



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	立位バランス制御の加齢の影響に関する研究 : 片脚立位動作の姿勢制御に着目して
Author(s)	萬井, 太規
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第11870号
Issue Date	2015-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k11870
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/60232
Type	doctoral thesis
File Information	Hiroki_Mani.pdf



学 位 論 文

立位バランス制御の加齢の影響に関する研究
ー片脚立位動作の姿勢制御に着目してー

萬 井 太 規

北海道大学大学院保健科学院
保健科学専攻保健科学コース

2014 年度

目 次

要 約	3
本論文で用いた略語	5
本論文で用いた用語	6
1. 緒 言	7
1-1. 高齢者のバランスと転倒リスク	7
1-1-1. 疫学	7
1-1-2. 転倒リスク因子	7
1-2. 高齢者のバランス能力の評価と姿勢安定性の指標	8
1-2-1. バランス能力の評価	8
1-2-2. 姿勢安定性の指標	8
1-3. 片脚立位の特徴と問題点	10
1-3-1. 静的バランス	10
1-3-2. 動的バランス	11
1-3-3. 片脚立位の相区分	11
1-4. 本研究の目的	13
2. 対象と方法	14
2-1. 対象	14
2-2. 実験機器	14
2-3. 実験手順および実験課題	16
2-4. データ解析	17
2-5. 統計学的解析	24
3. 結 果	25
3-1. COP, COM, COP-COM 間距離, および MOS の典型例	25
3-2. 加齢の影響	26
3-3. 高齢者の失敗要因	31
3-4. 片脚立位時間と各変数との関連性	33
4. 考 察	35
4-1. 加齢の影響	35

4-1-1. パフォーマンスへの影響	35
4-1-2. 加速相における姿勢制御への影響	35
4-1-3. 減速相および保持相における姿勢制御への影響	36
4-1-4. COP-COM 間距離の有用性	37
4-2. 高齢者の失敗要因	39
4-2-1. 加速相における失敗要因	39
4-2-2. 減速相および保持相における失敗要因	39
4-3. 総合考察	41
4-4. 臨床的意義	42
5. 結論	43
6. 謝辞	44
7. 引用文献	45
8. 業績一覧	52

要約

【背景・目的】高齢者の転倒は大きな社会問題の1つである。高齢者の転倒リスク軽減のための適切な評価方法や治療手技は徐々に増えてきているが未だ確立はされていない。高齢者の転倒リスクの評価および転倒予防のために片脚立位テストがよく用いられ、高齢者の片脚立位保持中の静的バランス制御の特性が多くの研究で明らかにされてきた。しかしながら、片脚立位動作は両脚立位から片脚立位へと移行する必要がある動作であるため、保持中の制御戦略のみ明らかにしても、高齢者の制御戦略の特性は明らかにならない。前に生じた動作が後の動作に影響を及ぼす可能性が示唆され、一連の動作を詳細に分析する必要がある。そこで本研究では、片脚立位動作を足圧中心点 (COP: Center of pressure) と体重心 (COM: Center of body's mass) との位置関係から3相 (加速相, 減速相, および保持相) に区分する新たな方法を考案した。本研究の目的は、高齢者における片脚立位動作の制御戦略の特性を明らかにするために高齢者と若年者の運動学的変数および運動力学的変数を各相で比較検討し、さらに高齢者の失敗要因を明らかにするために高齢者の全施行を成功施行と失敗施行に区分し比較検討した。また、片脚立位時間と各運動学的・運動力学的変数との関連性も検証した。

【方法】対象は健常成人男性11名、健常高齢男性11名とした。高齢者はMMSE (Mini Mental State Examination) を実施し、認知機能に問題がなく、その他神経学的・整形学的疾患の既往および合併がない者を対象者とした。三次元動作解析装置、床反力、および表面筋電計を用いて各被験者20回の片脚立位動作を記録した。支持脚は非利き脚とし、最大30秒間できるだけ長く安定して保つように指示をした。本研究では、片脚立位動作をCOPとCOMの位置関係から加速相, 減速相, および保持相の3相に区分した。加速相はCOMを支持脚方向に向かって推進させるための相として下肢挙上直前のCOPが遊脚側に偏位している時間と定義した。減速相は、下肢挙上直後の支持脚側方向に向かってCOMを減速させる相であり、COPが支持脚側方向にCOMを越えてからCOMの速度が0になるまでの時間と定義した。最後に、保持相は支持脚の支持基底面内でCOMを保持する相であり、前額面上のCOMの速度が0になってから動作が終了するまでと定義した。各相にてCOP, COM, COP-COM間距離, および安定性限界 (MOS: Margin of stability) を算出, 比較した。また、支持脚姿勢筋10筋の活動電位を導出し、減速相と保持相それぞれの積分筋電図を算出した。筋活動量は、最大等尺性収縮 (MVC: Maximum voluntary isometric contractions) で除して正規化した (%MVC)。さらに本研究では、高齢者の片脚立位動作の姿勢戦略を明らかにするために、Co-contraction index (CI) も算出した。CIは高いほど、関節周囲の筋の同時収縮性が高いことを意味する。高齢者の施行の区別は、片脚立位時間が30秒以上保持できた施行を成功施行, 30秒未満であったものを失敗施行として定義し、施行間比較を実施した。

【結果】高齢者は若年者よりも片脚立位時間が有意に短縮していた。高齢者は加速相ではCOP-COM間距離が有意に小さく、一方、減速相と保持相では有意に大きかった。減速

相の MOS は高齢者が有意に大きかった。COP と COM はいずれの相においても群間に有意差は認められなかった。高齢者は、全ての筋において若年者よりも大きな筋活動量を示した。さらに、腓腹筋内側頭 (GM: Medial head of gastrocnemius muscle) の活動は相の主効果と群と相の相互作用が認められた。若年者は減速相において GM の活動をあらかじめ高めていたのに対し、高齢者は減速相と比較して常に保持相の方が大きかった。CI は群間に有意差は認められなかった。

高齢者の失敗施行は、成功施行と比較して、全ての相で COP-COM 間距離が有意に大きかった。また COP 偏位も失敗施行の方が有意に大きかった。失敗施行は成功施行と比較して、側方制御に貢献する筋 (中殿筋、大腿筋膜張筋、長内転筋、および長腓骨筋) が減速相および保持相どちらも有意に大きかった。成功施行は、保持相において股関節周囲の CI が有意に大きかった。

3 相全てにおいて COP-COM 間距離は片脚立位時間と有意な負の相関を示した。さらに、減速相の COP-COM 間距離は加速相および保持相の COP-COM 間距離と有意な正の相関を示した。

【考察】 高齢者の片脚立位時間の短縮は、COP-COM 間距離と関連し、下肢挙上直後の COM 偏位に反応する大きなブレーキ力と保持相の COM 維持に対する慣性力の増大がその要因である。さらに、高齢者は下肢挙上直前のフィードフォワード制御である予測的姿勢調節が減少しているために支持脚側の COM の推進力が非効率となっていることも要因の 1 つであると示唆される。高齢者の加速および減速の制御に関連するフィードフォワード制御、フィードバック制御、およびそれら制御の統合能力を高めることが、片脚立位時間の延長ひいては高齢者の転倒予防に貢献することが考えられる。

筋活動に関しても主要な所見が得られた。若年者は減速相においてあらかじめ GM の筋活動を高め、保持相では減少させるように筋活動を変化させていたのに対し、高齢者は全ての筋で減速相よりも保持相の方が筋活動が大きかった。高齢者は減速相において GM の活動を適切に高められないために、COM のブレーキングのための COP の調節が障害され COP-COM 間距離が拡大することが示唆される。高齢者の片脚立位動作の安定性を高めるために、減速相の適切な GM の筋活動を高める練習が重要となるかもしれない。

本研究では、いずれの相においても COP と COM の変数に群間の有意差を認めなかった。さらに、加速相と保持相の MOS 変数も群間に有意差はなかった。しかしながら、3 相全てにおいて COP-COM 間距離の RMS (Root mean square) 値と積分値は群間の有意差が認められた。したがって、COP や COM 動揺を単独で反映するような変数よりも、COP-COM 間距離の平均値やバラツキは動的バランスにおける加齢変化を検知するための有効な指標として使用できると考える。

最後に本研究では、前相の COP-COM 間距離変数と MOS 変数は後相のそれら変数と相互に関連し合うことも示した。臨床において片脚立位テストは、高齢者のバランス能力の評価に有効なテストである。高齢者の転倒予防のために、片脚立位テストを用いて、保持相だけでなく加速相および減速相のバランス能力を評価・治療することが高齢者の転倒予防のための新たな戦略になると期待できる。

本論文で用いた略語

acc phase : 加速相
ADD : adductor magnus muscle
ADL : activity of daily living
APA : anticipatory postural adjustments
ASIS : anterior superior iliac spine
BF : biceps femoris muscle
BOS : base of support
CI : co-contraction index
COM : center of body's mass
COP : center of feet pressure
dec phase : 減速相
EMG : electromyogram
ES : elector spinae muscle
FIM : Functional Independence Measure
GL: Lateral head of gastrocnemius muscle
GM : medial head of gastrocnemius muscle
GMA : gluteus maximus muscle
GME : gluteus medius muscle
IEMG : integrated electromyogram
MMSE : Mini Mental State Examination
MOS : margin of stability
MVC : maximum voluntary isometric contractions
PL : peroneus longus muscle
QOL : quality of life
RF : rectus femoris muscle
RMS : root mean square
steady phase : 保持相
TA : tibial anterior muscle
TFL : tensor fasciae latae muscle
XCOM : extrapolated center of body's mass

本論文で用いた用語

- 安定性限界 (MOS) : 人が身体傾斜した際にバランスを崩さずに移動することのできる COM の最大位置と支持基底面との距離。本研究においては、推定 COM と支持基底面の境界 (外果) までの距離として示す。この値が大きいほど、支持脚側内の支持基底面内から逸脱しやすい状態であることを示す指標。
- COP-COM 間距離 : COP の座標から COM の座標間の距離。本論文では、身体動揺の要因となる慣性力の大きさを示す指標。
- 支持基底面 (BOS) : 身体が接している面の外周で囲まれた範囲。
- 推定 COM (XCOM) : COM の偏移と速度の概念を取り入れた姿勢動揺を示す指標。算出式は本文参照 (頁 19)。
- 静的バランス : 身体位置の移動を伴わない状態における姿勢保持。
- 足圧中心点 (COP) : 床反力計シグナルより算出される足底面の圧力の中心点。COM の動揺に対する中枢神経系の神経筋反応の指標。
- 体重心 (COM) : 身体全体の重心位置。
- 動的バランス : 身体位置の移動を伴う運動における姿勢保持。
- フィードフォワード制御 : 目標とする状態に基づいて運動指令を生成する制御機構。
- フィードバック制御 : 目標の状態と感知された状態間のシグナルの誤差を用いて運動指令の形成に利用する制御機構。
- FIM : 日常生活動作の自立度を評価する指標。
- 予測的姿勢調節 (APA) : フィードフォワード制御により制御される随意運動直前に観測される COP や筋活動の変化。
- Plug-In Gait model : 身体セグメントを定義するために推奨されている VICON 社が提唱したマーカーセットアップ。マーカー位置は本文図 1 参照。
- Co-contraction index (CI) : 関節の主動筋と拮抗筋の筋活動量の相対的な活動比を示す指標。この値が大きいほど、同時収縮性が高いことを示す。

