Kobe University Repository : Kernel

PDF issue: 2024-04-29

下部体幹筋群活動による腰仙部安定性と身体運動パフォーマンス

中尾，哲也

(Degree)
博士（学術）
(Date of Degree)
2018-03-25
(Date of Publication)
2019-03-01
(Resource Type)
doctoral thesis
(Report Number)
甲第7070号
(URL)
https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1007070

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。

博士論文

下部体幹筋群活動による

腰仙部安定性と身体運動パフォーマンス

平成 30 年 1 月 17 日

神戸大学大学院人間発達環境学研究科

人間行動専攻　人間行動論講座

081D822D　中尾哲也

目　次

第１章　はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・8

第２章　文献研究・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・11
第１節　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす筋生理学、解剖学的特徴・・・・11
第２節　下部体幹筋群活動と基本動作および姿勢との関係・・・・・・・・・・・・・18
第３節　下部体幹筋群活動とスポーツ動作との関係・・・・・・・・・・・・・・・・21

第３章　検討すべき問題点および本研究の課題・・・・・・・・・・・・・・・・24

第４章　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響　・・・・・・・・・・26

第５章　下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響・・・・44
第１節　下部体幹筋群活動と歩行との関係・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・44
第２節　下部体幹筋群活動と投動作との関係・・・・・・・・・・・・・・・・・・・47
第３節　下部体幹筋群活動とバットスイングとの関係・・・・・・・・・・・・・・・55

第６章　総合考察　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・64
第１節　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響・・・・・・・・・・・・・65
第２節　下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響・・・・・・・・66
第３節　今後の課題・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・67

第７章　総括・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・69

謝　辞・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・73

参考文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・74

用語の定義

本論文で用いる主要用語は、以下に示す通りである。

アライメント

身体におけるアライメントとは、上下肢および体幹の配列を示す。その配列において身体が静止状態であれば静的アライメントと表現する。また、ある姿勢から次の姿勢へと身体の動きを伴った際の上下肢体幹の動きは、動的アライメントと表現する。

身体機能

身体の動作に影響を与える関節可動域、筋力、筋持久力、全身持久力、協調性などを総称して身体機能と表現する。

基本動作

人が生活を維持するために最も基本となる日常生活活動（ADL；Activities of Daily Living）であり、寝返り、起き上がり、臥位での側方および上下移動、座位での側方および前後移動、立ちあがり、歩行などを総称して基本動作と表現する。

運動連鎖

隣接する関節に運動が波及する方向には、上行性と下行性の２つが存在する。接地した足から生じた力が膝関節や股関節、体幹および上肢へと伝達していくことを上行性運動連鎖と表現する。上肢や体幹から生じた力が股関節や膝関節、足関節へと伝達していくことを下行性運動連鎖と表現する。

Stretch-shortening cycle；SSC（伸張―短縮サイクル）

身体運動では、反動動作を利用することで大きな力を発揮することができる。したがって、身体運動に必要とされる関節・骨運動が生じる前には、筋が等尺性または短縮性に収縮し、腱が伸張することでパワーが蓄積される。その筋腱複合体による作用のことをStretch-shortening cycle；SSC（伸張―短縮サイクル）と表現する。

下部体幹

体幹は、上下肢や頭頸部を除いた股関節から肩甲帯の部分である。その体幹の内、第12肋骨から上位の胸郭・肩甲帯までを上部体幹、腰椎・骨盤レベルを下部体幹と表現する。

下部体幹筋群

腹横筋、内腹斜筋、外腹斜筋、多裂筋、腸腰筋、腰方形筋などを示すが、本論文では腹側部から収縮を触知できる腹横筋や内腹斜筋、および外腹斜筋や腹直筋を示している。

下部体幹筋群活動の方法

呼吸様式（吸気位や安静呼気位、および呼気位）や下部体幹筋群活動の比率と筋長を考慮し、下部体幹筋群の活動方法を以下の３つに分類する。

・Abdominal Expansion（AE）

安静立位または端座位で体幹姿勢を変化させることなく、安静呼気位から息をすって腹部周囲径を増大させる。そのことによって、腹横筋および内腹斜筋が他動的に伸張する。その状態で下部体幹筋群を協調的に作用させる活動方法を Abdominal Expansion（AE）と表現する。

・Abdominal Bracing（AB）

腰椎の生理的前彎位で腹部周囲径を安静呼気時と変化させない状態で、下部体幹筋群

を協調的に作用させる活動方法を Abdominal Bracing（AB）と表現する。また AB は、腹直筋の活動に対して内腹斜筋や腹横筋の活動比率が低いことが特徴である。

・Abdominal Cave-in（AC）

安静呼気位から息をはき出し、腰椎の生理的前彎位で腹横筋および内腹斜筋を安静位長から短縮位の状態にして腹部周囲径を縮小させる。その状態で下部体幹筋群を協調的に作用させる活動方法を Abdominal Cave-in（AC）と表現する。また、腹直筋の活動に対して内腹斜筋や腹横筋の活動比率が高いことが特徴である。

筋の収縮様式

筋の長さによって、以下の３つで表現される。

・等尺性収縮（Isometric Contraction）：筋の長さを変化させない筋収縮を等尺性収縮と表現する。関節運動も生じないため静的収縮（Static Contraction）に分類される。

・短縮性収縮（Concentric contraction）：筋の長さが短縮する筋収縮を短縮性収縮と表現する（求心性収縮とも表現する）。筋の張力を変化させない筋収縮であるため等張性収縮（Isotonic Contraction）に分類される。

・伸張性収縮（Eccentric Contraction）：筋の長さが伸びる筋収縮を伸張性収縮と表現する（遠心性収縮とも表現する）。筋の張力を変化させない筋収縮であるため等張性収縮（Isotonic Contraction）に分類される。

剛体

現実的には、どのような物体も力が加えられれば少なからず変形する。力の作用が加わったとしても変形しない理想化したモデル物体のことを剛体と表現する。

投球フェーズ（期）

野球の投手が投球する際の動作フェーズは、以下の５つで表現される。

・ワインドアップ期：構えから投球側下肢を挙上し、身体の投球側への移動が始まるまでのフェーズをワインドアップ期と表現する。

・アーリーコッキング期：ワインドアップ期最終から身体を投球側に移動し、投球側足部が接地するまでのフェーズをアーリーコッキング期と表現する。

・レイトコッキング期：投球側足部が接地し、上体の投球側への回転とボール把持側上肢の肩関節外旋角度が最大になるまでのフェーズをレイトコッキング期と表現する。

・アクセラレーション期：レイトコッキング期最終から、ボール把持側上肢が投球側に動きだし、ボールがリリースされるまでのフェーズをアクセラレーション期と表現する。

・フォロースルー期：ボールリリースからボール把持側上肢が動きを止める減速期となるフェーズをフォロースルー期と表現する。

クロスステップ動作

右投げの場合、ワインドアップ時の（右）軸足踵から投球方向に結んだ直線に対し、踏み込んだ左足踵が３塁側に接地することをクロスステップ動作と表現する。

略語

本論文で用いる略語は、以下に示す通りである。

SLR：Straight Leg Raising

K-W：Kraus-Weber

ICC：Intraclass Correlation Coefficients

RA：Rectus Abdominis

OE：Obliquus Externus Abdominis

OI：Obliquus Internus Abdominis

TrA：Transversus Abdominis

SSC：Stretch-shortening Cycle

本学位論文は、以下の論文を基に構成されている。

１．中尾哲也, 増田研一, 内田靖之, 牛島詳力, 金井成行, 杉本拓也, 土井龍雄, 辻田純三, 大久保 衛: 下部体幹筋群収縮と身体運動との関係 －腹部「へこませ」運動からの運動連鎖－, 臨床スポーツ医学, 27(3): 333-338, 2009.

２．中尾哲也, 辻田純三, 山下陽一郎, 増田研一, 金井成行, 平川和文: 下部体幹筋群収縮が運動機能に及ぼす影響, 日本生理人類学会誌, 20(3): 135-145, 2015.

３．中尾哲也, 増田研一, 金井成行, 辻田純三, 山下陽一郎, 平川和文, 岡田修一: テイクバックでの下部体幹筋群収縮様式がバッティング時のヘッドスピードに及ぼす影響, トレーニング科学, 27(4): 101-109, 2016.

４. Nakao T, Masuda K, Kanai S, Tsujita J, Hirakawa K, Okada S: Lower trunk muscle activity-induced alignment and COP position during single-leg standing, J. Phys. Ther. Sci.29 (6): 1057-1061, 2017.

第１章　はじめに

日常生活やスポーツ活動を安全で効果的に実施するためには、「体幹を安定・固定させることが大切である」と表現されることが多い（McGill 2005,　蒲田 2007）。そして、安全で効果的な身体活動実施のために、体幹を「外力が加わっても形が変化しない１つの固体（以下、剛体とする）」として捉え、腹筋群や腰背筋群などの体幹筋力強化が実施される（小林と濱野 2007, 中尾と辻 1993）。日常生活およびスポーツ活動時には、体幹を１つの剛体として固定し、上肢および下肢の運動を実施しているように見受けられる。したがって、そのようなコンセプトでトレーニング指導が実施されている（金岡 2009, 大久保ら 1997, 大久保と金岡 2014, 田中 2002）。しかし、Richardson & Jull（1997）は、体幹を安定させるためには、まず下部体幹筋群の協調的活動で腰仙部を安定させることが重要と報告している。そして、その下部体幹筋群の協調的活動を引き出すことができれば、腰仙部および骨盤から起始を持つ筋群の活動によって、効果的な関節運動を導くことができ、腰仙部傷害の予防にもつながるとしている。しかし、どのような下部体幹筋群活動を用いれば腰仙部安定性が向上し、より安全で効果的な日常生活およびスポーツを実施できるかは明らかにされていない。

下部体幹筋群を協調的に作用させる方法に、Abdominal Hollowing（以下、AH とする）や Abdominal Bracing（以下、AB とする）、Abdominal Cave-in（以下 AC とする）が報告されている（Barnett & Gilleard 2005, Grenier & McGill 2007 , Hides et al. 2001, 2009, McGill 2005, 中尾 1999）。AH は、腹横筋や腰部多裂筋を他の下部体幹筋群と独立して収縮させようとするもので、認識困難なわずかな収縮であるとされている（Richardson & Jull 1997）。また、AH を実施している中で上下肢の動きを行う際には、腹横筋以外の下部体幹筋群の活動がみられ、日常生活およびスポーツ活動時に AH を用いることは困難であると報告されている（McGill 2005）。AB は、安勢呼気位で腹部周囲径を変化させることなく、腰椎の生理的前彎位を保ちながら下部体幹筋群を協調的に活動させる方法である。AC は、安静呼気位より息をはき出してから腹横筋の短縮性収縮で腹部周囲径を縮小させ、腰椎の生理的前彎位を保ちながら内腹斜筋や外腹斜筋、腰部多裂筋や腹直筋へと活動を波及させる方法である。したがって、呼吸様式と腹部周囲径の変化から下部体幹筋群活動を言うならば、息を吸ってから下部体幹筋群を活動させ、腹部周囲径を増大させる方法

Abdominal Expansion（以下、AE とする）も存在することとなる。そこで、どの下部体幹筋群活動によって腰仙部安定性がより向上するのかを比較検討しなければならないが、腰仙部安定性を直接的に測定および評価することは困難である（Grenier & McGill 2007, 森ら 2011, Panjabi et al. 1989）。そのため、下部体幹筋群の活動量や下部体幹アライメント、下部体幹筋群活動を変化させた際の上下肢および体幹の関節可動域や筋力などを統合し、どの下部体幹筋群活動が腰仙部安定性をより向上させるかを判断する必要がある。

日常生活の基本動作である寝返りや起き上がり、座位でのリーチ動作などでも体幹可動域や腰仙部安定性の獲得が必要となる（池澤ら 2015, 水上ら 2010, 田尻ら 2009）。また、歩行時の接地では上肢や下肢の運動を導き、膝関節や腰仙部への局所的ストレスを予防するためにも、腰仙部安定性や片脚起立安定性の獲得が不可欠となる（Gotz-Neumann 2008）。しかし、下部体幹筋群活動と片脚起立の安定性や静的アライメントとの関係については報告されているが（中尾ら 2011a, 2011b, 2012）、歩行との関連については報告されていない。したがって、安全で効果的な歩行につながる下部体幹筋群活動を明らかにする必要がある。

スポーツ動作においては、腰仙部の安定性低下や誤った姿勢からの動作始動により、重力や地面反力の効率的な活用が困難となる。そして、ランニングのような連続する動作だけでなく、静止状態から始動する野球の投動作やバッティング動作でさえ、効果的に実施することは不可能となる。例えば、投動作はワインドアップから動作を始動し、レイトコッキング時の地面反力を上手く活用して、その後の骨盤回転運動を加速させる。バットスイングにおいてもテイクバックから発せられた力で、投手側足部の接地による地面反力を導き、それにより骨盤回転運動を加速させる（宮下 2007, 2012）。しかし、下部体幹筋群活動と投動作やバットスイングとの関連については報告されていない。したがって、投動作につながる下部体幹筋群活動や片脚起立アライメント、およびバッティング動作につながる下部体幹筋群活動を明らかにする必要がある。

そこで本研究では、どの下部体幹筋群活動が腰仙部安定性を向上させるのかを明らかにするために、これまで報告されている下部体幹筋群活動の AB や AC を用いた際の形態学的な特徴や、上下肢および体幹筋力発揮時の腹横筋・内腹斜筋部位の筋活動量を測定する。次に、AB と AC のどちらの下部体幹筋群活動が関節可動域や筋力を増大させるかを測定する。さらに、どの下部体幹筋群が効果的な身体運動を導くのかを明らかにするために、

「安静呼吸」や AB および AC 実施時の歩幅や、AB や AC および AE 実施時の片脚起立姿勢や片脚起立からのクロスステップ距離、バットスイング時のヘッドスピードを測定する。

以上のように、腰仙部安定性や身体機能、および基本的な身体運動パフォーマンスの向上につながる下部体幹筋群活動に対する基礎的データが明らかになることによって、さまざまな身体活動をより安全で効果的に実践することにつながる意義のある研究になるものと考える。

第２章　文献研究

日常生活およびスポーツ活動を安全で効果的に実施するには、下部体幹筋群の協調的活動で腰仙部安定性を獲得しておくことが重要となる。また、陸上での日常生活活動を効果的に実施するためには、腰仙部安定性の獲得のみならず、上下肢および体幹の関節可動域や筋力を引き出しながら、片脚起立の安定性を獲得しておくことが基本となる。

そこで、腰仙部安定性における筋生理学、解剖学的特徴を述べた報告や、日常生活活動の基本動作や歩行と下部体幹筋群活動との関係、および片脚起立の安定性やアライメント評価と下部体幹筋群活動との関係、さらにスポーツ活動時の傷害予防・身体運動パフォーマンス向上に向けた取り組みを、本章の第１節から第３節で整理し、本研究の課題を明確にする。

第１節　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす筋生理学、解剖学的特徴

腰仙部安定性の獲得は、骨－靭帯系の固定性だけでは十分に得られず、筋の作用も重要な要素となり、微妙なバランス作用を行ういくつかの筋の協調的作用に依存している（Richardson & Jull 1997）。体幹トレーニングを実施することによって、下部体幹深層筋群と表層筋群の協調的な活動から腰仙部安定性が獲得できれば（金岡 2009, 大久保ら 1997, 大久保と金岡 2014, 田中 2002）、腰仙部および骨盤に起始を持つ筋群の収縮が効果的な関節運動を発揮し、トレーニング効果を向上させると報告されている（Hislop & Montgomery 2009, 森ら 2011, 岡田 2007, Richardson et al. 2002）。さらに、下部体幹筋群の協調的活動が腹部内圧を上昇させ、腰仙部がより安定することも報告されている（Donald 2006）。しかし、腰仙部安定性の獲得についての解剖学、およびバイオメカニクス的理論は報告されているものの（Grenier & McGill 2007, 森ら 2011, Panjabi et al. 1989）、腰仙部安定性を直接的に評価する方法については報告されていない。大久保ら（1997）は、脊柱機能検査として K-W テスト変法を用いている。背臥位や腹臥位での体幹保持能力や動作能力、および体幹前屈可動性などを用いて脊柱の機能として評価しているが、やはり直接的な脊柱および腰仙部の安定性を評価したものではない（中尾と辻 1993, 田中ら 1995）。Richardson et al. （1992）の報告においても、Pressure Biofeedback を

用いた適切な圧コントロールから、腰仙部安定性を間接的に評価しているだけである（図１）。したがって、腰仙部安定性を直接的に測定することは困難であるため、筋電計測装置による下部体幹筋活動量やＸ線による下部体幹アライメント、および上下肢や体幹の関節可動域や筋力の変化などを測定し、それらの結果から総合的に腰仙部安定性を検討することが必要となる。しかし、そのような方法で腰仙部安定性を明らかにした報告は見受けられない。

図１　Pressure Biofeedback

（Richardson CA, Jull GA: 木村哲彦（監訳），山口　昇ほか（訳），腰椎の固定性の評価とリハビリテーションの概念, グリーブの最新徒手医学（下巻），エンタプライズ, 東京, p.247, 1997. より引用）

身体運動を実践する際に、下部体幹筋群活動は呼吸と上手くリンクさせる必要がある（柿崎と福井 2003, Sapsford et al. 2008）。腰仙部安定性に関与する腹筋群は呼気筋であ

るため（石川 2006, 立松ら 2009, 山田 2003）（図２、図３）、より安全で効果的な日常生活およびスポーツを実施するには、呼気筋力を増大させることも重要となる（Lindholm et al. 2007, Morkov et al. 2001, Sasaki et al. 2005, Suzuki et al. 1991, 1992, Wylegala et al. 2007）。一方、腹式呼吸での吸息時には腹筋群を弛緩または伸張させるため、腰仙部安定性を確保することは困難となる（Sapsford et al. 2008）。

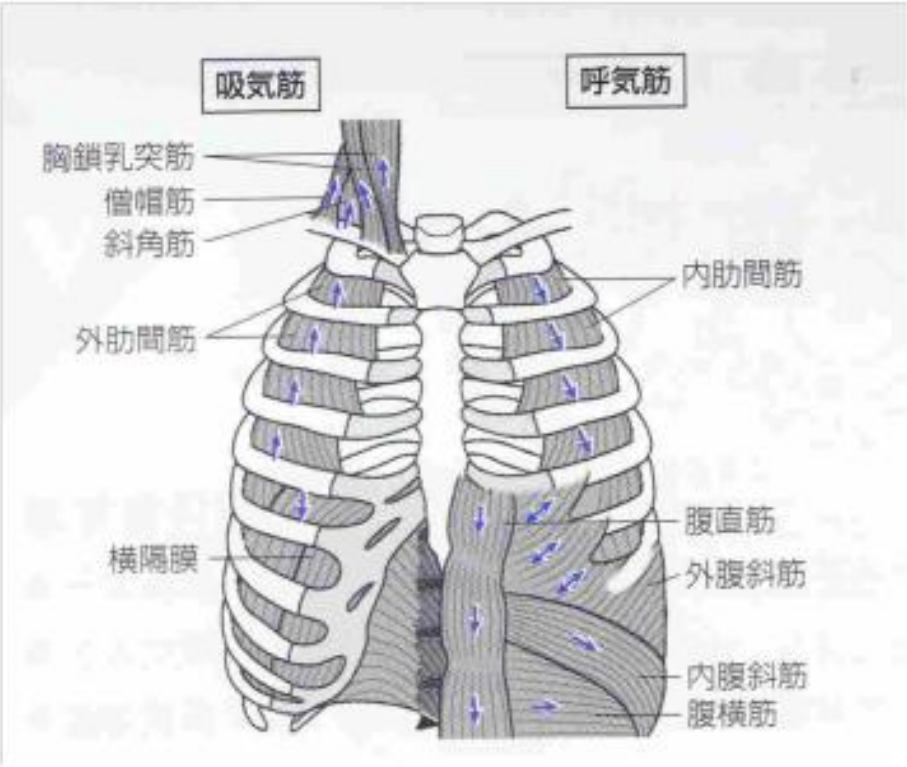

図２　呼吸筋

（石川 朗: 運動と呼吸, 標準理学療法専門分野 運動療法学総論, 第２版, 吉尾雅春（編集）, 奈良 勲（監修）,医学書院, 東京, p.100, 2006. より引用）

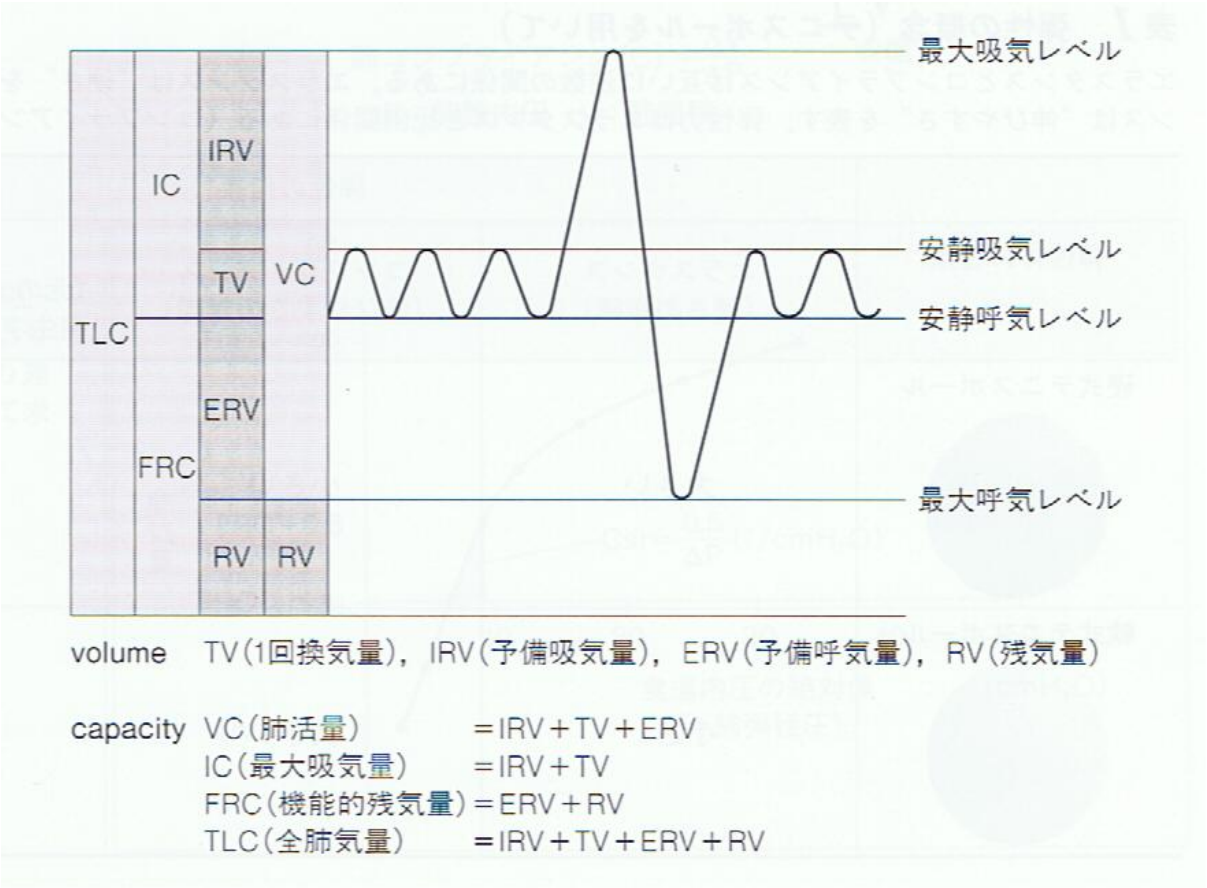

図３　肺気量分画

（山田峰彦: 呼吸器系の基本構造と弾性的性質, 生理学の知識, 呼吸運動療法の理論と技術, 本間生夫（監修）, メジカルビュー社, 東京, p.17, 2003. より引用）

