

健常者および慢性腰痛者における
股関節伸展時の腰椎骨盤運動制御

2016

吉備国際大学大学院
保健科学研究科
保健科学専攻

D311302 末廣 忠延

目次

定義, 省略文字等のリスト	- 5 -
序章 序論 (総合)	- 6 -
第 1 節 研究背景	- 6 -
第 1 項 腰痛の疫学	- 6 -
第 2 項 腰椎骨盤の安定性	- 6 -
第 3 項 腰椎骨盤の安定性のための試験	- 7 -
第 4 項 股関節伸展運動時の筋活動パターン	- 7 -
第 2 節 研究目的	- 9 -
第 3 節 論文の構成	- 10 -
第 1 章 腰椎骨盤の安定化手技の違いが腹臥位での股関節伸展時の脊椎の動きと体幹筋活動に与える影響	- 11 -
第 1 節 序論・背景	- 12 -
第 2 節 方法	- 13 -
第 1 項 被験者	- 13 -
第 2 項 実験手順	- 13 -
第 3 項 EMG の記録とデータ解析	- 14 -
第 4 項 脊椎の動き	- 14 -
第 5 項 統計解析	- 15 -
第 3 節 結果	- 17 -
第 1 項 脊椎の動き	- 17 -
第 2 項 筋活動	- 18 -
第 4 節 考察	- 19 -
第 5 節 結論	- 21 -
第 2 章 健常者と慢性腰痛者における股関節伸展時の背部筋及び股関節伸筋群の活動開始時間の比較	- 22 -
第 1 節 序論・背景	- 23 -
第 2 節 方法	- 24 -
第 1 項 被験者	- 24 -

第 2 項	疼痛の評価と筋電図テクニック	- 24 -
第 3 項	実験手順.....	- 25 -
第 4 項	データ処理	- 26 -
第 5 項	統計解析.....	- 26 -
第 3 節	結果.....	- 27 -
第 1 項	被験者の基本属性.....	- 27 -
第 2 項	健常群内での相対的な筋活動開始時間の差	- 28 -
第 3 項	下肢の反応時間と群間の相対的な筋活動開始時間の差	- 29 -
第 4 節	考察.....	- 30 -
第 5 節	結論.....	- 32 -
第 3 章	慢性腰痛者における腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の背部筋及び股関節伸筋群の活動開始時間との関係	- 33 -
第 1 節	序論・背景	- 34 -
第 2 節	方法.....	- 35 -
第 1 項	被験者	- 35 -
第 2 項	腹臥位での股関節伸展運動時の筋活動開始時間の測定	- 35 -
第 3 項	腰部の臨床不安定性試験	- 36 -
第 4 項	実験手順.....	- 37 -
第 5 項	統計解析.....	- 37 -
第 3 節	結果.....	- 38 -
第 1 項	正規性の結果.....	- 38 -
第 2 項	被験者の基本属性.....	- 38 -
第 3 項	腰痛の重症度(NRS・ODI)、腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間との関係	- 40 -
第 4 項	腰部の臨床不安定性と腰痛の重症度(NRS・ODI)との関係	- 41 -
第 4 節	考察.....	- 42 -
第 5 節	結論.....	- 43 -
第 4 章	総合考察	- 44 -
終章	- 45 -
第 1 節	結論（総合）	- 45 -

参考文献 - 48 -

定義，省略文字等のリスト

本研究で使用する用語の定義，省略文字は以下のものとする．

用語の定義

腰椎骨盤の安定性：腰椎骨盤の方向を制御して，椎間の中間位を維持する能力．

Abdominal hollowing (AH): 腰椎骨盤の動きなしで腹部を引き込ませ，腹横筋，内腹斜筋，
腰椎多裂筋，横隔膜といった深部筋を選択的に収縮させる腰
椎骨盤の安定化手技．

Abdominal bracing (AB)：特定の筋活動に焦点を当てず，深部筋を含む体幹筋全体の収縮
を行う腰椎骨盤の安定化手技．

臨床不安定性：脊椎の安定化システムの機能不全の徴候．

省略語

AH: abdominal hollowing

AB: abdominal bracing

MVC: maximum voluntary contraction (最大随意収縮)

NRS: numeric rating scale

ODI: Oswestry low back pain disability Index

PIT: prone instability test

序章 序論（総合）

第1節 研究背景

第1項 腰痛の疫学

腰痛の生涯有病率は、60～90%と報告されている¹⁾。平成25年の厚生労働省による国民生活基礎調査によると、自覚症状がある者（有訴者）の症状では腰痛が、男性1000人中92.2人で第1位、女性は1000人中118.2人で第2位であった。さらに、通院者率は、男性1000人中42.2人で疾患別では第4位、女性は1000人中58.4人で第2位であった。また欧米の腰痛における医療費は900億ドルで、生産性の低下による間接経費は、235億ドルと試算されており²⁾、世界的に腰痛対策および予防法の確立は急務である。

第2項 腰椎骨盤の安定性

腰椎骨盤の安定性は、腰椎骨盤の方向を制御して、椎間の中間位を維持する能力と定義される³⁾。腰椎骨盤の安定性は、椎体、椎間板、椎間関節、靭帯などの他動サブシステムと筋による自動サブシステム、そして筋群の制御を行う神経コントロールサブシステムの3つにより獲得される⁴⁾。また自動サブシステムに関与する体幹筋は、構造的に腹横筋、腰部多裂筋、内腹斜筋など体幹の深部に位置し、脊椎個々の分節に付着するローカル筋群と、腹直筋、外腹斜筋、脊柱起立筋など体幹の表在に位置し、多分節間を横断するグローバル筋群に分類されている⁵⁾。ローカル筋の機能特性は、脊柱分節の剛性および椎間の運動を制御し、また固有受容器としての働きがあると報告されている^{5, 6)}。これに対しグローバル筋群は脊柱の方向性をコントロールし、体幹に加わる外的負荷とのバランスをとり、胸郭から骨盤に負荷を伝達する働きがある⁵⁾。

腰椎骨盤の安定化システムの機能不全による腰椎骨盤の安定性の低下は、神経組織の圧迫や伸張、また靭帯および疼痛感受性組織に異常な変化をもたらす腰痛や腰痛の再発の原因になると報告されている^{7, 8)}。従って腰椎骨盤の安定性低下の原因究明やその治療方法の確立は重要である。

第3項 腰椎骨盤の安定性のための試験

腰椎骨盤の安定性のための試験では、腹臥位での股関節伸展、側臥位での股関節外転、自動下肢伸展挙上などの四肢運動中の腰椎骨盤を中間位に保持する能力とその際の筋の活動パターンが評価される。この中で腹臥位での股関節伸展運動は、腰痛者の中で最も症状を呈しやすい腰椎の伸展や回旋を制御する能力を評価することができ、腰痛者では股関節伸展に伴い骨盤の前傾や腰椎の過度の動きが観察される⁹⁾。これらの過度な腰椎骨盤の動きは、腰部の反復微細損傷につながり腰痛の悪化や再発につながる³⁾。従って股関節伸展運動中の腰椎骨盤の安定性を向上させる訓練方法の検討は重要である。しかしながら股関節伸展時に効率的に腰椎骨盤を安定化させる方法については十分に明らかとなっていない。

第4項 股関節伸展運動時の筋活動パターン

健常者における股関節伸展時の筋活動開始時間を調査した研究は 3 本報告されており¹⁰⁻¹²⁾、Vogt ら¹²⁾は、股関節伸展時に背部筋と股関節伸筋群の一貫した活動開始順序を明らかにしたが、一方で Lehman ら¹⁰⁾や Pierce ら¹¹⁾は、股関節伸展時の一貫した活動開始順序はないことを報告している。このように健常者における股関節伸展時の筋活動開始時間の先行研究は、研究間で異なる結果を示している。この異なる結果は、先行研究の股関節伸展速度がゆっくりであった為と思われる。Hodges ら^{13, 14)}は、四肢の低速での動きは体幹筋の反応頻度を減らし、変動性を増加させると報告している。従って、健常者における正常な筋活動開始時間を明らかにするためには速い速度での股関節伸展時の筋活動開始時間を調査する必要がある。

腰痛者における筋の活動パターンの研究では、外腹斜筋や広背筋などのグローバル筋群の過活動が報告されている^{15, 16)}。一方で腰痛者の股関節伸展時の筋活動開始時間の研究では、腰痛者で大殿筋の筋活動開始が遅延すると報告している論文¹⁷⁾と腰痛者で筋活動開始時間は変化しないとする報告^{18, 19)}があり、一定の見解が得られていない。これに関しては先述の健常者での活動開始時間が十分に明らかとなっていないことが原因の一つと挙げられる。これまでの腰痛者の股関節伸展時の筋活動開始時間の研究では、腰部の分節的な安定性に関与する腰部多裂筋は調査されていない。しかしながら、この腰部多裂筋は、腰痛者の肩挙上で活動遅延が報告されており²⁰⁾、股関節伸展時でも活動遅延が生じ腰部の安定

性低下の原因に関与している可能性が考えられる．従って腰椎骨盤の安定性低下に対する治療の洞察を得る為に，健常者および慢性腰痛者の股関節伸展時の体幹筋の活動開始時間の違いの有無を明らかにする必要がある．

第2節 研究目的

本研究の目的は、股関節伸展時の腰椎骨盤の安定化機序を明らかにし、腰痛者における股関節伸展時の腰椎骨盤の安定性を向上させる訓練方法を検討することである。そのため、我々は腰椎骨盤の動きと筋の活動パターンの両面から腰椎骨盤の安定性を検討した。具体的にはまず、過剰な腰椎骨盤の動きを抑制する腰椎骨盤の安定化手技を検討した。その後、健常者と慢性腰痛者における筋活動開始時間を測定し差の有無を検討した。最後に腰痛者における特徴的な筋活動開始時間と腰部の臨床不安定性との関係を明らかにし、股関節伸展時の腰椎骨盤の安定性を向上させる訓練方法を検討した。

第3節 論文の構成

本研究の論文構成について以下に示す（図 1）。

第 1 章では、腹臥位での股関節伸展時に効率的に腰椎骨盤を安定化させる方法を検討した。

第 2 章では、股関節伸展時の健常者と慢性腰痛者の筋活動開始時間を測定し、慢性腰痛者における特徴的な筋の活動パターンを明らかとした。

第 3 章では、股関節伸展時の慢性腰痛者の筋活動開始の遅延が腰部の臨床不安定性に
関与するかを検討した。

終章では、本研究の 1 章， 2 章， 3 章の結果から腰痛者における腰椎骨盤の安定性を改善させる訓練方法について考察した。

なお、本論文の第 1 章は *Journal of bodywork and movement therapies*²¹⁾に、第 2 章は *Journal of electromyography and kinesiology*²²⁾に、第 3 章は理学療法科学²³⁾にそれぞれ出版もしくは受理された論文を基に加筆・修正したものである。各出版社から出版された論文もしくは受理された論文を博士論文の一部として使用することについて著作権上の問題がないことを確認している。

