

Body sway and leg muscle activity during one-leg stance

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/42372

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



博士論文

片脚立位時の重心動揺量 および下肢筋活動量

金沢大学大学院 自然科学研究科
生命科学専攻
動態生理学講座

学籍番号 1223032001

氏名 内田 雄

主任指導教員 出村慎一

提出年月 平成 27 年 1 月 5 日

目次

第1章 序論	1
第2章 先行研究	4
第1節 バランストレーニング	5
第1項 バランストレーニングの処方	5
第2項 片脚立位トレーニングの方法	7
第2節 ダイナミックフラミンゴ療法 (DF療法)	9
第1項 DF療法の理論的背景	9
第2項 DF療法の対象者	10
第3項 DF療法の特徴および注意点	12
第4項 DF療法における手の補助方法	13
第5項 DF療法の効果	15
第3節 片脚立位の特徴	17
第1項 バランステストとしての片脚立位	17
第2項 片脚立位に関連する身体機能	19
第3項 片脚立位保持時間と転倒の関連	20
第4項 片脚立位保持時間と年齢の関係	21
第4節 立位姿勢保持における手の補助の影響	23
第5節 疲労が片脚立位保持に及ぼす影響	25
第3章 問題	27
第1節 問題の所在	28
第2節 研究課題の設定	30
第3節 仮説の設定	35
第4節 用語の定義	37
第5節 研究の限界	40
第1項 被験者による限界	40
第2項 測定変数による限界	40
第3項 方法による限界	41
第4項 統計解析による限界	41
第4章 研究方法	42
第1節 仮説検証の手順	43

第2節	被験者	44
第3節	実験装置	44
第1項	重心動揺測定装置	44
第2項	表面筋電図	44
第3項	補助台および押しボタン装置	44
第4節	測定方法	45
第1項	両脚立位	45
第2項	通常片脚立位	45
第3項	手の補助を伴う片脚立位	45
第4項	最大等尺性足関節底屈および背屈	46
第5節	評価変数	47
第1項	筋放電量変数	47
第2項	重心動揺量変数	47
第6節	統計解析	48
第5章	検討課題1	49
第1節	緒言	50
第2節	方法	51
第1項	被験者	51
第2項	測定手順	51
第3項	実験器具	51
第4項	評価変数	51
第5項	統計解析	51
第3節	結果	52
第4節	考察	55
第5節	小活	56
第6章	検討課題2	57
第1節	緒言	58
第2節	方法	59
第1項	被験者	59
第2項	測定手順	59
第3項	実験器具	59
第4項	評価変数	60
第5項	統計解析	60
第3節	結果	60

第4節	考察	62
第5節	小活	63
第7章	検討課題3	64
第1節	緒言	65
第2節	方法	66
第1項	被験者	66
第2項	測定手順	66
第3項	実験器具	66
第4項	評価変数	66
第5項	統計解析	67
第3節	結果	68
第4節	考察	72
第5節	小活	73
第8章	検討課題4	74
第1節	緒言	75
第2節	方法	76
第1項	被験者	76
第2項	測定手順	76
第3項	実験器具	76
第4項	評価変数	76
第5項	統計解析	76
第3節	結果	77
第4節	考察	79
第5節	小活	79
第9章	検討課題5	80
第1節	緒言	81
第2節	方法	82
第1項	被験者	82
第2項	測定手順	82
第3項	実験器具	82
第4項	評価変数	82
第5項	統計解析	82
第3節	結果	83

第 4 節 考察	85
第 5 節 小活	85
第 10 章 結論	86
第 1 節 要約	87
第 2 節 仮説の検証	88
第 3 節 結論	91
第 4 節 今後の課題	92
引用参考文献一覧	93
謝辞	107

図表一覧

第 2 章 先行研究

図 2-1 ロコチェック	11
図 2-2 片脚立位トレーニング	14
表 2-1 片脚立位時間別に推奨される運動処方	10

第 3 章 問題

表 3-1 検討課題の整理	33
---------------	----

第 4 章 研究方法

図 4-1 仮説検証の手順	43
図 4-2 前方補助を伴う片脚立	46
図 4-3 側方補助を伴う片脚立位	46

第 5 章 検討課題 1

図 5-1 両脚立位時および片脚立位時の総軌跡長の経時変化および 2 要因分散分析の結果	53
図 5-2 両脚立位時および片脚立位時の X 軸方向軌跡長の経時変化および 2 要因分散分析の結果	54

図 5-3	両脚立位時および片脚立位時の Y 軸方向軌跡長の経時変化および 2 要因分散分析の結果	54
表 5-1	最大筋電%RMS の基礎統計値および 2 要因分散分析の結果	52
表 5-2	平均筋電%RMS の基礎統計値および 2 要因分散分析の結果	53

第 6 章 検討課題 2

図 6-1	補助方法および方向が異なる片脚立位時における総軌跡長の重心動揺量比の比較	61
図 6-2	補助方法および方向が異なる片脚立位時における X 軸方向軌跡長の重心動揺量比の比較	61
図 6-3	補助方法および方向が異なる片脚立位時における Y 軸方向軌跡長の重心動揺量比の比較	61
図 6-4	補助方法および方向が異なる片脚立位時における腓腹筋の筋活動量比の比較	62
図 6-5	補助方法および方向が異なる片脚立位時における前脛骨筋の筋活動量比の比較	62

第 7 章 検討課題 3

表 7-1	各筋における時間区分および測定姿勢ごとの平均筋電%RMS の基礎統計量および平均値の差の比較	69
表 7-2	各筋における時間区分および測定姿勢ごとの最大筋電%RMS の基礎統計量および平均値の差の比較	70
表 7-3	時間区分および測定姿勢ごとの重心動揺軌跡長の基礎統計量および平均値の差の比較	71

第 8 章 検討課題 4

表 8-1	重心動揺量および筋活動量の基礎統計量および 2 要因分散分析の結果	78
-------	-----------------------------------	----

第 9 章 検討課題 5

表 9-1	重心動揺量および筋活動量変数の基礎統計量および 2 要因分散分析の結果	84
-------	-------------------------------------	----

第 1 章

序論

人の身体諸機能は、幼児期から青年期にかけて向上し、中・高齢期になると加齢とともに低下する。高齢期になり、最も急激に低下する体力要素はバランス能力であり、バランス能力や下肢筋力の低下は転倒やロコモティブシンドローム（日本整形外科学会によって提唱された概念であり、「運動器の障害による要介護状態やそのリスクが高い状態」を指す）を引き起こす原因の一つとなっている（中村, 2007; 安村ら, 1991）。転倒やロコモティブシンドローム予防のために様々なトレーニングが実施されるが、その中でもバランス能力や下肢筋力の向上を目指したトレーニングは転倒に関する重要な介入要素であることが報告されている（Province et al., 1995）。また、ロコモティブシンドロームの予防のためにも重要な役割を担っている（日本整形外科学会, 2013）。

望月（2005）は、バランス能力とは、神経機構のみでなく、筋出力、関節可動域、疼痛、認知機能、呼吸循環機能など、姿勢調節にかかわる身体要素全体によってバランスを調整するものと述べている。特に、顕著な下肢筋力の低下が認められた高齢者においては、下肢筋力とバランス能力に密接な関係があると報告されている（笠原ら, 2001）。つまり、高齢者等のバランス能力向上を目的とした際、神経系への刺激だけでなく、下肢筋力の維持向上といった要素も不可欠になる。実際にバランス能力向上を目指した介入運動は、静的バランス運動、動的バランス運動、二重課題を伴う運動（2つの課題を同時に行おうとする運動）、筋力増強運動、歩行、代償ステップング等、様々な種目を複合的に組み込むことが多い（Shubert, 2011）。

バランス能力向上を目的とした一般的な運動種目の一つに片脚立位トレーニングがある。また、片脚立位トレーニングは、高齢者において下肢筋力の維持向上も期待できる。片脚立位トレーニングは、道具、時間、および場所をほとんど必要としないため、在宅でも実施しやすい非常に実用的なトレーニング方法である。Whipple（1997）は、バランス能力向上を目的とした運動介入を実施している文献をレビューした結果、半数の文献で、トレーニングとして片脚立位が使用されていたと述べている。片脚立位トレーニングは運動プログラムの一つとして、組み込まれていることが多いが（島田と内山, 2001; Richardson et al., 2001; Donat and Ozcan, 2007）、片脚立位トレーニングのみの運動介入も実施されている。その方法は、1日3回片脚立位を左右の脚で1分間保持するといった内容である（阪本, 2010a: 阪本らはこの方法をダイナミックフラミンゴ療法（DF療法）と命名している）。日本整形外科学会ではロコトレ（ロコモティブシンドロームの予防を目的としたトレーニング）の1種目として片脚立位トレーニング（DF療法）を採用し、普及を目指している。ロコトレは自宅での実施を想定しているが（日本整形外科学会, 2013）、トレーニングの監督者がいないため、安全性の確保が重要である。そのため、日本整形外科学会（2013）は、片脚立位トレーニングの実施にあたって「必ず何かつかまるものがある場所で実施すること」、また「支えが必要な人は手や指を机についた状態で実施すること」を推奨している。

片脚立位を保持するためには、小さい支持基底面の中で、片脚のみで全体重を支

え、且つ姿勢の動揺を調整する必要がある。つまり、片脚立位トレーニング実施者は、主に支持脚の活発な筋活動によって、身体を支え、不安定な姿勢を調整している。継続的に大きな筋発揮をすることで筋は疲労するが、片脚立位中の筋活動水準が大きければ、1分間の片脚立位継続中に下肢の筋群に疲労が生じると予想される。下肢筋群の疲労は立位中の動揺量の増加をもたらす (Springer and Pincivero, 2009) ことから、片脚立位中の姿勢の不安定性および下肢筋活動は時間とともに増加する可能性がある。この姿勢の不安定性および活発な下肢筋活動が、下肢筋群や神経系への刺激となり、高齢者下肢筋力の維持・向上、さらにはバランス能力の向上に貢献し、転倒やロコモティブシンドロームの予防効果をもたらすと考えられる。実際に運動器不安定症を有する高齢者や開眼片脚立位時間が15秒未満といった虚弱高齢者を対象に片脚立位トレーニングを実施した結果、大腿骨頸部の骨密度改善 (田代と阪本, 2003) や、転倒頻度の減少 (Sakamoto et al., 2006)、片脚立位時間やADL能力の向上 (Sakamoto et al., 2013) などが報告されている。

バランス能力向上を目指したトレーニングでは、対象者の持つバランス能力に対して、やや難度の高い動作課題、動作環境を設定し、運動学習が行われるように動作を繰り返し実施する (望月, 2008)。下肢筋力の向上を目指す上でも、トレーニングの原則に従い、対象者の筋力に合わせた負荷設定が必要となる。片脚立位も同様に、トレーニング実施者の体力水準を考慮する必要がある。片脚立位を容易に実施できる者ほど、片脚立位の難度は低いと考えられる。一般に片脚立位はバランス能力を測定するフィールドテストとしても使用され、その継続可能時間が長いほどバランス能力に優れると判断される。若年者のほとんどが1分間の開眼片脚立位を成就可能なように (Bohannon et al., 1984)、バランス能力に優れている者は非常に安定した状態で片脚立位保持が可能である。つまり、若年者のように片脚立位を容易に実施できる者にとっては、片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量は小さくなると考えられる。

より難度の高い動作課題を設定すれば、得られる効果も大きいかもしれないが、高すぎる負荷設定は安全性を損なったり、怪我を誘発させる危険性がある。身体機能に劣り、片脚立位の実施が困難な者は、片脚立位トレーニング時に手の補助を利用することが推奨されている (阪本, 2010a)。台などに手を軽く触れるだけで両脚立位中の重心動揺が安定することが報告されており (Jeka, 1997)、また、手の補助の利用により身体を支えることが可能になることなどから、手の補助により姿勢の不安定性や下肢筋活動は変化すると考えられる。さらに、その傾向は手の付く位置 (Bove et al., 2006) や接触圧の強さ (Baccini et al., 2007) などで異なると考えられる。しかし、片脚立位トレーニング時の手の補助が姿勢の不安定性および下肢筋活動にいかなる影響を及ぼすかは十分検討されていない。

以上を踏まえ、本研究は1分間の片脚立位時の姿勢の不安定性 (重心動揺量によって評価) および下肢筋活動に着目し、対象者の特性や、手の補助の方法の違いがその両者に及ぼす影響を、時間経過を踏まえて検討することを目的とした。これらの目的を達成することで、各対象者の特性に合わせた、片脚立位トレーニング方法の提案が可能となる。

第 2 章

先行研究

第1節 バランストレーニング

転倒やロコモティブシンドロームの予防のため、バランス能力向上を目指す様々なトレーニングが実施されている。本節ではバランス能力を向上させるトレーニングの理論や方法等について整理する。

第1項 バランストレーニングの処方

Whipple (1997) は、バランストレーニングに関する文献をレビューした結果、トレーニングの強度（バランス運動がどの程度 **challenging** であったか）がバランス能力の改善に関係していると結論付けた。レビューした文献の中で、片脚立位は最も一般的なアウトカムの指標であり、介入研究の半分でトレーニング手段として使用されていた。バランス能力の向上が認められた研究と認められなかった研究の特徴は以下のようにまとめられている。

- ・ バランス能力への効果が認められた介入研究の特徴
 - 1) 訓練の内容と測定・評価の方法が一致している
 - 2) 自己の体重負荷が十分にかかる訓練内容である
 - 3) 水平方向への速い移動があり、身体各セグメントの相互作用のある訓練である
 - 4) 垂直方向への振幅を伴う訓練であるなどの特徴が認められた。また、
- ・ バランス能力への効果が認められなかった介入研究の特徴
 - 1) 虚弱な高齢者を対象とした研究
 - 2) 低強度の運動（体重負荷が少ない）
 - 3) 訓練内容と測定・評価の方法が異なっている

上岡ら（2002）は転倒予防のためのバランス運動に関して、競技性が高く、水平移動を伴う遊びほど、バランスを崩させるような動作を行うのでバランス訓練の効果は高いが、転倒の可能性が高いため元気高齢者向けであり、虚弱高齢者には、移動の少ない運動遊びや、競技性の少ない移動を伴う運動遊びなどが向いていると述べている。

望月（2008）は、高齢者におけるバランストレーニングの基本として、以下のことを述べている。

- ・ 生体の情報処理を担う神経系による自己組織化と、その記憶形成過程である運動学習がバランストレーニングの中核と考えられる。また、神経系の自己組織化は、特定の動作課題と動作環境の下での適応現象なので、その課題や環境による特異性がある。
- ・ バランス能力は種々の構成要素からなるシステムとして働いているので、筋力増強、柔

軟性の向上、感覚・知覚機能の向上など、バランス能力を構成する要素についても総合的にトレーニングする必要がある。

・対象者の持つバランス能力に対して、やや難度の高い動作課題、動作環境を設定し、運動学習が行われるように動作を繰り返し実施する。重心線と支持基底面の関係から、動作課題や動作環境の難易度を①姿勢保持②重心移動③姿勢変換・移動の順に分類することが可能であり、トレーニング動作課題の選定や進め方の基本になる。

北ら（2010）は、高齢者に対する静的および動的バランストレーニングを以下のように分類している。動的バランスに含まれる太極拳やダンス（ラインダンス）などの3Dエクササイズでバランスの大幅な改善が報告されているが、運動負荷量および所要時間も障害を抱えた高齢者には適さないと述べている、また、静的バランスの改善を試みたいくつかの文献をレビューし、漫然とした筋力訓練や動作訓練では静的バランスは改善せず、バランス訓練の処方が不可欠であると述べている。

・静的バランス訓練

ダイナミックフラミンゴ療法、タンDEM起立、つま先/踵立ち、weight shifting etc

・動的バランス訓練

タンDEM歩行、つま先/踵歩き、後方&側方歩き、Uターン、乗り越え、階段昇降、拾い上げ、椅子からの立ち上がり、スクワット、3Dエクササイズ etc

American College of Sports Medicine (2008) は、移動に問題がある人やよく転倒する人に対するバランス運動に関して、バランス、敏捷性と筋肉の固有受容体機能のトレーニングを組み合わせた神経筋トレーニングを週2~3回行うと、転倒の減少や予防に有効であると述べている。

一般に推奨される方法として以下の方法を上げている

- a) 段階的に支持を減らして、徐々に困難な姿勢を保つ（たとえば、両脚起立、半タンDEM起立、タンDEM起立から片脚立位）
- b) 重心が不安定になるような動的運動（たとえばタンDEM歩行や円回転）
- c) 体勢を保持する筋群に負荷をかける（たとえば、踵立ちやつま先立ち）
- d) 感覚入力を減らす（たとえば閉眼立ち）
- e) 太極拳

以上をまとめると、バランストレーニングの処方は、やや難度の高い動作課題、動作環境を設定し、運動学習が行われるように動作を繰り返し実施することが求められる。バランス能力を構成する要素は多岐にわたるため、バランストレーニングの種目も多岐にわたる。バランストレーニングの種目として、元気高齢者であれば競技性が高く、より難

度の高い種目が求められるが、虚弱高齢者などは、安全性の面から静的な動作などが勧められるといったように、静的な動作から動的な動作へと移行させていく必要がある。静的バランストレーニングに片脚立位トレーニングは位置づけられ、広く使用されている。

第2項 片脚立位トレーニングの方法

第1項を踏まえると、バランス能力向上を目指すトレーニングは多岐にわたり、様々な側面からのアプローチが重要である。バランストレーニングとして代表的に用いられている運動の一つに片脚立位トレーニングがある。片脚立位トレーニングは、道具や場所を必要とせず実用性の高いトレーニングである。本項では片脚立位トレーニングが組み込まれた運動介入の実施方法についてまとめる。

島田と内山（2001）は67～91歳の高齢者34名（平均年齢80.8±6.6歳）を静的バランス練習群（12名）、動的バランス練習群（12名）、およびコントロール群（10名）に群分けし、12週間の運動介入を実施している。静的および動的バランス練習群は1回40分ほどの運動を週2～3回の頻度で実施した。静的バランス練習の内容は支持基底面内でバランスを維持する運動（上肢前方到達練習30回、バランスボードを用いた前後左右方向への重心移動練習10分間、片脚立位保持5分間、マン肢位（継ぎ脚姿勢）保持5分間）であった。片脚立位の方法に関する詳細な記載はなかった。

Richardson et al.（2001）は、20名の末梢神経障害患者を、介入群とコントロール群に分け、バランス向上を目的とした運動介入を3週間実施している。被験者は、介入運動として以下の7つの運動を毎日実施した。（1）ウォーミングアップ、（2）両脚でのつま先・踵挙上運動、（3）両脚での回内・回外運動、（4）片脚でのつま先・踵挙上運動、（5）片脚での回内・回外運動、（6）ウォールスライド、（7）片脚立位。片脚立位の実施回数は3回であり、実施時間に関する詳細な記載はなかった。

Sakamoto et al.（2006）は、527名の虚弱高齢者を対象に、3か月の運動介入を実施している。介入運動はダイナミックフラミンゴ療法（DF療法）のみである。DF療法の具体的な方法は以下の通りである：1日3回、開眼で、被験者は右脚で1分間、左脚で1分間片脚立位を実施する。もし、被験者が1分間片脚立位を継続できない場合、何度かの失敗を挟んでも合計で1分間になるように指示する。朝、昼、晩の3回実施する。

Donat and Ozcan (2007) は、42 名の高齢者を非監視型在宅運動群 (21 名) と監視型集団運動群 (21 名) に分け、8 週間の運動介入を実施している。介入運動は、ウォームアップ、姿勢運動、バランスと下肢協調運動、機能的活動、歩行とストレッチ、筋力増強運動、クールダウンから構成される。バランスと下肢協調運動の 1 種目に片脚立位が位置づけられている。片脚立位トレーニングは、それぞれの脚で 2, 3 回 10–30 秒の片脚立位を保持すること、また、5–10 回、つま先および踵で 5–10 秒保持する方法であった。

Kita et al. (2007) は、683 名の虚弱高齢者 (男性 146 名、平均年齢 77.0 ± 5.9 歳、女性 537 名、平均年齢 77.5 ± 6.3 歳) を対象に、転倒および骨折予防を目的とした 1 年間の運動介入を実施している。被験者は片脚立位トレーニング (DF 療法) および大腿四頭筋訓練を毎日実施するよう求められた。片脚立位トレーニングは、1 日に 3 回左右それぞれの脚で 1 分間の片脚立位を 3 回実施した。安全性を考慮し、被験者は机や壁などを強く掴むことを許されていた。

Rolland et al. (2007) は 134 名のアルツハイマー患者を運動介入群 (67 名) およびコントロール群 (67 名) に分類し、1 年間の運動介入を実施した。介入運動は、有酸素運動、筋力増強運動、柔軟性運動、およびバランス運動から構成され、週 2 回、1 時間実施された。バランス運動はスモールステップ運動、および地面もしくはフォームラバーを使用した片脚・両脚での運動が実施された。片脚立位運動に関する詳細な記載はなかった。

以上のように、片脚立位トレーニングの多くは、運動介入プログラムの 1 種目として、様々な研究に組み込まれている。片脚立位トレーニング方法の詳細は記載されていない報告も多く、片脚立位保持時間等も統一されていない。研究によっては片脚立位にフォームラバーを使用したり、様々な工夫が施されている。片脚立位トレーニング単体での運動介入を実施している報告もあり、その方法はダイナミックフラミンゴ療法として確立されている。

第2節 ダイナミックフラミンゴ療法 (DF 療法)

片脚立位トレーニングの方法としてダイナミックフラミンゴ療法 (以下、DF 療法) がある (阪本ら、2010a)。この方法は、日本整形外科学会が推奨しているロコトレ (ロコモティブシンドロームを予防するためのトレーニング法であり、主に片脚立位と自重でのスクワットから構成される) としても使用されている。本節では DF 療法の理論的背景、対象者、特徴および注意点、手の補助方法、および効果について整理する。

第1項 DF 療法の理論的背景

Sakamoto et al. (1999) は、骨は圧迫により骨形成に反応し、ひっぱり (減圧迫) により骨吸収に働くという Wolff の法則と、片脚立位時に大腿骨近位部にかかる負荷は両脚立位時の約 2.75 倍であるという Pawels の理論を基に DF 療法の理論的背景を報告している。そして、高齢者の 1 分間の開眼片脚立位で得られる大腿骨骨頭に加わる力積量は、53.3 分間の両脚歩行で得られる力積量に匹敵すると述べている。

田代と阪本 (2003) は、10 名の女性骨粗鬆症患者を対象に 1 分間 1 日 3 回の DF 療法を 1 セットする群と 2 セットする群で大腿骨頸部骨密度を比較した結果、両群とも骨密度は増加傾向にあり、群間で差がなかったことを報告している。

阪本 (2007) は、DF 療法を開始するにあたって実施した予備研究において、1 分間の開眼片脚立位を 1 日 1 回、3 回、および 5 回実施し 3 ヶ月後の大腿骨頸部骨密度 (NeckBMD) を DXA 法で比較したところ、3 回および 5 回実施の時のみ改善がみられたと述べている (被験者の詳細は未記載)。

藤野 (2007) は、運動器不安定症を有する患者 (以下の 3 つの条件を全て満たす者 : ①整形外科で加療中の 65 歳以上の患者、②運動器に慢性疼痛を有する、③開眼片脚立位保持時間が 15 秒以下) を対象とし (男性 269 名、女性 948 名)、DF 療法と大腿四頭筋訓練を 8 カ月間実施させた結果、週 3 回以上トレーニングを実施した群は週 1~2 回しか実施しなかった群と比較して片脚立位保持時間の上昇が大きかったことを報告している。

以上のように、DF 療法は大腿骨近位部の骨密度改善効果を基に、実施方法が決定されている。一方で、転倒やロコモティブシンドローム予防を主たる目的とした際の DF 療法の適切な実施方法は明らかにされていない。

第2項 DF療法の対象者

阪本（2010a）は、DF療法の最も効果的な適応を期待できる対象者として、骨粗鬆症、糖尿病、および関節リウマチなどの患者や、開眼片脚立位15秒以下のいわゆる運動器不安定症を有する者たちであると述べている。

阪本（2010b）は、片脚立位時間により高齢者を4つのステージに分け、推奨される運動を表2-1のようにまとめている。

表2-1 片脚立位時間別に推奨される運動処方例の例（阪本, 2010b）

高齢者の片脚起立時間	推奨される処方内容
60秒以上	テニス、ダンス、ゲートボール、太極拳、トリム体操、リズム体操など、自由な趣味活動を実施する。
15～60秒	転倒予防教育の受講、地域で実施されているスポーツや趣味活動に積極的に参加し、片脚起立時間の延長を図る。
5～15秒	簡単な転倒予防授業を受講後、DF療法と大腿四頭筋訓練運動を併用し、転倒率と骨折率の低減を図る。
5秒未満	DF療法を積極的に実施し、大腿骨近位端の骨質の改善と転倒予防を図り、介護への移行を防ぐ。

日本整形外科学会（2013）は片脚立位トレーニング（DF療法）をロコトレの一種目として採用している。ロコチェック（図2-1）と呼ばれる7つの項目の一つでも当てはまる人がロコトレの対象となる。

ロコチェック

🔍 ロコモチャレンジ!

