

# 修 士 学 位 論 文

## 腹臥位股関節伸展運動時の筋活動パターンと 歩行立脚期の股関節・骨盤の運動との関係

(注：学位論文題名が英語の場合は和訳をつけること。)

(西暦) 2016 年 12 月 27 日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 人間健康科学専攻

理学療法科学域

学修番号：15895601

氏 名：雨宮 耕平

(指導教員名：来間 弘展 准教授)

(西暦) 2016 年度 博士前期課程学位論文要旨

学位論文題名 (注: 学位論文題名が英語の場合は和訳をつけること)

腹臥位股関節伸展運動時の筋活動パターンと歩行立脚期の股関節・骨盤の運動との関係

学位の種類: 修士 (理学療法学)

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 人間健康科学専攻 理学療法科学域

学修番号: 15895601

氏 名: 雨宮耕平

(指導教員名: 来間弘展 准教授)

注: 1 ページあたり 1,000 字程度 (英語の場合 300 ワード程度) で、本様式 1~2 ページ (A4 版) 程度とする。

腹臥位股関節伸展運動テスト(Prone hip extension: 以下 PHE)は腰椎骨盤帯の安定性の評価として用いられ、ハムストリングス・大殿筋・脊柱起立筋・多裂筋などの活動開始タイミングと、腰椎骨盤帯の過剰な運動の有無を評価する。Bruno(2008), Tateuchi(2012)は、PHE 時の筋活動パターンに応じて、その際の運動パターンも異なると報告しているが、臨床応用する上では歩行など荷重下の動作との関連性を明らかにする事が重要と考える。そこで、本研究では健常者における PHE 時の筋活動パターンと、歩行立脚期の股関節・骨盤の運動との関連性について検討した。対象は健常若年男性 29 名(19-29 歳)とした。尚、本研究はヘルシンキ宣言に則った研究であり、研究開始に先立ち首都大学東京荒川キャンパス研究安全倫理委員会の承認を得た(承認番号 15065)。また、研究実施の際には対象者に口頭及び書面で研究主旨を説明した後、署名にて同意を得た。

PHE 課題では、表面筋電計 WEB1000(NIHON-KOHDEN)を用い、股関節伸展運動を行わせ際の両側脊柱起立筋、両側多裂筋、測定側大殿筋、測定側半腱様筋の筋活動を測定した。データは整流平滑化し、安静時の平均振幅+3SD を 50msec 以上持続して越えた点を筋活動開始と定義した。各筋の活動開始時間は大殿筋を基準(0)として標準化した。

歩行課題では、三次元動作解析装置(VICON Nexus)とフォースプレート(Kisler)を用いた。

VICON Plug-in-Gait 下肢モデルを用い、8m の歩行路を自由速度にて歩行させた際の立脚後期(対側踵接地時)における股関節伸展角度・骨盤前傾角度・骨盤回旋角度を抽出し、静止立位時の値を基準として標準化した。いずれの課題も解析側は軸足側とし、3 試行の平均データを用いた。統計解析は PHE 時の各筋活動開始時間と、歩行立脚後期における股関節伸展角度・骨盤前傾角度・骨盤回旋角度について相関分析を行った(有意水準 5%)。

PHE 時の同側多裂筋・対側多裂筋・対側脊柱起立筋の活動開始時間と、歩行立脚後期の股関節伸展角度に有意な負の相関を認めた(相関係数: 同側多裂筋=-0.599, 対側多裂筋=-0.362, 対側脊柱起立筋=-0.360)。

PHE 時に多裂筋が早期に活動する者ほど、歩行立脚後期の股関節伸展角度が大きかった。これは PHE 時に多裂筋の活動遅延により股関節伸展が減少し骨盤前傾が増大したとする先行研究(Tateuchi 2012)に類似した見解と考える。健常者において多裂筋は四肢の運動に先行して収縮し腰椎骨盤帯の安定性を高める(Hodges 1997)。このことから、PHE 時に多裂筋が大殿筋に対し早期に収縮する者では、歩行時も腰椎骨盤帯の安定化が反映され、効率的に股関節伸展が生じたと考えられる。また、対側脊柱起立筋の活動開始時間と歩行立脚後期の股関節伸展角度についても相関関係を認めた。脊柱起立筋は胸腰筋膜を介して大殿筋と連結を持つ為、先行収縮によって腰椎骨盤帯の安定性を高める方略を取る者が存在した事がその要因と考えた。

