



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	健常者および慢性腰痛症例における体幹ローカル筋群とグローバル筋群の関連性
Author(s)	三浦, 拓也
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第11871号
Issue Date	2015-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k11871
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/58759
Type	doctoral thesis
File Information	Takuya_Miura.pdf



学 位 論 文

健常者および慢性腰痛症例における体幹ローカル筋群と
グローバル筋群の関連性

**The Relationship Between the Trunk Local Muscles and the Trunk Global
Muscles in Individuals With or Without Low Back Pain.**

三浦 拓也

Takuya Miura

北海道大学大学院保健科学院

保健科学専攻 保健科学コース

2014 年度

目次

要旨	・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 1-3
第 1 章 緒言	・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 4-6
第 2 章 体幹に関する科学的基礎	・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 7-36
2.1 体幹のバイオメカニクス	
2.2 体幹機能に関する新しい概念	
2.3 体幹筋群の解剖学的特徴とその機能	
2.3.1 腰部多裂筋	
2.3.2 内腹斜筋	
2.3.3 外腹斜筋	
2.3.4 腹直筋	
2.3.5 腹横筋	
2.4 腰部疾患における体幹ローカル筋群，体幹グローバル筋群の異なる活動パターン	
2.5 本研究における目的	
2.6 本研究における仮説	
2.7 本研究における課題	
第 3 章 〔研究課題 1〕 健常者における検討	・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 37-61
3.1 対象	
3.2 方法	
3.3 データ解析	
3.4 統計学的解析	
3.5 結果	
3.6 考察	
3.7 結論	
第 4 章 〔研究課題 2〕 慢性腰痛症例における検討	・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 62-93
4.1 対象	
4.2 方法	
4.3 データ解析	
4.4 統計学的解析	
4.5 結果	

4.6 考察

4.7 結論

第5章 [研究課題3] 慢性腰痛症例に対する介入効果の検討

・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 94-127

5.1 対象

5.2 方法

5.3 データ解析

5.4 統計学的解析

5.5 結果

5.6 考察

5.7 結論

謝辞

・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 128

参考文献

・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 129-141

業績リスト

・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ P. 142-145

要旨

【目的】

本研究の目的は、体幹ローカル筋群の活性化が体幹グローバル筋群へ与える影響を検討し、腰痛症例に対するリハビリテーションを構成する上での根拠を提供することである。そのための研究課題として、[研究課題1] 健常者において、重量物挙上時の体幹ローカル筋群、体幹グローバル筋群の筋活動を計測し、体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討する、[研究課題2] 慢性腰痛症例において、重量物挙上時の体幹ローカル筋群、体幹グローバル筋群の筋活動を計測し、体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討する、[研究課題3] 慢性腰痛症例において体幹ローカル筋群を特異的にトレーニングし、トレーニングの前後で体幹ローカル筋群や体幹グローバル筋群の筋活動パターンがどのように変化するか検討する、という3つの研究課題を実施した。

【方法】

研究課題1における被験者は、本学に在籍する健常成人15名である。被験者の平均年齢、身長、体重はそれぞれ、 21.7 ± 0.8 歳、 166.0 ± 10.6 cm、 59.2 ± 10.8 kgである。取り込み基準は実験時において神経学的所見を有さない者、少なくとも1年以内に上下肢および体幹に整形外科的既往歴および手術歴のない者、体幹ローカル筋群の特異的トレーニング（体幹安定化トレーニング）の経験がない者、妊娠中でない者、実験時に腰部に疼痛が認められない者、本実験を遂行可能な者、とした。研究課題2、および3における被験者は、本学に在籍する慢性腰痛症例9名である。被験者の平均年齢、身長、体重はそれぞれ、 22.3 ± 1.1 歳、 166.7 ± 10.9 cm、 56.9 ± 10.8 kgである。取り込み基準は上記に加え、12週以上続く腰背部痛がある者とした。本研究課題における被験者は事前に研究について十分な説明を受け、理解と同意を得られた者のみ同意書に署名し、実験に参加した。本研究は本学保健科学研究院の倫理委員会の承認を得て行った。本研究課題における計測機器は日本光電社製ワイヤレス表面筋電計を使用した。サンプリング周波数は1000 Hzで、band-pass filterは15-500 Hzとした。計測対象とする体幹筋群は三角筋前部線維、外腹斜筋、内腹斜筋-腹横筋、腹直筋、脊柱起立筋、腰部多裂筋とし、全て右側を対象とした。本研究課題で用いた動作は重量物の挙上課題とした。これを挙上-保持-下降と3つの相に分け、メトロノーム（60 bpm）を使用しそれぞれ2秒ごとに移行するよう指示した。挙上する際の各重量条件（体重の0, 5, 10, 20%Body Weight : BW）における順序はエクセルの乱数表を用いてランダム化した。また、本研究における挙上条件として、特別な指示を与えず挙上するNormal挙上と、体幹ローカル筋群を特異的に収縮させる方法とされているDraw-inを行いながら挙上するDraw-in挙上の2条件を設定した。全ての被験者から得られた各相の筋電データをRoot Mean Square (RMS) 処理し、MVICから得られたデータにて除することで%MVICを算出し、後の解析に使用した。さらに、筋活動の記録開始時のBaselineから2SDを越えた始めの時点筋活動を筋活動開始時点（筋活動onset）とし、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として各筋の筋活動onsetの位置を特定し

た．統計学的解析に関して，解析項目は各課題時の筋活動量（%MVIC），筋活動onsetとし，Normal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量の比較には一元配置分散分析を用いた．健常者との比較には対応のない検定を用いた．介入前後でのDraw-in時の筋活動の比較に反復測定分散分析を用いた．さらに，介入前後での質問紙スコアに関してはWilcoxonの符号付き順位検定を用いて比較した．筋活動onsetの比較には二元配置分散分析を用いて解析を行った．事後検定にはFisher's LSDを使用し，統計学的有意水準は5%未満とした．

【結果】

研究課題1における結果から，健常者においては体幹ローカル筋群を活性化することで外腹斜筋，脊柱起立筋といった体幹グローバル筋群の活動性が減少した．また，筋活動onsetにおいては負荷依存の活動パターンが認められ，動作課題に対する順序立った制御が明らかとなった．研究課題2における結果から，慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群を活性化は外腹斜筋，脊柱起立筋といった体幹グローバル筋群の活動性に影響を及ぼさないことが示唆された．また，研究課題1より得られた健常者のデータとの比較から，慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群の減弱した活動性，および体幹グローバル筋群の増加した活動性が示された．筋活動onsetに関して，慢性腰痛症例では腹部筋群と背部筋群において異なる制御パターンが認められ，さらに体幹ローカル筋群においては健常者でみられた正常な活動パターンとは異なる戦略が用いられていることが示唆された．研究課題3における結果から，介入後，体幹グローバル筋群の筋活動はNormal挙上に比してDraw-in挙上で有意に減少し，体幹ローカル筋群の筋活動はNormal挙上に比してDraw-in挙上で有意に増加した．これは健常者と同様の活動パターンを呈するものである．研究課題2より得られた慢性腰痛症例の介入前のデータとの比較から，介入後においては体幹グローバル筋群の活動性は有意に減少し，体幹ローカル筋群の活動性は有意に増加した．筋活動onsetに関して，介入後は健常者でみられた正常な活動パターンと同様の傾向を示す結果が認められた．疼痛強度と疾患特異的QOLのスコアは，介入後で有意に改善していた．

【考察】

研究課題1の結果に関して，Draw-inにより体幹ローカル筋群が活性化されることで神経コントロールサブシステムは脊椎に対して安定性が供給されたと判断し，これに応じて体幹グローバル筋群による剛性増加の必要性は減少され，その結果，外腹斜筋や脊柱起立筋の筋活動量が減少したものと推察される．各筋ごとの筋活動onsetの比較において，内腹斜筋-腹横筋に続いて活動が開始されるのが腰部多裂筋，脊柱起立筋であることから，挙上動作を開始するにあたってまずは体幹ローカル筋群が活動することで安定性を確保し，その後体幹を伸展させるために脊柱起立筋の活動が準備されるという神経サブシステムによる制御プロセスが機能した結果であると推察される．したがって，健常者においては，神経サブシステムによる合目的な制御が正常に機能していることが，本所見により明らかとなった．研究課題2の結果に関して，慢性腰痛症例においてはフィードフォワード，フィードバックを含めた神経サブシステムによる体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群の活動性の

制御機能が破綻しており、体幹ローカル筋群の活動性減弱、体幹グローバル筋群の活動性増加という逸脱した活動パターンを呈していた可能性が考えられる。本研究課題に参加した慢性腰痛症例においては、体幹ローカル筋群である内腹斜筋-腹横筋の体幹安定化に対する機能が障害されており、正常な活動性を引き出すことが困難であった可能性がある。本所見は慢性腰痛症例における神経サブシステムの変容を示唆するエビデンスとなるだろう。また、筋活動onsetの結果から、慢性腰痛症例においては挙上動作に対して体幹の安定性を確保するための準備的な体幹ローカル筋群の活動パターンが変容しており、不適切な脊椎環境のまま動作を開始していたかもしれない。体幹の安定化が得られていない状況で重量物を挙上することは脊椎に対して損傷を引き起こす可能性のある負荷を与えることとなり、その継続が将来的な腰痛発症のリスクと成り得ると思われる。研究課題3の結果は、体幹安定化エクササイズにより体幹ローカル筋群の機能障害が改善し、慢性腰痛症例における不適切な体幹筋群の活動パターンが是正されたことを反映しているものと思われる。さらに、体幹安定化エクササイズによる影響は疼痛や機能障害にも及び、介入後で有意にその数値を改善させたことが示された。これは、体幹ローカル筋群における機能不全がエクササイズにより改善し、腹横筋や腰部多裂筋が本来担うべき役割である胸腰筋膜の緊張や腹腔内圧の上昇、仙腸関節の安定性増加が正しく作用した結果、介入前に存在していた可能性のある脊椎への持続的な機械的ストレスが減弱し、疼痛の減弱や機能障害スコアの改善につながったものと思われる。

第 1 章

諸言

人類は四足歩行から直立二足歩行に移行することで広い視野を持つことが可能となり、高所への対応や手指の巧緻性を手に入れた。脳の進化に伴い緩い後彎をなしていた脊椎が次第に直立していき、頭蓋の後方に位置していた後頭環椎関節と大後頭孔が頭蓋底中心部に來ることによって重量のある頭部、および体幹を低エネルギーにて保持することが可能となった。歴史的に、安定した直立姿勢が可能となった人類は長距離の移動を伴う狩猟生活をやめ、農耕を始め定住するようになる。農耕は体幹前傾姿勢、いわゆる前かがみでの労働が主であった。これら、革命的な進化とライフスタイルの変化が、人類に宿命とも言える腰痛をもたらすことになる^{1,2)}。人類と腰痛の関係はその後数百万年、今なお続いているが、奇妙なことに産業革命や交通手段、電子精密機器の発達により労働時のストレスが軽減しているにもかかわらず、時代を経て尚、腰痛を有する人口は増え続けている。当時の腰痛増加の原因としては体幹筋の弱化、もしくはトレーニング機会の減少と考えられる。これらの原因は現代社会における腰痛有訴者にも当てはまるが、研究技術や理論的背景の劇的な発達により、腰痛には様々な要因が関与していることが示されてきた。それら要因については後述するとして、一般人口における腰痛の頻度は非常に高く、Nachemson³⁾によると腰痛の時点有病率、一ヶ月有病率、生涯有病率はそれぞれ15～30%、19～43%、60～80%に上るとしている。本邦においては厚生労働省による「国民生活基礎調査」⁴⁾にて腰痛に関するデータが公開されており、それによると平成22年度（2010年）現在、人口1,000人に対する有訴者数において腰痛は男性で1位（89.1）、女性で2位（117.6）であり、総数では1位となっている（Figure A）。また、同じく人口1,000人に対する傷病別通院者率においては、腰痛は男性で5位（40.4）、女性で4位（57.5）であり、ともに前回の調査時（平成19年度）に比して数ポイント増加している（Figure B）。

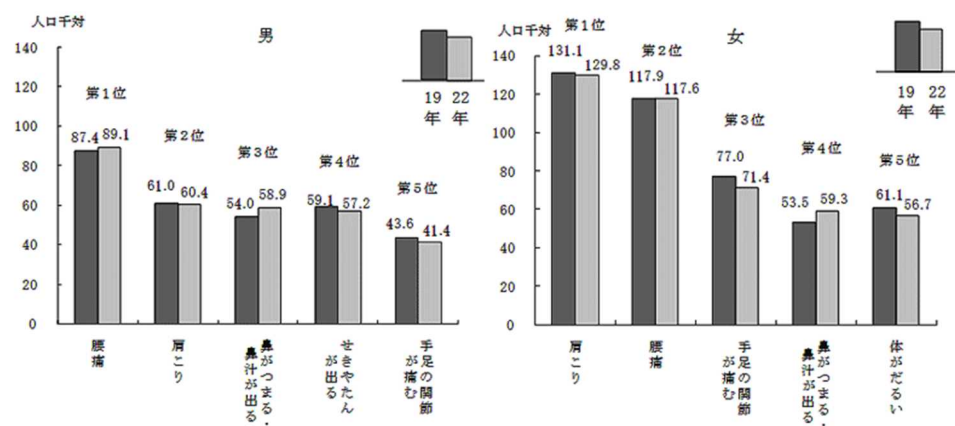


Figure A 性別にみた有訴者率の上位5症状（複数回答）

（平成22年度国民生活基礎調査，2010より引用）

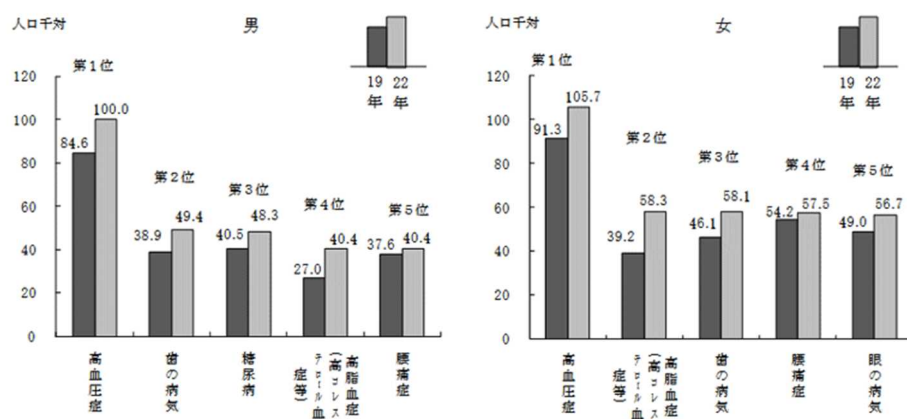


Figure B 性別にみた通院者率の上位5傷病（複数回答）

（平成22年度国民生活基礎調査，2010より引用）

ここで、腰痛という言葉自体は症状名であり、疾患名ではないことに留意すべきである。一般的に、腰痛症状を引き起こす要因は内臓性、血管性、神経性、心因性、脊椎性の5つに大別される⁵⁾。すなわち、あらゆる疾患が腰痛症状を呈する可能性があるということになる。さらに、我が国では生産年齢人口において腰痛を有する者が多く⁶⁾、必然的に直接的、間接的費用が莫大なものとなり、心理・社会的負担の増加や通院治療の長期化に伴う経済への悪影響などが問題視されている。また、腰痛を引き起こす病態において、画像所見や理学所見から特定の器質的変化が認められないものを非特異的腰痛といい、その割合は85%に上るとの報告がある⁷⁾。臨床においてこの非特異的腰痛を訴える患者は多く、理学療法に携わる者はより適切な介入方法の検討が急務とされている。加えて、腰痛を訴える患者の90%以上においてまず保存療法が適用されるとの報告がある⁸⁾。つまり、多くの腰痛患者が物理療法や運動療法を含む理学療法介入により改善を目指すこととなり、理学療法士が果たすべき役割は非常に重要なものとなる。また、腰痛を病期別にみると、急性期、亜急性期、慢性期に分けられ、それぞれ期間は発症後～6週間以内、6～12週未満、12週以上と定義されている⁹⁾。腰痛の90%近くが12週以内に改善するが、残りは慢性化する。慢性化した腰痛は前述した治療に関連する費用が高額になるとの報告がある¹⁰⁾。すなわち、慢性化した、特に非特異的腰痛における科学的背景やそれら人口における特性の理解を深めることは理学療法を施行する際に必須な要件であり、今後の治療介入の基礎の発展に寄与するものであると考える。以下、腰痛発症の主要部位である腰椎やその周辺組織を含めた体幹のバイオメカニクス、体幹機能に関連する新しい概念、これに伴う体幹筋群の解剖学的特徴とその機能、慢性腰痛症例に内在するそれら機能の障害について詳述する。

第 2 章

体幹に関する科学的基礎

2.1 体幹のバイオメカニクス

体幹とは一般的に頭部，および四肢を除いた，いわゆる「胴体」部を指し，躯幹とも呼ばれる．つまり身体の軸となり得る部位であり，同時に他のあらゆる部位からのストレスを受ける領域である．近年，特にアスリートのトレーニング現場では，盛んに「コア Core」を鍛えるとの文言が見受けられ，この言葉も体幹と同義であると言える．この体幹，コアを形成する他動組織（骨・靱帯・関節）の集合体として脊椎がある．脊椎は24個の椎骨と仙骨，および尾骨より構成され，上方から頸椎7個，胸椎12個，腰椎5個となっている（Figure 2-1）．矢状面からみると脊椎は頸椎前彎，胸椎後彎，腰椎前彎という生理的彎曲，いわゆる逆S字カーブを示し，前額面上では個々の椎骨が一直線に配列した形となっており，物理的に非常に脆弱な構造体である．過去，腰椎構造体に関しては椎体，椎間板それのみでは機械的強度を有さない¹¹⁾との報告もあり，安定性を得るためには筋からなる自動組織の関与が不可欠であるとされている¹²⁻¹⁴⁾．この自動組織の関与により脊椎は非常にダイナミックな運動が可能となり，かつ分節的に制御することにより脊椎を適正な環境に保つ．また，これら椎骨間には各々くさび型の椎間板が配列し，これが脊椎の彎曲を形成することで特定の動作による脊椎への衝撃，負荷を吸収，分散し，かつエネルギーを伝播する役割を担う．

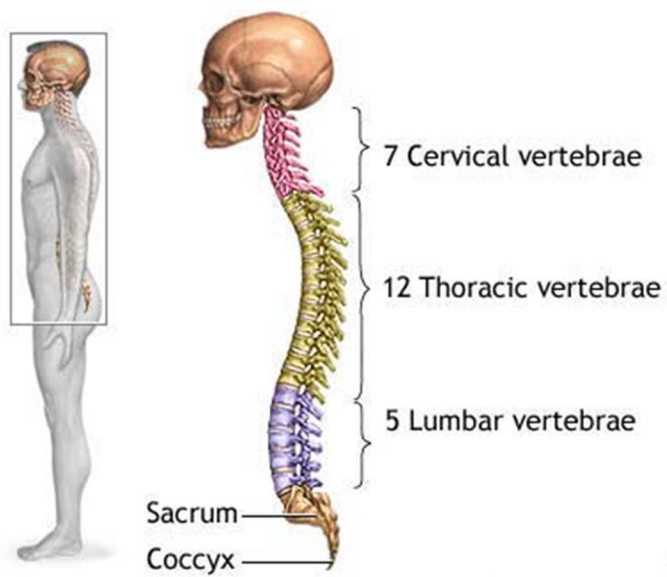


Figure 2-1 脊椎の構成

脊椎は7個の頸椎，12個の胸椎，5個の腰椎，仙骨，尾骨により構成される．

Cervical vertebrae：頸椎，Thoracic vertebrae：胸椎，Lumbar vertebrae：腰椎

Sacrum：仙骨，Coccyx：尾骨

脊椎周囲の自動組織による制御が機能していない場合、反復的な機械刺激、微細損傷が生じ、結果的に腰痛の発症へとつながる¹⁵⁾。非常に単純なように見えるが、実際には体幹のバイオメカニクスと自動組織のモーターコントロールが相互に、複雑に関連し合う。上記に記載したように脊椎は本来非常に脆弱な構造体であり、*in vitro*研究においては90Nの圧迫負荷で崩壊することが示されている。つまり、筋により個々の椎骨を制御し安定させなければ、日常生活における負荷にすら耐えうることはできないということである。しかし、これは個々の椎骨を筋により厳密に固定性におくという意味ではない。例えば、基本的な脊椎運動は屈曲/伸展、回旋、平行移動であるが、ある動作においてこれらが順序立って起こらなければならない¹⁶⁾、脊椎が固定された状態ではこの微妙なコントロールが困難になってしまう。したがって、脊椎には自動組織による個々の脊椎分節の安定性と運動を微調整する機能が必須となる。腰痛患者においてこの脊椎、特に腰椎の分節的安定性と運動の制御機能が破綻していることが種々の研究にて盛んに報告されており、この制御の理解が重要であることを示唆している。次節にてその詳細を論じる。

2.2 体幹機能に関する新しい概念

はじめに、脊椎の安定性とは何を意味しているのか。Leetunら¹⁷⁾によると、腰椎の安定性とは、「運動制御と腰椎-骨盤-股関節複合体の筋機能によりもたらされるもの」と定義されている。この腰椎-骨盤-股関節複合体（Lumbo-pelvic-hip complex：LPHC）は腰椎周囲の29対の筋によりその安定性がもたらされ¹⁸⁾、筋収縮により動作の基盤が作られる¹⁹⁻²²⁾。また、Panjabi^{23,24)}は脊椎安定化に関して相互に関係し合う以下の3つのサブシステムを提示し、新たな概念を提唱した；他動サブシステム、自動サブシステム、神経コントロールサブシステム（Figure 2-2）。他動サブシステムは椎骨、椎間板、椎間関節、靱帯、関節包より成り、自動サブシステムは筋群、椎体周囲の腱より成る。神経コントロールサブシステムは中枢神経系と、これに協調して働く自動サブシステムを制御する神経より成る。これらは互いに依存的であり、他に障害が生じた場合にこれを補うように機能するとされている²³⁾。

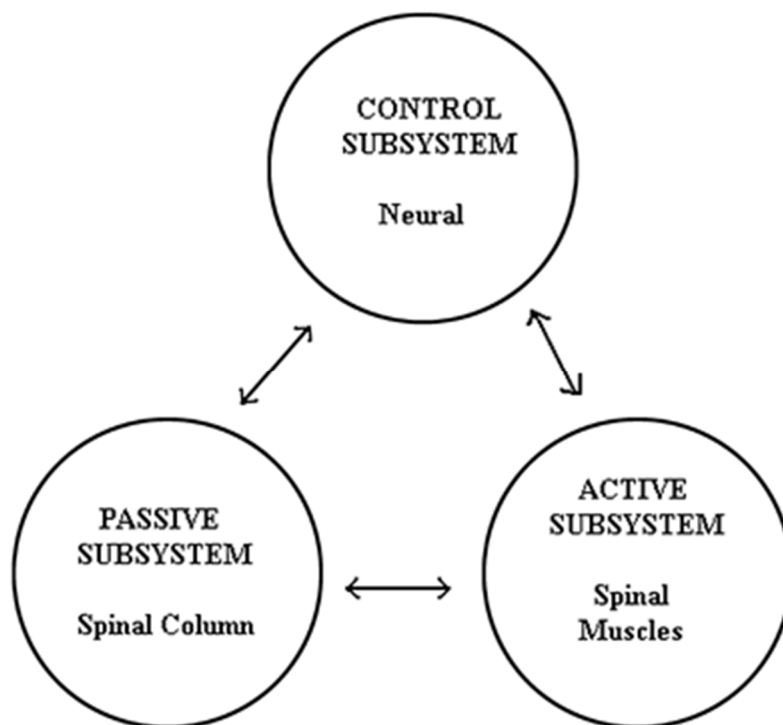


Figure 2-2

脊椎安定性に関与する3つのサブシステム

Panjabi²³⁾より引用

Panjabi^{23,24)}によると、この脊椎安定化システムの正常な機能として、脊椎アライメントの変化や静的、動的な負荷が加えられることによる瞬間的な脊椎環境の変化に対応するために必要な安定性を供給することとしている。この機能における各サブシステムの役割としては、まず姿勢や運動、負荷に関する情報が他動サブシステムより伝えられる。これにより脊椎への安定性が要求され、神経コントロールサブシステムが脊椎周囲の個々の筋の力産生を調整する。自動サブシステム（筋）による力産生の後、**feedback**を介して達成、もしくは不足の判断がなされる。他動組織は脊椎がニュートラルなポジションの場合には一切安定性を供給せず、脊椎環境の変化に伴い、それに抗するように働く。これは、最終可動域付近では運動を制御することが可能であるが、脊椎の剛性が最小となるいわゆるニュートラルゾーンでは十分に制御できないことを示している。このニュートラルゾーンに関して臨床的に重要なのは、最終可動域における異常な運動ではなく、ニュートラルゾーンにおける可動性の増加である。彼は、この椎間のニュートラルゾーンを生理的範囲内に維持する機能の低下を臨床的不安定性(**clinical instability**)とする仮説を提唱している (Figure 2-3)。また、脊椎分節は主に自動サブシステムがその活動により調整するが、自動サブシステムの活動そのものが神経コントロールサブシステムの機能に依存している。神経コントロールサブシステムは脊椎安定性への要求に合致するような戦略を立て、自動サブシステムが適切なタイミングで、適切な活動量で、適切な順序で働くよう調整しなければならない。また、この神経コントロールサブシステムは運動や負荷が予想された場合には予め脊椎周囲の筋活動量を調整し、予想ができない場合には求心性フィードバックに応じて活動量を調整する機能を有する。

LUMBAR SPINE
SEGMENTAL INSTABILITY

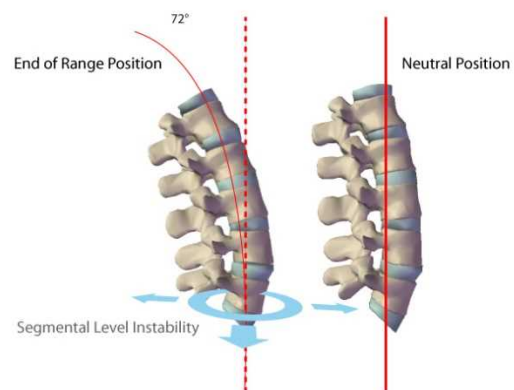


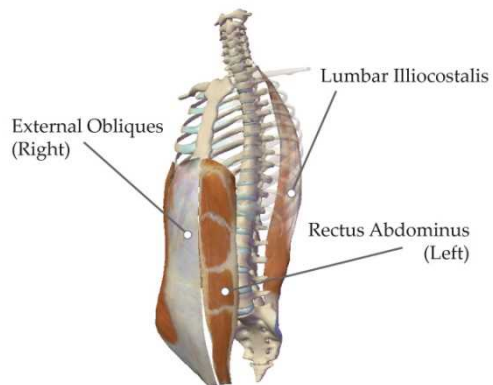
Figure 2-3

臨床的不安定性の概略図

CORE CONCEPTS MUSCULOSKELETAL HEALTH GROUPより引用

自動サブシステムに属する脊椎周囲の筋群が分節的安定性に寄与するということを初めて指摘したのは、Leonard da Vinciであるとされている¹²⁾。彼は、頸部のより中心に位置する筋群が分節の制御を行い、より外側に位置する筋群が頸部の運動をコントロールとしている。この理論に関連して、Bergmark²⁵⁾は脊椎周囲の筋群を構造的な観点から以下の2つに分類した；体幹グローバル筋群、体幹ローカル筋群（Figure 2-4）。体幹グローバル筋群は脊椎を多分節的にまたがり骨盤や胸椎に付着し走行する筋の総称であり、この筋群の特徴としては主に体幹の表層に位置し、大きいモーメントアームにより体幹の運動方向のコントロールや外力に抗するように働くことが挙げられる。特に腰椎部に限ると、この体幹グローバル筋群には胸最長筋、腰腸肋筋、腰方形筋、腹直筋、外腹斜筋などが含まれる。一方、体幹ローカル筋群とは体幹のより深層に位置し、脊椎個々の分節に付着する筋群の総称である。この筋群の特徴としてはモーメントアームが小さく、体幹にトルクを発生させる能力は限られているが、分節に付着することで個々の椎間の運動を制御する点にある。この体幹ローカル筋群には多裂筋や腹横筋、内腹斜筋などが含まれる。

LUMBAR SPINE SEGMENTAL STABILITY:
GLOBAL MUSCLE - ACTIVE STRUCTURE



LUMBAR SPINE SEGMENTAL STABILITY:
LOCAL MUSCLE - ACTIVE STRUCTURE

1. Lumbar multifidus (not visible)
2. Psoas major,
3. Quadratus lumborum,
4. Lumbar parts of lumbar iliocostalis and longissimus (more erectae spinae muscles),
5. Transverse abdominus,
6. The diaphragm and
7. Posterior fibres of internal oblique.
8. Interspinalis/ Intertransversii (not visible)

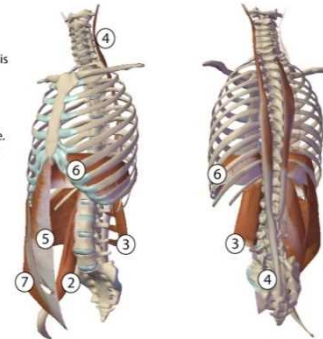


Figure 2-4

構造的観点から分類された体幹筋群：グローバル筋群（左図），ローカル筋群（右図）

External obliques：外腹斜筋， Lumbar iliocostalis：腰腸肋筋， Rectus abdominis：腹直筋，
Lumbar multifidus：腰部多裂筋， Psoas major：大腰筋， Quadratus lumborum：腰方形筋， Transverse
abdominus：腹横筋， Diaphragm：横隔膜， Internal oblique：内腹斜筋

CORE CONCEPTS MUSCULOSKELETAL HEALTH GROUPより引用

前述したように、体幹グローバル筋群は脊椎の運動を引き起こすトルクを発生させ、日常生活の中で生じるあらゆる外的負荷に対してこれを調整するよう機能する。したがって、この体幹グローバル筋群も脊椎の安定性や良好な環境の維持にとって必要不可欠なものである。しかしながら、体幹グローバル筋群は脊椎分節のコントロールには不向きであり、これには体幹ローカル筋群が関与する。過去に行われた*in vivo*研究においては、骨盤や胸郭を取り巻く大きな筋群は脊椎の剛性を高めることは可能だが、脊椎分節の安定性を高めるには体幹ローカル筋群の活動が不可欠であることが示されている²⁶⁾。このように、脊椎の安定性を考慮する際はどちらがより関与するか、という視点ではなく、どちらも相互に関連し合い、協調的に機能することで脊椎の安定性が達成されるということを理解しなければならない。つまり、従来から行われてきた腰痛症例に対するリハビリテーションとしてのいわゆる腹筋運動や背筋運動といった、より表層に位置する体幹グローバル筋群を集中的にトレーニングしても脊椎分節の安定性は得られず、不良な環境のままになってしまうということである。臨床において腰痛症例を多く抱える理学療法士として、この点をしっかりと踏まえた上でリハビリテーションプログラムの構築を行わなければならない。

体幹グローバル筋群と体幹ローカル筋群という分類は構造的観点に基づくものであるが、これに関連して、Vleemingら²⁷⁾は、体幹筋群の果たす機能別に分類した概念を提唱した。これには、体幹グローバル筋群によって体幹と上下肢の運動を制御するアウターユニットというシステムと、体幹ローカル筋群が形成する腹腔構造によって腹腔内圧に関与するインナーユニットという2つのシステムが含まれる。特に、このインナーユニットは体幹や骨盤帯の長軸方向への支持作用を有しているとの報告があり²⁸⁾、この作用による脊椎安定性への寄与が重要視されている。この理論においても、Bergmarkの示唆と同様に、アウターユニットの適切な活動の基盤を成すものとして、インナーユニットの活動性が重要であるということが論じられている。

ここまで、脊椎安定性に関わる体幹機能の新しい概念とその詳細について記載した。次節において、その機能の根幹を成す個々の筋群に関しての解剖学的特徴とその筋が果たす役割について詳述していくこととする。

2.3 体幹筋群の解剖学的特徴とその機能

体幹グローバル筋群による脊椎の運動方向の制御には、体幹ローカル筋群の活動が不可欠である。両者の協調的な活動があって初めて体幹の安定性が達成される。そこで、本節では体幹筋群の解剖学的特徴とその機能について詳述する。

2.3.1 腰部多裂筋

体幹ローカル筋群には前節で記載した腰部多裂筋、腹横筋、内腹斜筋の他に、横隔膜、骨盤底筋群などを含む。体幹背面に位置する腰部多裂筋は特徴的な配列であり、5つの筋束からなる (Figure 2-5)。最も深層に起始する筋束は椎弓から起こり、2つ下のレベルの椎骨副突起に停止する。L5レベルの筋線維は仙骨の第1背側仙骨孔に停止し、棘突起より起始するもう一つの線維は椎弓より生じる線維に比して長いのが特徴である²⁹⁾。最深部に位置する多裂筋の筋線維はその一部が椎間関節の関節包に付着し、この関節包を形成する靱帯に多く存在する固有受容器 (ルフィニ小体, パチニ小体)^{30,31)}を保護するため関節包の緊張を維持し、関節包が関節軟骨に挟まれることを防いでいる^{29,32)}。この腰部多裂筋はL4/5レベルの安定性において、2/3に上る割合で関与しているとの方向がある³³⁾。さらに、この筋の収縮が損傷を負った腰椎分節の安定性を向上させたとの報告もある³⁴⁾。このように、腰部多裂筋は脊椎の安定性に強く関与する筋であり、将来的な障害予防に重要であるとされている^{36,37)}。この腰部多裂筋の関与に関して、様々な動作課題や姿勢外乱時の筋活動を捉えた研究がある³⁸⁻⁵⁴⁾。先行研究では体幹回旋時、多裂筋の活動は運動の方向に関連しないということを報告している⁴⁴⁾。さらに、体幹屈曲時には、その最終可動域においても腰部多裂筋の筋活動が減少しなかったとの報告もある⁴⁷⁾。腰部多裂筋の活動を捉えるには筋活動による計測が一般的であったが、近年、超音波画像診断装置により筋厚や筋断面積 (Cross Sectional Area: CSA) を計測し、これを腰部多裂筋の活動性の指標とする研究も広く行われるようになった。超音波画像診断装置による腰部多裂筋の計測は非常に高い信頼性、妥当性が得られており、筋厚や筋動態の変化を高い感度で検知できるとされている⁵⁵⁾。例えば、腰部多裂筋の筋厚を超音波画像診断装置とMRIを用いて計測した結果、有意な正の相関が得られたとの報告や⁵⁶⁾、筋内筋電計による腰部多裂筋の筋活動と、超音波画像診断装置による形態学的変化の間に妥当性のある相関を示したとの報告がある^{57,58)}。最新の知見として、超音波画像診断装置を動画モード (一般的にはMotion-mode: M-mode, またはVideo clips) に設定し筋厚を計測したものと、静止画像から計測したものとを比較した際、ICC 0.80~0.90と非常に高い相関が得られたとの報告がある⁵⁹⁾。健常者で、かつアスレチック活動のない者においては腰部多裂筋のCSAに左右差はほとんどなく^{60,61)}、5%未満であるとの報告がある⁶²⁾。同様に、エリートオアーズマン (船の漕手) においても腰部多裂筋のCSAに左右差は見られなかったと報告している⁶³⁾。一方で、非対称性の動作を競技特性とする選手においては、利き手側で有意に大きな腰部多裂筋CSAが認められている^{64,65)}。

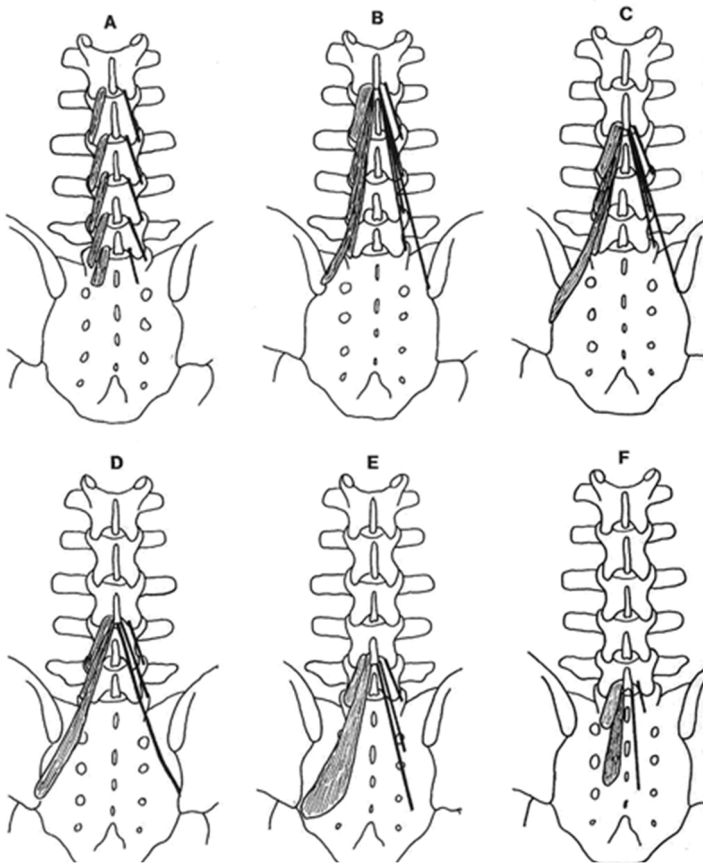


Figure 2-5

腰部多裂筋における筋束の走行と起始，停止

A：各レベルにおける椎弓線維，B-F：L1-L5レベルの棘突起より生じる長い筋束

Bogduk³⁵⁾より引用

これら，腰部多裂筋の筋厚や筋断面積といった形態学的な特性や，筋活動の開始時間や潜時といったモーターコントロールに関連した特性において，慢性腰痛症例では変容，つまり機能障害が生じているとの報告が諸家によりなされている．この慢性腰痛症例における機能障害に関しては，後に詳述する．

