

2014年度 修士論文

繰り返し動作に
体幹深部筋トレーニングが
即時的に及ぼす影響

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

5013A018-1

上野 彬恵

研究指導教員： 金岡 恒治 教授

目次

I . 緒言	1
II . 仮説と目的	6
III . 方法	7
IV . 結果	
IV-1. 【検討項目 1】 繰り返し方向の予測の有無がパフォーマンス, 関節角度, 体幹筋活動に及ぼす影響	17
IV-2. 【検討項目 2】 体幹深部筋トレーニングがパフォーマンス, 関節角度, 体幹筋活動に即時的に及ぼす影響	
2-1. 予測時	23
2-2. 非予測時	27
2-3. トレーニングの即時効果を認めた対象者と 認めなかった対象者の比較	31
V . 考察	
V-1. 【検討項目 1】 , 【検討項目 2】 に関して	38
V-2. 本研究の限界	42
VI . 結論	43
VII . 参考文献	44
VIII . 謝辞	50

I. 緒言

体幹は身体の中心部にあり，四肢を繋いでいるため，全ての動作の起点となる(Akuthota & Nadler, 2004). 従って，四肢を動かす際には体幹が基盤となり，体幹の機能が安定することによって様々な動作や姿勢の変化に対応することができる(今井, 2012). そのため，多くのスポーツ競技において運動選手たちはパフォーマンス向上や障害予防のために体幹トレーニングを行っている．トレーニング効果に関する研究として，長期的に体幹トレーニングを実施することで運動パフォーマンスの向上を示した研究は多く報告されており，いくつかの先行研究では即時的なトレーニング効果としてバランス能力やジャンプパフォーマンスが向上したと報告している．しかし，体幹トレーニングのスポーツ動作に及ぼす即時的な影響を調べた研究は極めて少ない．近年，試合前のウォーミングアップの時間に体幹部へのトレーニングを行うスポーツチームが多く見受けられるが，そのトレーニングが運動パフォーマンスに及ぼす影響は明らかとなっていない．

様々なスポーツで行われる繰り返し動作にも体幹は重要な役割を担っており，繰り返し動作を素早く行うために体幹の傾斜角度を減らす等の姿勢調整が重要であるとされている．従って，繰り返し動作のパフォーマンスを高めるには，体幹部の安定性を高め，下肢へ効率良く力を伝達することが必要となる．

体幹部の安定性向上のために，スポーツや医療の現場で体幹深部筋トレーニングが行われているが，このトレーニングがスポーツ動作に特有の繰り返し動作に即時的に及ぼす影響を明らかにすることは，スポーツ現場でのトレーニング実施者にとって有意義であると考えられる．

1. 体幹の安定性

体幹は身体の中心部にあることから，”Core”と称されることも多い．Kiblerらは体幹の安定性(Core Stability)を，体幹の位置や動きをコントロールする能力としており，それによってスポーツ活動中における四肢への力の伝達や動きの調整を最適に行うことができるとしている(Kibler et al., 2006)．また，身体活動中の安定性は，動的安定性とも呼ばれ，齋藤は体幹の動的安定性を，体幹に求められる身体内外の変化に柔軟に対応する能力としている(齋藤, 2007)．これらを受けて，本研究における体幹の安定性とは，身体内外の要因によって体幹に求められる変化に対応し，体幹の位置や動きをコントロールする力と定義する．

体幹部の筋群は，表層筋と深部筋に分類され，双方が体幹の安定性に対して異なる役割を担っている(Bergmark, 1989)．腹直筋，脊柱起立筋，外腹斜筋などの表層筋群は，主に関節運動や身体重心のコントロールに関与しており，腹横筋，内腹斜筋，多裂筋などの深部筋群は，主に脊柱や骨盤の安定性に関与しているとされている(Hodges & Richardson, 1997)．体幹の安定性は，この表層筋群と深部筋群を含める複数の筋における共同的な収縮によって高まると考えられている(Hodges & Moseley, 2003; Cholewicki et al., 2002; McGill et al., 2003)．

体幹安定性は，全身に力を伝えるために重要な要素であるとされている(今井, 2012)．全身に効率良く力を伝達することが重要である運動パフォーマンスに関する報告では，中長距離のランナーにおいて体幹安定性が障害予防やパフォーマンスに繋がるというもの(Fredericson & Moore, 2005)，体幹安定性が高いほど高いジャンプができるというもの(大久保 智明ら, 1997)などがあり，体幹の安定性は運動パフォーマンスに大きく関係することが示されている．

2. 体幹トレーニングの効果

体幹部へのトレーニングとしては、体幹の屈曲を繰り返す **Sit up** などの腹筋運動や、体幹の伸展を繰り返す **Back extension** などの背筋運動が従来より行われてきた。このような動的なトレーニングの他に、近年では脊柱や骨盤をニュートラルポジションに保ちながら、自体重を利用して体幹保持運動を行う体幹深部筋トレーニングがスポーツや医療の現場で導入されている。これは、体幹の表層筋と深部筋の共同収縮や、支持基底面によって深部筋の選択的収縮を行い(O'Sullivan, 2000)、体幹の安定性を向上させるエクササイズとされている(金岡 恒治 & 小泉 圭介, 2013)。体幹深部筋トレーニングの種類としては、腹直筋・外腹斜筋・内腹斜筋・腹横筋を活動させる **Elbow-toe**、外腹斜筋・内腹斜筋・腹横筋・中殿筋を活動させる **Side bridge** などが挙げられる(Czaprowski et al., 2014; Lehman et al., 2005; Okubo et al., 2010)。これらのトレーニングは深部筋だけでなく表層筋にも同時に働きかける。また、基本姿勢から四肢を挙上させたり、ボール等を用いて支持部分を不安定にさせたりすることで、負荷の大きさや、活動させる筋を変化させることができる。

体幹トレーニングの効果としては、長期介入により、ジャンプ高の増加とスプリントタイムが短縮(Fredericson & Moore , 2005)、5000m タイムの短縮(Sato & Mokha, 2009)などが報告されている。また、体幹深部筋トレーニングの即時効果を検討した研究もあり、動的・静的バランス能力の向上やリバウンドジャンプの向上(今井, 2012)、ドロップジャンプやリバウンドジャンプの向上(橋本ら, 2011)が報告されている。しかし、即時効果に関する研究は極めて少ないため、スポーツ活動に特有の素早い切り返し動作に対する即時効果は明らかとなっていない。また、体幹トレーニングに関する研究では介入効果を認めなかったものも多くみられるが、どのよう

な対象に効果があるのか，効果のある対象とない対象とで何が違うのかについて調べた研究もみられない．

3. 繰り返し動作

繰り返し動作は，方向転換動作やカッティング動作とも呼ばれ，スポーツ中は素早い繰り返し動作が求められる場面が多い．主にバスケットボール，サッカー，ハンドボール等の種目で多く用いられ，プロサッカーの試合においては 1 試合あたり約 700 回もの繰り返し動作が行われる (Bloomfield et al., 2007)．繰り返し動作では体幹部の安定性が求められるとされており (Jamison et al., 2013; Sasaki et al., 2011; Nagano et al., 2013)，Sasaki らは 10m 折り返し走のタイムを短縮させるには，体幹部を安定させ，繰り返し中の前方への体幹傾斜変位量を減らすことが重要であるとしている (Sasaki et al., 2011)．また，ボールのキャッチや奪取のためにジャンプし，その着地後にすぐ繰り返しを行うという状況も少なくない．着地局面では体幹部に大きな慣性モーメントが加わるため，体幹の制御が必要とされる (Gruber et al., 1998; Pain & Challis, 2006)．そのため，着地と同時に腹腔内圧が急激に上昇したり (Cresswell et al., 1994)，体幹(深部)筋が着地前から働くことで，着地時の体幹の安定性を確保している．以上より，繰り返し動作と着地動作の双方で体幹の安定性が重要であり，体幹の安定性が向上することにより，着地からの繰り返し動作におけるパフォーマンスが向上する可能性があると考えられる．

更に，繰り返し動作について，Young らは，スポーツ活動において予め繰り返し方向が予測できていることは稀であり，大部分の繰り返し動作が繰り返す直前まで進行方向がわからないとしている (Young & Farrow, 2006)．また次の動作の予測ができていない繰り返し動作では，適切なタイミ

ングかつ最小限の動きで姿勢を変えることが可能であることに対して、予測を欠いた状況では、姿勢調整にかかる時間を短縮するための身体の動きに変化を与えるとされている(Besier et al., 2001; Kim et al., 2014). 従って、着地直前まで進行方向が予測できない状況における繰り返し動作では、予測できている繰り返し動作と比べて、繰り返し動作を行う速さが遅延すると推察する. しかし、体幹の安定性が向上することにより、直前に進行方向が指示されるという外的な要因に対しても柔軟な対応をすることが可能となり、繰り返し動作の遅延を短縮することができると考える.

II. 仮説と目的

着地動作と繰り返し動作には体幹安定性が重要であることから，体幹深部筋トレーニングを行うことで，体幹の安定性が向上し，着地からの繰り返し動作のパフォーマンスを即時的に向上させる可能性があると考えられる．また，体幹トレーニングの介入において効果がなかったとする報告も多いため，介入効果のある対象とない対象の間で繰り返し動作中に異なる動態を呈し，体幹深部筋トレーニングを介入することによってなんらかの特異的な変化が生じると予測される．以上の仮説を検証するために二つの目的を設定した．

1】 繰り返し動作時に進行方向を予測している場合と，予測していない場合のパフォーマンス，体幹・下肢の関節角度，体幹筋活動の違いを明らかにすること．（検討項目 1）

2】 体幹筋深部筋トレーニングの介入によって何らかの効果を認めた対象者の繰り返し動作における特徴を明らかにする．このことによって体幹深部筋トレーニングが繰り返し動作に及ぼす即時的な影響について検討すること．（検討項目 2）

Ⅲ. 方法

1. 対象者

本研究の対象者は、一般健常男性 6 名(年齢 23 ± 2 歳, 身長 176.5 ± 6.0 cm, 体重 68.6 ± 5.7 kg, バスケットボール経験者 5 名, サッカー経験者 1 名), 一般健常女性 6 名(年齢 21 ± 3 歳, 身長 157.6 ± 4.0 cm, 体重 50.4 ± 3.8 kg, バスケットボール経験者 5 名, ハンドボール経験者 1 名)の計 12 名とした。対象者の選定条件は、下記のように設定した。

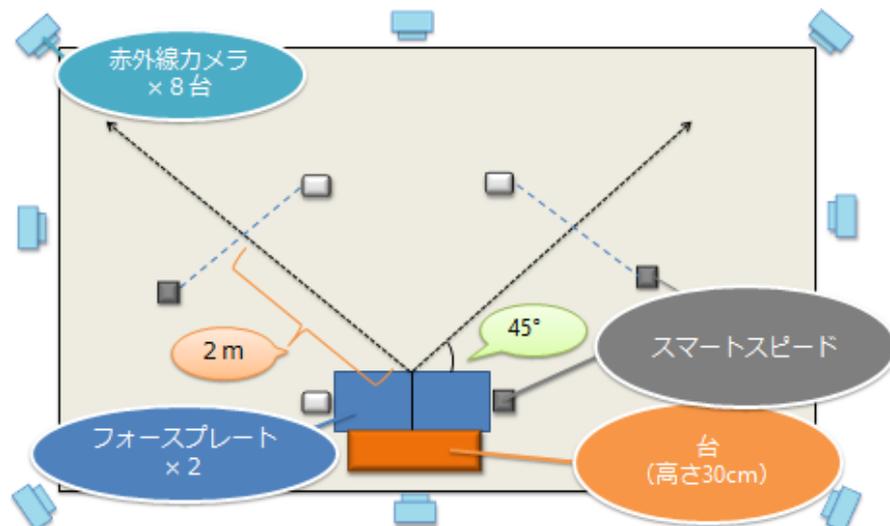
- 測定実施の時点で 1 年以上選手として競技を行っていないこと
- 体幹深部筋へのトレーニング習慣がないこと
- 繰り返し動作を多用するバスケットボール・サッカー・ハンドボールのいずれかの種目で、フィールド選手としての競技歴が 3 年以上あること
- 膝関節の既往歴が無いこと
- 下肢・体幹部に手術歴が無いこと。

研究に先駆け、全ての対象者に事前に研究の要旨と内容を説明し、書面にて本人の同意を得た。本研究は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理委員会」の承諾を得た上で研究を行った。

2. 実験プロトコール

課題試技は両脚着地からの斜め前方への走行とし，試技中の床反力，関節角度，筋活動の測定をトレーニング介入前に1回，介入後に1回行った．介入前の測定(介入前)が終了した10分後に介入後の測定(介入後)を行った．本研究では，対象者の学習効果による影響を除くために，事前に練習日を設け，十分に試技の説明と練習を行った．実験当日は，ウォーミングアップとして測定前に測定時と同程度の課題試技を行わせ，十分な練習を行ったうえで，実験を開始した．

本研究における機材設置位置・課題試技における走り抜ける方向を図Ⅲ-1に示す．



図Ⅲ-1. 実験環境

赤外線カメラ8台を使用して座標データを取得した．フォースプレートを使用して脚の接地と離地を定義し，最大床反力値を求めた．スマートスピードを使用して非予測時の方向を指示した．

3. 介入内容

本研究では介入運動として Elbow-toe(ET)及び Side bridge の 2 種類の体幹深部筋トレーニングを実施した。ET は、腹部を床面に向けた状態で両肘と両つま先を床面につけて体幹を支持する運動であり、Side bridge は側腹部を床面に向けた状態で、片肘と、同側のつま先で体幹を支持する運動である。ET, ET 右手挙上, ET 左手挙上, ET 右脚挙上, ET 左脚挙上を、男性対象者は 10 秒ずつ、女性対象者は 5 秒ずつ行った。Side bridge は左右 30 秒ずつ行った(図 III -2)。