## 【要旨】

腹臥位股関節伸展運動(Prone Hip Extension:以下 PHE)は腰椎骨盤帯の安定性評価として用いられる。本研究では PHE と歩行時の股関節・骨盤の運動との関係性について検討した。対象は健常若年男性 29 名とし、PHE 課題では、股関節伸展運動を行わせた際の脊柱起立筋、多裂筋、大殿筋、半腱様筋の筋活動開始時間を測定し、大殿筋の活動開始時間を基準に標準化した。歩行課題では三次元動作解析装置を用い、自由速度にて歩行させた際の立脚後期における股関節伸展角度、骨盤前傾角度・回旋角度を算出した。統計は PHE 時の各筋活動開始時間と、歩行立脚後期の各関節の角度について相関分析を行った。その結果、PHE 時に多裂筋、対側脊柱起立筋が早期に活動する者程、歩行立脚後期の股関節伸展角度が大きい事が明らかとなった。これは体幹筋の先行収縮による腰椎骨盤帯の安定化によって、効率的に股関節伸展が生じた為と考えた。

キーワード(5 語以内):

腹臥位股関節伸展運動テスト、筋活動開始時間、歩行、立脚後期

## 【背景】

腹臥位股関節伸展運動(Prone Hip Extension:以下 PHE)はエクササイズとして用いられると共に、腰椎骨盤帯の安定性評価の為のテストとしても用いられる。このテストでは、PHE 時に、股関節・体幹伸筋群であるハムストリングス、大殿筋、脊柱起立筋、多裂筋などの活動開始タイミングと、腰椎骨盤帯の過剰な運動の有無を評価する。Janda<sup>1)</sup>は機能的な運動とは単一の筋によって起こるものではなく、運動に関わる複数の筋の協調した活動により遂行され、その為には最大筋力よりも活動タイミングや順序性の方が重要であるという考えからこの評価方法の重要性を説明している。そして、腰椎骨盤帯に機能障害を有する者では筋活動タイミングや運動学的パターンに変化が生じるとされ<sup>1)2)</sup>、臨床においてこのテストは広く用いられている。

このテストに関する先行研究は大きく 3 つのタイプに分けられ、①健常者における PHE 時の正常な筋活動パターンを明らかにする為、もしくは、PHE 時の肢位や他動的操作による変化を明らかにする為の検討、②PHE 時の筋活動パターンについて、健常者と慢性腰痛・腰椎不安定性を有する者との違いを比較した検討、③PHE 時の筋活動パターンと腰椎骨盤帯の運動学的評価を組み合わせた検討である。

①については諸家により報告結果が異なり正常な筋活動パターンの結論は出ていないのが現状である。Sakamoto<sup>3)</sup>、Guimaraes<sup>4)</sup>は、半腱様筋、脊柱起立筋、大殿筋の順序で活動すると報告しており、Vogt<sup>5)</sup>、Lehman<sup>6)</sup>、Bruno<sup>7)</sup>は半腱様筋と脊柱起立筋がほぼ同時に活動し、その後に大殿筋が活動すると報告している。一方で Pierce<sup>8)</sup>は一貫した順序性は存在しないと結論付けている。また、近年の研究では Tateuchi<sup>9)</sup>、Suehiro<sup>10)</sup>らがこのテストの解析に多裂筋を含めており、多裂筋が最も早く活動する事が重要な要素であると報告しているなど、一定した見解はない。一方で、Bruno<sup>11)</sup>は筋活動の順序性よりも相対的なタイミングの差の方が重要な情報であると述べている。つまり、ある筋に対してもう一方の筋の活動開始タイミングがどれ程早いか、あるいは遅延しているか、といった情報である。いずれにせよ、健常者における PHE 時の筋活動パターンは対象者毎の多様性があ

り、「正常パターン」の規定は難しいというのが妥当な結論であると思われる。

健常者の「正常パターン」の規定が困難であるという結論からこのテストの臨床的意義について疑問符を付けた研究者もいた<sup>46)</sup>。しかし健常者と比べて、腰椎骨盤帯に機能障害を有する者ではある一定のパターンを示すという報告があり、このテストの重要性を示していると考えられる。前述②について、Bruno<sup>12)</sup>は慢性腰痛者では健常者と比較し大殿筋の活動開始が遅延したと報告しており、Suehiro<sup>13)</sup>は慢性腰痛者では多裂筋の活動開始が遅延したと報告している。これらも異なった結果を示しているものの、慢性腰痛者や腰椎不安定症者では筋活動パターンに変化を生じる事が明らかとなった。

また、Guimaraes<sup>4)</sup>は報告の中で、PHE 時の筋活動パターンのみでなく運動学的パターンも評価する事が重要であると述べており、これに関連した報告がいくつか存在する。これが上記の③に当たり、Bruno<sup>11)</sup>は大殿筋の活動遅延が腰椎の過剰な運動に関連していたと報告しており、一方でTateuchi<sup>9)</sup>、Suehiro<sup>14)</sup>は多裂筋の活動遅延が骨盤前傾増大や腰椎不安定性に関連していたと報告している。これについても上記②と同様に見解は一定していないが、大殿筋や多裂筋の活動タイミングの変化により、腰椎骨盤帯の運動学的な変化が生じる事が明らかとなった。