1. 緒言

1-1. 高齢者のバランスと転倒リスク

1-1-1. 疫学

我が国は 2005 年以降超高齢社会を迎えており、平成 27 年 1 月に総務省より報告された人口推計データによると、平成 27 年 1 月時点で 65 歳以上の高齢者は 3324 万人となり総人口の 26.2%を占めるようになった（総務省，人口推計—平成 27 年 1 月報—より）。高齢者の転倒による骨折や死亡事故は後を絶たず、厚生労働省による平成 21 年度の「不慮の事故死亡統計」の概況によれば、転倒・転落による死亡率は全体の 7.2%も占めている。したがって、高齢社会の大きな問題の 1 つとして高齢者の転倒が挙げられる（厚生労働省，平成 21 年度「不慮の事故死亡統計」の概況より）。

65 歳以上の高齢者の 1/3 は転倒を経験し（Tinetti and Williams, 1998），年齢が増加するに連れて転倒率は高くなる。転倒のほとんどは軽症で済むと言われているが、5～10%は骨折や頭部外傷、重大な裂傷といった深刻な傷害をきたす（Nevitt et al., 1991）。転倒を経験した高齢者の約 30%は転倒恐怖感を覚え（Vellas et al., 1997），ADL (Activity of daily living) の低下や外出機会の低下などによる個人の生活の質（QOL: Quality of life）の低下（post-fall syndrome）もきたす（Niino and Nishita, 2008）。それらによって医療費などの経済的なコストや介助量が増大するため（Alexander et al., 1992），高齢者の転倒は緊要な社会問題となっている（Haines et al., 2013）。

1-1-2. 転倒リスク因子

高齢者の転倒リスクファクターは様々報告されている。視覚障害、前庭機能の低下、末梢神経障害、筋の弱化（筋力低下）、耐久性の低下、敏捷性の低下、柔軟性の低下、脊柱や下肢の関節変形、および歩行障害・バランス障害などの身体機能面、さらに、転倒恐怖感、認知機能の低下、およびうつ病などの精神・認知機能面、最後に自助具の使用や転倒経験などの環境面などが転倒リスクファクターと関連している（Rubenstein and Josephson, 2002）。最近のメタアナリシス研究により、下肢の筋力低下は 4 倍の転倒リスク増大、バランス障害、認知機能の低下、及び視覚障害は約 3 倍の転倒リスク増大の要因となることが示された（Rubenstein and Josephson, 2002）。さらに、これらのリスク因子が増えるほど転倒回数が増大することも示されている（Nevitt et al., 1991）。現在、理学療法場面や転倒予防教室で、これらのリスクファクターを基に、筋力、スピード、バランスの獲得を目的としたトレーニングを含む感覚促通訓練が、転倒予防プログラムの介入方法として有効的に実践されている（Olivetti et al., 2007; Marques et al., 2011）。

1-2. 高齢者のバランス能力の評価と姿勢安定性の指標

1-2-1. バランス能力の評価

転倒リスク軽減のために立位バランス能力の適切な評価とトレーニングが高齢者にとって重要である (Jonsson et al., 2004; Michikawa et al., 2009). 立位バランスを構成する因子として, (1) 生体力学的要因, (2) 安定性限界, (3) 感覚統合 (感覚機能の低下), (4) 予測的姿勢調節, および (5) 姿勢反応の因子が挙げられる (Horak et al., 2009). (1) 生体力学的要因とは, 筋力の弱化や姿勢アライメントの変化 (脊柱の後彎など) を評価すること, (2) 安定性限界 (MOS: Margin of stability) とは, バランスを崩さずに支持基底面 (BOS: Base of support) 内で体重心 (COM: Center of body's mass) をどこまで自由に動かすことが出来るかという能力の評価を意味する. (3) 感覚統合は, 視覚, 前庭覚および体性感覚の機能とそれらの統合能力を評価すること, (4) 予測的姿勢調節 (APA: Anticipatory postural adjustments) は, フィードフォワード制御により生じる随意運動の直前に見られる姿勢調節機構を評価することを意味する. 最後に, (5) 姿勢反応は, 随意運動中の感覚フィードバックにより出現する立ち直り反応やステップ反応などの姿勢調節機構を評価することを意味する.

臨床場面においては, これら进行评估するために様々な臨床評価テストが用いられている. Functional reach test (Spreitzer et al., 2013), Timed up and go test (Bretan et al., 2013; Barry et al., 2014), 外乱応答テスト (Ganesan et al., 2010), 開眼・閉眼タンデム立位テスト (Hile et al., 2012), および片脚立位テスト (Allet et al., 2012) などが使用される. Functional reach test は安定性限界を評価するテストとして, 開眼・閉眼タンデム立位テストは感覚統合を評価するテストとして, および外乱応答テストは姿勢反応を評価する指標として使用されている. その中でも, 片脚立位テストは筋力低下を含む生体力学的要因と APA を評価する指標として広く使用されている. しかしながら, これら全ての臨床評価スケールを実施したとしても, 未だ対象者のバランス能力および姿勢安定性を全て把握しきれない. なぜならば, 未だ高齢者や患者の姿勢制御の特性や姿勢安定性に関して不明瞭な部分も多いからである. 新たな評価方法もしくはバランステストの高齢者の新たな特徴を示すことが期待されている.

1-2-2. 姿勢安定性の指標

立位中の姿勢制御の特徴を示すために, 運動力学的変数および運動学的変数として足圧中心点 (COP: Center of feet pressure) と COM が一般的に用いられる. COP は COM 動揺に対する中枢神経系の神経筋反応を示している (Winter, 2009). 一方, COM の軌道は身体のバランス情報を示している (Kennedy et al., 2013). 片脚立位や歩行のように動的な課題中では, COP と COM 間の距離 (COP-COM 間距離) が姿勢安定性の有効な変数として使用されている (Chang and Krebs, 1999; Lafond et al., 2004). なぜならば, COP-COM 間距離は COM に対する推進力もしくはブレーキ力として示される慣性力のモーメントアームを反映して

いるためである (Chang and Krebs, 1999; Lafond et al., 2004). 歩行開始や直立位では, COP-COM 間距離は高齢者のほうが有意に増大するという報告もあることから (Yu et al., 2008; Masani et al., 2007), 高齢者の姿勢安定性の評価にも有効な指標とされている. さらに, 最近では姿勢安定性を示す指標として安定性限界 (MOS) を用いた分析も着目されている (Lugade et al., 2011; Hasson et al., 2008). 従来, COM や COP の動揺範囲が大きいことが姿勢の不安定性が高い状態とみなされてきた (Prieto et al., 1996; Speers et al., 2002). しかしながら, それら動揺範囲は小さいが動揺速度が速いために, 安定性が低い患者も存在する (Demura et al., 2008). したがって, 姿勢の安定性を詳細に評価するためには, COM の位置 (範囲) と速度両方を加味する必要がある (Hof et al., 2005). Hof ら (2005) は, 逆振り子モデルに基づき COM の偏位と速度 2 つの変数を用いて推定 COM (XCOM: extrapolated COM) という新たな姿勢安定性の指標の算出方法確立した. MOS は, BOS に対する XCOM の相対的な位置関係により定義される (計算式は方法にて後述).

従来の研究では, COP や COM の単一の変数を用いて高齢者の特徴を明らかにすることに焦点が当てられてきた. しかしながら, 高齢者の転倒リスクを明らかにするためには COP や COM といった単一変数だけでなく, COP-COM 間距離や MOS といった変数を統合的に分析する必要がある. これら変数の分析により高齢者の特徴の新たな知見が得られる可能性がある.

1-3. 片脚立位の特徴と問題点

片脚立位テストは、両脚立位から片脚立位へと移行後どのくらい長く安定して片脚立位姿勢で立っているかというテストである。片脚立位テストは再現性が高く (Muehlbauer et al., 2011), 高い信頼性は疾患によらない: 健常高齢者 (Bohannon et al., 1984), パーキンソン病患者 (Mak and Pang, 2009), 脳卒中後患者 (Flansbjerg et al., 2012), Multiple sclerosis (Richardson et al., 1996), 腰痛患者 (Maribo et al., 2011), 足関節不安定症者 (Van Deun et al., 2007), および膝前十字靱帯損傷者 (Ageberg et al., 2004). ゆえに, 対象者を選ばずに簡便に使用可能であるため一般的に広く知れ渡っている。また, 片脚立位は高齢者のバランス能力の維持・改善にも効果があることが示され (Verhagen et al., 2005; Burdet et al., 2011), 転倒予防プログラムにも推奨されている (Sakamoto et al., 2006; Sakamoto et al., 2013). しかしながら, 高齢者の片脚立位動作中の詳細な生体力学的特性は未だ不明な点が多い。

1-3-1. 静的バランス

片脚立位テストの安定性の特徴は, 片脚立位時間や COP 動揺を用いて示される (Bohannon et al., 1984; da Silva et al., 2013). 片脚立位時の COP 動揺が小さく, 片脚立位時間が長いほど安定性は高く静的バランス能力に優れている。高齢者は片脚立位保持中の COP の動揺が若年者よりも有意に増大し, 片脚立位時間は COP の実効値面積と関連性がある (da Silva et al., 2013). 片脚立位時間は転倒率や (Cho et al., 2004), 日常生活動作の自立度の評価指標である FIM (Functional Independence Measure) とも相関があり (Bohannon and Leary, 1995), 加齢に伴い短縮することも示されている (Bohannon et al., 1984). ゆえに片脚立位テストは加齢による静的バランス能力の低下と転倒予測因子の評価のために有効である (Toraman and Yildirim, 2010).

片脚立位テストの静的バランス能力の評価としてのもう 1 つの利点は, 下肢筋の神経筋機能の評価ができるということである。片脚立位保持中は両脚立位時よりも足関節トルクが 7 倍以上必要となる動作である (Beaulieu et al., 2010). したがって, 足関節の神経筋機能が必要な動作である (Riemann et al., 2003). また片脚立位保持中の側方安定性は, 股関節周囲の筋により制御される (Reimer and Wikstrom, 2010; Bisson et al., 2011). ゆえに, 片脚立位保持の姿勢を安定して保つためには, 股関節周囲筋群と足関節周囲筋群の筋力と適切な筋活動が要求される。さらに, 安定した片脚立位姿勢保持には固有受容覚などの下肢固有感覚も重要である (Allet et al., 2012). 片脚立位時間は下肢筋力と固有受容覚と関連性があることも示され (Rooks et al., 1997; Richardson et al., 1996), 片脚立位テストは静的バランス保持における高齢者の神経筋機能評価にも有効である。

しかしながら, 片脚立位テストの静的バランスとしての高齢者の特徴 (片脚立位時間や COP 動揺) は大多数報告されているが, 筋活動や筋活動パターンに関する研究は未だ少ない。片脚立位中の神経筋機能の重要性は示唆されているものの (Van Deun et al., 2007), 足

関節周囲の筋群の報告がほとんどである (Billot et al., 2010; Onambélé et al., 2007). 高齢者のバランス能力の低下を明らかにするためには、股関節周囲を含む下肢筋活動を記録し、さらにそれら筋活動から姿勢戦略を明らかにする必要がある。

1-3-2. 動的バランス

片脚立位は、歩行開始や階段昇降のように両脚立位から片脚立位へと移行する必要がある動作である。ゆえに片脚立位は、BOS 内で COM を移動させる能力、すなわち動的バランス能力も評価するためにも有効なテストである。特に、COM を支持脚方向へと偏位させるための加速度の産生、その後支持脚側内に COM を適切に留めるための COM の減速および停止を行うフィードフォワード制御 (APA) が求められる (Massion, 1992; Leonard et al., 2009; Leonard et al., 2011)。したがって、片脚立位は APA を評価するためにも適した評価スケールといえる (Horak et al., 2009)。下肢挙上直前の COM の加速に関連した APA の特徴は片脚立位課題や下肢挙上課題を用いて広範囲に研究されている (Halliday et al., 1998; Hussein et al., 2013; Singer et al., 2013)。加速に関連する APA は、下肢挙上直前に見られる COP の遊脚側方向への偏位とそれに随伴する筋活動により特徴づけられる (Massion, 1992; Rogers and Pai, 1990)。既往研究より、高齢者は加速に関連する APA が低下することが示されている (Halliday et al., 1998)。APA はその後の運動パフォーマンス (下肢挙上速度など) と関連する (Yiou et al., 2012) ことから、高齢者の片脚立位の安定性の低下は APA の低下が要因の 1 つであると示唆されている。しかしながら、片脚立位における APA の低下と片脚立位保持の安定性への関連性を示した報告はない。