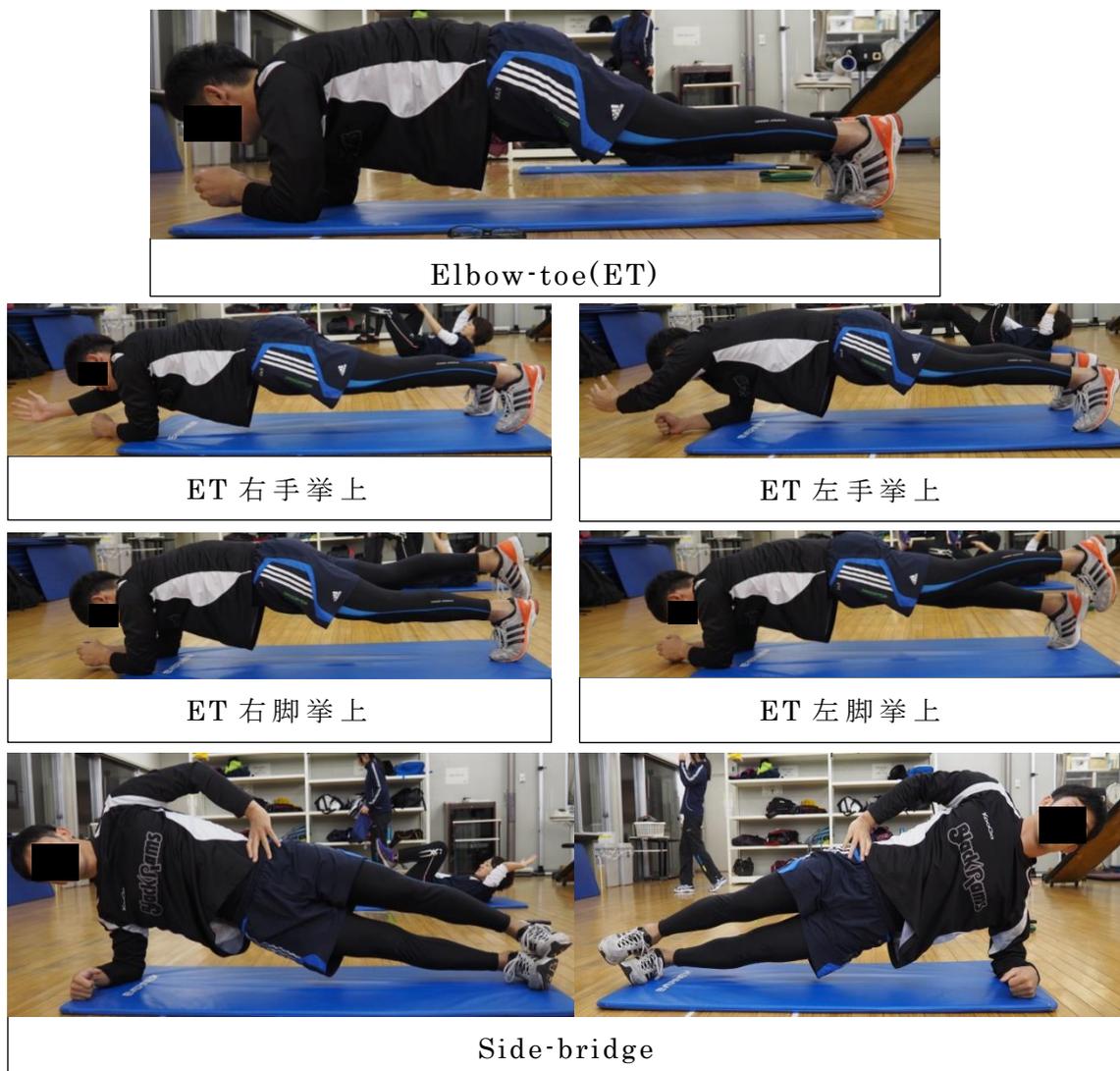


図 III -2. 介入した体幹深部筋トレーニング

4. 課題試技

本研究では，高さ 30cm の台から両脚で着地した後，左右どちらかの前方 45 度方向に全力で走り抜ける動作を課題試技とした．右へ走り抜ける場合は着地後の 1 歩目に右脚を出し，左へ走り抜ける場合は着地後の 1 歩目に左脚を出すこととした．以上の試技を，予め着地後の移動方向を指示した場合(予測時)，台から跳び降りた後に移動方向が指示される場合(非予測時)の 2 つの状況下で行った．非予測時の方向の指示には，赤外線感知型光電管搭載システムスマートスピード(フィットネスアポロ社製)を用い，図 III-3 のようにスマートスピードを設置した．この機器は，ゲート間に赤外線が通っており，台の前に設置した A のゲート間を人が通過した瞬間，前方に設置した B もしくは C どちらかのゲートのランプが，ランダムで点灯するシステムを搭載している．対象者が台から降りてゲート B のランプが光った場合は右方向へ，ゲート C のランプが光った場合は左方向へ走り抜けることとした．

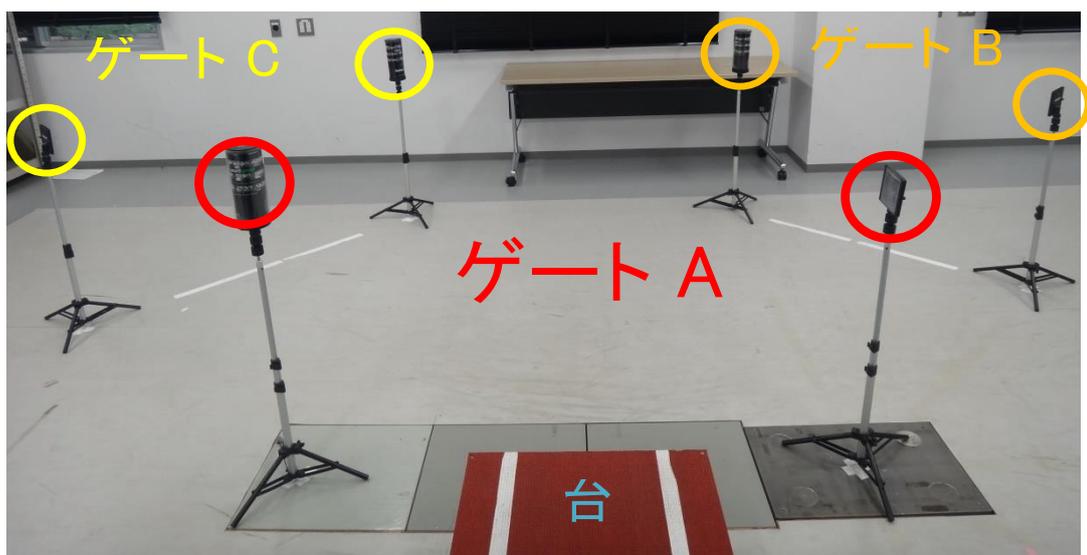


図 III-3. スマートスピード設置位置

なお，以下の場合を失敗試技とし，各方向で成功試技が 3 回測定できるまで実施した．

- 両脚で着地できなかつた場合
- 非予測時に指示とは逆方向へ走り抜けた場合
- 1 歩目に出す脚が進行方向と逆であった場合

また，1 歩目に出す脚を遊脚，逆側の脚を軸脚と定義した．

5. 分析範囲

5-1. 各事象の定義

床面への脚の接地は，右脚側・左脚側どちらかの垂直床反力が 10N を超えた時点(Jamison et al., 2013; Iguchi et al., 2014)とし，離地は垂直床反力が 10N 未満となった時点とした(河端ら，2008)．床反力データは，フォースプレート(AMTI 社製)を用いて測定した．スタンス時間は，軸脚が接地した瞬間から離地した瞬間と定義し(Prieske et al., 2014)，最大床反力値は，最大垂直床反力値を対象者の体重で除した値と定義した(河端ら，2008)．

5-2. 期分け

接地前 50msec から接地までを準備期(PRE:pre activation)，接地から軸脚側の垂直床反力が最初に落ち込む点までを荷重応答期(WA : weight acceptance)，軸脚側の垂直床反力の最大値点の前後 40msec を立脚期(PO : push off)，PO 終了地点から 40msec を立脚後期(PO2)とした(Besier et al., 2003)(図 III -4)．

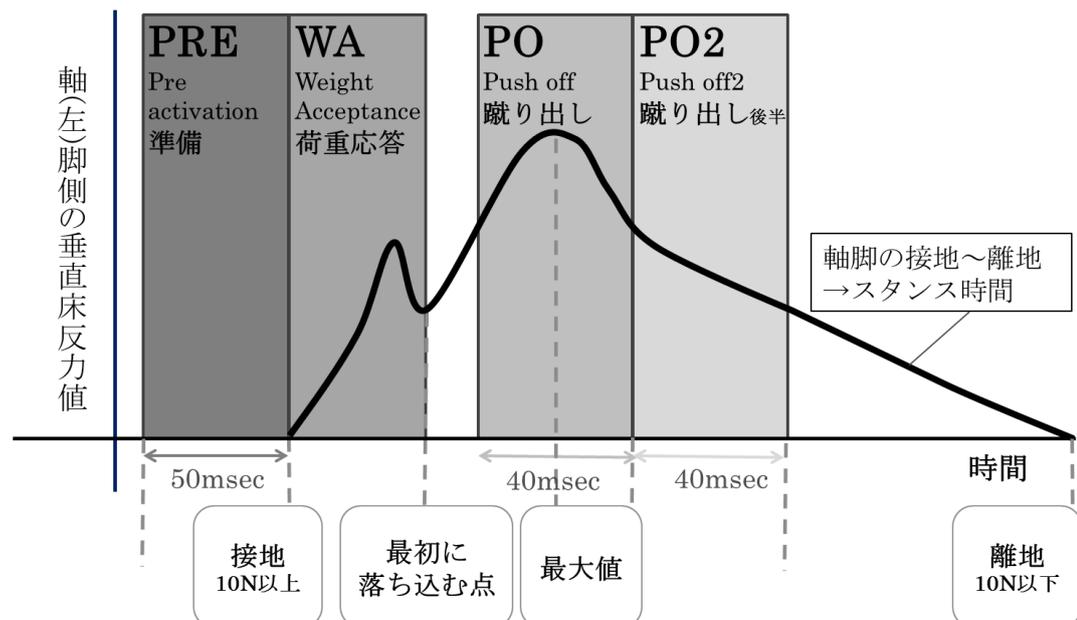


図 III -4. 期分けの仕方

6. 運動学的研究

6-1. 座標データの取得

座標データを取得するために、赤外線カメラ 8 台(サンプリング周波数：200Hz)を用いた光学式 3 次元動作解析システム MAC 3D System(Motion Analysis 社製)を使用した。直径 19mm の反射マーカを解剖学的特徴点 30 箇所に貼付した(図 III-5)。マーカ貼付位置は、胸骨柄、剣状突起、第 7 頸椎、第 8 胸椎、両側の肩峰、第 10 肋骨の最下端部、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、大腿骨中央、膝関節裂隙外側、膝関節裂隙内側、脛骨粗面、つま先、内果、外果、踵骨隆起とした。



図 III-5. マーカ貼付位置

6-2. 関節角度の算出

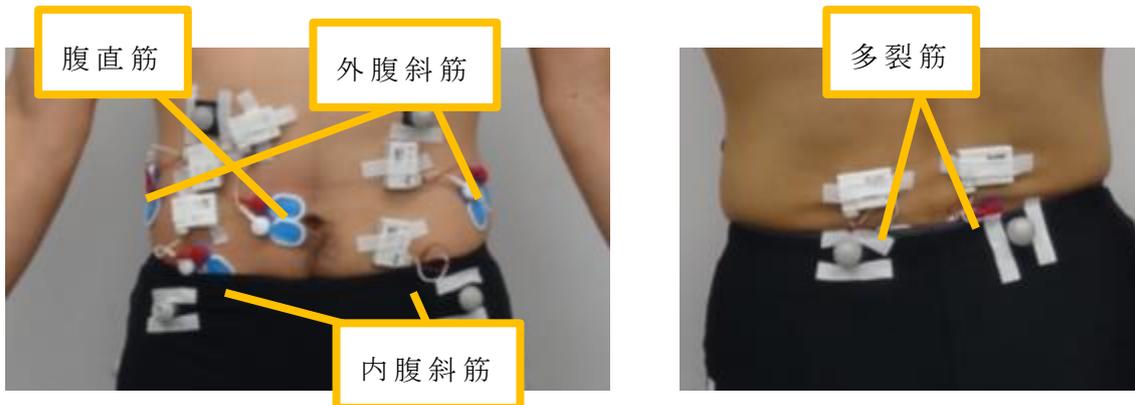
得られた座標データを、動作解析ソフト Visual3D(C-Motion 社製)を用いて、胸郭部、骨盤部、大腿部、下腿部の各体節についてセグメントモデルを作成し、体幹の屈曲・右側屈・右回旋角度、軸脚(左)側の膝関節の屈曲・

外反・内旋角度，両側の股関節の屈曲・内転・内旋角度を算出した．体幹部の角度は骨盤部に対する胸郭部の動き，膝関節の角度は大腿部における下腿部の動き，股関節の角度は骨盤部に対する大腿部の動きと定義した．

7. 筋電図学的研究

7-1. 筋電図データの取得

筋活動の記録には，無線筋電計(Bio Log DL-5000,S&ME社製)を用いた．被験筋は，右側の腹直筋(臍から約3cm外側で，筋腹が触診できた場所)，両側の外腹斜筋(臍から約15cm外側で，筋腹が触診できた場所)，内腹斜筋(上前腸骨棘から約2横指内側で，筋腹が触診できた場所)，多裂筋(第4腰椎から2cm外側)の計7筋とした(図Ⅲ-6)．



図Ⅲ-6. 被験筋貼付位置

表面電極を貼付する前に，皮膚研磨剤(スキンプュア，日本光電社製)およびアルコールを用いて皮膚抵抗が4k Ω 以下になるまで角質除去を行った．表面電極にはブルーセンサー(N-00-S，株式会社メッツ社製)を用い，2つの

電極を各筋の筋線維方向に沿って貼付した。筋活動はすべてサンプリング周波数 1000Hz にて記録した。得られた筋電図データは、解析ソフト Bimutas Video(キッセイコムテック社製)上で 20~500Hz のバンドパスフィルターにてフィルタリングを行った。その後、全波整流し、分析区間それぞれの Root Mean Square(RMS)を算出した。

