

# 主 論 文

博士論文

安定性の異なる環境で実施したレジスタンストレーニング動作時の  
筋パフォーマンスの変化  
および  
動作開始前後の水平面加速度変化との関連

広島大学大学院保健学研究科心身生活機能制御科学講座  
スポーツリハビリテーション学研究室

博士課程後期 平成 17 年度入学

D053540 越田専太郎

## 本研究で用いた用語の説明

本研究で用いた用語をアルファベット順に記載し、説明を加える。

### APA

anticipatory postural adjustment (予測的姿勢調節) の略語

### アスレティックリハビリテーション

単に元の競技への復帰のための身体運動面のリハビリテーションといった考え方ではなく、心理的な側面や競技者の存在価値を含めた幅広いリハビリテーション<sup>31)</sup>

### 爆発的筋力

筋発揮における「筋力-時間曲線での最大勾配」<sup>63)</sup>

### バランスボール

スイスボール、フィジオボール、エクササイズボールなどと呼ばれる空気が入った塩化樹脂ビニール製のボール。

### バランスディスククッション

空気が入った塩化樹脂ビニール製の円盤

### コンディショニング

スポーツ選手がピークパフォーマンスの発揮に必要な全ての要因をある目的に向かって望ましい状況に整えること<sup>42)</sup>

### 筋パフォーマンス

筋出力、筋パワー出力、運動速度、RFDの測定変数

### 不安定環境レジスタンストレーニング

Instability resistance training の訳語。バランスボールやバランスディスククッションに代表される不安定な環境下で実施するレジスタンストレーニング<sup>5,15)</sup>

### MVC

maximum voluntary contraction (随意性最大筋収縮) の略語

NSCA-CSCS (certified strength & conditioning specialist; 公認ストレングス&コンディショニングスペシャリスト)

全米ストレングス&コンディショニング協会 (National strength and conditioning association) に認定されたストレングスやコンディショニングの専門職

1RM

one repetition maximum (最大挙上重量) の略語

PPS\*

Plyometric power system\*の略語

RFD

rate of force development (=△筋力 / △時間)<sup>1,2,49)</sup> の略語

レジスタンストレーニング

局所あるいは全身の筋群に負荷 (抵抗) を与え、筋力および筋パワーに代表される筋活動力の向上に主眼をおくトレーニング手段の総称<sup>44)</sup>

スポーツパフォーマンス

スポーツ競技場面で発揮されるパフォーマンス、競技能力

TTP

time to peak force の略語 ベンチプレス動作開始後から最大筋出力に到達するまでの時間

## 目次

<b>I 章 研究の背景</b> .....	6
<b>II 章 研究 1 安定性の異なる環境で実施したベンチプレス動作時の上肢筋出力、筋パワー出力、運動速度の比較</b> .....	12
II-1 研究の目的.....	12
II-2 研究の仮説.....	12
II-3 研究方法.....	12
II-3-a 対象.....	12
II-3-b 測定器具.....	12
II-3-c 測定で用いた動作.....	13
II-3-d 本研究で設定した安定性が異なる環境.....	13
II-3-e 1RM の測定.....	14
II-3-f 挙上重量.....	15
II-3-g 測定手順.....	15
II-3-h データ分析.....	15
II-3-i 統計学的解析.....	16
II-4 結果.....	17
II-4-a 研究 1 における測定変数の試行間信頼性.....	17
II-4-b 安定環境と不安定環境における最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度の比較.....	17
II-5 考察.....	17
<b>III 章 研究 2 安定性の異なる環境で実施したベンチプレス動作時の最大筋出力および RFD とシャフトの水平面加速度変化との関連</b> .....	22
III-1 研究の目的.....	22
III-2 研究の仮説.....	22
III-3 研究方法.....	22
III-3-a 対象.....	22

III-3-b	測定器具.....	22
III-3-c	1RM の測定および挙上重量.....	23
III-3-d	測定手順.....	23
III-3-e	データ分析.....	24
III-3-f	3 軸加速度センサの測定値の妥当性.....	27
III-3-g	MYOTEST®と圧電抵抗 3 軸加速度センサの測定値の一致度.....	28
III-3-h	統計学的分析.....	29
III-4	結果.....	29
III-4-a	研究 2 における測定変数の試行間信頼性.....	29
III-4-b	異なる安定環境におけるベンチプレス動作時の筋出力曲線.....	30
III-4-c	異なる安定環境における最大筋出力および RFD の比較.....	31
III-4-d	異なる安定環境におけるシャフト水平面合成加速度の変化.....	32
III-4-e	異なる安定環境におけるベンチプレスの筋出力、RFD とシャフトの水平面加速度変化との相関.....	34
III-5	考察.....	36
 <b>IV 章 本研究の総括</b> .....		<b>39</b>
IV-1	本研究の結論.....	39
IV-2	本研究の臨床的意義.....	39
IV-3	本研究の限界と今後の課題.....	41
 <b>謝辞</b> .....		<b>43</b>
 <b>参考文献</b> .....		<b>44</b>
 <b>副論文となる原著</b> .....		<b>50</b>

## I 章 研究の背景

---

先行研究では陸上競技の投擲種目<sup>71,81)</sup>、格闘技を含むコンタクトスポーツ<sup>8,89)</sup>、非コンタクト系球技種目<sup>33)</sup>など多くのスポーツ競技で上肢筋力、筋パワーと競技力との有意な関連が報告されており、さらに投球速度やスイングなどの競技動作に関連したパフォーマンスとの関連も示されている<sup>22,33,41,72,73)</sup>。また、スポーツ競技における筋出力の発揮時間は比較的短いことから、爆発的に筋力を発揮する能力(爆発的筋力、*explosive strength*)を *rate of force development* (以下、RFD) として表し、スポーツ選手の筋活動力の評価指標として用いることも多い<sup>2,49)</sup>。RFD は筋発揮時の神経単位の発火頻度の特性を反映し<sup>67)</sup>、筋パワー出力に大きく関連すると考えられている<sup>45)</sup>。このことから、RFD はスポーツ選手のスポーツパフォーマンス(競技力)を最もよく表す指標であると考えられる研究者もいる<sup>23)</sup>。このようにスポーツ選手における上肢筋力、筋パワー、RFD の重要性は多くの研究報告から明らかである。そのため、それらの向上を目的としたレジスタンストレーニング(筋力トレーニング)の実施はアスレティックリハビリテーションやコンディショニングにおいて大切な役割を果たすと考えられている<sup>7,24,48,68)</sup>。

しかし、一方ではフラットベンチ上で実施するベンチプレス動作などの、いわゆる伝統的なレジスタンストレーニングにおける筋パフォーマンス向上がスポーツパフォーマンス向上に反映するかについて懐疑的な意見もみられる<sup>16,80)</sup>。例えば先行研究において Mayhew et al.<sup>58)</sup> は、12週間のレジスタンストレーニングによって向上したベンチプレスの筋パワーの増加と砲丸投げの距離は有意に関連しなかったと報告している。これまでにレジスタンストレーニングにおける筋パフォーマンスの向上とスポーツパフォーマンスの向上が必ずしも一致しない理由について、統一した見解は示されていない。

永田<sup>66)</sup> は安定性 (*stability*)、成績 (*performance*)、速応性 (*rapidity*) のそれぞれを軸としたスポーツ動作評価のモデル(図1)を提示し、これらの要因を別々に評価するのではなく総合的に評価する必要があるとし、特にスポーツ競技における安定性の重要性を指摘している。また、山下<sup>88)</sup> は運動と姿勢調節の関係について示し(図2)、運動遂行と姿勢調節との協調の必要性を示した。これらの相互関係は実施する動作の速度によって影響を受け、ゆるやかな運動では重心動揺が知覚され姿勢調節がなされる一方で、素早い運動(運動時間が0.2s-0.3sまでに終了)では運動開始後に生じる重心動揺を予測し、姿勢調節を行った後に運動が遂行されると説明している。このように実行しようとする動作に伴って生じる身体動揺を最小限にするための姿勢調節反応は、予測性姿勢調節(*anticipatory postural adjustment; APA*)と呼ばれている<sup>11,20,39,50)</sup>。例えば、Lee et al.<sup>50)</sup> は上肢の屈曲動作の開始に先んじて大腿二頭筋の筋活動が発現することを報告している。また Hodges et al.<sup>39)</sup> は、素早い肩関節屈曲動作を実施させた際の腹横筋の筋活動を調べた結果、肩関節の筋活動に先んじて腹横筋活動がみられることを報告した。これらの報告は、APA が素早い運動時に重要

な役割を持つことを示している。特にスポーツ場面においては比較的短時間での筋発揮が必要となるため、予測的に姿勢が調節し安定性を得る必要性は高いと考えられる。

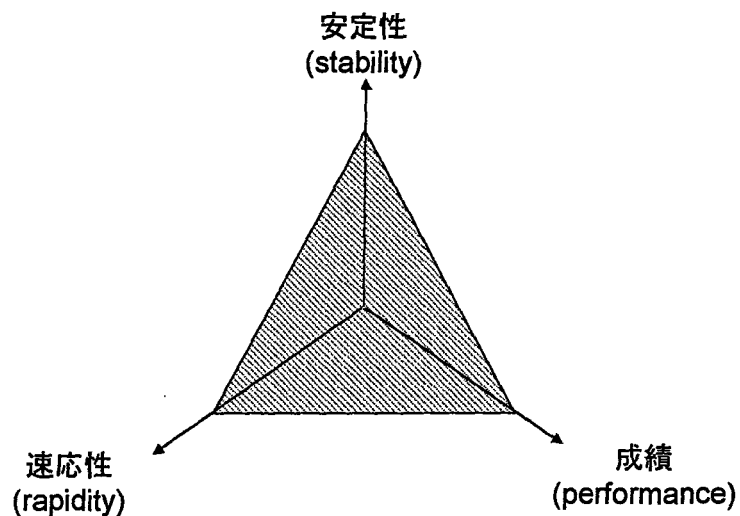


図1 スポーツ動作の評価モデル(永田<sup>66)</sup>を参考に著者改変)

三角形(中央)の面積は、スポーツ動作能力を示している。安定性、適応性、成績という要素を個々に評価するのではなく、積分的な考えから総合的にスポーツ動作を評価することが必要である。

このようにスポーツパフォーマンスの良し悪しや優劣を検討する場合、筋力や筋パワーなどの運動成果を決定する直接的な要因にのみ注目するのではなく、筋パフォーマンスと姿勢調節の相互関係についても注意を向ける必要がある<sup>88)</sup>。アスレティックリハビリテーションにおける競技復帰やコンディショニングにおける競技力向上への取り組みに際しても同様の視点が必要であると考えられる。



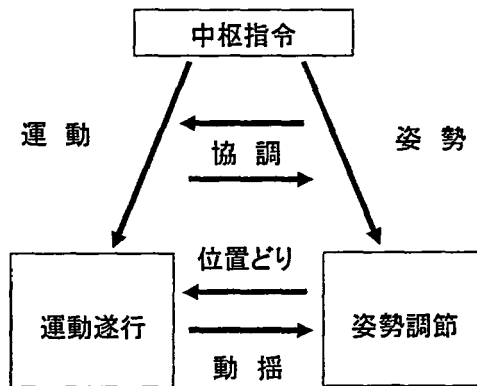


図1 運動と姿勢調節の関係図 (山下<sup>87)</sup>より引用)

ゆるやかな運動では重心動揺を知覚し、姿勢の平衡を安定させる。  
 一方、素早い運動（運動時間<0.3s）では運動開始後に生じる重心  
 動揺を予測し、姿勢調節を行った後に運動を遂行している。

伝統的なレジスタンストレーニング動作では身体の一部を固定して実施する場面が多く、例えばフラットベンチ上や各種ウェイトマシンで行うレジスタンストレーニングは筋力、筋パワーの向上には有効であるが、動作時に自ら姿勢を調節し安定を保つ必要性は小さい（図3）。一方、実際のスポーツ場面ではめまぐるしく変化する周囲の環境に対応しながら高い筋パフォーマンスを発揮する必要があるため、トレーニングにおける特異性の原則を考慮すれば上記のようなレジスタンストレーニングのみではスポーツパフォーマンスの向上を目的とした場合不十分になる。

一方でバランスボールやバランスディスククッションなどの不安定環境で実施するレジスタンストレーニング（instability resistance training<sup>5,15)</sup>；不安定環境レジスタンストレーニング）は、動作時に自ら姿勢を調節し、かつ筋パフォーマンスを発揮することが求められるため、スポーツパフォーマンス向上に対してより機能的なアプローチであるといえる<sup>5,15)</sup>。このトレーニング方法はスポーツ現場のみならず医療機関でのリハビリテーションにおいても広く用いられているが<sup>17, 55)</sup>、その有効性についての科学的エビデンスの蓄積は十分ではない<sup>85)</sup>。



図3 伝統的なレジスタンストレーニング種目の一つであるベンチプレス動作

上肢筋群の代表的なレジスタンストレーニング種目である。ただし体幹はフラットベンチ上であり、自らの力で安定性を保つ必要性は高くない。

不安定環境レジスタンストレーニングは、体幹の安定性を高める目的で実施される場面が多い<sup>5,18,19,55,77,78,79</sup>。先行研究では不安定環境下で起き上がり運動で行われるいわゆる腹筋強化エクササイズを実施した場合、安定した環境と比較して体幹筋活動が増大することが報告されている<sup>14,52,53,54,83</sup>。Vera-Garcia et al.<sup>83</sup> はバランスボールなどの不安定環境下で様々な体幹屈曲運動を実施させた際の腹筋群の筋電図(Electromyogram ;EMG)の波形を記録し、床面などの安定環境で同様の運動を実施した場合と比較した。その結果、安定環境での実施では腹直筋は21%MVC (maximum voluntary contraction; 随意性最大筋収縮)、外腹斜筋は5%MVCのEMG活動を示したのに対して、不安定環境での実施では腹直筋で35%MVC、腹斜筋では10%MVCのEMG活動を示し、固定された床面上での実施と比較して有意に増大したと報告している。また、不安定環境でベンチプレス、スクワットなどの伝統的レジスタンストレーニング動作を実施した際にも体幹筋群のEMG活動は増大することが報告されている<sup>4,13,56,69</sup>。さらに、バランスボールなどの不安定環境で体幹群筋向上を目的としたトレーニングを実施した場合、安定環境と比較してトレーニング効果が有意に高かったことが報告されている<sup>19,78</sup>。

このように体幹筋群の安定性向上を目的としたトレーニングを不安定環境で実施するこ

との有効性が示されている一方、上肢筋力や筋パワーへの有効性については一致した意見はみられない。Cowley et al.<sup>21)</sup> は 20-23 歳のレジスタンストレーニング経験のない女性を対象に 3 週間のチェストプレス動作（ダンベルを用いたベンチプレス動作）を実施させた際のトレーニング効果について安定環境（フラットベンチ）と不安定環境（バランスボール）で比較した。その結果、環境が異なっても最大挙上重量（one repetition maximum ; 1RM）に有意な差は認められず、得られたトレーニング効果（1RM の増加）に有意な差は認められなかったと報告している。しかしながら、この研究はトレーニング経験のない対象に実施したものであるため、スポーツ選手を対象としたアスレティックリハビリテーションやコンディショニングへの不安定環境レジスタンストレーニングの有効性を示すことはできないだろう<sup>28,36)</sup>。