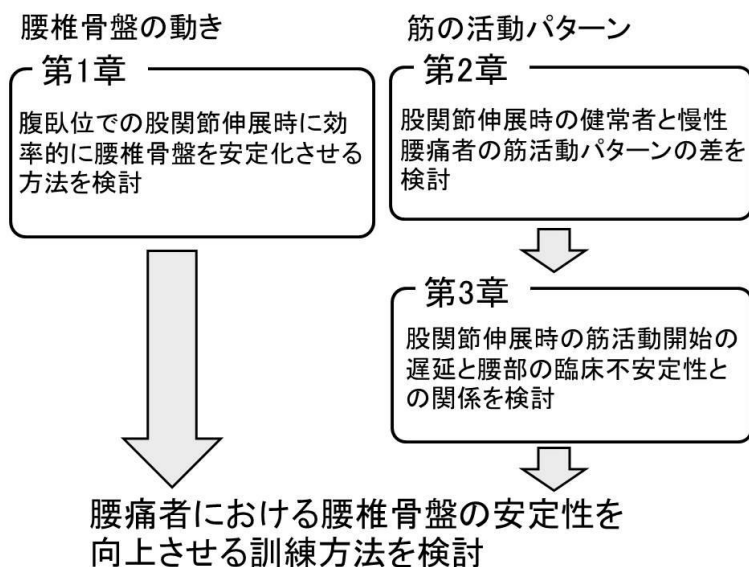


図 1 本研究の全体図

第 1 章

腰椎骨盤の安定化手技の違いが腹臥位での股関節伸展時の
脊椎の動きと体幹筋活動に与える影響

第1節 序論・背景

股関節伸展時の腰椎骨盤の過剰な動きは腰部の反復微細損傷につながるため、股関節伸展運動時に腰椎骨盤を中間位に保持し安定化させることは、腰痛の予防において重要である。

Abdominal hollowing (AH)と Abdominal bracing (AB)は、一般的な腰椎骨盤の安定化手技である。AH は腰椎骨盤の動きなしで腹部を引き込ませ、腹横筋、内腹斜筋、腰部多裂筋と横隔膜といった深部筋を選択的に収縮させる運動である^{3, 24, 25)}。腹横筋の機能は、骨盤底筋と横隔膜と協調して腹腔内圧を上昇させ安定性に貢献する²⁶⁻²⁸⁾。また腹横筋と内腹斜筋は、胸腰筋膜の緊張と仙腸関節の圧迫を生じ、腰椎骨盤の安定性に貢献する^{3, 29, 30)}。多裂筋は腰椎の分節的な安定性に寄与する³⁾。

対照的に AB は、特定の筋活動に焦点を当てず、深部筋を含む体幹筋全体の収縮を行うことである。AB は、脊柱剛性を増加させることによって全方向で安定性を増加させると報告されている³¹⁻³⁴⁾。

先行研究³⁵⁻³⁸⁾では、AH と AB が下肢の運動時に、脊柱の動きを抑制すると報告している。また AH と AB を比較している先行研究^{32, 34)}では、突然の後方への負荷や椎体を後方から前方へ圧迫した際の腰椎の動きを調査している。しかしながら股関節伸展時の AH や AB で、どちらがより効果的に腰椎骨盤の動きを減少させるかについては定量的に解析した報告はない。

そこで本研究の目的は、腹臥位での股関節伸展時の腰椎骨盤の安定化手技の違いが、脊椎の動きと体幹筋活動に与える影響について調査することとした。我々の仮説は腰部の安定化手技なしと比較して AH と AB が有意に腰椎骨盤の動きが減少し、AH と比較して AB で有意に腰椎骨盤の動きが減少するとした。

第2節 方法

第1項 被験者

本研究の被験者は、14人の健常な男性大学生（年齢 21.2 ± 2.6 歳，身長 170.8 ± 4.2 cm，体重 66.6 ± 8.7 kg）であった。腰椎骨盤の安定性が性差の影響を受けるため我々は男性成人のみを被験者とした³⁵⁾。除外基準は過去12ヵ月以内の筋骨格系の疼痛，下肢・脊椎・骨盤の手術の既往，股関節の屈曲拘縮とした。

本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認（承認番号：356）を得た上で，すべての被験者に対しては，事前に研究趣旨について十分に説明した後，書面での同意を得た上で実験を行った。

第2項 実験手順

測定条件は何も意識しない状態のControl, 通常の呼吸を継続したまま下腹部を引き込むAH, 腹部の引き込みや押し出しなしで腹部と背部の全ての体幹筋を収縮させるABの3条件とした。データの収集前に被験者は，腰椎骨盤の安定化手技を使用した股関節伸展運動を約15分間練習した。それから腹臥位で股関節の伸展角度が 10° となるように目標バーを設置し，膝窩部が目標バーに触れるまで膝伸展位で股関節伸展を2回ずつ実施した。なお，股関節を伸展する脚は利き足として，利き足はボールを蹴る側の足とした。すべての被験者は右足が利き足であった。測定順序は，自然な体幹筋の収縮方法に影響を与えるのを回避するために，AHとABの前にControlを試験した。その後のAHとABは，ランダムな順序で行なった。疲労の影響を回避するために2分間の安静は各試行の間にとった。

測定時の腰椎骨盤の安定化手技のパターンの強度を制御するためにAHとABは，表面筋電計のバイオフィードバックモード（Myosystem1200, Noraxon社製）を使用した^{33, 34)}。視覚的な筋電図バイオフィードバックは右側の内腹斜筋と外腹斜筋をモニターした。内腹斜筋の強度はAHとABでの努力量を一定にするために最大随意収縮（Maximum Voluntary Contraction : MVC）の15%に調整した。この強度は，日常活動のための体幹筋の同時収縮レベルが10-15%と報告^{33, 34, 39, 40)}されており，これを参考に決定した。そして外腹斜筋は，AHとABのテクニックを区別するためにモニターした。AHの目的は，ABと異なり，

最小の外腹斜筋の活動で深部の腹筋を同時に活動することであった。なお、腰椎骨盤の安定化手技が正確に実施されたかを確認するために、右側の内腹斜筋と外腹斜筋の活動比率を算出した^{34, 41)}。内腹斜筋と外腹斜筋の活動比率がABよりもAHでより高値の場合、AHとABが正確に実施できたと判定した。

第3項 EMG の記録とデータ解析

体幹筋の筋活動量の測定には表面筋電計（Myosystem1200, Noraxon社製）を用い、サンプリング周波数は1000Hzとした。測定筋は右側の腹直筋（臍部外側の約2～3cm）、両側の外腹斜筋（第8肋骨外側下縁）、内腹斜筋（上前腸骨棘の2cm内側、2cm下方）、右側の腰部脊柱起立筋（L1レベルで棘突起の外側2～3cm）、腰部多裂筋（L5/S1レベルで棘突起のすぐ外側）とした。表面電極にはディスプレイ電極（Blue Sensor M-00-S, Ambu社製）を用い、十分な皮膚処理を行った後、貼付した。電極間距離は2.5cmとし、アース電極は右側の尺骨茎状突起に貼付した。体幹筋の筋活動の測定は、腹臥位の股関節伸展最終域で5秒間実施した。

得られた筋電波形は、バンドパスフィルター（20～500 Hz）処理を行った後、全波整流し、5秒間の平均振幅を求めた。各測定筋について、ばらつきを減少させるために、各課題の2試行分を平均した値をそれぞれ代表値とし、MVC時の平均振幅で正規化し%MVCの値とした。MVCの測定は、各体幹筋に対応したダニエルスらの徒手筋力検査法⁴²⁾に従って行なった。

第4項 脊椎の動き

脊柱彎曲角の測定には、Spinal Mouse（Index社製）を用い、直立立位と股関節伸展時の脊柱彎曲角度を測定した（図1）。多くの運動は腰椎が中間位に近い程、より安定していると解釈される。したがって直立立位で測定される彎曲を中間位として定義し¹²⁻¹⁴⁾、直立立位と股関節伸展時の脊柱彎曲角の差を脊椎の動きとした。そのため胸椎の動きは、直立立位と股関節伸展時の胸椎後彎角の差とした。同様に腰椎の動きは、直立立位と股関節伸展時の腰椎前彎角の差とした。胸椎の動きと腰椎の動きは、正の数値が伸展の動きを示し、負の数値が屈曲の動きを示す。仙骨傾斜角は仙骨背側表面と鉛直線とのなす角度とし

て計測される。そのため、骨盤の動きは直立立位の仙骨傾斜角から股関節伸展時の仙骨傾斜角の差に 90° を足した値を骨盤の動きとした。骨盤の動きは正の数値が骨盤の後方傾斜を示し、負の数値が前方傾斜を示す。



図 1 測定風景²¹⁾

- (a) 内腹斜筋の下部線維と外腹斜筋は筋電図バイオフィードバック装置にて視覚的に制御された。
- (b) 脊柱彎曲角は、脊椎の動きを算出するために「スパイナルマウス」を使用して測定された。

第5項 統計解析

統計解析は SPSS Ver. 21 を用いて解析した。脊椎の動きと各体幹筋の正規性は Shapiro-Wilk 検定を使用し、脊椎の動きと体幹筋活動に対する腰椎骨盤の安定化手技の影響は、 p 値 ($p < 0.05$) と差の 95%信頼区間の算出によって分析した。効果量と検出力を算出するために G-power software (Franz Faul, Univesitat Kiel, Germany)を使用した。

脊椎の動き

反復測定分散分析は、脊椎の動きに関して 3 条件間で差を検出するのに用いられ、その

後 Tukey の多重比較検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

筋活動

Friedman 検定は、体幹筋活動に関して 3 条件間で差を検出するのに用いられ、その後、多重比較検定として Wilcoxon の符号付き順位検定を行った。このときの有意水準は Bonferroni の補正を加味し、1.67%に設定した。

第3節 結果

第1項 脊椎の動き

表 1 で示すように，腰椎の伸展は AB 条件が最も小さく，次いで AH 条件であった．また Control 条件では最も腰椎の伸展が大きかった．腰椎の伸展は Control 条件と AH 条件 ($p < 0.001$)，Control 条件と AB 条件 ($p < 0.001$)の間で有意差を認めたが，AH 条件と AB 条件間では有意差を認めなかった ($p < 0.05$)．

