

2011年度 修士論文

サイドステップ動作時の下肢・体幹筋活動解析

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5010A001-0

青木 健太

研究指導教員： 金岡 恒治 准教授

## 目次

I. 緒言	1
1-1 研究背景	1
1-2 先行研究	1
1) 股関節の障害	1
2) 鼠径部痛症候群(Groin Pain Syndrome)	2
3) 股関節の基礎知識	3
4) 股関節の動き	3
5) 股関節内転	4
II. 方法	7
2-1 対象	7
2-2 筋電解析	7
1) 測定機器	7
2) 最大随意収縮(Maximum Voluntary Contraction)	8
2-3 動作解析	9
1) 測定機器	9
2-4 Phase 分けの定義	11
2-5 動作課題	11
2-6 筋電データの解析	14
2-7 OQUS データの解析	14
2-8 接地と離地の定義	14
2-9 測定項目	16
1) 角度変化量の算出	16
2) 角度変化の推移	16
2-10 統計処理	16
III. 結果	17
3-1 試技時間結果	17
3-2-1 速度変化による筋電図結果	17
1) 各 phase 毎の全力 pre と 75%による試技速度での比較	17
3-2-2 Stance Cycle 体幹、骨盤、股関節の角度変化量	19
3-2-3 Stance Cycle 体幹、骨盤、股関節の角度変化推移	20
1) 体幹部の角度変化の推移	20
2) 骨盤の角度変化の推移	21
3) 股関節の角度変化の推移	21
3-3-1 疲労前後による筋電図結果	22

1)	各 phase 毎の全力 pre と 75%による疲労前後での比較	22
3-3-2	Stance Cycle 体幹、骨盤、股関節の角度変化量	23
3-3-3	Stance Cycle 体幹、骨盤、股関節の角度変化推移	24
1)	体幹部の角度変化の推移	24
2)	骨盤の角度変化の推移	25
3)	股関節の角度変化の推移	25
3-3-4	内転筋筋活動と体幹・股関節挙動との相関	26
IV.	考察	27
4-1	速度変化によるサイドステップへの影響	27
4-2	疲労前後によるサイドステップへの影響	27
4-3	内転筋の筋活動と股関節角度変化との相関	28
4-4	本研究での限界	29
V.	結論	30
VI.	謝辞	31
VII.	参考文献	32

## I. 緒言

### 1-1 研究背景

スポーツ障害には様々なものがあり、鼠径部痛症候群(グロインペイン)は特定のスポーツに多いとされる<sup>(1)</sup>。特にサッカー、ラグビー、アメリカンフットボール、フィールドホッケーなどのスポーツ競技者において鼠径部の障害は多く発生していることが報告されている<sup>(1,2,3)</sup>。また、切り替えし動作や方向転換などを繰り返し行う間欠的運動を中心とするスポーツにおいて、非常に障害発生の高い慢性障害であると言われている<sup>(4)</sup>。そして一度発症すると長いリハビリテーション期間を要し、競技復帰後においても再発の危険性は高い<sup>(5,6)</sup>。現在の主な治療法としては、一定の安静期間を経た後、股関節の可動性・骨盤の安定性・上肢と下肢の協調性を獲得するアスレチックリハビリテーションが行われている<sup>(7,8,9)</sup>。慢性鼠径部痛発生を予防するためのプログラムも各スポーツ現場で行われているが、未だ有効な治療法や予防プログラムは確立されていない。その主な理由として、鼠径部痛の発生メカニズムが明らかとなっていないことが挙げられる。よって本研究では、鼠径部痛症候群の発生要因を検討することとした。

### 1-2 先行研究

#### 1) 股関節の障害

股関節や骨盤帯は強固で安定しており、人間の「基盤」となる部位である<sup>(10,11)</sup>。そのため、骨折や脱臼などの重篤な急性外傷が発生することは少ないと言われている。しかし、重要な部分であるがゆえに非常に多くの筋が連結しているため、スポーツ活動時に大きな運動負荷がかかり、微細損傷が積み重なることで慢性障害の発生が高い部位であると報告されている<sup>(12)</sup>。また、股関節の障害は症状を特定することが難しく、損傷部位が関節の深層部に存在することもあるので、様々な障害と混同されやすくなっている。股関節は歩行や階段昇降などの日常生活においても使用頻度が高い部位であるため、障害が発生しても完全な安静は困難であり、再受傷率が高い関節であると報告されている<sup>(7)</sup>。

## 2) 鼠径部痛症候群(groin pain syndrome)

ヨーロッパのフットボール選手を対象とした疫学調査では全ての怪我の 14%で鼠径部痛症候群を占めており、そのうち症状の 64%が内転筋に関連しているとの報告がされている<sup>(1)</sup>。1000 時間当たりの障害発生は、練習 0.6 件/1000 時間に対し試合での障害発生は 1.1 件/1000 時間と試合での方が高いことが示唆されている。また、内転筋の障害は再受傷が 15%と他の鼠径部痛症候群の症状の中で最も高く完治までに最も時間がかかることが報告されている<sup>(1)</sup>。

鼠径部痛症候群の発生部位としては内転筋とその腱、股関節とその動作関連する筋群、滑液包を含め様々な組織に症状が発生する。仁賀らの報告によれば、鼠径部痛患者の自発痛部位は鼠径管部が 68%、内転筋近位部が 59%、腹直筋下部が 29%、大腿直筋近位部が 20%、睾丸から肛門が 18%、坐骨部 13%、恥骨結合 5%となっており、筋腱の症状では内転筋近位部での症状が最も高い結果となった(図 1-1)<sup>(8,12)</sup>。

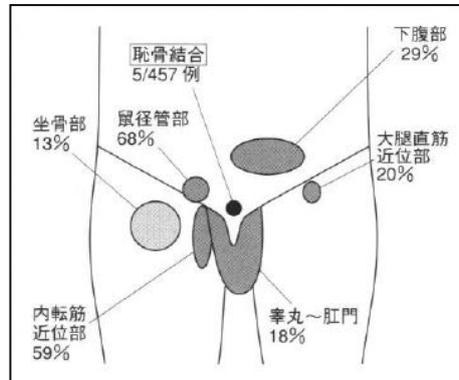


図 1-1 自発痛の部位(457 例)

慢性鼠径部痛の原因は様々であるが主要な理由としては、①腰椎と仙腸関節の機能障害、②腰椎・骨盤部の安定性の低下、③腹直筋の緊張増加、④腸腰筋の短縮、⑤内転筋の緊張増加、⑥股関節可動域の制限などによる鼠径部周辺の過剰な負荷が要因と考えられている<sup>(7)</sup>。鼠径部痛症候群の定義は各論文や書物によって様々な定義分けがされているが、仁賀らの報告によれば、「股関節の痛みの原因となる器質的疾患が鼠径部周辺に認められない場合、体幹・下肢の可動性・安定性・協調性に問題を生じた結果、骨盤周囲の機能不全に陥り

運動時に鼠径部周辺にさまざまな痛みを起す症候群」と定義されている<sup>(8,11)</sup>。

### 3) 股関節の基礎知識

股関節は腸骨・坐骨・恥骨・大腿骨の4つの骨の一部によって構成されている<sup>(10)</sup>。また、股関節は大きな球状の大腿骨頭と深い臼（ソケット）である寛骨臼との間の関節であり、身体における典型的な臼状(ball-in-socket)関節となっている。そのため、立位・歩行・走行時の安定性によく適した解剖学的特徴を有しており、可動性と安定性がとても優れている関節である<sup>(10,11)</sup>。また、スポーツ競技においてよりダイナミックな動作に重要な役割を果たしている<sup>(10)</sup>。股関節の機能としては矢状面で屈曲と伸展、前額面での外転と内転、水平面での内旋と外旋の6方向の動きに作用している<sup>(11)</sup>。

### 4) 股関節の動き

股関節の動作には筋の機能が重要な役割を担っている<sup>(7)</sup>。股関節の動作性に関する筋として①主に股関節屈曲に関与する筋群(腸腰筋、大腿筋膜張筋、縫工筋、大腿直筋、長内転筋、恥骨筋)②主に股関節内転に関与する筋群(長内転筋、短内転筋、恥骨筋、薄筋、大内転筋)③主に股関節内旋に関与する筋群(小殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋、長内転筋、短内転筋、恥骨筋、半腱様筋、半膜様筋)④主に股関節伸展に関与する筋群(大殿筋、大腿二頭筋、半腱様筋、半膜様筋、大内転筋)⑤主に股関節外転に関与する筋群(中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋)⑥主に股関節外旋に関与する筋群(大殿筋、梨状筋、内閉鎖筋、上双子筋、下双子筋、大腿方形筋、縫工筋)に分けられる(表 1-1)<sup>(11)</sup>。この中でも内転筋と称される筋群は4つの動作に関与しており、補助的な活動も含めれば股関節の動作におけるすべての運動面に関係している筋であるため様々な動作に関与している。また、仁賀らの調査によれば内転筋の機能は鼠径部での慢性障害に大きく関係していることが報告されている<sup>(8)</sup>。

表1-1 股関節の作用筋

屈曲	内転筋	内旋筋	伸筋	外転筋	外旋筋
・腸腰筋	・長内転筋	・小殿筋(前側線維)	・大殿筋	・中殿筋	・大殿筋
・大腿筋膜張筋	・短内転筋	・中殿筋(前側線維)	・大腿二頭筋(長頭)	・小殿筋	・梨状筋
・縫工筋	・恥骨筋	・大腿筋膜張筋	・半腱様筋	・大腿筋膜張筋	・内閉鎖筋
・大腿直筋	・薄筋	・長内転筋	・半膜様筋		・上双子筋
・長内転筋	・大内転筋(両側頭)	・短内転筋	・大内転筋(後方頭)		・下双子筋
・恥骨筋		・恥骨筋			・大腿方形筋
		・半腱様筋			・縫工筋
		・半膜様筋			