Anderson et al.<sup>3)</sup> は、大学のスポーツ選手を対象に等尺性収縮でのベンチプレス動作時の最大筋出力と EMG 活動を測定し、安定環境（フラットベンチ）と不安定環境（バランスボール）で比較した。その結果、ベンチプレス動作の主働筋である大胸筋、上腕三頭筋の EMG 活動に有意な差は認められなかったが、等尺性最大筋出力は約 60% 低下したことを報告した。この結果から、不安定環境レジスタンストレーニングでは姿勢調節や関節の安定（joint stability）を保つための筋活動が増加し、筋パフォーマンスが低下する可能性を示唆している。

スポーツ選手の最大筋力の向上には 80%1RM 以上の高い重量負荷を用いることが効果的であるとされている<sup>25,36,48,74)</sup>。したがって、先述した筋出力の大幅な低下を示した先行研究から、不安定環境レジスタンストレーニングでは効率的な最大筋力向上が期待できないことが示唆されている。しかし Anderson et al.<sup>3)</sup> の報告を始めとする不安定環境レジスタンストレーニングの先行研究の多くでは、等尺性収縮を基本とした運動課題が用いられている。ほとんどのスポーツ場面では等尺性筋収縮に加え動的な筋発揮が必要とされる。さらに筋力のみならず筋パワーの向上が望まれることが多いことから、それら結果の解釈には注意が必要である。加えて、スポーツ動作の成否には、等尺性筋力よりも動的運動時の筋力、筋パワー（筋出力×運動速度）、がより強く関係していること<sup>65)</sup>、等尺性筋力と筋パワーの関連は高くないことが報告されていることから<sup>9)</sup>、不安定環境レジスタンストレーニングの筋パフォーマンス向上に対する有効性を検討する場合には、等尺性筋収縮による運動課題だけではなく動的な運動課題（dynamic movement）を用いるべきである。

先行研究で示されている不安定環境レジスタンストレーニング動作時の筋パフォーマンス低下には、姿勢調節に対する筋活動の必要性が変化することが関連しているかもしれない。例えば不安定な環境でベンチプレス動作を行った場合には、バーベル挙上開始直前には準備段階として姿勢の安定が必要である<sup>89)</sup>。加えて、バーベルの挙上時には、挙上動作自体によって身体に動揺が生じるため、高い筋パフォーマンスの発揮のためには身体が不安定環境に対応し、効率的に姿勢調節と筋発揮を行う必要がある。Cordo et al.<sup>20)</sup> は安定性の異なる環境での姿勢調節の必要性の変化は、運動と姿勢の両要素に相反的な影響を与える

ことを示唆しており、不安定環境での筋パフォーマンスの向上には、姿勢調節と筋発揮とのコーディネーションの改善が必要であることが推察される。不安定環境レジスタンストレーニングの実施により、筋パフォーマンスと姿勢調節のコーディネーションが高まることが期待されているが<sup>5)</sup>、これまでこのような視点での検討はなされていない。

以上よりスポーツ選手の不安定環境レジスタンストレーニングの有効性を検討するためには、不安定環境での動的な運動時に筋パフォーマンスの変化を検討する必要がある。さらに、不安定環境での筋パフォーマンスと姿勢調節との相互関係が明らかになれば、不安定環境レジスタンストレーニングがスポーツ場面で必要とされる姿勢調節と筋パフォーマンスを改善させる可能性を示すことができる。本研究は以上の研究課題を検討するために実施され、研究1と研究2の二つの実験研究から構成されている。

## II章 研究 1 安定性の異なる環境で実施したベンチプレス動作時の上肢筋出力、筋パワー出力、運動速度の比較

---

### II-1 研究の目的

研究 1 では、フリーウェイトによるベンチプレス動作を用いて、安定環境と不安定環境での筋出力、筋パワー、運動速度を比較することを目的とした。本研究の結果から不安定環境での動的運動を実施した際の筋パフォーマンスの変化を明らかにできると考えた。

### II-2 研究の仮説

等尺性筋収縮による運動では、不安定環境における筋出力の低下が報告されている。さらに、姿勢の安定は筋出力に優先し、姿勢調節に関わる筋活動の増加は主働筋の筋出力を抑制するとされている<sup>20,57)</sup>。つまり、動的なレジスタンストレーニング運動時においても不安定環境下では筋パフォーマンスが抑制される可能性が高い。そこで本研究では、不安定環境では安定環境と比較して最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度が低下するという仮説を設定した。

### II-3 研究方法

#### II-3-a 対象

広島大学体育会柔道部または医学部柔道部に所属する 20 人の男性選手（平均（±SD）年齢 21.3±1.5 歳、身長 167.7±7.7cm、体重 75.9±17.5kg、BMI 26.7±4.4）が本研究に参加した。対象は測定時まで 1 年以上 5 年以下の筋力トレーニングの経験があった。20 人中 14 名は体育会柔道部に所属しており、週 5 日の割合で柔道の練習に参加していた。残り 6 名は医学部柔道部に所属しており、週 2-3 日の割合で練習に参加していた。また、肩関節に反復性肩関節脱臼、肩鎖関節脱臼などの重篤な既往を有する者や、測定当日にベンチプレス動作により上肢に疼痛を訴えた者は対象から除外した。測定前には不安定環境でのベンチプレス動作を十分に練習させ、視覚的に動作が一定であることを確認したうえで測定を実施した。対象にはあらかじめ研究の趣旨、内容、危険性について十分に説明し、参加の同意を得た。なお、本研究は広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号 0613）。

#### II-3-b 測定器具

ベンチプレス動作時の発揮筋出力、筋パワー出力、運動速度はマイクロマシンセンサを内蔵した加速度計（MYOTEST<sup>®</sup>, Myotest SA, Scion, Switzerland）により測定した（図 4）。MYOTEST<sup>®</sup>の加速度計センサは軽量（50 g）であり、動作への影響は無視できるものであったと考えられる。本研究では、バーベルシャフトの長軸の中心に加速度センサを装着した。また、本研究では測定日毎にキャリブレーションを実施し、加速度データにオフセットが



生じていないことを確認した。



図4 加速度計 MYOTEST®

### II-3-c 測定で用いた動作

測定動作として、反動動作を加えないベンチプレス動作を採用した。ベンチプレス動作は背臥位の姿勢でバーベルを鉛直方向に挙上する動作であり、大胸筋、上腕三頭筋、三角筋、前鋸筋など上肢筋群の筋力、筋パワーの向上を目的として実施される多関節動作である。ベンチプレス動作はレジスタンストレーニングの場面ではスクワットなどと並んで代表的なトレーニング動作種目の一つである。対象は本動作に習熟しており、学習効果による測定値の変動は最小限であると考えた。

対象にはまず肘関節完全伸展位をとらせた。続いて、測定者の最初の合図とともにバーベルシャフトを降下させ、胸郭前面上約2-3 cmの位置で短時間(約2s)停止させた後、2回目の合図により最大努力でなるべく速く挙上するように指示した。

バーベルのシャフトの握り幅および足幅は、肩幅よりやや広い程度とした。また、動作中の膝関節屈曲角度は90°程度であった。動作中の呼吸法などの指示は行わなかった。さらに安全面に配慮し、測定時には2人の補助者をバーベルシャフトの左右に位置させた。

### II-3-d 本研究で設定した安定性が異なる環境

本研究では安定環境としてフラットベンチ、不安定な環境として直径55cmのバランスボール(ギムニックプラス55, ギムニック社, 大阪)を用いた。安定環境では動作時に両肩、殿部をフラットベンチから、足部は床面から浮かさないように指示し、不安定環境では上背部にバランスボールを位置させた。また、頭部はバランスボール上に乗せていない状態とし、腰椎部の過度の前弯や股関節の伸展がみられないように確認した。さらに、安定環

境と同じく足部を床面に接地させた状態で行わせた（図 5）。測定時のバランスボールの空気圧はできるだけ一定となるように調節した。なお、安定環境と不安定環境での動作の実施の順序は、ランダムに割り当てた。

### II-3-e 1RM の測定

ベンチプレスの 1RM 測定は、筋出力、筋パワー出力、運動速度の測定前に実施した。対象には 5 回以内の測定で 1RM が得られるように開始重量を選択させた。その後、挙上ができなくなる重量まで 2.5kgf ずつ負荷を増加させ、挙上不可能となった直前の挙上重量を 1RM とした。挙上間の休息は対象が必要なだけ適宜とるように指示した。さらに、挙上時には反動動作を用いないように口頭で指導した。全ての対象は、5 回以内の測定で 1RM を得ることができた。平均（±SD）1RM は 80.0±21.2kgf であった。



図 5 不安定環境（バランスボール）上でのベンチプレス動作測定の様子

図中のマル印（○）は加速度計の位置を示す。シャフト中心に加速度センサを装着し、ベンチプレス動作時の加速度を測定した。不安定環境として直径 55cm のバランスボールを対象の背部に位置させた。測定時に 2 名の補助者を位置させ、安全面に配慮した。

### II-3-f 挙上重量

本研究では 1RM の 50% の重量 (50%1RM) を測定に用いた。ベンチプレス動作において最大筋パワーの発揮は 45%–55% 1RM を用いた際にみられるため<sup>43,64)</sup>、本研究で用いた重量負荷により最大筋パワー向上が期待できる<sup>25,45,48)</sup>。最大筋力向上には 80%1RM 以上の重量負荷が効果的であるとの報告が多いが<sup>25,36,48,74)</sup>、そのような高い重量負荷を用いた場合、転倒に対する不安や恐怖感が増大し、それが測定結果に大きく影響する可能性がある。本研究の対象は 50%1RM の重量であれば大きな動作の逸脱なしに測定動作を実施することができた。本研究での挙上重量の平均値は 39.9±10.6kgf であった。

### II-3-g 測定手順

対象にはウォーミングアップとして、低負荷 (<30%1RM) によるベンチプレス動作を測定直前に実施させた。上肢の柔軟運動については特に指示を与えなかった。ベンチプレス動作は、安定および不安定環境それぞれで 3 セット実施させた。セット間の休息は各対象が疲労状態に合わせて適宜とるように指示した。挙上動作時には、全米ストレングス&コンディショニング協会 (National Strength and Conditioning Association; NSCA) 公認のストレングスコーチ (Certified Strength and Conditioning Specialist; CSCS) がバーベル軌道を観察していた。床面に対して鉛直方向からバーベル挙上軌道が大きく逸脱した場合、測定終了後にバランスを保っていられなかった場合 (約 3s)、測定者の指示に沿った手順でベンチプレス動作が実施されなかった場合などには追加の測定を実施した。

### II-3-h データ分析

ベンチプレス動作時の加速度をサンプリング周波数 2ms にて MYOTEST<sup>®</sup> のデータロガーに取り込んだ後、付属のケーブルにてパーソナルコンピュータ (Dynabook TX570, 東芝, 東京) に転送した。その後、MYOTEST<sup>®</sup> 付属のソフトウェア (Myotest Labo Ver.3.3.1) を用いてベンチプレス動作時の最大筋出力、最大筋パワー出力、運動速度を算出した。

図 6 にベンチプレス動作中の代表的な筋出力、筋パワー出力、運動速度曲線を示した。理論上、筋出力 (F) は加速度 (a) と質量 (m) の積から求められ、運動速度 (V) は加速度の積分値である。また、筋パワー出力 (P) は  $F \times V$  により求めることができる。すなわち、動作の加速度を求めることにより筋出力、筋パワー出力、運動速度の算出が可能である。ただし、本ソフトウェアによる筋出力、筋パワー出力、運動速度の算出式の詳細は製造企業からは明らかにされていない。

さらに、各変数の変化率 (%) を  $(1 - (\text{不安定環境での値} / \text{安定環境での値})) \times 100$  により算出した。この変化率が正の値を示した場合、安定環境と比較して不安定環境での最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度が低下したことを表している。



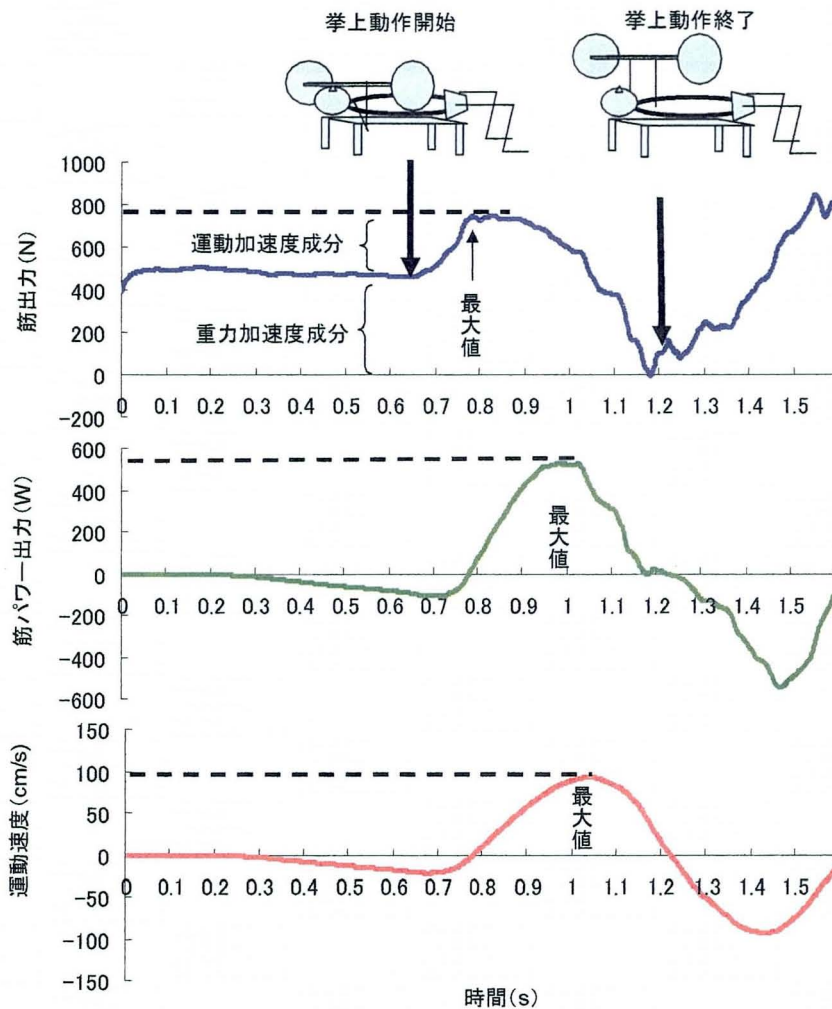


図6 安定環境におけるベンチプレス動作と動作時の典型的な筋出力、筋パワー出力、運動速度曲線

図上は筋出力、図中央は筋パワー出力、図下は運動速度の経時的変化である。図上の左側矢印は挙上動作開始、中央矢印は最大値、右側矢印は挙上動作完了の時点を示している。

### II-3-i 統計学的解析

安定環境と不安定環境でのベンチプレス動作における最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度を比較するために、対応のあるt検定を用いた。しかし、複数の測定変数に対してt検定を繰返す統計方法では、第一の過誤に陥る危険性が高まる<sup>34)</sup>。そのため本研究ではBonferroni補正法を用い、統計学的危険率0.017未満を有意とした<sup>84)</sup>。加えて、級内相関係数(Intraclass Correlation Coefficient; ICC)に安定環境と不安定環境の測定信頼性を評価した<sup>6)</sup>。すべての統計処理にはSPSS 11.5J for Windows (エスピー・エス・エス社、東京)を用いた。