これらの先行研究から、PHE について、①健常者における筋活動パターン、②健常者と慢性腰痛者の筋活動パターンの違い、③筋活動パターンと運動学的パターンの関連、についていくつかの事が明らかとなった。しかし、臨床応用を考えた際、PHE 時の筋活動パターンが歩行などの日常生活動作とどのように関連するのかという点が重要と考えられる。この点については先行研究では明らかにされておらず、多くの先行研究においても課題とされている<sup>3,5,9,11,13)</sup>。

PHE と最も関連付けて考えられている日常生活動作は歩行立脚後期における股関節伸展である<sup>1,3,6,11,12,15)</sup>。正常歩行の立脚後期においては約 10° の股関節伸展が生じるが、股関節伸展が不十分である場合、回転軸が股関節からより身体近位部に移動し骨盤前傾及び腰椎伸展の増大を認めるとされている<sup>1,3,6,15-18)</sup>。これは hip-spine syndrome と呼ばれ<sup>19,20)</sup>、THA 術後患者などの歩行における主要な問題点の一つであるとされる<sup>21,22)</sup>。この原因については股関節伸展可動域の減少、股関節伸展筋の出力低下、体幹筋の筋力低下などが挙げられている<sup>22,23)</sup>。正常歩行では踵接地～荷重応答期において大殿筋やハムストリングス、脊柱起立筋などが瞬間的に活動を高め、荷重応答の衝撃を吸収すると共に下肢・体幹のアライメントを適正に保ちながら股関節を伸展させて重心を前方に移動させる働きがある<sup>23-30)</sup>。この際に股関節伸展が不十分であると、そのアライメントは立脚相を通して持続し、立脚後期においても股関節伸展が減少、結果的に歩幅の低下や過剰な骨盤前傾・腰椎伸展を引き起こすと考えられている<sup>23)</sup>。一般的にこのような問題は単一の筋の筋力低下が原因と考えられる事が多いが、臨床的には単一の筋力の改善を行っても歩行は改善しない事を経験する。また、正常歩行に必要な筋力は MMT3 レベル(最大筋力の 15%程度)とされている事<sup>23)</sup>や、変形性膝関節症患者を対象とした研究で、筋力の改善は歩行の運動力学的パラメータを改善しなかったとする報告<sup>31)</sup>などから、歩行の問題を考えた際には単一の筋の筋力の問題だけでなく、関節運動に関わる複数の筋の活動パターンにも影響を受けるのではないかという事が推察される。

以上の内容を統合すると、PHE 時に股関節伸展減少、骨盤前傾・回旋が増大する者では

歩行立脚後期においても同様の傾向を示すと考えられる。すなわち、PHE 時の大殿筋、もしくは多裂筋の活動タイミングの変化に伴い歩行時の運動学的パラメータも変化する可能性が考えられるが、これらの関係性を科学的に検証した報告は見られない。

よって、本研究では健常者における PHE 時の筋活動パターンと歩行立脚期の股関節・骨盤の運動との関係性を明らかにする事を目的とした。

## 【対象及び方法】

### 1.対象

対象は、健常男性 29 名とした。平均年齢 21.2 (21~29) 歳、平均身長  $172.6 \pm 5.0\text{cm}$ 、平均体重  $63.3 \pm 7.4\text{kg}$  であった。取り込み基準は股関節伸展及び足関節背屈の他動可動域が  $10^\circ$  以上であり、課題動作施行で疼痛が出現しない者とした。

本研究はヘルシンキ宣言に則った研究であり、研究開始に先立ち首都大学東京荒川キャンパス研究安全倫理委員会の承認を得た(承認番号 15065)。また、研究実施の際には対象者に口頭及び書面で研究主旨を十分に説明した後、署名にて同意を得た。

### 2.測定方法

#### ①PHE 時の筋活動測定

開始肢位は両上肢を体側に位置させたベッド上腹臥位とし、頸部は中間位とした。測定課題は、口頭指示後に膝関節伸展位を保持したまま、最大伸展位まで股関節伸展運動を行わせる課題とした。対象者への口頭指示は、「膝を伸ばしたまま真つすぐ脚を挙げてください」とし、測定前には数回の練習を行い、運動方法を理解させた上で測定を開始した。尚、測定側は軸足側（ボールを蹴る足と逆側）とし、運動速度は任意とした。筋活動の測定には表面筋電計 WEB-1000（日本光電社製）を用い、サンプリング周波数 1000Hz にて三次元動作解析装置と同期してパーソナルコンピュータに記録した。アルコール綿で皮膚処理を行った上で、各測定筋に対し電極を貼付した。測定筋とその電極位置は、下野<sup>32)</sup>、及び SENIAM WEB SITE<sup>33)</sup>を参考に、両側脊柱起立筋（L1 棘突起の 2 横指外側）、両側多裂筋（上後腸骨棘尾側端と L1-L2 の間を結ぶライン上で L5 高位）、測定側大殿筋下部線維（大転子レベルより下方の筋腹中央）、測定側半腱様筋（坐骨結節と脛骨内側上顆を結ぶラインの中央）とした。