2.3.2 内腹斜筋

内腹斜筋は前部腹筋群の内、外側の中間層に位置している (Figure 2-6)。この筋は鼠径靱帯や腸骨稜、胸腰筋膜の外縫線に付着する⁶⁶⁾。また、鼠径靱帯からの線維は内下方に走行し、腹横筋との共通腱として恥骨稜に付着する。内腹斜筋は一般的に体幹の運動に関与するとされており、両側性に活動することで体幹を屈曲^{66,67)}させ、片側性の活動により同側の回旋^{66,68)}、また側屈⁶⁹⁾に関与する。内腹斜筋の活動により腹部は内容物を圧迫するよう変形し、腹腔内圧 (Intra-abdominal pressure : IAP) を増加させる。さらに骨盤領域への付着を持つことから骨盤の安定性、とりわけ仙腸関節の剛性を高めるようなforce closureとしての機能を持つ⁷⁰⁾。健常者におけるこれらの内腹斜筋の機能は、多裂筋同様、慢性腰痛症例において障害されているとの報告がなされている。これについても後に詳述する。

2.3.3 外腹斜筋

外腹斜筋は前部腹筋群の内、最も表層に位置している筋である (Figure 2-6)。この筋の線維は多方向に走行し、下部線維はほぼ垂直方向に下行し腸骨稜の前方に付着する⁶⁶⁾。外腹斜筋は内腹斜筋と同様に体幹の運動に関与するとされており、両側性に活動することで体幹を屈曲^{66,67)}させ、片側性の活動により対側の回旋^{66,68)}、また側屈⁶⁹⁾に関与する。しかし、外腹斜筋は胸腰筋膜との連結を持たないため⁷⁰⁾、脊椎の分節的安定性への機械的利点を有さず、活動のほとんどが体幹の運動方向のコントロール、もしくは呼気時に見られることが特徴である。

2.3.4 腹直筋

腹直筋は前腹壁を広く覆う筋であり、胸郭下部から恥骨稜へと走行する⁶⁶⁾ (Figure 2-6)。腹直筋には3つの腱画が存在し、腹斜筋群、および腹横筋により形成される鞘に包まれている。この筋の主な機能は体幹屈曲への関与であり、IAPの増加や脊椎の分節的安定性への寄与はほとんど見られない。

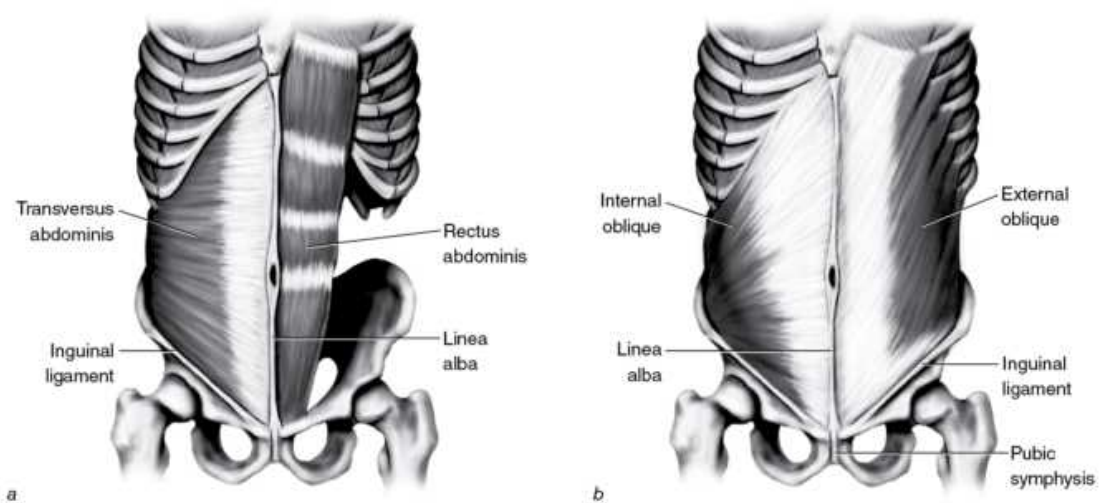


Figure 2-6

前部腹筋群の解剖学的走行と位置

Transversus abdominis : 腹横筋, Inguinal ligament : 鼠径靱帯, Rectus abdominis : 腹直筋, Linea alba : 白線, Internal oblique : 内腹斜筋, External oblique : 外腹斜筋, Pubic symphysis : 恥骨結合

2.3.5 腹横筋

腹横筋は前部腹筋群の中で最内層に位置する筋であり、第6から第12肋軟骨や鼠径靱帯、腸骨稜内側唇などから起始し、剣状軟骨、白線、恥骨結節に停止する⁷²⁾。腹横筋はまた胸腰筋膜を介して腰椎に付着する。腹横筋は解剖学的な形態の別により3つの領域に分けられ、それぞれ上部線維、中部線維、下部線維となっている⁷³⁾。また、各線維はそれぞれ異なった神経支配を受けており、上部は外腹斜筋と同じT5~T9の神経節で、中部・下部線維はT10~L1神経節から支配を受けている⁷⁴⁾。過去に、各線維における機能性の違いを報告した論文が散見され、特に腹横筋や内腹斜筋においては機能的多様性を示す、という主張は筋電図学的研究により支持されている^{73,75-81)}。

腹横筋上部線維は第6肋軟骨への付着を持つことから胸郭のコントロールを助けるとの報告がある^{73,79,82)}。腹横筋中部線維は胸腰筋膜への連結を持つため、両側性の活動による緊張を胸腰筋膜を介して腰椎へ伝達する⁸³⁾。この緊張の伝達は内腹斜筋よりも効率的であり、腹横筋中部線維の活動は脊椎安定性に対する胸腰筋膜の効果に強く影響することが知られている⁸⁴⁾。Barkerら⁸⁵⁾は、新鮮屍体の脊椎を用いて腹横筋を中等度活動させた時の胸腰筋膜の緊張性をシミュレーションした。その結果、屈曲、伸展の両方向で脊椎stiffnessの増加が検知されたとしている。また、胸腰筋膜をより緊張させるためには腹横筋、腰部多裂筋、横隔膜、骨盤底筋群を含めた体幹筋群がフープのような形状を維持させなければならないと言われている (Figure 2-7)⁸⁶⁾。加えて、このフープ形状の水平断は腹横筋と胸腰筋膜の解剖学的走行とその役割から、腹部深層筋“コルセット”と表現されることもある (Figure 2-8)⁸⁷⁾。つまり、腹横筋の両側性の活動が胸腰筋膜の緊張を導き、腹部に巻いたコルセットがその経を縮めるように変形することでIAPが増加する。この増加したIAPが脊椎の分節的安定性をさらに高めることとなり、増加したIAPは椎間運動の減少²¹⁾や脊椎stiffnessの増加⁸⁸⁾、また若干の伸展モーメントを導く⁸⁹⁾との報告がある。前述したように腹横筋はその上部線維が胸郭に、下部線維が骨盤に付着するため、中部線維がIAPの変化に最も強く影響する可能性がある⁷³⁾。筋電図学的研究により腹横筋の中部線維の活動が他の体幹筋群に比してIAPの変化により関連していることが確かめられており⁶⁸⁾、この領域における筋線維が呼吸活動中、最も閾値が低かったことも報告されている⁷³⁾。腹横筋の下部線維における主な機能としては立位時における腹部内容物の支持、また線維の走行から仙腸関節の圧迫に関与するとされている⁷⁰⁾。例えば、*in vivo*研究において、腹壁を随意的に引き込んだ際に健常者では仙腸関節のstiffnessが増加したとの報告がある⁹⁰⁾。

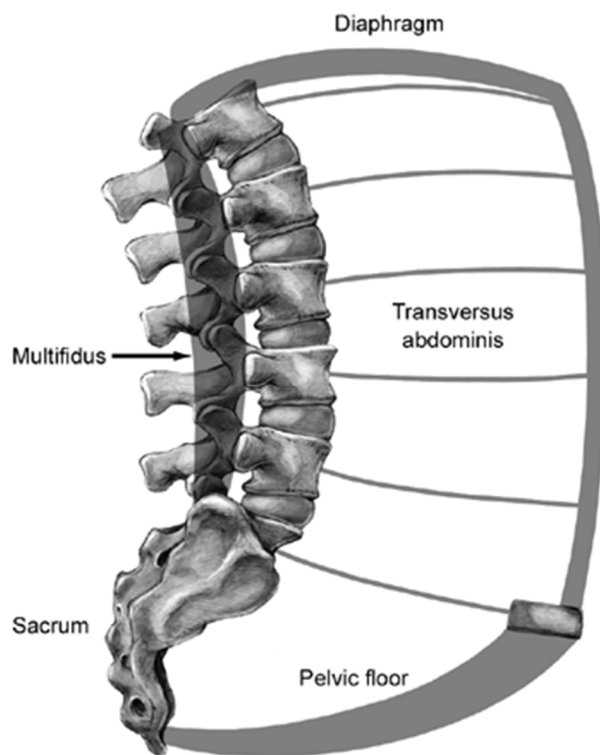


Figure 2-7

体幹のローカル筋群を構成する自動組織と他動組織.

Multifidus : 腰部多裂筋, Sacrum : 仙骨, Pelvic floor : 骨盤底筋群, Transversus abdominis : 腹横筋, Diaphragm : 横隔膜

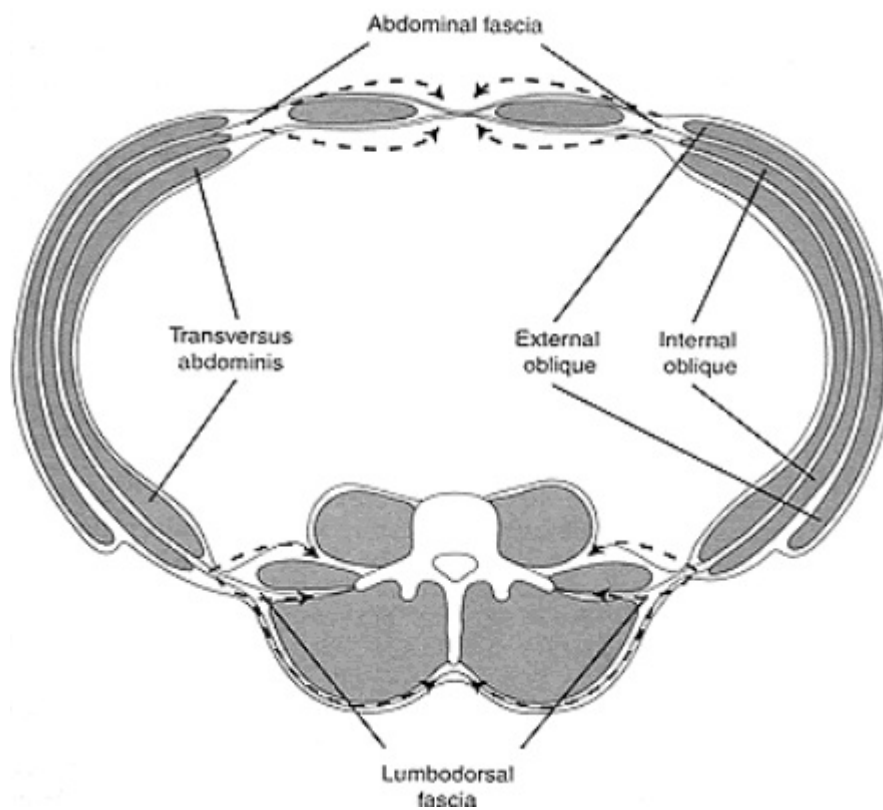


Figure 2-8

体幹ローカル筋群による腹部深層筋コルセット．これは腹横筋，胸腰筋膜などから構成される．

また、超音波画像診断装置を使用して腹横筋を形態学的な観点からみると、萎縮や肥大といった病的変化の可能性を評価することができる。超音波画像診断装置による筋厚の計測は近年広く行われるようになり、それに伴い体幹筋群の形状の変化からその機能を評価する研究が多く行われるようになった。筋厚計測の信頼性および妥当性について、先行研究において背臥位で0.98 - 0.99⁹¹⁾、座位で0.97 - 0.99⁹²⁾、立位で0.88 - 0.94⁹³⁾と、非常に高い信頼性を報告している。さらに、妥当性に関しては、全ての活動レベルにおいて腹横筋の筋活動と筋厚に正相関 ($R^2 = 0.87$) があったとMcMeekenら⁹⁴⁾が報告している。また、Hodgesら⁹⁵⁾は、腹横筋はおよそ20%MVC (Maximum Voluntary Contraction : 最大随意収縮) までは正相関 ($R^2 = 0.90$) していると報告している。さらにHidesら⁸⁷⁾は、腹横筋筋厚とslide量 (腹横筋の収縮による、腹横筋筋腱移行部の外側への移動量) 共に、超音波画像診断装置とMRIによる測定に関連性が見られた ($ICC = 0.78 - 0.95$) と報告している。このように超音波画像診断装置による筋厚計測の信頼性および妥当性は種々の報告により確かめられており、腹横筋の筋厚からその機能性の一端を考察することの重要性が示されている。

また、腰部骨盤帯に機能障害のない者においては、側腹筋群 (表層から外腹斜筋、内腹斜筋、腹横筋) の筋厚の左右差 (被験者内) は12.5~24%異なる場合があり、絶対値においては0.01~0.06 cmほどの違いが確認されている⁹¹⁾。腹横筋筋厚に左右差が生じる可能性として、被験者が繰り返し非対称性の力 (作業やレクリエーション活動) を産生している場合、もしくは解剖学的素因 (脊椎側彎症、骨盤傾斜、脚長差)⁸⁷⁾を有している場合が考えられる。しかしながら、後方視的研究において70名の片側下肢切断者の筋厚を計測した結果、安静時の腹横筋筋厚には左右差はなく、切断した方と同側の内腹斜筋、外腹斜筋の筋厚が増加していたことが示されている⁹⁶⁾。次に、性別の影響に関して、腹横筋筋厚を絶対値で比較した場合、男性は女性よりも有意に厚いことが示されている^{91,97,98)}。しかしながら、側腹筋筋厚に対する腹横筋筋厚の割合でみると、安静時、収縮時共に女性で有意に大きかった⁹⁸⁾。この性別の影響は臨床においても考慮すべき重要な点である。例えば、体幹強化プログラムの達成率に性差が存在した⁹⁹⁾という報告があるように、体幹筋群の特性に性による違いがあると仮定した場合、それぞれの特性に適したプログラムの構築をしなければならない。しかしながらこれは筋厚の左右差のみで論じることが不可能であり、さらには腹横筋や腰部多裂筋といった体幹のモーターコントロールに関連する神経筋トレーニングに関して性がどのような影響を及ぼすかについてはこれまで詳細な検討がなされていないため、今後発展が望まれる分野であろう。また、体幹筋群の筋厚は総じて体重、特にBMIの影響を強く受けやすい。BMIは筋のサイズを予測する因子である。例えば、Rankinら⁹¹⁾やSpringerら⁹⁸⁾は、数値に若干の相違はあるが、両者ともにBMIと体幹筋群の筋厚に正の相関があったと示している。しかし、このBMIを単独で腹横筋の機能との関連性を示すことは適切ではないと思われる。なぜなら、このBMIは性特異的な要素を兼ね備えているため、性との共変量的扱いをしなければならないからである。しかし、今日においてそのようなデザインで行われた研究は渉猟し得た限り確認されなかったため、今後の展開に期待したい。また、超音波画像

診断装置で確認できる筋の萎縮や変性は加齢変化に伴って生じることを考慮し、その点についても理解しなければならない。先行研究において、腰部骨盤帯に既往のない20歳から72歳までの被験者123名を対象に体幹筋群の筋厚と年齢の関連性が検討されている⁹¹⁾。結果として、年齢と筋厚の間に有意な負の相関 ($r = -0.27 \sim -0.41$) が確認された。この相関係数そのものは臨床的意義の観点からみると小さく¹⁰⁰⁾、その他の研究では年齢に関連した変化は認められなかったとの報告もあるため、より詳細な検討が必要である。

また、腹横筋を含めた体幹ローカル筋群の機能として重要なのは、遂行される運動の方向には影響を受けず活動するという点である。Hodgesら¹⁰¹⁾は過去に、肩関節の屈曲、外転、伸展時における三角筋の筋活動onsetに対する腹部筋群の筋活動onsetを筋電図学的に調査した。結果、腹横筋を除く外腹斜筋、内腹斜筋、腹直筋、表在多裂筋は肩関節の運動方向によって筋活動onsetに有意差が見られたが、腹横筋においては運動の方向によって筋活動onsetに違いは見られなかったと報告している。さらに彼はこれと同様の所見を下肢運動時においても確認している¹⁰²⁾。さらに、Cresswellら⁶⁸⁾は体幹の屈曲-伸展運動を反復的に行った際の腹直筋、脊柱起立筋群、外腹斜筋、内腹斜筋、腹横筋の筋活動を計測した。その結果、腹横筋を除く他の筋では運動方向に依存した筋活動を示したが、腹横筋は運動方向に影響されず一定の筋活動を示したことを報告している。また、運動の速度に関して、肩関節屈曲運動を異なる速度 ($\sim 300^\circ/\text{s}$, $\sim 150^\circ/\text{s}$, $\sim 30^\circ/\text{s}$) で行った際、速度の減少に伴い体幹筋群の活動性が低下していき、最も遅い速度では筋活動が消失したとの報告がある¹⁰³⁾。このことは、体幹ローカル筋群は運動の方向によって活動に影響されることはないが、速度に関しては一定の閾値を持っていると考えられる。もしくは、より速度の遅い課題は体幹へ作用する外乱が小さいため、神経コントロールサブシステムへ伝わる脊椎安定性への要求量の減少に伴い、体幹ローカル筋群に対する筋活動要求量が減少した結果を反映したものかもしれない。このように考えると、腹横筋の活動は運動の方向からは独立しているが、運動の強度（速度、負荷量など）には依存する可能性がある。実際、腹横筋の活動性が予め準備されている場合、姿勢応答が遅延したとの報告¹⁰¹⁾もある。注意しなければならないことは、この脊椎安定性が予め得られているという環境は腹横筋を含めた体幹ローカル筋群によってのみ提供されるわけではなく、その質には違いはあるが、体幹グローバル筋群の活動によって剛性が高まることでも達成されるという点である。脊椎剛性の増加を神経コントロールサブシステムが安定性が得られたと解釈した場合、体幹ローカル筋群の活動性が減弱する可能性がある。しかしながら、体幹グローバル筋群の活動性増加が脊椎剛性増加を引き起こし体幹ローカル筋群の活動性を減弱させるのか、体幹ローカル筋群が正常に作用しない結果、体幹グローバル筋群の活動性が増加するのかについては一定のエビデンスが得られておらず、その詳細はわかっていない。しかし、そのどちらにおいても体幹グローバル筋群の活動性増加が腰痛症例における症状増悪、もしくは慢性化の一因であると捉えることができ、これに腹横筋を含めた体幹ローカル筋群の機能異常が関与している可能性が考えられる。実際、腰部に障害を抱えている人々において、体幹ローカル

筋群，体幹グローバル筋群ともに健常者とは異なる活動パターンが見られたとの報告が多く見られる．次節においてその詳細を論じる．

2.4 腰部疾患における体幹ローカル筋群、体幹グローバル筋群の異なる活動パターン

まず始めに、脊椎の安定性を達成するためには大きく分けて2つの戦略が用いられる。体幹に属する筋群は中枢神経系によるこの2つの戦略により制御される。その一つ目はフィードフォワード戦略であり、この戦略は体幹に対して負荷が及ぶことが前もって予測された場合に、これに見合う筋群への要求量が調整され、その負荷に備えるよう予め筋活動を開始させる戦略である。もう一つはフィードバック戦略である。この戦略は体幹に加わる負荷が予測できなかった場合に、求心性入力を介して体幹筋群が反応する戦略である。体幹ローカル筋群におけるこれらの戦略パターンが、腰部に障害を持つものにおいて変容していることが諸家により報告されている。例えば、再発性の慢性腰痛症例、または実験時に腰痛を呈する慢性腰痛症例における上肢¹⁰⁴および下肢¹⁰⁵の運動中、腹横筋の筋活動onsetに遅延が見られた、もしくは減少した¹⁰⁶、または緊張性の活動が低下していた¹⁰⁷との報告があり、これらの所見は同症例におけるフィードフォワード戦略に変容が生じている可能性を示唆するものである。さらにこのフィードフォワード戦略の変容を支持するエビデンスとして、片脚下肢自動挙上（Active Straight Leg Raise : ASLR）や姿勢の変化に代表される、腹横筋の自動化した収縮に着目した研究がある。この自動化した収縮とは、四肢や体幹がある動作を行う際に、それに付随して、応答的に出現する反応であり、基本的には意識的な要素は介在しないためフィードフォワード戦略の一側面を含んでいる。Thyhenら¹⁰⁸は、腰骨盤痛症例に対してASLRを課題として用いて計測を行った結果、健常群と比較して腹横筋の自動化収縮能力に低下が見られたと報告している。また、我々が過去に行った研究¹⁰⁹から、健常者において見られる背臥位から座位、立位へと姿勢変化させた際の腹横筋の自動的な筋厚の増加が、慢性腰痛症例においては確認されなかった。しかしながら、実際これらの自動化収縮を目的とする動作や姿勢を課題として採用している研究の多くが、その動作および姿勢のある一時点における腹横筋の活動を計測したものであり、つまりは活動を保持している状態で評価している点に注意したい。なぜならば、動作の保持や反復、緊張性活動はフィードフォワード戦略のみではなくフィードバック戦略の要素も兼ね備えているためである。最もよく認知されている腹横筋の活性化に、腹部引き込み運動（Abdominal Drawing-in Maneuver, Draw-in, Abdominal Hollowing）があり、フィードバック戦略の一つとして考えられている。これはHodgesとRichardsonら¹¹⁰によって提唱され、腹横筋の随意的な選択的収縮を目的としたエクササイズであり、近年では腰椎の安定性改善を目指すリハビリテーションプログラムの基礎として使用されている。Draw-inの具体的な手順、方法をTable 1に、MRIによるDraw-in時の腹部画像をFigure 2-9に、超音波画像診断装置によるDraw-in時の腹部画像をFigure 2-10に示す。

Table 1 Draw-inに関する活動パターン

Optimal pattern of activationは体幹ローカル筋群が主に働く“適切な”パターンであり、nonoptimal global pattern of activationは体幹グローバル筋群が関連する“不適切な”パターンである。Common substitution patternsは注意して観察すべき代償パターンを示す。

Optimal pattern of activation	1. The TrA muscle shortens and tensions the anterior abdominal fascia and the thoracolumbar fascia 2. The TrA muscle thickens in width, indicating that it has contracted 3. The TrA muscle forms an arc laterally (“corset” action) 4. The dimensions of the OE and OI muscles remain relatively unchanged 5. The pattern is symmetrical
Features of nonoptimal global pattern of activation	1. The TrA, OI, and OE muscles all thicken and increase their width simultaneously, often rapidly 2. Despite activation of the TrA muscle, it is evident that the TrA muscle does not shorten and apply tension to the adjacent fascia 3. The TrA muscle does not wrap around the waistline; the waistline may widen rather than narrow 4. The pattern may be asymmetrical
Common substitution patterns	1. Breath holding or forced expiration 2. Bracing of the superficial abdominal muscles 3. Posterior pelvic tilt or trunk flexion during ADIM 4. Rib cage depression during ADIM 5. Increased weight bearing through the heels if performed supine 6. Fast phasic activations and not slow and controlled activations 7. Minimal or no movement of the lower abdomen

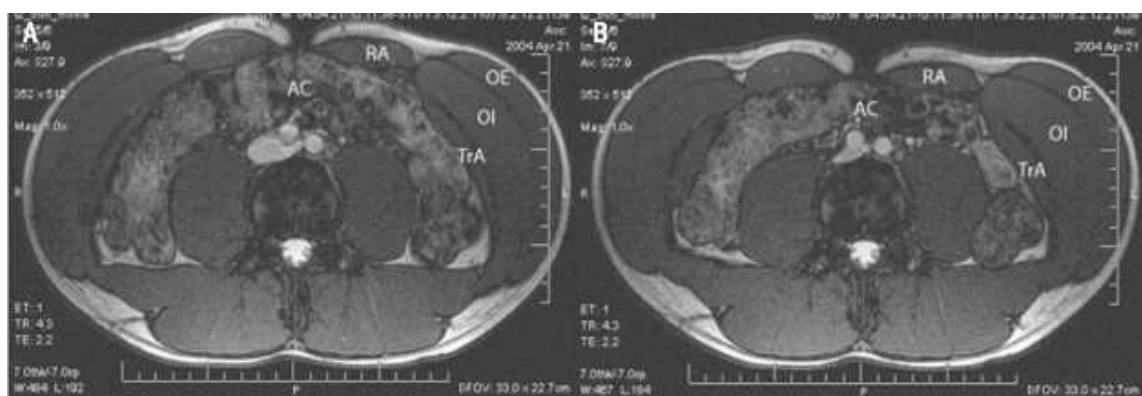


Figure 2-9

A : 安静時の腹部画像, B : Draw-in時の腹部画像.

Draw-in時に腹横筋 (TrA) の筋厚が増加し, さらに前腹壁が脊椎方向へ引き込まれて腹囲が減少していることに注目する.

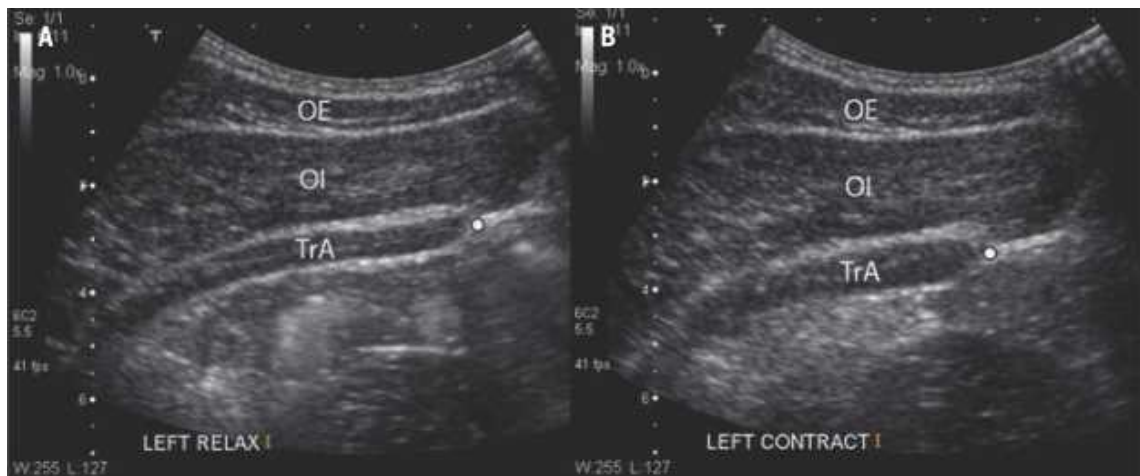


Figure 2-10

A：安静時の腹部画像，B：Draw-in時の腹部画像．

Draw-in時に腹横筋（TrA）の筋厚が増加し，腹横筋筋腱移行部がより側方（画像では左側）に移動していることに注目する．

健常者においてはDraw-in時、腹横筋の優先的、かつ対称性のある両側性の活動が見られ、体幹表層に位置する筋群の活動性はそれほど増加せず、適切なDraw-inパターンが達成されていたとの報告がある^{87,111)}。一方、実験的に腰部最長筋に対して5%の高張食塩水を注入し疼痛を誘発した際、Draw-in時の腹横筋の収縮能力に低下が見られたことが示されており、疼痛に関連した腹横筋の随意的収縮能力の低下が報告されている^{112,113)}。さらに、慢性腰痛症例は健常者と比較して、Draw-in時の腹横筋筋厚が有意に低下していたとの報告がある¹¹⁴⁾。しかしながら、これらは腰部に障害を有する者において腹横筋のフィードバック戦略が変容していたことを示すエビデンスであるが、計測時の体幹の肢位を考慮していない。例えば、腹横筋は体幹回旋保持中に活動が見られるとの報告が散見される^{68,115)}。しかしながら、腹横筋の一側性の収縮が体幹の軸回旋を引き起こすか否かに関しては議論の余地がある領域であり、体幹回旋運動時に腹横筋の活動はほとんどみられない¹¹⁶⁾といった報告に対し、一側性あるいは両側性の活動が見られる¹¹⁷⁾という報告もあり、一致した見解は得られていない。これに対し我々は、超音波画像診断装置を用いて体幹回旋運動中の腹横筋の動態を調査した¹¹⁸⁾。結果、健常者では体幹回旋保持時に腹横筋の一側性の活動が示され、慢性腰痛症例では同様の結果が認められなかった。このことは、健常者においては体幹の回旋という課題に対してフィードバック的にその要求に見合う活動を腹横筋が示したことを反映し、これが慢性腰痛症例で見られなかったことはその機能に変容を来していることを示すエビデンスである。

腰部に障害を有する者において体幹ローカル筋群の活動性は減弱していたが、一方で、同者における体幹グローバル筋群の活動性は増加するという報告がいくつか存在する。例えば、実験的に疼痛を誘発した者においてはその疼痛の増加とともに少なくともひとつの体幹グローバル筋群の活動性が増加したことが示されている¹¹³⁾。さらに、腰痛の有無にて分けられた被験者に、最大トルクの30～100%で体幹の回旋課題を行わせた際、腰痛群においては外腹斜筋の活動増加と腰部多裂筋の活動減少が見られたとの報告もある¹¹⁹⁾。これらは腰痛を有する者における体幹グローバル筋群の活動パターンの変容を示す有用なエビデンスとなるが、体幹ローカル筋群に比してその報告の数は少なく、詳細なメカニズムについては不明のままである。しかしながら、体幹グローバル筋群の活動性増加が腰椎に与える影響については種々の報告が存在する。Radeboldら¹²⁰⁾は、体幹グローバル筋群の収縮は脊椎剛性を高めるが、同時に腰椎に対する圧迫負荷も高めることとなり、結果的に腰部に痛みを引き起こすようになると報告している。従来、脊椎の安定性は体幹の表層に位置する筋群、つまり体幹グローバル筋群によって提供されと考えられてきたが、近年の生体力学的解析の隆盛に伴い、これに伴うリスクについても論じられるようになってきた。まず、確かなこととして健常者と比較して腰痛患者においては体幹グローバル筋群の同時収縮時の活動量が増加するとの報告がある¹¹⁹⁾。さらに、体幹グローバル筋群の同時収縮により腰椎分節の圧迫力が増加することが示されている¹²¹⁻¹²⁴⁾。つまり、体幹グローバル筋群の活動性の増加は腰椎に対して負荷を与える可能性があり、将来的な腰痛発症のリスクと成

り得ることに注意しなければならない。臨床家は腰痛症例のリハビリテーションにあたる際に、体幹ローカル筋群を活性化し体幹グローバル筋群の活動性を減弱させるよう試みることがあるが、実際にその効果について言及したエビデンスは見当たらない。さらに、体幹ローカル筋群を活性化させることにより体幹グローバル筋群の活動性に変化がみられる場合、健常者と腰痛症例においてそのパターンに違いが存在するか、また腰痛症例においてパターンの変容が見られた場合、体幹ローカル筋群を活性化させるトレーニングにより健常者と同様のパターンを示すようになるか、についても詳細な検討は行われていない。上記の内容を検討することで、日頃臨床で行われているリハビリテーションにその根拠を提供し、患者に対するより良い適切なリハビリテーションの提供へとつながるものと考え

2.5 本研究における目的

本研究の目的は、体幹ローカル筋群の活性化が体幹グローバル筋群へ与える影響を検討し、腰痛症例に対するリハビリテーションを構成する上での根拠を提供することである。

2.5 本研究における仮説

本研究における仮説を以下に示す.

1. 健常者において, 体幹ローカル筋群を活性化させることで体幹グローバル筋群の活動性が減弱する
2. 慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群の活性化により体幹グローバル筋群の活動性は減弱しない
3. 慢性腰痛症例において体幹ローカル筋群を特異的にトレーニングすることで, 健常者と同様のパターンを示すようになる

2.6 本研究における課題

本研究における課題を以下に示す.

1. 健常者において, 重量物挙上時の体幹ローカル筋群, 体幹グローバル筋群の筋活動を計測し, 体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討する
2. 慢性腰痛症例において, 重量物挙上時の体幹ローカル筋群, 体幹グローバル筋群の筋活動を計測し, 体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討する
3. 慢性腰痛症例において体幹ローカル筋群を特異的にトレーニングし, トレーニングの前後で体幹グローバル筋群の筋活動パターンがどのように変化するか検討する

第3章

研究課題1 健常者における検討

3.1 対象

本研究課題における被験者は、本学に在籍する健常成人15名である。被験者の平均年齢，身長，体重はそれぞれ， 21.7 ± 0.8 歳， 166.0 ± 10.6 cm， 59.2 ± 10.8 kgである。取り込み基準は実験時において神経学的所見を有さない者，少なくとも1年以内に上下肢および体幹に整形学的既往歴および手術歴のない者，体幹ローカル筋群の特異的トレーニング（体幹安定化トレーニング）の経験がない者，妊娠中でない者，実験時に腰部に疼痛が認められない者，本実験を遂行可能な者，とした。本研究課題における被験者は事前に研究について十分な説明を受け，理解と同意を得られた者のみ同意書に署名し，実験に参加した。本研究は本学保健科学研究院の倫理委員会の承認を得て行った。

3.2 方法

本研究課題における計測機器は日本光電社製ワイヤレス表面筋電計を使用した。サンプリング周波数は1000 Hzで，band-pass filterは15-500 Hzとした。計測対象とする体幹筋群は三角筋前部線維，外腹斜筋（External oblique：EO），内腹斜筋-腹横筋（Internal oblique-Tranversus abdominis：IO-TrA），腹直筋（Rectus abdominis：RA），脊柱起立筋（Erector spinae：ES），腰部多裂筋（Lumbar multifidus：MF）とし，全て右側を対象とした。なお，以下，本研究における体幹ローカル筋群をIO-TrA，MF，体幹グローバル筋群をEO，RA，ESと定義する。各筋における電極貼付位置は以下のとおりである（Figure 3-1A,B）：三角筋前部線維；肩峰より2横指前下方，EO；腸骨稜を肋骨弓後縁，IO-TrA：上前腸骨棘より2 cm内下方，RA：臍より2 cm横，ES：第1腰椎棘突起の外方2 cm，MF：第4および第5腰椎棘突起の外方2 cmとした¹⁰²⁾。電極の貼付に先立ち，皮膚抵抗の減弱のためにアルコールにより脱脂，その後研磨剤により皮膚の角質を処理した。皮膚前処理後，電極を各筋の走行に平行になるよう貼付した。電極貼付後に各筋が特異的に活動する動作を行い，それぞれの筋より正確に筋活動が記録されることをモニターし確認した。

本研究課題で用いた動作は重量物の挙上課題とした（Figure 3-2）。被験者の姿勢は直立位より体幹を30° 前傾させ，肩関節屈曲位，肘関節伸展位にて前方の台上に置かれている箱の把手部分を把持した。台の高さは前述した姿勢が快適に可能となるよう被験者の身長に合わせて調整した。両足部の位置は肩幅と同間隔とした。これを開始肢位とし，合図とともに箱を台より挙上，保持し，その後下降させ開始肢位に戻るまでを1動作とした。これを

挙上-保持-下降と3つの相に分け、メトロノーム（60 bpm）を使用しそれぞれ2秒ごとに移行するよう指示した。実験の開始に先立ち、それぞれの被験者ごとに体重の0, 5, 10, 20%を算出し、各種重錘を用いて調整した後に被験者前方に置かれた箱の中に入れた。挙上する際の各重量条件（体重の0, 5, 10, 20%Body Weight : BW）における順序はエクセルの乱数表を用いてランダム化した。また、本研究における挙上条件として、特別な指示を与えず挙上するNormal挙上と、体幹ローカル筋群を特異的に収縮させる方法とされている

Draw-inを行いながら挙上するDraw-in挙上の2条件を設定した（Figure 3-3）。挙上条件に関しては、はじめにNormal挙上にて計測を行い、その後Draw-in挙上にて計測を行った。この2条件をランダム化しなかった理由として、Draw-in挙上をはじめに行うと体幹ローカル筋群が賦活化され、後のNormal挙上の際に記録される筋活動に影響を及ぼす可能性が考えられるためである。試行回数は、課題中の筋活動をモニタリングし、機器に起因する問題が確認された場合や被験者の姿勢、動作に関連して課題が適切に達成されなかった場合を除いて成功試行を3回取得し、後の解析に使用した。従って、試行の総回数は挙上課題2条件、挙上重量4条件、各試行回数3回の、計24試行とした。疲労の影響を考慮して十分に休憩を挟んだ後、得られた筋活動データを標準化するために各筋の最大等尺性収縮（MVIC）を計測した。各筋におけるMVICの計測には以下の方法を用いた：EO；ベッド上膝立て座位にて体幹左回旋運動を行った。被験者は上肢を胸の前で交差させ、検者は被験者の右肩に抵抗を加えた。IO-TrA；最大努力での腹部引き込み運動、RA；ベッド上座位にてsit-upを行った。被験者は上肢を胸の前で交差させ、検者は体幹前面に抵抗を加えた。ES, MF；ベッド上腹臥位にて体幹伸展運動を行った。被験者は両手を後頭部で保持し、検者は被験者の両肩にかかるように抵抗を加えた。各筋におけるMVICの計測は5秒間行い、計2回ずつ取得した。

3.3 データ解析

筋電データの解析区間は、箱に加速度計を取り付け、挙上動作開始時点を元に設定した。算出方法は、挙上により加速度がBaselineの2SDを越えた時点を挙上開始時点（Lifting onset）、その後2SDを下回った初めの時点を保持開始時点（Holding onset）、さらに再度2SDを越えた最初の時点を下降開始時点（Lowering onset）とした。そして、Lifting onsetからHolding onset、Holding onsetからLowering onset、Lowering onsetから動作終了までのそれぞれ2秒間をLifting相、Holding相、Lowering相とし、相ごとに分けて解析を行った。MVICに関しては、はじめに最大値を取得、その前後50 msを抽出し、その平均値を使用した。全ての被験者から得られた各相の筋電データをRoot Mean Square（RMS）処理し、MVICから得られたデータにて除することで%MVICを算出し、後の解析に使用した。さらに、筋活動の記録開始時のBaselineから2SDを越えた始めの時点を筋活動開始時点（筋活動onset）とし、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として各筋の筋活動onsetの位置を特定した。ここで、Draw-in挙上はDraw-inを行いながらの挙上であるため、体幹ローカル筋であるIO-TrAやMFの活動性が高まった状態となる。従って、Draw-in挙上においては筋活動onsetにその特性が反映されるため、筋活

動onsetの算出はNormal挙上時のみ行った。

3.4 統計学的解析

統計学的解析に関して，解析項目は各課題時の筋活動量（%MVIC），筋活動onsetとし，Normal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量の比較には一元配置分散分析を用いた．筋活動onsetの比較には二元配置分散分析を用いて解析を行った．事後検定にはFisher's LSDを使用し，統計学的有意水準は5%未満とした．

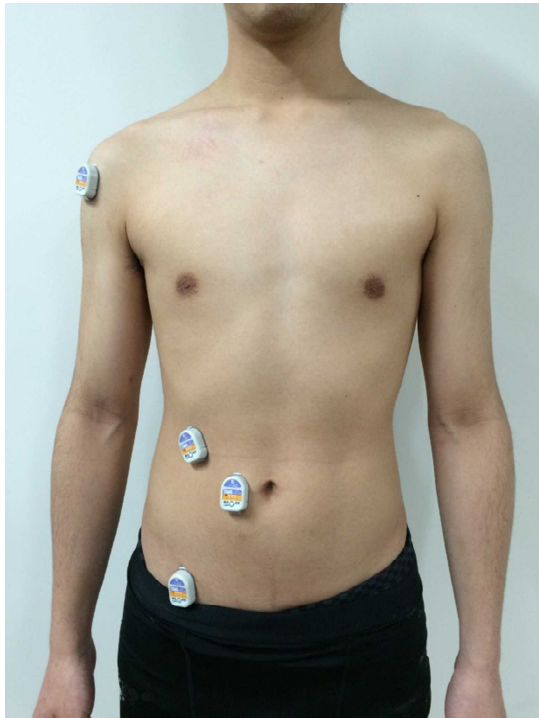


Figure 3-1A

体幹筋活動を計測するための電極貼付位置：三角筋前部線維，外腹斜筋，腹直筋，内腹斜筋-腹横筋（画像上から順に）.