## II-4 結果

### II-4-a 研究1における測定変数の試行間信頼性

研究1において3回試行されたベンチプレス動作間の級内相関係数 ICC (1,3) を表1に示した。0.77—0.99の値を示し、概ね高い信頼性が示された。

表1 研究1で測定した筋パフォーマンスの級内相関係数 (N=20)

安定環境			不安定環境		
筋出力	筋パワー出力	運動速度	筋出力	筋パワー出力	運動速度
0.98	0.93	0.89	0.99	0.86	0.77

### II-4-b 安定環境と不安定環境における最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度の比較

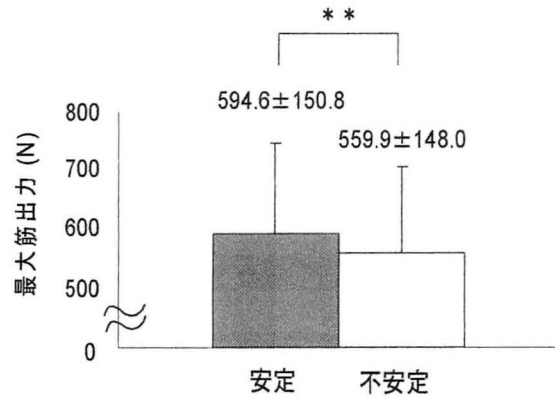
最大筋出力の平均 ( $\pm$ SD) は安定環境で  $594.6 \pm 150.8$ N、不安定環境上では  $559.0 \pm 148.0$ N (図7A)であった。次に、最大筋パワー出力の平均は安定環境で  $416.7 \pm 86.2$ W、不安定環境上では  $370.4 \pm 65.1$ W (図7B)を示した。最後に最大運動速度の平均は、安定環境で  $95.2 \pm 16.7$  cm/s であり、不安定環境上で  $85.8 \pm 13.4$  cm/s (図7C)であった。不安定環境では安定環境に比べて、最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度ともに有意に小さい値を示した ( $p < 0.017$ )。

各測定変数における変化率を図8に示す。発揮筋力では  $5.9 \pm 5.7\%$ 、発揮筋パワーでは  $9.9 \pm 11.5\%$ 、発揮運動速度では  $9.1 \pm 10.0\%$  となった。

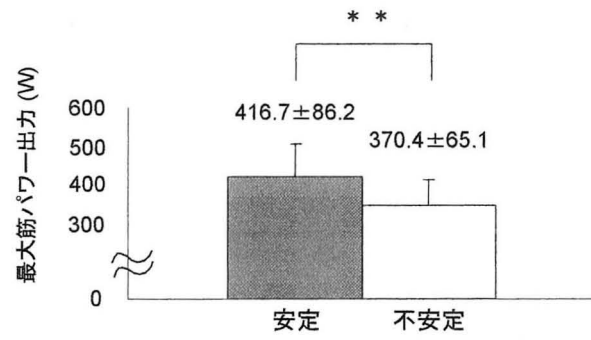
## II-5 考察

ベンチプレス動作時の最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度は安定環境と比較して不安定環境で有意に低い値を示した ( $p < 0.017$ )。等尺性収縮でのチェストプレス動作 (ベンチプレスと同様の動作) を用いた Anderson et al.<sup>3)</sup> の先行研究や安定性の異なる物体に対しての押し動作を課題とした Kornecki et al.<sup>47)</sup> の報告と同様の傾向であった。本研究の結果より、筋収縮の形式に関わらず、不安定環境は筋パフォーマンス (研究1では筋出力、筋パワー出力、運動速度) にマイナスの影響を及ぼすことが示された。

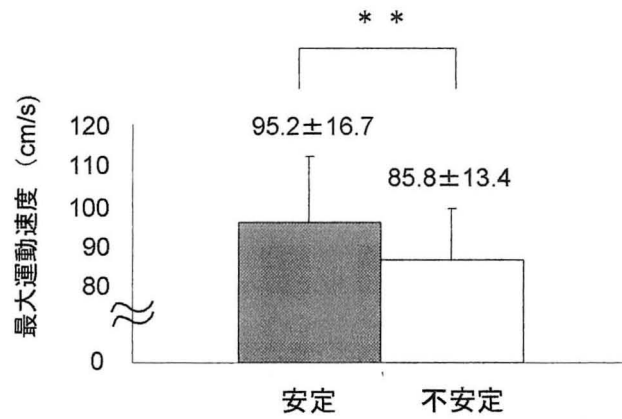
ベンチプレス動作時には、その反作用として同じ大きさで方向が反対の力が体幹や下肢に及ぼされる<sup>30)</sup>。そのため、不安定環境においても高い筋パフォーマンスを得るためには、この反作用に対抗するように体幹の剛性を高める必要があると考えられる。先行研究においては斜腹筋の筋活動増加が報告されているが<sup>47,56)</sup>、これらは体幹の剛性を高めるための反応である可能性がある。これらの機能が低い対象の場合、ベンチプレス動作に伴う反作用に対して対抗することができず、筋パフォーマンスの低下が大きくなったかもしれない。



**A**



**B**

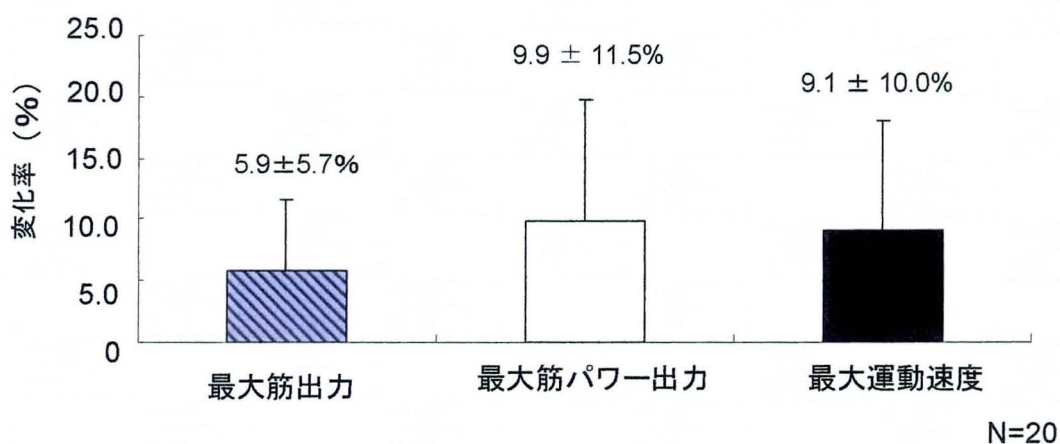


**C**

\*\*  $p < 0.017$

図7 安定環境と不安定環境における最大筋出力 (A)、最大筋パワー出力 (B) および最大運動速度 (C) の比較 (N=20)

黒色の棒グラフは安定環境、白色の棒グラフは不安定環境における筋出力、筋パワー出力、運動速度のデータである。



$$\text{変化率(\%)} = (1 - \text{不安定環境} / \text{安定環境での値}) \times 100$$

図8 不安定環境における筋出力、筋パワー出力、運動速度の変化率

変化率が正の値を示した場合は不安定環境において値が低下したことを示している。本研究では全ての測定変数において不安定環境での値が低下していた。斜線の棒グラフが最大筋出力、白色の棒グラフが最大筋パワー出力、黒色の棒グラフが最大運動速度の変化率である。

不安定環境での運動時には筋の同時収縮 (co-contraction) が増大することが報告されている<sup>26,32,60</sup>。すなわち、本研究においても不安定環境でのベンチプレス動作時には姿勢調節の必要性が高まり同時収縮が増大した結果、拮抗筋の活動が高まったことは十分に考えられる。一例として Norwood et al.<sup>69</sup> は、不安定環境 (バランスボール) 下でのベンチプレス動作を実施させた結果、安定環境と比較して広背筋の活動が増大したことを報告した。このような広背筋活動の増大は、不安定環境による体幹の回旋ストレス増大に対する姿勢調節反応であると考えられるが、一方で広背筋はベンチプレス動作においては拮抗的に作用する。不安定環境でのこのような拮抗筋活動の変化が、結果として筋パフォーマンスの低下につながった可能性もある。

さらに Kornecki et al.<sup>47</sup> は、不安定な物体への押し動作課題時には前腕筋群の EMG 活動増加に伴い筋パフォーマンスが低下したことを報告しており、これは手関節の安定が筋発揮より優先された結果であると述べている。姿勢調節に直接的に関わる筋群に加えて動作時の関節の安定性を保持する目的で関節周囲筋群の同時収縮が増大し、それが筋パフォーマンスの低下に関与したのかもしれない。

筋パフォーマンスが有意な低下を示す一方で、変化率は上述の先行研究と比較して小さかった。先述した Anderson et al.<sup>3</sup> はチェストプレス時の最大等尺性筋力では約 60% 低下したと報告している。また、等尺性の膝伸展では 70%、足関節底屈では 30% の力の低下<sup>13</sup>、スクワット動作では 46% の筋出力の低下<sup>58</sup> がみられたと報告されている。さらに、Kornecki

et al.<sup>47)</sup> は対象に不安定な物体に対して押し動作を行わせた結果、筋出力、筋パワー出力、運動速度がそれぞれ約 30%低下したと報告している。このように先行研究で報告されている不安定環境における筋パフォーマンスの低下率が一致しない理由として、実施した動作のタイプや用いた重量負荷、不安定環境が関係していることが示唆されている<sup>13,15)</sup>。本研究では不安定な環境としてバランスボールを上背部に位置させ、仰向けとした姿勢でのベンチプレス動作を実施させた。これは先行研究での座位での膝伸展運動<sup>13)</sup>、立位でのスクワット動作<sup>59)</sup> に比べ、広い支持基底面が保たれていたと考えられる。それゆえ、本研究では姿勢調節に必要な筋活動が比較的小さかったのかもしれない。また、本研究ではバーベルによるベンチプレス動作を用いたが、Anderson et al.<sup>3)</sup> はダンベルを用いた動作であった。このような動作姿勢に起因する支持基底面や動作に用いた機器の違いが変化率に影響した可能性もある。

本研究では筋出力、筋パワー出力、運動速度を加速度データおよび挙上重量から算出した。上肢の筋出力や筋パワーの測定に加速度計を用いた研究は多くはない<sup>27)</sup>。加速度計による筋パワー、運動速度の測定にはセンサ係数や測定周波数などが影響するため、それらの測定値の算出には注意が必要であろう。先行研究では Thompson et al.<sup>82)</sup> が 30 人の男性被験者を対象に 3 つの測定方法（画像解析、加速度計、ロードセル加速度計）を用いて、スミスマシン（ルールによって挙上軌道が規定されている）でのベンチプレス動作時のパワーを測定している。その結果、加速度計による測定値の再現性は高かったと報告した（ $r=0.99$ ）。さらに、画像解析で得られた平均筋パワー出力が  $286\pm 83\text{W}$  であったのに対して加速度計による値は  $246\pm 70\text{W}$  と有意に低い値を示したが、加速度計による測定値の変動係数は最も小さかった。そのことから加速度計による筋パワー測定の測定誤差は小さく、信頼性は高いとしている。研究 1 では加速度の計測に MYOTEST<sup>®</sup>を用いたが、同機器を用いた筋パフォーマンスの測定は先行研究により報告されている<sup>51)</sup>。また予備的研究（preliminary study）において MYOTEST<sup>®</sup>の高い妥当性が報告されていることや<sup>10,17)</sup>、本研究においても試行間の信頼性を検証した ICC の結果が 0.77–0.98 と良好な値を示していたことから、本実験で得られたデータは信頼できるものであったと考えられる。

さらに本研究では、フリーウェイトを用いたベンチプレス動作を測定動作とした。先行研究で実施されたベンチプレス動作は Plyometric Power System<sup>®</sup>（PPS<sup>®</sup>）をはじめとした機器を用いて測定されている。PPS<sup>®</sup>ではスミスマシンと同様にバーベルシャフトの挙上軌道がルールによって規定されており、シャフトに付属したリニアエンコーダにより挙上速度を直接計測し、筋パワーを算出している<sup>86)</sup>。そのため、動作中に施技者がバーベルシャフトの軌道を自らで安定させる必要がない。McCaw et al.<sup>60)</sup> はフリーウェイトとスミスマシンでのベンチプレス動作を実施させ、大胸筋、上腕三頭筋、三角筋の EMG 活動を比較した。その結果、全ての測定筋群においてフリーウェイトを用いたベンチプレス動作で EMG 活動が高くなり、特に三角筋前部と中央部において有意な増大を示したと報告した。三角筋前部はベンチプレス動作においてはシャフトの頭一脚方向への安定を保つために活動が増加

したと考えられる。実際のスポーツ動作では外部から動きを規定される局面は少なく、動作の安定は自らで保つ必要がある。したがってスポーツ動作を考慮した場合、本研究のようにフリーウェイトを用いる方が上肢筋機能を捉えるうえでより望ましいと考えた。

先行研究で述べられている姿勢調節と筋力発揮の関連を考慮すれば、本研究で明らかとなった不安定環境における筋パフォーマンスの低下には不安定環境での姿勢調節能力が影響していると考えられる。そこで、不安定環境での動作時に生じる身体動揺に対する反応を量的に評価し筋パフォーマンスとの関連を検討することで、不安定環境レジスタンストレーニングにおける姿勢調節と筋パフォーマンスとの相互関係がより明確になると考えた。次章ではこの点について検討を進めるために研究2を実施する。

## III 章 研究 2 安定性の異なる環境で実施したベンチプレス動作時の最大筋出力および RFD とシャフトの水平面加速度変化との関連

### III-1 研究の目的

研究の目的は安定性が異なる環境におけるベンチプレス動作時の筋パフォーマンスを比較し、安定環境と不安定環境間の動作時にみられる水平面での加速度変化が、筋パフォーマンスの変化と関連するかを検討することである。

### III-2 研究の仮説

研究 1 では、不安定環境での動的ベンチプレス動作時の筋パフォーマンスは、安定環境と比較して低下していた。そこで第 1 に、研究 2 においても不安定環境において筋パフォーマンスは低下するという仮説を設定した。また、先行研究において姿勢調節が優先されることで、動作時の筋出力は低下することが示されている<sup>20,57)</sup>。したがって、不安定な環境であっても、姿勢を効率的に調節することができれば筋パフォーマンスの低下を抑制できる可能性がある。そこで第 2 の仮説として、安定環境と比較して不安定環境で水平面での加速度変化が大きい対象ほど、筋パフォーマンスの低下する割合が大きくなると考えた。

