©NSCA JAPAN
Volume 27, Number 8, pages 58-71

Key Words【筋電図検査：electromyography、エクササイズ：exercise、運動制御：motor control、生理病理学：physiotherapy、リハビリテーション：rehabilitation、脊椎：spine、体幹：trunk】

# 慢性腰痛のためのエクササイズ中における体幹筋群の活動：筋電図による評価の系統的レビュー

## Core Muscle Activity Assessed by Electromyography During Exercises for Chronic Low Back Pain：A Systematic Review

**Adrian Escriche-Escuderis,** [1,2] M.Sc. **Joaquin Calatayud,** [1,3] Ph.D. **Ramón Aiguadéis,** [4] Ph.D.
**Lars L. Andersenis,** [3,5] Ph.D. **Yasmin Ezzatvaris,** [1] M.Sc. **José Casañais,** [1] Ph.D.

[1] Department of Physiotherapy, Exercise Intervention for Health Research Group (EXINH-RG), University of Valencia, Valencia, Spain
[2] Department of Physiotherapy, University of Malaga, Malaga, Spain
[3] National Research Centre for the Working Environment, Copenhagen, Denmark
[4] Department of Nursing and Physiotherapy, University of Lleida, Lleida, Spain
[5] Sport Sciences, Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark

**要約**

腰痛（LBP：low back pain）は、仕事にも個人の生活にも悪影響を及ぼす、世界中で最も多くみられる健康問題のひとつである。治療の一環として、コアの筋群に焦点を合わせた運動が用いられるが、慢性腰痛（CLBP：chronic LBP）を有する人々が行なうエクササイズの特異性と強度に関する系統的レビューはまだない。本稿の目的は、非特異的CLBPを有する成人に対するエクササイズ中における筋電図検査によって評価された、コアの筋活動に関する研究の系統的レビューを行なうことである。この系統的レビューは、非特異的CLBPのために、コアの筋群のエクササイズを選択する際の参考として役立つだろう。

### はじめに

腰痛（以下LBP）は世界で最も多く発生する健康問題のひとつであり、84％の人が生涯のいずれかの時点で経験する（66）。過去10年間、LBPの新たな発症は減少し、青年期より前の有病率は低いものの、LBPは生涯のあらゆる段階で発症する（35）。急性腰痛における大抵の症例は自然経過により治まるが（49）、大多数の患者は少なくとも1回の再発を経験する（31,61）。およそ20～30％の症例において、疼痛は持続的であり、機能障害を引き起こし、スポーツや仕事、社会生活における諸活動を制限する可能性がある（35）。LBPの症状が悪化すると、長期休職のリスクが増大する（1）。LBPは45歳以下の人々が負う障害の主な原因であり、20～57歳では、最も費用負担の重い疾病である（35）。

LBPには様々な分類があるが、多くは持続期間と原因に基づいている。持続期間に関しては、慢性腰痛（CLBP）は、痛みが下部肋骨から殿溝にかけて12週間以上続く症状と定義される（3,9,54）。原因として、神経根の問題や骨関節炎など、多数の病因が症状の起源とされる。したがって、腰痛患者の管理を助けるためには、臨床的分類が用いられる（55,56）。

研究、放射線画像、治療法や治療薬などの著しい増加にもかかわらず、LBPの慢性化と障害は増加している（8）。アメリカでは、オピオイド（モルヒネ様鎮痛薬）が最も多く処方される薬物である。しかし、オピオイドは多くの副作用、合併症を伴い、致命的な過剰摂取の危険もある（52）。それにもかかわらず、オピオイドの使用が仕事への復帰を促進させたり、他の治療の必要性を低下させたりするとのエビデンスは不足している（21）。さらに最近の系統

的レビューによると、CLBPに対しては、本物の手術が偽手術と何ら変わらないことが明らかとなった(38)。これらの理由から、研究者と臨床医らは過去10年あまり、可能な原因を探り、新たな治療法を試行しながら、LBPのパラダイムを変えようと努めている。

CLBPのある患者とない患者の間には、原因となるメカニズムに関していくつかの相違が存在する。例えば、コアの筋群の形態と筋電図(EMG)活動である。従来、LBPの患者には運動制御の障害がみられ、EMG反応のタイミングの遅れ(14)と筋の動員パターンの変化(16,57)を伴う。また、CLBPの患者には、健康な成人と比較すると、日常活動や運動中の体幹EMG活動の変化が認められている(13,22)。さらに、CLBPの患者は通常、腰の伸展筋力が弱く(11,58)、傍脊柱筋群の横断面積が減少し(18,40)、脂肪浸潤が進んで筋線維タイプの比率が変化している(44,68)。加えて、健康な被験者に比べて疲労感が大きい(47)。研究者と臨床医の一部は、LBPの患者は、腰部多裂筋と腹横筋および腰方形筋が体幹の筋群のなかでも最も劣化していると指摘し、LBPとこれらの筋群における機能障害に相関関係があることを報告した(29,32–34)。

多くの利用可能な選択肢があるなかで、積極的な運動は最もよく用いられる治療法である(43)。特に、LBPの管理には腰部安定化トレーニングが広く用いられている。この種のトレーニングは、深層および表層の脊椎筋群を活性化することが目的である(7)。運動に有利に、もしくは四肢の遠位からのエネルギー伝達に有利に働くように、骨盤構造から上部の適切な体幹姿勢を保持するためでもある(12)。このようなトレーニングを用いて、セラピストは神経筋コントロールと動員の改善を目指し、日常生活を行なう能力を改善し、間接的に疼痛と障害を軽減させる。しかし、多種多様なエクササイズ(動的または等尺性)と補助のテクニック(ブレーシング)が存在する。この目的のためには、適切なエクササイズを選択することが、肝心の神経筋に漸進的な挑戦を提供するための重要な要素である。

表面EMGは通常、筋活動のレベルと動員パターンを評価するために用いられる(65)。ここ数年間、研究者らは、LBPの患者が一般的に行なうエクササイズ中におけるコア筋群のEMGを評価してきた。しかし、研究の大部分は、健康な被験者を用いてエクササイズを行なっている(15,17,23–26,28)。このようなエクササイズ中のEMG活動は、LBPの有無により異なり、またそのようなエクササイズ中のLBP患者におけるEMG活動の系統的レビューは存在しない。しかしそのような情報は、客観的データを用いて適切なエクササイズを選択するために、また医療判断を改善するために重要である。各トレーニングセッションや治療段階において、それぞれ特定の筋のために、さらに新たな管理と予防対策を講じるためにも重要である。

本研究の目的は、CLBPのためのエクササイズにおいて一般的に対象となる筋群のEMG活動を評価した研究を対象に、それらの系統的レビューを行なうことであった。

## 方法

### 検索

2016年10月～2017年2月までの間、PubMed、PEDro、ScienceDirect、Embase、SPORTDiscusおよびProQuestを用いて、3名の研究者により電子検索を行なった。2001年1月1日以降に発表された英語論文が主要なデータベースである。目的に合わせ、各検索エンジンの特徴を考慮し、**表1**に指定された用語を適用した。さらに、論文中の参考文献に関してマニュアル検索を行なった。それに加えて、エクササイズとLBPに関する検索をCochrane Libraryを用いて実施した。検索結果には、英語で執筆された全文掲載論文だけが含まれている。

### 選択

エクササイズのEMGに関する記述的研究が検索されたが、その他の種類の研究も除外しなかった。プログラム

表1　電子検索で使用した用語(英語)

| | |
|---|---|
| ボックスⅠ(全分野)(AND) | 目標母集団に関する用語とその変形(low back pain OR LBP OR CLBP OR chronic low back pain OR lumbopelvic pain) |
| ボックスⅡ(全分野)(AND) | 実施した評価に関する用語とその変形(electromyograph OR surface electromyography OR myoactivity OR activation OR biofeedback OR myoelectrical OR neuromuscular OR EMG) |
| ボックスⅢ(全分野)(AND) | エクササイズと身体EMG活動に関する用語とその変形(exercise OR flexion OR extension OR rotation OR lateral OR stabiliz OR therapeutic program OR exercise th OR physical training) |
| ボックスⅣ(全分野)(AND) | 体幹筋群に関する用語とその変形(core OR multifid OR lumbar OR transversus abdominis OR erector spinae OR longissimus OR internal oblique OR external oblique OR paraspinal OR extensor OR rectus abdominis OR quadratus lumborum). |
| ボックスⅤ(NOT) | 検索の目的上、関心のない用語とその変形(manual therapy OR pharmacological) |