## 5) 股関節内転筋

股関節の内転動作に作用する筋は多数あり、書物によっては内転筋群と表記されており強力な筋である<sup>(13)</sup>。内転筋は大内転筋、薄筋、長内転筋、短内転筋、恥骨筋などがあり、大腿骨の全長をおおう大きな扇形を呈する。内転筋の機能としては文字通り、主に骨盤に対する大腿骨の内転動作に関与している<sup>(7)</sup>。また、前額面上での股関節の動きに関係しており、スポーツ動作での素早い切り替えし動作や方向転換などの側方動作によって大きな求心性収縮の働きを行うという特徴がある<sup>(13)</sup>。また、側方動作での骨盤の安定には内転筋と外転筋の同時収縮が重要であることから動作だけでなく骨盤の安定性においても内転筋は重要な役割を果たしていると考えられている<sup>(13)</sup>。

近年、スポーツにおいて股関節周囲筋の筋活動様式は体幹機能や骨盤安定性に関連して慢性鼠径部障害やスポーツパフォーマンスにおいても非常に注目されている<sup>(6)</sup>。自動下肢挙上運動中に人工的な電気刺激による疼痛を鼠径部に与えた研究では、痛みを与えた群はコントロール群よりも腹横筋や内腹斜筋の収縮が有意に低下することが示されている<sup>(14)</sup>。さらにエコーでの腹横筋の筋厚調査において、安静時の腹横筋の筋厚が鼠径部痛無し群よりも有り群において有意な減少がみられている<sup>(15)</sup>。また Cowan らの研究によれば慢性鼠径部痛患者は自動下肢挙上運動中時の腹横筋の筋収縮のタイミングが有意に遅れることが示唆されている<sup>(16)</sup>。これらの研究は、鼠径部痛が体幹筋活動様式を変化させ、体幹安定性に影響を与えていることを示唆するものである。我々の調査において、鼠径部痛の既往者の股関節外旋可動域は既往の無い者に比べ有意に低下していたことを報告している。ま

たアメリカンフットボールやラグロス、サッカー部に所属する大学スポーツ選手を対象とした鼠径部痛に関するアンケート調査では、鼠径部痛を有する選手において疼痛を増強させる動作はサイドステップやカッティング動作などの側方動作(88.9%)であると報告している。さらに鼠径部痛患者は股関節の内旋、外旋可動域が有意に低下しており、鼠径部痛を有する側での股関節内転筋力が有意に低下することが先行研究により報告されている(17,18,19,20)。

以上から鼠径部痛症候群はサイドステップなどの側方動作を反復する競技において発症し易く、内転筋に関連した障害といえる。内転筋の機能は股関節の内転動作だけでなく側方への股関節の安定性にも関係しているため、側方動作時での骨盤挙動に対する内転筋の役割は重要であると考えられる<sup>(12)</sup>。しかし、側方動作時における内転筋の筋活動様式を調査した研究は少ない。Christoph の歩行時の速度変化による体幹筋筋活動を調査した研究では、歩行速度が上昇することで内腹斜筋の筋活動が有意に増加するということが報告されている<sup>(21)</sup>。このことは動作速度を上昇させることによる筋活動の増加を示しており、サイドステップ動作においても試技速度を増加させることで体幹筋または内転筋の筋活動を増加させることが考えられる。また、仁賀らは股関節の動きや体幹の安定性、上下肢との協調性の欠如が鼠径部痛発症に関係することを示唆している<sup>(12)</sup>。ヨーロッパのプロサッカー選手を対象とした調査では練習よりも試合において発生率が高いと報告されており、中でも内転筋関連の障害が高い割合を占めている<sup>(1)</sup>。鼠径部痛症候群は慢性障害であり下肢のオーバーユースにより発生する障害であるという報告がされていることから、試合後の疲労蓄積が障害発生に関与している可能性がある<sup>(1)</sup>。特に側方動作の多い種目では、全力での切り替えし動作を繰り返し行うことにより身体への負荷が高まることが推測される。またその身体への過負荷は股関節や体幹の安定性に影響を与えている可能性が示唆される。松田らは下肢外転筋の筋疲労は片脚立位時の重心動揺が増加し、腰部の筋活動が上昇することを報告している<sup>(22)</sup>。以上から、体幹・股関節の不安定によって、鼠径部痛は疲労状態

での繰り返し側方動作による股関節への過剰なストレスが関連していると考えられるが、鼠径部痛発生メカニズムの解明を目的とした側方動作時の体幹部の動きや股関節周囲筋の筋活動を検討した研究は無い。

鼠径部痛症候群は一度発生すると完治までに長いリハビリテーション期間を要することが報告されており、再受傷の危険性が高い障害であるためスポーツ現場において鼠径部痛症候群の原因を調査することは重要である。

そこで本研究では、鼠径部痛発生メカニズムを明らかにすることを目的に側方切り替えし動作時における股関節周囲筋の筋活動と前額面上での体幹、骨盤、股関節挙動を二段階の速度変化による比較と疲労前後での比較によって調査した。疲労後には体幹・股関節の不安定性が増し、股関節の安定性に関与する内転筋の筋活動を高め、鼠径部痛の原因となる事が予想される。

## II. 方法

### 2-1. 対象

対象は、腰部、下肢に障害を有さない健常男子 9 名(年齢：20.8±2.2 歳、身長：174.7±6.2cm、体重：67.3±5.7kg、mean±SD)であった。なお、本研究は早稲田大学人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認を得て行われており(申請番号 2010-270)、研究に参加するにあたり研究内容に関する説明を実施し、同意を得たものを対象とした。

### 2-2. 筋電解析

#### 1) 測定機器

筋電解析には表面筋電位測定装置(EMG-025:原田電子工業社)を用いた(図 2-1)。

被検筋は右側の腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋、脊柱起立筋、大腿直筋、半腱様筋、中臀筋、内転筋とした(図 2-2)。表面電極を貼付する前に、皮膚研磨剤(スキンピュア：日本光電社製)およびアルコールを用いて皮膚抵抗が 2kΩ 以下になるまで角質除去を行なった。表面電極には Ag/AgCl ディスポ電極(Vitrode F-150S,日本光電社製)を用い、各筋の筋線維方向と平行になるように貼付した。

筋電図導出部位は参考資料をもとに、腹直筋は臍より約 3cm 外側、外腹斜筋は臍から 15cm 外側、内腹斜筋は上前腸骨棘から 2 横指内側、脊柱起立筋は第 3 腰椎棘突起から 3cm 外側、大腿直筋は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ中点、半腱様筋は坐骨結節と大腿骨内側上顆を結んだ中点、中臀筋は腸骨隆から 3 横指下方、内転筋は恥骨結合 4 横指下方とした(21)。



図 2-1. 表面筋電位測定装置



図 2-2. 被験筋(正面図,背面図)

## 2) 最大随意収縮(Maximum Voluntary Contraction : 以下 MVC)時の筋電位測定

MVC の導出は、3 秒間の随意的な最大等尺性収縮を 1 回行わせ、そのときの筋電位を記録した。また全ての筋の MVC の測定にあたり、被験者は予備的な練習を行い、肢位および収縮方法が十分に確認された状態で筋電位測定を行なった。

腹直筋は仰臥位にて膝関節屈曲  $90^{\circ}$ 、手を頭の後ろに回し、体幹屈曲  $45^{\circ}$  にて両肩に徒手抵抗を加えて測定した。

外腹斜筋は腹直筋と同様の測定肢位から体幹を左回旋させ、右肩に徒手抵抗を加えて測定した。

内腹斜筋は腹直筋と同様の測定肢位から体幹を右回旋させ、左肩に徒手抵抗を加えて測定した。

脊柱起立筋は腹臥位にて大腿部を固定し、手を頭の後ろに回して体幹の伸展を行わせ、肩甲骨に徒手抵抗を加えて測定した。

大腿直筋は椅子に座った状態(股関節屈曲  $90^{\circ}$ 、膝関節屈曲  $90^{\circ}$ )から膝関節の伸展を行わせ、下腿前面に徒手抵抗を加えて測定した。

半膜様筋は腹臥位にて膝関節屈曲  $45^{\circ}$  で膝関節屈曲を行わせ、徒手抵抗を加えて測定した。

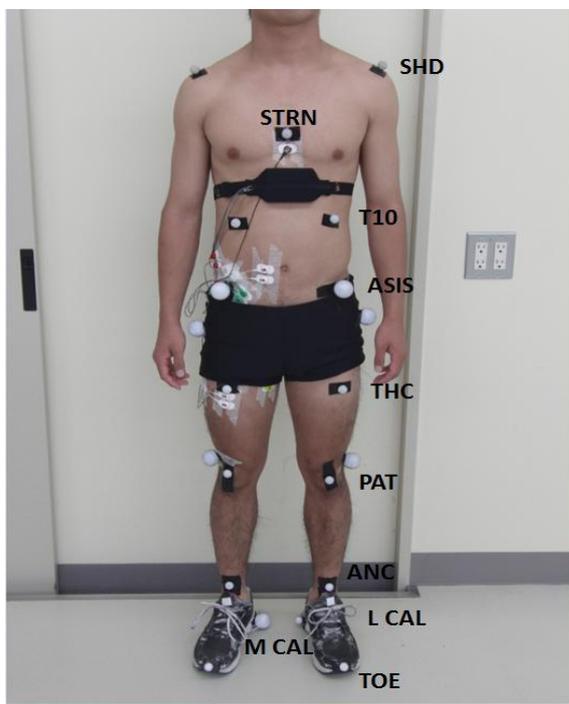
中臀筋は左側臥位にて股関節伸展位で下腿に徒手抵抗を加えて、股関節を外転させて測定した。

内転筋は右側臥位にて股関節伸展位で下腿に徒手抵抗を加えて、股関節を内転させて測定した。

## 2-3. 動作解析

### 1) 測定機器

計測には、光学式 3 次元モーションキャプチャシステム OQUS (QUALISYS 社製、以下 OQUS) を使用し、2 台のカメラを用いた(図 2-4)。直径 19mm の反射マーカーを剣状突起と左右の肩峰、第 10 肋骨の最下端部、上前腸骨棘、大腿骨中央(上前腸骨棘と膝骸骨中央の midpoint)、膝蓋骨中央、足関節中央に貼付し、左右の足部先端、内外側踵骨のシューズ上に計 19 か所に両面テープで貼付(図 2-3)した。また右の内踵骨のみ直径 30mm の反射マーカーを貼付した。図 2-5 で示したキャリブレーションキットを用いて 20 秒間キャリブレーションを行った後に各マーカーの座標値をサンプリング周波数 200Hz で測定した(図 2-3)。