下部体幹筋群の活動方法は、Hides et al.（2001, 2009）が提唱している Abdominal Hollowing（AH）、安勢呼気位で腹部周囲径を変化せることなく下部体幹筋群を活動させる Abdominal Bracing（AB、図４－A）（McGill 2005）、および呼息を用いて腹部周囲径を縮小させてから下部体幹筋群を活動させる Abdominal Cave-in（AC、図４－B）が報告されている（Barnett & Gilleard 2005, Grenier & McGill 2007, 中尾 1999）。AH は、腹横筋や腰部多裂筋を他の体幹筋群と独立して収縮させようとするもので、認識困難なわずかな収縮であるとし、呼吸との関連について言及せず、その実施方法は明確でない（Hides et al. 2001, 2009）。また、McGill（2005）は AH を実施している中で上下肢運動を実施する際には、腹横筋以外の下部体幹筋群の活動がみられたと報告しており、上下肢および体

幹の運動が伴う際には AH の実施は不可能となる。AB は、安静呼気位の状態で腹部周囲径を保持し、腰椎の生理的前彎位で下部体幹筋群の深層筋群や表層筋群を協調的に作用させる活動方法であるが（Grenier & McGill 2007, McGill 2005）、骨盤底筋群作用が認められない（古山 2008, 桂 2012, Smith et al. 2007, 田尻 2013, 田舎中 2009, Tajiri et al. 2012, Tajiri 2014）。さらに AB は、腹直筋の活動に対して内腹斜筋や腹横筋の活動比率が低いことも特徴となる（中尾 1999）。AC の特徴は、安静呼気位から呼息で腹部周囲径を縮小させ、腰椎の生理的前彎位で腹横筋や内腹斜筋の短縮性収縮や外腹斜筋、腰部多裂筋や腹直筋へと活動を波及させる方法である（Barnett & Gilleard 2005, Grenier & McGill 2007,中尾 1999）。その際、骨盤底筋群（図５）も作用し（田舎中 2009）、腹直筋の活動に対して内腹斜筋や腹横筋の活動比率が高いことも特徴となる（中尾 1999）。このように、呼吸様式と腹部周囲径の変化から下部体幹筋群の活動方法を考えるならば、安静呼気位より吸息してから下部体幹筋群を活動させ、腹部周囲径を増大させる Abdominal Expansion（AE、図４－C）も存在すると考える。

以上のような下部体幹筋群筋活動の筋生理学的特徴および解剖学的特徴は、筋電計測装置による筋活動量や超音波画像診断装置によって述べられている（Hodges et al. 2003, Marshall & Murphy 2003）。しかし、超音波画像から形態変化は述べられても、それが、その筋の活動により変化したものなのか、周囲筋の活動による他動的変化なのかを筋電計測装置や X 線、超音波画像診断装置などによる総合的評価を実施した報告は見受けられない。

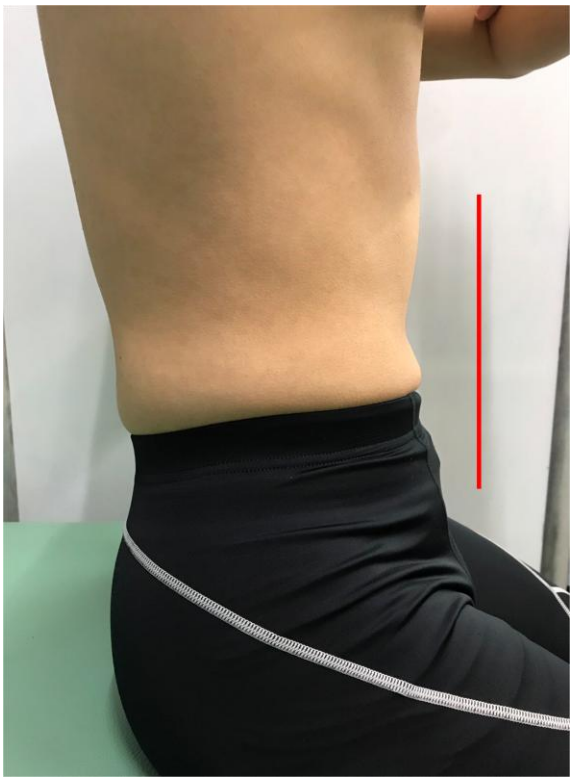

図４－A　下部体幹筋群の活動方法：Abdominal Bracing（AB）

図４－B　下部体幹筋群の活動方法：Abdominal Cave-in（AC）

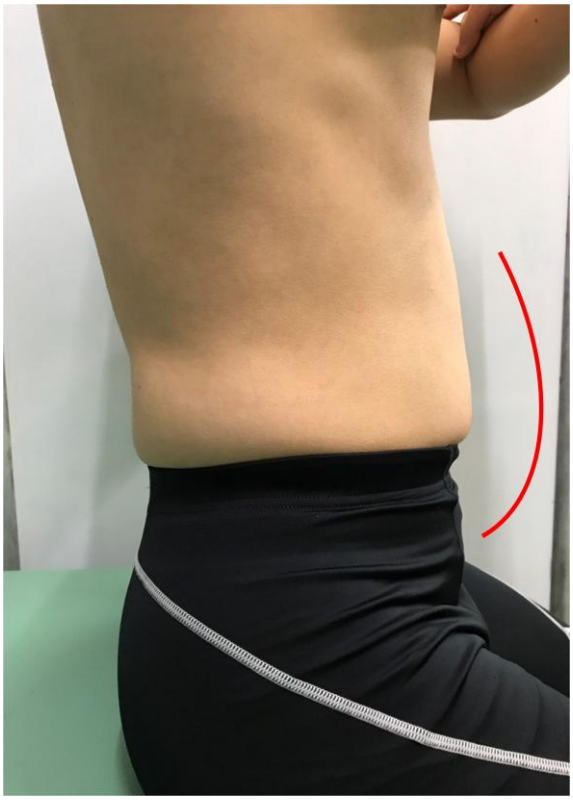

図４－C　下部体幹筋群の活動方法：Abdominal Expansion（AE）

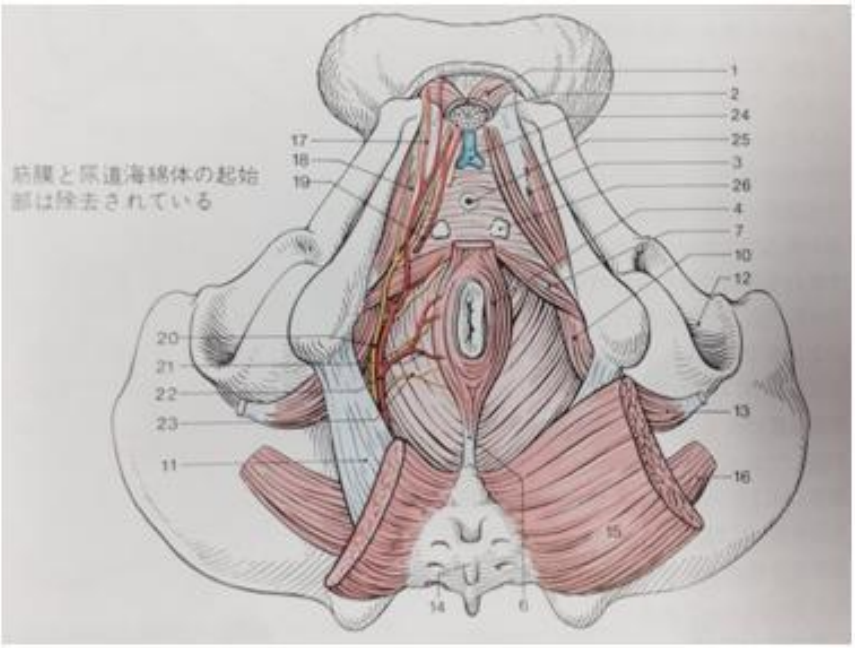

図５　骨盤底筋群

（Kahle, VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三（訳）, 骨盤底, 生殖器, 解剖学アトラス第３版, Ⅱ運動器の系統解剖学, 文光堂, 東京, p.372, 1993. より引用）

第２節　下部体幹筋群活動と基本動作および姿勢との関係

背臥位での側方移動では、膝関節を屈曲して足底と上部体幹でベッドを支持し、臀部を持ち上げなければならない。また、側方移動距離の増大に伴って、移動側内腹斜筋や反対側外腹斜筋、および腹斜筋重層部位の活動増大が認められている（水上ら 2010）。腹臥位からの寝返り動作時には、僧帽筋や脊柱起立筋、および臀筋群やハムストリングスを作用させて、一側下肢を反対下肢側へ移動して体幹を回旋させなければならない。その際の挙上下肢と反対側僧帽筋下部線維の活動は､安静時と比較して 15 倍であることが報告され、反対側僧帽筋下部線維の活動が、脊柱を固定させたと推察されている（池澤ら 2015）。

ベッド上座位での移動時には、下部体幹筋群一側の短縮性収縮と、反対側筋群の伸張による体幹側屈や股関節の回旋運動が必要となる。さらに臀部荷重量増大に伴う体幹・骨盤の移動側後方へ傾斜しようとする働きに対し、移動側腹斜筋群や腰背筋群がその制動に関与することが報告されている（田尻ら 2009）。端座位での上肢リーチでは、体幹回旋や側屈の可動域や筋力が必要となる。座位での側方移動距離の増加に対し、移動側腹斜筋群や腰背筋群の活動に大きな変化は認められないが、反対側腹斜筋群や腰背筋群の活動は、移動距離の増大に伴い増加したと報告されている（鈴木と北川 2010, 2013）。

歩行時には、接地時の地面反力をきっかけに、骨盤を支持側に回転させて、反対側下肢の振り出しや同側上肢の振りおろし運動を導く。それによって、膝関節や腰仙部への局所的ストレスを予防することができる（Gotz-Neumann 2008）。しかし、身体機能低下が生じている部位や誤った使い方があれば、その他の部位で代償運動が生じ、傷害発生につながる可能性がある。そのため、安全で効果的な連続する歩行動作を実施するためには、腰仙部安定性や片脚起立安定性を向上させ、上部体幹を骨盤と逆方向へ回旋させることが不可欠となる。また、歩行スピードの増大に伴って、骨盤の回旋角度は直線的に増大すると報告されている（西守と伊藤 2006）。Kenneth （2009）は、下部体幹筋群活動は大殿筋収縮のタイミングに影響を与えることを報告し、歩行時のハムストリングス負荷を軽減できる可能性を指摘している。

安定した片脚起立は、歩行を含めた陸上での動作を効果的に実施するための基本となる（樋口と建内 2015, 能勢 2007）。したがって、さまざまな動作に影響を及ぼすと考えられる片脚起立での安定性やアライメントを評価しておくことは、傷害予防の観点からも重要である（川野 2007）。

一般的な片脚起立での安定性評価は、持続時間の測定によって行われる。片脚起立時の持続時間測定によって評価されるバランス能力は、視覚や表在感覚、深部感覚や前庭感覚などの感覚系、小脳や脳幹による中枢神経系、筋や関節などの骨格系に影響を受けることとなる（舟波 2012）。骨格系に代表される運動器能力としての筋力や関節可動域においても、バランスに影響を与え、末梢からのアプローチにより片脚起立バランスを変化させることができる（中尾ら 2010）。したがって、片脚起立によるバランス評価を持続時間で評価するだけでなく、運動器バランスの統合として安全で効果的な身体活動を導く、片脚起立アライメントを評価することも重要となる。

藤井ら（2003）は、片脚起立でのアライメント評価に動的 A テストや動的 T テスト、Heel-Leg 角測定を報告している（図６）。またドロップジャンプ後の着地時アライメントの評価も実施され、下肢アライメントと身体運動能力との関係も報告されている（小柳ら 2007, 坂上ら 2007, Lawrence et al.　2008, 浦辺 1998, 2002, 2003, 2007）。いずれも、身体機能低下が生じている部分を改善することで、片脚起立から身体のスムースな運動連鎖が生じ、適切な身体アライメントが形成されると報告している（長浜ら 2012, Steindler 1995）。しかし、このようなアライメント評価を臨床的に用いることは困難である。

一方、片脚起立安定時の骨盤回旋方向を判定する静的アライメント評価は、臨床で簡便に利用が可能であり、歩行などの動的アライメントを予測するのに有用であると考える。また、その静的アライメント評価方法を用いることによって、不安定な片脚起立や動作の原因となっている身体機能低下を想起することもできる。そして、明らかになった身体機能低下に対するトレーニング実施によって、問題となっている動作が改善できることが期待される（中尾ら 2009, 2010, 2011a, 2011b）。片脚起立が安定したとする視覚的判断と骨盤回旋角度計測の妥当性や信頼性、下部体幹筋群の活動方法によって片脚起立安定時の骨盤回旋角度が変化することは明らかとなっている（中尾 2011b, 2012）（図７）。

以上の報告から、日常生活の基本動作を安全で効果的に実施するためには、下部体幹筋群の活動による腰仙部安定性と片脚起立安定性の獲得が重要である。しかし、どのような下部体幹筋群活動を用いた片脚起立が、その後どのような動作変化を生じさせるかを明らかにした報告は見受けられない。

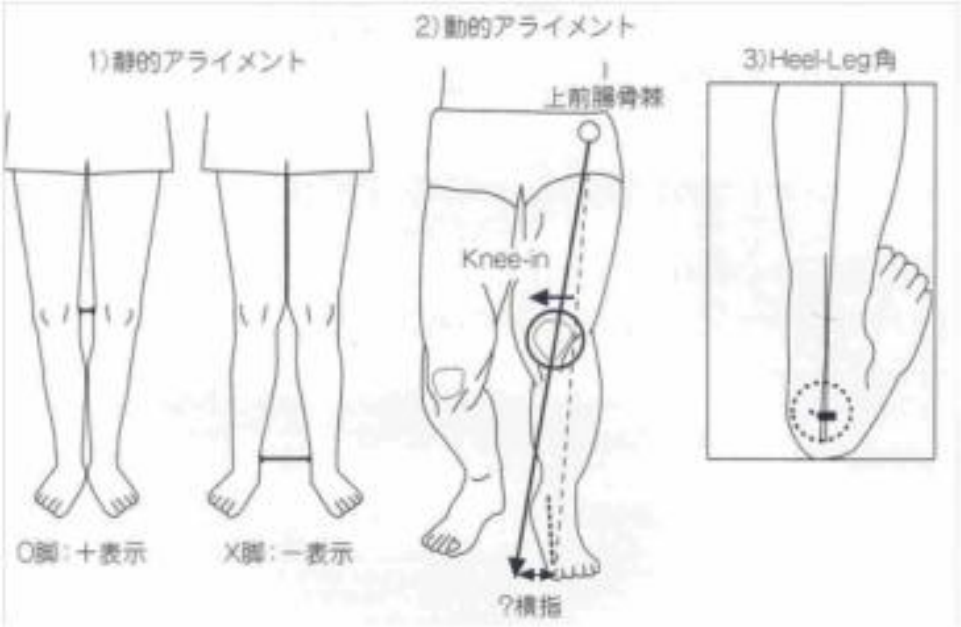

図６　藤井らの方法による下肢アライメント評価

（藤井康成, 小倉 雅, 福田隆一ほか: スポーツ外傷・障害に対するメディカルチェックの意義 －体育大学生の調査結果を検討して－, 臨床スポーツ医学, 20（4）, 827, 2003. より引用）

骨盤回旋方向（内側）　　骨盤回旋方向（外側）

図７　片脚起立が安定した際の骨盤回旋方向

第３節　下部体幹筋群活動とスポーツ動作との関係

多くのスポーツ指導者は、スポーツ傷害予防や身体運動パフォーマンスの向上のために、体幹機能の向上は不可欠であると考えている。しかし、限られた練習時間の中で体幹トレーニングなどに時間を割くことは困難となることが多い。そのため、ウォーミングアップ中に傷害予防も含めた体幹トレーニングが、多くのスポーツチームに導入されている。日本臨床スポーツ医学会では、以下のように国立スポーツ科学センターや、さまざまな競技団体と協力し、ウォーミングアップ中に実施する体幹トレーニングを含む傷害予防プログラムを作成している。

J リーグ所属チームとの協力で作成された「グロインペイン症候群の治療と予防」では、股関節や体幹における可動性の重要性に着目して、股関節や体幹のダイナミックストレッチが股関節や体幹の筋力強化と共に実施されている（畑中 2014）。日本女子サッカーリーグとの協力で作成された「傷害予防プログラム」では、女子サッカー選手に多いとされる足や膝関節の傷害予防と基礎体力向上を目的に、１日 15 分程度の傷害予防プログラムが実施されている（岩田 2008）。今井と金井（2015）は、ジュニアユースサッカーチームに対し、ウォーミングアップ時に体幹エクササイズを導入することが、腰部や足関節に対する傷害予防に効果があることを報告している。

日本バスケットボール協会との協力で作成された「WJBL 外傷予防プログラム」では、高校生や大学生を対象としたベーシックプログラム、実業団レベルを対象としたスタンダードプログラム、トップ選手を対象としたアドバンスプログラムの３つに分け、傷害予防に必要な体幹および下肢の筋力やバランス能力などを身につけさせている（津田 2008）。

日本テニス協会との協力で作成された「選手のための下肢傷害予防プログラム」では、アスリートからレクレーションレベルを対象に、コート上でのウォーミングアップ時に行える傷害予防のための下肢体幹筋力や体幹安定性向上のためのバランストレーニングなどを実施している（茂木 2008）。

全日本スキー連盟との協力で作成された「スキー選手のための下肢外傷・障害予防プログラム」では、トレーニングプログラムをベーシックトレーニングとアドバンストレーニングに分けている。ベーシックトレーニングは、外傷予防に必要な下肢体幹の基礎的筋力やバランス獲得を目的に陸上で実施されるが、アドバンストレーニングは股関節や体幹のダイナミックストレッチングや身体のバランス能力向上プログラムを雪上でのウォーミン

グアップ時に実施している（寒川 2011, 吉田ら 2015）。

バレーボールにおいては、大久保と金岡（2014）がノーステップ、サイドステップ、クロスステップを用いたバレーボールブロックジャンプ時の体幹筋活動を確認し、プッシュオフ期の体幹筋活動量が大きく、フロート期の筋活動量は小さいことを明らかにした。さらに、クロスステップでは外腹斜筋の活動量が増大することも報告している。バレーボール選手における腰痛と体幹筋力や下肢柔軟性との関係から、腰痛群と腸腰筋可動性や腹筋持久力、背筋持久力や体幹側方支持時間との関連性を田中（2002）によって明らかにされ、傷害予防とパフォーマンス向上にとって体幹機能の重要性が報告されている。

野球においては、投動作やバッティング動作への体幹機能の必要性が報告され（児玉ら 2009）、その他のバットスイング時のヘッドスピードに影響する要因として、身体的要因や体力的要因などが影響し、特にバット重量や背筋力、50m 走、腹筋群の動的持久性が最も大きく影響していると報告されている（村田 1998）。また、投動作などでは、下部体幹筋群を作用させて支持脚を安定されることによって、より股関節周辺の筋活動を導き、反対側下肢の接地時の反力を増大させることとなる（Hirashima et al. 2008, Kageyama et al. 2015, MacWilliams et al. 1998）。したがって、正しいアライメントで接地しなければ、腰仙部および上下肢の関節ストレスを増大させる。

全てのスポーツ愛好家やアスリートなど、活動動作レベルに応じた体幹機能を獲得しておくことは重要であるため、活動動作レベルに応じた体幹筋力や筋持久力、柔軟性の到達目標が設定され、トレーニングが実施される（大久保ら 1997）。また、効率的な身体活動を実施するためには、SSC を活用しながら各関節で骨運動を加速させ（福永 2007, 2009）、さらにそれを効率的に上行性および下行性に運動連鎖させる必要があることが報告されている（鈴木と北川 2010, 2013, Tinmark et al. 2010, 山岸と小田 2013）。しかし、腰仙部安定性が獲得されていない中で、目的とする複雑で素早いスポーツ動作を開始しようとしても効率的な運動連鎖を導くことができず、上下肢および体幹の関節ストレスを増大させる。畠中と菅谷（2000）は、腰仙部安定性低下によって後方仙腸関節に異常をきたす可能性を指摘し、下部体幹筋群を作用させて腰仙部を安定させることが重要であることも報告されている（日野 2007）。

以上の報告から、スポーツ活動を安全で効果的に実施するためには、下部体幹筋群の活動が重要であることは明らかである。しかし、どのような下部体幹筋群活動を用いて腰仙

部を安定させれば、さまざまなスポーツ活動をより安全で効果的に実施できるかを明らかにした報告は見受けられない。

第３章　検討すべき問題点と本研究の課題

さまざまな身体活動において、下部体幹筋群の協調的活動から腰仙部を安定させることは重要であるが、腰仙部の安定性を直接的に判断することは困難である。また、どのような方法で下部体幹筋群を活動させることが、腰仙部の安定性を向上させるのかを明らかにしなければならない。したがって、下部体幹筋群を活動させた際の超音波画像診断装置やX線での下部体幹アライメント、上下肢や体幹筋力発揮時の腹横筋・内腹斜筋部位の筋電計測装置による筋活動量、および上下肢や体幹可動域や筋力を測定し、どの下部体幹筋群活動が腰仙部安定性をより向上させるのかを総合的に判断する必要がある。

歩行時の下肢や上肢の運動を導き、膝関節や腰仙部への局所的ストレスを予防するためにも、腰仙部安定性や片脚起立安定性の獲得が不可欠となる（Gotz-Neumann 2008）。しかし、下部体幹筋群活動と片脚起立の安定性や静的アライメントとの関係については報告されているが（中尾ら 2011a, 2011b, 2012）、下部体幹筋群活動と歩行との関連については報告されていない。したがって、安全で効果的な歩行につながる歩行時の下部体幹筋群活動を明らかにする必要がある。

スポーツ動作において、腰仙部安定性が低下していたり、誤った姿勢から動作を始動したりすれば、重力や地面反力を上手く活用できない。そして、ランニングのような連続する動作だけでなく、静止状態から動き出す野球の投動作やバッティング動作でさえ、効果的に実施することは不可能となる。しかし、下部体幹筋群活動と投動作やバットスイングとの関連については報告されていない。したがって、投動作につながる下部体幹筋群活動や片脚起立アライメント、およびバッティング動作につながる下部体幹筋群活動を明らかにする必要がある。

研究課題

本研究では、上述した検討すべき問題点を明らかにするために、２つの研究課題を設定し検討を行う（図１）。

研究課題１では、下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響について検討する。すなわち、下部体幹筋群活動と下部体幹アライメントや身体機能、および筋力発揮時の筋活動量との関係（第４章）を明らかにする。

研究課題２では、下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響について検討する。すなわち、下部体幹筋群活動と歩行との関係（第５章 第１節）や野球の投動作との関係（第５章 第２節）、およびバットスイングとの関係（第５章 第３節）を明らかにする。

