製，サンプリング周波数 200Hz）を用いて，身体 30 箇所にマーカーを貼付け座標値を記録した．EMG 及び Fz，動作データは，TTL（Transister Transister Logic）シグナルを用いて各測定装置に入力し全てのデータを同期した．

プロトコール 2. ドロップジャンプ接地後の筋束伸張時点の同定.

SPRINT 群と SWIM 群のドロップジャンプ接地後の主動筋の筋束伸張開始時点と同定するために，プロトコール 1 と同様のドロップジャンプ中に，超音波画像診断装置（Hitachi-Aloka 社製，Prosound α 10）を用いて MG と SOL の縦断画像を撮像した．超音波プローブを左脚の主動筋の筋束が観察できる位置で振動吸収シリコンテープを用いて固定し，ドロップジャンプ中の筋束動態を測定した．測定試技は，MG と SOL それぞれに超音波プローブを固定して 5 回ずつドロップジャンプを行わせた．本研究では，超音波ビーム

の範囲を限定することで、超高速の筋腹動態画像（521Hz、縦 250×横 66 ピクセル、縦 57mm×横 15mm）を取得し、ドロップジャンプにおける接地直後の MG および SOL の筋束伸張開始時点を同定した。ドロップジャンプの接地瞬間は、TTL シグナルを用いて超音波画像と Fz データの同期を行い、Fz から同定した。

4-2-3. データ処理

記録した EMG データは、20 - 450Hz のバンドパスフィルタを通過させた後に全波整流し、接地の瞬間を基準に 5 試技の加算平均処理を行い、その後 1 次のローパスフィルタ（70 Hz）処理を行った（Grey et al., 2001）。各 EMG 波形は、フィルタ処理後、タイムシフトの影響が少ないことを被験者ごと、試技ごとに確認した。研究課題 2 と同様に、接地前 100 ミリ秒から接地までを Pre-activation 局面、接地から接地中の身体重心の最下点までを Braking 局面、そこから離地までを Push-off 局面、機能的な Pre-activation 局面として Post-impact 30 ms 局面（McDonagh and Duncan, 2002）とし、EMG 振幅値を、最大随意活動（以下「MVC」とする）時を基準値とした相対値で算出した（%MVC）。さらに、ドロップジャンプ中の接地前後の各筋の筋活動が開始する時点を検出するために、先行研究（Arampatzis et al., 2001）の方法に倣い立位安静時の平均筋活動量とその標準偏差の 2 倍の和を越えた時点を筋活動開始と定義しようとしたが、SWIM 群の SOL では試技開始前の立位安静時にこの値を越えていた。SWIM 群の SOL で立位安静時の筋活動が各試技中の最大筋活動量の $11.9 \pm 6.9\%$ であったため、各試技中の最大筋活動量の 20% を筋活動開始の閾

値として採用した。

モーションキャプチャによって得られた各座標値は、4 次のバターワース型ローパスデジタルフィルタによって 8-18Hz の最適遮断周波数で平滑化し分析を行った。動作分析および Fz データについては被験者それぞれの 5 試技の平均曲線を算出してから、リバウンド高および接地時間、各局面時間、Fz ピーク値を算出した。接地後、Braking 局面の Fz のピーク値を Braking 局面時間で除すことによって力の立ち上がり速度 (Rate of force development: RFD) を求めた。また、試技中の下肢関節角度から MG および SOL の筋 - 腱複合体 (MTU) の長さを Grieve et al. (1978) の方法で算出した。

プロトコール 2 では、ドロップジャンプ中の超音波画像から検者が目視にて接地後の MG と SOL の筋束伸張開始時点のフレームを検出した。

4-2-4. 統計処理

接地時間、各局面時間、リバウンド高、Fz ピーク値、RFD、MTU 長、筋活動開始時点および筋束伸張時点の両群の平均値の差の検定と SWIM 群のプロトコール 1 と 2 の差の検定には、対応のない t 検定を用いた。また、各筋における群間および局面間の筋活動量の差の比較には一要因にのみ対応のある二要因分散分析 (混合計画: 群 × 局面) を用いた。分散分析の結果、交互作用がなく、主効果が見られた場合には、Bonferroni の多重比較検定を実施した。また、RFD およびリバウンド高と各筋の筋活動開始時点、RFD とリバウンド高との相関関係は、ピアソンの積率相関係数を用いて検討した。各項目の測定結果は、

平均値 ± 標準偏差で示した。全ての統計処理の有意水準は 5%とした。

4-3. 結果

プロトコール 1 とプロトコール 2 のドロップジャンプ接地中の膝関節の最大屈曲角度と足関節の最大背屈角度，最大伸張時の MG と SOL の MTU 長は，SPRINT 群よりも SWIM 群で有意にそれぞれ大きい値を示した。しかしながら，本研究で注目している Post-impact 30 ms 局面では，接地時と Post-impact 30 ms 時の MG と SOL の MTU 長に両群で違いが認められなかった (Table 1)。

Figure 14 にプロトコール 1 の SPRINT 群および SWIM 群の TA, MG, SOL の EMG および Fz, MTU の長さ変化のそれぞれ 1 名の平均曲線 (±標準偏差) の典型例を示した。SPRINT 群は SWIM 群に比べて接地時間と Braking 局面時間が有意に短く ($p < 0.05$, Table 1), Push-off 局面時間には差が認められなかった。RFD, リバウンド高と Fz ピーク値は SPRINT 群で有意に高い値を示した ($p < 0.05$, Table 1)。SWIM 群のドロップジャンプにおける接地時間, Braking 局面時間、Push-off 局面時間、リバウンド高と、Fz ピーク値には，プロトコール 1 とプロトコール 2 の間では有意な差は認められなかった (Table 1)。また，各プロトコールにおける 5 回の試技の一貫性 (consistency) を調べるために，両群の各被験者の 5 試技のリバウンド高と接地時間の変動係数を算出し，両群で有意な違いが認められないことを確認した (リバウンド高・プロトコール 1 : SPRINT 群 6.5%, SWIM 群 8.0%, $p = 0.28$, リバウンド高・プロトコール 2 : SPRINT 群 6.5%, SWIM 群 5.5%, $p = 0.62$,) (接地時間・プロト

コール 1 : SPRINT 群 2.8%, SWIM 群 3.9%, $p=0.28$, 接地時間・プロトコール 2 : SPRINT 群 2.8%, SWIM 群 3.2%, $p=0.64$).

各筋の各局面における両群の平均筋活動量では、交互作用はなく、両群間に有意な主効果は認められなかった (Table 2). 一方で、MG と SOL の局面間における平均筋活動量に主効果が認められた ($p<0.05$, Table 2). MG では、SPRINT 群においてのみ、Push-off 局面に比べて Post-impact 30 ms 局面および Braking 局面で有意に高い値を示した ($p<0.05$, Table 2). SOL では、SWIM 群においてのみ、Pre-activation 局面に比べて Braking 局面と Push-off 局面で、有意に高い値を示した ($p<0.05$, Table 2).

Figure 15A に各筋の筋活動開始時点を示した. SOL では SWIM 群の筋活動開始時点が SPRINT 群に比べて有意に遅く、接地後である特徴が認められた (SPRINT 群 : 接地前 27 ± 19 ms, SWIM 群 : 接地後 16 ± 18 ms, $p<0.05$, Figure 15A). TA および MG の筋活動開始時点には群間で差は認められなかった. これに加えて、超音波画像から検出した筋束の伸張開始時点 (プロトコール 2) を Figure 15B に示した. SWIM 群の MG については、接地前から筋束が動き続けていることで伸張開始時点の判別がつかなかった被験者が 4 名いたため、結果には残り 4 名のデータを示した. 両群の SOL では、筋束の伸張開始時点が Post-impact 30 ms 局面内であることが明らかとなったが (SOL : SPRINT 群 15 ± 7 ms, SWIM 群 16 ± 6 ms), 両群間で差は認められなかった.

筋活動が接地中の動作に及ぼす影響を検討するために、RFD およびリバウンド高と TA, MG および SOL の筋活動開始時点との関係について検討した (Figure 16). RFD およびリ

バウンド高のどちらも、SOLの筋活動開始時点との間にのみ、有意な負の相関関係が認められた ($p < 0.05$). さらに、このRFDとリバウンド高との関係を検討すると、有意な正の相関関係が認められた (Figure 17).

4-4. 考察

本研究の結果から、各局面の平均筋活動量では両群間に有意な違いが認められなかったにもかかわらず、SOLの筋活動開始時点がSPRINT群とSWIM群では有意に異なっていた。SPRINT群では、研究2および先行研究 (Ishikawa and Komi, 2004) 同様、MGがPre-activation局面から活動し、続くPost-impact 30 ms局面、Braking局面で高い筋活動を示し、その後のPush-off局面では筋活動の減少が観察された (Table 2, Figure 14). 一方、SWIM群では、接地中のMGにSPRINT群のような筋活動の変化が観察されず、対照的にSOLにおいてBraking局面とPush-off局面で筋活動の増加が認められた (Table 2, Figure 14). このように、SSC運動でSOLよりもMGの筋活動を選択的に調節するといった現象 (Moritani et al., 1990) がSPRINT群で確認されたが、SWIM群では対照的に、SOLの筋活動が選択的に調節されていた。つまり、同一動作においても、日常的に取り組む競技スポーツの違いによって筋活動パターンに違いがある可能性が確認された。また、SWIM群では、ドロップジャンプにおけるSOLの筋活動開始時点がSPRINT群より有意に遅く、SOLの筋束の伸張開始とほぼ同じ時点で生じていた。このSOLの筋活動開始時点の遅れと、RFDとリバウンド高の両方との間には負の相関関係があり、Post-impact 30 ms局面の主動筋の

筋活動がリバウンド高を変化させることに関係すること（研究課題 2）から、SWIM 群のリバウンド高の低さには、SOL の筋活動開始時点の遅れによる RFD の低さが関係する可能性が示唆された。

一般的に競泳選手の足関節の柔軟性が高いことが先行研究（Bloomfield and Blanksby, 1971; Oppliger et al., 1986）によって報告されているため、SWIM 群はアキレス腱の弛み大きい可能性があり、その影響で筋活動開始が遅れた可能性が考えられる。加えて、接地前の Pre-activation で腱の弛みを小さくしているとすると、接地前から SOL の筋活動が認められた SPRINT 群の筋束の伸張がより早い時点で起こると考えられる。しかしながら、両筋それぞれの筋束の伸張開始時点は両群に差がなく、また、接地時の MTU の長さにも違いがないことから、SWIM 群の筋活動の遅れは腱の弛み大きいという理由では説明できない。陸上競技短距離選手の競技動作では、ドロップジャンプのように選択的に MG と SOL の筋活動を接地前から高め接地後の筋の伸張に備えるのに対し、競泳選手の競技動作では、SSC を伴うような振る舞いが少ないと推察されている（Enoka, 2002）。先行研究（Sano et al., 2012）においても、競泳選手のドルフィンキック中の膝の屈曲・伸展動作では、繰り返し動作前の低い主動筋の Pre-activation と緩やかな伸張性筋活動の上昇が観察されている。つまり、競泳特有のプログラム化された下腿の筋活動の特異性がドロップジャンプ中の SOL の筋活動開始時点の遅れを生じさせている可能性が高い。本研究の結果、SOL の筋活動開始時点の違いが、リバウンド能力に影響する可能性が示唆されたが、その詳細なメカニズムは今後検討していく必要がある。

ドロップジャンプでは、接地後に MTU が伸張され筋束が伸張する (Ishikawa et al., 2005) ことが報告されているが、本研究の結果では、Post-impact 30 ms の区間内で主動筋の筋伸張が両群とも開始していた。一般的に伸張動作開始前に十分筋が活動していないと、伸張性筋活動時の最大張力が得られない (Linnamo et al., 2002)。ドロップジャンプにおいても伸張性筋活動時に、筋が十分に活動していないと筋 stiffness を高めることができず、腱に弾性エネルギーを効果的に貯蔵することができないと考えられる。本研究の SWIM 群の SOL では、筋が伸張され始めるのとほぼ同じ時点でようやく筋活動が開始し急激に高まっていた。したがって、SWIM 群のドロップジャンプ中の SOL の筋活動開始時点の遅れが RFD を低くし、リバウンド高を低下させた原因と考えられる。