1. 右つま先(R\_TOR)
2. 右踵骨外側(R\_L CAL)
3. 右踵骨内側(R\_M CAL)
4. 右足関節中央(R\_ANC)
5. 右膝蓋骨中央(R\_PAT)
6. 右大腿骨中央(R\_THC)
7. 右上前腸骨棘(R\_ASIS)
8. 右第10肋骨(R\_T10)
9. 右肩峰(R\_SHD)
10. 左つま先(L\_TOR)
11. 左踵骨外側(L\_L CAL)
12. 左踵骨内側(L\_M CAL)
13. 左足関節中央(L\_ANC)
14. 左膝蓋骨中央(L\_PAT)
15. 左大腿骨中央(L\_THC)
16. 左上前腸骨棘(L\_ASIS)
17. 左第10肋骨(L\_T10)
18. 左肩峰(L\_SHD)
19. 胸骨丙(STRN)

図 2-3. マーカー貼付図



図 2-4. OQUS カメラ設置図



図 2-5. キャリブレーションキット

## 2-4. Phase 分けの定義

足部先端に貼付したマーカーの値から右足の接地と離地時間を算出し、解析区間を全 4 phase に期分けした。表 2-1 や図 2-6 に示す通り、右足の接地から 100msec 前を接地前遊脚期、接地から離地までの期間(Stance Cycle)を前半と後半に分け、それぞれ Stance 前期、Stance 後期、離地後 100msec を離地後遊脚期とした。

表 2-1. Phase 分け

Phase 分け	
▪ 接地前遊脚期	接地前100msec
▪ Stance 前期	Stance Cycle前期
▪ Stance 後期	Stance Cycle後期
▪ 離地後遊脚期	接地後100msec

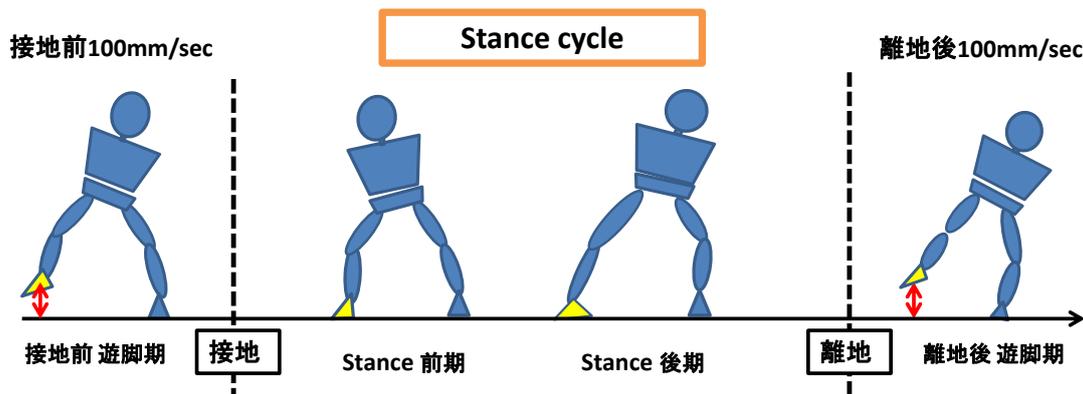


図 2-6. Phase 分け

右足のつま先が地面に触れた瞬間を接地とし、左方向に切り替えてつま先が地面から離れた瞬間を離地とした。右足が地面に接している前半を Stance 前期、後半を Stance 後期とした

## 2-5. 動作課題

課題動作は図 2-7 に示すように被験者の身長 の 1.1 倍の距離を 5 往復する反復横跳び(サイドステップ)とした。切り返し位置を正確に認識できるよう、床にカラーテープを貼付した。まず全力でサイドステップ動作(以下：全力 pre)を実施し、次に全力タイムの 75%のスピードで課題動作(以下：75%pre)を行った。75%pre は全力課題の 5 往復に要する時間を 1.25 倍し、75%のスピードで 5 往復する時間を計算した。1 往復当たりにかかる時間を

メトロノームで規定し、メトロノームの音のリズムに合わせてサイドステップを実施した。

その後、疲労試技としてラテラルジャンプを疲労困憊まで実施し、その後に再度全力でのサイドステップ課題(全力 post)を実施した。また、測定条件を揃えるため、シューズはすべて同一のものを使用した(adizero ace:adidas)。

本実験の疲労課題にはラテラルジャンプを用い、実際の競技中の全身疲労を再現した。被験者の身長分の距離の地点にカラーテープを貼付し、メトロノーム 60Hz の音に合わせてラテラルジャンプ動作を行った。床に印したカラーテープに 2 回以上連続してジャンプが届かないか、またはメトロノームのリズムから大きく外れた時点で終了させた。実験の流れを図 2-8 に示す。

5 往復行った動作課題の中で、解析区間(接地前遊脚期～接地後遊脚期)を通して正確にマーカーを描出できた切り替えし動作一試技を解析対象とした。

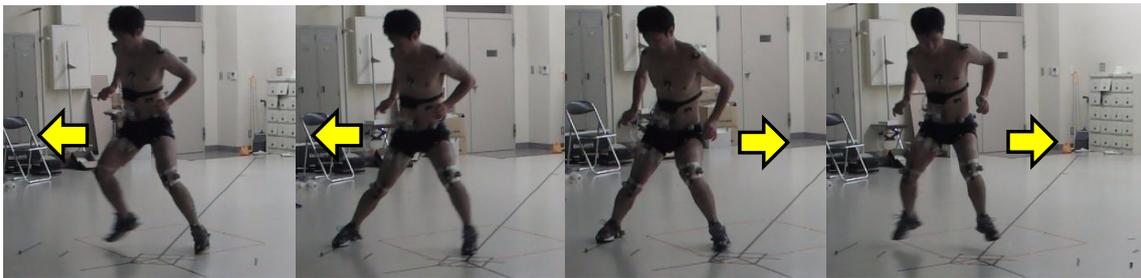


図 2-7. サイドステップ試技設置図

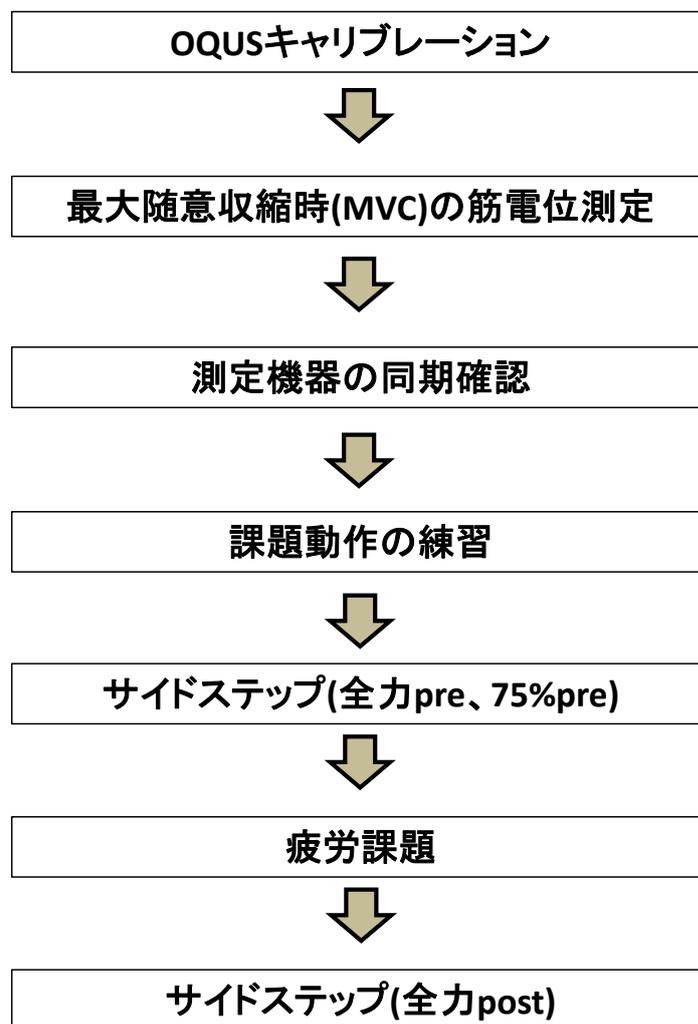


図 2-8. 実験の流れ

## 2-6. 筋電データの解析

解析には BIMUTUS-Video(KISSEI COMTEC 社製)を使用した。その際に 20~500Hz でバンドパスフィルターをかけ、全波整流を行なった。その後、各 Root Mean Square(RMS)を算出し、MVC 時の RMS で除すことによって、%MVC を算出し、比較対象とした。MVC 時の筋電位は、0.3 秒間の振幅の合計が最大となる区画を特定し、そのときの RMS を算出した。

## 2-7. OQUS データの解析

OQUS データは解析ソフト Qualisys Track Manager2,6 (Build682)を用いた。座標の定義は左右を x 座標とし右側が正の値、前後を y 座標とし前方が正の値、上下の鉛直方向を z 座標として上方を正の値とした。また、y 軸を時計回り方向の回転を正の値とした。つまり体幹が左に側屈、股関節の外転を正の回転とした(図 2-9)。

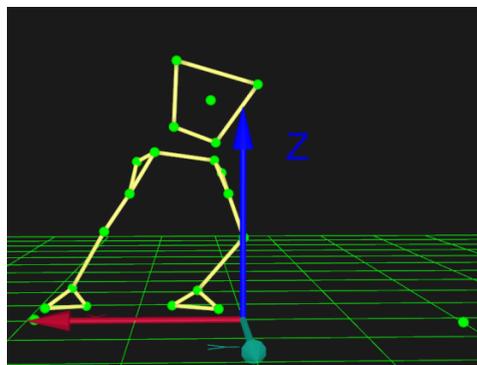


図 2-9. OQUS 解析でのスティックピクチャー

## 2-8. 接地と離地の定義

OQUS カメラで算出したデータは図 2-10(A)(B)によって接地と離地を算出している。接地は、右側の足部先端マーカの z 座標が最下点に到達した瞬間とし(図 2-10 A)、離地は足部先端マーカの z 座標が正の増加を示した瞬間とした。その際マーカの移動速度の増加を参考として決定した(図 2-10 B)。

