

腹臥位での股関節伸展動作(PHE 動作)  
を用いた体幹，下肢の機能的左右差の検討

立命館大学大学院

スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程 2 回生

6232120020-1

和智道生

# 腹臥位での股関節伸展動作(PHE 動作) を用いた体幹，下肢の機能的左右差の検討

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2 回生 和智道生

## 要旨

キーワード：機能的左右差，筋活動，骨盤回旋角度，インナーユニット，サッカー選手，PHE，多裂筋，フィードフォワードメカニズム

### 【背景】

体幹筋は脊柱の剛性を高め，体幹の安定性に寄与するのみならず、四肢の運動を行う上で重要な役割を担っているとされる。体幹筋の中でもインナーユニットは体幹の安定性を補うために貢献し，動作が起こるよりも早期に，活動することが四肢の筋発揮を向上させるのに必要であると考えられている。また，インナーユニットは機能的には左右同時に活動すると考えられていたが，非対称性スポーツや腰痛者において，形態的左右差が報告されている。これは特定のスポーツ動作，もしくは腰痛への適応の結果生じた左右差であることが考えられる。ゆえに機能的にも左右差が生じていることが予想されるが，機能的左右差については明らかにされていない。

### 【目的】

体幹の機能評価に用いられている腹臥位での股関節伸展動作(PHE 動作)を用いて，体幹，下肢の筋活動，動作における左右差を評価し，インナーユニットの機能的左右差を明らかにする。また体幹，下肢における機能的左右差を検討することで，体幹，下肢の機能的評価に基づくトレーニング，あるいは障害予防につなげることを目的とする。

### 【方法】

男性サッカー選手 15 名(年齢  $21.5 \pm 2.7$  歳，身長  $168.2 \pm 5.3$ cm，体重  $67.1 \pm 8.7$  kg)を対象とした。安静腹臥位，一側下肢膝関節は伸展 0 度，対側下肢膝関節は 90 度屈曲を保持し

た状態を開始姿勢とし、膝関節伸展 0 度位の一側下肢伸展挙上動作(PHE 動作)を左右行った。表面筋電図 (日本光電製社, 1000Hz, 12ch)ならびに 3 次元動作解析装置(Motion Analysis 社, 250Hz, 16 台)を用いて、左右 PHE 動作にける大腿長, 下肢長, PHE 動作時の大腿骨外側上顆位置, 最大速度, 筋活動開始時間, PHE 動作時の骨盤角度変位, 筋活動量, 筋活動バランスをそれぞれ計測した。被検筋は両胸部腸肋筋(ICLT), 両腰部腸肋筋(ICLL), 両腰部多裂筋(MF), 両大殿筋(GM), 両大腿筋膜張筋(TFL), 両半腱様筋(ST) とした。

### 【結果と考察】

大腿長, 下肢長, PHE 動作時の大腿骨外側上顆位置, 最大速度に有意差はみられなかった。筋活動開始時間における群間比較では両 ICLT, 両 ICLL, 両 MF, TFL, ST において非利き足のほうが有意に早かった( $p<0.05$ )。筋活動開始時間の群内比較では, 利き足では, 同側 MF が ST に比べ有意に早く( $p<0.05$ ), TFL は ST に比べ有意に遅かった( $p<0.05$ )。非利き足においては同側の MF, ST, 対側の MF に有意な差はみられず, GM は ST に比べ有意に遅かった( $p<0.05$ )。PHE 動作における骨盤角度変位は利き足において有意に同側回旋がみられ( $p<0.05$ )、筋活動量の群内比較では両群の対側 ICLT, 同側 MF, 非利き足の対側 ICLL が有意に活動していた( $p<0.05$ )。TFL は利き足が非利き足に比べ有意に活動していた。筋活動バランスは非利き足の下肢の筋活動比(ST/GM), (ST/TFL), (GM/TFL) が利き足に比べ有意に大きかった( $p<0.05$ )。

以上のことから, PHE 動作は左右で体幹, 下肢の運動パターンが異なり, 機能的左右差が生じていた。これは, 利き足と非利き足の機能的役割の違いによって生じていることが示唆された。

### 【結論】

体幹には筋活動開始時間, 骨盤回旋角度, 筋活動量において機能的左右差が生じていることが明らかとなった。特に, 利き足のみ PHE 動作における MF の活動開始時間に左右差が生じていたことは, 正常な筋活動パターンを理解するうえで有益な知見である。

## Abstract

### Functional asymmetry in trunk and lower extremity during prone hip extension (PHE)

#### Introduction:

The trunk muscle supports the spine. It not only engages in stabilizing the trunk, but also plays a very important role in moving the extremity. Within the trunk muscle, the inner unit contributes to stabilizing the trunk, and the early movement of the inner unit is thought to be necessary for improving the ability of the extremity muscles. Although the right and left of the inner unit were thought to move together, morphological differences are reported in asymmetry sports and people with low back pain. This morphological difference is considered to be from specific movements in sports and from the adaption to low back pain. It is well known that there is a morphological difference between the left and right trunk muscles, but their functional difference is not clarified.

#### Purpose:

The aim of this study was to investigate the functional difference in the trunk muscles between the prone hip extension of the dominant leg and that of non-dominant leg. Moreover, investigating the functional difference between the left and right trunk and lower extremity may lead to developing training based on a functional test and preventing disorders in the trunk and lower extremity.

#### Method:

Fifteen male soccer players (age:  $21.5 \pm 2.7$  yrs; height:  $168.2 \pm 5.3$  cm; body mass:  $67.1 \pm 8.7$  kg) participated in the study. Subjects were instructed to lie on the bed in a prone position and perform active prone hip extension (PHE) until the lateral epicondyle of the femur was raised more than 40 cm from the starting position while maintaining knee-extension. Surface electromyographic (NIHON KODEN, 1000Hz,

12ch) and 3-dimensional motion data (Motion Analysis, 250Hz, 16 camera) were recorded during prone hip extension. The surface electrodes were placed over the muscle bellies of the thoracic part of the iliocostalis lumborum (ICLT), lumbar part of the iliocostalis lumborum (ICLL), lumbar multifidus (MF), gluteus maximus (GM), tensor fasciae latae (TFL), semitendinosus (ST).

#### Results & Discussion:

During the PHE testing of the dominant leg, the onset timing of the ipsilateral MF was significantly faster than that of the ST ( $p < 0.05$ ). Although, during the PHE testing of the non-dominant leg, there was no significant difference between the onset timing of the ipsilateral MF and the contralateral MF, the timing of the GM was significantly slower than that of the ST ( $p < 0.05$ ). When testing the PHE of the dominant leg, the pelvic rotation angle was significantly larger, compared when testing the PHE of the non-dominant leg ( $p < 0.05$ ). When comparing the muscle activity during the PHE, the contralateral ICLT (both dominant and non-dominant), the contralateral ICLL (only non-dominant), the ipsilateral MF (both dominant and non-dominant), were significantly larger than that of the opposite side ( $p < 0.05$ ). The muscle activity of TFL was significantly larger in PHE of the dominant leg ( $p < 0.05$ ). Muscle balance of ST/GM, ST/TFL, and GM/TFL in the non-dominant leg was significantly larger than that of the dominant leg ( $p < 0.05$ ). That is, it reflected that difference of feed-forward mechanism among dominant side leg and non-dominant side leg in soccer players.

#### Conclusion:

They have the functional difference in the trunk and lower extremity between the prone hip extension of the dominant leg and that of non-dominant leg. It is essential for clinicians to use prone hip extension as an evaluation and rehabilitation exercise.

# 目次

<b>第 1 章 緒論</b> .....	<b>1</b>
1.1 研究の背景 .....	1
1.1.1 体幹筋の重要性 .....	1
1.1.2 体幹筋の分類 .....	1
1.1.3 インナーユニットの重要性 .....	2
1.1.4 インナーユニットのはたらき .....	2
1.1.5 運動開始時の筋活動パターン(体幹と四肢の連動性) .....	3
1.1.6 体幹筋の形態的左右差と機能的左右差 .....	3
1.2 目的 .....	4
<b>第 2 章 方法</b> .....	<b>5</b>
2.1 被験者 .....	5
2.2 動作課題 .....	5
2.3 測定方法 .....	7
2.3.1 表面筋電図 .....	7
2.3.2 データ処理 .....	9
2.3.3 動作解析 .....	11
2.3.4 データ処理 .....	11
2.5 統計処理 .....	12
<b>第 3 章 結果</b> .....	<b>13</b>
3.1 大腿長, 下肢長, PHE 動作時の大腿骨外側上顆位置, 最大速度 .....	13
3.2 利き足, 非利き足における筋活動開始時間の群間比較 .....	14
3.3 利き足, 非利き足における筋活動開始時間の群内比較 .....	15
3.4 PHE 動作最終伸展位における骨盤角度変位 .....	16
3.5 PHE 動作最終伸展位における筋活動量(%MVC) .....	17
3.6 PHE 動作最終伸展位における体幹筋と下肢筋の筋活動バランス .....	18
<b>第 4 章 考察</b> .....	<b>19</b>
4.1 PHE 動作における体幹の筋活動開始時間の左右差 .....	19
4.2 PHE 動作におけ下肢の筋活動開始時間の左右差 .....	20

4.3 PHE 動作最終伸展位での利き足, 非利き足の筋活動量.....	21
4.4 機能的左右差と病的左右差.....	23
<b>第 5 章 結論 .....</b>	<b>24</b>
文献.....	25

# 第 1 章 緒論

## 1.1 研究の背景

### 1.1.1 体幹筋の重要性

近年、体幹の安定性を制御する筋肉の役割が重要視されている。体幹における安定とは脊柱の剛性を高め、各椎体間に生じる無駄な動きが抑えられている状態のことと解釈されている(Morris et al., 2013)。腰部の骨格構造は非常に弱く、重力に抗して直立姿勢を保持するためには靭帯や筋肉のはたらきが欠かせない。Gracovetsky et al.(1986)は筋肉、靭帯がなければ、椎体と椎間板は構造上2kg以上のメカニカルストレスが加わると損傷が生じると報告しており、Morris et al.(1961)の報告した数学的モデルでは脊柱は回旋方向に2°動くことで損傷してしまう。したがって、骨格だけでは直立姿勢に耐えられることができないことから、体幹に存在する筋が体幹の安定性に寄与していることが考えられる。