しかしながら、Braking 局面後半では膝関節屈曲の程度がやや大きく、そのことにより RFD やリバウンド高が低下していた可能性もある。今後は、より動作条件を限定した検証が求められるであろう。また、本研究では筋束の伸張開始時点の同定は同一験者が目視で行った。より客観的・定量的な同定方法を考えることも必要と考えられる。

4-5. まとめ

本研究では、SSC 運動での反動利用効率の高いとされる SPRINT 群と低いとされる SWIM 群のドロップジャンプ中の筋活動と主動筋の筋束の伸張開始時点を一明らかにすることを目的とした。SWIM 群は SPRINT 群に比べて SOL の筋活動開始時点が遅かった。また、SOL の筋活動開始時点の遅さと Braking 局面での RFD やリバウンド高の低さには有意な相関関

係が認められた。以上のことから、先行研究（Komi, 2000; Mellbill-Jones and Watt 1971; Moritani et al., 1990）および研究課題 1, 2 で示唆されてきた、主動筋 MG の Pre-activation や Braking 局面の活動量だけでなく、Post-impact 30 ms 局面の SOL の筋活動が RFD やリバウンド能力に影響する可能性があり、SPRINT 群と SWIM 群の筋活動パターンの違いによって、競技スポーツ種目による特異性が存在する可能性が示唆された。

第 5 章 総括論議

本研究は、MTU の伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening cycle: SSC) 運動において、予測的かつ瞬時的に行われているパフォーマンス調節のメカニズムを明らかにするため、下腿三頭筋 - 腱複合体 (Triceps surae muscle-tendon unit) に注目し、より単純な SSC モデルとして足関節の運動を主としたドロップジャンプを用いて検討し、次のような結果を得た。

本研究で得た着地前の主動筋の Pre-activation は着地衝撃に対応するものであるという結果は、多くの先行研究を支持するものであったが、本研究はその後の主運動の目的やリバウンド高の変化には直接機能していないことを明らかにした。

上位中枢によってプログラムされた Pre-activation 局面および Post-impact 30 ms 局面の筋活動と、接地後の伸張反射による SLR 局面の筋活動について分析した結果、以下のようにリバウンド高を高めるために主動筋だけではなく拮抗筋も重要な役割を果たした。

主動筋 (MG) の Pre-activation は接地前の足関節を底屈させるが、拮抗筋の TA の Pre-activation による足関節の背屈張力も利用することで足関節の Stiffness を調節する補償活動が確認された。これによって接地時の足関節角度が安静位に近づき、主動筋のより短縮した上行域での活動を抑制し、筋の力-長さ関係において至適長近くの効果的な筋力発揮を可能にできる。Braking 局面では、拮抗筋の TA の筋活動は低下し主動筋の MG と SOL の Post-impact 30 ms 局面の筋活動が高まり、続く SLR 局面の主動筋の活動も高まった。それは、足関節の Stiffness を効果的に高めた。Push-off 局面では主動筋の筋活動は急速に消失するが、EMG 消失後のハーフリラクセーションタイム以内に離地することから、SLR 局

面の主動筋の高い筋活動は Push-off 局面の地面反力の発揮に貢献できた。そのため、リバウンド高が高まった。このような Pre-activation 局面および Post-impact 30 ms 局面の主動筋と拮抗筋の筋活動の調節は、上位中枢によってプレプログラムされたものであるが、伸張反射による SLR 局面の筋活動も運動目的に応じてプレプログラムされた一連の筋活動と考えることができる。

本研究では競技スポーツの特異性が SSC 運動のパフォーマンスに影響を与えることを明らかにした。ドロップジャンプのパフォーマンスは SWIM 群に比べ SPRINT 群の方が明らかに高かった。両群ともに MG の筋活動には違いが見られず SOL の筋活動に大きな違いが見られた。すなわち、SPRINT 群の SOL では Pre-activation 局面で筋活動が開始したが、SWIM 群は接地直後の Post-impact 30 ms 局面から筋活動が開始した。両群の接地後の筋束の伸張開始はほぼ同時であるが、その開始時点は SWIM 群の SOL の筋活動開始時点と一致していた。つまり、SWIM 群は着地後の筋束伸張時点までに SOL の筋活動を十分に高められていなかったことになる。この結果は、両群の Post-impact 30 ms 局面の SOL の筋活動の違いと、その後のリバウンド能力に影響した可能性を示している。SWIM 群の競技動作に注目すると、SSC 特有の活動が見られず、筋や関節の硬度を高めるような伸張反射活動を抑制しながら緩やかな筋活動をしている。SOL は MG と比較して遅筋が多く伸張反射を誘発し易いことから、日常的なトレーニングの中で SOL の伸張反射を誘発することを防ぐ振る舞いを獲得していた可能性がある。また、トレーニングにより獲得された形態的特性であると考えられる。一方で、SWIM 群の MG が SPRINT 群と同様の筋活動様相で着地に備えて

Pre-activation を高めることができたことは、MG が SOL に比べて伸張反射が誘発されにくいからかもしれない。このように、本研究は SSC 運動であるドロップジャンプのパフォーマンスに、競技スポーツ種目の運動特性が影響することを明らかにした。

謝辞

本論文の執筆にあたりご協力いただいた方々へ心より御礼申し上げます。

伊藤章教授には、修士課程入学から長きに渡り懇切丁寧な御指導を賜り、また、多くの叱咤激励を頂戴しました。ここに本学位論文をまとめることが出来たのはひとえに伊藤章教授のおかげです。伊藤研究室で多くの貴重な機会を与えていただいたことに、心より感謝申し上げます。また、石川昌紀准教授には、実験から論議に至るまでの随所で多くのご指導を頂きました。心より感謝致します。

本論文を審査いただきご校閲を賜りました荒木雅信教授、修士課程より貴重なアドバイスを賜りました金子公宥名誉教授ならびに淵本隆文教授をはじめ、大学院関係の先生方には謹んでここに感謝申し上げます。

最後に、この研究を進めるにあたり、被験者としてご協力いただいた方々、実験や分析をお手伝いいただいた伊藤研究室、石川研究室の皆さま、また、数々のディスカッションの場を与えてくださった体育を科学する会ならびに Lips 関係者の皆さまに、ここに記して感謝の意を表します。

参考文献

Andreassen, S. and Nielsen, LA. (1987) Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol.* 391: 561-71.

Arampatzis A and Bruggemann GP. (1999) The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J. Biomech.* 32: 1349-1353.

Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Bruggemann GP. (2001) Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J. Electromyogr Kinesiol.* 11: 355-364.

Arampatzis A, Morey-Klapsing G Bruggemann GP. (2003) The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J. Electromyogra Kinesiol.* 13: 533-544.

Asmussen E and Bonde-Petersen F (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* 91: 385-392.

Aura O and Komi PV. (1986) The mechanical efficiency of locomotion in men and women with special emphasis on stretch-shortening cycle exercises. *Eur. J. Appl. Physiol.* 55: 37-43.

Avela J, Santos PM, and Komi PV. (1996) Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 72(5-6): 553-62.

Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American J. Sport. Med.* 16: 113-122.

Bloomfield J and Blanksby BA. (1971) Strength flexibility and anthropometric measurements.

The Australian J Spo Med 3: 8-15.

Bobbert MF, Mackay M Scinkelshoec D, Huijing A and van Ingen Schenau GJ. (1986) Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. Eur. J. Appl. Physiol. 54: 566-573.

Bobbert MF, Gerritsen KGM, Litjens MCM and van Soest AJ. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? Med. Sci. Sports Exercise. 28: 1402-1412.

Bobbert MF and Casius LJR. (2011) Spring-like leg behavior, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping. Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sci. 366: 1516-1529.

Bosco C, Komi PV and Ito A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. Acta. Physiol. Scand. 111: 135-140.

Bosco C and Viitaalo JT. (1982) Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. Electromyogr Clin Neurophysiol. 22: 549-562.

Bosco C. (1997) The effect of Prestretch on Skeletal Muscle Behavior. J. Appl. Biomech. 13: 426-429.

Cavagna GA, Saibne FP and Margaria R (1965) Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated a muscle. J. Appl. Physiol. 20: 157-158.

Cavagna GA, Dusman B and Margaria R (1968) Positive work done by previously stretched muscle. J. Appl. Physiol. 24: 21-32.

Cavana GA, Mantovani M, Willems PA and Musch G (1997) The resonant step frequency in

human running. *Pflugers Arch* 434: 678-684.

Dietz V, and Noth J (1978) Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements. *J. Physiol.* 238: 139-155.

Dietz V, Schmidtbleicher D and Noth J. (1979) Neural mechanisms of human locomotion. *J. Neurophysiol.* 42: 1212-1222.

Enoka RM. (2002) *Neuromechanics of human movement* 3rd edition. Human Kinetics. USA. 273-276.

Falconer K. and Winter DA. (1985) Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint walking. *Electromyogra. Clinical Neurophysiol.* 25: 135-149.

Farley CT, Blickhan R, Saito J and Taylor CR. (1991) Hopping frequency in humans: a test how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J. Appl. Physiol.* 71: 2127-2132.

Farley CT and Morgenroth DC. (1999) Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomech.* 32: 267-273.

Frost G, Dowing J, Dyson K and Bar-Or O. (1997) Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *J. Electromyogra.Kinesiol.* 7: 179-186.

Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H and Maganaris CN (2001) *In vivo* behavior of human muscle tendon during walking. *Proc R Soc Lond B* 268: 229-233.

Funase K, Higashi T, Sakakibara A, Imanaka K, Nishihara Y and Miles TS. (2001) Patterns of

muscle activation in human hopping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 84: 503-509.

Gandevia, S.C. (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol. Rev.* 81: 1725-1789.

Gollhofer A and Kyrolainen H. (1991) Neuromuscular control of the human le extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *Int. J. Sports Med.* 12: 34-40.

Gollhofer A, Strojnik V, Rapp W and Schweizer L. (1992) Behavior of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 64: 283-291.

Gottlieb GK, Agarwal GC and Jaeger RJ. (1981) Response to sudden torques about ankle in man. A functional role of α - γ linkage. *J. Neurophysiol.* 46: 179-190.

Grey MJ, Ladouceur M, Andersen JB, Nielsen JB and Sinkjae T. (2001) Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *J. Physiol.* 534(3): 925.

Grieve DW, Pheasant S, and Cavanagh PR. (1978) Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In E. Asumussen and Jorgensen K (Eds). *Biomechanics IV-A* (405-412) Baltimore, MD: University Park press.

Hasan Z. (1986) Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed inertially loaded movements. *Biological Cybernetics.* 53: 373-382.

Hobara H, Kanosue K and Suzuki S. (2007) Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neurosci. Letters.* 418(1): 55-59

Hobara H, Muraoka T, Omuro K, Gomi K, Skamoto M, Inoue K and Kanosue K. (2009) Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J. Biomech.* 42: 1768-1771.

Hoffer JA and Andreassen S. (1981) Regulation of soleus muscle stiffness in preamamillary cats: Intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol* 45(2): 267-285.

Hofferen M, Ishikawa M, and Komi PV. (2007) Age-related neuromuscular function during drop jumps. *J. Appl. Physiol.* 103: 1276-1283.

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

Horita T, Komi PV, Nicol C and Kyrolainen H. (1996) Stretch-shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol.* 73 (5): 393-403.

Horita T, Komi PV, Nicol C and Kyrolainen H. (2002) Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88: 76-84.

Ishikawa M and Komi PV. (2004) Effect of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J. Appl. Physiol.* 96: 848-852.

Ishikawa M, Niemela E, and Komi PV. (2005) Interaction between fascicle and tendinous tissues

in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J. Appl. Physiol.* 99: 217-223.

石川昌紀, Komi PV. (2006) 身体運動中の骨格筋の動態と機能. *バイオメカニクス研究* 11: 144-150.

Ishikawa M, Pakaslahti J and Komi PV. (2007) Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture.* 25(3):380-384.

Ishikawa M and 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 and Komi PV. (2008) Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exercise and Sport Sciences Review* 36(4): 193-199.

Ito A, Komi PV, Sjodin B, Bosco C and Karlsson J. (1983) Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Med. Sci. Sports and Exerc.*

伊藤章 (1990) 跳および走における下肢筋の筋放電特性 *Jpn J Sports Sci* 9(3): 137-142.