骨盤の前傾は AH 条件が最も低く，次いで AB 条件であった．また Control 条件は骨盤の前傾が最も大きかった．骨盤の前傾は Control 条件と AH 条件 ($p < 0.001$)，Control 条件と AB 条件の間で有意差を認めたが ($p < 0.001$)，AH 条件と AB 条件間で有意差を認めなかった ($p < 0.05$)．腰椎と骨盤の動きの検出力は 1.00 で，効果量はそれぞれ 2.09，1.47 であった．また胸椎の動きは有意差を認めなかった．

表 1 腹臥位の股関節伸展時の脊椎の動き(°) ²¹⁾

	Control	AH	AB	比較	95% 信頼区間	
					下限	上限
胸椎	2.5 ± 9.2	4.1 ± 8.1	5.0 ± 8.9	None		
腰椎	7.3 ± 3.5	0.5 ± 3.8	0.1 ± 3.4	Control-AH*	4.9	8.7
				Control-AB*	5.3	9.1
骨盤	-5.4 ± 3.3	0.0 ± 4.0	-0.5 ± 3.1	Control-AH*	-7.3	-3.4
				Control-AB*	-6.8	-2.9

平均 ± 標準偏差, * $p < 0.001$

AH:abdominal hollowing, AB: abdominal bracing

負の値は脊椎の屈曲，骨盤の前傾の動きを示す．

正の値は脊椎の伸展，骨盤の後傾の動きを示す．

第2項 筋活動

表 2 で示すように，腹筋群は，AB 条件が最も高い筋活動で続いて AH 条件，Control 条件の順であった．また Control 条件と AB 条件 ($p < 0.001$)，Control 条件と AH 条件 ($p < 0.001$) の間に有意差を認めた．さらに，外腹斜筋の筋活動は，AH 条件より AB 条件で有意に高値を示した ($p < 0.017$)．

右の脊柱起立筋は Control 条件が最も高い筋活動で続いて AB 条件と AH 条件の順であった．また Control 条件と AH 条件 ($p = 0.006$) の間に有意差を認めた．

内腹斜筋と外腹斜筋の活動比率は，AB 条件と比較して，AH 条件で有意に高値を示した．外腹斜筋，内腹斜筋，脊柱起立筋の検出力は 0.99~1.00 で，効果量は 0.64~1.82 であった．腹直筋の検出力は 0.46 で，効果量は 0.34 であった．

表2 股関節伸展時の筋活動量 (%MVC) ²¹⁾

	Control	AH	AB	比較	95% 信頼区間	
					下限	上限
右腹直筋	0.7 (0.8)	0.9 (1.0)	1.1 (1.8)	Control-AH*	0.2	0.6
				Control-AB*	0.2	0.8
右外腹斜筋	1.1 (1.5)	6.1 (4.7)	11.1 (5.2)	Control-AH*	2.4	6.0
				Control-AB*	6.0	14.1
				AH-AB*	2.6	8.5
右内腹斜筋	2.0 (2.3)	14.8 (1.5)	15.3 (2.2)	Control-AH*	10.8	13.8
				Control-AB*	11.4	14.0
左外腹斜筋	1.1 (1.0)	2.9 (3.3)	4.3 (5.5)	Control-AH*	0.8	3.5
				Control-AB*	1.7	6.5
				AH-AB [†]	0.4	4.2
左内腹斜筋	2.2 (4.6)	13.5 (9.0)	16.3 (6.8)	Control-AH*	8.3	15.4
				Control-AB*	9.3	17.6
右脊柱起立筋	14.0 (10.2)	5.7 (13.8)	6.5 (10.1)	Control-AH [†]	-7.2	-1.7
右腰部多裂筋	21.7 (10.6)	23.3 (11.2)	23.8 (16.7)	None		
右内腹斜筋/右 外腹斜筋	1.8 (3.0)	2.3 (1.9)	1.3 (0.8)	AH-AB*	0.1	2.1

中央値 (四分位範囲) , * $p < 0.001$, [†] $p = 0.006$

AH:abdominal hollowing, AB: abdominal bracing, CI: confidence intervals

第4節 考察

腹臥位での股関節伸展運動の異常な運動は腰椎過伸展と骨盤の前方傾斜がしばしば観察される。この過剰な腰椎骨盤の動きは、椎骨や周囲の軟部組織に圧迫や伸張ストレスを引き起こし、腰痛の原因になると考えられている^{3, 43)}。そこで股関節伸展運動時の腰椎骨盤の過剰な運動を制御するために、多くの著者が腹筋の促通を推奨した^{9, 37)}。しかしながら、股関節伸展時にABとAHでどちらがより腰椎骨盤が安定するかは調査されていない。そこで本研究では腹臥位での股関節伸展運動時に腰椎骨盤の過剰な動きが少なく、より中間位を維持できる適切な腰椎骨盤の安定化手技を検討した。

AHとABが正確に実施されたかを確認するために、ローカル筋である内腹斜筋とグローバル筋である外腹斜筋の活動比率を算出したところ、ABと比較して、AHで有意に高値を示した。この結果は、AHとABが正確に実施できたことを示す。

AHはControlよりも有意に腰椎の伸展と骨盤の前傾を減少させ、AHでより安定性が高いことを示唆した。これは、Ohら³⁷⁾の研究のAHと腰椎骨盤の安定化手技なしでの骨盤の動きを比較した結果と同様であった。そして彼らは、同時に脊柱起立筋、大殿筋、内側のハムストリングスの筋活動を計測しており、AHで大殿筋・内側ハムストリングスの活動の増加と脊柱起立筋の活動量の低下を報告している。本実験ではAHを行うことで有意に内腹斜筋を中心とした腹筋群の有意な筋活動の増加が見られた。これにより腰椎の伸展と骨盤の前方傾斜が減少したと考える。また先行研究³⁵⁾は、下肢動きの間AHが腹横筋と内腹斜筋の下部線維の活動を増加させて、腰椎骨盤の安定性を増加させることを示した。本研究においても、AHによる腹横筋と内腹斜筋の筋収縮の増加は、腰椎骨盤の安定性を高めるために腹腔内圧を上昇させたと考える。またAHで脊柱起立筋の活動が減少した原因として、下肢筋の活動は測定してないがOhら³⁷⁾の研究と同様に腰椎と骨盤の過剰な運動を抑制した状態で目標バーまで股関節を伸展するために股関節伸筋群である大殿筋・内側ハムストリングスの活動が増加したと推察される。これにより股関節伸展を代償する作用がある脊柱起立筋の活動は減少したと考えられる。さらにAH時の腰椎骨盤の動きの減少は、Brunoら⁴⁴⁾とChance-Larsenら⁴⁵⁾の発見によって説明することができる。Brunoらは⁴⁴⁾、健常者を対象に腰椎の過剰な動きと筋活動開始時間を調査し、股関節伸展時の腰椎の過剰な動きは大殿筋の活動遅延に関連することを証明した。またChance-Larsenらは⁴⁵⁾、股関節伸展の間AHを行うことで大殿筋の活動開始時間を速めると報告している。し

たがって、本研究の AH による腰椎骨盤の過剰な動きの減少は、大殿筋のより速い収縮に起因した可能性がある。

AB も Control 条件よりも有意に骨盤の前方傾斜と腰椎伸展の減少を示した。これは、腹筋群の活動量の増加により腰椎の伸展と骨盤の前方傾斜の減少を導いたと考える。

AHとABを比較したとき、脊椎の動きと骨盤の動きに有意な差は認めなかった。このことは腰椎骨盤の動きがAHよりABで低いという仮説を否定した。Vera-Garciaら³⁴⁾は、後方への突然の動揺に対して、AHとAB間でどちらがより安定しているかを腰椎の動きと安定化指数を用いて検証した。その結果、ABの方がより安定していることを示した。また Grenierら³¹⁾も、立位で重りを負荷した状態でのAHとAB間でどちらがより安定しているかをシミュレーションした。その結果、ABの方がより安定性が高かった。これらの研究結果は、我々の研究結果との相違であった。この原因は、動作時の負荷量の相違によると考える。McGill⁴⁶⁾はすべての筋による安定性の貢献度は課題により異なるとしており、我々の研究では、股関節伸展運動のため比較的負荷量が少なく、AHのような体幹筋のわずかな活動量で腰部を安定させることができたと考える。そのためAHとAB間で脊椎の動きに差が生じなかったと考える。

股関節伸展時の脊椎の動きは、AHとAB間で有意差を示さなかった。加えてABは、AHよりもグローバル筋群である外腹斜筋の活動において有意に筋活動が高かった。先行研究では、グローバル筋の筋活動の増加は、脊椎の圧迫負荷を増大し腰痛を増加させると述べている^{47, 48)}。さらに、腰痛者は股関節伸展の間に脊柱起立筋の過活動が報告されている¹⁵⁾。脊柱起立筋の過活動は筋自体で疼痛を生じることがあり、疼痛-攣縮-疼痛サイクルにつながる¹⁵⁾。これらのことから運動療法として股関節伸展を行うとき、腰椎骨盤の過剰な動きを抑制し、外腹斜筋や脊柱起立筋のようなグローバル筋の過剰な筋活動がないAHを行うことが適切であると考えられる。

本研究には、いくつかの限界がある。はじめに、サンプルサイズが少なく、本研究の被験者が健常成人男性であったので、我々の結果は他の集団に一般化することができない。2つ目に我々は腹横筋、股関節屈筋群や伸筋群の筋活動を測定しなかった。3つ目に股関節伸展運動時の腰椎骨盤の動きは矢状面の動きだけでなく、水平面や前額面での動きも見られる。しかし本研究では矢状面上での動きのみしか検討できていない。

第5節 結論

本研究は、股関節伸展の間、腰椎骨盤の安定化手技の違いが腰椎骨盤の動きと体幹筋活動に与える影響を調査した。脊椎の動きは、AH と AB の間に差を認めなかったが、グローバル筋群である外腹斜筋は、AB より AH で筋活動がより低かった。従って股関節伸展の間、AH の使用は効率的に腰椎骨盤を安定化することができ、推奨される。

第 2 章

健常者と慢性腰痛者における股関節伸展時の背部筋及び
股関節伸筋群の活動開始時間の比較

第1節 序論・背景

第1章では股関節伸展時にAHを行うことで効率的に腰椎骨盤の過剰な動きを制御することを示した²¹⁾。しかしながら腰痛者において腰椎骨盤の動きに関与する股関節伸展時の筋活動パターンについては明らかとなっていない。