一方、片脚立位動作の減速に着目した研究は非常に少ない。随意運動の減速には刻一刻と変わる姿勢に対して、経験と予測に基づくフィードフォワード制御とリアルタイムの感覚フィードバックを用いた Online 制御が重要となる (Leonard et al., 2009; Leonard et al., 2011)。高齢者の片脚立位動作の減速における特性を調べた研究は Jonsson ら (2004) の研究しか存在しない。彼らは、高齢者は両脚立位から片脚立位時への移行相において重心動揺を安定化させるまでに時間を要することを報告したが、移行相の定義が 1 秒間隔であったことから高齢者の特徴を明らかにできているかどうか疑問が残る。ゆえに、高齢者の減速中の姿勢制御の特徴は未だ明らかではなく、有効な評価指標も確立されていない。減速中の高齢者の姿勢制御を明らかにするための有効な評価指標を確立し、高齢者の特徴を明らかにすることは高齢者の不安定性の要因に関する新たな知見を提供できる可能性がある。

1-3-3. 片脚立位の相区分

本研究では、高齢者の片脚立位動作の詳細な制御戦略を明らかにするために、COP と COM の相対的な位置関係に基づいて片脚立位動作を加速と減速および保持の 3 相に区分する新たな方法を考案した (加速相, 減速相, および保持相: 詳細は方法および図 4 にて

後述). 加速相 (acc phase) は COM を支持脚方向に向かって推進させるための下肢挙上直前の相として定義する. この相は, 随意運動直前に見られるフィードフォワード制御, つまり APA が重要となる相である. 減速相 (dec phase) は, 下肢挙上直後の支持脚側方向に向かって COM を減速させる相である. この相は, 特にフィードフォワード制御とフィードバック制御両方の統合が重要な相である. 最後に, 保持相は支持脚の BOS 内で COM を保持する相である. 保持相 (steady phase) は, COM の位置に対して適切に COP を制御するために下肢・体幹の固有受容覚の感覚情報を基にしたフィードバック制御が重要な相である.

加速相や減速相に関連した姿勢調節の影響は, その後の保持相にも影響することが推測される. したがって, これら 3 相において高齢者の特徴を運動力学的変数, 運動学的変数を用いて明らかにし, さらに各相の関連性を調べることにより高齢者の不安定性の要因を明らかにすることとした. 特に本研究では, COP と COM との位置関係に焦点を当て COP-COM 間距離を用いて加齢の特徴を明らかにすることとした.

1-4. 本研究の目的

本研究の目的は、片脚立位中の COP-COM 間距離と MOS の加齢の影響を明確化し、また、COP-COM 間距離の変数が片脚立位時間と関連性があるかどうかを検証すること、さらに、保持相および減速相における高齢者の姿勢戦略を筋活動の観点から明らかにすることであった。本研究の予備実験中、高齢者において片脚立位時間が特に短い施行を観察した。高齢者の施行間における動作中の偏位のバラツキの増大は姿勢不安定性の要因であるため (Singer et al., 2013), 本研究では失敗要因も検証することとした。

本研究では以下の仮説を立てた。(1) 高齢者は APA が低下すると報告した Halliday ら (1998) の研究と、片脚立位中に高齢者は重心動揺が増大すると報告した Silva ら (2013) の研究に基づき、高齢者は若年者よりも COP-COM 間距離が加速相で減少し、減速相と保持相において増大する。(2) Silva ら (2013) の研究に基づき、保持相の COP-COM 間距離は片脚立位時間と相関する。最後に、(3) 高齢者は減速相と保持相共に若年者よりも全身的に筋活動の増大を示し、同時収縮性筋活動パターンが増大する。(3) に関しては、高齢者は片脚立位中に姿勢を安定化させるために若年者よりも過剰な筋活動を要するという報告や (Billot et al., 2010), 高齢者は若年者と比較してステップ時に同時収縮性の筋活動パターン (Co-contraction mode) が強いという報告 (Wang et al., 2013) に基づき、仮説を立てた。本研究の結果は、片脚立位課題の重要な生体力学的な特徴を明らかにし、高齢者の動的な姿勢バランスの評価やトレーニングの有効な情報を提供すると考えられた。

2. 対象と方法

2-1. 対象

本実験は北海道大学医学部保健学科の学生及び、同大学大学院保健科学院に所属する大学院生からなる健常成人男性 11 名と、公益社団法人札幌市シルバー人材センターに登録している健常高齢男性 11 名に依頼した。対象者は全て神経学的および整形外科的な既往および合併症のない者とした。生活上自助具および補助具が必要な者、重篤な視覚障害、若しくは認知障害 (MMSE: Mini Mental State Examination < 23; Foreman et al., 1996) を有する者は、被験者から除外した。被験者の身体特徴は表 1 に示す。なお、被験者の利き足はボールを蹴る方の足と定義した (Bisson et al., 2011)。全被験者に対し、口頭および書面にて実験手順及び実験主旨を十分に説明し、署名にてインフォームドコンセントを得た。全ての実験プロトコルは所属倫理委員会の承諾を得て実施された。

表1. 若年者と高齢者の人口統計学的データ

	若年者 (n = 11)	高齢者 (n = 11)
年齢 (歳)	21.9 ± 1.4	68.2 ± 2.2
身長 (cm)	170.7 ± 5.6	164.3 ± 5.3
体重 (kg)	65.7 ± 9.8	64.3 ± 8.6
MMSE (score)	—	27.3 ± 2.1
全施行	220 (100 %)	220 (100 %)
成功施行	220 (100 %)	136 (61.8 %)
失敗施行	0 (0%)	84 (38.2 %)

データは平均値±標準偏差値を示す。

略語：MMSE, Mini Mental State Examination

2-2. 実験機器

6 個のカメラによるモーションキャプチャーシステムから前額面上の運動学的データを記録した (Hawk cameras, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA)。サンプル周波数は 200Hz とした。33 個の赤外線反射マーカを両面テープを用いて身体骨ランドマーク上の皮膚に貼付した。これらマーカ配置は Plug-In Gait model (VICON, oxford, UK) を基に貼付した (図 1)。Plug-In Gait model は、VICON 社が提唱した身体セグメントを定義するために推奨されているマーカ貼付位置のモデルである。Plug-In Gait model を用いた反射マーカデータと身体計測学的データを組み合わせることにより、正確な身体運動および COM の算出が可能となる (Hughey and Fung, 2005)。本研究では、反射マーカから得られた運動学的データと Winter (2009) の身体計測学的データを基に COM を算出した。2 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) を平行に設置し、前額面上の COP 座標を算出した。床反力データはサンプル周波数 1000Hz にて記録した。下肢筋活動は多チャンネル

テレメータシステム (WEB-1000, Nihon Kohden Corporation, Tokyo, Japan) を用いてサンプリング周波数 1000Hz にて記録した。片脚立位時の支持脚側の下肢および体幹 10 姿勢筋の筋活動を導出した。被験筋は、前脛骨筋 (TA: Tibial anterior muscle), 腓腹筋内側頭 (GM: Medial head of gastrocnemius muscle), 長腓骨筋 (PL: Peroneus longus muscle), 大腿直筋 (RF: Rectus femoris muscle), 大腿二頭筋 (Biceps femoris muscle), 中殿筋 (GME: Gluteus medius muscle), 大腿筋膜張筋 (TFL: Tensor fasciae latae muscle), 大内転筋 (ADD: Adductor magnus muscle), 大殿筋 (GMA: Gluteus maximus muscle), および脊柱起立筋 (ES: Erector spinae muscle) とした。これら被験筋の電極貼付位置は John と Blumenstein (1980) の方法および SENIAM (surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles; <http://www.seniam.org/>) の方法を参考に決定し、貼付部位周辺をアルコール綿で前処置してから貼付した。脊柱起立筋に対しては、第 5 腰椎棘突起レベルの 2 横指外側部、大殿筋は臀部の最大凸部に貼付した。中殿筋に対しては大転子と腸骨稜を結ぶ線の中点、大腿筋膜張筋は上前腸骨棘 (ASIS: Anterior superior iliac spine) と大腿骨外側上顆を結ぶ線上の大腿骨近位 1/6 の点、および大内転筋は内転筋結節の近位部に貼付した。大腿直筋に対しては、ASIS から膝蓋骨を結ぶ線の中点、大腿二頭筋は坐骨結節から脛骨外側顆を結ぶ線の中点に貼付した。前脛骨筋に対しては、脛骨上面と内果を結ぶ線上の下腿の近位 1/3 の位置、腓腹筋内側頭は筋腹の最大膨隆部、および長腓骨筋は腓骨頭と外果を結ぶ線上の下腿の近位 1/4 の位置に貼付した。

各筋の最大随意等尺性収縮 (MVC: Maximum voluntary isometric contractions) の計測は、Norcross ら (2010) および SENIAM の方法に準じ、徒手抵抗で実施した。腓腹筋内側頭の計測のみ、徒手抵抗よりも活動が高い片脚立位肢位でのつま先立ち動作にて MVC を計測した。徒手抵抗は最大 5 秒間実施し、中間の 3 秒間の平均値を算出した。各筋の筋電波形はリアルタイムにスクリーンに映し、確実に導出できていることを視認で確認した。筋活動は、床反力データおよびモーションキャプチャーシステムと同期し記録した。



床反力計

図 1：実験セットアップ．被験者は平行に置かれた 2 枚の床反力計に立位をとった．33 個の反射マーカを Plug-In Gait model に準じた骨ランドマークに貼付した．小円が反射マーカ的位置を示している：両側外耳孔，肩鎖関節，上腕骨外側上顆，手関節中央，第 2 中手骨頭，上前腸骨棘，後上腸骨棘，大腿骨外側上顆，外果，第 2 中足骨頭，踵骨．さらに，右上腕骨近位 1/3，左上腕骨遠位 1/3，右大腿骨近位 1/3，左大腿骨遠位 1/3，右下腿骨近位 1/3，左下腿骨遠位 1/3，第 7 頸椎棘突起，第 10 胸椎棘突起，胸骨柄，胸骨剣状突起，右肩甲骨中央．

2-3. 実験手順および実験課題

被験者は，上肢は体側に下垂した状態で，裸足で荷重が両足均等となる安静立位をとるように指示された．なお被験者には静止立位中および課題中は常に，2m 離れた前方のターゲットを注視させた．足部は平行で腰幅の位置とし，2 枚の床反力計にそれぞれ各足を乗せた．足部の位置はマーキングし，常に被験者が同一位置にて実験を開始できるようにした．被験者は，安静立位を少なくとも 1 秒間保持した後に，コンピューターからのビーブ音後，任意のタイミングで利き足を持ち上げ片脚立位を実施した．被験者にはできるだけ長く安定して保つように（最大 30 秒間）指示した．各被験者少なくとも 3 回以上の練習を行い，その後 20 回実施した．疲労の影響を除外するため，被験者の任意のタイミング若しくは 5 回に 1 回 5 分程度の休憩をはさんだ．