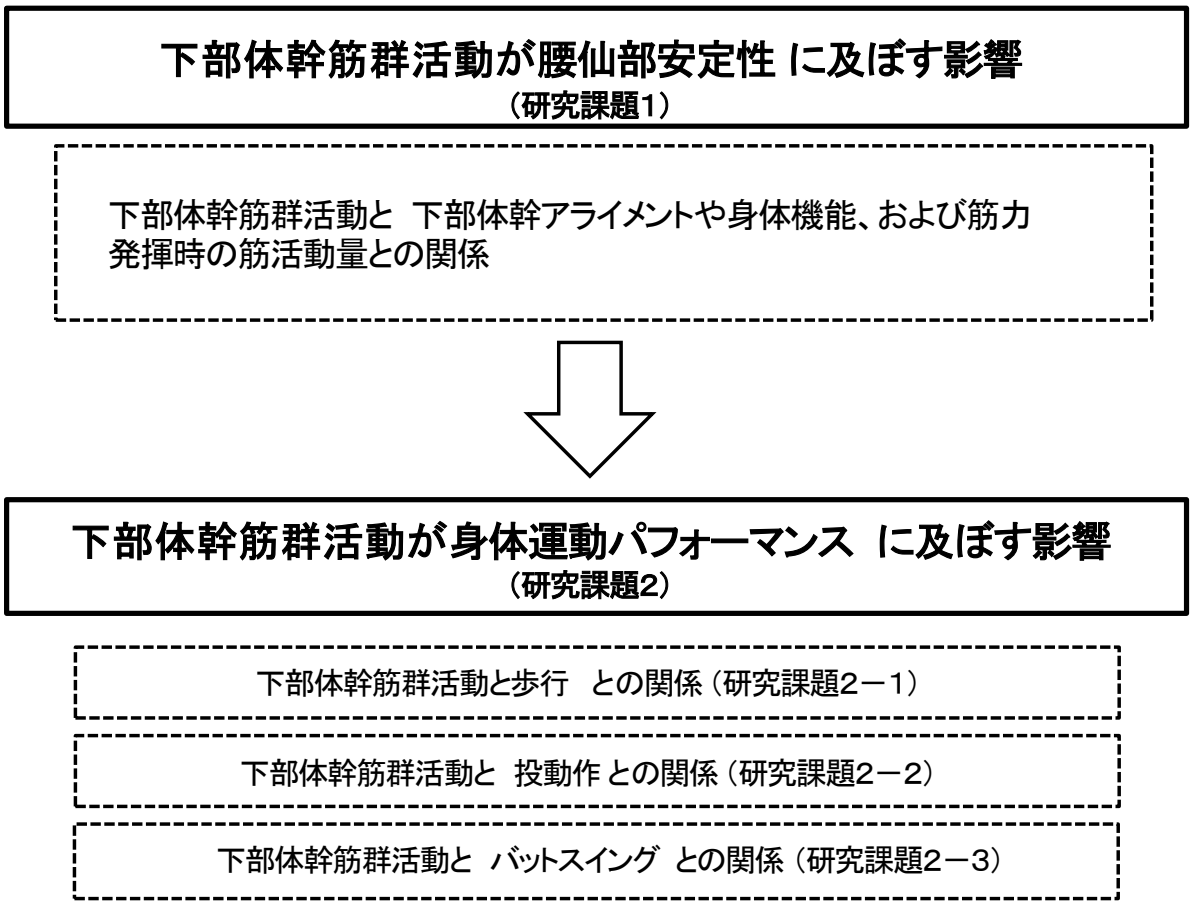

図１　本研究における研究課題

第４章　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響

【目的】

筋力トレーニングを実施する際には、筋の起始部が安定していなければ、十分な筋力が発揮できず、トレーニング効果は期待できない。また、筋力増強を期待する際には、筋収縮を意識しながら関節運動を反復することが不可欠であることが報告されている（長谷川ら 2012)。腰仙部の安定性向上を目的としたエクササイズにおいても、収縮させたい筋を意識してトレーニングを反復することが重要となる。そして、トレーニングによって適切に下部体幹筋群を働かせることができれば、腰仙部安定性が向上し、上下肢の筋が作用しやすくなると報告されている（Hislop & Montgomery 2009, 森ら 2011, 岡田 2007, Richardson et al. 2002)。そこで、どの下部体幹筋群活動が、より腰仙部を安定させるのかを明らかにしなければならないが､腰仙部安定性を直接的に測定することは困難である。したがって、筋電計測装置による下部体幹筋群活動や X 線による下部体幹アライメント、および上下肢体幹の機能変化を測定し、それらの結果から総合的に腰仙部安定性を検討することが妥当と考えられる（Grenier & McGill 2007, 森ら 2011, Panjabi et al. 1989)。

そこで本研究では、これまで報告されてきた下部体幹筋群の活動方法の内どれが、腰仙部安定性をより向上させるかを明らかにするために、筋電計測装置による肩関節外旋筋力発揮時の下部体幹筋群活動量や、体幹伸展筋力発揮時の大殿筋活動量、および X 線による腰椎前彎角と腹部前後長、上下肢体幹の関節可動域と筋力を計測した。なお、Abdominal Hollowing（以下､AH とする）は上下肢運動が伴う際には実施困難なため（McGill 2005)、本研究から省いた。

【方法】

Ⅰ．被験者

A.選定基準

Abdominal Bracing（以下、AB とする）や Abdominal Cave-in（以下、AC とする）の実施は、呼吸波センサ（DL－230、S&M 社製）での呼吸様式確認（山田 2003)、メジャーでの腹部周囲径計測、超音波画像診断装置での筋収縮様式の確認と筋厚計測（Hodges et al. 2003)、筋電計測装置での下部体幹筋群活動量の確認で実施した（Marshall &

Murphy 2003)。AB は安静呼気位で呼吸を停止し、その状態で腹部周囲径を変化させることなくリラックスした状態で下部体幹筋群を収縮した状態とし、AC は安静呼気位からさらに呼息して腹部周囲径を縮小させ、リラックスした状態で下部体幹筋群を収縮した状態とした。両様式の実施姿勢は、円背にならぬように目線をまっすぐにした立位とした。1週間十分に練習を繰り返した後、呼吸様式の確認や腹部周囲径の計測、腹部筋厚計測や腹部筋活動計測を実施し、AB や AC を正確にできた者を被験者とした。被験者は健常男性10 名（年齢 20.9±1.6 歳、身長 174.5±3.6cm、体重 68.6±8.5kg）であった。

なお本研究は、関西医療大学倫理委員会の承認後、本研究の趣旨や危険性、安全対策等を被験者に説明し同意を得て実施した。

B.測定項目

１．腹部周囲径

腹部周囲径の計測は、臍部直上で床に平行な線上にメジャーを通す鞘を貼り付け、立位で実施した。AB は安静呼気位の腹部周囲径と変化がないこと、AC は安静呼気位の腹部周囲径よりも縮小することで確認した。なお、腹部周囲径における測定誤差が生じないことは事前に確認した（ICC1,3 > 0.9）（表１）。

２．腹部筋厚

腹部筋厚の計測は、ポータブルタイプの超音波画像診断装置（LOGIQ e、GE ヘルスケア・ジャパン株式会社）を用いて立位で実施した。測定部位は、臍部から利き手側腹部上とし、AB や AC において各筋の筋腹端が確認できる位置でプローブを固定した。測定時には超音波プローブを皮膚から離さず、上下左右にずれないよう皮膚上にマーキングをし、超音波画像上においても動いていないことを確認しながら実施した。また、各測定条件間の画像取り込み時には、姿勢を変えず実施した。安静呼気や AB、AC 実施時の外腹斜筋や内腹斜筋、および腹横筋の筋収縮時筋厚測定は Hodges et al. （2003）の方法に準じ、腹直筋側の各筋端から筋腹中央 15㎜ 外側部位で、中央線に垂直な線の筋腹幅を計測した。AB は安静呼気時の内腹斜筋、腹横筋の筋厚と変化がないこと、AC は安静呼気時の内腹斜筋、腹横筋の筋厚よりも増大することで確認した。なお、筋厚における測定誤差が生じないことは事前に確認した（ICC1,3 > 0.9）（表１ 、図１）。

表１　超音波画像診断装置による下部体幹筋群活動時の腹囲周囲径と筋厚　　（n＝10）

AMCP	Abdominal Girth(cm)
Rest Position	81.7±7.6
Abdominal Bracing	81.6±7.3 ※
Abdominal Cave-in	78.6±6.6 ※

AMCP	MT of OE(cm)	MT of OI(cm)	MT of TrA(cm)
Rest position	0.61 ±0.1	0.94±0.31	0.37±0.11
Abdominal Bracing	0.57±0.11	1.16±0.41 ※	0.48±0.17 ※
Abdominal Cave-in	0.63±0.11	1.40±0.37 ※	0.73±0.16 ※

Values are mean±standard deviation(SD).　※ Significant differences ($p < 0.0167$)
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern
MT：Muscle Thickness　OE：Obliquus Externus
OI：Obliquus Internus　TrA：Transversus Abdominis

図１　超音波画像診断装置による筋収縮様式と筋厚計測

プローブ位置は、臍部外側で外腹斜筋（OE）や内腹斜筋（OI）、腹横筋（TrA）の収縮前後でモニター上に移る部位とした。

３．下部体幹筋群活動

AB と AC 実施時に、筋活動が生じていることを確認するために筋電計測装置を用いた（表２）。下部体幹筋群活動の確認は、筋電計測装置（Biolog DL-3100、S&ME 社製.）を用いて立位で実施した。電極貼付部位は Marshall & Murphy （2003）の方法に準じ、腹斜筋群部位は臍部より利き手側の乳頭と上前腸骨棘を結んだ線上、腹横筋内腹斜筋複合部位は上前腸骨棘より内下方２cm の部位、腹直筋部位は臍部上方３cm で利き手側２cm の

筋腹上とした。表面電極（Blue Sensor P、 Ambu 社製）の電極間距離は３㎝とした。サンプリング周波数は 1000Hz で取り込み、5Hz 以下のデータは削除し解析した。導出した筋活動５秒間の前後１秒を除いた中３秒の積分値を分析ソフト（m-Scope、S&ME 社製）において解析した。標準化データは背臥位で膝を屈曲し、肩甲骨下角がベッドから離れる程度の起き上がり最大努力保持での抵抗運動時筋電図積分値（Integrated Electromyogram; 100%IEMG）とした（図２）。

表２　下部体幹筋群活動時の筋活動量　　（n＝10）

AMCP	Muscles' Activation of Lower Trunk		
	Composition of LA（%IEMG）	TrA/OI（%IEMG）	RA（%IEMG）
Abdominal Bracing	64.8±25.3	98.7±83.7	47.5±33.8
Abdominal Cave-in	73.0±25.5	128.5±64.6	34.8±18.8

Values are mean±standard deviation(SD).　※ Significant differences（ p＜0.05 ）
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern
Compsition of LA：Conposition of Lateral Abdominis
TrA：Transversus Abdominis　OI：Obliquus Internus　RA：Rectus Abdominis

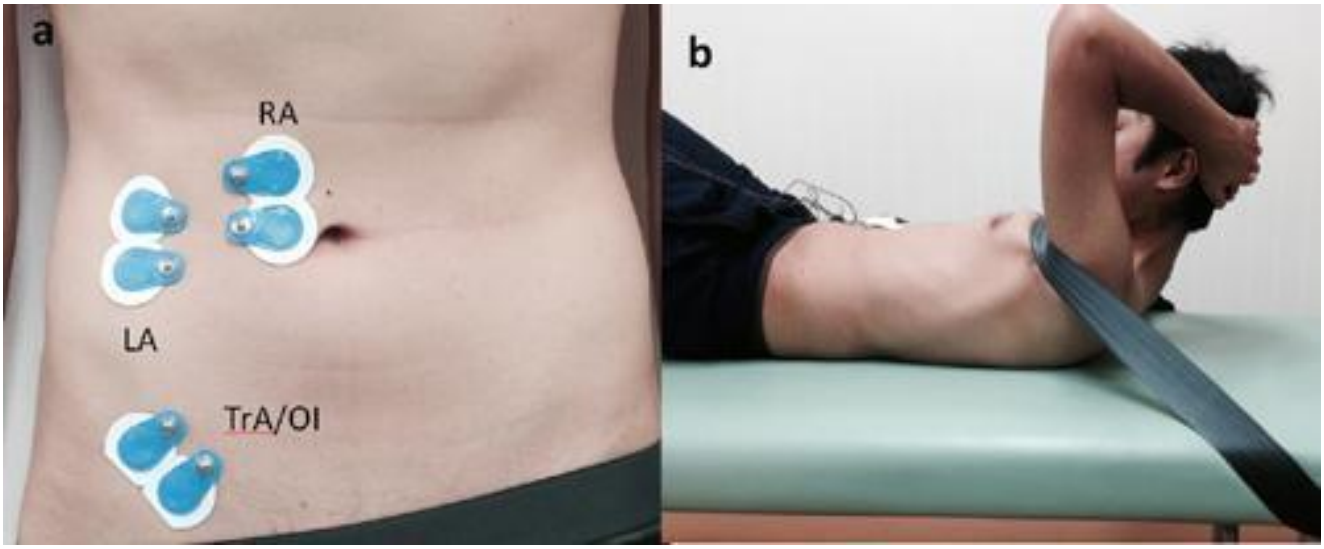

図２　下部体幹筋群の活動量計測

腹直筋（RA）、腹斜筋群（LA）、腹横筋・内腹斜筋複合部位（TrA/OI）の電極位置（a）と筋電図解析時標準化データ（100%IEMG）を算出した際の起き上がり最大努力保持（b）。

Ⅱ．身体変化の計測

A. 関節可動域

関節可動域測定は、動作に及ぼす可動域変化を確認するために、自動関節運動時の可動域を以下の方法で計測した。計測の順序は、まず安静呼気位にて上下肢、体幹を自動で動かし、停止した部位での可動域を計測した。続いて AB を実施した状態で計測し、さらにゆっくりと呼息して AC を実施した状態で計測した。その後、呼吸を整え１回ずつ繰り返した。比較データは、２回の測定値を平均した値を用いた。

５種類の測定部位や運動方向、測定方法は以下の通りである。なお、肩関節や股関節の測定は利き手側、体幹の測定は回旋しやすい方向で実施した。それぞれの関節可動域測定の練習は、測定１週間前より実施し、測定に十分慣れさせた。なお、関節可動域測定における測定誤差が生じないことは事前に確認した（ICC1,3 > 0.9）。

１．肩関節の自動屈曲時における肩甲骨変位距離

下部体幹筋群活動を変化させた際の肩関節屈曲時肩甲骨可動性変化を確認するために、肩甲骨変位距離を以下の方法で計測した。測定は、マーカーを両側肩峰部に貼付し、上肢下垂位から両側同時の肩関節屈曲運動時の肩甲骨変位距離を画像分析ソフト（ダートフィッシュソフトウェア、ダートフィッシュジャパン社製）を用いて実施した。肩甲骨後傾は側方より撮影した安静立位上肢下垂位からの利き手側マーカー後方移動距離、肩甲骨内転は後方より撮影した安静立位上肢下垂位からの脊柱ラインとマーカー間距離、肩甲骨挙上は側方より撮影した安静立位上肢下垂位からの利き手側マーカー上方移動距離にて計測した（図３a）。

２．肩関節自動外旋可動域

下部体幹筋群活動を変化させた際の肩関節自動外旋可動域変化を確認するために、日本整形外科学会、日本リハビリテーション学会制定の測定方法に準じ、両側同時に外旋させて自動可動域を計測した（土肥 2012）。計測はアナログゴニオメーターを用いて実施した。

３．股関節自動屈曲可動域

下部体幹筋群活動を変化させた際の股関節自動屈曲可動域変化を確認するために、股関節自動屈曲可動域を以下の方法で計測した。測定は、被験者の外果直上に大腿骨外側上顆や大転子、肩峰を位置させ、頸部は屈曲伸展中間位にして立位姿勢を保持させ実施した。その際、非測定側下肢外方にスタンドを置き非測定側上肢で把持し、立位時のアライメン

トを保持させた。その後、測定側下肢を挙上し最大屈曲位で保持させた。マーカーを大転子と大腿骨外側上顆に貼付し、大転子から下ろした垂線を基本軸、大転子と大腿骨外側上顆を結んだ線を移動軸とし、画像分析ソフト（ダートフィッシュソフトウェア、ダートフィッシュジャパン社製）を用いて角度計測を実施した。(図３b)。

４．股関節自動伸展可動域

下部体幹筋群活動を変化させた際の股関節自動伸展可動域変化を確認するために、股関節自動伸展可動域を以下の方法で計測した。測定は、被験者をベッド上に非測定側大腿部と臀部で支持できるように座らせ実施した。その際、ベッドの端が被験者の支持側下肢の膝窩部が接するように股関節を屈曲させ、測定側下肢の大転子と肩峰を結ぶ線が垂線に平行になるようにし、測定側下肢を下垂し足部が床に接しないように膝関節を屈曲させた。この時、測定側上肢で同側前方に置いたスタンドを把持し、非測定側上肢は体側ベッド上に置き、座位時のアライメントを保持させた。マーカー貼付部位や基本軸、移動軸や角度計測方法は、股関節自動屈曲角度計測と同様とした（図３c)。

５．体幹自動回旋可動域

下部体幹筋群活動を変化させた際の体幹自動回旋可動域変化を確認するために、日本整形外科学会、日本リハビリテーション学会制定の測定方法に準じ、端座位にて棒を両肩峰上に置き被験者の両上肢にて固定し回旋させて自動可動域を計測した（土肥 2012)。計測は、アナログゴニオメーターを用いて実施した（図３d)。

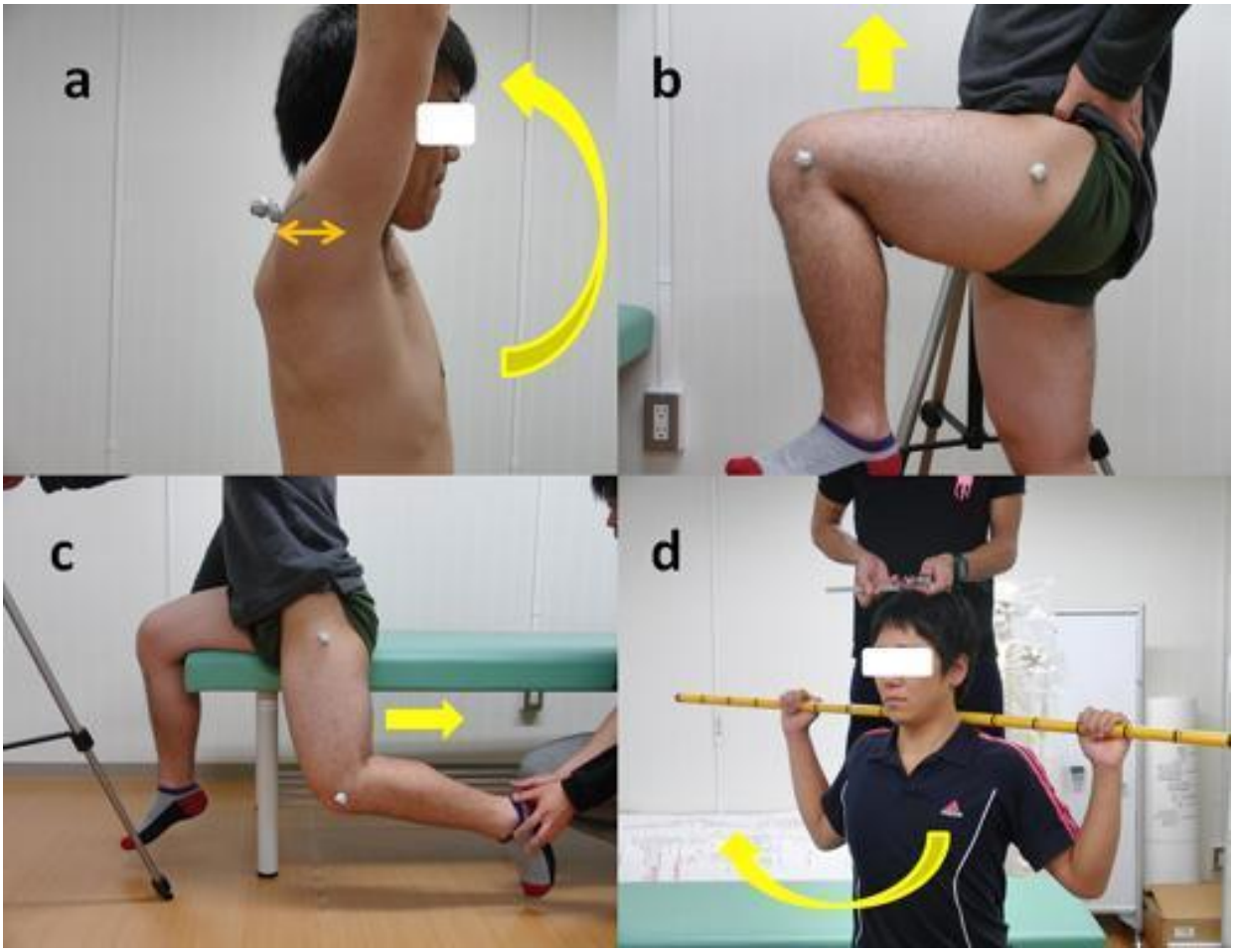

図３　自動関節可動域測定

画像分析ソフト（ダートフィッシュソフトウェア, ダートフィッシュジャパン社製）での角度計測（a, b, c）とアナログゴニオメーターでの角度計測（d）

a.肩関節自動屈曲時肩甲骨変位距離（後傾）　b.股関節自動屈曲　c.股関節自動伸展　d.体幹自動回旋

B. 最大等尺性筋力

最大等尺性筋力は等尺性筋力測定機器（ミュータス F-1, アニマ社製）を用い、固定ベルト方式で実施した（栗山ら 2002, 徳久ら 2007）。計測の順序は、まず安静呼気位で AB を実施し、その状態で３秒間最大等尺性運動を行い、筋力を計測した。続いて、ゆっくり呼息しながら AC を実施した状態で筋力を計測した。その後、呼吸を整え２回ずつ繰り返した。比較データは、後半２回の測定値を平均した値を用いた。計測 15 分前には、準備

運動としてABやAC実施での最大収縮を１回ずつ実施した。計測ではABとACの影響を比較するため、上体や骨盤のストラップなどによる固定は行わなかった。６種類の測定部位や運動方向、測定方法は以下の通りである。なお、肩関節屈曲筋力や股関節屈伸筋力の測定は利き手側で、肩外旋は両側同時で実施し、体幹の測定は回旋しやすい方向で実施した。それぞれの筋力測定の練習は、測定１週間前より実施し、測定に十分慣れさせた。

１．肩関節屈曲筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の肩関節屈曲筋力変化を確認するために、肩関節屈曲筋力を以下の方法で計測した。測定は、被験者の足底を接地させ、骨盤を後傾させることなく坐骨結節と肩峰を結んだ線が垂線に平行になるように端座位をとらせ実施した。頸部は屈曲伸展中間位に保持させた。非測定側の手を同側大腿部に置き、測定側上肢を下垂させ肩関節屈曲０度位にさせた。その状態で前腕遠位部に筋力測定機器のパッドを置き、ストラップでずれ落ちないように保持した。また、ストラップが前腕に接しないように測定機器のパッドとストラップの間に幅を調整した板を挟んだ。ストラップは前腕に垂直な水平面で被験者後方に固定し、筋力測定を実施した（図４－１a）。

２．肩関節外旋筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の肩関節外旋筋力変化を確認するために、肩関節外旋筋力を以下の方法で計測した。測定は、被験者の両肘を体側に置き、前腕回内回外中間位で前腕が水平面、矢状面に平行になるように両肘関節を屈曲し、立位姿勢を保持させ実施した。その状態で前腕遠位部背側面に筋力測定機器のパッドを置き、ストラップでずれ落ちないようにした。パッドの固定方法は肩関節屈曲筋力測定と同様にし、ストラップを反対側前腕外側に回して固定し、筋力測定を実施した（図４－１b）。