7-2. 筋活動量の正規化

各分析区間の RMS を、最大随意収縮(Maximum Voluntary Contraction : 以下 MVC)時の RMS で除することによって、正規化を行った(%MVC)。MVC 時の筋電位は、50msec の振幅の合計が最大となる区画を特定し、その区画の RMS を算出した。

MVC 時の筋電位は、課題試技を行う前に次の方法で測定した。腹直筋は、背臥位にて両腕を胸の前で交差し、股関節 90° 屈曲位、膝関節 90° 屈曲位にて体幹を屈曲させ、両肩に徒手抵抗を加えて測定した。右外腹斜筋は、腹直筋の測定時と同様の体位で体幹を左回旋させ、右肩に徒手抵抗を加えて測定した。左外腹斜筋は、腹直筋の測定時と同様の体位で体幹を右回旋させ、左肩に徒手抵抗を加えて測定した。左右の内腹斜筋は、背臥位にてドローインを行い測定した。ドローインとは、腹部引き込み動作のことであり、対象者には息を吐き出しながら下腹部に力を入れるよう指示をした。ただし、ドローイン時よりも、外腹斜筋の測定の際に行った体幹回旋時の方が、内腹斜筋の筋活動値が高かった場合は、右内腹斜筋は体幹の右回旋時、左内腹斜筋は左回旋時の活動値を MVC 時の筋電位とした。多裂筋は、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。

8. 統計解析

統計処理には、統計解析ソフト SPSS Statistics21(IBM 社製)を用いた。解析対象試技は、全て着地後に右方向へ走り抜けたもので、成功試技 3 回のうちスタンス時間が最も短かったものとした。ただし、予測時よりもスタンス時間が短かった非予測試技は、対象者が進行方向を予想していた可能性があるとして、解析対象から除外した。

検討項目 1 においては筋活動値、関節角度、スタンス時間、最大床反力値の各データについて、Kolmogorov-Smirnov 検定を用いて正規性を確認した。正規性を認めた場合は、対応のある t 検定を、正規性を認めなかった場合は Wilcoxon の符号付順位検定を用いて、各試技の値を比較した。

本文中の結果の示し方について、「*」を記したものは対応のある t 検定で有意差を認めたもの、「†」を記したものは Wilcoxon の符号付順位検定で有意差を認めたものとする。

検討項目 2 においては介入効果の有無と、介入の前後を要因とした二元配置分散分析を行った。交互作用がみられた場合、Bonferroni の多重比較検定を行った。また、介入効果を認めた対象者・認めなかった対象者の介入前の値を対応の無い t 検定を用いて比較した。更に、関節角度については変化量を、筋活動値については介入前後の変化率を求め、それぞれ介入効果の有無で対応の無い t 検定を用いて比較を行った。

IV. 結果

IV-1. 【検討項目 1】 切り返し方向の予測の有無がパフォーマンス,

関節角度, 体幹筋活動に及ぼす影響

介入前の予測時と非予測時における, 各測定項目の平均値および標準偏差を, 表とグラフに示した(図 IV 1-1~2, 表 IV 1-1).

1-1. スタンス時間と最大床反力値

図 IV 1-1 に, スタンス時間と最大床反力値を示す. スタンス時間は, 予測時(312.5 ± 42.2 msec)よりも非予測時(370.0 ± 39.9 msec)で有意に長かった($p < 0.001$).

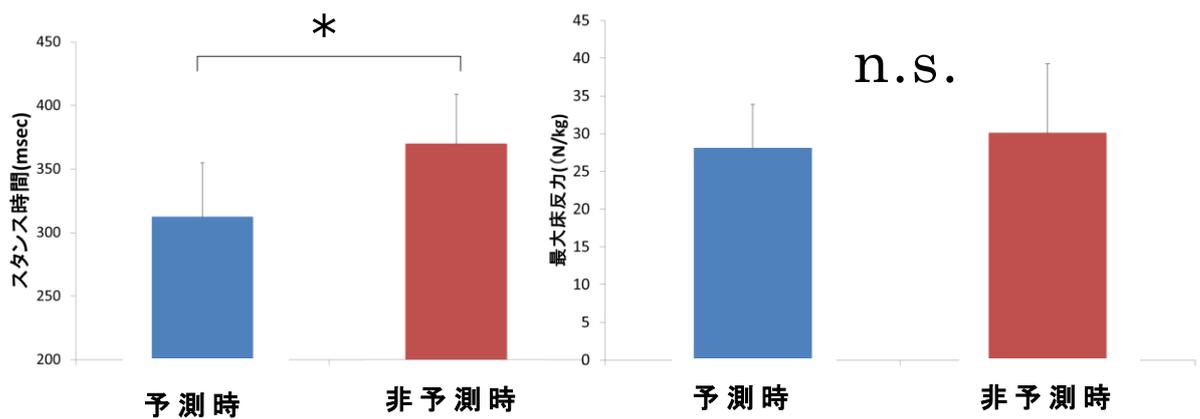


図 IV 1-1. スタンス時間と最大床反力値

1-2. 関節角度

表 IV 1-1A～D に、各関節における、各期の最大角度を示す。

体幹の関節角度を予測時と非予測時で比較したところ、屈曲角度において、PRE 期と WA 期で非予測時の方が有意に小さかった ($p=0.037$, $p=0.003$)。また、右側屈角度において、PO 期で非予測時の方が有意に大きかった ($p=0.007$) (表 IV 1-1A)。膝関節の関節角度を予測時と非予測時で比較したところ、屈曲角度において、PO2 期で非予測時の方が有意に大きかった ($p=0.022$)。また、内旋角度において、WA 期で非予測時の方が有意に小さかった ($p=0.025$) (表 IV 1-1B)。股関節の関節角度を比較したところ、右股関節は、屈曲角度において、PO 期と PO2 期で非予測時の方が有意に小さかった ($p=0.04$, $p=0.01$) (表 IV 1-1C)。左股関節は、屈曲角度において、PRE 期と WA 期で非予測時の方が有意に小さく ($p=0.004$, $p=0.035$)、PO2 期で有意に大きかった ($p=0.029$) (表 IV 1-1D)。

* $p<0.05$, † $p<0.05$

表 IV 1-1A. 体幹の最大角度

体幹	予測時	非予測時
	屈曲(°)	
PRE	*15.2±6.3	*13.5±6.4
WA	*15.6±6.9	*14.2±6.5
PO	21.8±8.1	20.1±8.6
PO2	28.9±7.3	27.5±9.4
右側屈(°)		
PRE	-1.9±2.8	-1.2±1.8
WA	-3.2±2.9	-2.0±2.8
PO	*-5.3±2.6	*-3.2±3.6
PO2	-6.4±3.8	-6.2±4.8
右回旋(°)		
PRE	2.5±3.2	2.7±3.6
WA	2.1±3.3	2.0±3.4
PO	3.6±4.1	3.7±4.2
PO2	7.0±4.2	6.3±5.1

表 IV 1-1B. 膝関節の最大角度

膝	予測時	非予測時
	屈曲(°)	
PRE	43.9±16.9	37.5±15.7
WA	31.2±11.0	30.8±10.0
PO	49.6±9.3	51.2±7.7
PO2	*57.3±7.9	*62.6±5.6
外反(°)		
PRE	2.9±3.0	3.0±3.4
WA	2.7±3.2	2.6±3.1
PO	0.9±3.8	1.1±3.5
PO2	3.3±4.6	2.8±4.6
内旋(°)		
PRE	-2.3±6.3	-3.6±5.3
WA	*-2.5±6.1	*-4.2±5.3
PO	-0.9±6.6	-2.2±6.7
PO2	1.0±6.2	0.9±5.9

表 IV 1-1C. 右股関節の最大角度

右股関節	予測時	非予測時
	屈曲(°)	
PRE	21.3±6.1	20.8±7.1
WA	23.1±5.1	22.0±6.4
PO	†47.0±8.3	†41.1±9.2
PO2	*57.5±7.6	*50.1±7.8
内転(°)		
PRE	-1.5±3.4	-3.3±2.9
WA	-1.8±3.4	-4.2±3.9
PO	-2.7±3.8	-4.9±3.5
PO2	-5.1±4.7	-6.1±5.0
内旋(°)		
PRE	1.3±4.9	1.2±6.1
WA	1.5±5.2	1.3±6.4
PO	6.1±5.0	5.9±8.1
PO2	7.1±5.9	8.7±7.9

表 IV 1-1D. 左股関節の最大角

左股関節 (軸脚側)	予測時	非予測時
	屈曲(°)	
PRE	*30.7±8.5	*27.2±7.5
WA	*26.8±5.6	*23.4±4.4
PO	25.7±5.7	26.9±6.3
PO2	*27.1±6.4	*30.3±6.2
内転(°)		
PRE	-4.1±3.6	-4.2±4.1
WA	-5.3±2.9	-5.1±3.1
PO	-7.1±4.1	-6.8±3.9
PO2	-9.2±4.7	-7.7±4.4
内旋(°)		
PRE	-7.8±3.7	-8.1±5.3
WA	-4.7±5.6	-5.7±4.6
PO	-0.6±6.4	0.2±5.3
PO2	-2.4±6.4	-0.7±4.5

1-3.筋活動値

図 IV 1-2A～G に，各筋における，筋活動値を示す．

筋活動値を予測時と非予測時で比較したところ，外腹斜筋は左右ともに，PRE 期で予測時(右 $26.33 \pm 22.37\%MVC$ ，左 $46.40 \pm 24.10\%MVC$)よりも非予測時(右 $42.67 \pm 36.12\%MVC$ ，左 $86.43 \pm 58.42\%MVC$)の方が有意に高い活動値を示した(右 $p=0.01$ ，左 $p=0.022$)(図 IV 1-2A, B)．右内腹斜筋は，PO 期で予測時($95.41 \pm 50.72\%MVC$)よりも非予測時($73.04 \pm 39.02\%MVC$)の方が有意に低い活動値を示した($p=0.035$)(図 IV 1-2C)．右多裂筋は，PO2 期で非予測時の方が有意に低い活動値を示した($p=0.000$)(図 IV 1-2E)．