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

Kawakami Y and Fukunaga T. (2006) In vivo Human Skeletal Muscle Function. *Exercise and Sport Sciences Review* 34(1): 16-21

Kellis E, Arabatzi F, and Papadopoulos C. (2003) Muscle coactivation around the knee in drop

jumping using the co-contraction index. *J. Electromyogra. Kinesiol.*

Komi PV and Bosco C (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med. Sci. Sports and Exerc.* 10: 261-265.

Komi PV (1979) Neuromuscular performance: Factors influencing force and speed production. *Scand. J. Sports Sci.* 1: 2-15.

Komi PV and Gollhofer A. (1997) Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *J. Appl. Biomech.* 13: 451-460.

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

Kuitunen S, Komi PV and Kyrolainen H. (2002) Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci. Sports Exerc.* 34: 166-173.

Kyrolainen H, Komi PV and Kim DH. Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 1: 78-87

Kyrolainen H and Komi PV. (1995) Differences in mechanical efficiency between power- and endurance-trained athletes while jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 70: 36-44.

c H, Finni T, Avela J and Komi PV. (2003) Neuromuscular Behavior of the Triceps Surae Muscle-Tendon Complex during Running and Jumping. *Int. J. Sports Med.* 24:153-155.

Kyrolainen H, Avela J and Komi PV. (2005) Changes in muscle activity with increasing running speed. *J. Sports Sci.* 23: 1101-1109.

Lichtwark GA, Bougoulas K and Wilson AM. (2007) Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J. Biomech.* 40: 157-164.

Linnamo V, Strojnik V and Komi PV. (2002) EMG power spectrum and features of the superimposed M-wave during voluntary eccentric and concentric actions at different activation levels. *Eur J Appl physiol* 86: 534-540.

McDonagh MJ and Duncan A (2002) Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movement. *J. Physiol.* 544: 985-994.

Melvill-Jones G and Watt DGD (1971) Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J. Physiol.* 219: 729-737.

Merletti R. (1999) Standards for Reporting EMG data. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 9(1): III-IV.

Moritani T, DeVries HA. (1990) Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta physiol. Scand.*, 138: 575-576.

Moritani T, Oddsson L and Thorstensson A. (1991) Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscle during hopping in humans. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1: 34-40.

Muller R, Grimmer S and Blickhan R. (2010) Running on uneven ground: Leg adjustments by muscle pre-activation control. *Human Mov. Sci.* 29: 299-310.

Nichols TR and Houk JC. (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. *J. Neurophysiol.* 39: 119-142.

Nicol C and Komi PV. (1998) Significance of passively induced stretch reflexes on Achilles tendon force enhancement. *Muscle Nerve.* 21: 1546-1548.

Nielsen J, Sinkjaer T, Toft E, and Kagamihara Y. (1994) Segmental reflexes and ankle joint stiffness during co-contraction of antagonistic muscle in man. *Explains Brain Res.* 102: 350-358.

Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y and Zhao Q (2011) Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Mov Sci.* 2011 Jun; 30(3), 614-623.

Norman RW and Komi PV (1979) Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta. Physiol. Scand.* 106: 241-248.

Oppliger R, Clark BA, Mayhew JL and Haywood KM. (1986) Strength, flexibility, and body composition differences between age-group swimmers and non-swimmers. *Australian J Science and medicine in sport* 18(2): 14-16.

Sano K, Danno Y, Uematsu A, Ito A and Ishikawa M. (2012) Muscle-tendon interaction during the dolphin kick. *Proceedings of the XIXth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology* 531.

Santello M and McDonagh MJ. (1998) The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Experiment. Physiol.* 83: 857-874.

Santello M, McDonagh MJ, and Challis JH. (2001) Visual and non-visual control of landing movements in humans. *J Physiol.* 537: 313-27.

Solomonow M. (1997) Standards for reporting EMG data. *J. Electromyogra. Kinesiol.* 7: I - II

Taylor J, Stein RB and Murphy PR. (1985) Impulse rates and sensitivity to stretch of soleus muscle spindle afferent fibers during locomotion in pre-mammillary cats. *J. Neurophysiol.* 53: 341-360.

van Ingen Schenau GJ (1984) An alternative view of the concept of utilization of elastic energy in human movement. *Hum. Mov. Sci.* 3: 301-336.

van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF and de Haan A (1997) Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *J. Appl. Biomech.* 13: 389-415.

Viitasalo JT, Salo A and Lahtinen J. (1998) Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *Eur. J. Appl. Physiol.* 78: 432-440.

Voigt M, Dyhre-Poulsen P and Simonsen EB. (1998) Modulation of short latency stretch reflex during human hopping. *Acta physiol Scand* 163: 181-194.

Walshe AD, Wilson GJ and Ettema GJC. (1998) Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J. Appl. Physiol.* 84: 97-106.

Wilson GJ, Wood GA and Elliot BC. (1991) Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *J. Appl. Physiol.* 70: 825-833.

山崎良比古, 鬼頭伸和, 三井淳蔵, 穂丸武臣 (1980) 律動的ジャンプ動作における伸張反

射. 体育学研究 25: 113—118.

Table 1. Comparison of kinetic and kinematic characteristics during drop jumps between sprinters (SPRINT) and swimmers (SWIM) groups.

		Protocol 1			Protocol 2			
		SPRINT (<i>n</i> =8)	SWIM (<i>n</i> =7)		SPRINT (<i>n</i> =8)	SWIM (<i>n</i> =8)		
Contact time (ms)		153 ± 13	176 ± 17	*	153 ± 13	182 ± 9	*	
Braking phase time (ms)		53 ± 6	68 ± 9	*	53 ± 6	75 ± 8	*	
Push-off phase time (ms)		92 ± 10	104 ± 1		92 ± 10	107 ± 7		
Rebound Height (m)		0.213 ± 0.074	0.153 ± 0.032	*	0.213 ± 0.074	0.144 ± 0.018	*	
Peak Force (%body mass/ms)		745.6 ± 85.7	638.7 ± 72.5	*	745.6 ± 85.7	691.6 ± 84.6	*	
RFD (%body mass)		13.6 ± 2.4	8.8 ± 1.3	**	13.6 ± 2.4	7.9 ± 1.6	**	
MTU-length (%standing)	MG							
		Touch down	96.8 ± 0.9	98.3 ± 2.9		96.8 ± 0.9	99.6 ± 1.4	
		Post-impact 30ms	99.0 ± 0.4	101.3 ± 2.3		99.0 ± 0.4	100.3 ± 3.2	
		End of braking	99.9 ± 0.9	102.9 ± 1.6	*	99.9 ± 0.9	102.5 ± 0.3	*
	SOL							
		Touch down	98.1 ± 1.4	97.5 ± 2.6		98.1 ± 1.4	98.7 ± 4.8	
	Post-impact 30ms	101.0 ± 0.9	101.6 ± 1.7		101.0 ± 0.9	99.8 ± 1.5		
	End of braking	102.0 ± 0.6	103.9 ± 1.00	*	102.0 ± 0.6	103.3 ± 1.2	*	
Joint angle (deg.)								
		Maximal knee flexion	30.5 ± 6.9	40.8 ± 2.4	*	30.5 ± 6.9	36.5 ± 2.3	*
		Maximal ankle dorsiflexion	101.7 ± 2.6	111.8 ± 6.4	*	101.7 ± 2.6	106.8 ± 3.2	*

Values are expressed as means ± S.D. **p* < 0.05, ***p* < 0.01: Significantly different between SPRINT and SWIM.

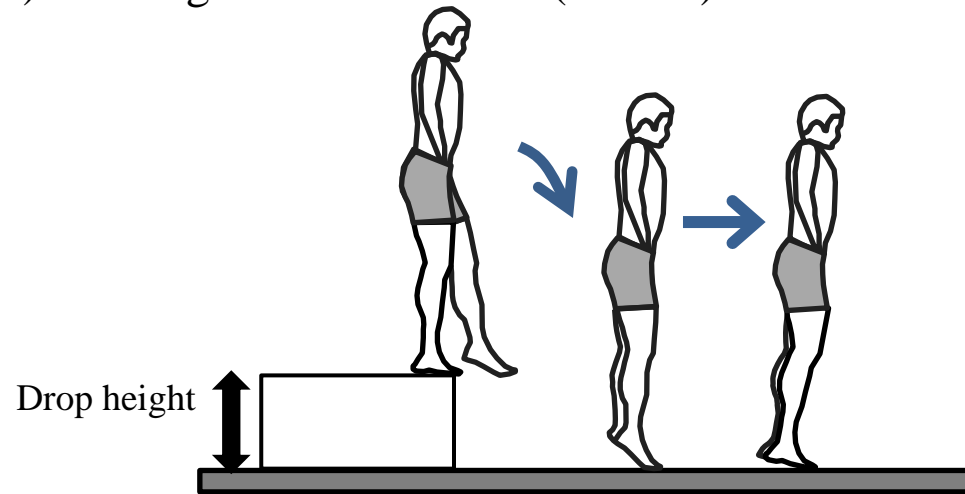
In SPRINT, the same data are presented in both protocols, as they participated in a single experimental session (i.e. five drop jumps) during which the muscle activities and fascicle behavior were recorded simultaneously.

Table 2. Average rectified electromyographic activities (EMG) of tibialis anterior (TA) , medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL) muscles in Pre-activation, Post-impact 30ms, Braking and Push-off phases

		SPRINT	SWIM
TA (%MVC)	Pre-activation	5.7 ± 4.4	7.8 ± 3.2
	Post-impact 30ms	4.3 ± 2.4	9.0 ± 2.6
	Braking	11.8 ± 21.8	11.6 ± 5.2
	Push-off	5.8 ± 2.8	22.0 ± 30.1
MG (%MVC)	Pre-activation	56.1 ± 53.1	35.9 ± 14.5
	Post-impact 30ms	65.9 ± 38.1	44.2 ± 23.4
	Braking	60.8 ± 48.8	49.2 ± 23.2
	Push-off	36.3 ± 37.4	52.9 ± 49.4
SOL (%MVC)	Pre-activation	13.5 ± 10.7	7.0 ± 3.8
	Post-impact 30ms	32.4 ± 11.0	52.5 ± 39.0
	Braking	29.4 ± 10.2	92.6 ± 68.2
	Push-off	19.4 ± 9.8	87.5 ± 104.9

Values are relative to those during maximal voluntary contraction (%MVC) and expressed as means±S.D.
 #*p* < 0.05: Significantly different between the two phases

A) Landing without rebound (LAND)



B) Drop Jump (RJmax)

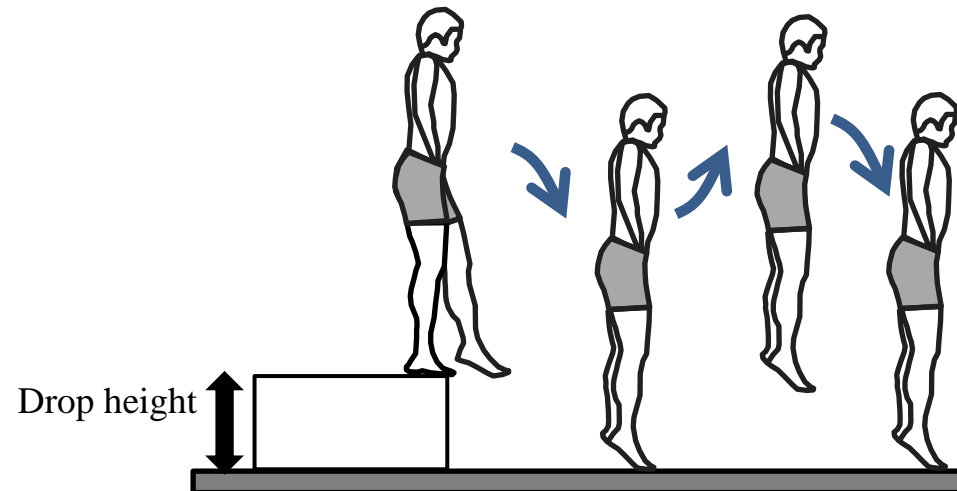


Figure 1. Set-up for the Landing (A) and Drop jump (B) protocol. The subjects were instructed not to make counter movements with their arms and knees as far as possible and had enough familiarization session to confirm their movements. The subjects dropped by themselves directly onto a force-platform from set heights (drop heights) and subsequently landed without rebound (LAND) or rebounded upwards to each rebound height condition (RJmax).

