

Open Kinetic Chain および Closed Kinetic Chain での
高角速度トレーニングが姿勢制御に及ぼす効果

2020

吉備国際大学大学院
保健科学研究科
保健科学専攻

D311704 宮地 司

目次

定義, 省略文字等のリスト 3

序章 序論 (総合)

第1節 研究背景 4
第2節 研究目的 7
第3節 論文構成 8

第1章 Isokinetic closed kinetic chain での下肢筋力評価および運動法の開発

第1節 緒言 10
第2節 方法 11
 第1項 被験者 11
 第2項 実験手順 11
 第3項 OKC および CKC での筋力測定方法 11
 第4項 筋電図解析 13
 第5項 統計解析 13
第3節 結果 14
 第1項 Isokinetic CKC での筋力測定の信頼性 14
 第2項 OKC と CKC のピークトルクの比較および相関関係 14
 第3項 ピークトルク発揮時の膝関節屈曲角度の比較 15
 第4項 筋活動の比較 16
第4節 考察 17
第5節 結語 19

第2章 様々な関節角速度の筋力と瞬間的な姿勢制御の関係性 –高速での筋出力特性に着目して–

第1節 緒言 21
第2節 方法 22
 第1項 被験者 22
 第2項 実験手順 22
 第3項 姿勢制御能力の測定 23
 第4項 OKC および CKC での筋力測定 24
 第5項 統計解析 24
第3節 結果 25
 第1項 基本属性および姿勢制御能力の指標 25
 第2項 OKC・CKC での筋力および筋パワーの比較 26
 第3項 姿勢制御の指標と筋力および筋パワーとの相関関係 27

第4節 考察	29
第5節 結語	31
<hr/>	
第3章 高角速度での筋力増強トレーニングが瞬間的な姿勢制御に及ぼす効果	
第1節 緒言	33
第2節 方法	34
第1項 被験者	34
第2項 実験手順	34
第3項 筋力増強トレーニング	35
第4項 筋力測定	35
第5項 姿勢制御能力の測定	35
第6項 統計解析	36
第3節 結果	37
第1項 OKC および CKC での筋力の比較	37
第2項 緩衝係数および COP 軌跡長の比較	38
第4節 考察	40
第5節 結語	42
<hr/>	
第4章 総合考察	43
<hr/>	
終章	
第1節 結論 (総合)	45
第2節 研究の限界	46
謝辞	47
参考文献	48

定義, 省略文字等のリスト

本研究で使用した用語の定義, 省略文字は以下である.

用語の定義

緩衝係数: 衝撃吸収性の指標であり, 床反力垂直成分ピーク値を着地からピーク到達までの時間で除した値 (平均増加率). 値が小さいほど衝撃吸収性が良好である.

省略文字 (アルファベット順)

ACL : Anterior cruciate ligament (前十字靭帯)

ADL : Activities of Daily Living (日常生活動作)

CKC : Closed Kinetic Chain (閉運動連鎖)

COP : Center of pressure (足圧中心)

CS-30 : Chair stand-30 (30秒椅子立ち上がりテスト)

FRT : Functional Reach Test

GM : Gluteus maximus (大殿筋)

ICC : intraclass correlation coefficients (級内相関係数)

JAPT : Joint Angle at Peak Torque (ピークトルク発揮時の膝関節屈曲角度)

LG : Lateral gastrocnemius (腓腹筋外側頭)

LH : Lateral hamstring (外側ハムストリング)

MG : Medial gastrocnemius (腓腹筋内側頭)

MH : Medial hamstring (内側ハムストリング)

OKC : Open Kinetic Chain (開運動連鎖)

PT : Peak Torque (ピークトルク)

QOL : Quality of Life (生活の質)

RF : Rectus femoris (大腿直筋)

SDL テスト : Single leg drop jump landing test (片脚ドロップジャンプ着地テスト)

TUG : Timed Up & Go Test

VL : Vastus lateralis (外側広筋)

VM : Vastus medialis (内側広筋)

序章 序論 (総合)

第1節 研究背景

我が国では、生活環境や医学の発展により平均寿命が急速に延伸され、2010年以降、超高齢社会を迎えている¹⁾。2015年に推計された平均寿命では男性80.8歳、女性87.1歳であり世界最高水準の長寿国となっている。近年では、平均寿命の他に健康寿命という言葉が注目されており、「健康上の問題で日常生活が制限されることなく生活できる期間」と定められている。健康寿命においても、2013年時点で、男性71.2歳、女性74.2歳と世界最高水準となっているが、平均寿命と比較して約10年も短くなっており国民の健康づくりが重要視されている²⁾。

高齢化への対策および健康寿命の延伸を目的として、2000年に介護保険制度が施行され、2006年には新予防給付も開始された。これらの制度を利用して、積極的に予防事業に取り組んでいるのが現状である³⁾。

様々な疾患により要介護状態へ移行するリスクが増大するが、その要因の一つとして転倒が挙げられる⁴⁾。地域在宅高齢者の年間転倒率は約20%と言われており、男性と比較して女性に多く、高齢になるにつれて割合は増加すると報告されている⁵⁾。また、健康で活動的な者ほど転倒率が高いことも報告されている⁶⁾。転倒による骨折者数は増加の一途であり、転倒に関連する医療費は全体(40兆円)の5%を占めているため医療費増大の一要因となっている⁷⁾。さらに、転倒後の骨折に起因する要介護状態への移行率は全体の12.5%と高く、高齢者の転倒は自身の生活の質(Quality of Life : QOL)の低下を招く⁸⁾。以上より、転倒は個人的問題だけではなく社会的問題にもなっているため、転倒予防は喫緊の課題である。

転倒の原因の第1位は「躓き」であり、前方への転倒が約70%を占めている⁹⁾。躓きは、歩行時のクリアランスの低下、視覚機能の低下や反応時間の遅延など様々な退行性変化により引き起こされることが報告されている¹⁰⁻¹²⁾。これらのことから高齢者は若年者と比較して躓く頻度が高いと言える。また、躓きのみならず転倒の原因として、姿勢制御能力も重要視されている。高齢者の姿勢制御能力の低下は加齢の影響が顕著であり、下肢の筋力や筋収縮速度、持久力、固有感覚など、いくつかの変化が重なった結果と考えられている¹³⁾。実際に転倒を誘発させ、転倒のしやすさ(転倒回避能力)について検証した報告では、健常若年者や中年者と比較して高齢者の転倒回数は有意に多かったことを示している¹⁴⁻¹⁷⁾。つまり、高齢者は躓きやすいだけではなく、転倒回避動作である躓き後のステップ動作を行う能力も低下している。

高齢者において、転倒予防に対する介入は運動機能向上を目的としており、下肢筋力トレーニングの有用性に関する報告が散見される¹⁸⁻²¹⁾。これらは身体機能低下に対するアプローチであるが、結果的に転ばない身体づくりを目指している。転ばない身体づくりを目的としたトレーニングは、転倒に直結する「ふらつき」や「躓き」などが生じないように姿勢や動作を安定させることが主であり、ステップなどの転倒回避動作に着目した転倒予防プログラムは少なく、これに対する介入方法は確立されていないのが現状である²²⁾。

「滑り」や「躓き」などの外乱刺激に対して転倒を回避するためには、初期の重心の偏倚を最小に

抑えることが重要であり²³⁾、そのためには急速な立ち直り反応とステップ反応が重要である。これらの反応は視覚、前庭覚および体性感覚からの入力刺激を統合し、瞬時に適切な筋出力が求められる²⁴⁻²⁶⁾。また、崩れた姿勢を素早く修正するためには体幹筋よりも下肢筋が重要であり、その中でも特に大腿直筋の重要性が指摘されている²⁷⁾。そして高齢者では、健常成人と比較して筋の反応潜在時間が延長、筋の発火量減少および拮抗筋の同時収縮時間の延長などが観察され、姿勢反応そのものが遅延していると報告されている²⁸⁾。これらのことから、高齢者の転倒予防では転倒回避能力の強化が望まれている。

ステップ動作は、感知してから動作に移るまでの「反応時間」、ステップ脚の「振り出し」、振り出した下肢を接地してから姿勢を安定させる、所謂、踏ん張るという動作の「姿勢制御」の3相に分類される²⁹⁾。高齢者のステップ動作は、若年者と比較して、反応時間の低下やステップ速度の低下に伴うステップ長の短縮³⁰⁻³¹⁾、一步で踏みとどまれず複数ステップをとり易いことが報告されている³²⁾。

まず、第1相である反応時間に関する報告では、高齢者は二重課題の条件下ではステップの反応時間が遅延することが示されている³³⁾。反応が遅延する要因として、高齢者は、情報処理できる注意の容量が低下するため注意の配分が困難になること³⁴⁾、加齢により情報処理そのものが遅延し、反応動作が遅延もしくは欠如することが大きく関与していると考えられている³⁵⁾。しかし、二重課題下により反応時間は遅延するものの、認知課題付与によるステップ反応の遅延は0.05秒程度でしかないため、実際の転倒場面で大きな影響を与えるかどうかは疑問であるとも報告されている³⁶⁾。

第2相であるステップ脚の振り出しに関する問題において、高齢女性では健常者や高齢男性と比較して、著しくステップ速度の低下やステップ長の減少があると報告されている³⁷⁾。つまり、転倒回避は下肢を素早く大きく踏み出す能力が求められており、股関節屈曲、膝関節伸展、足関節底屈パワーを瞬時に産出することが必要である³⁸⁾。

第3相のステップ着地時の姿勢制御では、高齢者は筋力低下により一步で踏みとどまれず複数ステップになり³²⁾、複数ステップに頼る者は転倒のリスクが高いと報告されている³⁹⁾。また、ステップ着地時に複数ステップになるかどうかは、着地時の体幹の前傾角度に左右されることも示されている²⁹⁾。即ち、下肢筋力の低下やステップ着地時の体幹前傾角度の増加が複数ステップを誘発し、転倒リスクの増加に繋がっている。

これらのことから、ステップ動作は、姿勢制御が困難な状態になったことを感知する能力や下肢を素早く振り出す能力、ステップ脚接地後の素早い筋力発揮による姿勢制御能力という一連の流れを瞬時に行うため敏捷性が求められる。実際に、ステップ動作において敏捷性の必要性についての報告も為されている⁴⁰⁾。

敏捷性を必要とする動作として、ジャンプや走動作が挙げられる⁴¹⁾。これらの動作は瞬間的に大きな筋力を発揮する必要があるため、筋収縮速度が低速よりも高速での筋力とより強い相関があると報告されている⁴²⁻⁴³⁾。従って、瞬時の姿勢制御能力においても、ジャンプ等と同様に高速での筋力が重要となるのではないかと推察される。

筋肉による力の発揮は、収縮速度とは関係なく、ミオシンの頭部であるクロスブリッジがアクチンフィラメントと結合・解離することによって行われている⁴⁴⁻⁴⁶⁾。また、筋力と筋収縮速度の関係には

法則性がみられ、どちらか一方が増加すると他方は減少することが知られている⁴⁷⁾。つまり、年齢など加齢的变化にかかわらず、高速での筋力は低下するのである。さらに、筋力は20歳代前半から低下が始まり、加齢が進むにつれて個人差が大きくなることが報告されており⁴⁸⁾、高齢者においては、筋発揮や素早い筋収縮能力を有する速筋線維が有意に減少し、相対的に遅筋線維の割合が増加している⁴⁹⁾。これらのことから、高齢者は躓き易いだけでなく転倒を回避する能力さえも低下していることが推察される。

転倒予防を目的とした介入として、筋力増強トレーニングの他に、姿勢調節を行いながら全身をゆっくり、大きく動かすことを特徴とした太極拳も転倒予防に効果的であると報告されている⁵⁰⁾。これらの報告で使用されている評価項目の多くは、片脚立位時間や **Functional Reach Test (FRT)**、**Timed Up & Go Test (TUG)** 等であり、安定した姿勢や姿勢制御を行いながら動作を遂行する能力を評価している。しかし、ステップ動作で求められる姿勢制御には、崩れた姿勢を瞬時に修正する能力が求められる。外乱刺激によりステップを誘発させ、バランス回復を調査するための方法として **Tether-release** 法が挙げられる⁵¹⁾。これは被験者の背面をワイヤーで牽引した状態で身体を前傾させ、牽引を解除することでステップを誘発させる方法である。実際にステップを誘発させ瞬時の姿勢制御を測定しているが、このステップによる姿勢制御は支持脚による姿勢制御の影響を受け⁵²⁾、ステップ脚による姿勢制御能力のみを測定することができない。そこで、近年、片脚ドロップジャンプ着地テスト (**single leg drop jump landing test : SDL** テスト) が注目されている⁵³⁾。SDL テストは片脚にて台から飛び降り、着地直後の重心動揺などを測定するものである。そのため、一度、身体が空中に浮いており、片脚での着地時の姿勢制御能力を測定可能である。

また、ステップ動作を含むヒトの動作の多くは閉運動連鎖 (**Closed Kinetic Chain : CKC**) での運動である。CKC と開運動連鎖 (**Open Kinetic Chain : OKC**) では、運動特性が異なることが知られており⁵⁴⁾、CKC において二関節筋は特有の作用を有することも示されている⁵⁵⁾。それにもかかわらず、臨床で行われている筋力測定の多くは OKC での等尺性もしくは低速での測定となっている⁵⁶⁾。これらのことから、SDL テストを用いて瞬時の姿勢制御能力と OKC や CKC での高速の筋力との関係性を解明することは、転倒回避能力を考慮した新たな転倒予防プログラムの開発の一助となると考える。

第2節 研究目的

本研究は、新たな転倒予防プログラムの考案に向けた基礎的研究として位置付けている。そのため、OKC および CKC それぞれの異なる関節角速度での筋力と瞬間的な姿勢制御能力の関係性を明らかにし、姿勢制御能力を向上させる為の介入方法を検討することを目的とする。