得られた筋電図波形は 100msec 毎の二乗平均平方根（Root Mean Square）により整流平滑化を行った。各筋の活動開始の定義は、Hodges ら<sup>34)</sup>と同様に、安静時平均振幅の 3SD を 50msec 以上継続して越えた最初の点とし（図 1）、筋電図波形上で視覚的な確認も行った。3 試行の平均値を算出した後、各筋の活動開始時間は以下の式により、大殿筋の活動開始時間を基準（0msec）として標準化し解析に用いた。大殿筋よりも早く活動した場合には負の値、遅く活動した場合には正の値として表記される。これらの処理には Microsoft Excel2010 を用いた。

筋活動開始時間＝各筋の活動開始時間－大殿筋の活動開始時間

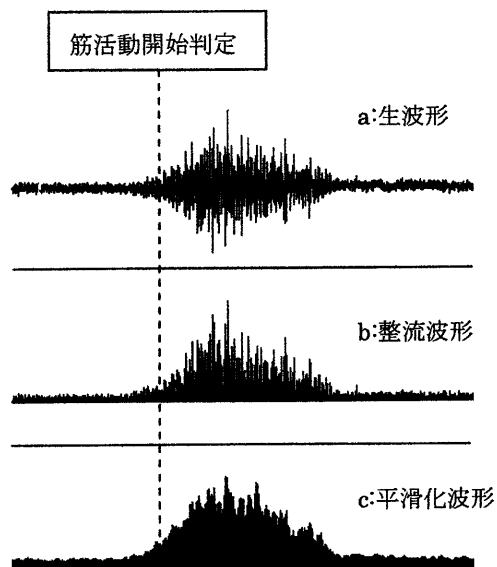


図 1.筋活動開始の規定

得られた波形は整流平滑化処理を行い，安静時平均振幅の 3SD を 50msec 以上継続して越えた最初の点を筋活動開始とした。

## ②歩行時の関節運動測定

三次元動作解析装置（VICON 社製 VICON NEXUS）と，フォースプレート（Kisler 社製）を使用し，歩行時の関節角度を測定した．Plug-in-gait 下肢モデルに準じ，両側の上前腸骨棘，上後腸骨棘，大腿中央外側部，大腿骨外側上顆，下腿中央外側部，腓骨外果，踵骨隆起部，第二中足骨頭に直径 14mm の赤外線反射マーカーを貼付した（計 16 個）。

測定は，フォースプレートに自然に接地できるように数回の練習を行った後，約 8m の歩行路を自由速度にて歩行させた．解析対象は軸足側とし，歩幅や歩行開始のタイミングは任意とした．三次元動作解析装置とフォースプレートのサンプリング周波数はそれぞれ 100Hz，1000Hz としてパーソナルコンピュータに記録した。

床反力垂直成分データにより解析側踵接地，非解析側踵接地のタイミングをそれぞれ同定した．そして，非解析側の踵接地を解析側の立脚後期と定義し，解析側立脚後期における股関節伸展角度，骨盤前傾角度，骨盤回旋角度を抽出した．それぞれの角度は静止立位時の角度を基準として標準化し，3 試行の平均値を解析に用いた．これらの処理には Microsoft Excel2010 を用いた。

## 3.統計解析

PHE 時の各筋の活動開始時間及び，歩行立脚後期における股関節伸展角度，骨盤前傾角度，骨盤回旋角度のデータについて，Shapilo-Wilks 検定にて正規性を確認した．PHE 時の各筋の活動開始時間と，歩行立脚後期における股関節伸展角度，骨盤前傾角度，骨盤回旋角度について，Pearson の積率相関係数，Spearman の順位相関係数を用いて相関関係を分析した．解析には IBM SPSS.ver.23.0 を用い，有意水準は 5%とした。

## 【結果】

### PHE 時の各筋の活動開始時間と歩行時の関節運動との関係

大殿筋を基準(0)にした際の各筋の活動開始時間を図 2 に示す。中央のマークは平均値を、左右のバーは標準偏差を示す。Shapiro-Wilks 検定の結果、PHE 時の各筋の活動開始時間について、両側脊柱起立筋、同側多裂筋は正規分布であったが、半腱様筋及び対側多裂筋は非正規分布であった。また、歩行立脚後期における関節角度は全て正規分布であった。その為、各データ間の相関係数算出において、いずれのデータも正規分布であった場合は Pearson の積率相関係数を、いずれかのデータが非正規分布であった場合は Spearman の順位相関係数を用いた。