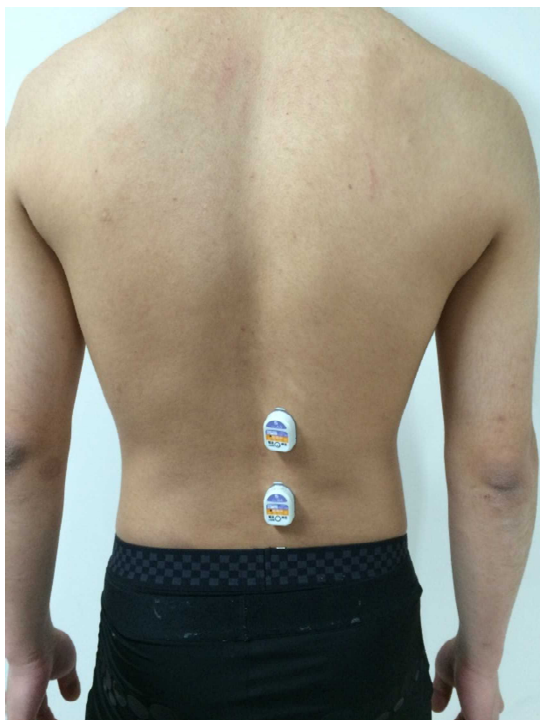


Figure 3-1B

体幹筋活動を計測するための電極貼付位置：脊柱起立筋，腰部多裂筋（画像上から順に）.

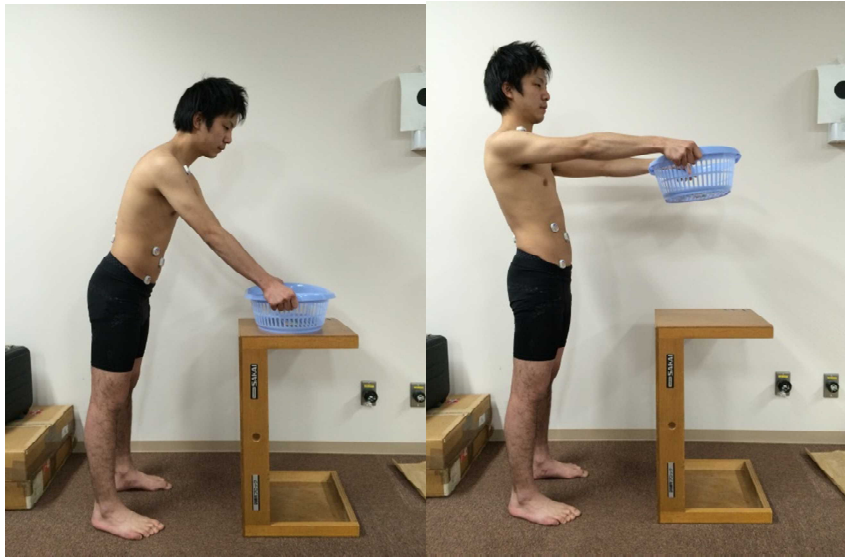


Figure 3-2

動作課題：重量物挙上動作．動作開始肢位・終了肢位（左図），保持肢位（右図）．



Figure 3-3

動作課題の腹部形態：Normal挙上（左図），Draw-in挙上（右図）.

3.5 結果

3.5.1 Lifting相

Lifting相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で $2.7 \pm 0.5\%$ MVIC, $3.1 \pm 1.2\%$ MVIC, $3.8 \pm 1.5\%$ MVIC, $4.2 \pm 1.3\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $2.3 \pm 0.7\%$ MVIC, $2.2 \pm 1.1\%$ MVIC, $2.9 \pm 1.3\%$ MVIC, $3.2 \pm 1.2\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-4A)。統計学的解析の結果、5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $10.3 \pm 2.0\%$ MVIC, $12.4 \pm 2.5\%$ MVIC, $13.4 \pm 4.3\%$ MVIC, $17.8 \pm 4.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $15.0 \pm 3.4\%$ MVIC, $19.1 \pm 3.9\%$ MVIC, $19.6 \pm 5.8\%$ MVIC, $20.8 \pm 6.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-4B)。統計学的解析の結果、0 %BW, 5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $3.1 \pm 0.6\%$ MVIC, $2.9 \pm 0.9\%$ MVIC, $2.9 \pm 1.2\%$ MVIC, $2.9 \pm 1.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $3.0 \pm 0.8\%$ MVIC, $3.1 \pm 1.0\%$ MVIC, $2.8 \pm 1.0\%$ MVIC, $2.8 \pm 0.9\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-4C)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $13.4 \pm 3.2\%$ MVIC, $16.1 \pm 3.6\%$ MVIC, $18.0 \pm 3.1\%$ MVIC, $18.9 \pm 3.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $9.3 \pm 3.4\%$ MVIC, $10.7 \pm 3.9\%$ MVIC, $14.7 \pm 3.2\%$ MVIC, $17.6 \pm 3.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-4D)。統計学的解析の結果、0 %BW, 5 %BW, 10 %BWにおいて、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $11.7 \pm 3.2\%$ MVIC, $12.0 \pm 3.6\%$ MVIC, $13.1 \pm 3.1\%$ MVIC, $12.6 \pm 3.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $16.5 \pm 3.4\%$ MVIC, $15.7 \pm 3.9\%$ MVIC, $10.9 \pm 3.2\%$ MVIC, $12.5 \pm 2.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-4E)。統計学的解析の結果、0 %BW, 5 %BWにおいて、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

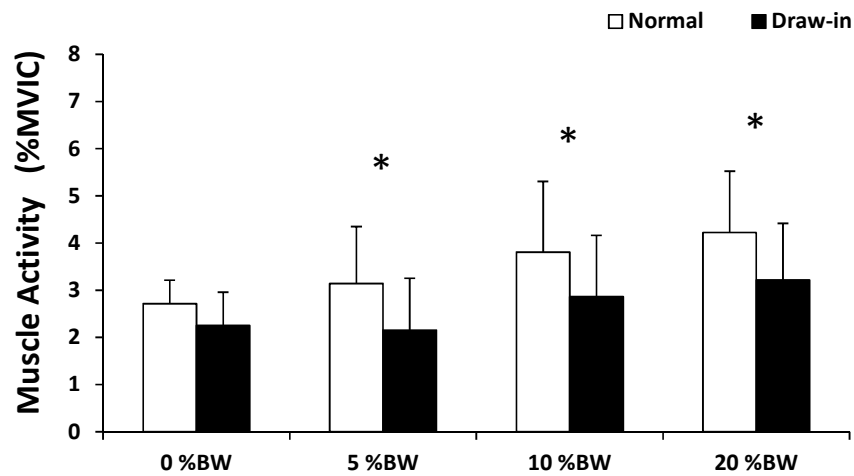


Figure 3-4A

Lifting相における外腹斜筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$

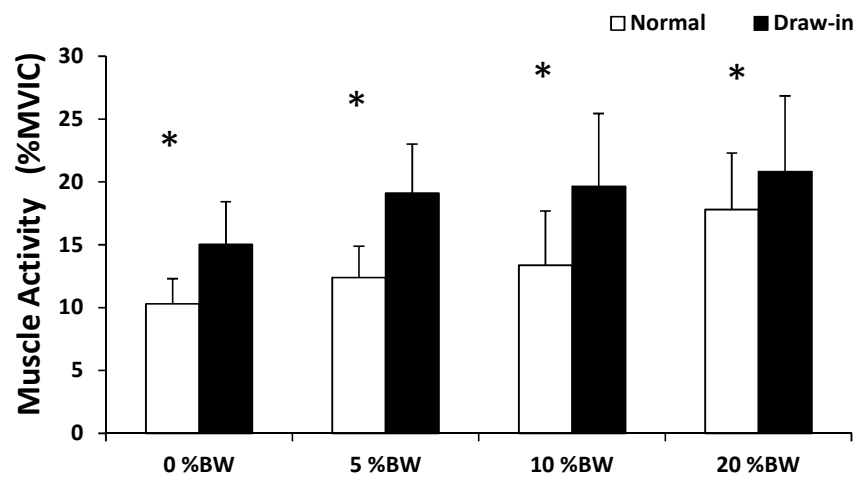


Figure 3-4B

Lifting相における内腹斜筋-腹横筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

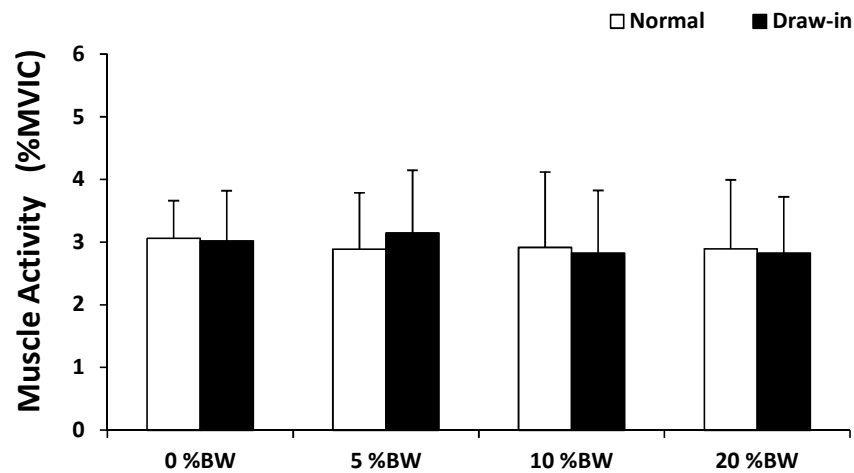


Figure 3-4C

Lifting相における腹直筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

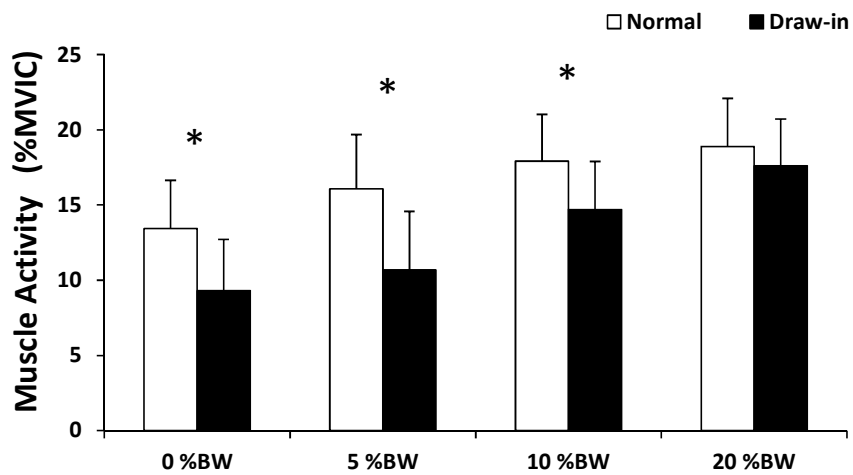


Figure 3-4D

Lifting相における脊柱起立筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

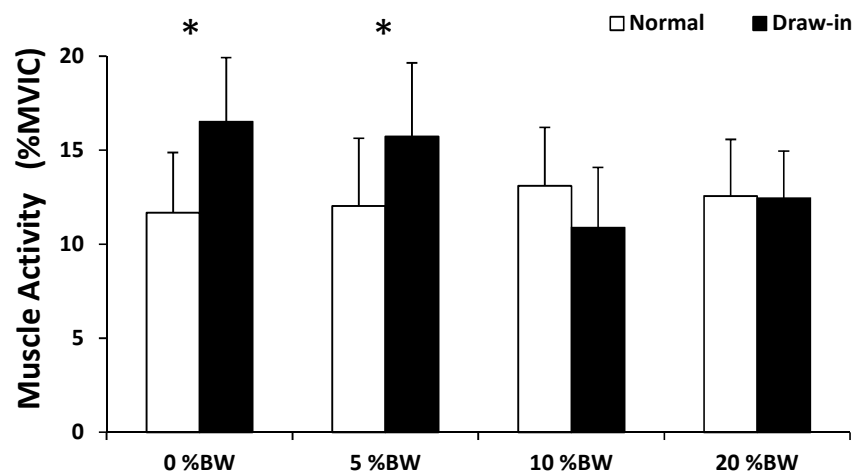


Figure 3-4E

Lifting相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

3.5.2 Holding相

Holding相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で 3.4 ± 0.5 %MVIC, 4.5 ± 1.1 %MVIC, 5.8 ± 1.4 %MVIC, 6.8 ± 1.2 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 2.5 ± 0.7 %MVIC, 2.8 ± 1.1 %MVIC, 4.7 ± 1.6 %MVIC, 5.4 ± 1.2 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-5A)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 11.3 ± 3.2 %MVIC, 12.9 ± 3.6 %MVIC, 16.9 ± 5.2 %MVIC, 19.9 ± 5.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 18.8 ± 3.4 %MVIC, 20.1 ± 3.7 %MVIC, 23.7 ± 5.4 %MVIC, 24.2 ± 5.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-5B)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 3.5 ± 0.5 %MVIC, 3.2 ± 0.8 %MVIC, 3.1 ± 1.3 %MVIC, 3.0 ± 1.0 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 3.3 ± 0.9 %MVIC, 3.5 ± 1.0 %MVIC, 2.9 ± 1.0 %MVIC, 2.9 ± 0.8 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-5C)。統計学的解析の結果, 全ての重量条件において, Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 14.9 ± 3.1 %MVIC, 16.3 ± 3.5 %MVIC, 19.3 ± 3.2 %MVIC, 21.1 ± 3.4 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 9.9 ± 3.2 %MVIC, 13.3 ± 3.7 %MVIC, 15.6 ± 3.1 %MVIC, 21.2 ± 3.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-5D)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 13.3 ± 3.1 %MVIC, 12.6 ± 3.4 %MVIC, 14.9 ± 3.2 %MVIC, 18.1 ± 3.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 17.4 ± 3.5 %MVIC, 19.7 ± 4.0 %MVIC, 18.6 ± 3.3 %MVIC, 19.6 ± 2.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-5E)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

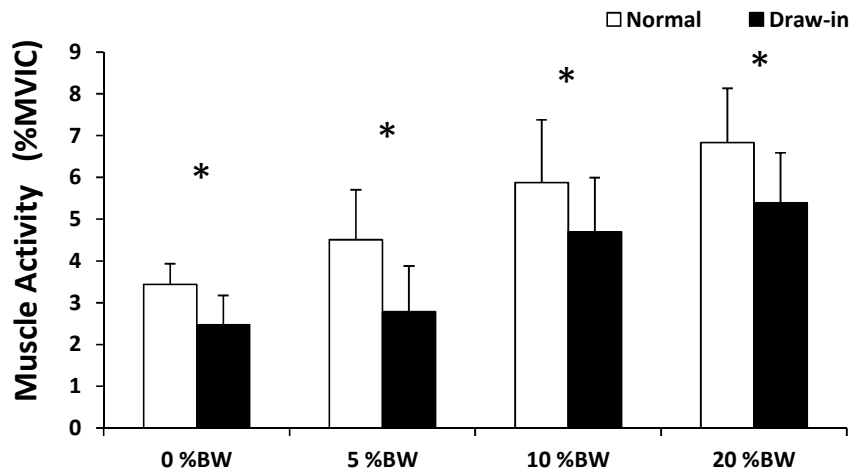


Figure 3-5A

Holding相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

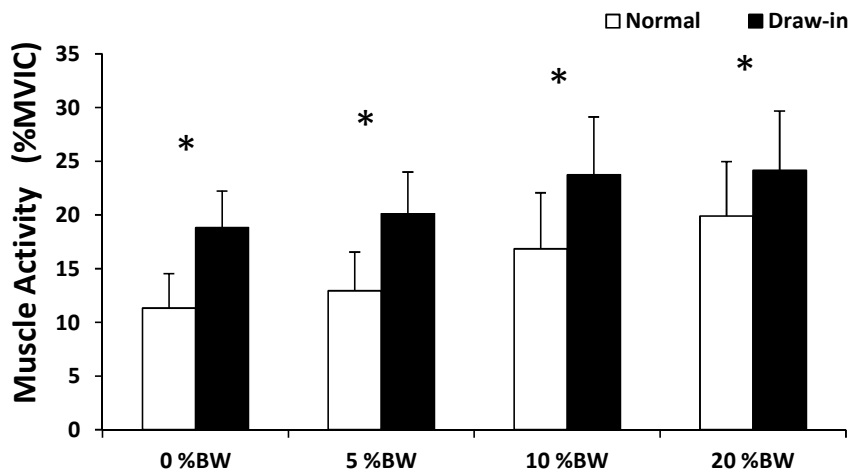


Figure 3-5B

Holding相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

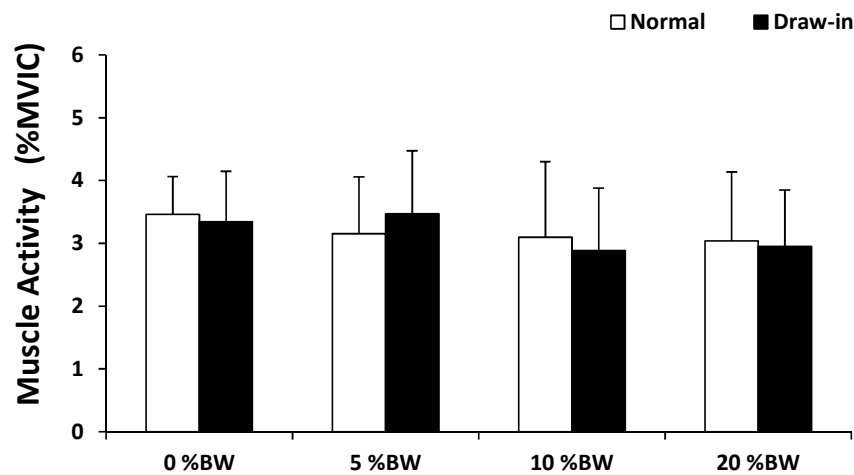


Figure 3-5C

Holding相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

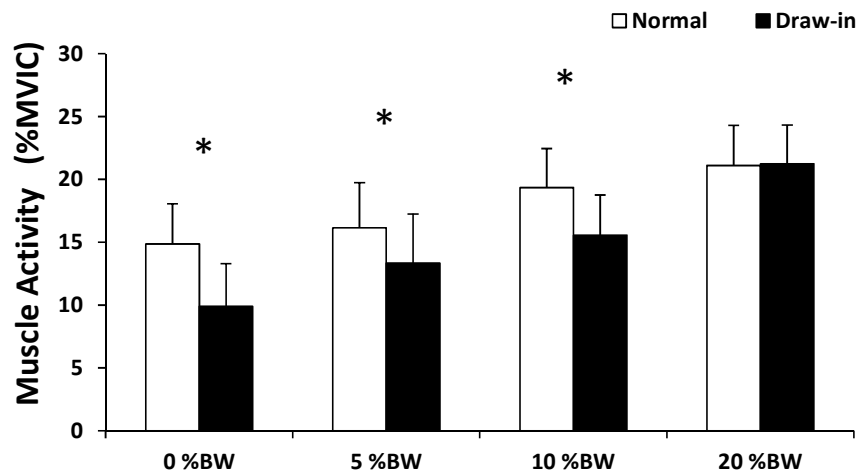


Figure 3-5D

Holding相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

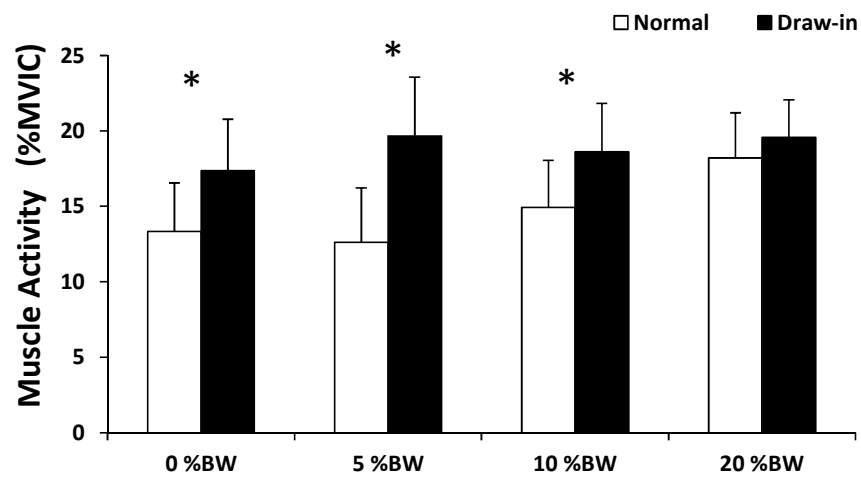


Figure 3-5E

Holding相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

3.5.3 Lowering相

Lowering相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で 3.1 ± 0.6 %MVIC, 4.1 ± 1.1 %MVIC, 6.0 ± 1.5 %MVIC, 6.9 ± 1.4 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 2.0 ± 0.6 %MVIC, 2.6 ± 1.0 %MVIC, 4.8 ± 1.3 %MVIC, 4.7 ± 1.2 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-6A)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 10.8 ± 3.0 %MVIC, 12.8 ± 3.5 %MVIC, 19.0 ± 5.1 %MVIC, 20.6 ± 5.0 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 15.3 ± 3.3 %MVIC, 16.9 ± 3.8 %MVIC, 19.6 ± 5.2 %MVIC, 22.6 ± 5.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-6B)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 3.6 ± 0.6 %MVIC, 3.1 ± 0.9 %MVIC, 3.0 ± 1.1 %MVIC, 3.0 ± 1.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 3.2 ± 0.9 %MVIC, 3.3 ± 0.9 %MVIC, 2.9 ± 1.0 %MVIC, 2.9 ± 0.9 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-6C)。統計学的解析の結果, 全ての重量条件において, Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 12.4 ± 3.3 %MVIC, 14.0 ± 3.6 %MVIC, 15.7 ± 3.0 %MVIC, 17.3 ± 3.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 9.0 ± 3.3 %MVIC, 11.0 ± 3.8 %MVIC, 12.4 ± 3.2 %MVIC, 17.5 ± 3.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-6D)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BW, 10 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 9.3 ± 3.2 %MVIC, 10.3 ± 3.5 %MVIC, 12.5 ± 3.1 %MVIC, 15.5 ± 3.0 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 13.5 ± 3.3 %MVIC, 12.8 ± 3.8 %MVIC, 14.9 ± 3.3 %MVIC, 16.7 ± 2.4 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-6E)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

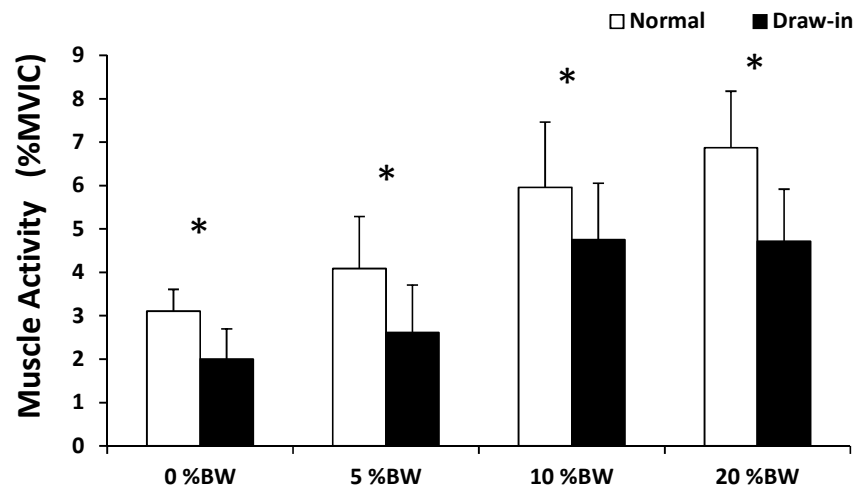


Figure 3-6A

Lowering相における外腹斜筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

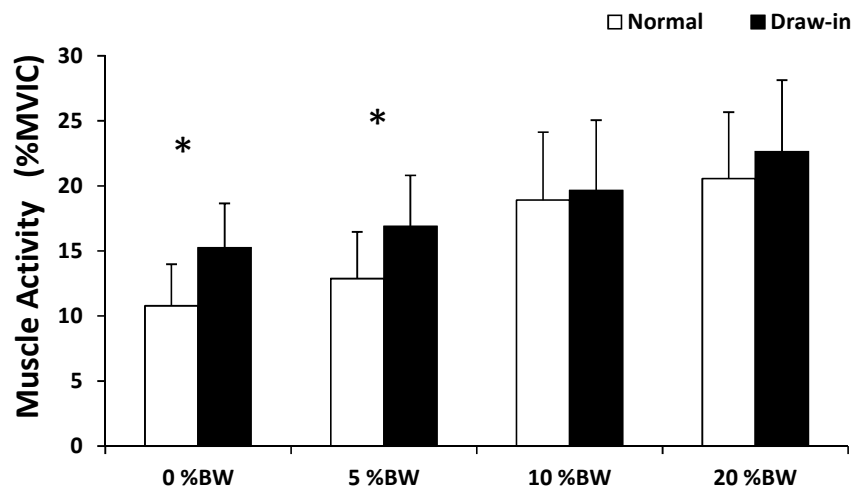


Figure 3-6B

Lowering相における内腹斜筋-腹横筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

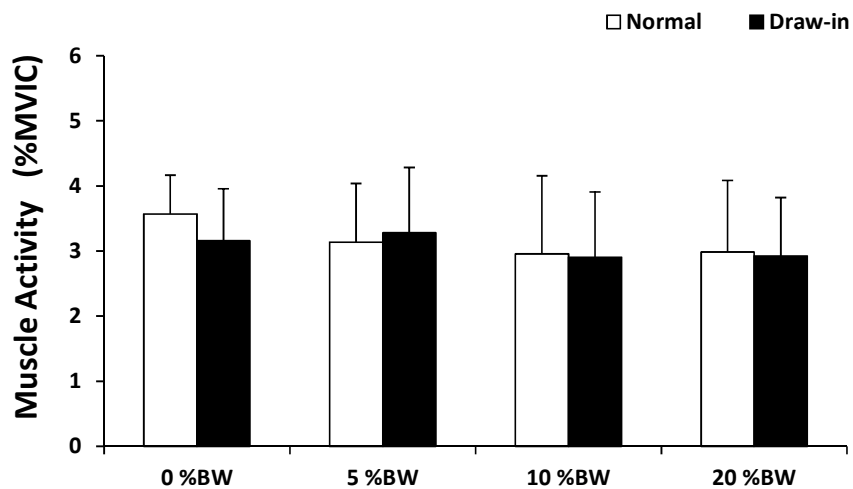


Figure 3-6C

Lowering相における腹直筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

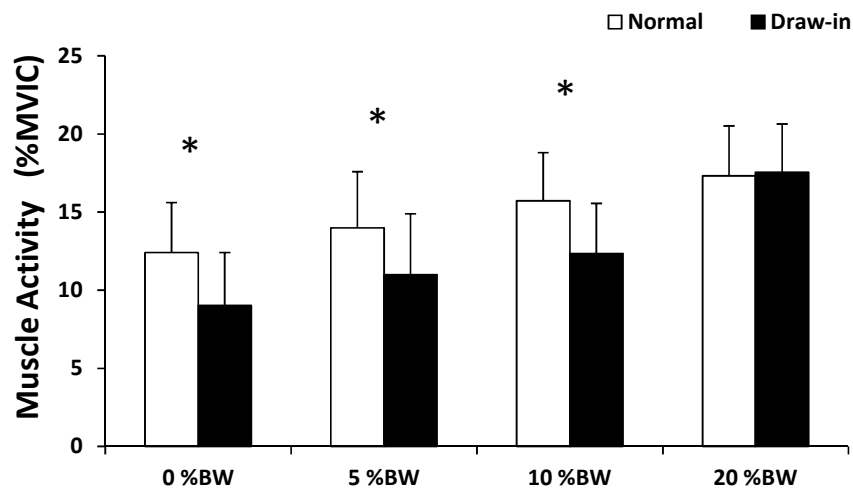


Figure 3-6D

Lowering相における脊柱起立筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

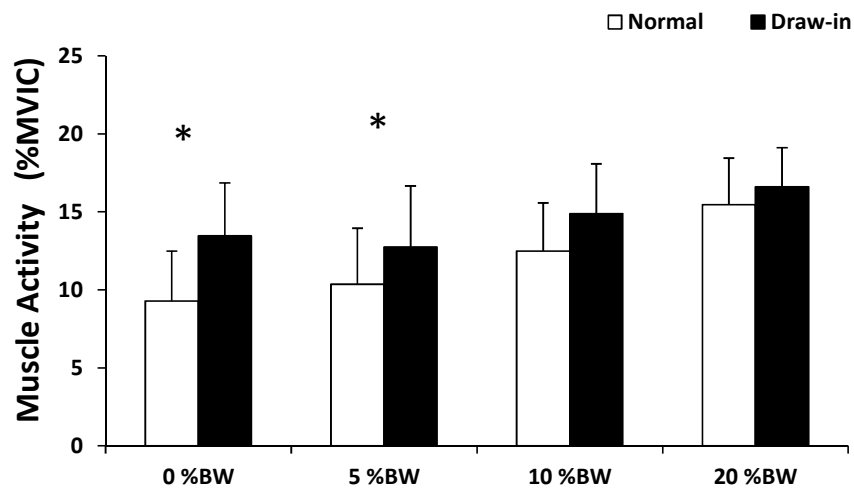


Figure 3-6E

Lowering相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

3.5.4 筋活動onset

各筋における筋活動onsetは、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として、外腹斜筋で 54.3 ± 16.2 msec, 60.0 ± 14.8 msec, 70.7 ± 12.2 msec, 82.1 ± 10.3 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-7). 重量条件間の比較において, 0 %BW, 5 %BWに比して20 %BWにおいて有意な筋活動onsetの遅延が認められた ($p < 0.05$).

内腹斜筋-腹横筋で -42.2 ± 13.1 msec, -43.5 ± 12.2 msec, -71.3 ± 10.3 msec, -81.5 ± 11.3 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-7). 重量条件間の比較において, 0 %BW, 5 %BWに比して10 %BW, 20 %BWにおいて有意に筋活動onsetが早期に生じた ($p < 0.05$).

腹直筋で 137.5 ± 17.3 msec, 154.2 ± 16.7 msec, 159.5 ± 15.7 msec, 152.7 ± 14.6 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-7). 統計学的解析の結果, 全ての重量条件において有意差は認められなかった.

脊柱起立筋で 36.3 ± 8.2 msec, 30.5 ± 7.1 msec, 34.2 ± 9.1 msec, 30.7 ± 9.6 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-7). 統計学的解析の結果, 全ての重量条件において有意差は認められなかった.

腰部多裂筋で 7.8 ± 8.5 msec, 11.8 ± 7.7 msec, 13.5 ± 8.2 msec, 13.1 ± 9.1 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 3-7). 統計学的解析の結果, 全ての重量条件において有意差は認められなかった.

統計学的解析の結果, 各筋の筋活動onsetは, 内腹斜筋-腹横筋, 腰部多裂筋, 脊柱起立筋, 外腹斜筋, 腹直筋の順で有意に早期に生じていた (それぞれ $p < 0.01$, Figure 3-7).

Onset of each muscle (msec)

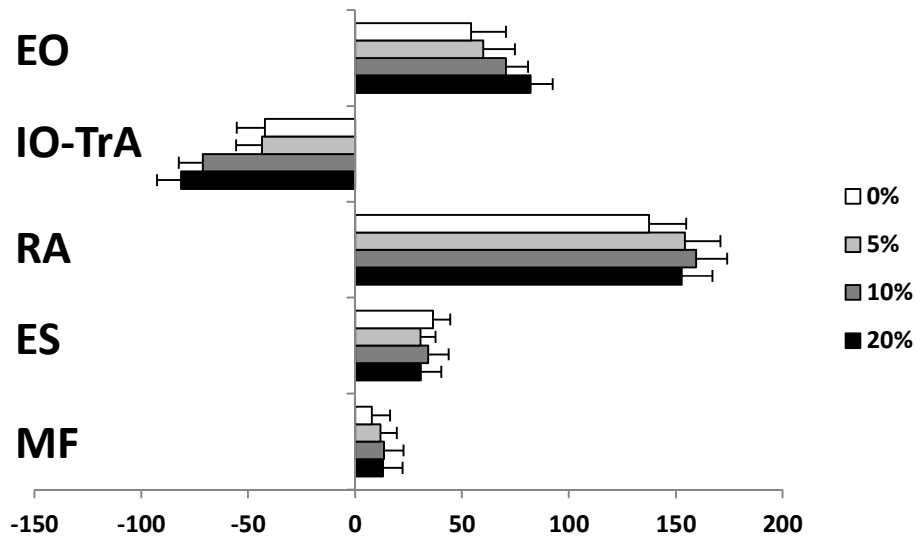


Figure 3-7

各筋の筋活動onset.