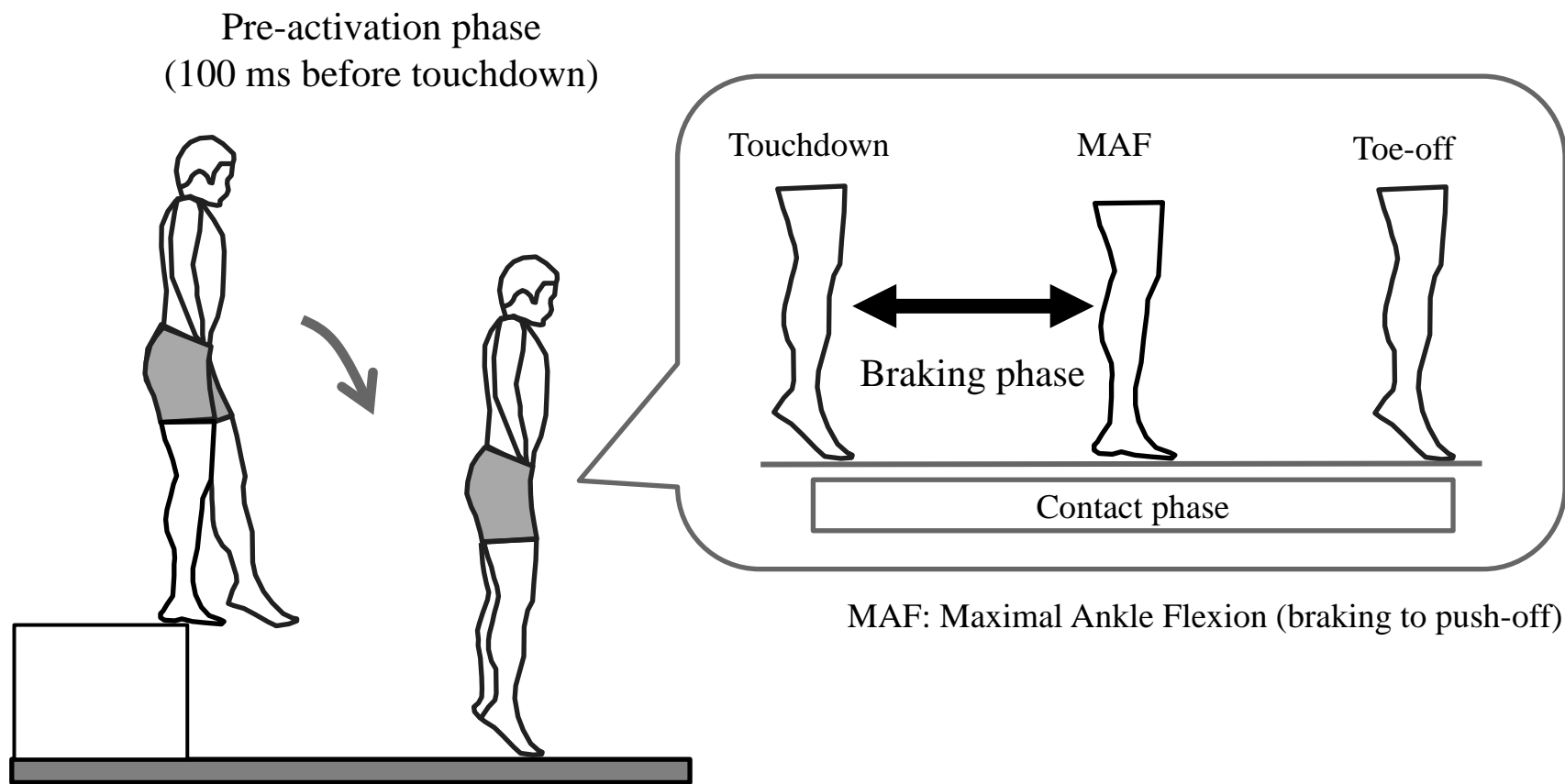


Figure 2. The phase definition during drop jumps. The pre-activation phase was defined as the 100-ms period preceding ground. The braking phase was defined as the periods from touchdown to maximal ankle flexion.

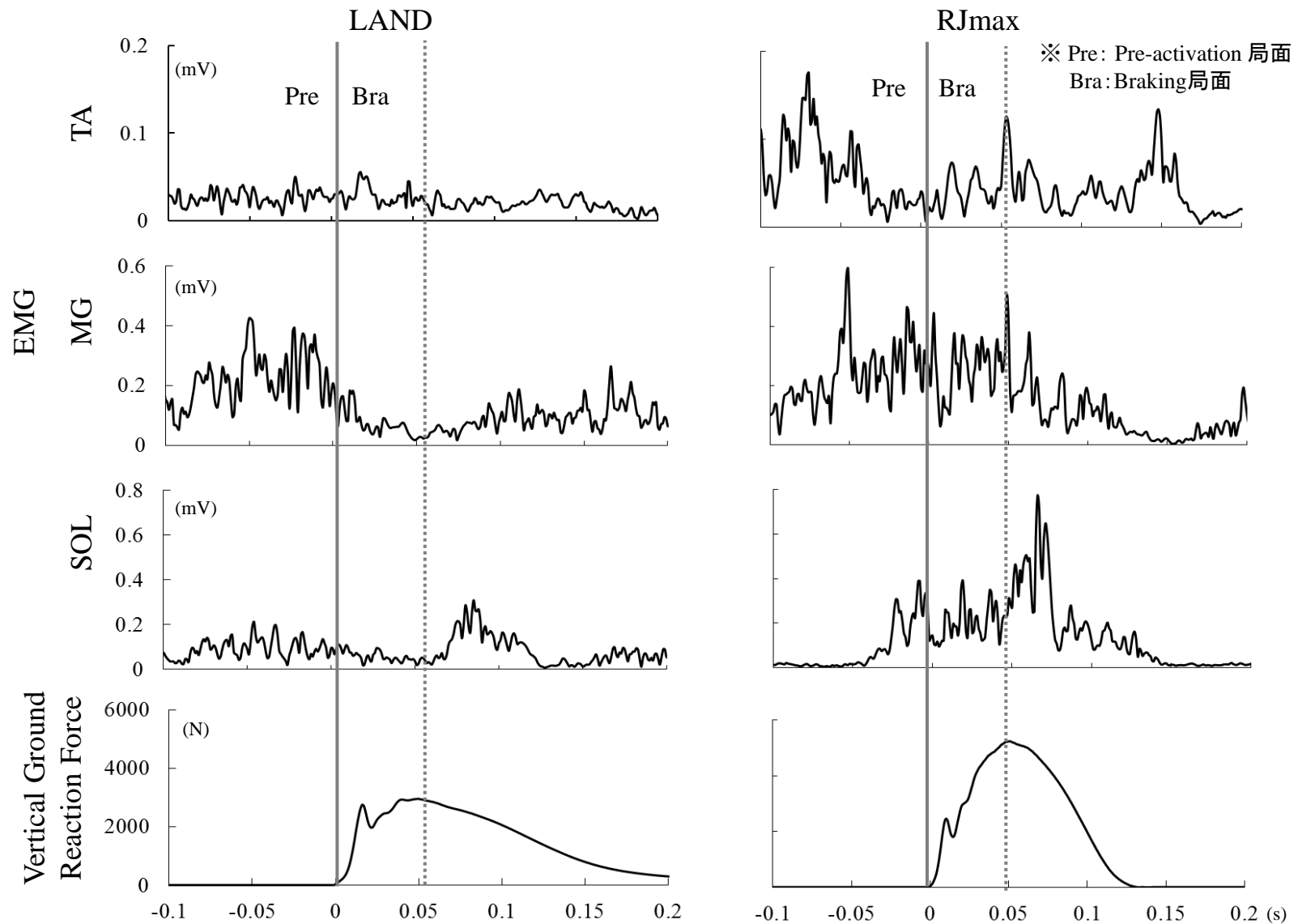
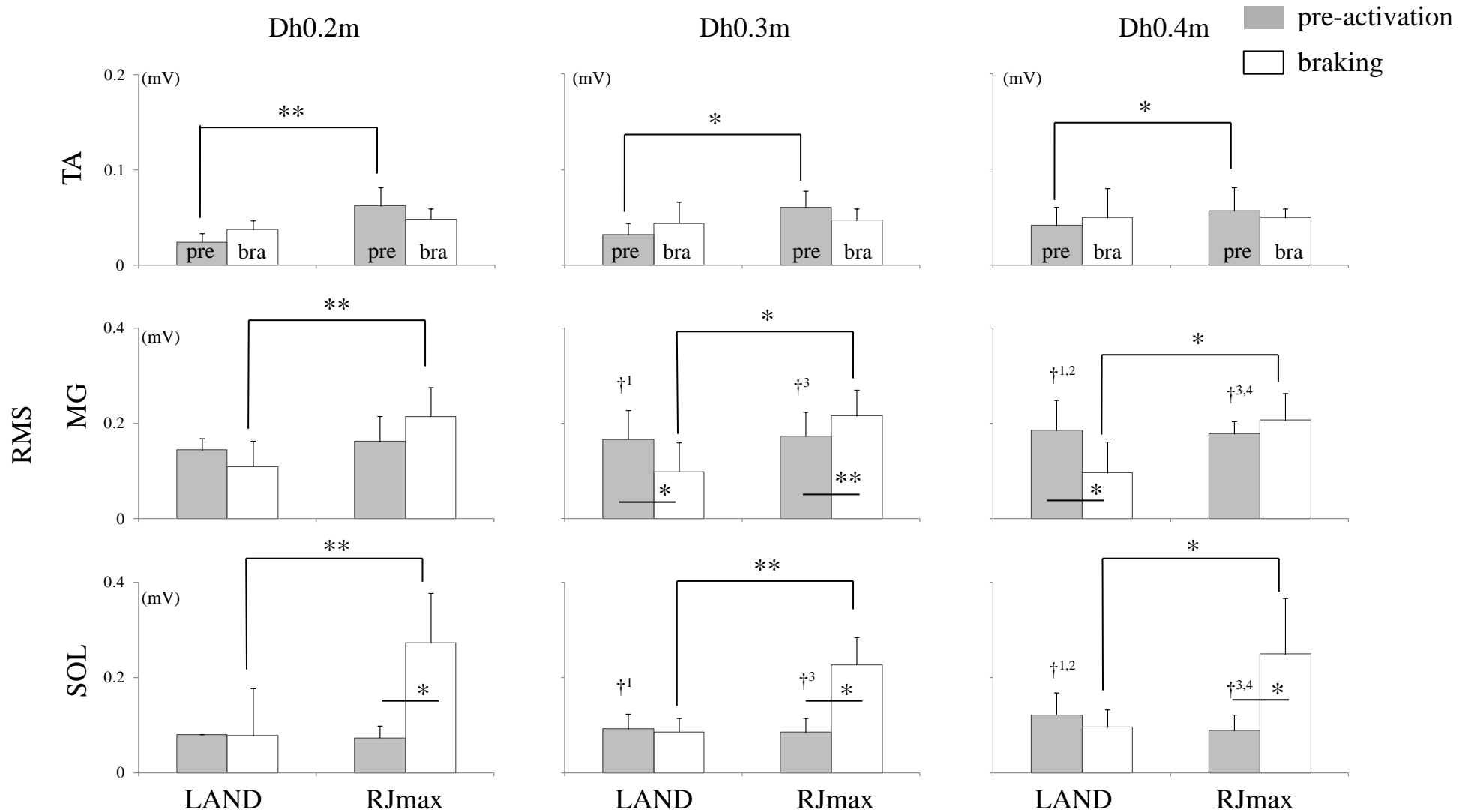


Figure 3. Typical time course data of full-wave rectified EMGs of tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL), and the ground reaction force data for Landing and drop jump at Dh0.3m height condition. The solid lines and the dashed lines show the instant of touchdown and the instant of maximal ankle flexion (MAF), respectively. Each phase was shown; the pre-activation phase before touchdown, the braking phase from touchdown to MAF.