2-4. データ解析

全てのシグナルはオフラインでの MATLAB R2013a (MathWorks, Natick, MA, USA) を用いて処理した。モーションキャプチャーシステムからのデータは 4 次の Butterworth low-pass filter (a cutoff frequency of 20 Hz) を用いて処理した。マーカー軌跡データにおける欠損データが存在した場合は Evart4.3.57 ソフトウェア (Motion Analysis Corporation) を用いて補完処理を行った。次に反射マーカーの座標より各被験者のセグメント長を個別に算出し、Winter (2009) のデータに基づきセグメント質量分布を適応させ、COM 座標を算出した。床反力データは 4 次の Butterworth low-pass filter (a cutoff frequency of 8 Hz) を用いて処理した。COP 座標は、下記の式にて算出した (Henry et al., 1998)。

$$F_z = F_{1z} + F_{2z} + F_{3z} + F_{4z} \quad (1)$$

$$COP_{Lat} = \frac{((F_{1z} + F_{3z}) - (F_{2z} + F_{4z})) * d_2}{F_z} \quad (2)$$

$$COP = \frac{\left(\frac{k}{2} + RCOP_{Lat}\right) * RF_z - \left(\frac{k}{2} - LCOP_{Lat}\right) * LF_z}{RF_z + LF_z} \quad (3)$$

F_z は垂直分力、 d_2 は床反力計の短辺の中心から圧力計測チャンネルとの距離、 k は 2 枚の床反力計の中心間距離を示す (図 2)。本実験では、 $d_2 = 175\text{mm}$ 、 $k = 450\text{mm}$ に設定して実施した。片脚立位動作は、側方の制御が重要な課題であることから (Yiou et al., 2012; Hussein et al., 2013)、本研究では前額面上のみ解析した。COM と COP の前額面上の座標は両側上前腸骨棘 (ASIS) 間の距離にて正規化した。

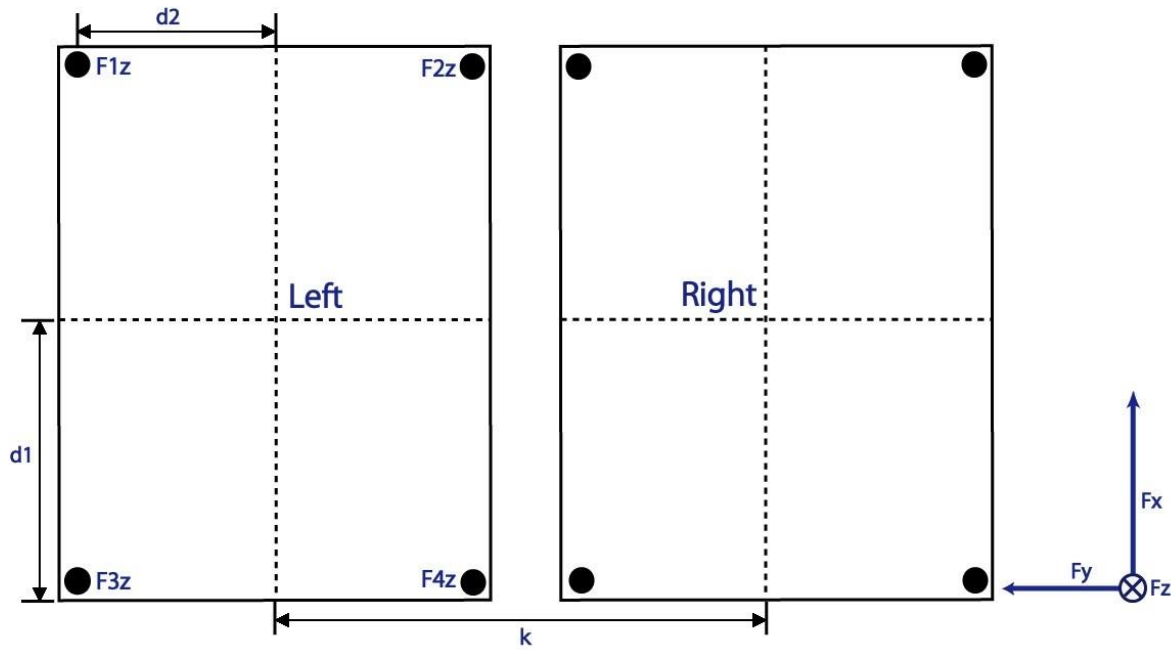


図 2. 床反力計の配置及びチャネル位置

黒い点は各チャネルを示している (F1z, F2z, F3z, F4z). 本実験では, $d1 = 275\text{mm}$, $d2 = 175\text{mm}$, および $k = 450\text{mm}$ に設定した.

片脚立位動作の開始時間 (T_0) は, 遊脚側の垂直床反力シグナルがゼロになった時点 (データノイズによる不明瞭さを解消するために 5N 以下になった後初めにゼロになった時点と基準を設けた) と定義した (図 4C). 片脚立位動作の終了時間は, 外果マーカの垂直座標が T_0 時点の遊脚側の外果マーカの垂直座標と同一になった時点と定義した. 本実験の全ての被験者は, 片脚立位動作中遊脚側が地面に接地するまでの間, 支持脚側のステップ (ホッピング動作) は認められなかった. T_0 から終了時間までを片脚立位時間とした. 失敗施行は片脚立位時間が 30 秒保持できなかった施行とし, 失敗施行の片脚立位時間は課題の終了とした.

APA の開始時間 (T_{APA}) は, 下肢挙上動作直前に COP が安静立位時の COP 偏移の平均位置から 2 倍の標準偏差値を超えた時点とした (図 4A). 安静立位時の COP 偏位の平均位置は, T_0 前の $2000 \sim 1800\text{msec}$ の 200msec 間の安静立位時とした. APA の終了時間 (T_1) は COP が支持脚側へ偏移し, COM の座標と同一になった時点と定義した (図 4B). COM の加速度は片脚立位の第 1 相 (加速相 (acc): T_{APA} から T_1 まで) にて産生される. T_1 の後 COM 速度が初めてゼロに達した時点も算出した (T_2) (図 4D). COM の減速度は片脚立位の第 2 相 (減速相 (dec): T_1 から T_2 まで) において産生される. 第 3 相 (保持相 (steady)) は T_2 から 2 秒間として定義した. 2 秒間という解析範囲は, 全施行中最も片脚立位時間が短かった施行をもとに決定した.

COP と COM の初期位置 ($\text{COP}_{\text{static}}$, $\text{COM}_{\text{static}}$) は, T_0 前の $2000 \sim 1800\text{msec}$ の 200msec 間の安静立位時から算出した. 加速相の遊脚側方向への最大 COP 偏移 ($\text{Min COP}_{\text{acc}}$), 支持

脚方向への最大 COP 偏移 (Max COP) および最大 COM 偏移 (Max COM) を算出した (図 4A). さらに, 保持相における COP と COM の平均位置, および二乗平均平方根 (RMS: Root mean square) も算出した (Mean COP_{steady}, RMS COP_{steady}, Mean COM_{steady}, および RMS COM_{steady}).

また, 各相における COP-COM 間距離 (D) の積分値 (ID) および RMS (RMS D) を算出した (ID_{acc}, ID_{dec}, ID_{steady}, RMS D_{acc}, RMS D_{dec}, および RMS D_{steady}) (図 4B). さらに, 加速相における遊脚側方向の最大距離 (Min D_{acc}) と減速相における支持脚側方向の最大距離 (Max D_{dec}) も調べた. 安定性限界 (MOS) は前額面上の XCOM と支持脚 BOS との距離を用いて姿勢安定性の評価として算出した. XCOM は下記式により算出した (Hof et al., 2005 ; 図 3).

$$x + \frac{v}{\sqrt{g/l}} \quad (4)$$

x は COM 偏移, v は COM 速度, g は重力加速度, および l は前額面上の COM 位置と足関節軸 (外果) との距離を示している. $\sqrt{g/l}$ は逆振り子モデルに基づく振り子長 l の固有振動数を示している. この物理学の次元は $[s^{-1}]$ である. ゆえに, COM の速度ベクトル v から固有振動数 ($\sqrt{g/l}$) を除すことにより, COM 偏移と同次元 $[m]$ とみなすことができる. したがって, XCOM は COM の偏移に COM の速度の概念を加えた新たな重心動揺の指標として使用されている. 本研究では, 支持脚の外果マーカーを支持脚側 BOS とみなし, MOS を算出した. MOS の RMS を各相にて算出した (RMS MOS_{acc}, RMS MOS_{dec}, および RMS MOS_{steady}). 最後に片脚立位動作のパフォーマンスを評価するために, 遊脚の挙上速度を, 外果マーカーの垂直方向の偏位データの一次微分から算出した (Yiou et al., 2012; Hussein et al., 2013).

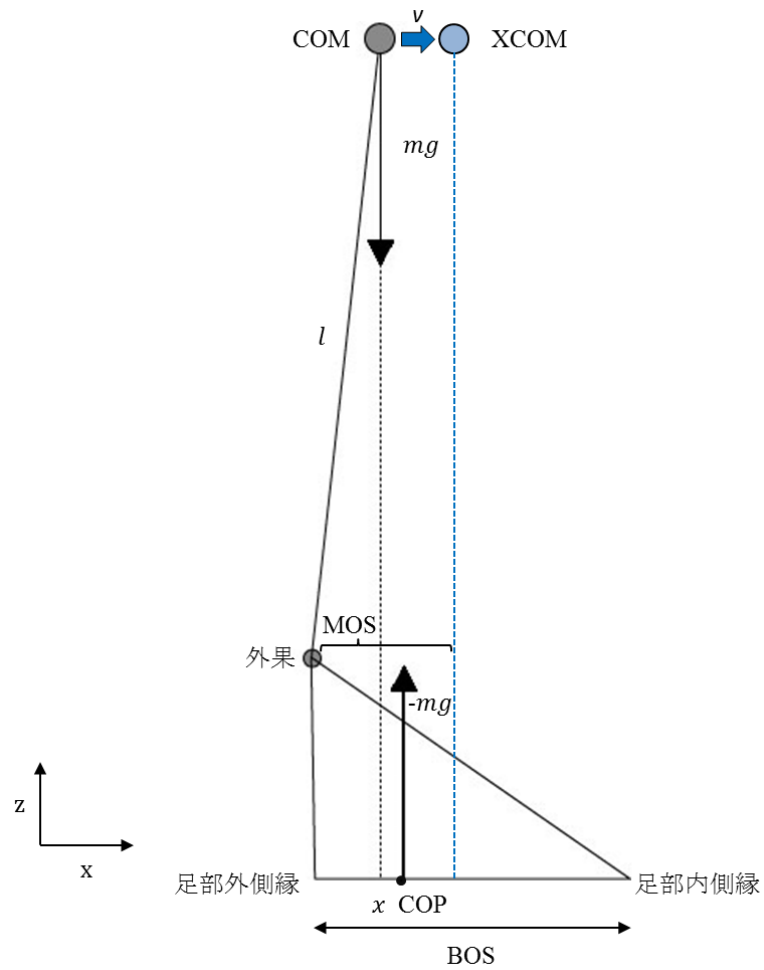


図 3. 安定性限界算出モデル. v は COM の速度ベクトル, m は被験者の体重, g は重力加速度, l は前額面上の COM と足関節軸 (外果) との距離, および x は COM の x 座標を示している. 本研究では, 外果マーカを支持脚側の外側 BOS の境界とみなした. MOS は, BOS から XCOM との距離として定義する (Hof et al., 2005 を参考に作図).