EO：外腹斜筋，IO-TrA：内腹斜筋-腹横筋，RA：腹直筋，ES：脊柱起立筋，MF：腰部多裂筋，0 %BW：体重比0 %での重量物挙上，5 %BW：体重比5 %での重量物挙上，10 %BW：体重比10 %での重量物挙上，20 %BW：体重比20 %での重量物挙上．単位はmsecであり，グラフにおける0は三角筋前部線維の筋活動onsetを示す．グラフは平均値と標準偏差を示す．

3.6 考察

本研究結果から、Lifting相、Holding相、Lowering相の全相において外腹斜筋は5 %BW, 10 %BW, 20 %BWで、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた。さらに、脊柱起立筋も同様に全相において0 %BW, 5 %BW, 10 %BWで、Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた。したがって、健常者においてはDraw-inにより体幹ローカル筋群が活性化されると体幹グローバル筋群である外腹斜筋や脊柱起立筋の筋活動量が減少することが示唆された。これは本研究課題の仮説を支持するものである。Panjabi^{23,24)}は、神経コントロールサブシステムが脊椎周囲の個々の筋の力産生を調整すると提唱している。Draw-inにより体幹ローカル筋群が活性化されることで神経コントロールサブシステムは脊椎に対して安定性が供給されたと判断し、これに応じて体幹グローバル筋群による剛性増加の必要性は減少する。その結果、外腹斜筋や脊柱起立筋の筋活動量が減少したものと推察される。この一連のプロセスがフィードフォワードで行われたか、もしくはフィードバックで行われたかについては本研究デザインからは判断できない。しかしながら、神経コントロールサブシステムは動作による負荷が予め予想可能な場合、事前に脊椎周囲の筋活動量を調整し、予想できない場合は求心性入力に応じて活動量を調整する機能を有する。これを考慮すると、一定の推察は可能である。まず、本研究において重量条件はランダム化されているが、被験者に対して重量のブラインドは行われていない。したがって、被験者は挙上させる重量がどの程度か予測することが可能であった。これにより、フィードフォワード機能が働き体幹筋群の活動量が調整、準備される。その後、Draw-inを行い体幹ローカル筋群の活動性を増加させる。この自動サブシステムの情報が求心性に神経サブシステムに伝達され、体幹に安定性が供給されたと解釈される。つまり、この時点でフィードバック制御が機能することとなり、安定性が得られたと判断されることで安定性に関連する体幹グローバル筋群の活動性が抑えられる。その後、挙上した際には予測との誤差を修正するよう連続的にフィードバック制御が行われる。この一連の制御により、出力としての体幹グローバル筋群の筋活動は減少したと思われる。しかしながら、本研究デザインは予測、非予測を扱ったものではなく、さらには神経サブシステムの機能に焦点を当てたものではないため上記に関しては推測の域を出ないが、本研究結果を解釈する上で一つの説明にはなるだろう。

体幹グローバル筋群に属する両筋は、主として体幹や脊柱の運動方向に関与する。また、個々の脊椎セグメントに対して適切な安定性を供給するには不向きであり、解剖学的構造から脊椎全体にわたる剛性を高めることで安定性を供給する。しかしながら、体幹グローバル筋群による剛性の増加は同時に、脊椎に対して負荷を増加させ、正常な運動パターンを阻害する可能性がある¹²⁵⁾。この体幹筋群の異常な活動や運動パターンが繰り返し生じることで、将来的に腰痛症が惹起されるかもしれない。本研究の所見から、体幹ローカル筋群を活性化させることで体幹グローバル筋群の活動性を減弱させることが示されたが、体幹グローバル筋群の活動量の減少が将来的な腰痛発症のリスク減少

に直接関連するかについては議論の余地がある。まず、適切な脊椎環境とは、体幹ローカル筋群による安定性の提供を基盤とし、その上で体幹グローバル筋群が協調的に作用することである。つまり、たとえ安定性が供給されたとしても体幹グローバル筋群の機能になんらかの異常が生じ、その活動性が低下した場合、動作に対する最適な環境を整えることはできず、結果として脊椎に対して負荷を与えることになるかもしれない。したがって、安易に体幹グローバル筋群の活動性を減弱させることは適切ではなく、目的とする姿勢や動作、運動に応じて活動量を調整する必要がある。しかしながら、逆に体幹グローバル筋群の活動量が大きく、体幹ローカル筋群との協調性が破綻している場合は、本研究で用いられたDraw-inにより、その活動性を抑制することが可能であると思われる。

健常者においてはDraw-inをはじめとする多くの手法にて体幹ローカル筋群の活性化が報告されている^{87,108-110}。本研究にて使用されたDraw-inは体幹の安定性、いわゆるコアスタビリティを高めるエクササイズとして最も広く認知された手法であり、多くのエビデンスが存在する。本所見においても内腹斜筋-腹横筋の筋活動量はDraw-in時に有意に増加していた。このことは、健常者においては体幹ローカル筋群が正常に機能していることを示しており、過去の研究結果を支持するものである。一般的に体幹ローカル筋群の活動性は四肢の運動方向には影響されず、速度や負荷に応じて変化するとされている^{101,126}。本研究においては筋活動量の重量条件間での比較検討は行なっていないが、結果から重量の増加に伴う活動性の増加が確認できる。しかしながら、Lifting相、およびHolding相においては全重量条件でNormal挙上とDraw-in挙上に有意差が認められたが、Lowering相においては0 %BW, 5 %BWにおいてのみ有意差が認められ、10 %BW, 20 %BWにおいては挙上条件間で活動量に差が認められなかった。この所見を説明するものとして、以下の点が挙げられる。一つ目として、Cholewickiら¹⁴⁾は、体幹ローカル筋群による安定性の提供は低レベルの活動において充分であると報告している。さらに、高負荷になるに従い体幹にはより強い力（本研究においては体幹に対する屈曲、伸展モーメント）が働くため、神経サブシステムはこれに応じて戦略を変え、体幹ローカル筋群とグローバル筋群を共同収縮的に活動させるか、もしくは、フィードフォワード機能により、10 %BW, 20 %BWといった予想される高負荷に見合う力産生を体幹グローバル筋群に依存した結果、体幹ローカル筋群への努力要求を減少させる戦略を採用するかもしれない。2つ目は、本所見はLowering相に特異的なものであることを考慮すると、この相においては重量を下降させる動作であり、その際、動作を制御するために脊柱起立筋の活動性が増加することが考えられる。10 %BW, 20 %BWといった高負荷であればよりその活動性は増加するかもしれない。したがって、Draw-inを適切に行なっていたとしても、相反抑制的に体幹前面の筋である内腹斜筋-腹横筋の活動性がこの相においては抑えられたかもしれない。本所見はこれらの点を反映した結果であると推察される。また、腰部多裂筋においても内腹斜筋-腹横筋と同様の結果が認められた。このことから、両筋は体幹ローカル筋群であるため、目的とする動作に対しては協調的に、同じ戦略を用いて制御されていることが示唆された。

一方、腹直筋に関しては全相において挙上条件間に有意差が認められなかった。これは、腹直筋の筋活動量には体幹ローカル筋群の活性化の影響が及ばない可能性を示唆するものである。腹直筋の機能としては主に体幹に対して屈曲モーメントを与えることであり、本研究で使用された動作課題である挙上動作は基本的に体幹伸展モーメントを必要とするものである。したがって、腹直筋に対する活動要求は低く、脊柱起立筋による体幹伸展モーメントに対するcounter-activity程度に留まったかもしれない。腹直筋はIAPの算出や脊椎分節的制御にはほとんど関与しないことも、本所見に対する1つの説明であるかもしれない。

筋活動のonsetに関して、外腹斜筋は重量条件間の比較において、0 %BW, 5 %BWに比して20 %BWにおいて有意な筋活動onsetの遅延が認められた。また、内腹斜筋-腹横筋は0 %BW, 5 %BWに比して10 %BW, 20 %BWにおいて有意に筋活動onsetが早期に生じていた。これらの結果は、過去に肩関節の屈曲、外転、伸展時における三角筋の筋活動onsetに対する腹部筋群の筋活動onsetを筋電図学的に調査した先行研究^{101,102)}や、体幹の屈曲-伸展運動を反復的に行った際の腹直筋、脊柱起立筋群、外腹斜筋、内腹斜筋、腹横筋の筋活動を計測した研究⁶⁸⁾の結果を支持するものであり、本研究で使用された動作課題である挙上動作においても同様の活動パターンが示された。しかしながら、これら先行研究においては運動の方向のみを検討したものであり、本研究のように重量条件を設定し比較してものではない。本研究においては、外腹斜筋で20 %BWの際に有意な筋活動onsetの遅延が認められた。これは、内腹斜筋-腹横筋においては同重量条件で有意な筋活動onsetの早期化が認められたことと合わせて考えると、高負荷条件では予め体幹安定性に対する要求が増加するため、体幹ローカル筋群である内腹斜筋-腹横筋に対する活動要求が増加し、一方で体幹グローバル筋群である外腹斜筋に対する努力要求が減少した結果を反映するかもしれない。しかしながら、腹横筋の活動性が予め準備されている場合、姿勢応答が遅延したとの報告¹⁰¹⁾もあるため、より詳細な検討が必要であると思われる。いずれにせよ、本所見から、体幹筋の活動応答は負荷に依存して変化する可能性が示唆された。また、背部の筋である脊柱起立筋や腰部多裂筋においては負荷依存の変化は認められなかった。このことは、動作特性を反映したものであると推察される。挙上動作は前述したように基本的には体幹伸展モーメントを必要とするため、primary-moverとして背部の筋の活動が必須となる。各筋ごとの比較において、内腹斜筋-腹横筋に続いて活動が開始されるのが腰部多裂筋、脊柱起立筋であることから、挙上動作を開始するにあたってまずは体幹ローカル筋群が活動することで安定性を確保し、その後体幹を伸展させるために脊柱起立筋の活動が準備されるという神経サブシステムによる制御プロセスが明瞭に理解できる。したがって、健常者においては、神経サブシステムによる合目的的な制御が正常に機能していることが、本所見により明らかとなった。

第 3 章

研究課題1 健常者における検討

3.7 結論

1. 本研究課題は，健常者において，重量物挙上時の体幹ローカル筋群，体幹グローバル筋群の筋活動を計測し，体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討したものである．
2. 結果から，健常者においては体幹ローカル筋群を活性化することで外腹斜筋，脊柱起立筋といった体幹グローバル筋群の活動性が減少した．
3. 筋活動onsetにおいては負荷依存の活動パターンが認められ，動作課題に対する順序立った制御が明らかとなった．
4. 健常者においては，神経サブシステムの制御機能が正常に働いており，この制御に関連した体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群の活動特性の一端が示唆された．

第 4 章

研究課題2 慢性腰痛症例における検討

4.1 対象

本研究課題における被験者は、本学に在籍する慢性腰痛症例9名である。被験者の平均年齢、身長、体重はそれぞれ、 22.3 ± 1.1 歳、 1667.2 ± 10.9 cm、 56.9 ± 10.8 kgである。実験時の疼痛強度はVisual Analogue Scale (VAS) で 35.3 ± 16.1 mmで、Oswestry Disability Index 2.0 (ODI) によるスコアは 12.0 ± 6.5 %であった。取り込み基準は実験時において神経学的所見を有さない者、12週以上続く腰部痛がある者、少なくとも1年以内に上下肢および体幹に整形外科的既往歴および手術歴のない者、体幹ローカル筋群の特異的トレーニング（体幹安定化トレーニング）の経験がない者、妊娠中でない者、実験時に腰部に疼痛が認められない者、本実験を遂行可能な者、とした。本研究課題における被験者は事前に研究について十分な説明を受け、理解と同意を得られた者のみ同意書に署名し、実験に参加した。本研究は本学保健科学研究院の倫理委員会の承認を得て行った。

4.2 方法

本研究課題における計測機器は日本光電社製ワイヤレス表面筋電計を使用した。サンプリング周波数は1000 Hzで、band-pass filterは15-500 Hzとした。計測対象とする体幹筋群は三角筋前部線維、外腹斜筋 (External oblique : EO)、内腹斜筋-腹横筋 (Internal oblique-Tranversus abdominis : IO-TrA)、腹直筋 (Rectus abdominis : RA)、脊柱起立筋 (Erector spinae : ES)、腰部多裂筋 (Lumbar multifidus : MF) とし、全て右側を対象とした。各筋における電極貼付位置は以下のとおりである (Figure 3-1A,B) : 三角筋前部線維 ; 肩峰より2横指前下方, EO ; 腸骨稜を肋骨弓後縁, IO-TrA : 上前腸骨棘より2 cm内下方, RA : 臍より2 cm横, ES : 第1腰椎棘突起の外方2 cm, MF : 第4および第5腰椎棘突起の外方2 cmとした¹⁰²⁾。電極の貼付に先立ち、皮膚抵抗の減弱のためにアルコールにより脱脂、その後研磨剤により皮膚の角質を処理した。皮膚前処理後、電極を各筋の走行に平行になるよう貼付した。電極貼付後に各筋が特異的に活動する動作を行い、それぞれの筋より正確に筋活動が記録されることをモニターし確認した。

本研究課題で用いた動作は重量物の挙上課題とした (Figure 3-2)。被験者の姿勢は直立位より体幹を 30° 前傾させ、肩関節屈曲位、肘関節伸展位にて前方の台上に置かれている箱の把手部分を把持した。台の高さは前述した姿勢が快適に可能となるよう被験者の身長に合わせて調整した。両足部の位置は肩幅と同間隔とした。これを開始肢位とし、合図と

もに箱を台より挙上，保持し，その後下降させ開始肢位に戻るまでを1動作とした．これを挙上-保持-下降と3つの相に分け，メトロノーム（60 bpm）を使用しそれぞれ2秒ごとに移行するよう指示した．実験の開始に先立って被験者の身長，体重を計測した．さらに，各被験者には疼痛や機能障害に関する各質問紙表（ODI, VAS）に回答してもらった．ODIとは，日常動作に関連した10の項目から成る疾患特異的QOLの評価尺度である．得点は各セッションが0-5の6段階評価になっており，各得点の合計を満点である50点で除し，それを%で表示するものである．質問項目の中には対象者が回答しにくいものも存在するため，回答が得られなかった項目については合計から差し引き算出した（例えば，1項目回答しなかった場合は5点分を差し引き，45点満点として算出した）．VASは患者の主観的な疼痛評価の尺度である．これには標準的な100 mm幅の物を使用し，0 mmを『疼痛無し』，100 mmを『耐えられないほどの激痛』と定義し，目盛や数値などは記載しなかった．その後，それぞれの被験者ごとに体重の0，5，10，20%を算出し，各種重錘を用いて調整した後に被験者前方に置かれた箱の中に入れた．挙上する際の各重量条件（体重の0，5，10，20%Body Weight：BW）における順序はエクセルの乱数表を用いてランダム化した．また，本研究における挙上条件として，特別な指示を与えず挙上するNormal挙上と，体幹ローカル筋群を特異的に収縮させる方法とされているDraw-inを行いながら挙上するDraw-in挙上の2条件を設定した（Figure 3-3）．挙上条件に関しては，はじめにNormal挙上にて計測を行い，その後Draw-in挙上にて計測を行った．この2条件をランダム化しなかった理由として，Draw-in挙上をはじめに行うと体幹ローカル筋群が賦活化され，後のNormal挙上の際に記録される筋活動に影響を及ぼす可能性が考えられるためである．試行回数は，課題中の筋活動をモニタリングし，機器に起因する問題が確認された場合や被験者の姿勢，動作に関連して課題が適切に達成されなかった場合を除いて成功試行を3回取得し，後の解析に使用した．従って，試行の総回数は挙上課題2条件，挙上重量4条件，各試行回数3回の，計24試行とした．疲労の影響を考慮して十分に休憩を挟んだ後，得られた筋活動データを標準化するために各筋の最大等尺性収縮（MVIC）を計測した．各筋におけるMVICの計測には以下の方法を用いた：EO；ベッド上膝立て座位にて体幹左回旋運動を行った．被験者は上肢を胸の前で交差させ，検者は被験者の右肩に抵抗を加えた．IO-TrA；最大努力での腹部引き込み運動，RA；ベッド上座位にてsit-upを行った．被験者は上肢を胸の前で交差させ，検者は体幹前面に抵抗を加えた．ES，MF；ベッド上腹臥位にて体幹伸展運動を行った．被験者は両手を後頭部で保持し，検者は被験者の両肩にかかるように抵抗を加えた．各筋におけるMVICの計測は5秒間行い，計2回ずつ取得した．

4.3 データ解析

筋電データの解析区間は，箱に加速度計を取り付け，挙上動作開始時点を元に設定した．算出方法は，挙上により加速度がBaselineの2SDを越えた時点を挙上開始時点（Lifting onset），その後2SDを下回った初めの時点を保持開始時点（Holding onset），さらに再度2SDを越えた

最初の時点を下降開始時点 (Lowering onset) とした。そして, Lifting onsetからHolding onset, Holding onsetからLowering onset, Lowering onsetから動作終了までのそれぞれ2秒間をLifting相, Holding相, Lowering相とし, 相ごとに分けて解析を行った。MVICに関しては, はじめに最大値を取得, その前後50 msを抽出し, その平均値を使用した。全ての被験者から得られた各相の筋電データをRoot Mean Square (RMS) 処理し, MVICから得られたデータにて除することで%MVICを算出し, 後の解析に使用した。さらに, 筋活動の記録開始時のBaselineから2SDを越えた始めの時点筋活動開始時点 (筋活動onset) とし, 三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として各筋の筋活動onsetの位置を特定した。ここで, Draw-in挙上はDraw-inを行いながらの挙上であるため, 体幹ローカル筋であるIO-TrAやMFの活動性が高まった状態となる。従って, Draw-in挙上においては筋活動onsetにその特性が反映されるため, 筋活動onsetの算出はNormal挙上時のみ行った。

4.4 統計学的解析

統計学的解析に関して, 解析項目は各課題時の筋活動量 (%MVIC), 筋活動onsetとし, Normal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量の比較には一元配置分散分析を用いた。筋活動onsetの比較には二元配置分散分析を用いて解析を行った。さらに, 研究課題1で得られた健常者のデータとの比較に対応のない検定を用いた。事後検定にはFisher's LSDを使用し, 統計学的有意水準は5%未満とした。

4.5 結果

4.5.1 Lifting相

Lifting相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で $5.5 \pm 0.5\%$ MVIC, $5.8 \pm 1.3\%$ MVIC, $6.8 \pm 2.0\%$ MVIC, $7.3 \pm 2.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $5.3 \pm 0.7\%$ MVIC, $5.8 \pm 1.5\%$ MVIC, $6.9 \pm 1.3\%$ MVIC, $7.2 \pm 2.3\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-1A)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $7.6 \pm 3.2\%$ MVIC, $7.5 \pm 3.6\%$ MVIC, $8.0 \pm 2.5\%$ MVIC, $6.8 \pm 4.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $7.4 \pm 2.0\%$ MVIC, $8.4 \pm 2.5\%$ MVIC, $8.4 \pm 2.0\%$ MVIC, $8.0 \pm 4.2\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-1B)。統計学的解析の結果、0 %BW, 5 %BW, 10 %BW, 20 %BWにおいて、Normal挙上に比してDraw-in挙上に有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $1.0 \pm 0.6\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.9\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.2\%$ MVIC, $0.9 \pm 1.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $1.0 \pm 0.8\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.0\%$ MVIC, $0.9 \pm 1.0\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.9\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-1C)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $15.1 \pm 3.1\%$ MVIC, $15.4 \pm 3.4\%$ MVIC, $19.5 \pm 3.9\%$ MVIC, $21.8 \pm 4.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $15.1 \pm 3.1\%$ MVIC, $16.1 \pm 3.7\%$ MVIC, $20.3 \pm 4.1\%$ MVIC, $25.6 \pm 4.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-1D)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $11.1 \pm 2.9\%$ MVIC, $9.3 \pm 2.8\%$ MVIC, $8.8 \pm 2.6\%$ MVIC, $9.1 \pm 3.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $11.5 \pm 2.8\%$ MVIC, $11.6 \pm 3.2\%$ MVIC, $9.3 \pm 3.3\%$ MVIC, $9.6 \pm 2.9\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-1E)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

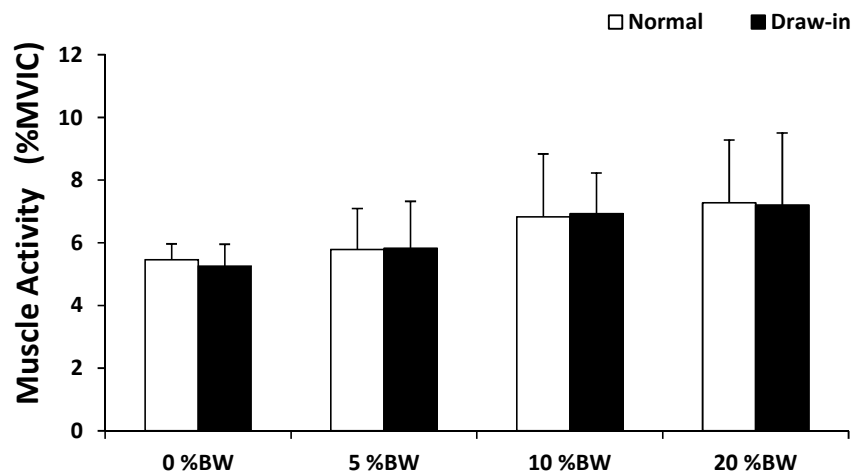


Figure 4-1A

Lifting相における外腹斜筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

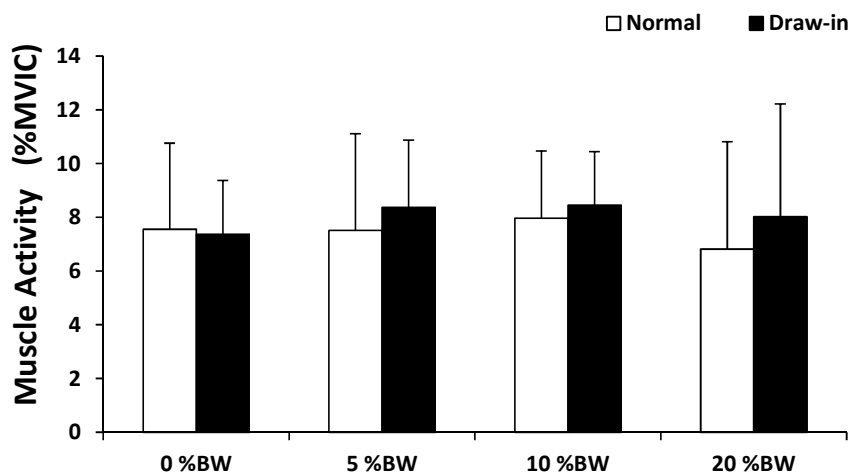


Figure 4-1B

Lifting相における内腹斜筋-腹横筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

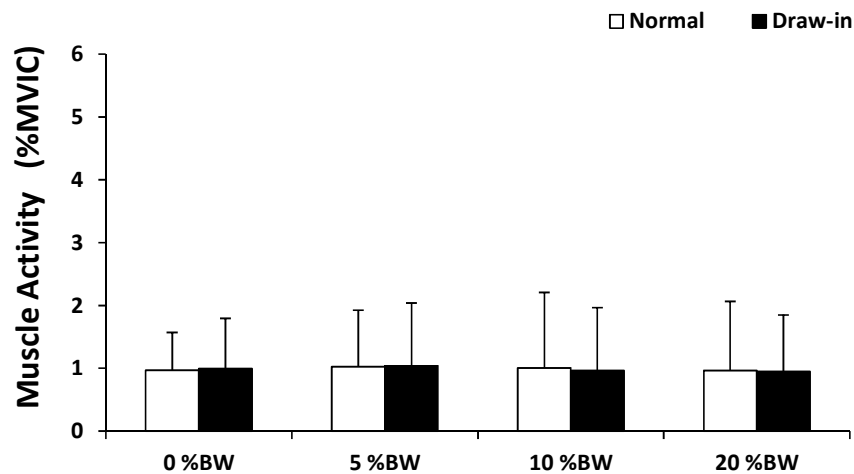


Figure 4-1C

Lifting相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

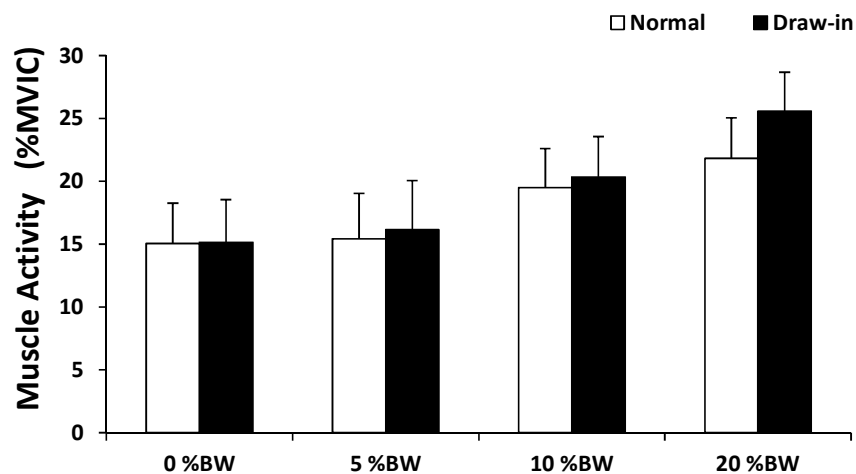


Figure 4-1D

Lifting相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

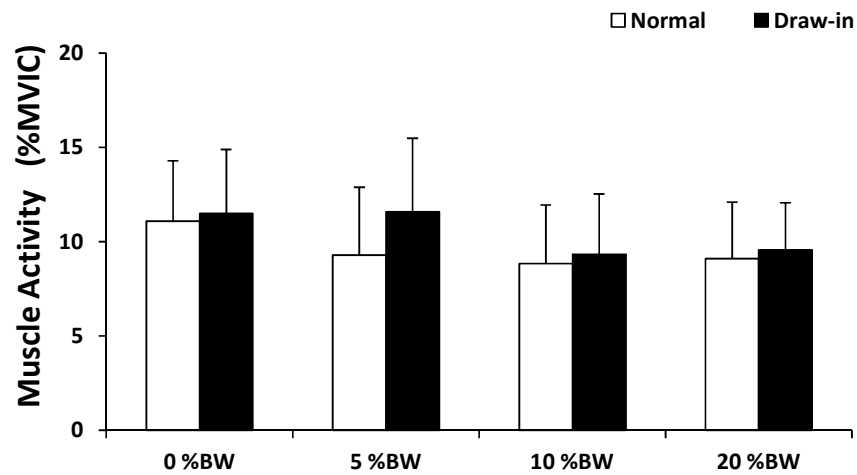


Figure 4-1E

Lifting相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

4.5.2 Holding相

Holding相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で $8.1 \pm 0.5\%$ MVIC, $10.2 \pm 1.2\%$ MVIC, $11.9 \pm 1.5\%$ MVIC, $13.1 \pm 1.3\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $8.3 \pm 0.7\%$ MVIC, $11.0 \pm 1.1\%$ MVIC, $12.1 \pm 1.3\%$ MVIC, $13.3 \pm 1.2\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-2A)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $3.5 \pm 2.1\%$ MVIC, $3.7 \pm 2.6\%$ MVIC, $5.1 \pm 3.2\%$ MVIC, $7.5 \pm 4.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $3.9 \pm 2.5\%$ MVIC, $4.0 \pm 2.1\%$ MVIC, $6.0 \pm 3.0\%$ MVIC, $8.3 \pm 4.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-2B)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

腹直筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $1.1 \pm 0.5\%$ MVIC, $1.2 \pm 0.8\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.1\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.2\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $1.1 \pm 0.9\%$ MVIC, $1.2 \pm 0.9\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.0\%$ MVIC, $1.0 \pm 1.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-2C)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $19.0 \pm 3.0\%$ MVIC, $19.0 \pm 3.5\%$ MVIC, $23.8 \pm 4.0\%$ MVIC, $30.0 \pm 4.2\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $18.6 \pm 2.9\%$ MVIC, $20.3 \pm 3.9\%$ MVIC, $29.5 \pm 4.2\%$ MVIC, $33.3 \pm 4.3\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-2D)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して、筋活動量は $8.5 \pm 2.1\%$ MVIC, $8.8 \pm 2.3\%$ MVIC, $7.8 \pm 3.2\%$ MVIC, $11.2 \pm 3.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $8.0 \pm 1.9\%$ MVIC, $10.2 \pm 3.5\%$ MVIC, $9.1 \pm 3.9\%$ MVIC, $12.6 \pm 3.7\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-2E)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

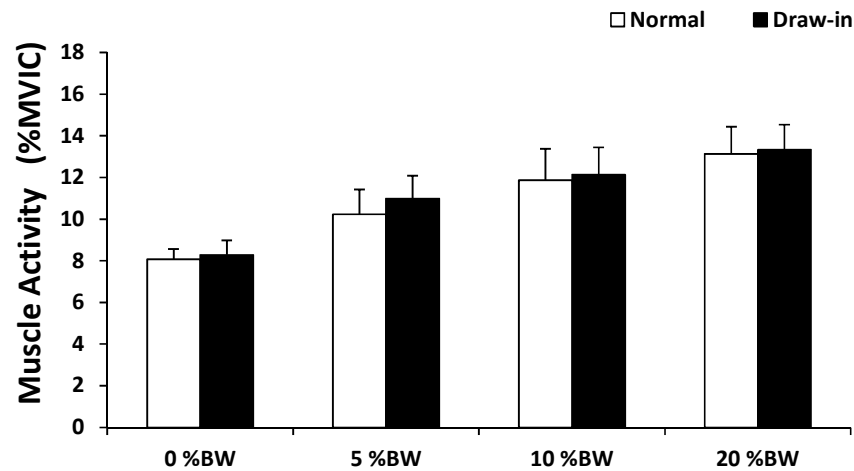


Figure 4-2A

Holding相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

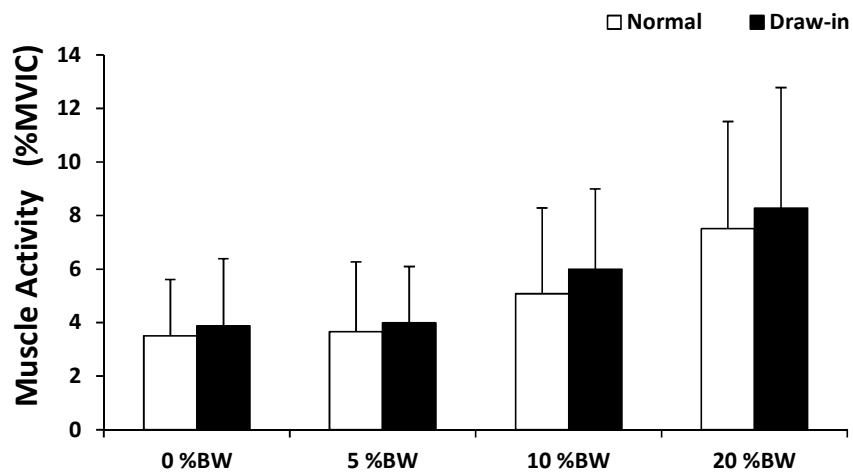


Figure 4-2B

Holding相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

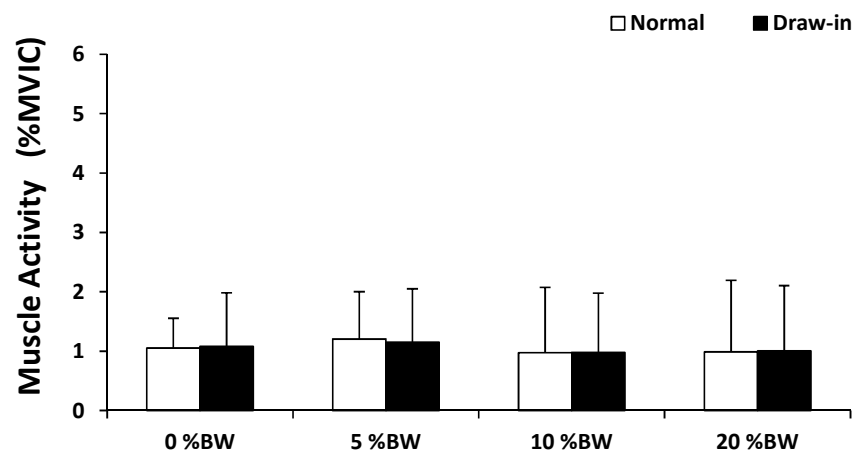


Figure 4-2C

Holding相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

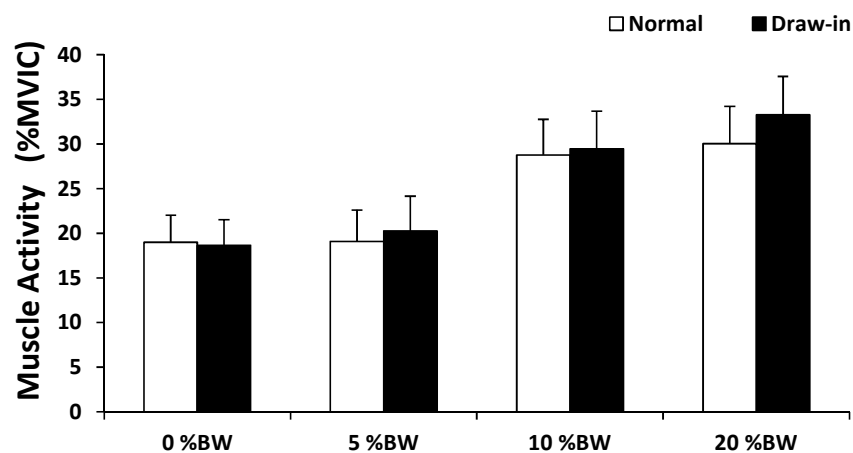


Figure 4-2D

Holding相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

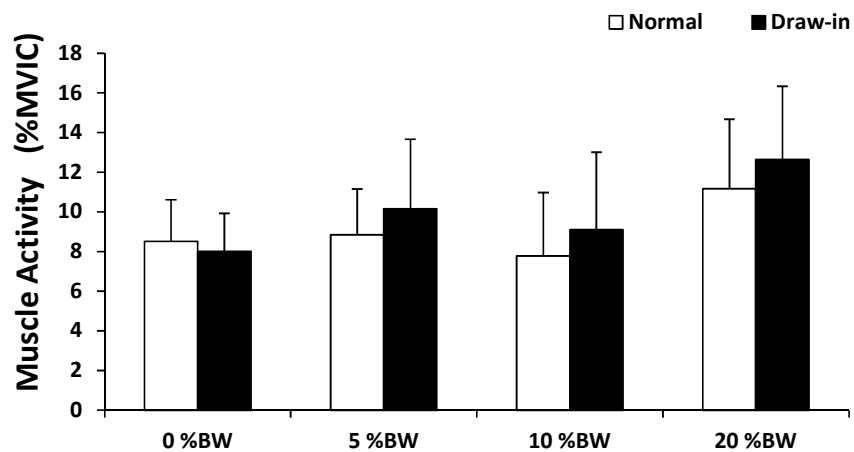


Figure 4-2E

Holding相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

4.5.3 Lowering相

Lowering相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で 5.7 ± 1.5 %MVIC, 5.1 ± 1.6 %MVIC, 6.1 ± 1.8 %MVIC, 8.0 ± 2.0 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 6.7 ± 1.7 %MVIC, 5.6 ± 1.1 %MVIC, 6.1 ± 1.9 %MVIC, 7.7 ± 2.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-3A)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して、筋活動量は 4.4 ± 2.0 %MVIC, 4.4 ± 2.5 %MVIC, 5.3 ± 1.3 %MVIC, 6.7 ± 1.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 5.0 ± 2.1 %MVIC, 5.0 ± 2.4 %MVIC, 5.8 ± 2.2 %MVIC, 6.8 ± 2.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-3B)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

腹直筋のNormal挙上に関して、筋活動量は 1.3 ± 0.7 %MVIC, 1.3 ± 1.0 %MVIC, 1.1 ± 1.4 %MVIC, 1.4 ± 1.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 1.2 ± 0.9 %MVIC, 1.3 ± 1.1 %MVIC, 1.1 ± 1.2 %MVIC, 1.1 ± 1.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-3C)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して、筋活動量は 20.6 ± 3.4 %MVIC, 21.1 ± 5.4 %MVIC, 28.0 ± 5.1 %MVIC, 35.2 ± 6.2 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 21.1 ± 5.1 %MVIC, 25.6 ± 6.8 %MVIC, 29.2 ± 8.9 %MVIC, 35.5 ± 9.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-3D)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して、筋活動量は 9.8 ± 2.4 %MVIC, 9.7 ± 2.5 %MVIC, 6.4 ± 3.0 %MVIC, 6.9 ± 3.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 11.2 ± 2.1 %MVIC, 9.9 ± 3.5 %MVIC, 6.7 ± 4.0 %MVIC, 8.2 ± 3.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-3E)。統計学的解析の結果、全ての重量条件において、Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

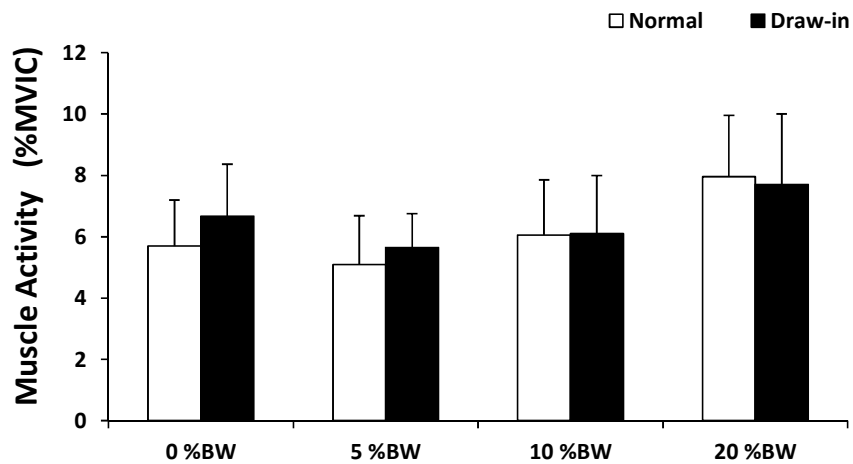


Figure 4-3A

Lowering相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

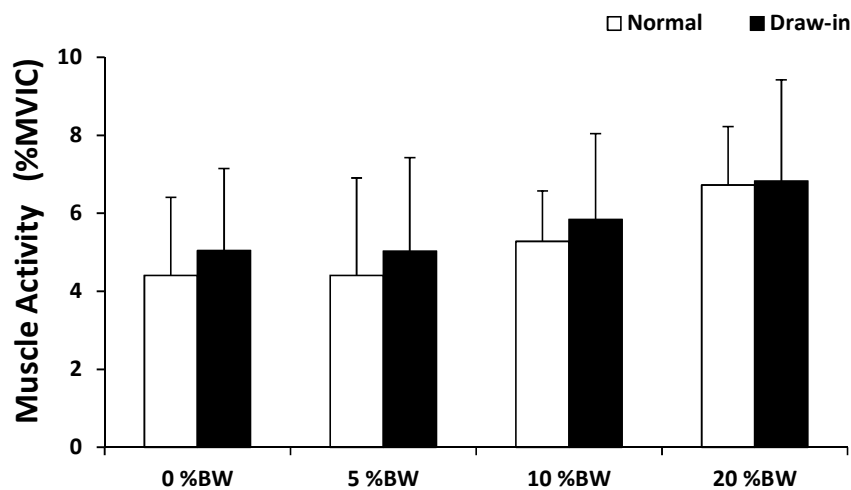


Figure 4-3B

Lowering相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

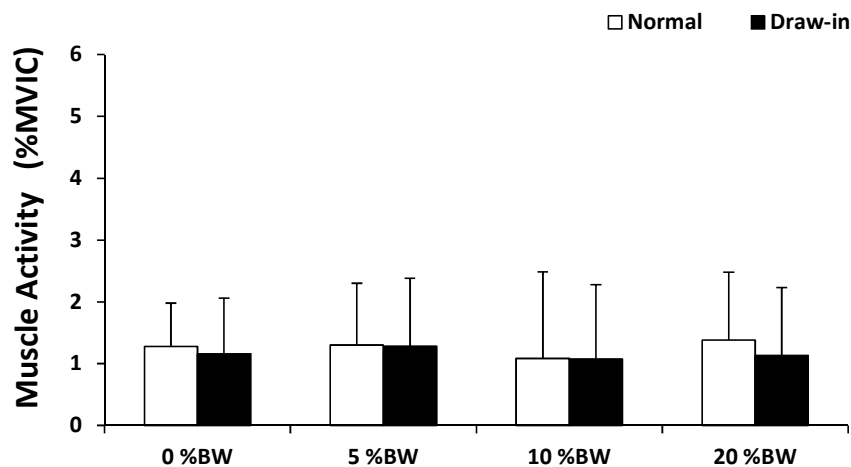


Figure 4-3C

Lowering相における腹直筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

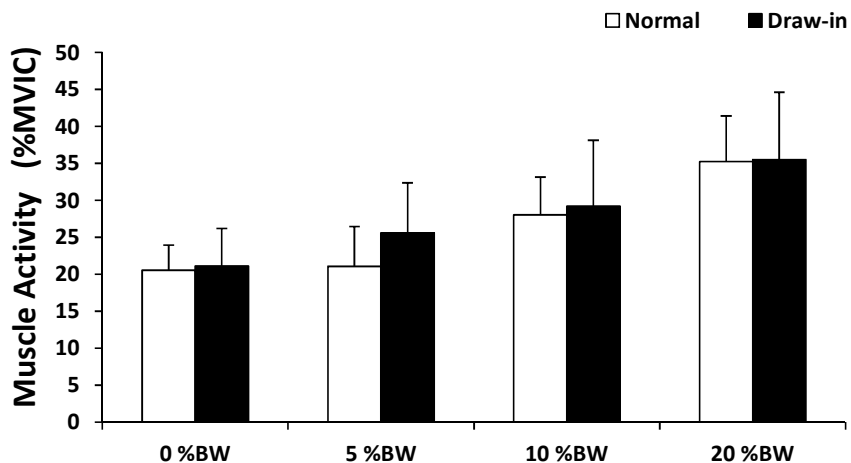


Figure 4-3D

Lowering相における脊柱起立筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

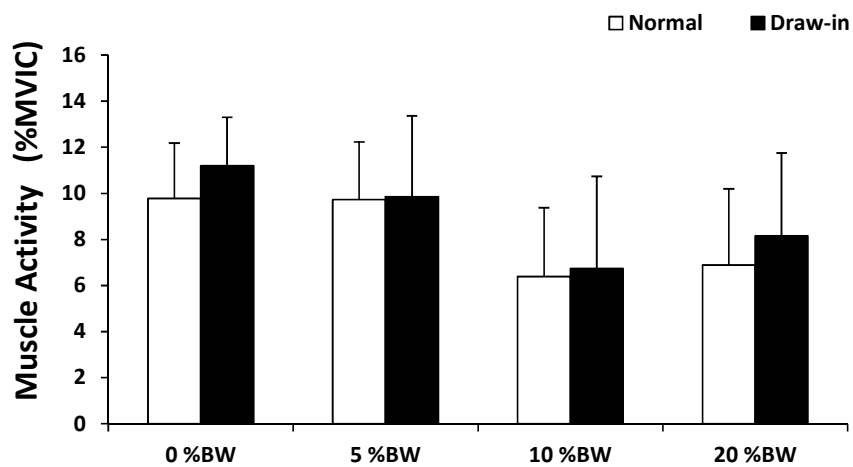


Figure 4-3E

Lowering相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

4.5.4 筋活動onset

各筋における筋活動onsetは、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として、外腹斜筋で 90.1 ± 30.2 msec, 95.2 ± 31.8 msec, 111.1 ± 40.2 msec, 103.3 ± 35.3 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-4). 統計学的解析の結果、全ての重量条件において有意差は認められなかった.