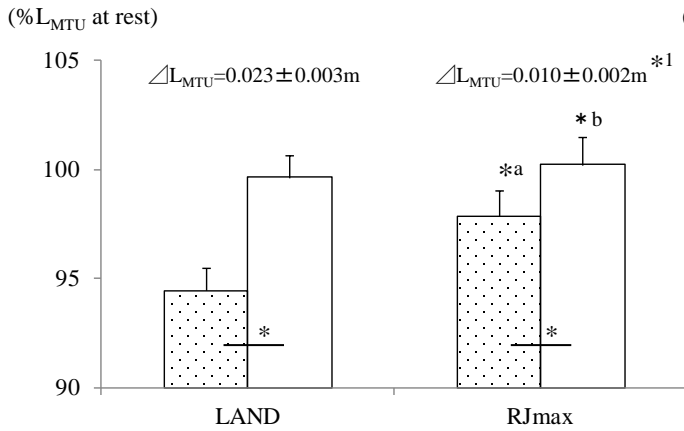


*p<0.05, **p<0.01
†¹p<0.05; vs. pre-activation at LAND under DH0.2m
†²p<0.05; vs. pre-activation at LAND under DH0.3m
†³p<0.05; vs. pre-activation at RJmax under DH0.2m
†⁴p<0.05; vs. pre-activation at RJmax under DH0.3m

Figure 4. RMS during pre-activation and braking phase of LAND and RJmax at all drop conditions.

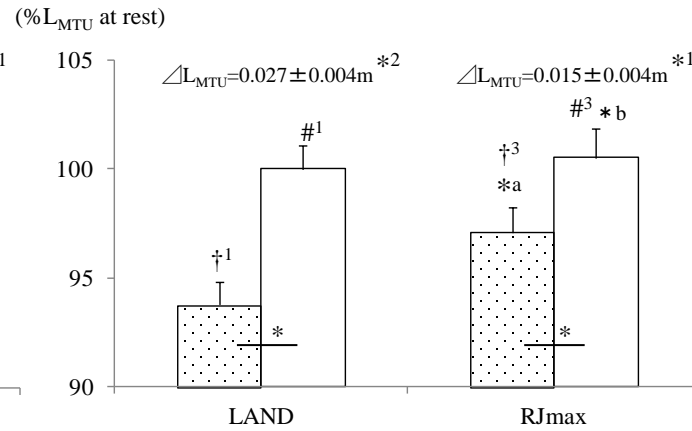
Dh0.2m

TD MAF



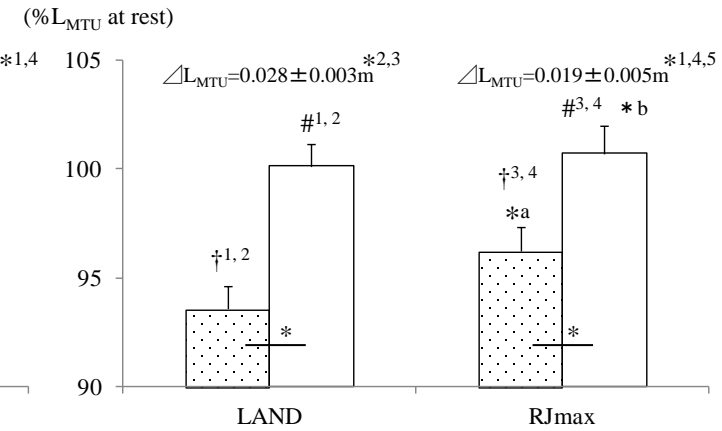
Dh0.3m

TD MAF



Dh0.4m

TD MAF



*p<0.05; significant difference between TD and MAF
 *_ap<0.05; vs. TD at LAND under constant drop height
 *_bp<0.05; vs. MAF at LAND under constant drop height
 †¹p<0.05; vs. TD at LAND under Dh0.2m
 †²p<0.05; vs. TD at LAND under Dh0.3m
 †³p<0.05; vs. TD at RJmax under Dh0.2m
 †⁴p<0.05; vs. TD at RJmax under Dh0.3m
 #¹p<0.05; vs. MAF at LAND under Dh0.2m
 #²p<0.05; vs. MAF at LAND under Dh0.3m
 #³p<0.05; vs. MAF at RJmax under Dh0.2m
 #⁴p<0.05; vs. MAF at RJmax under Dh0.3m

*₁p<0.05; vs. ΔL_{MTU} of LAND at same drop height
 *₂p<0.05; vs. ΔL_{MTU} of LAND at Dh0.2
 *₃p<0.05; vs. ΔL_{MTU} of LAND at Dh0.3
 *₄p<0.05; vs. ΔL_{MTU} of RJmax at Dh0.2
 *₅p<0.05; vs. ΔL_{MTU} of RJmax at Dh0.3

Figure 5. The MTU-Length at touchdown (TD) and maximal ankle flexion (MAF), and length changes of MTU during braking phase

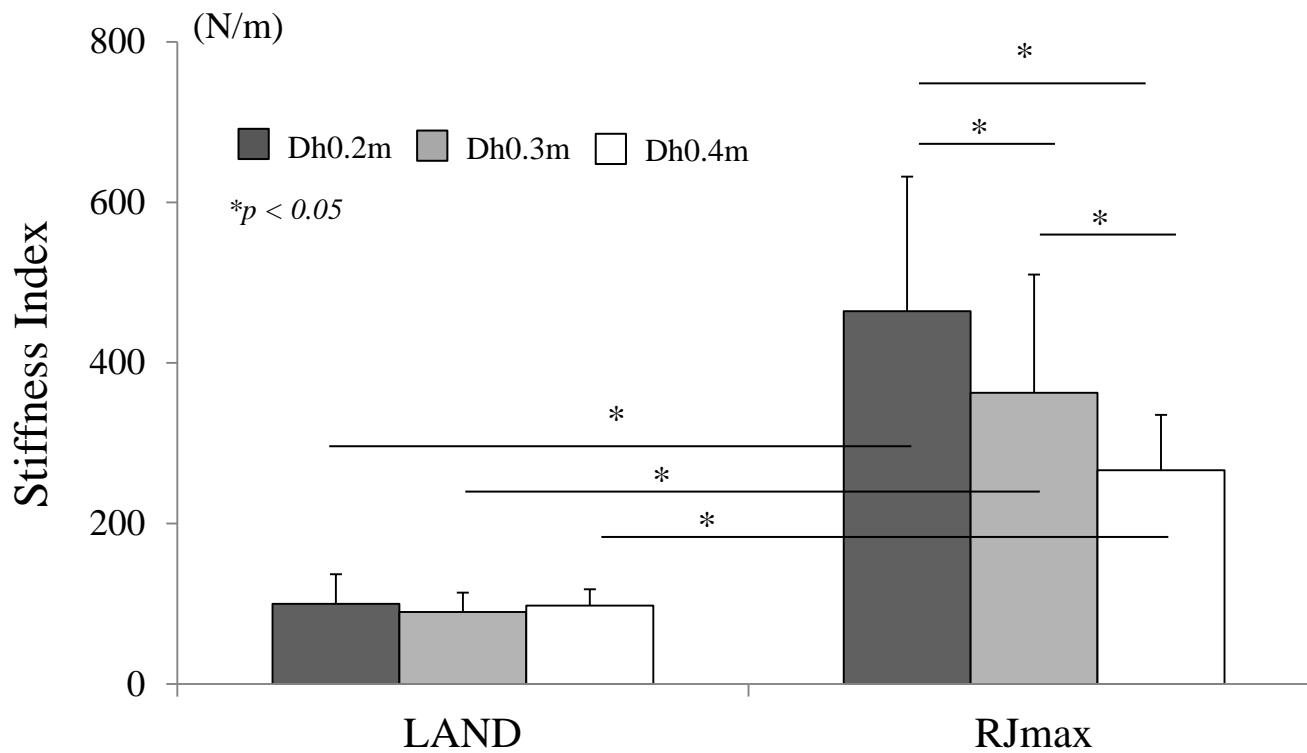
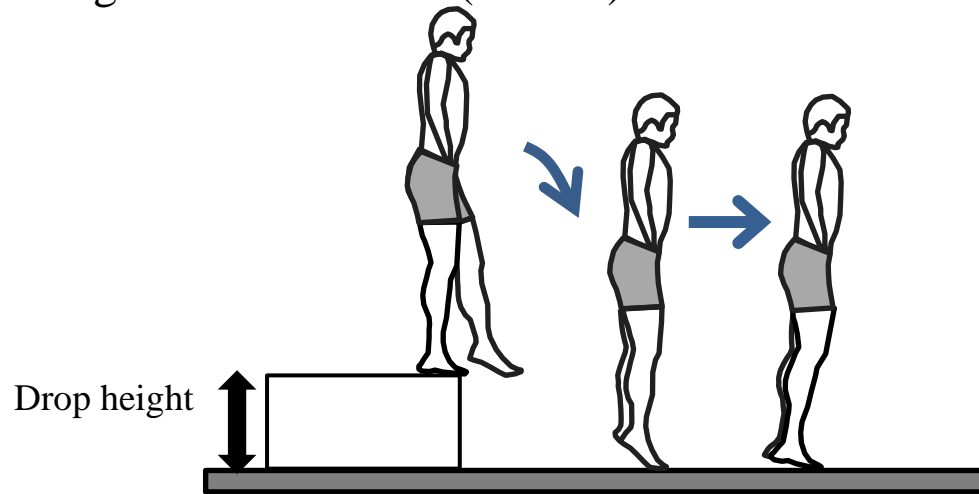


Figure 6. Stiffness index at all tasks.

* $p < 0.05$, significant differences between LAND and RJmax under constant drop heights tasks.

A) Landing without rebound (LAND)



B) Drop Jump

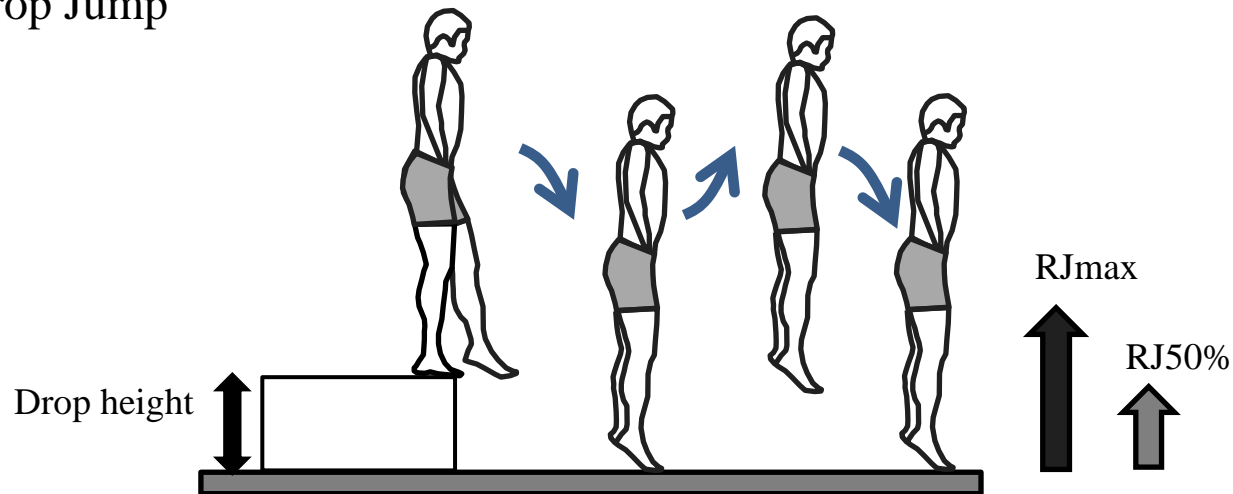


Figure 7. Set-up for the Landing (A) and Drop jump (B) protocol. The subjects were instructed not to make counter movements with their arms and knees as far as possible and had enough familiarization session to confirm their movements. The subjects dropped by themselves directly onto a force-platform from set heights (drop heights) and subsequently landed without rebound or rebounded upwards to each rebound height condition. The target rebound heights were the maximal rebound height (RJmax) and the height corresponding to 50% of the rebound effort made for the maximal rebound height (RJ50%).