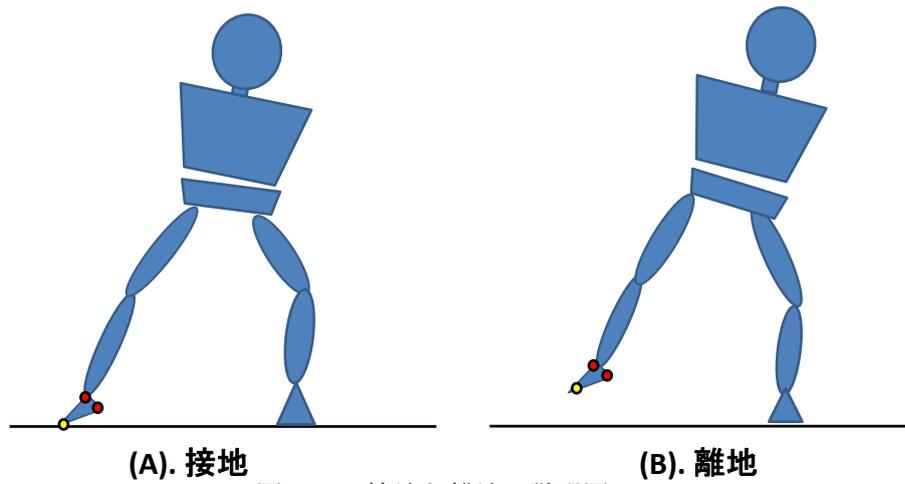


図 2-10. 接地と離地の説明図

前額面上での体幹部の角度変化と股関節角度の変化を解析した。体幹部の角度は、左右の第 10 肋骨マーカー(右: R\_T10、左: L\_T10)を結ぶ直線と左右の上前腸骨棘マーカー(右: R\_ASIS、左: L\_ASIS)を結ぶ直線との成す角で算出した(図 2-11 A)。値が正の場合には体幹部が左に側屈位、負の場合は体幹部が右側屈位とした。骨盤の角度変化は左右の上前腸骨棘マーカー(右: R\_ASIS、左: L\_ASIS)を結ぶ直線と床に貼付したマーカーを結ぶ直線と平行な線との成す角とした。値が正の場合には骨盤が右傾斜、負の値の場合は左傾斜とした(図 2-11 B)。股関節は左右の上前腸骨棘と大腿骨の長軸である膝蓋骨中央(R\_PAT)と大腿骨中心(R\_THC)とを結ぶ直線との成す角とした(図 2-11 C)。値が正の場合には股関節外転位、負の場合は股関節内転位とした。

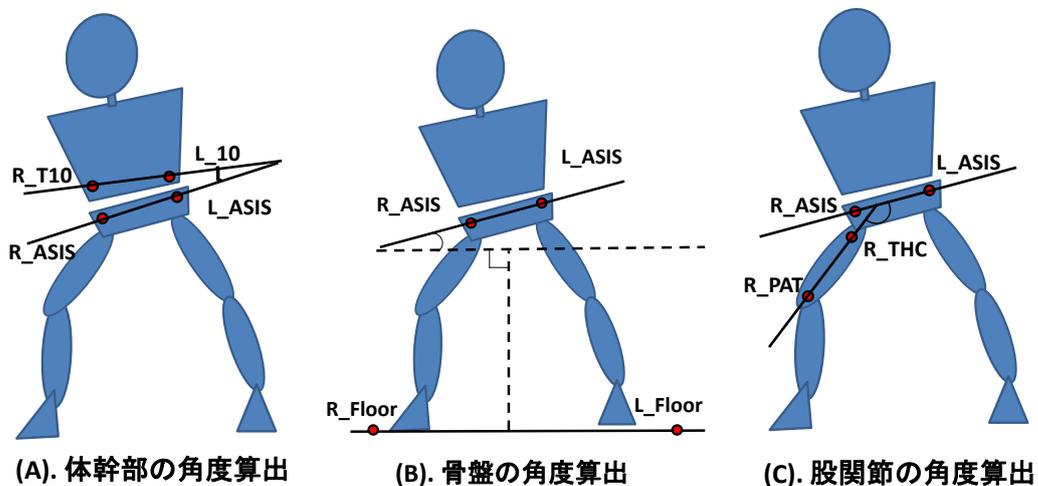


図 2-11. 解析方法

## 2-9. 測定項目

### 1) 角度変化量の算出

角度変化量は全力 pre、75%pre、全力 post ごとに Stance Cycle での体幹・股関節角度をそれぞれ算出した。得られたマーカー座標から三角関数を用いてエクセル上で角度算出を行い、Stance Cycle において体幹・股関節角度それぞれの最大値と最小値の差を角度変化量とした。

### 2) 角度変化の推移

Stance Cycle の時間を 10 等分し、10%区間における体幹・股関節の角度を平均し、体幹・股関節の角度変化の推移を求めた。

## 2-10. 統計処理

各 phase の筋活動量と体幹部・股関節の角度変化量の統計には速度変化での比較には全力 pre、75%pre を要因として、疲労前後での比較には全力 pre、全力 post を要因としてそれぞれ t 検定により比較した。また、内転筋の筋活動量と体幹・股関節角度変化量との相関は Pearson の積率相関係数  $r$  を用いて解析を行った。

有意水準は 5%として検定を行った。統計処理には、統計ソフトウェア SPSS Statistics19 を使用した。

### III. 結果

#### 3-1. 試技時間結果

サイドステップ 3 往復に要した試技時間を表 3-1 に示す。疲労前の全力 pre、75%pre、全力 post に要した時間は各々  $8.89 \pm 0.89$  秒、 $6.86 \pm 0.80$  秒、 $6.98 \pm 0.97$  秒であった。

表 3-1 試技時間

	75%pre	全力pre	全力post
試技時間(sec)	$8.89 \pm 0.89$	$6.86 \pm 0.80$	$6.98 \pm 0.97$
			(mean $\pm$ SD)

#### 3-2-1. 速度変化による筋電図結果

##### 1) 各 phase の全力 pre と 75%pre による試技速度での比較

各被験筋の phase 毎の筋活動を図 3-1 に示す。内転筋は接地前遊脚期で全力 pre が  $49.5 \pm 17.6\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。内転筋の筋活動は接地前 100msec の接地前遊脚期において最も高い筋活動を示しており、接地する前段階から筋活動が高まっていた。

中殿筋は Stance 前期と離地後遊脚期で全力 pre が各々  $42.3 \pm 29.6\%$ MVC、 $39.2 \pm 22.7\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

腹直筋はすべての Phase において全力 pre が各々  $11.5 \pm 8.8\%$ MVC、 $25.0 \pm 21.5\%$ MVC、 $28.9 \pm 13.2\%$ MVC、 $10.9 \pm 6.8\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

外腹斜筋は Stance 前期と Stance 後期、離地後遊脚期で全力 pre が各々  $43.2 \pm 17.6\%$ MVC、 $43.9 \pm 17.4\%$ MVC、 $20.5 \pm 13.3\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

内腹斜筋は Stance 後期、離地後遊脚期で全力 pre が各々  $60.7 \pm 59.1\%$ MVC、 $45.1 \pm 46.0\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

脊柱起立筋は Stance 前期と離地後遊脚期で全力 pre が各々  $37.0 \pm 16.7\%$ MVC、 $20.5 \pm 13.3\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

大腿直筋は離地後遊脚期で全力 pre が  $52.5 \pm 25.7\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

半腱様筋は接地前遊脚期と Stance 後期で全力 pre が各々  $52.4 \pm 28.4\%$ MVC、 $45.4 \pm 34.6\%$ MVC と 75%pre よりも有意に大きかった。

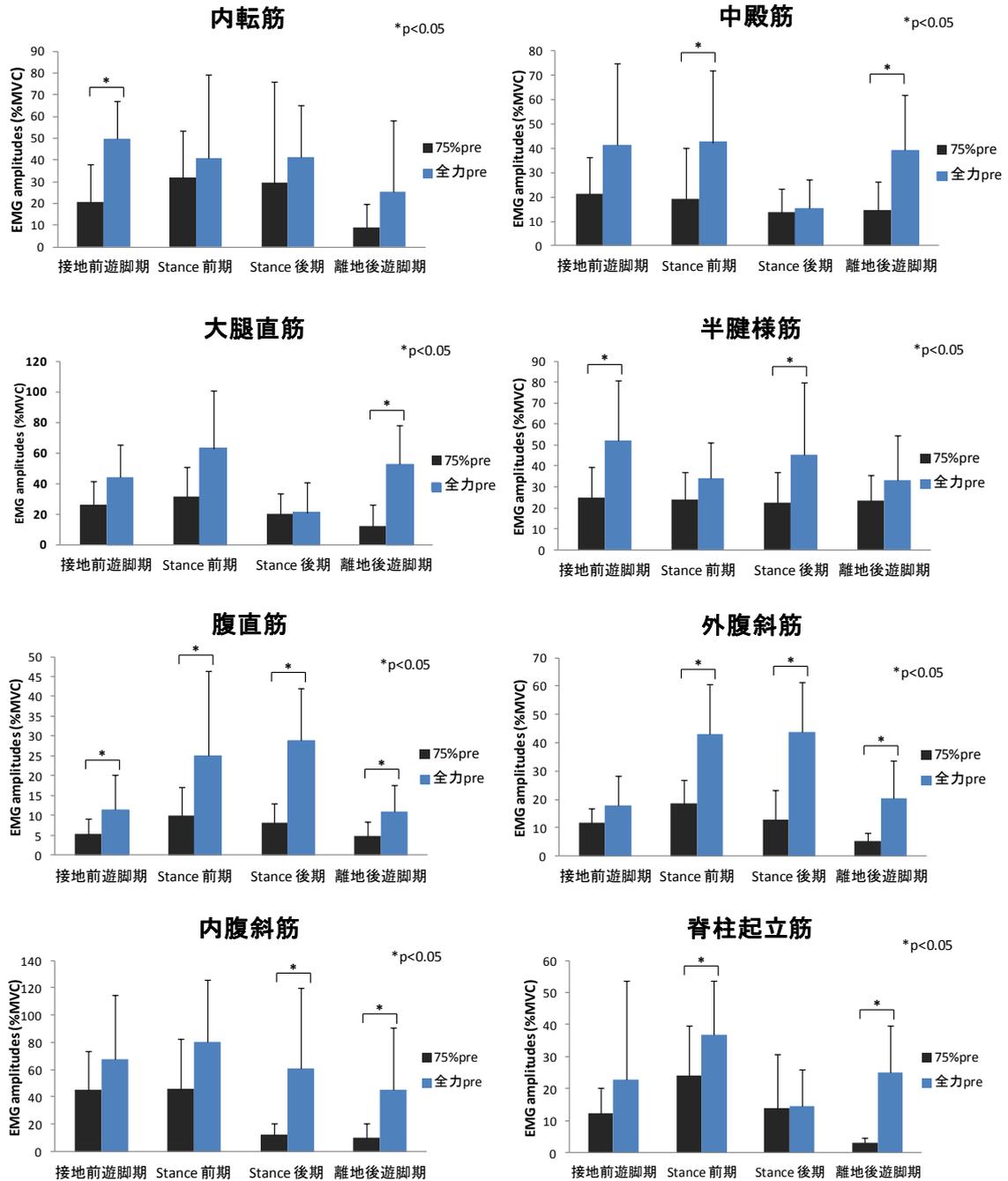


図 3-1. 全力 pre と 75%pre の比較

### 3-2-2. Stance Cycle での体幹部、骨盤、股関節の角度変化量

体幹部の角度変化量は、全力 pre では  $8.4 \pm 10.5$  度、75%pre では  $4.6 \pm 1.5$  度、全力 post では  $10.5 \pm 9.7$  度であり、全力 pre と 75%pre との間に有意な差を認めた ( $p=0.02$ ) (図 3-2)。その他の角度変化では有意差はみられなかった。