内腹斜筋-腹横筋の筋活動onsetは 113.6 ± 33.1 msec, 110.2 ± 34.2 msec, 109.1 ± 30.3 msec, 111.6 ± 28.1 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-4). 統計学的解析の結果、全ての重量条件において有意差は認められなかった.

腹直筋の筋活動onsetは 65.7 ± 27.3 msec, 60.7 ± 26.7 msec, 52.3 ± 25.7 msec, 56.7 ± 24.6 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-4). 統計学的解析の結果、全ての重量条件において有意差は認められなかった.

脊柱起立筋の筋活動onsetは 21.0 ± 11.2 msec, 20.3 ± 10.3 msec, 16.2 ± 9.4 msec, 12.1 ± 8.6 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-4). 統計学的解析の結果、0 %BW に比して20 %BWにおいて有意に筋活動が早期に生じていた ($p < 0.05$).

腰部多裂筋の筋活動onsetは 35.0 ± 15.5 msec, 29.1 ± 13.7 msec, 28.3 ± 12.1 msec, 24.0 ± 10.1 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 4-4). 統計学的解析の結果、0 %BW に比して20 %BWにおいて有意に筋活動が早期に生じていた ($p < 0.05$).

統計学的解析の結果、各筋の筋活動onsetは、脊柱起立筋が他の筋群に比して有意に筋活動が早期に生じていた (それぞれ $p < 0.01$, Figure 4-4). 腰部多裂筋は外腹斜筋 ($p < 0.01$, Figure 4-4), 内腹斜筋-腹横筋 ($p < 0.01$, Figure 4-4), 腹直筋に比して有意に筋活動が早期に生じていた ($p < 0.05$, Figure 4-4). さらに、腹直筋は外腹斜筋, 内腹斜筋-腹横筋に比して有意に早期の筋活動が生じていた (それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-4).

Onset of each muscle (msec)

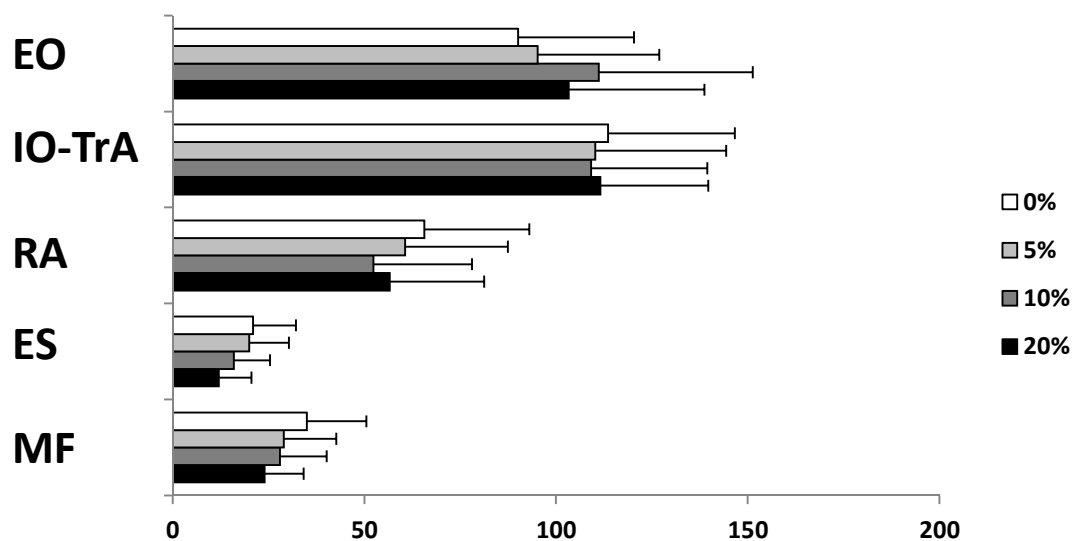


Figure 4-4

各筋の筋活動onset.

EO：外腹斜筋，IO-TrA：内腹斜筋-腹横筋，RA：腹直筋，ES：脊柱起立筋，MF：腰部多裂筋，0 %BW：体重比0 %での重量物挙上，5 %BW：体重比5 %での重量物挙上，10 %BW：体重比10 %での重量物挙上，20 %BW：体重比20 %での重量物挙上．単位はmsecであり，グラフにおける0は三角筋前部線維の筋活動onsetを示す．グラフは平均値と標準偏差を示す．

4.5.5 健常者との比較

4.5.5.1 Lifting相

統計学的解析の結果、外腹斜筋に関してはNormal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-5A）.

内腹斜筋-腹横筋に関してはNormal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-5B）.

腹直筋に関しては内腹斜筋-腹横筋と同様に、Normal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-5C）.

脊柱起立筋に関してはNormal挙上においては健常者と慢性腰痛症例の筋活動量に有意差は認められなかったが、Draw-in挙上においては全重量条件で健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-5D）.

腰部多裂筋に関しては、Normal挙上においては10 %BW, 20 %BWにおいて健常者に比して慢性腰痛症例で有意な筋活動量の減少が認められ、Draw-in挙上においては0 %BW, 5 %BWにおいて健常者に比して慢性腰痛症例で有意な筋活動量の減少が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-5E）.

4.5.5.2 Holding相

統計学的解析の結果、外腹斜筋に関してはNormal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-6A）.

内腹斜筋-腹横筋に関してはNormal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-6B）.

腹直筋に関しては内腹斜筋-腹横筋と同様に、Normal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-6C）.

脊柱起立筋に関してはNormal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-6D）.

腰部多裂筋に関しては、Normal挙上、Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた（それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-6E）.

4.5.5.3 Lowering相

統計学的解析の結果、外腹斜筋に関してはNormal挙上においては0 %BW, 5 %BWにおいて健常者に比して慢性腰痛症例で有意な筋活動量の増加が認められ、Draw-in挙上では全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた（それ

ぞれ $p < 0.05$, Figure 4-7A).

内腹斜筋-腹横筋に関してはNormal挙上, Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた (それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-7B).

腹直筋に関しては内腹斜筋-腹横筋と同様に, Normal挙上, Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた (それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-7C).

脊柱起立筋に関してはNormal挙上, Draw-in挙上ともに全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に大きな筋活動量が認められた (それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-7D).

腰部多裂筋に関しては, Normal挙上においては10 %BW, 20 %BWにおいて健常者に比して慢性腰痛症例で有意な筋活動量の減少が認められ, Draw-in挙上においては全重量条件において健常者に比して慢性腰痛症例で有意に小さな筋活動量が認められた (それぞれ $p < 0.05$, Figure 4-7E).

数値に関しては省略し, 前述した値を参照のこととする.

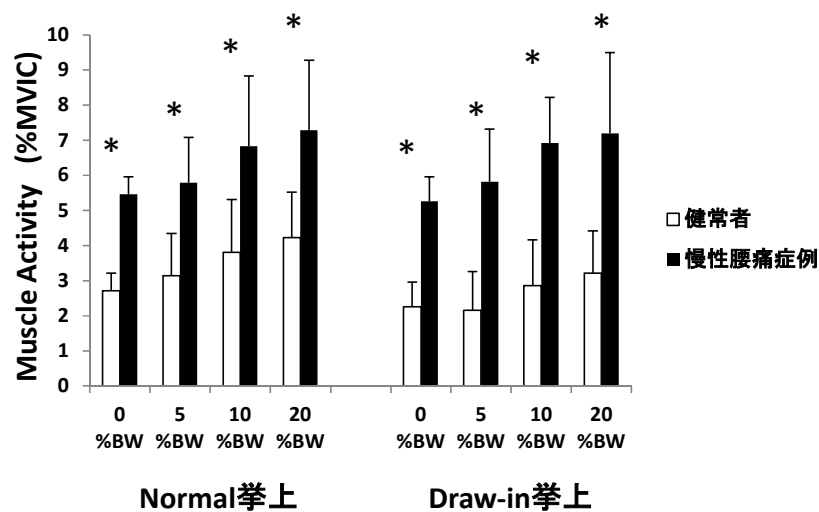


Figure 4-5A

Lifting相における外腹斜筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

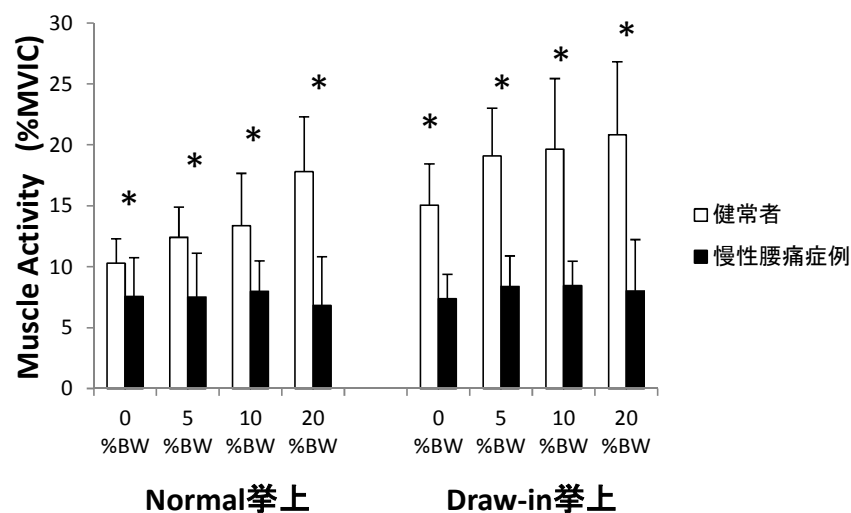


Figure 4-5B

Lifting相における内腹斜筋-腹横筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

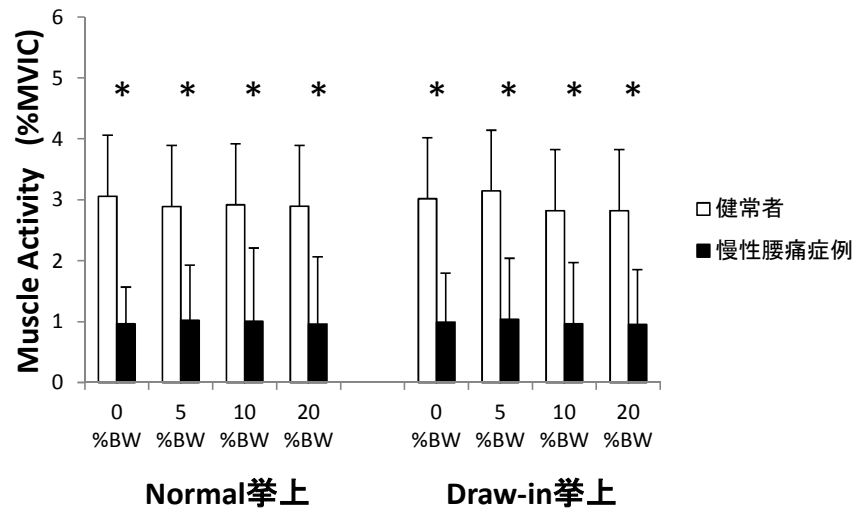


Figure 4-5C

Lifting相における腹直筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

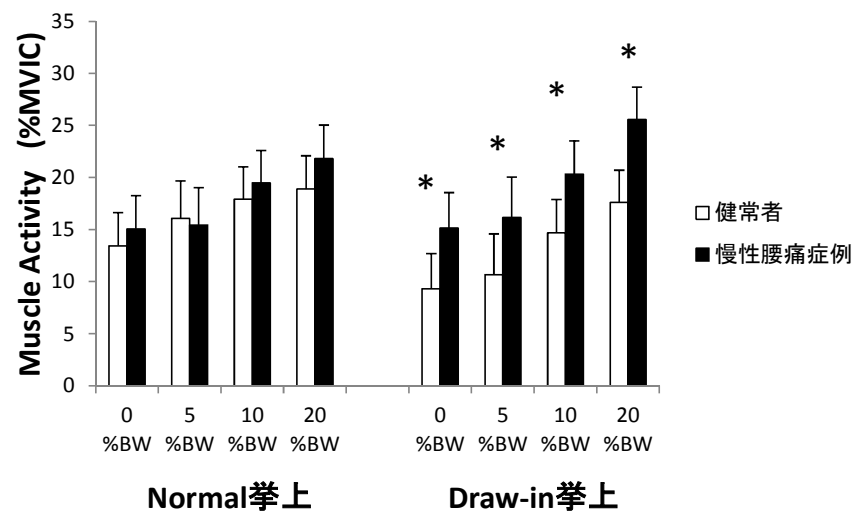


Figure 4-5D

Lifting相における脊柱起立筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

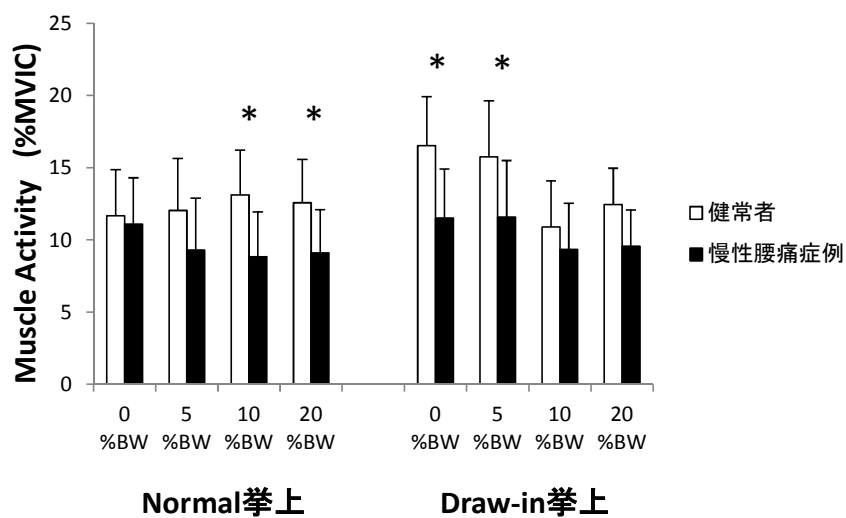


Figure 4-5E

Lifting相における腰部多裂筋筋活動の健康者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

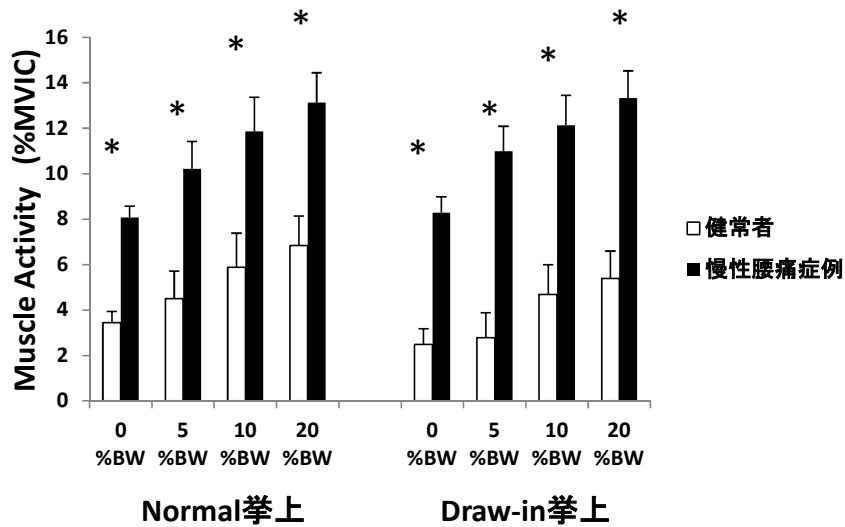


Figure 4-6A

Holding相における外腹斜筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

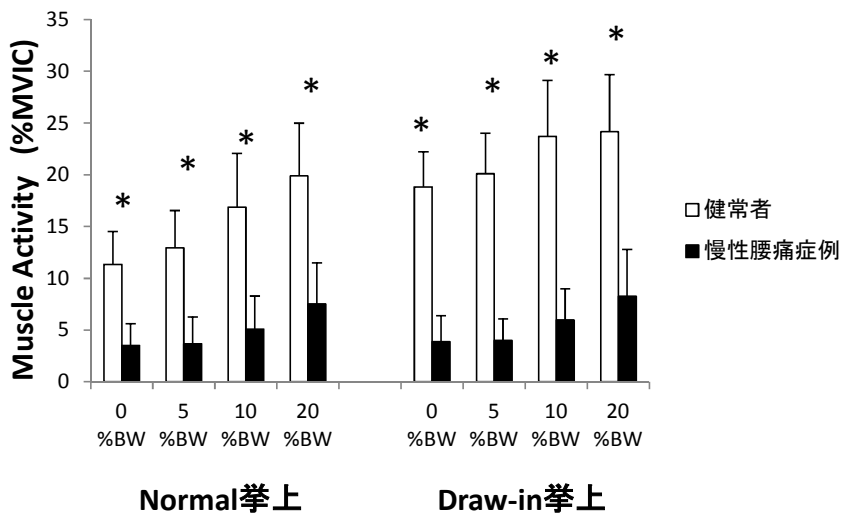


Figure 4-6B

Holding相における内腹斜筋-腹横筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

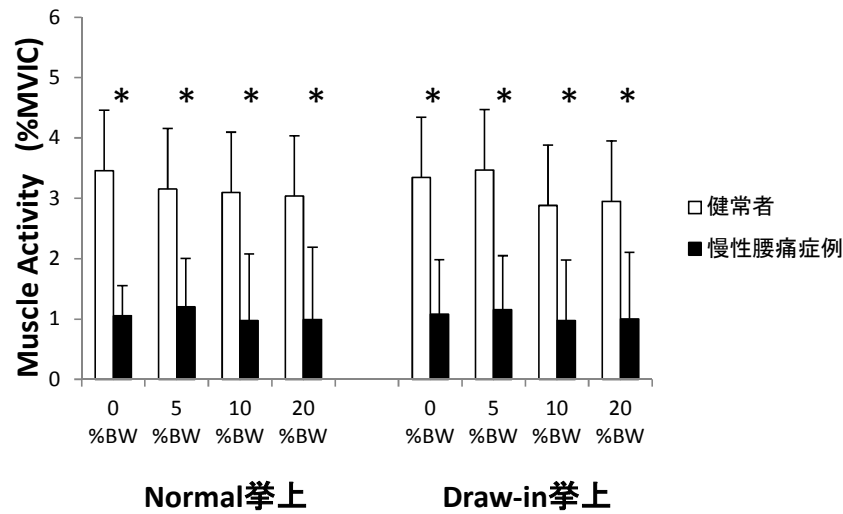


Figure 4-6C

Holding相における腹直筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

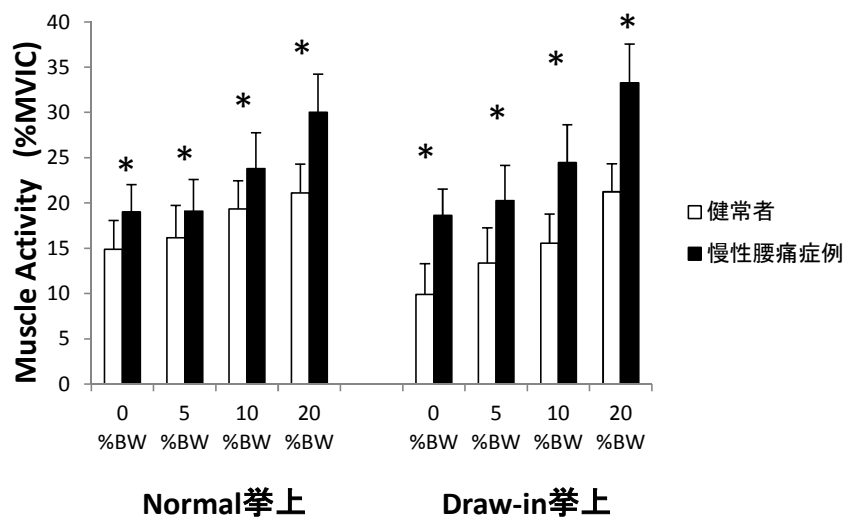


Figure 4-6D

Holding相における脊柱起立筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

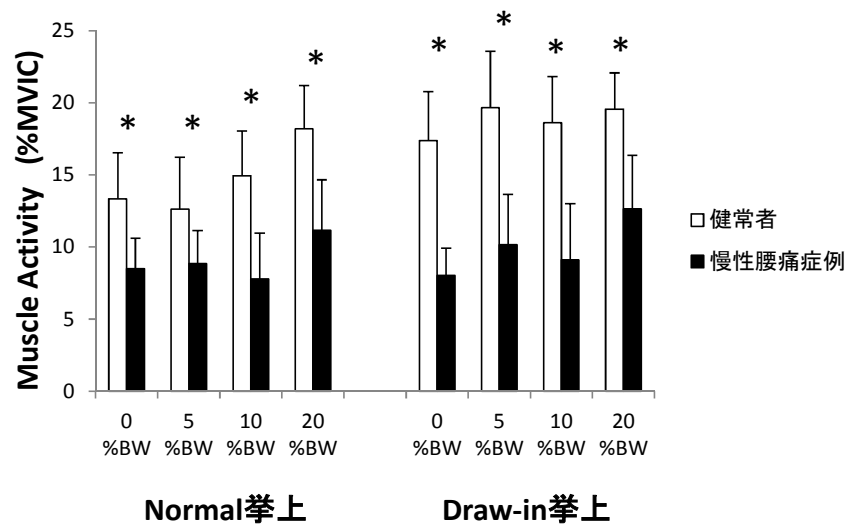


Figure 4-6E

Holding相における腰部多裂筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

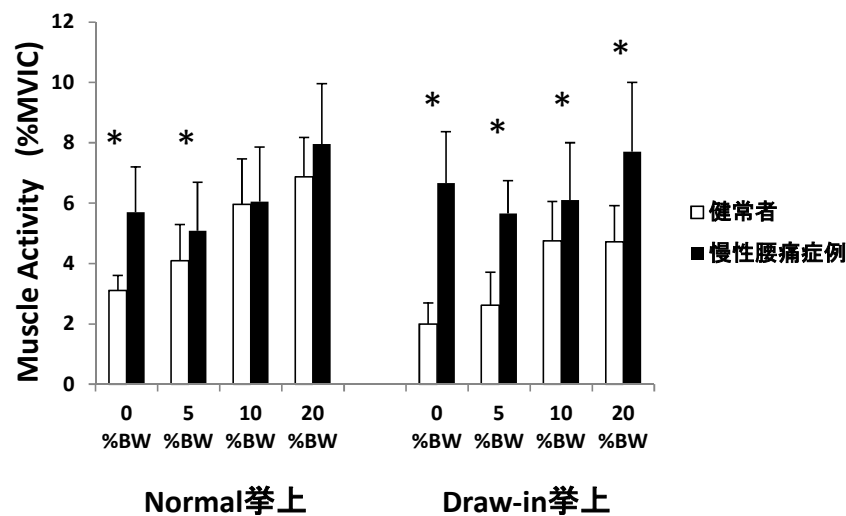


Figure 4-7A

Lowering相における外腹斜筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

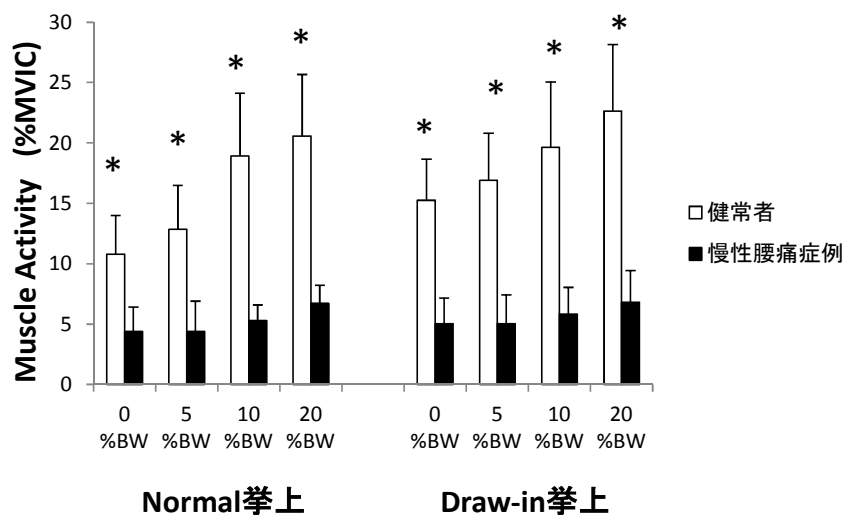


Figure 4-7B

Lowering相における内腹斜筋-腹横筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

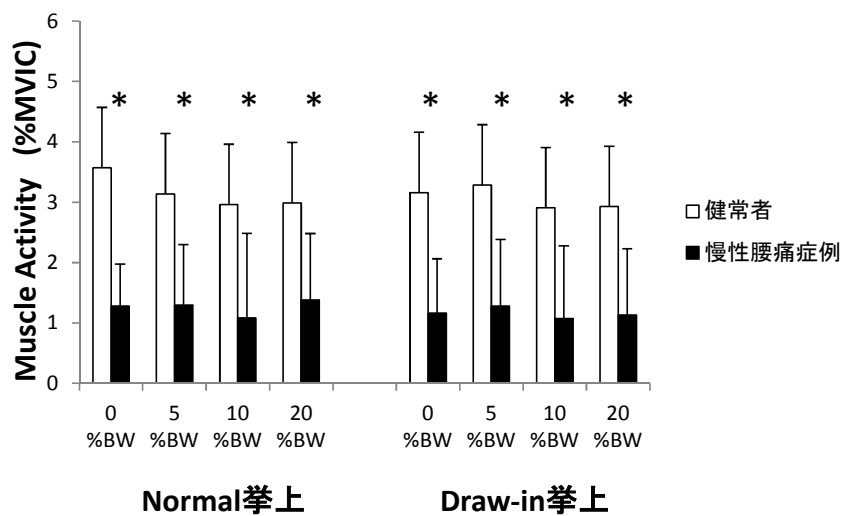


Figure 4-7C

Lowering相における腹直筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

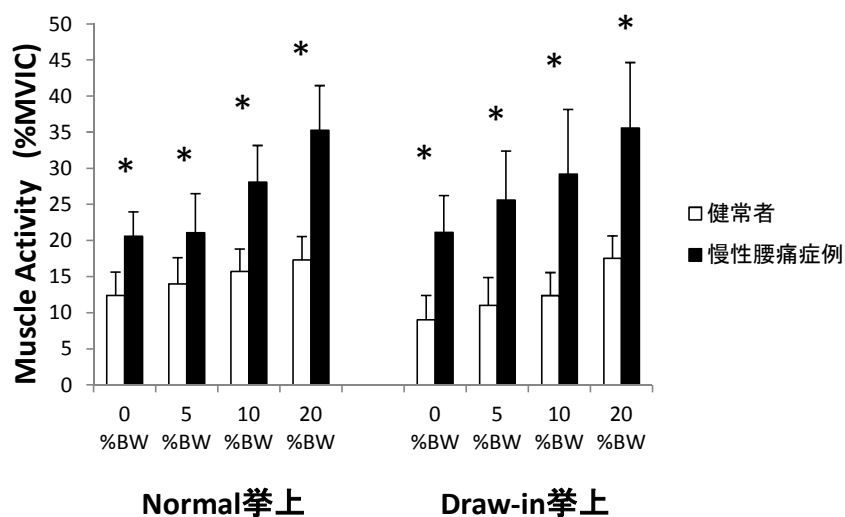


Figure 4-7D

Lowering相における脊柱起立筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

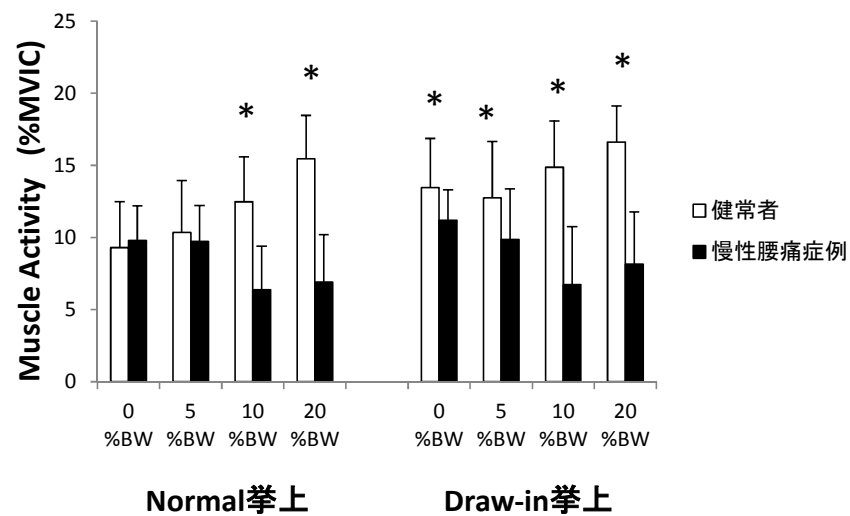


Figure 4-7E

Lowering相における腰部多裂筋筋活動の健常者と慢性腰痛症例との比較.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

4.6 考察

本研究結果から、Lifting相、Holding相、Lowering相の全相において外腹斜筋はNormal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量に有意差が認められなかった。さらに、脊柱起立筋も同様に全相においてNormal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量に有意差が認められなかった。したがって、慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群の活性化は体幹グローバル筋群の活動性に影響を与えないことが示唆された。これは本研究課題の仮説を支持するものである。また、結果から、内腹斜筋-腹横筋においても挙上条件間で筋活動量に有意差は認められなかった。過去に、慢性腰痛症例における体幹ローカル筋群の活動性に関して多くの研究が行われている。例えば、再発性の慢性腰痛症例における上肢¹⁰⁴⁾および下肢¹⁰⁵⁾の運動中、緊張性の活動が低下していた¹⁰⁷⁾との報告や、我々が過去に行った研究¹⁰⁹⁾から、健常者において見られる背臥位から座位、立位へと姿勢変化させた際の腹横筋の自動的な筋厚の増加が、慢性腰痛症例においては確認されなかった。これらの所見は同症例におけるフィードフォワード戦略の変容を示唆するものである。さらに、慢性腰痛症例は健常者と比較して、Draw-in時の腹横筋筋厚が有意に低下していたとの報告もある¹¹³⁾。また、実験的に腰部最長筋に対して5%の高張食塩水を注入し疼痛を誘発した結果、Draw-inを行った際の腹横筋の収縮能力に低下が見られたことが超音波画像診断装置を使用した研究により示されており、疼痛に関連した腹横筋の随意的収縮能力の低下が報告されている^{111,112)}。これらは腰部に障害を有する者において体幹ローカル筋群のフィードバック戦略が変容していたことを示すエビデンスである。これら先行研究から、慢性腰痛症例においてはフィードフォワード、フィードバックを含めた神経サブシステムによる体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群の活動性の制御機能が破綻しており、体幹ローカル筋群の活動性減弱、体幹グローバル筋群の活動性増加という逸脱した活動パターンを呈することが考えられる。本研究課題に参加した慢性腰痛症例においては、体幹ローカル筋群である内腹斜筋-腹横筋の体幹安定化に対する機能が障害されており、正常な活動性を引き出すことが困難であった可能性がある。このことは、研究課題1において得られた健常者の筋活動データとの比較において明白である。結果から、慢性腰痛症例は、いずれの挙上相においても健常者に比して体幹グローバル筋群の活動性が有意に高く、体幹ローカル筋群の活動性は低値を示している。先行研究から、健常者と比較して腰痛患者においては体幹グローバル筋群の同時収縮時の活動量が増加するとの報告がある¹¹⁹⁾。さらに、実験的に疼痛を誘発した研究に関しては、その疼痛の増加とともに少なくともひとつの体幹グローバル筋群の活動性が増加したことも示されている¹¹³⁾。さらに、腰痛の有無にて分けられた被験者に、最大トルクの30~100%で体幹の回旋課題を行わせた際、腰痛群においては外腹斜筋の活動増加と腰部多裂筋の活動減少が見られたとの報告もある¹¹⁸⁾。本研究から得られた結果はこれらの所見を支持するものであり、慢性腰痛症例では健常者とは異なった活動パターンを示したことから、慢性腰痛症例における神経サブシステムの変容を示唆するエビデンスとなるだろう。しかしながら、腹直筋に関しては体幹グローバル筋群でありながら健常者に比して慢性腰痛症例において有

意に低値を示した。この結果は、健常者においては挙上の際に必要な体幹伸展モーメントに対してcounter-activity的に腹直筋が活動し、挙上による身体への外乱に備えるよう活動するが、慢性腰痛症例においてはそのような動作特性に応じた力産生の調整が機能しておらず、主動作筋である脊柱起立筋への努力依存の増加に伴い、相反抑制的に腹直筋の活動性が抑えられたかもしれない。