そこで第2章の目的は、健常者と慢性腰痛者の股関節伸展時の筋活動開始時間を比較し、慢性腰痛者の股関節伸展時の背部筋および股関節伸筋の活動開始時間を明らかにすることとした。

第2節 方法

第1項 被験者

本研究のサンプルサイズは、10人の被験者（慢性腰痛者5名，健常者5名）の予備研究から決定した。G-power 3.1.7 software を使用して、有意水準 0.05，検出力 0.9，予備研究から算出した効果量 1.08 で各群のサンプルサイズは 20 人と決定した。

40 人の参加者（慢性腰痛者 20 名，健常者 20 名）は，岡山県と愛媛県のクリニックから口こみとポスターによって集められた。被験者の取り込み基準は，20 歳から 40 歳まで片側か両側の痛みが第 12 肋骨から尾骨の間に 3 ヶ月以上ある者とした。健常群は慢性腰痛群の年齢，性別，BMI でマッチングした。除外基準は（1）股関節伸展時の痛み，（2）股関節屈曲拘縮，（3）神経障害，（4）胸椎・下肢の痛み，（5）腰椎や股関節の骨折や手術の既往，（6）2 年以内の妊娠，（7）仙腸関節の機能不全，（8）重篤な脊椎疾患（炎症性脊椎疾患，骨折，悪性腫瘍，馬尾症候群，感染）の診断や疑いがある者とした。本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認を受けた後，書面での同意を得た上で実験を行った（承認番号 438）。

第2項 疼痛の評価と筋電図テクニック

現在の腰痛の程度は Numeric rating scale (NRS) を使用して評価された。NRS は高い信頼性と妥当性を持つ^{49, 50)}。腰痛による能力障害は，Oswestry low back pain disability index (ODI) を使用して評価し，これは 10 項目アンケートで能力障害の程度を決定するために使用される⁵¹⁾。

表面電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛とアルコールによる摩擦を行った。表面電極は，銀/塩化銀電極（Blue Sensor, Mets, Inc., Tokyo, Japan）を使用して，2.5cm の電極間距離で設置した。なお，被験筋は両側の脊柱起立筋（第 1 腰椎棘突起の外側へ 2 横指），両側の多裂筋（第 1 腰椎と第 2 腰椎の間と上後腸骨棘の延長上で第 5 腰椎棘突起のレベル），下肢伸展側の半腱様筋（坐骨結節と大腿骨内側上顆の間），下肢伸展側の大殿筋（仙骨と大転子の間）とした。基準電極は第 2 仙椎に設置した。また股関節伸展時の腹筋群が最大随意収縮の 5% 未満で，筋の活動開始時間が健常者と慢性腰痛者で差がないと報告されてい

るため^{19, 52)}、本研究では腹筋群の分析を除外した。筋活動は表面筋電計 (Vital Recorder 2, Kissei Comtec, Nagano, Japan) を使用して、サンプリング周波数は 1000Hz とした。下肢の動きの開始は、筋電計と同期する圧センサー (Foot switch, Kissei Comtec, Nagano, Japan) を足関節の前方に設置し測定した。

第3項 実験手順

測定肢位は、腹臥位で上肢を体側にし、股関節と骨盤は中間位とした。各被験者は膝伸展位で股関節を 0° から 10° まで伸展した (図 1)。腰痛者では下肢を伸展する足を腰痛がより強い側とし、健常者では非利き足とした。なおボールを蹴る際の支持脚を非利き足とした。先行研究では速い四肢の動きは体幹筋の反応頻度を増加し、変動性を減少すると報告されている^{13, 14)}。したがって、眼の前に設置された LED ランプが点灯した後、被験者はできるだけ速く股関節を伸展し、合図があるまで股関節の伸展を維持した。股関節伸展の間、股関節の内外旋中間位と膝関節伸展は視覚的に確認され、股関節の回旋が観察される場合はデータを除外した。被験者は股関節伸展に慣れるため数回の練習を実施し、その後 3 回股関節伸展を実施した。なお各施行間には 1 分間の休息をとった。

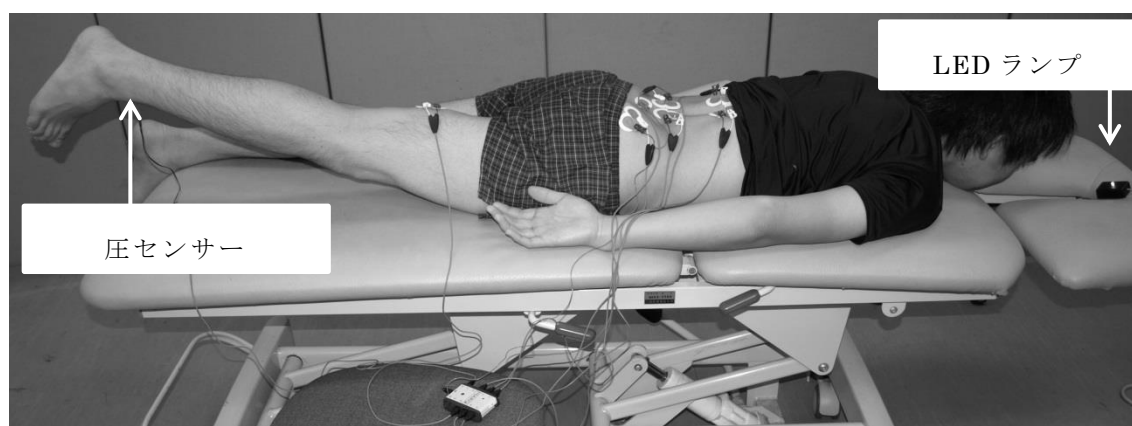


図 1 腹臥位での股関節伸展²²⁾

各被験者は光刺激の後、最大速度で 0° から 10° まで股関節伸展をするように指示された。圧センサーは足の動きの反応時間を決定するために設置された。

第4項 データ処理

得られた筋電波形はバンドパスフィルター（10 ～ 500 Hz）処理を行った後、全波整流した。筋活動の開始は安静時の平均値から2標準偏差を足した値を Microsoft Excel 2010 を使用して算出し、筋の活動振幅が 50ms の間安静時の平均値から2標準偏差を超えた時と定義した^{53,55}。股関節と体幹筋の活動開始時間を調査するために、各筋と主動作筋（半腱様筋）の間の開始時間の相対的な差を以下の式で算出した^{10, 45, 56}：

相対的な筋活動開始時間 = 筋活動開始時間 - 半腱様筋の活動開始時間 (ms).

したがって、負の値は半腱様筋の前に活動したことを示す。また LED ランプの点灯から下肢の動き始めまでの下肢の反応時間も評価した。

第5項 統計解析

Kolmogorov-Smirnov 検定にて全てのデータの正規性が確認されたため、パラメトリック検定を使用した。群間の属性（性別、年齢、BMI）の差は、 χ^2 検定と対応のない t 検定を使用して評価した。また健常群内の相対的な筋活動開始時間の差は反復測定分散分析を使用し、多重比較検定として Bonferroni 法を実施した ($p < 0.05$)。群間の脚動きと相対的な筋活動開始時間の差は対応のない t 検定を使用し決定した。 $\alpha = 0.05$ の I 型ファミリーワイズエラー率を保持するために、すべての対応のない t 検定と χ^2 検定は $p = 0.0045$ (0.05/11)の有意水準を使用した。統計解析は、SPSS (version 21.0, IBM Inc, Chicago, IL) を使用した。効果量と検出力は、G-power 3.1.7 software を使用して算出した。

第3節 結果

第1項 被験者の基本属性

健常群と慢性腰痛群の基本属性は，表 1 にまとめられる．年齢，体重と BMI で健常者と慢性腰痛者の間に有意差は認められなかった．

表 1 被験者の基本属性 ²²⁾

	健常者 (n=20)	慢性腰痛者 (n=20)	p-Value
男性：女性	14：6	13：7	0.74
年齢 (years)	24.5 ± 5.8	24.2 ± 4.9	0.88
身長 (cm)	165.7 ± 7.0	168.3 ± 8.8	0.32
体重 (kg)	56.9 ± 6.8	59.9 ± 14.2	0.40
BMI (kg/m ²)	20.7 ± 1.9	20.8 ± 2.9	0.78
NRS		35.3 ± 13.1	
ODI (%)		16.9 ± 7.6	

平均 ± 標準偏差

NRS: Numeric Rating Scale; ODI: Oswestry low back pain disability index.

第2項 健常群内での相対的な筋活動開始時間の差

健常群での相対的な筋活動開始時間は、図 2 に示される。5 つの筋の相対的な筋活動開始時間は、股関節伸展の間、有意差を認めた ($p < 0.001$, effect size $f = 0.92$, power = 1.00)。多重比較検定にて、大殿筋の活動開始が同側の多裂筋 ($p < 0.001$)、対側の多裂筋 ($p < 0.001$)、同側の脊柱起立筋 ($p < 0.01$)と対側の脊柱起立筋 ($p < 0.001$)の活動開始と比較し有意に遅延した。さらに同側の多裂筋は、同側の脊柱起立筋よりも速く活動した ($p < 0.01$)。