また、体幹に存在する筋肉(体幹筋)は体幹の安定性に寄与するのみならず、四肢の運動を行う上で重要な役割を担っているとされる。重力下で合目的な運動を行うためには可動性(mobility)と安定性(stability)が必要であり(宮下ら, 2012)、体幹筋の働きにより安定性が向上することにより、四肢は効率よく運動を行うことができるとされている(徳久謙太郎, 2011)。Hu et al.(2012)は、体幹にベルトを巻きつけ安定性を向上させたいうえで、背臥位にて一側下肢挙上運動(Active Straight Leg Raise: ASLR)を行わせたところ、挙上の主動作筋である大腿直筋の筋活動が減少したと報告し、体幹の安定が四肢の運動効率を高めるために必要であると結論づけている。

### 1.1.2 体幹筋の分類

体幹筋には様々な分類法が提唱されている。それらを確認すると、可動性に貢献する筋肉と安定性に貢献する筋肉はそれぞれ異なっているとされている。一般には、起始部・停止部などの解剖学的特徴から体幹筋はローカルマッスルとグローバルマッスルに分類される(Bergmark, 1989)。Bergmark の定義に従うと、ローカルマッスルは起始もしくは停止部が腰椎に直接付着する深層筋、グローバルマッスルは直接付着しない表在筋である。また、ローカルマッスルの中でも腹横筋、多裂筋、骨盤底筋、横隔膜はその構造的な特徴から機能的にインナーユニット(inner unit)としてまとめて称される(Vleeming A et al., 1995)。



### 1.1.3 インナーユニットの重要性

インナーユニットは腹腔内圧の上昇に貢献し、体幹を安定させることが報告されている。Hodges et al.(2005)によると、腹腔内圧を最大の 27～61%上昇させることで脊柱の剛性(stiffness)が安静時より 8～31%上昇したことから、腹腔内圧の上昇は腰椎の安定性(stability)を向上させると言われている。Cresswell(1994)は胃内に圧計測器を入れ腹腔内圧の上昇を調べたところ、インナーユニットの活動は腹腔の内圧を上昇させたが、アウターユニットである腹直筋を収縮させても腹腔内圧は上昇しなかったと報告している。以上のことから、インナーユニットは身体運動の際に腹腔内圧を上昇させることによって体幹を安定させる機能があると考えられる。

### 1.1.4 インナーユニットのはたらき

インナーユニットは身体運動において最も早く活動を始めるといわれている。Hodges et al.(1997a)の報告によると、下肢の屈曲、伸展、外転動作の場合、主動作筋の活動よりもインナーユニットが先行して活動する。これは下肢の運動にともなう反力に対する予備動作であると考えられている。インナーユニットの予備動作は下肢の運動だけでなく上肢の運動においても活動している(Hodges et al., 1997b)。また、Takasaki et al.(2009)は徒手にて骨盤に一定の圧力を加え体幹の安定性を向上させたいうで、下肢の伸展動作を行なったところ、圧迫を加えない時に比べて大殿筋の活動タイミングが早期にみられたと報告している。これは体幹を安定化させることが、大殿筋を介して下肢の運動効率を高めていることを示している。大殿筋は解剖学的には体幹の筋肉と連結しており、腰部の力を下肢に伝達するはたらきがある(Vleeming, 1995)。ゆえに、インナーユニットの活動は下肢の活動にも影響を与えていると示唆される。Lee(2003)はアウターユニットの筋群(彼らの定義によると腹直筋や脊柱起立筋、三角筋、大腿四頭筋等の表層筋)が活動に加わるためには、その前段階でインナーユニットの活動が必要であると述べており、事前に、かつ適切にインナーユニットが活動することがアウターユニットの筋発揮を向上させるのに必要であると考えられている。このようにインナーユニットのはたらきは四肢のアウターユニットとの連動性を評価することで明らかにされてきた。

### 1.1.5 運動開始時の筋活動パターン(体幹と四肢の連動性)

Janda et al.(2007)は体幹と下肢との連動性に着目して、股関節伸展運動 (Prone Hip Extension: 以下 PHE) の際の運動開始の筋活動パターンを検討した。PHE 動作時の筋活動開始順序を測定した結果、ハムストリングスが先行して活動し、次いで脊柱起立筋、最後に大殿筋が活動することが正常パターンであるとし、正常パターンより逸脱した筋活動パターンを機能障害と診断した。股関節伸展の主動作筋はハムストリングスと大殿筋であるが、股関節の角度変化に伴うモーメントアームの変化により、股関節屈曲位ではハムストリングスのほうが有利にはたらくため(Németh et al., 1985)、PHE 動作開始時にはハムストリングスが先行して活動していることが考えられる。近年では他の筋も PHE 動作に参加することが明らかにされており、Vogt et al.(1997)の報告では PHE 動作の際に両側の脊柱起立筋、動作側のハムストリングス (半腱様筋、大腿二頭筋)、大腿筋膜張筋、および大殿筋が活動しており、Tateuchi et al.(2012)の報告では最も先行して活動しているのは、多裂筋であった。また、正常パターンより逸脱した筋活動パターンとしては、ハムストリングスと脊柱起立筋の過活動(Phil et al., 2010)、大殿筋の活動遅延 (Sahrmann, 2002) が報告されており、その結果、歩行時の骨盤の安定性が低下し、身体の運動効率を低下させる(Sahrmann, 2002)。

### 1.1.6 体幹筋の形態的左右差と機能的左右差

Janda et al.(2007)は PHE 動作を用いる際に左右差を検討することが重要であると述べている。これは腰部、下肢の筋肉は左右にそれぞれ存在し、神経支配枝も分かれていることから、左右非対称な動作においては同名筋でも左右で異なるはたらきをする可能性が考えられるからである。左右差には特定の動作への適応のための生じた左右差と、機能障害と関連して生じる左右差がある。これまでに左右非対称のスポーツや一側性腰痛者においては、体幹部の筋肉に形態的左右差が存在することが明らかにされている。Hides et al.(2008a)はクリケット選手の投手をコントロール群と腰痛者群に分け、体幹部の MRI を撮影し、筋断面積と筋厚を比較した。その結果、両群ともに非利き手側の腰方形筋と背筋群(腰部脊柱起立筋+多裂筋)が利き手側に比べて大きく、腰方形筋の左右差においては腰痛者群において大きかったと報告している。さらに、Hides et al.(2008b)は、背筋群を分離して計測するために超音波にて多裂筋の筋断面積を計測したところ、腰痛のあるクリケット選手は第 5 腰椎のレベルで有意に左右差が生じていたと報告している。

また体幹と同様に四肢においても形態的左右差があることは報告されている。下肢における左右差はサッカー選手の報告が多い。Masuda et al.(2003)の報告によると、大学生サッカー選手のハムストリングスは利き足のほうが筋横断面積が大きい。一方で大腿四頭筋における Hoshikawa et al.(2009)の報告では、プロサッカー選手及び高校生サッカー選手において、長軸方向全般にわたって左右差がなく、大腿前部には左右差が存在しないと考えられている。しかし、手島ら(2012)によると、若年サッカー選手(経験年数  $10 \pm 3.4$  年)の大腿四頭筋の各筋の筋厚を評価したところ、大腿四頭筋としては左右差がみられなかったものの、利き足では大腿直筋が有意に大きく、非利き足では中間広筋が有意に大きかったと報告している。利き足ではボールを蹴る反復動作による筋肥大、逆に非利き足は体重支持に伴う自重負荷による筋肥大によると考えられる(Montgomery et al., 1994)。

左右で形態的に筋肥大する部位が異なるということは、機能面でも同様の左右差が生じていると推察される。しかしながら、下肢においては最大筋力を計測して機能的左右差の検討が行われている(Masuda et al., 2003 Hoshikawa et al., 2009)が、体幹部において一側ずつ最大筋力を計測することは困難であり、機能的左右差は明らかにされていない。

## 1.2 目的

本研究では、PHE 動作を用いて、体幹、下肢の筋活動、動作における機能的左右差を評価し、インナーユニットの機能的左右差を明らかにすること、また体幹、下肢における機能的左右差を検討することを目的とする。このことにより、体幹、下肢の機能的評価に基づくトレーニングにつなげることが期待できる。なお、本研究における機能的左右差とは左右非対称な動作への適応によって生じた正常な左右差のことと定義した。

## 第 2 章 方法

### 2.1 被験者

腰部，下肢に整形外科的疾患の既往歴をもたないサッカー経験のある健常男性 15 名を被験者とした。被験者の年齢は  $21.5 \pm 2.7$  歳，身長は  $168.2 \pm 5.3$ cm，体重は  $67.1 \pm 8.7$  kg であった。利き足は chapman 利き足テスト(Chapman et al., 1987)を用いて評価し，33 点中 27 点以下を右利き，28 点以上を左利きに分類したところ，全ての被験者が右利き足であった。本研究は、事前に立命館大学生命倫理委員会の承認を得た【BKC-IRB-2013-015】。その申請内容にもとづき，各被験者には実験を行う前に，研究の目的・実験の内容，安全性，個人情報の保護について文章と口頭にて説明を行い，全ての被験者から実験参加の同意を得た。