CLBP=慢性腰痛、EMG＝筋電図、LBP＝腰痛

の開始前にエクササイズのEMGを記録した介入も含めた。系統的レビューのために用いられた選択基準を**表2**に示す。

重複したデータを消去後、著者1名が表題と抄録を調査し、無関係な研究を除外した。他の2名の著者が残った研究の全文を分析し、選択基準に合致することを確認した。疑問のある場合は、3名の著者が集まり、意見の一致をみるまで論文について議論した。

### *正規化EMG活動の分類*

我々は、正規化EMG(nEMG)のレベルに基づき、エクササイズの強度を分類した。

・低いnEMG活動：<20%
・中程度のnEMG活動：20 ～ 40%
・高いnEMG活動：41 ～ 60%
・非常に高いnEMG活動：>60%

### *方法論的な論文の質の評価*

我々の知るかぎり、EMGを用いた観察研究の方法論的な質を評価する標準的尺度は存在しない(53)。しかし、レビュー対象に含まれた研究の質を審査しようと努めるなか、他の著者が同種のレビューで行なったように(46)、Effective Public Health Practice Project(EPHPP：効果的な公開健康実践プロジェクト)の質的評価手段からいくつかの項目を用いて評価した。EPHPPによる研究の品質評価ツールは、研究の品質を主観的に「強い」、「中程度」または「弱い」に分類する(19,37)。評価される9項目は、研究デザイン、選択バイアス、盲検化、交絡、データ収集法、棄権および脱落した被験者、介入の一貫性および分析である。GRADEシステム(エビデンスの質と推奨のグレーディングのための手法)に従い、観察研究において、以下の1つ以上が起こると信用と品質が低下する。すなわち、対象集団の誤った選択基準、曝露あるいは結果の不十分な測定法、交絡因子の不十分な制御、患者の不完全な追跡(59)である。

したがって、本稿の系統的レビューに含まれている研究の種類により、(a)選択バイアス、(b)データ収集、および(c)データの報告のみを評価した。最初の2項目は、EPHPPツールの指示に従って評価した。データの報告は、重要な手順や結果が説明されていなければ弱いとみなされ、すべて重要な結果が説明され報告されているが、不正確である場合は中程度とみなされ、データの報告手順が正しい場合は強いとみなされた。同じく、研究の質は、弱いと評価された部分がない場合は全体として強いと評価され、1つのセクションだけが弱いと評価された時は中程度、2つ以上のセクションが弱いとみなされた場合は全体的に弱いと評価された。我々は今後、エクササイズ中のEMGに関する系統的レビューに、これらの基準を取り入れることを推奨する。

## 結果

### *検索結果*

5件の研究がマニュアル検索に基づいて選択された。検索過程から全部で1,653件の研究がピックアップされ、重複したものを削除後、756件となった。その後表題と抄録を精査し、潜在的に関連のある研究は117件であった。さらに論文の全文調査後、合計8件の研究が系統的レビューの対象に含まれた(3,20,39,41,42,45,51,67)。77件の研究は不適格とみなされたが、その除外理由は、研究が妥当性に欠けるか、または選択基準を満たさなかったことである。フローチャートを使って、この選択プロセスを**図**に示した。

### *レビューに含まれた研究*

#### 含まれた研究の特徴

合計105名の被検者が、レビュー対象の研究8件に登録されていた。平均年齢は23.0 ～ 49.7歳であり、女性だけを評価した研究の数が多かった。また、体格指数(BMI)は21.4 ～ 25.1 kg/m$^2$であった。Kim＆Yoo(42)には、被験者の体格指数は示されていなかった。全体として、レビューに含まれている研究の患者の大部分は、若い成人女性であった。

表2　論文の選択基準

| | |
|---|---|
| 包含基準 | 身体運動中における被験者の表面EMGを用いて、コア筋群のEMG活動を記録した |
| | サンプルは、少なくとも3ヵ月の非特異性CLBPの症状がある患者である |
| | EMG活動の報告が、動的または等尺性の最大随意収縮の割合(%)として正規化されている |
| | 英語の全文が入手可能である |
| | 発表が2001年1月1日以降である |
| 除外基準 | CLBPの分類がこのレビューで定めた基準に該当しないか、選択基準が明らかではない |
| | 腰部の筋を全く分析していない |
| | サンプルに神経根圧迫、椎間板ヘルニア、脊椎関節炎、手術歴、その他の重大なLBPの原因がある |
| | レビューと事例研究 |

CLBP=慢性腰痛、EMG＝筋電図、LBP＝腰痛

### レビューに含まれたエクササイズ

健康とパフォーマンスに関連した背筋群を強化するために、複数のエクササイズが用いられていた。本稿の系統的レビューに含まれたエクササイズは48種目である。しかし、そのうちいくつかは同じエクササイズの反復、またはそのバリエーションであった。バードドッグと腹臥位のヒップエクステンションはそのような重複エクササイズの例であり、どちらも複数の研究に含まれていた。**表3**は、各研究で評価されたエクササイズとEMGで分析された筋群を示す。

### 正規化EMG活動の結果

筋におけるEMG活動の正規化された数値の報告は、研究を選択するための最低必要条件である。しかしOh(51)においては、著者が仮説を考察するために興味深いと考えた値だけが提供されているので、この研究に記載された筋活動のわずか半分に関するデータしか入手できなかった。さらに2件の論文では(3,39)、EMG値の結果が数値では示されなかった。これらの理由から、データは百分率を使ってレビューに含めた。7件の研究(20,39,41,42,45,51,67)は、最大随意等尺性筋活動(MVIC：maximum voluntary isometric contraction)を表している。これは筋活動を測定するために標準化され、客観的で感応性の高い手段である。Kimら(41)は、2つの筋(大殿筋と脊柱起立筋)におけるEMGの絶対値を正規化するために、最大下の随意等尺性筋活動を用いてEMG活動を表し、脊柱起立筋の最大収縮が症状を悪化させた可能性があると主張した。対照的にArokoskiら(3)は、等速性機器を用いて、背部および腹部筋群における最大随意動的筋活動中のEMG値を用いて各エクササイズの筋活動を正規化した。**表4**には、レビューに含まれたそれぞれの筋に関して、研究で記録されたnEMG活動がまとめられている。

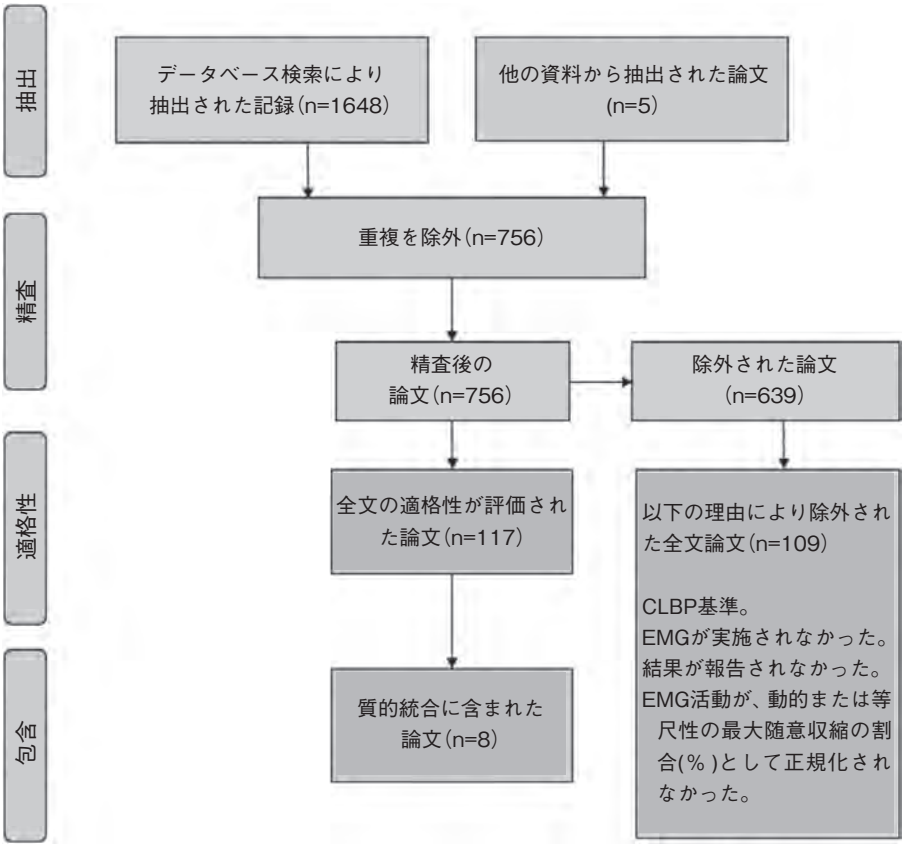


図　選択過程のフローチャート(CLBP＝慢性腰痛、EMG＝筋電図)