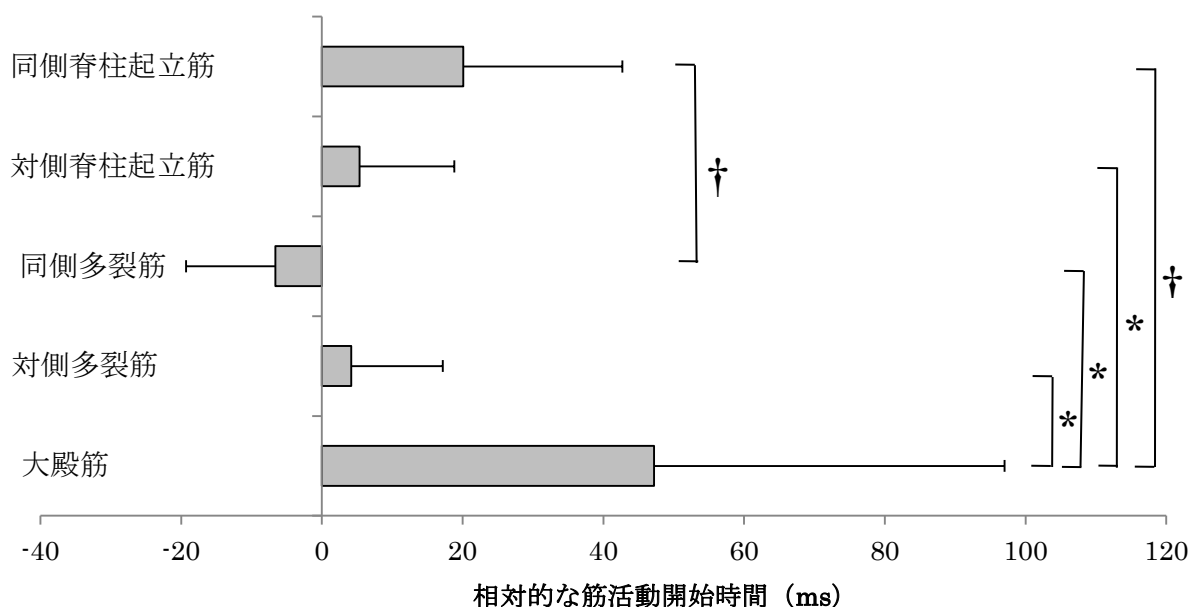


図 2 健常者での主動作筋（半腱様筋）との相対的な筋活動開始時間²²⁾

0 は半腱様筋の活動を示す。正の値は半腱様筋の後に活動したことを示す。

* $p < 0.001$, † $p < 0.01$

第3項 下肢の反応時間と群間の相対的な筋活動開始時間の差

股関節伸展の間, 群間の下肢の反応時間には差を認めなかった(健常群: 230.1 ± 39.3 ms, 慢性腰痛群: 238.8 ± 47.3 ms, $p = 0.538$). 群間の筋活動開始時間は, 図 3 に示す. 同側の多裂筋(健常群: -6.6 ± 12.7 ms, 慢性腰痛群: 21.2 ± 16.9 ms, $p < 0.001$, effect size $d = 1.25$, power = 0.82), 対側の多裂筋(健常群: 4.2 ± 13.0 ms, 慢性腰痛群: 23.2 ± 17.1 ms, $p < 0.001$, effect size $d = 1.86$, power = 1.00), 対側の脊柱起立筋(健常群: 5.4 ± 13.5 ms, 慢性腰痛群: 25.7 ± 21.3 ms, $p = 0.001$, effect size $d = 1.14$, power = 0.71)は健常群と比較して慢性腰痛者で有意に活動が遅延した. 大殿筋(健常群: 47.2 ± 49.8 ms, 慢性腰痛群: 56.3 ± 37.8 ms, $p = 0.32$)と同側の脊柱起立筋(健常群: 20.1 ± 22.6 ms, 慢性腰痛群: 30.5 ± 17.7 ms, $p = 0.11$)の活動開始時間は群間で有意差を認めなかった.

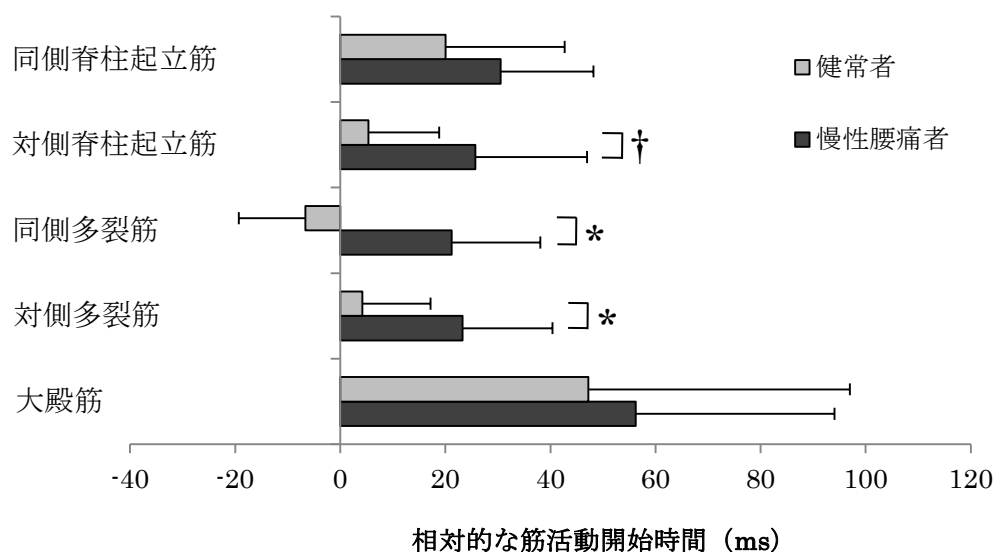


図 3 主動作筋(半腱様筋)との相対的な筋活動開始時間の群間比較²²⁾

0は半腱様筋の活動を示す. 正の値は半腱様筋の後に活動したことを示す.

* $p < 0.001$, † $p = 0.001$

第4節 考察

本研究は、健常者と慢性腰痛者で股関節伸展時の背部筋と股関節伸筋の活動開始時間に差があるかを検討した。本研究の主な結果は、健常群と比較して慢性腰痛群で両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動が遅延したことであった。

先行研究では、健常者においてさえ股関節伸展時の一致した筋活動の順序を発見することができなかったが、大殿筋の活動遅延だけは特定することが可能であった^{10, 12, 55)}。我々の健常者の結果は、これらの先行研究と一致し、大殿筋が両側の脊柱起立筋と多裂筋と比較して有意に遅延した。また、先行研究^{57, 58)}では主動作筋の活動開始の100ms前から50ms後までの筋活動は、フィードフォワード制御と定義しており、本研究においても脊柱起立筋と多裂筋の活動は、フィードフォワードプログラムによる制御であったことが確認された。このことは腰椎骨盤の安定性向上のために股関節伸展に関与する下肢の動きを予想して脊柱起立筋と多裂筋が活動したことを示唆する。加えて、同側多裂筋の活動開始が同側脊柱起立筋より速く活動したことから、腰椎の動きが生じる前に多裂筋が腰椎骨盤の安定性の獲得に関与したと考える。

群間の比較において、下肢の反応時間は慢性腰痛患者と健常者で差を認めなかったにも関わらず、慢性腰痛者は両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋で活動が遅延した。従って、慢性腰痛者は腰椎骨盤を安定させるため健常者と異なる筋の活動パターンを使用した。このことは急速な肩の挙上やリーチ動作時の多裂筋や脊柱起立筋の活動遅延を報告した先行研究と類似している^{20, 59)}。

本研究での慢性腰痛者の対側の脊柱起立筋と両側の多裂筋の活動は、先行研究^{57, 58)}の基準からフィードフォワードプログラムでの活動であった。フィードフォワード制御では、小脳での内部モデルが関与していると報告されている⁶⁰⁾。さらに先行研究では、腰部の侵害刺激や疼痛が体幹筋の活動開始時間を変化させると報告している^{20, 61, 62)}。これらのことから、腰部の侵害刺激や疼痛により小脳での内部モデルが変化しフィードフォワードに関する運動プログラムが変更したと推察される。

健常者において両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延は骨盤の前傾を増加すると報告されている⁵²⁾。また多裂筋の機能は腰椎伸展トルクを産生している間、圧縮力を通して腰椎骨盤を安定させ、脊柱分節的な制御に貢献する⁶³⁻⁶⁵⁾。従って、慢性腰痛群の多裂筋の活動遅延は、股関節伸展の間、脚の動きはじめて腰椎の分節的なコントロールと骨盤

安定性を低下すると推察される。そして下肢運動中の腰椎骨盤の安定性の低下は脊柱への反復ストレスを与え腰痛の悪化や再発の原因となる³⁾。

本研究において大殿筋は群間で差を認めなかった。この結果は、股関節伸展の間、慢性腰痛者を対象に筋活動開始時間を分析した 2 つの研究^{18, 19)}と一致している。これに対して、Bruno ら¹⁷⁾の研究では股関節伸展の間、腰痛者で大殿筋の活動遅延を示した。この先行研究との差は、股関節伸展運動時の腰椎の異常な動きのパターンに関与したと考えられる。Bruno ら⁴⁴⁾のその後の研究において大殿筋の活動遅延は、腰痛の有無にかかわらず、異常な腰椎の動きに関与すると報告している。このことから、本研究で腰椎骨盤の動きを調査していないが、本研究結果と大殿筋の活動遅延を示した先行研究との違いは、腰椎の異常な動きのパターンを示した腰痛者の割合が異なっていたことに起因すると思われる。

本研究で慢性腰痛者の股関節伸展時の背筋群の活動は遅延した。そのため慢性腰痛者の治療では筋の活動パターンの改善を目的とした治療介入が必要である。本研究の結果は、慢性腰痛者の腰椎骨盤の不安定性のための運動プログラムの作成時に有用である。

本研究には、いくつかの限界がある。はじめに、本研究では股関節伸展時の速度を測定しなかった。このことは体幹筋の活動開始時間を変化させる可能性があった¹⁴⁾。しかし先行研究では、健常者と腰痛者で股関節伸展時の速度に差を認めなかった⁶⁶⁾。また本研究において群間で下肢の反応時間に有意差が見られなかった。これらのことから体幹筋の活動開始時間が股関節伸展時の速度に影響を受けたことは考えにくい。2 つ目に、先行研究では多裂筋の深部線維が腰部の分節的な安定性に関与すると報告しているが^{63, 64)}、本研究では侵襲性の問題から表面筋電計を使用した。そのために多裂筋の深部線維からの筋活動を捉えることがより難しかったと考えられる。しかしながら、表面筋電計が使用された時でも自動動揺作業時の慢性腰痛者の多裂筋の活動遅延は検出されている^{20, 59)}。従って、本研究での股関節伸展時の慢性腰痛者の活動遅延の結果は妥当であると思われる。3 つ目に、本研究では股関節伸展時の筋活動開始時間のみの検討となっているため筋活動量については検討できていない。最後に慢性腰痛者における股関節伸展時の対側の脊柱起立筋と両側の腰部多裂筋の活動遅延がどのような因子に関与しているかは十分に明らかにできていない。そのため今後は、慢性腰痛者の背筋群の活動遅延に関与する因子の検討が必要である。

第5節 結論

本研究は健常者と慢性腰痛者で股関節伸展時の体幹筋と股関節伸筋の活動開始時間に差があるかを検討した。その結果、慢性腰痛者が健常者と比較して両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋が遅延し、慢性腰痛者が健常者と異なる筋の活動パターンを示すことを明らかにした。

第 3 章

慢性腰痛者における腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の
背部筋及び股関節伸筋群の活動開始時間との関係