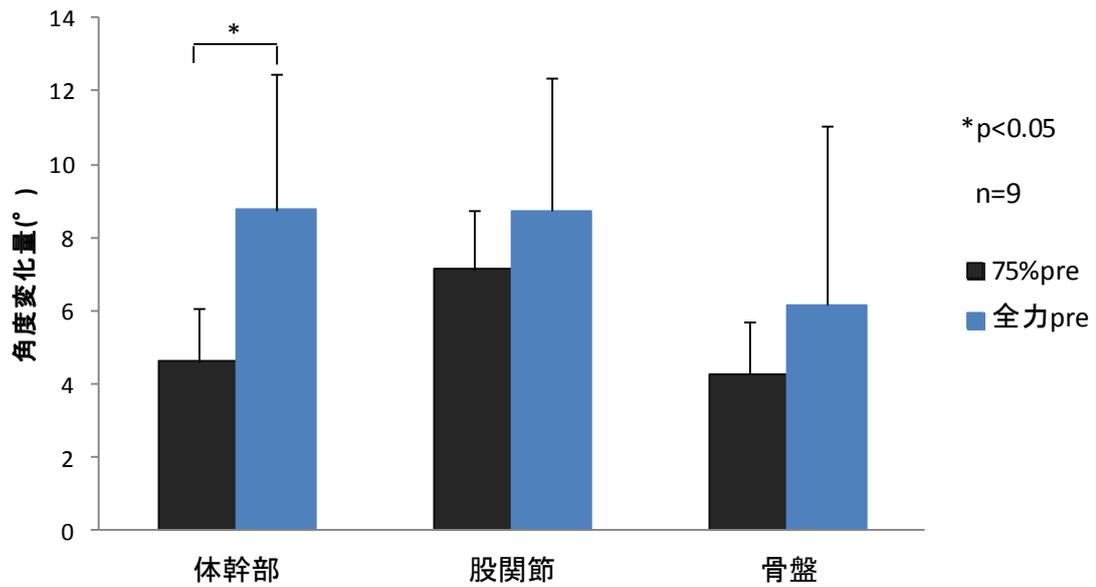


図 3-2. 75%pre と全力 pre での角度変化量の比較

### 3-2-3. Stance Cycle での体幹部、骨盤、股関節の角度変化の推移

接地から離地までの時間を 100%で正期化しており、OQUS データを 10%ごとに平均化し体幹部、骨盤、股関節の角度変化の推移をグラフに示した(図 3-3 A、3-3 B、3-3C)。

#### 1) 体幹部角度変化の推移

全力 pre は 75%pre と比較して Stance 前期で左側屈傾向が強く、Stance 前期で急激な右側屈を示し、Stance Cycle 全体で角度変化の増加を示した(図 3-3 A)。

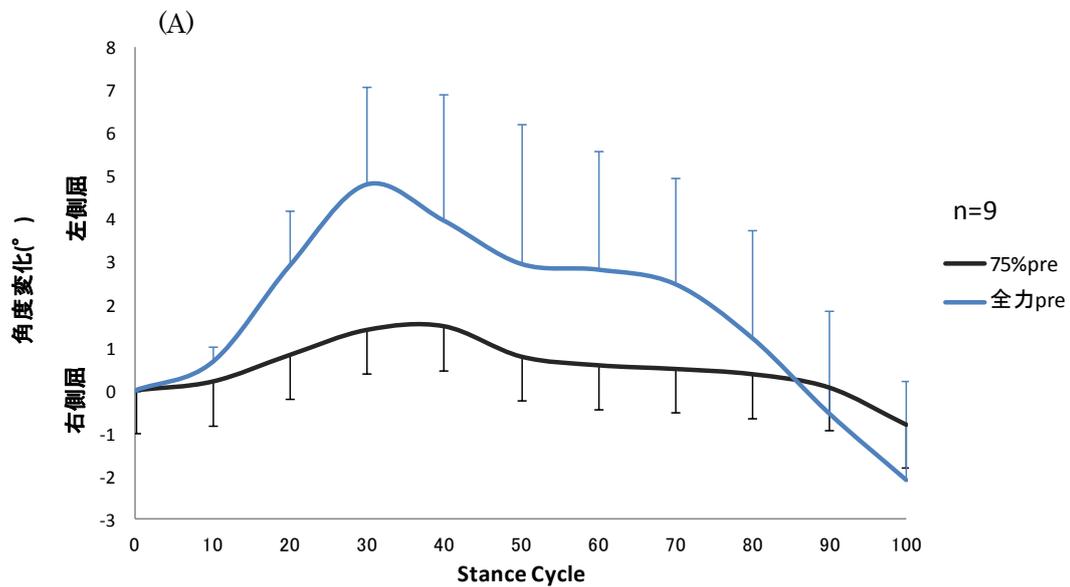


図 3-3(A). 75%pre と全力 pre の体幹部角度変化量の推移

2) 骨盤角度変化の推移

全力 pre は 75%pre と比較して Stance Cycle 50%付近で顕著な右傾斜傾向を示し、Stance 後期で顕著な左傾斜を示した(図 3-3 B)。