### 分析された筋群

#### 外腹斜筋

外腹斜筋のEMG活動は4件の研究において分析されており(3,20,45,67)、種々の肩および股関節の運動、また各種ブリッジエクササイズに関与する筋のEMG活動が報告された。最大のnEMG活動は腹部のブレーシングを行ないながらサイドブリッジを行なう際に記録された(115.1±13.4%)(45)。次いでサイドブリッジ(108.9±12.6%)(45)で、最も低い筋活動はスクワットで観察された(8.1±4.9%，12.1±2.9%)(20,45)。

#### 腹直筋

4件の研究(3,20,45,67)において、腹直筋のEMG活動が評価されていた。最も高い値は、ブレーシングを伴うサイドブリッジ(57.1±9.5%)(45)およびレジスティッド・アームエクステンション(50～55%)(3)でみられた。最も低い値は、手にウェイトを持ち、座位(0～5%)(3)または立位(0～5%)(3)でのオルタネイトショルダーフレクション、または手にウェイトを持ちバランスボード上で行なうスタンディング・オルタネイトショルダーフレクション(0～5%)(3)、および前後ロッキング(0～5%)(3)、およびヒップブリッジ(0～5%)(3)で記録された。

#### 脊柱起立筋

脊柱起立筋のEMG活動は、5件の研究で分析された。しかし、背部の電極の取り付け位置が研究ごとに異なっていた。Desai＆Marshall(20)およびMarshallら(45)は、脊柱起立筋のL4～L5付近に、Oh(51)とKimら(41)は、L1付近に電極を取り付けた。一方Kim＆Yoo(42)は正確な位置を記載していない。L4～L5で最大のnEMG活動は、腹部ブレーシングを伴うサイドブリッジで得られた(63.2±11.0%)

| 表3　筋電図分析の特徴 | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 著者 | CLBPサンプル数（合計） | エクササイズ | 分析された筋群 | 報告された値 |
| Arokoskiら（3） | n＝20（40） | 18エクササイズ：<br>Ex.1 トランポリン上のウォーキング、Ex.2 スタンディングレッグスイング、Ex.3 両手にウェイトを持って行なうスタンディング・オルタネイトショルダーフレクション、Ex.4 両手にウェイトを持ってバランスボード上で行なうスタンディング・オルタネイトショルダーフレクション、Ex.5 背筋を伸ばして座り、両手にウェイトを持って行なうオルタネイトショルダーフレクション、Ex.6 高座りで行なう前後ロッキング、Ex.7 上半身をボードに伏せて行なうユニラテラルレッグエクステンション、Ex.8 スタンディング・レジスティッドアームエクステンション、Ex.9 スタンディング・レジスティッドアームフレクション、Ex.10 スタンディング・レジスティッドアームアダクション、Ex.11 バードドッグ、Ex.12 ヒッププブリッジ（不安定状態）、Ex.13 立て膝仰臥位で曲げた両膝で柔らかなボールを押す、Ex.14 ヒッププブリッジのままユニラテラルニーエクステンション（不安定状態）、Ex.15 腹横筋エクササイズ、Ex.16 サイドライング・レジスティッド・ユニラテラルレッグリフト、Ex.17 プローン・レジスティッド・バイラテラルレッグエクステンション、Ex.18 プローン・バイラテラルレッグエクステンション | RA、EO、および MF（L5） | %最大随意動的収縮（MVDC） |
| Desai & Marshall（20） | n＝10（20） | 10種目：バードドッグ、サイドブリッジ、修正プッシュアップ、スクワット、スタンディングショルダーフレクション（各種目柔軟なサーフェスの使用／不使用） | RA、EO、および ES（L4-L5） | % MVIC |
| Marshall & Desai（45） | n＝10（20） | 10種目：バードドッグ、サイドブリッジ、修正プッシュアップ、スクワット、スタンディングショルダーフレクション（各種目柔軟なサーフェスの使用／不使用） | RA、EO、および ES（L4-L5） | % MVIC |
| Jungら（39） | n＝14（14） | 2種目：不安定なスパインブリッジおよび不安定なプローンブリッジ（プランク） | IO、RA、MF、および ICLT（L1） | % MVIC |
| Oh（51） | n＝20（20） | 2種目：プローンヒップエクステンション（骨盤ベルトの有無） | ES（L1）、GM、およびBF | % MVIC |
| Kimら（41） | n＝20（40） | 2種目：プローンヒップエクステンション（外部骨盤圧迫の有無） | LD、GM[a]、ES（L1）[a]、およびBF | % MVIC[a]<br>%最大下 |
| Yoonら（67） | n＝10（10） | 3種目：四つん這いアームレイズ、四つん這いレッグレイズ、バードドッグ | EO、IO、MF、および ICLT | % MVIC |
| Kimら（42） | n＝12（12） | 2種目：スパインブリッジ（レーザーポインター使用の有無） | ES（レベル不明）、GM、およびHAM | % MVIC |

[a]最大下随意等尺性収縮により正規化　　BF＝大腿二頭筋、CLBP＝慢性腰痛、EO＝外腹斜筋、ES＝脊柱起立筋、GM＝大殿筋、HAM＝ハムストリングス、ICLT＝腰腸肋筋の胸部、IO＝内腹斜筋、LD＝広背筋、MF＝腰部多裂筋、MVIC＝最大随意等尺性収縮、RA＝腹直筋

（45）。L1で得られた最大nEMG活動は、プローンヒップエクステンションであった（51.87±11.69％）（51）。

2件の研究では、スクワットを除き、不安定な状況や腹部ブレーシングなどの補足的テクニックを用いる場合に、通常の状況で行なう場合よりも高い数値が得られた。スクワットでは、不安定な状態で行なうほうが、安定状態よりもnEMG活動が低かった（20,45）。さらに、別の2件の研究では、骨盤ベルトなどの補足的なテクニックや用具を用いて行なうエクササイズ（41）、骨盤ストラップで固定したり、レーザーポインターによる視覚的フィードバック（42）を伴うエクササイズは、同じエクササイズをそれらの用具を用いずに行なう場合よりも脊柱起立筋のEMG活動は低い値となった。

### 腰部多裂筋

3件の研究が腰部多裂筋のEMG活動を分析した。Arokoskiら（3）とYoonら（67）は、電極をL5の位置に付けることによりEMG活動を記録した。しかしJungら（39）は、上後腸骨棘の両方を結ぶ線より上の位置で体幹における正中線の横方向に走る信号を記録した。最大値は、腹臥位のバイラテラルレッグエクステンションで得られた（70～75％）（3）。また、柔らかいボール上でヒッププブリッジのまま行なうユニラテラルニーエクステンションにおいて（65～70％）（3）も記録された。最小値は立位でのレジスティッドアームエクステンション（5～10％）（3）および腹横筋エクササイズにおいて（5～10％）（3）であった。

### 内腹斜筋

内腹斜筋のEMG活動を分析した研究は2件だけである。不安定な状態で行なわれたコアの安定性エクササイズを比較すると、Jungら（39）は、プランク（30.10±6.22％）での内腹斜筋活動が、

ブリッジ（9.81±6.68％）での筋活動より大きいことを明らかにした。どちらも不安定なサーフェスを用いて行なわれた。Yoonら（67）の報告によると、バードドッグを行なう際、腕と脚を片方ずつ両方上げる場合は、腕または脚のどちらか一方を上げる場合よりも筋活動レベルは高かった。