具体的には、等速性運動機器を用いた OKC での筋力測定法は確立されているため、OKC で用いる同一の機器での CKC の筋力測定法および運動方法を開発した。その後、OKC、CKC それぞれで様々な関節角速度の筋力と姿勢制御能力を測定し、関係性について検討した。それにより、姿勢制御能力と関係性が最も高い関節角速度の筋力を解明し、その関節角速度において OKC、CKC それぞれで介入を行い、より効果的な介入方法を検討する。

第3節 論文構成

本研究の論文構成を以下に示す。

第1章では、ヒトの動作に直結する **Isokinetic CKC** での下肢筋力評価および運動法を開発した。

第2章では、高速での筋力に着目して、様々な関節角速度条件における従来の下肢筋力の指標である **OKC** での筋力と開発した筋力測定法で計測した **CKC** での筋力をそれぞれ測定し、瞬時の姿勢制御との関連性について検討した。

第3章では、第2章で姿勢制御に最も関与する関節角速度の筋力が明らかとなったため、**OKC**、**CKC** それぞれの条件下において介入して効果を検討した。

第4章および終章では、本研究の1章、2章、3章の結果から、高速での筋力、つまり筋パワーの重要性と高角速度トレーニングによる介入効果について考察を行い、さらに今後の課題について考察した。

なお、第1章の **Isokinetic closed kinetic chain** での下肢筋力評価および運動法の開発、第2章の様々な関節角速度での筋力と姿勢制御の関係性 — 高速度での筋出力特性に着目して — の一部は、それぞれ理学療法科学に投稿して出版もしくは受理された論文である。

第 1 章

Isokinetic closed kinetic chain での 下肢筋力評価および運動法の開発

第1節 緒言

膝関節において OKC での伸展運動を行うと、大腿四頭筋の単独収縮が起こるため、膝関節の伸展に伴い脛骨の前方引き出し力が増加する。一方、CKC では大腿四頭筋とハムストリングスの同時収縮を引き起こし、前十字靭帯 (anterior cruciate ligament : ACL) に働く過大な張力を減少させるとして、ACL 再建術後のリハビリテーションとして普及してきた⁵⁷⁻⁵⁸⁾。また、日常生活動作 (Activities of Daily Living : ADL) をはじめとしたヒトの動作の多くは CKC での運動であり、OKC と CKC では運動特性が異なることも報告されている。それにもかかわらず、Isokinetic での筋力評価機器の大半は OKC での測定である。Isokinetic での筋力評価機器は高価であるが、近年、臨床で使用されている施設も多くなってきている。また、Isokinetic CKC での測定も可能になり始めたが⁵⁹⁾、CKC での計測は標準装備されておらず、オプションとして高額な資金が必要となるため Isokinetic CKC での筋力測定そのものは普及していないのが現状である。

そのため、本研究の目的は Isokinetic CKC での筋力測定法を、従来の Isokinetic OKC での筋力評価機器を利用して開発することとした。

第2節 方法

第1項 被験者

本研究の被験者は、まず、整形外科的および神経学的疾患等の既往のない健常成人男性 10 名 (20.2 ± 3.5 歳, 身長: 170.1 ± 4.8 cm, 体重: 68.0 ± 7.7 kg; 平均 \pm 標準偏差) を対象に筋力測定法について検者内信頼性の検討を行い、その後、1 名の被験者に対して計 6 名の検者による検者間信頼性を検討した。

次に、健常成人男性 30 名 (年齢: 20.5 ± 4.2 歳, 身長: 171.0 ± 6.4 cm, 体重: 65.4 ± 8.3 kg) および健常成人女性 30 名 (19.2 ± 0.9 歳, 身長: 159.1 ± 5.3 cm, 体重: 53.2 ± 5.5 kg) の計 60 名を対象に OKC と CKC での筋出力の関係性について検討した。測定当日に体調不良を訴える者および身体に疼痛を訴える者は対象から除外した。

なお、本研究は東京医療学院大学研究倫理委員会の承認 (17-34H) を得て実施し、対象者には紙面および口頭にて十分に説明を行い、同意の得られた者を対象者とした。

第2項 実験手順

まず、開発した Isokinetic CKC での筋力測定法について信頼性の検討を行った。筋機能解析装置 CYBEX NORM (メディカ株式会社) を用いて、開発した Isokinetic CKC での筋力測定を行い、測定されたピークトルク (Peak Torque: PT) の検者内信頼性を求めた。その後、同一被験者に対して計 6 名が測定を行い、検者間信頼性も検討した。また、OKC での測定に関しては既に多くの研究があるため⁶⁰⁾、開発した CKC での測定のみ信頼性の検討を行った。

次に、Isokinetic OKC および CKC での筋力測定を行い、PT および PT 発揮時の膝関節屈曲角度 (Joint angle at peak torque: JAPT) を算出し、関係性について検討を行った。また、OKC, CKC それぞれでの測定時に下肢筋活動も記録した。

第3項 OKC および CKC での筋力測定方法

Isokinetic OKC での筋力測定は、膝関節伸筋群について、CYBEX が推奨する通常の設定にて膝関節 $0 \sim 90^\circ$ の範囲で伸展-屈曲運動を実施した (図 1)。

Isokinetic CKC での測定では、試作したフットプレート (オージー技研) を使用した (図 2)。足長に応じて踵部にパッドを当て、フットプレートの回転軸と足底中央が合うように設置し、足関節と前足部の 2 ヶ所をベルトで固定した。レバーアームの先端にフットプレートを装着し、基本的には股関節屈曲-伸展モードにて、下肢を伸展する力をトルクとして計測を行った。計測肢位については、背もたれは床面に対して水平から 30° 屈曲位とした。下肢は膝関節伸展位 (0°) の状態でレバーア

ームが水平、さらに膝関節屈曲 90° の状態でレバーアームが垂直となる様に設定し、ダイナモメータと膝関節角度を一致させた (図 3)。下肢伸展 - 屈曲運動を求心性収縮にて行い、下肢伸展方向での出力を計測した。また、屈曲方向への出力は、固定が足部のベルトのみであるため安定した出力が得られないため計測から除外した。

測定条件は OKC, CKC ともに膝関節 $0\sim 90^\circ$ の範囲で 3 回とし, PT および JAPT を算出した。関節角速度の設定は, 等速性筋力測定で多用されている 60 deg/sec とし⁶¹⁻⁶³⁾, 測定回数も先行研究を参考に 3 回とした⁶⁴⁾。PT は体重で正規化し, 3 回測定の最大値を計測値として使用した。



図 1 : OKC での筋力測定



図 2 : 試作したフットプレート



図 3 : CKC での筋力測定

左 : 膝関節伸展位でレバーアームを水平に設定

右 : 膝関節屈曲 90° 屈曲位でレバーアームを垂直に設定

第4項 筋電図解析

OKCでの膝伸展運動およびCKCでの下肢伸展運動時に表面筋電計（Nicolet Viking IV, Nicolet Biomedical Inc., USA）を用いて、下肢筋活動を記録した。被験筋は大殿筋（Gluteus maximus : GM）、大腿直筋（Rectus femoris : RF）、内側・外側広筋（Vastus medialis : VM, Vastus lateralis : VL）、内側・外側ハムストリングス（Medial hamstring : MH, Lateral hamstring : LH）、内側・外側腓腹筋（Medial gastrocnemius : MG, Lateral gastrocnemius : LG）の計8筋とした。サンプリング周波数は20 kHzで20 Hzから10 kHzの周波数帯で行われた。また、筋活動の有無についての確認のみであるため、整流処理などは行わず生波形を使用した。

第5項 統計解析

統計解析は、SPSS ver. 24.0を用いて、まずIsokinetic CKCで測定されたPTについて級内相関係数ICC (1,1) およびICC (2,1) を求めた。次に、OKCおよびCKCにおけるPT, JAPTの比較は対応のあるt検定を行い、それぞれのPTの関係性についてPearsonの積率相関係数を算出した。また、有意水準は5%とした。

第3節 結果

第1項 Isokinetic CKC での筋力測定の信頼性

Isokinetic CKC における PT の信頼性について、10名の被験者それぞれ3回の反復測定から得られた ICC (1,1) は 0.966, 6名の検者の測定から得られた ICC (2,1) は 0.964 であり、検者内および検者間信頼性はともに良好な値であった (表 1).

表 1 : Isokinetic CKC の信頼性

		95% confidence interval
ICC(1,1)	0.966	0.907 - 0.991
ICC(2,1)	0.964	0.918 - 0.989

第2項 OKC と CKC のピークトルクの比較および相関関係

PT 値は、男性では OKC が 3.2 ± 0.4 Nm/kg, CKC が 6.3 ± 0.9 Nm/kg であり、女性では OKC が 2.3 ± 0.4 Nm/kg, CKC が 4.6 ± 0.8 Nm/kg であり、性別に関係なく CKC は OKC の約 2 倍と有意に高値を示した (図 4). また、それぞれの PT 値は、性別に関係なく非常に強い相関関係 (男性 $r=0.731$, 女性 $r=0.817$) を示した (図 5).

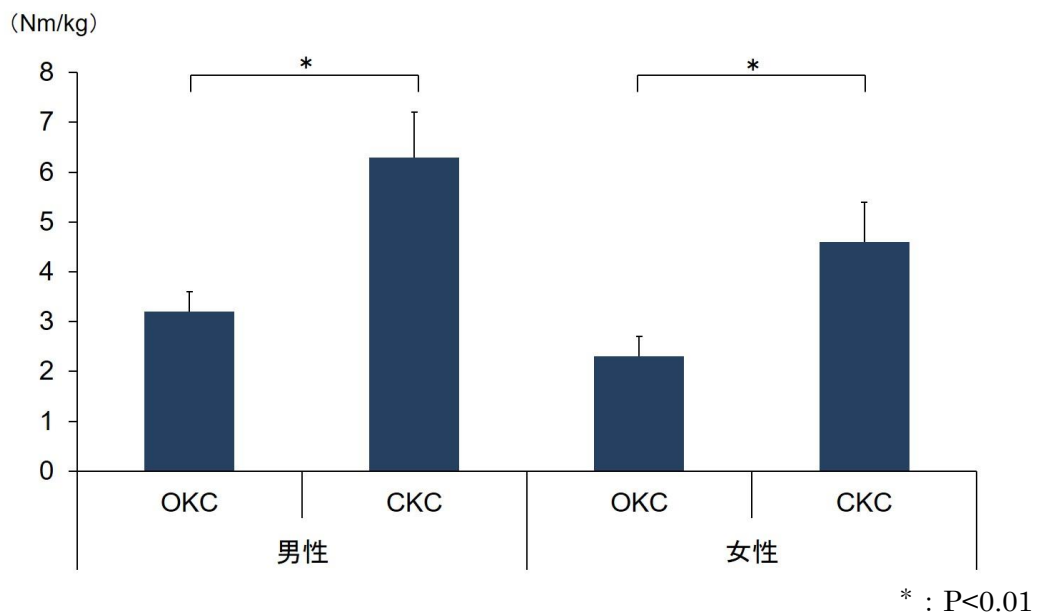


図 4 : OKC および CKC での PT の比較

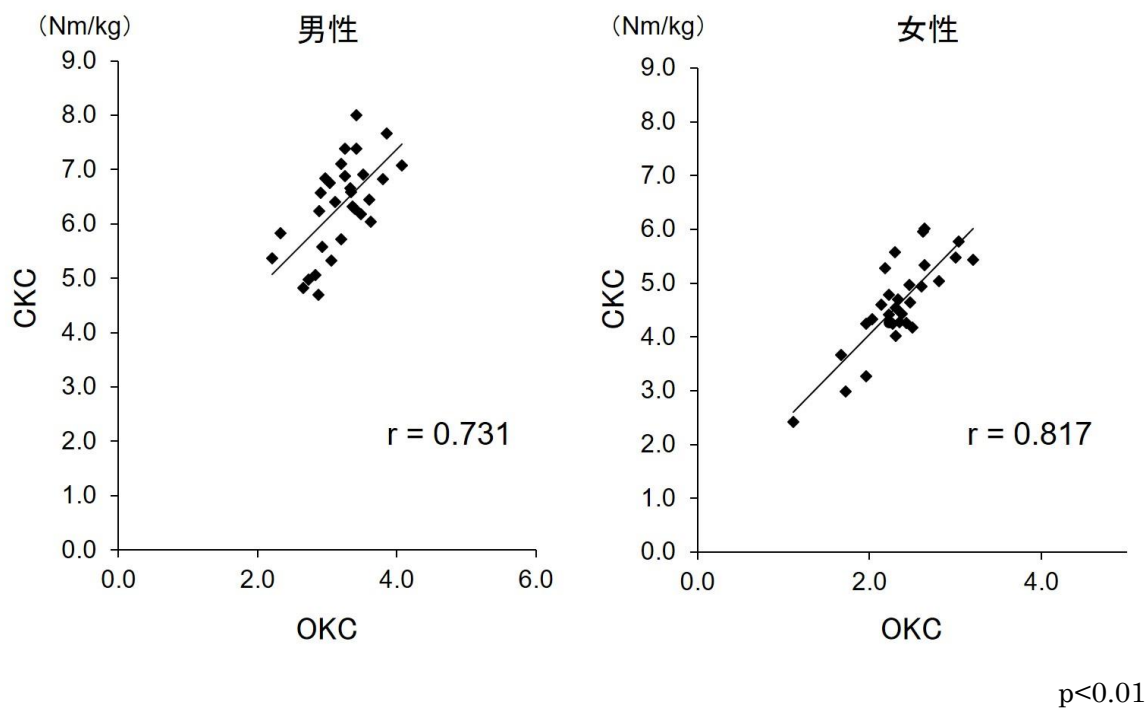


図 5 : OKC および CKC での PT の相関関係

第 3 項 ピークトルク発揮時の膝関節屈曲角度の比較

JAPT では、男性の OKC が $57.4 \pm 4.1^\circ$ 、CKC が $56.6 \pm 4.3^\circ$ 、女性の OKC が $56.4 \pm 4.5^\circ$ 、CKC が $57.0 \pm 6.4^\circ$ であり、性別に関係なく同様の値を示した (図 6)。

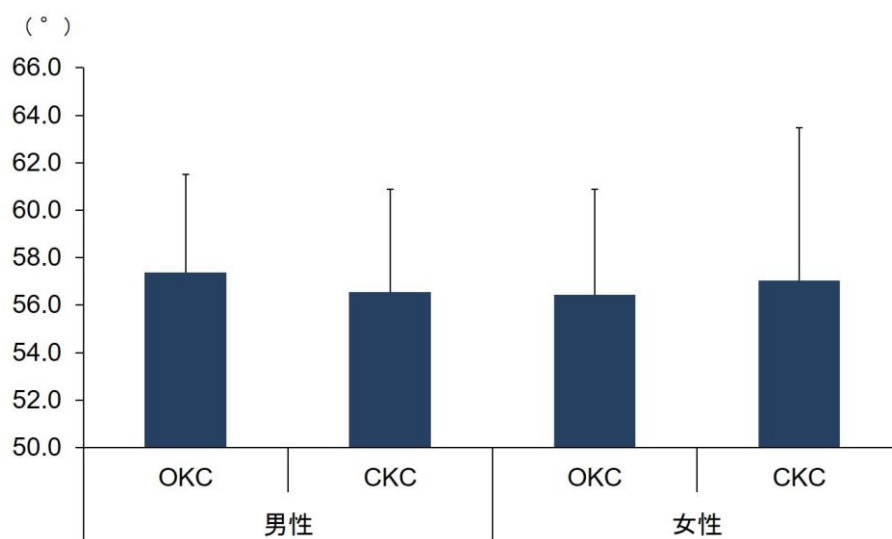


図 6 : JAPT の比較

第4項 筋活動の比較

関節角速度 60 deg/sec における OKC での膝伸展運動では大腿四頭筋のみ活動していたが、CKC での下肢伸展運動では計測した全ての下肢筋が活動していた (図7).