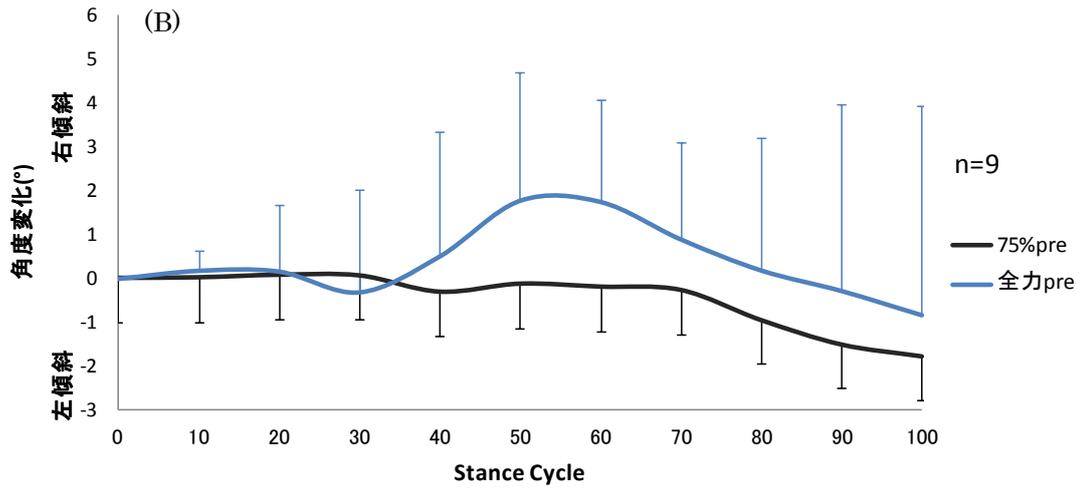


図 3-3(B). 75%pre と全力 pre の骨盤の角度変化量の推移

3) 股関節角度変化の推移

全力 pre は 75%pre と比較して Stance Cycle の 20%から股関節外転の増加を示した(図 3-3 C)。

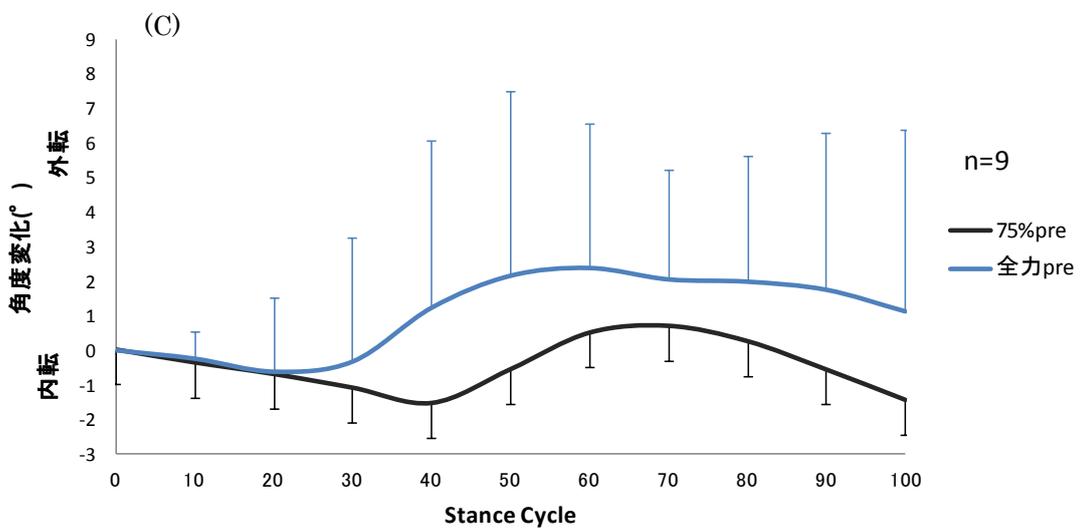


図 3-3(C). 75%pre と全力 pre の股関節角度変化量の推移



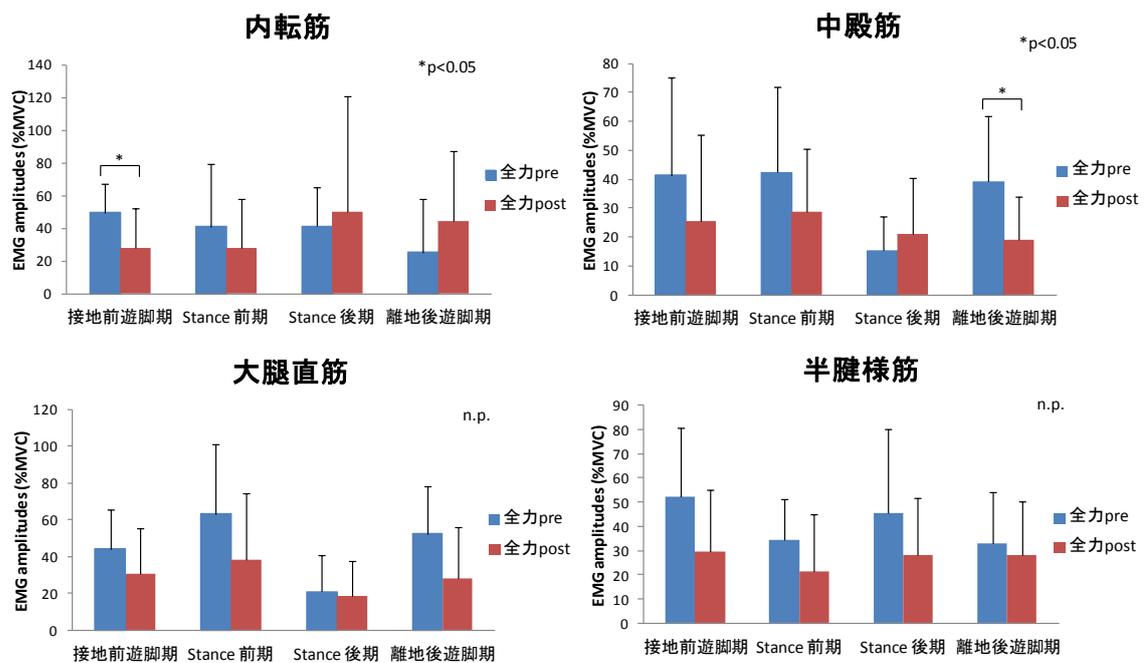
### 3-3-1. 疲労前後による筋電図結果

#### 1) 各 phase の全力 pre と全力 post による疲労前後での比較

各被験筋の phase 毎の筋活動を図 3-4 に示す。内転筋は接地前遊脚期で全力 post が  $28.1 \pm 23.7\%MVC$  と全力 pre ( $49.5 \pm 17.6\%MVC$ ) よりも有意に小さかった。また、全力 post は Stance 後期や離地後遊脚期において全力 pre よりも内転筋筋活動の増加傾向を示した。

中殿筋は離地後遊脚期で全力 post が  $19.2 \pm 14.9\%MVC$  と全力 pre よりも有意に小さかった。

外腹斜筋は Stance 前期と Stance 後期で全力 post が各々  $11.7 \pm 9.9\%MVC$ 、 $20.8 \pm 19.8\%MVC$  と全力 pre よりも有意に小さかった。



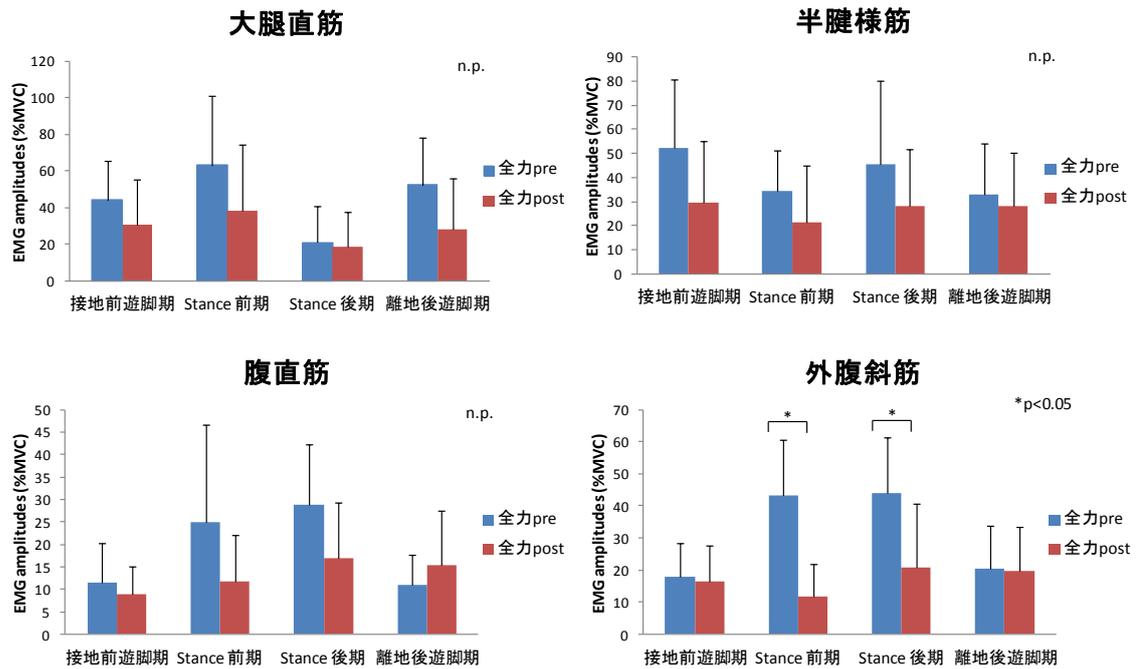


図 3-4. 全力 pre と全力 post による疲労前後での比較

### 3-3-2. Stance Cycle 体幹部、骨盤、股関節の角度変化量

疲労前後による Stance Cycle での体幹部、骨盤、股関節の角度変化量は有意な変化はみられなかった(図 3-5)。

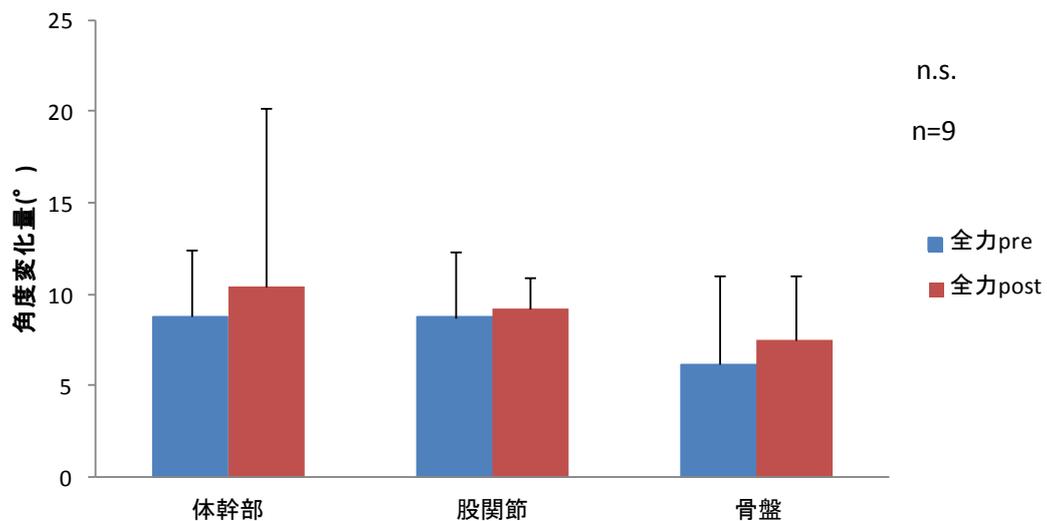


図 3-5. 全力 pre と全力 post での角度変化量の比較

### 3-2-3. Stance Cycle での体幹部、骨盤、股関節の角度変化の推移

接地から離地までの時間を 100%とし、体幹・骨盤・股関節における 10%ごとの平均角度変化量の推移をグラフに示した(図 3-6 A、3-6 B、3-6 C)。

#### 1) 体幹部角度変化の推移

全力 pre は全力 post と比較して Stance Cycle 全体で、大きな左側屈傾向を示した(図 3-6 A)。

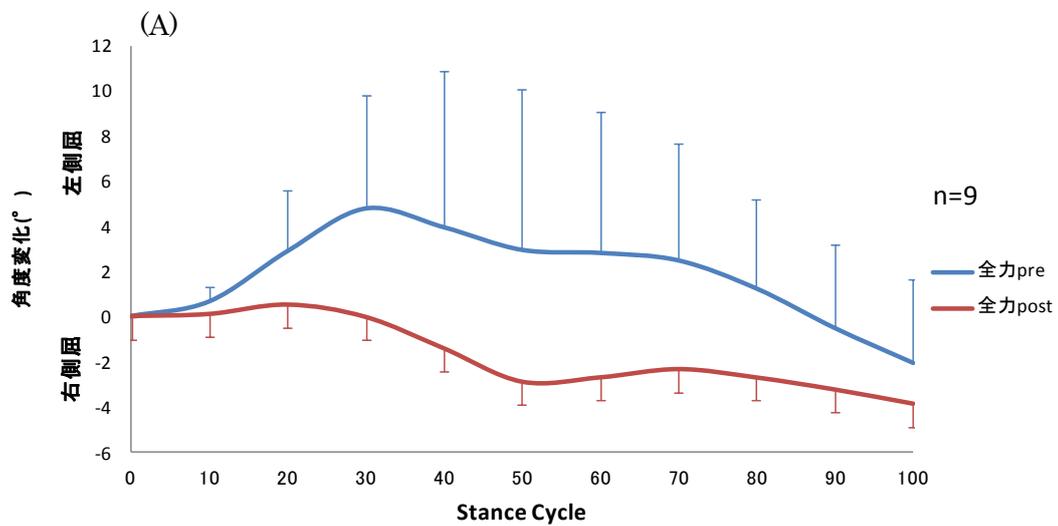


図 3-6(A). 全力 pre と全力 post の体幹部角度変化の推移

2) 骨盤角度変化の推移

Stance Cycle 前期において全力 post は全力 pre と比較して大きな右傾斜の傾向を示し、Stance Cycle 後期では顕著な内転運動を示した(図 3-6 B)。