### III-3 研究方法

#### III-3-a 対象

対象は広島大学体育会運動部または広島大学医学部運動部に所属する男子学生 27 人（平均（±SD）年齢 20.9±1.6 歳，身長 171.2±4.6cm，体重 79.0±12.8kg，BMI 26.9±3.9）であり、内訳はラグビー選手 5 名、柔道選手 9 名、アメリカンフットボール選手 13 名であった。全ての対象は測定時まで最低 12 ヶ月以上のレジスタンストレーニングの経験（平均 26.0±13.8 ヶ月）を有しており、ベンチプレス運動が含まれたプログラムを実施した経験があった。また対象のうち 6 名は、バランスボール上などの不安定環境で行う運動が通常のレジスタンストレーニングが普通のトレーニングプログラムに含まれていた。対象の除外条件は II 章の研究 1 と同様とした。測定への参加にあたり、対象には研究の趣旨、内容、危険性についてあらかじめ説明し、参加の同意を得た。

#### III-3-b 測定器具

研究 2 におけるベンチプレス動作時の加速度測定には、圧電型 3 軸加速度センサー（MA3-4Ac, マイクロストーン社, 佐久）および 2.4GHz 無線内蔵携帯型加速度データロガー（MVP-RFA3）（図 9）を用いた。加速度センサー（W: 45mm D: 24mm H: 5mm, センサ本体の重量: 4g）の検出範囲は 20m/s<sup>2</sup>、センサー係数は 0.234 であった。同センサーにはアンプが内蔵されており、測定に伴うアーチファクトは最小限に抑えられる。測定日毎にキャリブレーションを実施し、加速度データのオフセットがないことを確認した。先行研究においても



同社製の加速度センサおよびデータロガーは人体計測へ応用されている<sup>38)</sup>。



図9 3軸加速度センサおよび加速度データロガー

### III-3-c 1RMの測定および挙上重量

1RMの測定は研究1と同様の手順で実施した。対象には5回以内の測定で1RM（最大挙上重量）が得られるような重量から開始させ、挙上ができなくなる重量まで2.5kgfずつ負荷を増加させた。挙上不可能となった直前の挙上重量を1RMとした。挙上間の休息は対象が必要なだけ適宜とるように指示した。さらに、反動動作による挙上は行わないように口頭で指導した。研究2での対象の平均1RMは $85.0 \pm 13.4 \text{kgf}$ であった。本研究においても挙上重量は50%1RMに設定したため、平均挙上重量は $42.5 \pm 6.7 \text{kgf}$ であった。

### III-3-d 測定手順

研究2での測定動作および測定手順は、第II章の研究1と同様であった。ただし、研究2では、ベンチプレス動作時に生じる身体の上下方向への沈み込みを最小限にするために、不安定環境として、研究1で用いたバランスボールの代わりに直径33cmのバランスディスククッション（バランスディスク DK380, Aeromat, San Jose, USA）2枚を用い、対象の上背部および骨盤とフラットベンチの間に位置させた。バランスディスククッション内の空気圧はマイター社製ボール専用圧力計により測定し、測定時の空気圧は約1.4psi ( $984 \text{kgf/m}^2$ )であったことを確認した。また下半身の影響を取り除くため、バーベル挙上時にはフラットベンチ上に足底を乗せた状態を保たせた（図10）。



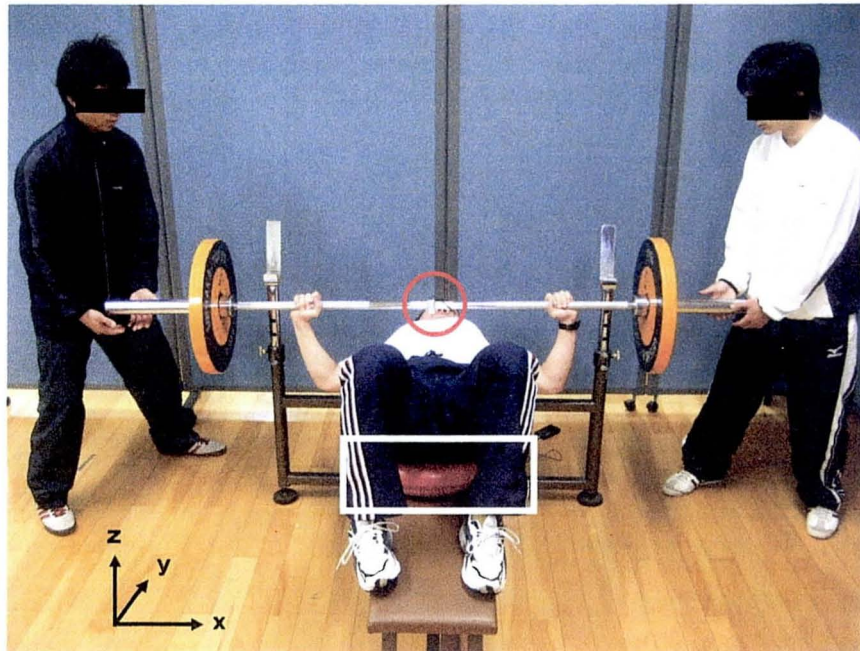


図 10 不安定環境における測定の様子

不安定環境として2枚のバランスディスククッションを各々上背部と骨盤に位置させた。図中のマル印 (○) は加速度センサの設置位置、四角印 (□) はバランスディスククッションの位置を示している。下肢による影響を最小限とするため、足部はベンチ上に位置させた。また 図中の矢印は加速度計の測定軸を表しており、z 軸がバーベルシャフトの挙上方向である。

### III-3-e データ分析

ベンチプレス動作時の加速度データ (測定周波数 5ms) は、Blue tooth USB アダプタ (HNT-UB03, Hagiwara sys-com Co., LTD, 名古屋) を通して、リアルタイムでコンピュータに取り込み、データ収集ソフトウェア (Motion Recorder Ver. 2.4.3, マイクロストーン社, 佐久) によりスクリーン上に表示させた。同ソフトウェアにより加速度データをテキストファイル形式に変換した後、Chart Ver.5.0 for Windows (ADInstruments Pty Ltd, Castle Hill, Australia) により 15Hz で高域遮断のフィルタ処理を行った。その後、表計算ソフトウェア Microsoft Office® Excel 2003 (Microsoft, USA) 上で作成した計算式により、筋出力 (F) および爆発的筋力を示す指標として rate of force development (RFD) を算出した。

本研究で得られたベンチプレス動作時の代表的な筋出力—時間曲線を図 11 に示す。筋出力 (F) は、 $F = \text{質量} (m) \times \text{加速度} (a)$  のニュートン第2運動法則に則り、ベンチプレス動作時に得られた運動加速度に重力加速度を考慮し、

$$F = m \times (g + \text{運動加速度}) \quad g \text{ は重力加速度}$$

の式を用いて算出した。分析には動作中の最大筋出力を用いた。

一般に、RFD は動作開始から最大値発揮までの筋出力増大率を示す直線の傾きであり、 $RFD = \Delta \text{筋力} / \Delta \text{時間}$  で表される<sup>1,2,49)</sup>。本研究では最大筋出力から重力加速度と挙上重量との積を差し引いた値を、動作開始から最大値到達までの時間 (time to peak force; TTP) で除した値を RFD とした。RFD の算出式を以下に示す。本研究では RFD を、

$$RFD \text{ (N/s)} = [(\text{最大筋出力} - (g \times \text{挙上重量の筋出力})) / TTP] \quad g \text{ は重力加速度}$$

により求めた。

研究 1 では筋パワー出力、運動速度も求めたが、加速度の生波形のフィルタリング周波数や加速度センサのセンサ係数などの多くの要因が計算結果に影響するため、測定結果が妥当ではない可能性が考えられた。そこで本研究では筋パワー出力と運動速度は求めなかった。ただし、先行研究では RFD は筋パワーを説明する重要な要因となることが知られている<sup>45)</sup>。また研究 1 と同様に、各変数の変化率 (%) を  $(1 - (\text{不安定環境での値} / \text{安定環境での値})) \times 100$  により算出した。なお本研究では、ベンチプレス動作の挙上方向 (すなわち鉛直方向) を Z 軸、Z 軸と垂直に交わる xy 平面を水平面と定義した (図 10)。

図 12 はバーベルシャフトの長軸中央に設置した加速度センサに生じる水平面合成加速度の軌跡と軌跡長の算出方法を示している。水平面の合成加速度の各点  $(x_i, y_i)$  と  $(x_{i+1}, y_{i+1})$  間の距離、単位軌跡長  $S_i$  を求め、ベンチプレス動作開始前 0.5s および開始後 0.2s の  $S_i$  の和を水平面加速度の軌跡長とした。本方法は床反力計を用いた足圧中心の軌跡長の算出方法<sup>40)</sup>と同様である。得られた水平面合成加速度の総軌跡長は、動作前後の水平面におけるシャフト加速度変化の合計量を示している。すなわち軌跡長が小さいほど動作時の水平面のシャフトの加速度の変化量は小さい。本研究では、この水平面合成加速度の軌跡長が動作時にシャフトに生じた水平面での力の大きさを反映すると考え、分析に用いた。ベンチプレス動作は運動学的には semi-closed kinetic chain<sup>46)</sup>の動作であり、シャフトに生じた力の大きさは身体に加わった力の大きさを反映すると考えられる。

本研究では動作開始前の測定時間は、姿勢調節のための筋活動 (すなわち APA) が、動作開始からどれくらい前に現れるかを基準に設定すべきであると考えた。Yamashita et al.<sup>87)</sup>は、立位姿勢から足関節の底屈動作を行った場合、主働筋 (ここではヒラメ筋) 活動の約 0.3s 前から前脛骨筋の活動がみられたことを報告している。ただし、ベンチプレス動作のような多関節筋での動作では動作時の動揺が大きくなることが予想されることから<sup>88)</sup>、研究 2 の課題において APA の発現は先行研究での報告よりも早い時点でみられると考えられる。そこで、動作開始前 0.5s 間の軌跡長を求めることとした。なお予備実験では、動作開始前

0.1s、0.2s および 0.5s の軌跡長の再現性（安定環境）を比較したところ、動作開始前 0.5s で最も再現性が高かった（ICC=0.77）。

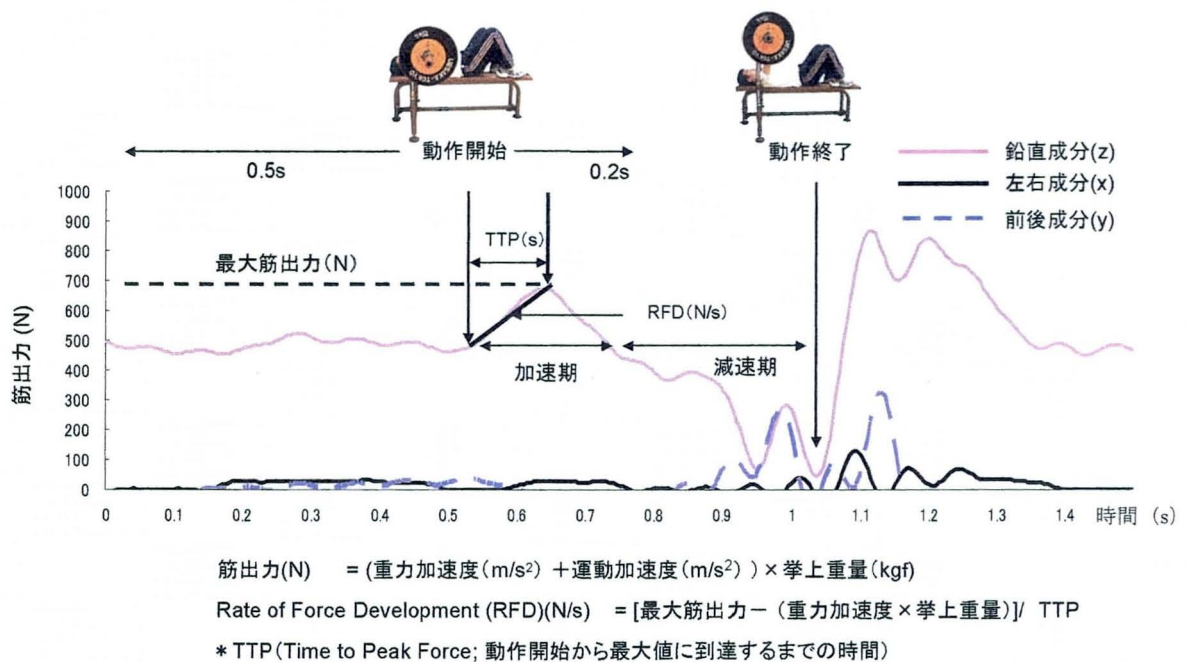


図 11 代表的な筋出力—時間曲線と RFD の算出方法

図上の太字波形はベンチプレス動作時の筋出力の鉛直成分、図下の太字波形は左右成分、図下の破線は前後成分の大きさを表している。動作時の最大筋出力 (N) を求め、最大筋出力から重力加速度×挙上重量を差し引いた値を最大値までの到達時間で除した値 (TTP, s) を rate of force development (RFD, N/s) として求めた。

さらに、動作開始後 0.2s の軌跡長を算出した。フリーウェイトを用いたベンチプレス動作では、図 11 に示すように筋出力曲線は加速期と減速期に分かれる。減速期では拮抗筋によるベンチプレス動作を抑制する働きが主働筋の働きよりも大きくなるため、ベンチプレス挙上動作の運動速度は減少する。したがって、姿勢調節においても加速期とは異なる傾向を示すことが考えられる。また筋パフォーマンスの最大値は加速期の間にみられるため、本研究では特に加速期に着目した分析を行った。予備実験において加速期の平均時間が約 0.2s であったため、本測定時間を設定した。



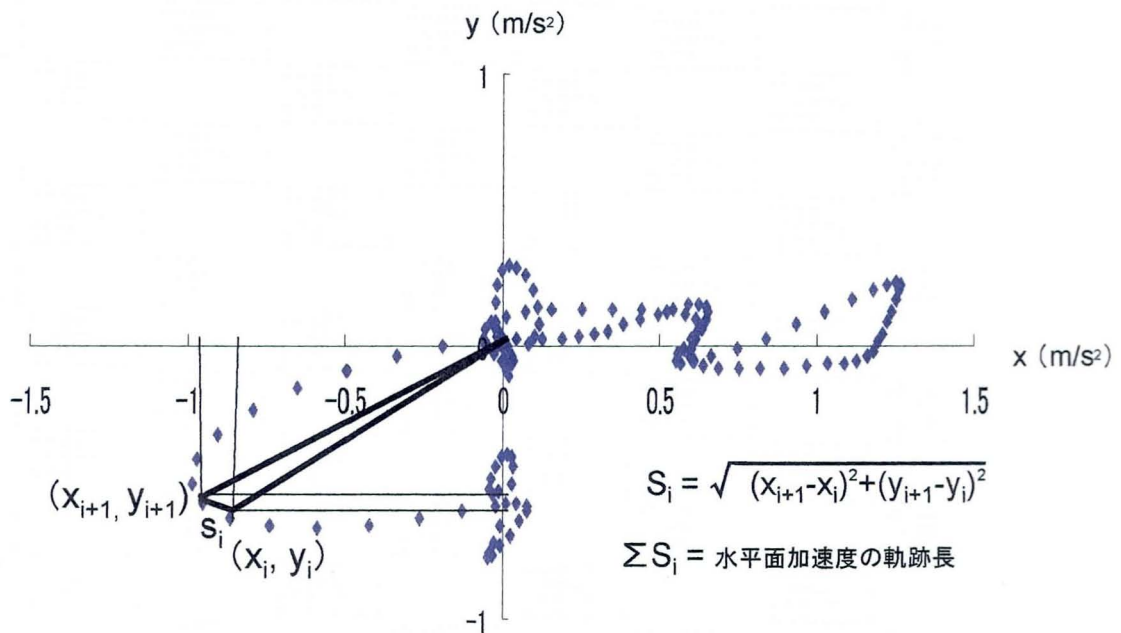


図 12 代表的な水平面シャフト加速度軌跡と軌跡長の算出方法

各座標は水平面上の合成加速度を表している。動作開始前 0.5s および動作開始後 0.2s の軌跡長を算出した。y 軸は水平面上の上下方向、x 軸は左右方向を示している。