３．股関節屈曲筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の股関節屈曲筋力変化を確認するために、股関節屈曲筋力を以下の方法で計測した。測定は、股関節自動屈曲角度計測時と同様の姿勢とした。測定角度は、ストラップを非測定側足部と測定側大腿で固定しやすく被験者が実施しやすい80°とした。その状態で大腿前面遠位部に筋力測定機器のパッドを置き、ストラップが大腿に接しないように測定機器のパッドとストラップの間に幅を調整した板を挟み固定した。ストラップは非測定支持脚足底で踏みつけ、支持脚膝関節を完全伸展位で固定、筋力測定を実施した（図４－１c）。

４．股関節伸展筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の股関節伸展筋力変化を確認するために、股関節伸展筋力を以下の方法で計測した。測定は、股関節自動伸展角度計測時と同様の肢位とし、股関節を屈曲伸展中間位で座らせ実施した。その状態で大腿後面遠位部に筋力測定機器のパッドを置き、ストラップが大腿に接しないように測定機器のパッドとストラップの間に幅を調整した板を挟み保持した。ストラップはパッドから水平面でまっすぐ前方に固定し、筋力測定を実施した（図４－１d)。

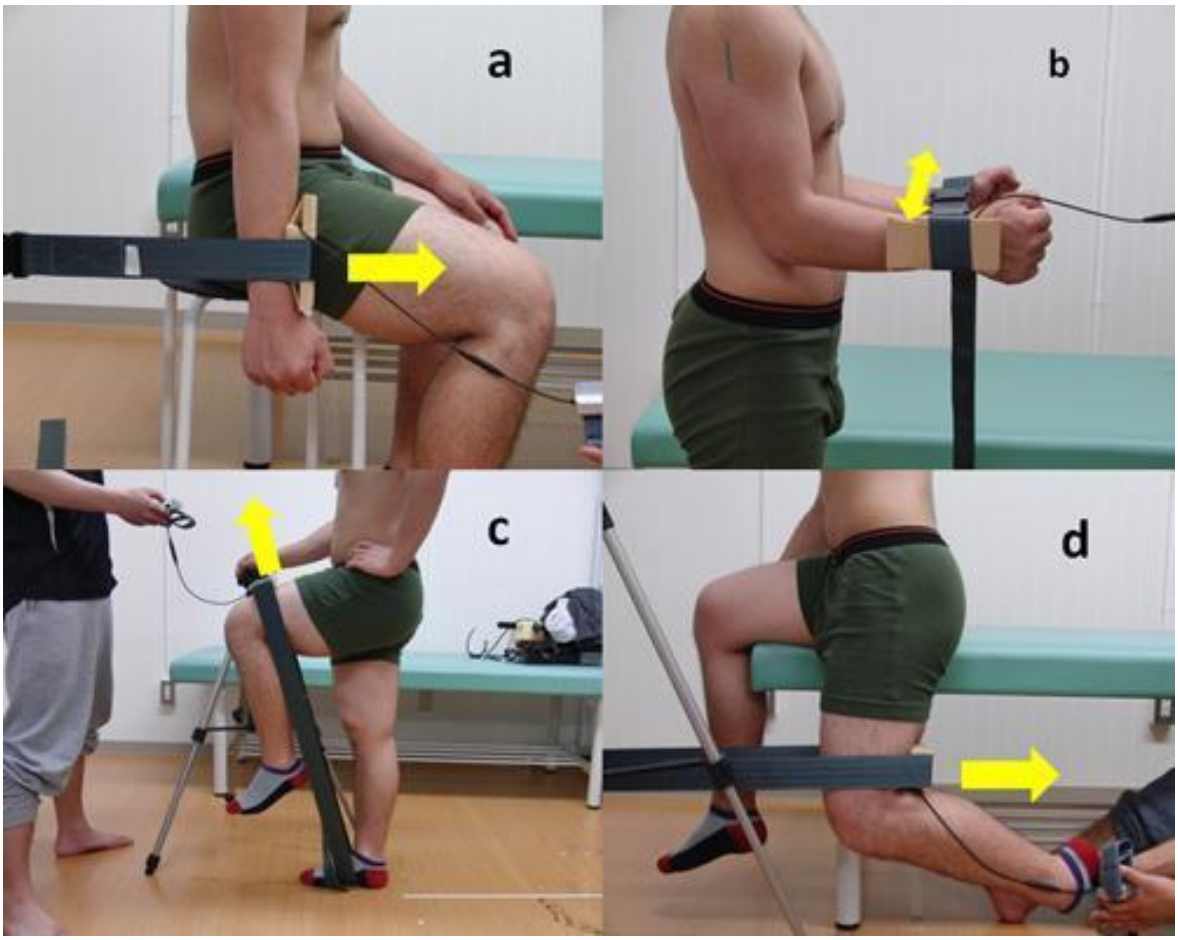

図４－１　最大等尺性収縮力測定

等尺性筋力測定機器（ミュータス F-1, アニマ社製）を用いたベルト固定式による筋力計測

a. 肩関節屈曲　b. 肩関節外旋　c. 股関節屈曲　d. 股関節伸展

５．身体回旋筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の身体回旋筋力変化を確認するために、身体回旋筋力を以下の方法で計測した。測定は、両下肢を被験者の実施しやすい幅にして立たせ、バーを両肩峰上に置き被験者の両上肢にて固定し、身体を回旋させて実施した。ストラップはバーに接しないように測定機器のパッドとストラップの間に幅を調整した板を挟みストラップでずれ落ちないように保持した。ストラップはバーから水平面でまっすぐ後方に固定した。被験者の測定時アライメント変化が生じないよう、測定補助者により確認し実施した（図４－２）。

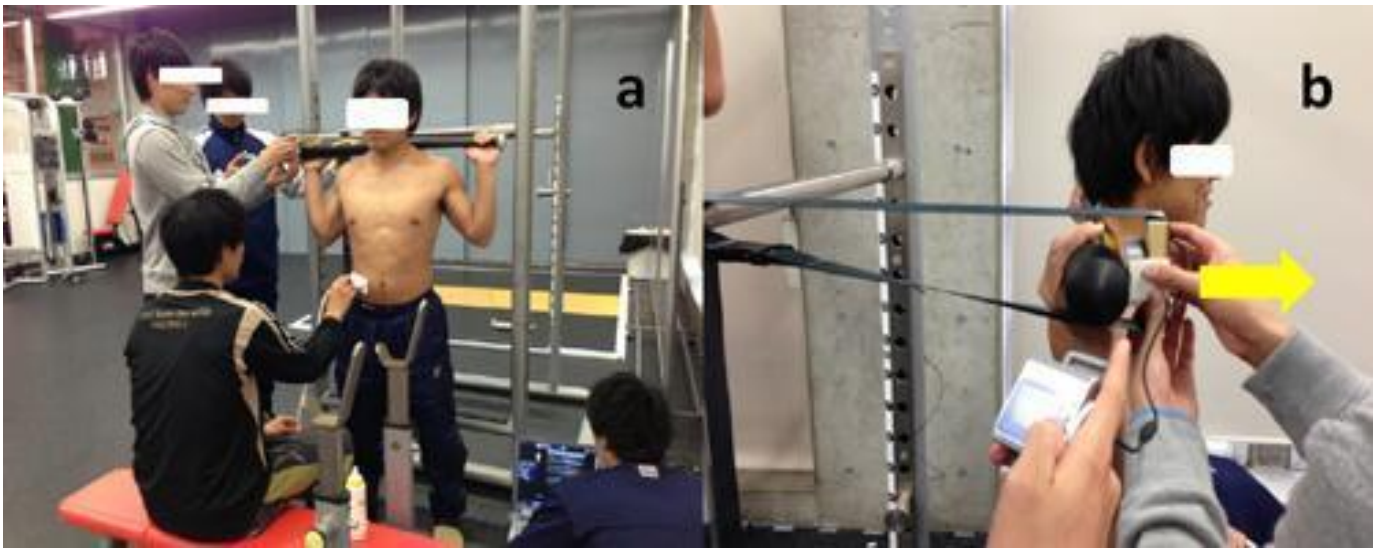

図４－２　最大等尺性収縮力測定（身体回旋筋力測定）

立位時の膝屈曲や体幹の前傾などのアライメント変化が生じないように監視し、測定機器固定側のパッドを前方に押すように回旋させた。

a. 身体回旋力測定時の筋厚変化のモニタリング

b. 等尺性筋力測定機器（ミュータス F-1, アニマ社製）パッドの固定

６．体幹伸展筋力

下部体幹筋群活動を変化させた際の体幹伸展筋力変化を確認するために、体幹伸展筋力を以下の方法で計測した。測定は、デジタル背筋力計（竹井機器工業株式会社製）の台の上に膝関節を完全伸展位にして立ち、床との垂直線に対する体幹前傾角度が 30°となるよ

う握りの位置を調整して実施した（東京都立大学体力標準値研究会 2000）。測定は、身体ストレスや痛みが生じないようにコントロールできる範囲で実施した（図４－３）

C. 最大等尺性運動時の筋活動量

筋活動量の確認は筋電計測装置（Biolog DL-3100、S&ME 社製.）を用い、表面電極（Blue Sensor P、 Ambu 社製）の電極間距離は３㎝とした。サンプリング周波数は 1000Hz で取り込み、5Hz 以下のデータは削除し解析した。

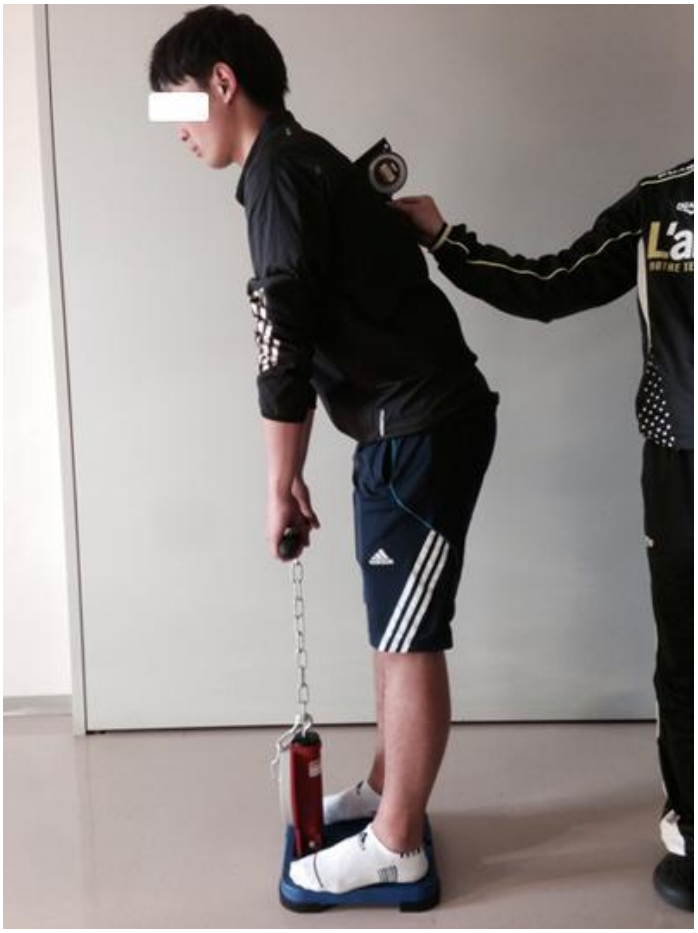

図４－３　体幹伸展筋力測定

つま先を背筋力測定台（竹井機器工業株式会社製）の先端にして立ち、脊柱を屈曲することなく股関節屈曲で体幹を前傾させる。前傾角度は約 30°とした。

１．肩関節外旋における最大等尺性運動時の下部体幹筋活動量

下部体幹筋群活動を変化させた肩関節外旋時の下部体幹筋群の活動量変化を確認する

ために、最大等尺性運動時の下部体幹筋群の活動量を上記の肩関節外旋筋力測定と同じ方法で計測した。電極貼付部位はMarshall & Murphy （2003）の方法に準じ、腹斜筋群部位は臍部より利き手側の乳頭と上前腸骨棘を結んだ線上、腹横筋・内腹斜筋複合部位は上前腸骨棘より内下方２㎝の部位、腹直筋部位は臍部上方３㎝で利き手側２㎝の筋腹上とした。標準化データは背臥位で膝を屈曲し、肩甲骨下角がベッドから離れる程度の起き上がり最大努力保持での抵抗運動時筋電図積分値（Integrated Electromyogram; 100％IEMG）とした。導出した筋活動５秒間の前後１秒を除いた中３秒の積分値を分析ソフト（m-Scope、S&ME 社製）にて解析した。（図２）。

２．体幹伸展における最大等尺性運動時の大殿筋活動量

下部体幹筋群活動を変化させた体幹伸展時の大殿筋活動量変化を確認するために、最大等尺性運動時の大殿筋活動量を上記の体幹伸展筋力と同じ方法で計測した。電極貼付部位はWarfel（ 1986 ）の方法に準じ、表面電極（Blue sensor P、Ambu 社製）を右臀部に貼り付けた。標準化データは、下腿とベッドをストラップで固定した腹臥位上体起こし最大努力保持での筋電図積分値（Integrated Electromyogram; 100%IEMG）とした。導出した筋活動５秒間の前後１秒を除いた中３秒の積分値を分析ソフト（m-Scope、S&ME 社製）にて解析した。

D. X 線アライメント

X 線撮影は、両腕を上体の前で組み体幹を前後傾することなく両脚にて起立し、アライメント変化が視覚的に生じないように確認しながら、側面より実施した。アライメント計測は、画像解析ソフト（NEOVISTA I-PACS, KONICA MINOLTA 社製）を用いて実施した（図５）。

１．腰椎前彎角

腰椎前彎角計測は、第１腰椎椎体上縁と第５腰椎椎体下縁から引いた線で Cobb 法を用いて実施した。

２．腹部前後長

腹部前後長計測は、第３腰椎上前部より腹部前面の水平線距離で実施した。

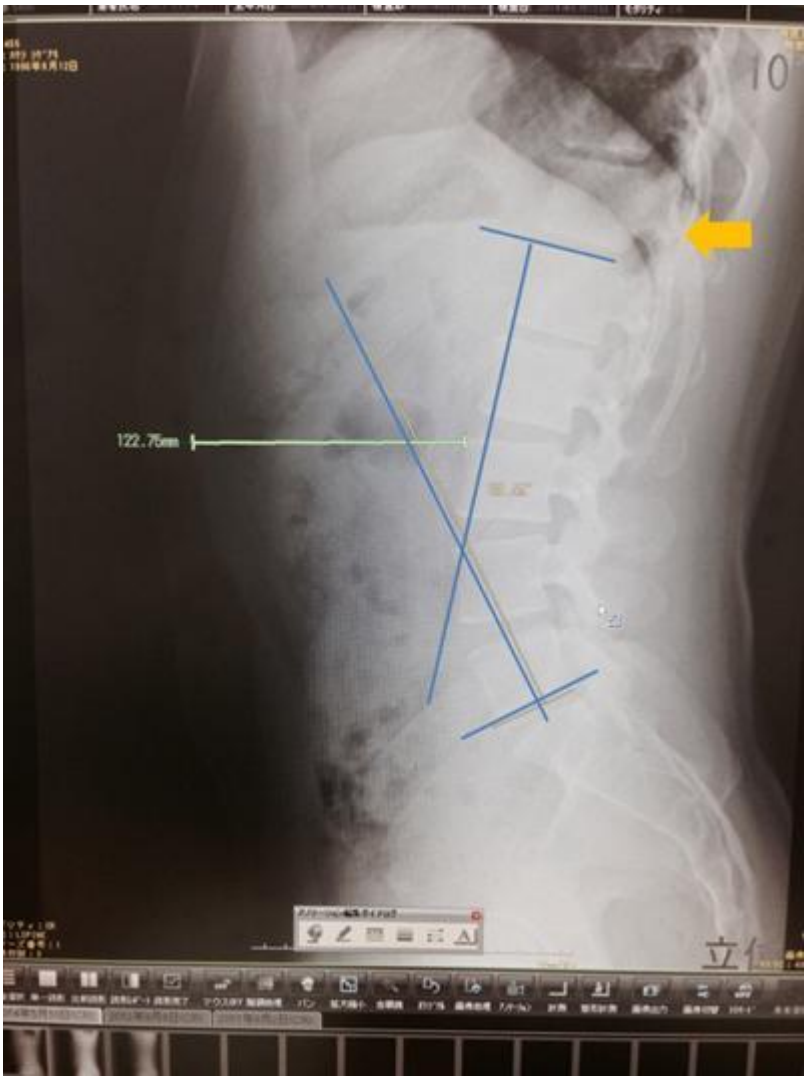

図５　X 線画像によるアライメント計測

腰椎前彎角計測は、第１腰椎椎体上縁と第５腰椎椎体下縁から引いた線で Cobb 法を用いて実施した。腹部前後長計測は、第３腰椎上前部より腹部前面の水平線距離で実施した。

Ⅲ．統計処理

全ての測定データは Shapiro-Wilk（解析ソフト IBM SPSS Statistics 19）を用いて正規性を確認した。その後、関節角度や肩甲骨変位距離での群間比較には反復測定一元配置分散分析を用いた（$P < 0.05$）。有意差が認められたものは等分散性を確認し、Bonferoni にて多重比較検定を実施した（$P < 0.0167$）。正規性または等分散性の確認ができなかった

群間比較は Friedman を用い、その後 Wilcoxon 符号付き順位検定にて２群間比較検定を実施した（P ＜ 0.0167）。筋力測定や%IEMG での２群間比較は、上記と同様の手順から Paired t-test を用いて検定を行った（P＜0.05）。

【結果】

Ⅰ．関節可動域

肩関節や股関節、体幹の関節可動域は表３に示す。

肩関節自動屈曲時の肩甲骨後傾は､AC 実施時（8.8±3.6cm）が AB 実施時（7.0±3.1cm）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.05）。肩関節屈曲時肩甲骨内転および肩甲骨挙上において、条件間で有意な差は認められなかった。肩関節外旋可動域は、AC 実施時（69.6±9.5°）が安静呼気時（62±9.1°）および AB 実施時（61.4±10.5°）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.0167）。

股関節屈曲可動域は、AC 実施時（101.6±11.8°）が安静呼気時（95.4±10.6°）および AB 実施時（95.9±10.0°）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.0167）。股関節伸展可動域は、AC 実施時（10.3±9.8°）が安静呼気時（5.1±9.9°）および AB 実施時（2.5±8.8°）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.0167）。

体幹回旋可動域は、AC 実施時（56.2±16.5°）が安静呼気時（47.9±16.1°）および AB 実施時（43.6±13.7°）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.0167）。

Ⅱ．最大等尺性筋力

肩関節や股関節、体幹の最大等尺性筋力は表２に示す。

肩関節屈曲筋力は、AC 実施時（11.6±1.4kgf）が AB 実施時（8.7±1.9kgf）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.05）。肩関節外旋筋力は、AC 実施時（12.2±3.2kgf）が AB 実施時（10.5±4.3kgf）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.05）。

股関節屈曲筋力は、AC 実施時（17.3±2.8kgf）が AB 実施時（12.7±5.4kgf）と比較して有意に増大することが認められた（P＜0.05）。股関節伸展筋力は、AC 実施時（11.7±2.8kgf）が AB 実施時（8.9±3.7kgf）と比較して有意に増大することが認められた（P ＜ 0.05）。

身体回旋筋力は、AC 実施時（8.1±2.6kgf）が AB 実施時（6.7±1.9kgf）と比較して有

意に増大することが認められた（P < 0.05）。

体幹伸展筋力は、AC 実施時（71.8±17.2kgf）が AB 実施時（58.6±17.9kgf）と比較して有意に増大することが認められた（P < 0.05）。

Ⅲ．最大等尺性運動時の筋活動量

肩関節外旋時の下部体幹筋活動は、腹横筋・内腹斜筋複合部位において AC 実施時（122.5±67.1%）が AB 実施時（82.3±45.5%）と比較して有意に増大することが認められた（P < 0.05）（表４）。

体幹伸展時の大殿筋活動量は、AC 実施時（24.5±14.4%）が、AB 実施時（14.5±5.5%）に比較して有意に増大することが認められた（P < 0.05）（表５）。

Ⅳ．X 線アライメント

X 線アライメントは表６に示す。

腰椎前彎角は、AC 実施（33.23±12.95°）が、AB 実施時（36.04±12.89°）と比較して有意に減少することが認められた（P < 0.05）。

腹部前後長は、AC 実施時（73.27±18.61mm）が AB 実施時（93.78±18.61mm）と比較して有意に減少することが認められた（P < 0.05）。

表3 下部体幹筋群の活動方法の違いによる関節角度や等尺性最大収縮力、および肩甲骨変位距離 (n = 10)

AMCP	Shoulder Flexion					
	MS (kgf)		SPT (cm)		SA(cm)	SE(cm)
Rest Position	—		7.6±3.0		5.1±1.3	3.9±1.0
Abdominal Bracing	8.7±1.9	※	7.0±3.1	※※	5.1±1.1	4.0±1.1
Abdominal Cave-in	11.6±1.4		8.8±3.6		5.5±1.2	3.8±1.8

AMCP	Shoulder External rotation				
	MS (kgf)		A-ROM (°)		
Rest Position	—		62±9.1		
Abdominal Bracing	10.5±4.3	※	※※ 61.4±10.5	※※	
Abdominal Cave-in	12.2±3.2		69.6±9.5		

AMCP	Hip Flexion				
	MS (kgf)		A-ROM (°)		
Rest Position	—		95.4±10.6		
Abdominal Bracing	12.7±5.4	※	※※ 95.9±10	※※	
Abdominal Cave-in	17.3±5.1		101.6±11.8		

AMCP	Hip Extension				
	MS (kgf)		A-ROM (°)		
Rest Position	—		5.1±9.9		
Abdominal Bracing	8.9±3.7	※	※※ 2.5±8.8	※※	
Abdominal Cave-in	11.7±2.8		10.3±9.8		

AMCP	Trunk Rotation				
	MS (kgf)		A-ROM (°)		
Rest Position	—		※※ 47.9±16.1		
Abdominal Bracing	6.7±1.9	※	43.6±13.7	※※	
Abdominal Cave-in	8.1±2.6		※※ 56.2±16.5		

AMCP	Trunk Extension	
	MS (kgf)	
Abdominal Bracing	58.6±17.9	※
Abdominal Cave-in	71.8±17.2	

Values are mean±standard deviation(SD).