### 2.2 動作課題

被験者にはマット上にて腹臥位をとってもらい，両股関節伸展 0 度，両膝関節伸展 0 度保持した姿勢を開始姿勢とした。開始姿勢より左膝関節を 90 度屈曲させ，右膝関節は伸展 0 度を保持した状態(図 1A)で，右股関節伸展を行う動作を右 Prone Hip Extension(右 PHE)(図 1B)，反対に右膝関節を 90 度屈曲させ，左膝関節は伸展 0 度を保持した状態で，左股関節伸展を行う動作を左 Prone Hip Extension(左 PHE)とした。股関節の可動範囲は股関節伸展角度ではなく，大腿骨外側上顆が床上 40cm の位置まで挙上することで統一した。被験者には合図ののち PHE 動作を行ってもらい，伸展最終域にて 3 秒間保持してもらった。数回の練習を行い，十分に動作を理解してもらった後，左右 PHE 動作を各 5 回行ってもらい，体幹，下肢の筋活動ならびに，骨盤，股関節，膝関節の 3 次元角度をそれぞれ計測した。なお 1 回目の PHE 動作は他の 4 回に比べ動作にばらつきがみられたため，2 回目以降を計測した。

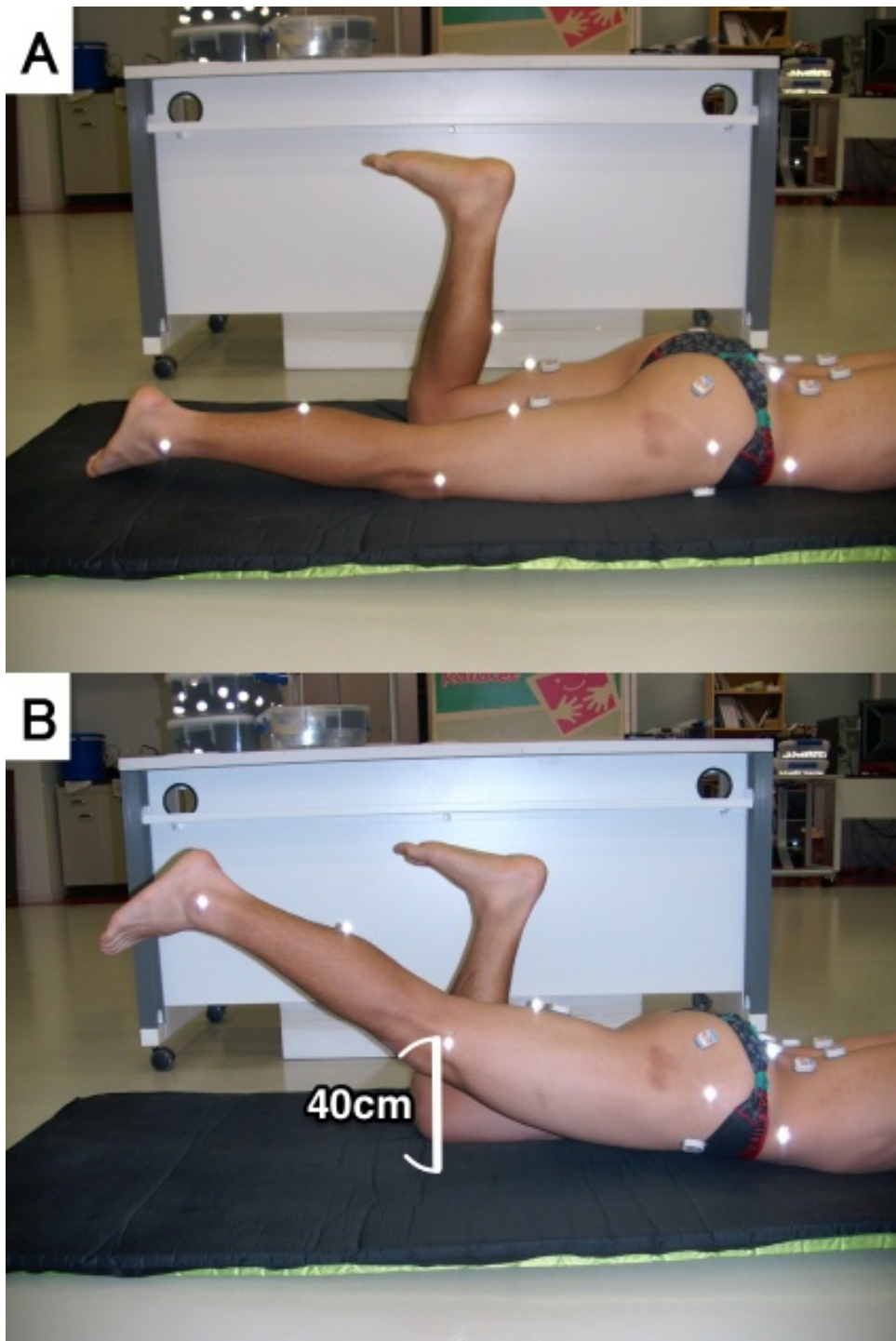


圖 1 PHE 動作

A: 開始肢位 B: 最終伸展位置

## 2.3 測定方法

### 2.3.3 表面筋電図

表面筋電図の測定には日本光電製多チャンネルテレメータWEB-7000(12チャンネル)を用いた。筋電信号はサンプリング周波数1000Hzで記録し、バンドパスフィルタ処理(10~500Hz)を行った。被検筋は両胸部腸肋筋(the thoracic part of the iliocostalis lumborum: ICLT), 両腰部腸肋筋(the lumbar part of the iliocostalis lumborum: ICLL), 両腰部多裂筋(the lumbar multifidus: MF), 両大殿筋(the gluteus maximus: GM), 両大腿筋膜張筋(the tensor fasciae latae: TFL), 両半腱様筋(the semitendinosus: ST)とした(図2)。これらの筋は先行研究において、PHE動作の協同筋とされる筋群である(Vogt et al., 1997)。電極は電極間距離5mmのものを使用し、電極貼付け部位を剃毛処理した後、アルコール綿で拭き取り、皮膚抵抗が20kΩ以下であることを確認した上で貼り付けた。

電極貼付位置はSurface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)の推奨部位と先行研究を用い、解剖書(野村, 2006)を参考にして各筋の筋線維走行と平行に電極を貼付するように注意した。ICLTは第1腰椎の高さで体幹中央と側面の midpoint (Macintosh JE et al., 1987), ICLLは腸骨稜の高さで後上腸骨棘の直上 (Macintosh), MFは第5腰椎を通る平行線と第1, 第2腰椎間から後上腸骨棘を結ぶ直線の交点(SENIAM), GMは仙骨と大転子を結んだ線分の midpoint (SENIAM), TFLは上前腸骨棘と大腿骨外側顆を結ぶ線分の近位 1 / 6 (SENIAM), STは坐骨結節と脛骨内側顆を結ぶ線分の midpoint (SENIAM)とした。また、貼り付けた後にManual Muscle Test(MMT)に基づきそれぞれの筋肉の分離運動を行い、他の筋肉とクロストークしていないことを確認した。その後、被検筋に対してMMTと同様に徒手抵抗を加え、最大随意収縮を行わせた。

MMTは以下の通りである。まず、ICLT, ICLL, MFは伏臥位にて両手を後ろで組み、検査者が足関節の直上で下肢を徒手にて固定した状態で、胸郭全体が床より離れるところまで体幹を伸展させた。GMは腹臥位にて膝関節を90度屈曲させた状態で股関節を伸展させ、大腿遠位部に股関節屈曲方向への徒手抵抗を加えた。TFLは側臥位にて上側の股関節45度屈曲、膝関節伸展0度の位置より股関節を外転させ、大腿遠位部に股関節内転方向への徒手抵抗を加えた。STは腹臥位にて膝関節を屈曲、下腿内旋させ、下腿遠位部に膝関節伸展方向への抵抗を加えた。各5秒間、休息1分をはさんで最大随意収縮(100%MVC)を

3回行い、筋活動開始からの1秒後からの3秒間のroot-mean-squares(RMS)を算出し、3回の平均値を求めた。

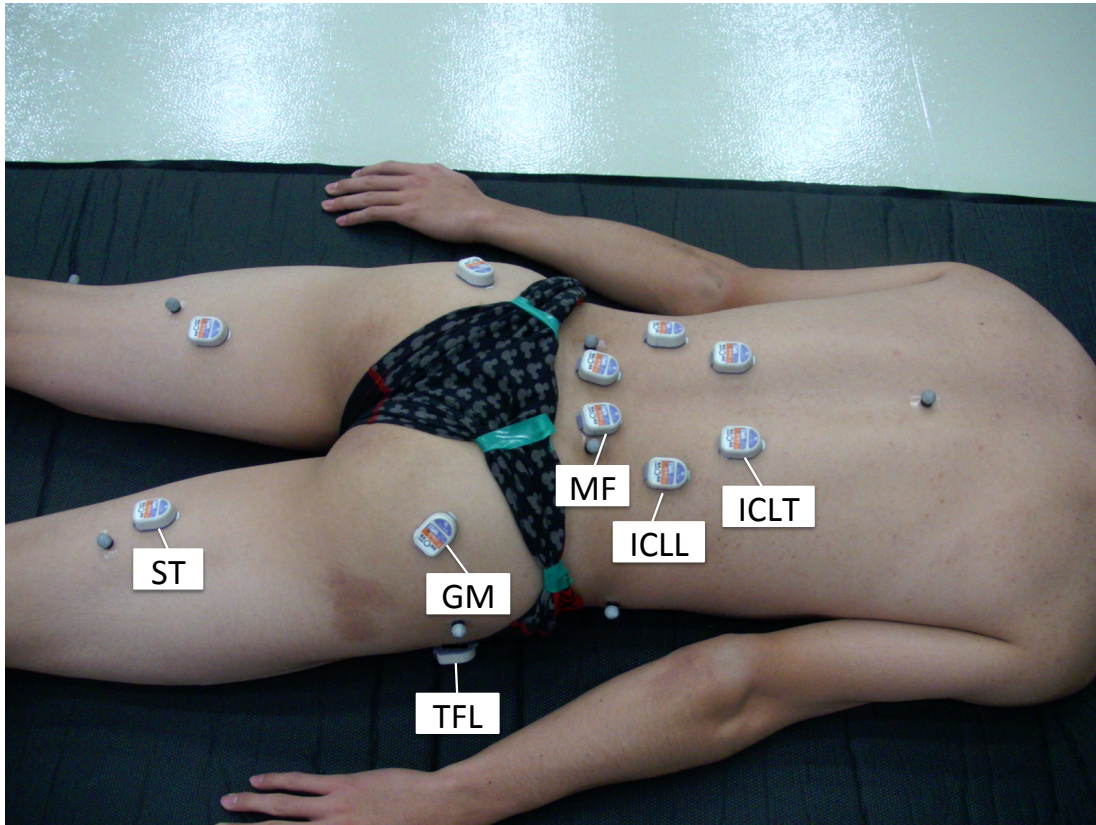


図2 電極貼り付け位置

ICLT	胸部腸肋筋
ICLL	腰部腸肋筋
MF	多裂筋
GM	大殿筋
TFL	大腿筋膜張筋
ST	半腱様筋

#### 2.3.4 データ処理

計測した筋電図データは PowerLab16/30(AD INSTRUMENTS, Japan)に入力し、データ処理には LabChart7(AD INSTRUMENTS, Japan)を使用した。PHE 動作中の筋活動は伸展最終域で保持している 3 秒間のうち、膝マーカー位置が保持されている 1 秒間の RMS を計測し、結果を 100%MVC の計測値で正規化した(表 2)。