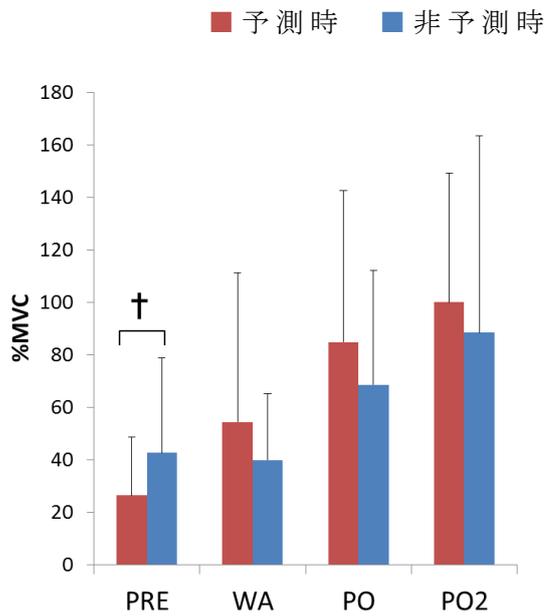


図 IV 1-2A. 右外腹斜筋の筋活動値

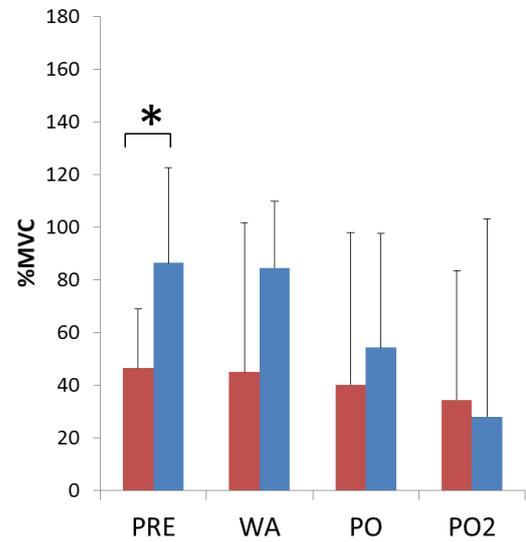


図 IV 1-2B. 左外腹斜筋の筋活動値

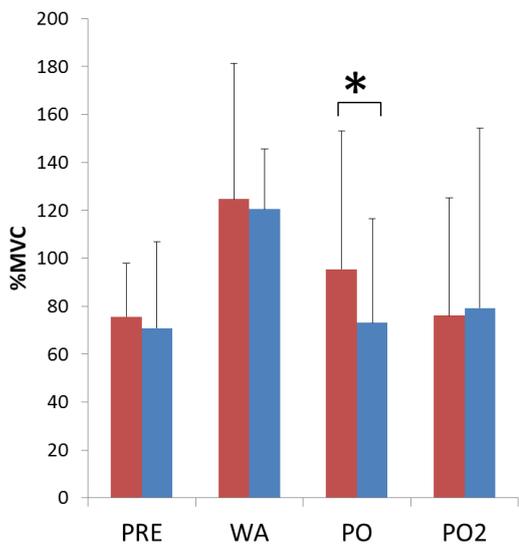


図 IV 1-2C. 右内腹斜筋の筋活動値

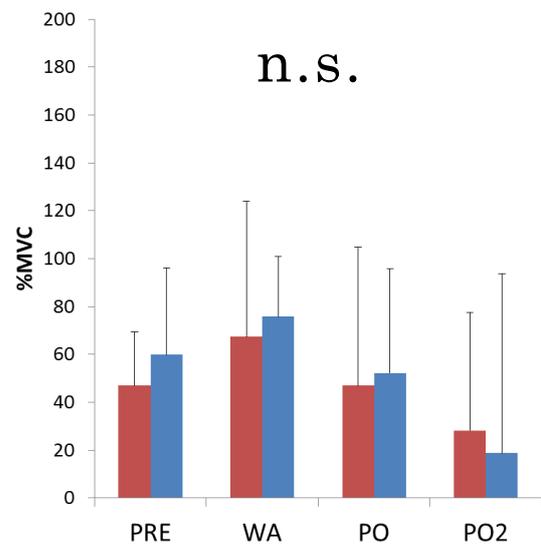


図 IV 1-2D. 左内腹斜筋の筋活動値

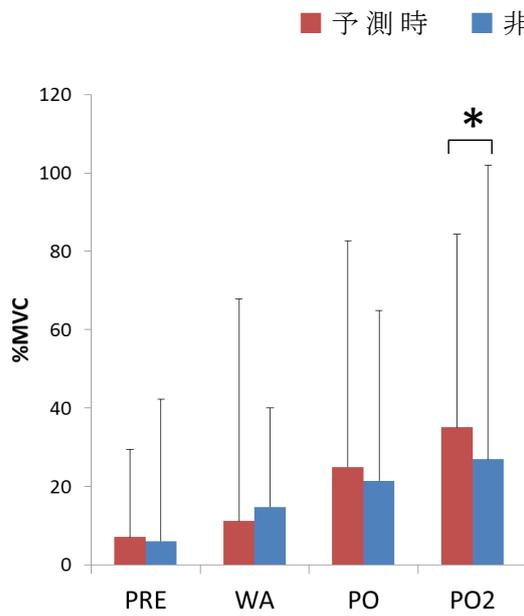


図 IV 1-2E. 右多裂筋の筋活動値

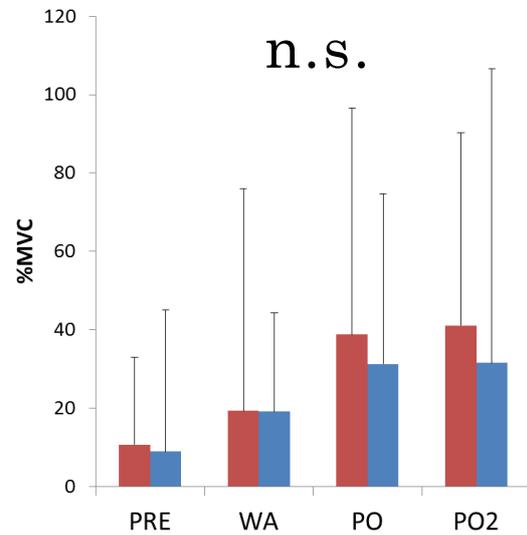


図 IV 1-2F. 左多裂筋の筋活動値

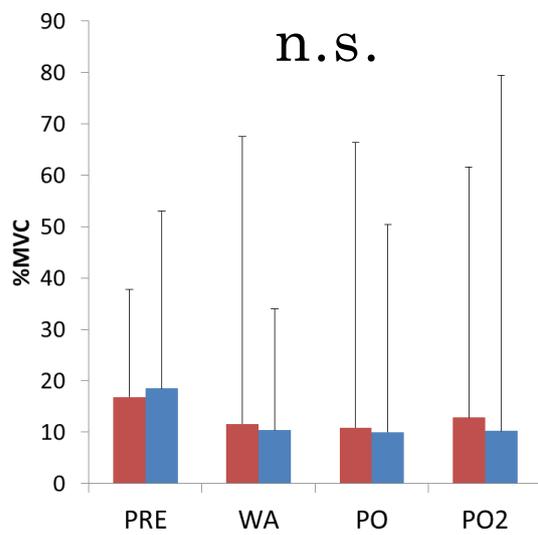


図 IV 1-2G. 右腹直筋の筋活動値

IV-2. 【検討項目 2】体幹深部筋トレーニングがパフォーマンス,

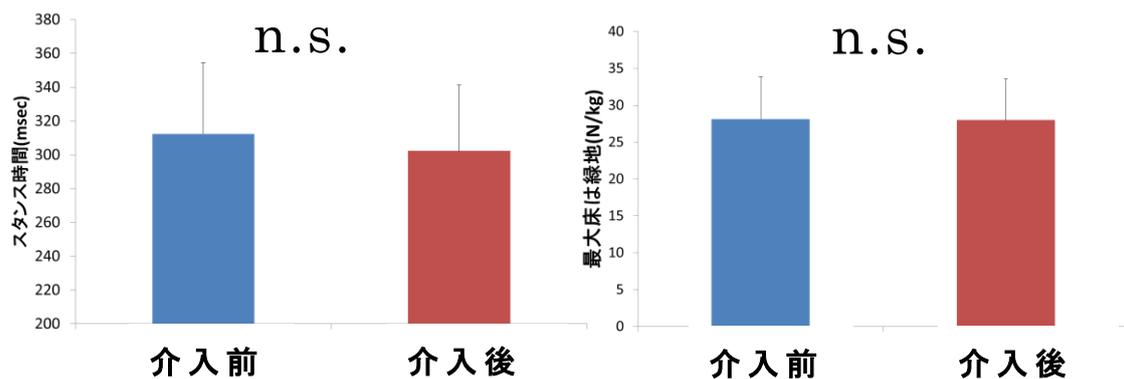
関節角度, 体幹筋活動に即時的に及ぼす影響

2-1. 予測時

対象者全体の介入前後の予測時における, 各測定項目の平均値および標準偏差を, 表とグラフに示した(図IV 2-1~2, 表IV 2-1).

2-1-1. スタンス時間と最大床反力値

図IV 2-1 にスタンス時間と最大床反力値を示す. 双方とも介入前後で有意差は認めなかった.



図IV 2-1. スタンス時間と最大床反力値

2-1-2. 関節角度

表IV 2-1A~Dに, 各関節における, 各期の最大角度を示す.

体幹の関節角度を予測時の介入前後で比較したところ, 右回旋角度において, WA 期で介入後に有意に減少した($p=0.019$)(表IV 2-1A). 膝関節の関節角度を予測時の介入前後で比較したところ, 外反角度において, PO2 期で介入後に有意に減少した($p=0.005$)(表IV 2-1B). 股関節の関節角度を予測時の介入前後で比較したところ, 右股関節は, 内旋角度において, PRE 期と WA 期で有意に減少した($p=0.031$, $p=0.04$)(表IV 2-1C). 左股関節は, 内転角度において, WA 期で介入後に有意に増加した($p=0.04$)(表IV 2-1D).

* $p<0.05$, † $p<0.05$

表 IV 2-1A. 体幹の最大角度

体幹	介入前	介入後
	予測時	予測時
	屈曲(°)	
PRE	15.2±6.3	14.9±6.6
WA	15.6±6.9	15.3±6.9
PO	21.8±8.1	22.1±8.1
PO2	28.9±7.3	28.1±10.5
	右側屈(°)	
PRE	-1.9±2.8	-1.6±2.7
WA	-3.2±2.9	-3.2±2.5
PO	-5.3±2.6	-4.7±3.1
PO2	-6.4±3.8	-5.0±4.3
	右回旋(°)	
PRE	2.5±3.2	0.6±2.5
WA	*2.1±3.3	*-0.5±2.2
PO	3.6±4.1	2.6±3.7
PO2	7.0±4.2	6.5±5.1

表 IV 2-1B. 膝関節の最大角度

膝	介入前	介入後
	予測時	予測時
	屈曲(°)	
PRE	43.9±16.9	46.4±18.4
WA	31.2±11.0	30.3±12.8
PO	49.6±9.3	48.0±10.1
PO2	57.3±7.9	56.3±8.2
	外反(°)	
PRE	2.9±3.0	3.0±3.4
WA	2.7±3.2	2.5±3.3
PO	0.9±3.8	0.6±3.5
PO2	*3.3±4.6	*2.3±4.7
	内旋(°)	
PRE	-2.3±6.3	-2.1±5.7
WA	-2.5±6.1	-2.6±6.1
PO	-0.9±6.6	-0.6±6.7
PO2	1.0±6.2	1.7±6.3

表 IV 2-1C. 右股関節の最大角度

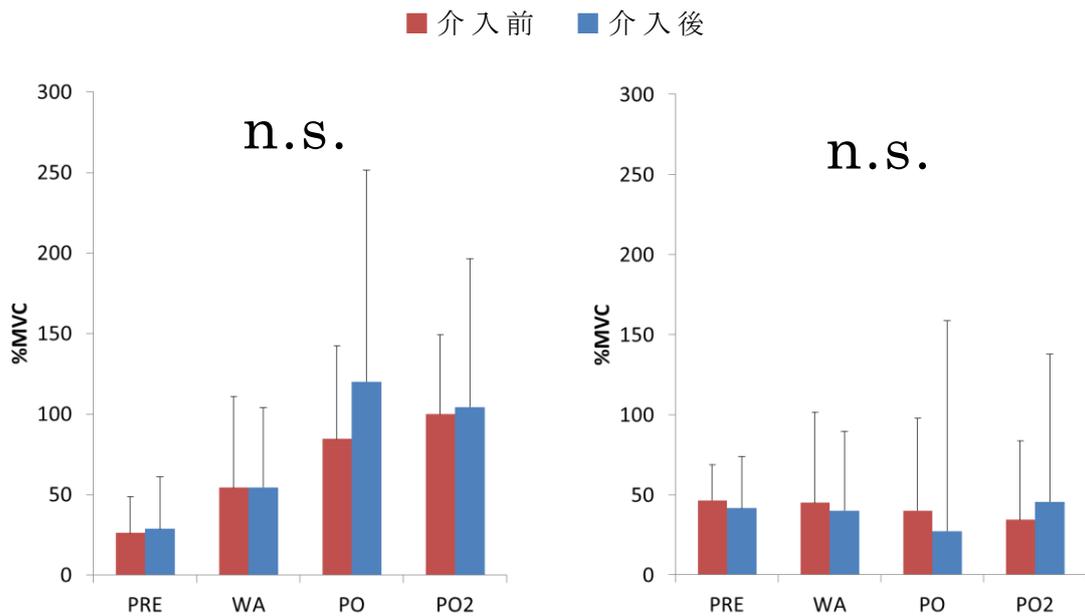
右股関節	介入前	介入後
	予測時	予測時
	屈曲(°)	
PRE	21.3±6.1	23.1±10.5
WA	23.1±5.1	23.4±4.4
PO	47.0±8.3	47.3±12.3
PO2	57.5±7.6	53.1±18.7
	内転(°)	
PRE	-1.5±3.4	-0.2±5.2
WA	-1.8±3.4	-0.6±5.4
PO	-2.7±3.8	-2.9±5.7
PO2	-5.1±4.7	-4.7±7.6
	内旋(°)	
PRE	*1.3±4.9	*-1.7±5.7
WA	†1.5±5.2	†-0.8±6.1
PO	6.1±5.0	3.3±6.5
PO2	7.1±5.9	4.6±6.3

表 IV 2-1D. 左股関節の最大角度

左股関節 (軸脚側)	介入前	介入後
	予測時	予測時
	屈曲(°)	
PRE	30.7±8.5	34.1±9.8
WA	26.8±5.6	27.8±5.5
PO	25.7±5.7	25.1±6.5
PO2	27.1±6.4	25.8±7.7
	内転(°)	
PRE	-4.1±3.6	-2.1±5.6
WA	†-5.3±2.9	†-2.8±5.9
PO	-7.1±4.1	-7.1±3.9
PO2	-9.2±4.7	-9.5±4.3
	内旋(°)	
PRE	-7.8±3.7	-7.2±4.5
WA	-4.7±5.6	-4.7±5.8
PO	-0.6±6.4	-1.1±6.9
PO2	-2.4±6.4	-3.6±6.2