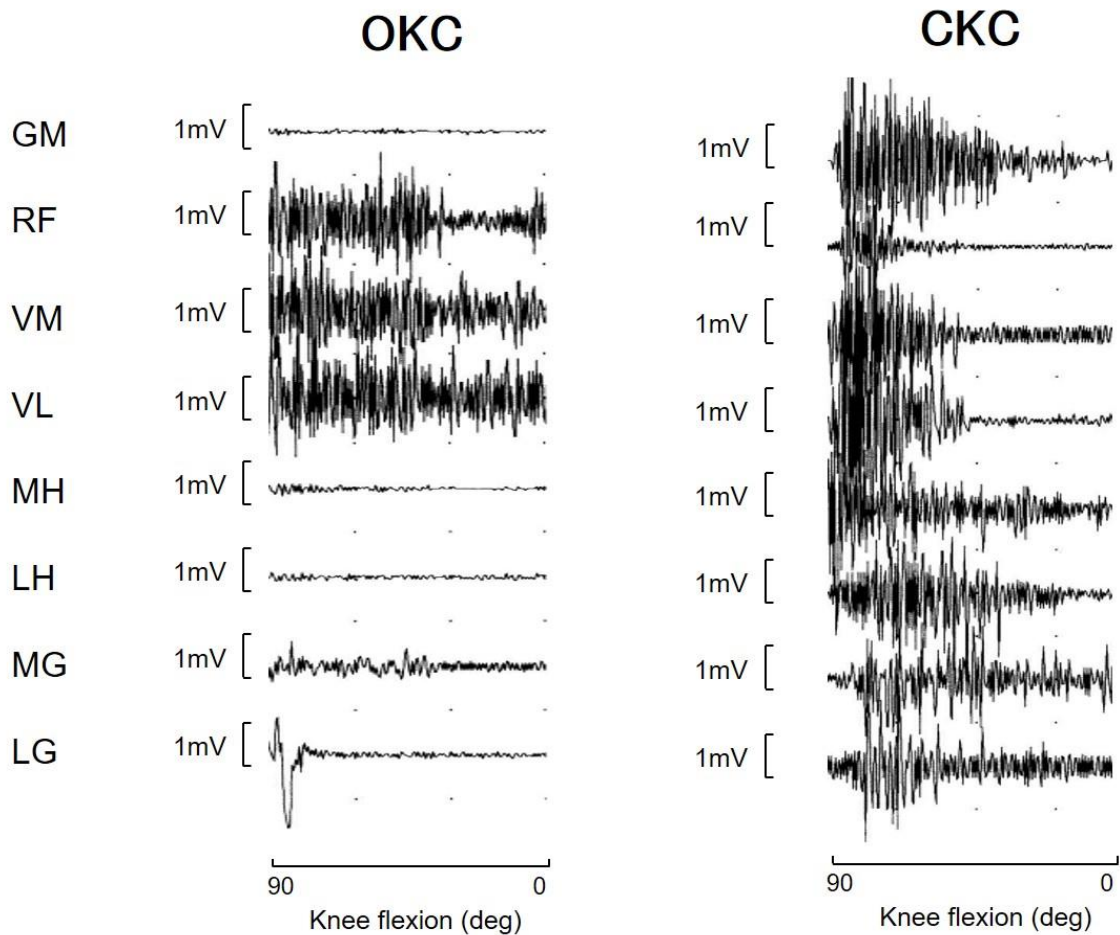


図7：OKC での膝伸展およびCKC での下肢伸展運動中の筋活動

OKC：膝伸展時の筋活動，CKC：下肢伸展時の筋活動（60 deg/sec での運動）

GM：大殿筋，RF：大腿直筋，VM・VL：内側・外側広筋，

MH・LH：内側・外側ハムストリング，MG・LG：内側・外側腓腹筋

第4節 考察

現在、リハビリテーションにおける筋力測定は、徒手筋力テストやハンドヘルドダイナモメーター、等速性筋力評価機器等で行われているが、これらの大半は OKC での測定である。また、ADL 動作をはじめとしたヒトの動作は CKC での運動であり、動作に直結する CKC での筋力がより重要と考えられる。本研究の結果より、開発した CKC での筋力測定法は CYBEX の正しい使用方法とは言い難いが、ICC (1,1) および ICC (2,1) の値はともに 0.9 以上と高値を示した。ICC の判定は 0.81 - 1.00 が almost perfect (完璧) とされていることから⁶⁵⁾、本測定方法は高い再現性が得られたと考えられる。このことは、臨床の場面においても本測定方法は筋力の指標として使用できることを示唆している。

運動様式において、膝関節での OKC 運動では大腿四頭筋の単独収縮が起こり、膝関節伸展に伴い脛骨の前方引き出し力が増加する。そのため、ACL 再建術後患者に対してはストレスが大きいことが問題であると報告されている⁶⁶⁾。また、術後 6 ヶ月経過後において CYBEX を用いた OKC での筋力測定は、1 回のみでの測定では問題は無かったが、症例間においてばらつきが大きいため慎重に行う必要があるとされている⁶⁷⁾。一方、CKC では大腿四頭筋とハムストリングスが共同収縮を行うため、脛骨の前方引き出し力が抑制され ACL への負荷が軽減される^{68,69)}。それにもかかわらず、臨床での CKC による筋力測定はほぼ行われていないことが現状である。

近年、CYBEX や BIODEX において、オプションとしてではあるが CKC での筋力測定が可能となったが、これらは座位にてフットプレートを直線的に蹴るという動作(レッグプレス)であり、この場合の足部反力は主に膝関節屈曲モーメントが生じ、股関節屈曲モーメントは弱い⁶⁶⁾。そのため、大腿四頭筋の単独収縮となり、CKC の利点である共同収縮が得られず、脛骨前方引き出し力を抑制させることは難しい。しかし、筋電図の結果より開発した本測定方法では、ハムストリングスを含む計測した全ての下肢筋が活動していた。本測定方法における下肢伸展動作は、レッグプレスと比較して下肢伸展時に蹴り下ろす要素を含んでいる。そのため、より多くの股関節伸展モーメントが要求され、大殿筋やハムストリングスの筋活動を促すことができたと推察する。また、一般的に膝関節が最終伸展域に近づくにつれて脛骨の前方引き出し力は強くなっていくが、本測定方法は蹴り下ろす要素を含んでいるため、この場合の足部出力は膝関節から足部へ向かい、足関節底屈モーメントを発揮している⁷⁰⁻⁷¹⁾。筋電図の結果より足関節底屈筋である腓腹筋の筋活動は CKC 運動中、常時活動しておりハムストリングスも活性化されているため、膝関節最終伸展域を含めた全運動範囲を通して脛骨の前方引き出し力を抑制できると考える。さらに、測定姿勢の観点から、岡田ら⁷²⁾は、CKC での出力において体幹や股関節は屈曲 - 伸展の中間位で実施するよりも屈曲位の方がハムストリングスの筋活動が有意に増大すると述べている。本研究における CKC での測定肢位は、背もたれを床面に対して水平から 30° 屈曲位に設定していた。そのため、体幹または股関節が屈曲位となりハムストリングスの筋活動を促す一要因になったと考える。

本研究において、CKC での PT 値は OKC と比較して約 2 倍と有意に高値を示し、両者の PT 値の間には強い相関関係が認められた。JAPT においては運動様式に関係なく同様の角度であった。また、同一条件で計測を行えば本測定方法は高い信頼性が得られた。さらに、測定肢位が体幹または股関節

が屈曲位であったこと、CKCでの下肢伸展運動が蹴り下ろす要素を含んでいることから、ハムストリングスを活性化させることに繋がり、大腿四頭筋とハムストリングスの共同収縮が得られた。これらのことから、開発したIsokinetic CKCでの筋力測定法は、OKC運動が禁忌であるACL再建術後早期の患者においても下肢筋力評価を行えることが示唆された。

また、下肢筋力と姿勢制御は相関が高いことが報告されており⁷³⁾、高齢者においては動作に直結するCKCでの筋力測定は更に重要ではないかと考えられる。CKCでの下肢筋力の指標として30秒椅子立ち上がりテスト(Chair stand-30 : CS-30)が挙げられる⁷⁴⁾。CS-30は高齢者にも簡便に使用できるため多用されているが、最大筋力を測定することが困難であり筋持久力の要素を多く含んでいる⁷⁵⁾。そのため、筋活動は最大の30%程度と言われているADLとの関連性については報告されているが⁷⁶⁾、転倒回避時に行われるステップ動作は更に多くの筋活動が必要であると推察できる。本研究で開発したCKCでの筋力測定法は最大筋力が測定可能であり、動作に直結するため高齢者においても有用な測定法であると考えられる。

研究の限界として、本研究は若年健常者を対象としているため、大腿四頭筋が選択的に筋力低下をしている可能性のある膝蓋腱を用いたACL再建術後患者や、変形性膝関節症などの下肢筋力が低下している高齢者では、測定の再現性も含めて本研究結果がそのまま反映されるかどうかは不明である。そのため、今後はACL再建術後患者や高齢者を対象に検討を行い、健常者と比較することで臨床展開に繋がりたいと考える。

第 5 節 結語

本研究は、若年健常成人を対象に Isokinetic CKC での筋力測定法の開発を目的に研究を行った。その結果、測定の信頼性は良好であり、CKC での PT 値は OKC と比較して約 2 倍と有意に高値を示し、両者の PT 値の間には強い相関関係が認められた。そのため、本測定法は OKC での膝伸展筋力と同様に下肢筋力の指標となることが示され、さらに、大腿四頭筋とハムストリングスの共同収縮が得られたことから、本測定法は ACL 再建術後患者においても測定できることが示唆された。また、動作に直結する CKC での筋力が測定可能となったため、本測定法は高齢者においても有用であると考えられる。

第 2 章

様々な関節角速度の筋力と瞬間的な姿勢制御の関係性
—高速での筋出力特性に着目して—

第1節 緒言

転倒予防において姿勢制御能力の維持・向上は最重要課題である。高齢者の姿勢制御能力の低下は加齢の影響が顕著であり、下肢の筋力や筋収縮速度、持久力、固有感覚など、いくつかの変化が重なった結果と考えられている¹³⁾。これらの要因に対して、姿勢制御能力の向上を目的とした運動療法として下肢筋力増強訓練やバランストレーニングが盛んに行われて一定の効果を得ている。これらの報告で使用されている評価項目の多くは、片脚立位時間やFRT、TUG等であり、これらは安定した姿勢の評価または姿勢制御を行いながら動作を遂行する能力を評価している。しかし、姿勢制御能力は姿勢や動作の安定化だけではなく、崩れた姿勢を瞬時に修正する能力も求められるが、動的な状況下における姿勢制御能力の観点から検討された報告は少ない。近年、瞬間的な姿勢制御の指標としてSDLテストが注目され⁵³⁾、崩れた姿勢を修正する能力の評価が可能となった。

瞬間的な姿勢制御に影響を及ぼす因子として、筋力や筋収縮速度だけではなく筋パワーも重要である。高齢者において、筋力は若年者の82%、筋パワーは68%に低下しており、筋パワーの低下率の方が大きいと報告されている⁴⁸⁾。筋パワーは筋力と速度の積で求められるため、筋パワーの低下率が大きいことは、加齢により高速度での筋力の低下率も大きいことを意味している。

比較的高速度での下肢筋力の指標としてCS-30が挙げられるが、筋持久力を評価しており最大筋力の測定は困難である⁷⁴⁾。転倒回避動作は瞬間的に大きな筋発揮が求められるため、CS-30ではなく高速での最大筋力を測定する必要があると考える。しかし、臨床では高速度での最大筋力の評価は行われておらず、等尺性または低速での測定となっているため、高速度での筋力や筋パワーと瞬間的な姿勢制御の関係性を解明することは重要であると考えられる。また、筋力は20歳代から低下が始まり、加齢が進むにつれて個人差が大きくなるが高齢者を対象とした報告だけではなく、健常成人での報告も渉猟する限り見当たらない。そのため、まずは加齢による筋力低下が生じていない健常成人を対象に、基礎的データを解析することが重要であると考えられる。

以上より、本研究では健常成人に対して高速度での筋力に着目し、下肢筋力と瞬間的な姿勢制御の関係性を明らかにすることを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