筋活動タイミング(onset timing)は Hodges et al.(1996), Sakamoto et al.(2009), Guimarães CQ et al.(2010)の先行研究を参考に計測した(図 3A)。全波整流を行った筋電図波形(図 3B)にローパスフィルタ 10Hz にてスムージング処理を行い(図 3C), 図 3C における PHE 動作開始前 300ms~250ms の安静腹臥位にて平均値(Average: Ave)と標準偏差(Standard deviation: SD)を算出した。それぞれの筋において PHE 動作開始から安静時平均の 2SD を超える筋活動が 50ms 以上続いている最初の時点筋活動を筋活動開始時間とした。それぞれの筋活動開始時間は動作開始地点を 0ms として表した(図 6)。また、動作開始時の主動作筋であるハムストリングスと他の筋肉との比較を行う際には、半腱様筋(ST)の筋活動開始時間を 0ms として表した(図 7)。

また、PHE 動作における各筋肉の相対的な活動量を比較するため、正規化を行った後、それぞれの筋肉の活動量の割合比(筋活動バランス)を算出し、左右差を比較した(表 3)。筋活動バランスは先行研究を参考に(Tateuchi et al., 2012 と 2013), インナーユニットとアウターユニットの筋活動比( $MF*2 / ICLT+ICLL$ ), インナーユニットと下肢の筋活動比( $MF*2 / GM+ST$ ), アウターユニットと下肢の筋活動比( $ICLT+ICLL / GM+ST$ ), 体幹と下肢の筋活動比( $ICLT+ICLL+MF / GM+ST$ ), 下肢の筋活動比 ( $ST / GM$ ), ( $ST / TFL$ ), ( $GM / TFL$ )をそれぞれ求めた。



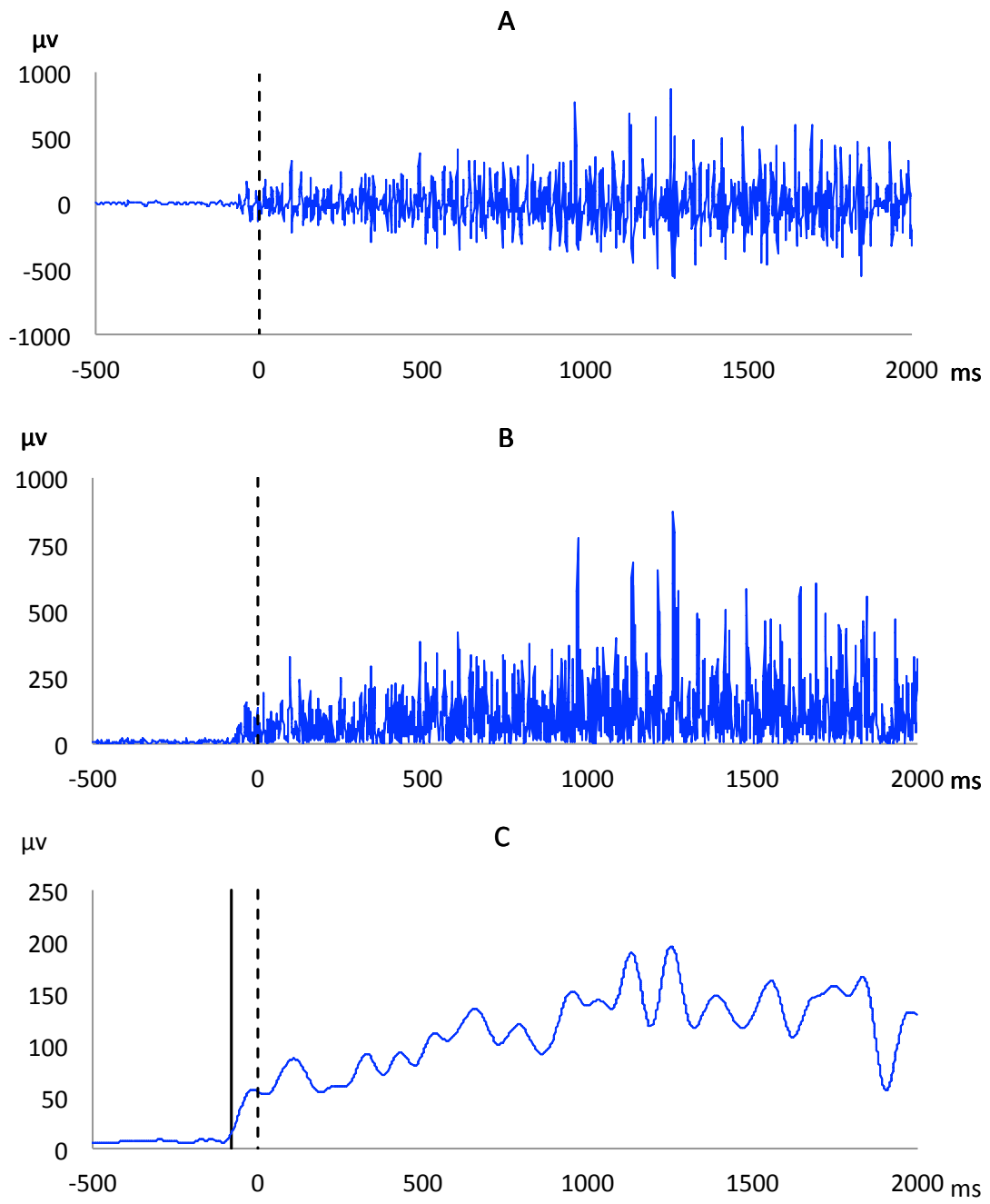


図3 筋電図波形の処理

A: 生波形 B: 生波形を全波整流した波形 C: 全波整流した波形にローパスフィルタ  
10Hzで平滑化した波形

実線の縦線は筋活動開始地点, 点線の縦線は動作開始地点を示す

### 2.3.5 動作解析

PHE 動作の 3 次元動作計測には 3 次元モーションキャプチャシステム(Raptor-E Digital RealTime System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA)を用いた。16 台のカメラを使用し、サンプリング周波数は 250Hz とし、計測データは筋電図データと同期させた。カメラは被験者から 8m 以上離れた位置で、全マーカークが動作中計測可能な位置に配置した。マーカーク位置は Tateuchi et al.(2013)の先行研究を参考に行った。被験者には左右各 7 点（腸骨稜の頂部、後上腸骨棘、大転子、大腿中央部、大腿骨外側上顆、下腿中央、外果）と第 10 胸椎に反射マーカークを貼付した。計測から得られた 15 点の 3 次元座標値は、2 次のバターワース型ローパスフィルタを用いてカットオフ周波数 7Hz で平滑化した。グローバル座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸はそれぞれ身体の頭尾方向・左右方向・床との鉛直方向とした。

### 2.3.6 データ処理

PHE 動作の解析には 3 次元動作解析ソフト（Kine Analyzer, KISSEI COMTEC CO.LTD. Japan）を用いた。PHE 動作中の骨盤可動域は伸展最終域で保持している 3 秒間のうち、膝マーカーク位置が保持されている 1 秒間の平均値を算出し、前傾(tilt)、回旋(rotation)、側屈(oblique)をそれぞれ求めた(図 8)。また、PHE 動作時の動作開始地点(onset timing)は大腿骨外側上顆マーカークの Z 軸方向への速度を用いて、動作中の最大速度の 5%を超えた最初の点とした(図 5)(Scholtes et al., 2009 Tateuchi et al., 2012 と 2013)。