自分のロコモ度は、「ロコチェック」を使って簡単に確かめることができます。

7つの項目はすべて、骨や関節、筋肉などの運動器が衰えているサイン。1つでも当てはまればロコモの心配があります。0を目指してロコトレ(ロコモーショントレーニング)を始めましょう。

			チェック欄
1		家の中でつまずいたり滑ったりする	<input type="checkbox"/>
2		階段を上るのに手すりが必要である	<input type="checkbox"/>
3		15分くらい続けて歩くことができない	<input type="checkbox"/>
4		横断歩道を青信号で渡りきれない	<input type="checkbox"/>
5		片脚立ちで靴下がはけない	<input type="checkbox"/>
6		2kg程度の買い物をして持ち帰るのが困難である (1リットルの牛乳パック2個程度)	<input type="checkbox"/>
7		家のやや重い仕事が困難である (掃除機の使用、布団の上げ下ろしなど)	<input type="checkbox"/>

図 2-1 ロコチェック (日本整形外科学会, 2013)

ロコモチャレンジ！推進協議会（2010）は、20～70代の男女計624名を対象に、ロコモティブシンドロームに関する認知状況等を調査するために「第1回ロコモティブシンドローム生活意識調査」（インターネット調査）を実施した。その結果、片脚立位トレーニングの対象者となる、ロコチェック該当者は20～40代で37.5%、50代以上で54.2%、全年代では45.8%であることが報告された。

以上のように、DF療法の最も効果的な対象者として、骨粗鬆症、糖尿病、および関節リウマチなどの患者、そして開眼片脚立位15秒以下のいわゆる運動器不安定症を有する高齢者が挙げられる。また、運動器不安定症を有する高齢者ではなくても、ロコチェックに1つでも該当する者は片脚立位トレーニング（DF療法）の対象者（ロコトレ対象者）となるため、様々な身体機能水準の者も含まれると考えられる。しかしながら、ロコトレ対象者の全てにおいてDF療法が効果的であるかは不明である。

第3項 DF療法の特徴および注意点

阪本（1998）はDF療法の欠点と対策について「DF療法の継続が困難となる第一の原因は膝関節痛である。膝関節もまた荷重関節であるため、大きな負荷を受け、変形性関節症のある人では早期に膝痛を訴え、DF療法の継続が困難となり、脱落例が増えることである。現在ではこのような症例にはDF療法時に足底板を作成し、装用させたり、DF療法時に軽く指を付けさせて減荷重している。」と述べており、片脚立位トレーニングであっても実施が困難な者がおり、その対策の一つとして手の補助を紹介している。

田代と阪本（2003）は、DF療法実施時の注意点として、「朝昼晩の3回実施すること」、「1回休むのは1日休むのと同じである」、「1週間に2日まで休んで良い」、「姿勢を保つために挙げた側と同じ側の手を壁や家具につく」、および「力の刺激だけでは骨は強化されないためCa食品をしっかり摂る」を挙げている。

阪本（2007）は、DF療法開発の背景として「DF療法は易骨折状態にある高齢者の大腿骨近位部（頸部）骨密度を改善し、転倒しても折れない丈夫な骨づくりを目指して1993年に開発された。」と述べている。また、DF療法の効果に関して「DF療法は骨密度改善だけでなく、転倒予防への一面も持ち併せている。」と述べている。

永井ら（2008）は片脚立位トレーニングの特徴に関して以下のように述べている。

- ・「開眼片脚起立は場所をとらず、費用もかからないため誰でも手軽に実施できる。実際には外来の患者さんに直接開眼片脚起立を指導し、要領を得ていただいている」
- ・「基本的なスタイルは、文部科学省スポーツ青年局編集による新体力テスト実施要領に準

抛し、履き慣れた靴か裸足で、両手を腰に当てて、片方の脚を挙上する。ふらついて転倒の危険がある場合は、机などに掴まってもよく、トータルで 60 秒間の開眼片脚起立が出来ればよいと説明している。その後は、相撲の番付表のような確認表を渡し、家で実施した場合は黒く塗り、1 日 3 回のペースで続けてもらう。」

- ・「開眼片脚起立は、要領を得ることによって起立時間が長くなる傾向があるが、コツを掴んでも筋力や立位バランスがないと長時間立っていることは難しい。」

阪本（2010b）は、DF 療法は、片脚で立つことにより両脚起立時の 2.5~2.75 倍のメカニカルストレス（運動器にかかる力学的負荷）を片脚起立側大腿骨頭に加え大腿骨近位部の骨密度を改善し、転倒しても折れない骨づくりを目指した運動療法であると述べている。

日本整形外科学会（2013）は、ロコトレにおける片脚立位は、足を床につかない程度に挙げ、転倒しないように必ずつかまるものがある場所で行うとしている。パンフレットの中では、姿勢を真っ直ぐにして実施すること、支えが必要な人は、十分注意して机に手や指をつけて行うことをポイントとして挙げている。

以上のように、DF 療法は骨密度の改善のみならず、転倒予防を目的としても実施される。片脚立位の保持には筋力やバランス能力が求められ、安全性の面から、実施の際には手の補助を利用することが推奨されている。また、片脚立位は 1 日 3 回実施する必要があり、毎日実施することが前提とされているが、1 週間に 2 日程度の不実施は許容される。

第 4 項 DF 療法における手の補助方法

Sakamoto et al. (1999) は、片脚立位中、片手を机についたとしても、体重のほとんどは荷重された支持脚に加わっているため、大腿骨頸部に加わる力積量はあまり変化せず、DF 療法において通常片脚立位（手の補助を使用しない片脚立位）にこだわる必要はないと述べている。

阪本（2010a）は、DF 療法の立ち方として、通常片脚立位（手を使わない片脚立位）、片手保持片脚立位（机や壁などに片手をつく片脚起立）、および両手保持片脚立位（平行棒に両手を添えて片脚で立つ）を挙げており、通常片脚立位にこだわる必要はないと述べている。なお、両手保持片脚起立は片脚起立時間が 1 秒を切るような、筋力がなくバランス能力に劣る高齢者が対象であると述べている。また、片手保持片脚起立において遊脚側に手をつく方法は中殿筋が弱くバランス能力に劣る人たちに向けた立ち方であると述べている。開眼片脚立位 15 秒以下の人たちに対し、その能力に応じて、独立、片手保持、も

しくは両手保持片脚立位の処方を変える必要があるとしている。DF療法の効果として、大腿骨近位部骨密度の改善および転倒予防効果を挙げている。

阪本(2010b)は、DF療法の方法として、「両手を下垂させ片脚で立つものであり、バランスの悪い人は軽く壁や机に手をついたり、手すりに掴まって実施してもよく、連続して1分立てなくとも合計1分立てれば良い。なお、何かに掴まって片脚起立を行う場合、掴まった側の足を遊脚とするのか、あるいは支持脚とするのかは実施する人の自由としている。中殿筋の筋力が弱くバランスが悪い人は遊脚側に、中殿筋のトレーニングを目指す場合は立脚側に手をつくると良い。」と述べている。

日本整形外科学会(2013)は、片脚立位トレーニング(DF療法)時に、支えが必要な人は、十分注意して机に手や指をついて行うことをポイントとして挙げている。片脚立位トレーニング中の姿勢として、前方に両手をついている図や、片手を机などへ伸ばした状態の図が使用されている(図2-2)。

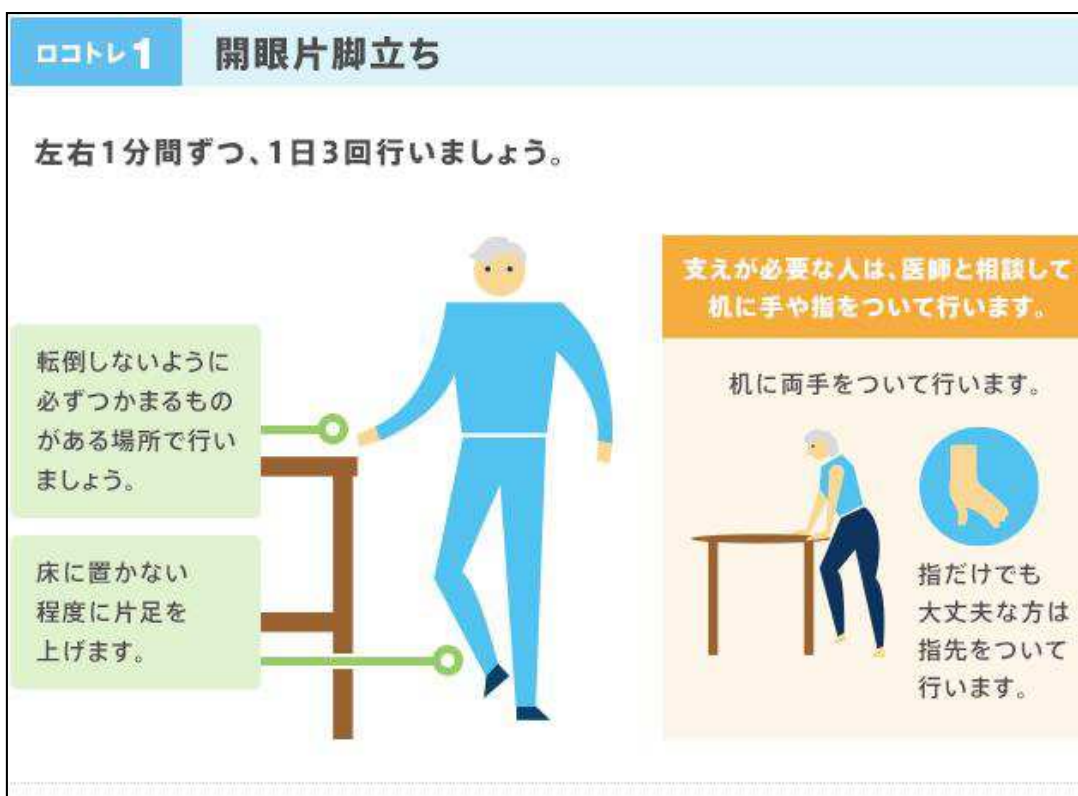


図 2-2 片脚立位トレーニング (日本整形外科学会, 2013)

以上のように、DF療法時の手の補助方法は、片手もしくは両手を使用する方法、前方や側方に手をつく方法など様々な方法があり、それぞれトレーニング実施者の能力に合

わせて選択する必要があるとされている。ただし、大腿骨頸部の骨密度改善を目的とした場合、手の補助を使用しない独立片脚起立にこだわる必要はないとされている。しかし、転倒やロコモ予防を目的とした場合、トレーニング実施者が適切な補助方法を選択するための客観的根拠は示されていない。さらに、手の補助が DF 療法に及ぼす影響については不明である。

第 5 項 DF 療法の効果

阪本（2002）は、片脚立位訓練により、訓練前は前後左右にふらつき（身体重心位置の動揺量）が大きかったものが、訓練後には左右のふらつきが小さくなり、幅の少ない前後方向へのふらつきにまとまってくる傾向にあると述べている。

田代と阪本（2003）は、40名の女性骨粗鬆症患者を対象に、DF 療法を実施した結果、3~4か月の実施で全体の63.6%が、6~12ヶ月の実施で全体の73.7%に骨密度の改善が認められたこと等を報告している。

Sakamoto et al.（2006）は、527名の虚弱高齢者を対象に、DF 療法の転倒予防効果を検討し、3ヶ月間の DF 療法を実施した群はコントロール群と比較して転倒数が有意に少なかったと報告している。

藤野（2007）は、運動器不安定症を有する患者（以下の3つの条件を全て満たす者：①整形外科で加療中の65歳以上の患者、②運動器に慢性疼痛を有する、③開眼片脚立位保持時間が15秒以下）を対象とし（男性269名、女性948名）、DF 療法と大腿四頭筋訓練を8か月実施している。その結果、転倒率は開始時0.58回から介入後0.36回に、骨折率も0.11回から0.08回に減少したことを報告している。

阪本（2010a）は、1分間の片脚立位を1日3回実施する運動療法を DF 療法として紹介している。DF 療法の効果として、大腿骨近位部骨密度の改善および転倒予防効果を挙げている。

Sakamoto et al.（2013）は、整形外科的障害を有しており、開眼片脚立位可能時間が15秒以下の75歳以上在宅高齢者を対象とし（トレーニング群410名、コントロール群455名）、DF 療法の効果を検討している。その結果、トレーニング後の訓練群はコントロール群よりも片脚立位保持時間および Activities of daily living（ADL）能力が向上したと報告している。また、男性において転倒予防効果は認められなかったが、女性では認められたことから、片脚立位トレーニングは下肢筋力や片脚立位保持時間の向上に効果的な運動であると考察している。

以上のように、DF療法は、運動器不安定症を有するような虚弱高齢者を対象に、大腿骨頸部の骨密度改善のみならず、片脚立位保持時間やADL能力の改善、転倒や骨折の頻度の減少が報告されており、下肢筋力の低下抑制や片脚立位保持時間の向上に効果的な運動と考えられる。しかしながら、第2章・第2節・第2項で述べたように、DF療法の実施対象者は幅広いが、自立した日常生活を営む高齢者に対する効果は報告されていない。

第3節 片脚立位の特徴

第2章・第2節で述べた通り、片脚立位トレーニングは大腿骨頸部骨密度の改善のみならず、片脚立位保持時間やADLの改善、転倒やロコモティブシンドロームの予防などの効果が期待できる。本節では片脚立位トレーニングが前述の効果をもたらす理論的背景を明確にするために、片脚立位の特徴や求められる能力等について整理する。

第1項 バランステストとしての片脚立位

静的バランス能力の評価法として直立検査がある。日本平衡神経学会（1992）では直立検査の項目として、a) 両脚直立検査、b) マン肢位（継ぎ脚姿勢）検査、c) 単脚直立検査の3種類を挙げている。被験者に開眼および閉眼で30秒間検査姿勢を保持させ、その間の転倒の有無、身体動揺の程度を観察する。

内山（1997）は、姿勢バランスを、静的姿勢保持力、外乱負荷応答に対するバランス、随意運動に対するバランスに分類し、各要素の検査方法を整理した。そのうち静的姿勢保持力の検査として、ロンベルグ姿勢、マン肢位（継ぎ脚姿勢）、および片脚立位における姿勢保持時間および重心動揺計測を挙げている。

文部科学省は、幅広い年代に対して新体力テストを実施している。高齢者（65～79歳）が実施する種目としては、開眼片脚立ち、10m障害物歩行、6分間歩行、ADL調査がある。加賀谷（1999）は各テスト項目に関して解説しており、開眼片脚立ちに関して「からだのバランスをとって姿勢を保持する能力をみており、平衡感覚や、神経-筋コントロール能力が保持時間の決め手になる」、「股関節、膝関節、足関節等を取りまく筋機能を高めることも姿勢保持能力の向上に役立つ」と述べている。

Kornetti et al.（2004）は、100名の高齢者を対象に Berg balance scale（BBS）を調査し、そのカットオフ値修正を目的として Ruch 分析を実施している。その結果、Berg balance scale の中で片脚立位は最も難しい項目の一つであることを示している。

Lin et al.（2004）は、200人の地域在住高齢者を対象に、バランス能力を評価する Timed up and go test（TUG）、片脚立位テスト、Functional reach（FR）、および Tinetti balance（TB）を実施し、それぞれの実用性、信頼性、妥当性および反応性を検討している。4つのバランステストの内、片脚立位テストは実施不可能な者の割合が最も大きいことを報告している（実施できなかった者の割合；重度認知障害者 30.5%，軽度認知障害者 10.2%，認知障害なし 5.4%，転倒経験者 17.3%，非転倒経験者 11.0%，補助具使用者 46.9%，補助具

非使用者 7.6%, ADL 障害有 22.3%, ADL 障害無 5.6%)。テストの完了までにかかる時間は 4 つのテストのうち片脚立位テストが 58 秒と最も短く、また、ロジスティック回帰分析の結果、片脚立位テストは ADL 能力の低下を予測するが、転倒および ADL 能力の改善を予測しないと報告している。

望月 (2005) は、直立姿勢動揺検査時の条件を支持基底面の面積から、開脚位＋両手支持、開脚位＋片手支持、開脚位、閉脚位、ステップ位、継ぎ脚位、片脚立位と難度を序列化してバランス能力を評価し、最も難度が高い姿勢に片脚立位を位置付けている。

島田ら (2006) は、地域在住高齢者 79 名のバランス能力を、重心動揺検査、Manual perturbation test (MNT)、Functional reach test (FRT)、Functional balance scale (FBS)、Performance-oriented mobility assessment (POMA)により評価し、因子分析を実施している。その結果、バランス機能には①静止立位保持機能、②外乱負荷応答、③支持基底面を固定した状態での随意運動、④支持基底面が移動する状態での随意運動の 4 つの構成因子があると報告している。

望月と金子 (2009) は、日本国内の理学療法士 47 名を対象に、バランス能力評価指標に関するアンケートを実施している。そして、バランス能力測定において、片脚立位を“絶対必要”、または“かなり必要”と回答した比率は 65.7%であり最も高い比率であったと報告している。

出村 (2012) は、静的姿勢保持によるバランス評価に関して「支持基底面の大きさを変化させた際の姿勢保持時間や、足圧中心動揺を指標とすることが多い。つまり、支持基底面を小さくしたり、不安定にさせた際の姿勢を保持するバランス能力を捉える。」と述べている。また、静的姿勢保持は様々な姿勢の保持によって評価されるが、代表的な静的姿勢として難度が高い順から、閉眼片脚立ち、開眼つま先立ち、開眼片脚立ち、マン肢位 (継ぎ脚姿勢)、ロンベルグ姿勢、開脚姿勢を挙げている。

以上のように、バランス能力の評価には①静止立位保持機能、②外乱負荷応答、③支持基底面を固定した状態での随意運動、④支持基底面が移動する状態での随意運動など様々な観点があるが、片脚立位は主に静的立位姿勢保持機能の観点から測定に用いられてきた。静的姿勢保持機能の検査は、支持基底面の大きさを変化させたり、補助を利用したりすることで様々な条件を設定する。主に用いられる姿勢保持条件 (ロンベルグ姿勢、マン肢位 (継ぎ脚姿勢)、開脚位 etc.) の中でも、片脚立位は支持基底面が狭く、最も難度の高い姿勢であるとされている。つまり、片脚立位トレーニング実施時は、非常に不安定な姿勢であり、頻繁に重心位置を調整し続ける必要がある。

第2項 片脚立位に関連する身体機能

Wiksten et al. (1996) は、筋力とバランス能力の関係と年齢がその関係に及ぼす影響を検討している。若年女性 28 名 (18~30 歳、平均 22.9 歳) および高齢女性 26 名 (60 歳以上、平均 68.1 歳) を被験者とし、筋力測定として股、膝、および足関節の短縮および伸張性の等速性筋力を、バランス測定として **Shaped Romberg** および片脚立位テストを実施している。若年者では下肢筋力とバランス能力の間に有意な相関は認められなかったが、高齢者では主に、股関節伸展・屈曲、足関節伸展・屈曲筋力と片脚立位保持時間の間に有意な相関が認められたことを報告している。

木村 (2000) は、閉眼片足立ち、開眼片足立ち、あるいは A-P% (重心位置の前後方向移動範囲) のようなバランス能力は、歩行能力や他の体力要素、とりわけ下肢筋力や垂直跳びと高い相関を示し、下肢筋力が一定レベル以下になると急激にバランス能力や歩行能力が低下すると述べている。

笠原ら (2001) は、高齢者 114 名 (平均年齢: 74.5 ± 5.8 歳) を対象に、片脚立位保持時間と膝伸展筋力の間関係を検討している。その結果、膝伸展筋力が一定値以下になった時、一定時間 (10 秒 or 30 秒) の片脚立位を成就できる高齢者の割合が顕著に低下する傾向にあったと報告している。

村田 (2004) は、健常女性学生 33 名 (平均年齢 22.2 ± 2.6 歳) を対象に、開眼片脚立ち時の重心動揺と足部機能の間関係を検討している。片脚立位時の重心動揺に影響を及ぼす因子として抽出されたのは足把持力と足底感覚であり、片脚立位における足把持力および足底感覚の重要性を述べている。

Nakao et al. (2006) は、65~89 歳の高齢女性 30 名を対象に、下肢筋力、下肢筋量、歩行機能、片脚立位保持時間等を測定している。片脚立位保持時間は年齢の増加と共に有意に減少し、歩行能力と関係があることを報告している。

宮崎ら (2010) は、男性高齢者 57 名 (平均年齢 74.8 ± 5.8 歳) を対象に、開眼片脚立位時間、矢状面脊柱アライメント、大腿四頭筋筋力、足把持力、最大歩行速度、**Timed up and go test**、10m 障害物歩行、6 分間歩行距離テストを実施している。開眼片脚立位を 30 秒間保持できる者は保持できない者より大腿四頭筋筋力、足把持力、最大歩行速度、**Timed up and go test**、10m 障害物歩行、および 6 分間歩行の成績に優れていたことを報告している。

以上のように、片脚立位を保持するためには一定以上の脚筋力が必要である。脚筋力が劣る高齢者においては、片脚立位保持時間と脚筋力に有意な関係が認められている。また、片脚立位保持時間は移動・歩行能力や足部機能との関連があると報告されている。

第3項 片脚立位保持時間と転倒の関連

Heitmann et al. (1989) は、110 人の高齢女性 (60~89 歳) を対象に、転倒者と非転倒者の年齢、静的バランス能力、ステップ幅を比較している。静的バランス能力として開眼および閉眼片脚立位保持時間を測定したが、いずれも、転倒者と非転倒者で有意な差は認められないと報告している。

MacRae et al. (1992) は、94 名の地域在住高齢者 (平均年齢 73.2 歳) を対象に片脚立位保持時間, Sit-to-stand test: STST, Manual muscle test: MMT, および単純反応時間を測定している。94 名の高齢者の内、28 名が過去 1 年以内に転倒を経験していた。判別分析の結果、片脚立位保持時間は転倒者と非転倒者を有意に判別することが可能と報告している。

Hurvitz et al. (2001) は、52 人の末梢神経障害患者 (平均年齢 53.9 ± 16.7 歳) を対象に片脚立位保持時間の測定を実施している。38% (20 人) の被験者が転倒を報告しており、彼らの片脚立位保持時間 (9.6 ± 11.6 s) は非転倒者 (31.3 ± 16.3 s) と比較して有意に短いことを報告している。また、片脚立位保持時間が 30 秒未満の高齢者は転倒経験を有する可能性が高いことをロジスティック回帰分析により明らかにしている。

Laughton et al. (2003) は、転倒高齢者 33 名 (平均年齢 75 ± 7 歳)、非転倒高齢者 38 名 (平均年齢 75 ± 5 歳)、若年者 15 名 (平均年齢 27 ± 3 歳) を対象に、両脚立位姿勢中の重心動揺量および下肢筋活動量を比較している。転倒高齢者は若年者より足圧中心軌跡の前後方向標準偏差 (SD) および前後方向移動範囲、および筋活動量が有意に大きいこと、非転倒高齢者は若年者より筋活動および足関節屈筋群と伸展筋群の共同収縮が多いこと、臨床バランステストでより低いスコアをとった高齢者では前後および左右方向の動揺量が大きく、筋活動量も多い傾向があったことを報告している。

Cho et al. (2004) は、転倒予防やバランス能力向上プログラムに参加している 167 名の地域在住高齢者 (65~90 歳; 平均 78 歳) を対象に、移動能力、バランス能力、および転倒リスクに関する項目を測定している。そのうち 60 名 (36%) の高齢者が片脚立位を実施できなかった。片脚立位保持時間は移動能力および他のバランステスト (タンデムスタンステスト、ABC) と有意な中程度以上の相関が認められた。また、ロジスティック回

帰分析の結果、片脚立位保持時間は複数回の転倒を予測すること（オッズ比:0.38,95%CI: 0.17-0.84）を報告している。

Bergland and Wyller (2004) は、307 名の高齢女性（平均年齢 80.8 歳）を対象に転倒に関する縦断的データを収集している。その結果、片脚立位保持時間は怪我を伴う転倒、もしくは骨折を予測したことを報告している。

Thomas and Lane (2005) は、65 歳以上のデイホスピタル（日中に外来以外の形態で診断および治療を行い、夜間や週末を自宅その他の居住施設で過ごす精神保健サービス）患者 30 名を対象に 4 つの転倒リスク測定（Functional reach: FR, Timed up and go: TUG, One-leg stance: OLS, Balance subsection of the performance oriented mobility assessment: B-POMA）のスコアが転倒経験を予測するかを検討している。非転倒者（2.71s）は転倒者（0.43s）より有意に片脚立位保持時間が長かった。片脚立位保持時間における転倒者と非転倒者のカットオフ値は 1.02s であり（感度 67%, 特異度 89%）、片脚立位保持時間はデイホスピタル患者の転倒経験を予測する上で妥当（オッズ比 15.2, 95%CI, 1.72-133.95）と報告している。

以上のように、片脚立位保持時間によって転倒を予測する試みが数多くなされており、その可否については様々な報告がある。また、転倒経験者と非経験者では片脚立位保持時間が異なることが明らかにされており、片脚立位保持時間と転倒経験の有無には関係がある。