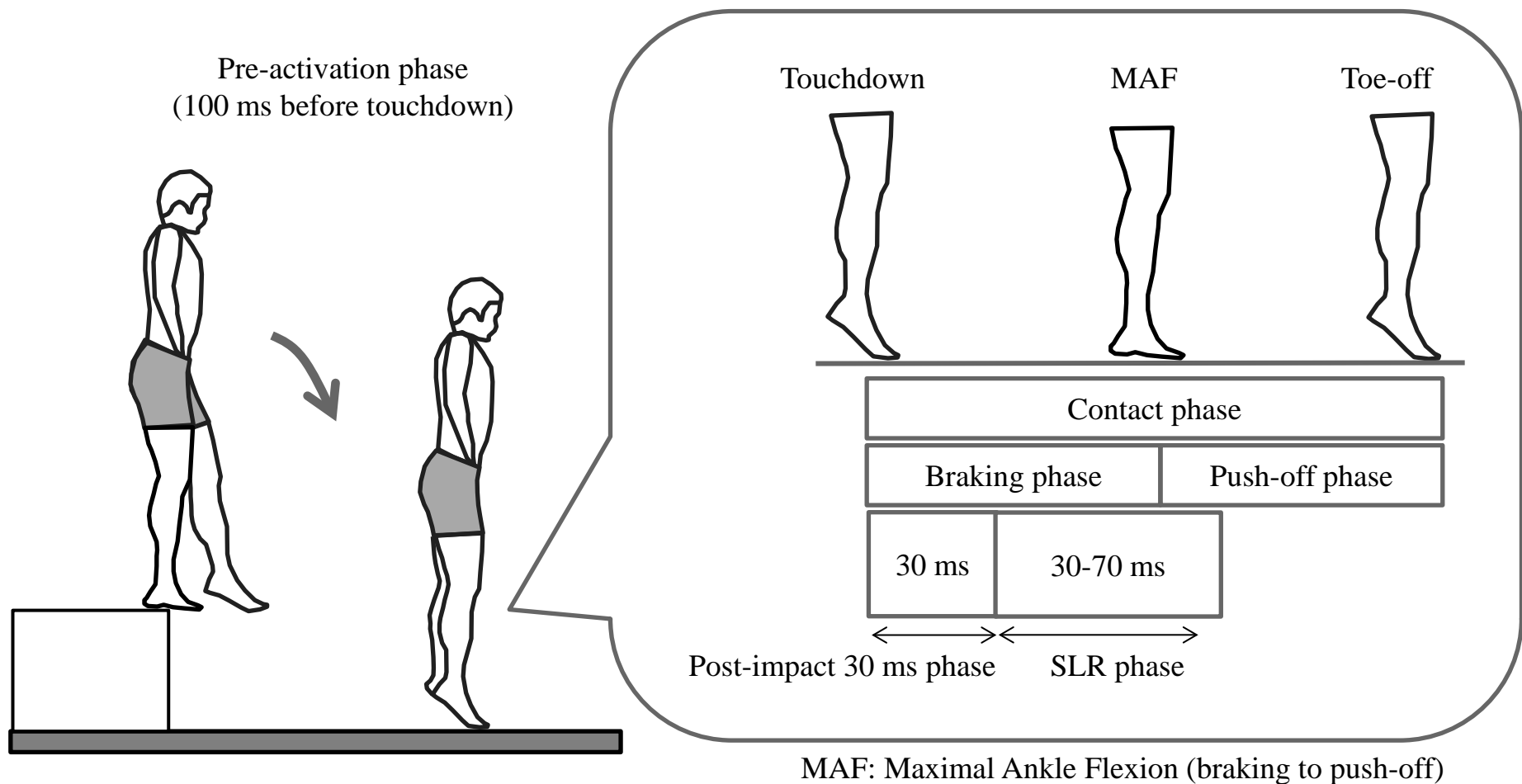


Figure 8. The phase definition during drop jumps. The pre-activation phase was defined as the 100-ms period preceding ground. The braking and push-off phases were defined as the periods from touchdown (TD) to maximal ankle flexion (MAF), and from MAF to takeoff (TO), respectively. The post-impact phase and the short latency stretch reflex component (SLR) phase of the MG and SOL muscles were defined as the 30-ms period following ground contact, and the period from 30 msec to 70 msec after ground contact, respectively

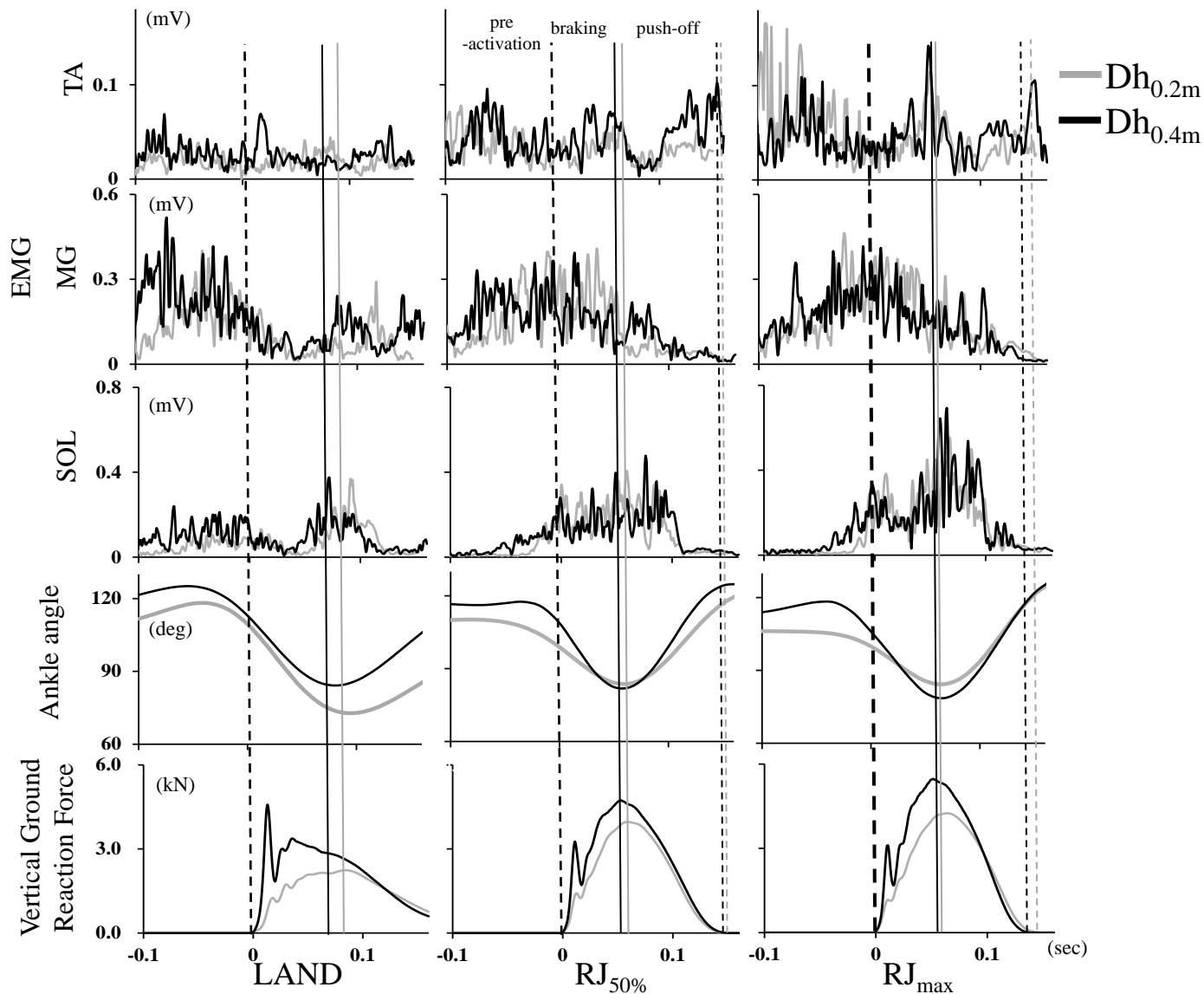


Figure 9. Typical time course data of full-wave rectified EMGs of tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL), and the ankle joint angle and the ground reaction force under each drop (Dh0.2m: drop height of 0.2 m; Dh0.4m: drop height of 0.4 m) and rebound (LAND: landing without rebound; RJ50%: jump corresponding to 50% of the effort made for the maximal rebound jump; RJmax: maximal rebound jump) height conditions. The thick dashed lines show the instant of touchdown. Each phase was shown; the preactivation phase before touchdown, the braking phase from touchdown to maximal ankle flexion (MAF; solid line) and the push-off phase from MAF to toe-off (right thin dashed line), respectively.

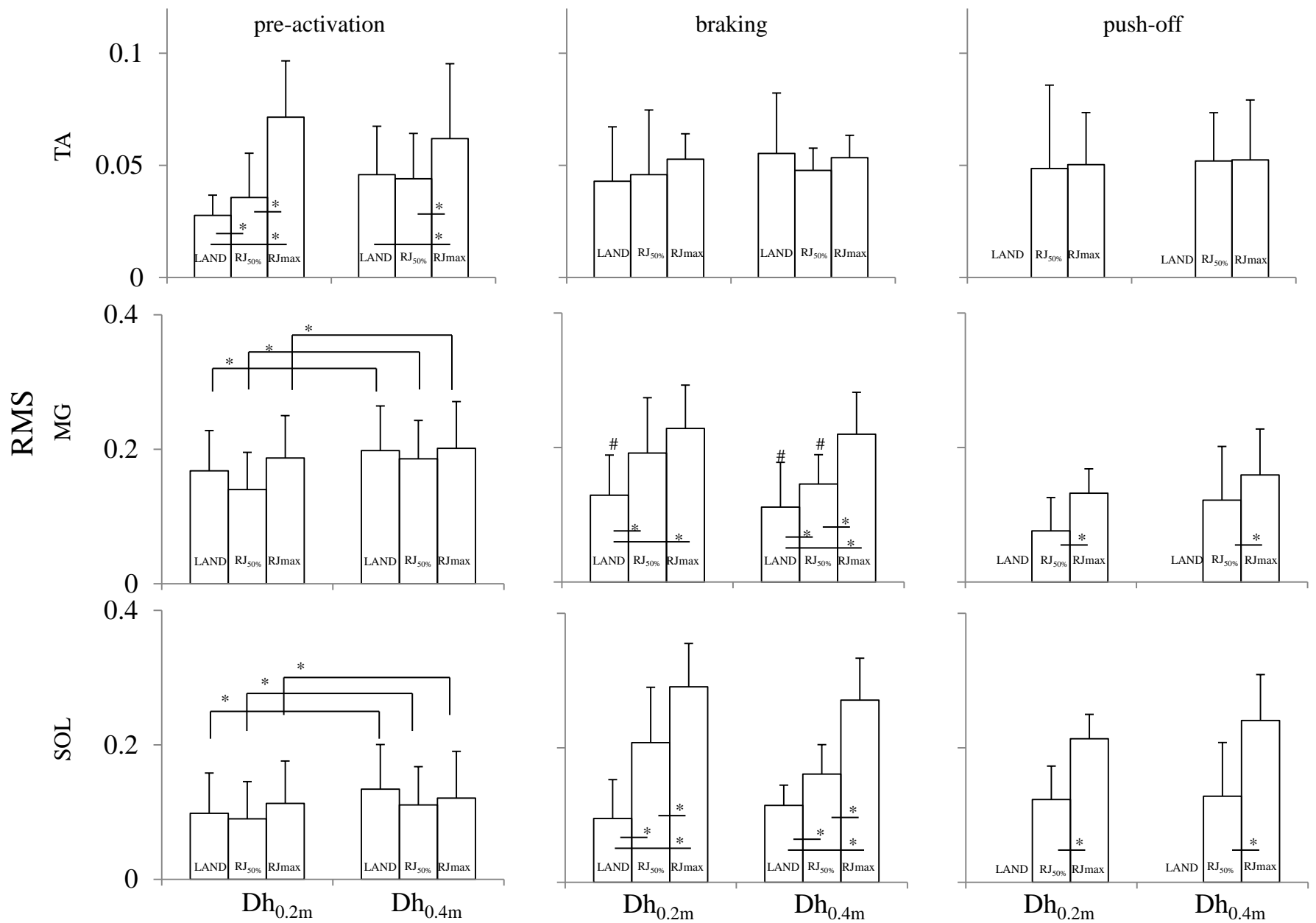


Figure 10. RMS of the tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL) during pre-activation, post-impact 30-ms, and short latency stretch reflex component (SLR) in all drop and rebound jump tasks. * $p < 0.05$, significant differences among different drop or rebound jump tasks. # $p < 0.05$, significant differences between pre-activation and braking phases in the same drop and rebound jump tasks.