PHE 時の同側多裂筋 ( $p<0.01$ ,  $r=-0.599$ )、対側多裂筋 ( $p=0.033$ ,  $r_s=-0.362$ )、対側脊柱起立筋 ( $p=0.034$ ,  $r=-0.360$ ) の活動開始時間と、歩行立脚後期の股関節伸展角度に有意な負の相関関係を認めた (表 1, 図 3)。すなわち、両側の多裂筋及び対側脊柱起立筋が早期に活動する程、歩行立脚後期における股関節伸展角度が増加するという結果となった。

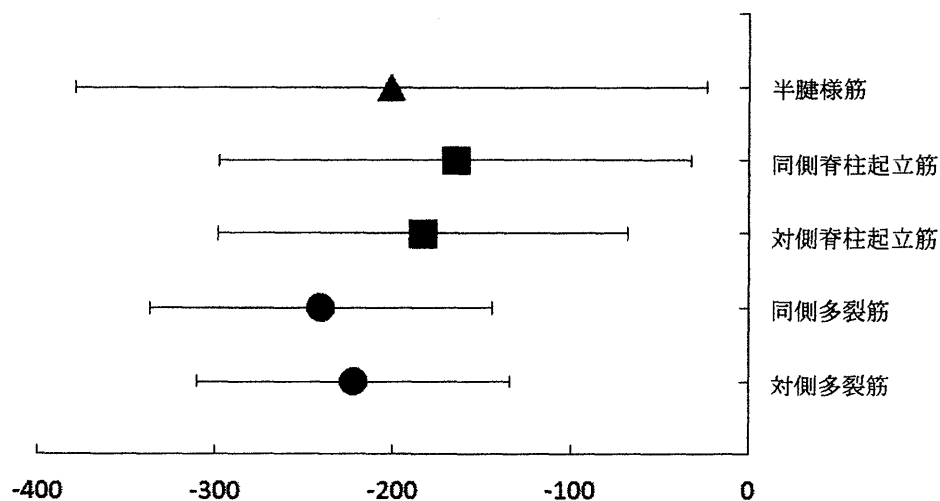
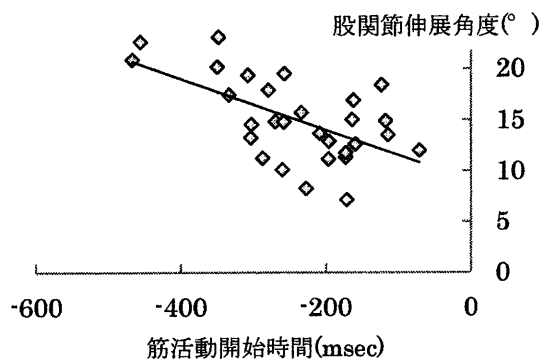


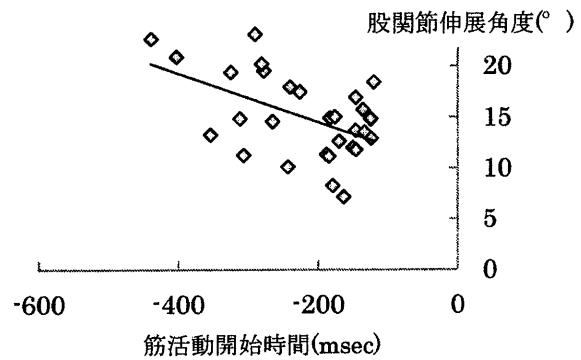
図 2.PHE 時の各筋の活動開始時間

表 1. 相関係数 (各筋の活動開始時間と股関節伸展角度・骨盤前傾角度・骨盤回旋角度)

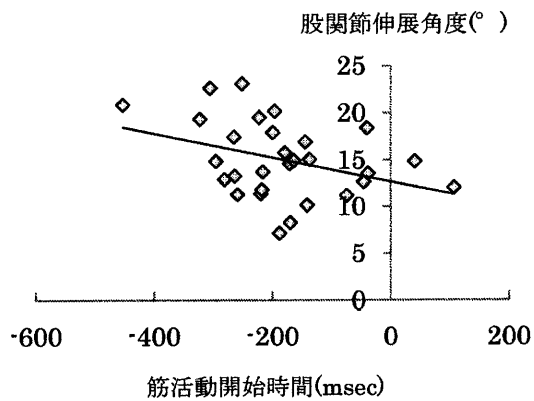
	股関節伸展角度	骨盤前傾角度	骨盤回旋角度
半腱様筋	-0.231 (p=0.182)	0.124 (p=0.478)	0.124 (p=0.478)
同側脊柱起立筋	-0.250 (p=0.148)	0.020 (p=0.911)	0.071 (p=0.686)
対側脊柱起立筋	<b>-0.360* (p=0.034)</b>	0.201 (p=0.246)	-0.128 (p=0.462)
同側多裂筋	<b>-0.599* (p&lt;0.001)</b>	0.166 (p=0.339)	-0.065 (p=0.712)
対側多裂筋	<b>-0.362* (p=0.001)</b>	0.214 (p=0.216)	-0.229 (p=0.185)