第 4 項 片脚立位保持時間と年齢の関係

Bohannon et al. (1984) は、20-79 歳の被験者 184 名を対象に 30 秒間の開眼および閉眼片脚立位を実施している。ピアソンの積率相関係数によって片脚立位保持時間と年齢の関係を検討し、開眼で $r=-0.62$, 閉眼で $r=-0.79$ の有意な相関が認められたことを報告している。年齢を 10 歳区切りの 6 つの集団にわけ、相関係数を算出した結果、70-79 歳の集団にのみ有意な相関が認められ（開眼, $r=-0.62$, 閉眼, $r=-0.46$ ）、また、20 歳代、30 歳代、40 歳代、および 50 歳代で 30 秒間の開眼片脚立位を実施できない者は 10%以下であるのに対し、60 歳代では 57%、70 歳代では 90%と急激に片脚立位継続時間が低下することを報告している。

Jedrychowski et al. (1990) は、65-89 歳の高齢男性 559 名を対象に片脚立位時間を測定している。片脚立位保持時間は年齢 ($r = -0.32$) および肺機能 ($r = 0.29$) と有意な相関が認められ、また、片脚立位保持時間が長い者ほど、健康度自己評価が高い傾向にあったと報告している。

宮原ら (2004) は、10 代から 80 歳以上までの地域住民 687 名 (男性 197 名、女性 490 名) を対象に開眼片脚立位時間を測定している。若年群 (50 歳未満)、中年群 (50 ~ 70 歳未満)、高年群 (70 歳以上) の順で片脚立位時間が短くなり、若年群および中年群で年齢と片脚立位時間に有意な相関が認められたと報告している。

Springer et al. (2007) は、18 歳以上の被験者 549 名を対象に、開眼および閉眼片脚立位時間を測定している。被験者は 40 歳未満、40 歳代、50 歳代、60 歳代、70 歳代、80 歳以上に分けられ、年齢が上がるほど片脚立位時間が短くなる傾向にあると報告している。

以上のように、片脚立位保持時間と年齢には関係があり、片脚立位時間は加齢とともに短縮する。片脚立位保持時間は特に高齢期において急激に低下する。片脚立位は高齢者にとって比較的姿勢保持の難度が高い姿勢であるが、若年者のほとんどが問題なく長時間の成就が可能のように、バランス能力が高い者にとってはバランスを崩すことなく成就できる動作でもある。

第 4 節 立位姿勢保持における手の補助の影響

第 2 章・第 2 節で述べたように、片脚立位トレーニングは手の補助を伴って実施される場合がある。また、第 2 章・第 3 節で述べたように片脚立位トレーニングにおける姿勢の不安定性や下肢筋活動が転倒予防効果等をもたらしていると考えられる。手の補助は、姿勢の不安定性や下肢筋活動を小さくする可能性があり、手の補助方法によってその影響は異なると考えられる。本節では、手の補助が立位姿勢時の安定性に及ぼす影響をまとめる。

Holden et al. (1994) は、片脚立位時に固定された台を指先で軽く触れるだけで、足圧中心動揺の振幅、および軌跡長が小さくなることを報告している。この時、指先固定点への接触は 1N 以下と極めて小さく、姿勢動揺の減少は力学的要因ではなく指先触覚に由来する生理学的要因に起因すると考察している。

Jeka and Lackner (1994,1995) は、指先で軽く触れるライトタッチ (1N 以下) および指先で固定点に強く触れるフォースタッチ (約 5N) 条件のタンデム姿勢時 (片足を前に出した立位姿勢) の足圧中心動揺と指先接触力の時系列上の変動を検討し、両者は類似することを示した。両変数間の時間差に関して、フォースタッチでは、指先接触力が足圧中心動揺よりも約 30ms 先行するのに対し、ライトタッチは約 300ms 先行していた。この 300ms という長い時間差より、ライトタッチが単なる力学的支持ではなく求心性情報源であると述べている。

Lackner et al. (2000) は、タンデム姿勢中に短腓骨筋および長腓骨筋へ 120Hz の振動刺激を与えると、とくに低周波成分の足圧中心動揺が増大し、この課題中、ライトタッチを行うと低周波成分の大きな動揺が減少することを報告している。

Riley et al. (2002) は、固定点に対するライトタッチではなく、固定されていないカーテンに対するライトタッチの効果を検証し、カーテンへのライトタッチでも重心動揺が減少することを報告している。

建内ら (2002) は、T 字杖への荷重量と片脚立位の安定性、および下肢筋活動との関係を検討し、体重の 10% の荷重量までは、荷重量の増加に伴い重心動揺量の減少が認められると報告している。

Dickstein et al. (2003) は、対称性遠位神経障害により姿勢動揺が増加した糖尿病患者を対象に、手の補助が足圧中心動揺に及ぼす影響を検討している。これらの患者は

皮膚感覚や深部感覚が鈍感になることにより、足底部や主働筋からの求心性信号が低下するとされている。ライトタッチにより動揺が減少したが、その程度はフォースタッチに比べ小さいことを報告している。

Tremblay et al. (2004) は、高齢者におけるライトタッチの効果について検討した結果、高齢者においても指先接触は足圧中心動揺を減少させることを報告している。また、高齢者の指先接触力は、若年者の2~3倍であり、そのばらつきも大きいことを明らかにしている。この際、指先接触と足圧中心動揺の時間差は200~300msであることから、タッチによる接触力が力学的支持ではないと述べている。

Krishnamoorthy et al. (2005) は、能動的に手で固定点に触れるのではなく、受動的に人差し指をクリップで挟むだけでも立位時の重心動揺が減少することを報告している。

Bove et al. (2006) は、前額面上もしくは矢状面上へのライトタッチ（軽く手をつくこと）を伴う立位姿勢中に、背部あるいは側部の頸筋に振動を与え、それぞれ前後方向および左右方向への立位不安定を誘発させ、その際の重心動揺の違いを検討している。その結果、振動刺激により前後方向の動揺が生じた際は矢状面上の、左右方向の動揺が生じた際は前額面上のライトタッチにより、重心動揺が減少することを報告している。

Baccini et al. (2007) は、若年者および高齢者を対象にセミタンDEM姿勢中（ロンベルグ姿勢から、片方の足をそのまま前に出した姿勢）の手の補助の影響を検討している。その結果、両者ともにライトタッチの使用によって姿勢動揺は安定し、強いタッチを用いることでさらに姿勢動揺が安定することを報告している。

Kouzaki et al. (2007) は、足圧中心動揺の周波数特性に指先接触が及ぼす影響を検討し、指先接触により全周波数帯域のパワーが同程度減少するため周波数特性は変化しないことを報告している。

Chen et al. (2008) は、乳幼児の静止立位時における足圧中心動揺と、指先接触が足圧中心動揺に及ぼす影響を検証している。その結果、乳幼児でも指先接触により足圧中心軌跡長が減少することを報告している。

Rogers et al. (2008) は、立位姿勢保持中に、棒の先に取り付けた粗粒面状のベルクロテープ（表面が粒の粗い素材で出来ているテープ）を受動的に肩あるいは大腿部に触れさせるだけで姿勢動揺が減少することを報告している。

以上のように、何かに軽く手を触れるだけで、手からの求心性情報が付加され、力学的支持がなくとも姿勢は安定することが報告されている。強くタッチし、体を支えることでさらに姿勢の安定性は増加し、また、タッチする方向によって姿勢の安定性も異なる。手の補助による姿勢の安定は幼児から高齢者の幅広い年代で報告されている。

第5節 下肢の疲労が片脚立位保持に及ぼす影響

片脚立位トレーニングでは1分間片脚立位を実施する。1分間の片脚立位を継続して実施できない場合は、合計して1分間になるように再度、片脚立位を実施するとされている。片脚立位中は片脚のみで全体重を支え、重心位置を適切に調節する必要があるため、下肢筋群に疲労が生じる可能性がある。本節では下肢の疲労が片脚立位時のパフォーマンスに及ぼす影響をまとめた。

Vuillerme and Nougier (2003) は、9名の大学生（平均年齢 23.8 ± 2.6 歳）を対象に、下肢の疲労によって引き起こされる重心動揺の増加に対するライトタッチの影響を検討している。疲労の有無に関わらずライトタッチは重心動揺を減少させ、疲労のある方が動揺を安定させる効果は大きいことを報告している。

Gribble and Hertel (2004) は、若年者14名（平均年齢 21 ± 2 歳）を対象として、足関節筋群および股関節筋群を疲労させた際の、片脚立位中の重心動揺変化を検討している。股関節筋群疲労後は前後および左右方向の姿勢制御が悪化し、足関節筋群疲労後は悪化しなかったことを報告している。

Freitas et al. (2005) は、14名の高齢者（平均年齢 68 ± 4 歳）および14名の成人（平均年齢 28 ± 7 歳）を対象として、長時間（30分）の立位姿勢中の重心動揺の年代間比較および時間変化を検討している。長時間立位の実施前および実施後に30秒間の重心動揺を測定した。成人および高齢者は、ともに長時間立位実施後の重心動揺測定で足圧中心軌跡の実行値（平均足圧中心位置からのばらつき）と動揺速度が上昇したと報告している。

Bellew and Fenter (2006) は、健常高齢者 18 名 (平均年齢 77 ± 6 歳) を対象として、膝関節伸展・屈曲筋群の疲労後と足関節伸展・屈曲筋群の疲労後の姿勢制御の違いを検討している。疲労前後で以下の 3 つのテストを実施した: Modified functional reach test (mFRT)、Lower-extremity reach test (LERT)、Single-limb stance time test (SLSTT)。mFRT は両条件で、LERT は膝関節の疲労後のみに、SLSTT は足関節の疲労後のみ、スコアが悪化したと報告している。

Springer and Pincivero (2009) は、若年男女 20 名 (男性 10 名: 平均年齢 22.4 ± 3.3 歳、女性 10 名: 平均年齢 22.5 ± 3.7 歳) を対象に、全身疲労と下肢の局所疲労が片脚立位中の重心動揺に及ぼす影響を検討している。両条件ともに疲労後に前後、左右、総動揺量が増加し、全身疲労よりも局所疲労の方が総軌跡長を有意に増加させたと報告している。

Boyas et al. (2011) は、若年男女 16 名 (平均年齢 21.9 ± 3.5 歳) を対象に、足関節底屈および背屈筋群を同時に疲労もしくは別々に疲労させた際の開眼および閉眼片脚立位中 (30s) の動揺量 (動揺面積, 前後方向移動位置および速度、左右方向移動位置および速度) を比較している。開眼条件では疲労の影響はなかったが、閉眼条件では、同時に疲労させた時のみ動揺面積および前後方向移動速度が増加したと報告している。

以上から、下肢の筋群が疲労することで立位姿勢時の姿勢動揺は増加する傾向にある。また、疲労した下肢の筋が多いほど姿勢動揺は増加する。より不安定な立位条件であるほど、疲労に伴う姿勢動揺の増加の影響は顕著になる。さらに、長時間の立位姿勢保持によって動揺は増加する。これらは全て若年者を対象とした知見であるが、下肢筋力に劣る高齢者では疲労の影響がより顕著になると考えられる。高齢者にとって 1 分間の片脚立位の保持は下肢に大きな負担となる。1 分間の片脚立位中に下肢筋群の疲労が生じ、時間の経過とともに重心動揺量は増加し、それに伴い下肢筋活動も増加すると考えられる。片脚立位時の重心動揺および下肢筋活動量は転倒予防やロコモティブシンドローム予防を考える上で重要な要素である。しかしながら、片脚立位トレーニング中の重心動揺および下肢筋活動量の経時変化は報告されていない。

第 3 章

問題

本章では、第 1 章の序論および第 2 章の先行研究に基づき、本研究の目的を達成する上で検討が必要な問題点を整理し、それらの検討に関与する主要な用語の定義、そして研究の限界を設定する。

第 1 節 問題の所在

バランス能力の向上を目的としたトレーニングは数多く実施されてきた。その中でも片脚立位トレーニングは広く用いられてきた非常に実用的な方法であり（第 2 章・第 1 節）、高齢者においては下肢筋力の維持向上も期待できるトレーニング方法である。片脚立位は運動プログラムの一つとして組み込まれていることが多いが、片脚立位のみをトレーニング手段として実施されることもある（第 2 章・第 1 節・第 2 項）。その際のトレーニング方法は、1 日 3 回左右両脚で 1 分間の片脚立位を実施するといった内容である。片脚立位は支持基底面が小さく、不安定であるため、頻繁な姿勢調整を必要とする（第 2 章、第 3 節、第 1 項）。また、片脚のみで全体重を支えながら、重心位置を調整する必要があり、支持脚に大きな負担がかかる。下肢筋力に劣る高齢者では、片脚立位の持続に下肢筋力への貢献が認められている（第 2 章、第 3 節、第 2 項）。また、高齢者の片脚立位時間と転倒経験の関係も報告されており（第 2 章、第 3 節、第 3 項）、虚弱高齢者において、片脚立位トレーニングの転倒予防効果も報告されている（第 2 章、第 2 節、第 5 項）。片脚立位中に支持脚の筋群にかかる負担や、姿勢を保持するための重心位置の調整が、下肢筋群や神経系への刺激となり、下肢筋力の低下抑制やバランス能力向上に貢献し、結果的に転倒予防にも貢献すると考えられる。

片脚立位トレーニング時に生じる重心動揺や下肢筋活動は対象者の体力水準（主にバランス能力や下肢筋力）によって変化すると考えられる。片脚立位トレーニングの実施対象者に該当する者は幅広い（第 2 章、第 2 節、第 3 節）。片脚立位トレーニング実施者の体力水準が高いほど、片脚立位時の姿勢の不安定性や下肢筋活動量は小さくなり、トレーニング効果が得られない可能性がある。両脚立位姿勢は、静的立位姿勢の基本であり、姿勢保持の難度が低いのに対し、片脚立位姿勢は姿勢保持の難度が高い。もし、片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量が両脚立位時と変わらなければ、トレーニング効果は認められないと予想される。片脚立位を容易に実施可能な若年者であったとしても、両脚立位時に比べ片脚立位時の姿勢の不安定性や活発な下肢筋活動が認められる可能性があり、片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動の有益な知見が得られると考えられる。

多くの高齢者にとっては 1 分間の片脚立位の実施は難しく、片脚立位トレーニング中に転倒の可能性が指摘されている。よって、片脚立位トレーニングでは、安全性を考慮し、対象者の体力水準に合わせて、様々な手の補助が推奨されている（第 2 章、第 2 節、第 3 項）。阪本（2010a）は、大腿骨頸部骨密度改善を目的とした場合は、特に通常片脚立位（手の補助を使用しない片脚立位）にこだわる必要はないとも述べている。しかし、軽く

手をつくだけで立位姿勢は安定するため（第2章、第4節）、片脚立位実施時の姿勢の不安定性および下肢筋活動は手の補助により減少すると仮定される。つまり、手の補助により、片脚立位トレーニングによって得られる効果が減少する可能性がある。しかしながら、どのような高齢者に、手の補助を使用すべきか、また、いかなる手の補助方法が適切なのかは、十分検討されていない（第2章、第2節、第4項）。手の補助の影響は、手をつく方向によって、あるいは、手をつく強さによって異なる（第2章、第4節）。手の補助の方向や強さが1分間の片脚立位中の姿勢の不安定性および下肢筋活動に及ぼす影響は不明である。

下肢の筋群が疲労することで片脚立位時の動揺が増加すると報告されているが（第2章、第5節）、1分間の片脚立位中の重心動揺や下肢筋活動がどのように変動するかは、これまで検討されていない。

以上の先行研究の整理により導出された検討すべき問題を以下に示す。

問題 1

片脚立位中に下肢筋群にかかる支持脚への負担や不安定な姿勢を保持するための重心位置調整が下肢筋群や神経系への刺激となり、バランス能力の向上や下肢筋力の低下抑制を引き起こす。体力水準（主にバランス能力や下肢筋力）に優れるほど、姿勢の不安定性や下肢筋活動量は小さくなると考えられる。もし、片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量が両脚立位時と変わらなければトレーニング効果は認められないだろう。バランス能力や下肢筋力に優れ、片脚立位を容易に実施可能な若年者において、両脚立位時と比較した際、片脚立位時の姿勢の不安定性や活発な下肢筋活動がどの程度か検討する必要があるだろう。

問題 2

立位姿勢中に手の補助を伴うことで姿勢は安定する。また、その効果は手の補助方向や強さによって異なることが報告されている。手の補助方向および強さの組み合わせ方の違いが、片脚立位中の姿勢の不安定性および下肢筋活動量に及ぼす影響は検討されていない。

問題 3

体力水準（主にバランス能力や下肢筋力）に劣り、片脚立位の実施が困難な高齢者においては手の補助方法を伴う片脚立位トレーニングが実施される。手の補助は片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量を小さくし、その影響は手の補助方法によって変化すると考えられる。もし、手の補助方法によって片脚立位時の姿勢の不安定性および

下肢筋活動量が顕著に低下し、両脚立位時と変わらない水準になるのであれば、片脚立位トレーニングのバランス能力向上や下肢筋活動量低下抑制等の効果は得られない可能性がある。しかしながら手の補助を必要とする高齢者にとって、どのような手の補助方法が適切なのかは検討されていない。

問題 4

体力水準（主にバランス能力や下肢筋力）に劣り、片脚立位の実施が困難な高齢者においては手の補助方法を伴う片脚立位トレーニングが実施される。大腿骨頸部骨密度改善を目的とした場合、通常片脚立位（手の補助を使用しない片脚立位）にこだわる必要はないと述べられている。手の補助は安全性を確保のために重要である。しかし、手の補助がなくとも片脚立位トレーニングを実施できる高齢者もいる。転倒予防等の効果を目的として片脚立位トレーニングを実施した時、手の補助を使用すべきかどうかは検討されていない。

問題 5

下肢の筋群の疲労により、片脚立位中の重心動揺量は増加することが報告されている。片脚立位トレーニングでは 1 分間、支持脚のみで全体重を支えながら、姿勢を保持する。そのため、下肢筋群に疲労が生じ、時間の経過とともに姿勢の保持が難しくなると考えられる。しかしながら、1 分間の片脚立位中の下肢筋活動量および重心動揺量の時間変化は検討されていない。

第 2 節 研究課題の設定

前節で挙げた問題 1 を解決するために、片脚立位を容易に実施できる若年者を対象として、片脚立位時と両脚立位時の姿勢の不安定性（重心動揺量）および下肢筋活動量を検討する（検討課題 1）。

前節で挙げた問題 2 を解決するために、若年者を対象として、異なる手の補助方向および補助の強さを設定し、それぞれを組み合わせた条件で重心動揺量および下肢筋活動量を比較する（検討課題 2）。高齢者にとって、片脚立位の保持は難度が高く、手の補助の様々な条件を設定し、効果を検討するには負担が大きい。年齢に関わらず手の補助は姿勢を安定させることが報告されていることから（第 2 章、第 3 節）、検討課題 2 では若年者を対象に手の補助の効果を検討する。

前節で挙げた問題 3 を解決するために、補助を必要とする高齢者（1 分間の通常片脚立位を成就不可能な高齢者：片脚立位非成就高齢者）を対象とし、前方および側方補助を伴う片脚立位、および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の違いを検討し、補

助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動が両脚立位時以上と比べてどの程度であるかを検討する。(検討課題 3)

前節で挙げた問題 4 を解決するために、補助がなくとも片脚立位を実施可能な高齢者(1 分間の通常片脚立位を成就可能な高齢者:片脚立位成就高齢者)を対象とし、手の補助の有無が片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量に対する影響を検討する(検討課題 4)。また、片脚立位成就高齢者が補助を伴う片脚立位を実施した際の重心動揺量および下肢筋活動量を、片脚立位非成就高齢者と比較することで、重心動揺量および下肢筋活動量の水準を確認する(検討課題 5)。

前節で挙げた問題点 5 を解決するために、検討課題 1、さらには検討課題 3~5 を通して片脚立位中の筋活動量および重心動揺量の経時的变化を検討する。

各研究課題における詳細な検討項目は以下に記す通りである。

検討課題 1 若年者における 1 分間の片脚および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

検討課題 1 では、若年者を対象に、片脚立位時と両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量および、その時間変化を検討する。

検討課題 2 若年者における手の補助方法の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

手の補助方向および補助の強さは、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動に影響を及ぼすと考えられる。検討課題 2 では、被験者の負担を考慮し、若年者を対象として、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす手の補助方向および補助の強さの影響を検討する。

- ・ 観点 1

手の補助方向(前方 or 側方)の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響

- ・ 観点 2

手の補助の強さ(弱いタッチ or 強いタッチ)が片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響

検討課題 3 片脚立位非成就高齢者における 1 分間の手の前方および側方補助を伴う片脚立位および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

片脚立位トレーニング時に手の補助を必要とする高齢者（1 分間片脚立位を手の補助なしでは保持できない高齢者：以下、片脚立位非成就高齢者）が、片脚立位トレーニングを実施する場合、どのような手の補助方法が適切かは検討されていない。検討課題 3 では、片脚立位非成就高齢者を対象に、手の前方および側方補助を伴う片脚立位時と両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討する。

- ・ 観点 1

片脚立位非成就高齢者における手の前方補助および側方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

- ・ 観点 2

片脚立位非成就高齢者における手の前方および側方補助を伴う片脚立位時および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

- ・ 観点 3

片脚立位非成就高齢者における手の前方および側方補助を伴う片脚立位時および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の経時的変化の検討

検討課題 4 片脚立位成就高齢者における手の前方補助の有無が 1 分間の片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

片脚立位トレーニング時に手の補助がなくとも実施可能な高齢者（片脚立位成就高齢者）であっても、手の補助は姿勢の不安定性および下肢筋活動の低下をもたらすと考えられる。検討課題 4 では、片脚立位成就高齢者を対象に手の前方補助の使用の有無が片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響を、経時的変化を踏まえ検討する。

- ・ 観点 1

片脚立位成就高齢者における通常および手の前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

- ・ 観点 2

片脚立位成就高齢者における通常および手の前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の経時的変化の検討

検討課題 5 片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における 1 分間の手の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量が片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者の間で差がなければ、両者が手の補助を伴う片脚立位で得られる効果は変わらないと考えられる。検討課題 5 では、片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者を対象として、前方補助を伴う片脚立位時の下肢筋活動量および重心動揺量の違いを検討する。

- ・ 観点 1

片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における手の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

- ・ 観点 2

片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における手の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の経時的変化の違いの検討

本論文では、以上のように各検討課題で適切と考えられる対象者および測定姿勢を選択している。以下に、本研究における検討課題を整理する。

表 3-1 検討課題の整理

	目的	対象者	測定姿勢
検討課題1	若年者を対象に、片脚立位時と両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量および、その経時的変化を検討する。	若年者	・通常片脚立位 ・両脚立位
検討課題2	被験者の負担を考慮し、若年者を対象として、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす手の補助方向および補助の強さの影響を検討する。	若年者	・通常片脚立位 ・補助を伴う片脚立位 (前方 Light touch条件 前方 Force touch条件 側方 Light touch条件 側方 Force touch条件)
検討課題3	片脚立位非成就高齢者を対象に、手の前方および側方補助を伴う片脚立位時と両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討する。	片脚立位非成就高齢者	・両脚立位 ・前方補助を伴う片脚立位 ・側方補助を伴う片脚立位
検討課題4	片脚立位成就高齢者を対象に手の前方補助の使用の有無が片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響を、経時的変化を踏まえ検討する。	片脚立位成就高齢者	・通常片脚立位 ・前方補助を伴う片脚立位
検討課題5	片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者を対象として、前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の両群の違いを検討する。	片脚立位成就高齢者 片脚立位非成就高齢者	・前方補助を伴う片脚立位

第3節 仮説の設定

本節では、前節において設定した検討課題に即して、本研究において検討すべく以下の仮説を設定した。

検討課題 1 若年者における 1 分間の両脚および片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 1-1 若年者において、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、両脚立位時よりも大きい。

仮説 1-2 若年者において、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、時間の経過とともに増加するが、両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、時間の経過による変化はない。

検討課題 2 若年者における手の補助方法の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

仮説 2-1 若年者が前方補助を伴う片脚立位を実施した場合は、前後方向の重心動揺が、側方補助を伴う片脚立位を実施した場合は、左右方向の重心動揺が他の方向よりも減少する。

仮説 2-2 若年者が手の補助を伴う際、軽くタッチするよりも強くタッチした方が、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は減少する。

検討課題 3 片脚立位非成就高齢者における 1 分間の手の前方および側方補助を伴う片脚立位および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 3-1 片脚立位非成就高齢者において、前方補助および側方補助を伴う片脚立位時は、両脚立位時より、重心動揺量および下肢筋活動量が大きい。

仮説 3-2 片脚立位非成就高齢者において、前方補助を伴う片脚立位時は、前後方向の重心動揺が、側方補助を伴う片脚立位時は、左右方向の重心動揺が減少する。

仮説 3-3 片脚立位非成就高齢者において、前方および側方補助を伴う片脚立位時は、時間の経過とともに重心動揺量および下肢筋活動量が増加するが、両脚立位時は、それらの変化はみられない。

検討課題 4 片脚立位成就高齢者における手の前方補助の有無が1分間の片脚立位中の下肢筋活動量および重心動揺量に及ぼす影響の検討

仮説 4-1 片脚立位成就高齢者において、前方補助を伴う片脚立位時は、通常片脚立位時よりも重心動揺量および下肢筋活動量が小さい。

仮説 4-2 片脚立位成就高齢者において、手の補助の有無に関わらず、片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量は時間経過に伴い増加するが、その増加傾向は手の補助の有無により異なる。