対象は、神経学および整形外科的疾患等の既往を有さない健康成人男性70名とした。測定当日に体調不良を訴える者および疼痛を訴える者、日常的にトレーニングを行っている者は研究から除外した。

本研究は東京医療学院大学研究倫理委員会の承認（承認番号16-07H）を得て実施し、対象者には紙面および口頭にて十分に説明を行い、同意の得られた者を対象者とした。

第2項 実験手順

対象者は、まずSDLテストを行い、着地直後の重心動揺や床反力を計測した。次に、OKCまたはCKCそれぞれのPTを7条件の関節角速度で測定した。疲労の影響を考慮して3日後、同様に最初にSDLテストを実施し、次いで筋力測定（初日にOKC（CKC）を測定した者はCKC（OKC）の測定）を実施し関係性について検討した（図1）。また、SDLテストおよび筋力測定は全て利き脚にて行った。利き脚はボールを蹴る脚と定義した。

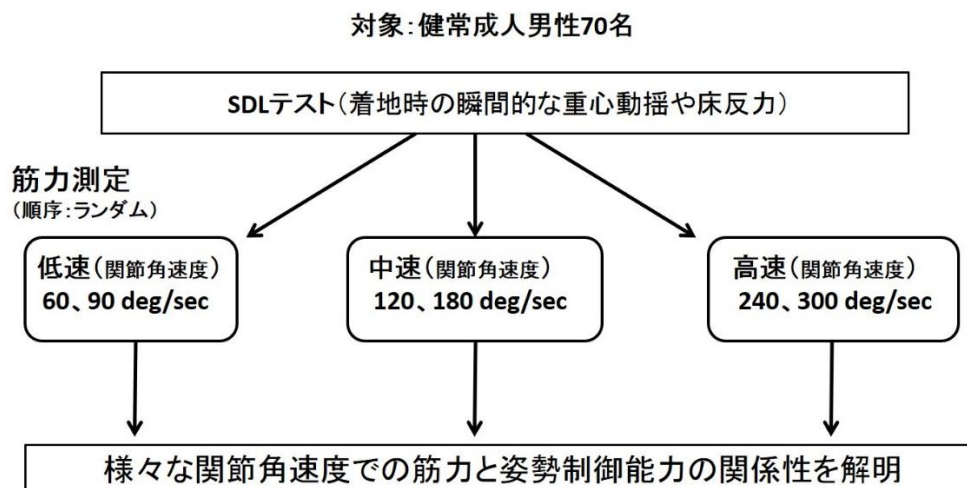


図1: 実験手順

第3項 姿勢制御能力の測定

瞬間的な姿勢制御の運動課題として、SDLテストを行った(図2)。高さ20cmの台の上で利き脚での片脚立位となり、上肢や体幹の影響を最小限にするために上肢は胸の前で腕組みを行った。この状態から片脚にて30cm前方へ飛び降り、着地時の肢位は特に支持せず、着地後は下肢を屈曲位のまま5秒間静止立位を維持するよう指示した。疲労の影響を考慮して筋力測定の前を実施した。また、着地時に遊脚と台の接触、5秒間の静止を維持できなかった場合は分析対象から除外した。10回の試技のうち前半の5回を練習、後半の5回のデータを分析対象とし、5回の平均値を測定値として使用した。着地後の床反力は、床反力計(TFP-4040A, テクノロジーサービス社製)を用いて、サンプリング周波数を1000Hzとして記録し、データはカットオフ周波数70Hzのローパスフィルタにて処理を行った。姿勢制御の指標として、緩衝係数(図3)と着地後20msから200msの間のCOP軌跡長(以下、COP軌跡長)を算出した。軌跡長は、着地後1秒間の軌跡長が5秒間の全長の58.6%を占めており、さらに1秒間の全長の約50%が200ms以内であることから⁵³⁾、着地後200ms以内の軌跡長を分析対象とした。また、着地後20ms以内は機器の感度の問題から除外した。計測した床反力は体重で、COP軌跡長は足長で正規化した。



図2: SDLテスト

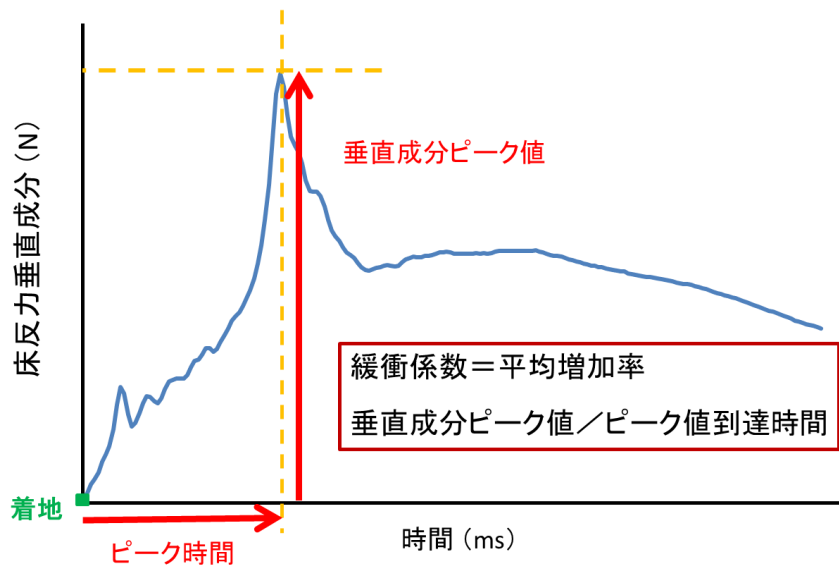


図3: 緩衝係数の算出方法

第4項 OKC および CKC での筋力測定

筋力測定は、筋機能解析装置 (CYBEX NORM, メディカ社製) を用いて、利き脚の等速性膝関節伸展筋力 (OKC) および下肢伸展筋力 (CKC) を測定した。測定肢位は OKC, CKC ともに第1章と同様とし、3 往復実施した。関節角速度は 0 (等尺性), 60, 90, 120, 180, 240, 300 deg/sec の 7 条件とし、測定順序は Excel にて乱数を発生させ無作為割り付けにて実施した。それぞれの角速度で得られた PT および PT を基に筋パワー (PT×速度) を算出し、体重で除した値を計測値とした。測定への影響を考慮して、測定前日および当日は激しい運動を控えるように指示した。測定は準備運動、事前練習をした後に実施し、各角速度での測定間隔は先行研究では 1 分とされていたが⁷⁾、7 種類の角速度での筋力測定を行うため疲労を考慮して 5 分間の休息時間を設け、さらに主観的な疲労感が回復していることを確認してから計測を行った。

第5項 統計解析

統計解析は、SPSS statistics ver.24.0 を用いて、OKC, CKC それぞれの角速度ごとの筋力および筋パワーの比較は一元配置分散分析を行い、多重比較として Tukey 法を行った。さらに、Excel にて効果量 η^2 (平方和を総和で除した値) を算出した。この値は一般的に、0.01 以下が効果量小、0.06 が効果量中、0.14 以上が効果量大と判断される。

また、姿勢制御の指標である緩衝係数および COP 軌跡長と筋力および筋パワーとの関係性について、Pearson の積率相関係数をそれぞれ算出した。いずれも、有意水準は 5% とした。

第3節 結果

第1項 基本属性および姿勢制御能力の指標

対象者の基本属性および姿勢制御の指標の測定結果を表1に示した。緩衝係数は、値が小さいほど衝撃吸収性が良好であり、COP軌跡長も値が小さいほど動揺性が良好であることを意味している。

表1：対象者の基本属性および姿勢制御の指標

対象者の基本属性 (n=70)	
年齢 (歳)	19.9 ± 3.1
身長 (cm)	172.1 ± 8.3
体重 (kg)	59.3 ± 9.3
足長 (cm)	24.8 ± 1.2
姿勢制御の指標	
緩衝係数 (%BW/ms)	6.6 ± 2.6
COP 軌跡長 (%足長)	76.1 ± 15.9

第2項 OKC・CKCでの筋力および筋パワーの比較

筋指標については、OKC、CKCともに関節角速度の増加に伴い発揮される筋力は有意に減少し、筋パワーは有意に増加した。その際の効果量はOKC、CKCともに大であった（OKC： $\eta^2=0.45$ ，CKC： $\eta^2=0.22$ ）。また、240 deg/secと300 deg/secでの筋力および筋パワーの比較のみ、どちらも有意差を認めなかった（図4、5）。

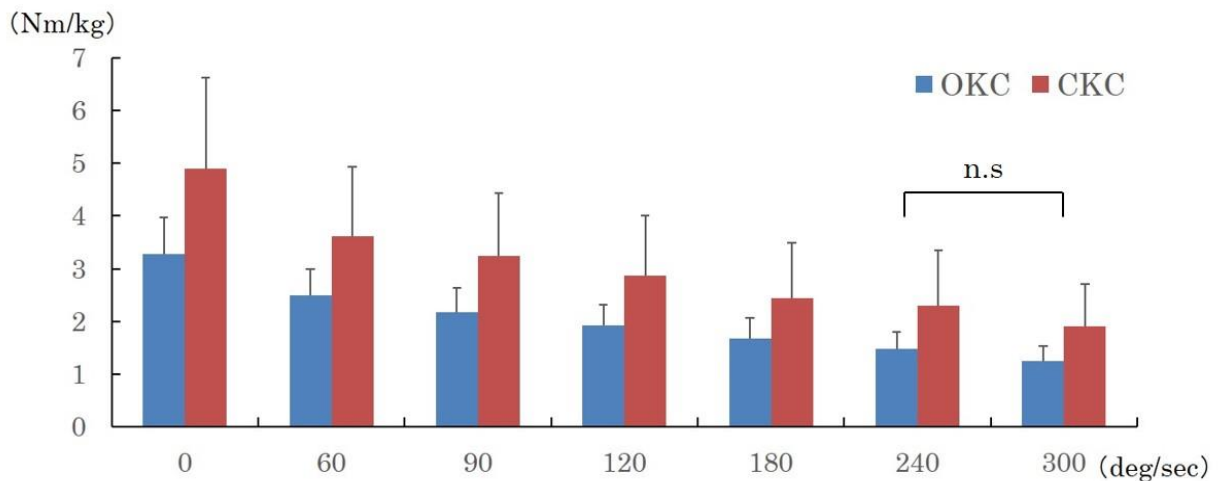


図4：各関節角速度での筋力の比較

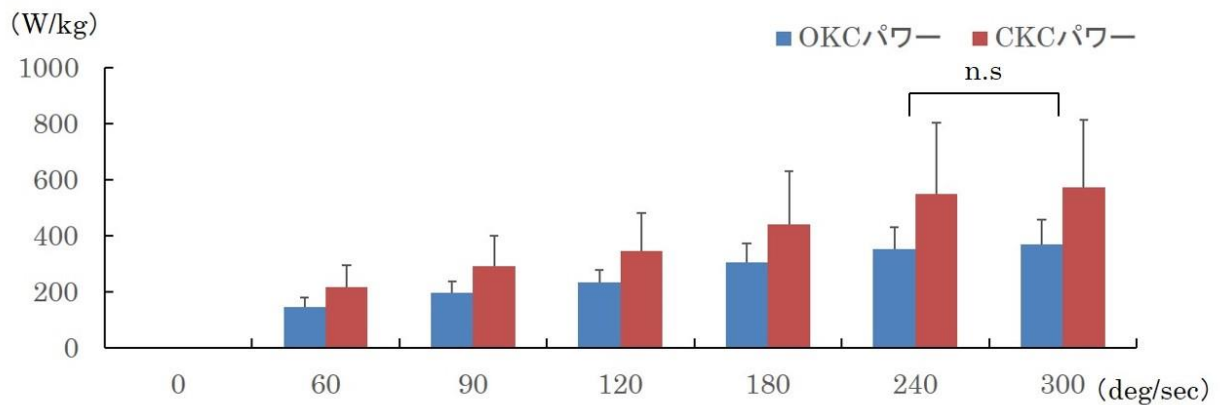


図5：各関節角速度での筋パワーの比較

第3項 姿勢制御の指標と筋力および筋パワーとの相関関係

筋力および筋パワーと緩衝係数の関係性については、OKC では 90 deg/sec 以上、CKC では 120 deg/sec 以上での筋力および筋パワーとそれぞれ負の相関関係を示したが、等尺性や 60 deg/sec 等の低速での筋力とは関係性を認めなかった。また、COP 軌跡長との関係についても、OKC では 120 deg/sec 以上、CKC では 90 deg/sec 以上において負の相関関係を示したが、それ以下の関節角速度での筋力との間には関係性を認めなかった。緩衝係数と COP 軌跡長は、OKC、CKC どちらも強い正の相関関係を示した (表 2-5)。

表 2 : OKC 筋力と緩衝係数および COP 軌跡長の相関係数

	OKC 筋力							緩衝係数	COP 軌跡長	
	0	60	90	120	180	240	300			
OKC 筋力	0	1								
	60	0.77**	1							
	90	0.72**	0.81**	1						
	120	0.58**	0.70**	0.91**	1					
	180	0.57**	0.64**	0.83**	0.90**	1				
	240	0.52**	0.55**	0.78**	0.82**	0.88**	1			
	300	0.55**	0.55**	0.79**	0.80**	0.88**	0.89**	1		
緩衝係数		-0.11	-0.05	-0.36*	-0.47**	-0.53**	-0.52**	-0.52**	1	
COP 軌跡長		-0.03	0.02	-0.23	-0.32*	-0.37*	-0.33*	-0.39**	0.80**	1

* : p<0.05, ** : p<0.01

表 3 : OKC 筋パワーと緩衝係数および COP 軌跡長の相関係数

	OKC 筋パワー						緩衝係数	COP 軌跡長	
	60	90	120	180	240	300			
OKC 筋パワー	60	1							
	90	0.81**	1						
	120	0.70**	0.91**	1					
	180	0.64**	0.83**	0.90**	1				
	240	0.55**	0.78**	0.82**	0.88**	1			
	300	0.55**	0.79**	0.80**	0.88**	0.89**	1		
緩衝係数		-0.05	-0.36*	-0.47**	-0.53**	-0.52**	-0.52**	1	
COP 軌跡長		0.02	-0.23	-0.32*	-0.38*	-0.33*	-0.39**	0.80**	1