筋活動onsetに関して、慢性腰痛症例においては外腹斜筋、内腹斜筋-腹横筋、腹直筋それぞれ各重量条件間に有意差は認められなかった。脊柱起立筋、腰部多裂筋においては0 %BWに比して20 %BWで有意に早期の活動が生じていた。本所見は、慢性腰痛症例は動作課題の違いに応じて腹部筋群の活動パターンを適応させる機能が減弱している可能性を示唆する。これは、言い換えるとフィードフォワード制御の破綻を示しており、慢性腰痛症例においてはステレオタイプに腹部筋群を働かせていることが推察される。また、脊柱起立筋や腰部多裂筋といった背部の筋においては、低負荷条件に比して高負荷条件で筋活動onsetが早期化している。これは、背部筋群においては高負荷条件に対して予めその活動性を高める戦略を使用していた可能性を示唆するものである。しかしながら、この背部筋群における準備的な活動性の増加が脊椎環境に対して適切かどうかについてや、これらフィードフォワード制御が腹部筋群と背部筋群で異なる戦略を用いているかどうかについて、明確に示すことのできる根拠は本研究から提示することはできない。これを示すためには、繰り返し行う動作課題にて腰痛の増減の有無を検討するようなデザインの研究が必要となるだろう。さらには、前向き研究として、背部筋群の筋活動onsetの早期化が将来的な腰痛症の罹患率や、疼痛の程度とどのように関連するかについて調べる必要がある。いずれにせよ、本研究はあくまでも慢性腰痛症例における腹部筋群と背部筋群の活動パターンの違いを重量条件の比較から示したものであり、体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群という観点からの示唆は難しいものであると思われる。また、各筋ごとの比較において、脊柱起立筋は他の筋群に比して有意に筋活動が早期に生じており、これに腰部多裂筋が続き、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋-腹横筋の順に筋活動が生じていた。脊柱起立筋に続くのは体幹グローバル筋群である腹直筋や外腹斜筋であり、体幹ローカル筋群である内腹斜筋-腹横筋や腰部多裂筋の筋活動onsetは遅延すると予想していたが、結果は異なるものであった。Hodgesら¹²⁷⁾によると、慢性腰痛症例の腹横筋の筋活動onsetは三角筋前部線維の筋活動onsetよりも有意に遅延していたと報告しており、健常者とは異なった活動パターンを示している。さらに、同研究では、慢性腰痛症例において三角筋前部線維の筋活動onsetに続いて最初に筋活動が生じるのは脊柱起立筋であるとしている。しかしながら、この研究においては腰部多裂筋の筋活動を計測しておらず、また動作課題においては動作の速度にのみ条件を設定しているため、本研究とは異なる実験デザインであることから単純な比較はできないが、一定の共通した結果は示していると思われる。重要な事は、慢性腰痛症例においては挙上動作に対して体幹の安定性を確保するための準備的な体幹ローカル筋群の活動パターンが変容しており、不適切な脊椎環境のまま動作を開始している点である。体幹の安定化が得られて

いない状況で重量物を挙上することは脊椎に対して損傷を引き起こす可能性のある負荷を与えることとなり、その継続が将来的な腰痛発症のリスクと成り得る。あらゆる動作課題、もしくは労働姿勢における脊椎安定性の損失は、神経サブシステムの破綻による継続的な安定性の供給が困難であるためと考えられる。したがって、本研究により、慢性腰痛症例においては脊椎を適切な環境下で働かせるための神経サブシステムの機能になんらかの異常が生じており、その結果健常者とは異なった体幹ローカル筋群とグローバル筋群の関連性、および活動パターンの違いが示唆された。

第 4 章

研究課題2 慢性腰痛症例における検討

4.7 結論

1. 本研究課題は、慢性腰痛症例において、重量物挙上時の体幹ローカル筋群、体幹グローバル筋群の筋活動を計測し、体幹ローカル筋群の活性化の有無にて体幹グローバル筋群に筋活動パターンの変化が生じるか検討したものである。
2. 結果から、慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群を活性化は外腹斜筋、脊柱起立筋といった体幹グローバル筋群の活動性に影響を及ぼさないことが示唆された。
3. 研究課題1より得られた健常者のデータとの比較から、慢性腰痛症例においては体幹ローカル筋群の減弱した活動性、および体幹グローバル筋群の増加した活動性が示された。
4. 筋活動onsetに関して、慢性腰痛症例では腹部筋群と背部筋群において異なる制御パターンが認められ、さらに体幹ローカル筋群においては健常者でみられた正常な活動パターンとは異なる戦略が用いられていることが示唆された。
5. 慢性腰痛症例においては、神経サブシステムの制御機能が破綻している可能性があり、健常者とは異なった体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群の関連性の一端が示唆された。

第 5 章

研究課題3

慢性腰痛症例に対する介入効果の検討

5.1 対象

本研究課題における被験者は、研究課題2に参加した健常成人9名である。被験者の平均年齢、身長、体重はそれぞれ、 22.3 ± 1.1 歳、 1667.2 ± 10.9 cm、 56.9 ± 10.8 kgである。実験時の疼痛強度はVASで 19.6 ± 10.2 mmで、ODIによるスコアは 6.4 ± 4.9 %であった。取り込み基準は実験時において神経学的所見を有さない者、12週以上続く腰部痛がある者、少なくとも1年以内に上下肢および体幹に整形学的既往歴および手術歴のない者、体幹ローカル筋群の特異的トレーニング（体幹安定化トレーニング）の経験がない者、妊娠中でない者、実験時に腰部に疼痛が認められない者、本実験を遂行可能な者、とした。本研究課題における被験者は事前に研究について十分な説明を受け、理解と同意を得られた者のみ同意書に署名し、実験に参加した。本研究は本学保健科学研究院の倫理委員会の承認を得て行った。

5.2 方法

本研究課題は、研究課題2において計測を実施した被験者全9名を対象に行ったものである。研究課題2の全試行計測後、5週間の介入期間を設け、その間、被験者には体幹ローカル筋群を特異的に収縮させるエクササイズであるDraw-inを行っていただいた。具体的な手順として、まず被験者にはDraw-in動作を適切に行えるよう口頭指示、もしくは計測に使用した表面電極によりリアルタイムで筋活動をモニタリングし、外腹斜筋や脊柱起立筋といった体幹グローバル筋群の活動性を抑えつつ、内腹斜筋-腹横筋や腰部多裂筋といった体幹ローカル筋群の活動性を高めるよう練習した（詳細はTable 1を参照のこと）。次に、Draw-inは背臥位から始め、目標を遂行した段階で座位や立位、更には日常生活中においてDraw-inを行うよう指示した。目標とは、RichardsonとHodgesら¹¹⁰⁾が提唱している、10秒保持を繰り返し10回、適切に行えること、とした。さらに、介入期間中は毎日Draw-inによる体幹安定化エクササイズを行い、時間は1日20分とした。そして、5週間の介入期間後に再度、研究課題2と同様の手順で実験、計測を行った。本研究課題における計測機器は日本光電社製ワイヤレス表面筋電計を使用した。サンプリング周波数は1000 Hzで、band-pass filterは15-500 Hzとした。計測対象とする体幹筋群は三角筋前部線維、外腹斜筋（External oblique : EO）、内腹斜筋-腹横筋（Internal oblique-Tranversus abdominis : IO-TrA）、腹直筋（Rectus abdominis :

RA), 脊柱起立筋 (Erector spinae : ES), 腰部多裂筋 (Lumbar multifidus : MF) とし, 全て右側を対象とした. 各筋における電極貼付位置は以下のとおりである (Figure 3-1A,B) : 三角筋前部線維 ; 肩峰より2横指前下方, EO ; 腸骨稜を肋骨弓後縁, IO-TrA : 上前腸骨棘より2 cm内下方, RA : 臍より2 cm横, ES : 第1腰椎棘突起の外方2 cm, MF : 第4および第5腰椎棘突起の外方2 cmとした¹⁰²⁾. 電極の貼付に先立ち, 皮膚抵抗の減弱のためにアルコールにより脱脂, その後研磨剤により皮膚の角質を処理した. 皮膚前処理後, 電極を各筋の走行に平行になるよう貼付した. 電極貼付後に各筋が特異的に活動する動作を行い, それぞれの筋より正確に筋活動が記録されることをモニターし確認した.

本研究課題で用いた動作は重量物の挙上課題とした (Figure 3-2). 被験者の姿勢は直立位より体幹を30° 前傾させ, 肩関節屈曲位, 肘関節伸展位にて前方の台上に置かれている箱の把手部分を把持した. 台の高さは前述した姿勢が快適に可能となるよう被験者の身長に合わせて調整した. 両足部の位置は肩幅と同間隔とした. これを開始肢位とし, 合図とともに箱を台より挙上, 保持し, その後下降させ開始肢位に戻るまでを1動作とした. これを挙上-保持-下降と3つの相に分け, メトロノーム (60 bpm) を使用しそれぞれ2秒ごとに移行するよう指示した. 実験の開始に先立って被験者の身長, 体重を計測した. さらに, 各被験者には疼痛や機能障害に関する各質問紙表 (Oswestry Disability Index 2.0 ; ODI, Visual Analogue Scale ; VAS) に回答してもらった. ODIに関しては研究課題2と同様に, 回答が得られなかった項目については合計から差し引き算出した. その後, それぞれの被験者ごとに体重の0, 5, 10, 20%を算出し, 各種重錘を用いて調整した後に被験者前方に置かれた箱の中に入れた. 挙上する際の各重量条件 (体重の0, 5, 10, 20%Body Weight : BW) における順序はエクセルの乱数表を用いてランダム化した. また, 本研究における挙上条件として, 特別な指示を与えず挙上するNormal挙上と, 体幹ローカル筋群を特異的に収縮させる方法とされているDraw-inを行いながら挙上するDraw-in挙上の2条件を設定した (Figure 3-3). 挙上条件に関しては, はじめにNormal挙上にて計測を行い, その後Draw-in挙上にて計測を行った. この2条件をランダム化しなかった理由として, Draw-in挙上をはじめに行うと体幹ローカル筋群が賦活化され, 後のNormal挙上の際に記録される筋活動に影響を及ぼす可能性が考えられるためである. 試行回数は, 課題中の筋活動をモニタリングし, 機器に起因する問題が確認された場合や被験者の姿勢, 動作に関連して課題が適切に達成されなかった場合を除いて成功試行を3回取得し, 後の解析に使用した. 従って, 試行の総回数は挙上課題2条件, 挙上重量4条件, 各試行回数3回の, 計24試行とした. 疲労の影響を考慮して十分に休憩を挟んだ後, 得られた筋活動データを標準化するために各筋の最大等尺性収縮 (MVIC) を計測した. 各筋におけるMVICの計測には以下の方法を用いた : EO ; ベッド上膝立て座位にて体幹左回旋運動を行った. 被験者は上肢を胸の前で交差させ, 検者は被験者の右肩に抵抗を加えた. IO-TrA ; 最大努力での腹部引き込み運動, RA ; ベッド上座位にてsit-upを行った. 被験者は上肢を胸の前で交差させ, 検者は体幹前面に抵抗を加えた. ES, MF ; ベッド上腹臥位にて体幹伸展運動を行った. 被験者は両手を後頭部で保持し, 検

者は被験者の両肩にかかるように抵抗を加えた。各筋におけるMVICの計測は5秒間行い、計2回ずつ取得した。

5.3 データ解析

筋電データの解析区間は、箱に加速度計を取り付け、挙上動作開始時点を元に設定した。算出方法は、挙上により加速度がBaselineの2SDを越えた時点を挙上開始時点 (Lifting onset)、その後2SDを下回った初めの時点を保持開始時点 (Holding onset)、さらに再度2SDを越えた最初の時点を下降開始時点 (Lowering onset) とした。そして、Lifting onsetからHolding onset、Holding onsetからLowering onset、Lowering onsetから動作終了までのそれぞれ2秒間をLifting相、Holding相、Lowering相とし、相ごとに分けて解析を行った。MVICに関しては、はじめに最大値を取得、その前後50 msを抽出し、その平均値を使用した。全ての被験者から得られた各相の筋電データをRoot Mean Square (RMS) 処理し、MVICから得られたデータにて除することで%MVICを算出し、後の解析に使用した。さらに、筋活動の記録開始時のBaselineから2SDを越えた始めの時点を筋活動開始時点 (筋活動onset) とし、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として各筋の筋活動onsetの位置を特定した。ここで、Draw-in挙上はDraw-inを行いながらの挙上であるため、体幹ローカル筋であるIO-TrAやMFの活動性が高まった状態となる。従って、Draw-in挙上においては筋活動onsetにその特性が反映されるため、筋活動onsetの算出はNormal挙上時のみ行った。

5.4 統計学的解析

統計学的解析に関して、解析項目は各課題時の筋活動量 (%MVIC)、筋活動onsetとし、Normal挙上とDraw-in挙上時の筋活動量の比較には一元配置分散分析を用いた。筋活動onsetの比較には二元配置分散分析を用いて解析を行った。さらに、研究課題2で得られた慢性腰痛症例のデータを使用し、介入前後でのDraw-in時の筋活動の比較に反復測定分散分析を用いた。さらに、介入前後での質問紙スコアに関してはWilcoxonの符号付き順位検定を用いて比較した。事後検定にはFisher's LSDを使用し、統計学的有意水準は5%未満とした。

5.5 結果

5.5.1 Lifting相

Lifting相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で $3.8 \pm 1.3\%$ MVIC, $3.9 \pm 1.5\%$ MVIC, $5.6 \pm 1.0\%$ MVIC, $6.0 \pm 0.9\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $2.5 \pm 1.3\%$ MVIC, $2.5 \pm 1.2\%$ MVIC, $5.7 \pm 1.1\%$ MVIC, $6.2 \pm 1.3\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-1A)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は $6.4 \pm 1.5\%$ MVIC, $6.8 \pm 1.7\%$ MVIC, $11.6 \pm 2.5\%$ MVIC, $13.1 \pm 3.0\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $11.0 \pm 1.8\%$ MVIC, $12.0 \pm 1.3\%$ MVIC, $12.7 \pm 2.8\%$ MVIC, $13.4 \pm 3.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-1B)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は $1.0 \pm 0.5\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.6\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.8\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.6\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $1.0 \pm 0.6\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.3\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.5\%$ MVIC, $1.0 \pm 0.4\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-1C)。統計学的解析の結果, 全ての重量条件において, Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は $9.5 \pm 3.2\%$ MVIC, $9.8 \pm 3.4\%$ MVIC, $12.1 \pm 3.1\%$ MVIC, $13.4 \pm 3.5\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $6.3 \pm 3.4\%$ MVIC, $6.6 \pm 3.8\%$ MVIC, $12.1 \pm 3.3\%$ MVIC, $13.1 \pm 3.1\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-1D)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は $8.8 \pm 2.8\%$ MVIC, $9.1 \pm 3.2\%$ MVIC, $11.1 \pm 3.8\%$ MVIC, $11.3 \pm 3.9\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では $12.3 \pm 2.5\%$ MVIC, $13.6 \pm 3.4\%$ MVIC, $11.5 \pm 3.6\%$ MVIC, $11.6 \pm 3.8\%$ MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-1E)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

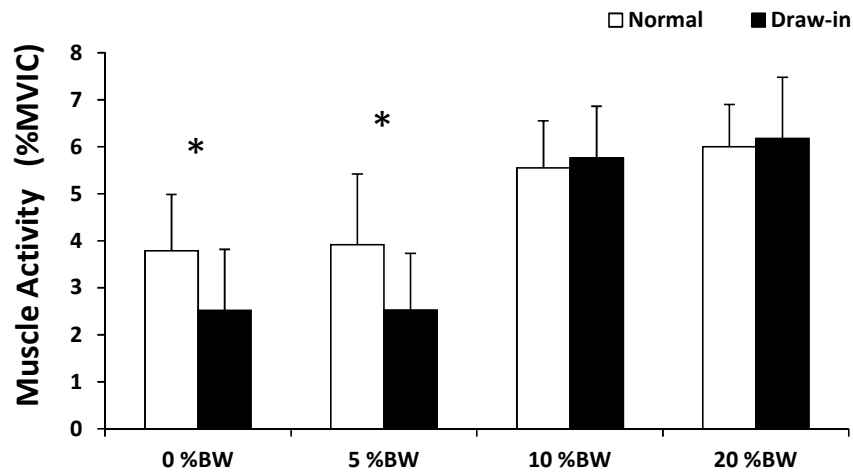


Figure 5-1A

Lifting相における外腹斜筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

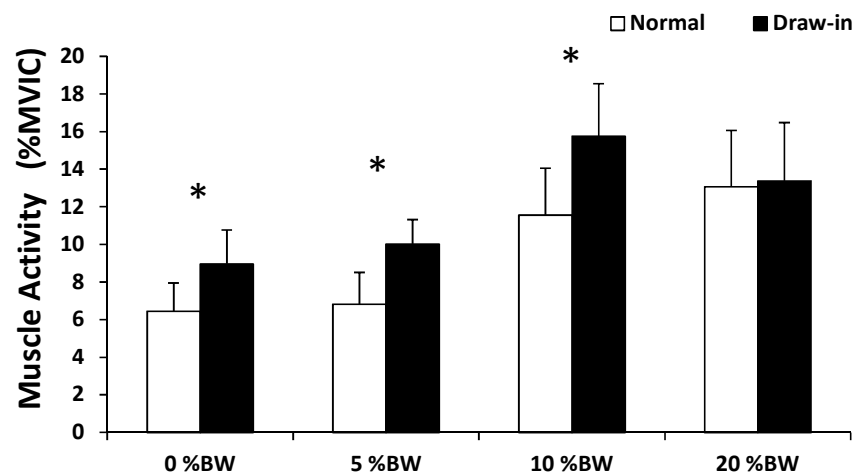


Figure 5-1B

Lifting相における内腹斜筋-腹横筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

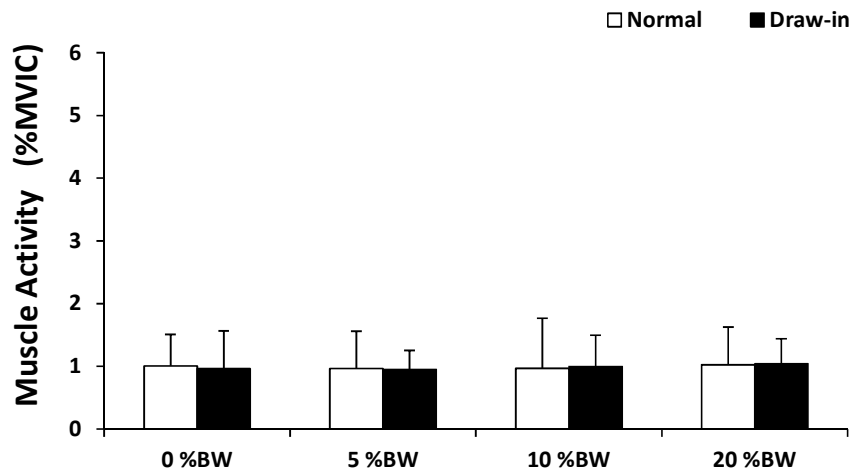


Figure 5-1C

Lifting相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

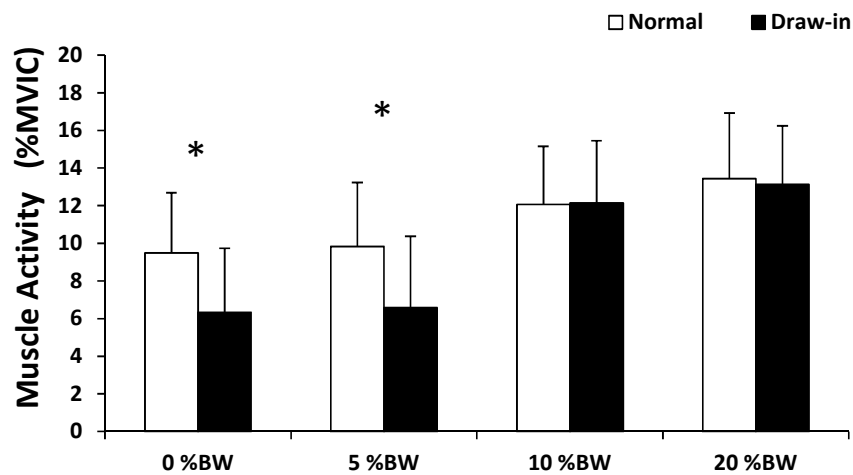


Figure 5-1D

Lifting相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

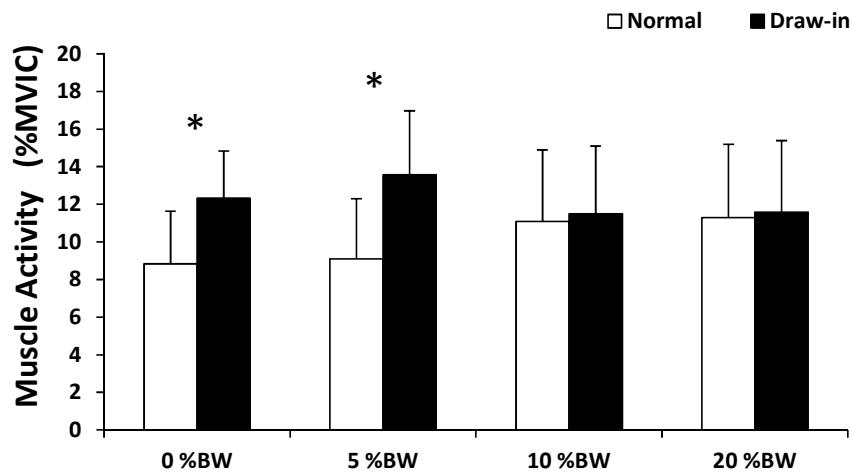


Figure 5-1E

Lifting相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

5.5.2 Holding相

Holding相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で 6.8 ± 1.3 %MVIC, 5.9 ± 1.4 %MVIC, 6.6 ± 2.1 %MVIC, 7.0 ± 2.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 3.5 ± 1.5 %MVIC, 3.5 ± 1.5 %MVIC, 6.8 ± 2.3 %MVIC, 7.2 ± 2.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-2A)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 8.4 ± 2.7 %MVIC, 9.8 ± 3.1 %MVIC, 13.6 ± 2.9 %MVIC, 15.1 ± 3.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 12.0 ± 3.0 %MVIC, 14.0 ± 2.7 %MVIC, 14.7 ± 3.2 %MVIC, 15.4 ± 3.7 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-2B)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 1.0 ± 0.5 %MVIC, 1.0 ± 0.6 %MVIC, 1.0 ± 0.5 %MVIC, 1.0 ± 0.4 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 1.0 ± 0.4 %MVIC, 1.0 ± 0.4 %MVIC, 1.0 ± 0.3 %MVIC, 1.0 ± 0.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-2C)。統計学的解析の結果, 全ての重量条件において, Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 19.5 ± 4.6 %MVIC, 19.8 ± 4.5 %MVIC, 21.1 ± 6.1 %MVIC, 33.4 ± 7.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 11.3 ± 3.3 %MVIC, 13.6 ± 4.0 %MVIC, 11.5 ± 4.1 %MVIC, 11.6 ± 4.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-2D)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 8.8 ± 3.1 %MVIC, 9.1 ± 3.5 %MVIC, 11.1 ± 3.6 %MVIC, 11.3 ± 4.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 11.3 ± 3.3 %MVIC, 13.6 ± 4.0 %MVIC, 11.5 ± 4.1 %MVIC, 11.6 ± 4.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-2E)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

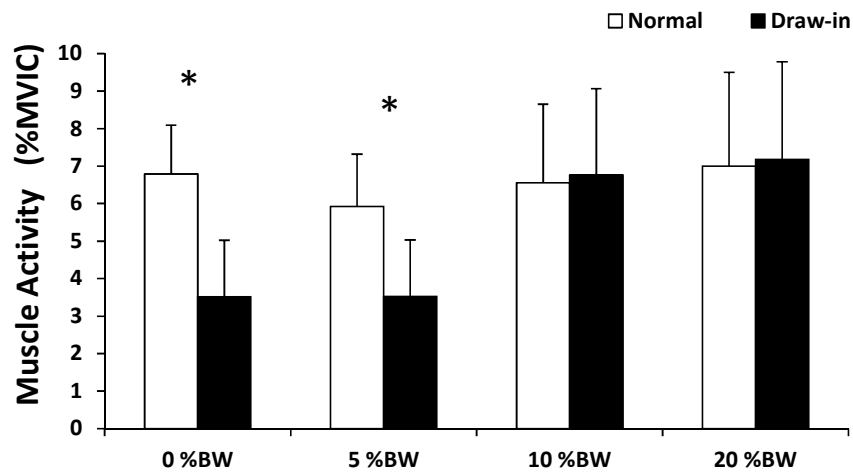


Figure 5-2A

Holding相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

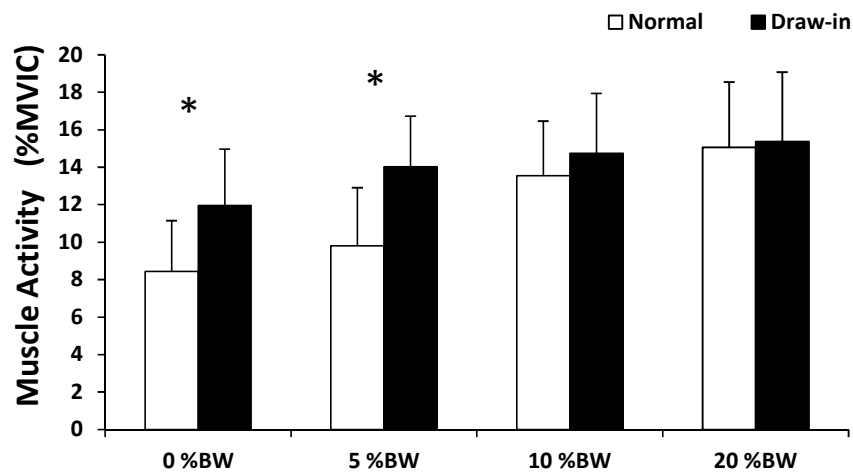


Figure 5-2B

Holding相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

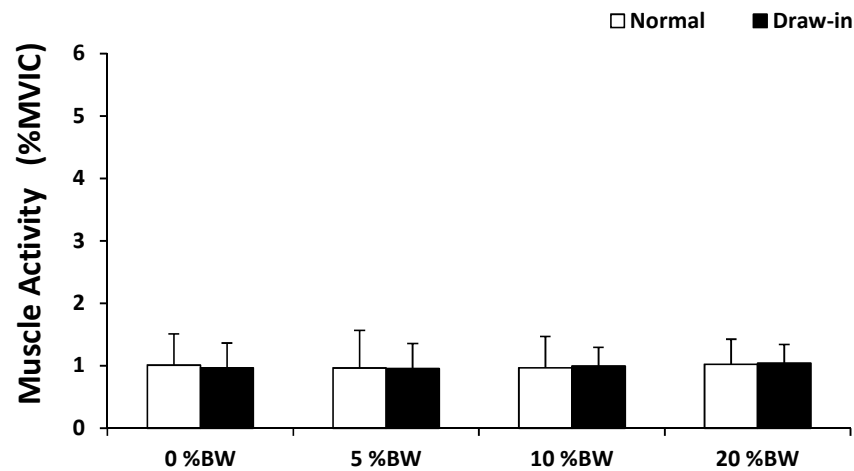


Figure 5-2C

Holding相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

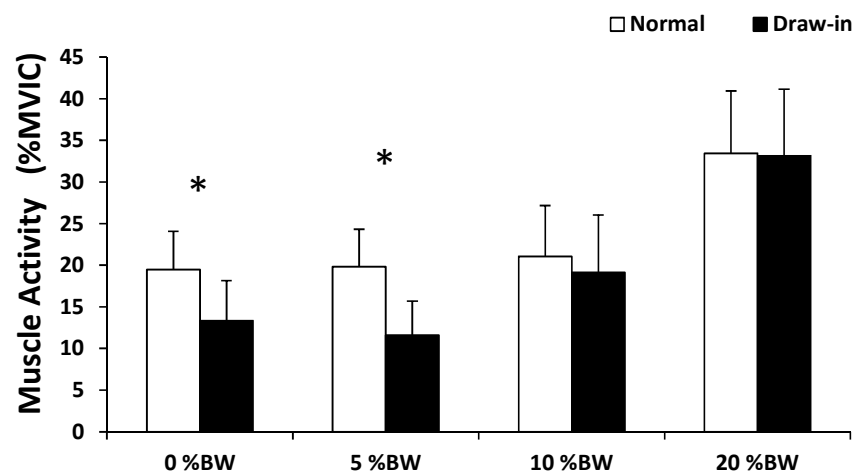


Figure 5-2D

Holding相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

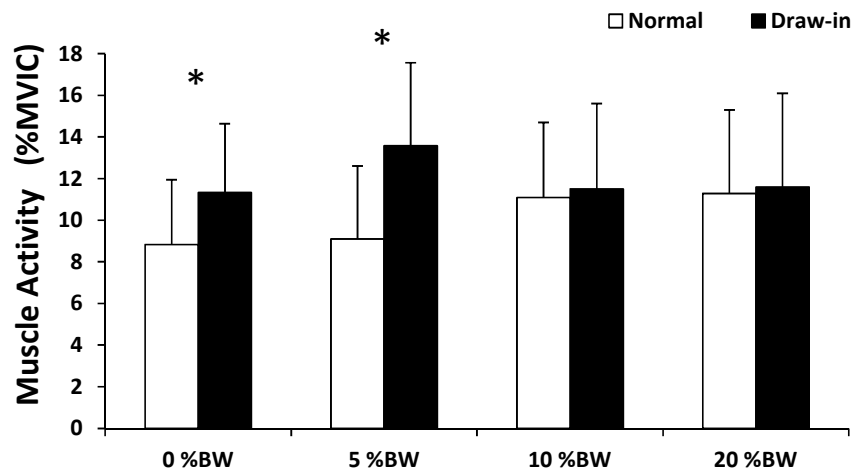


Figure 5-2E

Holding相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

5.5.3 Lowering相

Lowering相における各筋の筋活動データの結果は、外腹斜筋のNormal挙上で 6.8 ± 2.1 %MVIC, 6.9 ± 1.5 %MVIC, 6.6 ± 1.8 %MVIC, 8.0 ± 2.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 4.5 ± 2.5 %MVIC, 4.5 ± 2.0 %MVIC, 5.8 ± 1.4 %MVIC, 7.2 ± 1.6 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-3A)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

内腹斜筋-腹横筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 8.4 ± 2.8 %MVIC, 9.8 ± 3.1 %MVIC, 11.6 ± 2.6 %MVIC, 12.1 ± 3.4 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 14.0 ± 3.4 %MVIC, 15.0 ± 2.9 %MVIC, 10.7 ± 2.9 %MVIC, 12.3 ± 3.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-3B)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

腹直筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 1.0 ± 0.5 %MVIC, 1.0 ± 0.6 %MVIC, 1.0 ± 0.7 %MVIC, 1.0 ± 0.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 1.0 ± 0.3 %MVIC, 1.0 ± 0.4 %MVIC, 1.0 ± 0.4 %MVIC, 1.0 ± 0.8 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-3C)。統計学的解析の結果, 全ての重量条件において, Normal挙上とDraw-in挙上に統計学的有意差は認められなかった。

脊柱起立筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 19.5 ± 5.2 %MVIC, 19.8 ± 6.1 %MVIC, 30.1 ± 7.2 %MVIC, 43.4 ± 10.1 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 13.3 ± 5.9 %MVIC, 13.6 ± 6.8 %MVIC, 30.1 ± 8.9 %MVIC, 43.1 ± 9.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-3D)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の減少が認められた ($p < 0.05$)。

腰部多裂筋のNormal挙上に関して, 筋活動量は 8.8 ± 2.7 %MVIC, 9.1 ± 3.0 %MVIC, 11.2 ± 2.7 %MVIC, 11.0 ± 3.3 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった。Draw-in挙上では 14.3 ± 2.1 %MVIC, 14.6 ± 3.4 %MVIC, 11.6 ± 3.5 %MVIC, 11.5 ± 2.5 %MVIC (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-3E)。統計学的解析の結果, 0 %BW, 5 %BWにおいて, Normal挙上に比してDraw-in挙上にて有意な筋活動量の増加が認められた ($p < 0.05$)。

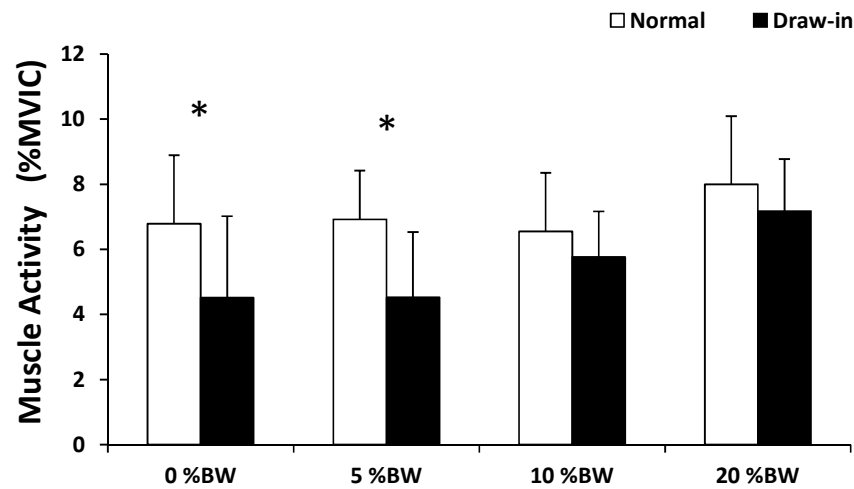


Figure 5-3A

Lowering相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

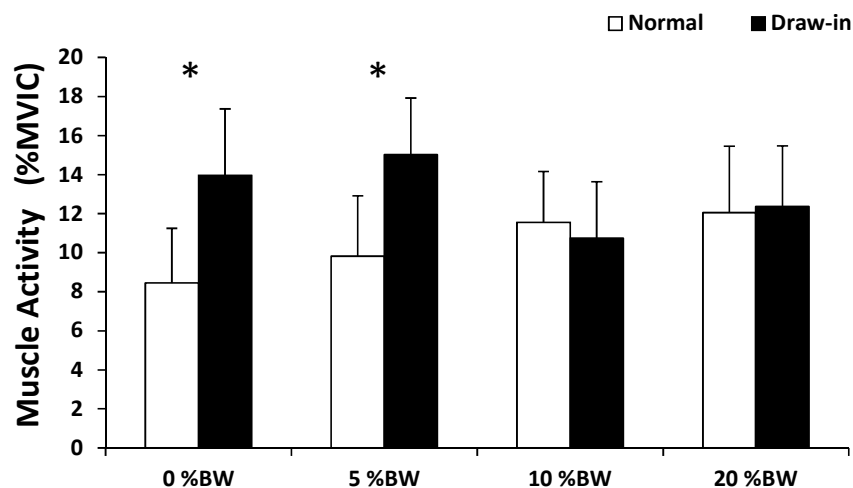


Figure 5-3B

Lowering相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

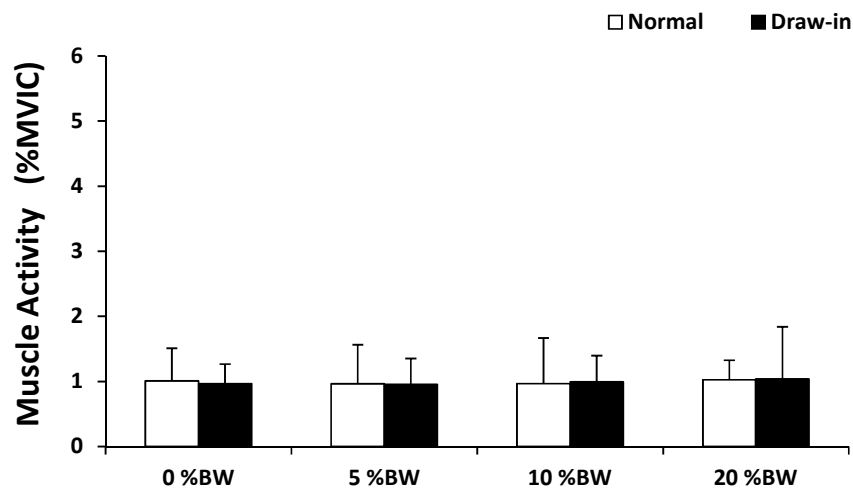


Figure 5-3C

Lowering相における腹直筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

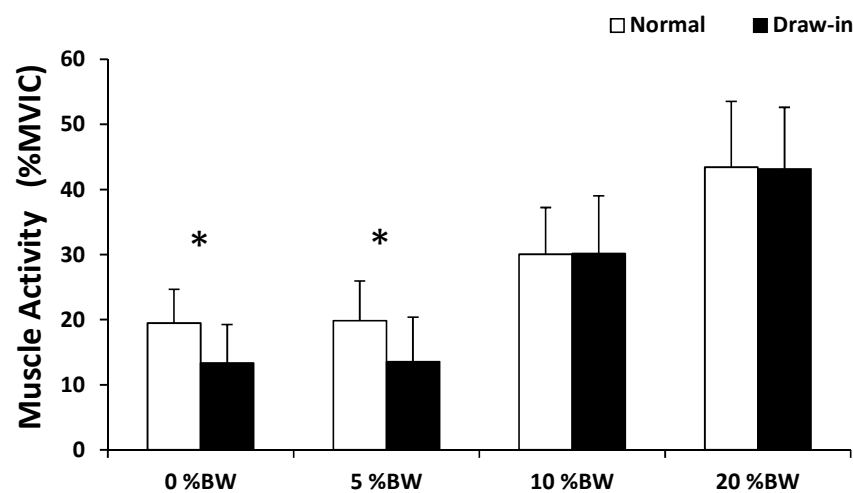


Figure 5-3D

Lowering相における脊柱起立筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

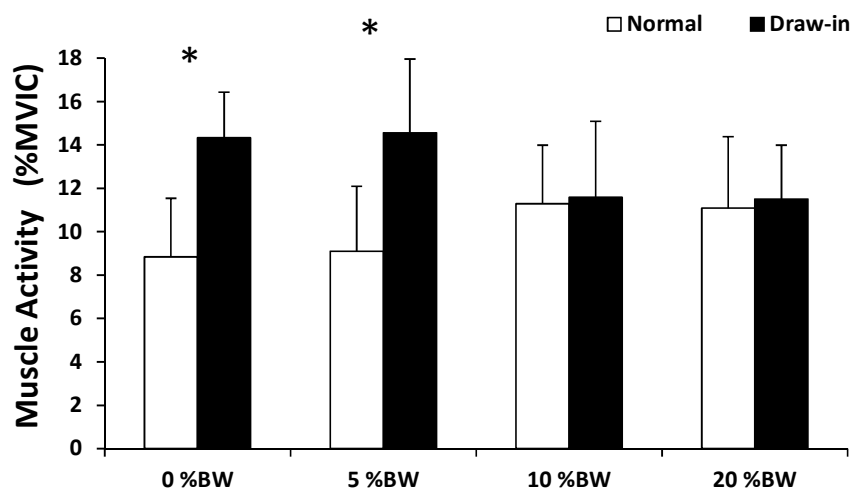


Figure 5-3E

Lowering相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

5.5.4 筋活動onset

各筋における筋活動onsetは、三角筋前部線維の筋活動onsetを基準として、外腹斜筋で 55.7 ± 18.5 msec, 58.3 ± 15.7 msec, 60.7 ± 20.7 msec, 60.1 ± 15.3 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-4). 統計学的解析の結果、全ての重量条件において有意差は認められなかった.