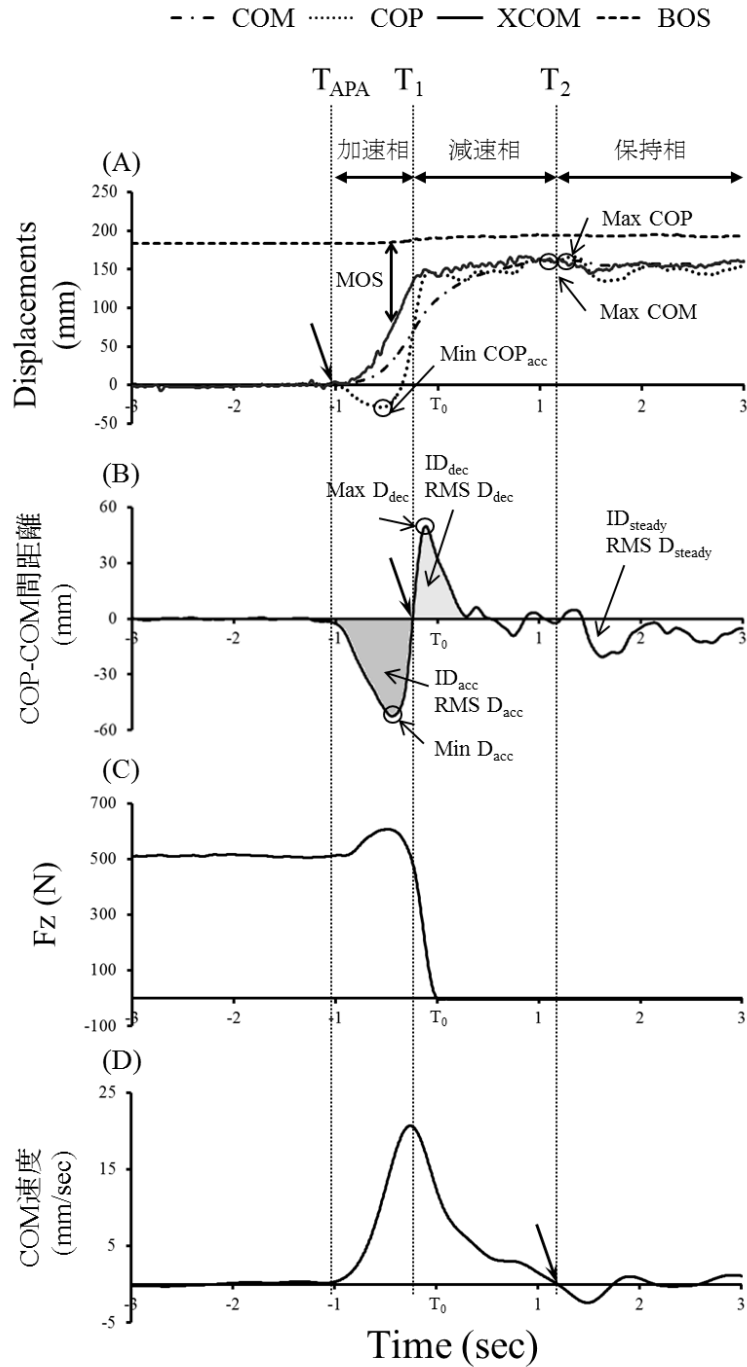


図 4：若年者の片脚立位動作の開始 6 秒間の運動力学的データおよび運動学的データ．上から順に A) COM, XCOM および COP の前額面上の偏移データ, B) COP-COM 間距離, C) 遊脚側の床反力垂直分力, および D) COM の前額面上の水平速度を示している．3 本の垂直点線により片脚立位動作を 3 相に区分する： T_{APA} は COP 偏位の開始時点を示し, T_1 は COP-COM 間距離がゼロとなった時点, および T_2 は COM 速度がゼロに到達した時点とした．運動力学的変数および運動学的変数は矢印にして示した：Min COP, Max COP, Max COM, Min D_{acc} , Max D_{dec} , RMS D_{dec} , ID $_{dec}$, RMS D_{acc} , ID $_{acc}$, RMS D_{steady} , および ID $_{steady}$.

表面筋電図のシグナルは、カスタム MATLAB プログラムを用いて、4 次の Butterworth band-pass filter (30 - 500 Hz) を用いて処理し、全波整流を施した (図 5). 本実験では、支持脚側の下肢・体幹筋の筋活動を導出したため、解析範囲を下肢挙上直後の減速相 (T_1 から T_2 まで) および保持相 (T_2 から 2 秒間) の積分筋電図 ($IEMG_{dec}$, $IEMG_{steady}$) を算出した. その後、 T_0 前 1800~2000 msec 間の安静立位時の筋活動の平均値 ($IEMG_{background}$) を各相の時間分拡張し積分値から引いた. 最後に、MVC も同様に各相の時間分拡張し ($IEMG_{MVC}$), この値をもって IEMG から除すことで正規化した (%MVC). 以下に計算式を示す.

$$\%MVC IEMG_{dec} = \frac{\int_{T_1}^{T_2} EMG - \int_{T_1}^{T_2} EMG_{background}}{\int_{T_1}^{T_2} MVC} \quad (5)$$

$$\%MVC IEMG_{steady} = \frac{\int_{T_2}^{T_2+2000} EMG - \int_{T_2}^{T_2+2000} EMG_{background}}{\int_{T_2}^{T_2+2000} MVC} \quad (6)$$

本実験では支持脚側 10 筋の筋活動を導出したが、課題中に全被験者で明確に筋活動が認められたものは、前脛骨筋 (TA), 腓腹筋内側頭 (GM), 長腓骨筋 (PL), 中殿筋 (GME), 大腿筋膜張筋 (TFL), および大内転筋 (ADD) の 6 筋であった. したがって、本研究ではこの 6 筋のみ解析した.

これら 6 筋から、足関節および股関節セグメントの主動筋および拮抗筋の関係性を Falconer と Winter (1985) により提唱された Co-contraction index (CI) をもとに定量化した (Falconer and Winter, 1985). この値が大きいほど、各セグメントにおける同時収縮性が高いことを意味した. 足関節の主動筋は足関節の腹側筋 (TA) および背側筋 (GM) を比較し、筋活動量が大きい筋とした. 股関節の主動筋は股関節の内側筋 (ADD) および外側筋 (GME) の筋活動量を比較し、筋活動量が大きい筋とした. 算出範囲は、上記で示した IEMG と同範囲とし減速相と保持相の 2 相をそれぞれ算出した. 以下に計算式を示す (例として減速相の CI 算出式のみ示す).

$$CI_{dec} (\%) = \frac{2 \times \int_{T_1}^{T_2} (\text{拮抗筋}) dt}{\int_{T_1}^{T_2} (\text{主動筋} + \text{拮抗筋}) dt} \times 100 \quad (7)$$

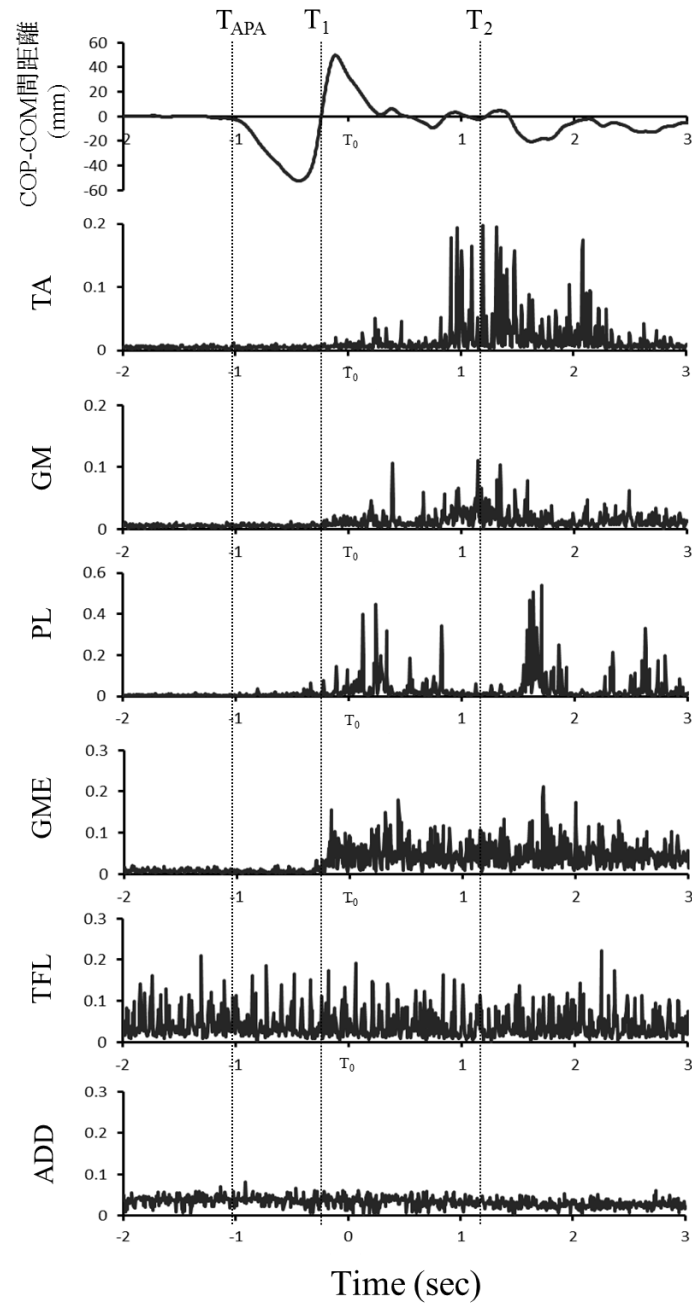


図 5: 若年者の片脚立位動作の開始 6 秒間の COP-COM 間距離および 6 筋の筋活動データ. 上から順に, COP-COM 間距離, 前脛骨筋の筋活動 (TA), 腓腹筋内側頭の筋活動 (GM), 長腓骨筋の筋活動 (PL), 中殿筋の筋活動 (GME), 大腿筋膜張筋の筋活動 (TFL), および大内転筋の筋活動 (ADD) を示す. 図 4 同様, 3 本の垂直点線により片脚立位動作を 3 相に区分する: T_{APA} , T_1 および T_2 . 他の 4 筋 (脊柱起立筋, 大殿筋, 大腿直筋, および大腿二頭筋) は, 本実験において明確な活動が認められなかった.