### III-3-f 3 軸加速度センサの測定値の妥当性

研究 2 では、予備実験として画像解析と 3 軸加速度センサによる最大筋出力の測定を同時に実施し、3 軸加速度センサによる測定値の並存妥当性を検討した。シャフト中央に貼付したマーカーのベンチプレス動作時の移動軌跡を、同期させた 2 台のハイスピードカメラ (HAS200, DETECT 社) により撮影した (測定周波数 5ms)。得られた画像データをパーソナルコンピュータに転送した後、3 次元動作解析ソフトウェア (Dipp Motion XD Ver 3.20-2、Detect 社) により 3 次元座標を算出し、ベンチプレス動作開始から終了までのマーカーの移動距離を求めた。移動距離から加速度を算出したのち、最大筋出力を得た。3 軸加速度計による最大筋出力の測定は本実験と同様の方法を用いた。5 人の対象に 3 回ずつベンチプレス動作を実施させた結果、画像解析で得られた最大筋出力は平均  $534 \pm 84.9\text{N}$ 、3 軸加速度計では平均  $535.0 \pm 87.2\text{N}$  であった。対応のある t 検定による統計学的分析では、両測定値間に有意な差は認められなかった。また、画像解析による筋出力値を従属変数、3 軸加速度計による筋出力値を独立変数とした単回帰分析では有意な相関関係が認められ、かつ  $R=0.974$  の高い決定係数が確認された (図 13)。したがって、研究 2 で用いた 3 軸加速度計による測定値の妥当性は高かったと考えられる。

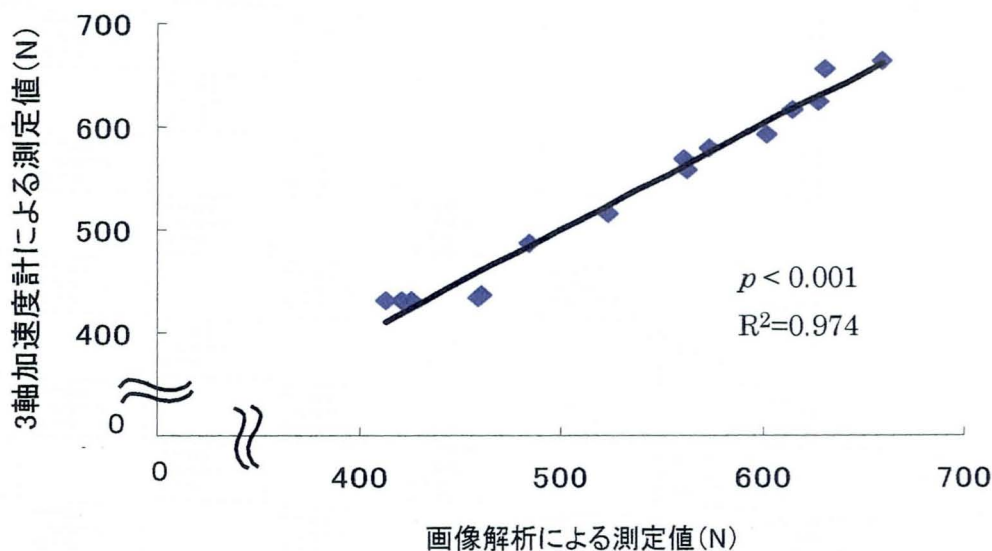


図 13 画像解析と 3 軸加速度計による測定値の一致度 (N=15)

画像解析により得られた値を独立変数 (x)、3 軸加速度計により得られた値を従属変数 (y) とした。

### III-3-g MYOTEST®と圧電抵抗 3 軸加速度センサの測定値の一致度

研究 2 では、Microsoft Office® Excel 2003 上で作成した計算式を用いて、加速度データと挙上重量から筋出力を算出している。一方で研究 1 では、MYOTEST®の付属ソフトウェアを用いているが、算出に用いられた式の詳細に関しては不明である。そこで予備実験として研究 1 で用いた MYOTEST®と研究 2 で用いる 3 軸加速度計による測定値の一致度を確認し、研究 1 と 2 で得られる筋出力値の一致度を検討した。対象は上肢に特別な疾患の既往を有さない大学運動選手であった。バーベルシャフトの長軸中心部に MYOTEST®と 3 軸加速度計の加速度センサを同時に設置し、安定環境 (フラットベンチ) にてベンチプレス動作を実施させた。5 人の対象が一人 3 回の試行を行い、MYOTEST®と 3 軸加速度計により得られた最大筋出力値を比較した。統計学的検定には、対応のある t 検定を用いた。さらに、MYOTEST®で得られた値を独立変数、3 軸加速度計で得られた値を従属変数とした単回帰分析を行った (図 13)。その結果、MYOTEST®による筋出力の平均値は  $663.4 \pm 183.6\text{N}$ 、3 軸加速度計による筋出力の平均値は  $566.5 \pm 154.3\text{N}$  を示し、有意な差が認められた ( $p < 0.01$ )。つまり両加速度計による筋出力値の一致度は高くないことが考えられる。しかしながら、両測定値間には有意な直線相関関係が認められ、決定係数は  $R^2 = 0.985$  ( $p < 0.001$ ) の高い値を示した。したがって、研究 1、2 の両研究によって得られた筋出力の値は同様の傾向を示していると考えられる。

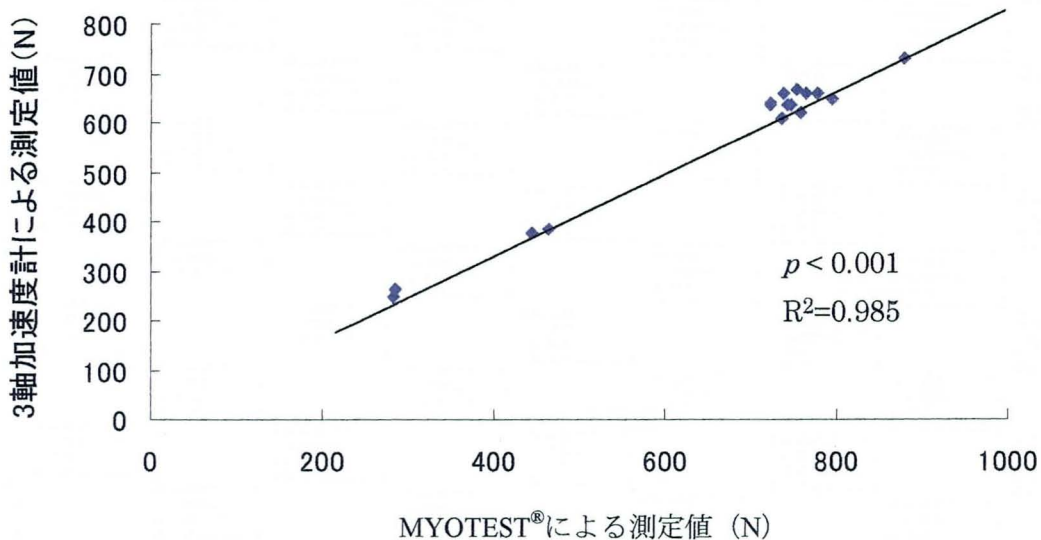


図 14 MYOTEST®と 3 軸加速度計の測定値の一致度 (N=15)

MYOTEST®により得られた値を独立変数 (x)、3 軸加速度計により得られた値を従属変数 (y) とした。

### III-3-h 統計学的分析

安定環境と不安定環境におけるベンチプレス動作時の最大筋出力および RFD の差を対応のある t 検定を用いて検討した。Bonferroni 補正法により有意水準を補正したため、環境間の最大筋出力、RFD の比における統計学的危険率は  $p < 0.025$  であった。また、安定環境と不安定環境の動作開始前後の水平面加速度軌跡長についても対応のある t 検定を用いた ( $p < 0.025$ )。異なる安定環境間の最大筋出力 および RFD の変化率とシャフトの水平面加速度の軌跡長の変化率の関連を Pearson の相関係数を用いて検討し、統計学的危険率を 5%未満とした。さらに、筋パフォーマンスの測定変数の試行間信頼性を ICC により求めた。全ての統計処理には SPSS11.5J for Windows (エス・ピー・エスエス社、東京) を用いた。

### III-4 結果

#### III-4-a 研究 2 における測定変数の試行間信頼性

計 3 回の測定値について級内相関係数を求め、試行間信頼性について検討した。表 2 は各変数における ICC (1, 3) の結果を示している。ICC は 0.90–0.99 を示し、高い信頼性が確認された。



表 2 研究 2 で測定した筋パフォーマンスの級内相関係数 (N=27)

安定環境		不安定環境	
筋出力	RFD	筋出力	RFD
0.99	0.93	0.99	0.90

III-4-b 異なる安定環境におけるベンチプレス動作時の筋出力曲線

図 15 に代表的な安定環境と不安定環境の筋出力曲線を示す。安定環境におけるベンチプレス動作時の TTP (動作開始から最大筋出力がみられるまでの時間) および加速期時間の平均 (SD) はそれぞれ  $0.13 \pm 0.04s$ 、 $0.23 \pm 0.04s$  であった。また、不安定環境における TTP および加速期時間はそれぞれ  $0.14 \pm 0.04s$ 、 $0.22 \pm 0.04s$  であった。

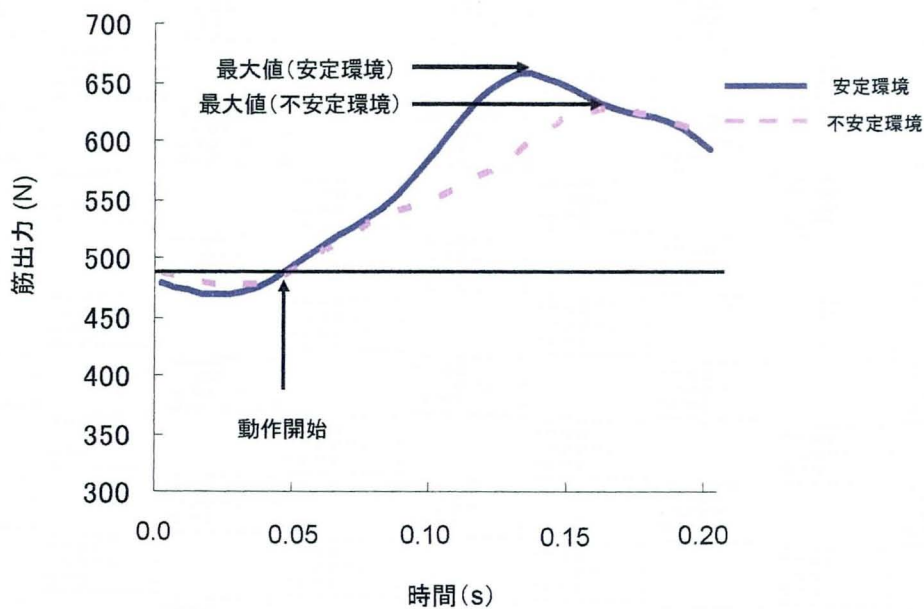


図 15 代表的な安定環境と不安定環境の筋出力曲線

太字で表した曲線は安定環境の、破線で表した曲線は不安定環境での筋出力データである。

### III-4-c 異なる安定環境における最大筋出力および RFD の比較

安定環境におけるベンチプレス動作の最大筋出力の平均は  $565.1 \pm 104.6 \text{ N}$ 、不安定環境においては  $544.4 \pm 92.1 \text{ N}$  であり、統計的有意差が認められた ( $p < 0.025$ ) (図 16 A)。また、RFD の平均においても安定環境で  $1323.6 \pm 605.1 \text{ N/s}$ 、不安定環境では  $1038.0 \pm 434.2 \text{ N/s}$  となり、有意に低下していた ( $p < 0.025$ ) (図 16 B)。また、最大筋出力と RFD の変化率はそれぞれ  $2.6 \pm 4.1\%$ 、 $19.9 \pm 14.4\%$  となった。

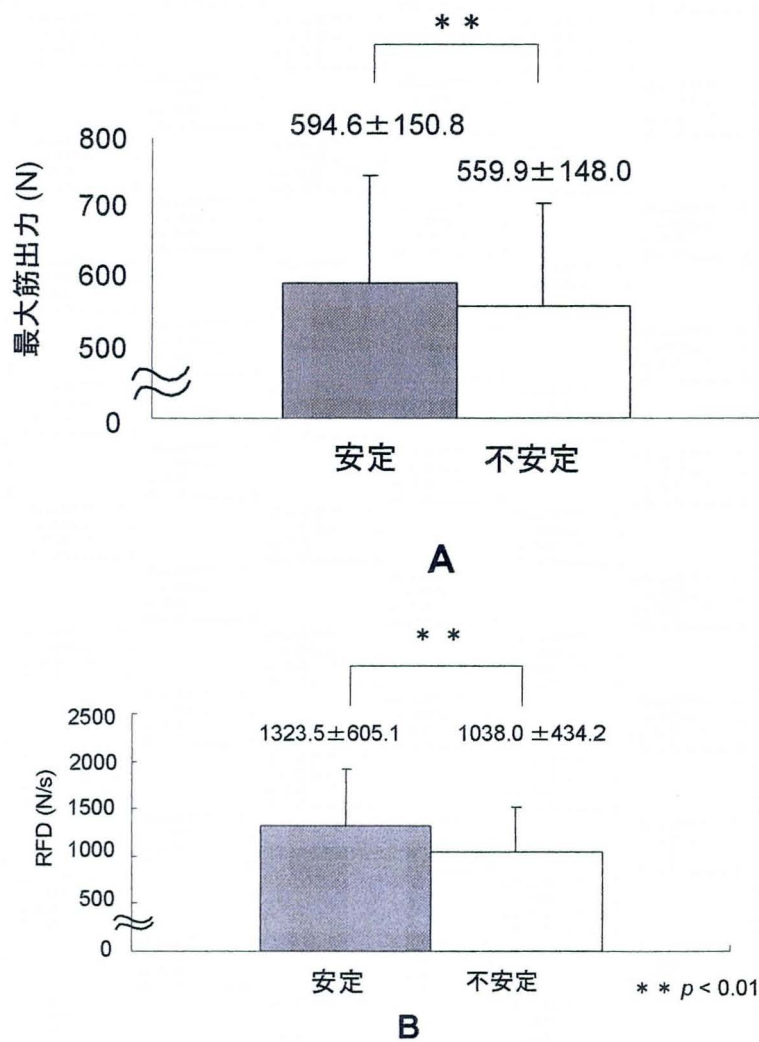


図 16 異なる安定環境における最大筋出力 (A) および rate of force development (B) の比較 (N=27)