a)同側多裂筋×股関節伸展角度



b)対側多裂筋×股関節伸展角度



c)対側脊柱起立筋×股関節伸展角度

図 3.PHE 時の各筋活動開始時間と歩行時の股関節伸展角度との関係

PHE 時の同側多裂筋 ( $p<0.01$ ,  $r=-0.599$ ), 対側多裂筋 ( $p=0.033$ ,  $r_s=-0.362$ ), 対側脊柱起立筋 ( $p=0.034$ ,  $r=-0.360$ ) の活動開始時間と, 歩行立脚後期の股関節伸展角度に有意な負の相関関係を認めた



## 【考察】

本研究では、PHE 時の股関節・体幹伸筋群の筋活動パターンと、歩行立脚後期における股関節・骨盤の運動との関係性について検討した。本研究の結果として、PHE 時の両側の多裂筋及び対側の脊柱起立筋の活動開始タイミングと、立脚後期の股関節伸展角度が相関する事が示された。

本研究の結果は、PHE 時に両側の多裂筋及び対側脊柱起立筋が遅延する者では、その際の股関節伸展運動が減少し、骨盤前傾運動が増大するという Tateuchi らの報告<sup>9)</sup>や、PHE 時に両側の多裂筋及び対側脊柱起立筋が遅延する者で腰椎骨盤帯の不安定性を示すとした末廣らの報告<sup>14)</sup>に類似した結果と言える。一方で、PHE 時に大殿筋に対し半腱様筋が早期に活動する者で腰椎骨盤帯の不安定性を示すとした Bruno らの報告<sup>10)</sup>とは異なる結果となった。

多裂筋の活動タイミングが歩行時の股関節伸展に関連する要因について、健常者において多裂筋は四肢の運動に先行して収縮する事で腰椎骨盤帯の安定性を高める<sup>34)</sup>とされている。この事から、腹臥位股関節伸展運動時に多裂筋が大殿筋に対し早期に収縮する者では、歩行時にも腰椎骨盤帯の安定化が反映され、効率的に股関節伸展が生じたのではないかと考えられる。また、Hungerford ら<sup>35)</sup>は、仙腸関節痛を有する患者において、患側への重心移動課題で腹斜筋や多裂筋の活動遅延を認めたと報告している。Silfies ら<sup>36)</sup>は、素早い肩関節屈曲課題において、慢性腰痛者では腹斜筋群、多裂筋、脊柱起立筋の活動遅延を認め、その中でも更に腰椎不安定性を有する者で多裂筋と脊柱起立筋の活動遅延を認めたと報告している。これらの報告もまた本研究の結果を支持するものと考えられる。

一方で、この結果について疑問となるのは、腰部多裂筋は骨盤前傾、腰椎伸展作用を持つ筋であるという点である。すなわち、多裂筋が早期に収縮するならば骨盤前傾や腰椎伸展が生じ、股関節伸展はむしろ減少するのではないかと考えられるが、本研究の結果は異なっている。この点については Wilke らの報告<sup>37)</sup>から説明できる。Wilke らは生態力学的シミュレーションにおいて、腰部多裂筋の張力増加により、腰椎の屈曲のみでなく、伸展を含めた全ての方向の可動域が減少した事を示している。すなわち、多裂筋の作用は骨盤前傾や腰椎伸展といった関節運動よりも、腰椎骨盤帯の安定化としての作用の方が大きいという事の裏付けとなる。また、もう一つの理由として、多裂筋の四肢の運動に先行した活動には運動方向特異性が存在するという点が挙げられる。肩関節の運動において、多裂筋は屈曲運動のみで先行した活動を認めたと報告されている<sup>38,39)</sup>。これは、立位での肩関節屈曲に伴う腰椎屈曲・骨盤後傾の動きに抗して腰椎骨盤帯のアライメントを保持する為の活動であると考察されている。本研究においても、腹臥位股関節伸展運動では下肢の重力ベクトルが骨盤後傾に、歩行時の踵接地後の股関節伸展においても、床反力ベクトルが骨盤後傾・腰椎屈曲に作用する為、それに抗して腰椎骨盤帯のアライメントを保持する為に、多裂筋の静止性収縮が先行して認められたのではないかと考えている。

また、対側脊柱起立筋の活動タイミングが歩行時の股関節伸展に関連する要因としては、胸腰筋膜を介した大殿筋と脊柱起立筋の連結が考えられる。Vleeming<sup>40)</sup>は、大殿筋は線結節靱帯や仙棘靱帯を介して胸腰筋膜と連結を持ち、腰椎骨盤帯のコントロールの為に脊柱起立筋と相互依存の関係にあると報告している。Phil Page ら<sup>41)</sup>もこれらの関係性について言及しているが、大殿筋の収縮不全の為に、同側もしくは対側の脊柱起立筋が代償的に