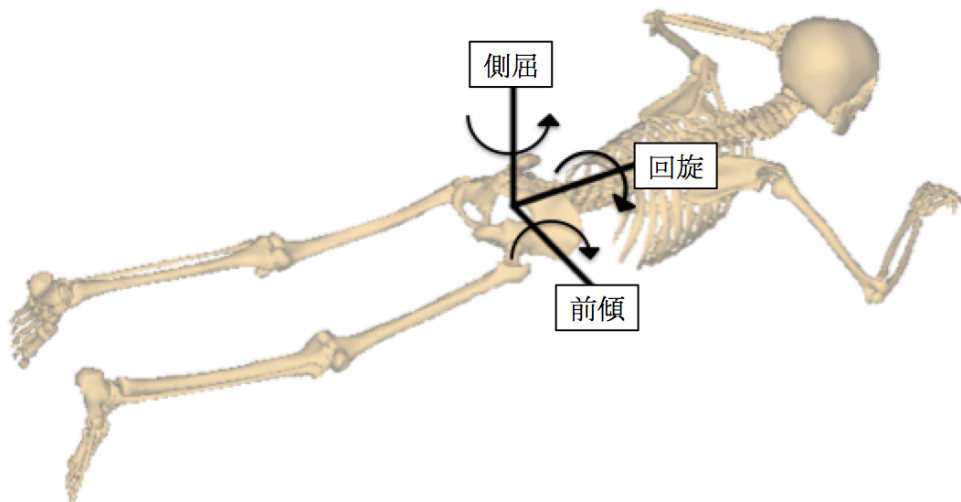


図 4 骨盤の角度定義

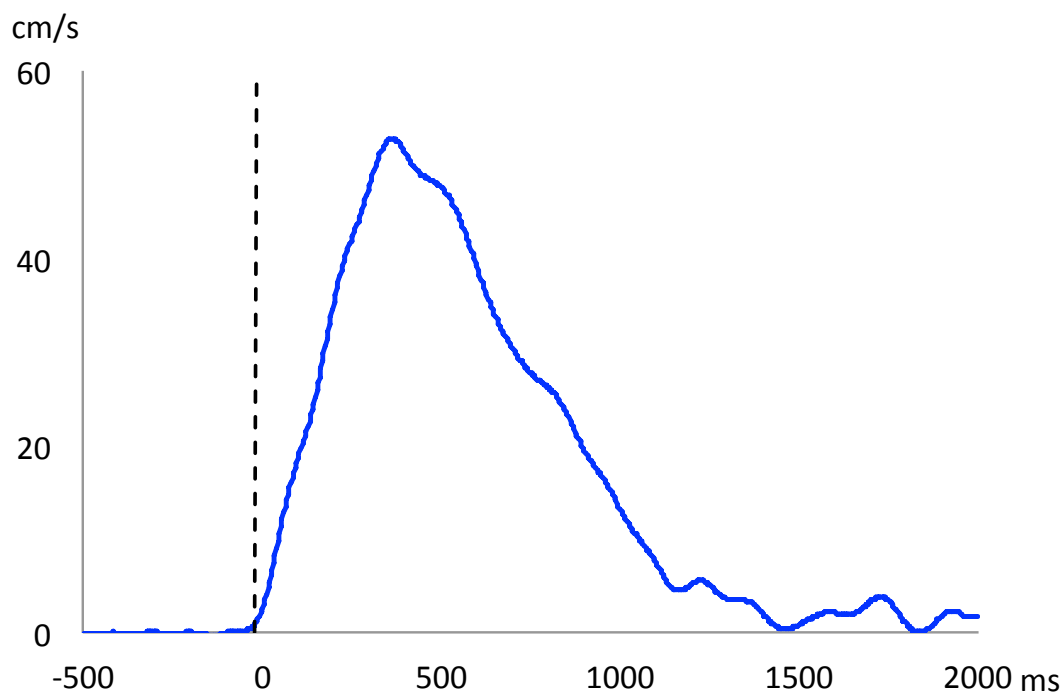


図5 大腿骨外側上顆の移動速度  
点線の実線は動作開始地点を示す

## 2.5 統計処理

すべての測定値は平均値±標準偏差(SD)で示した。大腿長、下肢長、PHE動作時の大腿骨外側上顆位置、最大速度、筋活動開始時間、PHE動作時の骨盤角度変位、筋活動量、筋活動バランスにおける利き足と非利き足の差は対応のあるt検定を用いた。筋活動開始時間、筋活動量における群間の差、群内の差は二元配置分散分析を用い、主効果が認められたものに関しては事後検定にてBonferroni法を用い、多重比較検定を行った。統計処理は統計解析ソフトウェア(SPSS Statistics Ver19 for Windows)を用い、有意水準は5%未満とした。

## 第 3 章 結果

### 3.1 大腿長，下肢長，PHE 動作時の大腿骨外側上顆位置，最大速度

表 1 は利き足，非利き足の大腿長，下肢長と PHE 動作時の床からの大腿骨外側上顆マーカー位置および z 方向への最大速度を示したものである。それぞれにおいて統計学的な有意差はみられなかった。

表 1 大腿長，下肢長，PHE 動作時の大腿骨外側上顆位置，最大速度 (N=15)

	利き足	非利き足
大腿長(cm)	40.0±2.2	39.7±2.4
下肢長(cm)	77.9±3.1	78.1±3.5
大腿骨外側上顆位置(cm)	39.8±7.7	41.8±6.9
最大速度(cm/s)	55.0±6.1	54.2±9.4

### 3.2 利き足, 非利き足における筋活動開始時間の群間比較

図6は動作開始地点を0msとした際の利き足と非利き足の各筋肉の筋活動開始時間を示している。負の数値は動作よりも先行して筋が活動しており, 正の数値は動作よりも遅れて活動していることを示している。

下肢の TFL,ST において非利き足のほうが有意に早かった( $p<0.05$ )。

同側, 対側腰部の ICLT,ICLL,MF において非利き足のほうが有意に早かった( $p<0.05$ )。

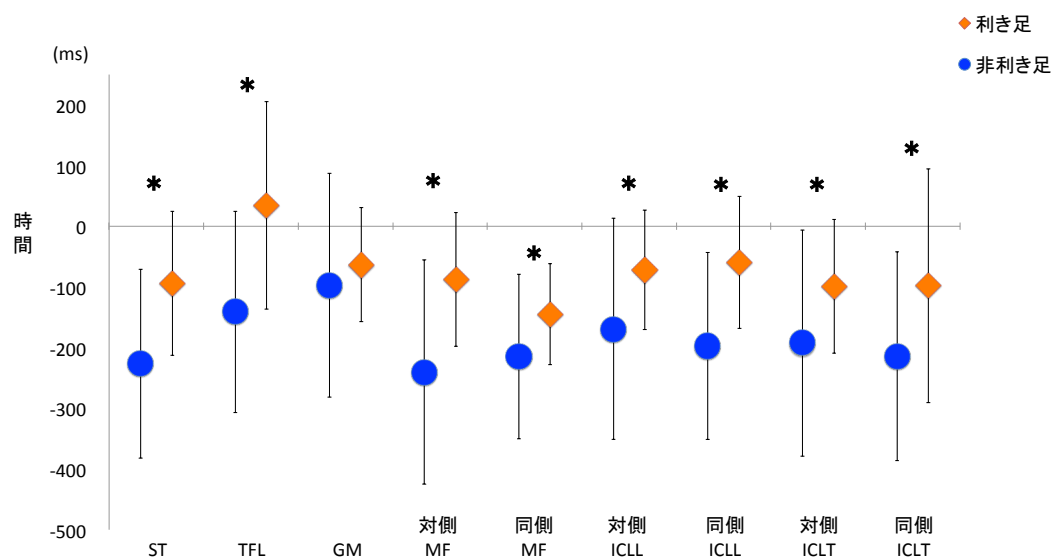


図6 動作開始地点を0とした onset timing

半膜様筋(ST), 大腿筋膜張筋(TFL), 大殿筋(GM)と左右の多裂筋(MF), 腰部腸肋筋(ICLL), 胸部腸肋筋(ICLT)

\*:  $p<0.05$  利き足 vs 非利き足

### 3.3 利き足, 非利き足における筋活動開始時間の群内比較

図7はSTの活動開始地点を0msとした際の利き足と非利き足の各筋肉の筋活動開始時間を示している。STの活動に先行して筋が活動している場合は負の数値, 正の数値はSTの活動よりも遅れて活動していることを示す。