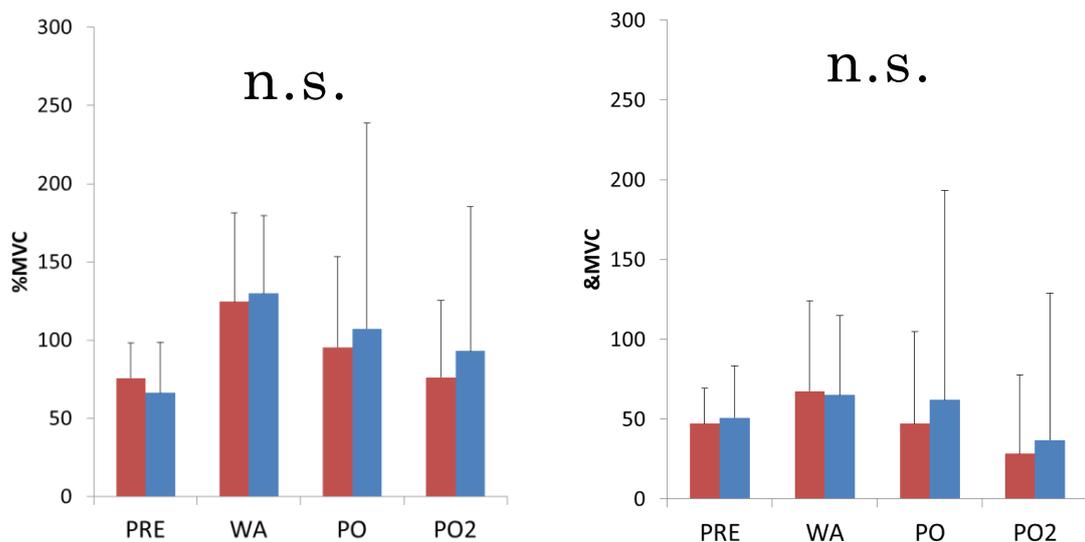
2-1-1-3.筋活動値

図IV 2-2A～G に，各筋における，筋活動値を示す．筋活動値を予測時の介入前後で比較したところ，いずれの筋においても介入後に有意な変化は認めなかった．



図IV 2-2A. 右外腹斜筋の筋活動値

図IV 2-2B. 左外腹斜筋の筋活動値



図IV 2-2C. 右内腹斜筋の筋活動値

図IV 2-2D. 左内腹斜筋の筋活動値

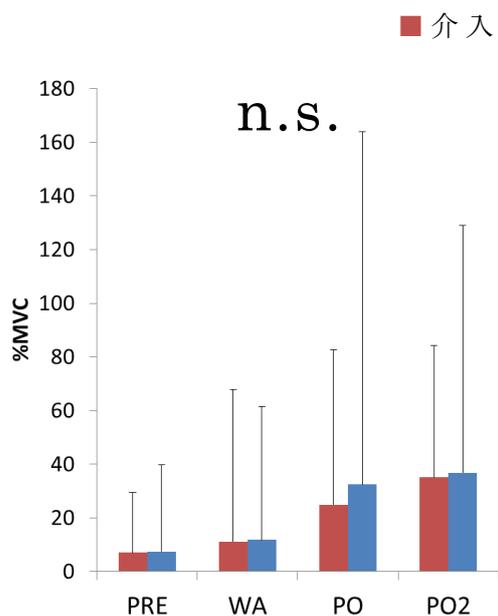


図 IV 2-2E. 右多裂筋の筋活動値

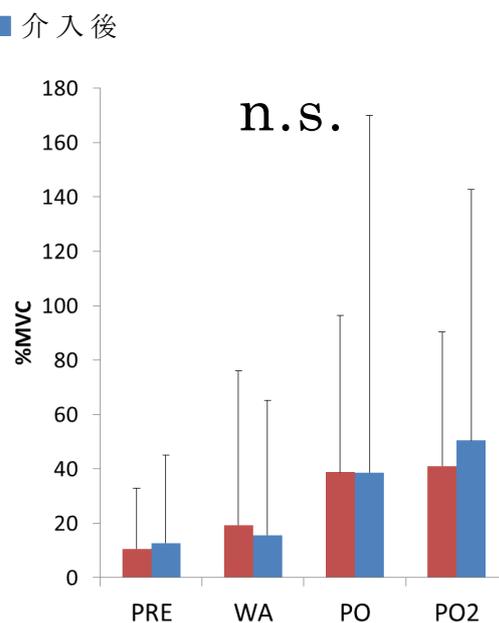


図 IV 2-2F. 左多裂筋の筋活動値

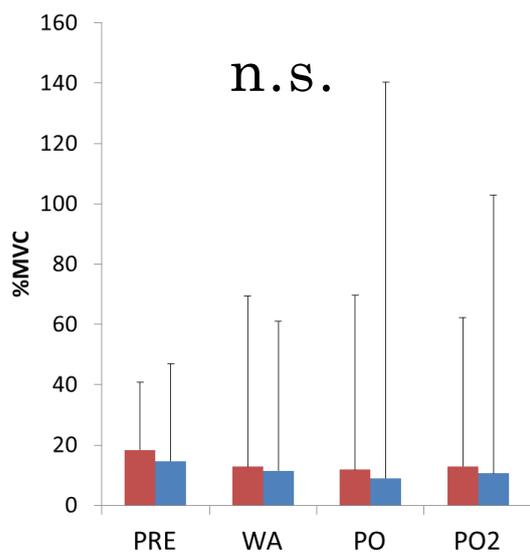


図 IV 2-2G. 右腹直筋の筋活動値

2-2. 非予測時

対象者全体の介入前後の非予測時における，各測定項目の平均値および標準偏差を，表とグラフに示した(図 IV 2-3~4，表 IV 2-2).

2-2-1. スタンス時間と最大床反力値

図 IV 2-3 にスタンス時間と最大床反力値を示す. 双方とも介入前後で有意差は認めなかった.

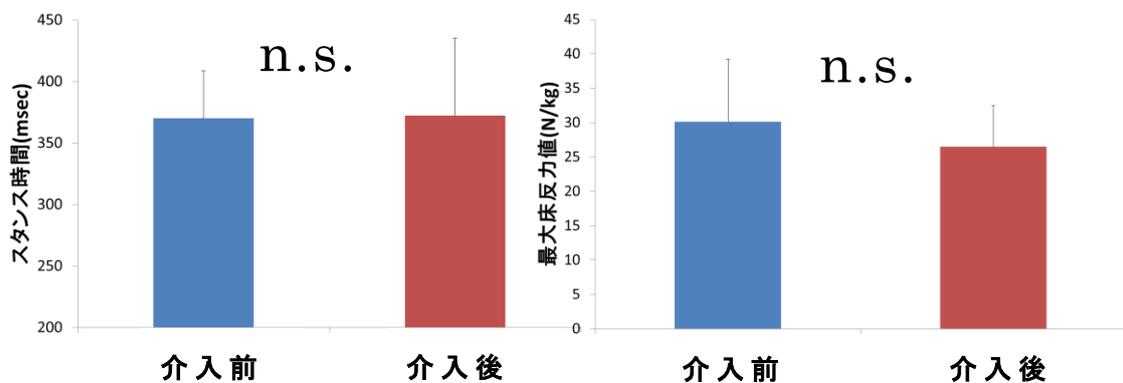


図 IV 2-3. スタンス時間と最大床反力値

2-2-2. 関節角度

表 IV 2-2A~D に，各関節における，各期の最大角度を示す.

股関節の関節角度を非予測時の介入前後で比較したところ，右股関節は，内転角度において，WA 期と PO2 期で介入後に有意に減少した ($p=0.042$ ， $p=0.03$)(表 IV 2-2C). 左股関節は，屈曲角度において，PO 期で介入後に有意に増加し ($p=0.05$)，内旋角度において，PO2 期で介入後に有意に増加した ($p=0.034$)(表 IV 2-2D).

* $p < 0.05$, † $p < 0.05$

表 IV 2-2A. 体幹の最大角度

n.s.	介入前		介入後	
	非予測時		非予測時	
体幹	屈曲(°)			
PRE	13.5±6.4	14.8±7.0		
WA	14.2±6.5	15.2±6.2		
PO	20.1±8.6	20.8±7.7		
PO2	27.5±9.4	28.3±7.7		
	右側屈(°)			
PRE	-1.2±1.8	-0.1±2.6		
WA	-2.0±2.8	-1.6±3.0		
PO	-3.2±3.6	-3.0±3.9		
PO2	-6.2±4.8	-6.1±4.2		
	右回旋(°)			
PRE	2.7±3.6	2.9±2.0		
WA	2.0±3.4	2.2±1.8		
PO	3.7±4.2	2.9±4.3		
PO2	6.3±5.1	6.2±6.7		

表 IV 2-2B. 膝関節の最大角度

n.s.	介入前		介入後	
	非予測時		非予測時	
膝	屈曲(°)			
PRE	37.5±15.7	39.8±18.7		
WA	30.8±10.0	33.3±9.4		
PO	51.2±7.7	53.1±7.7		
PO2	62.6±5.6	62.9±7.7		
	外反(°)			
PRE	3.0±3.4	2.9±3.1		
WA	2.6±3.1	2.9±3.5		
PO	1.1±3.5	1.6±4.0		
PO2	2.8±4.6	2.4±5.5		
	内旋(°)			
PRE	-3.6±5.3	-3.6±6.1		
WA	-4.2±5.3	-4.1±5.7		
PO	-2.2±6.7	-1.6±6.2		
PO2	0.9±5.9	-0.2±7.3		

表 IV 2-2C. 右股関節の最大角度

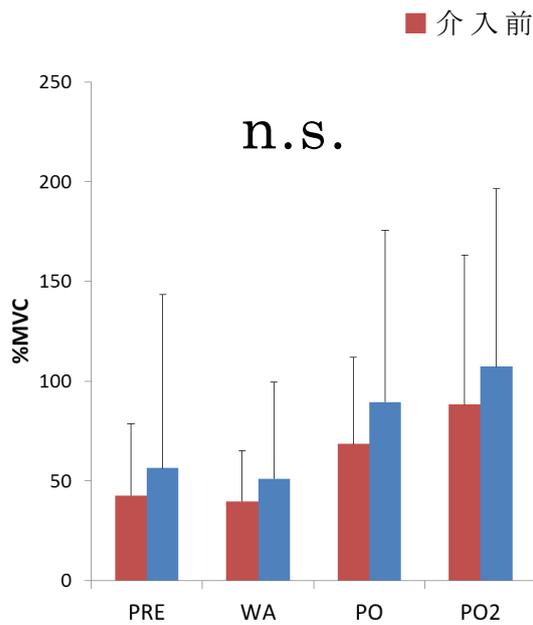
右股関節	介入前		介入後	
	非予測時		非予測時	
	屈曲(°)			
PRE	20.8±7.1	22.0±7.5		
WA	22.0±6.4	23.2±7.2		
PO	41.1±9.2	41.3±9.0		
PO2	50.1±7.8	51.8±8.4		
	内転(°)			
PRE	-3.3±2.9	-4.2±3.8		
WA	*-4.2±3.9	*-6.1±4.0		
PO	-4.9±3.5	-6.7±5.4		
PO2	*-6.1±5.0	*-7.8±5.4		
	内旋(°)			
PRE	1.2±6.1	1.0±5.6		
WA	1.3±6.4	1.7±5.8		
PO	5.9±8.1	6.5±7.3		
PO2	8.7±7.9	9.0±7.4		

表 IV 2-2D. 左股関節の最大角度

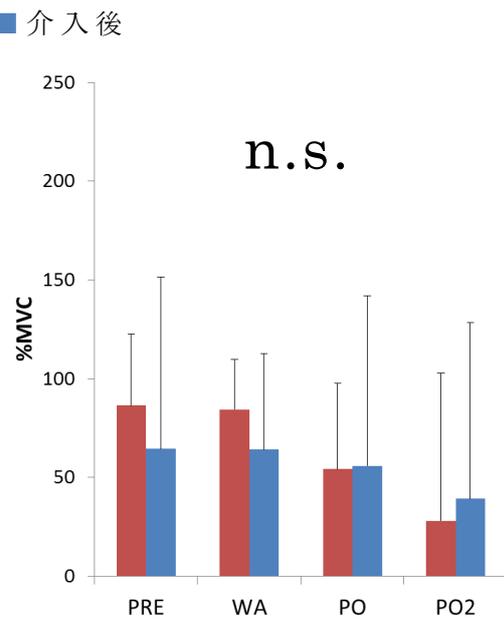
左股関節 (軸脚側)	介入前		介入後	
	非予測時		非予測時	
	屈曲(°)			
PRE	27.2±7.5	28.3±9.7		
WA	23.4±4.4	25.5±6.3		
PO	26.9±6.3	29.6±8.1		
PO2	†30.3±6.2	†34.3±6.9		
	内転(°)			
PRE	-4.2±4.1	-4.7±4.6		
WA	-5.1±3.3	-6.1±3.2		
PO	-6.8±3.9	-6.6±4.0		
PO2	-7.7±4.4	-7.1±4.6		
	内旋(°)			
PRE	-8.1±5.3	-3.8±6.7		
WA	-5.7±4.6	-2.2±6.2		
PO	0.2±5.3	3.1±6.7		
PO2	*-0.7±4.5	*3.2±7.6		

2-2-3.筋活動値

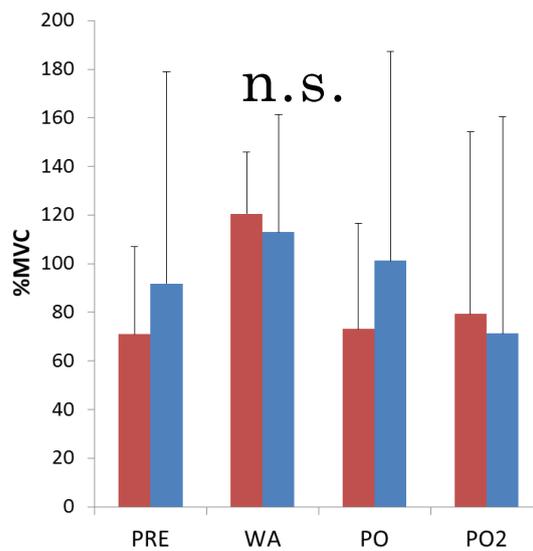
図IV 2-4A～G に，各筋における，筋活動値を示す．筋活動値を非予測時の介入前後で比較したところ，いずれの筋においても介入後に有意な変化は認めなかった．