検討課題 5 片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における1分間の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 5-1 片脚立位成就高齢者は、片脚立位非成就高齢者よりも前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量が小さい。

仮説 5-2 前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、時間経過に伴い片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者ともに増加するが、その増加傾向は異なる。

第4節 用語の定義

本節では、本研究において用いられる主な用語および概念について定義する。

1. 片脚立位トレーニング

片脚立位はトレーニングとして様々な方法で実施されてきた。本研究では、片脚立位の実施方法（片脚立位保持時間、回数、手の補助方法等）に関わらず、バランス能力や下肢筋力の維持向上を目指して、片脚立位を実施することを片脚立位トレーニングと定義する。

2. ダイナミックフラミンゴ療法 (DF療法)

阪本ら (2010a) によって、大腿骨頸部の骨密度改善、転倒予防等を目的として開発された運動療法であり、1日3回1分間の片脚立位を左右それぞれの脚で実施するといった内容である。本研究では、片脚立位トレーニングの実施方法の一つとして扱う。

3. 通常片脚立位 (Normal one-leg stance: N-OLS)

本研究では手の補助を伴わずに、視線を前方に向け、片方の脚のみで立つことを通常片脚立位と定義する。なお、通常片脚立位時の姿勢は、両腕を体側に垂らし、挙上脚の膝を軽く曲げた状態に統一した。

4. 両脚立位

本研究では、両腕を体側に垂らし、視線を前方に向け、両脚で立つことを両脚立位と定義する。

5. 手の補助を伴う片脚立位

本研究では、手の補助を伴って目を開けた状態で片方の脚のみで立つことを、“手の補助を伴う片脚立位”と定義する。手の補助とは、前方もしくは側方に設置された台の上で支持脚側の手を置くことであり、いかなる手の接触圧の強さであってもかまわない。

6. 軽いタッチ (Light touch: LT)

手の補助を伴う片脚立位の際に、台上への手の接触圧が常に1N以下である補助条件を軽いタッチと定義する。

7. 強いタッチ (Force touch: FT)

手の補助を伴う片脚立位の際に、台上への手の接触圧が常に5N以上である手の補助条件を強いタッチと定義する。

8. 前方補助

手の補助を伴う片脚立位の際、前方に設置された台上へ手を置くことを前方補助と定義する。台は、被験者が、左右の腸骨稜を結ぶ直線に垂直かつ支持脚の踵部と交わる直線上に、自然に手を下した位置に設置された。前方補助は手の接触圧を特に規定しない。

9. 側方補助

手の補助を伴う片脚立位の際、側方に設置された台上へ手を置くことを側方補助と定義する。台は、被験者が、左右の腸骨稜を結ぶ直線上に支持脚側の手を自然に下した位置に設置された。側方補助は手の接触圧を特に規定しない。

10. 重心動揺量

身体の重心動揺は、従来、足圧中心として、二次元座標上で捉える方法が多く用いられている。本研究では立位姿勢時の足圧中心の揺れを重心動揺として考え、足圧中心の軌跡の長さを重心動揺量と定義した。

11. 重心動揺量比

通常片脚立位時に対する手の補助を伴う片脚立位時における重心動揺量の比を重心動揺量比と定義した。

12. 筋活動量

筋が収縮する際、各筋線維から活動電位が発生する。表面筋電図で筋線維から発生する活動電位を計測することで筋の活動を捉えることができる。計測された活動電位の合計は複合活動電位と呼ばれ、収縮している筋線維の数が多いほど大きくなる。本研究では表面筋電図により複合活動電位を計測し、計測された値を RMS (Root Mean Square) 変換したものを筋活動量の指標として用いた。

13. 筋活動量比

通常片脚立位時に対する手の補助を伴う片脚立位時における筋活動量の比を筋活動量比と定義した。

14. 筋電%RMS

足関節底屈および背屈等尺性最大筋発揮時に対する各テスト時(通常片脚立位、手の補助を伴う片脚立位、および両脚立位)の筋活動量の比を筋電%RMS と定義した。

15. 若年者

厚生労働省（2013）の資料では若年者を15歳~34歳の者と定義している。本研究では、片脚立位を容易に実施できる対象者として若年者を選定した。片脚立位保持時間のピークは10~20歳代にある（Bohannon et al., 1984）。本研究では18~24歳の健常な男子大学生を若年者と定義する。若年者は、ほぼ全ての者が1分間の通常片脚立位を実施可能であり、高齢者よりも高いバランス能力や大きな下肢筋力を有している。

16. 片脚立位成就高齢者（成就群）

片脚立位トレーニングは1分間の片脚立位を実施する。本研究では、1分間の通常片脚立位を成就できた65歳以上の者を片脚立位成就高齢者と定義する。片脚立位成就高齢者は、補助がなくとも1分間の片脚立位の保持が可能な高齢者と仮定される。

17. 片脚立位非成就高齢者（非成就群）

片脚立位トレーニングでは、1分間の片脚立位を実施する。本研究では、1分間の通常片脚立位を成就できなかった65歳以上の者を片脚立位非成就高齢者と定義する。片脚立位非成就高齢者は、補助がなければ1分間の片脚立位の保持が不可能であり、片脚立位トレーニング実施時に手の補助を必要とする高齢者であると仮定される。

18. 経時的変化

立位姿勢時の重心位置は常に揺れ動いており、その変動は大きい。そのため重心動揺を評価する上では、一定の時間が必要である。本研究では、1分間の片脚立位を20秒ごと3つの区間（初期、中期、および後期）に分けて筋活動量および重心動揺量を解析する。3つの区間における両変数の変化を経時的変化と定義する。

19. 利き脚

本研究では Demura et al., (2010) の利き脚に関する調査により、利き脚と判定された脚を利き脚と定義した。Demura et al (2010) の調査では、踏み台に登る脚、けんけんする脚、蹴る脚、物を踏みつける脚を総合して利き脚を判定する。

第5節 研究の限界

第1項 被験者による限界

本研究では、検討課題1において健常な青年男子15名を、検討課題2において健常な青年男子15名を、検討課題3および5において片脚立位非成就高齢者11名を、課題4および5において片脚立位成就高齢者13名を被験者として選択した。本研究はこれらの全ての被験者が検者の指示に従い、課題に集中して取り組み、自身の能力を適切に、また最大限に発揮したと仮定した。

本研究では、若年男性を片脚立位を容易に実施可能な集団、1分間の通常片脚立位を成就出来る高齢者を補助がなくても片脚立位トレーニングを実施できる高齢者集団、成就できない高齢者を片脚立位トレーニング時に手の補助を必要とする高齢者集団と仮定している。本研究の被験者は母集団から完全に無作為抽出されたものではない。しかしながら、若年男性は全員、開眼片脚立位を1分以上実施することが可能であり、神経機能および下肢筋機能に障害を有していなかった。若年者は、75%以上の者が、開眼より難度の高い閉眼片脚立位を30秒以上成就可能とされており（60歳以上の高齢者では90%以上が閉眼片脚立位30秒未満）（Bohannon et al., 1984）、片脚立位を容易に実施できる集団として適切であると仮定した。また、片脚立位非成就高齢者のうち、5名は片脚立位継続時間が10秒未満で、13名の平均は 18.5 ± 14.5 秒（最大41.1秒）であり、片脚立位成就高齢者とは明確に異なる集団であると仮定した。以上、本研究における被験者はいずれも任意に選出された。本研究では、前述の被験者は母集団を適切に代表する集団と仮定した。本研究で得られた結果は、以上の被験者の限界の下で一般化される。

第2項 測定変数による限界

重心動揺の評価変数は、先行研究から様々な観点から考案されてきた。代表的な変数としては足圧中心動揺の軌跡長や平均速度、面積、中心位置、周波数特性などがある（日本平衡神経科学会, 1983）。他にも数多くの評価変数が存在するが、それらを全て網羅し、片脚立位時の重心動揺特性を評価することは不可能である。本研究では、片脚立位時の不安定性として重心動揺位置の調整頻度に着目し、重心位置の移動総量である総軌跡長、さらに、その左右方向成分であるX軸方向軌跡長、前後方向成分であるY軸方向軌跡長を選択した。これらの変数により、片脚立位時の姿勢調整の量を捉えられると仮定した。表面筋電図における筋活動の評価方法は、大きく筋放電量の大小を評価する方法と、筋放電のタイミングを評価する方法がある。本研究においては片脚立位時の下肢筋群の活動量を評価するために、前者を評価する代表的な変数の一つである root mean square (RMS) を使用した。RMS は筋放電量の時系列変化を捉えるのに適した変数であり、1分間の片脚立位中の筋活動量を評価する変数として適切であると仮定した。

本研究は、検討課題1および検討課題3~5において、重心動揺量および筋活動量

評価変数の経時的变化を検討するために、1分間の測定で得られた各変数を20秒ごと3つの時間区間(0-20秒、20-40秒、40-60秒)に分割し、評価している。立位姿勢時の重心動揺量は変動が大きく、測定時間が短すぎる場合は、重心動揺量を適切に評価できない。重心動揺量測定において、一定の信頼性が報告されている20秒間で区切ることにより(Ruhe et al. 2010)、各変数の経時的变化を検討できると仮定した。

第3項 方法による限界

本研究では、高齢者における片脚立位時の測定を1試行に限定した。本来、信頼性の観点から立位姿勢時の重心動揺測定は複数回実施することが望ましい。しかしながら、下肢筋力に劣る高齢者にとって片脚立位動作自体の負担が非常に大きく、複数回の試行を実施した場合は疲労の影響が大きくなると考えられる。本研究では、できるだけ信頼性の高いデータを測定するために、各テストの前にはテスト方法の詳細な説明を行い、数秒間の練習を疲労の影響がない範囲内で複数回実施した。これらの練習等により、高齢者における片脚立位時のデータは、一定以上の信頼性が保証されると仮定した。

第4項 統計解析による限界

本研究では、それぞれの検討課題において、妥当と考えられる解析方法を選択し、採用する。検討課題1、3、および4では、測定姿勢の違いおよび経時的变化における筋活動量および重心動揺量変数の平均値の差の検討に両要因に対応のある二要因分散分析を用いた。検討課題2では、手の補助方向および補助の強さの違いにおける片脚立位時の筋活動量および重心動揺量変数の平均値の差の検討に両要因に対応のある二要因分散分析を用いた。検討課題5では、被験者集団の違いおよび経時的变化における筋活動量および重心動揺量変数の平均値の差の検討に一要因にのみ対応のある二要因分散分析を用いた。全ての解析において、主効果および交互作用に有意差が認められた場合には多重比較検定を行った。多重比較検定には様々な方法があるが、それぞれ有意水準の管理法や棄却域の設定方法の違いで多くの種類が提案されており、用いる方法により結果は異なる(出村ら,2007)。本研究では、多重比較検定法における対比較の中で、比較的検出力が高いTukeyのHSD(HSD: Honestly Significant Difference)法を利用した。平均値の差の大きさの検定には、効果の大きさ(ES: Effect Size)を算出した。ESの解釈には明確な基準がなく、経験的な程度の解釈が利用されている。本研究では、水本と竹内(2008)の解釈に基づき、効果の大きさ(ES)を0.2以下は小さい、0.5は中程度、0.8以上は大きいと解釈した。

本研究を通して、統計的仮説検定の有意水準は全て5%とした。すなわち、帰無仮説が正しいにもかかわらず、棄却してしまう第1種の過誤を犯す確率を5%まで認めた。以上、得られた結果は、これらの統計解析の限界の範囲内で解釈される。

以上の用語の定義、被験者の特性、実験条件および統計解析法等の限界の下で、本研究において得られる結論を解釈する。

第 4 章

研究方法

第1節 仮説検証の手順

本研究では第3章第1～3節において解決すべき問題と仮説を設定した。これらの課題を以下の手順（図4-1）で検討し、それらの結果と考察から結論を導く。

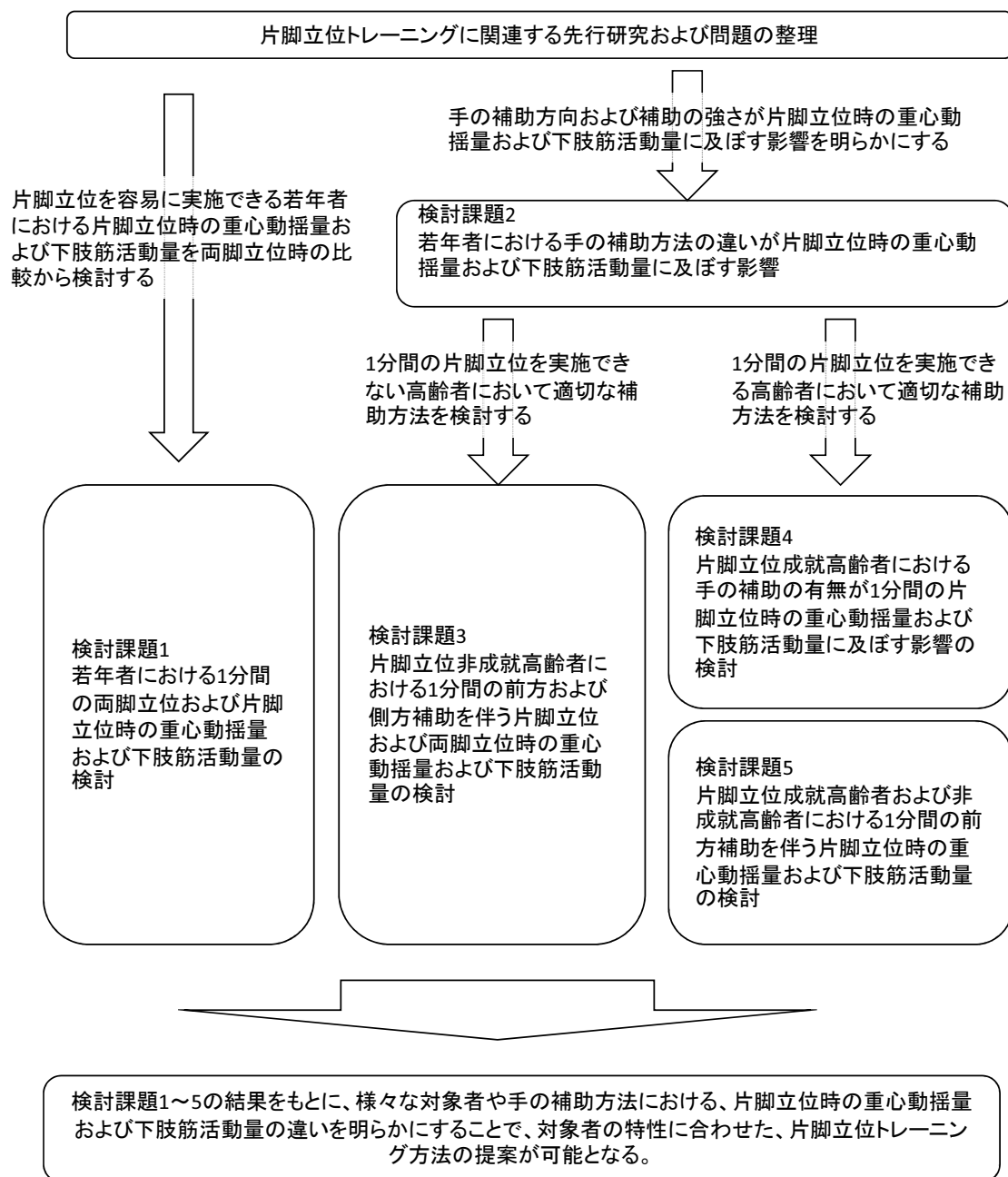


図4-1 仮説検証の手順

第2節 被験者

検討課題1では、青年男子15名(年齢: 20.2 ± 1.3 歳、身長: $171.1 \text{cm} \pm 7.3 \text{cm}$ 、体重: $63.4 \pm 4.5 \text{kg}$)、検討課題2では、青年男子15名(年齢 22.4 ± 1.3 歳: 身長 $172.3 \pm 7.2 \text{cm}$: 体重: $65.4 \pm 6.1 \text{kg}$)、検討課題3では、片脚立位非成就高齢者11名(平均年齢 79.6 ± 5.3 歳、身長 $154.2 \pm 9.9 \text{cm}$ 、体重 $53.9 \pm 9.3 \text{kg}$)、検討課題4では、片脚立位成就高齢者13名(平均年齢 73.1 ± 4.2 歳、身長 $157.4 \pm 9.7 \text{cm}$ 、体重 $55.6 \pm 9.0 \text{kg}$)、検討課題5では前述の片脚立位非成就高齢者11名および片脚立位成就高齢者13名が各課題に参加した。実験の目的および手順を説明した後、全ての被験者からインフォームドコンセントを得た。各課題における被験者の詳細は各章ごとに記載した。

第3節 実験装置

第1項 重心動揺量測定装置

重心動揺計(グラビコーダ G5500、アニマ株式会社)により、全てのテスト条件で重心動揺量が測定された。この機器は3つの垂直荷重センサーを内蔵し、パーソナル・コンピューター(PC)およびA/D変換器によって、垂直荷重の作用中心点をCenter of pressure(COP)としてPCに取り込むことができる。本研究では、全てのテスト条件で20Hzのサンプリング周波数を用いてCOPの軌跡を記録した。

第2項 筋活動量測定装置(表面筋電図)

多チャンネルテレメータシステム(日本光電)により全テスト条件で表面筋電図により筋活動量を計測した。表面筋電図による測定では、サンプリング周波数1000Hzで30-500Hzの帯域通過フィルタを用いた。静止立位中は足関節戦略(足関節による立位姿勢の制御)による貢献度が高く、足関節の底屈や背屈に関与する筋群が活発に活動する(Hoark et al., 1989)。よって、被験筋として足関節周囲筋を選択した。本研究では、検討課題1および検討課題3~5において、足関節背屈筋として前脛骨筋を、底屈筋群としてヒラメ筋および腓腹筋を選択し、表面筋電図電極を貼付した。検討課題2では、検討課題1で腓腹筋とヒラメ筋の活動が類似していたこと、また、被験者が若年者であることに加え、測定時間も短く、片脚立位中の姿勢が安定していたことから、被験筋からヒラメ筋を除き、腓腹筋および前脛骨筋に表面筋電図電極を貼付した。テスト中のこれらの被検筋から筋活動量が測定された。測定された筋活動量は0.1秒ごとに1秒区間のroot mean square(RMS)に変換された。

第3項 補助台および押しボタン装置

検討課題2~5では手の補助のための補助台を使用している。検討課題3~5では

高さが調節可能な台を、検討課題 2 ではその台の上に押しボタン装置を設置したものを補助台として使用した。押しボタン装置は常に 5N 以上の力でボタンに負荷をかける必要がある Force touch 条件用のものと、常に 1N 以下でボタンをタッチする必要がある Light touch 条件用のものを用意した。補助台の高さは、被験者の腰の高さに調節され、補助台は、被験者が右脚の足関節外果を基準に前方または側方へ手を下ろした位置に設置された。

第 4 節 測定方法

第 1 項 両脚立位 (Two-leg stance: TLS)

被験者は重心動揺計上で、両手を体側に垂らし、視線を前方に向け、直立姿勢をとった。被験者は合図とともにできるだけ動かないように指示され、65 秒間両脚立位姿勢を継続した。他の測定と条件を整えるため、測定条件開始の合図から 5 秒間のデータを除外した 60 秒間の COP 軌跡および筋活動量が計測された。測定は片脚立位の測定に合わせ 1 試行のみとした。

第 2 項 通常片脚立位 (Normal one-leg stance: N-OLS)

被験者は重心動揺計の上で、両手を体側に垂らし、視線を前方に向け、直立姿勢をとった。被験者は合図の後、利き脚で片脚立位姿勢をとった。片脚立位姿勢は、阪本ら (2010a) の研究を参考に、非利き脚の膝を後方に 90 度に曲げ、両手を体側に垂らした姿勢とした。テスト時間は検討課題 2 では 35 秒間、その他の検討課題では 65 秒間であった。片脚立位姿勢をとった後の数秒は動揺が安定しないため (Jonsson et al., 2004)、開始の合図から 5 秒間のデータを除外した 30 秒間もしくは 60 秒間の COP 軌跡および筋活動量が計測された。若年者を対象とした検討課題 1 および 2 では 3 試行実施したが、検討課題 3~5 では高齢者である被験者の負担を考慮し 1 試行のみ実施した。挙上脚が地面、もしくは軸足についた場合、あるいは支持脚が移動した場合を失敗とした。全ての片脚立位非成就高齢者は通常片脚立位に失敗した。

第 3 項 手の補助を伴う片脚立位

被験者は両脚立位時と同じ姿勢で重心動揺計上に待機した。検者の指示により、支持脚側の手を前方もしくは側方に設置された台の上に置いた (図 4-2 および 3)。台の高さは被験者の腰の高さに合わせて調節した。開始の合図とともに被験者は、手を台に置いた状態で、挙上脚の膝を 90 度に後方に屈曲し、支持脚で片脚立ちをした。検討課題 2 では手の補助の強さと方向の影響を検討するために、前方 Light touch 条件、前方 Force touch 条件、側方 Light touch 条件、側方 Force touch 条件 の 4 条件を用いた。また、検討課題 3~5 では、手の補助の方向のみを規定した前方補助を伴う片脚立位および側方補助を伴う片

脚立位を実施した。各テスト条件の詳細は検討課題ごとに示す。テスト時間は、重心動揺量および下肢筋活動量の経時的变化を検討しない検討課題 2 では 35 秒間に設定し、その他の検討課題では 65 秒間に設定した。合図から 5 秒後に、検討課題 1、および 3~5 では 1 分間の、検討課題 2 では 30 秒間の COP 軌跡および筋活動量の計測を開始した。各テストは若年者を対象とした検討課題 1、および 2 では 3 試行ずつ、高齢者を対象とした検討課題 3~5 では疲労の影響を考慮し、1 試行ずつ実施した。

第 4 項 最大等尺性足関節底屈および背屈動作

被験者は壁に背を当てた長座姿勢で待機した。検者は被験者の足の甲（背屈時）もしくは足底前部（底屈時）を手で押さえた。それから、被験者は最大等尺性底屈および背屈動作を 5 秒間実施した。3 試行実施し、両動作中の各被検筋（前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋）における筋活動量を測定した。各試行で root mean square (RMS:後述)を算出し、最大値を代表値とした。

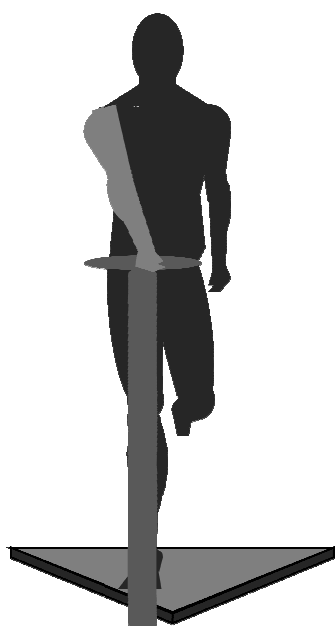


図 4-2 前方補助を伴う片脚立位

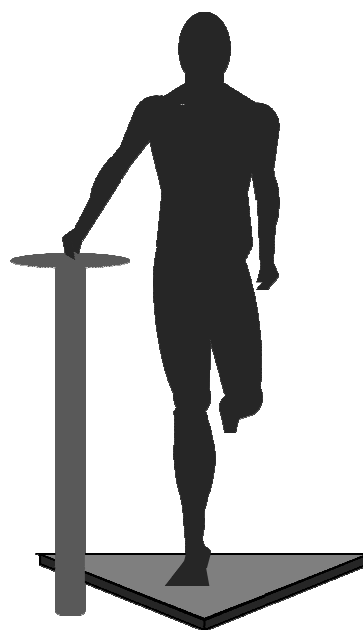


図 4-3 側方補助を伴う片脚立位

第5節 評価変数

第1項 筋活動量変数

本研究は、手の補助方向および補助の強さが片脚立位時の下肢筋活動量に及ぼす影響を検討するために、検討課題 2 において通常片脚立位時に対する手の補助を伴う片脚立位時の筋活動量の比である筋活動量比を算出した。また、検討課題 1 および検討課題 3～5 では片脚立位中の筋活動の経時的変化を検討するために、最大等尺性足底屈および足背屈時に対する各テスト中の筋活動量の比である平均および最大筋電%RMS を 20 秒ごとに算出した。各変数の詳細は以下の通りである。

1) 筋活動量比

検討課題 2 において、通常片脚立位および手の補助を伴う片脚立位中に測定された EMG データを 30 秒区間の RMS に変換した。手の補助を伴う片脚立位の各条件で算出された RMS 値を通常片脚立位で算出された RMS 値で除した値を筋活動量比として用いた。筋活動量比が 1 の場合、手の補助を伴う片脚立位時の筋活動は、通常片脚立位時と同じであり、1 未満の場合は通常片脚立位時より小さい、1 よりも大きい場合は通常片脚立位時より大きいと判断される。