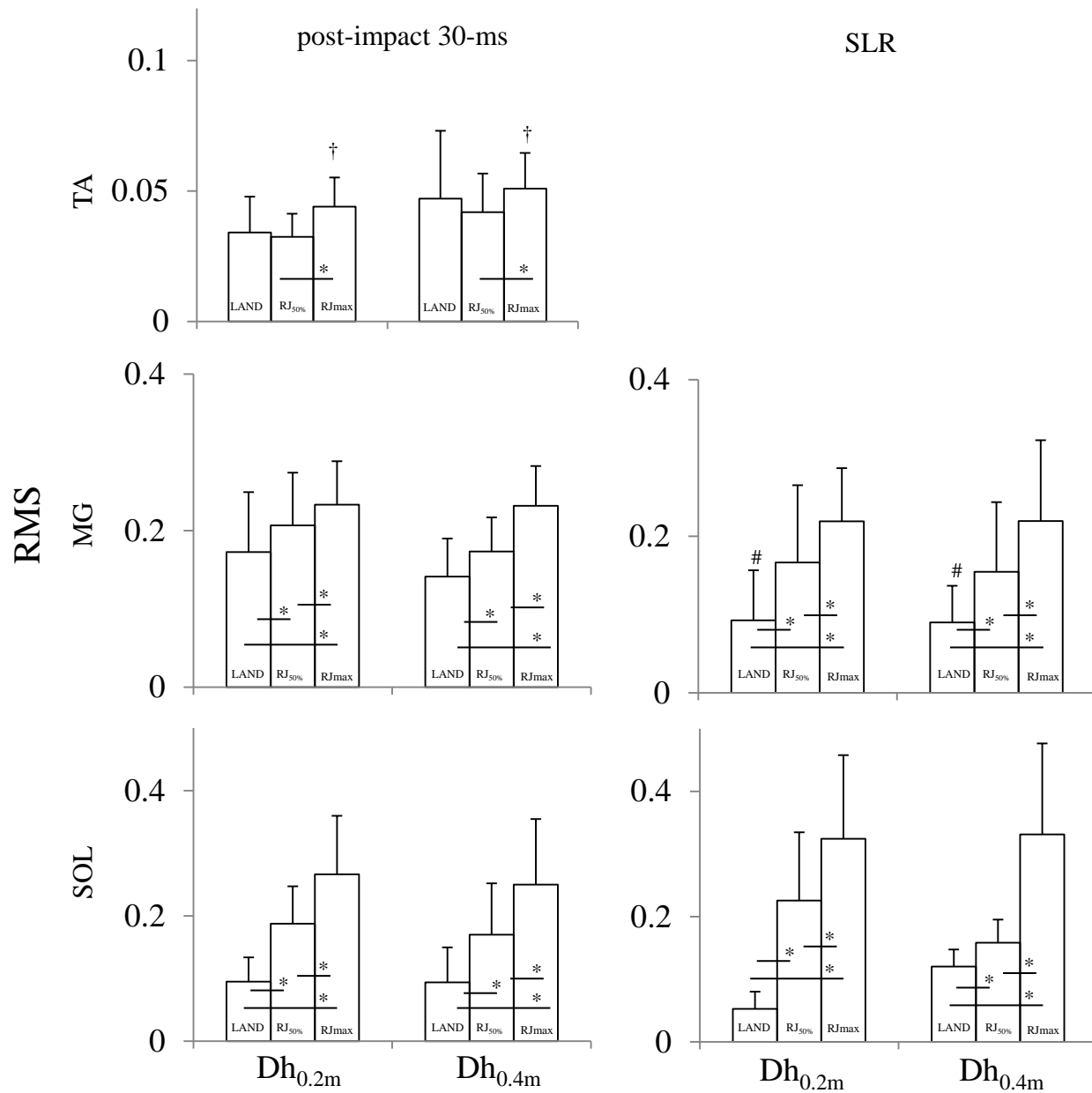


Figure 11. RMS of tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL) during the post-impact 30-ms and short latency stretch reflex component (SLR), braking, and push-off phases in all drop and rebound jump tasks. * $p < 0.05$, significant differences among different drop or rebound jump tasks. # $p < 0.05$, significant differences between post-impact 30 ms and SLR of MG at LAND of both drop heights. † $p < 0.05$, significant differences between pre-activation (Figure 2) and post-impact 30 ms of TA at RJmax of both drop heights.

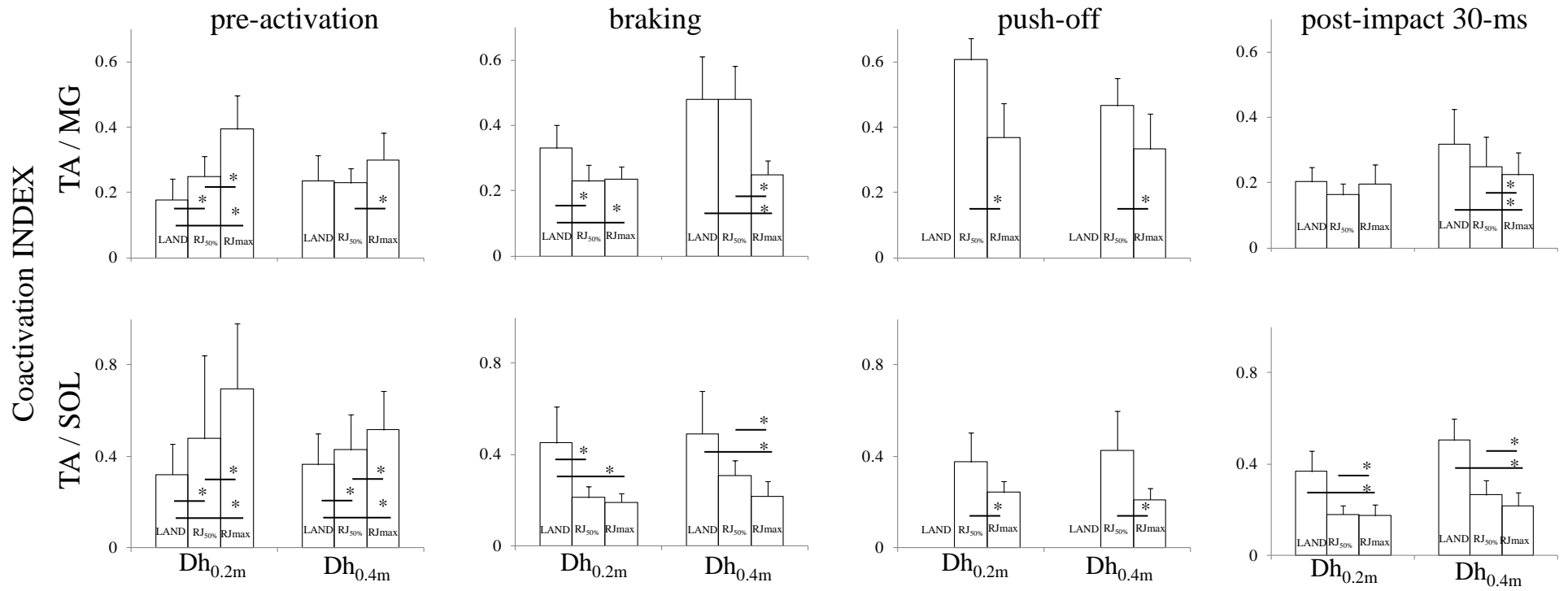


Figure 12. Coactivation INDEX during pre-activation, post-impact 30 ms, braking and push-off phases in all drop and rebound jump tasks. The coactivation INDEX was calculated by dividing the RMS of antagonist muscle by the RMS of the agonist muscle during each phase. *p<0.05, significant differences between different rebound jump conditions. There were no significant differences between different drop height conditions.

MTU-length

Ankle Joint Stiffness

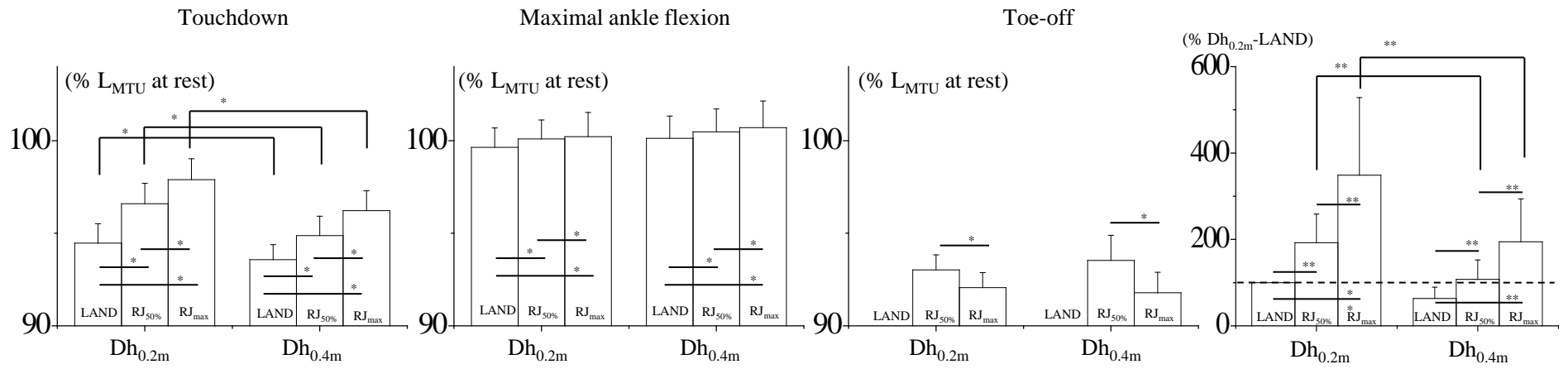


Figure 13. Muscle-tendon unit (MTU) length at the instants of touchdown (left), maximum ankle flexion (second from the left) and toe-off (third from the left), and changes in the ankle joint stiffness in all tasks (rightmost). The MTU length is represented by the relative scale to the MTU length at rest (100%). The ankle joint stiffness values are represented by the relative scale to Dh_{0.2m}-LAND (100%). * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, significant differences between different drop and rebound jump tasks.