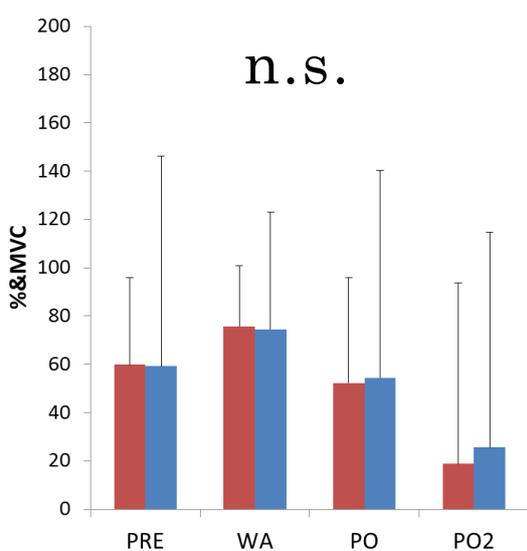
図IV 2-4A. 右外腹斜筋の筋活動値



図IV 2-4B. 左外腹斜筋の筋活動値



図IV 2-4C. 右内腹斜筋の筋活動値



図IV 2-4D. 左内腹斜筋の筋活動値

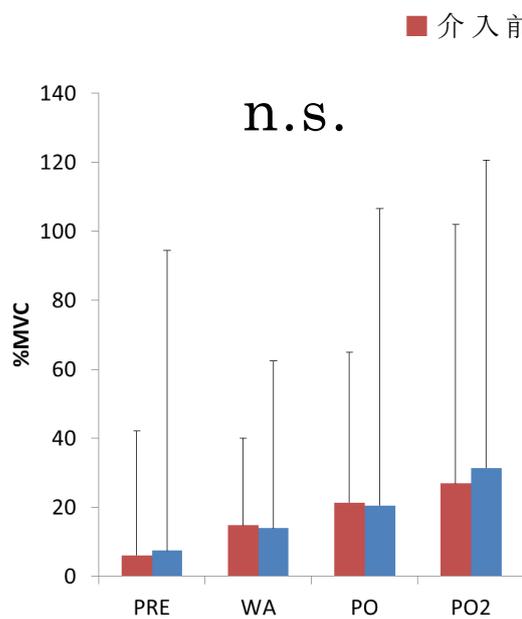


図 IV 2-4E. 右多裂筋の筋活動値

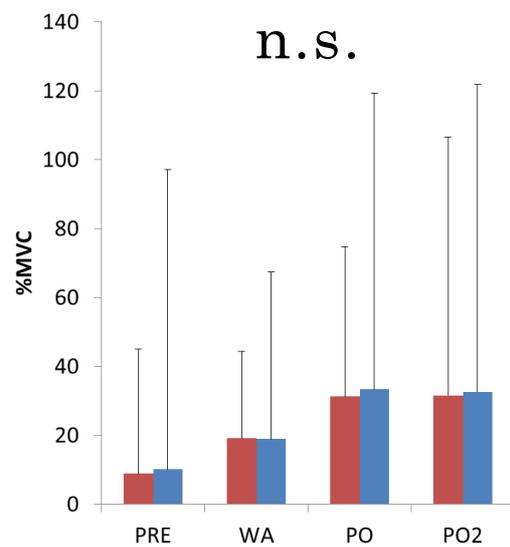


図 IV 2-4F. 左多裂筋の筋活動値

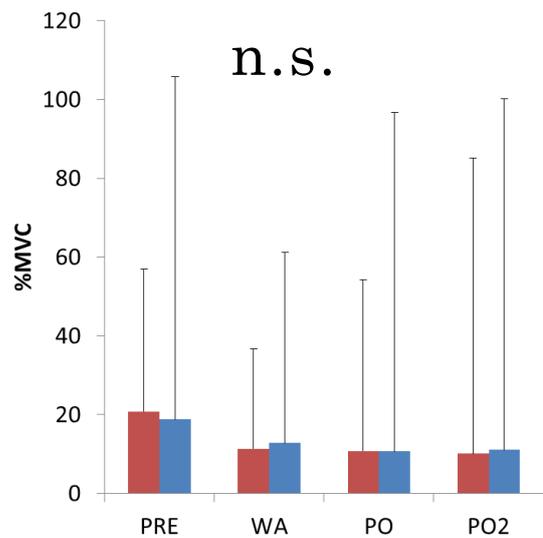


図 IV 2-4G. 右腹直筋の筋活動値

2-3. トレーニングの即時効果を認めた対象者と認めなかった対象者の比較

予測時において，介入前と比較して介入後にスタンス時間が減少した対象者を，介入効果を認めパフォーマンスが向上したと定めた．介入効果を認めた群を介入効果有り群，認めなかった群を介入効果無し群として，両群の介入前後における，各測定項目の平均値および標準偏差を，表とグラフに示した(図IV 3-1~2，表IV 3-1~4)．

2-3-1. 各群の対象者の特性

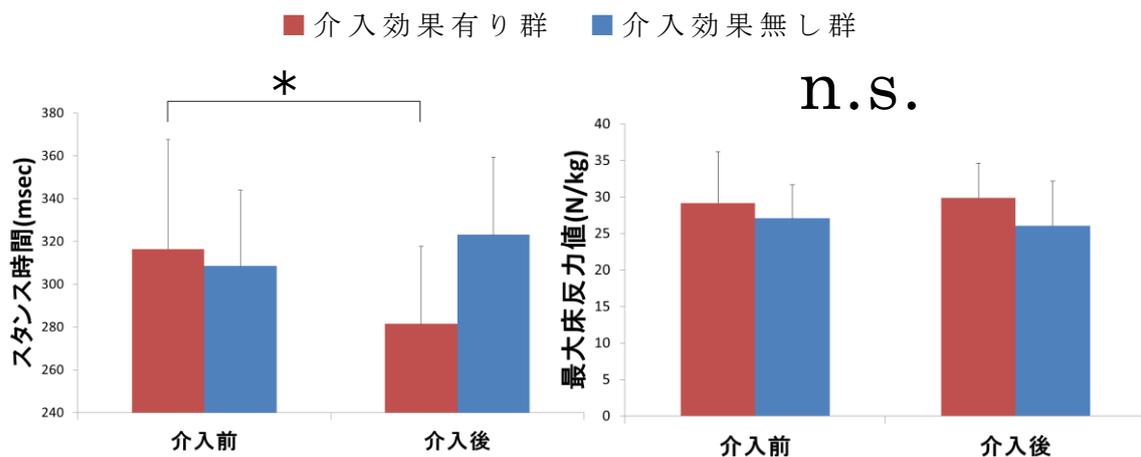
各群の対象者の特性を，表IV 3-1 に示す．対象者の人数は両群ともに 6 名(男性 3 名，女性 3 名)であった．また，いずれの項目においても，両群に有意差は認めなかった．

表IV 3-1. 両群の対象者の特性

n.s.	介入効果有り群	介入効果無し群
年齢(歳)	22±2	22±2
身長(cm)	168.3±10.8	165.8±12.1
体重(kg)	59.8±9.4	59.3±12.6

2-3-2. 両群における予測時の介入前後でのスタンス時間と最大床反力値

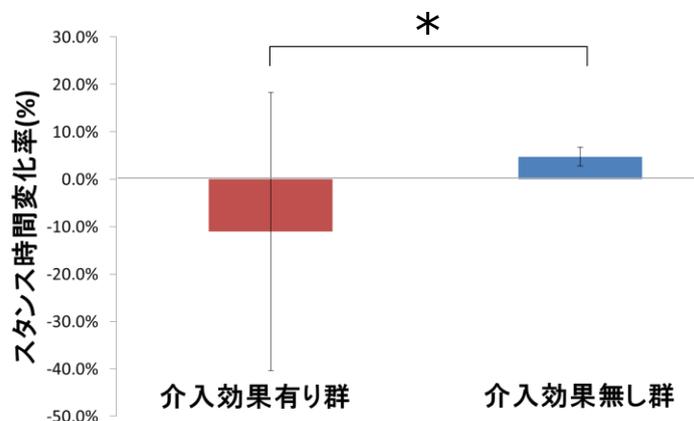
予測時における介入前後の両群のスタンス時間と最大床反力値を図IV 3-1 に示す. 介入効果有り群のスタンス時間は介入前(316.5±51.1msec)よりも介入後(281.5±36.2msec)に有意に減少した($p=0.02$). その他の項目については有意差を認めなかった.



図IV 3-1. 予測時のスタンス時間と最大床反力値

2-3-3. 両群における予測時の介入前後でのスタンス時間の変化率

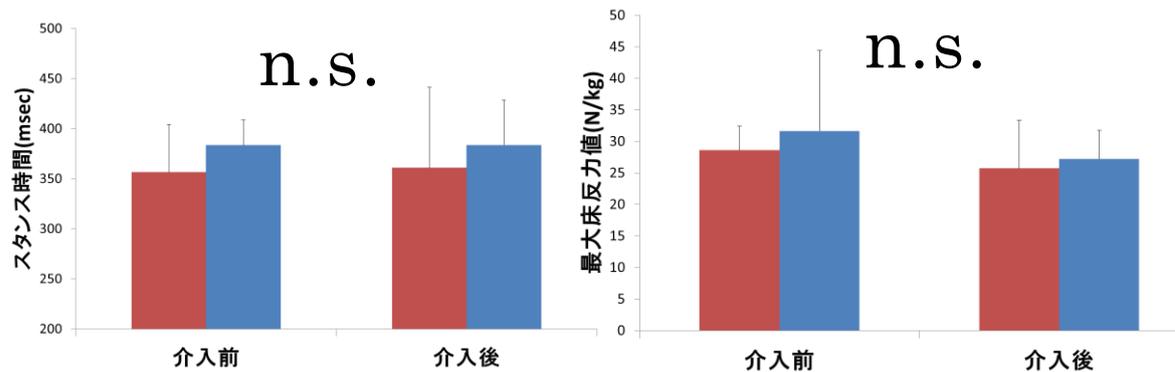
両群の介入前から介入後における,スタンス時間の変化率を図IV 3-2 に示す. 介入効果有り群(-10.5±6.9%)は介入効果無し群(4.8±3.0%)よりも, 介入後にスタンス時間が有意に短縮していた($p=0.01$).



図IV 3-2. 予測時のスタンス時間の変化率

2-3-4. 両群における非予測時の介入前後でのスタンス時間と最大床反力値

非予測時における介入前後の両群のスタンス時間と最大床反力値を図IV 3-3に示す。いずれの項目においても有意差は認めなかった。



図IV 3-3. 非予測時のスタンス時間と最大床反力値

従って、非予測時では介入効果有り群のパフォーマンス向上を認めなかったため、両群の関節角度ないし筋活動値の比較は、予測時のみ行う。

2-3-5. 両群の予測時における介入前後での最大角度と変化量，介入前での 両群の最大角度

両群の介入前・介入後における各期の最大角度と変化量を表IV 3-2に示す。介入効果の有無と，介入前後の2要因で二元配置分散分析を行った結果，PRE期における膝の屈曲角度に交互作用を認め，多重比較検定の結果，介入効果有り群において介入後に有意な増加を認めた。介入前後の変化量における両群の比較では，対応の無いt検定の結果，PRE期における膝の屈曲角度が介入効果有り群で有意に増加量が大きかった。介入前における両群の比較では，対応の無いt検定の結果，PO期における右の股関節の内旋角度が，介入効果有り群で有意に大きかった。

表IV 3-2. 介入前・後の最大関節角度と変化量

体幹	関節	介入効果無し群										二元配置分散分析				変化量検定の比較	
		介入前					介入後					F値	p値	p値	p値		
		介入前	介入後	変化量	介入前	介入後	変化量										
体幹	屈曲	PRE	12.9±6.5	14.4±6.7	1.5±3.5	17.4±5.8	15.3±7.1	-2.1±2.2	4.413	0.062	0.062	0.234					
		WA	12.6±7.3	13.5±6.6	0.9±3.3	18.7±5.4	17.1±7.4	-1.6±2.5	2.259	0.164	0.164	0.133					
		PO	18.2±7.9	19.8±9.7	1.6±1.4	25.4±7.2	24.4±6.9	-0.9±2.7	1.454	0.256	0.256	0.129					
	右側屈	PO2	26.9±7.0	26.7±11.5	-0.2±6.5	30.8±7.8	29.4±10.4	-1.4±2.9	0.173	0.686	0.686	0.378					
		PRE	-0.9±2.2	-0.6±3.4	0.3±2.0	-2.9±3.2	-2.5±1.7	0.4±2.1	0.005	0.943	0.943	0.231					
		WA	-2.5±3.0	-2.6±3.1	-0.1±1.9	-3.9±2.9	-3.8±1.6	0.1±2.2	0.041	0.843	0.843	0.404					
	右回旋	PO	-5.2±3.3	-4.9±4.1	0.3±1.5	-5.4±2.0	-4.6±2.3	0.8±2.5	0.198	0.666	0.666	0.921					
		PO2	-6.8±4.8	-4.8±5.3	2.1±3.1	-5.9±3.0	-5.2±3.4	0.7±5.0	0.312	0.589	0.589	0.706					
		PRE	3.9±3.4	0.9±3.1	-3.0±3.6	1.1±2.6	0.3±2.1	-0.7±2.6	1.584	0.237	0.237	0.133					
	左回旋	WA	3.3±3.4	-0.7±2.7	-4.0±3.6	0.9±2.9	-0.3±1.9	-1.2±2.4	2.552	0.141	0.141	0.221					
		PO	5.1±4.5	2.9±2.9	-2.2±4.0	2.1±3.5	2.2±4.6	0.1±5.0	0.804	0.391	0.391	0.230					
		PO2	8.5±4.1	6.8±6.5	-1.7±5.3	5.6±4.1	6.2±3.9	0.6±4.0	0.735	0.411	0.411	0.241					
膝(左)	屈曲	*PRE	39.3±13.1	50.3±11.5	*11.1±10.9	48.5±20.3	42.5±24.1	*-6.0±7.4	10.016	*0.01	*0.01	0.371					
		WA	27.8±7.0	28.6±10.4	0.7±7.3	34.6±13.7	32.1±15.6	-2.6±6.5	0.671	0.432	0.432	0.305					
		PO	47.2±8.7	46.1±13.2	-1.1±5.5	52.0±10.0	49.9±6.5	-2.0±6.0	0.072	0.794	0.794	0.402					
	外反	PO2	55.5±8.3	56.9±9.9	1.4±6.1	59.1±7.7	55.6±6.9	-3.5±2.9	3.174	0.105	0.105	0.449					
		PRE	3.7±3.7	4.0±4.4	0.3±0.9	2.2±2.1	2.0±1.9	-0.2±0.9	0.805	0.391	0.391	0.396					
		WA	3.5±4.0	3.3±4.5	-0.2±1.2	1.9±2.2	1.7±1.8	-0.2±0.7	0.000	0.990	0.990	0.410					
	内旋	PO	1.6±4.3	1.0±3.7	-0.6±1.2	0.1±3.6	0.2±3.6	0.1±1.6	0.816	0.388	0.388	0.527					
		PO2	4.0±5.3	2.8±5.9	-1.2±0.7	2.5±4.0	1.9±3.7	-0.6±1.1	1.265	0.287	0.287	0.598					
		PRE	-2.2±9.1	-2.2±8.2	0.1±1.9	-2.3±2.3	-2.0±2.0	0.3±0.7	0.112	0.744	0.744	0.984					
	右股関節	屈曲	WA	-2.9±8.7	-3.3±8.7	-0.4±2.6	-2.0±2.5	-2.0±2.4	0.0±1.5	0.119	0.737	0.737	0.811				
			PO	-2.9±8.0	-2.7±8.5	0.3±1.2	1.1±4.7	1.4±4.1	0.3±1.0	0.001	0.977	0.977	0.308				
			PO2	-0.7±7.0	0.2±7.6	0.9±2.5	2.7±5.3	3.2±5.0	0.5±1.2	0.112	0.744	0.744	0.357				
内転		PRE	21.8±5.1	27.3±12.0	5.5±15.2	20.8±7.4	18.8±5.8	-2.0±4.2	1.372	0.269	0.269	0.801					
		WA	24.1±4.3	24.9±4.5	0.8±5.4	22.1±6.0	21.8±4.1	-0.3±3.6	0.150	0.707	0.707	0.513					
		PO	47.4±9.1	44.3±9.5	-3.1±9.5	46.6±8.4	50.3±14.9	3.7±10.5	1.369	0.269	0.269	0.878					
内転		PO2	58.3±7.5	46.6±22.5	-11.7±24.1	56.6±8.3	59.5±12.8	2.9±7.1	2.044	0.183	0.183	0.708					
		PRE	-0.7±3.5	2.1±6.6	2.9±7.3	-2.3±3.4	2.0±2.1	-0.2±2.0	0.976	0.346	0.346	0.460					
		WA	-1.6±3.7	1.3±7.0	2.9±7.4	-2.0±3.5	-2.6±4.1	-0.6±2.3	1.229	0.294	0.294	0.857					
左股関節		屈曲	PO	-2.8±3.9	0.6±5.2	3.4±6.8	-2.6±4.0	-6.4±4.1	-3.7±4.5	4.667	0.056	0.056	0.928				
			PO2	-3.8±3.1	0.0±6.7	3.9±9.1	-6.3±5.9	-9.3±5.4	-3.0±3.1	3.105	0.109	0.109	0.385				
			PRE	2.6±5.2	0.3±5.5	-2.2±4.4	0.1±4.8	-3.7±5.6	-3.7±4.2	0.364	0.560	0.560	0.403				
	内転	WA	3.0±6.2	1.4±7.4	-1.7±3.2	-0.0±3.9	-3.0±4.0	-3.0±3.1	0.524	0.486	0.486	0.327					
		PO	*9.5±3.3	3.9±7.8	-5.5±6.6	*2.6±3.9	2.7±5.6	0.1±4.3	3.071	0.110	0.110	*0.009					
		PO2	9.1±3.3	4.2±6.8	-4.9±7.7	5.2±7.4	5.0±6.4	-0.2±4.2	1.719	0.219	0.219	0.266					
	屈曲	PRE	30.2±10.3	38.5±10.2	8.3±14.6	31.3±7.3	29.7±7.7	-1.6±3.3	2.618	0.137	0.137	0.829					
		WA	26.3±5.4	29.1±4.3	2.8±5.0	27.2±6.2	26.5±6.7	-0.7±2.8	2.246	0.165	0.165	0.804					
		PO	23.8±5.6	25.1±8.8	1.3±5.8	27.7±5.6	25.1±4.0	-2.5±5.7	1.314	0.278	0.278	0.254					
	内転	PO2	26.4±7.0	26.0±9.5	-0.4±3.8	27.9±6.3	25.7±6.5	-2.2±6.9	0.323	0.582	0.582	0.695					
		PRE	-2.8±3.0	-0.3±7.2	2.6±7.3	-5.4±4.0	2.0±3.0	1.5±1.9	0.128	0.728	0.728	0.241					
		WA	-4.1±2.2	-0.8±7.8	3.3±7.2	-6.4±3.3	-4.7±2.4	1.7±1.6	0.292	0.601	0.601	0.186					
内旋	PO	-6.3±4.4	-6.5±4.4	-0.1±3.3	-8.0±4.0	-7.8±3.7	0.2±5.3	0.019	0.892	0.892	0.510						
	PO2	-7.8±5.8	-9.6±5.0	-1.7±4.5	-10.5±3.3	-9.4±4.0	1.2±5.3	1.046	0.331	0.331	0.348						
	PRE	-7.3±3.7	-6.4±5.0	0.9±4.7	-8.4±3.9	-8.1±4.0	0.3±1.9	0.092	0.768	0.768	0.620						
内旋	WA	-2.0±6.0	-2.4±6.7	-0.4±5.8	-7.4±4.1	-7.0±4.1	0.3±1.9	0.096	0.763	0.763	0.098						
	PO	2.0±7.6	2.4±7.0	0.4±4.8	-3.1±4.1	-4.6±5.1	-1.5±3.6	0.612	0.452	0.452	0.179						
	PO2	0.3±6.9	-1.3±5.8	-1.5±3.7	-5.0±5.1	-6.0±6.1	-1.0±3.4	0.075	0.790	0.790	0.163						