### 腰腸肋筋の胸部

腰腸肋筋の胸部のEMG活動は、内腹斜筋を調査した同じ研究で評価された。この事例では、バードドッグが最も高いnEMG活動を生み出した（40～60％）（67）。不安定な状態で行なったエクササイズと比較すると、どちらも不安定な状態で行なったプランクのnEMG活動（11.16±7.40％）は、ブリッ

表４　EMG活動

| エクササイズ | 筋群 | | | |
|---|---|---|---|---|
| Arokoskiら（3） | RA | EO | MF（L５） | |
| Ex.1：トランポリン上のウォーキング | 5～10% | 35～40% | 40～45% | |
| Ex.2：スタンディングレッグスイング | 5～10% | 25～30% | 35～40% | |
| Ex.3：両手にウェイトを持って行なうスタンディング・オルタネイトショルダーフレクション | 0～5% | 20～25% | 40～45% | |
| Ex.4：両手にウェイトを持ってバランスボード上で行なうスタンディング・オルタネイトショルダーフレクション | 0～5% | 25～30% | 55～60% | |
| Ex.5：背筋を伸ばして座り、両手にウェイトを持って行なうオルタネイトショルダーフレクション | 0～5% | 20～25% | 25～30% | |
| Ex.6：高座りで行なう前後ロッキング | 0～5% | 15～20% | 20～25% | |
| Ex.7：上半身をボードに伏せて行なうユニラテラルレッグエクステンション | 5～10% | 20～25% | 30～35% | |
| Ex.8：スタンディング・レジスティッドアームエクステンション | 50～55% | 50～55% | 5～10% | |
| Ex.9：スタンディング・レジスティッドアームフレクション | 0～5% | 20～25% | 55～60% | |
| Ex.10：スタンディング・レジスティッドアームアダクション | 5～10% | 40～45% | 30～35% | |
| Ex.11：バードドッグ（四つん這い対側アーム・レッグレイズ） | 5～10% | 40～45% | 40～45% | |
| Ex.12：ヒップブリッジ（不安定状態） | 0～5% | 10～15% | 60～65% | |
| Ex.13：立て膝仰臥位で、曲げた両膝で柔らかなボールを押す | 5～10% | 25～30% | 20～25% | |
| Ex.14：ヒップブリッジのままユニラテラルニーエクステンション（不安定状態） | 5～10% | 20～25% | 65～70% | |
| Ex.15：腹横筋エクササイズ | 5～10% | 30～35% | 5～10% | |
| Ex.16：サイドライング・レジスティッド・ユニラテラルレッグリフト | 5～10% | 20～25% | 15～20% | |
| Ex.17：プローン・レジスティッド・バイラテラルレッグエクステンション | 5～10% | 15～20% | 55～60% | |
| Ex.18：プローン・バイラテラルレッグエクステンション | 5～10% | 15～20% | 70～75% | |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Desa＆Marshall（20） | RA | EO | ES（L４-L５） | |
| バードドッグ（四つん這い対側アーム・レッグレイズ）　対側／同側の筋 | 10.0±7.1％／11.1±6.7% | 15.7±10.5％／33.3±20.2% | 23.6±16.9％／18.5±13.4% | |
| 不安定なサーフェスでのバードドッグ（四つん這い対側アーム・レッグレイズ）　対側／同側の筋 | 9.6±7.3％／10.7±8.0% | 20.7±14.2％／51.9±33.1% | 32.9±30.8％／26.3±19.0% | |
| サイドブリッジ　対側／同側 | 19.2±9.6％／55.0±23.4% | 10.5±4.7％／77.3±27.6% | 15.7±25.3％／38.6±28.8% | |
| 柔軟なサーフェス上でのサイドブリッジ　対側／同側 | 16.7±10.5％／46.9±26.4% | 12.6±5.5％／92.03±41.8% | 19.9±26.3％／65.7±54.6% | |
| 修正プッシュアップ | 11.5±8.1% | 16.9±9.4% | 4.6±2.1% | |
| 柔軟なサーフェス上での修正プッシュアップ | 17.1±22.4% | 23.7±13.0% | 6.5±6.1% | |
| スクワット | 6.4±3.3% | 8.1±4.9% | 37.2±9.4% | |
| 柔軟なサーフェス上でのスクワット | 6.4±4.4% | 10.0±5.2% | 29.6±14.6% | |
| ショルダーフレクション | 11.8±5.6% | 14.7±6.3% | 36.6±19.3% | |
| 柔軟なサーフェス上でのショルダーフレクション | 11.2±6.0% | 21.3±11.7% | 50.5±37.1% | |

| 表4　EMG活動（つづき） | | | | |
|---|---|---|---|---|
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Marshall & Desai（45） | RA | EO | ES（L4-L5） | |
| バードドッグ（四つん這い対側アーム・レッグレイズ）　対側／同側の筋 | 11.1±1.9%／12.2±1.8% | 22.6±3.3%／52.2±9.9% | 26.0±3.6%／20.4±2.9% | |
| バードドッグ（四つん這い対側アーム・レッグレイズ）with 腹部ブレーシング　対側／同側の筋 | 16.5±3.0%／15.6±2.4% | 42.5±7.9%／67.8±9.2% | 38.8±7.4%／32.5±4.4% | |
| サイドブリッジ　対側／同側 | 20.5±2.3%／60.5±6.8% | 15.2±1.9%／108.9±12.6% | 41.7±6.3%／20.3±8.3% | |
| サイドブリッジ with 腹部ブレーシング 対側／同側 | 24.0±3.2%／57.1±9.5% | 29.9±4.0%／115.1±13.4% | 27.0±8.9%／63.2±11.0% | |
| 修正プッシュアップ | 12.4±2.6% | 24.0±4.7% | 5.0±0.7% | |
| 修正プッシュアップ with 腹部ブレーシング | 33.8±13.3% | 56.5±8.9% | 11.1±2.2% | |
| スクワット | 6.8±1.0% | 12.1±2.9% | 42.3±3.5% | |
| スクワット with 腹部ブレーシング | 10.4±1.9% | 30.3±4.1% | 52.8±9.0% | |
| ショルダーフレクション | 12.8±1.9% | 19.9±2.7% | 42.0±8.4% | |
| ショルダーフレクション with 腹部ブレーシング | 15.1±2.9% | 39.3±3.2% | 56.9±14.3% | |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Jungら（39） | RA | IO | MF | ICLT（L1） |
| 不安定なスパインブリッジ | 2.10±1.54% | 9.81±6.68% | 34.05±11.64% | 25.23±11.05% |
| 不安定なプローンブリッジ（不安定なプランク） | 42.10±18.59% | 30.10±6.22% | 12.05±11.02% | 11.16±7.40% |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Oh（51） | ES（L1） | GM | BF | |
| プローンヒップエクステンション（左右） | 49.87±9.69%／47.41±12.09% | —　／ 30.31±14.22% | — | |
| プローンヒップエクステンション with 骨盤バンド（左右） | 39.79±7.08%／40.16±12.13% | —　／ 24.18±7.59% | — | |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Kimら（41） | ES（L1）[a] | BF | GM[a] | LD |
| プローンヒップエクステンション（左右） | 51.87±11.69%／50.41±18.12% | 5.21±2.21%／44.17±20.41% | 15.97±9.41%／33.31±16.65% | 13.62±4.24 %／9.75±4.21% |
| プローンヒップエクステンション with 外部骨盤圧迫（左右） | 41.79±8.08%／43.16±14.13% | 9.87±2.11%／42.78±16.97% | 15.13±8.86%／27.24±10.59% | 10.77±3.32 %／9.41±4.55% |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Yoonら（67） | EO | IO | MF | ICLT |
| 四つん這いアームレイズ（左右） | 20～40%／20～40% | 0～20%／0～20% | 0～20%／0～20% | 20～40%／0～20% |
| 四つん這いレッグレイズ（左右） | 20～40%／20～40% | 0～20%／0～20% | 0～20%／0～20% | 20%／20～40% |
| バードドッグ（左右） | 20～40%／20～40% | 20%／0～20% | 20～40%／40～60% | 40～60%／20～40% |
| エクササイズ | 筋群 | | | |
| Kimら（42） | GM | ES | HAM | |
| スパインブリッジ | 21.3±12.9% | 43.1±16.8% | 41.7±32.3% | |
| スパインブリッジ with レーザーポインター | 28.6±18.0% | 26.8±15.1% | 53.3±52.3% | |