* : p<0.05, ** : p<0.01

表 4 : CKC 筋力と緩衝係数および COP 軌跡長の相関係数

	CKC 筋力							緩衝係数	COP 軌跡長
	0	60	90	120	180	240	300		
0	1								
CKC 筋力	60	0.91**	1						
	90	0.86**	0.91**	1					
	120	0.72**	0.80**	0.93**	1				
	180	0.65**	0.72**	0.86**	0.96**	1			
	240	0.49**	0.58**	0.79**	0.91**	0.95**	1		
	300	0.53**	0.60**	0.80**	0.91**	0.95**	0.96**	1	
緩衝係数	0.01	-0.07	-0.19	-0.33*	-0.41**	-0.54**	-0.50**	1	
COP 軌跡長	-0.09	-0.14	-0.35*	-0.48**	-0.53**	-0.60**	-0.58**	0.84**	1

* : p<0.05, ** : p<0.01

表 5 : CKC 筋パワーと緩衝係数および COP 軌跡長の相関係数

	CKC 筋パワー						緩衝係数	COP 軌跡長
	60	90	120	180	240	300		
60	1							
CKC 筋パワー	90	0.91**	1					
	120	0.80**	0.93**	1				
	180	0.72**	0.86**	0.96**	1			
	240	0.58**	0.79**	0.91**	0.95**	1		
	300	0.60**	0.8**	0.91**	0.95**	0.96**	1	
	緩衝係数	-0.07	-0.19	-0.33*	-0.41**	-0.54**	-0.50**	1
COP 軌跡長	-0.14	-0.35*	-0.48**	-0.53**	-0.60**	-0.58**	0.84**	1

* : p<0.05, ** : p<0.01

第4節 考察

本研究は、様々な関節角速度での筋力と瞬時の姿勢制御の関係性を明らかにすることを目的に、特に高速度での関節角速度の筋力に着目して検討を行った。その結果、姿勢制御の指標である緩衝係数は OKC で 90 deg/sec 以上、CKC で 120 deg/sec 以上の筋力および筋パワーと、COP 軌跡長は OKC で 120 deg/sec 以上、CKC で 90 deg/sec 以上の筋力および筋パワーとそれぞれ負の相関（角速度の増加に伴い相関係数は増大）を認め、緩衝係数と COP 軌跡長の間には強い正の相関を認めた。しかし、等尺性である 0 deg/sec や低速である 60 deg/sec の筋力とは関係性を認めなかった。これらのことから、中速以上での筋力が高値な者ほど膝関節による緩衝作用が優れており、衝撃が軽減されたことが COP 軌跡長の短縮に繋がったと考えられる。しかし、緩衝係数と OKC および CKC 筋力、COP 軌跡長と CKC 筋力は関節角速度の増加に伴い相関係数も増大しているが、COP 軌跡長と OKC 筋力は関節角速度が増加しても相関係数は-0.3 と変化しなかった。そのため、COP 軌跡長においては大腿四頭筋をはじめとした膝関節周囲機能による衝撃吸収のみではなく、足関節機能なども関与している可能性があると考えられる⁷⁸⁾。また、臨床で多用されている等尺性や低速での膝伸展筋力は、バランス評価の指標である片脚立位時間や TUG 等との関係性について多数報告されているが⁷⁹⁾、本研究で用いた SDL テストとは関係性を認めなかった。そのため、SDL テストのような瞬間的な姿勢制御は、TUG 等のバランス評価とは性質の異なる評価項目であることが示唆された。

筋力および筋パワーについては、OKC、CKC とともに関節角速度の増加に伴い 240 deg/sec までは、筋力は有意に減少し筋パワーは有意に増加した。筋力と収縮速度の関係には法則性がみられ、どちらか一方が増加すれば他方は減少することが知られている⁴⁷⁾。本研究結果においても角速度の増加に伴い発揮筋力は有意に低下したため先行研究を支持するものであった。筋パワーにおいては関節角速度の増加に伴い 240 deg/sec までは有意に増加した。山本ら⁸⁰⁾は、等尺性 (0 deg/sec) 膝伸展筋力を随意最大筋力として 100%基準値とすると、240 deg/sec での筋力は約 46%であると報告している。また、American College of Sports Medicine による指針では、健康な高齢者が筋パワーを増加させるには 40~60%の軽~中等度の強度で行うのが良く、若年者では競技特性にもよるが 30~50%でトレーニングを行うのが良いと提言している⁸¹⁾。本結果において、240 deg/sec での筋力は等尺性筋力の約 45%であり、山本ら⁸⁰⁾が報告している 46%とほぼ同様の結果を示した。そして、最大筋力の 45%は筋パワーを増加させるための指標であること⁸¹⁾、240 deg/sec において筋パワーの増加は頭打ちになっていること、関節角速度の増加に伴い筋力および筋パワーと緩衝係数の相関係数も増大したこと、瞬間的な姿勢制御と同様に敏捷性を要する走動作においても低速よりも高速での筋力と強い相関を示していることから⁴²⁾、瞬間的な姿勢制御の指標として筋パワーが使えることが明らかとなった。

本研究は、健常成人男性を対象として行ったものであり、その結果として姿勢制御と中速以上での筋指標との関係性を示した。しかし、高齢者では筋発揮や素早い筋収縮能力を有する速筋線維が有意に減少し、相対的に遅筋線維の割合が増加している⁴⁹⁾。さらに、高齢者の最大筋パワーは若年者の 68%に低下し、筋力よりも低下の割合が大きかったとの報告から⁴⁸⁾、中速以上の筋力つまり筋パワーの低下が著明であると推察される。そのため、健常者のみではなく、高齢者においても筋パワーの

向上を目的とした運動療法を取り入れることで、姿勢制御能力の向上さらには転倒予防に繋がるのではないかと考える。

研究の限界と今後の展望として、本研究の運動課題は台の上から自分のタイミングで飛び降り、着地時の姿勢制御を測定しているため対象者が着地に対する予測ができています。本来、転倒回避時に行われる瞬間的な姿勢制御は、完全に不意な状況下で行われる動作であるため実際の転倒場面とは状況が異なる。また、転倒経験は高齢女性に多いため女性による検討も必要であると考えますが、健常成人女性は月経によりホルモンバランスが変動する⁸²⁾。本研究はこれらの影響を取り除くため健常成人男性を対象に行ったが、今後はこれらの要因にも配慮して健常成人女性での検討を行い、その後、高齢者へと発展させることで転倒予防分野の一助になるのではないかと考える。

第 5 節 結語

本研究は、健常成人男性を対象に高速度での筋力や筋パワーに着目して、瞬間的な姿勢制御の指標である緩衝係数や着地直後の COP 軌跡長との関連性について検討した。その結果、中速以上での筋力と瞬間的な姿勢制御能力の関連性が示され、筋パワーが指標となることが解明された。また、バランスの評価として臨床で多用されている FRT や TUG と SDL テストの様な瞬間的な姿勢制御能力は性質の異なる評価尺度であることを示唆した。

第 3 章

高角速度での筋力増強トレーニングが
瞬間的な姿勢制御に及ぼす効果

第1節 緒言

転倒は躓きにより誘発されることが多く⁹⁾、急激に変化した姿勢を瞬時に修正する必要があるため敏捷性が求められる。下肢筋力や筋収縮速度の低下などの退行性変化により、高齢者の姿勢制御能力は低下する¹³⁾。これらの要因に対して実施される運動療法として、下肢筋力増強訓練や太極拳などが盛んに実施されており一定の効果を得ているが⁵⁰⁾、転倒による骨折者やそれに費やす医療費は増加の一途である⁷⁾。さらに、今後も高齢者人口は増加することが推察されるため、転倒予防の重要性はより一層高まると考えられる²⁾。そのため、姿勢制御能力の低下を予防するための新たな着眼点による介入方法を考案する必要がある。崩れた姿勢を修正するためには素早い筋発揮が必要であるという仮説のもと、研究2では高速での筋力および筋パワーに着目して姿勢制御能力との関連性について検討した。その結果、OKC、CKCなどの運動様式にかかわらず中速以上での筋力と相関関係を示し、関節角速度の増加に伴い240 deg/secまで相関係数は増大した。また、筋パワーは240 deg/secまで有意に増加したため筋パワーとの関係性も示唆した。これらのことから、姿勢制御において高速での筋出力の重要性が示されたが、OKCとCKCでは運動特性が異なることも報告されている^{55,83)}。

以上のことから第3章での研究目的は、異なる運動様式にて高角速度での筋力増強トレーニングを行い、より効果的な介入方法を明らかにすることとした。

第2節 方法

第1項 被験者

神経学および整形外科的疾患等の既往を有さない健常成人男性 25 名を対象に研究を開始したが、継続困難となった者も現れ最終的には 16 名（年齢：21.2±0.8 歳，身長：169.7±7.0 cm，体重：68.3±12.2 kg）での検討となった。測定当日に体調不良を訴える者および疼痛を訴える者，日常的にトレーニングを行っている者は研究から除外した。また，研究期間中は日常生活以外に新たに運動を始めないように指示した。

対象者にはヘルシンキ宣言に則り，研究の趣旨，目的および方法を支援および口頭にて十分に説明を行い，紙面に同意の得られた者を対象者とした。また，本研究は東京医療学院大学研究倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号 18-12H）。

第2項 実験手順

対象者は Excel にて乱数を発生させ無作為に 2 群（A 群，B 群）に分けた。まず，各群ともに筋力や姿勢制御能力などの初期データを計測した。その後，A 群は OKC トレーニングを，B 群では CKC トレーニングをそれぞれ 4 週間実施し，効果判定のために介入後の計測を行った。持ち越し効果を抑制するため Wash-out 期間を設け，期間は先行研究を参考にして 4 週間とした⁸⁴⁻⁸⁷。Wash-out 後，トレーニング方法を変更（A 群：OKC→CKC，B 群：CKC→OKC）して 4 週間トレーニングを行い，それぞれの介入前後に効果判定のための計測を実施した（図 1）。

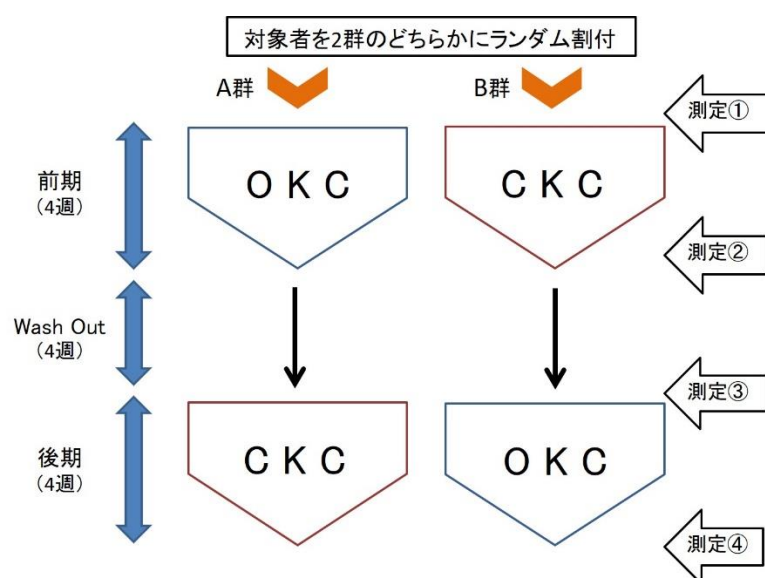


図 1：研究プロトコル

第3項 筋力増強トレーニング

筋力増強トレーニングは、筋機能解析装置（CYBEX NORM，メディカ社製）を用いて、利き脚の等速性膝関節伸展筋力（OKC）および下肢伸展筋力（CKC）を行った。トレーニング肢位はOKC，CKCともに第1章での筋力測定肢位と同様とし、関節角速度は第2章の結果から最も相関係数の高かった240 deg/secとした。トレーニング期間は4週間とし、負荷量の設定は抵抗運動のガイドライン⁸⁾に従って最大努力にて10回×3セット，週3回とした。

第4項 筋力測定

筋力測定は、筋機能解析装置（CYBEX NORM，メディカ社製）を用いて、利き脚の等速性膝関節伸展筋力（OKC）および下肢伸展筋力（CKC）を測定した。測定肢位および測定方法はOKC，CKCともに第1章と同様とした。関節角速度は、60 deg/sec（低速），120 deg/sec（中速），240 deg/sec（高速）の3条件とし、測定順序はExcelにて乱数を発生させ無作為割り付けにて実施した。それぞれの角速度でのPTを計測し、体重で除した値を計測値とした。測定への影響を考慮して、測定前日および当日は激しい運動を控えるように指示した。測定は準備運動，事前練習をした後に実施し、各角速度での測定間隔は先行研究では1分とされていたが⁷⁾，3種類の角速度での筋力測定を行うため疲労を考慮して5分間の休息時間を設け，さらに主観的な疲労感が回復していることを確認してから計測を行った。

第5項 姿勢制御能力の測定

瞬間的な姿勢制御の運動課題として、SDLテストを行った。利き脚で高さ20cmの台から30cm前方へ飛び降りて、着地後は静止を保持するよう指示した。上肢や体幹の影響を最小限にするため上肢は胸の前で腕組みを行い，着地後は下肢を屈曲位のまま5秒間保持した。また，疲労や運動による影響を考慮して筋力測定の前に実施した。10回の試技のうち前半の5回を練習，後半の5回のデータを分析対象とし，着地後の床反力は，床反力計（TFP-4040A，テクノロジーサービス社製）を用いて，サンプリング周波数を1000Hzとして記録し，データはカットオフ周波数70Hzのローパスフィルタにて処理を行った。姿勢制御の指標として，緩衝係数と着地後20msから200msのCOP軌跡長（以下，COP軌跡長）を算出した。着地後20ms以内は機器の感度の問題のため除外した。計測した床反力は体重で，COP軌跡長は足長で正規化した値を計測値とした。