2-5. 統計学的解析

始めに、*Shapiro-Wilk test* を用いて全ての変数 (COP, COM, COP-COM 間距離, MOS, %MVC IEMG, および CI) の正規性を検定した。その後、COP, COM, COP-COM 間距離, および MOS 変数に関しては、正規分布している場合 2 群間 (健常成人と健常高齢者) の比較には対応のない *t-test* を使用し、高齢者の施行間 (成功施行と失敗施行) の比較には対応のある *t-test* を使用した。正規分布していない場合、*Mann-Whitney test* を用いて加齢による変化、さらに高齢者の成功施行と失敗施行間の生体力学的な違いを検出した。なお、加齢の変化は、若年者と高齢者それぞれ 20 回の施行の平均値もしくは中央値を用いた。

筋活動に関しては、正規分布している場合、加齢の影響と 2 相間 (減速相と保持相) の筋活動の違いを検証するために二元配置分散分析 (若年者と高齢者 × 減速相と保持相) を実施した。多重比較には Bonferroni 補正をした *t-test* を使用した。正規分布していない場合、各相にて 2 群間 (健常成人と健常高齢者) の比較を *Mann-Whitney test* を用いて評価した。各群の 2 相間の筋活動の比較には、*Wilcoxon signed-rank test* を用いて評価した。施行間比較の場合も同様に、正規分布している場合、施行間の影響と 2 相間 (減速相と保持相) の筋活動の違いを検証するために二元配置分散分析 (成功施行と失敗施行 × 減速相と保持相) を実施した。多重比較には Bonferroni 補正をした *t-test* を使用した。正規分布していない場合、各相にて施行間 (成功施行と失敗施行) の比較を *Mann-Whitney test* を用いて評価した。各施行内の 2 相間の筋活動の比較には、*Wilcoxon signed-rank test* を用いて評価した。

片脚立位時間と MOS および COM-COP 間距離変数との関連性を評価するために、指数関数曲線を用いた回帰分析を使用した。非線形回帰分析は 2 変数の曲線モデルの散布の関連性を推定するために用いられている (Morrison et al., 2008)。さらに、高齢者の MOS の RMS と COM-COP 間距離の RMS の各相との関連性は、正規分布している場合、Pearson's correlation coefficients, 正規分布していない場合、Spearman rank correlation を用いた。有意水準は 5%未満とした。全ての統計解析は IBM SPSS Statistic 18 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) を用いて実施した。

3. 結果

3-1. COP, COM, COP-COM 間距離, および MOS の典型例

高齢者の COP, COM, COP-COM 間距離, および MOS 全ての変数は非正規分布を示した. 高齢者の片脚立位時間の中央値は 24.0 秒であった. 一方若年者は全施行 30 秒以上保持することができた. 図 6 は若年者と高齢者の典型的な施行 (成功施行および失敗施行) の片脚立位動作の始めの 6 秒間の COP, COM, および MOS を示す. COP と COM の偏移のパターンは全ての施行で類似していた. 片脚立位の開始時, T_0 の直前に COP は常に遊脚側方向へと偏移し, その後支持脚側へ反転し COM を超え支持脚へ偏移した. その後片脚立位動作の最終相である T_2 時点, COP と COM は近接して支持脚内で偏移した. 減速相と保持相の COP-COM 間距離の多くの変数は, 高齢者が若年者よりも拡大し, さらに, 減速相と保持相の COP-COM 間距離の全ての変数が, 失敗施行が成功施行よりも拡大していた.

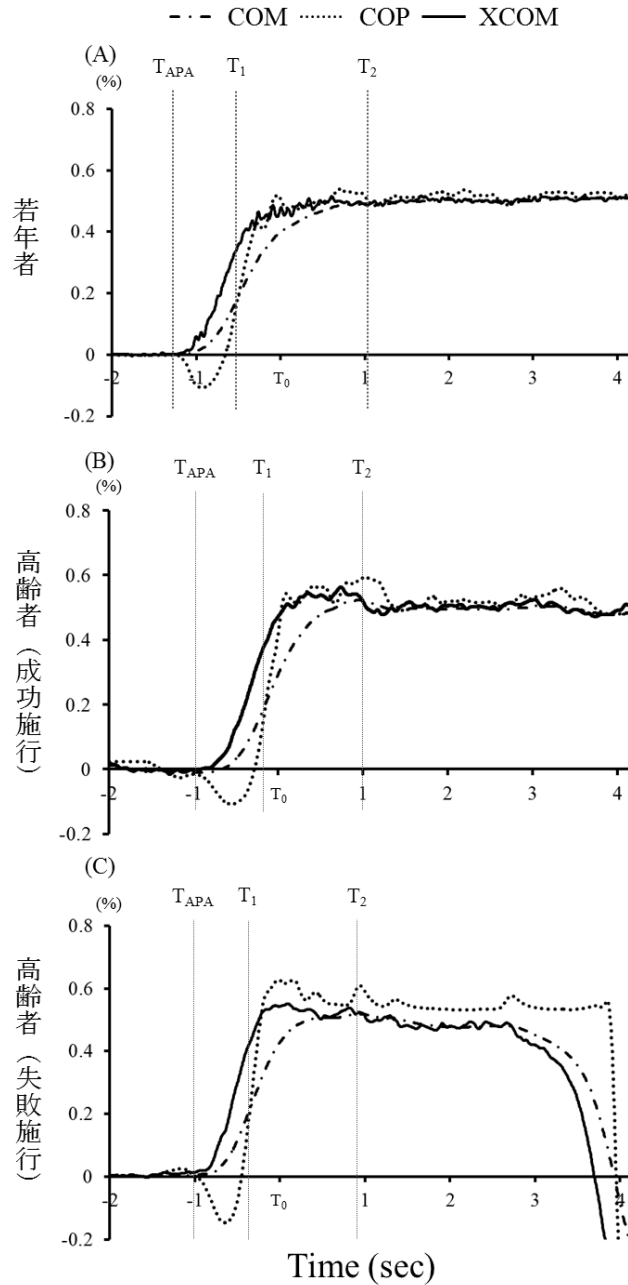


図 6: 若年者と高齢者 (成功施行と失敗施行) の前額面上の COM, COP, および XCOM の偏位の時系列データ. A) 若年者の典型例, B) 高齢者の成功施行, および C) 高齢者の失敗施行を示す. 一点鎖線, 実線, 点線はそれぞれ COM, XCOM, COP を示している. 偏位は両上前腸骨棘間の距離により正規化した. 略語は図 4 と同様である.

3-2. 加齢の影響

表 2 は若年者と高齢者 (全施行) の全ての変数の中央値 (四分位範囲) を示す. 下肢挙上

直前の安静立位中の COP と COM 偏位 (COP_{static} , COM_{static}) は群間に有意差はなかった。パフォーマンス変数である、下肢挙上速度および加速相と減速相の持続時間も群間に差はなかった。減速相の MOS の RMS ($RMS\ MOS_{dec}$) は群間に有意差があり、高齢者は若年者よりも有意に MOS が大きかった ($p < 0.05$)。一方、加速相と保持相の MOS の RMS は群間に有意差はなかった。興味深いことに、COP-COM 間距離のほとんどの変数が群間に有意差を認めた (表 2)。加速相では、 ID_{acc} および $RMS\ D_{acc}$ が高齢者において有意に小さかった ($p < 0.05$)。一方、減速相の ID_{dec} および $RMS\ D_{dec}$ は高齢者が有意に大きく、保持相においても同様に $Mean\ D_{steady}$, ID_{steady} および $RMS\ D_{steady}$ は高齢者の方が有意に大きかった ($p < 0.05$)。 $Min\ D_{acc}$ と $Max\ D_{dec}$ は群間に有意差は認められなかった。さらに、全ての COP と COM の変数も群間に有意差はなかった (表 2)。

表2. 若年者と高齢者の片脚立位動作の運動力学・運動学的変数

	若年者 (n = 220)	高齢者		
		全施行 (n = 220)	成功施行 (n = 136)	失敗施行 (n = 84)
パフォーマンス変数				
片脚立位時間 (sec)	>30	24.0 (10.7 – 26.5)	>30	9.5 (4.1 – 16.4)
下肢挙上速度 (m/sec)	0.6 (0.5 – 0.9)	0.6 (0.3 – 0.7)	0.4 (0.2 – 0.6)	† 0.5 (0.3 – 0.9)
加速相 (sec)	0.9 (0.8 – 0.9)	0.9 (0.8 – 1.0)	0.9 (0.7 – 1.0)	0.8 (0.6 – 1.0)
減速相 (sec)	1.7 (1.4 – 1.9)	1.6 (1.5 – 1.9)	1.7 (1.4 – 2.0)	† 1.5 (1.1 – 2.0)
COP変数				
COP _{static} (%)	47.1 (43.1 – 54.5)	45.4 (42.9 – 51.4)	45.5 (40.4 – 50.3)	† 48.4 (43.6 – 52.1)
Min COP _{acc} (%)	-6.1 (-9.2 – -3.7)	-5.1 (-7.8 – -3.4)	-5.2 (-7.5 – -2.8)	† -6.9 (-9.7 – -3.7)
Max COP (%)	55.6 (51.8 – 62.5)	54.8 (53.8 – 64.6)	54.2 (50.2 – 61.0)	† 58.6 (53.5 – 67.4)
Mean COP _{steady} (%)	51.9 (47.5 – 57.6)	51.1 (48.0 – 60.1)	49.4 (44.8 – 56.4)	† 53.2 (46.9 – 61.7)
RMS COP _{steady} (%)	50.7 (46.1 – 57.6)	51.7 (49.1 – 60.3)	49.5 (45.2 – 56.5)	† 53.3 (47.2 – 62.0)
COM変数				
COM _{static} (%)	48.1 (44.8 – 53.0)	49.0 (43.9 – 51.0)	48.7 (42.8 – 52.2)	48.4 (44.0 – 53.1)
Max COM (%)	49.1 (46.9 – 58.9)	48.1 (45.9 – 53.8)	46.8 (44.0 – 52.6)	† 49.8 (44.1 – 57.6)
Mean COM _{steady} (%)	48.6 (46.0 – 58.2)	47.4 (44.4 – 53.7)	47.3 (44.0 – 50.0)	48.3 (40.9 – 55.3)
RMS COM _{steady} (%)	48.5 (46.1 – 58.2)	47.4 (45.3 – 53.8)	47.3 (44.1 – 50.0)	48.7 (41.2 – 55.4)
MOS変数				
RMS MOS _{acc} (%)	48.9 (47.0 – 55.4)	49.1 (46.9 – 51.2)	48.7 (46.2 – 51.0)	† 50.7 (45.4 – 60.9)
RMS MOS _{dec} (%)	13.1 (11.1 – 13.5)	* 17.0 (13.3 – 20.1)	15.1 (12.8 – 18.2)	† 17.0 (12.7 – 21.4)
RMS MOS _{steady} (%)	11.7 (10.6 – 12.5)	13.8 (11.0 – 18.3)	12.2 (10.6 – 14.0)	† 15.4 (10.6 – 23.3)
COP-COM間距離				
Min D _{acc} (%)	-21.3 (-22.1 – -16.3)	-16.0 (-22.0 – -12.4)	-16.3 (-22.4 – -10.3)	† -18.2 (-25.5 – -12.7)
ID _{acc} (%・s)	-8.9 (-10.3 – -7.4)	* -6.0 (-8.5 – -4.9)	-6.9 (-9.3 – -3.9)	-7.0 (-8.9 – -4.2)
RMS D _{acc} (%)	13.0 (10.0 – 14.4)	* 8.0 (5.6 – 13.1)	8.0 (5.5 – 12.5)	† 9.9 (6.1 – 14.4)
Max D _{dec} (%)	17.1 (14.5 – 19.0)	13.9 (11.6 – 17.5)	12.6 (9.9 – 16.6)	† 15.9 (12.7 – 19.9)
ID _{dec} (%・s)	7.9 (6.6 – 8.4)	* 9.9 (8.8 – 12.6)	9.1 (7.5 – 11.1)	† 10.0 (6.1 – 14.4)
RMS D _{dec} (%)	6.4 (6.1 – 6.9)	* 7.9 (6.1 – 8.8)	6.3 (5.3 – 8.6)	† 8.0 (6.6 – 11.0)
Mean D _{steady} (%)	1.7 (1.5 – 1.9)	* 3.4 (2.4 – 4.8)	2.3 (1.7 – 2.7)	† 3.5 (2.1 – 7.5)
ID _{steady} (%・s)	3.3 (2.9 – 6.3)	* 6.8 (4.8 – 9.9)	4.4 (3.4 – 5.4)	† 6.9 (5.3 – 14.9)
RMS D _{steady} (%)	1.9 (1.8 – 3.5)	* 4.0 (2.8 – 5.8)	2.7 (2.1 – 3.2)	† 4.1 (3.1 – 8.4)

データは中央値 (四分位範囲) を示す。

*: $p < 0.05$, 若年者 vs 高齢者 (全施行)†: $p < 0.05$, 成功施行 vs 失敗施行

若年者および高齢者ともに, 各 6 筋の積分筋電図の全施行の平均値は正規分布を示した。そこで, 若年者と高齢者の比較には二元配置分散分析を用いて加齢と相の影響を評価した。結果は図 7 および図 8 に示す。前脛骨筋 (TA), 長腓骨筋 (PL), 中殿筋 (GME), 大腿筋膜張筋 (TFL), および大内転筋 (ADD) の筋活動は, 群間にのみ主効果が認められ, 群と相の交互作用はなかった。多重比較の結果, これら 5 筋の筋活動は高齢者において若年者と

比較して有意に大きかった ($p < 0.05$). 対して、腓腹筋内側頭 (GM) は群の主効果はなく、相の主効果と群と相の交互作用が認められた. 若年者は、減速相の方が保持相よりも GM の活動が大きく、一方高齢者は保持相の方が減速相よりも大きかった (図 8).