[a]最大下随意等尺性収縮により正規化
BF＝大腿二頭筋、EMG＝筋電図、EO＝外腹斜筋、ES＝脊柱規律筋、GM＝大殿筋、HAM＝ハムストリングス、ICLT＝腰腸肋筋胸部、IO＝内腹斜筋、LD＝広背筋、MF＝腰部多裂筋、RA＝腹直筋

ジのnEMG活動（25.23±11.05％）より低かった(39)。

### 大殿筋

各種のエクササイズを行なっている際の大殿筋におけるEMG活動を評価した研究は3件ある。Oh(51)とKimら(41)は、プローンヒップエクステンションを骨盤の圧迫を伴う場合と伴わない場合とで比較した。骨盤ベルトを用いてこのエクササイズを行なうと、得られたnEMG活動は、骨盤ベルトを使わずに行なった場合（30.31±14.22％と33.31±16.65％）よりもやや低かった（24.18±7.59 ％と27.24±10.59 ％）(41,51)。Kim＆Yoo(42)は、ブリッジエクササイズがレーザーポインターを固定した骨盤ストラップを用いたスパインブリッジにおいて、大殿筋のnEMG活動（28.6±18.0％）が、このストラップを用いない場合（21.3±12.9％）よりも高いことを確認した(42)。

### *方法論的な質*

2件の研究は方法論的な質が弱く、6件の研究は中程度であることが示された。いずれの研究も、方法論的な質は高度ではなかった。**表5**は方法論的な評価尺度を適用した結果を示す。

## 考察

本稿の主な目的は、CLBPの患者を対象に、一般的なLBPのリハビリテーションエクササイズにおいて、EMGによるコア筋活動を評価した研究論文の系統的レビューを行なうことであった。重要な発見は、典型的なリハビリテーションエクササイズ中にCLBP患者の筋におけるEMG活動を評価した研究はきわめて少なかったことである。

腰部多裂筋や腰方形筋および腹横筋の機能不全とLBPとの関連を明らかにした著者もいた(29,34)。興味深いことに、本レビューに含まれる研究のいずれも、腰方形筋または腹横筋のEMG活動を測定していない。この所見は、Martuscelloらにより発表された類似の系統的レビューとも一致している(46)。著者らは、LBPの治療のために通例用いられるエクササイズを健康な被験者間で評価した研究のレビューを行なった。そのレビューにおいて著者らは、腰方形筋のEMG活動を分析した研究を見つけることはできなかった。また腹横筋のEMG活動を評価した研究も見当たらなかった。そのもっともらしく思われる理由は、表面EMGで深層の筋を測定することが困難だからである。例えば先行研究によると、表面EMGの値が腰部多裂筋の筋活動を反映しないことは明らかであり、代わりに、隣接した胸最長筋との関連が示されている(62)。

通常、コアのスタビリティエクササイズは等尺性の筋活動であり、例えば、ブリッジやプランクのように、浅層の筋群(10,45)と深層におけるコアの筋構造(46)（主に運動中の安定性の保持を担う）を活性化させる。例えば、サイドブリッジ（腹部のブレーシングを伴う）は、3種類の重要な筋群、すなわち外腹斜筋と腹直筋および脊柱起立筋のすべてにおいて、最も高い活動を示した(45)。本稿のレビューで分析されたコアの安定性の重要な部分は、腹直筋の筋活動が低～中程度であることを明らかにした(3,20,42,45,67)。ただし、サイドブリッジでは高い（55.0±23.4％）(20)および非常に高い（60.5±6.8％）(45)nEMG活動を示した。しかし、同じエクササイズが外腹斜筋と脊柱起立筋、特に腰部多裂筋に関しては高い活動を示した(3,20,45)。プランクエクササイズ（プローンブリッジ）は広く調査され、健康な被験者において腹直筋の高いnEMG活動をもたらした(10,27)。しかし不安定な状況において、CLBPに関するこのエクササイズの独特なバリエーションを分析した研究は1件だけで、高い腹直筋の活動（42.1±18.59％）(39)、中程度の内腹斜筋の活動（30.1±6.22％）(39)および低い腰部多裂筋の活動（12.05±11.02％）(39)を明らかにした。

レビューに含めた研究の結果によると、調査した上肢と下肢のエクササイズでは、腹直筋は低いnEMG活動を示した。例外は、立位で行なうレジスティッドアームエクステンションであった。しかし、外腹斜筋、腰部多裂筋および脊柱起立筋のnEMG活動は、この様式のエクササイズにおいては通常中程度から高い値であった(3,20,45)。バイラテラル・プローンヒップエクステンションのようなエクササイズは、外部抵抗がある場合には、腰部多裂筋の非常に高いnEMG活動を示したが（70 ～75％）(3)、外部抵抗がない場合でも高いnEMG活動が得られた（55 ～ 60％）

表5　方法論的評価尺度の適用結果

| 著者 | 選択バイアス | データ収集 | データの報告 | 結果（修正EPHPPツール） |
|---|---|---|---|---|
| Arokoskiら(3) | 弱い | 強い | 中程度 | 中程度 |
| Desai＆Marshall(20) | 弱い | 強い | 強い | 中程度 |
| Marshall＆Desai(45) | 弱い | 強い | 強い | 中程度 |
| Jungら(39) | 弱い | 強い | 強い | 中程度 |
| Oh(51) | 弱い | 強い | 弱い | 弱い |
| Kimら(41) | 弱い | 強い | 強い | 中程度 |
| Yoonら(67) | 弱い | 強い | 中程度 | 中程度 |
| Kimら(42) | 弱い | 強い | 弱い | 弱い |

EPHPP：効果的な公開健康実践プロジェクト

(3)。大殿筋に関しては、対象の研究中では、2種目のエクササイズ(プローンヒップエクステンションとスパインブリッジ)とそのバリエーションだけが分析された。健康な被験者を対象とした研究においては、股関節の外転を伴うサイドプランク、シングルレッグスクワットおよびクラムシェル(ヒップクラム)において、大殿筋の高い筋活動がみられた(6)。この結果は、将来の研究において確認する必要はあるが、これらのエクササイズもまた、CLBPの患者において効率的に大殿筋を活性化させるために利用できる可能性を示唆している。

Martuscelloらにより公表された最近の系統的レビュー(46)によると、健康な被験者において、スクワット、デッドリフトとランジエクササイズは、特に外部負荷が加えられた場合に、中程度～非常に高い腰部深筋の筋活動をもたらすことが報告された。興味深いことに、我々は、外部負荷を用いた研究はほとんど発見できず、しかもそれらの研究が報告したのは絶対負荷であった。例えば先行研究(3)は、ダンベル(女性1kg、男性2kg)を用いたショルダーフレクションを行なった。外部負荷をかけて通常行なわれる別のエクササイズにスクワットがあるが、CLBPの患者に用いた研究は2件だけであり(20,45)、またエクササイズは自体重を抵抗として用いた等尺性筋活動として行なわれた。後者の場合、腹直筋と外腹斜筋のnEMG活動は低く(20,45)、また脊柱起立筋のnEMG活動は中程度(20)または高かった(45)。しかし、スクワットは動的なエクササイズであり、等尺性で行なうエクササイズの結果は外挿を制限すると思われる。スクワットは基本的な日常活動への高度な転移を提供するため、今後、CLBPの患者において動的なスクワットを評価する研究が必要とされる。驚くべきことに、既存の研究は、LBP患者のリハビリテーションにこれらのエクササイズを含めることが期待できる結果を示しているにもかかわらず、本レビューに含まれる研究において、デッドリフトとランジは分析されなかった(5)。将来の研究では、CLBP患者の間で、安全性と効果に関してこれらのエクササイズを評価することが必要である。健康な成人における外部負荷の利用は、外部負荷なしで行なうエクササイズよりもさらに高いレベルのコア筋群のEMG活動を誘発する(50)。しかし、CLBP患者を対象として、外部負荷のかかるエクササイズの筋のEMG活動を評価する研究はきわめて少ない。