第6項 統計解析

統計解析は、SPSS statistics ver.24.0 を用いて、各介入前後の筋力、緩衝係数および COP 軌跡長の比較は対応のある t 検定を行った。また、OKC および CKC トレーニング前後における各関節角速度での筋力の変化率の比較については一元配置分散分析を行った。各トレーニング前後における緩衝係数の変化率の比較は対応のない t 検定を行った。いずれも、有意水準は 5%とした。

第3節 結果

第1項 OKC および CKC での筋力の比較

OKC トレーニング前後の比較において、OKC 筋力は 60 deg/sec (介入前 : 2.2 ± 0.4 Nm/kg, 介入後 : 2.5 ± 0.4 Nm/kg, $p < 0.01$), 120 deg/sec (介入前 : 1.8 ± 0.3 Nm/kg, 介入後 : 2.0 ± 0.3 Nm/kg, $p < 0.01$), 240 deg/sec (介入前 : 1.3 ± 0.2 Nm/kg, 介入後 : 1.5 ± 0.2 Nm/kg, $p < 0.01$) の3条件ともに有意に増加した。CKC 筋力は 60 deg/sec (介入前 : 5.5 ± 1.3 Nm/kg, 介入後 : 5.8 ± 1.5 Nm/kg, $p = 0.11$), 120 deg/sec (介入前 : 4.4 ± 1.1 Nm/kg, 介入後 : 4.5 ± 1.1 Nm/kg, $p = 0.13$), 240 deg/sec (介入前 : 2.9 ± 0.6 Nm/kg, 介入後 : 3.1 ± 0.5 Nm/kg, $p = 0.08$) の3条件ともに有意差は認められなかった (図2)。

CKC トレーニング前後の比較では、OKC 筋力は 60 deg/sec (介入前 : 2.1 ± 0.4 Nm/kg, 介入後 : 2.9 ± 0.5 Nm/kg, $p < 0.01$), 120 deg/sec (介入前 : 1.8 ± 0.3 Nm/kg, 介入後 : 2.3 ± 0.5 Nm/kg, $p < 0.01$), 240 deg/sec (介入前 : 1.3 ± 0.2 Nm/kg, 介入後 : 1.7 ± 0.4 Nm/kg, $p < 0.01$) の3条件とも有意に増加した。CKC 筋力は 60 deg/sec (介入前 : 5.6 ± 1.2 Nm/kg, 介入後 : 6.7 ± 1.3 Nm/kg, $p < 0.01$), 120 deg/sec (介入前 : 4.1 ± 1.1 Nm/kg, 介入後 : 5.2 ± 1.1 Nm/kg, $p < 0.01$), 240 deg/sec (介入前 : 2.8 ± 0.6 Nm/kg, 介入後 : 3.7 ± 1.9 Nm/kg, $p < 0.01$) の3条件ともに有意に増加した。(図3)。

また、OKC および CKC トレーニング前後における各角速度での筋力の変化率を算出したが、どの条件間においても有意差は認められなかった (表1)。

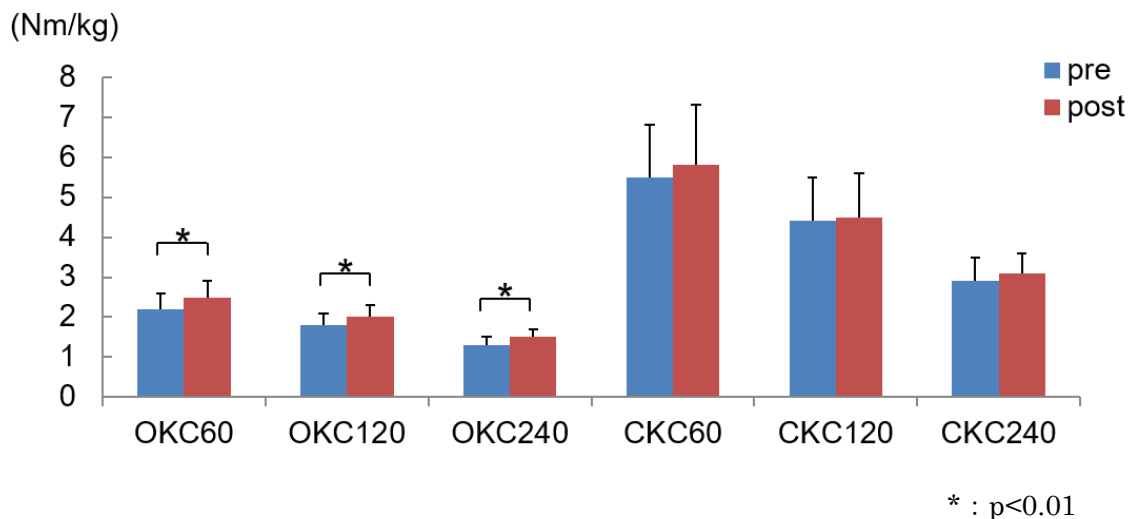


図2 : OKC トレーニング前後における関節角速度ごとの筋力の比較

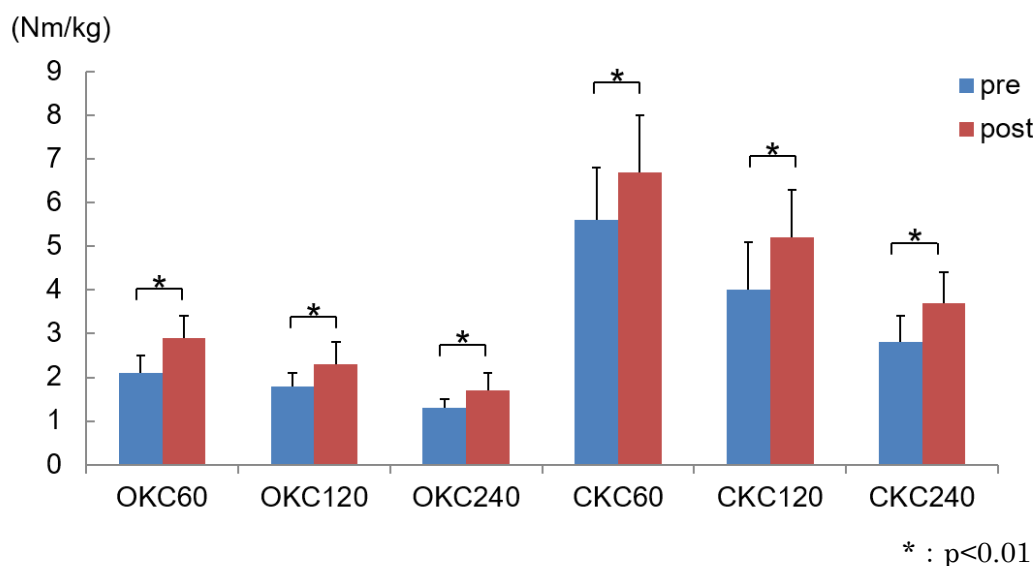


図 3 : CKC トレーニング前後における関節角速度ごとの筋力の比較

表 1 : トレーニング前後における各角速度での筋力の変化率

	OKC 60	OKC 120	OKC 240	CKC 60	CKC 120	CKC 240
OKC トレーニング 前後の変化率 (%)	9.1±11.5	4.6±15.3	4.3±17.1	5.0±11.9	6.6±10.1	5.9±11.6
CKC トレーニング 前後の変化率 (%)	29.5±18.6	22.2±16.4	24.9±18.3	20.7±15.2	24.6±16.9	28.9±10.0

第 2 項 緩衝係数および COP 軌跡長の比較

OKC トレーニング前後の比較において、緩衝係数は有意に低値を示したが、COP 軌跡長では有意差を認めなかった (表 2)。

CKC トレーニング前後の比較では、緩衝係数、COP 軌跡長ともに有意に低値を示した (表 3)。

また、緩衝計数では OKC, CKC どちらのトレーニングにおいても有意に低値を示したため変化率を確認したところ、OKC トレーニング (変化率 : 8.5±11.2 %) と比較して CKC トレーニング (変化率 : 27.4±13.7 %) での介入で有意に向上していた (図 4)。

表 2 : OKC トレーニング前後での緩衝係数および COP 軌跡長の比較

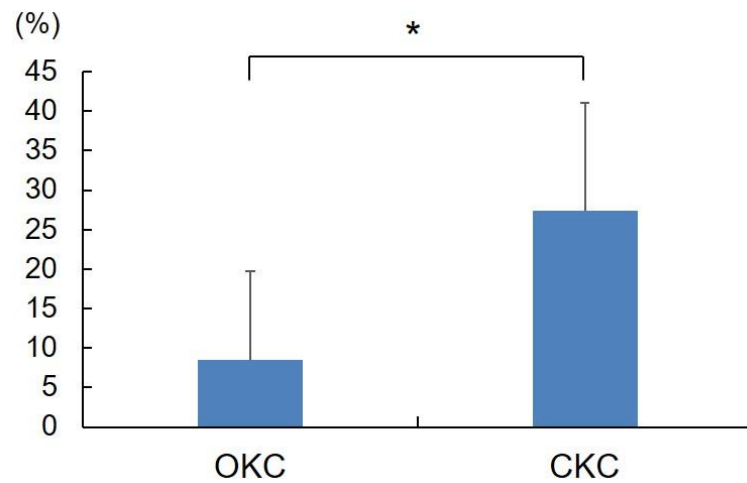
	トレーニング前	トレーニング後
緩衝係数 (%BW/ms)	7.2±2.8	6.4±2.0 *
COP 軌跡長 (%足長)	75.4±16.0	71.9±11.7

* : p<0.05

表 3 : CKC トレーニング前後での緩衝係数および COP 軌跡長の比較

	トレーニング前	トレーニング後
緩衝係数 (%BW/ms)	8.0±3.0	5.7±1.9 *
COP 軌跡長 (%足長)	84.1±12.4	66.2±13.6 *

* : p<0.01



* : p<0.01

図 4 : OKC および CKC トレーニングによる緩衝係数の変化率の比較

第4節 考察

本研究は、高速での筋力つまり筋パワーに着目して、姿勢制御能力を向上させるためのより効果的な運動様式での介入方法について検証した。その結果、OKCトレーニングでは、関節角速度に関わらず全てのOKC筋力が有意に増加した。一方、CKCトレーニングではOKC筋力、CKC筋力ともに全ての関節角速度での筋力が有意に増加した。まず、トレーニングによりそれぞれの筋力が増大した要因として、大脳の興奮水準および運動単位、発火頻度の増加などによる神経系の活性化が挙げられる⁸⁸⁾。市橋⁸⁹⁾は、筋力増強効果において筋断面積はトレーニング開始後40日以上で変化が認められ、それ未満の期間での増強効果は神経系によるものと報告している。本研究の介入期間は4週間であったため、筋肥大ではなく神経系が活性化されたことによる増強効果だと考えられる。次に、特異性の原則の観点から考察すると、トレーニングと同一の運動様式における筋力の増加率は、他の運動様式における筋力の増加率と比較して高いことが知られている⁸⁹⁾。OKCトレーニングでは膝伸展筋が、CKCトレーニングでは膝関節伸展筋に加えて股関節伸展、足関節底屈筋が主動作筋となっている。そのため、OKCトレーニングではOKC筋力のみ有意に増加し、CKCトレーニングではOKC筋力、CKC筋力ともに有意に増加したと考える。さらに、運動速度においても特異性の原則に準ずると考えられており、高速での筋力を増大させたい場合は高速でのトレーニングを行うことが推奨されているが⁹⁰⁾、OKCおよびCKCトレーニングともに角速度条件間での筋力の変化率に有意差を認められなかった。この要因として対象者の運動習慣やトレーニング期間の短さが考えられる。本研究の対象者は運動習慣の少ない者を対象としているため、トレーニングにより神経系が活性化され角速度条件に関係なく筋力が増強したのではないかと考える。また、高速での運動に適応するためのトレーニング期間が十分に確保されなかったため、角速度条件間の筋力に有意差が認められなかったとも考えられる。さらに、本研究は高速でのトレーニングによる介入効果のみを検討しているため、低速でのトレーニング効果との比較までは行えていないが、高速でのトレーニングを行うと高速での筋力を含めて全ての角速度条件での筋力が増大した。これらのことから、高速でのトレーニングは高速での筋力を増大させるトレーニングになり得ると考えられる。

衝撃吸収性の指標である緩衝係数については、OKC、CKCどちらのトレーニングにおいても介入後は有意に低値を示し衝撃吸収性が向上した。第2章の結果から、高速での筋力と緩衝係数については中等度の相関を示していたため、トレーニングにより衝撃吸収に関わる膝伸展筋力が増大したことが衝撃吸収性の向上に繋がったと考えられる。

COP軌跡長に関しては、CKCトレーニングのみ介入後は有意に低値を示した。SDLテストを含めて「踏ん張る」という瞬時の姿勢制御は、股関節伸展、膝関節伸展および足関節底屈モーメントを素早く発揮させる必要がある。本研究のCKCトレーニングとして用いた脚伸展運動は、レッグプレスなどの従来のCKC運動と比較して蹴り下ろす要素を多く含んでいる。これにより、姿勢制御に求められる高速での股関節伸展、膝関節伸展および足関節底屈モーメントを十分に発揮でき、さらに筋力が向上したことで重心動揺の指標であるCOP軌跡長の短縮に繋がったと考えられる。また、CKCの条件下では二関節筋は特有の作用を有しており、Kumamotoら⁹¹⁾は、二関節筋が力の発揮方向を決めるために欠かすことのできない存在であると報告している。SDLテストなど崩れた姿勢を制御