内腹斜筋-腹横筋の筋活動onsetは -9.6 ± 4.1 msec, -11.2 ± 5.7 msec, -19.1 ± 11.3 msec, 21.6 ± 10.0 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-4). 重量条件間の比較において、0 %BW, 5 %BWに比して10 %BW, 20 %BWにおいて有意に筋活動onsetが早期に生じた ($p < 0.05$).

腹直筋の筋活動onsetは 65.7 ± 20.3 msec, 60.7 ± 19.7 msec, 69.3 ± 15.7 msec, 76.7 ± 22.1 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-4). 統計学的解析の結果、全ての重量条件において有意差は認められなかった.

脊柱起立筋の筋活動onsetは 16.0 ± 11.2 msec, 15.1 ± 5.1 msec, 14.2 ± 7.5 msec, 11.1 ± 6.1 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-4). 統計学的解析の結果、0 %BWに比して20 %BWにおいて有意に筋活動が早期に生じていた ($p < 0.05$).

腰部多裂筋の筋活動onsetは 14.8 ± 3.7 msec, 15.2 ± 3.3 msec, 12.5 ± 2.8 msec, 11.3 ± 2.6 msec (それぞれ 0, 5, 10, 20 %BW) であった (Figure 5-4). 統計学的解析の結果、0 %BWに比して20 %BWにおいて有意に筋活動が早期に生じていた ($p < 0.05$).

統計学的解析の結果、各筋の筋活動onsetは、内腹斜筋-腹横筋が最も早期に筋活動onsetが生じていた (それぞれ $p < 0.01$, Figure 5-4). 続いて脊柱起立筋と腰部多裂筋の筋活動onsetが生じるが、両筋の間に有意差は認められなかった. その後、外腹斜筋の筋活動onsetが生じ、腹直筋の筋活動onsetが最も遅れていた (それぞれ $p < 0.01$, Figure 5-4).

Onset of each muscle (msec)

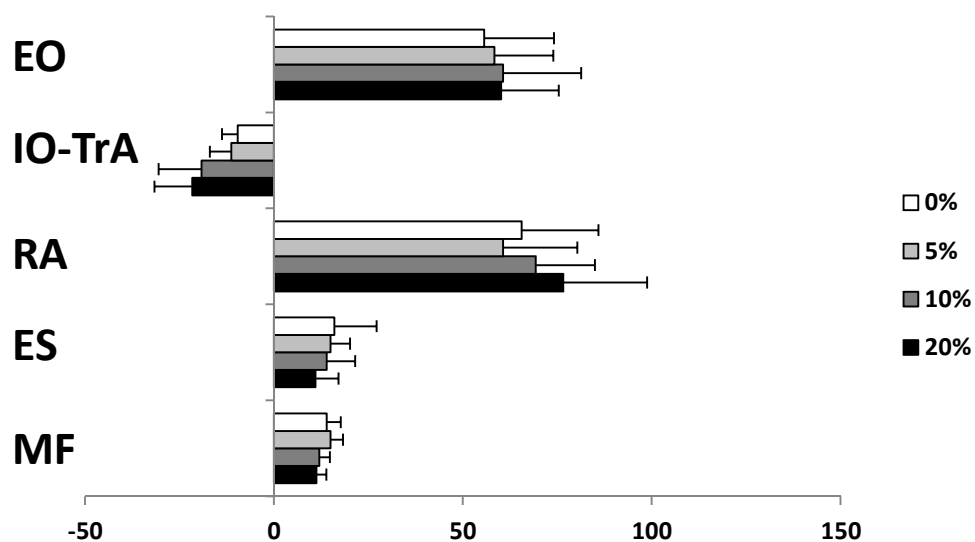


Figure 5-4

各筋の筋活動onset.

EO：外腹斜筋，IO-TrA：内腹斜筋-腹横筋，RA：腹直筋，ES：脊柱起立筋，MF：腰部多裂筋，0 %BW：体重比0 %での重量物挙上，5 %BW：体重比5 %での重量物挙上，10 %BW：体重比10 %での重量物挙上，20 %BW：体重比20 %での重量物挙上．単位はmsecであり，グラフにおける0は三角筋前部線維の筋活動onsetを示す．グラフは平均値と標準偏差を示す．

5.5.5 介入前後での比較

5.5.5.1 Lifting相

統計学的解析の結果，外腹斜筋に関しては0 %BW，5 %BW，10 %BWにおいて介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-5A）．内腹斜筋-腹横筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が増加していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-5B）．腹直筋に関しては全重量条件において介入前後の筋活動に有意差は認められなかった（Figure 5-5C）．脊柱起立筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-5D）．腰部多裂筋に関しては，全重量条件において介入前後の筋活動に有意差は認められなかった（Figure 5-5E）．

5.5.5.2 Holding相

統計学的解析の結果，外腹斜筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-6A）．内腹斜筋-腹横筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が増加していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-6B）．腹直筋に関しては全重量条件において介入前後の筋活動に有意差は認められなかった（Figure 5-6C）．脊柱起立筋に関しては0 %BW，5 %BW，10 %BWにおいて介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-6D）．腰部多裂筋に関しては0 %BW，5 %BWにおいて介入前に比して介入後で有意に筋活動量が増加していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-6E）．

5.5.5.3 Lowering相

統計学的解析の結果，外腹斜筋に関しては0 %BWにおいて介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-7A）．内腹斜筋-腹横筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が増加していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-7B）．腹直筋に関しては全重量条件において介入前後の筋活動に有意差は認められなかった（Figure 5-7C）．脊柱起立筋に関しては0 %BW，5 %BWにおいて介入前に比して介入後で有意に筋活動量が減少していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-7D）．腰部多裂筋に関しては全重量条件において介入前に比して介入後で有意に筋活動量が増加していた（それぞれ $p < 0.05$ ，Figure 5-7E）．

数値に関しては省略し，前述した値を参照のこととする．

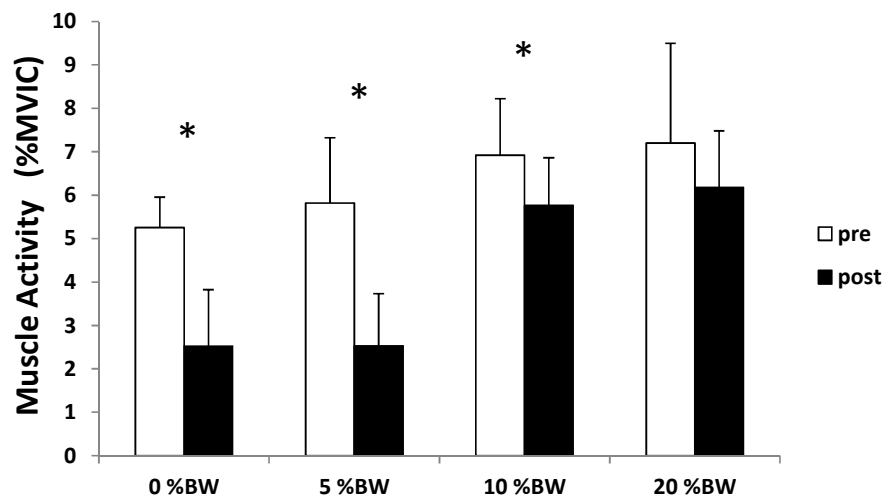


Figure 5-5A

Lifting相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

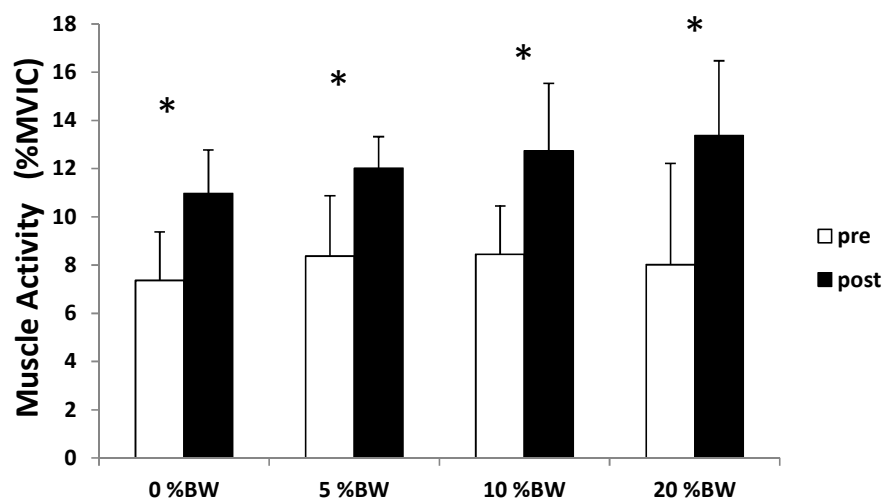


Figure 5-5B

Lifting相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

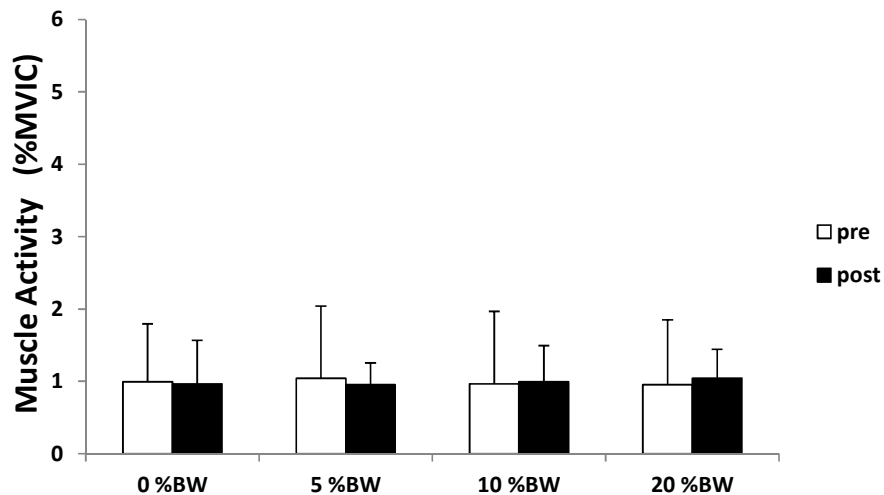


Figure 5-5C

Lifting相における腹直筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

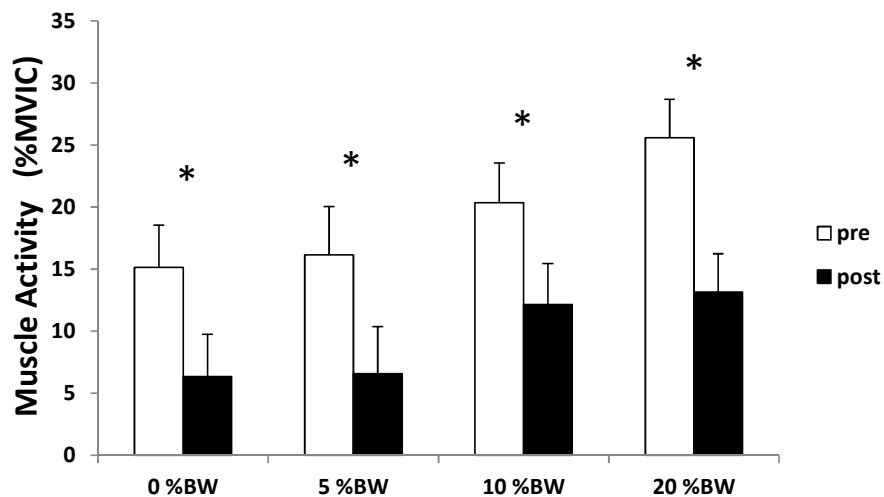


Figure 5-5D

Lifting相における脊柱起立筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

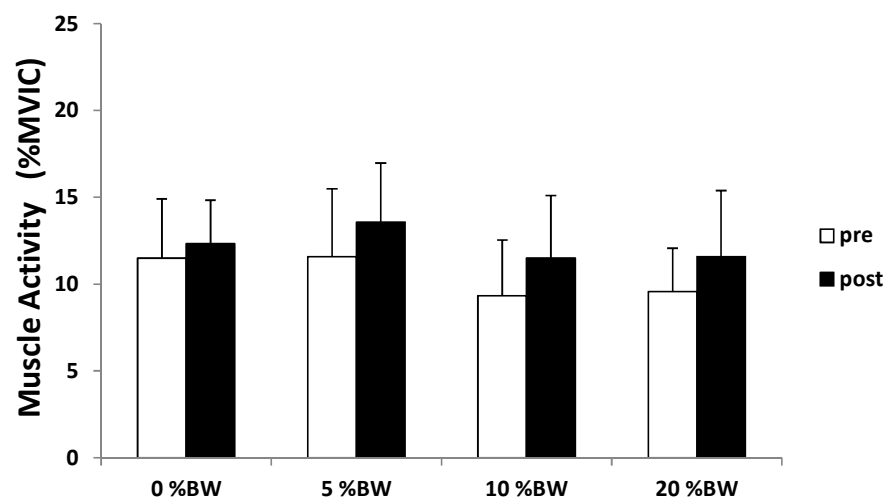


Figure 5-5E

Lifting相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

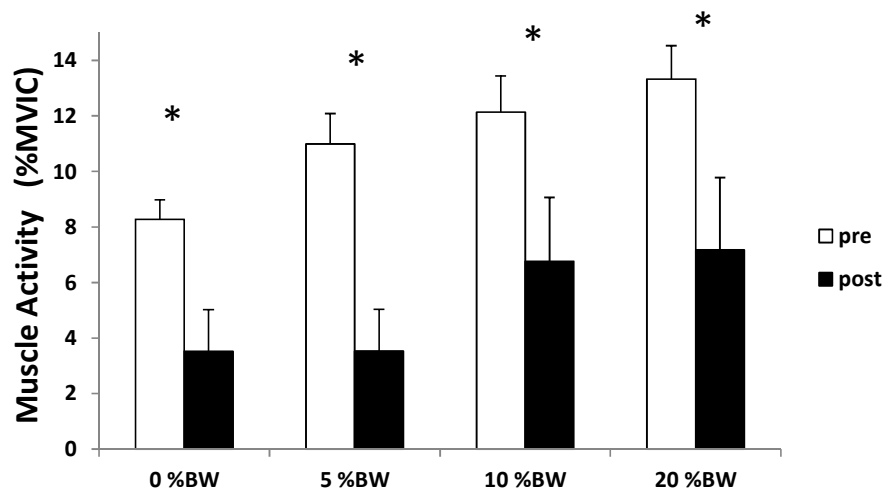


Figure 5-6A

Holding相における外腹斜筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

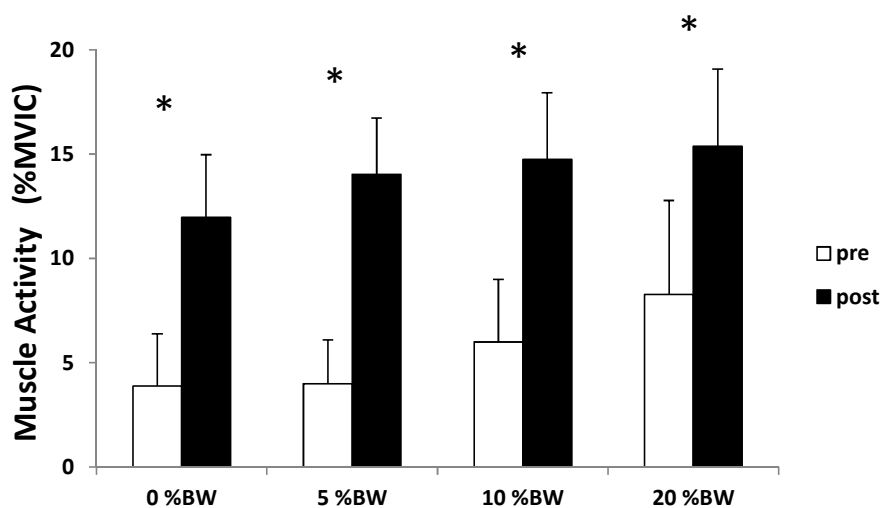


Figure 5-6B

Holding相における内腹斜筋-腹横筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

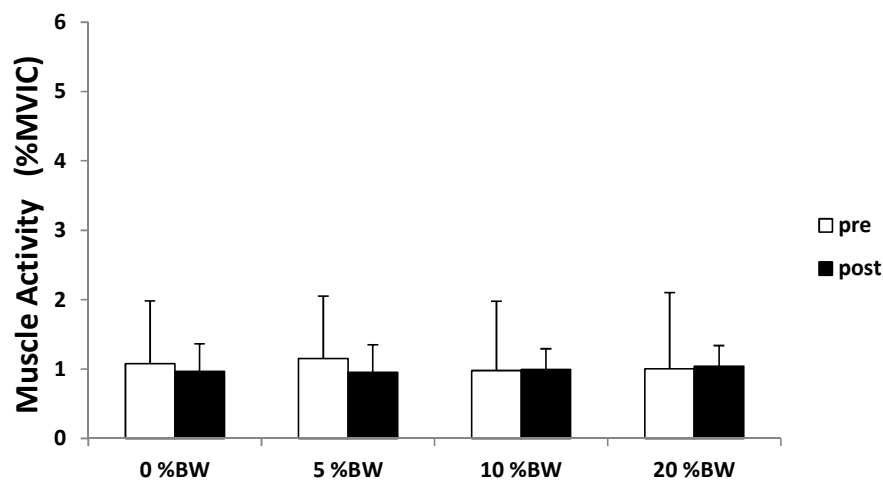


Figure 5-6C

Holding相における腹直筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

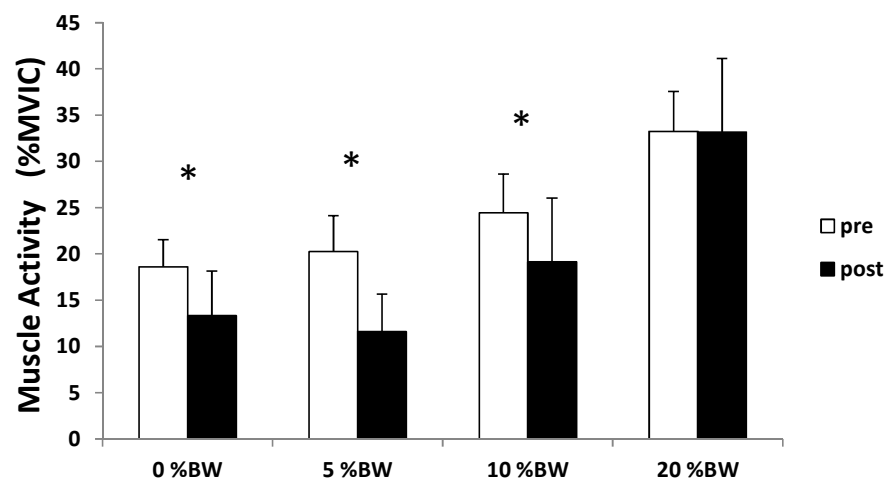


Figure 5-6D

Holding相における脊柱起立筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

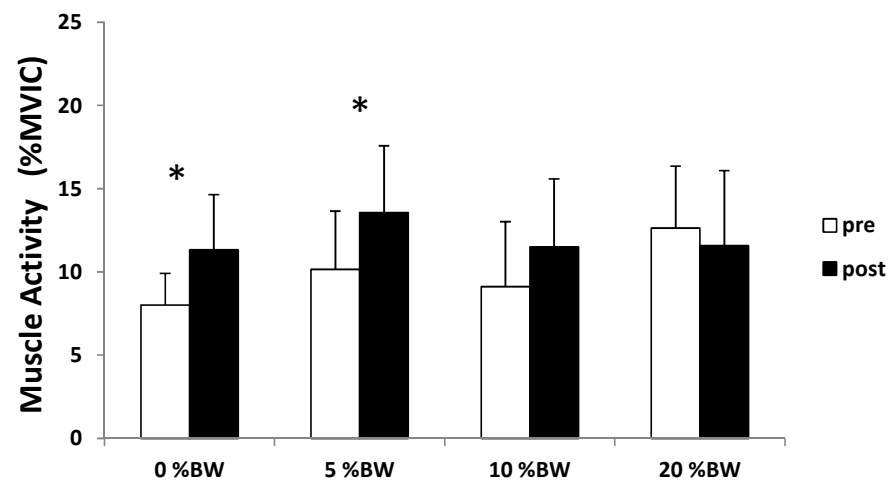


Figure 5-6E

Holding相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

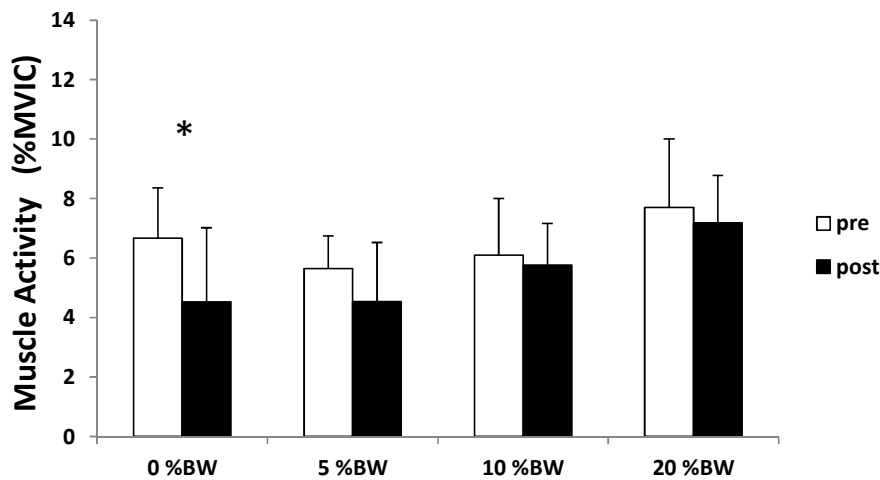


Figure 5-7A

Lowering相における外腹斜筋筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

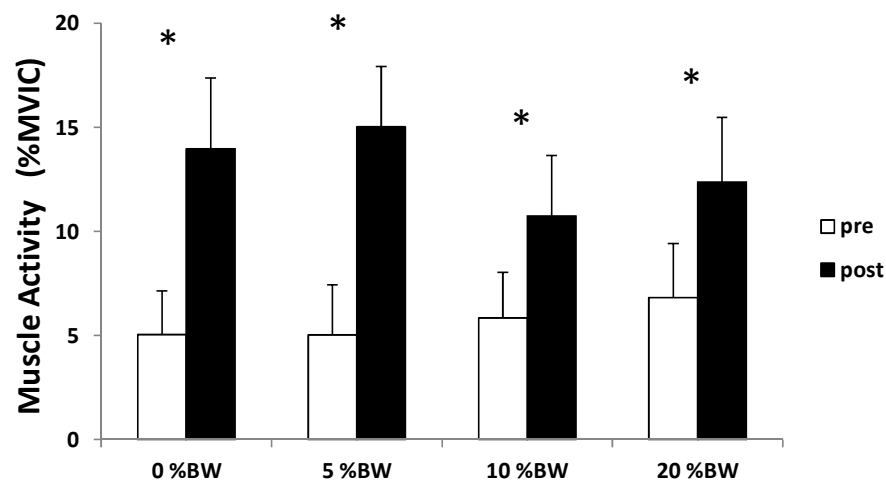


Figure 5-7B

Lowering相における内腹斜筋-腹横筋筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

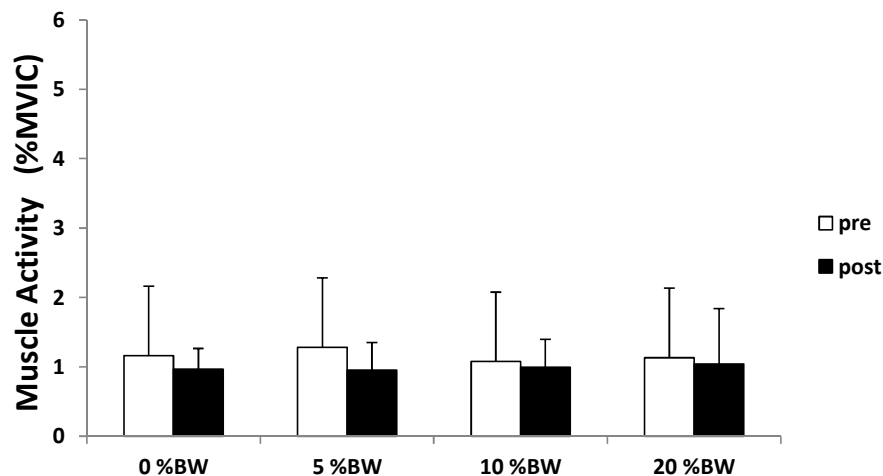


Figure 5-7C

Lowering相における腹直筋筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す.

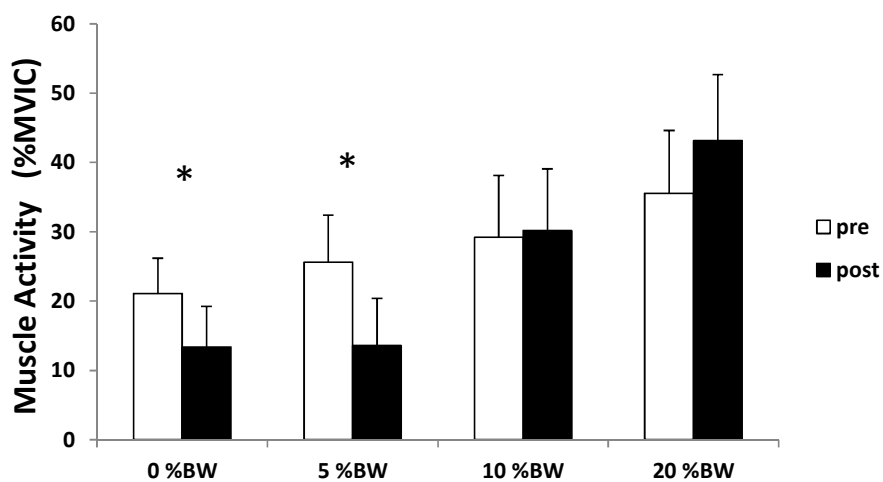


Figure 5-7D

Lowering相における脊柱起立筋筋活動。

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0%BW : 体重比0%での重量物挙上, 5%BW : 体重比5%での重量物挙上, 10%BW : 体重比10%での重量物挙上, 20%BW : 体重比20%での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

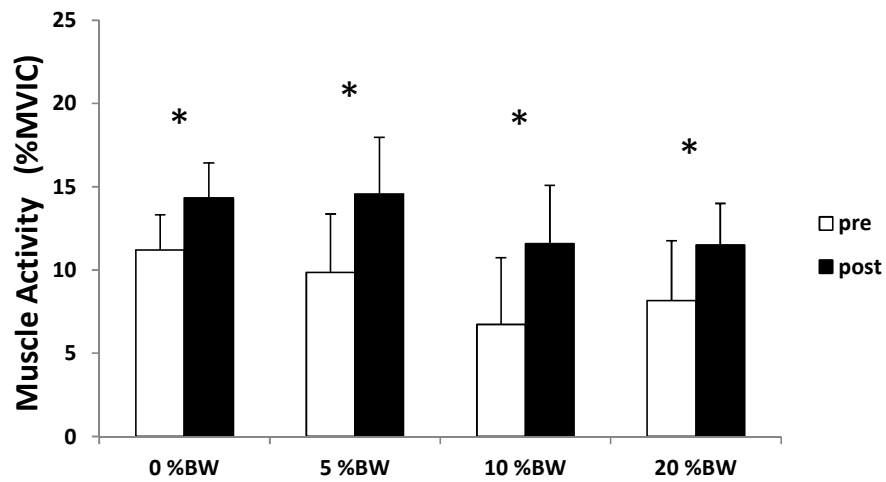


Figure 5-7E

Lowering相における腰部多裂筋筋活動.

Normal : Normal 挙上, Draw-in : Draw-in : 挙上, 0 %BW : 体重比0 %での重量物挙上, 5 %BW : 体重比5 %での重量物挙上, 10 %BW : 体重比10 %での重量物挙上, 20 %BW : 体重比20 %での重量物挙上, pre : 介入前, post : 介入後. 単位は%MVICであり, グラフは平均値と標準偏差を示す. * $p < 0.05$.

5.5.6 VAS, ODIの介入前後での変化

研究課題2において得られた介入前の疼痛強度はVASで 35.3 ± 16.1 mmで、介入後は 19.6 ± 10.2 mmであった。統計学的解析の結果、介入前に比して介入後で有意に疼痛強度が低下した ($p < 0.05$, Figure 5-8A)。介入前のODIスコアは 12.0 ± 6.5 %であり、介入後は 6.4 ± 4.9 %であった。統計学的解析の結果、介入前に比して介入後で有意にODIスコアが減少した ($p < 0.05$, Figure 5-8B)。

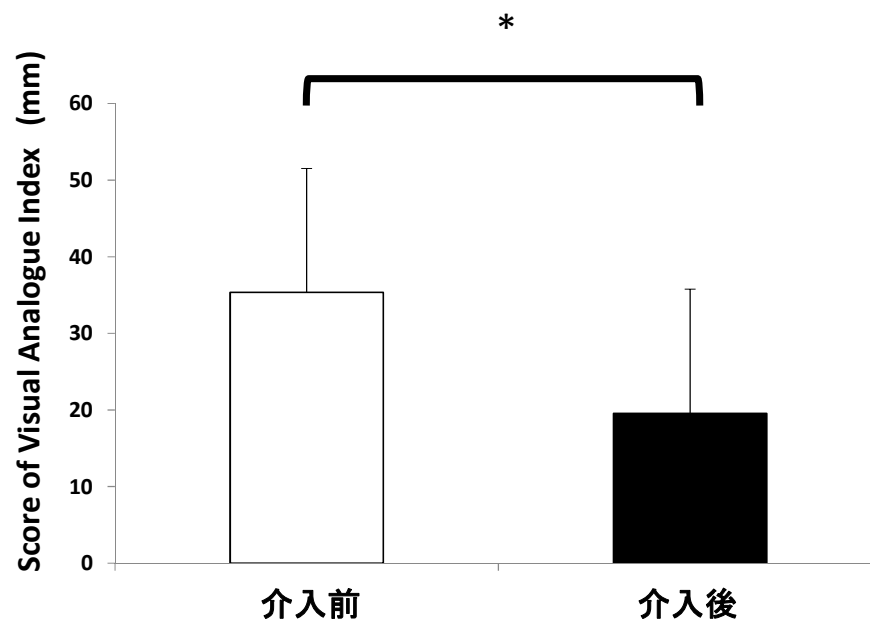


Figure 5-8A

介入前後でのVASの比較.

単位はmmであり，グラフは平均値と標準偏差を示す．* $p < 0.05$.

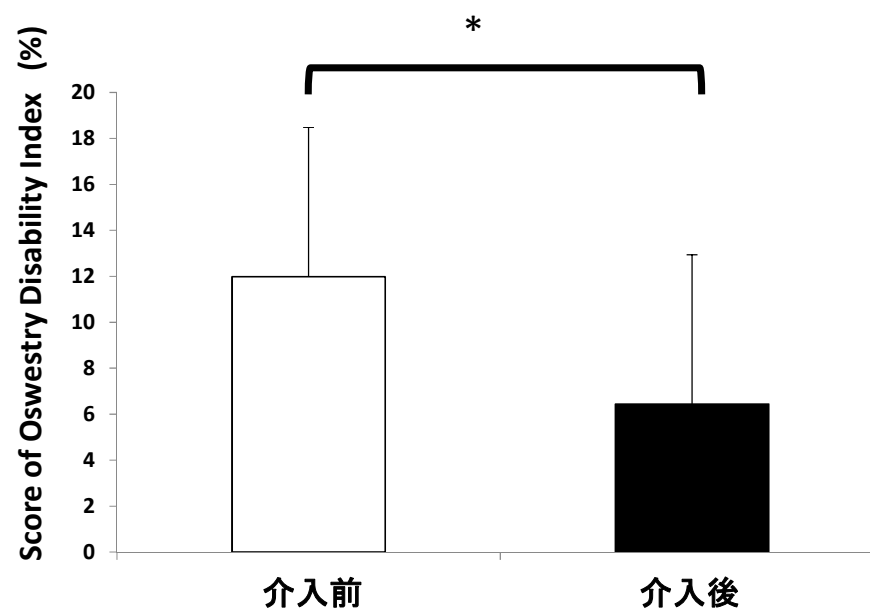


Figure 5-8B

介入前後でのODIスコアの比較.