※ Significant differences ($p < 0.05$) ※※ Significant differences ($p < 0.0167$)

AMCP : Abdominal Muscles' Contraction Pattern

MS : Maximum Isometric Contraction Strength

SPT : Scapular Posterior Tilt SA : Scapular Adduction

SE : Scapular Elevation A-ROM : Active Range of Motion

表4　下部体幹筋群の活動方法の違いによる肩関節外旋時の下部体幹筋群活動　　（n＝10）

AMCP	Muscles' Activation of Lower Trunk		
	Composition of LA（%IEMG）	TrA/OI（%IEMG）	RA（%IEMG）
Abdominal Bracing + S.E.R.	61.6±26.1	82.3±45.5 ※	35.7±16.4
Abdoinal Cave-in + S.E.R.	62.7±21.3	122.5±67.1	36.2±19.2

Values are mean±standard deviation(SD).　※ Significant differences ($p < 0.05$)
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern
Compsition of LA：Conposition of Lateral Abdominis
TrA：Transversus Abdominis　OI：Obliquus Internus
RA：Rectus Abdominis　S.E.R.：Shoulder External Rotation

表5　下部体幹筋群の活動方法の違いによる体幹伸展時の大殿筋活動　（n＝10）

AMCP	%IEMG (Glueus Max.)	
Abdominal Bracing	14.5±5.5	※
Abdominal Cave-in	24.5±14.4	

Values are mean±standard deviation(SD).　※ Significant differences ($p < 0.05$)
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern

表6　下部体幹筋群の活動方法の違いによるX線アライメント　　（n＝10）

AMCP	Angle of Lumbar Lordosis（°）		Length of Abdomen（mm）	
Abdominal Bracing	36.04±12.89	※	93.78±18.61	※
Abdominal Cave-in	33.23±12.95		73.27±18.53	

Values are mean±standard deviation(SD).　※ Significant differences ($p < 0.0167$)
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern

【考察】

AB では、呼息せず安静呼気時の腹部周囲径と変化しないため、AC に比較して肺内残気量が多い呼吸停止状態となる。一方、AC では、呼息による肺内残気量減少から、胸郭可動性が増大するため（黒沢と佐野 2007）、肩関節屈曲時の肩甲骨後傾が増大すると考えた。加えて、AB に比較して AC 実施時の肩関節外旋可動域の増大や端座位での体幹回旋可動

域の増大も、胸郭可動性増大が関与していると考えた。

AC によって腹部前後長が減少し、立位時の腹部臓器重量中心が後上方に移動する（Kahle et al. 1993）。そして、AC で骨盤底筋群や腹横筋、内腹斜筋が短縮性に収縮することや（古山 2008, 桂 2012, Smith et al. 2007, 田尻 2013, 田舎中 2009）、腹横筋・内腹斜筋群複合部位の活動量が増大したことと、腰椎前彎角が減少したことなどから、腰椎が重力に抗してより安定する位置となり、腰仙部から上下肢に力が効果的に伝達しやすくなると考えた（森ら 2011, 岡田 2007, Richardson et al. 2002）。筋の起始骨が安定すると筋力が効果的に発揮されることから（Hislop & Montgomery 2009）、下部体幹筋群活動によって腰仙部安定性が向上すれば、腰仙部から胸椎や肋骨に付着する筋（腰腸肋筋、胸腸肋筋、胸最長筋、下後鋸筋）や下部体幹筋群の筋収縮を介した胸腰筋膜の緊張が、胸椎や肋骨の固定性を向上させ、そこから肩甲骨に付着する筋（前鋸筋や菱形筋、僧帽筋）の活動が肩甲骨固定性を高めることが推察された。AC を用いて肩関節外旋を行うことで、より腹斜筋群複合部位の活動量が増大することが明らかとなったことから、AC による下部体幹筋群活動によって腰仙部安定性が向上し、肩甲骨から上腕骨に付着する筋（回旋筋腱板や三角筋、上腕二頭筋）の活動が肩関節屈曲および外旋可動域や筋力を増大させると考えた。さらに、下部体幹筋群活動によって腰仙部安定性が向上すれば、腰仙部から大腿骨に付着する筋（腸骨筋や大殿筋、内転筋群や外旋筋群、大腿直筋やハムストリングス）が活動しやすくなると考えた。AC を用いた体幹伸展時の大殿筋活動量が向上することが明らかとなったことから、AC による下部体幹筋群活動によって腰仙部安定性が向上し、腰仙部から大腿骨に付着する筋の活動が股関節伸展や体幹伸展の筋力を増大させると考えた（Hislop & Montgomery 2009, 森ら 2011, 岡田 2007, Richardson et al. 2002）。

臨床では、呼気や腹部前面の後方への引き込み、腹部外側の筋の固まりで AC の判断をしてきた。そして、メジャーを用いて腹部周囲径の縮小や超音波画像診断装置で内腹斜筋や腹横筋の筋厚増大があること、その部の筋活動があることを EMG にて確認できたため、臨床で用いる AC 実施の判断方法が妥当であることが確認できた。本研究では、AC によって関節可動域や最大等尺性筋力の増大、肩関節外旋時の内腹斜筋・腹横筋部位の活動量の増大や体幹伸展時の大殿筋活動量の増大、さらに腰椎前彎角や腹部前後長が低下したことから、AC によって腰仙部安定性がより増大することが示唆された。したがって、AC 実施時の身体運動パフォーマンスを向上させることが期待できると考える。

第５章　下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響

第１節　下部体幹筋群活動と歩行との関係

【目的】

さまざまな日常生活およびスポーツ活動を安全で効果的に遂行するためには、腰仙部を安定させること不可欠となる。そうしなければ、目的とする動作を導くことが困難となる。日常生活活動の基礎となる歩行は、片脚起立の連続動作となる。したがって、腰仙部安定性が低下していれば、接地時の地面反力が活用できず、連続するスムースな歩行動作を導くことはできない。しかし、どのような下部体幹筋群の活動方法を用いれば、効果的な歩行動作が導けるかは明らかにされていない。

そこで本研究では、歩行時の歩幅増大につながる下部体幹筋群活動を明らかにするため、Abdominal Bracing（以下、AB とする）実施時や Abdominal Cave-in（以下、AC とする）実施時と、自然呼吸時の歩数を計測し、比較検討を行った。

【方法】

Ⅰ．被験者

被験者は、AB や AC を正確にできる健常者 11 名（年齢 19～21 歳、男性７名、女性４名）とした。

AB は腹部周囲径が安静呼気位と変化することなく腹部外側部の筋硬度が増大したことで確認し、AC は腹部周囲径が安静呼気位よりも縮小し腹部外側の筋硬度が増大したことで確認した（第４章　研究課題１）。

なお本研究は、関西医療大学倫理委員会の承認後、本研究の趣旨や危険性、安全対策などを被験者に説明し同意を得て実施した。

Ⅱ．10m 歩行時の歩数

10m 歩行時の歩数測定は、自然呼吸時と AB 実施時、および AC 実施時の３条件で行った。歩行は腹部の周囲径や筋活動を変化させず、胸式呼吸で実施した。３条件での歩行を３回ずつ実施した後、10m 歩行測定をそれぞれ１回実施した。歩数測定において被験者は、スタート時に白線手前に足先をあわせて立ち、次に正面にいる測定者に向け歩き出す。10m先の白線付近の足先が、白線に到達しそうであれば 0.75 歩、足部が白線上にあれば１歩、

踵が白線を越えれば 1.25 歩、両足の中間であれば 0.5（または 1.5）歩とし歩数を測定した。

Ⅲ．統計処理

自然歩行時の歩数と AB 歩行時の歩数および AC 歩行時の歩数間において paired t-test（解析ソフトウェア StatView5.0）を用いて検定を行った（$P < 0.05$）。

【結果】

10m 歩行時の歩数

自然呼吸時の歩数（15.7±1.3）と AB 実施時の歩数（15.2±1.6）間、AB 実施時の歩数（15.2±1.6）と AC 実施時の歩数（14.9±1.2）間で有意差は認められなかった。しかし、自然呼吸時の歩数（15.7±1.3）と AC 実施時の歩数（14.9±1.2）間では有意差が認められた（$P < 0.05$）。AC 実施時の歩数（14.9±1.2）が、自然呼吸時の歩数（15.7±1.3）よりも減少することが確認された（$P < 0.05$）（表１）。

表１　10m 歩行時の歩数　(n=11)

AMCP	Walking steps	
Normal	15.75±1.35	※
Abdominal Bracing	15.27±1.66	
Abdominal Cave in	14.98±1.29	

Values are mean ± standard deciation (SD).　※ Significant differences（ $P < 0.05$ ）
AMCP: Abdominal Muscles' Contraction Pattern

【考察】

骨・関節運動を生じさせる筋群を効果的に作用させるためには、その起始骨を安定させる筋群の協調的作用が不可欠となる。したがって、股関節や膝関節周囲筋、および肩関節や肘関節の筋力発揮には、下部体幹筋群の協調的作用で、骨盤や肩甲骨を安定させることが重要となる。

Richardson et al.（1992）や Richardson & Jull（1997）、および Kendall（1975）は上下肢いずれの筋力発揮においても、身体に備わっている下部体幹コルセット機能である

深層筋群と表層筋群の協調的収縮が必要となるため、下部体幹筋群の機能を使用しながら運動することが必要と報告している。したがって、体幹筋群のトレーニング指導を実施する際には、腹横筋や内腹斜筋を優位に作用させる AC を中心に、スペーシング（Spacing）やタイミング（Timing）を考慮したエクササイズから開始し、しだいに下部体幹筋群の筋力を高めるグレーディング（Grading）を考慮したエクササイズを追加し、両者を継続的に実施する必要がある（中尾 1999, 2000, 渡部 2001, 市川と大久保 1987）。

本研究から、自然歩行と比較して AC 歩行時の歩数が減少することが認められた。すなわち AC を用いることにより、歩幅が増大したこととなる。Kenneth （2009） は AH を用いることで､股関節伸展運動時の大殿筋収縮のタイミングが改善したと報告している。それは歩行や走行時のハムストリングス作用を軽減し、ハムストリングス肉離れを軽減できる可能性を指摘している。

今回の結果から、歩数減少の要因は明らかにできていない。しかし、下部体幹筋群が骨盤や腰仙部に付着していることを考慮すれば（Kahle et al. 1993）、AC により腰仙部が安定したことで、支持脚下肢の蹴り出し時の股関節伸展可動域や筋力の増大、振り出し下肢の股関節屈曲可動域や筋力の増大、上部体幹の回旋可動域や筋力の増大が生じた結果（第４章　研究課題１）、歩幅が増大することが示唆された。

腹圧を高めることは、身体活動時の腰部ストレスを軽減する。そのためには椎体間を直接的に安定させる多裂筋や回旋筋が作用し、さらに下部体幹筋群が協調的に作用する必要がある（Donald 2006 ） 。しかし、AB のように腹部周囲が拡大している下部体幹筋群の使用は肺が拡張し、胸郭内部からの圧で胸郭可動域を制限することになる。一方、AC は呼気位であるため、胸郭の可動性が増大することとなる（中尾 2013, 山下ら 2013）。歩行においては、腰仙部を安定させながら胸郭胸椎での回旋可動性を引き出すことが不可欠となる（西守と伊藤 2006）。したがって、安全で効果的な歩行を実施するためには、AC を用いることが必要であることが示唆された。

本研究の結果から、AC を用いることで一定距離の歩数が減少した。したがって、AC を用いることによって、その他の日常生活活動やスポーツ活動において、安全で効果的に実施できることが期待できると考える。

第２節　下部体幹筋群活動と投動作との関係

【目的】

身体運動を安全で効果的に実施するためには、腰仙部を安定させて重力や地面反力を活用することが必須となる（Kreighbaum & Barthels 1996）。野球における投動作は、静止状態の片脚起立であるワインドアップから支持脚股関節の外転および外旋筋力によって、支持基底面から身体重心を投球方向に外すことから始まる。ワインドアップで支持脚股関節の外転・外旋筋力が大きければ、移動スピードはさらに大きくなる。このスピードの増大は、レイトコッキング時に生じるステップ足接地時の地面反力を増大させる（Hirashima et al. 2008, Kageyama et al. 2015, MacWilliams et al. 1998）。したがって、レイトコッキング時に生じた地面反力を効率的に骨盤回転運動に連鎖させなければ、地面反力は股関節や腰部などへの大きな衝撃となる。したがって、ワインドアップ時に下部体幹筋群活動による腰仙部安定性と、レイトコッキング時の骨盤回転運動につながる片脚起立アライメントを獲得しておくことが重要となる（能勢 2007）。しかし、ワインドアップ時の下部体幹筋群活動が、身体の静的および動的アライメントにどのような影響を及ぼすかの報告は見受けられない。

そこで本研究では、下部体幹筋群活動によって生じる片脚起立時の基礎的変化を明らかにするために、下部体幹筋群活動を変化させた時の片脚起立時 SLR アライメントや足圧中心位置 、片脚起立時 SLR からのステップ位置を計測し、比較検討を行った。

また、本研究に関係しない野球経験者に対し、ワインドアップ時の呼吸について確認すると、「息を吸ってワインドアップを行っている」と全ての選手が回答した。そこで、本研究で用いる下部体幹筋群の活動方法に、息を吸ってから下部体幹筋群を活動させる Abdominal Expansion（以下、AE とする）運動を追加して、本研究を実施した。

【方法】

Ⅰ．被験者

被験者は、下部体幹筋群活動の AE や Abdominal Bracing（以下、AB とする）、および Abdominal Cave-in（以下、AC とする）を正確にできた健常男性 10 名（年齢 20.9±1.6 歳、身長 174.5±3.6cm、体重 68.6±8.5kg）とした。

下部体幹筋群活動の確認については、これまでと同様の方法で以下のように実施した。AE は腹部周囲径が安静呼気位より吸気によって増大し、腹部外側筋活動が認められていること。AB は腹部周囲径を安静呼気時と変化させることなく、腹部外側筋活動が認められていること。AC は安静呼気位から息をはき出し、腰椎の生理的前彎位で腹部周囲径を縮小させ、腹部外側筋短縮性収縮で筋厚増大が認められていることとした（Barnett & Gilleard 2005, Grenier & McGill 2007, O'Sullivan et al. 1997, Richardson et al. 1992）。

呼吸様式は呼吸波センサ（DL-230、S&M 社製）で、腹部周囲径計はメジャーで確かめられた。筋収縮様式の確認と筋厚計測は、超音波画像診断装置（ LOGIQ e、GE ヘルスケア・ジャパン株式会社）と、筋電計測装置（Biolog DL-3100、S&M 社製）で確認した（Hodges et al. 2003, Marshall & Murphy 2003） 。

なお本研究は、関西医療大学倫理委員会の承認後、本研究の趣旨や危険性、安全対策などを被験者に説明し同意を得て実施した。

Ⅱ．測定項目

A. 片脚起立 SLR 時の SLR 最大角度と足圧中心位置

両手を両腰に置き、下部体幹筋群を収縮し両脚起立させた。立位は、肩峰や大転子、外果は垂直線上になるようにさせた。その後、膝関節伸展位を保持したまま片側下肢を最大屈曲させた。片脚起立での最大 SLR 時足圧中心位置（前後動揺平均中心変位）は、下肢加重計（G－620、アニマ株式会社製）を用いて計測した。測定時間は 10 秒で取り込み周波数は 20Hz とした。SLR 角度は画像解析装置（ダートフィッシュ・ソフトウェア 5.5、DARTFISH 社製）を用いて計測した（図１）。計測の順序は、AE 実施時の両脚起立から SLR を始め、次に AB 実施時の両脚起立からの SLR、AC 実施時の両脚起立からの SLR とした。

B. 片脚起立 SLR 時の後傾最大角度と足圧中心位置

下部体幹筋群を働かせた SLR 起立姿勢から体幹を後傾させて、体幹後傾角度と後傾時の足圧中心位置を計測した。支持側膝は伸展位を保持させた。後傾角度計測は、右大転子から下ろした垂直線を基本軸にし、右大転子と右肩峰を結んだ線を移動軸とし実施した。計測機器や計測の順序は A. と同様とした（図２）。

C. 片脚起立 SLR からの身体回旋ステップ位置

A. の姿勢から身体を左へ回旋させ、停止した所で挙上下肢を下げて接地し、ステップ

位置を曲尺定規にて計測した。基準線は、右足部外側に引いた線から垂直に引いた線とした。クロスステップ距離は、接地した左踵と基準線の距離で計測した。基準線より右側をクロスステップ距離+とした。計測の順序はA. と同様とした（図３）。

図１　片脚起立 SLR 時の SLR 最大角度の計測

両手を両腰に置き、肩峰や大転子、外果を垂直線上になるように両脚起立で下部体幹筋群を収縮し、片側 SLR 運動で最大屈曲片脚起立を保持させた。SLR 角度の計測は、右大転子から下ろした垂直線を基本軸にし、右大転子と左大腿骨内側上顆を結んだ線を移動軸とした。

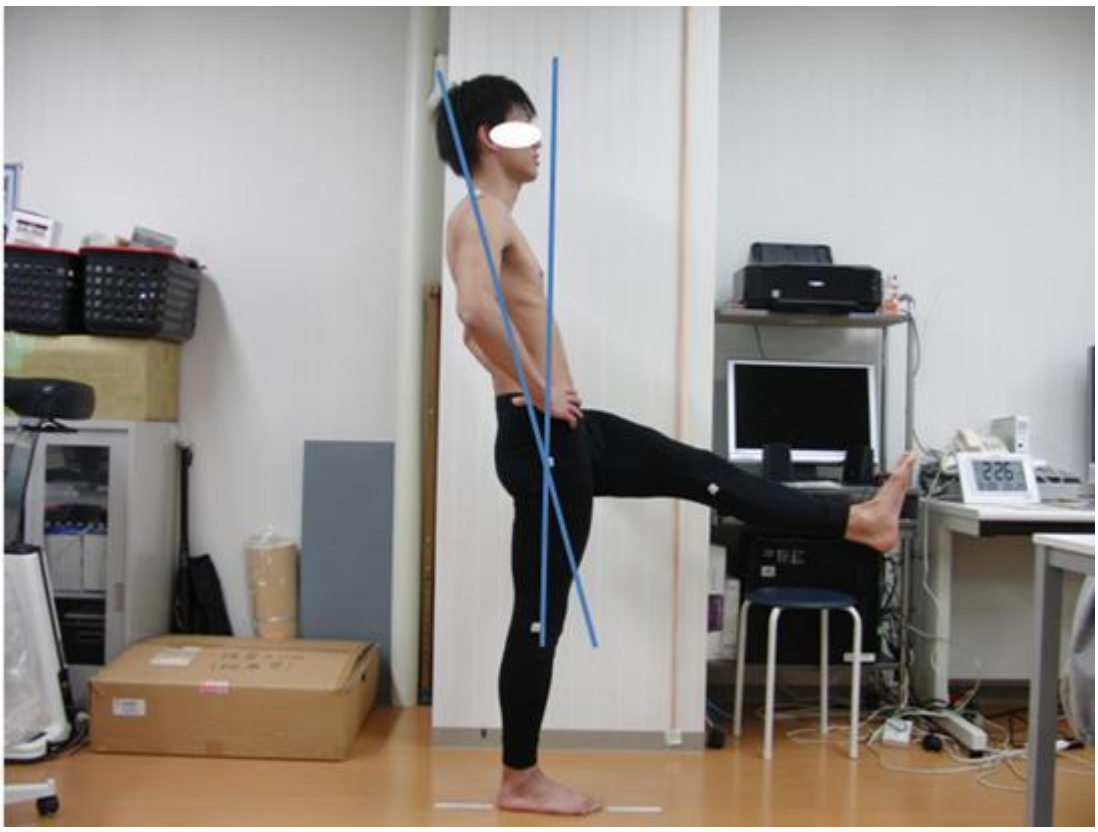

図２　片脚起立 SLR 時の後傾最大角度の計測

下部体幹筋群を活動させた片脚最大 SLR 起立の姿勢から支持側膝を屈曲することなく体幹を後傾させた。体幹後傾角度計測は、右大転子から下ろした垂直線を基本軸にし、右大転子と右肩峰を結んだ線を移動軸とした。

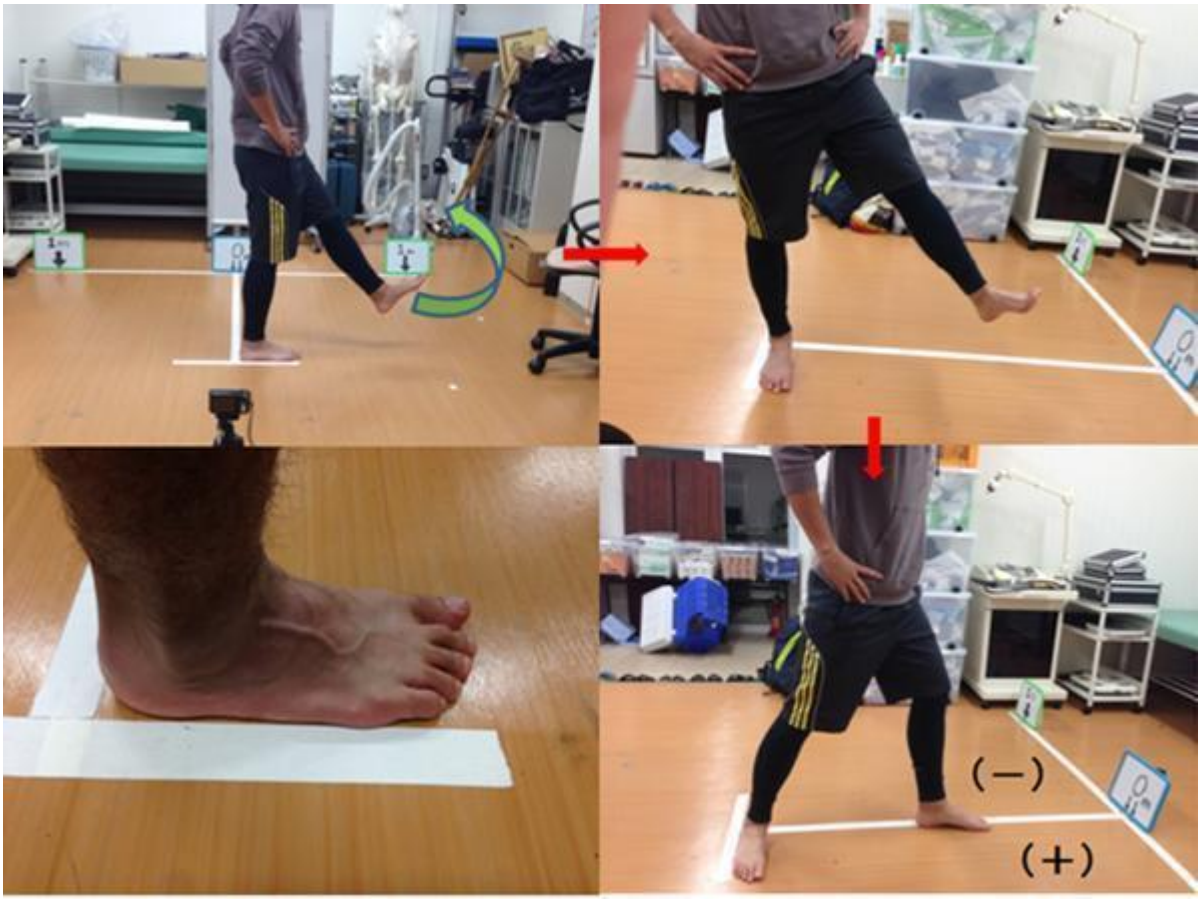

図３　片脚起立 SLR からの身体回旋ステップ位置の計測

下部体幹筋群を活動させた片脚最大 SLR 起立から、ゆっくりと支持側足部外側から引いた線と垂直方向に骨盤（上体）を回転させ、停止した所で足部を床に下ろし、垂直線からの踵中央までの距離を曲尺定規にて計測した。

Ⅲ．統計処理

全ての測定データは Shapiro-Wilk（解析ソフト IBM SPSS Statistics 19）を用いて正規性を確認したが、等分散性は確認できなかった。そのため群間比較はノンパラメトリック検定の Friedman を用い有意差を確認し、有意差を確認した後に Wilcoxon 符号付き順位検定にて２群間比較検定を実施した（$P < 0.05$）。

【結果】

Ⅰ．片脚起立 SLR 時の SLR 最大角度と足圧中心位置

A. SLR 角度

AE（58.4±9.3°）はAB（61.6±9.9°）やAC（69.6±9.5°）に比較して有意に減少し、ABはACに比較して有意に減少することが認められた（P < 0.05）（表１）。

B. 足圧中心位置

AE（1.61±1.02cm）はAB（0.69±1.23cm）やAC（−0.41±1.36cm）に比較して有意に前方へ変位し、ABはACに比較して有意に前方へ変位することが認められた（P < 0.05）（表１）。