利き足において, 同側MFはSTに比べ有意に早く( $p<0.05$ ), TFLはSTに比べ有意に遅かった( $p<0.05$ )。

非利き足においては同側のMF, ST, 対側のMFに有意な差はみられず( $p=0.42$ ), GMはSTに比べ有意に遅かった( $p<0.05$ )。

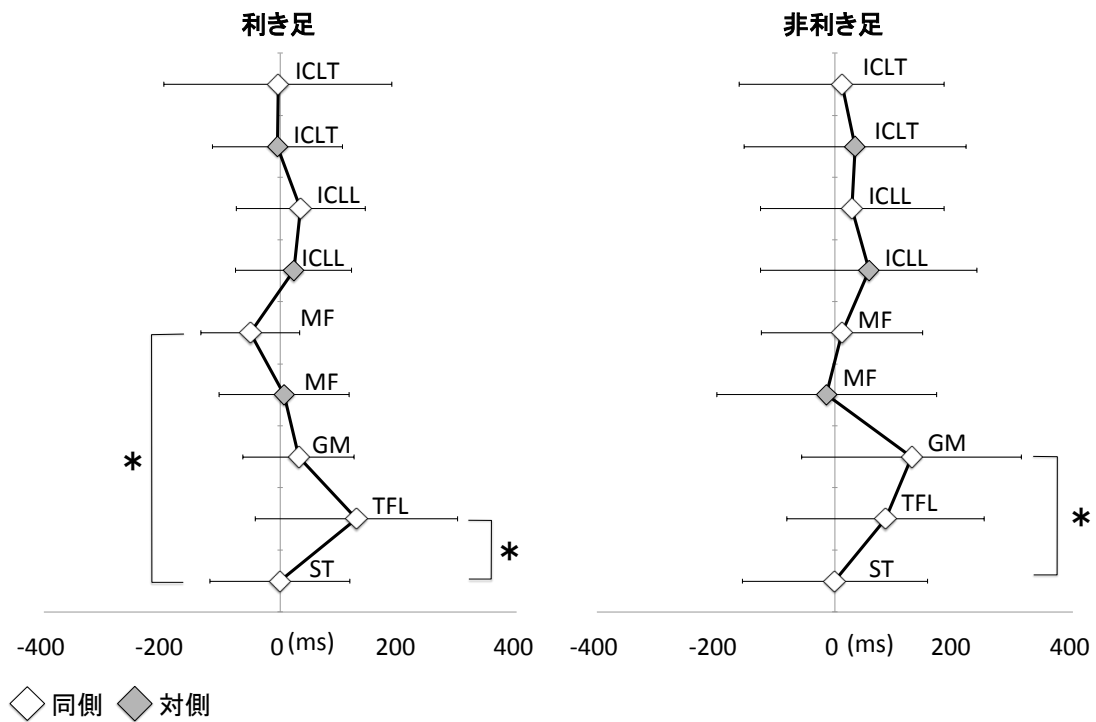
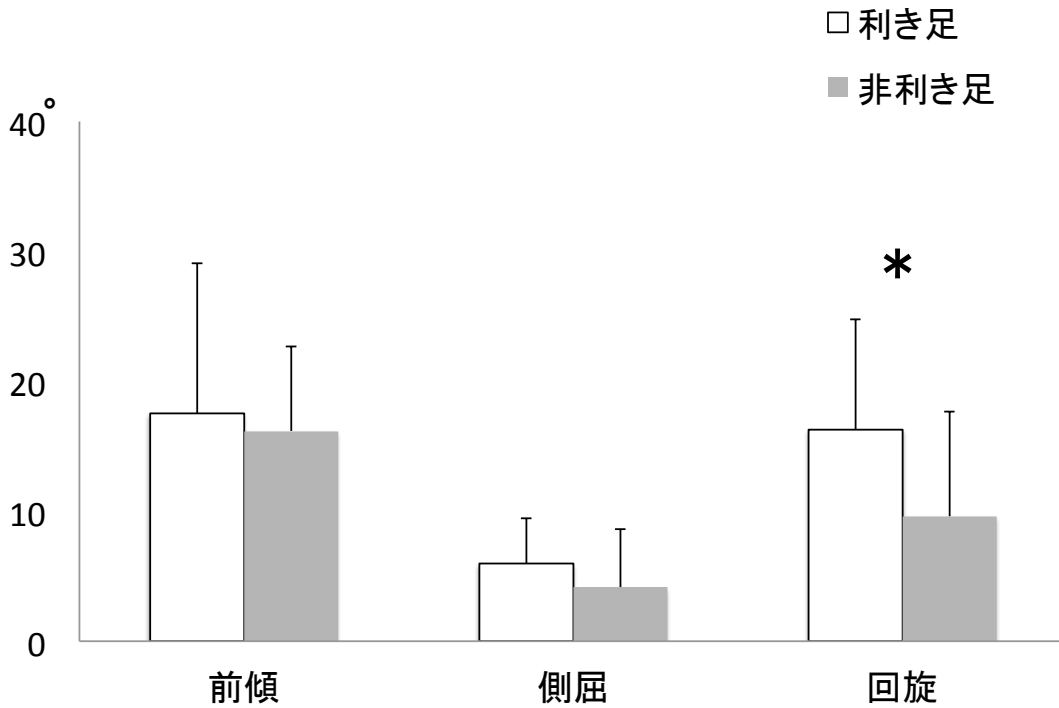


図7 半腱様筋(ST)を0とした onset timing

### 3.4 PHE 動作最終伸展位における骨盤角度変位

図 8 は PHE 動作における最終伸展位での骨盤角度の変位を示したものである。正の値がそれぞれ前傾，同側側屈，同側回旋を示す。非利き足と比べ，利き足において有意に同側回旋がみられた( $p<0.05$ )。前傾，側屈角度に有意差は認められなかった。



\* :  $p<0.05$  利き足 vs 非利き足

図 8 PHE 動作最終伸展位での骨盤前傾，側屈，回旋角度

### 3.5 PHE 動作最終伸展位における筋活動量(%MVC)

表2はPHE動作中における最終伸展位での体幹, 下肢の筋活動量を示したものである。  
 ICLTは両群とも対側が同側に比べ有意に活動していた( $p<0.05$ ).  
 ICLLは非利き足のみ対側が同側に比べ有意に活動していた( $p<0.05$ ).  
 MFは同側が対側に比べ有意に活動していた( $p<0.05$ ).  
 TFLは利き足側が非利き足側に比べ有意に活動していた( $p<0.05$ ).

表2 PHE動作最終伸展位での体幹と下肢の筋活動(平均値±標準偏差)

%MVC		利き足	非利き足
胸部腸肋筋 ICLT	同側	35.2±18.1*	39.5±20.5*
	対側	51.5±16.3	56.1±18.4
腰部腸肋筋 ICLL	同側	50.4±15.5	53.0±17.6*
	対側	45.5±19.1	43.4±16.9
多裂筋 MF	同側	60.5±19.1*	60.9±16.8*
	対側	36.0±17.1	36.5±15.6
大殿筋 GM	同側	50.1±23.9	45.8±14.5
	対側	8.25±6.3	5.49±2.0
大腿筋膜張筋 TFL	同側	64.6±20.7	46.2±21.8§
	対側	9.8±6.5	8.1±5.5
半腱様筋 ST	同側	28.6±11.5	35.0±16.9†
	対側	7.7±3.2	7.3±3.8

\* :  $p<0.05$  vs 対側

§ :  $p<0.05$  vs 利き足

†:  $p<0.10$  vs 利き足



### 3.6 PHE 動作最終伸展位における体幹筋と下肢筋の筋活動バランス

表 3 は PHE 動作中における最終伸展位での体幹，下肢の筋活動量のバランスを示したものである。

非利き足の下肢の筋活動比(ST/GM), (ST/TFL) , (GM/TFL)は利き足に比べ有意に大きかった(p<0.05).

表 3 PHE 動作最終伸展位での筋活動バランス(平均値±標準偏差)

		利き足	非利き足
インナーユニットと アウターユニットの筋活動比 (MF*2/ICLT+ICLL)	同側	1.51±0.51	1.51±0.77
	対側	0.75±0.28	0.74±0.20
インナーユニットと下肢の 筋活動比 (MF*2/GM+ST)	同側	1.37±0.61	1.58±0.47
	対側	1.00±0.58	0.92±0.34
アウターユニットと下肢の 筋活動比 (ICLT+ICLL/GM+ST)	同側	1.24±0.67	1.16±0.45
	対側	1.34±0.60	1.27±0.42
体幹と下肢の筋活動比 (ICLT+ICLL+MF/GM+ST)		3.91±1.66	3.68±1.09
下肢の筋活動比			
(ST/GM)		0.64±0.27	0.85±0.47*
(ST/TFL)		0.51±0.26	0.97±0.54*
(GM/TFL)		0.80±0.27	1.10±0.43*

\* : p<0.05 vs 利き足

## 第4章 考察

### 4.1 PHE 動作における体幹の筋活動開始時間の左右差

PHE 動作の筋活動開始時間における比較では、主動作筋である ST は非利き足のほうが利き足に比べて有意に早く活動を示し、非利き足は ST が活動してから動作が開始するまでの時間が長かった。利き足の PHE 動作において体幹筋である MF の筋活動開始時間に左右差がみられ、利き足では同側の MF が ST より先行した筋活動がみられたが、利き足の対側 MF および非利き足では両側ともに MF が ST に先行した筋活動はみられなかった。

筋肉は収縮によって起始部も停止部も引き合うため、遠位部を運動させるためには、まず近位部を固定する必要がある(市橋, 2008)。これは運動にともなう反力に対する予備動作であると考えられており、下肢の運動には主動作筋の活動よりもインナーユニットが先行して活動することで近位部を固定しているとされている(Hodges et al., 1997a)。PHE 動作において近位部とは体幹、遠位部は下肢であり、その主動作筋は ST である。利き足では近位から遠位へのこのような順序性がみられ、筋活動開始時間では ST に比べ同側の MF が有意に早かった。しかしながら、非利き足では MF の活動遅延により、近位部である体幹部の固定点の形成が遅れたため、それに伴い遠位部の動作活動開始時間も遅れたのではないかと考える。

利き足と非利き足において MF の活動開始時間に差がみられた理由として、フィードフォワードメカニズムの影響(Cresswell et al., 1994)が考えられる。フィードフォワードメカニズムとは、ある動作が開始される前に、その動作を予測し、筋活動の詳細を決定する中枢神経制御機構動作のことであり(中村ら, 2003)、意図した動作をすばやく、正確に遂行するために必要な制御機構である(Brooks, 1974)。体幹が四肢の運動より先行して活動しているのは、このメカニズムによって生じていると考えられている(Hodges et al., 1997a b)。フィードフォワードメカニズムは動作を反復し、記憶が生成あるいは強化されることで作られる内部モデル(inner model)と呼ばれる運動制御系を用いて行われると想定されている(Massone, 1995)。つまり、動作開始時の筋活動パターンは、過去の反復動作によって作られたパターンであることが考えられる。一般に、サッカー競技においては、利き足側はボールを蹴るなどの動的な動作が多く、それに対し非利き足側は軸足となり身体を支持するなど安定性を高めるための使い方を行っている。PHE 動作におけるハムストリングス、

大殿筋、脊柱起立筋の筋活動パターンについて、Janda et al.(2010)は最も先行して活動するのはハムストリングスであると報告しているが、Michael(2011), Tateuchi et al.(2012)の報告ではMFはSTよりも早期に活動したと報告している。彼らの報告はすべて一般健康成人における報告で片足のみの検討であり、今回、サッカー選手のPHE動作を両足で比較することによって、MFの筋活動開始時間に左右差がみられたことは、利き足と非利き足で異なる筋活動パターンが生成されていた可能性を示唆している。それらの左右差は動作性に優れた筋活動パターンと支持性に優れた筋活動パターンの違いによって生じているのではないかと考えられる。今後、健康成人や腰痛者等の被験者で両足を比較検討する必要がある。