第1節 序論・背景

第2章では、股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動開始が健常者よりも慢性腰痛者で遅延することを明らかにした²²⁾。しかしながら、慢性腰痛者における股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延がどのような因子に関与しているかは明らかとなっていない。Silfiesら²⁰⁾は、不安定性を有する腰痛者が、肩屈曲時の多裂筋と脊柱起立筋で遅延することを明らかにし、Hodgesら⁶⁷⁾は、疼痛により体幹筋の活動開始時間が遅延することを報告している。したがって慢性腰痛者の股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延も、脊柱の安定化システムの機能不全の徴候である腰部の臨床不安定性⁶⁸⁾と腰痛の重症度（疼痛の程度・能力障害）に関与する可能性が考えられる。しかしながら、これらの関係について調査している研究は見られない。

そこで第3章の目的は、慢性腰痛者における腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間との関係および腰痛の重症度と股関節伸展時の筋活動開始時間との関係を明らかにすることとした。本研究の結果は、腰部の臨床不安定性を有する慢性腰痛患者への治療プログラムの作成において有用となる。

第2節 方法

第1項 被験者

25人の慢性腰痛患者は、本研究に参加した。被験者の取り込み基準は、20歳から40歳までで片側か両側の痛みが第12肋骨から尾骨の間に3ヶ月以上ある者とした。除外基準は(1)股関節伸展時の痛み、(2)股関節屈曲拘縮、(3)神経障害、(4)胸椎・下肢の痛み、(5)腰椎や股関節の骨折や手術の既往、(6)2年以内の妊娠、(7)仙腸関節の機能不全、(8)重篤な脊椎疾患(炎症性脊椎疾患、骨折、悪性腫瘍、馬尾症候群、感染)の診断や疑いがある者とした。対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の趣旨、目的および方法を十分に説明し、文章によって同意を得た。本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認を得て行った(承認番号438)。

第2項 腹臥位での股関節伸展運動時の筋活動開始時間の測定

腹臥位での股関節伸展運動は、両上肢を体側に位置させた腹臥位となり、被験者の前方に置かれたランプが点灯後、股関節を 0° から 10° まで最大努力速度で股関節を伸展した。なお、下肢を伸展する足は腰痛がより強い側とした。

股関節伸展運動時の筋活動の測定には、表面筋電計(Vital Recorder2:キッセイコムテック株式会社製)を用い、サンプリング周波数は1000Hzとした。表面電極は、両側の脊柱起立筋(第1腰椎棘突起の外側へ2横指)、両側の多裂筋(第1腰椎と第2腰椎の間と上後腸骨棘の延長上で第5腰椎棘突起のレベル)、下肢伸展側の半腱様筋(坐骨結節と大腿骨内側上顆の間)、下肢伸展側の大殿筋(仙骨と大転子の間)に貼付し、基準電極は第2仙椎とした。なお、電極間距離は2.5cmとした。得られた筋電波形はバンドパスフィルター(10~500Hz)処理を行った後、全波整流した。筋活動の開始は、筋の活動振幅が安静時の平均値から2標準偏差を超えた時とした⁵³⁻⁵⁵⁾。股関節と体幹筋の活動開始時間を調査するために、各筋と主動作筋(半腱様筋)の間の開始時間の相対的な差は、以下の式で算出された^{22, 45, 69)}：

相対的な筋活動開始時間 = 筋活動開始時間 - 半腱様筋の活動開始時間 (ms)。

したがって、正の値は半腱様筋の後に活動したことを示す。

第3項 腰部の臨床不安定性試験

腰部の臨床不安定性の試験は、**Prone instability test (PIT)**と腰椎屈曲時の異常な動きで評価した。先行研究では、これらの不安定性検査の陽性の患者は、腰部安定化運動により症状が緩和し、臨床不安定性の指標であるとした^{68, 70)}。各腰部の臨床不安定性の結果は陰性が0、陽性が1として数値化された。

Prone instability test

被験者は、ベッド上に腹臥位となり、両股関節より末梢をベッドから出し足部を地面につけた肢位とした。検査者は各腰椎棘突起に徒手的に後ろから前へ圧迫し、疼痛が出現するかを確認した。疼痛が一つ以上の腰椎で起こる場合、被験者に両下肢を挙上させ、再度各腰椎に圧迫を実施した。安静時に誘発された疼痛が両下肢を挙上した位置で軽減される場合、陽性と判定した⁷¹⁾。

腰椎屈曲時の異常な動き

腰椎屈曲時の異常な動きの存在は、立位で最終域まで体幹を屈曲し直立位まで戻す際の異常な動きを評価した。判定基準は下記の中の1つ以上の異常な動きの存在で陽性と定義されている^{71, 72)}。

(1) instability catch :

体幹の動きの突然の加速や減速または側屈や回旋の動きが生じる。

(2) Gower's sign (thigh climbing) :

体幹屈曲位から戻る際に、被験者は大腿部を手で押す。

(3) reversal of lumbopelvic rhythm :

体幹屈曲位から戻る際に、垂直の姿勢を獲得する前に膝を屈曲し骨盤の前方移動が起こる。

(4) painful arc of motion:

腰椎屈曲時または屈曲から直立位に戻る際に症状の増加を特定の範囲で生じる。

第4項 実験手順

被験者の疼痛と能力障害の程度は、Numeric rating scale (NRS)と Oswestry low back pain disability index (ODI)を用いて評価した。その後、各被験者は腹臥位での股関節伸展運動を数回練習した後に3回実施した。なお、施行間には1分間の休息を取った。次いで腰部の臨床不安定性試験として PIT と腰椎屈曲時の異常な動きは、評価された。なお、これらの腰部の臨床不安定性試験は、被験者の特徴と股関節伸展時の筋活動開始時間の結果について盲検化された1人の検査者により実施された。

第5項 統計解析

統計解析は SPSS Ver. 21 を用いて解析した。すべての連続データの正規性は Kolmogorov-Smirnov 検定を用いて検討した。腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間、腰部の臨床不安定性と腰痛の重症度 (NRS・ODI) との関係には、データが正規分布した場合は点双列相関係数を使用した。データが正規分布しないものは Rank-Biserial Correlations を使用した。また股関節伸展時の筋活動開始時間と腰痛の重症度 (NRS・ODI) との関係は、データが正規分布した場合は Pearson の相関係数を使用し、データが正規分布しないものは Spearman の順位相関係数を使用した。なお、有意水準は5%未満とした。検出力は、G-power 3.1.7 software を使用して算出した。

第3節 結果

第1項 正規性の結果

連続データの正規性は ODI, 股関節伸展時の両側の脊柱起立筋, 同側の多裂筋の開始時間で確認された。NRS, 股関節伸展時の対側の多裂筋, 大殿筋は正規性が確認できなかった。

第2項 被験者の基本属性

被験者の基本属性, NRS, ODI, 腰部の臨床不安定性の結果は表 1 に示す。また股関節伸展時の筋活動開始時間は表 2 に示す。

表 1 被験者の基本属性²³⁾

変数	慢性腰痛者 (n=25)
男性 : 女性 (n)	17:8
年齢 (years)	24.2 ± 4.5
身長 (cm)	168.6 ± 7.9
体重 (kg)	60.3 ± 10.4
Body mass index (kg/m ²)	21.1 ± 2.2
NRS	3.5 ± 1.4
ODI (%)	16.2 ± 7.5
PIT の陽性 (n)	11
腰椎屈曲時の異常な動きの陽性 (n)	12

平均 ± 標準偏差

NRS: Numeric rating scale; ODI: Oswestry low back pain disability index; PIT: Prone instability test.

表 2 腹臥位での股関節伸展時の筋活動開始時間²³⁾

	筋活動開始時間(ms)
同側脊柱起立筋	28.6 ± 17.1
対側脊柱起立筋	23.9 ± 19.9
同側多裂筋	19.7 ± 15.1
対側多裂筋	24.9 ± 18.3
大殿筋	57.6 ± 42.3
平均 ± 標準偏差	

第3項 腰痛の重症度（NRS・ODI）、腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間との関係

表3に腰痛の重症度（NRS・ODI）と股関節伸展時の筋活動開始時間，腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間との相関の結果を示す．NRS・ODIともに股関節伸展時の筋活動開始時間と有意な相関を認めなかった（ $p > 0.05$ ）．PITの陽性結果は股関節伸展時の対側の脊柱起立筋（ $r_{pb} = 0.533$, $p = 0.006$, $power = 0.81$ ），同側の多裂筋（ $r_{pb} = 0.58$, $p = 0.003$, $power = 0.88$ ），対側の多裂筋（ $r_{rb} = 0.60$, $p = 0.002$, $power = 0.91$ ）の活動遅延と正の相関を示した．腰椎屈曲時の異常な動きと股関節伸展時の筋活動開始時間との間には有意な相関を認めなかった（ $p > 0.05$ ）．

表3 腰痛の重症度(NRS・ODI)，腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋活動開始時間との相関係数²³⁾

	NRS	ODI (%)	PIT	腰椎屈曲時の 異常な動き
同側脊柱起立筋	-0.05	-0.04	0.28	0.06
対側脊柱起立筋	0.01	-0.08	0.53*	0.13
同側多裂筋	-0.09	-0.03	0.58*	0.11
対側多裂筋	-0.06	-0.27	0.60*	0.13
大殿筋	-0.04	-0.08	0.13	0.02

* $p < 0.01$

NRS: Numeric rating scale; ODI: Oswestry low back pain disability index; PIT: Prone instability test.

第4項 腰部の臨床不安定性と腰痛の重症度（NRS・ODI）との関係

表 4 に腰部の臨床不安定性と腰痛の重症度（NRS・ODI）との関係を示す。腰椎屈曲時の異常な動きの結果と NRS との間に正の相関を認めた ($r_{rb} = 0.60$, $p = 0.001$, $power = 0.91$)。PIT と腰痛の重症度（NRS・ODI）との間には有意な相関を認めなかった。

表 4 腰部の臨床不安定性と腰痛の重症度との相関係数²³⁾

	PIT	腰椎屈曲時の異常な動き
NRS	0.02	0.60*
ODI (%)	0.02	0.34

* $p < 0.01$

NRS: Numeric rating scale; ODI: Oswestry low back pain disability index; PIT: Prone instability test.