Ⅱ．片脚起立 SLR 時の後傾最大角度と足圧中心位置

A. 後傾角度

AE（19.4±4.4°）はAB（17.5±3.4°）やAC（14.4±3.6°）に比較して有意に増大し、ABはACに比較して有意に増大することが認められた（P < 0.05）（表１）。

B.足圧中心位置

AE（−0.03±1.25cm）は AB（−0.9±1.51cm）や AC（−2.02±1.33cm）に比較して有意に前方へ変位し、AB は AC に比較して有意に前方へ変位することが認められた（P < 0.05）（表１）。

Ⅲ．片脚時 SLR からの身体回旋ステップ位置

A. クロスステップ距離

AE（12.5±8.7cm）はAB（7.3±8.7cm）やAC（−8.1±14.5cm）に比較して有意に増大し、ABはACに比較して有意に増大することが認められた（P < 0.05）（表１）。

表1　片脚起立時の身体アライメント　　n ＝ 10

	片脚起立SLR	
AMCP	重心動揺平均中心位置（cm）	SLR角度（°）
Abdominal Expansion	1.61±1.02	58.4±9.3
Abdominal Bracing	※ 0.69±1.23 ※	※ 61.6±9.9 ※
Abdominal Cave-in	-0.41±1.36 ※	※ 69.6±9.5 ※

	片脚起立SLR時体幹後傾	
AMCP	重心動揺平均中心位置（cm）	後傾角度（°）
Abdominal Expansion	-0.03±1.25	19.4±4.4
Abdominal Bracing	※ -0.9±1.51 ※	※ 17.5±3.4 ※
Abdominal Cave-in	-2.02±1.33 ※	※ 14.4±3.6 ※

AMCP	片脚起立時骨盤回旋踏み込み距離（cm）
Abdominal Expansion	12.5±8.7
Abdominal Bracing	※ 7.3±8.7 ※
Abdominal Cave-in	-8.1±14.5 ※

Values are mean±standard deviation.　※ Significant differences ($p < 0.05$)
AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern

【考察】

AE や AB で下部体幹筋群を働かせる時には、腹部周囲径を増大させながら腹部臓器を下方に押し下げ、排便機能様に外肛門括約筋が緩む（DeLancey 1993）。骨盤底筋群収縮を用いない AE や AB は、骨盤底筋群作用による腰仙部安定性作用が不足していると考えられている（Richardson et al. 1981, Smith et al. 2007, Tajiri et al. 2012, Tajiri 2014）。一方、AC は腹横筋と骨盤底筋群を短縮性に収縮させることによって胸腰筋膜を緊張させるため、腰仙部をより安定させる下部体幹筋群活動となる（Richardson et al. 1981, Smith et al. 2007, Tajiri et al. 2012, Tajiri 2014）。

AB 実施時の上下肢や体幹の筋力は、AC 実施時に比較して有意に低下することが明らかとなっている（第４章　研究課題１）。そのため、AB では腰仙部の安定性が獲得し難いことが推察された。したがって、AE や AB 実施時の片脚起立での SLR 角度が、AC 実施時と比較して減少すると考えた。また、AE や AB によって、足圧中心位置がすでに前方変位しているため、挙上下肢重心を前方へ移動させることができず、SLR 角度を増大させることが困難となると考えた。片脚起立 SLR 時に AC を用いると、SLR 角度が AE や AB

実施時に比較して大きいことと、足圧中心位置が後方変位していることから、片脚起立SLRからの体幹後傾は困難となると考えた（Lafage et al. 2008）　。

片脚起立でAEやABを用いることで、足圧中心が前内側に変位することや骨盤が挙上側に向くことが明らかになっている（中尾ら 2011a, 2011b, 2012）。したがって、AEやAB実施時の片脚起立では、AC実施時の片脚起立に比較して、体幹の後外側への傾きと下肢の前内側への傾きによる姿勢制御で（樋口と建内 2015）、支持側股関節の前内側軟部組織がより伸張されると考えた（図４）。その状態から骨盤を挙上側へ回旋させると、早期より股関節の前内側軟部組織が緊張し、骨盤の回旋運動が制限されることで、クロスステップ量が増大すると推察された。したがって、ワインドアップでACを用いると、打者側下肢の挙上角度の増大を行いやすくなり、体幹後傾角度の減少させることによって足圧中心を後方変位させ、踏み込み時のクロスステップ距離を減少させることが示唆された（森原ら 2014）。今後は、投動作におけるワインドアップ時の下部体幹筋群活動とレイトコッキング時のクロスステップ距離との関係を明らかにする。

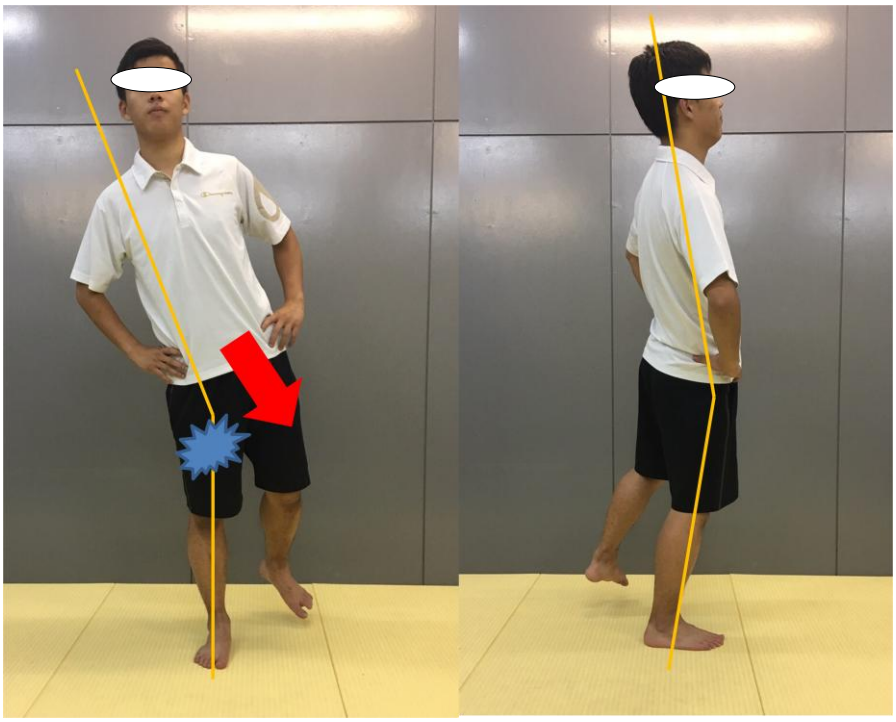

図４　片脚起立安定時の骨盤回旋方向

COPおよび骨盤回旋方向が前内側の際には、股関節の前内側軟部組織が伸張されると考えられた。

第３節　下部体幹筋群活動とバットスイングとの関係

【目的】

さまざまな身体活動における動作を改善するためには、改善したい部分より前の段階の動作や、動作開始時の姿勢や実施方法を修正しなければならない。また、スピードが速い動作中での関節運動や筋活動を制御することは困難である。バットスイング時のヘッドスピードを上げようとする場合も同様で、スイング動作前のテイクバックを適切に制御することが重要となる。

バットスイング時のヘッドスピードに影響する身体要因は、さまざまである（村田 1998）。また、バットスイング時のヘッドスピードと腹筋群の動的持久性との関連について報告されているが（児玉ら 2009）、下部体幹筋群の活動方法との関連については報告されていない。

そこで本研究では、どの下部体幹筋群活動を用いてテイクバック姿勢を保持し、スイングを開始することが、ヘッドスピードを向上させるかを明らかにすることを目的とした。また、下部体幹筋群活動を変化させた際のヘッドスピード計測前に、普段から実施しているスイングでのヘッドスピード計測と、テイクバック時の呼吸様式の確認、下部体幹筋群活動を変化させた際の腰椎前彎角と腹部前後長の比較検討も行った。

【方法】

Ｉ．被験者

被験者は、野球経験者である健常な大学生男子 12 名（年齢 20.3±0.9 歳、身長 175.4±3.2cm、体重 68.2±7.7kg）とした。全ての被験者に Abdominal Expansion（以下、AE とする）や Abdominal Bracing（以下、AB とする）、および Abdominal Cave-in（以下、AC とする）を指導した後、先行研究の方法にしたがって呼吸モニター（エアロモニター AE3000S、ミナト医科学株式会社製）や筋電計測装置による筋活動（Biolog DL-3100、S&ME 社製）、超音波画像診断装置による筋厚変化（LOGIQe、GE ヘルスケア・ジャパン株式会社）を用いて３つの下部体幹筋群活動の実施可否を確認した。AE は腹部周囲径が安静呼気位より増大し、腹部外側筋活動が認められていること、AB は、腹部周囲径や腹部筋厚が安静呼気位と変化がなく腹部外側筋活動が認められていること、AC は腹部周囲

径減少や腹部筋厚増大と腹部外側筋活動が認められていることとした（図１）。その結果、３つの下部体幹筋群活動の実施可能と判断できた全ての被験者を計測に参加させた。

なお本研究は、関西医療大学倫理委員会の承認後、本研究の趣旨や危険性、安全対策などを被験者に説明し同意を得て実施した。

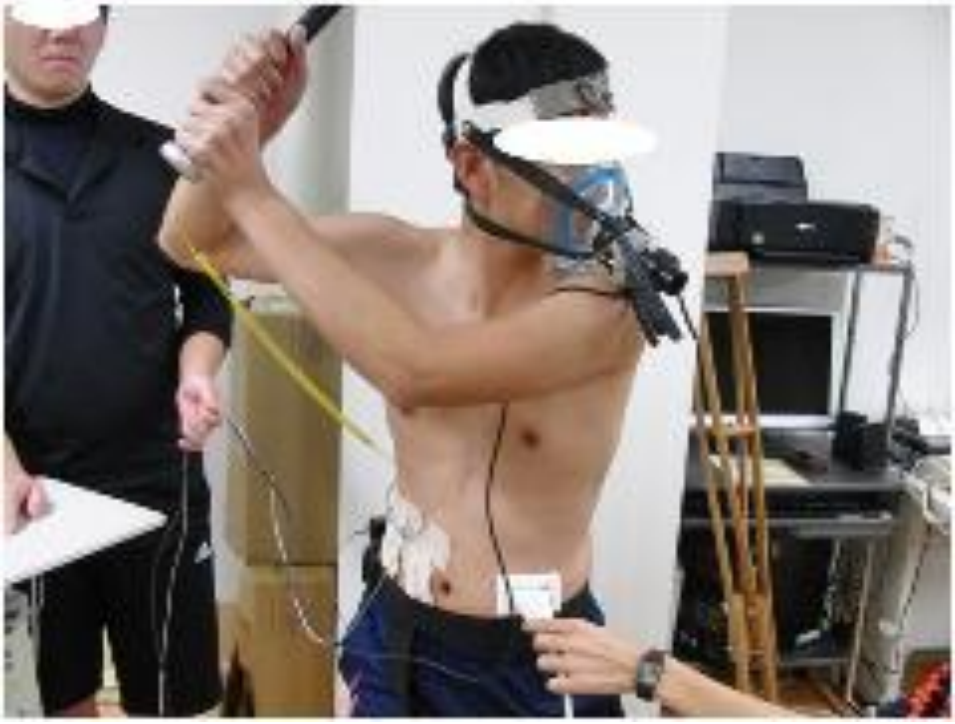

図１　テイクバック時の呼吸様式と下部体幹筋群活動の確認　（被験者の決定）

Ⅱ．テイクバックにおいて、下部体幹筋群活動を変化させた際のヘッドスピード

ヘッドスピード計測時には、呼吸波センサ（DL-230、S&ME 社製）を鼻孔に取り付け、テイクバック時の呼吸様式の確認とメジャーによる腹部周囲径計変化を確認し、呼吸様式と下部体幹筋群活動を確認した（図２、図３）。ヘッドスピード計測は、スピード測定器（マルチスピード測定器 REDEYES POCKET　株式会社プロギア製）を用いて実施した。測定項目は、テイクバック時に AE や AB、AC を実施する３条件と下部体幹筋群活動を指導する前の自由スイング群（Control 群）とした。AE を用いたテイクバック（以下、AE テイクバックとする）は、安静呼気位から吸気による腹部周囲径の増大と徒手による腹部外側の引き締まりで確認し、AB を用いたテイクバック（以下、AB テイクバックとする）は、

安静呼気位で腹部周囲径を変化させずに徒手による腹部外側部の引き締まりで確認し実施した。AC を用いたテイクバック（以下、AC テイクバックとする）は、安静呼気位から呼気による腹部周囲径縮小と徒手による腹部外側部の引き締まりで確認した。３条件でのスイング加速中の呼吸様式は各自が行いやすいよう自由に行わせた。テイクバック前の構えでは、安静呼気位で円背にならないよう体幹を保持させた。自由スイングでのティーバッティングは測定１週間前より実施し、ティーバッティング時のヘッドスピード計測に十分慣れさせた。自由スイングでの計測後、３条件でのティーバッティングの練習を１週間継続し、３条件でのティーバッティング時ヘッドスピード計測に十分慣れさせた。条件を変化させた測定は、AE から AB、AC の順とし、３日間の間隔を置き実施した。自由スイングでのヘッドスピード計測では、テイクバック時の呼吸様式を呼吸波センサにて確認した（図２、図３）。

スイング前の構えや呼吸、ボールの高さや測定機器の配置を一定にすることで、安定したヘッドスピードが得られることを事前に確認した。また、10 回スイングの後半５回のヘッドスピードで最高値と最低値を除いた３つの値を用いることによって、安定したデータが得られることを級内相関係数（ICC1,3> 0.9 ）によって確認できた。したがって測定回数は各々10 回とし、後半５回のデータで最高値と最低値を省いた３つを平均した値を比較データに用いた。

ティーバッティング用のスタンド高は、被験者間で相談し 76cm と決定した。その後、被験者毎にスイングしやすい立ち位置を決定した。また、同一の場所でバットスイングができるように地面にマークした。一定した姿勢でのスイングができるように、両足先が地面から離れないようにバットスイングを実施した。スピード測定器は、スタンド後方 1.5m で 76cm の高さになるよう設置した（図２）。ボールは硬式球（20H－10300, MIZUNO 社製）、バットは硬式用バット（HS700、 長さ 83cm、 重さ 900g、 MIZUNO 社製）を使用した。

３条件でのヘッドスピード計測後、スイングが行いやすかった下部体幹筋群活動の順序を口頭にて確認した。

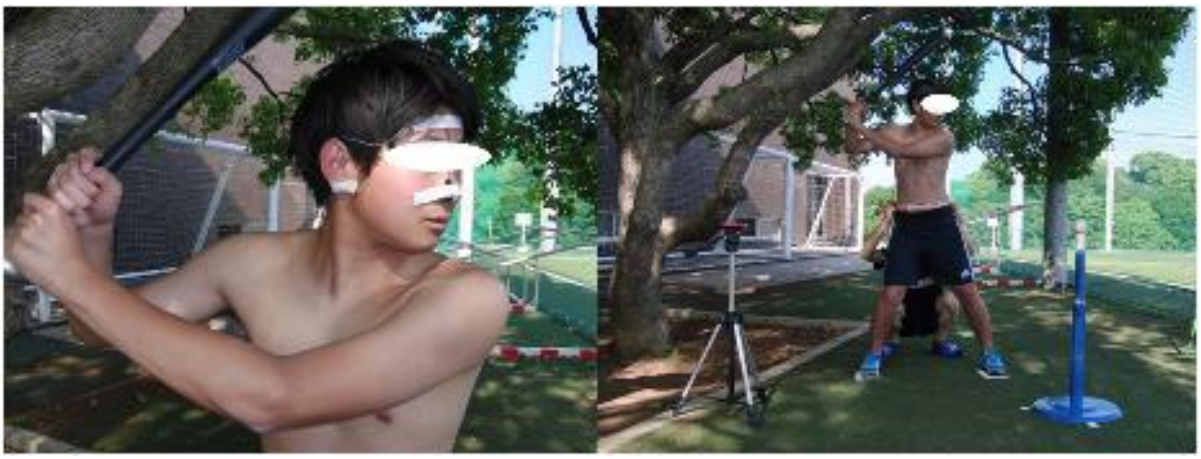

図２　ヘッドスピードの計測時のテイクバック呼吸様式や下部体幹筋群活動の確認

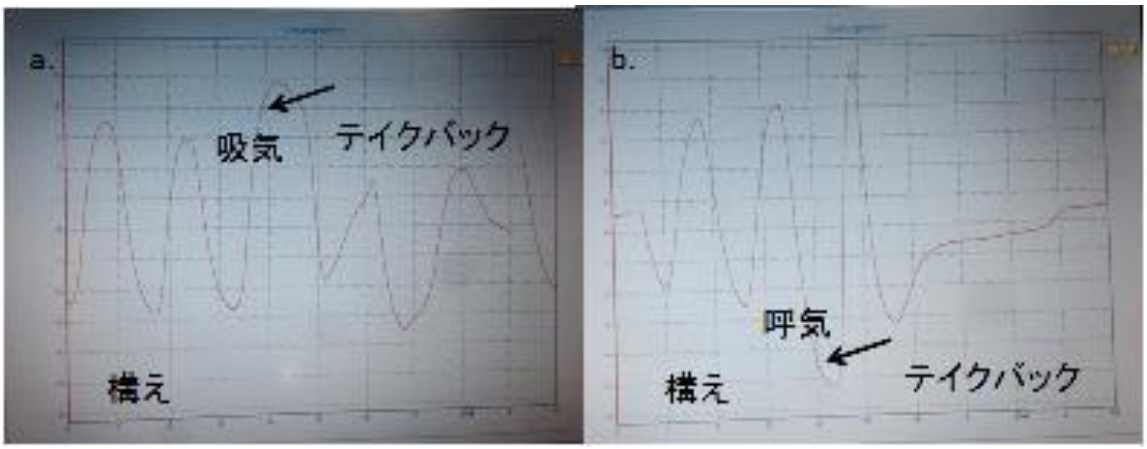

図３　テイクバック時の呼吸波センサモニター例

テイクバック時に吸気での AE を実施した時に、上向きの波形が確認できる（a.）。テイクバック時に呼気での AC を実施した時に、下向きの波形が確認できる（b）。

Ⅲ．下部体幹筋群活動時の運動機能的変化

A．腰椎前彎角と腹部前後長

下部体幹筋群活動を変化させた際の腰椎前彎角と腹部前後長変化を明らかにするために、以下の方法で腰椎前彎角と腹部前後長を計測した。計測は、被験者の両腕を上体の前で組み体幹を前後傾することなく両脚にて起立し、アライメント変化が視覚的に生じない

ように確認しながら、側面より X 線にて体幹部を撮影し実施した。アライメント計測は、画像解析ソフト（NEOVISTA I-PACS, KONICA MINOLTA 社製）を用いて実施した（図４）。

腰椎前彎角計測は、第１腰椎椎体上縁と第５腰椎椎体下縁から引いた線で Cobb 法を用いて実施した。腹部前後長は第３腰椎上縁前方から腹部前面までの距離を計測した。

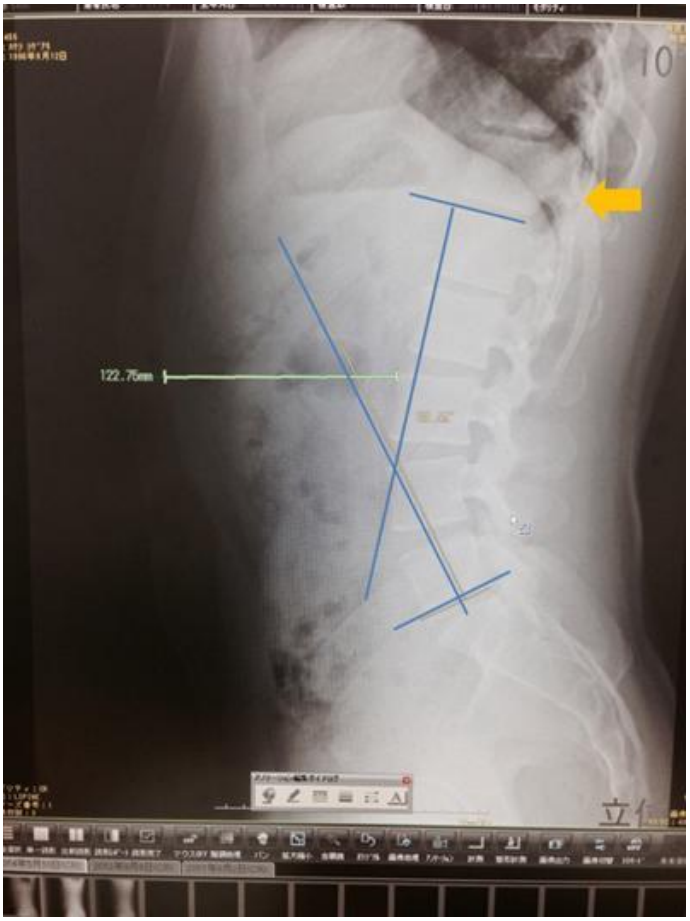

図４　X 線画像による腰椎前彎角と腹部前後長計測

Ⅳ．統計処理

全ての測定データは Shapiro-Wilk（解析ソフト IBM SPSS Statistics 19）を用いて正規性を確認した。反復測定一元配置分散分析を用い等分散性が確認できた腰椎前彎角の群間比較は、Bonferoni にて多重比較検定を用いて実施した（$P<0.0167$）。正規性を確認できなかった腹部前後長や等分散性を確認できなかったヘッドスピードの群間比較は、ノン

パラメトリック検定の Friedman を用い有意差を確認し、有意差を確認した後に Wilcoxon 符号付き順位検定にて２群間比較検定を実施した（P < 0.0167）。

【結果】

Ⅰ．テイクバックにおいて、下部体幹筋群活動を変化させた際のヘッドスピード

下部体幹筋群活動を変化させた３条件間での比較において、AC テイクバック時のヘッドスピード（108.7±10.4 km/h）が、AE テイクバック時（100.1±10.4 km/h）や AB テイクバック時（97.2±9.3 km/h）、に比較して有意に増大することが認められた。自由スイング時のヘッドスピードである Control 群（99.3±7.1km/h）と下部体幹筋群活動を変化させた３条件間での比較において、AC テイクバック時のヘッドスピード（108.7±10.4 km/h）のみが有意に増大することが認められた（表１）。

自由スイング時のテイクバックでは、全ての被験者が構えからテイクバックを行う際に吸息していることが呼吸波センサにて確認できた。

下部体幹筋群活動を変化させた３条件間での比較において、全ての被験者が AE テイクバックよりも AC テイクバックの方がスイングをしやすく、AB テイクバックが最もスイングし難いと回答した。

表1　バットスイング時のヘッドスピード　　（n＝12）

AMCP	Bat Head Speed(km/h)
Abdominal Expansion	100.1±10.4
Abdominal Bracing	97.2±9.3 ※
Abdominal Cave-in	108.7±10.4 ※
Control	99.1±7.4

Values are mean±standard deviation(SD).