疼痛のある被験者において外部負荷をかけたエクササイズのEMG活動を調査する研究が不足している理由のひとつは、これらの集団において、強度(高値のEMG)と傷害や疼痛のリスクとの関係に関する研究者らの考え方から生じている可能性がある(3)。例えば、筋活動レベルがMVICの40%より高くなると、傷害の危険性が高くなるため逆効果であると示唆する著者もいた(3)。対照的に、特にプログラムのより上級段階において、運動制御や安定性が向上し、前の段階よりも大きな負荷が許される場合には、CLBP患者において外部負荷を用いることは(適切なテクニックで行なえば)妥当であると思われる。実は、外部負荷の使用は必ずしも高い強度をもたらすとは限らない。実際、外部負荷の使用は、3つの基本的なトレーニングの原理である、より大きな個別化とバリエーションをもたらし、神経筋への漸進的な課題を促進する。したがって、外部負荷を用いることにより、コントロールされた方法で容易に変数を変えて処方できるが、例えば、等尺性筋活動のプランクのように、体重と運動姿勢により一層依存しているエクササイズにおいては、それは容易には達成しがたい。

不安定な状態でのトレーニングの特徴は、姿勢のコントロールを困難にする用具や姿勢を用いて行なわれることである。この種のレジスタンストレーニングは、これまでの10年間、注目を集めてきたテーマである。一方では、健康な若い被験者では、このようなトレーニングは、身体の安定性を保持するための筋線維の動員を容易にするが、力の産生を減少させ、安定した環境でのパフォーマンスを制限すると著者らは報告している(4,60)。これらの結果は、現在の系統的レビューに含まれている不安定性エクササイズにより得られた高いnEMG活動とも一致している。他方、先行研究では、例えば、サスペンショントレーニングなど、高度に不安定な状態で行なういくつかのエクササイズにおいて、腰椎における圧縮負荷の増加が示された(48)。脊柱起立筋の脆弱性や腰椎不安定症の既往歴がある被験者においては、これらの知見を考慮すべきである。したがって、不安定な状態でエクササイズを行なうことは、外部負荷を用いることなく、エクササイズの複雑性だけでなく、筋の活動レベルも高めることができる。しかし、より高いEMG活動が常に筋力の増大に直接結びつくわけではないと考えると、結果は慎重に解釈する必要がある。重要なこととして、同じ絶対的負荷を用い、安定または不安定な状態において同じエクササイズを行なう場合を比較すると、相対的負荷は不安定な状態でより大きくなるだろう。したがって、不安定／安定なエクササイズのEMGの適切な比較は、同じ相対的負荷(それぞれの異なる状態で算出された)を用いて行なうべきである。それができない場合は、結果を解釈するために、この点を考慮に入れる必要がある。

また、本稿の系統的レビューは、補足的なテクニックや手段の使用がそれぞれのエクササイズとテクニックによって様々な効果を及ぼすことも明らかにした。ブリッジを遂行中にレーザーポ

インターなどの視覚的フィードバックを用いることは、分析された筋構造のEMG活動に様々な効果を及ぼすことが示された。例えば、CLBPの患者において、同じエクササイズをレーザーポインターを用いる場合と用いない場合で比較すると、大殿筋とハムストリングスのnEMG活動が増加したのに対し、脊柱起立筋のnEMG活動は減少した(42)。この知見に従うと、エクササイズに注意を向けるように指導することは、いくつかの筋のnEMG活動を増大させる可能性がある。対照的に、レビューに含まれる2件の研究においては、圧迫機能としての骨盤ベルトの使用により、大殿筋、脊柱起立筋、大腿二頭筋および広背筋のnEMG活動が減少した(42,51)。この結果は、先行研究で、CLBPの患者におけるプローンヒップエクステンションにより、体幹および股関節の筋構造のより高いnEMG活動が報告されたので、臨床的に重要であると思われる(2)。このテクニックは、適正な安定性とコントロールが焦点である早期のトレーニング段階において有益となりうるだろう。腹部ブレーシングは、エクササイズ中における腹筋の能動的な収縮に基づくテクニックである。このテクニックは、いくつかの研究において腰の安定化を改善するために用いられる。先行研究において、腹部ブレーシングと腹部ホローイング(ドローイン)の2つの安定化テクニックを比較したところ、ホローイングでは安定性が改善されなかった(30,63)。逆に、腹部ブレーシングは、体幹の共縮を促進し、脊椎の変位を最小限に制限し、体幹を安定させるが、脊椎圧迫を生じさせる(63)。しかし、同じ研究において、参加者が動揺のタイミングを知っている場合には、彼らは体幹を安定させることができるため、腰椎への圧縮負荷はより小さくなった(63)。これらの結果は、健康な被験者で得られたものであり、CLBPの患者の十分なサンプルを対象に研究され確証を得る必要がある。本稿のレビューでは、腹部ブレーシングを用いた研究は1件だけであったが、重要なnEMG活動の増加が得られ、不安定状態で得られたnEMGと類似のnEMGの増加が達成された(45)。

このレビュー中における3件の研究(20,41,45)は、健康な被験者とCLBPの被験者間におけるエクササイズ時のEMG値を比較した。van Dieënら(22)による先行研究で、LBP患者における体幹筋群のEMGにおいて、疼痛-痙直モデルまたは疼痛-適応モデルとは一致しないモデルであるとの結論が得られた。著者らは、観察された変化は課題に依存しており、個人のそれぞれの病状と関連している。そのため、個人間の高い変動性が存在すると仮定した。本レビューに含まれた研究において説明された発見は、この説明と一致する。Desai&Marshall(20)およびMarshallら(45)も、同じ結論を得た。すなわち、疼痛に誘発されるnEMGの上昇は、すべての筋やエクササイズでみられるわけではないが、特定の疼痛状態に適応した最適な遂行を達成するために増加または減少したnEMG活動という形の適応によって産み出される。これらの適応が疼痛の原因なのか、あるいは結果なのかはまだ明らかではない。この理由から、コアの筋群と神経筋系の適切なトレーニングは、運動を効率的に、痛みもなく行なうための筋骨格系の能力を回復させるために有益であると思われる。

このレビューの主な限界は、EMGの値を正規化するための方法が研究間で異なることである。我々は正規化の手順を経た研究だけをレビューの対象に含めたが、動的であれ等尺性であれ、正規化のための多くの異なる基準と方法により、研究間に多くのバイアスが生じた。例えば、正規化テクニック、真の最大努力を達成していない分析、あるいは単に真の最大努力を遂行しなかったことなどの不適切な手順や他の要因により、百分率の計算に齟齬をもたらした可能性がある。さらに、研究間で電極の取り付け位置に不一致があることも考慮しなければならない。このような状況で、非常によく似た電極設置が、例えば、腰部多裂筋(3)と脊柱起立筋(20,45)のような2つの異なる筋群に対して用いられた。最後に、表面EMGを用いて深部筋群を測定する際のクロストーク(混信)が、提供された値の信頼性を低下させている。広く行なわれているエクササイズ中の深部筋構造におけるEMG活動についての知識不足は、健康な人々やCLBP患者の両方において、それらのエクササイズのエビデンスに基づく処方を制限する。LBP患者を用いた研究が少なく、報告されたデータが限られていることもさらなる限界である。公表された研究の方法論的な質は、総じて中程度であった。本レビューにおける質的評価ツールは、このような種類の研究評価を意図して作成されたものではないが、方法論的な質を評価することの難しさは、統一された方法論的基準の必要性を示している。現在の系統的レビューにおいて示された基準は、エクササイズがEMGエクササイズ研究の系統的評価を標準化するための前進となりうるだろう。

## おわりに

異なる特徴をもつ各様式のエクササイズのnEMG活動を評価した系統的レビューである本稿は、CLBP患者のための漸進的エクササイズプログラムを処方する際の参考資料として利用できる。CLBPの患者の身体状況や機能を改善するには、ある1つの様式のエクササイズでは十分ではないと思われる。このレビューに含まれているエクササイズの中には、nEMGの値が低い、中程度、高い、そして非常に高いエクササイズがあることを我々は見出した。

ここに提供されたデータは、筋の活動レベルと個人の耐性レベルに応じてプログラムを一人ひとりに合わせて作成するために、また、トレーニングの漸進の原理にプログラムを対応させるために利用できる。

不安定な状態でエクササイズを行なうことは、その種のトレーニングの特徴を考慮する必要はあるものの、神経筋系の要求を高める良い方法であると思われる。この種のエクササイズが安定性の保持を妨げ、体幹の運動を増大させること(64)を知っていれば、リハビリテーションの初期段階では、それらのエクササイズを避けることが懸命であろう。