黒色の棒グラフは安定環境の、白色の棒グラフは不安定環境でのデータである。



### III-4-d 異なる安定環境におけるシャフト水平面合成加速度の変化

図 17 はベンチプレス動作開始前後での代表的な単位時間あたりの水平面合成加速度の変化を表している。動作開始前と開始後では明らかな変化がみられた。挙上動作開始前 0.5s の水平面加速度の軌跡長の平均 ( $\pm$ SD) は、安定環境で  $3.33\pm 1.06 \text{ m/s}^2$ 、不安定環境では  $3.58\pm 1.06 \text{ m/s}^2$  であった。(図 18 A)。挙上動作開始後 0.2s 間での平均軌跡長は安定環境で  $2.83\pm 2.08 \text{ m/s}^2$ 、不安定環境で  $2.66\pm 1.06 \text{ m/s}^2$  であった (図 18 B)。いずれも安定環境と不安定環境間で有意な差は認められなかった ( $p<0.025$ )。

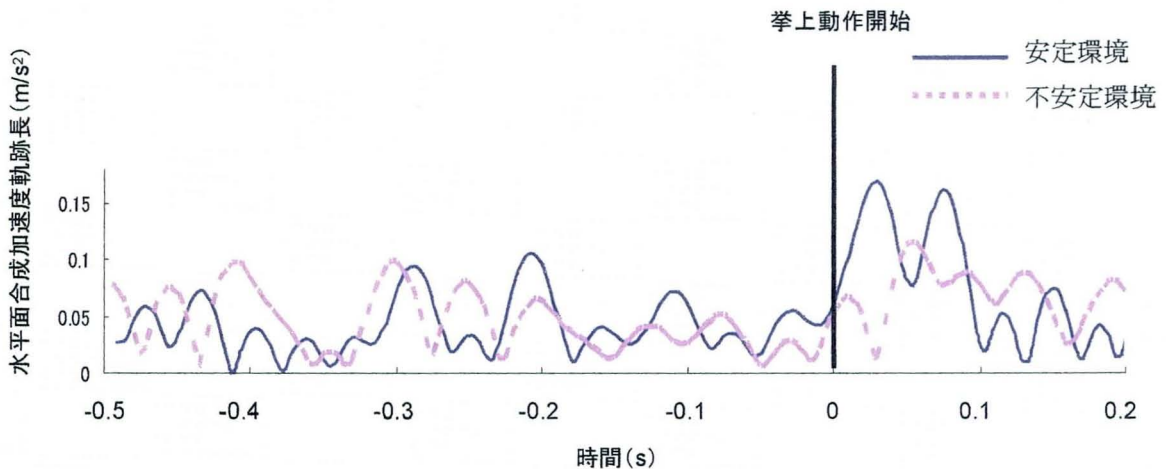


図 17 代表的な水平面合成加速度軌跡長—時間曲線

同一対象における単位時間あたりの水平面合成加速度軌跡長 (Si, 図 12 を参照) の時間曲線を示している。直線は安定環境、破線は不安定環境でのデータである。

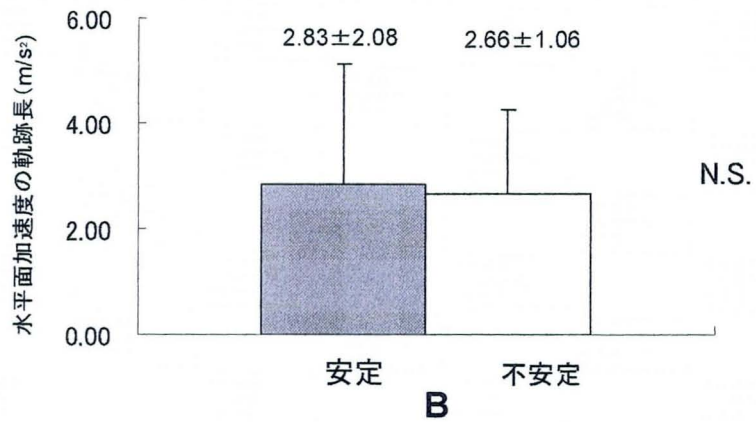
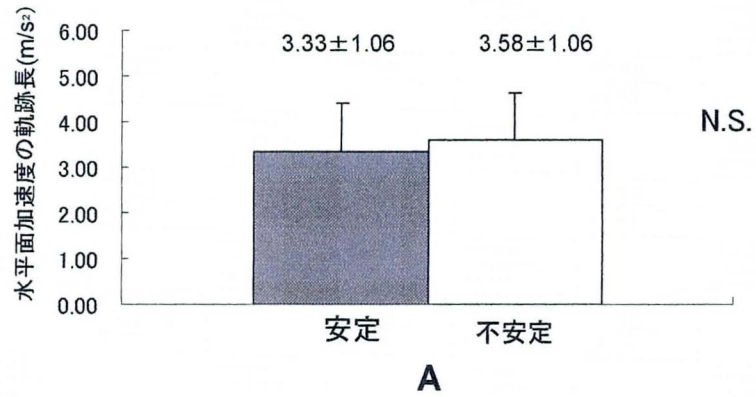
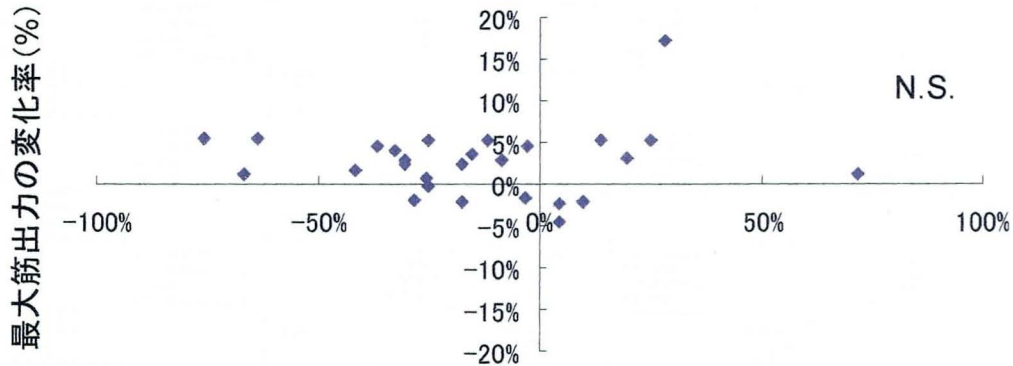


図 18 異なる環境における挙上動作開始前 0.5s (A) と開始後 0.2s (B) の水平面シャフト加速度の総軌跡長の比較 (N=27)

黒色の棒グラフは安定環境の、白色の棒グラフは不安定環境における挙上動作開始前後の水平面加速度軌跡長のデータである。

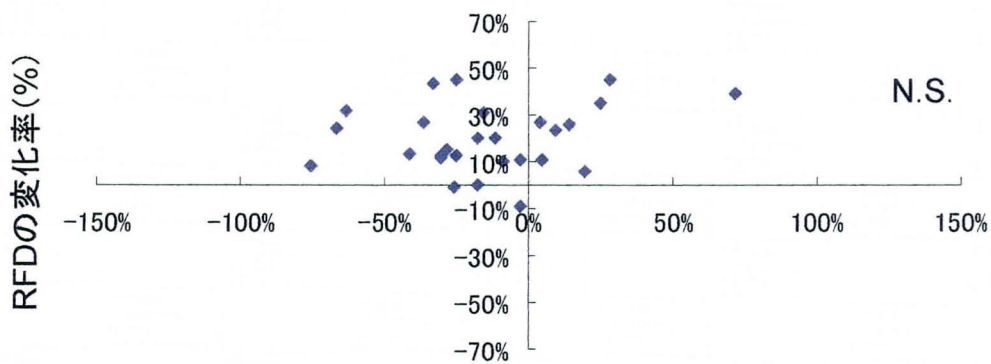
III-4-e 異なる安定環境におけるベンチプレスの筋出力、RFD とシャフトの水平面加速度変化との相関

動作開始前 0.5s のシャフト水平面加速度の総軌跡長の変化率と最大筋出力および RFD の変化率の間に有意な相関関係は認められなかった (図 19 A-B)。動作開始後 0.2s のシャフトの水平面加速度の軌跡長の変化率と最大筋出力と RFD の変化率との相関係数はそれぞれ、 $r=0.09$ 、 $r=0.55$  ( $p<0.01$ ) となり、水平面のシャフト加速度軌跡長の変化率と RFD の変化率の間のみに正の相関関係を認めた (図 20 A-B)。



動作開始前の水平面加速度軌跡長の変化率 (%)

A

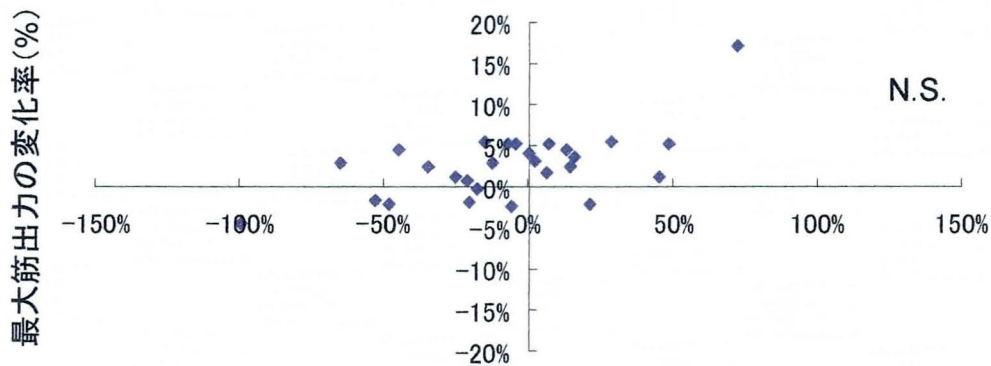


動作開始前の水平面加速度軌跡長の変化率 (%)

B

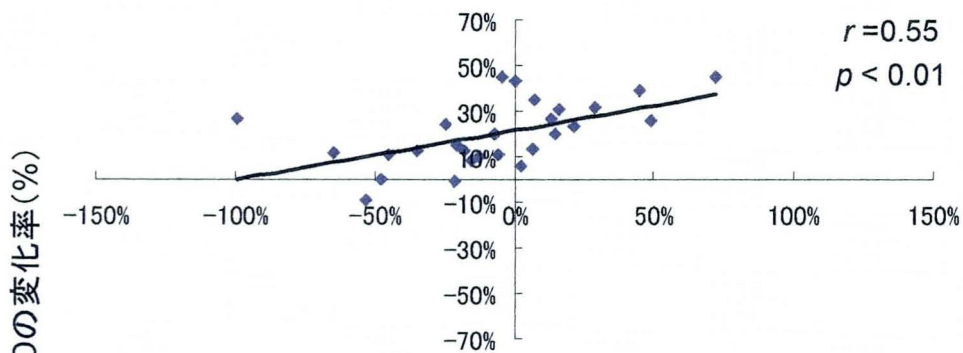
図 19 動作開始前 (0.5s 間) のシャフト水平面加速度の軌跡長変化率と最大筋出力 (A) および RFD (B) の変化率との相関 (N=27)

変化率 (%) =  $1 - (\text{不安定環境の測定値} / \text{安定環境の測定値}) \times 100$  で求めた。したがって変化率 > 0% の場合は、安定環境と比較して不安定環境で測定値が低下したことを示す。



動作開始後の水平面加速度軌跡長の変化率(%)

A



動作開始後の水平面加速度軌跡長の変化率(%)

B

図 20 動作開始後 (0.2s 間) のシャフト水平面加速度の軌跡長変化率と最大筋出力 (A) および RFD (B) の変化率との相関 (N=27)

変化率 (%) =  $1 - (\text{不安定環境の測定値} / \text{安定環境の測定値}) \times 100$  で求めた。したがって変化率 > 0% の場合は、安定環境と比較して不安定環境で測定値が低下したことを示す。

### III-5 考察

研究 2 の結果においても不安定環境では最大筋出力が低下する傾向が確認され、第 1 の仮説は支持された。しかし、その低下率は平均  $2.6 \pm 4.1\%$  に留まった。この結果から、等尺性筋収縮によるベンチプレス動作では不安定環境において大幅に筋出力が低下するものの<sup>3)</sup>、中程度の負荷を用いた動的ベンチプレス運動では不安定環境が最大筋出力に与える影響は大きくないことが示されたと考える。さらに、この結果の傾向は研究 1 と同様であり、研究結果の信頼性は高いと推察できる。

RFD においても不安定環境での低下は有意であり、低下率の平均は 20% であった。この結果も第 1 の仮説を支持している。先行研究では RFD に関わる要素として筋線維タイプ<sup>37)</sup>、最大筋力<sup>76)</sup>、筋横断面積<sup>2)</sup>、遠心性の神経動員 (efferent neural drive)<sup>2,67)</sup> などが報告されている。本研究では異なる安定環境間で同対象が実施したベンチプレス動作の結果を比較しており、筋線維タイプなどの形態的要因が結果に影響したことは考えにくい。不安定環境下では動作時の EMG 活動が変化したとする先行研究<sup>56,69)</sup> を考慮すれば、この RFD の低下には、神経生理学的要因が影響したと考えることが妥当であろう。

一方で、安定環境と不安定環境での水平加速度の軌跡長には有意な差は認められなかった。不安定環境では姿勢調節に関わる筋群の活動が高まった結果、バーベルシャフトの動揺を抑制する働きが大きくなったと考える。先行研究では、動作時には筋パフォーマンスよりも姿勢調節を優先させることが報告されているが<sup>20)</sup>、本研究の結果はこれを支持するものであった。

さらに本研究では、異なる環境間の RFD と水平面加速度軌跡長の変化率の間に有意な中程度の正の相関が確認された ( $r=0.55, p<0.01$ )。これは、RFD の低下が水平面でのシャフトの加速度軌跡長の低下に伴ってみられたことを意味している。第 2 の仮説としてシャフトの水平面加速度変化の増加が大きいほど筋パフォーマンスの低下が大きくなると考えたが、本研究の結果からは仮説は支持されなかった。先行研究において、不安定環境では姿勢の調節や関節の安定は拮抗筋の同時収縮により得られ、拮抗筋の活動は付加された不安定性に比例して増加することが報告されている<sup>26,61)</sup>。さらに、Milner et al.<sup>61)</sup> は同時収縮により joint stiffness (関節の剛性) が高まるとしている。すなわち、体幹や肩甲骨周辺の安定機構の働きによる姿勢や関節の安定保持が困難であった対象では、ベンチプレス動作における拮抗筋群の同時収縮が増大し、その結果水平面でのシャフトに生じる力が小さくなるが RFD もそれに伴って低下したのかもしれない。ただし、本研究では動作時の水平面加速度変化量の環境間での変化率との相関は RFD 変化率との間にのみみられ、最大筋出力の変化率との間に有意な相関関係は示されなかった。最大筋出力の低下率は約 2.5% と、約 20% の低下率を示した RFD と比較して小さかったため、有意な相関が認められなかった可能性もある。