※ Significant differences (p < 0.00167)

AMCP : Abdominal Muscles' Contraction Pattern

Ⅱ．下部体幹筋群活動時の運動機能的変化

腰椎前彎角は、AE 実施時（37.2±11.9°）が AB 実施時（35.1±11°）や AC 実施時

（32.6±11.4°）と比較して有意に増大することが認められた（P < 0.0167）。また、AC 実施時は AB 実施時と比較して有意に減少することが認められた（P < 0.0167）。（表２）

腹部前後長は、AE 実施時（108.3±18.6mm）が AB 実施時（95.0±17.3mm）や AC 実施時（72.0±17.5mm）と比較して有意に増大することが認められた（P < 0.0167）。また、AC 実施時は AB 実施時と比較して有意に減少することが認められた（P < 0.0167）。（表２）。

表２ X線アライメント （n＝12）

AMCP	Angle of Lumbar Lordosis（°）	Length of Abdomen（mm）
Abdominal Expansion	37.2±11.9	108.3±18.6
Abdominal Bracing	35.1±11	95±17.3
Abdominal Cave-in	32.6±11.4	72±17.5

※ Abdominal Bracing vs Abdominal Cave-in ※ Abdominal Expansion vs Abdominal Cave-in

※ Abdominal Bracing vs Abdominal Cave-in ※ Abdominal Expansion vs Abdominal Cave-in

Values are mean±standard deviation(SD). ※ Significant differences (p < 0.05)

AMCP：Abdominal Muscles' Contraction Pattern

【考察】

ヘッドスピード測定前の自由スイングの際に、被験者全員が構えからテイクバック時に吸息していたことが確認できため、AE テイクバックからスイングしていたことが推察された。しかし、下部体幹筋群活動を変化させた３条件でのヘッドスピード計測後、被験者全員が AE テイクバックよりも AC テイクバックの方がスイングをしやすく、AB テイクバックは最もスイングし難いと回答した。ヘッドスピードにおいては、AC テイクバック時のヘッドスピードが、AE テイクバック時や AB テイクバック時に比較して有意に増大することが認められ、ヘッドスピード変化と被験者のスイング困難感が一致することが明らかとなった。

そこで、ヘッドスピードが変化した要因を検討するために、X 線アライメント計測を実施した。その結果、AC を用いることで腰椎前彎角が最も減少することが確認できた。

下部体幹筋群活動の AB は、安静呼気位で多くの下部体幹筋群を協調的に作用させるが、腹部臓器を下方に押し下げ排便機能様に外肛門括約筋が緩む（Kahle et al. 1993）。そのた

め骨盤底筋群収縮を用いない AB は、腰仙部安定性作用による機能が不足していると考えられている（古山 2008, 桂 2012, Sapsford et al. 2008, Smith et al. 2007, 田尻 2013, 田舎中 2009）。一方、AC は腹横筋と骨盤底筋群を短縮性に収縮させることによって胸腰筋膜を緊張し、腰仙部を安定させる下部体幹筋群活動であるとされている（森ら 2011, Panjabi et al. 1989, Richardson et al. 2002）。X 線アライメント計測や肩外旋筋力発揮時の下部体幹筋活動量の結果から、AC を実施することで体幹部アライメントの改善や腹横筋・内腹斜筋複合部での筋活動量がより増大し（第４章　研究課題１）、それらが腰仙部安定性をより向上させ、身体回旋筋力や肩関節外旋筋力を増大させることが示唆された。

歩行を含むさまざまな身体活動時には、目的とする関節運動が起こる直前から関節運動を制動するための筋活動が生じる（Gotz-Neumann 2008）。目的とする関節運動を起こす前の関節運動が静止した状態では、主働筋の等尺性収縮で筋腱複合体のストレッチショートニングサイクル（以下、SSC とする）が生じることとなる（福永 2007, 2009）。バットスイングにおけるテイクバックもスイング開始に必要な事前動作であるため、構えからテイクバックを行うことで、テイクバック側（以下、後方とする）の股関節屈曲－内転－内旋、肩甲骨内転と肩関節外転―外旋、およびスイング側（以下、前方とする）の肩甲骨外転と肩関節内転―内旋を制動する筋群が SSC の活用と共に作用することになる（Kahle et al. 1993)。後方股関節外転－外旋活動による骨盤回転からのスイング開始は、前方下肢の支えにより前方股関節内旋・内転・屈曲での骨盤回転運動を起こし（川村 2014, 宮下 2007, 2012 ）、他動的な体幹後方回旋がさらに生じることとなる。AC による下部体幹筋活動が、腰仙部安定性を獲得した中で上部体幹回旋可動域を増大し（第４章　研究課題１）、それが骨盤回転によるスイング時の上部体幹回旋筋群 SSC 増大に続いたと考えられ、AC 実施時の回旋筋力増大とあわせて（第４章　研究課題１）、上部体幹回転運動を加速させるものと推察した。その後、前方肩甲骨外転位から内転筋群 SSC による内転運動や前方肩関節内転―内旋位から外転・外旋筋群 SSC による外転・外旋運動が、AC 実施時の前方肩関節外旋筋力増大とあわせて生じ（第４章　研究課題１）、肘関節から手関節、バットへと上行性の運動連鎖（Kinetic Chain, Kinematic Sequence）によって（鈴木と北川 2010, 2013, Tinmark et al. 2010, 山岸と小田 2013）、ヘッドスピード増大を生じさせると推察された。

片脚起立では、AC を用いることで骨盤回旋方向も支持脚後外側に移動する（中尾ら

2011a, 2011b, 2012）。AC を用いることで、テイクバックでは後方股関節の屈曲－内転－内旋運動が誘導されるため、スイング動作開始で股関節外旋や外転が生じやすくなることも考えた。AE や AB 実施時の片脚起立では、足部荷重中心位置（重心位置）が支持足前内側（母趾球側）位、骨盤回旋方向が挙上下肢側となる（中尾ら 2011a, 2011b, 2012）。このことから、AE や AB 実施時のテイクバックでは、股関節の屈曲・内転・内旋が誘導され難く、後方股関節外旋や外転作用が不十分となることも推察された。

AE 実施中のテイクバック動作は吸気状態であり、下部体幹筋群は作用せず、テイクバックからスイングに移行する際に初めて下部体幹筋群が作用することや、AE や AB で上部体幹可動性が低下する（第４章　研究課題１）。AE や AB を用いたスイングの際、胸郭の可動性低下と腰仙部の安定性低下が、スイング時のヘッドスピードを AC に比較して低下させると考えた。

畠中と菅谷（2000）は、ゴルフスイングの Forward swing 時に後方大殿筋や脊柱起立筋が作用することや、それにより後方仙腸関節に異常をきたす可能性を指摘している。したがって、スイング前のテイクバックから仙腸関節を保護し、股関節外旋や体幹回旋 SSC を効果的に作用させるためにも、AC による下部体幹筋群や骨盤底筋群、多裂筋の作用によって腰仙部安定性を獲得し、胸郭や股関節の可動性を引き出しておくことは不可欠となる。

以上のことから、テイクバック時に AC で腰仙部安定性を向上させることが、スイング時のヘッドスピード増大につながると考える。ただし、テイクバック時に AC を用いることが、全ての選手に適用するとは断定できない。しかし、今回の症例同様にテイクバック時の呼吸様式を意識したことの無い選手や、吸気でテイクバックした方が良いと認識している選手、および無意識に吸気でテイクバックをしている選手に対しては、テイクバック時に息を吐くことを実践させたり（立松ら 2009）、呼気抵抗を用いた腹横筋収縮運動を日常生活から取り入れさせたりし（中尾 2013）、意識を改めながらスイング時の効果を実感させる働きがけが必要であることが推察された。

第６章　総合考察

日常生活およびスポーツ活動時には、体幹を１つの剛体として固定し、上肢および下肢の運動を実施しているように見受けられる。しかし、Richardson & Jull（1997）は、体幹を安定させるためには、まず下部体幹群の協調的活動で腰仙部を安定させることが重要と報告している。そして、その下部体幹筋群の協調的な活動が引き出せれば、腰仙部および骨盤から起始を持つ筋群の活動によって、効果的な関節運動を導くことができ、腰仙部傷害の予防につながるとしている。しかし、どのような下部体幹筋群活動を用いれば腰仙部安定性が向上し、より安全で効果的な日常生活およびスポーツを実施できるのかは明らかにされていない。

そこで本研究では、複数の下部体幹筋群活動による腰仙部安定性の比較検討を行うと共に、それらの下部体幹筋群活動と身体運動パフォーマンスの関係を明らかにするために、以下に挙げる課題を設定し研究を実施した。

本章では、本研究から得られた知見をもとに、下部体幹筋群活動による腰仙部安定性と身体運動パフォーマンスについて総合的に考察を行う。

研究課題１．下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響

下部体幹筋群活動と下部体幹アライメントや身体機能、および筋力発揮時の筋活動との関係

研究課題２．下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響

２－１　下部体幹筋群活動と歩行との関係

２－２　下部体幹筋群活動と投動作との関係

２－３　下部体幹筋群活動とバットスイングとの関係

第１節　下部体幹筋群活動が腰仙部安定性に及ぼす影響

第４章の研究課題１では、上下肢および体幹の運動を実施する際に、これまでに報告されている下部体幹筋群の活動方法の Abdominal Bracing（以下、AB とする）と Abdominal Cave-in（以下、AC とする）のどちらを用いた方が、腰仙部安定性が向上するかを明らかにするために、下部体幹筋群活動を変化させ上下肢に力を入れた際の筋活動量や身体機能（関節可動域や筋力）、および下部体幹アライメントの比較検討を行った。

AB 実施時には、上下肢および体幹の筋力が増大し、下部体幹筋群や周囲筋の活動量も増大すると予測した。例えば、大胸筋の筋力増強や筋肥大を目的としたベンチプレスでは、上肢を屈曲してバーベルを胸に近づける際に、筋を伸張させるために息を吸うことが基本とされている。また、臀筋やハムストリングスの筋力増強を目的としたスクワットにおいても、下肢を曲げて身体を下げる際に、息を吸うことが基本とされている。ベンチプレスやスクワットにおいて、最大吸気位では力が入れ難いため、上下肢屈曲位からバーベルを上げる時には一度最大吸気位から息を吐き出し、AB で下部体幹筋群を活動させてから挙上していると考えられる。しかし、結果的には AB 実施時よりも AC 実施時の方が、肩関節外旋時の筋力増大と共に腹横筋・内腹斜筋部位の筋活動量が増大することや、立位体幹伸展時の筋力増大と共に大殿筋の活動量が増大することが明らかとなった。さらに、肩関節や股関節、および膝関節や体幹などの全体的な関節可動域や筋力においても、AB 実施時よりも AC 実施時に増大することが明らかとなった。X 線画像からは AC 実施時の腰椎前彎角と腹部前後長が減少することや、超音波画像診断装置からは腹横筋と内腹斜筋が短縮性に収縮することが明らかとなった。

AB は、呼息せず安静呼気時の腹部周囲径は変化しないため、AC に比較して肺内残気量が多い呼吸停止状態となる。一方、AC は肺内残気量が少ないことから、胸郭可動性を向上させる。そのため、AC 実施時の下部体幹筋群活動による下部肋骨の固定と、胸郭全体の可動性増大が、肩関節屈曲時の肩甲骨後傾や肩関節外旋可動域、および体幹回旋可動域を増大させると考えられた。また、AC 実施時には骨盤底筋群の活動が誘発される。その骨盤底筋群の活動によって、腰仙部安定性がより増大することとなる。そのため、AC 実施の腰仙部安定性向上が、腰仙部に起始を持つ筋群の活動によって、上下肢および体幹運動時の筋力を増大させると考えられた。

以上のことから、上下肢および体幹運動時に AC を用いることによって、腰仙部安定性

が向上することが示唆された。

第２節　下部体幹筋群活動が身体運動パフォーマンスに及ぼす影響

Abdominal Cave-in（以下、AC とする）によって腰仙部安定性と、上下肢および体幹の関節可動域や筋力が増大することが第４章で明らかになったことを踏まえて、身体運動パフォーマンスはACを用いることによって向上すると予測した。そこで、日常生活活動の基本動作である歩行、スポーツ動作の投動作やバッティング動作と下部体幹筋群活動との関係について第５章で比較検討を行った。

歩行時には、接地時の地面反力をきっかけにして、骨盤を支持側に回転させ、反対下肢の振り出しや同側上肢の振りおろし運動を導くこととなる。そのため、腰仙部を安定させて、上部体幹を骨盤と逆方向に回旋させることが不可欠となる。また、歩行スピードの増大に伴って、骨盤の回旋角度は直線的に増大するとされている。したがって、腰仙部の安定性と胸郭、胸椎の回旋可動域の獲得が必須となる。AC が体幹回旋可動域や筋力、股関節屈伸可動域や筋力を増大させることが第４章で明らかにされているため、AC 実施時の歩行では歩幅が増大すると考えた。そこで、これまでに報告されている下部体幹筋群の活動方法と「安静呼吸」で、一定距離の歩数を比較検討した。その結果、一定距離の歩数減少から、AC 実施時の歩幅が自然呼吸時の歩幅に比較して増大することが明らかとなった。AC の利用で大殿筋収縮のタイミングが適切化することも、歩行時の歩幅を増大させることの要因になったと考えられた。

これまでのトレーニング指導の中で、投球でのワインドアップ時やバットスイングでのテイクバック時の呼吸については、「息を吸いながら実施し、力を入れて踏み込んでいる」と言う選手や指導者からの回答が多かった。つまり、息を吸ってから下部体幹筋群を活動させる Abdominal Expansion（以下、AE とする）をワインドアップ時やテイクバック時に実施していることから、投動作やバッティング動作においてはAE を用いた方が、パフォーマンスが向上するのではないかと予測した。そこで、３つの下部体幹筋群活動の内、どれが効果的な投動作につながる片脚起立アライメントやバットスイングにつながるのかの比較検討を行った。その結果、AC を用いることによって、片脚起立 SLR からの体幹後傾とクロスステップ距離が軽減することや、バットスイング時のヘッドスピードが増大す

ることが明らかとなった。

片脚起立での AE 利用によって、足圧中心が前内側に変位することや、骨盤が挙上側に向くことが明らかになっている。AE 実施時の片脚起立では、AC 実施時の片脚起立に比較して、体幹の後外側への傾きと支持脚の前内側への傾きが生じる。したがって、その姿勢制御による片脚起立が、支持側股関節の前内側軟部組織をより伸張させると考えられた。その片脚起立から骨盤を挙上側へ回旋させると、早期より支持側股関節の前内側軟部組織が緊張する。そのことが骨盤の回旋運動を制限し、クロスステップ量の増大につながると考えられた。

バットスイングにおいては、スイング開始後の前方下肢の支えによって、骨盤回転運動が追加される。その後、AC によって高められた腰仙部安定性が上部体幹の前方回旋 SSC（Stretch Shortening Cycle）を引き起こし、スイングスピード増大につながると考えられた。

以上のことから、身体運動時に AC を用いることによって、身体運動パフォーマンスが向上することが示唆された。

第３節　今後の課題

本研究の対象者は、健常者であった。健常者が Abdominal Cave-in（以下、AC とする）を用いることによって、腰仙部安定性や身体機能、および身体運動パフォーマンスが向上することが明らかとなった。しかし、腰痛罹患者においては、腹横筋の機能低下が指摘されているため、腹横筋のみの収縮である Abdominal Hollowing（以下、AH とする）の実施が治療場面で利用される。しかし、AH は腹横筋を他の下部体幹筋群と独立して収縮させる方法であるため、指導する側と指導を受ける側にとって腹横筋のみの収縮を感じ、AH を実施することは容易ではない。また、上下肢の運動を伴う運動時には、他の下部体幹筋が作用することもあり、本研究で用いる下部体幹筋群活動から AH を削除した。一方、腹横筋単独の収縮を意図的に実施できることは、身体機能的に優れているとも考えられるころから、今後は容易に AH を実施できる具体的な方法や、AH を用いたトレーニングによる身体機能および身体運動変化を明らかにする必要があると考える。

本研究では、下部体幹筋群活動による身体運動への影響を明らかにするために、二次元

解析装置による関節運動の評価方法を用いた。今後は、三次元動作解析装置や床反力計などから下部体幹筋群活動の身体運動への効果を明らかにしたり、筋活動と腹部周囲径変化を同時に測定できる機器を開発したりすることによって、さまざまなスポーツ動作中の下部体幹筋群活動を判断する必要があると考える。

腰椎滑り症など腰椎アライメントが崩れている症例などに対しては、AC を用いて運動を実施しても、腰仙部痛の軽減につながらなかった場面もあった。腰椎滑り症など腰椎アライメントが崩れている症例に対し、どのような下部体幹筋群活動を用いて腰仙部の安定性を獲得するべきかを明らかにする必要がある。今後は、腰部およびその他の部位に傷害を有する者に対し、さまざまな日常生活やスポーツ活動をより安全で効果的に実施できる方法を、さまざまな要因とあわせて総合的に検討する必要があると考える。

第７章　総括

日常生活およびスポーツ活動を安全で効果的に実施するためには、下部体幹筋群の協調的活動で腰仙部安定性を獲得しておくことが重要となる。しかし、どのような下部体幹筋群活動を用いれば腰仙部安定性が向上し、より安全で効果的な日常生活およびスポーツを実施できるのかは明らかにされていない。そこで本論文では、複数の下部体幹筋群活動による腰仙部安定性の比較検討を行うと共に、それらの下部体幹筋群活動と身体運動パフォーマンスの関係を明らかにするために検討を行った。

はじめに、上下肢および体幹の運動を実施する際に、これまでに報告されている下部体幹筋群の活動方法である Abdominal Bracing（以下、AB とする）と Abdominal Cave-in（以下、AC とする）のどちらを用いた方が、腰仙部安定性が向上するかを明らかにするために、下部体幹筋群活動を変化させ上下肢に力を入れた際の筋活動量、超音波画像診断装置や X 線による下部体幹アライメント、および関節可動域や筋力の比較検討を行った。その結果、AB 実施時に比較して AC 実施時の方が、肩関節外旋時の筋力増大と共に腹横筋・内腹斜筋部位の筋活動量が増大することや、立位体幹伸展時の筋力増大と共に大殿筋の活動量が増大することが明らかとなった。さらに、肩関節や股関節、および膝関節や体幹などの全体的な関節可動域や筋力においても、AC 実施時の方が増大し、腰部前彎角や腹部前後長は AC 実施時の方が減少することが明らかとなった。

AB は、呼息せず安静呼気時の腹部周囲径は変化しないため、AC に比較して肺内残気量が多い呼吸停止状態となる。一方、AC は肺内残気量が少ないことから、胸郭可動性を向上させる。そのため、AC 実施時の下部体幹筋群活動による下部肋骨の固定と、胸郭全体の可動性増大が、肩関節屈曲時の肩甲骨後傾や肩関節外旋可動域、および体幹回旋可動域を増大させると考えられた。また、AC 実施時には骨盤底筋群の活動が誘発される。その骨盤底筋群の活動によって、腰仙部安定性がより増大することとなる。そのため、AC 実施の腰仙部安定性向上が、腰仙部に起始を持つ筋群の活動によって、上下肢および体幹運動時の筋力を増大させると考えられた。

以上のことから、上下肢および体幹運動時に AC を用いることによって、腰仙部安定性が向上することが示唆された。

次に、AC によって腰仙部安定性と、上下肢および体幹の関節可動域や筋力が増大する

ことが明らかになったことを踏まえ、身体運動パフォーマンスはACを用いることによって向上すると予測した。そこで、日常生活活動での基本動作である歩行、スポーツ動作の投動作やバッティング動作と下部体幹筋群活動との関係について比較検討を行った。その結果、下部体幹筋群の活動方法の中で、AC を用いることによって歩行時の歩幅が最も増大することや、片脚起立からのクロスステップ距離が軽減すること、およびバットスイング時のヘッドスピードが増大することが明らかとなった。

歩行時には、接地時の地面反力をきっかけに骨盤を支持側に回転させて、反対側下肢の振り出しや同側上肢の振りおろし運動を導くこととなる。AC を用いることで、体幹の回旋可動域と筋力が増大することや、股関節屈伸の関節可動域と筋力が増大すること、およびACの利用で大殿筋収縮のタイミングが適切化することが、歩行時の歩幅増大につながると考えられた。

Abdominal Expansion（AE）実施時の片脚起立では、体幹の後外側への傾きと支持脚の前内側への傾きが生じる。したがって、その姿勢制御による片脚起立が、支持側股関節の前内側軟部組織をより伸張させると考えられた。その片脚起立から骨盤を挙上側へ回旋させると、早期より支持側股関節の前内側軟部組織が緊張し、それが骨盤の回旋運動を制限し、クロスステップ量増大につながると考えられた。

バットスイング時には、スイング始動後の前方下肢支持によって骨盤の前方回転運動が追加され、AC によって高められた腰仙部安定性が体幹筋群のより大きな回旋 Stretch Shortening Cycle（以下、SSC とする）を引き起こしたと考える。その体幹SSCにより引き出される上部体幹の前方回旋が、その後の肩甲胸郭関節や肩関節、肘関節や手関節でのSSCを誘発し、ヘッドスピードを増大させると考えられた。

以上のことから、身体運動時にACを用いることによって、身体運動パフォーマンスが向上することが示唆された。

結論

本論文では、複数の下部体幹筋群活動による腰仙部安定性の比較検討を行うと共に、それらの下部体幹筋群活動と身体運動パフォーマンスの関係性について検討した。その検討結果から、以下の知見が得られた。

研究課題１：上下肢および体幹の運動を実施する際に、これまでに報告されている下部体幹筋群の活動方法である Abdominal Bracing と Abdominal Cave-in のどちらを用いた方が、腰仙部安定性が向上するかを明らかにするために、下部体幹筋群活動を変化させ上下肢に力を入れた際の筋群活動量、超音波画像診断装置や X 線による下部体幹アライメント、および関節可動域や筋力の比較検討を行った。その結果、上下肢および体幹の運動を実施する際に、下部体幹筋群活動の Abdominal Cave-in を用いることによって、腰仙部安定性が向上することが明らかとなった。その結論を裏付ける結果について、以下に記す。

Abdominal Cave-in を用いることによって、腹横筋や内腹斜筋が短縮性に活動することや、腰椎前彎角と腹部前後長が減少する。

Abdominal Cave-in を用いることによって、上下肢や体幹の関節可動域や筋力が増大する。

Abdominal Cave-in を用いることによって、肩関節外旋筋力発揮時の下部体幹筋群の活動量や、立位体幹伸展筋力発揮時の大殿筋の活動量が増大する。

研究課題２： Abdominal Cave-in によって腰仙部安定性と、上下肢および体幹の関節可動域や筋力が増大することが研究課題１で明らかになったことを踏まえて、身体運動パフォーマンスは AC を用いることによって向上すると予測した。そこで、日常生活活動での基本動作である歩行、スポーツ動作の投動作やバッティング動作と下部体幹筋群活動との関係について比較検討を行った。その結果、身体活動時に下部体幹筋群活動の Abdominal Cave-in を用いることによって、効率的な運動を実践できることが明らかとなった。その結論を裏付ける結果について、以下に記す。

Abdominal Cave-in を歩行時に用いることによって、歩幅が増大する。

ワインドアップでAbdominal Cave-inを用いると、体幹後傾とクロスステップ距離が減少することが推察された。

バットスイング時のテイクバックでAbdominal Cave-inを用いることによって、ヘッドスピードが増大する。

まとめ

以上のことから、Abdominal Cave-inを用いることによって腰仙部安定性と身体運動パフォーマンスが向上することが明らかとなった。

謝　辞

本研究は、神戸大学大学院人間発達環境学研究科の岡田修一教授のご指導のもとに行われました。

岡田先生には本論文の各章の関係や文章の流れを整えて構成することの重要性について、基本的なことから何度も何度もご指導を頂戴して、ご迷惑をおかけしてきました。本当に心より感謝申し上げます。

また、本論文の作成にあたり、神戸大学大学院人間発達環境学研究科の河辺章子教授、前田正登教授ならびに近藤徳彦教授、平川和文教授（現、京都学園大学健康医療学部健康スポーツ学科教授）には、ご多忙中にも関わらずご指導を賜りました。

河辺先生には適切な用語の使い方から表現方法まで、終始懇切丁寧にご指導いただきました。

前田先生には著者の記載方法や参考文献の記載方法、および論文の体裁を成すための基本的な記載方法など、研究者としても心構えをご指導頂きました。

近藤先生からは基礎研究と臨床研究との違いや、研究領域への投稿方法などをご指導頂きました。

本研究の根幹となる論文の所属学会への投稿においては、不採用が続きました。諦めることなく何度もチャレンジでき、その論文を基に研究を進めることができたのも、平川先生の熱い応援があったからこそだと感謝しております。

河辺先生、前田先生、近藤先生、平川先生のご指導のお陰で、本論文を完成することができました。ここに厚くお礼申しあげます。

最後に、博士後期課程入学前より研究の遂行に関して多くの助言を頂戴してきました、健康スポーツ医科学研究所の辻田純三所長、大阪産業大学スポーツ健康学部スポーツ健康学科の大槻伸吾教授、ならびにダイナミックスポーツ医学研究所の大久保 衞所長には、深くお礼を申し上げます。

【参考文献】

Barnett F, Gilleard W: The use of lumbar stabilization techniques during the performance of abdominal strengthening exercise variations, J. Sports. Med. Phys. Fitness, 45(1): 38-43, 2005.