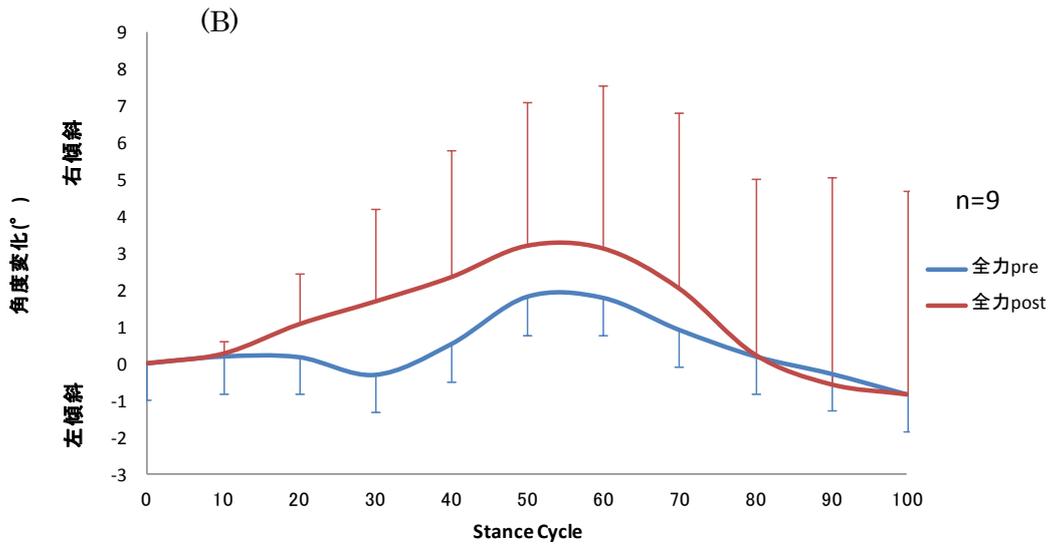


図 3-6(B). 全力 pre と全力 post の骨盤角度変化の推移

3) 股関節角度変化の推移

全力 post は全力 pre と比較して、外転傾向が大きく Stance Cycle の後半で顕著な内転傾向を示した(図 3-6 C)。

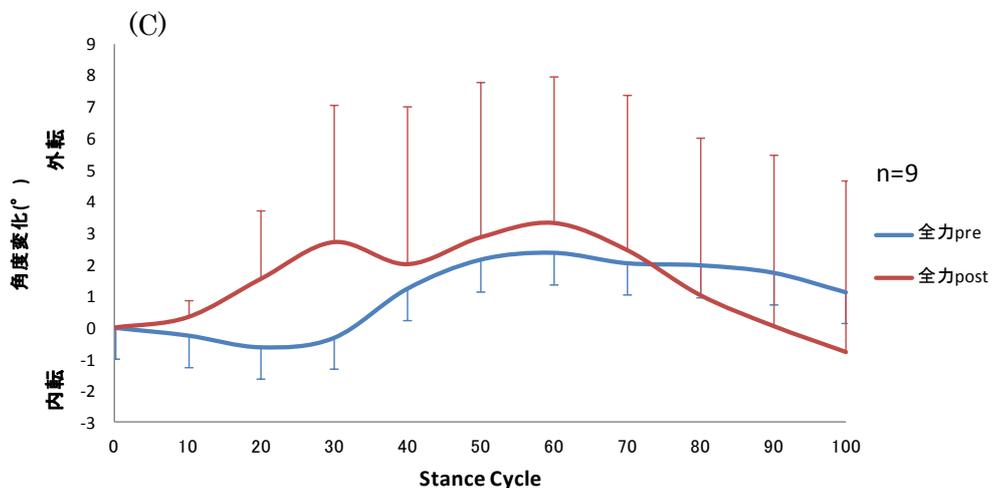


図 3-6(C). 全力 pre と全力 post の股関節角度変化の推移

### 3-3. 内転筋筋活動と体幹・股関節挙動との相関

いずれの条件においても有意差を認めなかったが、75%preにおいては内転筋筋活動量が増加すると股関節角度変化量が小さくなる傾向( $r=-0.61$ 、 $p=0.08$ )を認めた(図 3-7)。

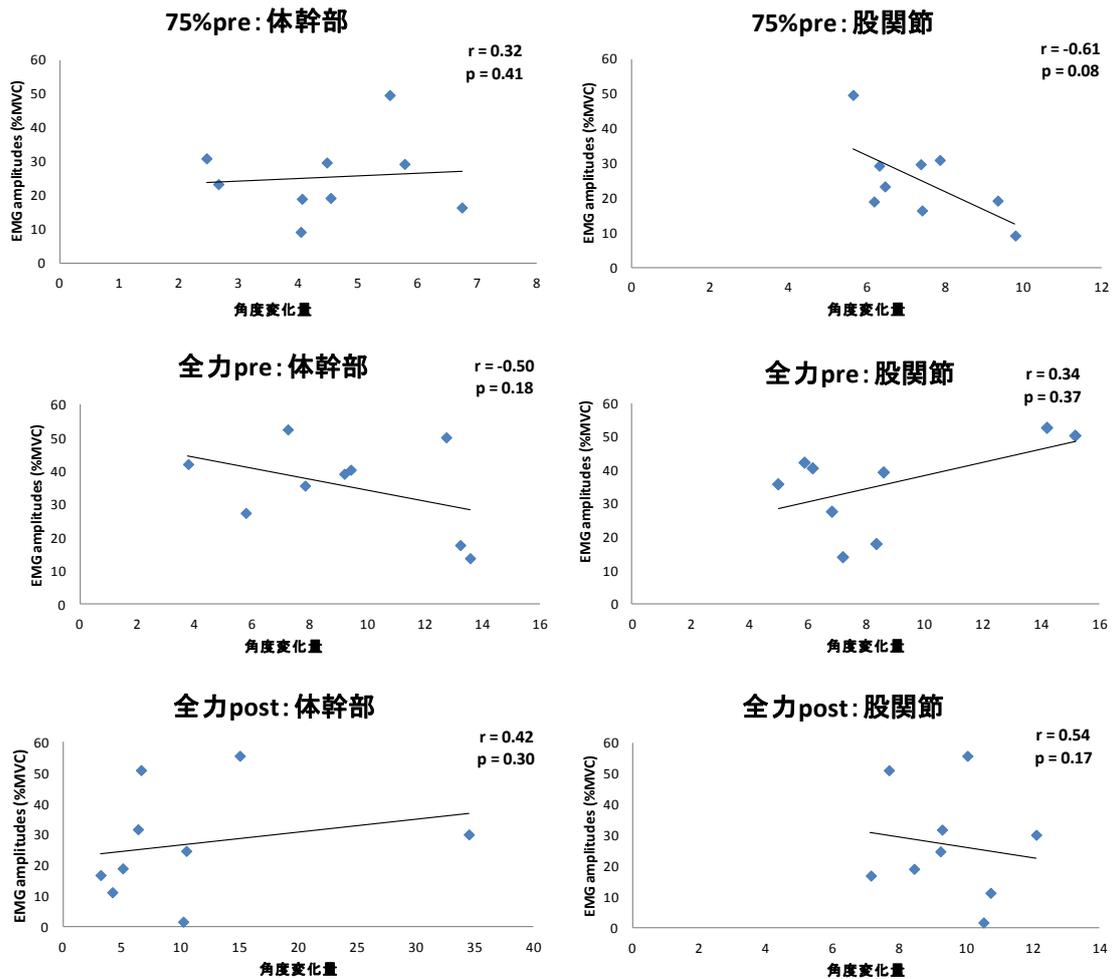


図 3-7. 内転筋の筋活動と体幹部、股関節角度変化量との相関

#### IV. 考察

##### 4-1. 速度変化によるサイドステップへの影響

鼠径部痛症候群の発生頻度の多い内転筋に着目すると接地前遊脚期において最も筋活動が高く、75%pre との間に有意差を認めた。Christoph.や Hai.は歩行速度変化が上昇することによって、体幹の筋活動量が上昇することを報告している<sup>(21,23)</sup>。また、Iida.の 35cm からのドロップジャンプの研究では、接地前 100msec から中殿筋の筋活動が開始することを報告している<sup>(24)</sup>。全力 pre では動作スピードが 75%pre よりも有意に速く、接地時のより強い衝撃に耐えるために接地直前から接地の衝撃に備えて内転筋のフィードフォワード機能が生じたものと考えられる。

その他の被験筋においても、全力 pre が 75% pre と比較して筋活動の増加を示した。これは前述した Christoph.の歩行時の筋活動を速度変化で比較した研究と同様に、サイドステップ時においても運動速度の増加に伴い筋活動量が増加することが明らかとなった<sup>(21)</sup>。

体幹部の角度変化量は全力 pre が 75%pre よりも有意に大きかった。また図 3-3(A)の体幹部の角度変化推移のグラフから全力 pre では 75%pre よりも左側屈傾向が強くなっていることが示された。Jeff.の研究では、歩行での切り替えし動作時ではスムーズな重心移動を行うため、進行方向へ体幹部を傾けながら切り替えしを行っていたと報告している<sup>(25)</sup>。そのことから、試技速度が上昇し、左方向への重心移動が増加したため角度変化が大きくなった可能性が考えられる。

##### 4-2. 疲労前後によるサイドステップへの影響

疲労後での各被験筋の筋活動は全体的に低下傾向を示した。先行研究では連続的な筋収縮は筋力の低下を引き起こすということが報告されているため、本疲労試技によって筋活動の低下傾向を示したと考える<sup>(26)</sup>。その中で有意差がみられたのは、内転筋であり接地前遊脚期において全力 post は全力 pre と比較して有意に低値を示した。Hodges による腰