第4節 考察

本研究は、慢性腰痛者における腰部の臨床不安定性と股関節伸展運動時の筋活動開始時間との関係および腰痛の重症度と股関節伸展時の筋活動開始時間との関係を調査した。本研究の主な結果は、PITの陽性の結果が両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延と相関することであった。

本研究において腰痛の重症度（NRS・ODI）と股関節伸展時の筋活動開始時間との間に有意な相関は認められなかった。先行研究では、実験的に誘発した疼痛で、体幹筋の活動開始時間が遅延したと報告している⁶⁷⁾。しかしながら、最近の研究では、再発性の腰痛患者の肩屈曲動作で疼痛が緩和しているにも関わらず、多裂筋の活動遅延は改善されないままであった⁷³⁾。更に急性腰痛者と慢性腰痛者を対象とした疼痛軽減の実験モデルでは、疼痛が軽減したにも関わらず、脊柱の自動運動時の多裂筋と脊柱起立筋の活動開始時間は遅延したままであった⁷⁴⁾。これらの先行研究^{67, 73, 74)}から、筋の活動遅延は疼痛がきっかけとなって生じた後、疼痛が軽減しても残存すると考える。従って、疼痛は筋の活動遅延の原因となり得るが、疼痛の程度と股関節伸展時の筋活動開始時間との間に直線的な相関関係を示さなかったと考える。

本研究でPITの陽性の結果が両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延と正の相関を示した。この結果は肩屈曲時の腰部の不安定性を有する腰痛者が不安定性のない腰痛者よりも多裂筋と脊柱起立筋が遅延すると報告した先行研究²⁰⁾と類似している。本研究は、相関分析を用いたため因果の方向性は特定できないが、PITの陽性の結果と両側の多裂筋および対側の脊柱起立筋の活動遅延が相関を認めた理由として下記の2点が推察される。はじめに、Tateuchiら⁵²⁾は、股関節伸展時の対側の脊柱起立筋と両側の多裂筋の活動遅延が骨盤の前傾を増加させると報告している。したがって、PITの陽性の結果と両側の多裂筋および対側の脊柱起立筋の活動遅延が相関した理由として、対側の脊柱起立筋と両側の多裂筋の活動遅延により過剰な腰椎骨盤の動きを反復し、腰部の臨床不安定性に至った可能性が考えられる。また両側の多裂筋および対側の脊柱起立筋の活動遅延が相関を認めた二つ目の理由として、腰部の臨床不安定性が腰部に対する有害刺激を与え、この有害刺激により両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延を生じさせた可能性が考えられる。Richardsonら³⁾は、腰部の不安定性は、神経組織の圧迫や伸張、また靭帯および疼痛感受性組織に異常な変化をもたらし、有害刺激を与えることを報告している。加えて、Hodges

ら⁷⁵⁾は、痛みがなくても有害刺激により体幹筋の活動パターンの変化が生じることを報告している。このように腰部の臨床不安定性による有害刺激が、筋の活動開始時間を遅延させた可能性が考えられる。

本研究では、腰椎屈曲時の異常な動きは、股関節伸展時の脊柱起立筋や多裂筋と関連しないにも関わらず、疼痛の程度（NRS）と関連した。先行研究では、腰椎屈曲時の異常な動きのパターンは腰部の臨床不安定性の徴候であると報告されている⁶⁸⁾。しかしながらより最近の研究では、腰椎屈曲時の異常な動きを示す患者は、腰部の過可動性だけでなく低可動性の患者も含まれることを示し、腰椎屈曲時の異常な動きのパターンの存在は、腰部の臨床不安定性の徴候ではなく、腰痛者の一般的な徴候であると示唆した⁷⁶⁾。従って、本研究で腰部の異常な動きのパターンは、多裂筋や脊柱起立筋の遅延と関連せず、疼痛の程度（NRS）と関連したと考える。

本研究では、腰部の臨床不安定性を有する慢性腰痛者が股関節伸展の間、両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動が遅延することを明らかにした。先行研究^{73, 77)}では、体幹筋の活動開始の遅延は、腰痛の再発の原因になることを報告している。従って、セラピストは遅延した筋活動開始時間の改善と腰部の安定性を増加させることを意図した介入戦略を考慮しなければならない。

本研究の限界は、慢性腰痛者の年齢が20歳から40歳までの比較的若い患者を対象としており、本研究の結果を40歳以上の患者に一般化することはできない。また本研究は、相関分析を用いたため、腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の両側の多裂筋および対側の脊柱起立筋の活動遅延の間の因果の方向性については特定できない。

第5節 結論

慢性腰痛者において腰部の臨床不安定性の陽性の結果と腹臥位での股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延が関連した。腰部の臨床不安定性を有する腰痛者の介入は、変えられた筋の活動パターンを改善することを治療プログラムの一部として考慮する必要がある。

第4章 総合考察

本研究の目的は、股関節伸展時の腰椎骨盤の安定化機序を明らかとし、慢性腰痛者における股関節伸展時の腰椎骨盤の安定性を向上させる訓練方法を検討することであった。

第2章の結果より、腰痛者は腹臥位での股関節伸展時に両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延が生じることが明らかとなった。多裂筋は、腰椎の分節的な安定性や骨盤の安定性に寄与するため、多裂筋の活動遅延は、股関節伸展時の初期に腰椎骨盤の不安定性を導くと推察された。また股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延は骨盤の前傾を増加すると報告されており⁵²⁾、これらの筋活動の遅延により腰椎骨盤の過剰な動きを招き、腰部の反復微細損傷を招くと考えられた。更に第3章の結果より、股関節伸展時の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延が、腰部の臨床不安定性の陽性の結果と相関していることが明らかとなった。体幹筋の活動遅延による腰椎の不安定性は、腰痛の再発の原因と報告されている^{73, 77)}。そのためセラピストは臨床不安定性を有する腰痛者の治療として、セラピストは遅延した筋活動開始時間の改善と腰部の安定性を増加させることを意図した介入戦略を考慮しなければならない。

Crow^ら⁷⁸⁾は、筋活動開始時間の改善方法をシステマティックレビューで調査し、筋の選択的活動が筋の活動遅延を改善すると報告している。また Tsao^ら⁷⁹⁾は、腰痛者における多裂筋の選択的活動が、肩屈曲時の腰部の多裂筋の活動遅延を改善することを示した。そのため我々も多裂筋の選択的活動が、臨床不安定性を有する腰痛者の筋活動開始時間を改善させると考える。また多裂筋の選択的活動は、腹横筋・骨盤底筋を収縮させることで獲得されることが報告されているため³⁾腹横筋・骨盤底筋の同時収縮と筋電図バイオフィードバック療法を用いることで可能になると考える。

先行研究は腰痛者の訓練では、深部筋を選択的に活動させる能力の獲得後は、四肢の運動時や日常生活動作中の腰部の反復微細損傷を防止するために腰椎骨盤を中間位に維持する訓練を行う必要があると報告している^{40, 68)}。第1章の結果より腰椎骨盤を中間位に維持する方法としてAHによる腰椎骨盤の安定化手技が効果的であることが示された。したがって、腰痛の訓練初期は多裂筋を選択的に活動させる能力の獲得を図り、その後はAHの腰椎骨盤の安定化手技を実施しながら四肢の動きや日常生活の動きが可能となるように訓練を実施していくことが望ましいと考える。

終章

第1節 結論（総合）

本研究では、慢性腰痛者における股関節伸展時の腰椎骨盤の安定性を向上させる訓練方法を検討するために腰椎骨盤の動きと筋の活動パターンの両面から腰椎骨盤の安定性について検討した。

腰椎骨盤の動きの研究として、腰椎骨盤の安定化手技の違いが腰椎骨盤の動きに与える影響について検討した。また筋の活動パターンの研究として健常者と慢性腰痛者での股関節伸展時の筋活動開始時間の差を解明し、慢性腰痛者の腰部の臨床不安定性と股関節伸展時の筋の活動遅延との関係を明らかにした。終章にて上記の研究の結果から腰痛者における腰椎骨盤の安定性を改善させる訓練方法について考察した。

第1章では、腹臥位での股関節伸展時の腰椎骨盤の安定化手技の違いが、脊椎の動きと体幹筋活動に与える影響について調査し、効率的に腰椎骨盤を安定化させる方法を検討した。股関節伸展時の腰椎骨盤の動きは、ControlよりもAHとABで抑制されるがAHとABでは変化を認めなかった。またAHはABよりもグローバル筋群である外腹斜筋の活動が低かった。これらの結果から下肢運動中にAHを実施することで、効率よく腰椎骨盤を安定化させることが明らかとなった。

第2章では、健常者と慢性腰痛者の腹臥位での股関節伸展運動時の筋活動開始時間を明らかにした。健常者の脊柱起立筋と多裂筋はフィードフォワードプログラムにより制御されており、腰椎骨盤の安定性向上のために下肢の動きを予想して脊柱起立筋と多裂筋が活動することが明らかとなった。また慢性腰痛者は腰椎骨盤の安定化筋である両側の多裂筋や対側の脊柱起立筋の活動が遅延することが明らかとなった。この結果から慢性腰痛者の両側多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延は、過剰な腰椎骨盤の動きを誘発し腰椎骨盤の安定性を低下させると推察された。第3章への課題として慢性腰痛者の両側の多裂筋と対側の脊柱起立筋の活動遅延に関与する因子を検討する必要性が考えられた。

第3章では、股関節伸展時の慢性腰痛者の筋活動開始の遅延が腰部の臨床不安定性に関与するかを検討した。股関節伸展時の両側の多裂筋と対側脊柱起立筋の活動遅延は、腰部の臨床不安定性と相関し腰部の不安定性に関与していた。このような腰部の不安定性は、腰痛の更なる悪化や再発の原因となるため、筋の活動遅延を改善し腰椎骨盤の安定性を向

上させる訓練の必要性が示唆された。

総合考察では、腰痛者の体幹筋の活動遅延を改善し腰椎骨盤の安定性向上を目的に、訓練初期に多裂筋を選択的に活動させ、その後はAHによる腰椎骨盤の安定化手技を実施しながら四肢の動きや日常生活の動きが可能となるように訓練を実施していくことが推奨された。

謝辞

稿を終えるにあたり，研究活動及び論文作成に渡り，多大なご指導，ご校閲を賜りました指導教員である吉備国際大学大学院保健科学研究科 水谷雅年教授に心から感謝の意を表します．論文作成にあたってご指導，ご校閲を賜りました吉備国際大学大学院保健科学研究科 河村顕治教授，川上照彦教授に心から感謝致します．実験にご協力頂きました被験者の皆様，各施設の皆様に深く感謝致します．

また，研究活動の指導ならびに円滑な研究活動の遂行に全面的にご協力頂きました川崎医療福祉大学医療技術学部リハビリテーション学科 渡邊進特任教授，井上桂子教授に深く感謝致します．