DeLancey JO: Anatomy and biomechanics of genital prolapse. Clin. Obstet. Gynecol., 36(4): 897-909, 1993.

土肥信之：関節可動域テスト，障害の評価, リハビリテーション医学，第３版，社団法人東洋療法学校協会（編），医歯薬出版株式会社，東京，pp. 19-25, 2012.

Donald AN: 嶋田智明，平田総一郎(監訳)，体軸骨格，筋と関節の相互作用，筋骨格系のキネシオロジー,医歯薬出版株式会社，東京, pp.329-370, 2006.

藤井康成，小倉 雅，福田隆一，福田秀文，永濱良太，福永裕子，奥脇 透: スポーツ外傷・障害に対するメディカルチェックの意義 －体育大学生の調査結果を検討して－，臨床スポーツ医学, 20(4): 455-461, 2003.

福永哲夫: スポーツにおける筋腱複合体の働き，理学療法学, 34(4): 146-148, 2007.

福永哲夫: 筋腱複合体 －ここまでわかった筋腱のふるまい－，スポーツメディスン, 21(4): 5-17, 2009.

古山将康: 骨盤底臓器脱の発生メカニズム，日産婦誌, 60(9): 329-335, 2008.

蒲田和芳: あたり動作に影響を与える機能的、体力的要因，スポーツ動作の観察と分析，公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 5 検査・測定と評価，日本体育協会，東京, pp.166-168, 2007.

Gotz-Neumann K: 月城慶一ら(訳), パッセンジャーとロコモーター ー歩行する身体の基本的な見方ー, 歩き方 ーヒトの歩容の生理学ー, 観察による歩行分析, 医学書院, 東京, pp.22-39, 2008.

Grenier SG, McGill SM: Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies, Arch. Phys. Med. Rehabil., 88(1): 54-62, 2007.

長谷川 裕, 戸苅晴彦, 尾縣 貢: トレーニング論Ⅰ, 公認スポーツ指導者養成テキスト共通科目Ⅰ, 日本体育協会, 東京, pp.54-70, 2012.

畑中仁堂: 鼠径部痛症候群のリハビリテーションの有用性 ー股関節インピンジメントが疑われる場合の保存療法ー, スポーツメディスン, 26(1): 17-32, 2014.

畠中拓哉, 菅谷啓之: ゴルファーのリハビリテーションテクニックーゴルファーの腰痛に対する関節運動学的アプローチの治療効果ー, 臨床スポーツ医学, 17(12): 1439-1448, 2000.

Hides JA, Jull GA, Richardson CA: Long-term effect of specific stabilizing exercise for first-episode low back pain, Spine, 26(11): E243-248, 2001.

Hides J, Richardson C, Hodges P: 斎藤昭彦(訳), 局所的な分節コントロール, 腰痛に対するモーターコントロールアプローチ ー腰椎骨盤の安定性のための運動療法, 医学書院, 東京, pp.167-199, 2009.

樋口貴広, 建内宏重: 姿勢制御, 姿勢と歩行 ー協調からひも解くー, 三輪書店, 東京, pp.1-19, 2015.

日野邦彦: 腰部疾患へのアスレティックリハビリテーション, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 7 アスレティックリハビリテーション, 日本体育協会, 東京,

pp.117-132, 2007.

Hirashima M, Yamane K, Nakamura Y, Nakamura Y, Ohtsuki T: Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis, J. Biomech., 41(13): 2874-2883, 2008.

Hislop HJ, Montgomery J: 津山直一, 中村耕三(訳), 徒手筋力テストの原理, 新・徒手筋力検査法, 第８版, 協同医書出版社, 東京, pp.1-13, 2009.

Hodges PW, Pengel LHM, Herbert RD, Gandevia SC: Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging, Muscle Nerve, 27(6): 682-692, 2003.

池澤秀起, 高木稜一, 鈴木俊明: 腹臥位での下肢空間保持が非空間保持側の僧帽筋下部線維の筋活動に与える影響 －肩関節外転角度の変化に着目して－, 理学療法科学, 30(2): 261-264, 2015.

今井 厚, 金井恒治: ウォーミングアップへの体幹エクササイズ導入が傷害予防に及ぼす影響, 日本臨床スポーツ医学会誌, 23(4): 221, 2015.

石川 朗: 運動と呼吸, 標準理学療法学専門分野 運動療法学総論, 第２版, 吉尾雅春(編集), 奈良 勲(監修), 医学書院, 東京, pp.98-110, 2006.

市川 宣恭, 大久保 衛: スポーツ選手の腰痛, 整形外科, 38(8): 1246-1254, 1987.

岩田恵梨子: 女子サッカー選手における膝外傷予防トレーニングとパフォーマンスに関する研究, 早稲田大学大学院スポーツ科学研究科修士論文, 1-80, 2008.

Kageyama M, Sugiyama T, Kanehisa H, Maeda A: Difference between adolescent and collegiate baseball pitchers in the kinematics and kinetics of the lower limbs and

trunk during pitching motion, J. Sports. Sci. Med., 14(2): 246-255, 2015.

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三(訳), 体幹：体壁、胸郭の筋、腹壁, 運動器の系統解剖学, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, pp.38-52, 1993.

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三(訳), 体幹：横隔膜, 運動器の系統解剖学, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, p.53-54, 1993.

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三(訳), 上肢：上腕骨に停止する上肢帯の筋, 運動器の系統解剖学, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, pp.70-72, 1993.

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三(訳), 股関節, 下肢：骨、靭帯、関節, 運動器の系統解剖学, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, pp.99-100, 1993

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 下肢：越智淳三(訳), 下肢帯の筋, 運動器の系統解剖学, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, pp.117-119, 1993.

Kahle VW, Leonhardt H, Platzer W: 越智淳三(訳), 直腸, 消化器, 内臓, 解剖学アトラス, 第 3 版, 文光堂, 東京, p.331, 1993.

柿崎藤泰, 福井 勉: 呼吸運動療法, 呼吸運動療法の理論と技術, 本間生夫(監修), 田中一正, 柿崎藤泰(編集), メジカルビュー社, 東京, pp.114-139, 2003.

金岡恒治: 腰痛椎間板変性と Stability Exercise, 日本臨床スポーツ医学会誌, 17(3): 452-458, 2009.

桂 大輔: 腹圧性尿失禁に対する理学療法の役割と効果 ーなぜ保険診療が認められないのかー, 大阪府理学療法士会会誌, 40: 29-34, 2012.

Kendall HO: 寺沢幸一(訳), 筋力テスト, 筋の機能と検査,日本肢体不自由児協会, 東京, pp.199-239, 1975.

Kenneth CL: Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris, Manual Therapy, 15(1): 61-65, 2009.

川村 卓: 体幹をひねる量がスイング速度の大きな鍵　ースイングと逆方向にひねる力は体幹から生まれるー, これが理想のスイングだ　ースイング大解剖ー, バッティングの科学 ー理想のスイングを極めるー, 洋泉社 MOOK, 東京, pp.36-37, 2014.

川野哲英: アスレティックリハビリテーションの定義, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 7 アスレティックリハビリテーション, 日本体育協会, 東京, pp.2-9, 2007.

小林寛和, 濱野武彦: ラグビー, 競技種目に基づいたリハビリテーションプログラム, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 7 アスレティックリハビリテーション, 日本体育協会, 東京, pp.326-332, 2007.

児玉雄二, 村上成道, 青木啓成: 野球の投球動作における運動連鎖とコアスタビリティトレーニング, 理学療法, 26(10): 1203-1210, 2009.

小柳磨毅, 境 隆弘, 和泉淑子, 佃 文子: 前十字靭帯損傷予防の取り組み, 臨床スポーツ医学, 24(5): 519-528, 2007.

栗山裕司, 山﨑裕司, 坂上 昇: 固定式ベルトを装着したハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性膝伸展筋力の測定 ー異なる座位姿勢間における再現性の検討ー, 高知リハビリテーション学院紀要, 4: 1-6, 2002.

Kreighbaum E, Barthels KM: Throwlike and pushlike movement patterns, BIOMECHANICS －A qualitative approach for studying human movement－, 4th ed., Allyn & Bacon, Boston, pp.335-354, 1996.

黒沢 一, 佐野裕子: 呼吸リハビリテーション, 基礎概念と呼吸介助手技, 学習研究社, 東京, pp.46-51, 2007.

Lafage V, Schwab F, Skalli W, Hawkinson N, Gagey PM, Ondra S, Farcy JP: Standing balance and sagittal plane spinal deformity －Analysis of spinopelvic and gravity line parameters－, Spine, 33(14):1572-1578, 2008.

Lawrence RK, Kernozek TW, Miler EJ, Torry MR, Reuteman P: Influence of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landing in females, Clin. Biomech., 23(6): 806-813, 2008.

Lindholm P, Wylegara J, Pendergast DR, Lundgren CE: Resistive respiratory muscle training improves and maintains endurance swimming performance in divers, Undersea Hyperb. Med., 34(3): 169-180, 2007.

MacWilliams BA, Choi T, Perezous MK, Chao EY, McFarland EG: Characteristic ground-reaction forces in baseball pitching, Am. J. Sports. Med., 26(1): 66-71, 1998.

Marshall P, Murphy B: The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal to rapid limb movement, J. Electromyogr. Kinesiol. 13(5): 477-489, 2003.

McGill S: 吉澤英造ら(訳), 腰痛に対するよりよいリハビリテーションプログラムの作成, 腰部のリハビリテーション, 腰痛 －最新のエビデンスに基づく予防とリハビリテーション－, NAP, 東京, pp.198-203, 2005.

宮下浩二: 投動作に影響を与える機能的、体力的要因, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 5 検査・測定と評価, 日本体育協会, 東京, pp.155-157, 2007.

宮下浩二: 運動連鎖からみた投球動作, 投球動作のバイオメカニクスと運動連鎖, 運動連鎖から見た投球障害, 臨床スポーツ医学, 29(1): 55-60, 2012.

水上俊樹, 藤本将志, 赤松圭介, 早田 荘, 田尻恵乃, 貝尻 望, 大沼俊博, 渡邊裕文, 鈴木俊明: 背臥位での極軽度臀部挙上における骨盤側方移動距離の変化が内・外腹斜筋および腹斜筋群の筋電図積分値に与える影響, 理学療法京都, 39: 100-101, 2010.

茂木奈津子: テニス選手のための下肢障害予防プログラムの作成, 早稲田大学大学院スポーツ医科学研究科リサーチペーパー: 1-66, 2008.

森 奈津子, 池添冬芽, 市橋則明: 体幹運動による腹横筋の筋厚変化 ー上・中・下部線維別検討ー, 体力科学, 60(3): 319-326, 2011.

森原 徹, 松井知之, 高島 誠: 運動連鎖からみた投球動作 ー各期におけるチェックポイントと評価ー, 運動連鎖から考える投球障害, 全日本病院出版会, 東京, pp.30-53, 2014.

Morkov G, Spengler CM. Knopfli-Lenzin C, Stussei C, Boutellier U.: Respiratory muscle training increases cycling endurance without affecting cardiovascular responses to exercise, Eur. J. Appl. Physiol., 85(3-4): 233-239, 2001.

村田厚生: 野球のスイング時のバットのヘッドスピードに及ぼす要因の検討, 人間工学, 34(3): 151-155, 1998.

長浜美智穂, 筒井廣明, 中村信義: 運動連鎖の定義 ー各職種のとらえ方ー, 臨床スポーツ医学, 29(1): 5-12, 2012.

中尾哲也, 辻 信弘: 腰椎分離症・腰椎辷り症, 腰部の外傷・傷害に対する理学療法, 臨床スポーツ医学, 10: 219-223, 1993.

中尾哲也: 腹部「へこませ」運動における体幹筋活動, 関西臨床スポーツ医・科学研究会誌, 9: 57-58, 1999.

中尾哲也: 腹部「へこませ」運動の検討, 大阪府理学療法士会誌, 11: 30-31, 2000.

中尾哲也, 増田研一, 辻 和哉, 牛島詳力, 金井成行, 杉本拓也, 柳田育久, 大久保 衛: 非受傷側下肢運動療法により競技復帰できたと考えられるハムストリングス肉離れの１症例, 関西医療大学紀要, 3: 108-114, 2009.

中尾哲也, 辻 和哉, 増田研一, 金井成行, 杉本拓也, 柳田育久, 辻田純三, 平川和文: 踵荷重体幹コントロール運動と足底部補高により、競技復帰できたと考えられる膝関節前内側部痛を有した陸上競技長距離選手の１症例, 関西医療大学紀要, 4: 86-91, 2010.

中尾哲也, 増田研一, 辻 和哉, 牛島詳力, 金井成行, 柳田育久, 辻田純三, 平川和文: 左踵骨後部滑液包炎を有した陸上競技短距離選手の１症例 －発生機序に着目した理学療法アプローチー, 関西医療大学紀要, 5: 25-31, 2011a.

中尾哲也, 増田研一, 金井成行, 貞方勇祐, 小林大樹, 辻田純三, 平川和文: 片脚起立時における下部体幹筋群収縮様式の違いによる骨盤回旋角度および重心変化, 体力科学, 60(3): 352, 2011b.

中尾哲也, 増田研一, 金井成行, 牛島詳力、辻田純三, 平川和文: 片脚起立安定時骨盤回旋角度計測の妥当性および信頼性, 体力科学, 61(2): 273, 2012.

中尾哲也: 呼吸ひとつでパフォーマンスも変わる, 部活で役立つベースボール＆ソフトボールトレーニングハンドブック －関西医療大学でめざそうスポーツトレーナーへの道

ー, 株式会社ベースボールマガジン社, 東京, pp.10-11, 2013.

中尾哲也, 辻田純三, 山下陽一郎, 増田研一, 金井成行, 平川和文: 下部体幹筋群収縮が運動機能に及ぼす影響, 日本生理人類学会誌, 20(3): 135-145, 2015.

西守 隆, 伊藤 章: 歩行と走行の移動速度変化における骨盤と体幹回旋運動の相互相関分析, 理学療法学, 33(6): 318-323, 2006.

能勢康史: 野球, 競技種目特性に基づいたリハビリテーションプログラミング, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト7 アスレティックリハビリテーション, 日本体育協会, 東京, pp.322-325, 2007.

岡田純一: 筋力トレーニング, コンディショニングの方法と実際, 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 6 予防とコンディショニング, 日本体育協会, 東京, pp. 96-97. 2007.

大久保 衞, 畑　重樹, 土井龍雄: スポーツと腰痛, Current Therapy, 15(5): 110-115, 1997.

大久保 雄, 金岡恒治: バレーボールブロックジャンプ時の体幹筋活動, 日本臨床スポーツ医学会誌, 22(3): 488-496, 2014.

O'Sullivan PB, Phyty GDM, Twomey L: Evaluation of specific stabilization exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis, Spine, 22(24): 2959-2976, 1997.

Panjabi M, Abumi K, Duranceau J: Spinal stability and intersegmental muscle forces, －A biomechanical model－, Spine, 14(2): 194-200, 1989.

Richardson CA, Edmonds PB, Williams NL: Treatment of stress urinary incontinence due to paravaginal fascial defect, Obstet. Gynecol., 57(3): 357-362, 1981.

Richardson CA, Jull GA: 木村哲彦(監訳), 山口 昇ほか(訳), 腰椎の固定性の評価とリハビリテーションの概念, グリーブの最新徒手医学(下巻), エンタプライズ, 東京, pp.241-257, 1997.

Richardson C, Jull G, Toppenberg R, Comerford M: M. Technique for active lumbar stabilization for spinal protection, pilot study, Aust. J. Physiother., 38(2): 105-112, 1992.

Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS, Srorm J: The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics and low back pain, Spine, 27(4): 399-405, 2002.

寒川美奈: スキーにおける予防の取り組み, 臨床スポーツ医学, 28(4): 439-443, 2011.

坂上真弓, 永野康治, 宮川俊平, 福林 徹: 大学女子バスケットボール選手におけるACL損傷因子の解析 ー連続ジャンプ動作の二次元動作解析についてー, 日本臨床スポーツ医学会誌, 15(3): 371-377, 2007.

Sapsford RR, Richardson CA, Maher CF, Hodges PW: Pelvic floor muscle activity in different sitting posture in continent and incontinent women, Arch. Phys. Med. Rehabil., 89(9): 1741-1747, 2008.

Sasaki M, Kurosawa H, Kohzuki M: Effects of inspiratory and expiratory muscle training in normal subjects, J. Jpn. Phys. Ther. Assoc., 8(1): 29-37, 2005.

舟波真一: 運動連鎖の神経メカニズム, 臨床スポーツ医学, 29(1): 13-18, 2012.

Smith MD, Coppieters MW, Hodges PW: Postural response of the pelvic floor and abdominal muscles in women with and without incontinence, Neurourol. Urodyn., 26(3): 377-385, 2007.

Steindler A: Kinesiology of the human body under normal and Pathological conditions, 5th ed., Charles C. Thomas, Illinois, pp.63-64, 1995.

鈴木 岳, 北川雄一: 動作の重要性, ファンクショナルトレーニング ー機能向上と傷害予防のためのパフォーマンストレーニングー, 中村千秋(編集), 文光堂, 東京, pp.2-4, 2010.

鈴木 岳, 北川雄一: ファンクショナルトレーニングの５原則, ファンクショナルトレーニング ー機能向上と傷害予防のためのパフォーマンストレーニングー, 中村千秋(編集), 文光堂, 東京, pp.9-12, 2013.

Suzuki S, Suzuki J, Okubo T: Expiratory muscle fatigue in normal subjects, J. Appl. Physiol., 70(6): 2632-2639, 1991.

Suzuki S, Suzuki J, Ishii T, Akahori T, Okubo T: Relationship of respiratory effort sensation to expiratory muscle fatigue during expiratory threshold loading, Am. Rev. Respir. Dis., 145(2 Pt 1): 461-466, 1992.

Tajiri K, Huo M, Yin K, Fujisawa S, Maruyama H: An approach to assessment of female urinary incontinence risk using the thickness of the transverse abdominal muscle, J. Phys. Ther. Sci., 24: 43-46, 2012.

Tajiri K: Effects of co-conntraction of both transverse abdominal muscle and pelvic floor muscle exercises for stress urinary incontinence, a randomized controlled trial, J. Phys. Ther. Sci., 26(8): 1161-1163, 2014.

田尻后子: 尿失禁女性の骨盤底筋群と腹横筋を用いた体操効果について, 母性衛生, 54(3): 347, 2013.

田尻恵乃, 藤本将志, 赤松圭介, 水上俊樹, 貝尻 望, 早田 荘, 大沼俊裕, 渡邊裕文, 鈴木俊明: 長座位での側方体重移動が両側腹斜筋群・腰背筋群の筋電図積分値に与える影響, 第 49 回近畿理学療法学術大会誌: 62, 2009.

田中一成, 大久保 衞, 辻　信宏: スポーツ医学におけるプライマリケア　ー腰部ー, 臨床スポーツ医学, 12: 235-242, 1995.

田中健一: 大学女子バレーボール選手における腰痛と体幹筋力および下肢柔軟性の関係, 関西臨床スポーツ医・科学研究会誌, 12: 37-39, 2002.

立松典篤, 永井宏達, 紙谷 司, 山田 実, 坪山直生, 玉木 彰: 呼吸機能に影響を及ぼす側腹筋は何か 超音波画像による側腹筋筋厚を用いた検討, 理学療法学, 36, Suppl. 2: 184, 2009.

田舎中真由美: 腹圧性尿失禁の理学療法とコアスタビリティトレーニング, 理学療法, 26(10): 1228-1233, 2009.

Tinmark F, Hellstorm J, Halvosen K, Thorstensson A: Elite golfer's kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots, Sports Biomech., 9(4): 236-244, 2010.

徳久謙太朗, 鶴田佳世, 宇都いずみ：ハンドヘルドダイナモメーターを用いた新しい膝伸展筋力測定方法の臨床的有用性　ー虚弱高齢者を対象とした験者間再現性ー、妥当性、簡便性の検討, 理学療法学, 34(6): 267-272, 2007.

東京都立大学身体適性研究室: 筋力,　日本人の体力標準値, 第３版, 不昧堂出版, 東京, pp.116-131, 1980.

津田清美: WJBL 外傷予防プログラムの作成と効果検証, 早稲田大学大学院スポーツ医科学研究科リサーチペーパー: 1-51, 2008.

浦辺幸夫: スポーツ動作からみたアライメントコントロール, 整形・災害外科, 41: 1237-1247, 1998.

浦辺幸夫, 加藤茂幸, 酒巻幸絵: 前十靭帯予防のリハビリテーション, 臨床スポーツ医学, 19(9): 1027-1033, 2002.

浦辺幸夫: 膝前十靭帯損傷の発生は減少できるのか ー理学療法のとらえかた Part2ー, 文光堂, 東京, pp.294-307, 2003.

浦辺幸夫: 膝関節外傷予防 ートレーニングプログラムの効果ー, 保健の科学, 49(2): 120-128, 2007.

浦辺幸夫, 宮下浩二, 田中浩介, 越田専太郎: 膝前十字靭帯損傷予防プログラムの実施効果, 日本臨床スポーツ医学会誌, 15(2): 270-277, 2007.

Warfel JH: 矢谷令子, 小川恵子(訳), 図説 筋の機能解剖,医学書院, 東京, p65, 1986.

Wylegala JA, Pendergast DR, Gosselin LE, Warkander DE, Lundgren CE.: Respiratory muscle training improves swimming endurance in divers, Eur. J. Appl. Physiol., 99(4): 393-404, 2007.

渡部智恵子: 脊柱機能の改善による腰痛予防効果, 日本スポーツ教育学会, 第 20 回記念国際大会論文集: 269-272, 2001.

山岸茂則, 小田伸午: 運動連鎖をどう捉えるか, 運動連鎖～リンクする身体, 嶋田智明ら,(編集), 文光堂, 東京, pp.1-22, 2013.

山田峰彦: 呼吸器系の基本構造と弾性的性質, 生理学の知識, 呼吸運動療法の理論と技術, 本間生夫(監修), メジカルビュー社, 東京, pp.14-23, 2003.

山下陽一郎, 中尾哲也, 辻田純三: 呼吸と運動のタイミングの違いが身体に与える影響 ーラジオ体操の深呼吸についてー, 体力科学, 62(6): 622, 2013.

吉田　真, 松本　尚, 浮城健吾, 吉田昌弘, 竹田唯史: 北海道フリースタイルモーグル選手を対象とした体力向上のためのトレーニング効果, 北翔大学北方圏生涯スポーツ研究センター年報, 6: 37-40, 2015.