するためには、踏ん張るための筋出力だけではなく発揮する力の方向を瞬時に調節する必要がある。OKC の条件下では二関節筋も単関節筋と同様に筋出力に作用するが、CKC トレーニングにより、二関節筋の出力方向制御が向上したため動揺性の低減に繋がったとも考えられる。さらに、CKC トレーニングにより、ルフィニ終末やパチニ小体などの固有感覚受容器が活性化され、関節位置に関する筋へのフィードバックする情報が増えると報告されている⁸³⁾。そのため、各関節の状態を把握して安定した姿勢をいち早く構築することができ、重心動揺を抑えた可能性もある。また、OKC トレーニングでは、COP 軌跡長の有意な低減は認められなかった。第 2 章の結果より、OKC 筋力と COP 軌跡長には相関関係を認めたものの、相関係数は-0.3 であり弱い相関関係であった。一方、CKC 筋力では中等度の相関を認め、介入により COP 軌跡長の低減に効果を示したことから、膝関節に対する OKC トレーニングでは向上の見込めない足関節機能などが関与するのではないかと考える。そして、OKC トレーニングにより緩衝係数は有意な低値を示し、COP 軌跡長は有意差を認めなかったが、CKC トレーニングでは緩衝係数および COP 軌跡長ともに有意に低値を示した。そのため、それぞれの介入による緩衝係数の変化率を比較した結果、CKC トレーニングにおいて有意に高値を示したため、衝撃吸収性の更なる向上が COP 軌跡長を低減させる可能性も考えられ、OKC トレーニングにおいては介入期間を延長することで効果を示す可能性もあると考える。

以上のことから、瞬間的な姿勢制御には、高速での OKC および CKC トレーニングともに一定の有効性が示され、CKC トレーニングはより効果的であることが明らかとなった。しかし、CYBEX のような高速でのトレーニングが可能な精度の高い機器は導入されている施設は限られている。そのため今後は、より簡便に行える高速トレーニングを開発する必要がある。また、本研究は膝関節機能に着目しており足関節機能などが関与する可能性も考えられたため、今後は足関節などその他の要因に関しても検討していく必要があると考える。

第 5 節 結語

本研究は、高速でのトレーニングに着目して OKC および CKC それぞれのトレーニングが瞬間的な姿勢制御に及ぼす効果について検討した。その結果、OKC トレーニングでは衝撃吸収性が向上し、CKC トレーニングでは衝撃吸収性の向上および動揺性が低減したため、CKC での高速トレーニングが瞬時の姿勢制御にはより効果的であることが明らかとなった。

第4章 総合考察

本研究は、臨床で多用されている OKC での等尺性や低速での筋力ではなく、高速での OKC および CKC 筋力に着目して瞬時の姿勢制御能力との関連性について検討した。さらに、高速でのトレーニングが姿勢制御能力に及ぼす効果についても検証した。

第2章の結果より、筋力と緩衝係数の関連性は、OKC、CKC どちらの筋力においても中速以上での筋力と相関関係を示し、COP 軌跡長においても中速以上での筋力と関連性を示した。そのため、中速以上での筋力が高値な者ほど衝撃吸収性が優れており COP 軌跡長の短縮に繋がっているのではないかと考える。しかしながら、緩衝係数と OKC および CKC 筋力は関節角速度の増加に伴い相関係数も増大したが、COP 軌跡長では CKC 筋力のみ相関係数は増大し、OKC 筋力とは相関係数は低値を示したままであった。これらのことから、重心動揺の指標である COP 軌跡長は大腿四頭筋をはじめとした膝関節周囲機能による衝撃吸収のみではなく、足関節などのその他の機能も関与している可能性があると考えられる。また、臨床で多用されている低速や等尺性での筋力は、バランス評価の指標である片脚立位時間や TUG 等との関係性について多数報告されているが⁷⁹⁾、SDL テストとは関係性を認めなかった。そのため、SDL テストのような瞬間的な姿勢制御は、TUG 等のバランス評価とは性質の異なる評価項目であることが示唆された。しかし、臨床で多用されている低速や等尺性での筋力評価では、崩れた姿勢を修正するという観点での姿勢制御能力を評価できないことも示唆されたため、臨床においても高速での筋力測定を行っていく必要があると考えられる。

筋パワーについては、OKC、CKC ともに関節角速度の増加に伴い 240 deg/sec までは有意に増加した。また、240 deg/sec での筋力は等尺性筋力の約 45% であり、これは筋パワーを増加させるための指標であること⁸¹⁾、関節角速度の増加に伴い筋パワーと緩衝係数や COP 軌跡長の相関係数も増大したことから、瞬時の姿勢制御と同様に敏捷性を要する動作においても高速での筋力と強い相関を示していることから⁴²⁾、瞬間的な姿勢制御の指標として筋パワーが使えることが明らかとなった。

これらのことから、筋パワーに着目して高速トレーニングによる介入効果を検証した結果、OKC、CKC どちらの介入においても一定の効果が示され、CKC トレーニングがより効果的であることが明らかとなった。高齢者は、加齢とともに筋発揮や素早い筋収縮能力を有する速筋線維が有意に減少することが知られており⁴⁹⁾、転倒しやすいだけでなく崩れた姿勢を修正するリカバリー能力も低下していることが推察される。また、筋力増強や筋パワーの増強を目的とした負荷量は異なることが示されているが⁸¹⁾、高齢者において 40-50% 1RM の負荷でトレーニングを行っても筋肥大効果を認めると報告もある⁹²⁾。本研究のトレーニング期間は 4 週間であったため筋肥大は起こらないと考えられるが、高速での筋力だけではなく低速での筋力も有意に増大していたため、転倒予防の必要な高齢者においては筋力だけではなく筋パワーも考慮した高速での運動を取り入れていく必要があるのではないかと考える。しかし、若年者と比較して高齢者は身体的変化により運動時には少なからず配慮が必要となる。実際に、高齢者に対して高速トレーニングを実施した報告では、筋力だけではなく筋パワーも有意に向上したことが示されており、運動速度に関しては一定の安全性が確保されていると考えられる⁹³⁾。しかし、この報告では、負荷量を 12 週間かけて漸増させるように配慮されているのに対して、本研究では高速での運動を最大努力で行っている。そのため、本研究プロトコル

を高齢者に実施する場合においてもトレーニング期間を延長し、負荷量を段階的に増加させる等の配慮が必要であると考え。また、高速トレーニングとして CS-30 を実施した場合においても筋力や筋パワーが増大したと報告されており⁹⁴⁾、本研究においても CKC でのトレーニングがより効果的であることが示された。しかし、変形性関節症等により荷重時痛を訴える高齢者には実施することが困難である。本研究結果より、OKC での高速トレーニングにおいても姿勢制御能力に一定の効果を示したため、CKC トレーニングが困難な者には OKC トレーニングも選択肢に入れるなど、対象者に合わせた運動療法を実施することが望ましいと考える。

終章

第1節 結論（総合）

本研究は、健常成人男性を対象に高速での筋力に着目して、瞬間的な姿勢制御能力との関連性について検討し、さらに、高速でのトレーニングによる介入効果を検証した。

第1章では、ヒトの動作に直結する Isokinetic CKC での筋力評価および訓練法の開発を行った。その結果、測定の信頼性は良好であり、OKC と CKC での PT 値は強い相関関係を認めた。そのため、開発した Isokinetic CKC での筋力測定法は臨床で多用されている OKC での膝伸展筋力と同様に、下肢筋力の指標として活用できる可能性がある。また、高齢者においては日常生活動作や姿勢制御に直結する CKC での筋力測定の重要性は高いと考えられる。

第2章では、第1章で開発した CKC での筋力と従来通りの OKC での筋力を様々な関節角速度で測定し、瞬間的な姿勢制御の指標である緩衝係数や着地直後の COP 軌跡長との関連性について検討した。その結果、中速以上での筋力と姿勢制御の指標である緩衝係数や COP 軌跡長と相関関係を認め、さらに、関節角速度の増加に伴い筋力と緩衝係数の相関係数は増大した。以上より、瞬間的な姿勢制御には筋パワーが指標となることが示唆され、低速での筋力と関連性を認めている従来のバランス評価（片脚立位時間や TUG など）とは性質の異なる評価項目であることが示唆された。よって、転倒予防の観点から、従来の介入では姿勢や動作の安定化を図ることに着目されていたが、崩れた姿勢を修正する能力にも着目していく必要があると考えられる。

第3章では、第2章の結果から姿勢制御に最も影響を与えた関節角速度である 240 deg/sec での高速トレーニングを OKC, CKC それぞれの運動様式にて実施し介入効果を検証した。その結果、OKC トレーニングでは衝撃吸収性が向上し、CKC トレーニングでは衝撃吸収性の向上および動揺性が低減したため、CKC での高速トレーニングが瞬時の姿勢制御にはより効果的であることが明らかとなった。しかし、緩衝係数の変化率が CKC トレーニングにおいて有意に高値を示したため、OKC トレーニングによる介入期間を延長し、衝撃吸収性が更に向上することで動揺性を改善する可能性も考えられる。

第2節 研究の限界

研究の限界として、本研究の運動課題であるSDLテストは自分のタイミングで飛び降り、着地時の姿勢制御を測定しているため対象者が着地に対する予測ができていることが挙げられる。本来、転倒回避時に行われる瞬間的な姿勢制御は、完全に不意な状況下で行われる動作であるため実際の転倒場面とは状況が異なることが考えられる。

本研究の結果から高速トレーニングの有用性が示唆されたが、CYBEXのような高速でのトレーニングが可能な精度の高い機器は導入されている施設は限られている。そのため今後は、より簡便に行える高速トレーニングを開発する必要がある。また、本研究は膝関節機能に注目しており足関節機能などが関与する可能性も考えられたため、今後は足関節などその他の要因についても検討していく必要があると考える。

最後に、本研究は健常成人男性を対象とした筋パワーと瞬間的な姿勢制御に関する基礎的研究である。転倒経験は男性より女性に多いため、今後は成人女性での検討を行い、その後、高齢者へと発展させることで転倒予防分野の一助になるのではないかと考える。

謝辞

本稿を終えるにあたり，研究活動及び論文作成に多大な御指導，御校閲を賜りました指導教員である吉備国際大学大学院保健科学研究科 河村顕治教授に心から感謝の意を表します．論文作成にあたって御指導，御校閲を賜りました吉備国際大学大学院保健科学研究科 川上照彦教授，井上茂樹准教授，森下元賀准教授に心から感謝致します．また，東京医療学院大学保健医療学部リハビリテーション学科理学療法学専攻 羽田圭宏講師には，計測に協力して頂き深く感謝致します．

最後に，本研究にご協力頂きました被験者の皆様，円滑な研究活動の遂行にご協力頂きました皆様に深く感謝致します．

参考文献

1. 厚生労働省(2016) 平成 28 年版 厚生労働白書 ー人口高齢化を乗り越える社会モデルを考えるー. 日経印刷, 東京, pp 4-16.
2. 国立社会保障・人口問題研究所(2017) 日本の将来推計人口(平成 29 年推計), http://www.ipss.go.jp/pp-zenkoku/j/zenkoku2017/pp_zenkoku2017.asp (閲覧日: 2019 年 9 月 24 日).
3. 厚生労働省 老健局(2018) 公的介護保険制度の現状と今後の役割, <https://www.mhlw.go.jp/content/0000213177.pdf> (閲覧日: 2019 年 9 月 24 日).
4. 小松泰喜, 東郷史治(2010) 健康寿命の延伸と転倒予防を目的とした理学療法. 理学療法 27(4): 548-556.
5. 新野直明, 小坂井留美, 江藤真紀(2003) 在宅高齢者における転倒の疫学. 日本老年医学会雑誌 40(5): 484-486.
6. Gregg EW, Pereira MA, Caspersen CJ(2000) Physical activity, falls, and fractures among older adults. J Am Geriatr Soc 48(8): 883-893.
7. 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン作成委員会(日本骨粗鬆症学会 日本骨代謝学会 骨粗鬆症財団) 委員長 折茂肇(2015) 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン 2015 年版. ライフサイエンス出版, 東京, 2015, pp 4-5.
8. 内閣府(2018) 平成 30 年版 高齢社会白書. 日経印刷, 東京, pp 30-39.
9. 大久保善郎, 清野諭, 鄭松伊, 須賀洋祐, 根本みゆき, 大田仁史, 田中喜代次(2010) 転倒防止プログラムの開発 ～つまずき時に踏みとどまるバランス能力からの提案～. 日本体育協会スポーツ医・科学研究報告 1: 5-12.
10. Jaap H van Dieen, M Pijnappels, MF Bobbert(2005) Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. Safety Science 43: 437-453.
11. Vivian Weerdesteyn, AM Schillings, GP Van Galen, Jaak Duysens(2003) Distraction affects the performance of obstacle avoidance during walking. J Mot Behav 35(1): 53-63.
12. Patla AE, Vickers JN(1997) Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path?. Neuroreport 8(17): 3661-3665.
13. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J(1984) Decrease in timed balance test scores with aging. Phys Ther 64: 1067-1070.
14. Grabiner MD, Feuerbach JW, Jahnigen DW(1996) Measures of paraspinal muscle performance do not predict initial trunk kinematics after tripping. J Biomech 29(6): 735-744.
15. Schillings AM, Mulder T, Duysens J(2005) Stumbling over obstacles in older adults compared to young adults. J Neurophysiol 94(2): 1158-1168.
16. Van der Burg JC, Pijnappels M, Van Dieen JH(2005) Out-of-plane trunk movements and trunk muscle activity after a trip during walking. Exp Brain Res 165(3): 407-412.
17. Pijnappels M, Bobbert MF, Van Dieen JH(2005) How early reactions in the support limb

- contribute to balance recovery after tripping. *J Biomech* 38(3): 627-634.
18. Hornbrook MC, Stevens VJ, Wingfield DJ, Hollis JF, Greenlick MR, Ory MG(1994) Preventing falls among community-dwelling older persons: results from a randomized trial. *Gerontologist* 34(1): 16-23.
 19. Buchner DM, Cress ME, de Lateur BJ, Esselman PC, Margherita AJ, Price R, Wagner EH(1997) The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52(4): M218-M224.
 20. Barry BK, Carson RG(2004) Transfer of resistance training to enhance rapid coordinated force production by older adults. *Exp Brain Res* 159(2): 225-238.
 21. Macaluso A, De Vito G(2004) Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol* 91(4): 450-472.
 22. 石田水里, 佐川頁一, 対馬栄輝(2010) 制御工学的手法を用いた動的な立位姿勢バランスの評価指標に関する検討 -身体前傾・復位動作特性と力学的パラメータの関連性について-. *理学療法科学* 25(1): 71-77.
 23. You J, Chou Y, Lin C, Su F(2001) Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support. *Clin Biomech* 16(2): 167-173.
 24. Nashner LM(1976) Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* 26(1): 59-72.
 25. Woollacott MH, Nashner LM(1982) Inhibition of the achilles tendon reflex by antagonist long-latency postural responses in humans. *Exp Neurol* 75(2): 420-439.
 26. Diener HC, Dichgans J, Bootz F, Bacher M(1984) Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Exp Brain Res* 56(1): 126-134.
 27. Tang PF, Woollacott MH, Chong RK(1998) Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. *Exp Brain Res* 119(2): 141-52.
 28. Tang PF, Woollacott MH(1998) Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53(6): M471-80.
 29. 越智亮(2015) 高齢者の転倒回避動作とリハビリテーション. *愛知県理学療法学会誌* 27(2): 41-47.
 30. Thelen DG, Wojcik LA, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB(1997) Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52(1): M8-13.
 31. Karamanidis K, Arampatzis A, Mademli L(2008) Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 980-989.