2) 平均および最大筋電%RMS

検討課題 1 および 3～5 の各テスト中に記録された 60 秒間の EMG データは、1 秒区間の RMS 値として、0.1 秒ごとに算出された。算出された RMS 値は 20 秒ごとに初期、中期、および後期に 3 つの時間区間に分けられ、それぞれの区間における最大および平均の RMS 値を算出した。算出された値を足関節底屈および背屈等尺性最大筋発揮時の最大 RMS で除した。算出された値を最大および平均筋電%RMS として用いた。各変数は値が大きいほど筋活動量が大きいと解釈される。平均筋電%RMS により各区間の平均的筋活動水準を、最大筋電%RMS により各区間の最大筋発揮水準を評価した。

第2項 重心動揺量変数

本研究は、手の補助方向および補助の強さが片脚立位時の重心動揺量に及ぼす影響を検討するために、検討課題 2 において通常片脚立位時の重心動揺量に対する手の補助を伴う片脚立位時の重心動揺量の比である重心動揺量比を算出した。また、検討課題 1 および検討課題 3～5 では片脚立位中の重心動揺量の経時的変化を検討するために、総軌跡長、X 軸方向軌跡長、Y 軸方向軌跡長を 20 秒ごとに算出した。各変数の詳細は以下の通りである。

1) 重心動揺量比

検討課題 2 において、通常片脚立位および手の補助を伴う片脚立位中に測定された 30 秒間の足圧中心軌跡から、重心動揺量の代表的な評価変数であり、重心動揺の量の評価する総軌跡長、X 軸方向軌跡長、Y 軸方向軌跡長を算出した。手の補助を伴う片脚立位時の各軌跡長を通常片脚立位時の値で除したものを重心動揺量比として評価変数に用いた。重心動揺量比が 1 の場合、手の補助を伴う片脚立位時の重心動揺量は、通常片脚立位時と同じであり、1 未満の場合は通常片脚立位時より小さい、1 よりも大きい場合は通常片脚立位時より大きいと判断される。

2) 重心動揺軌跡長

検討課題 1 および 3～5 では、60 秒間の片脚立位中に測定された足圧中心軌跡から、総軌跡長、X 軸方向および Y 軸方向軌跡長を、初期 (0～20 秒)、中期 (20～40 秒)、後期 (40～60 秒) の 3 区間に分けて算出した。総軌跡長は重心位置の移動の総量を、X 軸方向軌跡長は左右方向の移動距離成分を、Y 軸方向軌跡長は前後方向の移動距離成分を示す。各変数は 20 秒ごとに初期、中期および後期の時間区間に分けられた。値が大きいほど重心動揺量が大きいと解釈される。

第 6 節 統計解析

本研究における各研究課題の解析方法の詳細は、各章の研究方法に示す通りである。なお、各解析には SPSS Statistics20 (IBM) を用いた。

第 5 章

検討課題 1

若年者における 1 分間の両脚および
片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の
検討

第1節 緒言

体力水準（主にバランス能力や下肢筋力）に優れる者ほど、片脚立位時の姿勢の不安定性や下肢筋活動量は小さいと考えられる。片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量が、立位姿勢の基本である両脚立位時と同程度であれば、片脚立位トレーニングによる効果は期待できない。片脚立位はバランステストとしても用いられており、若年者のほとんどは1分間の開眼片脚立位を成就可能である（Bohannon et al., 1984）。バランス能力や下肢筋力に優れ、片脚立位を容易に実施可能な若年者を対象として、片脚立位時の姿勢の不安定性や下肢筋活動の程度を確認することは、片脚立位トレーニング実施者のバランス能力向上や下肢筋力の低下抑制を期待する上でも重要である。

本課題は、若年者における両脚立位時と片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量、およびその経時的変化を検討することを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

本課題では、健常な青年男子 15 名（年齢： 20.2 ± 1.3 歳、身長： $171.1\text{cm} \pm 7.3\text{cm}$ 、体重： $63.4 \pm 4.5\text{kg}$ ）を被験者とした。被験者は週 2、3 回程度のスポーツ活動（野球、陸上競技、水泳）を実施している者であった。Demura et al. (2010) の利き脚に関する調査に基づき、被験者の利き脚は全て右脚と判定された。

第2項 測定手順

被験者の利き脚の前脛骨筋、腓腹筋およびヒラメ筋に表面筋電図電極を貼り付けた。被験者は重心動揺計の上で通常片脚立位および両脚立位を実施し、その際の重心動揺量および下肢筋活動量が計測された。その後、被験者は足底屈および足背屈の最大等尺性筋発揮を行い、その際の筋活動量を表面筋電図測定装置により測定した。各テストの詳細は第4章・第4節に示した通りである。

第3項 実験器具

本課題で用いた実験器具の詳細は、第4章・第3節に示した通りである。

第4項 評価変数

本課題では、筋活動量の評価変数として平均および最大筋電%RMS を、重心動揺量の評価変数として、総軌跡長、X 軸方向軌跡長、および Y 軸方向軌跡長を使用した。評価変数の詳細は第4章・第5節で示した通りである。

第5項 統計解析

重心動揺および筋活動量変数のそれぞれを従属変数、立位姿勢（片脚立位、および両脚立位）および時間区分（0～20 秒、20～40 秒、および 40～60 秒）を要因（独立変数）とした両要因に対応のある二要因分散分析を実施した。有意な主効果もしくは交互作用が認められた場合、効果量（d）を算出するとともに、多重比較検定を Tukey の HSD 法により実施した。有意水準は 5% に設定した。

第3節 結果

表 5-1 および表 5-2 は、それぞれ両脚立位および片脚立位における各筋の最大筋電%RMS および平均筋電%RMS の基礎統計値および二要因分散分析の結果を示している。いずれも交互作用および時間区分要因に有意性は認められず、立位姿勢要因にのみ有意性が認められた。両変数とも、全ての時間区分において片脚立位が両脚立位時よりも大きな値であった。

図 5-1~5-3 は、重心動揺変数の二要因分散分析の結果を示している。総軌跡長および X 軸方向軌跡長の交互作用に有意性が認められた。多重比較検定の結果、両変数とも全ての時間経過区分で、両脚立位時よりも片脚立位時の軌跡長が長く、また、片脚立位時において 0-20 秒区間がその他の区間（20-40 秒および 40-60 秒）の軌跡長よりも長かった。Y 軸方向軌跡長は、立位姿勢要因にのみ有意性が認められ、全ての時間経過区分で片脚立位時の軌跡長が両脚立位時よりも長かった。

表 5-1. 最大筋電%RMS の基礎統計値および二要因分散分析の結果(n=15)

最大筋電 %RMS (%)	時間区間						F 値	Post-hoc Tukey's HSD		
	0-20s		20-40s		40-60s					
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋	TLS	2.87	1.07	3.13	1.27	3.50	1.47	F1	40.198*	N-OLS > TLS
	N-OLS	20.55	8.06	22.06	9.53	24.24	12.48	F2	1.163	
								F3	0.591	
腓腹筋	TLS	9.94	2.60	11.59	6.09	10.74	4.47	F1	30.964*	N-OLS > TLS
	N-OLS	35.79	12.46	36.40	12.09	39.91	16.92	F2	2.620	
								F3	1.689	
ヒラメ筋	TLS	21.32	9.88	20.08	9.46	20.77	11.46	F1	17.695*	N-OLS > TLS
	N-OLS	38.36	6.80	36.10	8.12	39.99	10.90	F2	1.271	
								F3	0.589	

Note. *:p < 0.05 F1: 立位姿勢 F2: 時間区間 F3: 交互作用

TLS: 両脚立位 (two-leg stance) N-OLS: 通常片脚立位 (Normal one-leg stance)

表 5-2. 平均筋電%RMS の基礎統計値および二要因分散分析の結果 (n=15)

平均筋電 %RMS (%)	時間区間						F 値	Post-hoc Tukey's HSD		
	0-20s		20-40s		40-60s					
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋	TLS	2.58	0.90	2.61	0.91	2.72	0.98	F1	21.757*	N-OLS > TLS
	N-OLS	10.21	4.40	9.48	4.80	9.80	5.29	F2	0.375	
								F3	0.515	
腓腹筋	TLS	7.14	0.86	7.20	1.28	7.46	1.26	F1	31.312*	N-OLS > TLS
	N-OLS	24.37	8.73	24.89	8.55	25.19	9.60	F2	2.636	
								F3	1.702	
ヒラメ筋	TLS	16.84	7.18	15.66	5.75	16.17	7.61	F1	17.639*	N-OLS > TLS
	N-OLS	27.68	7.52	26.85	8.15	28.31	8.87	F2	2.470	
								F3	1.417	

Note. *: p < 0.05 F1: 立位姿勢 F2: 時間区間 F3: 交互作用

TLS: 両脚立位 (two-leg stance) N-OLS: 通常片脚立位 (Normal one-leg stance)

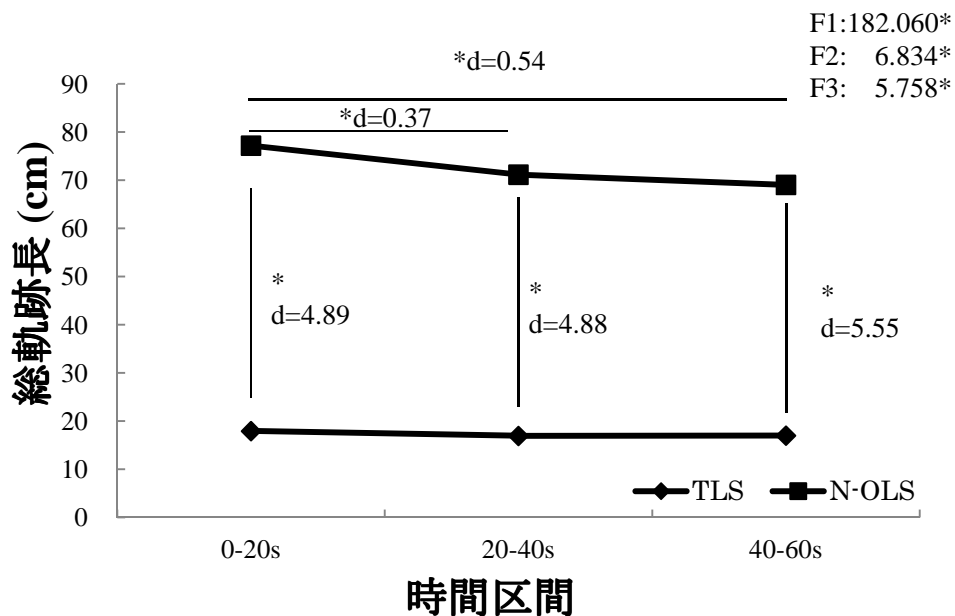


図 5-1 両脚立位時および片脚立位時の総軌跡長の経時変化および二要因分散分析の結果 (n=15). *: p < 0.05. d = Cohen's d. F1: 立位姿勢 F2: 時間区間 F3: 交互作用

TLS: 両脚立位 (Two legs stance) N-OLS: 通常片脚立位 (Normal One leg stance)

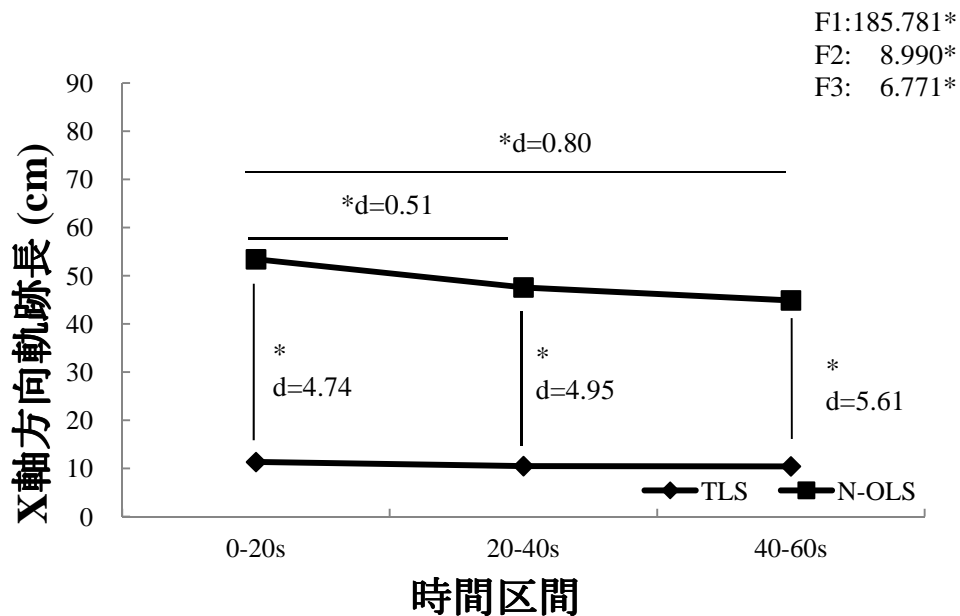


図 5-2 両脚立位時および片脚立位時の X 軸方向軌跡長の経時変化および二要因分散分析の結果 (n=15). *: $p < 0.05$. d = Cohen's d. F1: 立位姿勢 F2: 時間区間 F3: 交互作用 TLS: 両脚立位 (Two legs stance) N-OLS: 通常片脚立位 (Normal One leg stance)

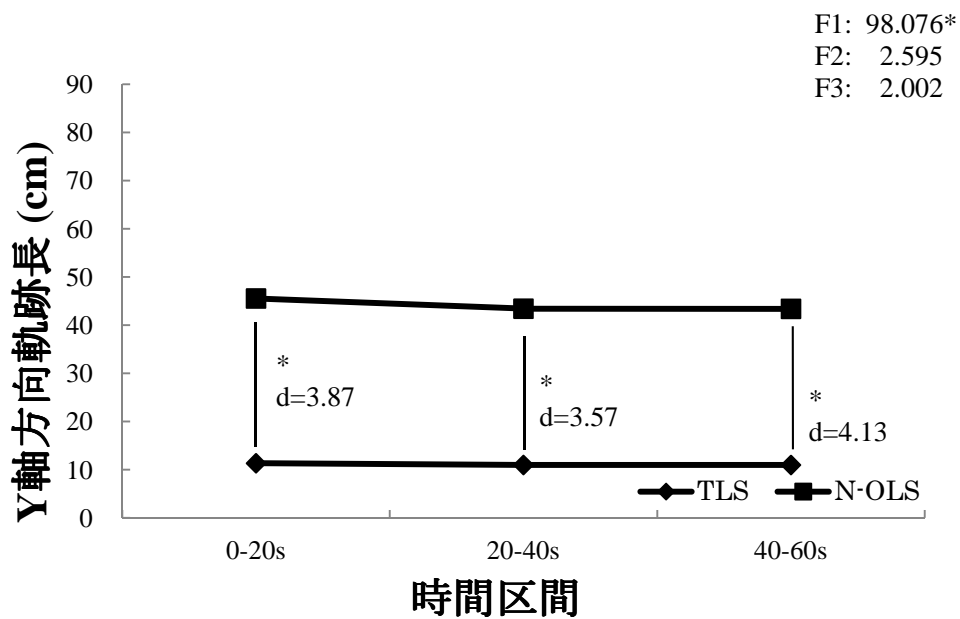


図 5-3 両脚立位時および片脚立位時の Y 軸方向軌跡長の経時変化および二要因分散分析の結果 (n=15). *: $p < 0.05$. d = Cohen's d. F1: 立位姿勢 F2: 時間区間 F3: 交互作用 TLS: 両脚立位 (Two legs stance) N-OLS: 通常片脚立位 (Normal One leg stance)

第4節 考察

片脚立位では、支持脚のみで体重を支え、狭い支持基底面内で重心位置を調節する必要がある。よって、両脚立位時よりも姿勢の不安定性や活発な下肢筋活動が求められる。本課題の結果においても、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量はともに両脚立位時のものよりも大きく、片脚立位時には、より大きな下肢筋力やバランス能力が発揮されると推測される。

両脚立位時は、重心位置を左右に移動することが可能であり、また両脚で体重を支えているため、片方の脚にかかる負担を適時軽減することが可能である。しかし、片脚立位は常に片方の脚で全体重を支え続ける必要がある。そのため、本課題では、重心動揺量および下肢筋活動量も時間の経過とともに大きくなると仮説した。しかし、時間の経過に伴う重心動揺量の増大は認められず、逆に重心動揺量の減少が認められた。つまり仮説は棄却された。

人は基本的に日常生活の中では立位姿勢で行動するため、姿勢の安定性を保つために下肢の筋群は持続的に筋力を発揮する。特に、下腿の筋群は、遅筋線維の割合が多く (Dahmane et al., 2005)、筋持久力に優れる。本課題における片脚立位中の平均筋活動量は前脛骨筋で 10%MVC、腓腹筋およびヒラメ筋で 25%MVC 程度で、片脚立位時の下肢筋群にかかる負荷自体はそれほど大きいものではなかった。Kahn and Monod (1989) は、15% MVC 以下の負荷ではほとんど疲労が生じず極めて長時間の活動が可能になると報告している。本課題では、時間経過に伴う重心動揺の増加が認められなかった。被験者が脚筋力の発達している青年であったので、1 分間の片脚立位では下腿の筋疲労が殆ど生じず、後半局面の重心動揺も増加しなかったと考えられる。

片脚立位は足を挙上後、数秒間重心動揺が安定しない (Jonsson et al., 2004)。また、静止立位姿勢における重心動揺検査では、一般に動揺が安定した時点から記録を始める (Kapteyn et al., 1983)。本課題では、測定条件を統一するため、開始の合図から 5 秒後に両テストの測定を開始した (第 4 章参照)。よって、初期動揺が結果に影響した可能性は低い。時間経過に伴い片脚立位中の左右および総動揺は軽減したが、前後方向の動揺は変化しなかった。重心位置の前後方向における安定域は踵から足長の 30-60% とされ、重心位置がその安定域を外れ支持基底面の端に近づくほど重心動揺は大きくなる (Fujiwara et al., 2010)。左右方向においても、支持基底面の端では重心動揺が大きい (竹内ら, 2005)。片脚立位中の支持基底面の範囲は、前後方向と比較して左右方向は極端に狭い。つまり、重心動揺安定域が狭いため、左右方向は不安定と考えられる。片脚立位時の開始後 20 秒間は安定した重心位置を探るため左右の動揺が大きく、微調整後、重心動揺が安定したと推察される。総軌跡長の変化は主に左右方向の動揺の増加に起因すると推察される。

第5節 小活

両脚立位時は片脚立位時と比較して下肢筋活動量および重心動揺が少ない。両姿勢とも、時間の経過に伴う筋活動量の変動は小さいが、時間経過に伴い左右方向の重心動揺が安定する。筋活動レベルは最大等尺性運動時と比較して、前脛骨筋で10%程度、腓腹筋およびヒラメ筋で25%程度であった。20秒間の重心動揺の総軌跡長は70~80cm程度であり、そのうちX軸方向成分が45~50cm程度、Y軸方向成分が45cm程度であった。以上より、たとえ若年者のように片脚立位を容易に実施できる者であっても、片脚立位時に一定の下肢筋活動量および重心動揺量が認められる。

第 6 章

検討課題 2

若年者における手の補助方法の違いが
片脚立位時の重心動揺量および下肢筋
活動量に及ぼす影響の検討

第1節 緒言

片脚立位トレーニングは、バランス能力に劣り、片脚立位の実施が困難な高齢者を対象とする場合、安全性の面から、手の補助を伴う方法が推奨されている（日本整形外科学会, 2013）。手の補助方法は第2章で示したように、様々な方法が使用されているが、補助方法の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響は明らかにされていない。第1～3章により、手の補助を利用する片脚立位の場合、補助位置および補助条件の違いにより重心動揺の傾向や程度が異なると考えられる。つまり、片脚立位においても、前方への補助は前後方向の、また側方への補助は左右方向の重心動揺量を減少させ、接触圧の軽いタッチよりも強いタッチにより、動揺の減少度は顕著になり、また、動揺の減少に伴い下肢筋活動量も減少すると仮説される。

第5章において、片脚立位を容易に実施できる若年者であっても、一定の片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量が認められることが確認された。本課題は、高齢者の負担を考慮し、若年者を対象として、片手を補助に利用する片脚立位において、手の補助方向および補助の強さの違いが重心動揺量および筋活動量に及ぼす影響を検討することを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

本課題では、健常な青年男子 15 名（年齢 22.4 ± 1.3 歳：身長 172.3 ± 7.2 cm：体重： 65.4 ± 6.1 kg）を被験者とした。被験者は週 2、3 回スポーツ活動（野球、陸上競技、水泳）を実施している者であった。Demura et al. (2010) の利き脚に関する調査に基づき、被験者の利き脚は全て右脚と判定された。

第2項 測定手順

被験者は、前脛骨筋および腓腹筋に表面筋電図を貼り付けた状態で、重心動揺計の上で通常片脚立位（Normal one-leg standing：N-OLS）を行った。その後、手の補助の以下の異なる 4 条件で片脚立位を実施し、各テスト中の重心動揺量および筋活動量を計測した。

前方 Light touch 条件（One-leg stance with front light touch: OLS-FLT）

被験者は Light touch 用の押しボタン装置が設置された補助台の上に右手の親指を除いた 4 本の指を置いた状態で片脚立位を保持した。補助台に 1N 以上の力が加わると音がなる。音が鳴った場合、挙上脚が地面、もしくは軸足についた場合、あるいは非利き脚が移動した場合は失敗とし、再度実行した。

前方 Force touch 条件（One-leg stance with front force touch: OLS-FFT）

被験者は Force touch 用の押しボタン装置が設置された補助台の上に右手の親指を除いた 4 本の指を置きボタンを押した状態で片脚立位を保持した。補助台にかかる力が 5N 以下になったとき音が鳴る。音が鳴った場合、挙上脚が地面、もしくは軸足についた場合、あるいは非利き脚が移動した場合は失敗とし、再度実行した。

側方 Light touch 条件（One-leg stance with lateral light touch: OLS-LLT）

前述の前方 Light touch 条件の補助台の位置を側方に移動した条件で実施した。補助台の位置以外は前方 Light touch 条件と全て同様の方法であった。

側方 Force touch 条件（One-leg stance with lateral force touch: OLS-LFT）

前述の前方 Force touch 条件の補助台の位置を側方に移動した条件で実施した。補助台の位置以外は前方 Force touch 条件と全て同様の方法であった。

第3項 実験器具

本課題で用いた実験器具の詳細は、第4章・第3節で示した通りである。

第4項 評価変数

本課題では、評価変数として重心動揺量比（総軌跡長、X軸方向軌跡長、Y軸方向軌跡長）および筋活動量比（前脛骨筋および腓腹筋）を使用した。各評価変数の詳細は第4章・第5節に示した通りである。

第5項 統計解析

筋活動量比および重心動揺量比を従属変数、手の“補助方向（前方 or 側方）”および“補助の強さ（Light touch: LT or Force touch: FT）”を独立変数とした両要因に対応のある二要因分散分析を実施した。有意な主効果もしくは交互作用が認められた場合、多重比較検定を Tukey の HSD 法により実施した。有意水準は 5% に設定した。

第3節 結果

図 6-1~6-3 は、各条件における重心動揺量比の基礎統計値および二要因分散分析の結果を示している。総軌跡長、X軸方向軌跡長、および Y 軸方向軌跡長の重心動揺比のいずれにおいても有意な交互作用が認められた。多重比較の結果、全ての変数で、側方条件においては LT よりも FT のほうが、FT 条件において前方補助よりも側方補助のほうが、重心動揺量比が低かった。

図 6-4 および 6-5 は、各条件における筋活動量比の基礎統計値および二要因分散分析の結果を示している。前脛骨筋および腓腹筋ともに交互作用は認められず、補助方向および補助の強さ要因に有意な主効果が認められた。多重比較検定の結果、前脛骨筋では側方補助で LT が FT よりも、FT 条件で前方補助が側方補助よりも筋活動量比が大きかった。

一方、腓腹筋の筋活動量は前方補助で LT が FT よりも、補助の強さに関わらず、前方補助が側方補助よりも筋活動量比が大きかった。腓腹筋の筋活動量は前方 LT 時には 1.14 と通常片脚立位時の筋活動量よりも多い傾向が見られ、その他の条件においては全て 0.61~0.92 と通常片脚立位時よりも筋活動量は低かった。

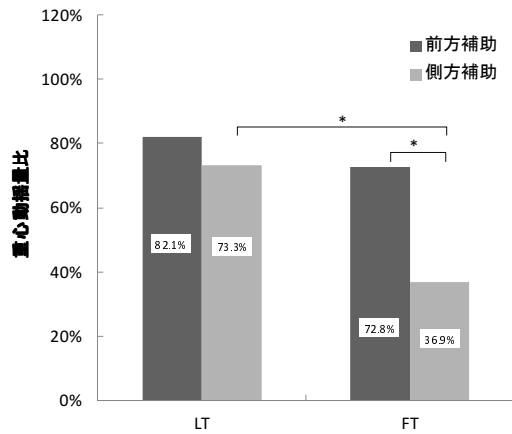


図 6-1 補助方向および補助の強さが異なる片脚立位時における総軌跡長の重心動揺量比の比較
*: $p < 0.05$, LT, light touch; FT, force touch