2-3-6. 両群の予測時における介入前後での筋活動値と変化率，介入前での 両群の筋活動値

両群の介入前・介入後における各期の筋活動値と変化率を表IV 3-3に示す。介入効果の有無と，介入前後の2要因で二元配置分散分析を行った結果，WA期の右内腹斜筋の活動値に交互作用を認め，多重比較検定の結果，両群ともに介入前後で有意な変化は認めなかった。介入前後の変化率における両群の比較では，対応の無いt検定の結果，PRE期における左多裂筋の活動値と，WA期における右内腹斜筋の増加率が介入効果有り群で有意に大きかった。介入前における両群の比較では，対応の無いt検定の結果，PRE期における左内腹斜筋の活動値と，PO2期における左右の多裂筋の活動値が介入効果有り群で有意に高く，PO2期における右腹直筋の活動値が介入効果有り群で有意に小さかった。

表IV-3-3. 介入前・後の筋活動値と変化率

	介入効果有り群				介入効果無し群				二元配置分散分析結果				両群の介入前の比較			
	介入前		介入後		変化率(%)		介入前		介入後		変化率(%)		F値	p値	p値	p値
	値	標準偏差	値	標準偏差	値	標準偏差	値	標準偏差	値	標準偏差	値	標準偏差				
右外腹斜筋	PRE	32.11±18.22	42.03±41.45	19.6±74.4	20.54±26.23	15.47±12.94	9.5±46.4	1.160	0.307	0.783	0.249					
	WA	61.77±63.61	70.92±55.60	34.1±38.7	47.03±53.78	38.26±41.23	-6.9±30.3	3.715	0.083	0.068	0.173					
	PO	96.04±69.96	173.65±173.65	60.8±62.1	73.39±46.24	66.78±30.62	13.2±52.8	3.558	0.089	0.183	0.249					
	PO2	116.05±55.78	149.68±113.56	13.0±56.7	84.05±40.06	59.26±30.29	-21.4±33.5	3.373	0.096	0.230	0.316					
左外腹斜筋	PRE	51.51±23.13	41.86±24.67	-18.0±28.0	41.30±26.07	41.28±28.88	-4.6±24.4	1.480	0.252	0.399	0.489					
	WA	43.40±36.71	37.38±27.64	-8.0±23.6	46.56±47.11	42.73±49.31	-1.0±38.5	0.039	0.848	0.711	0.919					
	PO	42.26±26.99	41.55±13.94	12.5±64.2	37.95±35.20	47.14±66.02	-3.2±50.7	0.421	0.531	0.647	0.838					
	PO2	39.98±33.39	45.97±35.81	20.5±55.5	28.58±27.72	45.19±57.21	58.7±114.9	0.425	0.529	0.480	0.753					
右内腹斜筋	PRE	90.89±88.40	77.84±42.68	13.9±39.4	60.45±27.00	54.76±31.12	-6.9±34.2	0.096	0.763	0.352	0.453					
	*WA	105.23±112.11	148.08±112.96	*64.9±50.4	144.00±76.36	111.56±55.98	*-8.2±50.8	5.354	*0.043	*0.031	0.600					
	PO	120.06±61.26	119.99±85.41	2.2±25.2	70.77±21.18	71.05±34.47	-0.1±32.0	0.572	0.467	0.893	0.116					
	PO2	92.81±71.93	129.50±115.45	50.7±104.7	59.41±29.62	56.67±21.72	1.7±40.4	1.431	0.259	0.310	0.423					
左内腹斜筋	PRE	*62.71±21.51	66.14±35.63	0.8±36.7	*31.23±17.07	35.41±22.89	6.7±42.1	0.007	0.936	0.802	*0.016					
	WA	94.60±33.79	91.01±28.24	-0.5±16.1	40.20±25.55	39.18±15.04	8.7±36.7	0.074	0.792	0.586	0.051					
	PO	47.36±21.28	59.42±64.06	12.1±37.4	46.69±32.32	51.99±31.98	26.9±63.8	0.085	0.777	0.636	0.970					
	PO2	29.19±20.71	42.40±20.62	124.7±203.4	27.37±21.26	30.88±21.08	16.2±40.8	0.773	0.400	0.229	0.825					
右多裂筋	PRE	6.37±3.14	7.67±3.23	29.4±52.8	7.81±4.33	7.14±3.30	-5.5±13.6	2.526	0.143	0.148	0.586					
	WA	9.84±5.40	11.40±7.91	30.8±63.2	12.45±7.64	12.20±8.66	-3.0±19.6	0.304	0.593	0.239	0.615					
	PO	26.30±12.99	49.16±26.74	75.7±133.4	23.59±14.45	19.81±10.67	-6.1±41.0	4.594	0.058	0.182	0.793					
	PO2	*46.00±16.61	51.23±18.38	16.6±47.5	*24.16±6.82	22.35±14.21	-7.6±55.8	0.554	0.474	0.438	*0.04					
左多裂筋	PRE	8.86±6.11	13.38±8.98	*53.9±37.8	12.43±7.06	12.17±8.66	*-3.8±23.2	3.895	0.077	*0.01	0.501					
	WA	20.50±21.49	16.09±11.94	-1.9±38.6	18.17±10.17	15.22±11.84	-6.4±43.9	0.061	0.810	0.853	0.828					
	PO	49.68±33.33	52.06±19.82	42.1±90.3	27.90±11.63	27.26±5.86	5.5±24.2	0.072	0.793	0.361	0.239					
	PO2	*53.26±21.38	68.79±40.08	32.1±60.8	*28.949.90	32.05±19.10	22.0±83.8	0.746	0.408	0.815	*0.028					
右腹直筋	PRE	14.02±6.88	12.83±7.61	9.5±84.6	22.64±19.70	16.51±14.31	-17.6±25.0	1.009	0.339	0.469	0.248					
	WA	10.56±6.54	12.22±10.42	18.0±57.3	15.00±13.85	10.60±13.19	-34.2±20.6	4.580	0.058	0.062	0.493					
	PO	6.98±3.58	7.71±2.22	36.2±110.0	16.70±18.13	15.38±15.82	0.7±28.5	0.601	0.456	0.873	0.220					
	PO2	*7.99±3.93	7.12±1.93	0.6±29.2	*17.93±12.57	14.05±9.77	-13.8±51.9	0.314	0.314	0.566	*0.046					

V. 考察

V-1. 【検討項目 1】，【検討項目 2】に関する考察

【検討項目 1】

本研究では，予め着地後の進行方向が分かっている予測時と，台から降りるまで進行方向が分からない非予測時の繰り返し動作における，パフォーマンス，関節角度，体幹筋活動について比較検討した．その結果，パフォーマンスを評価する指標となるスタンス時間(Prieske et al., 2014; Sasaki et al., 2011; 橋本ら, 2011) が非予測時で有意に長かった(図IV 1-1)．先行研究において，進行方向が予測できていない状況での方向転換時には視覚や聴覚などの知覚と，意思決定に関わる要因がその速度に影響することや，進行方向の判断から脚の接地時に行われる姿勢調整の時間が増加すると報告されている(Besier et al., 2001; Kim et al., 2014; Young & Farrow, 2006)．本研究におけるスタンス時間とは，脚が床面に接地している時間であるため，接地時間が長いということは繰り返し動作に時間がかかる，つまり遅くなるということである．従って，繰り返し方向の認識の遅れや認識後の姿勢調整に時間がかかったため，スタンス時間が長くなったものと考ええる．

非予測時では，着地前から着地後において，軸脚となる左の股関節の屈曲角度や体幹の屈曲角度が小さかった(表IV 1-1A, D)．着地局面において，体幹部は下肢の約 5～6 倍の慣性モーメントを受けるため(Gruber et al., 1998; Pain & Challis, 2006)，衝撃への準備のために接地前から体幹筋の活動が増加する(Anthony et al., 2006; 河端ら, 2008)ことが分かっている．本研究における PRE 期の体幹筋活動では，内腹斜筋や背筋群に差はなく，着地の準備としては予測時と非予測時で違いはなかったと考える．しかし，左右の外腹斜筋は非予測時の方が高い活動値を示した(図IV 1-2A, B)．外腹

斜筋は体幹の回旋や予測不能な外乱に対する制動としてはたらく (Preuss et al., 2005). 従って, 非予測時では進行方向がわからないゆえに, どちらの方向へも素早く反応できるように準備していたため, 着地前に両側の外腹斜筋の活動値が高かったと考える.

さらに, 着地による大きな衝撃を吸収するためには, 体幹と股関節の屈曲も必要な要素となる (Blackburn & Padua, 2008)が, 非予測時において, 体幹と左股関節の屈曲角度は有意に小さく, 下腿はより外旋していた (表 IV 1-1A, B, D). Borotikar らは, 予測課題よりも非予測課題で着地時の股関節屈曲角度が小さい値を示しており (Borotikar et al., 2008), 本研究と同様の結果を認めている. 予測時には, 空中で着地による衝撃に対する準備や繰り返し動作の準備を完了できるのに対し, 非予測時では着地後の動作を認識するタイミングが遅れるため, 衝撃吸収の準備や繰り返し動作の準備が遅れたと考える.

繰り返し動作における蹴り出しのピーク前後となる PO 期では, 非予測時の体幹の左側屈角度が小さかった (表 IV 1-1A). 180° のサイドカッティングを行う際, 体幹部は蹴り出しの初期で軸脚側に側屈すると報告 (Sasaki et al. 2011)されているが, 本研究の予測時ではそれが行われており, 高いパフォーマンスを発揮できたと考える. 一方, 非予測時では進行方向がわからないため体幹をまっすぐにした状態から着地直前で方向を認識し, その状態から反射的に脚よりも先に体幹部が進行方向へ動いたと推察する. その結果, 軸脚となる左脚に重心を移動できないまま繰り返し動作を行っていたため, 予測時よりも体幹の軸脚側への側屈が小さかったと考える.

非予測時で PO 期の右内腹斜筋の活動値が低かったが (図 IV 1-2C), 右方向への体幹回旋や右方向への側屈がなかったために, 活動量が小さかった可能性がある.