32. Carty CP, Barrett RS, Cronin NJ, Lichtwark GA, Mills PM(2012) Lower limb muscle weakness predicts use of a multiple- versus single-step strategy to recover from forward loss of balance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 67: 1246-1252.
33. Melzer I, Oddsson LI(2004) The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly and young individuals. *J Am Geriatr Soc* 52(8): 1255-62.
34. Huxhold O, Li SC, Schmiedek F, Lindenberger U(2006) Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Res Bull* 69(3): 294-305.
35. Melzer I, Kurz I, Shahar D, Levi M, Oddsson L(2007) Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. *Age Ageing* 36(5): 532-537.
36. 越智亮, 大竹卓実, 阿部友和, 古川公宣, 下野俊哉, 山田和政(2012) 注意干渉が高齢者の転倒防止時ステップ動作に与える影響. *理学療法学* 39: 351-358.
37. Hsiao-Wecksler ET, Robinovitch SN(2007) The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clin Biomech* 22: 574-580.
38. Carty CP, Cronin NJ, Lichtwark GA, Mills PM, Barrett RS(2012) Lower limb muscle moments and power during recovery from forward loss of balance in male and female single and multiple steppers. *Clin Biomech* 27(10): 1031-1037.
39. Carty CP, Cronin NJ, Nicholson D, Lichtwark GA, Mills PM, Kerr G, Cresswell AG, Barrett RS(2015) Reactive stepping behaviour in response to forward loss of balance predicts future falls in community-dwelling older adults. *Age Ageing* 44(1): 109-115.
40. 小林薫, 丸山仁司, 終幸伸(2011) 転倒回数の違いが座位両足開閉ステップングにおよぼす影響. *理学療法科学* 26(3): 401-404.
41. Alexander MJ(1989) The relationship between muscle strength and sprint kinematics in elite sprinters. *Can J Sport Sci* 14(3): 148-57.
42. Tsiokanos A, Kellis E, Jamurtas A, Kellis S(2002) The relationship between jumping performance and isokinetic strength of hip and knee extensors and ankle plantar flexors. *Isokinetics and Exercise Science* 10: 107-115.
43. Michal L, Zdeněk S, Roman C(2013) The correlation between isokinetic strength of knee extensors and vertical jump performance in adolescent soccer players in an annual training cycle. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymn* 43(1): 7-15.
44. Huxley AF(1957) Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem* 7: 255-318.
45. Nishiyama K, Shimizu H, Kometani K, Chaen S(1977) The three-state model for the elementary process of energy conversion in muscle. *Biochim Biophys Acta* 460(3): 523-536.
46. Eisenberg E, Hill TL, Chen Y(1980) Cross-bridge model of muscle contraction. Quantitative analysis. *Biophys J* 29(2): 195-227.
47. Lieber RL, Roberts TJ, Blemker SS, Lee SSM, Herzog W(2017) Skeletal muscle mechanics,

- energetics and plasticity. *J Neuroeng Rehabil* 14(1): 108.
48. 川初清典(1974) 脚筋の力・速度・パワー能力の年齢別推移. *体育学研究* 19(4-5): 201-206.
 49. Larsson L(1983) Histochemical characteristics of human skeletal muscle during aging. *Acta Physiol Scand* 117: 469-471.
 50. 金信敬, 黒澤和生(2006) 太極拳運動による地域高齢者の身体機能向上及び転倒予防に関する研究 -地域女性高齢者を対象として-. *理学療法科学* 21(3): 275-279.
 51. Hsiao-Wecksler ET(2008) Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 179-187.
 52. Pijnappels M, Bobbert MF, Van Dieen JH(2004) Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. *J Biomech* 37(12): 1811-1818.
 53. 木村佳記, 中田研, 松尾知彦, 前達雄, 米谷泰一, 小柳好生, 小笠原一生, 杉山恭二, 佐藤睦美, 内田良平(2013) ドロップジャンプ着地による動的バランス計測: 着地直後の重心動揺軌跡解析. *スポーツ傷害(J. sports injury)* 18: 55-57.
 54. David CF, Todd SE(1996) Single versus multiple joint isokinetic testing with ACL reconstructed patients. *Isokinetic and Exercise Science* 6: 109-115.
 55. 河村顕治(2007) 大腿直筋における CKC サイレント現象. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 28: 375-379.
 56. Bergamin M, Gobbo S, Bullo V, Vendramin B, Duregon F, Frizziero A, Di Blasio A, Cugusi L, Zaccaria M, Ermolao A(2017) Reliability of a device for the knee and ankle isometric and isokinetic strength testing in older adults. *Muscles Ligaments Tendons J.* 18; 7(2): 323-330.
 57. Lutz GE, Palmitier RA, An KN, Chao EY(1993) Comparison of tibiofemoral joint forces during open kinetic chain and closed kinetic chain exercise. *J Bone and Joint Surg* 75-A: 732-739.
 58. Yack HJ, Collins CE, Whieldon TJ(1993) Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 21: 49-54.
 59. Cotte T, Ferret JM(2003) Comparative study of two isokinetics dynamometers: CYBEX NORM vs CON-TREX MJ. *Isokinetics and Exercise Science* 11: 37-43.
 60. Bandy WD, McLaughlin S(1993) Intramachine and intermachine reliability for selected dynamic muscle performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther* 18: 609-613.
 61. Felicio DC, Pereira DS, Assumpção AM, de Jesus-Moraleida FR, de Queiroz BZ, da Silva JP, de Brito Rosa NM, Dias JM, Pereira LS(2014) Poor correlation between handgrip strength and isokinetic performance of knee flexor and extensor muscles in community-dwelling elderly women. *Geriatr Gerontol Int* 14(1): 185-189.
 62. Cvjetkovic DD, Bijeljic S, Palija S, Talic G, Radulovic TN, Kosanovic MG, Manojlovic S(2015) Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. *Med Arch* 69(1): 21-23.
 63. Buke M, Unver F(2019) Effects of Kinesio tape application to trunk isokinetic strength in

- female participants. *Res Sports Med* 8: 1-11.
64. 徳久謙太郎, 生野公貴, 鶴田佳世, 北裏真己, 庄本康治, 嶋田智明(2010) 脳卒中片麻痺患者の膝伸展筋力測定における臨床上最適な測定回数 —一般化可能性理論による測定誤差の推定による検討—. *理学療法学* 37(7): 460-469.
 65. Landis JR, Koch GG(1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33: 159-174.
 66. Palmitier RA, An KN, Scott SG, Chao EY(1991) Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Med* 11: 402-413.
 67. Maitland ME, Lowe R, Stewart S, Fung T, Bell GD(1933) Does Cybex testing increase knee laxity after anterior cruciate ligament reconstruction?. *AM J Sports Med* 21: 690-695.
 68. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R(1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 16: 113-122.
 69. O'Connor JJ(1993) Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair?. *J Bone Joint Surg Br* 75 (1): 41-48.
 70. 河村顕治, 畠中泰彦, 中嶋正明, 藤野英己, 元田英一, 奥村康成, 角野歩, 都築常明, グアン リー(2001) 臥床患者のための閉運動連鎖型訓練機器の開発 (1) —CYBEX6000 による下肢出力様式の基礎的研究—. *吉備国際大学保健科学部研究紀要* 6: 71-79.
 71. 河村顕治(2005) 足関節底背屈運動が下肢閉運動連鎖筋出力に及ぼす影響. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 26: 187-190.
 72. 岡田育子, 河村顕治(2002) 体幹および足部固定肢位が下肢閉運動連鎖筋出力様式に及ぼす影響. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 23: 429-433.
 73. 塩田琴美, 細田昌孝, 高梨晃, 松田雅弘, 宮島恵樹, 相澤純也, 池田誠(2008) 筋力とバランス能力の関連性について. *理学療法科学* 23(6): 817-821.
 74. Jones CJ, Rikli RE, Beam WC(1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport* 70(2): 113-119.
 75. 大村沙弥花, 廣瀬圭子, 抜井周子, 戸坂心, 田口孝行(2011) 2種類の椅子からの立ち上がりテストと等速性膝伸展筋力との関係. *理学療法—臨床・研究・教育* 18(1): 67-70.
 76. 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦, 松尾奈々, 佐藤光美, 原田純, 今西和也, 福永恵子, 窓場勝之(2013) 疾患に関係なく簡便に評価できる下肢機能評価法の検討—虚弱高齢者用 10 秒椅子立ち上がりテスト (Frail CS-10) を用いて—. *理学療法科学* 28(1): 27-30.
 77. Suzanne N. de Jong, Danny R. van Caspel, Michiel J. van Haeff, Daniël B.F. Saris(2007) Functional Assessment and Muscle Strength Before and After Reconstruction of Chronic Anterior Cruciate Ligament Lesions. *Arthroscopy* 23(1): 21-28, 28.e1-3.
 78. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ(2007) Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech* 22(6): 681-8.
 79. 南條恵悟, 長澤弘, 千葉公太, 池田崇, 浅野智奈美, 笠原瑞希, 長谷川和也, 長谷川光一(2016)

- 歩行速度と下肢筋力の違いは足趾圧力と歩行速度・バランス能力の関連性に影響するか？－入院高齢者での検討－. 理学療法科学 31(1): 151-155.
80. 山本利春, 黄川昭雄, 佐々木敦之, 上野真宏(1990) Iaokinetic machine の角速度条件と負荷強度の関係－アスレチック・リハビリテーションへの応用－. 千葉体育学研究 13: 1-6.
 81. American College of Sports Medicine.: American College of Sports Medicine position stand(2009) Progression models in resistance training for healthy adults. Med Sci Sports Exerc 41(3): 687-708.
 82. 小川真里子, 高松潔(2016) 周閉経期女性の PMS / PMDD. 産科と婦人科 83(12): 1450-1455.
 83. 岡西哲夫(1998) 筋力増強訓練. 理学療法学 25(8): 506-510.
 84. Adams MM, Hicks AL(2011) Comparison of the effects of body-weight-supported treadmill training and tilt-table standing on spasticity in individuals with chronic spinal cord injury. J Spinal Cord Med 34(5): 488-494.
 85. Bembem DA, Sharma-Ghimire P, Chen Z, Kim E, Kim D, Bembem MG(2015) Effects of whole-body vibration on acute bone turnover marker responses to resistance exercise in young men. J Musculoskelet Neuronal Interact 15(1): 23-31.
 86. Bloomquist K, Hayes S, Adamsen L, Møller T, Christensen KB, Ejlersen B, Oturai P(2016) A randomized cross-over trial to detect differences in arm volume after low- and heavy-load resistance exercise among patients receiving adjuvant chemotherapy for breast cancer at risk for arm lymphedema: study protocol. BMC Cancer 22: 16: 517.
 87. Savikj M, Gabriel BM, Alm PS, Smith J, Caidahl K, Björnholm M, Fritz T, Krook A, Zierath JR, Wallberg-Henriksson H(2019) Afternoon exercise is more efficacious than morning exercise at improving blood glucose levels in individuals with type 2 diabetes: a randomised crossover trial. Diabetologia 62(2): 233-237.
 88. Sale DG, McComas AJ, MacDougall JD, Upton AR(1982) Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 53(2): 419-24.
 89. 市橋則明(1997) 筋力トレーニングの基礎知識－筋力に影響する要因と筋力増加のメカニズム－. 京都大学医療技術短期大学部紀要 健康人間学 9: 33-39.
 90. 川島敏夫, 三ツ木豊, 川島昭彦, 野鳥長子, 三ツ木裕子, 田村真佐美, 東裕一, 横塚政久, 栗山節郎(1993) クローズドキネティックチェーンとの関連からみた等速性筋力評価における測定速度の検討. 理学療法学 20(1): 14-18.
 91. Kumamoto M, Oshima T, Yamamoto T(1994) Control properties induced by the existence of antagonistic pairs of biarticular muscles—Mechanisaal engineering model analyses. Hum Mov Sci 13: 611-634.
 92. Seynnes O, Fiatarone Singh MA, Hue O, Pras P, Legros P, Bernard PL(2004) Physiological and functional responses to low-moderate versus high-intensity progressive resistance training in frail elders. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 59(5): 503-509.

93. Ramírez-Campillo R, Martínez C, de La Fuente CI, Cadore EL, Marques MC, Nakamura FY, Loturco I, Caniuqueo A, Cañas R, Izquierdo M(2017) High-Speed Resistance Training in Older Women: The Role of Supervision. *J Aging Phys Act* 25(1): 1-9.
94. Ramirez-Campillo R, Diaz D, Martinez-Salazar C, Valdés-Badilla P, Delgado-Floody P, Méndez-Rebolledo G, Cañas-Jamet R, Cristi-Montero C, García-Hermoso A, Celis-Morales C, Moran J, Buford TW, Rodriguez-Mañas L, Alonso-Martinez AM, Izquierdo M(2016) Effects of different doses of high-speed resistance training on physical performance and quality of life in older women: a randomized controlled trial. *Clin Interv Aging* 11: 1797-1804.