単位は%であり，グラフは平均値と標準偏差を示す．* $p < 0.05$

5.6 考察

本研究結果から、Lifting相、Holding相、Lowering相の全相において外腹斜筋は0 %BW, 5 %BW条件でNormal挙上に比してDraw-in挙上時に筋活動量が有意に減少した。さらに、脊柱起立筋も同様に全相において0 %BW, 5 %BW条件でNormal挙上に比してDraw-in挙上時に筋活動量が有意に減少した。本所見は、慢性腰痛症例は低負荷条件では、体幹安定化エクササイズの実施後においてDraw-in時の体幹グローバル筋群の筋活動が減少したことを示し、これは健常者に見られた所見と部分的に一致する。これは本研究課題の仮説を支持するものである。また、結果から、内腹斜筋-腹横筋や腰部多裂筋といった体幹ローカル筋群においてもLifting相、Holding相、Lowering相の全相において低負荷条件（0 %BW, 5 %BW）でNormal挙上に比してDraw-in挙上時に筋活動量が有意に増加した。これも、健常者にみられた活動パターンと部分的に一致する。慢性腰痛症例に対する体幹安定化エクササイズは体幹筋群の活動パターンを変化させることが観察されることから、リハビリテーションプログラムの1つとして広く認知されるようになってきた。体幹ローカル筋群の随意性や分離性を高める低負荷での運動である体幹安定化エクササイズは、慢性腰痛症例における体幹筋群の機能障害を改善させると示唆されており、臨床においてその使用が推奨されている^{28, 128-130}。しかしながら、過去の先行研究においては、体幹安定化エクササイズを実施している最中の体幹筋活動を計測しているものか、他の慣習的リハビリテーションプログラムや特定の道具（バランスボールやバランスディスク）を使用したプログラムとの比較を検討したものがほとんどであり¹³¹⁻¹⁴⁷、実際にそれらを一定期間試行した場合に、慢性腰痛症例においてみられる体幹ローカル筋群の機能不全や体幹グローバル筋群との不適切な関連性にどのような影響を及ぼすか検討した研究は数少ない。体幹機能の障害は疼痛の持続¹⁴⁸、もしくは長期化¹⁴⁹に寄与するとされているため、この機能障害を改善させるとされる体幹安定化エクササイズが、実際にどのような効果を及ぼすか検討することは急務であると思われる。2012年に報告された慢性腰痛症例の変化した活動パターンに対する体幹安定化エクササイズの効果を検討した研究をまとめたシステマティックレビュー¹⁵⁰において、体幹筋群に対する介入効果を検討している研究はわずか6件であったと報告している。慢性腰痛症例に対する体幹安定化エクササイズの施行前後で様々なパラメータを比較した先行研究で最も初期のものはHidesら¹⁵¹が行ったものであり、彼らは医学的管理のみを行う群と体幹安定化エクササイズを行った群を比較し、腰部多裂筋の筋サイズが体幹安定化エクササイズを施行した群において有意に改善したことを示している。また、後の研究においてHidesら¹⁵²は、体幹安定化エクササイズが疼痛の減弱や腰痛の再発リスクの減少に効果的であることを報告している。O'Sullivanら¹²⁹は、腹横筋と腰部多裂筋を10週間トレーニングした後に、体幹グローバル筋群である腹直筋の筋活動と体幹ローカル筋群である腹横筋と内腹斜筋の筋活動の比を算出し、この筋活動比が一般的なエクササイズと比較して体幹安定化エクササイズにて有意に増加していたことを示している。さらに彼らは、体幹安定化エクササイズを施行した被験者において、疼痛強度の低下と機能障害の有意な改善を示している。

Ferreiraら¹⁵³⁾は、超音波画像診断装置により腹横筋の筋厚を算出し、安静時と収縮時との比率である筋厚変化率に関して体幹安定化エクササイズと脊椎徒手療法、一般的なエクササイズとを比較している。結果、体幹安定化エクササイズにおいて筋厚変化率が有意に増加したと報告している。しかしながら、Vasseljenら^{154, 155)}は、体幹安定化エクササイズとスリングエクササイズ、一般的なエクササイズとの間に有意な群間差は認められなかったと報告している。これらの結果の違いは、実験手法の違いにより生じているかもしれない。

Ferreiraら¹⁵³⁾は膝の屈曲/伸展時の片側腹横筋の活動を計測しており、Vasseljenら^{154, 155)}はDraw-in中の両側腹横筋の活動性を計測している。我々が過去に行った研究¹¹⁸⁾において、非対称的な動作課題においては腹横筋の一側性の活動性が確認されたため、Ferriraらが行ったような非対称性の要素を含んだ動作課題において体幹ローカル筋群の活動性や安定性への関与を結論付けることは不十分である。したがって、本実験で行われた重量物の挙上課題は対称性の動作課題であり、体幹ローカル筋群の活動性を示す上で妥当な課題であると思われる。上記に示した先行研究から、内容の違いや結果に一部異なる点がみられるが、概して、体幹安定化エクササイズは体幹ローカル筋群の活性化による機能障害の改善を通して、慢性腰痛症例における不適切な体幹筋群の活動パターンの是正に効果的であると思われる。しかしながら、本研究結果は、体幹安定化エクササイズの効果として生じた外腹斜筋や脊柱起立筋の筋活動量の減少や内腹斜筋-腹横筋、腰部多裂筋の筋活動量の増加は、0%BWや5%BWといった低負荷条件においてのみであるということに注意しなければならない。このことは、高負荷条件においてはまだ体幹グローバル筋群の活動性を減弱させることができず、体幹ローカル筋群の活性化による恩恵を受けることができないということを示唆する。つまり、高負荷条件においては、介入前にみられた慢性腰痛症例における体幹ローカル筋群と体幹グローバル筋群の不適切な関連性が継続している可能性があるということである。ここで、本研究により得られた結果は、5週間という介入期間によりもたらされた効果である。一般的に、筋肥大は運動強度の強いトレーニングを行った8-12週後に生じるとされている^{156, 157)}。また、より早期にみられる活動性の増加は主にneural adaptaion（神経適応）によるものである¹⁵⁷⁻¹⁵⁹⁾とされているため、本結果は、体幹安定化エクササイズによりこの神経適応が生じた結果であることに注意したい。したがって、介入期間を5週以上設けた場合には、高負荷条件においても低負荷条件でみられたような介入効果が得られる可能性がある。しかしながら、筋活動onsetの結果をみると、内腹斜筋-腹横筋の筋活動onsetが他の4筋に比して有意に早期に生じており、健常者と一致した結果を示した。さらに、介入前後でDraw-in時の筋活動量を比較した際、外腹斜筋や脊柱起立筋においては全相で概ね減少しており、内腹斜筋-腹横筋や腰部多裂筋においては増加していた。これらの結果は介入による効果を明瞭に示したものであり、体幹安定化エクササイズが慢性腰痛症例における神経サブシステムの機能不全を是正し、フィードフォワード制御やフィードバック制御を健常者とほぼ同様に機能させることが可能になったことを示す。また、本結果より体幹安定化エクササイズによる影響は疼痛や機能障害にも及び、介入後で有意にその数値を改

善させたことが示された。これは、体幹ローカル筋群における機能不全がエクササイズにより改善し、腹横筋や腰部多裂筋が本来担うべき役割である胸腰筋膜の緊張や腹腔内圧の上昇、仙腸関節の安定性増加が正しく作用した結果、介入前に存在していた可能性のある脊椎への持続的な機械的ストレスが減弱し、疼痛の減弱や機能障害スコアの改善につながったものと思われる。

最後に、本研究の課題1, 2, 3における限界について述べる。第一に、本研究における体幹筋群の計測には表面筋電計が用いられたという点である。表面筋電計による計測には機器の限界として、電極直下にある筋が単一、もしくは複数であったとしても、それを全て取得してしまうことが挙げられ、いわゆるcross-talkと呼ばれている。したがって、本研究における体幹ローカル筋群の1つとして計測した内腹斜筋-腹横筋に関しても、その電極の位置は両筋が重層している領域であり、このcross-talkの影響を受けている。過去行われた体幹ローカル筋群の筋活動を計測した研究の多くは、ワイヤー筋電計を用いて腹横筋、もしくは多裂筋のみを単一に計測しており、この問題を解決している。しかしながら、ワイヤー筋電計はその使用方法から人体に対して非常に侵襲的であり、理学療法士が単独で使用することはできない。加えて、ワイヤー筋電計による単一の筋の筋活動計測は、刺入した電極位置周囲のわずかなモーターユニットのみの活動性を反映したものであり、そこから筋全体の機能を評価することは困難であると思われる。一方で、表面筋電計による計測は人体に対して非侵襲的、かつ理学療法士単独でも使用が可能であり、臨床における使用も容易である。さらに、Marshallら¹⁶⁰⁾は、腹横筋/内腹斜筋の筋活動を表面筋電計を使用して計測しており、機能的課題時における計測が十分に妥当であることを示している。また、本研究における腰部多裂筋の電極位置の直下はほぼ腰部多裂筋のみが存在している領域であるため、この領域における計測にはcross-talkの影響は受けないものと思われる。以上のことから、本研究における体幹ローカル筋群として内腹斜筋-腹横筋や腰部多裂筋の表面筋電計による計測は妥当であり、本結果は両筋群の筋活動を適切に反映したものであると思われる。第二に、慢性腰痛症例における被験者数の少なさである。本研究に参加した慢性腰痛症例は平均年齢が 22.3 ± 1.1 歳と若年であり、この年齢における非特異的腰痛症例の取り込みが困難であったことが要因として挙げられる。これに付随して第三に、介入の効果を検討する研究課題3において介入群のみでの検討であったことが挙げられる。介入研究においては、プラセボ効果を考慮して、少なくとも対象群、介入群、プラセボ群の3群を設定すべきである。さらに、介入による効果をより確かなものとするため、一定の介入期間の後に、対象群にも介入を行い、同様の結果が出るか検討するcross over testの実施も必要であったと思われる。しかしながら、前述したように、若年における慢性腰痛症例の取り込みが困難であったため複数の群を設定することができなかった。サンプルサイズは結果に影響をあたえるため、より質の高いエビデンスを提供するためにはこの点に関して今後、更なる修正が必要であると思われる。しかしながら、統計学的解析により本研究課題3に参加した被験者数でも介入前後での有意差は示すことができたため、本結果は一定の介入効果について

の示唆を与えるものであると思われる。

第 5 章

研究課題3

慢性腰痛症例に対する介入効果の検討

5.7 結論

1. 本研究課題は、慢性腰痛症例において体幹ローカル筋群を特異的にトレーニングし、トレーニングの前後で体幹ローカル筋群や体幹グローバル筋群の筋活動パターンがどのように変化するか検討したものである。
2. 結果から、介入後、体幹グローバル筋群の筋活動はNormal挙上に比してDraw-in挙上で有意に減少し、体幹ローカル筋群の筋活動はNormal挙上に比してDraw-in挙上で有意に増加した。これは健常者と同様の活動パターンを呈するものである。
3. 研究課題2より得られた慢性腰痛症例の介入前のデータとの比較から、介入後においては体幹グローバル筋群の活動性は有意に減少し、体幹ローカル筋群の活動性は有意に増加した。
4. 筋活動onsetに関して、介入後は健常者でみられた正常な活動パターンと同様の傾向を示す結果が認められた。本所見は、体幹安定化エクササイズの効果を示すものである。
5. 疼痛強度と疾患特異的QOLのスコアは、介入後で有意に改善していた。
6. 慢性腰痛症例において介入前に存在していた神経サブシステムの制御機能の破綻が体幹安定化エクササイズの介入後に有意に改善し、疼痛や機能障害の改善も認められた。

謝辞

博士論文の執筆を終えるにあたり、多くの方々にご懇篤なご指導、ご高配を賜りましたことに深甚なる謝意の意を表します。北海道大学大学院保健科学研究院 山中正紀教授。先生の下で本研究を進めることで、非常に多くのことを学ぶことが出来ました。公私にわたるご指導を賜り、研究とはいかなるものか、どうあるべきか、ということ深く、そして不出来な私に対して辛抱強くご指導下さいました事に、心より御礼申し上げます。さらに、今後、自身が進むべき方向性や可能性を御導き賜りましたことに深く感謝申し上げます。

論文の執筆、また各種学術大会での抄録を作成するにあたり、多大なる御指導を賜りました、北海道大学大学院保健科学研究院 遠山晴一教授、北海道大学大学院保健科学研究院 寒川美奈准教授、北海道大学大学院保健科学研究院 齊藤 展士助教には深甚なる感謝の意を表します。海外への論文投稿の際は、英語への不慣れさから、先生方には多大なる御迷惑をお掛けしてまいりましたが、その際の議論を通じて多くの知識や示唆を頂いたと感じております。厚く御礼申し上げます。

また、大学の先輩であり、同じゼミで長く御指導を頂きました北海道千歳リハビリテーション学院 小林巧先生、北海道大学大学院医学研究科 宝満健太郎先生、そして北海道科学大学保健医療学部理学療法学科助教 井野拓実先生には、心より感謝致します。先生方には、学術的な御指導に留まらず、臨床における示唆や人生の楽しみ方など、多くの教訓を賜りました。先生方と共有した数年間は、私にとってかけがえのない日々でありました。有難うございました。

そして大学時代からの同期である石田知也君、越野裕太君。二人が勉学や日々の臨床に取り組む姿勢は、私から見て非常に刺激になるものであり、また多くを学ばせて頂きました。大学院を無事終えることができたのも、二人のおかげだと心から思います。深甚なる感謝の意を表します。これからも良き友人として、そして、志高く支え合える仲間として、よろしくお願い致します。

また、同じ研究室で後輩の森井康博君、大須賀君。二人の協力なしには本論文の執筆を終えることはできませんでした。被験者の募集や実験時の準備など、惜しみない協力に感謝致します。そして本研究の被験者を快く引き受けてくださった皆様、本研究を無事終えることができましたのは、なにより皆様のご協力があったこそだと思っています。深く感謝致します。

最後に、親愛なる岡本麻未様。私の研究生活や学術活動に理解を頂き、私生活の全てを支えて頂きましたことに、心より御礼申し上げます。

参考文献

- 1) 白土修, 金田清志. 職業性腰痛の治療 ; 北大式「腰痛学級」の紹介と手術治療の注意点. 骨・関節・靱帯. 1993; 6: 673-682.
- 2) 石田肇. 腰痛学校・腰痛学級. 医学のあゆみ. 1988; 147: 1205-1207.
- 3) Nachemson A. Epidemiology and the economics of low back pain. In: Herkowitz HN, Dvorak J, Bell G, Nordin M, Grob D, editors. The lumbar spine. 3. Philadelphia: Lippincott; 2004. pp. 3-10.
- 4) 厚生労働省. 平成 22 年度国民生活基礎調査, 2010.
- 5) McCulloch JA, Transfeldt E. Macnab's backache. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1997.
- 6) Bigos S, Bowyer O, Braen G. Acute low back pain problems in adults: clinical practice No. 14. AHCPR Publication No. 95-0643. Rockville (MD): Agency for Health Care Policy and Research, Public Health Services, US, Department of Health and Human Services, 1994.
- 7) Dillingham. Evaluation and management of low back pain: and overview. State of the Art Reviews 9(3) 1995: 559-574.
- 8) 白土修, 伊藤俊一: 腰痛患者に対するリハビリテーション. 脊椎脊髄 2001; 13: 590-599.
- 9) van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, del Real MT, Hutchinson A, Koes B, Laerum E, Malmivaara A. European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care, Chapter 3. Eur Spine J. 2006; 15(Suppl 2): S169-S191.
- 10) Bartley R, Coffey P. Management of low back pain in primary care - 2001 - Butterworth-Heinemann Medical.
- 11) Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spin. Clinical Biomechanics. 1992; 7(1): pp. 27-32.
- 12) Crisco JJ, 3rd, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. Spine. 1991; 16(7):793-799.
- 13) Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. Journal of Orthopaedic Research. 1995; 13(5): 802-808.
- 14) Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 1996; 11(1): 1-15.

- 15) Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North Am.* 1975; 6: 135-144.
- 16) Bogduk N, Amevo B and Pearcy M. A biological basis for instantaneous centres of rotation of the vertebral column. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H - Journal of Engineering in Medicine.* 1995; 209: 177-83.
- 17) Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004; 36: 926-934.
- 18) Fredericson M, Moore T. Core stabilization training for middle and long distance runners. *New Stud Athl.* 2005; 20: 25-37.
- 19) Briggs AM, Alison MG, John DW et al., A review of anatomical and mechanical factors affecting vertebral body integrity. *Int J Med Sci.* 2004; 1(3): 170-180.
- 20) Essendrop M, Schibye B. Intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles in highly trained participants during sudden heavy trunk loadings. *Spine.* 2004; 29(21): 2445–2451.
- 21) Hodges P, Kaigle-Holm A, Holm S, Ekström L, Cresswell A, Hansson T, Thorstensson A. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine.* 2003; 28(23):2594–601.
- 22) Stanford RD M.E. Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *Man. Manipulative Ther.* 2002; 10: 40-46.
- 23) Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord Tech.* 1992; 5: 383-589.
- 24) Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992; 5:390-396.
- 25) Bergmark A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. *Acta Orthopedic Scandinavia.* 1989; 230: 20-24.
- 26) Cholewichi J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine.* 1997; 22: 2207-2212.
- 27) Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, Wingerden J-P, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine.* 1995; 20(7):753-758.
- 28) Richardson C. Abdominal mechanism and support of the lumbar spine and pelvis. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization* 2004; Churchill Livingstone, New York, 31-57.

- 29) Macintosh JE, Bogduk N. The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics* 1986; 1: 205-213.
- 30) Cavanaugh JM, Ozaktay AC, Yamashita HT, King AI. Lumbar facet pain: biomechanics, neuroanatomy and neurophysiology. *J Biomech.* 1996; 29(9): 1117-1129.
- 31) McClain RF, Pickar JG. Mechanoreceptor endings in human thoracic and lumbar facet joints. *Spine*.1998; 23: 168-173.
- 32) Lewin T, Moffett B and Viidik A. The morphology of the lumbar synovial intervertebral joints. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavia.* 1962; 4: 299-319.
- 33) Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine.* 1995; 20(2): 192-198.
- 34) Kaigle AM, Holm SH, Hansson TH. Experimental instability in the lumbar spine. *Spine* 1995; 20(4): 421-430.
- 35) Bogduk N. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum.* New York: Churchill Livingstone; 1997.
- 36) Norris CM: Spinal stabilization 3 Stabilization mechanisms of the lumbar spine. *Physiotherapy.* 1995; 81: 172-179.
- 37) Hides J, Richardson C, Jull G: Use of real-time ultrasound imaging for feedback in rehabilitation. *Manual Therapy,* 1998, 3: 125-131.
- 38) Floyd WF, Silver P. Function of the erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet.* 1951: 133-134.
- 39) Joseph J, McColl I. Electromyography of muscles of posture: posterior vertebral muscles in males. *Journal of Physiology (London).* 1961; 157: 33-37.
- 40) Morris J, Brenner F, Lucas D. An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *Journal of Anatomy (London).* 1962; 96: 509-520.
- 41) Joseph J. Posture and electromyography. *The Scientific Basis of Medicine Annual Review.* 1963: 158-170.
- 42) Pauly JE. An electromyographic analysis of certain movements and exercises. I. Some deep muscles of the back. *Anatomical Record.* 1966; 155(2): 223-234.
- 43) Jonsson B. The functions of individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. *Electromyography.* 1970; 10(1): 5-21.
- 44) Donisch EW, Basmajian JV. Electromyography of deep back muscles in man. *American Journal of Anatomy.* 1972; 133(1): 25-36.
- 45) Waters R, Morris J. Electrical activity of muscle of the trunk during walking. *Journal of Anatomy (London).* 1972; 111(2): 191-199.

- 46) Dofferhof AS, Vink P. The stabilising function of the mm. Iliocostales and the mm. Multifidi during walking. *Journal of Anatomy*. 1985; 140(Part 2): 329-336.
- 47) Valencia FP, Munro RR. An electromyographic study of the lumbar multifidus in man. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 1985; 25(4): 205-221.
- 48) Lindgren KA, Sihvonen T, Leino E, Pitkanen M, Manninen H. Exercise therapy effects on functional radiographic findings and segmental electromyographic activity in lumbar spine instability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1993; 74(9): 933-939.
- 49) Leinonen V, Kankaanpaa M, Luukkonen M, Hanninen O, Airaksinen O, Taimela S. Disc herniation-related back pain impairs feedforward control of paraspinal muscles. *Spine*. 2001; 26(16): E367-372.
- 50) Andersson EA, Grundstrom H, Thorstensson A. Diverging intramuscular activity patterns in back and abdominal muscles during trunk rotation. *Spine*. 2002; 27(6): E152-160.
- 51) Moseley G, Hodges P, Gandevia S. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*. 2002; 27(2): E29-36.
- 52) Moseley G, Hodges P, Gandevia S. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *Journal of Physiology*. 2003; 547(Part 2): 581-587.
- 53) White SG, McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2002; 17(3): 177-184.
- 54) Saunders S, Rath D, Hodges P. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait and Posture*. 2004; 20(3): 280-290.
- 55) Whittaker JL, Teyhen DS, Elliott JM, et al. Rehabilitative ultrasound imaging: understanding the technology and its applications. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007; 37: 434-449.
- 56) Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. Comparison of two different modalities. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995; 20: 54-58.
- 57) Kiesel KB, Uhl TL, Underwood FB, Rodd DW, Nitz AJ. Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging. *Man Ther*. 2007; 12: 161-166.
- 58) Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar

- multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006; 21:905-913.
- 59) Wong AY, Parent E, Kawchuk G. Reliability of 2 ultrasound imaging analysis methods in quantifying lumbar multifidus thickness. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013; 43(4): 251-262.
 - 60) Chaffin DB, Redfern MS, Erig M, Goldstein SA. Lumbar muscle size and locations from CT scans of 96 women of age 40 to 63 years. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1990; 5: 9-16.
 - 61) Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Wiand B. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16: 38-46.
 - 62) Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994; 19: 165-172.
 - 63) McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WM. The trunk muscles of elite oarsmen. *Br J Sports Med*. 2002; 36: 214-217.
 - 64) Hides J, Stanton W, Freke M, Wilson S, McMahon S, Richardson C. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med*. 2008; 42: 809-813.
 - 65) Ranson C, Burnett A, O'Sullivan P, Batt M, Kerslake R. The lumbar paraspinal muscle morphometry of fast bowlers in cricket. *Clin J Sport Med*. 2008; 18: 31-37.
 - 66) Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH, eds. *Gray's Anatomy*, 37th Edition. Churchill Livingstone, Edinburgh. 1989:592-604.
 - 67) Floyd WF, Silver PHS. Electromyographic study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man. *J. Anat., Lond*. 1950; 84: 132-145.
 - 68) Cresswell AG, Grundstrom H, Thorstensson A: Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand*. 1992; 144: 409-418.
 - 69) Carmen DJ, Blanton PL, Biggs NL. Electromyographic study of the anterolateral abdominal musculature utilizing indwelling electrodes. *America Journal of Physical Medicine*. 1972; 51: 113-29
 - 70) Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R, Mens JMA, Kleinrensink GJ. Biomechanical modeling of sacroiliac stability in different postures. *Spine: State of the Art Reviews* 1995: 419-432.
 - 71) Bogduk N, MacIntosh JE. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine*. 1984; 9: 164-170.

- 72) Williams PL, Bannister LH, Berry MM. Gray's Anatomy. The Anatomical Basis of Medicine and Surgery. London, UK: Churchill Livingstone; 1999.
- 73) Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005; 20: 233-241.
- 74) Sakamoto H, Akita K and Sato T. An anatomical analysis of the relationships between the intercostals nerves and the thoracic and abdominal muscles in man. II . Detailed analysis of innervations of the three lateral abdominal muscles. Acta Anat. 1996; 156(2): 143-150.
- 75) Davis JR, Mirka GA. Transverse-contour modeling of trunk muscle-distributed forces and spinal loads during lifting and twisting. Spine. 2000; 25: 180-189.
- 76) Hodges PW, Richardson CA. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. Neurosci Lett. 1999; 265: 91-94.
- 77) Mirka G, Kelaher D, Baker A, Harrison A, Davis J. Selective activation of the external oblique musculature during axial torque production. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997; 12: 172-180.
- 78) Strohl KP, Mead J, Banzett RB, Loring SH, Kosch PC. Regional differences in abdominal muscle activity during various maneuvers in humans. J Appl Physiol. 1981 ;51: 1471-1476.
- 79) Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. Eur Spine J. 2005; 14: 393-400.
- 80) Urquhart DM, Hodges PW. Regional variation in abdominal muscle recruitment during respiratory and postural tasks. International Federation of Manipulative Therapists. Cape Town, South Africa; 2004.
- 81) Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. Gait Posture. 2005; 22: 295-301.
- 82) Cropper J. Regional anatomy and biomechanics. In: Flynn T, ed. The Thoracic Spine and Rib Cage: Musculoskeletal Evaluation and Treatment. Newton, MA: Butterworth-Heinemann; 1996.
- 83) Tesh KM, Dunn JS, Evans JH. The abdominal muscles and vertebral stability. Spine. 1987; 12: 501-508.
- 84) Barker PJ, Briggs CA, Bogeski G. Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. Spine. 2004; 29(2):129-138.

- 85) Barker PJ, Guggenheimer KT, Grkovic I, et al. Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. *Spine*. 2006; 31:397-405.
- 86) Gracovetsky S, Farfan HF, Lamy C. The mechanism of the lumbar spine. *Spine*. 1981; 6: 249-262.
- 87) Hides J, Wilson S, Stanton W, et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal wall. *Spine*. 2006; 31: E175-178.
- 88) Hodges PW, Eriksson AE, Shirley D, Gandevia SC. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech*. 2005; 38: 1873-1880.
- 89) Hodges PW, Cresswell AG, Dagfeldt K, Thorstensson A. In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *J Biomech*. 2001; 34: 347-353.
- 90) Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS, Storm J. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*. 2002; 27: 399-405.
- 91) Rankin G, Stokes M, Newham DJ. Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects. *Muscle Nerve*. 2006; 34: 320-326.
- 92) Ainscough-Potts. The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Man Ther*. 2006; 11:54-60
- 93) Bunce SM, Hough AD, Moore AP. Measurement of abdominal muscle thickness using M-mode ultrasound imaging during functional activities. *Manual Therapy*. 2004; 9(1): 41-44.
- 94) McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19: 337-42.
- 95) Hodges PW, Pengel LH, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve*. 2003; 27: 682-92.
- 96) Gill NW, Springer BA. Use of rehabilitative ultrasound imaging to characterize abdominal muscle structure and function in lower extremity amputees. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007; 37:A18.
- 97) Bunce SM, Moore AP, Hough AD. M-mode ultrasound: a reliable measure of transversus abdominis thickness? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002; 17:315-317.
- 98) Springer BA, Mielcarek BJ, Nesfield TK, Teyhen DS. Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006; 36: 289-297.

- 99) Hansen FR, Bendix T, Skov P, et al. Intensive, dynamic back-muscle exercises, conventional physiotherapy, or placebo-control treatment of low-back pain. A randomized, observer-blind trial. *Spine*. 1993; 18: 98-108.
- 100) Kline P. *A Handbook of Test Construction*. London, UK: Methuen; 1986.
- 101) Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997; 114: 362-370.
- 102) Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997; 77: 132-142; discussion 142-134.
- 103) Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*. 1997; 40: 1220-1230.
- 104) Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1996; 21: 2640-2650.
- 105) Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*. 1998; 11: 46-56.
- 106) Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*. 2004; 29: 2560-2566.
- 107) Saunders SW, Coppieters M, Hodges P. Reduced tonic activity of the deep trunk muscles during locomotion in people with low back pain. *World Congress of Low Back and Pelvic Pain*. Melbourne, Australia; 2004.
- 108) Teyhen DS, Williamson JN, Carlson NH, Suttles ST, O'Laughlin SJ, Whittaker JL, Goffar SL, Childs JD. Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009; 90:761-767.
- 109) Takuya M, Masanori Y, Kengo U, Harukazu T, Hiroshi S, Mina S, Takumi K, Takumi I, Naoki T. Individuals with chronic low back pain do not modulate the level of transversus abdominis muscle contraction across different postures. *Manual Therapy*. 2014; 19 (6):534-540.
- 110) Richardson C, Hodges P, Hides J. *Therapeutic Exercise for Spinal Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach*. New York, NY: Churchill Livingstone; 1999.
- 111) Teyhen DS, Miltenberger CE, Deiters HM, et al., The use of ultrasound

- imaging of the abdominal drawing-in maneuver in subjects with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005; 35: 346-355.
- 112) Kiesel KB, Uhl TL, Underwood FB, Nitz A. Rehabilitative ultrasound measurement of select trunk muscle activation during induced pain. *Manual Therapy.* 2008; 13: 132-138.
 - 113) Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson AH, Gandevia SC. Acute experimental pain changes postural recruitment of the trunk muscles in pain-free humans. *Experimental Brain Research.* 2003; 151: 262-271.
 - 114) Critchley D, Coutts F. Abdominal muscle function in chronic low back pain patients; measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy.* 2002; 86(6): 322-332.
 - 115) Juker D, McGill SM, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(2): 301-310.
 - 116) De Troyer A, Estenne M, Ninane V, Van Gansbeke D, Gorini M. Transversus abdominis muscle function in humans. *J Appl Physiol.* 1990; 68(3): 1010-1016.
 - 117) Cresswell AG. Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. *Eur J Appl Physiol.* 1993; 66(4): 315-320.
 - 118) 三浦 拓也, 山中 正紀, 遠山 晴一, 斎藤展士, 寒川美奈, 小林巧, 武田直樹. 体幹の回旋運動に対する腹横筋の寄与 - 健常者と慢性腰痛症例の比較 -. *理学療法科学.* 2014, 29 巻 2 号, 207-012.
 - 119) Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research.* 2002; 20: 112-121.
 - 120) Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2000; 25: 947-954.
 - 121) Gardner-Morse MG, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine.* 1998; 23: 86-92.
 - 122) Lavender SA, Marras WS, Miller RA. The development of response strategies in preparation for sudden loading to the torso. *Spine.* 1993; 18: 2097-2105.
 - 123) Mirka GA, Marras WS. A stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending. *Spine.* 1993; 18 (11): 1396-1409.
 - 124) Thelen DG, Schultz AB, Ashton-Miller JA. Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *J Orthop Res.* 1995; 13: 390-398.

- 125) Hodges PW. Abdominal mechanism in low back pain, in: Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization, a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain, 2nd edn, Churchill Livingstone, Edinburgh, 2005, 141-148.
- 126) Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res.* 1994; 98: 336-341.
- 127) Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1999; 80 (9): 1005-1012.
- 128) O'Sullivan PB. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther.* 2000 Feb; 5(1): 2-12.
- 129) O'Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1997; 22(24): 2959-2967.
- 130) Costa LO, Maher CG, Latimer J, Hodges PW, Herbert RD, Refshauge KM, McAuley JH, Jennings MD. Motor control exercise for chronic low back pain: a randomized placebo-controlled trial. *Phys Ther.* 2009; 89(12): 1275-1286.
- 131) Colado, J, Pablos, C, Chulvi-Medrano, I, Garcia-Masso, X, Flandez, J, and Behm, D. The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 1875-1883.
- 132) Comfort P, Pearson S, Mather D. An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *J Strength Cond Res.* 2011; 25: 149-154.
- 133) Drake J, Fischer S, Brown S, Callaghan J. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006; 29: 354-362.
- 134) Ekstrom R, Donatelli R, Carp K. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37: 754-762.
- 135) Escamilla R, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, Busch J, D'Anna K, Mowbray R, Imamura R. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: Implications for rehabilitation and training. *Phys Ther.* 2006; 86: 656-671.

- 136) Escamilla R, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, Pecson A, Imamura R, Paulos L, Andrews J. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40: 265-276.
- 137) Escamilla R, McTaggart M, Fricklas E, DeWitt R, Kelleher P, Taylor M, Hreljac A, Moorman C. An electromyographic analysis of commercial and common abdominal exercises: Implications for rehabilitation and training. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36: 45-57.
- 138) Hamlyn N, Behm D, Young W. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J Strength Cond Res.* 2007; 21: 1108-1112.
- 139) Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Shiraki H. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40: 369-375.
- 140) Konrad P, Schmitz K, Denner A. Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *J Athl Train.* 2001; 36: 109-118.
- 141) Lehman G, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropr Osteopat.* 2005; 13: 14.
- 142) Marshall P, Murphy B. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86: 242-249.
- 143) Nuzzo J, McCaulley G, Cormie P, Cavill M, McBride J. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J Strength Cond Res.* 2008; 22: 95-102.
- 144) Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Miyakama S. Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40: 743-750.
- 145) Oliver G, Stone A, Plummer H. Electromyographic examination of selected muscle activation during isometric core exercises. *Clin J Sports Med.* 2010; 20: 452-457.
- 146) Willardson J, Behm D, Huang S, Rehg M, Kattenbraker M, Fontana F. A comparison of trunk muscle activation: Ab circle vs. traditional modalities. *J Strength Cond Res.* 2010; 24: 3415-3421.
- 147) Willardson J, Fontana F, Bressel E. Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. *Int J Sports Physiol Perform.* 2009; 4: 97-109.

- 148) MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain*. 2009; 142: 183-188.
- 149) Lund JP, Donga R, Widmer CG, Stohler CS. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol*. 1991; 69: 683-694.
- 150) Robert A Laird, Peter Kent, Jennifer L Keating. Modifying patterns of movement in people with low back pain - does it help? A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2012; 13:169.
- 151) Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*. 1996; 21(23): 2763-2769.
- 152) Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine*. 2001; 26: E243-248.
- 153) Ferreira P, Ferreira M, Maher C, Refshauge K, Herbert R, Hodges P. Changes in recruitment of transversus abdominis correlate with disability in people with chronic low back pain. *Br J Sports Med*. 2009; 44: 1166-1172.
- 154) Vasseljen O, Fladmark AM. Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: A randomized controlled trial in chronic low back pain patients. *Man Ther*. 2010; 15(5): 482-489.
- 155) Vasseljen O, Unsgaard-Tondel M, Westad C, Mork P. Effect of Core Stability Exercises on Feedforward Activation of Deep Abdominal Muscles in Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Spine*. 2012; 37(13): 1101-1108..
- 156) Danneels L, Van der Straeten G, Cambier D, Witvrouw E, De Cuyper H. The effects of three different training modalities on the cross-sectional area of the lumbar multifidus. *British Journal of Sports Medicine*. 2001; 35: 186-194.
- 157) Seynnes OR, De BM, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 2007; 102(1): 368-373.
- 158) Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, Cerretelli P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1989; 59(4): 310-319.
- 159) Enoka RM. Neural adaptations with chronic physical activity. *Journal of Biomechanics*. 1997; 30(5): 447-455.

- 160) Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J Electromyogr Kinesiol. 2003; 13: 477-489.

業績リスト

学会発表

A. 日本理学療法学術大会

1. 2009 年

演者：三浦拓也，山中正紀，武田直樹，田上裕子

題名：姿勢の違いが Draw-in 時の腹部筋厚に影響を与えるか

会場：東京国際フォーラム

学会：第 44 回日本理学療法学術大会（2009.5）

2. 2010 年

演者：三浦拓也，山中正紀，佐渡志奈，武田直樹

題名：腹横筋の随意的収縮と自動的収縮が筋厚に及ぼす影響について

会場：長良川国際会議場，県民文化ホール未来会館，岐阜都ホテル，
岐阜メモリアルセンター

学会：第 45 回日本理学療法学術大会（2010.5）

3. 2011 年

演者：三浦拓也，山中正紀，武田直樹

題名：慢性腰痛症例に対する体幹安定化エクササイズの効果について－RCT－

会場：シーガイアコンベンションセンター

学会：第 46 回日本理学療法学術大会（2011.5）

4. 2012 年

演者：三浦拓也，山中正紀，金榮香子，武田直樹

題名：体幹の回旋運動に対する腹横筋の寄与－健常者と慢性腰痛症例の比較－

会場：神戸ポートピアホテル，神戸国際展示場

学会：第 47 回日本理学療法学術大会（2012.5）

5. 2013 年

演者：三浦拓也，山中正紀，武田直樹

題名：体幹深層筋の活性化は体幹表層筋の活動性を減少させる

会場：名古屋国際会議場

学会：第 48 回日本理学療法学術大会（2013.5）

6. 2014 年

演者：三浦拓也，山中正紀，齊藤展士，寒川美奈，小林巧，井野拓実，森井康博，遠山晴一

題名：体幹深層筋群の活性化は体幹表層筋群の活動性を減少させるか - 慢性腰痛症例での検討

会場：パシフィコ横浜

学会：第 49 回日本理学療法学会（2014.5）

B. 日本臨床スポーツ医学会学術集会

1. 2009 年

演者：三浦拓也，武田直樹，山中正紀，遠山晴一

題名：安静時および腹部引き込み運動時の腹部深層筋の筋厚の検討

会場：神戸国際展示場

学会：第 20 回日本臨床スポーツ医学会学術集会（2009.11）

演者：浮城健吾，山中正紀，武田直樹，三浦拓也，遠山晴一

題名：姿勢の変化が腹横筋活動に与える影響 慢性腰痛を有するソフトテニス選手を対象として

会場：神戸国際展示場

学会：第 20 回日本臨床スポーツ医学会学術集会（2009.11）

2. 2010 年

演者：三浦拓也，山中正紀，遠山晴一，武田直樹

題名：慢性腰痛症例における腹横筋と内腹斜筋の動態

会場：つくば国際会議場

学会：第 21 回日本臨床スポーツ医学会学術集会（2010.11）

3. 2013 年

演者：三浦拓也，山中正紀，遠山晴一

題名：体幹側腹筋群における筋活動と筋厚変化率の関連性

会場：市民会館崇城大学ホール，熊本市国際交流会館

学会：第 24 回日本臨床スポーツ医学会学術集会（2013.11）

C. Orthopedic Research Society

1. 2012 年

演者：Miura, Takuya; Yamanaka, Masanori; Takeda, Naoki

題名：The Effects of Trunk Stabilization Exercise for the Individuals with Chronic Low Back Pain
- A Randomized Controlled Trial -

会場：Moscone West Convention Center San Francisco, California

学会：ORS Annual Meeting (2012.2)

2. 2013 年

演者：Miura, Takuya; Yamanaka, Masanori; Takeda, Naoki

題名：Activated deep trunk muscles can reduce superficial trunk muscles activity

会場：Henry B. Gonzalez Convention Center San Antonio, Texas

学会：ORS Annual Meeting (2013.1)

3. 2014 年

演者：Takuya Miura; Masanori Yamanaka; Takumi Kobayashi; Harukazu Tohyama

題名：The Effect of Activation of the Deep Abdominal Muscle on the Activity of the Superficial Abdominal Muscle. A Comparison of Healthy Control with the Patients with Low Back Pain.

会場：Hyatt Regency New Orleans, New Orleans, Louisiana

学会：ORS Annual Meeting (2014.3)

4. 2015 年

演者：Takuya Miura; Masanori Yamanaka; Yasuhiro Morii; Hiroshi Saito; Mina Samukawa; Takumi Kobayashi; Takumi Ino; Harukazu Tohyama

題名：The Relationship Between Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus During the Lifting Task.

会場：MGM Grand Hotel, Las Vegas, Nevada

学会：ORS Annual Meeting (2015.3)

D. 日本運動器科学会

1. 2011 年

演者：三浦拓也, 山中正紀, 武田直樹

題名：慢性腰痛症例に対する体幹安定化エクササイズの効果について - A Randomized controlled trial -

会場：朱鷺メッセ, 新潟コンベンションセンター

学会：第 23 回日本運動器科学会 (2011.7)

E. 日本腰痛学会

1. 2011 年

演者：三浦拓也, 山中正紀, 武田直樹

題名：慢性腰痛症例に対する体幹安定化エクササイズの効果について - A Randomized controlled trial -

会場：さっぽろ芸文館

学会：第 19 回日本腰痛学会（2011.9）

論文業績

1. 理学療法科学

題名：体幹の回旋運動に対する腹横筋の寄与-健常者と慢性腰痛症例の比較-

著者：三浦拓也，山中正紀，遠山晴一，齊藤展士，寒川美奈，小林巧，武田直樹

会誌：理学療法科学 29 巻 2 号 p. 207-212

2. Manual Therapy

題名：Individuals with chronic low back pain do not modulate the level of transversus abdominis muscle contraction across different postures.

著者：Takuya Miura, Masanori Yamanaka, Kengo Ukishiro, Harukazu Tohyama, Hiroshi Saito, Mina Samukawa, Takumi Kobayashi, Takumi Ino, Naoki Takeda

会誌：Manual Therapy, Volume 19, Issue 6, p. 534-540