一方、インナーユニットは左右同時に収縮すること(Co-contraction)が重要であるとされており(Richardson et al., 1999 Yamazaki et al., 2005 Shiratori., 2004), これまでに明らかにされてきたインナーユニットのはたらきとしては主に体幹の剛性を高め、安定性を向上させることであった。しかし、Morris et al.(2012, 2013)の報告では、健康者において両側の腹横筋に針筋電図を挿入し上肢の素早い運動を行わせたところ、左右の腹横筋が同時収縮する例もあれば、左右非対称な例も存在した。Morris et al.(2013)はこの事例を受けて、Co-contractionは関節を固定し安定性を向上させるために効果的な戦略であるが、一側性の動作においては体幹には回旋モーメントが加わるため、それに対する反力を生み出すには左右非対称な腹横筋の活動のほうが適切であると述べている。動作機能を高めるという観点ではCo-contractionではなく、左右非対称な筋活動パターンが適切であることが考えられる。本研究において、非利き足ではインナーユニットの活動開始時間に左右差がみられなかったことは、Co-contractionの機能がはたらいっていたことも理由として考えられる。Co-contractionは安定性を向上させるが、効率的な動作の流れを阻害するとされている(Morris et al., 2012)。今回の被験者の場合、利き足はサッカーボールをよく蹴る操作足であったため、素早い可動性も有したはたらきが必要であったが、非利き足は身体を支持する固定性をより必要としていた。非利き足においてCo-contractionにて安定性が得られているのであれば、支持脚の機能としては適切であったという可能性も考えられる。

#### 4.2 PHE 動作におけ下肢の筋活動開始時間の左右差

PHE動作の下肢の筋活動開始時間における比較では、利き足はTFLがSTに比べ有意に遅く、非利き足ではGMがSTに比べ有意に遅かった。GMは解剖学的には体幹の筋肉

と連結しており、腰部の力を下肢に伝達するはたらきがある(Vleeming, 1995)ことから、GM の活動には体幹筋の筋活動が影響していることが考えられる。先行研究においては腰痛者の歩行動作において、GM の活動遅延が報告されている(Sahrmann, 2002)。Vogt et al.(2003)はコントロール群と腰痛群において歩行時の体幹、股関節周囲の筋肉の活動開始時間を比較したところ、踵接地時にコントロール群はGM の活動が早期に生じるのに対し、腰痛者はハムストリングスが早期に活動していた。また、Takasaki et al.(2009)は徒手にて骨盤に一定の圧力を加えて体幹の安定性を向上させたうえで、PHE 動作を行わせたところ、圧迫を加えない時に比べてGM の活動タイミングが早期にみられたと報告している。このことから Takasaki et al.(2009)は体幹を安定化させることが、GM を介して下肢の運動効率を高めていることを示唆している。これらのことから、本研究において非利き足におけるST に比べたGM の活動遅延は、MF の活動が遅延したことの影響を受けているのではないかと考えられる。

一方、TFL は股関節屈曲、外転作用があるため(野村, 2006)、PHE 動作においては拮抗筋である。それにも関わらず、本研究において動作開始時にはTFL の活動がみられた。GM、TFL はどちらも腸脛靭帯を停止部にもち、腸脛靭帯は股関節の安定化作用を有していることが知られている(三浦ら, 2005)。Vogt et al.(1997)によると、PHE 動作開始時のTFL の活動は、GM との相乗的な共同活動(synergistic coactivation)であり、共同ではたらくことで関節への圧縮応力を高め、股関節の安定性を担っている。ゆえに、腸脛靭帯の緊張を保持するために双方の筋肉は互いに補い合うように活動していたのではないかと考えられる。GM とTFL における左右差は股関節を安定させるための手段における左右差を意味すると考えられる。

#### 4.3 PHE 動作最終伸展位での利き足、非利き足の筋活動量

PHE 動作最終伸展位での筋活動量を左右で比較すると、対側のICLT(両群)、対側のICLL(非利き足のみ)、同側のMF(両群)が逆側と比べて有意に活動していた。また利き足のTFL の筋活動量が非利き足に比べて有意に大きかった。

筋活動量が同側と対側で異なるのは運動パターンを通じて共に作用する筋連鎖(筋スリング)であると考えられる(Phil et al., 2010)。筋スリングとは、ある筋肉の停止部が筋連結している他の筋肉の起始部となって続いていき、骨盤を要構造(Anatomical Keystone)と

して相互に連結することで、動作の際に多関節を通じ動きや安定性を与えるものである。1930年以降、ヨーロッパの解剖学界や医学界で広く認められている(Phil et al., 2010)。体幹には前方、後方、らせん状の3つのスリングが確認されており(Harman, 2008)、PHE動作でみられた活動には後方スリング(Harman, 2008)と呼ばれるハムストリングス、大殿筋、背筋群、胸腰筋膜、反対側の広背筋、上腕三頭筋と続く筋スリングが作用していると考えられる。Vleeming et al.(1995)はこの後方スリングが体幹の安定化と、力の伝達を担っていることを示唆している。

しかし後方スリングのはたらきは体幹のどの部位において反対側へと交差しているのかは明らかになっていない。今回、ICLLにおいては、非利き足では対側が有意に活動していたが、利き足では差がなかったことから、同側から反対側の筋活動へと交差する位置が異なるのではないかと考えた。後方スリングに関与する筋肉の機能異常は腰痛者でも報告されており(Hungerford et al., 2003)、交差点に位置する関節には力学的負荷が集中することが予想されるため、今後さらに研究をしていく必要があると考える。

最終伸展位での筋活動量においては利き足、非利き足のGMに差がみられなかったことから、最終伸展位でのTFLの活動はGMとの相乗的な共同活動による股関節安定化作用(Vogt et al., 1997)ではないと考えられる。TFLの活動に左右差があり、利き足側のTFLの活動量が多かった要因として、骨盤回旋角度による主動作筋の貢献度が変化していることが考えられる。利き足の骨盤回旋角度は非利き足に比べて大きかった(図8)。TFLは股関節屈曲、外転作用があることから股関節伸展動作では主動作筋にはならない。しかし、骨盤の回旋が加わることで下肢挙上方向への動作は股関節伸展だけでなく外転運動が加わる。ゆえに、利き足においては回旋角度が大きくなったことでTFLの筋活動が増加していたものと考えられる。この回旋角度が大きいという事は筋スリングを効率的に使用していることを意味する。体幹筋スリングは対角線状に筋連結をしているため、回旋性の筋発揮をすることで体幹の安定化とともに、左右非対称な動作の力発揮を促通する(Phil et al., 2010)。したがって、利き足のPHE動作は動作性を、非利き足のPHE動作は安定性を意図し、左右で動作のストラテジーが違ったことが考えられる。また、筋活動バランスから同様のことが考えられる。筋活動バランスはST/TFL、GM/TFLにおいて非利き足が高かったことから、非利き足では股関節伸展筋であるST、GMの貢献度が高く、利き足では非利き足に比べTFLの貢献度が高くなっていることを表している。筋活動バランスではST/GM比においても左右差がみられたが、先行研究においてSTの過活動は筋挫

傷の可能性があるとされているため(Devlin, 2000), 今後障害との関連について検討していく必要があると考えられる.

#### 4.4 機能的左右差と病的左右差

今回, 障害のないサッカー選手において機能的左右差が認められたが, 障害によっても機能的左右差が生じる可能性がある. 体幹筋の形態的左右差においては, 腹部では11~26%(Gabrielle et al., 2006 Mannion et al., 2008), 背部でも2~13%の左右差が存在している(Fortin M et al., 2013 Hides., 2008c). このような体幹部の左右差は非対称性のスポーツ競技を行っている選手でとくに著名にみられる. これまでにテニス選手では腹直筋上部の非利き手側の肥大(Sanchis-Moysi J et al., 2010), オーストラリアンフットボール選手では利き足の腸腰筋と非利き足の腰方形筋の肥大(Hides et al., 2010), クリケット投手では利き手の腰方形筋と多裂筋, 非利き手の腸腰筋の肥大(Ranson C., 2008)が報告されている. これは筋肉が特定のスポーツ動作のための適応の結果として生じた必要な非対称であると考えられる. このような体幹部の左右差は障害とも関連がみられ, 腰痛者では障害側の多裂筋の萎縮(Hides et al., 2008b c Ploumis et al., 2011), 脂肪変性(Bernard M et al., 2006), 腰方形筋の肥大(Hides et al., 2008a)などの事例が報告されており, 左右差が要因となり腰痛が発生していること, もしくは腰痛への適応, 代償作用として左右差が生じていることが示唆される.

Phil et al.(2010)は特異的なスポーツにおいて左右差はスポーツ動作への適応のために有利にはたらく(機能的マッスルインバランス)が, 誤った左右差は障害(病的マッスルインバランス)につながるとしている. このことは機能的左右差においても同様である. これまでに腰痛者や股関節疾患者を対象に行った研究において, 障害側の多裂筋の活動遅延(Tsao et al., 2010 Tateuchi et al., 2013), 大殿筋の活動遅延(Vogt et al., 2003), 脊柱起立筋の過活動(Hodges et al., 2003)など病的マッスルインバランスが報告されている. しかし, スポーツ選手における機能的マッスルインバランスは明らかにされていなかった. 本研究によって示された筋活動の左右差が病的なインバランスであるか, または, サッカー選手特有の左右差であるかについては, 各種スポーツに適した機能的な左右差の検証, ならびに, それにもとづくスポーツ選手専用のトレーニングを実施するうえで有用な情報となると考えられる.

## 第 5 章 結論

本研究の目的は腹臥位での股関節伸展動作(PHE)を用いて体幹, 下肢の機能的左右差を明らかにすることであった. また, 体幹, 下肢における機能的左右差を解明することを目的とした. 本研究により, 明らかとなった結果は以下に記す通りである.

利き足では PHE 動作開始時, ST に比べ, 同側 MF の先行した筋活動がみられた. また, ST の筋活動開始から動作が開始されるまでの時間が非利き足に比べ有意に短く, TFL の筋活動開始時間は ST に比べ有意に遅かった. また, PHE 動作最終伸展位では利き足は非利き足に比べ, 骨盤回旋角度, TFL の筋活動量が大きく, TFL の貢献度が高かった.

非利き足では PHE 動作開始時, 両 MF と ST の筋活動開始時間に有意な差はみられなかった. また, GM の筋活動開始時間は ST に比べ有意に遅かった. PHE 動作最終伸展位では非利き足は利き足に比べ, ST, GM の貢献度が高かった.