PO 期に続く PO2 期では，膝の屈曲角度と左股関節の屈曲角度が非予測時で有意に大きかった(表 IV 1-1B,D)．これは PRE 期・WA 期の反応の遅れを受け，膝および股関節を伸展し床を蹴り出すタイミングが遅れたためと考える．また，PO2 期では，右多裂筋の活動値が非予測時で有意に低かったが(図 IV 1-2E)，体幹の屈曲角度が小さいことから，着地後の体幹屈曲モーメント(Cresswell et al., 1994)が予測時よりも小さかったためと考える．

【検討項目 2】

本研究の対象者全体では予測時・非予測時ともに介入前後でパフォーマンスの向上を認めなかった(図 IV 2-1, 3)．しかし，対象者 12 人中 6 人で予測時のスタンス時間が減少し，パフォーマンス向上を示したので(図 IV 3-1)，予測時のパフォーマンスが向上しなかった対象者の繰り返し動作時の関節角度および筋活動値と比較した．

表 IV 3-2 より，介入効果有り群の介入前の動作では，介入効果無し群よりも着地前から右股関節の内旋角度の平均値が大きく，股関節内旋位で着地し，蹴り出しを行う PO 期では有意に内旋していた．そのため，着地後の股関節の屈曲も十分ではなく，介入効果無し群よりも衝撃吸収が上手くできず，蹴り出しの際にも下肢への力の伝達が効率良くできていなかったと推察する．さらに，表 IV 3-3 より，PRE 期においては内腹斜筋の活動値も高かったが，着地および荷重応答の WA 期では，介入後よりも右の内腹斜筋の活動値が低く，体幹安定性が保てず，着地後の体幹の動揺が大きかった可能性がある．

以上に述べた介入効果有り群の介入前の動作は，体幹トレーニング直後にいくつかの変化を認めた．まず，PRE 期の左多裂筋および WA 期における右内腹斜筋の活動値の増加を認めた．そして，PRE 期における膝関節屈

曲の増加、および有意ではなかったが PRE 期や WA 期における体幹回旋と右の股関節内旋の減少を認めた。本研究で行ったエクササイズである ET は腹横筋や内腹斜筋が活動し (Czaprowski et al., 2014; Lehman et al., 2005), Side bridge においても支持基底面側の腹横筋や多裂筋が活動する (今井, 2012)。そのため、トレーニング後に内腹斜筋や多裂筋が活性化したものとする。PRE 期の多裂筋の活動は着地時に発生する屈曲モーメント (Cresswell et al., 1994) に対する準備として重要となり、WA 期の内腹斜筋の活動は体幹の動揺を少なくするために重要となる。したがって、これらの筋の活性化により PRE 期や WA 期における体幹安定性が向上し、地面からの反力を効率良く伝達できるようになったことで、スタンス時間が減少したと考える。また、PRE 期と WA 期の動作や筋活動の変化に伴い、PO2 期における膝の外反角度の減少が生じたものと推察する。

本研究の介入効果有り群は、予測時の試技ではパフォーマンスの向上を認めたが、非予測時の試技では変化を示さなかった (図 IV 3-3)。非予測時の試技は、身体の使い方だけでなく、反応の速さも関連してくる (Young & Farrow 2006)。そして、反応の速さには脳が関与しているため (橋本, 2009; 菅原ら, 2010; Sugawara et al., 2013), 反応課題を繰り返すことで脳が学習し、課題への反応速度も上昇する。本研究での試技も反応課題の類であるため、試技の反復練習と、体幹深部筋トレーニングを併せて行うことで、より効率的に非予測時のパフォーマンスを向上させることができるかもしれない。

V-2. 本研究の限界

本研究にはいくつかの限界点がある。まず、対象者の人数が少なかったことが挙げられる。今後は男女共に対象者の人数を増やすことで、より信頼性の高いデータを示すことができるだけでなく、トレーニング効果を男女で比較することも可能であると考えられる。また、異なる特性を持つ対象者で行った場合も、結果が異なる可能性がある。

次に、介入トレーニングに関することが挙げられる。本研究では **ET** と **Side bridge** の二試技を用いたが、本研究の結果は、これらのエクササイズおよび今回設定した負荷によるものである。そのため、別の種類のトレーニングや負荷設定で行った場合は異なる結果を示す可能性もある。今後、様々なトレーニングの組み合わせや負荷設定による即時効果を検討し、各々の介入トレーニングが即時的に及ぼす影響を明らかにしていくことで、より効率的なトレーニングを現場に取り入れることが出来ると考える。

研究デザインについても限界点が挙げられる。まず、本研究では何も介入しないコントロール群を作らなかったため、対象者全体でのトレーニング効果を比較できなかった点が挙げられる。また、本研究では筋電図測定チャンネル数の限界により、殿部や下肢の筋を測定することができなかった。それらの筋は繰り返し動作に大きな影響を与える。更に、本研究で用いた体幹深部筋トレーニング中も殿部や下肢の筋が活動していたと推察する。今後は測定筋を増やして、体幹筋だけでなく殿部や下肢の筋も同時に測定し、動作と併せて総合的に検討していくことが必要である。

また、素より対象者が持ち合わせていた筋量や筋厚によって体幹筋の活動値も異なる可能性があることから、今後はそのような要素も併せて測定を行い、検討する必要がある。

VI. 結論

本研究では，主に関節角度と筋活動に着目して，予め切り返す方向が分かっている予測時と，直前まで切り返す方向が分からない非予測時の切り返し動作で比較を行った．床面に脚が接地している時間をスタンス時間とし，スタンス時間が短いほどパフォーマンスが高いと定義した．その結果，非予測時では，切り返し動作を行う進行方向を把握するタイミングが遅れたことにより，姿勢に変化が生じ，予測時よりもパフォーマンスが低下した．

更に，体幹深部筋トレーニングが予測時・非予測時に与える即時効果を検討したところ，対象者全体ではパフォーマンスの向上は認めなかったが，対象者の 12 人中 6 人のパフォーマンスが向上した．体幹深部筋トレーニングの介入効果を認めた対象者は，介入効果を認めなかった対象者と比較して，介入前における体幹部の安定性が損なわれており，パフォーマンスが低かったことが示唆された．従って，体幹深部筋トレーニングは，素よりパフォーマンスの低い対象者に対して行うことで体幹部を安定させる一助となり，切り返し動作に即時効果を認める可能性がある．

VII. 参考文献

- Akuthota V, Nadler SF. (2004). Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 86-92.
- Anthony SK, Randy JS, Sandra JS, Jolene MH, David HP. (2006). Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Journal of Athletic Training*, 41, 381-386.
- Bergmark A. (1989). Stability of the lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 60, 230.
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc*, 35(1), 119-127.
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 1176-1181.
- Blackburn JT, Padua DA. (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(3), 313-319.
- Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P. (2007). Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 63-70.
- Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(1), 81-92.

- Cholewicki J, VanVliet JJ 4th. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17, 99-105.
- Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research*, 98, 336-341.
- Czaprowski D, Afeltowicz A, Gebicka A, Pawlowska P, Kedra A, Barrios C, Hadala, M. (2014). Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys Ther Sport*, 15(3), 162-168.
- Fredericson M, Moore T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 16(3), 669-689.
- Gregoty DM, Kevin RF, Joseph PP, Timothy EH. (2005). NEUROMUSCULAR TRAINING IMPROVES PERFORMANCE AND LOWER-EXTREMITY BIOMECHANICS IN FEMALE ATHLETES. *Journal of Strength and Conditioning Reserctch*, 19(1), 51-60.
- Gruber K, Ruder H, Denoth J, Schneider K. (1998). A comparative study of impact dynamics : wobbling mass model versus rigid body models. *J Biomech*, 31, 439-444.
- Hodges PW, Moseley GL. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.

- Hodges PW, Richardson CA. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis. *Experimental Brain Research*, 114(2), 362-370.
- Iguchi J, Tateuchi H, Taniguchi M, Ichihashi N. (2014). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(1), 41-48.
- Jamison ST, McNally MP, Schmitt LC, Chaudhari AM. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: implications for ACL injury. *J Biomech*, 46(13), 2236-2241.
- Kibler WB, Press J, Sciascia A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med*, 36(3), 189-198.
- Kim JH, Lee KK, Kong SJ, An KO, Jeong JH, Lee YS. (2014). Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. *Am J Sports Med*, 42(8), 1985-1992.
- Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropr Osteopat*, 13, 14.
- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359.
- Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. (2011) Relationship between three-dimensional kinematics of knee and trunk motion during

- shuttle run cutting. *Journal of Sports Sciences*, 29,(14) 1525-1534.
- O'Sullivan PB. (2000). Lumbar segmental 'instability' : clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2-12.
- Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Miyakawa S. (2010). Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(11), 743-750.
- Pain MT, Challis JH. (2006). The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *J Biomech*, 39(1), 119-124.
- Preuss RA, Grenier SG, McGill SM. (2005). Postural control of the lumbar spine in unstable sitting. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(12), 2309-2315.
- Prieske O, Muehlbauer T, Krueger T, Kibele A, Behm DG, Granacher U. (2014). Role of the trunk during drop jumps on stable and unstable surfaces. *Eur J Appl Physiol*, 115(1), 139-146.
- Sasaki S, Nagano Y, Kaneko S, Sakurai T, Fukubayashi T. (2011). The relationship between performance and trunk movement during change of direction. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10, 112-118.
- Sato K, Mokha M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in

- runners? J Strength Cond Res, 23, 133-140.
- Sugawara K, Onishi H, Yamashiro K, Soma T, Oyama M, Kirimoto H, Tamaki H, Murakami H, Kameyama S. (2013). Repeated practice of a Go/NoGo visuomotor task induces neuroplastic change in the human posterior parietal cortex: an MEG study. Exp Brain Res, 226(4), 495-502.
- Young W, Farrow D. (2006). A Review of Agility Practical Applications. National Strength and Conditioning Association, 28(5), 24-29.
- 今井厚. (2012). Stabilization exercise の有効性. 筑波大学大学院博士論文.
- 大久保智明, 坂田大介, 中山朗, 東利雄, 日野邦彦. (1997). 体幹筋がジャンプ力と腰痛に及ぼす影響について. 理学療法科学, 24(学会特別号), 251.
- 金岡恒治, 小泉圭介. (2013). 体が生まれ変わる「ローカル筋」トレーニング. マキノ出版, 40-46.
- 河端将司, 加賀谷善教, 島典広, 西菌秀嗣. (2008). ドロップジャンプ動作中における体幹の筋活動および腹腔内圧の変化. 体力科学, 57, 225-234.
- 齋藤昭彦. (2007). 体幹機能傷害の分析および治療-腰椎の分節安定性-. 理学療法科学, 22(1), 1-6.
- 菅原憲一, 田辺茂雄, 東登志夫, 鶴見隆正. (2010). 新たな運動方略の学習による皮質内 surround inhibition の変化. 日本理学療法学会大会, 45(一般演題).
- 橋本輝, 前大純朗, 山本正嘉. (2011). 一過性の体幹スタビライゼーションエクササイズが垂直跳び, ドロップジャンプ, リバウンドジャンプ

に及ぼす影響. スポーツパフォーマンス研究, 3, 71-80.

橋本圭子. (2009). 運動スキル学習における, 転移, 運動イメージ, 意図. 新潟
工科大学研究紀要, 第 14 号 155-168.

VIII. 謝辞

本研究は、多くの方々のご協力とご指導があり実現させることができました。

早稲田大学スポーツ科学学術院金岡恒治教授は、学部 2 年時から指導教員として熱心にご指導頂いたことに加え、研究に関するご助言も大変多く頂きましたことを、心より感謝致します。また、スポーツの魅力と、それとは切り離せないスポーツ障害の奥深さをご教授頂きましたことも、重ねてお礼申し上げます。

早稲田大学スポーツ科学学術院の今井厚助手には、測定方法の決定、測定補助から、修士論文本文の執筆における指導まで、手厚くご指導頂きましたことを、心より感謝致します。

副査を快く引き受けて下さった早稲田大学スポーツ科学学術院鳥居俊准教授と、広瀬統一准教授に心からお礼申し上げます。また広瀬統一准教授は、広瀬研究室と福林研究室合同の大学院ゼミへの参加を快く許可して下さり、大変感謝しております。

本研究の研究方法や解析方法などに関して、健康科学大学の成田崇矢氏、埼玉医科大学の大久保雄氏には多くのご助言やご意見を頂きましたことを、心よりお礼申し上げます。

早稲田大学スポーツ科学研究科金岡研究室の、関根千恵氏、飯塚哲司氏、松永直人氏、長谷部清貴氏、阿久澤弘氏、中井真吾氏、梶原裕慶氏、木野彩奈氏、OB である神舘盛充氏、森本康広氏、OG である西川亜夢子氏、原有美氏は、本研究の研究計画、研究デザイン、考察において多くのご助言とご意見を頂きましたことを、大変感謝しております。とりわけ飯塚氏は、研究室を整備して下さっただけでなく、本研究の測定の際も大いに補助して下さいました。梶原氏は、トレーニングや食事に関するアドバイスをし

てくれました。また木野氏は、いつも笑顔で研究室を明るくしてくれました。梶原氏と木野氏は学部 2 年時からの同期として、笑い合い、互いに切磋琢磨し、いつも私の支えとなっている存在でした。重ねてお礼申し上げます。

早稲田大学スポーツ科学研究科福林研究室の、板花俊希氏は、研究計画、測定方法、解析方法を優しく指導して下さいましたことに大変感謝しております。また、川上研究室の福田渉氏、埴真太郎氏は、動作分析室の使用法を 1 から優しく丁寧に教えて下さいましたことに心よりお礼申し上げます。また、矢内研究室の塩田義裕氏は、動作解析を熱心に指導して下さいましたことに心よりお礼申し上げます。

本研究に検者としてお力添えして頂いた方々、ならびに被験者として本研究に参加することを快く引き受けて下さった対象者の方々、深く感謝しております。

最後に、私の大学院への進学を快諾し、応援して下さい、経済的、精神的に支えて下さった父と母、話し相手になってくれた弟に、この場を借りてお礼申し上げます。