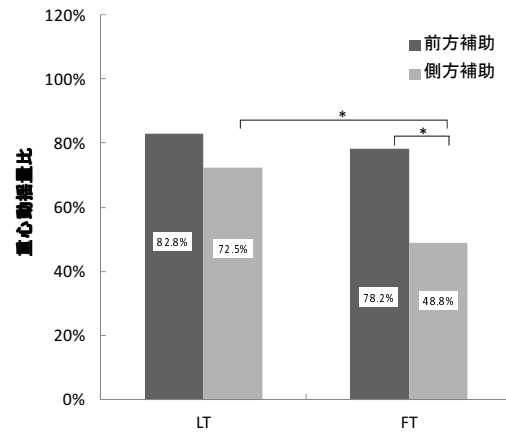


図 6-2 補助方向および補助の強さが異なる片脚立位時における X 軸方向軌跡長の重心動揺量比の比較
*: $p < 0.05$, LT, light touch; FT, force touch

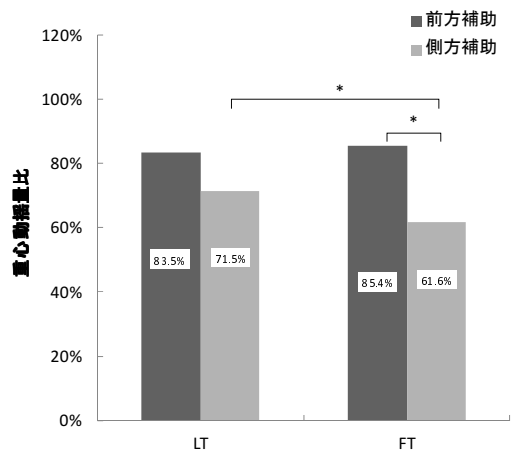


図 6-3 補助方向および補助の強さが異なる片脚立位時における Y 軸方向軌跡長の重心動揺量比の比較
*: $p < 0.05$, LT, light touch; FT, force touch

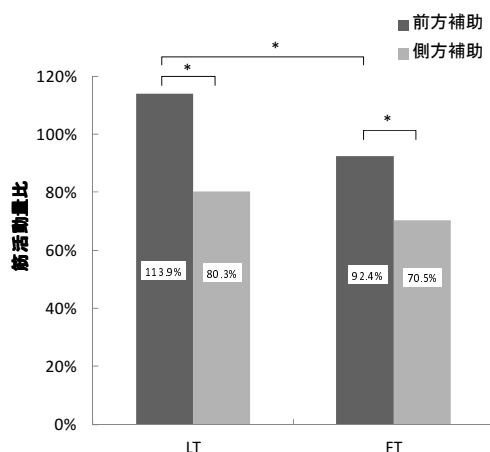


図 6-4 補助方向および補助の強さが異なる片脚立位時における腓腹筋の筋活動量比の比較

*: $p < 0.05$, LT, light touch; FT, force touch

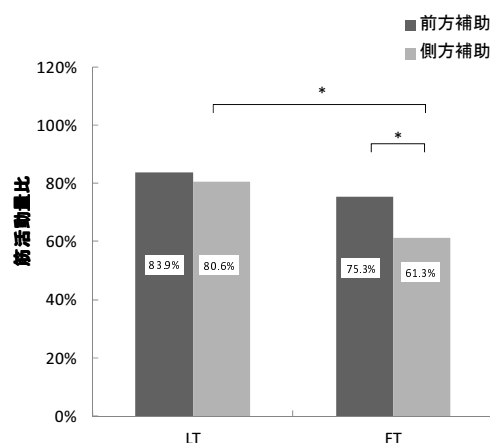


図 6-5 補助方向および補助の強さが異なる片脚立位時における前脛骨筋の筋活動量比の比較

*: $p < 0.05$, LT, light touch; FT, force touch

第 4 節 考察

片脚立位は、手の補助により動揺や下肢にかかる負担が軽減されると予想される。本研究では、片手の前方補助は前後方向の、また側方補助は左右方向の重心動揺量が減少し、接触圧の軽いタッチ時よりも強いタッチ時で、その減少が顕著になり、下肢筋活動量も少なくなると仮説した。

片手の補助を利用した片脚立位において、重心動揺は側方の軽いタッチ時よりも強いタッチ時で小さくなった。人は、立位時に机や台などに手を触れた時、指先からの求心性情報の利用により身体の傾きを感知することが出来る (Jeka and Lackner, 1994)。本研究は片手の補助条件として軽いタッチ (LT) および強いタッチ (FT) を選択した。LT 時の手の接触力は 1N 以下であり、力学的支持はほとんど得られない。それに対し FT 時の接触力は 5N 以上で、身体は力学的支持を得られる。そのため、側方補助時は接触圧の強いタッチにより支持基底面が広くなり、姿勢の安定性が高まり、その結果、重心動揺量も減少したと考えられる。

側方補助時と異なり、前方補助時の重心動揺は補助条件の違いによる影響を受けなかった。また、強いタッチ時の重心動揺は前方補助より側方補助で小さかった。これらは、補助条件および方向の違いによる支持基底面の拡大の程度、およびその方向の違いに起因すると考えられる。ヒトの足の形状から、片脚立位時の支持基底面は前後方向に長く、左右方向に短い。手で強くタッチした場合、前方補助の場合は前後方向に、側方補助の場合は左右方向に支持基底面が広がる。前後方向の支持基底面は左右方向のものと比較して長く、重心の安定域も大きい。強いタッチによって生じる支持基底面の拡大は、もともと支持基底面が狭く動揺が不安定であった左右方向で顕著に影響したが、支持基底面が

広がった前後方向では、ほとんど影響しなかったと推察される。

前脛骨筋の筋活動量は、前方補助時は補助条件の違いによる変化はなく、側方補助時は軽いタッチ時よりも強いタッチ時で少なかった。また、前方よりも側方への強いタッチ時で筋活動量は少なかった。足圧重心位置が支持基底面の端に近づけば、姿勢の動揺量が増え (Fujiwara et al., 2010)、それを安定化させるために筋活動量が増加する。重心動揺が増加する条件と、前脛骨筋の筋活動量が増加する条件は同じであり、重心動揺量の変化と関連して、前脛骨筋の筋活動も変化したと推察される。腓腹筋は前脛骨筋と異なり、補助条件の違いに関係なく、側方よりも前方補助時に筋活動量が大きかった。前方補助時は手を前に着くことにより重心位置が若干前方へ移動する可能性がある。腓腹筋は足底屈に働く筋であり重心位置が前に移動することで、筋が伸展した状態で、立位姿勢を保つために継続的な筋活動が求められる。ゆえに、腓腹筋の筋活動量が増加したと推察される。

上記のように、片手の補助を利用した片脚立位は補助の位置や方法により重心動揺が大きく異なることが明らかにされた。バランストレーニングのために、補助を伴った片脚立位が利用されるが、その実施には本研究の結果を考慮すべきであろう。例えば、バランス能力や身体機能が顕著に劣り、片脚立位の実施が困難な高齢者の場合、安全性を考慮し、最も重心が安定する側方への強いタッチを用いることで、安全なトレーニングの実施が可能である。また、片脚立位が比較的安定している自立高齢者の場合には、重心動揺および筋活動が顕著に低下する側方への強いタッチよりも、それらの低下の程度が低い前方への補助もしくは側方への軽いタッチが推奨されるだろう。

第5節 小活

側方補助を伴う片脚立位において、強いタッチ時は、軽いタッチ時よりも全ての重心動揺（前後方向、左右方向、および全体の動揺）および前脛骨筋や腓腹筋の筋活動を軽減する。また、前方補助時は補助の強さの違いにより重心動揺は変化しないが、腓腹筋の活動は大きくなる。軽いタッチ時は、補助を伴う片脚立位時の補助方向が異なっても、全ての方向の重心動揺に差がなく、強いタッチ時は、前方補助よりも側方補助の方が全ての方向の重心動揺および下肢筋活動量が少ない。以上から、側方へ強くタッチした場合、重心動揺および下肢筋活動が顕著に減少し最も安定した片脚立位となるため、片脚立位トレーニングの場合、効果の点から側方補助は適さない可能性がある。

第 7 章

検討課題 3

片脚立位非成就高齢者における

1 分間の手の前方および側方補助を伴う片脚立位

および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

第1節 緒言

高齢者にとって1分間の片脚立位の実施は難しく、片脚立位トレーニング中に転倒が生じ怪我を引き起こす可能性もある。そのため、片脚立位トレーニングでは、安全性を考慮し、対象者の体力水準に合わせて、様々な手の補助方法を選択しても良いとされている（第2章・第1節・第3項）。しかしながら、1分間の片脚立位を手の補助なしでは保持できない高齢者（片脚立位非成就高齢者）にとって適切な手の補助方法は検討されていない。

検討課題2より、手の補助方向および補助の強さの違いにより片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量が異なり、前方への補助時は手で強くタッチしたとしても、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量はあまり変化しないが、側方への補助時は顕著に低下することが明らかとなった。実際の片脚立位トレーニング中の手の補助の強さは一定ではなく、トレーニング実施者がバランスを崩した時は、身体を支えるために強いタッチに、安定した姿勢を保っている時は弱いタッチになると考えられる。片脚立位非成就高齢者の片脚立位中の姿勢は非常に不安定であるため、強いタッチをより多く用いると考えられるため、前方補助より側方補助を伴う片脚立位時において重心動揺量および下肢筋活動量が特に小さくなると仮説される。もし手の補助の影響で、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量が顕著に低下し、両脚立位時と変わらない水準になるのであれば、側方補助を伴う方法はトレーニングとして適切ではないと考えられる。

本課題は、片脚立位非成就高齢者を対象として、前方もしくは側方補助を伴う片脚立位時と両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討することを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

本課題では、1分間の通常片脚立位を成就不可能な高齢者（片脚立位非成就高齢者）11名（男性6名、女性5名、平均年齢 79.6 ± 5.3 歳、身長 154.2 ± 9.9 cm、体重 53.9 ± 9.3 kg）を被験者とした。被験者のうち、5名は片脚立位継続時間が10秒未満で、平均は 18.5 ± 14.5 秒（最大41.1秒）だった。全ての被験者は自立した生活を営んでおり深刻な下肢障害を有している者はいなかった。Demura et al. (2010) の利き脚に関する調査に基づき、被験者の利き脚は全て右脚と判定された。

第2項 測定手順

全ての被験者は、支持脚（利き脚）の前脛骨筋、腓腹筋、およびヒラメ筋に表面筋電図電極を貼付した状態で1分間の両脚立位（TLS）、前方補助を伴う片脚立位（OLS-FH）、および側方補助を伴う片脚立位（OLS-LH）（各1試行）を実施した。テスト中の筋活動量および重心動揺量が測定された。テスト順序はランダムだった。両テスト後、足底屈および足背屈の最大等尺性筋発揮中の筋活動量を測定した。手の補助条件は以下の通りである。

前方補助を伴う片脚立位（OLS-FH）

被験者は前方の補助台の上に右手の親指を除いた4本の指を置いた状態で片脚立位を保持した。実際のトレーニング場面を想定し、補助台への接触圧に関しては指示しなかった。

側方補助を伴う片脚立位（OLS-LH）

前述の前方補助条件の補助台の位置を側方にした条件で実施した。

第3項 実験器具

本課題で用いた実験器具の詳細は、第4章・第3節で示した通りである。

第4項 評価変数

本課題では、評価変数として、筋活動量の評価変数として平均筋電%RMS および最大筋電%RMS を、重心動揺量の評価変数として、総軌跡長、X軸方向軌跡長、およびY軸方向軌跡長を使用した。評価変数の詳細は第4章・第5節で示した通りである。

第5項 統計解析

各時間区間で算出された重心動揺変数（総軌跡長、X および Y 軸方向軌跡長）および筋活動量変数（平均および最大筋電% RMS）を従属変数、テスト方法（TLS、OLS-FH、OLS-LH）および時間（0～20s, 20～40s, 40～60s）を独立変数として、平均値間の差は、一要因に対応のある二要因分散分析(テスト方法×時間区間)により検定した。有意な交互作用、あるいは主効果が認められた場合、多重比較検定を Tukey の HSD 法により実施した。本課題における統計的有意水準は 5%に設定した。

第3節 結果

表7-1は、各テストにおける平均筋電%RMSの基礎統計量および二要因分散分析の結果を示している。前脛骨筋においてのみ有意な交互作用が認められた。多重比較検定の結果、全時間区間でOLS-FH時がTLS時よりも大きかった。OLS-LHは、TLSおよびOLS-FHと有意差が認められず、初期が後期よりも大きかった。腓腹筋およびヒラメ筋は、テスト方法要因にのみ有意な主効果が認められた。多重比較検定の結果、腓腹筋は初期ではOLS-FHがTLSよりも、中期および後期ではOLS-FHおよびOLS-LHがTLSよりも大きかった。ヒラメ筋は、全時間区間でOLS-FHおよびOLS-LHがTLSよりも大きかった。

表7-2は、各テストにおける最大筋電%RMSの基礎統計量および二要因分散分析の結果を示している。全ての筋においてテスト方法要因にのみ有意な主効果が認められた。多重比較検定の結果、前脛骨筋は、初期ではOLS-FHがTLSよりも、中期および後期ではOLS-FHがOLS-LHおよびTLSよりも大きかった。腓腹筋は、初期ではOLS-FHがTLSより、中期および後期ではOLS-FHおよびOLS-LHがTLSよりも大きかった。ヒラメ筋は全時間区間でOLS-FHがTLSよりも大きかった。

表7-3は、各テストにおける重心動揺変数の基礎統計量および二要因分散分析の結果を示している。X軸方向軌跡長は有意な交互作用が認められ、多重比較検定の結果、全時間区分でOLS-FHがOLS-LHおよびTLSよりも大きかったが、OLS-LHとTLS間には有意差が認められなかった。また、OLS-FH時は初期が中期および後期よりも大きかった。総軌跡長は、テスト方法および時間要因の両者に有意な主効果が認められ、多重比較の結果、全ての時間区分でOLS-FHがTLSよりも大きかった。しかし、全てのテストにおいて時間区間に有意差は認められなかった。Y軸方向軌跡長はテスト方法要因にのみ有意な主効果が認められ、初期ではOLS-FHおよびOLS-LHがTLSよりも、中期および後期ではOLS-FHがTLSよりも大きかった。

表7-1 各筋における時間区分および測定姿勢ごとの平均筋電%RMSの基礎統計量および平均値の差の比較

n=11

前脛骨筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	5.01%	2.30%	5.35%	3.10%	4.57%	2.25%	F1 16.790	0.00 *	全時間区間: OLS-FH > TLS
OLS-FH	22.32%	11.42%	24.72%	11.77%	23.20%	12.87%	F2 1.849	0.18	OLS-LH: 0-20s > 40-60s
OLS-LH	15.00%	9.33%	12.31%	10.67%	10.61%	7.84%	F3 2.917	0.03 *	

腓腹筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	8.89%	3.56%	8.99%	3.75%	8.90%	3.69%	F1 21.527	0.00 *	0-20s: OLS-FH > TLS
OLS-FH	26.21%	9.94%	25.30%	10.10%	25.60%	8.98%	F2 0.343	0.71	20-40s, 40-60s: OLS-FH, OLS-LH > TLS
OLS-LH	20.13%	7.94%	21.21%	9.58%	22.21%	9.96%	F3 1.348	0.27	

ヒラメ筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	10.96%	5.27%	10.97%	5.10%	11.13%	5.11%	F1 33.308	0.00 *	全時間区間: OLS-FH, OLS-LH > TLS
OLS-FH	30.80%	9.36%	29.63%	6.91%	29.23%	7.31%	F2 0.399	0.68	
OLS-LH	23.27%	5.16%	23.37%	5.24%	23.18%	4.64%	F3 0.645	0.63	

Note. *p < 0.05 F1:フロント方法 F2:時間区間 F3:交互作用

TLS: 両脚立位 (two legs stance), OLS-FH: 前方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with front support), OLS-LH: 側方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with lateral support)

表7-2 各筋における時間区分および測定姿勢ごとの最大筋電%RMSの基礎統計量および平均値の差の比較

前脛骨筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	6.68%	3.01%	6.99%	3.87%	7.22%	6.01%	F1 29.358	0.00 *	0-20s: OLS-FH > TLS
OLS-FH	37.29%	16.47%	44.05%	17.19%	40.84%	21.75%	F2 0.223	0.80	20-40s, 40-60s: OLS-FH > OLS-LH, TLS
OLS-LH	25.16%	14.21%	20.66%	14.82%	20.17%	12.99%	F3 1.621	0.19	

腓腹筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	12.53%	5.80%	11.60%	4.33%	11.90%	6.18%	F1 20.860	0.00 *	0-20s: OLS-FH > TLS
OLS-FH	35.74%	14.34%	34.51%	12.92%	34.49%	13.46%	F2 0.043	0.96	20-40s, 40-60s: OLS-FH, OLS-LH > TLS
OLS-LH	28.63%	12.17%	29.98%	11.78%	29.89%	13.59%	F3 0.868	0.49	

ヒラメ筋	時間区分						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	12.35%	5.41%	12.15%	5.50%	14.75%	10.76%	F1 26.122	0.00 *	全時間区分: OLS-FH > TLS
OLS-FH	45.14%	16.47%	50.25%	22.11%	43.34%	14.09%	F2 0.714	0.50	
OLS-LH	30.46%	8.11%	30.49%	8.99%	33.46%	12.74%	F3 2.079	0.10	

Note. *p < 0.05 F1:スタート方法 F2:時間区分 F3:交互作用
 TLS: 両脚立位 (two legs stance), OLS-FH: 前方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with front support), OLS-LH: 側方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with lateral support)

表7-3 時間区分および測定姿勢ごとの重心動揺軌跡長の基礎統計量および平均値の差の比較 n=11

総軌跡長	Time unit						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	20.12	5.76	20.69	5.63	19.76	5.65	F1 21.085	0.00 *	全時間区間: OLS-FH > TLS
OLS-FH	74.22	42.76	63.32	23.02	62.38	29.30	F2 3.884	0.04 *	
OLS-LH	48.08	28.51	40.99	21.00	38.69	16.00	F3 2.102	0.10	

X軸方向軌跡長	Time unit						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	9.98	2.16	11.07	3.50	10.74	4.11	F1 37.250	0.00 *	全時間区間: OLS-FH > OLS-LH, TLS OLS-FH: 0-20s > 20-40s, 40-60s
OLS-FH	47.43	25.01	39.84	12.91	37.11	13.07	F2 4.383	0.03 *	
OLS-LH	17.83	13.51	14.64	8.84	12.76	6.09	F3 3.564	0.01 *	

Y軸方向軌跡長	Time unit						F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD
	0-20s		20-40s		40-60s				
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
TLS	15.24	5.50	15.17	4.52	14.25	3.70	F1 14.106	0.00 *	0-20s: OLS-FH, OLS-LH > TLS 20-40s, 40-60s: OLS-FH > TLS
OLS-FH	48.65	32.06	41.95	18.60	43.16	24.96	F2 3.020	0.07	
OLS-LH	41.12	23.33	35.61	18.15	34.32	14.24	F3 1.215	0.32	

Note. *p < 0.05 F1:テスト方法 F2:時間区間 F3:交互作用
 TLS: 両脚立位 (two legs stance), OLS-FH: 前方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with front support), OLS-LH: 側方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with lateral support)

第4節 考察

片脚立位 (One leg stance: OLS) 自体ができない、あるいは1分間の OLS ができない高齢者は、片脚立位トレーニング時に手の補助を必要とする。手の補助は1分間の OLS を可能にするが、それにより下肢の負担が過度に軽減されればトレーニング効果は期待できない。本研究は、両脚立位時および手の前方および側方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討した。

前方補助を伴う片脚立位 (OLS-FH) 時は、両脚立位時よりも、全ての重心動揺量変数 (総軌跡長、X 軸方向軌跡長、Y 軸方向軌跡長) が、大きな値を示した。一方、側方補助を伴う片脚立位 (OLS-LH) 時は両脚立位時より Y 軸方向軌跡長が初期のみ大きな値を示した。また、OLS-FH 時は、OLS-LH 時より X 軸方向軌跡長が大きかった。ヒトの足の形状から、片脚立位時の支持基底面は左右方向に短く、左右方向の姿勢の安定性に欠ける。手をつくことで、手からの求心性情報が補完され、また、手をついた方向へ支持基底面が拡大し、姿勢は安定する。特に支持基底面が短い方向へ手をついた場合、姿勢は顕著に安定する (Bove et al., 2006)。OLS-FH は、比較的安定した前後方向に対する補助であり、前後方向の支持基底面の拡大に貢献したが、左右方向の動揺の安定性には殆ど貢献しなかったと推察される。それに対し、OLS-LH は比較的不安定な左右方向に対する補助であり、左右方向の支持基底面を拡大し、姿勢の安定性を顕著に高めたと考えられる。

全ての筋 (前脛骨筋、腓腹筋、およびヒラメ筋) の筋活動量 (平均および最大筋電% RMS) は、OLS-FH 時が両脚立位時よりも大きかった。一方、OLS-LH 時は両脚立位時より、腓腹筋の中期・後期の平均および最大筋電% RMS、およびヒラメ筋の最大筋電% RMS のみ大きかった。片脚立位は支持脚のみで全体重を支え、且つ重心位置を調節しなければならないため、支持脚の大きな筋力発揮が求められる。安静立位時の姿勢調整は足関節戦略が大きな役割を果たすが、立位姿勢時の重心位置は踵より前方に位置しているため、足関節底屈筋群 (腓腹筋、ヒラメ筋など) が主に重心位置を調整する (Horak et al., 1989)。そのため OLS-FH および OLS-LH 時に TLS 時より腓腹筋およびヒラメ筋の筋活動量が大きかったと推察される。

OLS-FH 時は、TLS 時より前脛骨筋の筋活動量も大きかった。立位姿勢時でも、姿勢が不安定な条件 (Masani et al., 2008) や、バランスの能力に劣る高齢者では (Nelson-Wong et al., 2012)、足関節底屈筋群および背屈筋群を同時に収縮させ、足関節の粘弾性を高めることで姿勢の動揺を抑えると推測される。つまり、OLS-FH 時は TLS や OLS-LH 時と比較して動揺量が大きく、前脛骨筋を腓腹筋やヒラメ筋と同時収縮させることにより、姿勢の動揺を抑える可能性がある。

第5節 小活

手の補助方向に関係なく、補助を伴う片脚立位時は、両脚立位時より腓腹筋およびヒラメ筋の筋活動が大きい。しかし、前脛骨筋の筋活動は、側方補助時が前方補助時より小さく、時間の経過と共に軽減する傾向がある。また、前方補助を伴う片脚立位時は両脚立位時より前後、左右方向など全体的に重心動揺は大きい。側方補助を伴う片脚立位時は前後方向の動揺のみ大きい。前方補助時と側方補助時の前後方向の動揺に差はないが、左右方向の動揺は前方補助時が側方補助時より大きく、時間経過により減少する。側方補助時および両脚立位時は時間経過に伴う重心動揺の変動はみられない。

以上から、側方補助を伴う片脚立位は、前方補助を伴う片脚立位時よりも重心動揺量および下肢筋活動量が小さく、また左右方向の動揺が両脚立位時と同程度であることから、片脚立位トレーニングの効果を得られない可能性がある。

第 8 章

検討課題 4

片脚立位成就高齢者における手の前方補助の有無が
1 分間の片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量
に及ぼす影響の検討

第1節 緒言

高齢者にとって1分間の片脚立位の保持は難しく、片脚立位トレーニング中に転倒が生じ怪我を引き起こす可能性もある。そのため、片脚立位トレーニングでは、安全性を考慮し、対象者の体力水準に合わせて、様々な手の補助方法を選択しても良いとされている(第2章・第1節・第3項)。また、阪本(2010a)は、大腿骨近位部骨密度改善を目的として片脚立位トレーニングを実施する際は、独立片脚起立(手を使わない片脚立位)にこだわる必要はないと述べている。しかしながら、手の補助により、片脚立位時の重心動揺量や下肢筋活動量が変化することで、適切なトレーニング効果が得られない可能性がある。手の補助がなくても片脚立位トレーニングを実施可能な高齢者(片脚立位成就高齢者)において、1分間の片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に手の補助の有無が及ぼす影響を及ぼすかは検討されていない。

検討課題2より、若年者において、手の補助を用いることで片脚立位中の重心動揺量は総じて通常片脚立位時より小さくなる傾向にあったが、姿勢の安定性が低い前方補助においては、腓腹筋の筋活動などが通常片脚立位と同等以上になる傾向が明らかとなった。また、検討課題3より、片脚立位非成就高齢者が側方補助を伴う片脚立位を実施した際の左右方向および全体の重心動揺量は両脚立位時と変わらないことが明らかにされた。つまり、補助を伴う片脚立位時の補助方法は、側方補助よりも前方補助が適切であると考えられる。

本課題では、片脚立位成就高齢者を対象として、手の前方補助の有無が片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響およびその経時的変化を検討することを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

本課題では、1分間の通常片脚立位を実施し、成就可能であった高齢者（片脚立位成就高齢者）13名（男性5名、女性8名、平均年齢 73.1 ± 4.2 歳、身長 157.4 ± 9.7 cm、体重 55.6 ± 9.0 kg）を被験者とした。全ての被験者は自立した生活を営んでおり、深刻な下肢障害を有している者はいなかった。Demura et al. (2010) の利き脚に関する調査に基づき、被験者の利き脚は全て右脚と判定された。