働く事があると述べており、望ましい反応ではないとしている。本研究において、対側脊柱起立筋の活動タイミングと歩行時の股関節伸展に相関関係を認めたのは、脊柱起立筋の先行収縮により腰椎骨盤帯のコントロールを行う者が一定数存在した為と考えられる。

以上のように、PHE 時の両側多裂筋と対側脊柱起立筋の活動タイミングが歩行時の股関節伸展角度に関連している事が示されたが、骨盤の運動については相関関係を認めなかった。これは、歩行時に股関節伸展角度が減少していた者では、その重心移動を代償する為に骨盤前傾により代償していた者と、骨盤回旋により代償していた者が混在していた為ではないかと考えられる。また、三次元動作解析に関する Systematic Review にて、上下肢の運動と比較し体幹や骨盤では運動解析の信頼性は若干低下する<sup>42)</sup>と報告されており、この事も関係している可能性がある。

本研究の限界として、対象者を 19 歳から 29 歳の健常若年者としており、本研究の結果を 30 歳以上の対象者や、有疾患者に一般化するには注意を要する点がある。今後は対象年齢を拡大する事や、有疾患者との相違についての検討が必要である。しかし、本研究において得られた知見は理学療法場面における評価の一助となる情報を提供するものであると考えている。また、本研究は相関分析を用いている為因果の方向性は特定できない点が挙げられる為、今後は因果の方向性を特定するような解析が必要と考える。

#### 【結論】

本研究では、PHE 時の筋活動パターンと、歩行立脚後期における股関節・骨盤の運動との関連性について検討した。PHE 時に大殿筋に対し両側多裂筋、もしくは対側脊柱起立筋が早期に活動する者ほど、歩行時の股関節伸展角度が増加する事が明らかとなった。これは体幹筋の先行収縮による腰椎骨盤帯の安定化によって、効率的に股関節伸展が生じた為と考えた。

#### 【引用文献】

- 1)Janda V: Evaluation of muscular imbalance. Liebensohn C, editor, Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual. 1<sup>st</sup> ed: 97-112, Baltimore. Lippincott Williams & Wilkins, 1996.
- 2)Sahrmann SA: Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes 1<sup>st</sup> ed: 121-192, Mosby, Missouri;2002.
- 3)Ana Cristina Lamounier Sakamoto, Lici Fuscaldi Teixeira-Salmela, Fatima Rodrigues de Paula-Goulart, et al. : Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises, Journal of electromyography and kinesiology, 19: 105-112, 2009.
- 4)Cristiano Q. Guimaraes, Ana C. L. Sakamoto, Gloria E. C. Laurentino, et al. : Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain, Rev Bras Fisioter, 14(4), 351-357, 2010.
- 5)L Vogt, W Banzer: Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position, Clinical Biomechanics, 12(2), 122-127, 1997.
- 6)Gregory J Lehman, Duane Lennon, Brian Tresidder, et al. : Muscle recruitment

- patterns during the prone leg extension, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5(3), 2004.
- 7)Paul A. Bruno, Jeff Bagust: An investigation into the within-subject and between-subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain, *Clinical Chiropractic*, 9(1), 11-20, 2006.
- 8)Melinda Nygren Pierce, Wynne A. Lee: Muscle firing order during the prone hip extension, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 12(1), 2-9, 1990.
- 9)Hiroshige Tateuchi, Masashi Taniguchi, Natsuko Mori, et al. : Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 391-397, 2012.
- 10)Tadanobu Suehiro, Masatoshi Mizutani, Hiroshi Ishida, et al. : Effect of abduction and external rotation of the hip joint on muscle onset time during prone hip extension with knee flexion, *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 289-291, 2015.
- 11)Paul A. Bruno, Jeff Bagust, Jonathan Cook, et al. : 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, 2008.
- 12)Paul A. Bruno, Jeff Bagust: 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, 2007.
- 13)Tadanobu Suehiro, Masatoshi Mizutani, Hiroshi Ishida, et al. : Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 675-680, 2015.
- 14)末廣忠延, 水谷雅年, 石田弘, 他: 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* 31(2), 329-333, 2016.
- 15)赤坂清和: マッスルインバランスに対する評価と理学療法, *理学療法科学*, 22(3), 311-317, 2007.
- 16)D. Casey Kerrigan, Laura W. Lee, J. Collins, et al. : Reduced hip extension during walking. Healthy elderly and fallers versus young adults, *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 26-30, 2001.
- 17)Anthony G. Schache, Kim L. Bennell, Peter D. Blanch, et al. : The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running. A literature review, *Gait and Posture*, 10, 30-47, 1999.
- 18)Jason R. Franz, Kate W. Paylo, Jay Dicharry, et al. : Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion, *Gait and Posture* 29, 494-498, 2009.
- 19)Offierski CM, Macnab I: Hip spine syndrome, *Spine*, 8(3), 316-321, 1983.
- 20)Yukihiro Matsuyama, Yukiharu Hasegawa, Hisatake Yoshihara, et al. :Hip spine syndrome: total sagittal alignment of the spine and clinical symptoms in patients with bilateral congenital hip dislocation, *Spine*, 29(21), 2432-2437, 2004.