参考文献

1. Frymoyer JW (1988) Back pain and sciatica. *N Engl J Med* 318(5):291-300
2. Dagenais S, Caro J, Haldeman S (2008) A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J* 8(1):8-20
3. Richardson C, Hodges P, Hides J (2004) Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone, Edinburgh pp 13-208
4. Panjabi MM (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 5(4):383-9
5. Bergmark A (1989) Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl* 230(S230):1-54
6. Bogduk N, (監訳)齋藤 昭 (2008) 腰椎・骨盤領域の臨床解剖学: 腰痛の評価・治療の科学的根拠. エルゼビア・ジャパン, 東京
7. O'sullivan P (2000) Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther* 5(1):2-12
8. Fritz JM, Piva SR, Childs JD (2005) Accuracy of the clinical examination to predict radiographic instability of the lumbar spine. *Eur Spine J* 14(8):743-50
9. Sahrman S, (監訳)竹井 仁, 鈴木 勝 (2002) 運動機能障害症候群のマネジメント. 医歯薬出版, 東京 pp 51-81
10. Lehman GJ, Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M (2004) Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskelet Disord* 5:3
11. Pierce MN, Lee WA (1990) Muscle firing order during active prone hip extension. *J Orthop Sports Phys Ther* 12(1):2-9
12. Vogt L, Banzer W (1997) Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clin Biomech* 12(2):122-127
13. Hodges PW, Richardson CA (1997) Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics* 40(11):1220-1230
14. Hodges PW, Richardson CA (1999) Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med*

Rehabil 80(9):1005-1012

15. Arab AM, Ghamkhar L, Emami M, Nourbakhsh MR (2011) Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropr Man Therap* 19:18-18
16. Kim JW, Kang MH, Oh JS (2014) Patients with low back pain demonstrate increased activity of the posterior oblique sling muscle during prone hip extension. *PM R* 6(5):400-5
17. Bruno PA, Bagust J (2007) An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic* 10(2):68-80
18. Guimarães CQ, Sakamoto AC, Laurentino GE, Teixeira-Salmela LF (2010) Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 14(4):351-357
19. Masse-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C (2015) Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait Posture* 41(2):440-7
20. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR (2009) Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 90(7):1159-69
21. Suehiro T, Mizutani M, Watanabe S, Ishida H, Kobara K, Osaka H (2014) Comparison of spine motion and trunk muscle activity between abdominal hollowing and abdominal bracing maneuvers during prone hip extension. *J Bodyw Mov Ther* 18(3):482-8
22. Suehiro T, Mizutani M, Ishida H, Kobara K, Osaka H, Watanabe S (2015) Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *J Electromyogr Kinesiol* 25(4):675-80
23. 末廣忠延, 水谷雅年, 石田弘, 小原謙一, 藤田大介, 大坂裕, 高橋尚, 渡邊進 (2016) 慢性腰痛者における腰部の臨床不安定性と股関節伸展運動時の背部筋群及び股関節伸展筋群の活動開始時間との関係. *理学療法科学* 印刷中

24. Allison GT, Kendle K, Roll S, Schupelius J, Scott Q, Panizza J (1998) The role of the diaphragm during abdominal hollowing exercises. *Aust J Physiother* 44(2):95-102
25. Matthijs OC, Dedrick GS, James CR, Brismee JM, Hooper TL, McGalliard MK, Sizer PS, Jr. (2014) Co-contractive activation of the superficial multifidus during volitional preemptive abdominal contraction. *PM R* 6(1):13-21
26. Critchley D (2002) Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiother Res Int* 7(2):65-75
27. Hodges P, Holm AK, Holm S, Ekstrom L, Cresswell A, Hansson T, Thorstensson A (2003) Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: In vivo porcine studies. *Spine* 28(23):2594-2601
28. Sapsford RR, Hodges PW (2001) Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. *Arch Phys Med Rehabil* 82(8):1081-8
29. Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M (2001) A finite element model study on the role of trunk muscles in generating intra-abdominal pressure. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications* 13(04):181-189
30. Snijders CJ, Ribbers MTLM, de Bakker HV, Stoeckart R, Stam HJ (1998) EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol* 8(4):205-214
31. Grenier SG, McGill SM (2007) Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil* 88(1):54-62
32. Stanton T, Kawchuk G (2008) The effect of abdominal stabilization contractions on posteroanterior spinal stiffness. *Spine* 33(6):694-701
33. Vera-Garcia FJ, Brown SH, Gray JR, McGill SM (2006) Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech* 21(5):443-55
34. Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill SM (2007) Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden

- trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol* 17(5):556-67
35. Cynn HS, Oh JS, Kwon OY, Yi CH (2006) Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying. *Arch Phys Med Rehabil* 87(11):1454-8
 36. Liebenson C, Karpowicz AM, Brown SH, Howarth SJ, McGill SM (2009) The active straight leg raise test and lumbar spine stability. *PM R* 1(6):530-5
 37. Oh JS, Cynn HS, Won JH, Kwon OY, Yi CH (2007) Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *J Orthop Sports Phys Ther* 37(6):320-4
 38. Park KN, Cynn HS, Kwon OY, Lee WH, Ha SM, Kim SJ, Weon JH (2011) Effects of the abdominal drawing-in maneuver on muscle activity, pelvic motions, and knee flexion during active prone knee flexion in patients with lumbar extension rotation syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 92(9):1477-83
 39. Cholewicki J, McGill SM (1996) Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech* 11(1):1-15
 40. Richardson CA, Jull G, Hodges P, Hides J (1999) Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach. Churchill Livingstone, Sydney pp 129
 41. Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA (2007) The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. *Man Ther* 12(3):271-9
 42. Hislop HJ, Montgomery J, (訳)津山 直, 中村 耕 (2008) 新・徒手筋力検査法 第8版. 協同医書出版社, 東京 pp 37-55
 43. Gardner - Morse M, Stokes IA, Laible JP (1995) Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research* 13(5):802-808
 44. Bruno PA, Bagust J, Cook J, Osborne N (2008) An investigation into the activation patterns of back and hip muscles during prone hip extension in non-low back pain subjects: Normal vs. abnormal lumbar spine motion patterns. *Clinical Chiropractic*

- 11(1):4-14
45. Chance-Larsen K, Littlewood C, Garth A (2010) Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Man Ther* 15(1):61-5
 46. McGill S, (訳)吉沢 英, 大谷 清, 才藤 栄 (2005) 腰痛 最新のエビデンスに基づく予防とリハビリテーション. *Human Kinetics, Windsor* pp 129-138
 47. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC (2000) Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 25(8):947-54
 48. Thelen D, Schultz A, Ashton - Miller J (1995) Co - contraction of lumbar muscles during the development of time - varying triaxial moments. *Journal of Orthopaedic Research* 13(3):390-398
 49. Ferreira-Valente MA, Pais-Ribeiro JL, Jensen MP (2011) Validity of four pain intensity rating scales. *Pain* 152(10):2399-404
 50. Roach KE, Brown MD, Dunigan KM, Kusek CL, Walas M (1997) Test-retest reliability of patient reports of low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 26(5):253-9
 51. Fairbank JC, Pynsent PB (2000) The Oswestry Disability Index. *Spine* 25(22):2940-52
 52. Tateuchi H, Taniguchi M, Mori N, Ichihashi N (2012) Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *J Electromyogr Kinesiol* 22(3):391-397
 53. Hodges PW, Bui BH (1996) A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electromyogr Motor C* 101(6):511-519
 54. Kang SY, Jeon HS, Kwon O, Cynn HS, Choi B (2013) Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions. *Man Ther* 18(4):303-7
 55. Sakamoto AC, Teixeira-Salmela LF, de Paula-Goulart FR, de Morais Faria CD, Guimaraes CQ (2009) Muscular activation patterns during active prone hip

- extension exercises. *J Electromyogr Kinesiol* 19(1):105-12
56. Takasaki H, Iizawa T, Hall T, Nakamura T, Kaneko S (2009) The influence of increasing sacroiliac joint force closure on the hip and lumbar spine extensor muscle firing pattern. *Man Ther* 14(5):484-9
 57. Hodges PW, Richardson CA (1997) Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 77(2):132-42
 58. Aruin AS, Latash ML (1995) Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res* 103(2):323-32
 59. Thomas JS, France CB, Sha D, Wiele NV, Moenter S, Swank K (2007) The effect of chronic low back pain on trunk muscle activations in target reaching movements with various loads. *Spine* 32(26):E801-E808
 60. 三苦博 (2009) 小脳症候の病態生理. *臨床神経学* 49(7):401-406
 61. Hodges PW, Moseley GL (2003) Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol* 13(4):361-70
 62. Panjabi MM (2006) A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J* 15(5):668-76
 63. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW (2006) The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Man Ther* 11(4):254-263
 64. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC (2002) Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 27(2):E29-36
 65. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A (1995) Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 20(2):192-8
 66. Hodges PW, Richardson CA (1998) Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord Tech* 11(1):46-56
 67. Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC (2003) Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res*

151(2):262-71

68. Biely S, Smith MSS, Silfies SP (2006) Clinical instability of the lumbar spine: diagnosis and intervention. *Orthopaedic Practice* 18(3):11-18
69. Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Akiyama H, So K, Kuroda Y, Ichihashi N (2013) Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. *J Electromyogr Kinesiol* 23(1):151-8
70. Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, McGill SM (2005) Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch Phys Med Rehabil* 86(9):1753-62
71. Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, Mishock J (2003) Interrater reliability of clinical examination measures for identification of lumbar segmental instability. *Arch Phys Med Rehabil* 84(12):1858-64
72. Hebert JJ, Koppenhaver SL, Magel JS, Fritz JM (2010) The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus activation and prognostic factors for clinical success with a stabilization exercise program: a cross-sectional study. *Arch Phys Med Rehabil* 91(1):78-85
73. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW (2009) Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain* 142(3):183-188
74. Williams JM, Haq I, Lee RY (2013) An Investigation into the Onset, Pattern, and Effects of Pain Relief on Lumbar Extensor Electromyography in People with Acute and Chronic Low Back Pain. *J Manip Physiol Ther* 36(2):91-100
75. Hodges PW, Cholewicki J, Van Dieën JH, (監訳)渡邊 裕 (2015) スパイナル・コントロール 体幹機能と腰痛の最新科学. ナップ, 東京 pp 354
76. Biely SA, Silfies SP, Smith SS, Hicks GE (2014) Clinical observation of standing trunk movements: what do the aberrant movement patterns tell us? *J Orthop Sports Phys Ther* 44(4):262-72
77. D'Hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L (2013) Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 23(1):173-81

78. Crow J, Pizzari T, Buttifant D (2011) Muscle onset can be improved by therapeutic exercise: a systematic review. *Phys Ther Sport* 12(4):199-209
79. Tsao H, Druitt TR, Schollum TM, Hodges PW (2010) Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *J Pain* 11(11):1120-8