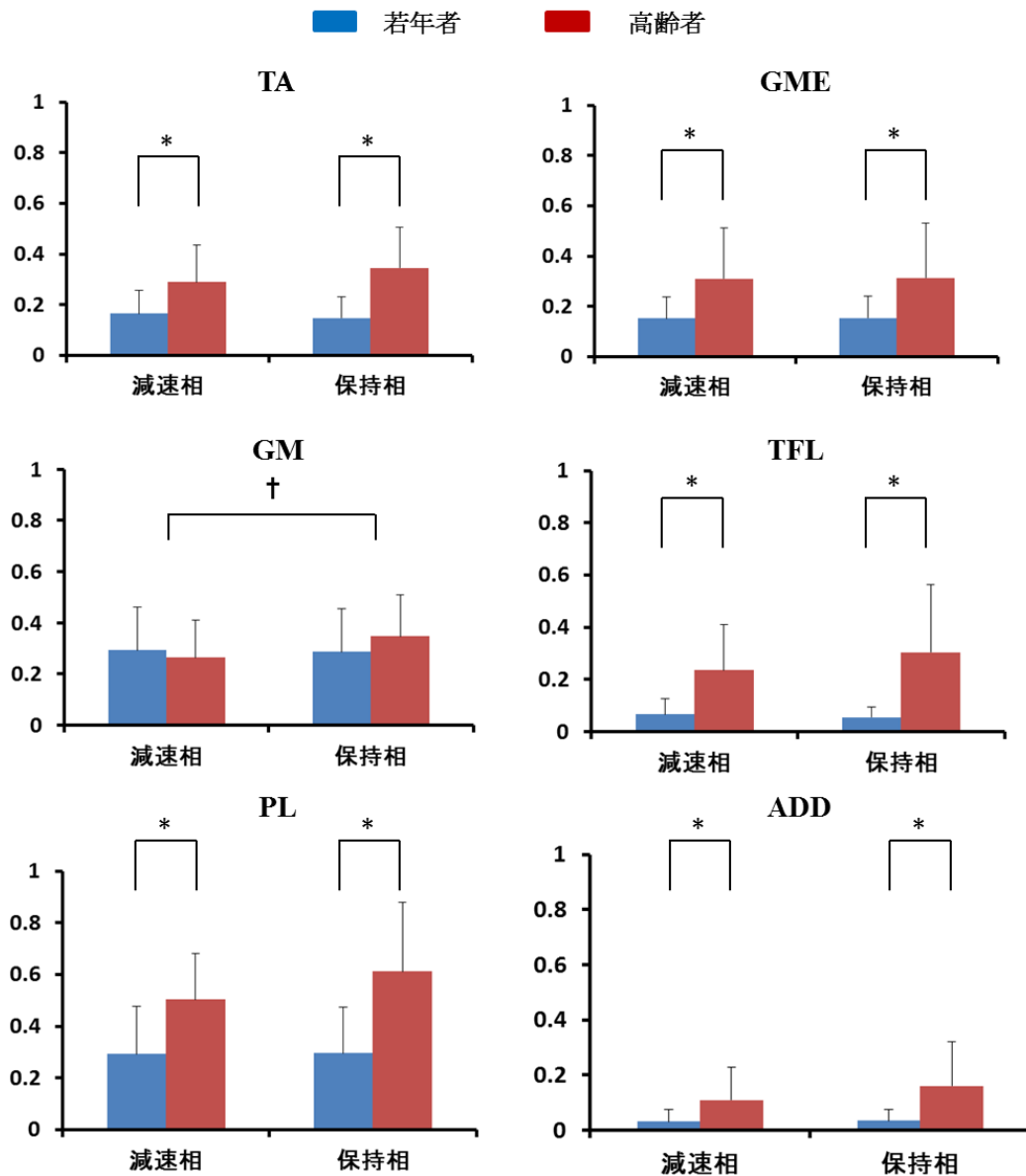


図 7; 若年者と高齢者の積分筋電図 (%MVC) の結果. 左列が下腿周囲の筋群, 右列が股関節周囲の筋群を示している. 左上から, 前脛骨筋 (TA), 腓腹筋内側頭 (GM), 長腓骨筋 (PL), 中殿筋 (GME), 大腿筋膜張筋 (TFL), および大内転筋 (ADD) の筋活動を示す. 青色の棒グラフが若年者, 赤色の棒グラフが高齢者の平均値と標準偏差値を示している. *: 群の有意な主効果を示す ($p < 0.05$). †: 相の有意な主効果を示す ($p < 0.05$).

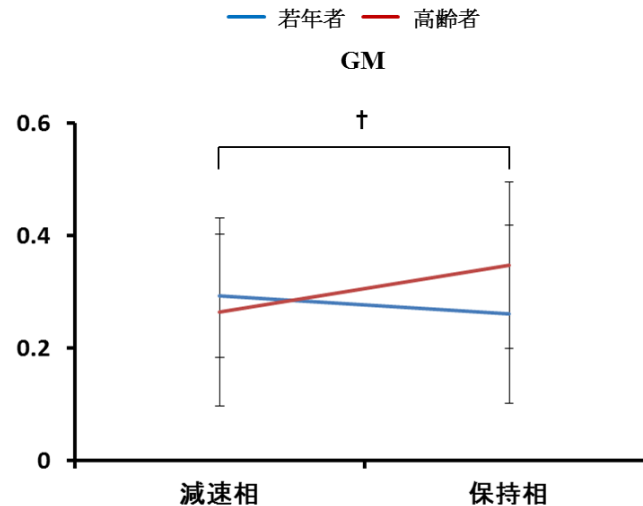


図 8；若年者と高齢者の腓腹筋内側頭 (GM) の積分筋電図 (%MVC) の結果．青線が若年者，赤線が高齢者の平均値を示す．エラーバーは標準偏差値を示す．腓腹筋内側頭の筋活動は，群の主効果は認められなかったが，相の主効果と群と相の相互作用が認められた．若年者は，GM の活動が保持相よりも減速相の方が大きく，一方高齢者は保持相の方が減速相よりも大きかった．†：相の有意な主効果を示す ($p < 0.05$)．

さらに，足関節周囲および股関節周囲の同時収縮性筋活動についても比較検討した．若年者および高齢者 (全施行) の CI 平均値は正規分布を示した．したがって，若年者と高齢者の群間比較には，二元配置分散分析を用いて加齢と相の影響を評価した (図 9)．足関節周囲の同時収縮性筋活動 (Ankle CI) と股関節周囲の同時収縮性筋活動 (Hip CI) は共に，群間および相間の主効果はなかった．さらに，群と相の相互作用もなかった．

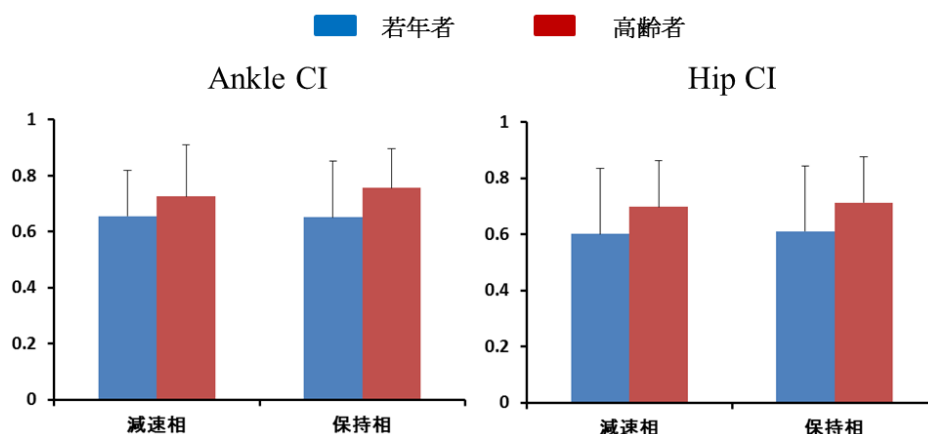


図 9: 若年者と高齢者の Co-contraction Index (CI) の結果．左列が足関節周囲の CI (Ankle CI), 右列が股関節周囲の CI (Hip CI) を示している．青色の棒グラフが若年者，赤色の棒グラフが高齢者の平均値と標準偏差値を示す．群間の主効果および相間の主効果共に有意差はな

かった。さらに、両者の相互作用も有意差はなかった ($p > 0.05$)。

3-3. 高齢者の失敗要因

高齢者の全施行のうち 84 施行 (38.2%) が失敗施行として分類された (表 1)。失敗施行の片脚立位時間の中央値は 9.5 秒だった (表 2)。パフォーマンス変数では、減速相の持続時間は失敗施行において成功施行よりも有意に短縮していた ($p < 0.05$)。さらに、下肢挙上速度も失敗施行において成功施行よりも有意に速かった ($p < 0.05$)。姿勢安定性の指標では、3 相全てにおいて MOS 変数に施行間の有意差が認められた (表 2)。成功施行と比較して、失敗施行は、全相で MOS が有意に大きかった ($p < 0.05$)。つまり、失敗施行の XCOM は全相で BOS の境界に対しより遠くに位置していた。全ての COP 変数と多くの COP-COM 間距離変数も、各相において失敗施行と成功施行間に有意差が認められた。失敗施行においてこれら変数の絶対値は、成功施行と比較して有意に増大した ($p < 0.05$)。さらに最大 COM 偏位も失敗施行において有意に増大した ($p < 0.05$)。

成功施行及び失敗施行ともに高齢者の各 6 筋の積分筋電図は非正規分布を示した。したがって、相毎に施行間の比較を *Mann-Whitney test* を用い、さらに施行毎に 2 相間の比較を *Wilcoxon signed-rank test* を用いた。PL, GME, TFL, および ADD の 4 筋において、減速相および保持相ともに、失敗施行の方が成功施行よりも有意に高い筋活動であった ($p < 0.05$; 図 10)。TA と GM は、施行間に有意差はなかった。また、減速相と保持相の比較では、成功施行、失敗施行共に全ての筋で保持相の方が減速相よりも有意に大きかった ($p < 0.05$)。つまり、失敗施行の方がより大きな筋活動にて姿勢を保持しており、さらに高齢者は成功施行、失敗施行に限らず、減速相から保持相に向かって徐々に筋活動を高める戦略を取ることが示された。