第2項 測定手順

全ての被験者は、利き脚の前脛骨筋、腓腹筋、およびヒラメ筋に表面筋電図電極を貼付した状態で N-OLS および OLS-FH テストを各1試行ずつ実施した。OLS-FH における手の補助方法は第7章と同様である。両テスト中の筋活動量および重心動揺量が測定された。両テスト後、全ての被験者は足底屈および足背屈の最大等尺性筋発揮中の筋活動電量を測定した。

第3項 実験器具

本課題で用いた実験器具の詳細は、第4章・第3節で示した通りである。

第4項 評価変数

本課題では、筋活動量の評価変数として平均および最大筋電%RMS を、重心動揺量の評価変数として、総軌跡長、X 軸方向軌跡長、および Y 軸方向軌跡長を使用した。評価変数の詳細は第4章・第5節で示した通りである。

第5項 統計解析

重心動揺量変数および筋活動量変数を従属変数として、両要因に対応のある二要因分散分析（補助有無×時間区間）により平均値の差を検討した。両課題とも、有意な交互作用、あるいは主効果が認められた場合、多重比較検定を Tukey の HSD 法により検討した。また、有意差が認められた変数においては効果量として Cohens' d を算出した。統計的有意水準は5%に設定した。

第3節 結果

表 8-1 は片脚立位成就高齢者における N-OLS および OLS-FH 中の筋活動量および重心動揺量変数の基礎統計値および二要因分散分析（補助有無×時間区間）の結果を示している。筋活動量変数では、前脛骨筋の平均筋電%RMS に有意な交互作用が認められ、多重比較検定の結果、時間区間に関係なく N-OLS が OLS-FH よりも有意に大きかった。腓腹筋およびヒラメ筋の平均筋電%RMS は、手の補助有無要因にのみ有意な主効果が認められ、ともに全体平均は N-OLS が高く、いずれの時間区間でも中程度以上の効果量（ $d=0.59 \sim 0.86$ ）であった。しかし、多重比較検定の結果、補助有無間の差は、腓腹筋の全ての時間区間で認められず、ヒラメ筋の全ての時間区間においてのみ認められた。最大筋電%RMS は、前脛骨筋、腓腹筋、およびヒラメ筋の全ての筋において、補助有無要因にのみ有意な主効果が認められ、全体平均はいずれも N-OLS が OLS-FH よりも高かった。多重比較の結果、補助有無間に差が認められたのは、前脛骨筋の全ての時間区間、腓腹筋の後期、およびヒラメ筋の初期と中期であった。重心動揺変数では、X 軸方向および総軌跡長の補助有無および時間区分の両要因に、また、Y 軸方向軌跡長の補助有無要因にのみ有意な主効果が認められた。多重比較の結果、全ての変数のいずれの時間区分においても N-OLS が OLS-FH よりも大きかった。また、N-OLS 時の総軌跡長および X 軸方向軌跡長は初期が中期および後期よりも大きかった。

表8-1 重心動揺量および筋活動量の基礎統計量および2要因分散分析の結果(n=13)

平均筋電%RMS(%)	0-20s		20-40s		40-60s		F-value	p-value	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋										
OLS	25.6%	9.0%	23.4%	8.7%	21.9%	8.1%	F1	51.251	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	12.2%	7.1%	11.8%	6.5%	12.2%	6.3%	F2	1.562	0.230	
							F3	5.146	0.014 *	
腓腹筋										
OLS	34.6%	13.2%	32.2%	12.2%	33.3%	12.3%	F1	8.343	0.014 *	n.s.
OLS-FH	26.3%	14.0%	24.9%	12.7%	23.5%	10.5%	F2	3.139	0.062	
							F3	1.858	0.178	
ヒラメ筋										
N-OLS	31.0%	11.3%	30.9%	10.8%	32.2%	11.1%	F1	36.228	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	24.4%	9.2%	24.3%	9.3%	25.8%	10.0%	F2	1.609	0.221	
							F3	0.058	0.944	
最大筋電 %RMS(%)										
最大筋電 %RMS(%)	0-20s		20-40s		40-60s		F-value	p-value	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋										
N-OLS	45.9%	18.5%	42.8%	15.1%	44.7%	15.6%	F1	38.922	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	27.8%	11.6%	23.3%	10.8%	25.4%	10.3%	F2	2.096	0.145	
							F3	0.092	0.912	
腓腹筋										
N-OLS	44.1%	17.3%	41.7%	16.7%	44.1%	16.5%	F1	10.530	0.007 *	40-60s: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	35.0%	16.8%	34.2%	15.9%	32.1%	13.6%	F2	1.085	0.354	
							F3	2.201	0.133	
ヒラメ筋										
N-OLS	44.8%	20.8%	40.0%	13.7%	43.7%	15.6%	F1	14.334	0.003 *	0-20s, 20-40s: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	34.7%	16.7%	33.4%	16.8%	35.2%	16.2%	F2	1.295	0.292	
							F3	0.315	0.733	
重心動揺軌跡長 (cm)										
重心動揺軌跡長 (cm)	0-20s		20-40s		40-60s		F-value	p-value	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
総軌跡長										
N-OLS	104.5	24.4	89.2	19.8	88.9	25.6	F1	78.846	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	61.6	17.8	56.8	19.4	54.2	13.7	F2	10.814	0.000 *	
							F3	1.062	0.362	
X軸方向軌跡長										
N-OLS	75.9	17.7	60.3	13.0	57.2	20.9	F1	51.861	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	46.9	15.0	43.0	16.8	39.6	12.0	F2	15.012	0.000 *	
							F3	2.319	0.120	
Y軸方向軌跡長										
N-OLS	59.4	16.9	54.0	13.9	51.9	17.5	F1	57.422	0.000 *	全時間区間: N-OLS >OLS-FH
OLS-FH	31.2	10.6	28.9	9.5	29.3	7.6	F2	2.202	0.132	
							F3	0.454	0.641	

Note. *p < 0.05 F1: 補助有無, F2: 時間区間, F3: 交互作用

N-OLS: 通常片脚立位 (Normal one leg stance), OLS-FH: 前方補助を伴う片脚立位 (one leg stance with front help)

第4節 考察

重心動揺量および前脛骨筋の平均および最大筋電%RMSはN-OLS時がOLS-FH時の値よりも大きく、また、時間区間によって多少の違いはあるが、腓腹筋およびヒラメ筋においても同様の傾向が認められた。Jeka (1997) や Lackner et al. (1999,2000) は体性感覚情報として指先触覚に着目し、固定点に指先で軽く触れること(ライトタッチ)で直立姿勢時の動揺が顕著に減少することを報告した。また、Holden et al. (1994) は、ライトタッチによる動揺量の減少は、力学的要因ではなく指先触覚に由来する生理学的要因に由来していると報告している。OLS-FHテストにおいて、被験者は手の感覚受容器からの求心性情報を得ることができ、また、姿勢が乱れた時には身体を支えるための力学的な支持を得ることも出来る。そのため、OLS-FH時の重心動揺量および下肢筋活動量がN-OLS時よりも減少したと考えられる。

一方、本研究では、下肢の筋活動量および重心動揺量は時間とともに増加し、その変動は手の補助有無で異なると仮説した。しかし、手の補助有無の違いに関わらず、下肢筋活動量および重心動揺量は増加する傾向は認められず、仮説とは逆にN-OLS中のX軸方向および総軌跡長が時間とともに減少した。Springer and Pincivero. (2009) は下腿の筋群の疲労により立位姿勢時の重心動揺量や下肢筋活動量は増加すると報告している。本研究の結果から、手の補助の有無に関わらず、下肢筋に大きな疲労は生じなかったため、N-OLS中の下肢筋活動量および重心動揺量は増加しなかったと推察される。

第5節 小活

片脚立位成就高齢者において、手の前方補助を伴うことで通常片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量は軽減される。手の補助の有無に関わらず、1分間の片脚立位中、筋活動量は時間とともに増加する傾向はなく、通常片脚立位中においてのみ重心動揺量は減少する傾向にある。

以上から、手の補助を利用することにより、片脚立位トレーニング時の重心動揺量および下肢筋活動量は減少することから、トレーニング効果も軽減すると考えられる。

第 9 章

検討課題 5

片脚立位成就および非成就高齢者における
1 分間の手の前方補助を伴う片脚立位中の
重心動揺量および下肢筋活動量の検討

第1節 緒言

第8章（検討課題4）において、手の補助がなくとも片脚立位トレーニングを実施可能な高齢者（片脚立位成就高齢者）では、手の前方補助の使用により、片脚立位中の姿勢は安定し、下肢筋活動量も減少することを明らかにした。それ故、片脚立位成就高齢者においては、手の補助を使用しない方が、片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動量が確保されるため、バランス能力や下肢筋力の低下抑制をより期待できる。しかし、前方補助を伴う片脚立位時であっても、片脚立位中に片脚立位非成就高齢者と同等以上の姿勢の不安定性および下肢筋活動量が認められるのであれば、片脚立位成就高齢者はトレーニングによる一定の効果は期待できると考えられる。

片脚立位トレーニングは自宅で実施されることが想定されており、安全性の確保は重要である。手の補助を伴うことで、安心して高齢者自身も片脚立位トレーニングの実施が可能となる。手の補助により、安全性を高めつつ、片脚立位トレーニングの効果を期待できるのであれば、片脚立位成就高齢者においてもトレーニング方法選択の一助となる。

本課題では、前方補助を伴う片脚立位を実施した際の片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者の重心動揺量および下肢筋活動量を比較・検討することを目的とした。

第2節 方法

第1項 被験者

本課題では、片脚立位成就高齢者 13 名（平均年齢 73.1 ± 4.2 歳、身長 157.4 ± 9.7 cm、体重 55.6 ± 9.0 kg）および片脚立位非成就高齢者 11 名（平均年齢 79.6 ± 5.3 歳、身長 154.2 ± 9.9 cm、体重 53.9 ± 9.3 kg）を被験者とした。被験者の詳細は、第 7 章および 8 章で示した通りである。

第2項 測定手順

全ての被験者は、利き脚の前脛骨筋、腓腹筋、およびヒラメ筋に表面筋電図電極を貼付した状態で OLS-FH テスト（各 1 試行）を実施した。OLS-FH における手の補助方法は第 7 章および第 8 章と同様である。テスト中の筋活動量および重心動揺量が測定された。テスト後、全ての被験者は足底屈および足背屈の最大等尺性筋発揮中の筋活動量を測定した。テスト方法の詳細は第 4 章・第 4 節で示した通りである。

第3項 実験器具

本課題で用いた実験器具の詳細は、第 4 章・第 3 節で示した通りである。

第4項 評価変数

本課題では、筋活動量の評価変数として平均および最大筋電%RMS を、重心動揺量の評価変数として、総軌跡長、X 軸方向軌跡長、および Y 軸方向軌跡長を使用した。評価変数の詳細は第 4 章・第 5 節で示した通りである。

第5項 統計解析

OLS-FH テスト中の重心動揺量変数および筋活動量変数を従属変数として一要因にのみ対応のある二要因分散分析（群×時間区間）により片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者の平均差を検討した。有意な交互作用、あるいは主効果が認められた場合、多重比較検定を Tukey の HSD 法により検討した。また、有意差が認められた変数においては効果量として Cohens' d を算出した。統計的有意水準は 5% に設定した。

第3節 結果

表 9-1 は、両群の OLS-FH 時における筋活動量および重心動揺量変数の基礎統計値および二要因分散分析（群×時間区間）の結果を示している。いずれの変数にも有意な交互作用は認められなかった。前脛骨筋の平均および最大筋電%RMS の群要因にのみ有意な主効果が認められ、全体の平均は片脚立位非成就高齢者が高く、平均筋電%RMS は、いずれの時間区間でも大きな効果量 ($d = 1.13\sim 1.46$) が、また最大筋電%RMS は初期(0-20s) で中程度 ($d = 0.71$)、中期(20-40s)と後期(40-60s)で大きな($d = 0.98\sim 1.54$) 効果量が認められた。しかし、多重比較検定の結果、全ての時間区間で有意な群間差は認められなかった。重心動揺変数の総軌跡長および X 軸軌跡長の時間区間要因に有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、片脚立位非成就高齢者において初期が中期よりも大きかった。また、いずれの変数においても群要因に有意な主効果は認められなかった。

表9-1 重心動揺量および筋活動量変数の基礎統計量および2要因分散分析の結果

平均筋電 %RMS(%)	0-20s		20-40s		40-60s		F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋										
成就群 (n=13)	12.2%	7.1%	11.8%	6.5%	12.2%	6.3%	F1	8.584	0.008 *	n.s.
非成就群 (n=11)	22.3%	11.4%	24.7%	11.8%	23.2%	12.9%	F2	0.449	0.641	
							F3	0.958	0.392	
腓腹筋										
成就群 (n=13)	26.3%	14.0%	24.9%	12.7%	23.5%	10.5%	F1	0.030	0.864	
非成就群 (n=11)	26.2%	9.9%	25.3%	10.1%	25.6%	9.0%	F2	1.781	0.180	
							F3	0.755	0.476	
ヒラメ筋										
成就群 (n=13)	24.4%	9.2%	24.3%	9.3%	25.8%	10.0%	F1	1.915	0.180	
非成就群 (n=11)	30.8%	9.4%	29.6%	6.9%	29.2%	7.3%	F2	0.329	0.722	
							F3	1.588	0.216	
最大筋電 %RMS(%)										
最大筋電 %RMS(%)	0-20s		20-40s		40-60s		F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
前脛骨筋										
成就群 (n=13)	27.8%	11.6%	23.3%	10.8%	25.4%	10.3%	F1	6.891	0.015 *	n.s.
非成就群 (n=11)	37.3%	16.5%	44.0%	17.2%	40.8%	21.7%	F2	0.126	0.882	
							F3	2.885	0.066	
腓腹筋										
成就群 (n=13)	35.0%	16.8%	34.2%	15.9%	32.1%	13.6%	F1	1.954	0.176	
非成就群 (n=11)	35.7%	14.3%	34.5%	12.9%	34.5%	13.5%	F2	0.101	0.904	
							F3	1.118	0.336	
ヒラメ筋										
成就群 (n=13)	34.7%	16.7%	33.4%	16.8%	35.2%	16.2%	F1	2.884	0.104	
非成就群 (n=11)	45.1%	16.5%	50.2%	22.1%	43.3%	14.1%	F2	0.800	0.456	
							F3	2.308	0.111	
重心動揺軌跡長 (cm)										
重心動揺軌跡長 (cm)	0-20s		20-40s		40-60s		F値	p値	Post-hoc Tukey's HSD	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD				
総軌跡長										
成就群 (n=13)	61.6	17.8	56.8	19.4	54.2	13.7	F1	0.783	0.386	非成就: 0-20s > 40-60s
非成就群 (n=11)	74.2	42.8	63.3	23.0	62.4	29.3	F2	5.448	0.008 *	
							F3	0.510	0.604	
X軸方向軌跡長										
成就群 (n=13)	46.9	15.0	43.0	16.8	39.6	12.0	F1	0.068	0.797	非成就: 0-20s > 40-60s
非成就群 (n=11)	47.4	25.0	39.8	12.9	37.1	13.1	F2	7.723	0.001 *	
							F3	0.364	0.697	
Y軸方向軌跡長										
成就群 (n=13)	31.2	10.6	28.9	9.5	29.3	7.6	F1	2.633	0.083	
非成就群 (n=11)	48.7	32.1	42.0	18.6	43.2	25.0	F2	0.597	0.555	
							F3	3.740	0.066	

Note. * $p < 0.05$ F1: 群 F2: 時間区間 F3: 交互作用

第4節 考察

本課題は、片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者を対象に、手の補助を伴う片脚立位（OLS-FH）中の両群の重心動揺量および下肢筋活動量の違いを検討した。その結果、重心動揺量、および腓腹筋とヒラメ筋の筋活動量は両群間に差はなく、前脛骨筋の平均および最大筋電%RMSの全体の平均は片脚立位成就高齢者よりも非成就高齢者の方が大きかった。人は様々な感覚器から姿勢動揺に関する求心性情報を的確に得ることによって姿勢調整を行う。片脚立位姿勢が不安定な者ほど、新たな求心性情報を得ることによって受ける恩恵は大きい。また、片脚立位の場合、主に支持脚の筋活動によって姿勢の調節が行われるため、下肢筋力の大きな発揮が必要になる。つまり、もし高齢者が1分間のOLSテストを成就出来ない場合、彼らのバランス能力および下肢筋力は顕著に劣っていると考えられる。しかしながら、たとえそのような高齢者であっても、手の補助の利用により新たな求心性情報が補完されることにより、OLS時の姿勢は安定し、下肢の負担は小さくなったと推察される。そのため、重心動揺量および腓腹筋およびヒラメ筋の筋活動量には群間差が生じなかったと推測される。

腓腹筋およびヒラメ筋とは対照的に、前脛骨筋の全体平均に群間差が認められた。片脚立位非成就高齢者は、片脚立位中の姿勢を安定化させるために前脛骨筋を利用した可能性がある。身体の重心位置は足関節より前方にあり（藤原ら, 1991）、後ろ向きの足関節トルクが常に身体を保持している。後ろ向きの足関節トルクは、様々な感覚情報を基にした足関節底屈筋群の活動と足関節の粘弾性成分によって調整される。前者は神経系により逐次制御されるため、情報伝達による遅れが生じる。バランス能力に劣る高齢者は、この遅れが大きい。そのため、前者による姿勢調整は彼らにとって困難である（Masani et al., 2008）。片脚立位成就高齢者は、主に腓腹筋やヒラメ筋の活動によって重心位置を調整していたのに対し、片脚立位非成就高齢者は、姿勢の安定性を得るために足関節の粘弾性を高めようとして、前脛骨筋、腓腹筋およびヒラメ筋を同時収縮させたため、前脛骨筋も他の筋と同様に活動量が大きくなったと考えられる。つまり、両群間の重心動揺量に差は認められなかったが、両者は異なる戦略により重心位置の調節を行っていたと考えられる。

第5節 小活

手の前方補助を伴う片脚立位中において、下腿背部の筋（腓腹筋およびヒラメ筋）の筋活動量や重心動揺量は、片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者の間で差がない。しかし、前脛骨筋の筋活動量は後者が大きく、後者は姿勢の安定を得るために足関節底屈筋群と背屈筋群を同時収縮させていると考えられる。また、片脚立位非成就高齢者は時間経過とともに重心動揺が安定するが、片脚立位成就高齢者は重心動揺の時間経過に伴う変化はない。以上から、片脚立位成就高齢者が手の前方補助を伴う片脚立位を実施しても、一定の下肢筋活動量および重心動揺量が確保される。

第 10 章

結論

第1節 要約

転倒やロコモティブシンドロームなどの予防として片脚立位トレーニングは利用される。片脚立位時の姿勢の不安定性および活発な下肢筋活動によってトレーニング効果が得られると考えられる。また、片脚立位トレーニングは1分間継続して実施する、そのため、下肢の筋群は疲労すると予想され、片脚立位中の重心動揺量および筋活動量も時間とともに増加する可能性が考えられる。片脚立位時の姿勢の不安定性や下肢筋活動量は若年者のように容易に片脚立位を実施できる者においては小さくなり、トレーニングとして成立しなくなる可能性がある。片脚立位トレーニングは、自宅で実施されることを想定しており、安全の確保のため、対象者によっては手の補助の利用を推奨している。しかしながら、手の補助方法および有無が片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響は明らかにされていない。本研究は1分間の片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動に着目し、手の補助の有無および方法の違いがその両者に及ぼす影響を、対象者の特性や経時的変化を踏まえて検討することを目的とした。

本研究では、第2章の先行研究を通して、第3章・第1節で問題を提起し、以下の課題を設定した。

検討課題1

若年者における1分間の片脚および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

検討課題2

若年者における手の補助方法の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

検討課題3

片脚立位非成就高齢者における1分間の手の前方および側方補助を伴う片脚立位および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

検討課題4

片脚立位成就高齢者における手の前方補助の有無が1分間の片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

検討課題5

片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における1分間の手の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

上記の課題を第5章から第9章で検討し、各章ごとに明らかにされた結果から、次節の仮説の検証を通じて、本章、第3節に示す結論が導き出された。

第 2 節 仮説の検証

本研究における仮説は、以下のように検証された。

検討課題 1 若年者における 1 分間の片脚および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 1-1 若年者において、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、両脚立位時よりも大きい。

⇒ 全ての重心動揺量変数および下肢筋活動量変数に有意差が認められ、片脚立位時が両脚立位時よりも大きかった。よって、仮説 1-1 は採択された。

仮説 1-2 若年者において、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、時間の経過とともに増加するが、両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は、時間の経過による変化はない。

⇒ 片脚立位時の下肢筋活動量は時間経過による変化がなく、重心動揺量においては逆に減少する傾向にあった。両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は共に時間経過による変化がなかった。よって、仮説 1-2 は両脚立位時においてのみ採択された。

検討課題 2 若年者における手の補助方法の違いが片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

仮説 2-1 若年者が前方補助を伴う片脚立位を実施した場合は、前後方向の重心動揺が、側方補助を伴う片脚立位を実施した場合は、左右方向の重心動揺が他の方向よりも減少する。

⇒ 軽いタッチ時は補助方向の違いによる重心動揺の違いは認められず、強いタッチ時は左右方向および前後方向の動揺がいずれも前方補助時より側方補助で低下した。よって、仮説 2-1 は棄却された。

仮説 2-2 若年者が手の補助を伴う際、軽くタッチするよりも強くタッチした方が、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は減少する。

⇒ 側方への補助は台などに強くタッチすることで、顕著に重心動揺量を減少させたが、前方への補助は補助条件の違いによる影響は一部を除き認められなかった。よって、側方補助時は仮説 2-2 が採択され、前方補助時は一部のみ仮説 2-2 が採択された。

検討課題 3 片脚立位非成就高齢者における 1 分間の手の前方および側方補助を伴う片脚立位および両脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 3-1 片脚立位非成就高齢者において、前方補助および側方補助を伴う片脚立位時は両脚立位時より、重心動揺量および下肢筋活動量が大きい。

⇒ 前方補助を伴う片脚立位では、全ての変数で両脚立位時よりも大きな重心動揺量および下肢筋活動量を示したが、側方補助を伴う片脚立位は一部のみ差が認められた。よって、前方補助を伴う片脚立位時は仮説 3-1 が採択され、側方補助を伴う片脚立位時は一部のみ仮説 3-1 が採択された。

仮説 3-2 片脚立位非成就高齢者において、前方補助を伴う片脚立位時は、前後方向の重心動揺が、側方補助を伴う片脚立位時は、左右方向の重心動揺が減少する。

⇒ 側方補助を伴う片脚立位時は左右方向の重心動揺を顕著に低下させたが、前方補助を伴う片脚立位は前後方向の動揺を顕著に低下させなかった。よって、側方補助を伴う片脚立位時においてのみ仮説 3-2 は採択された。

仮説 3-3 片脚立位非成就高齢者において、前方および側方補助を伴う片脚立位時は時間の経過とともに重心動揺量および下肢筋活動量が増加するが、両脚立位時は、それらの変化はみられない。

⇒ 補助を伴う片脚立位時はいずれの条件ともに重心動揺量および下肢筋活動量が増加する傾向はなく、両脚立位時も同様の結果であった。よって、両脚立位時においてのみ仮説 3-3 は採択された。

検討課題 4 片脚立位成就高齢者における手の前方補助の有無が 1 分間の片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量に及ぼす影響の検討

仮説 4-1 片脚立位成就高齢者において、前方補助を伴う片脚立位時は通常片脚立位時よりも重心動揺量および下肢筋活動量が小さい。

⇒ 前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量はいずれも通常片脚立位時よりも小さかった。よって、仮説 4-1 は採択された。

仮説 4-2 片脚立位成就高齢者において、手の補助の有無に関わらず、片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の時間経過に伴う変化は増加するが、その増加傾向は手の補助の有無により異なる。

⇒ 前方補助を伴う片脚立位および通常片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量は増加する傾向になかった。よって、仮説 4-2 は棄却された。

検討課題 5 片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者における 1 分間の手の前方補助を伴う片脚立位中の重心動揺量および下肢筋活動量の検討

仮説 5-1 片脚立位成就高齢者は片脚立位非成就高齢者よりも前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量が小さい。

⇒ 片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者の差は前脛骨筋の筋活動においてのみ認められた。よって、仮説 5-1 は前脛骨筋の筋活動においてのみ採択された。

仮説 5-2 手の前方補助を伴う片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量の時間経過に伴う変化は、片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者ともに増加するが、その増加傾向は異なる。

⇒ 片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者のいずれにも、重心動揺量および下肢筋活動量が時間経過とともに増加する傾向はなかった。よって、仮説 5-2 は棄却された。

第3節 結論

第3章で示した本研究の限界の下で、各検討課題の結果と考察から以下の結論が得られた。

結論1

片脚立位時の姿勢の不安定性および下肢筋活動は、手の補助によって減少する。また、側方への補助を選択した場合、その減少は顕著である。補助を必要とする高齢者（片脚立位非成就高齢者）が、側方補助を利用した場合、左右方向の動揺や前脛骨筋の活動は、両脚立位時とほとんど変わらない水準まで低下する。