先行研究において、腹部のブレーシングは良好な安定性(Nm/radで測定される脊柱安定性指数)をもたらし、腹部のホローイングよりも最大で32％効果的であることが示された(30)。この理由から、ブレーシングの利用は、高いnEMG活動と安定性の維持とを組み合わせたプログラムの中間段階において推奨されるだろう。それとは異なり、エクササイズ中の視覚的フィードバックの利用は、明らかに運動パターンを変えるように思われる。一般的に、遂行のテクニックや運動学習に影響を及ぼすテクニックやツールを用いることは妥当であると思われる。

本系統的レビューは、研究間の乖離も明らかにした。外部負荷の利用はCLBPの被験者を対象に調査する必要がある。健康な成人に及ぼす潜在的効果、特に上肢と下肢のエクササイズにおける影響が示されているからである。上肢と下肢のエクササイズを用いて得られたnEMG活動の範囲から、最適な汎用性と漸進を実現するために、プログラムの様々な段階でそれらのエクササイズを利用することが推奨される。

## 現場への応用

現在の系統的レビューの結果は、nEMGにより評価されたコアの筋活動の大きさに基づいて、漸進的なプログラムを作成するための指針として、セラピストや臨床医が利用できるだろう。以下の漸進は、研究を生かしたエクササイズの具体例として役立つだろう。

### *外腹斜筋*

第1段階では、等尺性スクワット、前方後方へのロッキング、または軽い外部負荷を用いたショルダーフレクションを選択する。バードドッグやウェイトを手に持って行なうバードドッグ、および立位で行なう少ない外部負荷でのオルタネイトショルダーフレクションなどが次の段階である。第3段階では、立位で行なうレジスティッドアームエクステンションやアームアダクションを実施する。次いで、腹部ブレーシングを伴うか、または柔軟なサーフェス上で行なうサイドブリッジが、非常に高いレベルの筋活動を誘発するエクササイズとして良い選択肢となるだろう。

### *腹直筋*

高い着座姿勢での前後ロッキング、腹横筋エクササイズ、またはバードドッグが第1段階として選択できるだろう。中程度の筋活動として、腹部ブレーシングを伴う修正プッシュアップは良い選択肢である。サイドブリッジは、腹部ブレーシングを伴うものと伴わないものがあり、立位でのレジスティッドアームエクステンション、または不安定なプローンブリッジエクササイズが上級段階における選択肢となるだろう。

### *脊柱起立筋*

第1段階として、バードドッグとそれに続く不安定なバリエーション、サイドブリッジ、等尺性スクワット、または低負荷のショルダーフレクションなどが良い選択肢であると思われる。骨盤を圧迫して行なうプローンヒップエクステンションと、それに続いて骨盤ベルトなしで行なう同じエクササイズ、あるいはスパインブリッジエクササイズなどが中級段階で選択されるだろう。腹部ブレーシングを伴うサイドブリッジ、または柔軟なサーフェスで行なうサイドブリッジが上級段階のエクササイズとなるだろう。

### *腰部多裂筋*

最初の段階では、立位でのレジスティッドアームエクステンションや腹横筋エクササイズが選択できるだろう。腰部多裂筋の中級段階に関しては、CLBPを対象に調査されたエクササイズに開きがある。上級段階では、プローン・バイラテラルレッグエクステンションまたは柔らかなボールの上でヒップブリッジのまま行なうユニラテラルニーエクステンションが非常に高値の筋活動を提供することができるだろう。

### *内腹斜筋*

不安定なサーフェス上でのスパインブリッジやバードドッグから、不安定なサーフェス上でのプローンブリッジまたはバードドッブを用いることができる。

### *腰腸肋筋の胸部*

プローンブリッジからスパインブリッジへの漸進、どちらも不安定なサーフェス上で行なうこと、それに続くバードドッグが漸進例となるだろう。

### *大殿筋*

骨盤ベルトを用いて行なうプローンヒップエクステンションから骨盤ベルトを用いずに行なう同エクササイズへの漸進を用いることができるだろう。

もう1つの漸進として、同エクササイズを最初はレーザーポインターを用いずに行ない、次にレーザーポインターを用いて行なうこともできる。◆

## References


1. Andersen LL, Clausen T, Burr H, Holtermann A. Threshold of musculoskeletal pain intensity for increased risk of long-term sickness absence among female healthcare workers in eldercare. *PLoS One* 7: e41287, 2012.
2. Arab AM, Ghamkhar L, Emami M, Nourbakhsh MR. Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropr Man Therap* 19: 18, 2011.
3. Arokoski JP, Valta T, Kankaanpää M, Airaksinen O. Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 823–832, 2004.
4. Behm DG, Muehlbauer T, Kibele A, Granacher U. Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance across the lifespan: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 45: 1645–1669, 2015.
5. Berglund L, Aasa B, Hellqvist J, Michaelson P, Aasa U. Which patients with low back pain benefit from deadlift training? *J Strength Cond Res* 29: 1803–1811, 2015.
6. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *Int J Sports Phys Ther* 6: 206–223, 2011.
7. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. *Sports Med* 38: 893–916, 2008.
8. Brukner P, Khan K. *Clinical Sports Medicine: Injuries*(2nd ed). McGraw-Hill Education Australia, Sidney, 2016. pp. 521–528.
9. Cai C, Kong PW. Low back and lower-limb muscle performance in male and female recreational runners with chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 45: 436–443, 2015.
10. Calatayud J, Casaña J, Martín F, Jakobsen MD, Colado JC, Andersen LL. Progression of core stability exercises based on the extent of muscle activity. *Am J Phys Med Rehabil* 96: 694–699, 2017.
11. Cassisi JE, Robinson ME, O'Conner P, MacMillan M. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine* 18: 245–251, 1993.
12. Celenay ST, Kaya DO. Effects of spinal stabilization exercises in women with benign joint hypermobility syndrome: A randomized controlled trial. *Rheumatol Int*: 1–8, 2017.
13. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 22: 2207–2212, 1997.
14. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, Goldberg B. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine* 30: 2614–2620, 2005.
15. Colado JC, Pablos C, Chulvi-Medrano I, Garcia-Masso X, Flandez J, Behm DG. The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. *Arch Phys Med Rehabil* 92: 1875–1883, 2011.
16. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Man Ther* 6: 15–26, 2001.
17. Comfort P, Pearson SJ, Mather D. An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *J Strength Cond Res* 25: 149–154, 2011.
18. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J* 9: 266–272, 2000.
19. Deeks JJ, Dinnes J, D'Amico R, Sowden AJ, Sakarovitch C, Song F, Petticrew M, Altman DG; International Stroke Trial Collaborative Group, European Carotid Surgery Trial Collaborative Group. Evaluating non-randomised intervention studies. *Health Technol Assess* 7: 1–173, 2003.
20. Desai I, Marshall PWM. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 20: 1155–1162, 2010.
21. Deyo RA, Von Korff M, Duhrkoop D. Opioids for low back pain. *BMJ* 350: g6380, 2015.
22. van Dieën JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 333–351, 2003.
23. Drake JDM, Fischer SL, Brown SHM, Callaghan JP. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *J Manipulative Physiol Ther* 29: 354–362, 2006.
24. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 37: 754–762, 2007.
25. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, Pecson A, Imamura R, Paulos L, Andrews JR. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 40: 265–276, 2010.
26. Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, Busch J, D'Anna K, Mowbray R, Imamura RT. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: Implications for rehabilitation and training. *Phys Ther* 86: 656–671, 2006.
27. Escamilla RF, Lewis C, Pecson A, Imamura R, Andrews JR. Muscle activation among supine, prone, and side position exercises with and without a Swiss ball. *Sports Health* 8: 372–379, 2016.
28. Escamilla RF, McTaggart MSC, Fricklas EJ, DeWitt R, Kelleher P, Taylor MK, Hreljac A, Moorman CT. An electromyographic analysis of commercial and common abdominal exercises: Implications for rehabilitation and training. *J Orthop Sports Phys Ther* 36: 45–57, 2006.
29. Freeman MD, Woodham MA, Woodham AW. The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: A review. *PM R* 2: 142–167, 2010.
30. Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil* 88: 54–62, 2007.
31. Hancock MJ, Maher CM, Petocz P, Lin CW, Steffens D, Luque-Suarez A, Magnussen JS. Risk factors for a recurrence of low back pain. *Spine J* 15: 2360–2368, 2015.
32. 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* 42: 809–813, 2008.
33. Hides JA, Stanton WR, Wilson SJ, Freke