痛者を対象とした上肢挙上時の腹横筋の筋収縮時間を調査した研究では、腰痛あり群は腰痛なし群と比較して腹横筋の有意な筋収縮の遅れを報告した<sup>(27)</sup>。本研究では接地前遊脚期での内転筋のフィードフォワード作用が低下したことから、鼠径部痛においても同様な機能変化が起こる可能性が考えられる。また角度変化推移では疲労後に **Stance Cycle** 前半で骨盤の右傾斜を示す一方で、股関節では外転傾向を示したことから、疲労による内転筋フィードフォワード作用の低下が **Stance Cycle** 前半での股関節の運動様式に影響を与えたことが考えられる。

離地後遊脚期における中殿筋の筋活動では、全力 **post** が全力 **pre** と比較して有意に低値を示し、**Stance** 後期や離地後遊脚期で内転筋の筋活動が増加傾向を示した。さらに股関節の角度変化推移の結果より、疲労後で **Stance Cycle** 後半に股関節の顕著な内転傾向を示した。**Christoph** は選択的な外転筋の疲労によって、切り替えし動作時の股関節内転角度が増加し股関節の不安定性が高まることで **ACL** 損傷リスクが増加するということを報告している<sup>(28)</sup>。本研究では、ラテラルジャンプによる疲労が股関節の不安定性を生じ、内転筋への負荷を増幅させていたことから、鼠径部痛の一要因となっている可能性を示した。

全力 **post** の体幹角度は、全力 **pre** と比較して **Stance Cycle** において右側屈傾向を呈した。また、同 **Phase** での全力 **post** の筋活動は外腹斜筋において有意な減少を認めた。これは疲労によって切り返し時の体幹部の制動が機能せず、重力方向に右側屈したため、右外腹斜筋の筋活動が減少したものと考えられる。先行研究によると、鼠径部痛発生には股関節の動きや体幹の安定性、上下肢との協調性の欠如が鼠径部痛発症に関係すると報告されていることから、疲労による体幹部の不安定性が鼠径部痛発症へにつながる可能性が考えられる<sup>(12)</sup>。

#### 4-3. 内転筋の筋活動と股関節角度変化との相関

内転筋と **75%pre** の股関節の角度変化において、内転筋の筋活動が増加すると股関節の角度変化量が減少するという傾向を示した。先行研究においても側方の骨盤挙動の安定性

に内転筋の機能が関係していることが報告されており、本研究においても 75%pre においてのみ同様な結果が得られた<sup>(5)</sup>

#### 4-4. 本研究の限界

本研究での限界は OQUS カメラが 2 台であったため、サイドステップにおける前額面上での二次元解析となった点である。本研究では、回旋や前後屈動作は考慮していないが、より正確なデータを得るにはカメラの台数を増やし三次元的に解析を行うことが必要である。また鼠径部痛患者はカッピングやクロスステップなどで痛みを誘発することが報告されていることから、鼠径部痛発症を解明するには様々な側方動作時の体幹・股関節の角度変化を調査する必要がある<sup>(7,8)</sup>。今後はカメラを増やし、鼠径部痛発症に関係すると思われるカッピング動作や様々な角度の切り替えし動作を三次元的に解析することが重要であると考えられる。

## V. 結論

本研究では、側方動作時の体幹・股関節周囲筋活動と前額面での体幹、骨盤、股関節挙動から、鼠径部痛症候群の発生要因を検討した結果、疲労が内転筋のフィードフォワード機能を低下させ、接地時の体幹部の制動力低下や離地後の股関節不安定性を生じたことが鼠径部痛発症に関与する可能性が示唆された。

## VI. 謝辞

修士論文の執事を終えるにあたり、多くの方々にご指導を承り、また御支援頂いたことに深甚なる謝意を表します。

早稲田大学大学院スポーツ科学学術院、金岡恒治准教授には本大学院 2 年間にわたり指導教員として多くのことをご指導頂きましたことに大変感謝しております。また、本論文の審査をしていただいた、早稲田大学スポーツ科学学術院、福林徹教授、鳥居俊准教授に感謝いたします。早稲田大学金岡研究室助手、大久保雄先生には実験サポートから実験機材の搬送、解析、論文作成に至るまで多大なるご指導を賜りましたことに深謝致します。

早稲田大学スポーツ科学研究科金岡研究室の太田恵氏、成田崇也氏、大塚潔氏にはリサーチミーティングや抄読会を通じてアドバイスを頂き感謝しております。

実験検者としてご協力頂いた早稲田大学スポーツ科学研究科金岡研究室松永直人氏、住友宏充氏、九十歩和己氏には厚く御礼申し上げます。また今回の実験で快く被験者を引き受けて下さった皆様にも心よりお礼申し上げます。さらに実験を実施するにあたり早稲田大学スポーツ科学部中村千秋准教授、早稲田大学スポーツ科学学術院広瀬統一准教授には快く施設を提供して頂き誠に感謝しております。私が早稲田大学スポーツ科学研究科に入学する際、右も左も分からない私を身近で支えて下さった同期の朴善基氏、関根千恵氏、賢木友理絵氏には厚く御礼申し上げます。

大学院進学にあたり多大なサポートをして下さり、新潟経営大学在学時から多くのご指導を頂きました新潟経営大学の上松大輔准教授に深謝致します。

最後になりましたが、早稲田大学大学院で勉強する機会を与えてくれ、常に私を応援してくれた家族に感謝致します。

## VII. 参考文献

1. J Werner, M Hägglund, M Waldén : UEFA injury study. a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. Br J Sports Med 2009 43: 1036-1040 .2009.066944
2. Donna M. O'Connora : Groin injuries in professional rugby players: a prospective study. Journal of Sports Sciences. Journal of Sports Sciences, 2004, 22, 629-636
3. Daniel Avrahami : Adductor tendinopathy in a hockey player with persistent groin pain: a case repor. J Can Chiropr Assoc 2010; 54(4)
4. Geoffrey M. Verrall, John P. Slavotinek, Gerald T. Fon and Peter G. Barnes : Outcome of Conservative Management of Athletic Chronic Groin Injury Diagnosed as Pubic Bone Stress Injury Am J Sports Med 35: 467 originally published online January 31, 2007
5. Gregory S Kolt Lynn Snyder-Mackler (2006)(翻訳 守屋秀繁・土屋明弘訳「18章 骨盤、股関節、鼠径部」『スポーツリハビリテーション』西村書店 p265-276
6. 菊池臣一編(2011)『股関節の痛み』南江堂 p40-49
7. Peter Brukner and Karim Khan(翻訳 赤坂清和・河西理恵・黒澤和生・丸山仁司訳)(2009)「鼠径部の慢性痛」『臨床スポーツ医学』医学映像教育センター p392-411
8. 仁賀定雄 池田浩夫(2011)「スポーツ選手の鼠径部痛」『下肢のスポーツ外傷と障害』中村耕三・宗田大編 中山書店 p164-181
9. 黒澤尚、星川吉光、高尾良英 編、坂西英夫、川野哲英『スポーツ外傷学IV』医歯薬出版株式会社 下肢 p 30-38
10. 伊藤鉄夫編(1991)『股関節外科学 改訂4版』金芳堂 p19-36
11. Donald A. Neumann(2005)(翻訳 嶋田智明・平田総一郎訳)「第12章股関節」『筋骨格筋系のキネシオロジー』医歯薬出版株式会社 p430-437
12. 仁賀定雄(2005)「鼠径部ヘルニア改めて鼠径部痛症候群」『Training jurnal January

2005』 p46-47

13. I.A.KAPANDJI(2008)(翻訳 萩島秀男・嶋田智明訳)「第一章 股関節」『カパンディ関節の生理学 下肢 原著第5版』医歯薬出版株式会社 p50-54
14. Jaap A.C.G.Jansen,MSc.Bart,Jam M.A.Mens:The Effect of Experimental Groin Pain on Abdominal Muscle Thickness.Clin J Pain.May2010 Volume 26,Number 4 .
15. Jaap Jansen, Adam Weir, Renee, Jan Mens, Frank Backx, Henk Stam : Resting thickness of transversus abdominis is decreased in athletes with longstanding adduction-related groin pain. Manual Therapy 15 (2010) 200–205
16. Cowan, S. M., A. G. Schache, P. Brukner, K. L. Bennell, P. W. Hodges: Delayed Onset of Transversus Abdominus in Long-Standing Groin Pain. Med. Sci. Sports Exerc. Vol. 36, No. 12, pp. 2040–2045, 2004.
17. P Malliaras, A Hogan, A Nawrocki, K Crossley , A Schache : Hip flexibility and strength measures: Reliability and association with athletic groin pain.Br J Sports Med 2009;43:739-744
18. P Malliaras,A Hogan,A Nawrocki: Hip flexibility and strength measures. Reliability and association with athletic groin pain. Br J Sports Med 2009 43:739-744.
19. Geoffrey M. Verrall a, John P. Slavotinekb, Peter G. Barnes,a,Adrian Esterman,c, Roger D. Oakeshotta, Anthony J. Spriggins: Hip joint range of motion restriction precedes athletic chronic groin injury. Journal of Science and Medicine in Sport (2007) 10, 463-466
20. Carolyn J. Taylor Tania Pizzari: Groin pain and hip range of motion is different in Indigenous compared to non-indigenous young Australian football players. Journal of Science and Medicine in Sport 14 (2011) 283–286
21. Christoph Anders, Hei ko Wagner, Christian Puta, Roland Grassme ,Alexander

- Petrovitch, Hans-Christoph Scholle: Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17 (2007) 245–252
22. 松田雅弘、高梨晃、川田教平、宮島恵樹、野北好春、塩田琴美、小山貴之、打越健太、越田専太郎、橋本俊彦：股関節外転筋疲労が片脚立位姿勢の制御と筋活動に及ぼす影響、*理学療法学*、26(5)、2011、679-682
23. Hai H, Onno G, Meijer a, Paul W. Hodges.:Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Human Movement Science* (2011) doi:10.1016/j.humov.2011.09.002
24. Yoshiaki Iida, Hiroaki Kanehisa: Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21 (2011) 602–609
25. Jeff R. Houck a, Andrew Duncan : Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture* 24 (2006) 314–322
26. 青木純一郎・佐藤佑・村岡功「エネルギー出力の生理学」『スポーツ生理学』p12-19
27. Paul W. Hodge. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* (2001) 141:261–26
28. Geiser, C. O’connor, and J. E. Earl.: Effects of Isolated Hip Abductor Fatigue on Frontal Plane Knee Mechanics. *Med.Sci. Sports Exerc.*, Vol. 42, No. 3, pp. 535–545, 2010.