短時間で実施されるバリスティックな運動時の姿勢調節は、固有受容器や各感覚受容器によるフィードバックによるものではなく、むしろフィードフォワードの反応であること

がわかっている<sup>11,20,39,50,88)</sup>。すなわち動作開始後にみられる身体の動揺は、動作開始前の姿勢調節反応に影響を受けると考えられる。そこで本研究では仮説として、安定環境と不安定環境間の動作開始前の水平面加速度変化も筋パフォーマンスの変化率と関連すると考えたが、有意な相関関係は認められなかった。これには動作開始前の測定時間の影響も関係しているかもしれない。今後は異なる測定時間による検討も必要かもしれない。ただし本研究では、予備実験において動作開始前 0.5s の水平面加速度の軌跡長の再現性が 0.1s、0.2s の軌跡長と比較して高かったため、0.5s の測定時間を用いた。さらに本研究の結果からは、実際に姿勢調節や関節の安定に関わる筋群で発揮された筋活動についての詳細は明らかではない。今後は EMG 活動の測定による神経生理学的な視野も含めた研究を実施することで、動作開始前の姿勢調節と筋パフォーマンスの関係がより明確になると考える。

不安定環境レジスタンストレーニングの効果による動作時の姿勢調節や筋パフォーマンスへの影響を検討するために、今後介入研究が必要となる。しかし、先行研究からはトレーニングにより、不安定環境時での筋パフォーマンスの向上が望めることが予測できる。Mouchino et al.<sup>62)</sup> は立位片脚股関節外転動作において、非運動選手は支持脚、体幹、頭部を主運動と反体側に傾けて姿勢を保っていたのに対し、熟練ダンサーは体幹と頭部が主運動と同方向（長軸が鉛直を維持する方向）に動作し、姿勢の安定を保っていたと報告した。これは不安定要素に対する姿勢の安定戦略にはトレーニング経験が影響し、トレーニングの結果として効率的な動作の獲得が可能であることを示唆している。このように不安定環境レジスタンストレーニングを実施した結果、体幹や肩甲骨周囲筋群による効率的な姿勢調節と筋発揮時における同時収縮の抑制（すなわち姿勢調節と筋パフォーマンスのコーディネーションの改善）が可能となれば、不安定環境での筋パフォーマンス向上が望めるかもしれない。

本研究では、3 軸加速度センサにより得られたベンチプレス動作前および動作後の水平面の合成加速度から軌跡長を算出し、これが動作時にシャフト水平面で生じた力の大きさを反映すると考えた。また、本研究では加速度センサはシャフトの中央部に設置した。ベンチプレス動作は運動学的には semi-closed kinetic chain<sup>46)</sup> であり、シャフト中央部に加わる力の変化は身体に加わる力の変化をある程度反映すると考えられる。

また、水平面加速度軌跡長の測定時間は、動作開始前 0.5s および動作開始後 0.2s であった。前述したように動作開始前の測定時間の妥当性については今後の課題であり、このことから EMG によるベンチプレス動作時の姿勢調節筋の活動を明らかにすることが必要となる。一方で、研究 2 でのベンチプレス動作時の加速期の平均時間が安定環境で  $0.22 \pm 0.04$ s、不安定環境で  $0.23 \pm 0.04$ s、TTP（最大筋出力までの到達時間）は安定環境で  $0.12 \pm 0.02$ s、不安定環境では  $0.14 \pm 0.03$ s であった。研究 2 の目的は最大筋出力および RFD と水平面加速度変化の関連を検討することであり、動作開始後の測定時間設定（0.2s）は妥当であったと考える。

バランスディスククッションの空気圧、設置位置などの環境的要因が結果に影響を及ぼ



すことは十分に考えられる。本研究では空気圧は毎測定前に確認し、できるだけ同じ空気圧となるように調節した。また設置位置に関しても全ての対象において同条件になるように注意を払った。したがって、これらの環境間の影響は無視できる程度であったと考える。

研究 2 では下半身の影響を取り除くために、測定時には足部をフラットベンチ上に置いているように指示した。一方、研究 1 では 55cm のバランスボール上で課題動作を実施し、両足は床に接地させていた。そのため、研究 2 では前章の研究 1 と比較して支持基底面が小さくなっており、姿勢調節に関わる筋活動が大きく異なっていた可能性がある。研究 1 では筋出力の低下が約 6%であったのに対して、研究 2 では 2.5%であったが、この低下率の違いは測定姿勢の違いに起因しているかもしれない。しかし、いずれにしても中程度 (50%1RM) の負荷を用いてバランスディスククッションのような不安定な環境下でのベンチプレス動作では最大筋出力の低下はみられるが、その低下が大きくないことは示された。

本研究において全ての対象は 12 ヶ月以上 (平均±SD 26.0±13.8 ヶ月) のレジスタンストレーニング経験を有する対象であり、不安定環境における測定においても安定した動作を実施していた。さらにベンチプレス動作はレジスタンストレーニングのエクササイズ種目において最も一般的に用いられる種目の一つであり、本研究の全ての対象がベンチプレスを含むトレーニングプログラムを経験していた。Podeotti et al.<sup>70)</sup> は、足関節をできるだけ速く動かす課題において、運動選手の場合は非運動選手と違って腓腹筋に予測的姿勢調節の反応が出現し、それが随意運動における速い運動速度を生んでいたと述べている。さらに体操選手は日頃行っていない動作を実施した場合でも非運動選手に比べて失敗の回数が少なかったと報告した。この結果は日常的なトレーニングを長年実施してきたスポーツ選手は非運動選手と比較して未経験な動作に対しても対応する能力が高いことを示唆している。これらのことから、本研究において、対象の測定動作の未習熟が測定値に及ぼした影響は小さかったと考えられる。

## IV 章 本研究の総括

---

### IV-1 本研究の結論

上肢筋力、筋パワー、爆発的筋力はスポーツ競技成績に直接的に関わる重要な体力要素である。そのため、アスレティックリハビリテーションやコンディショニングにおいてそれらの向上を目的としたレジスタンストレーニングの実施は必須である。しかしながら、トレーニングの特異性の原則を考慮した場合、フラットベンチやマシーンにより姿勢が安定した状態で実施する場面が多い伝統的なレジスタンストレーニングよりも、不安定環境（バランスボール、バランスディスククッションなど）で実施する不安定環境レジスタンストレーニング（instability resistance training）がスポーツ選手にとってより有効な方法である可能性がある。しかし、これまで不安定環境レジスタンストレーニングの有効性について示したエビデンスは多くはみられない。等尺性筋収縮で実施した先行研究では、筋出力の大幅な低下が報告されていることから<sup>3,13,59</sup>、不安定環境レジスタンストレーニングがスポーツ選手の競技力向上への有効であるか疑問視する研究者もいる<sup>59,85</sup>。スポーツ動作は動的な運動が占める場面は多いことから、不安定環境レジスタンストレーニングの有効性を検証するためには、動的運動を実施する必要がある。そこで本研究では大学スポーツ選手を対象に安定性の異なる環境におけるベンチプレス動作時の筋出力、筋パワー、運動速度を比較した。

研究 1 では不安定環境において動的ベンチプレス動作時の最大筋出力、最大筋パワー出力、最大運動速度は有意に低下することを示した ( $p < 0.017$ )。すなわち、関節運動を伴う動的なベンチプレス動作においても、先行研究で示された等尺性ベンチプレス動作と同様に筋パフォーマンスは低下することが示された。

研究 2 では、3 軸加速度計を用いて動作時に生じたシャフトの水平面加速度の変化性と筋出力や爆発的筋出力の変化の関連を検討した。その結果、筋出力および爆発的筋出力ともに不安定環境では有意な低下がみられた ( $p < 0.025$ ) が、筋出力の低下率は約 2.5%であった。この結果は研究 1 と同様の傾向であった。また、安定環境と不安定環境における動作開始前後の水平面加速度軌跡長の変化率と RFD の変化率に中程度の相関が認められた ( $r = 0.55$ ,  $p < 0.01$ )。この結果より、安定性の異なる環境間での動作開始後のシャフトに加わった力の変化量と RFD は相互に関連していることが示された。

### IV-2 本研究の臨床的意義

先行研究では中程度 (30%–50%) の重量負荷、または中程度の重量負荷と高重量負荷をおりまぜて実施することが、最大筋パワーの向上にはより効果的であると述べられている<sup>25,45,48,67</sup>。したがって、本研究で用いた重量負荷 (50%1RM) は、筋パワーの向上に適した重量であるといえる。Anderson et al.<sup>3)</sup> は等尺性筋収縮によるダンベルベンチプレス動作において、不安定環境での最大筋出力の大幅な低下を報告した。この結果から不安定環境



レジスタンストレーニングは最大筋力向上に適したトレーニングではないとしている。一方、研究1では不安定環境における最大筋パワー出力は約10%の低下率を示すに留まった。このことから、不安定環境レジスタンストレーニングにより筋パワー向上が期待できることが示された。

また、不安定環境レジスタンストレーニングはRFDの向上にも有効である可能性がある。Schmidtbleicher et al.<sup>75)</sup>は、90–100%MVCの負荷と45%MVCの負荷を用いたレジスタンストレーニングプログラムの効果を比較した結果、90–100%MVCの負荷を用いた場合でより高いRFDの向上がみられたことを報告しており、高重量負荷でのトレーニングがRFDに有効であることが示唆されている。しかし、Behm et al.<sup>12)</sup>はRFDを向上させるためには、できるだけ速い動きを生み出そうとして動作を実施し、神経単位発火頻度を上昇させることがRFD向上させる刺激となることを述べている。彼らの報告は<sup>12)</sup>、たとえ中程度の負荷を用いても、最大努力で爆発的な筋発揮を実施しようと努力(Intended effort)することで十分にRFDを向上させることを示している。また、Gruber et al.<sup>35)</sup>は4週間の不安定環境を用いて実施したバランストレーニングプログラムの結果、最大筋力の向上なしでRFDの向上がみられたことを報告している。このことから神経筋協調性の向上がRFDの向上につながる事が考えられ、不安定環境レジスタンストレーニングによるRFD向上の可能性をさらに強めている。

Poprawski<sup>70)</sup>は、世界チャンピオンの競技者とその他のエリート競技者2人の比較から投擲種目における上肢筋力、筋パワーと競技力の関係について検討した結果、ベンチプレスの1RMに差は認められず、中程度負荷でのベンチプレス動作における挙上速度、すなわちパワーに最も大きな差を認めたと報告した。その結果より、上肢筋パワーが投擲競技の競技能力を最も反映すると述べている。さらにFranchini et al.<sup>29)</sup>はブラジル国内柔道代表選手とその補欠選手のベンチプレスの1RMを比較した結果、両群に有意な差は認められなかったと報告した。これらの報告は、競技力が非常に高いエリートレベルにおいては上肢の最大筋力は競技力をよく説明する要因ではなく、むしろ上肢筋パワーとスポーツパフォーマンスとの関連が高いことを指摘している。したがって、本研究で筋パワー向上の可能性が示されたことは様々なレベルのスポーツ選手に対して、不安定レジスタンストレーニングが有益である可能性を示している。

ベンチプレス動作により得られた上肢の筋力、筋パワー向上は、押し動作が直接的に競技動作に含まれるスポーツ競技において特に有効であると考えられる。研究1では柔道選手を、研究2では柔道選手、アメリカンフットボール選手、ラグビー選手を対象とした。これらの競技選手は自分の姿勢を調節しながら相手に対して強い押し動作を行う必要があり、不安定環境でのベンチプレス動作がスポーツパフォーマンス向上に反映される可能性がある。

本研究の結果から、不安定な状況で生じた筋パフォーマンスの低下には、姿勢調節反応の結果として生じた拮抗筋の同時収縮の関与していることが指摘できる。一方で伝統的レ

レジスタンストレーニング（すなわち安定環境で実施されるトレーニング）では、不安定環境でみられる筋の同時収縮のような姿勢調節反応は大きくみられないだろう。これがレジスタンストレーニング動作の筋パフォーマンスとスポーツパフォーマンスが必ずしも一致しない原因の一つとなっている可能性がある。不安定環境レジスタンストレーニングによって不安定環境下での効率的な姿勢調節と筋パフォーマンスの向上が獲得できれば、それがスポーツパフォーマンスの向上につながるかもしれない。

アスレティックリハビリテーションでは、一般的体力の向上から専門的体力の向上を目的としたプログラムへと選手の状態に応じて段階的に移行させ、選手のスムーズで安全な競技復帰を促す必要がある。特に競技復帰前の段階ではスポーツ競技動作に特異的な体力の向上が望まれるため、不安定環境レジスタンストレーニングのアスレティックリハビリテーションへの導入は有効であると考えられる。

#### IV-3 本研究の限界と今後の課題

本研究ではベンチプレス動作時の水平面の合成加速度から軌跡長を算出し、これが動作時の姿勢制御の結果生じたものであると考え、その結果から不安定環境における筋パフォーマンスの低下には、拮抗筋の同時収縮が関連している可能性を考察した。ただし、EMG活動を測定していないことから、シャフトの水平面加速度の軌跡長が拮抗筋の筋活動をどれほど反映しているかは定かではない。今後ベンチプレス動作開始前後のEMG活動と加速度による水平面加速度変化との関連を明らかにすることで、姿勢調節と筋活動の相互関係についてより詳細な情報が得られると考えられる。

不安定環境として研究1ではバランスボール、研究2ではバランスディスククッションを用いてベンチプレス動作を実施した。それらの器具自体の柔軟性により動作時に身体の沈み込みが生じるが、対象の身体の大きさや用いる重量によってこれらの沈み込みの度合いが異なっていたことで測定値が変動した可能性は否定できない。ただし、ボールやディスクの位置は対象間で統一し、器具内部の空気圧についても可能な限り一致するように調節した。したがってこれらの影響は最小限であったと考える。

本研究では50% 1RMの重量を用いてベンチプレス動作時の筋パフォーマンスを測定した。トレーニング効果は用いる重量により異なるため、今後は異なる重量負荷を用いた研究が必要である。ただし、高重量を用いた場合、転倒に対する不安や恐怖感が大きくなり、心理的負担が測定結果に影響する可能性がある。高重量を用いた実験を行う際には、安全性について細心の配慮が必要となる。

今後介入研究を通して、不安定環境レジスタンストレーニングを継続的に実施によって体幹の安定、筋パフォーマンス、姿勢調節能力へのトレーニング効果を明らかにする必要がある。不安定環境レジスタンストレーニング効果とスポーツパフォーマンスとの関連、アスレティックリハビリテーションやコンディショニングにおける不安定環境レジスタンストレーニングの最適な実施時期、頻度や強度の選定などの理解を、今後の研究を通して

深めていくべきである。また、先行研究では安定環境でのレジスタンストレーニングとの組み合わせの効果を期待しているものもある<sup>5)</sup>。スポーツパフォーマンス向上やスポーツ損傷後のスポーツパフォーマンスの改善に、より効果的なレジスタンストレーニングプログラムの提案に向けて、さらなるエビデンスの蓄積が必要であろう。