M, McMahon S, Sims K. Retraining motor control of abdominal muscles among elite cricketers with low back pain. *Scand J Med Sci Sports* 20: 834–842, 2010.
34. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?. *Man Ther* 4: 74–86, 1999.
35. Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, Williams G, Smith E, Vos T, Barendregt J, Murray C, Burstein R, Buchbinder R. The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 Study. *Ann Rheum Dis* 73: 968–974, 2014.
36. Ivanova JI, Birnbaum HG, Schiller M, Kantor E, Johnstone BM, Swindle RW. Real-world practice patterns, health-care utilization, and costs in patients with low back pain: The long road to guideline-concordant care. *Spine J* 11: 622–632, 2011.
37. Jackson N, Waters E. Criteria for the systematic review of health promotion and public health interventions. *Health Promot Int* 20: 367–374, 2005.
38. Jonas WB, Crawford C, Colloca L, Kriston L, Linde K, Moseley B, Meissner K. Are invasive procedures effective for chronic pain? A systematic review. *Pain Med* 2018 [Epub ahead of print].
39. Jung J, Yu J, Kang H. Differences in trunk muscle activities and ratios between unstable supine and prone bridging exercises in individuals with low back pain. *J Phys Ther Sci* 24: 889–892, 2012.
40. Kamaz M, Kireşi D, Oğuz H, Emlik D, Levendoğlu F. CT measurement of trunk muscle areas in patients with chronic low back pain. *Diagn Interv Radiol Ank Turk* 13: 144–148, 2007.
41. Kim JW, Kwon OY, Kim TH, An DH, Oh JS. Effects of external pelvic compression on trunk and hip muscle EMG activity during prone hip extension in females with chronic low back pain. *Man Ther* 19: 467–471, 2014.
42. Kim YR, Yoo WG. Effects of trajectory exercise using a laser pointer on electromyographic activities of the gluteus maximus and erector spinae during bridging exercises. *J Phys Ther Sci* 28: 632–634, 2016.
43. Liu X, Hanney WJ, Masaracchio M, Kolber MJ. Utilization and payments of office-based physical rehabilitation services among individuals with commercial insurance in New York state. *Phys Ther* 96: 202–211, 2016.
44. Mannion AF, Käser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Müntener M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J* 9: 273–281, 2000.
45. Marshall PW, Desai I, Robbins DW. Core stability exercises in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *J Strength Cond Res* 25: 3404–3411, 2011.
46. Martuscello JM, Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM. Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res* 27: 1684–1698, 2013.
47. Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine* 14: 986–991, 1989.
48. McGill SM, Cannon J, Andersen JT. Analysis of pushing exercises: Muscle activity and spine load while contrasting techniques on stable surfaces with a labile suspension strap training system. *J Strength Cond Res* 28: 105–116, 2014.
49. Menke JM. Do manual therapies help low back pain? A comparative effectiveness meta-analysis. *Spine* 39: E463–E472, 2014.
50. Nuzzo JL, McCaulley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride JM. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J Strength Cond Res* 22: 95–102, 2008.
51. Oh JS. Effects of pelvic belt on hip extensor muscle EMG activity during prone hip extension in females with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci* 26: 1023–1024, 2014.
52. Okie S. A flood of opioids, a rising tide of deaths. *N Engl J Med* 363: 1981–1985, 2010.
53. Olivo SA, Macedo LG, Gadotti IC, Fuentes J, Stanton T, Magee DJ. Scales to assess the quality of randomized controlled trials: A systematic review. *Phys Ther* 88: 156–175, 2008.
54. Pagé I, Nougarou F, Descarreaux M. Neuromuscular response amplitude to mechanical stimulation using large-array surface electromyography in participants with and without chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 27: 24–29, 2016.
55. Petersen T, Laslett M, Juhl C. Clinical classification in low back pain: Best-evidence diagnostic rules based on systematic reviews. *BMC Musculoskelet Disord* 18: 188, 2017.
56. Petersen T, Laslett M, Thorsen H, Manniche C, Ekdahl C, Jacobsen S. Diagnostic classification of non-specific low back pain. A new system integrating patho-anatomic and clinical categories. *Physiother Theor Pract* 19: 213–237, 2003.
57. Renkawitz T, Boluki D, Grifka J. The association of low back pain, neuromuscular imbalance, and trunk extension strength in athletes. *Spine J* 6: 673–683, 2006.
58. Robinson ME, Cassisi JE, O'Connor PD, MacMillan M. Lumbar iEMG during isotonic exercise: Chronic low back pain patients versus controls. *J Spinal Disord* 5: 8–15, 1992.
59. Sanabria AJ, Rigau D, Rotaeche R, Selva A, Marzo-Castillejo M, Alonso-Coello P. GRADE: Methodology for formulating and grading recommendations in clinical practice [Sistema GRADE: metodología para la realización de recomendaciones para la práctica clínica]. *Aten Primaria* 47: 48–55, 2015.
60. Snarr RL, Esco MR. Electromyographical comparison of plank variations performed with and without instability devices. *J Strength Cond Res* 28: 3298–3305, 2014.
61. Stevenson JM, Weber CL, Smith JT, Dumas GA, Albert WJ. A longitudinal study of the development of low back pain in an industrial population. *Spine* 26: 1370–1377, 2001.
62. Stokes IAF, Henry SM, Single RM. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech Bristol Avon* 18: 9–13, 2003.
63. Vera-Garcia FJ, Elvira JLL, Brown SHM, McGill SM. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol* 17: 556–567, 2007.
64. Vera-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther* 80: 564–569, 2000.
65. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Front Physiol* 8: 985, 2017.
66. Walker BF. The prevalence of low back pain: A systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 13: 205–217, 2000.
67. Yoon TL, Cynn HS, Choi SA, Choi WJ, Jeong HJ, Lee JH, Choi BS. Trunk muscle activation during different quadruped stabilization exercises in individuals with chronic low back pain. *Physiother Res Int* 20: 126–132, 2015.

68. Zhao WP, Kawaguchi Y, Matsui H, Kanamori M, Kimura T. Histochemistry and morphology of the multifidus muscle in lumbar disc herniation: Comparative study between diseased and normal sides. *Spine* 25: 2191–2199, 2000.

From Strength and Conditioning Journal
Volume 41, Number 4, pages 55–69

## 著者紹介

**Adrian Escriche-Escuderis**：University of Malaga（スペイン）の生理病理学科の教員でUniversity of Valenciaの生理病理学科の「健康のための運動介入研究グループ」（EXINH-RG）の研究者。

**Joaquin Calatayudis**：University of Valencia（スペイン）の生理病理学科の教員で、同学科の「健康のための運動介入研究グループ」（EXINH-RG）の研究者。

**Ramón Aiguadéis**：University of Lleida（スペイン）の看護･生理病理学科に所属。

**Lars L. Andersenis**：コペンハーゲンのNational Research Centre for the Working Environment（国立労働環境研究センター）の骨格筋機能障害の教授でAalborg Universityの非常勤教授も務める。

**Yasmin Ezzatvaris**：University of Valencia（スペイン）の生理病理学科の教員で、同学科の「健康のための運動介入研究グループ」（EXINH-RG）の研究者。

**José Casañais**：University of Valencia（スペイン）の生理病理学科の教員で、同学科の「健康のための運動介入研究グループ」（EXINH-RG）のディレクター。

Information

## CSCS/NSCA-CPT認定者の皆様へ

CEU インフォメーション
～ Vol.123 ～

CEU取得活動は順調に進められていますでしょうか？資格更新手続き期限まで残り3ヶ月です。
取得パターン別のCEU取得活動を紹介している以下のページを参考にして、CEUを取得しましょう。
そして必要CEUを満たしたら資格更新手続きを必ず行いましょう。

◆CEU取得活動のパターンのご紹介
https://www.nsca-japan.or.jp/explain/ceu2020.html

【CPR/AEDの保持ついて】
オンライン型のCPR/AED講習が、NSCAの資格保持に有効な講習と認められることになりました。
詳細は以下のページをご覧ください。

◆有効なCPR/AEDの保持についてのご紹介
https://www.nsca-japan.or.jp/explain/service_info.html#ceu