上記の結果より, PHE 動作の際, 体幹, 下肢には筋活動開始時間, 骨盤回旋角度, 筋活動量において機能的左右差が生じていることが明らかとなった. 特に, 利き足のみ PHE 動作における MF の活動開始時間に左右差が生じていたことは, 正常な筋活動パターンを理解するうえで有益な知見である.

## 文献

- Bergmark A.: Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering, *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 230, p1-54, 1989.
- Bernard M et al: Fat Content of Lumbar Paraspinal Muscles in Patients with Chronic Low Back Pain and in Asymptomatic Volunteers: Quantification with MR Spectroscopy, *Radiology* 240(3), p786-92, 2006
- Brooks VB: some examples of programmed limb movement, *Brain Res* 71, p299-308, 1974
- Brügger A: *Lehrbuch der funktionellen Störungen des Bewegungssystems*. Brügger-Verlag, Zollikon, Benglen: 2000.
- Cale J et al: Strength and Fatigability of the Dominant and Nondominant Hip Abductors, *Journal of Athletic Training* 40(3), p203–206, 2005
- Chapman and Chapman: the measurement of foot preference, *Neuropsychologia* 25, p579-584, 1987
- Cresswell A G: Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66, p315-320, 1994
- Devlin L: Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union, *Sports Med* 29(4), p273-87, 2000
- Fortin M et al: Factors Associated With Paraspinal Muscle Asymmetry in Size and Composition in a General Population Sample of Men, *Physical Therapy* 93(11), p1540-1550, 2013
- Gabrielle R et al: ABDOMINAL MUSCLE SIZE AND SYMMETRY IN NORMAL SUBJECTS, *Muscle Nerve* 34, p320–326, 2006
- Gracovetsky S, Farfan H: The optimum spine. *Spine* 11, p543–573, 1986
- Guimarães CQ: Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain, *Rev Bras Fisioter* 14(4), p351-357, 2010
- Harman E: Biomechanics of Resistance Exercise, in *Essentials of Strength Training*



- and Conditioning-3rd Edition, ed Thomas R and Roger W, p68, 2008
- Hides JA et al: 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* 4, p809-813, 2008a
- Hides JA: Effect of Stabilization Training on Multifidus Muscle Cross-sectional Area Among Young Elite Cricketers With Low Back Pain, *J Orthop Sports Phys Ther* 38, p101-108, 2008b
- Hides JA: Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects, *Manual Therapy* 13, p1343-1349, 2008c
- Hides J et al: Psoas and quadratus lumborum muscle asymmetry among elite Australian Football League players, *Br J Sports Med* 44, p563-567, 2010
- Hodges et al: A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 101, p511-519, 1996
- Hodges PW, Richardson CA: Contraction of the abdominal muscle associated with movement of the lower limb, *Physical Therapy*, 77, p132-142, 1997a
- Hodges PW, Richardson CA: Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement, *Exp Brain Res*, 114, p362-370, 1997b
- Hodges PW et al: Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, p361-370, 2003
- Hodges PW, Eriksson AE, Shirley D, Gandevia SC: Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine, *J Biomech*, 38 p1873-1880, 2005
- Hoshikawa Y et al: Differences in thigh muscularity and dynamic torque between junior and senior soccer players, *Journal of Sports Sciences*, 27(2), p129-138, 2009
- Hu Hai et al: Understanding the Active Straight Leg Raise (ASLR): An electromyographic study in healthy subjects, *Manual Therapy* 17, p531-537, 2012
- Hungerford B: Evidence of Altered Lumbopelvic Muscle Recruitment in the Presence of Sacroiliac Joint Pain, *SPINE Vol 28, No 14*, p1593-1600, 2003

- 市橋則明: 運動療法学-障害別アプローチの理論と実際- 第4版, p26-27, 文光堂, 東京, 2008
- Janda, Frank, Liebenson: Evaluation of muscle imbalances, in rehabilitation of spine, ed. C Liebenson, p203-225, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2007
- Lee DG: The Thorax, Diane G Lee Physiotherapist Corp, Canada, p103-135, 2003
- Lewit K, Managing common syndromes and finding the key link, in Rehabilitation of the Spine, ed Craig L, p776-797, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2007
- Macintosh JE et al: Volvo award in basic science. The morphology of the lumbar erector spinae, Spine, 12(7), p658-668, 1987
- Mannion AF: Abdominal muscle size and symmetry at rest and during abdominal hollowing exercises in healthy control subjects, J. Anat. 213, p173-182, 2008
- Masuda K et al: The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players, Journal of Sports Sciences, 21, p851-858, 2003
- Massone LLE: Sensorimotor learning. In MA Arbib, The Handbook of Brain Theory and Neunal Networks, MIT Press, Cambridge, 1995
- 三浦真弘 他: 腸脛靭帯の構成線維とその機能解剖学的意義について, 臨床解剖研究会記録 No6, p6-7, 2006
- 宮下智, 和田良広, 鈴木正則: 効果的な体幹筋トレーニング方法の検討 異なる運動における腹横筋と内腹斜筋の収縮厚から, 日本橋学館大学紀要, 11, p41-51, 2012.
- Montgomery WH 3<sup>rd</sup> et al: Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running, Am J Sports Med. 22(2), p272-278, 1994
- Morris JM et al: Role of the trunk in stability of the spine. J Bone Joint Surg Am 43, p327-351, 1961
- Morris SL et al: Corset hypothesis rebutted - Transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements, Clinical Biomechanics 27, p249-254, 2012
- Morris SL et al: Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement, Human Movement Science 32, p1176-1185, 2013

- 中村隆一 他: 基礎運動学第6版, p132-133, 医歯薬出版, 東京, 2003
- Németh G et al: In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion, *J Biomech* 18(2), p129-140, 1985
- 野村巖: 標準理学療法学・作業療法学専門基礎分野 解剖学 第5版, 奈良勲 鎌倉矩子監修, p260-262, 医学書院, 東京, 2006
- 小粥智浩: スタビライゼーション, *臨床スポーツ医学* 28, p.302-308, 2011
- Phil P et al: Assessment and treatment of muscle imbalance the Janda approach, *Human Kinetics Pub: [part1]*, p3-55, 2010
- Phil P et al: Assessment and treatment of muscle imbalance the Janda approach, *Human Kinetics Pub: [part2]*, p57-123, 2010
- Ploumis A et al: Ipsilateral atrophy of paraspinal and psoas muscle in unilateral back pain patients with monosegmental degenerative disc disease, *The British Journal of Radiology*, 84, p709-713, 2011
- Ranson C et al: The lumbar paraspinal muscle morphometry of fast bowlers in cricket, *Clin J Sport Med* 18(1), p31-37, 2008
- Richardson C et al: General considerations in motor control and joint stabilization: the basis of assessment and exercise techniques, in *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization* in *Low Back Pain*, Churchill Livingstone, p79-91 [chapter 6], 1999
- Sahrmann S: *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. 1st ed, Missouri, Mosby Inc:[chapter 4], p121-192, 2002
- Sakamoto AC et al: Electromyographic activity during PHE, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, p105-112, 2009
- Sanchis-Moysi J et al: Large asymmetric hypertrophy of rectus abdominis muscle in professional tennis players, *PLoS One*, vol 5, e15858, 2010
- Scholtes et al: Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests, *Clinical Biomechanics* 24, p7-12, 2009
- SENIAM Web site: Available at: <http://www.seniam.org>
- Shiratori T et al: Anticipatory postural adjustments associated with rotational

- perturbations while standing on fixed and free-rotating supports, *Clinical Neurophysiology* 115, p797–806, 2004
- Singh I: Functional asymmetry in the lower limbs, *Acta Anatomica* 77, p131–138, 1970
- S. R. CHHIBBER: Asymmetry in muscle weight and one-sided dominance in the human lower limbs, *J.Anat* 106, p553-556, 1970
- Takasaki H et al: The influence of increasing sacroiliac joint force closure on the hip and lumbar spine extensor muscle firing pattern, *Manual Therapy* 14, p484–489, 2009
- Tateuchi H 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(3) p391-397, 2012
- Tateuchi H et al: Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, p151–158, 2013
- Teshima T et al: Age-related changes in muscle thickness of the anterior thigh in soccer players, *THE ANNUAL REPORTS OF HEALTH, PHYSICAL EDUCATION AND SPORT SCIENCE VOL31*, p95-100, 2012
- 徳久謙太郎: 脊柱機能の臨床的重要性と上下肢との連関, 第 1 版, 嶋田智明, 大峰三郎, 小林聖編, 文光堂, 東京, p.64-68, 2011
- Tsao H et al: Motor Training of the Lumbar Paraspinal Muscles Induces Immediate Changes in Motor Coordination in Patients With Recurrent Low Back Pain, *The Journal of Pain*, Vol 11, No 11, p1120-1128, 2010
- Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ: The posterior layer of the thoracolumbar fascia: its function in load transfer from spine to leg, *Spine* 20, p.753, 1995.
- Vogt L et al: Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*12(2), p122-127, 1997
- Vogt L et al: Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain, *Manual Therapy* 8(1), p21–28, 2003
- Wook HK: Changes in the Cross-Sectional Area of Multifidus and Psoas in Unilateral

Sciatica Caused by Lumbar Disc Herniation, J Korean Neurosurg Soc 50,  
p201-204, 2011

Yamazaki, Y et al: Maintenance of upright standing posture during rotation elicited by  
rapid and asymmetrical movements of the arms, Brain Research Bulletin 67, p30–  
39, 2005

## 謝辞

本研究及び本論文の作成を進めるにあたり，多大なご指導を頂きました伊坂忠夫教授，栗原俊之助助教に心より感謝致します．また本研究に対し，多くのご助言を頂きました立命館大学スポーツ健康科学部の祐伯敦史准教授，本城豊之専門研究員，さらには日々の研究活動や事務処理などにおいて多くのお世話を頂いた秘書の奥村悦子氏，ご多忙にも関わらず快く実験を引き受けてくださった被験者の皆様，ならびにスポーツ健康科学部の伊坂研究室の方々に深く感謝いたします．