## 謝辞

本論文を作成するにあたり、御指導をいただきました広島大学大学院保健学研究科浦邊幸夫教授、御校閲ならびに御助言を賜りました広島大学大学院保健学研究科稲水惇教授、新小田幸一教授、飛松好子教授、藤村昌彦講師に心より感謝申し上げます。本研究の実施に際し、数多くの有益な御助言と御討論を賜りました広島大学大学院保健学研究科宮下浩二講師に深く感謝いたします。また、加速度計の使用に際して数多くのアドバイスをいただきましたマイクロストーン株式会社岡田恵也様に感謝申し上げます。実験ならび論文作成に御協力頂きました広島大学大学院保健学研究科鍵森 綾先生、田中浩介先生、広島商船高等専門学校岩井一師先生に深謝いたします。その他実験の補助員として参加していただいたスポーツリハビリテーション学研究室所属の大学院生、学部生諸氏に深く感謝を申し上げます。

最後に3年間の大学院生生活の間、落ち込んだり、弱気になったりした私を時には慰め、時に励ましてくれた妻の典子に心からの感謝を捧げます。彼女なしにこの博士論文の完成はありえませんでした。改めて妻の存在の大きさに気付かされました。本当に、本当にありがとうございます。

## 参考文献

1. Aagaard, P., Simonsen, E.B., Anderson, J.L., Magnusson, P. and Dyhre-Poulsen, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J. Appl Physiol.* 93:1318-1326, 2002.
2. Aagaard, P. and Thorstensson, A. Neuromuscular aspects of exercise-adaptive responses evoked by strength training. In: Kjær, M. (ed). *Textbook of sport medicine Basic science and clinical aspects of sports injury and physical activity*. Blackwell Publication, London, pp70-106, 2003.
3. Anderson, K., and Behm, D.G Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J. Strength Cond. Res.*18:637-640, 2004.
4. Anderson, K. and Behm, D.G Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can. J. Appl. Physiol.* 30:33-45, 2005.
5. Anderson, K. and Behm, D.G The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Med.* 35:43-53, 2005.
6. Bartko, J.J. The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. *Psychol. Rep.* 19:3-11, 1966.
7. Baker, D. Acute effect of alternating heavy and light resistances on power output during upper-body complex power training. *J. Strength. Cond. Res.* 17:493-497, 2003.
8. Baker, D. A series of studies on the training of high-intensity muscle power in rugby league foot ball players. *J. Strength. Cond. Res.* 15:198-209, 2001.
9. Baker, D., Wilson, G and Carlyon, B. Generally versus specificity. A comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *Eur. J. Appl. Physiol.* 68:350-355, 1994.
10. Babault, N. and Cometti, G. Validity of Myotest during a vertical jump test: Preliminary study, [http://www.myotest.com/pdf/Myotest\\_tapis\\_contact\\_EN.pdf](http://www.myotest.com/pdf/Myotest_tapis_contact_EN.pdf), November 1 2007.
11. Belenkiy, V.E., Gurfinkel V.S. and Paltsev E.I. On elements of control of voluntary movements. *Biofizika* 12:135-141, 1968.
12. Behm, D.G and Sale, D.G. Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J. Appl. Physiol.* 74:359-368, 1993.
13. Behm, D.G., Anderson, K. and Curnew, R.S. Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 16:416-422, 2002.
14. Behm, D.G., Leonard, A.M., Young, W.B., Bonsey, A.C. and Mackinnon, S.N. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J. Strength Cond. Res.* 19:193-201, 2005.
15. Behm, D.G and Anderson, K. The role of instability with resistance training. *J. Strength*

- Cond. Res.* 20:716-722, 2006.
16. Boyle, M. Targeted torso training and rotational strength. In: Functional training in sports. , chapter 8. Champaign, IL: Human Kinetics, pp 85-126, 2003.
  17. Boris, J. Validity of the Myotest during the bench press: Preliminary results. [http://www.myotest.com/pdf/ValiditeMyotest\\_EN.pdf](http://www.myotest.com/pdf/ValiditeMyotest_EN.pdf), November 1 2007
  18. Carter, J.M., Beam, W.C., McMahan, S.G, Barr, M.L. and Brown, L.E. The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *J. Strength Cond. Res.* 20:429-435, 2006.
  19. Cosio-Lima, L.M., Katy, L.R., Winter, C., Paolone, V. and Jones, M.T. Effects of physioball and conventional floor exercise on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *J. Strength Cond. Res.* 17:721-725, 2003.
  20. Cordo, P.J. and Nashner. M. Properties of postural adjustments associated with arm movements. *J. Neurophysiol.* 47:287-302, 1982.
  21. Cowley, P.M., Swensen, T. and Sforzo G.A. Efficacy of instability resistance training. *Int. J. Sports Med.* 28:829-835, 2007.
  22. Cronin, J.B. and Owen, G.J. Upper-body strength and power assessment in women using a chest pass. *J. Strength Cond. Res.* 18:301-404, 2004.
  23. Cronin, J.B., Mcnair, P.J. and Marshall, R.M. Developing explosive power: A comparison of technique and training. *J. Sci. Med. Sport.* 4:59-70,2001.
  24. Cronin, J.B. and Sleivert, G. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med.* 35:213-234, 2005.
  25. Crewther, B., Cronin, J. and Keogh, J. Possible stimuli for strength and power adaptation-acute mechanical responses. *Sports Med.* 35:967-989, 2005.
  26. De Serres, S.J. and Milner T.E. Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads. *Exp. Brain Res.* 86: 451-458, 1991.
  27. Falvo, M.J., Schilling, J. and Weiss, L.W. Techniques and consideration for determining isoinertial upper-body power. *Sports Biomech.* 5: 293-311, 2006.
  28. Fleck, S.J. Periodized strength training: a critical review. *J. Strength Cond. Res.* 13:82-89, 1999.
  29. Franchini, E., Nunes, A.V., Moraes, J.M. and Del Vecchn F.B. Physical fitness and anthropometrical profile of the Brazilian male judo team. *J. Physio. Anthropol.* 26:59-67, 2007.
  30. 藤原勝夫, 外山寛, 浅井仁, 山科忠彦. 急速上肢挙上時の立位姿勢調節に対する身体重心の前後方向の位置と重量負荷の影響. *体力科学* 40:355-364, 1991.
  31. 福林徹. 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, (財)日本体育協会編,



- pp2-4, 2007.
32. Gantchev, G.N. and Dimitrova. Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *Int. J. Psycho.* 22:117-122, 1996.
  33. Gorostiaga, E.M. and Granados, C., Ibanez, J. and Izquierdo, M. Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur male handball players. *Int. J. Sport. Med.* 26:225-232, 2005.
  34. Grantz, S.A. Biostatistics: How to detect, correct and prevent errors in the medical literature. *Circulation*, 61, 1-7, 1980.
  35. Gruber, M. and Gollhofer, A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92:98-105, 2004.
  36. Häkkinen, K. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. *J. Sports Med.* 29:9-26, 1989.
  37. Harridge, S.D., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M.A., Reggiani, C., Esbjornsson, M. and Saltin, B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Eur. J. Physiol.* 432:913-920, 1996.
  38. 終幸伸. 3次元加速度計による重心動揺の評価. *理学療法科学*. 19:305-309. 2004
  39. Hodges, F.W., and Richardson, C.A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp. Brain. Res.* 114:362-370, 1997.
  40. Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, H. and Hufschmidt, M. Some Methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Arch. Psychiat. Nervenkr.* 228:135-50, 1980.
  41. Ikeda, Y., Kijima, K., Kawabata, K., Fuchimoto, T. and Ito, A. Relationship between side medicine-ball throw performance and physical ability for male and female athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.* 99:47-55, 2007.
  42. 石山修盟. コンディショニングとは, In: 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, (財) 日本体育協会編, pp3-5, 2007.
  43. Izquierdo, M., Hakkinen, K., Gonzalez-Badillo, J.J., Ibanez, J. and Gorostiaga, E.M. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes fro different sports. *Eur. J. Appl. Physiol.* 87:264-71, 2002.
  44. 金久博昭. レジスタンストレーニングとは, In: 「トレーニングの科学」 シリーズ レジスタンストレーニング Chapter 2 レジスタンストレーニングの基礎, トレーニング科学研究会編, 朝倉書店, Tokyo, pp8-19, 1994.
  45. Kawamori, N. and Haff, G.G. The optimal training load for the development of muscular power. *J. Strength Cond. Res.* 18:675-683, 2004.
  46. 川野哲英. スポーツ傷害の理学療法, *整形外科*, 46:1001-1009, 1983.
  47. Kornecki, S., Kabel, A. and Siemienski, A. Muscular co-operation during joint stabilization,

- as reflected by EMG *Eur. J. Appl. Physiol.* 83:453-461, 2001.
48. Kraemer, W.J., Adams, E., Cafarelli, E., Dudley G.A, Dooly, C., Feigenbaum, et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med. Sci. Sport. Exe.* 32:364-380, 2002.
  49. Lars, L. and Aagaard, A.P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur. J. Appl. Physiol.* 46-52. 2006.
  50. Lee, W.A., Buchannan, T.S. and Rogers, M.W. Effects of arm acceleration and behavioural conditions on the organization of postural adjustment during arm flexion. *Exp. Brain Res.* 66: 257-270, 1987.
  51. Lèggar, B., Cartoni, R., Praz, M., Lamon, S., Dèriaz,, O.,Crettmand, A .et al. Akt signalling through GSK-3, mTOR and Foxo1 is involved in human skeletal muscle hypertrophy and atrophy. *J. Physiol.* 576:923-933, 2006.
  52. Lehman, G.J., Gordon, T., Langley, J., Pemrose, P. and Tregaskis, S. Replacing a Swiss ball for an exercise bench causes variable changes in trunk muscle activity during upper lib strength exercises. *Dyn med.* 4:6. 2005.
  53. Lehman, G.J., Hoda W. and Oliver, S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiro. Oste.*13:14. 2005.
  54. Marshall, P.W. and Murphy, B.A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86:242-249, 2005.
  55. Marshall, P.W. and Murphy, B.A. Evaluation of functional and neuromuscular changes after exercise rehabilitation for low back pain using a Swiss ball: a pilot study. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 29:550-560, 2006.
  56. Marshall, P.W. and Murphy, B.A. Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *J. Strength Cond. Res.* 20:745-750, 2006.
  57. Massion, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progr.Neurobiol.* 38:35-56, 1992.
  58. Mayhew, J.L., Ware, J.S., Johns, R.A. and Bemben, M.G. Changes in upper body power following heavy-resistance strength training in college men. *Int. J. Sports Med.* 18:516-520,1997.
  59. McBride, J.M., Cormie, P., and Deane, R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* 20:915-918, 2006.
  60. McCaw, S.T. and Friday, J.J. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *J. Strength Cond. Res.* 8:259-264, 1994.
  61. Milner, T.E. Cloutier, C., Leger, A.B. and Franklin, D.W. Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Exp. Brain Res.*

- 107:293-305, 1995.
62. Mouchino, L., Aurenty, L., Massion, R and Pedotti, A. Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: A new strategy built up by training. *JM Neurophysiol*, 67:1587-1598, 1992.
  63. 村木征人. トレーニングの基本的側面とトレーニング課題 (2) In: スポーツトレーニング理論, Book House HD, Tokyo, pp102-136, 1997.
  64. Murphy, A.J., Wilson, G.J. and Pryor J. use of the isoinertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance. *Eur. J. Appl. Physiol.* 69:250-257,1994.
  65. Murphy, A.J. and Wilson G.J. Poor correlations between isometric test and dynamic performance: relationship to muscle activation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 73:353-357.1996.
  66. 永田晟. スポーツ動作における安定と不安定. *バイオメカニズム学会誌.* 19:225-231, 1995.
  67. Nelson, A. Supramaximal activation increases motor unit velocity of unloaded shortening. *J. Appl Biomech.* 12:285-291.1996.
  68. Newton, R. and Kraemer, W.J. Developing explosive muscular power: implications for a mixed methods training strategy. *Strength Cond. J.*16:20-31, 1994
  69. Norwood, J. Anderson, S.G. Gaetz, M.B. and Twist, P.W. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J. Strength Cond. Res.* 21:343-347. 2007.
  70. Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C. and Massion, J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Exp. Brain Res.* 74:3-10, 1989.
  71. Poprawski, B. Aspects of strength, power and speed in shot put training. *National strength cond. J.* 9:39-41.1987.
  72. Pugh, S.F., Kovaleski, J.E., Heitman R.J. and Gilley, W.F. Upper and lower body strength in relation to ball speed during a serve by male collegiate tennis players. *Percept Mot. Skills* 97: 867-872. 2003.
  73. Pyne, D.B., Duthie, G.M., Saunders, P.U., Petersen, C.A. and Portus, M.R. Anthropometric and strength correlates of fast bowling speed in junior and senior cricketers. *J. Strength Cond. Res.* 20:620-626, 2006.
  74. Sale, D.G. Neural adaptations to strength training. In: *Strength and power in Sports.* P.V. Komi, P.V. (ed.), Blackwell Publication, London, pp. 249-265,1992
  75. Schmidtbleicher, D. and Buehrle, M. Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. In: *Biomechanics X-B*, Johnson, B. (ed).: Human Kinetics, Champaign, IL,pp.615-620, 1987.
  76. Schmidtbleicher, D. Training for power events. In: *Strength and Power in Sport.* Komi, P.V. ed. Blackwell Publication, London, pp 381-395,1992

77. Siff, M.C. The functional mechanics of abdominal exercise. *S. Afr.J. Sports Med.* 6:15-19. 1991.
78. Stanforth, D., Stanforth, P.R., Hahn, S.R. and Phillips, A. 10 week training study comparing resistaball and traditional trunk training *J. Dance Med. Sci.* 2:134-140.1998.
79. Stanton, R., Reaburn, P.R. and Humphries, B. The effect of short-term Swiss ball running on core stability and running economy. *J. Strength Cond. Res.* 18:522-528.2004.
80. 谷本道哉. スポーツに「筋力」は不要なのか? (その1), シリーズ スポーツトレーニングの誤解を解く-科学的に, かつわかりやすく面白く, *Training Journal*, 11: 56-59, 2006.
81. Terzis, G and Georgiadis, G, Vassiliadou, E. and Manta, P. Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *Eur. J. Appl. Physiol.* 90:10-15, 2003.
82. Thompson, C.J. and Bembem, M.G Reliability and comparability of the accelerometer as a measure of muscular power. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 31:897-902, 1999.
83. Vera-Garcia, F., Greine, S. and McGill, S. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther.* 80:564-569. 2000.
84. Wallenstein, S., Zucker C. and Fleiss, J.L. Some statistical methods useful circulation research, *Circulation Res.*, 47,:1-9, 1980.
85. Willardson, J.M. The effectiveness of resistance exercises performed on unstable equipment. *Strength Cond. J.* 26:70-74. 2004.
86. Wilson, G.J., Newton, R.U., Murphy, A.J. and Humphries, B.J. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 25:1279-1286, 1993.
87. Yamashita, N., Moritani, T. Anticipatory changes of soleus H-reflex amplitude during execution process for heel raise from standing position. *Exp. Brain Res.* 490:148-151, 1989.
88. 山下謙智. 随意・多関節運動の制御, In: *多関節運動入門 The essential guide to kinesiology regarding multijoint human movements*. NAP Limited. Tokyo, pp69-83, 2007.
89. Yoon, J. Physiological profiles of elite senior wrestlers. *Sports Med.* 32:225-233. 2002.

## 副論文となる原著

Koshida, S., Urabe, Y., Miyashita, K., Iwai, K., Tanaka, K. and Kagimori, A. Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *J. Strength Cond. Res.* In press.