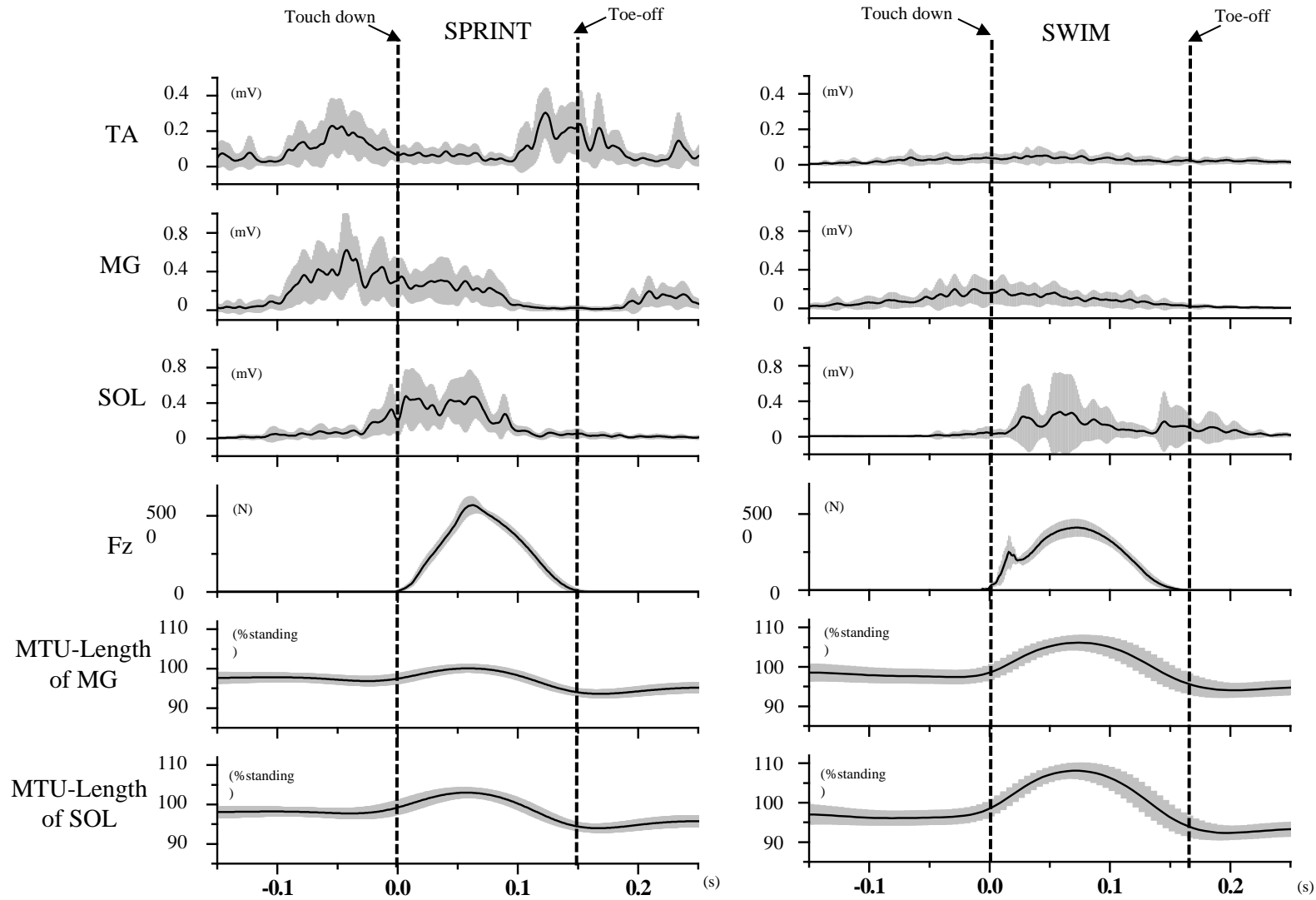


Figure 14. Typical averaged time-series data (\pm SD) for five drop jumps in a sprint runner (SPRINT) and a swimmer (SWIM). Shown are the time-series data of electromyographic activities (EMG) of tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL) muscles, vertical ground reaction force (Fz), and the muscle-tendon unit length (MTU-length) of MG and SOL. The areas between the two vertical dashed lines denote the contact phase.

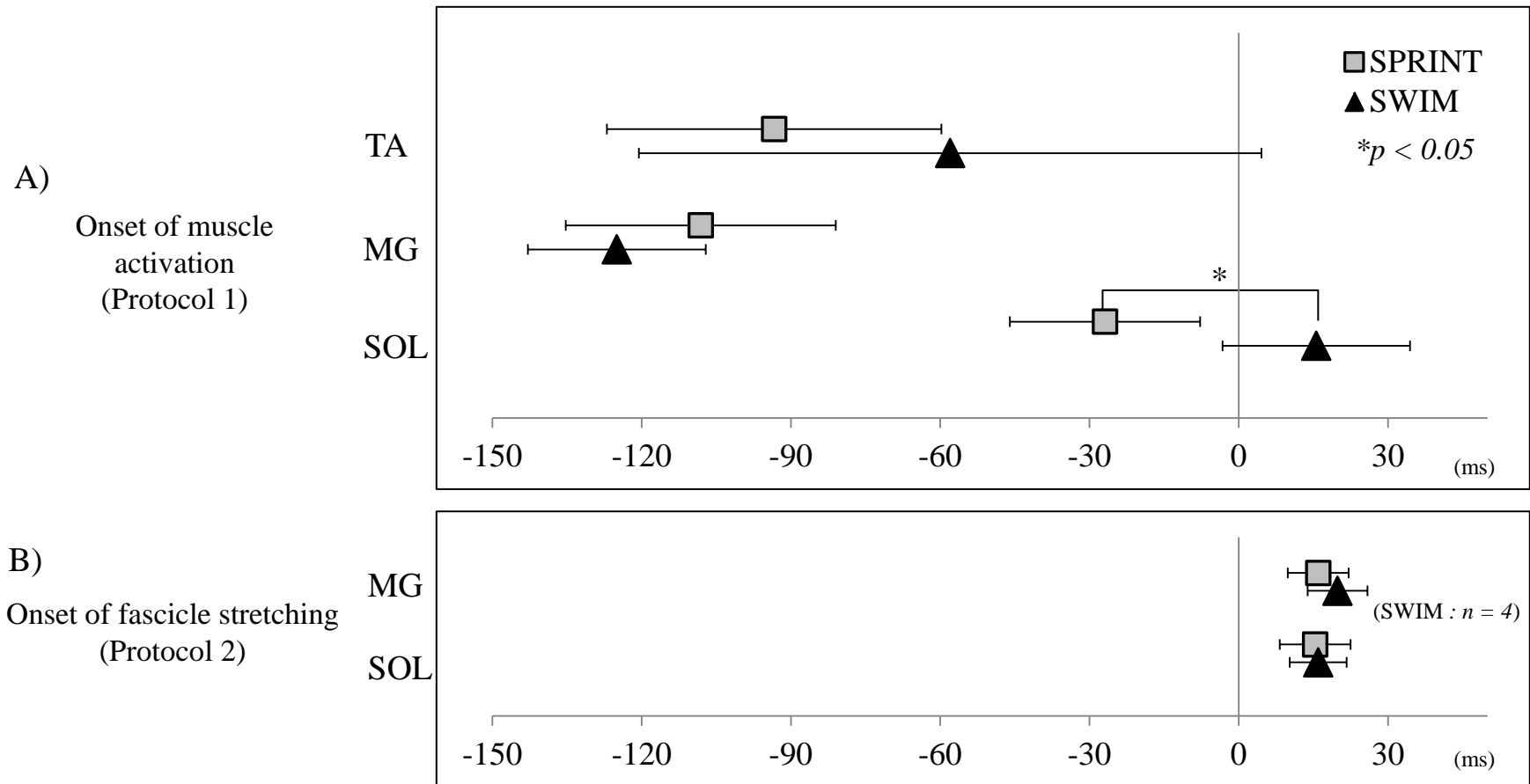


Figure 15. The onset of muscle activation in TA, MG and SOL (A: protocol 1) and the onset of fascicle stretching (B: protocol 2). The squares and triangles represent the values of SPRINT and SWIM, respectively. Note that the onset of fascicle stretching could not be determined in four of eight swimmers because of continuous fascicle movement before and after the ground contact. * $p < 0.05$, significant difference between SPRINT and SWIM.

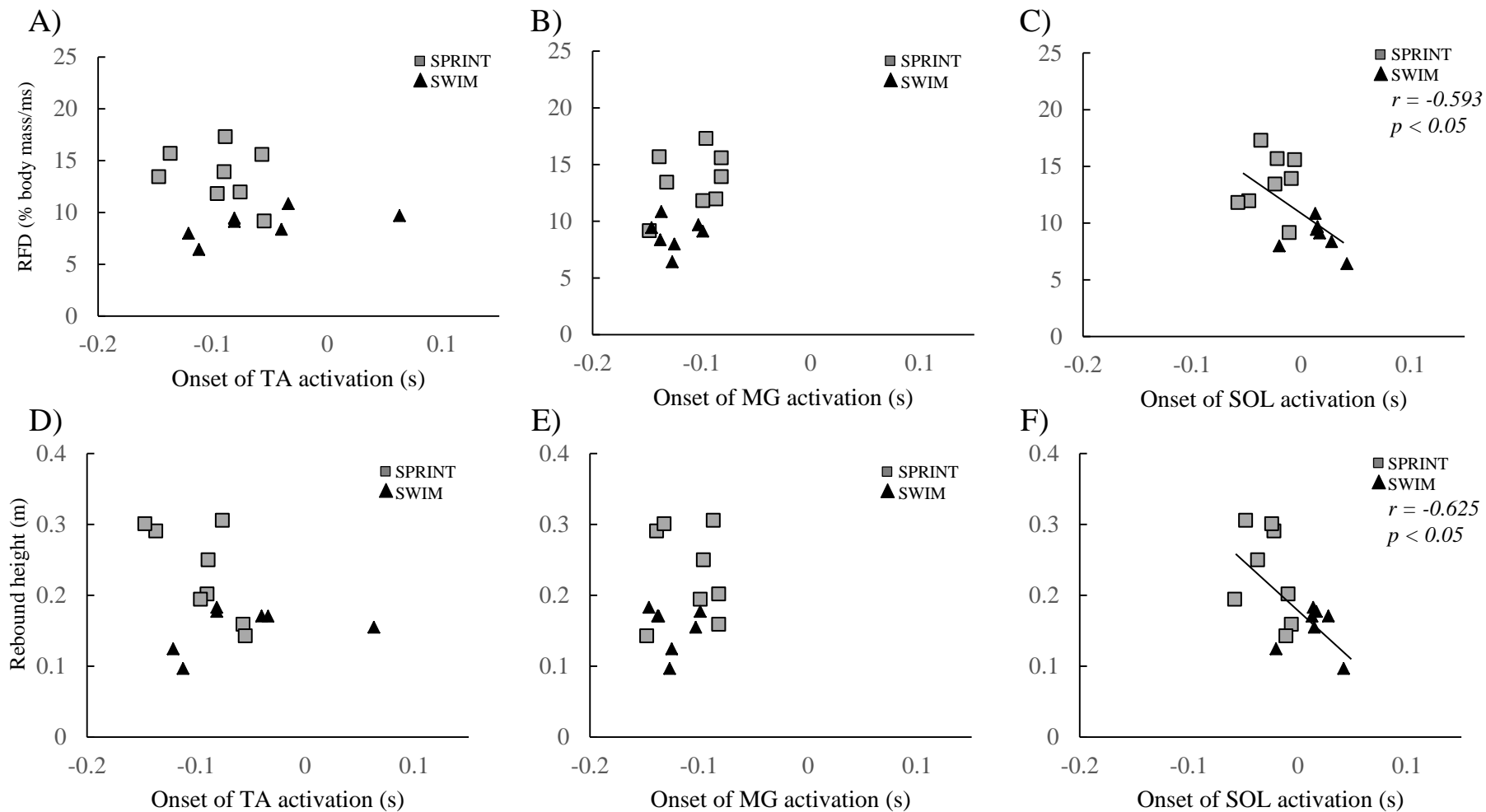


Figure 16. Relationship between the rate of force development (RFD) and the onset of muscle activation for TA (A), MG (B) and SOL (C), and between the rebound height and the onset of muscle activation for TA (D), MG (E) and SOL (F). The squares and triangles represent the values of SPRINT and SWIM, respectively.

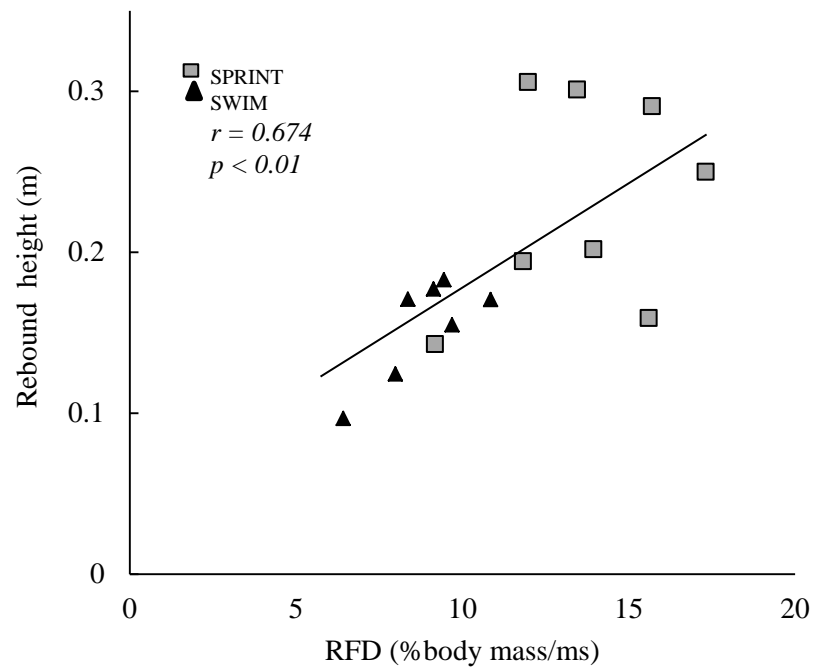


Figure 17. Relationship between the rebound height and the rate of force development (RFD). The squares and triangles represent the values of SPRINT and SWIM, respectively.