- 21)Hidenobu Miki, Nobuhiko Sugano, Keisuke Hagio, et al. : Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA, *Journal of Biomechanics*, 37(4), 443-455, 2004.
- 22)対馬栄輝: 変形性股関節症患者における歩行分析について, *理学療法研究* 22, 15-19, 2005.
- 23)Jacquelin Perry 著, 武田功監訳: ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行, 原著第2版 : 159-185, 医歯薬出版, 東京, 2015.
- 24)Eng JJ, Winter DA: Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model?, *J Biomech*, 28(6), 753-758, 1995.
- 25)Vassilios G. Vardaxis, Paul Allard, Regis Lachance, et al. : Classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers, *Human Movement Science*, 17(1), 121-136, 1998.
- 26)Heydar Sadeghi, Somayeh Sageghi, Francois Prince, et al. : Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait, *Clinical Biomechanics*, 16(8), 688-695, 2001.
- 27)R.R.Neptune, F.E.Zajac, S.A.Kautz: Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking, *Gait and Posture*, 19(2), 194-205, 2004.
- 28)Allison S.Arnold, Frank C. Anderson, Marcus G. Pandy, et al. : Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the cause of crouch gait: *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2181-2189, 2005.
- 29)R.R.Neptune, C.P.McGowan: Muscle contributions to whole-body sagittal plane angular momentum during walking, *Journal of Biomechanics*, 44(1), 6-12, 2011.
- 30)Frank C. Anderson, Marcus G. Pandy: Individual muscle contributions to support in normal walking, *Gait and Posture*, 17(2), 159-169, 2003.
- 31)K.L.Bennel, M.A.Hunt, T.V.Wrigley, et al. : Hip strengthening reduces symptoms but not knee load in people with medial knee osteoarthritis and varus malalignment, *Osteoarthritis and Cartilage*, 18(5), 621-628, 2010.
- 32)下野俊哉: 表面筋電図マニュアル 基礎・臨床応用: 酒井医療株式会社, 2010.
- 33)SENIAM Web site. <<http://www.seniam.org>>. [Accessed 25/11/2016]
- 34)Hodges PW, Richardson CA: Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb, *Physical Therapy*, 77(2), 132-142, 1997.
- 35)Hungerford B, Gilleard W, Hodges P: Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain, *Spine(Phila Pa 1976)*, 28(14), 1593-1600, 2003.
- 36)Silfies SP, Mehta R, Smith SS, et al. : Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain, *Arch Phys Med Rehabil*, 90(7), 1159-1169, 2009.
- 37)Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, et al. : Stability increase of the lumbar spine with

different muscle groups. A Biomechanical in vitro study, *Spine(Phila Pa 1976)*, 20(2), 192-198, 1995.

38)Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC: Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements, *Spine(Phila Pa 1976)*, 27(2), 29-36, 2002.

39)MacDonald DA, 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*, 142(3), 183-188, 2009.

40)A.Vleeming, M.D.Scuenke, A.T.Masi, et al: The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications, *Journal of Anatomy*, 221(6), 537-567, 2012.

41)Phil Page, Clare C.Frank, Robert Lardner 著, 小倉秀子 訳: ヤンダアプローチ マッスルインバランスに対する評価と治療 第1版, 28-44, 三輪書店, 東京, 2013.

42)McGinley JL, Baker R, Wolfe R, et al: The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review, *Gait and Posture*, 29(3), 360-369, 2009.

#### 【Abstract】

Prone hip extension is used as a test for lumbopelvic region stability. The aim of the present study was to examine whether the onset time of hip and trunk muscle activity during prone hip extension is related to hip and pelvic motion during gait. Twenty-nine healthy subjects participated in the study. Surface electromyography of the erector spinae, lumbar multifidus, gluteus maximus, and semitendinosus activity during prone hip extension was recorded. In addition, hip and pelvic angles at the time of terminal stance during gait were collected using a three-dimensional motion analysis device. The correlations between the onset time of hip and trunk muscle activity during prone hip extension and hip and pelvic angles at the time of terminal stance during gait were analyzed. The results showed that the earlier the onset of bilateral multifidus and contralateral erector spinae activity during prone hip extension, the greater the hip joint angle at the time of terminal stance during gait. Therefore, effective hip joint extension during gait is due to the anticipatory activity of the trunk muscle, which stabilizes the lumbopelvic region.

#### Key Words:

prone hip extension, muscle onset, gait, terminal stance