結論2

補助がなくとも片脚立位トレーニングを実施可能な高齢者（片脚立位成就高齢者）は、主に足関節底屈筋群の活動により片脚立位時の安定を保っているのに対し、補助を必要とする高齢者（片脚立位非成就高齢者）は、足関節底屈筋群と背屈筋群を同時収縮させ、足関節の粘弾性を高めることで片脚立位時の姿勢の安定を図っている可能性がある。前脛骨筋を除いて、片脚立位成就高齢者と片脚立位非成就高齢者における片脚立位中の筋活動量および重心動揺量に違いは認められなかった。また、若年者のような片脚立位を容易にできる者が片脚立位トレーニングを実施しても、重心動揺量および下肢筋活動量は両脚立位時よりもかなり大きかった。以上から、補助を伴う片脚立位中の姿勢の不安定性や下肢筋活動は、高齢者の体力水準によって影響されにくい。また、容易に片脚立位の実施が可能な者でも、片脚立位時に一定量の姿勢の不安定性や下肢筋活動量は確保される。

結論3

若年者や自立した生活を営む高齢者の場合、手の補助の有無に関わらず、1分間の片脚立位中、重心動揺量および下肢筋活動量が時間とともに増加するような傾向は認められない。

結論4

結論1～3より、片脚立位トレーニングを実施する際には、手の補助方向に注意する必要がある、トレーニング効果を期待する場合、出来るだけ側方への補助は利用しない方が良い。また、手の補助なしで片脚立位を実施できる者は、手の補助を利用しない方がトレーニング効果を期待できる。但し、手の補助を利用しても一定量の姿勢の不安定性および下肢筋活動は認められる。

第4節 今後の課題

本研究は、様々な限界のもとで実施された測定および実験であった。今後の課題として以下のことが挙げられる。

1. 本研究は、重心動揺量変数として総軌跡長、X軸方向軌跡長、およびY軸方向軌跡長のみを使用した。様々な観点から多くの重心動揺変数が提案されてきており、周波数解析や重心動揺軌跡面積など異なる観点から片脚立位時の重心動揺を評価することで、新たな知見が得られるかもしれない。今後、様々な観点から片脚立位時の重心動揺を評価する必要がある。
2. 本研究は、足関節底屈および背屈筋群の活動で、片脚立位時の下肢筋活動量を評価した。姿勢制御には下肢の様々な筋群が関与する。今後、膝関節や股関節周囲筋群の活動を併せて検討していくことで、より詳細な下肢筋活動量を評価していく必要がある。
3. 本研究は、1分間の片脚立位実施の可否で高齢者を片脚立位成就高齢者および片脚立位非成就高齢者の2群に分けた。片脚立位非成就群内での片脚立位成就時間の分布は広く（平均 18.5 ± 14.5 秒、最大41.1秒）、より詳細な群分けによる検討が必要である。また、両群には男女とも含まれている。性差を考慮し、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討することで、新たな知見が得られる可能性がある。
3. 本研究は、様々な対象において、片脚立位時の重心動揺量および下肢筋活動量を検討し、片脚立位トレーニングを実施する上で手の補助方法の選択が重要であることを示した。今後は、本研究を踏まえ、補助を伴う片脚立位トレーニングを処方した際のトレーニング効果を検討する必要がある。

【引用参考文献一覧】

第1章 序論

Baccini M, Rinaldi LA, Federighi G, Vannucchi L, Paci M, Masotti G (2007) Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and ageing*, 36(1), 30-35

Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J (1984) Decrease in timed balance test scores in aging. *Physical Therapy*, 64(7), 1067-1070

Bove M, Bonzano L, Trompetto C, Abbruzzese G, Schieppati M (2006) The postural disorientation induced by neck muscle vibration subsides on lightly touching a stationary surface or aiming at it. *Neuroscience*, 143(4), 1095-1103

Donat H, Ozcan A (2007) Comparison of the effectiveness of two programmes on older adults at risk of falling: unsupervised home exercise and supervised group exercise. *Clinical rehabilitation*, 21(3), 273-83

Jeka JJ (1997) Light touch contact as a balance aid. *Physical Therapy*, 77, 476-487

笠原 美千代, 山崎 裕司, 青木 詩子, 横山 仁志, 大森 圭貢, 平木 幸治 (2001) 高齢患者における片脚立位時間と膝伸展筋力の関係. *体力科学*, 50(3), 369-373

望月 久 (2005) 理学療法におけるバランスの捉え方：概念・評価・改善へのアプローチ. *理学療法学*, 32(4), 192-196

望月 久 (2008) バランストレーニングの基本. *理学療法ジャーナル*, 42(3), 231-239

中村 耕三 (2007) ロコモティブシンドローム（運動器症候群）. *日本老年医学会雑誌*, 49(4), 393-401

日本整形外科学会 (2013) *Locomotive Syndrome Pamphlet 2013*.
[<https://locomo-joa.jp/en/index.pdf>] 2014年6月9日 accessed

Province M, Hadley E, Hornbrook M, Lipsitz L, Miller J, (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients: A preplanned meta-analysis of the FICSIT trials. *Journal of the American Medical Association* 273, 1341-1347

Richardson J, Sandman D, Vela S. (2001) Focused exercise regimen improves clinical measures of balance in patients with peripheral neuropathy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(2), 205-209.

阪本 桂造 (2010a) ダイナミックフラミンゴ療法の実際と効果. *Modern Physician*, 30(4), 492-493

Sakamoto K, Nakamura T, Hagino H, Endo N, Mori S, Muto Y, Harada A, Nakano T, Itoi E, Yoshimura M, Norimatsu H, Yamamoto H, Ochi T (2006) Effects of unipedal standing balance exercise on the prevention of falls and hip fracture among clinically defined high-risk elderly individuals: a randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic Science*, 11 (5), 467-472

Sakamoto K, Endo N, Harada A, Sakada T, Tsushita K, Kita K, Hagino H, Sakai A, Yamamoto N, Okamoto T, Liu M, Kokaze A, Suzuki H (2013) Why not use your own body weight to prevent falls A randomized, controlled trial of balance therapy to prevent falls and fractures for elderly people who can stand on one leg for ≤ 15 s. *Journal of Orthopaedic Science*, 18 (1), 110-120

島田 裕之, 内山 靖 (2001) 高齢者に対する3ヶ月の異なる運動が静的および動的バランス機能に及ぼす影響. *理学療法学*, 28, 38-46

Shubert T (2011) Evidence-Based Exercise Prescription for Balance and Falls Prevention: A Current Review of the Literature. *Journal of geriatric physical therapy*, 34(3), 100-108

Springer BK, Pincivero DM (2009) The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & posture*, 30, 50-54

田代 善久, 阪本 桂造 (2003) 大腿骨頸部骨折予防に向けての片脚立ちの効果. *日本骨形態計測学会雑誌*, 13, 21-26

Whipple R (1997) Improving balance in older adults: identifying the significant training stimuli. In Masdeu, J.C., Sudarsky, L., & Wolfson, L. (eds.) Gait disorders in aging. Falls and therapeutic strategies. Philadelphia, PA: Lipincott-Raven, 355-379.

安村誠司, 芳賀博, 永井晴美, 柴田博, 岩崎清 (1991) 地域の在宅高齢者における転倒発生率と転倒状況, 日本公衆衛生雑誌 38 (9), 735-742

第 2 章 先行研究

American College of Sports Medicine (著), 日本体力医学会体力科学編集委員会 (翻訳) (2011) 運動処方指針 原初第 8 版, 南江堂, 東京

Baccini M, Rinaldi LA, Federighi G, Vannucchi L, Paci M, Masotti G (2007) Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. Age and ageing, 36(1), 30-35

Bergland A, Wyller TB (2004) Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home. Injury Prevention, 10(5), 308-313

Bellew JW, Fenter PC (2006) Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. Archives of physical medicine and rehabilitation, 87(11), 1486-1489

Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J (1984) Decrease in timed balance test scores in aging. Physical Therapy, 64(7), 1067-1070

Boyas S, Remaud A, Bisson EJ, Cadieux S, Morel B, Bilodeau M (2011) Impairment in postural control is greater when ankle plantarflexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately. Gait & posture, 34(2), 254-259

Bove M, Bonzano L, Trompetto C, Abbruzzese G, Schieppati M (2006) The postural disorientation induced by neck muscle vibration subsides on lightly touching a stationary surface or aiming at it. Neuroscience, 143(4), 1095-1103

Chen L-C, Metcalfe JS, Chang T-Y, Jeka JJ, Clark JE (2008) The development of infant upright posture: Sway less or sway differently? *Experimental Brain Research*, 186(2), 293-303

Cho B-L, Scarpace D, Alexander NB (2004) Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(7), 1168-1173

出村慎一（監修），佐藤進，山次俊介（編著）（2012）地域高齢者のための転倒予防転倒の基礎理論から介入実践まで。杏林書院，東京

Dickstein R, Peterka RJ, Horak FB (2003) Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 74(5), 620-626

Donat H, Ozcan A (2007) Comparison of the effectiveness of two programmes on older adults at risk of falling: unsupervised home exercise and supervised group exercise. *Clinical rehabilitation*, 21(3), 273-83

Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M (2005) Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait & posture*, 22(4), 322-330

藤野圭司（2007），運動器不安定症の意義：ダイナミックフラミンゴ療法の効果。*Clinician*, 559 (54), 28-34

Gribble PA, Hertel J (2004) Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of electromyography and kinesiology*, 14(6), 641-646

Heitmann DK, Gossman MR, Shaddeau SA, Jackson JR (1989) Balance performance and step width in noninstitutionalized, elderly, female fallers and nonfallers. *Physical Therapy*, 69(11), 923-931

Holden M, Ventura J, Lackner JR (1994) Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 4(4), 285-301

Hurvitz EA, Richardson JK, Werner RA (2001) Unipedal stance testing in the assessment of peripheral neuropathy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2), 198-204

Jedrychowski W, Mroz E, Tobiasz-Adamczyk B, Jedrychowska I (1990) Functional status of the lower extremities in elderly males. A community study *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 10(2), 117-122

Jeka JJ, Lackner JR (1994) Fingertip contact influences human postural control. *Experimental brain research*, 100(3), 495-502

Jeka JJ, Lackner JR (1995) The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Experimental brain research*, 103(2), 267-276

加賀谷 敦子 (1999) テスト項目の解説 (特集 日本人の体力と「新体力テスト」)-- (「新体力テスト」の考え方・進め方). *スポーツと健康*, 31(12), 19-30

上岡洋晴, 岡田真平, 高橋亮輔, 武藤芳照, 齋藤滋雄 (2002) 高齢者の転倒予防のための運動-バランス訓練としての運動遊び-, *学習院大学・スポーツ健康科学センター紀要*, 10, 9-18

笠原 美千代, 山崎 裕司, 青木 詩子, 横山 仁志, 大森 圭貢, 平木 幸治 (2001) 高齢患者における片脚立位時間と膝伸展筋力の関係. *体力科学*, 50(3), 369-373

木村 みさか (2000) 高齢者のバランス能 (平衡性) を評価することの意義. *日本生理人類学会誌*, 5(2), 65-72

Kita K, Hujino K, Nasu T, Kawahara K, Sunami Y (2007) A simple protocol for preventing falls and fractures in elderly individuals with musculoskeletal disease. *Osteoporosis international*, 18(5), 611-619

北 潔, 糟谷 明彦, 新村 秀幸, 浅井 剛, (2010) 中高齢者のバランス能力向上のための運動・トレーニング - 高齢者に対するバランス訓練 -. *臨床スポーツ医学*, 27(9), 945-950

Kornetti DL, Fritz SL, Chiu Y-P, Light KE, Velozo CA (2004) Rating scale analysis of the Berg balance scale. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), 1128-1135

Kouzaki M, Masani K, Akima H, Shirasawa H, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T (2007) Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing. *Acta physiologica*, 189(3), 279-292

Krishnamoorthy V, Slijper H, Latash ML (2005) Effects of different types of light touch on postural sway. *Experimental Brain Research*, 147(1), 71-79

Lackner JR, Rabin E, DiZio P (2000) Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. *Journal of neurophysiology*, 84(5), 2217-2224

Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & posture*, 18(2), 101-108

Lin MR, Hwang HF, Hu MH, Wu HDI, Wang YW, Huang FC (2004) Psychometric comparisons of the timed up and go, one leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1343-1348

ロコモチャレンジ！推進協議会（2010）第1回ロコモティブシンドローム生活意識調査 [https://locomo-joa.jp/news/upload/locomo_syndrome_101007.pdf] 2014年10月30日 accessed

MacRae PG, Lacourse M, Moldavon R (1992) Physical performance measures that predict faller status in community-dwelling older adults. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 16(3), 123-128

宮原 洋八, 竹下 寿郎, 西 三津代(2004) 地域住民（17～92歳）を対象とした運動能力, *理学療法科学*, 19(4), 285-290

宮崎 純弥, 村田 伸, 堀江 淳, 鈴木 秀次 (2010) 男性高齢者における 30 秒間の開眼片足立ち保持ができる意義. 理学療法科学, 25(3), 379-383

望月 久 (2005) 理学療法におけるバランスの捉え方：概念・評価・改善へのアプローチ. 理学療法学, 32(4), 192-196

望月 久 (2008) バランストレーニングの基本、理学療法ジャーナル、42 (3)、231-239

望月 久, 金子 誠喜 (2009) 臨床的バランス能力評価指標に関するアンケート調査報告-臨床的バランス能力評価指標の考案にむけて-. 理学療法科学, 24(2), 205-213

村田 伸 (2004) 開眼片足立ち位での重心動揺と足部機能との関連：健常女性を対象とした検討. 理学療法科学, 19(3), 245-249

永井 隆士, 阪本 桂造, 宮岡 英世 (2008) 片脚立位から見た、高齢者の転倒・骨折のメカニズムとその予防. 東日本整形災害外科学会雑誌, 20, 119-124

Nakao H, Yoshikawa T, Mimura T, Hara T, Nishimoto K, Fujimoto S (2006) Influence of lower-extremity muscle force, muscle mass and asymmetry in knee extension force on gait ability in community-dwelling elderly women. *Journal of Physical Therapy Science*, 18(1), 73-79

日本整形外科学会 (2013) *Locomotive Syndrome Pamphlet 2013*.
[<https://locomo-joa.jp/en/index.pdf>] 2014年6月9日 accessed

日本平衡神経学会編 (1992) 平衡機能検査の実際. 第2版, 南山堂, 東京, 121-124

Richardson J, Sandman D, Vela S. (2001) Focused exercise regimen improves clinical measures of balance in patients with peripheral neuropathy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(2), 205-209.

Riley MA, Stoffregen TA, Grocki MJ, Turvey MT (2002) Postural stabilization for the control of touching, *Human Movement Science*, 18(6), 795-817

Rogers MW, Wardman DL, Lord SR, Fitzpatrick RC (2008) Passive tactile sensory input improves stability during standing. *Experimental Brain Research*, 137(1), 514-522

Rolland Y, Pillard F, Klapouszczak A, Reynish E, Thomas D, Andrieu S, Rivière D, Vellas B (2007) Exercise Program for Nursing Home Residents with Alzheimer's Disease: A 1-Year Randomized, Controlled Trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(2), 158-165

阪本 桂造 (1998) 整形外科的立場から一ダイナミックフラミンゴ療法など. *臨床スポーツ医学*, 15(8), 831-836

Sakamoto K, Sugimoto F, Sato Y, Fujimaki E, Tashiro Y (1999) Dynamic Flamingo Therapy for Prevention of Femoral Neck Osteoporosis and Fractures -Part 1: Theoretical Background. *The Showa University Journal of Medical Sciences*, 11(4), 247-254

阪本 桂造 (2002) 高齢者におけるバランス機能訓練の意義と効果. *整形災害外科*, 45, 723-730

Sakamoto K, Nakamura T, Hagino H, Endo N, Mori S, Muto Y, Harada A, Nakano T, Itoi E, Yoshimura M, Norimatsu H, Yamamoto H, Ochi T (2006) Effects of unipedal standing balance exercise on the prevention of falls and hip fracture among clinically defined high-risk elderly individuals: a randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic Science*, 11 (5), 467-472

阪本 桂造 (2007), ダイナミックフラミンゴ療法の意義と実施法. *Clinician*, 559 (54), 35-39

阪本 桂造 (2010a) ダイナミックフラミンゴ療法の実際と効果. *Modern Physician*, 30(4), 492-493

阪本 桂造 (2010b) ダイナミックフラミンゴ療法とその併用療法. *The Bone*, 24(1), 51-56

Sakamoto K, Endo N, Harada A, Sakada T, Tsushita K, Kita K, Hagino H, Sakai A, Yamamoto N, Okamoto T, Liu M, Kokaze A, Suzuki H (2013) Why not use your own body weight to prevent falls A randomized, controlled trial of balance therapy to prevent falls and fractures for elderly people who can stand on one leg for ≤ 15 s. *Journal of Orthopaedic Science*, 18 (1), 110-120

島田 裕之, 内山 靖 (2001) 高齢者に対する3ヶ月の異なる運動が静的および動的バランス機能に及ぼす影響. *理学療法学*, 28, 38-46

島田 裕之, 内山 靖, 原田 和宏, 大淵 修一, Lord Stephen, 鈴木 隆雄 (2006) 姿勢バランス機能の因子構造 : 臨床的バランス機能検査による検討. *理学療法学*, 33(5), 283-288

Springer B, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill N (2007) Normative Values for the Unipedal Stance Test with Eyes Open and Closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 30(1), 8-15

Springer B, Pincivero D (2009) The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & posture*, 30 50-54

田代 善久, 阪本 桂造 (2003) 大腿骨頸部骨折予防に向けての片脚立ちの効果, *日本骨形態計測学会雑誌*, 13, 21-26

建内 宏重, 市橋 則明, 大畑 光司, 楞田 眞弘, 大野 博司, 八幡 元清, 秋本 喜英, 山口 淳(2002) T 字杖への荷重量の変化が片脚立位時の安定性と下肢筋活動に与える影響. *理学療法学*, 29(6), 225-229

Thomas JI, Lane JV (2005) A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(8), 1636-1640

Tremblay F, Mireault A-C, Dessureault L, Manning H, Sveistrup H (2004) Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. *Experimental Brain Research*, 157(3), 275-284

内山 靖 (1997) 姿勢バランスの定量的評価. 理学療法学, 24(3), 109-113

Vuillerme N, Nougier V (2003) Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. Archives of physical medicine and rehabilitation, 84(10) 1560-1563

Wiksten DL, Perrin DH, Hartman ML, Gieck J, Weltman A (1996) The relationship between muscle and balance performance as a function of age. Isokinetics and Exercise Science, 6(2), 125-132

Whipple R (1997) Improving balance in older adults: identifying the significant training stimuli. In Masdeu, J.C., Sudarsky, L., & Wolfson, L. (eds.) Gait disorders in aging. Falls and therapeutic strategies. Philadelphia, PA: Lipincott-Raven, 355-379.

第3章 問題

Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J (1984) Decrease in timed balance test scores with aging. Physical Therapy 64 (7), 1067-1070

出村 慎一 (2007) 健康・スポーツ科学のための研究方法－研究計画の立て方とデータ処理方法－, 杏林書院, 東京

Demura S, Sato S, Sugiura H (2010) Lower limb laterality characteristics based on the relationship between activities and individual laterality. Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche, 169(5), 181-191

厚生労働省 (2013) 平成 25 年若年者雇用実態調査の概況
[<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/4-21c-jyakunenkovou-h25.html>] 2014 年 12 月 20 日 accessed

Ruhe A, Fejer R, Walker B (2010) The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. Gait & Posture, 32(4), 436-45

水本篤, 竹内理 (2008) 研究論文における効果量の報告のために－基礎的概念と注意点－. 英語教育研究, 31: 57-66.

日本平衡神経科学会 (1983) 重心動揺の基準. *Equilibrium Research*, 42, 367-366

阪本桂造 (2010a) ダイナミックフラミンゴ療法の実際と効果. *Modern Physician*, 30(4), 492-493

第4章 研究方法

Hoark FB, Shupert CL, Mirka A. (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, 10(6), 727-738

Jonsson E, Seiger A, Hirschfeld H (2004) One-leg stance in healthy young and elderly adults: A measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics*, 19(7), 688-694

阪本桂造 (2010a) ダイナミックフラミンゴ療法の実際と効果. *Modern Physician*, 30(4), 492-493

第5章 検討課題1

Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J (1984) Decrease in timed balance test scores in aging. *Physical Therapy*, 64(7), 1067-1070

Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Valencic V (2005) Spatial fiber type distribution in normal human muscle: Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of biomechanics*, 38(12), 2451-2459

Demura S, Sato S, Sugiura H (2010) Lower limb laterality characteristics based on the relationship between activities and individual laterality. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 169(5), 181-191

Fujiwara K, Asai H, Kiyota N, Mammadova A (2010) Relationship between quiet standing position and perceptibility of standing position in the anteroposterior direction. *Journal of Physiological Anthropology*, 29(6), 197-203

Jonsson E, Seiger A, Hirschfeld H (2004) One-leg stance in healthy young and elderly adults: A measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics*, 19(7), 688-694

Kahn JF, Monod H (1989) Fatigue induced by static work. *Ergonomics*. 32(7), 839-46

Kapteyn TS, Bles W, Njikiktjien, CJ, Kodde L, Massen, CH, Mol JM (1983) Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24(7), 321-326

竹内 弥彦, 下村 義弘, 岩永 光一, 勝浦 哲夫 (2005) 高齢者における足圧中心側方最大移動時の下腿筋活動特性. *理学療法科学* 20(4), 253-257

第 6 章 検討課題 2

Demura S, Sato S, Sugiura H (2010) Lower limb laterality characteristics based on the relationship between activities and individual laterality. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 169(5), 181-191

Fujiwara K, Asai H, Kiyota N, Mammadova A (2010) Relationship between quiet standing position and perceptibility of standing position in the anteroposterior direction. *Journal of Physiological Anthropology*, 29(6), 197-203

Jeka JJ, Lackner JR (1994) Fingertip contact influences human postural control. *Experimental brain research*, 100(3), 495-502

日本整形外科学会 (2013) *Locomotive Syndrome Pamphlet 2013*.
[<https://locomo-joa.jp/en/index.pdf>] 2014 年 6 月 9 日 accessed

第 7 章 検討課題 3

Bove M, Bonzano L, Trompetto C, Abbruzzese G, Schieppati M (2006) The postural disorientation induced by neck muscle vibration subsides on lightly touching a stationary surface or aiming at it. *Neuroscience*, 143(4), 1095-1103

Demura S, Sato S, Sugiura H (2010) Lower limb laterality characteristics based on the relationship between activities and individual laterality. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 169(5), 181-191

Horak FB, Shupert CL, Mirka A (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, 10(6), 727-738

Masani K, Vette AH, Kawashima N, Popovic MR (2008) Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 100(3), 1465-1475

Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, Third J, Walker M (2012) Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 112, 1379-1389

第 8 章 検討課題 4

Demura S, Sato S, Sugiura H (2010) Lower limb laterality characteristics based on the relationship between activities and individual laterality. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 169(5), 181-191

Holden M, Ventura J, Lackner JR (1994) Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 4(4), 285-301

Jeka JJ (1997) Light touch contact as a balance aid. *Physical therapy*, 77, 476-487

Lackner JR, DiZio P, Jeka J, Horak F, Krebs D, Rabin E (1999) Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. *Experimental brain research*, 126(4), 459-466

Lackner JR, Rabin E, DiZio P (2000) Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. *Journal of neurophysiology*, 84(5), 2217-2224

阪本桂造 (2010a) ダイナミックフラミンゴ療法の実際と効果. *Modern Physician*, 30(4), 492-493

Springer BK, Pincivero DM (2009) The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & posture*, 30 50-54

第9章 検討課題5

藤原 勝夫, 外山 寛, 浅井 仁, 山科 忠彦 (1991) 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, 355-264

Masani K, Vette AH, Kawashima N, Popovic MR (2008) Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 100(3), 1465-1475

謝辞

博士論文作成にあたり、指導教員である金沢大学自然科学研究科教授・出村慎一先生には懇切丁寧な御指導および御鞭撻を賜りました。御自身が多忙の中でも叱咤激励し、私をここまで導いて頂き、心より感謝申し上げます。

出村研究室の、池本幸雄先生、野田政弘先生、宮口和義先生、南雅樹先生、長澤吉則先生、小林秀紹先生、中田征克先生、北林保先生、内山応信先生、山田孝禎先生、佐藤敏郎先生、佐藤進先生、山次俊介先生、野口雄慶先生、横谷智久先生、松田繁樹先生、辛紹熙先生、青木宏樹先生、出村友寛先生、酒井俊郎先生、川端悠先生、杉浦宏季先生、久保田浩史先生、松浦義昌先生、高橋憲司先生、杉本寛恵先生、橘和代先生、重谷将司先生には、論文発表会、または博士論文の査読を通して、様々なご助言・ご指導を賜りました。皆様のご協力により博士論文を完成させることができました。お忙しい中、貴重なお時間を割いて頂き深く感謝致します。

データの収集に際して、金沢市老人福祉センター鶴寿園、金沢大学準硬式野球部には多大なご協力を頂きました。実験等で多大な負担がかかる中でも、快くご協力頂き誠にありがとうございます。

金沢に来てから 9 年間が経ちました。長い学生生活ではありましたが、遂に博士論文完成までたどり着くことができました。博士論文の作成を通じて得た経験は何事にも変えられないものと感じております。この経験、気持ちを忘れずに、また出村慎一先生の期待に応えられるよう、今後の研究活動に精進致します。

平成 27 年 1 月

内田雄