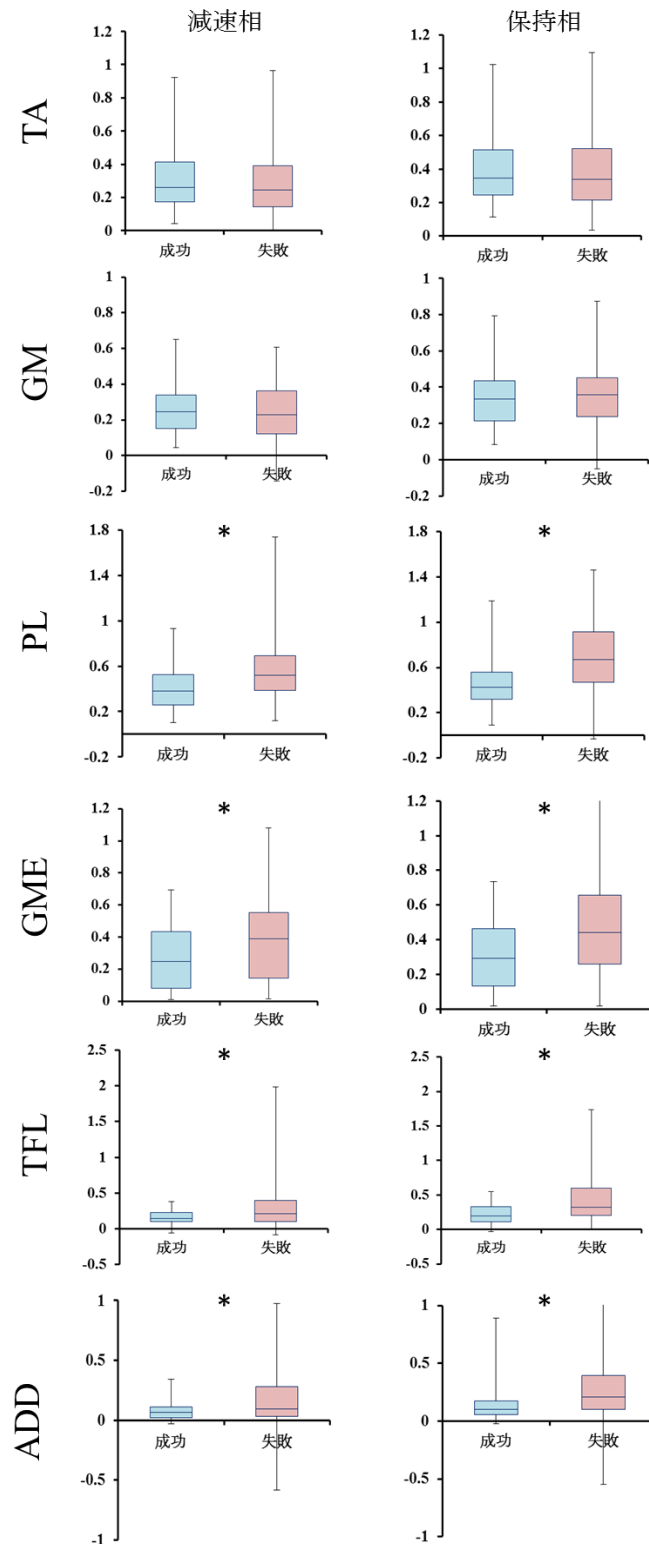


図 10：高齢者の成功施行と失敗施行の積分筋電図 (%MVC) の結果．左列が減速相，右列が保持相の筋活動を示す．上から，前脛骨筋 (TA)，腓腹筋内側頭 (GM)，長腓骨筋 (PL)，中殿筋(GME)，大腿筋膜張筋 (TFL)，および大内転筋 (ADD) の筋活動を示している．ボックスは，中央値および四分位範囲を示し，ひげは，施行内の最大値と最小値を示す．* $p < 0.05$.

成功施行及び失敗施行における CI は非正規分布を示した。したがって、相毎に施行間の比較を *Mann-Whitney test* を用い、さらに施行毎に 2 相間の比較を *Wilcoxon signed-rank test* を用いた。保持相において Hip CI のみ有意差が有り、成功施行の方が有意に大きかった。 $(p < 0.05$: 図 11)。減速相では施行間に有意差はなかった。また、減速相と保持相の比較では、Ankle CI および Hip CI は成功施行、失敗施行共に保持相の方が減速相よりも有意に大きかった。

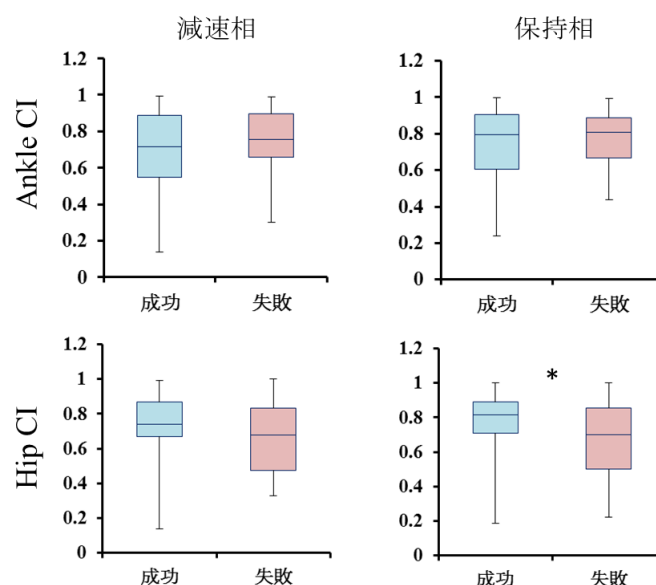


図 11：高齢者の成功施行と失敗施行の Co-contraction Index (CI) の結果。左列が減速相，右列が保持相の CI を示す。上図が足関節周囲の CI (Ankle IC)，下図が股関節周囲の CI (Hip CI) を示している。ボックスは，中央値および四分位範囲を示し，ひげは，施行内の最大値と最小値を示す。* $p < 0.05$ 。

3-4. 片脚立位時間と各変数との関連性

表 3 は高齢者の全施行の片脚立位時間と MOS 変数，および COP-COM 間距離変数との相関を示している。各相の全ての変数で，片脚立位時間と有意な相関が示された。興味深いことに，保持相の COP-COM 間距離の平均値と積分値 (Mean D_{steady} and ID_{steady}) が最も高い相関値を示した ($r = -0.67$; $p < 0.05$; 表 3)。図 12 は高齢者の片脚立位時間と Mean D_{steady} および ID_{steady} の全施行の散布図と回帰曲線の結果を示している。減速相の COP-COM 間距離の RMS と MOS の RMS は共に加速相と保持相のそれら変数と有意な相関が認められた ($p < 0.05$; 表 3)。

表3. 片脚立位時間と各種変数との相関

片脚立位時間		
RMS MOS _{acc}	-0.19*	—0.50* —0.25*
RMS MOS _{dec}	-0.16*	
RMS MOS _{steady}	-0.64*	
Min D _{acc}	-0.29*	—0.41*
ID _{acc}	-0.19*	
RMS D _{acc}	-0.33*	
Max D _{dec}	-0.39*	
ID _{dec}	-0.16*	—0.50*
RMS D _{dec}	-0.44*	
Mean D _{steady}	-0.67*	
ID _{steady}	-0.67*	
RMS D _{steady}	-0.65*	

データは相関係数を示す.

*: 統計的に有意な相関 ($p < 0.05$).

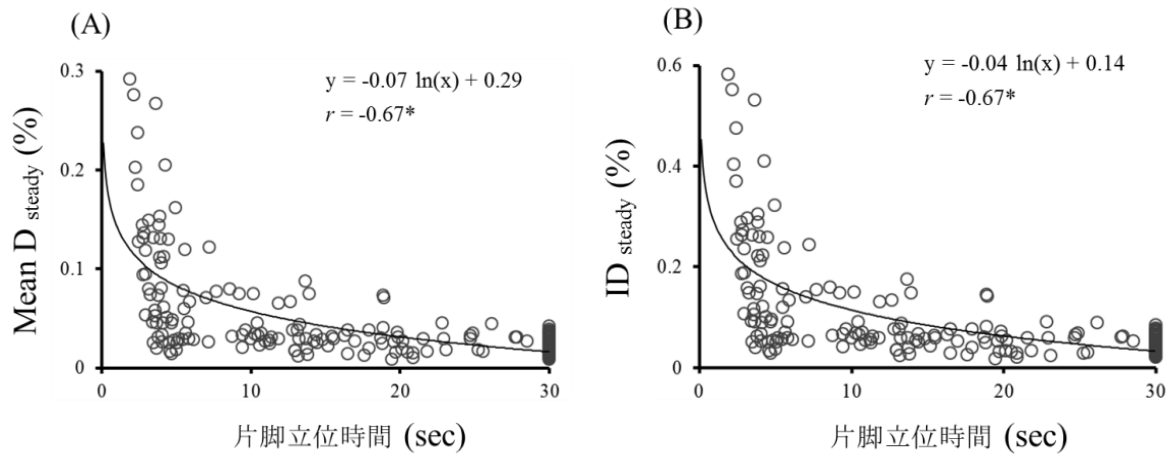


図 12 : 片脚立位時間と A) mean D_{steady}, B) ID_{steady} の非線形回帰分析の結果. *: 片脚立位時間との統計的に有意な相関を示す ($p < 0.05$).

4. 考察

本研究に参加した健常高齢者は、実験前に MMSE を用いて認知機能の評価を行った。全ての被験者においてカットオフ値である 24 点以上であったことから、実験手順および課題について理解し、遂行する能力を有していると考えられた。また、彼らは神経学的および整形学的な既往および合併症がなく、健常若年者と身体的特徴が類似していたことから、疾患の特性や身体的特徴の影響は除外できたと考える。したがって、本研究結果は、姿勢制御における中枢神経系の加齢による変化を示す結果であったと考えられる。

本研究では片脚立位動作を COP と COM との相対的な位置関係により 3 相に分け、姿勢安定性の指標として特に COP-COM 間距離に焦点を当てて各相の加齢の影響を検証した。さらに、減速相と保持相の支持脚筋活動から高齢者の姿勢戦略も検証した。COP-COM 間距離に関して、本研究結果は本研究の仮説を支持するものであった。(1) 加齢により加速相において COP-COM 間距離は減少し、減速相と保持相では増大する。(2) 高齢者は、保持相だけでなく加速相および減速相の COP-COM 間距離が片脚立位時間と有意な負の相関を示す。さらに、高齢者は失敗施行の際、成功施行と比較して保持相の COP-COM 間距離が増大し、下肢挙上速度が増大する。一方、筋活動結果は本研究仮説を否定するものであった。(3) 高齢者は、片脚立位動作の減速相および保持相どちらも若年者よりも大きな筋活動を示すが、同時収縮性の筋活動パターンは若年者と差が無い。減速相から保持相にかけての筋活動の変化に関しては、高齢者は減速相から保持相にかけて徐々に筋活動を高めていくが、対して若年者は、減速相において保持相よりも GM の活動をあらかじめ高めて片脚立位保持を制御する。若年者は減速相の GM の活動にて COP を適切に制御し COM のブレーキングを行っていることが示唆される。さらに、高齢者は失敗施行の際、成功施行と比較して保持相の股関節の同時収縮性筋活動パターンが小さくなる。

4-1. 加齢の影響

4-1-1. パフォーマンスへの影響

下肢挙上直前の正規化した COP 位置と COM 位置 (COP_{static} および COM_{static}) および最大下肢挙上速度は群間に有意差はなかった。COP 位置の初期姿勢は、ステップなどの動作時、APA やステップパフォーマンス (歩行速度) に影響する (Azuma et al., 2007)。本研究では、片脚立位動作の初期姿勢 (安静立位姿勢) と下肢挙上により産み出される慣性力は群間に違いがなかったことが示された。

4-1-2. 加速相における姿勢制御への影響

加速相における本研究結果の所見は、加速相の持続時間が有意な差を示さなかったにもかかわらず、COP-COM 間距離変数 (ID_{acc} および $RMS D_{acc}$) は、若年者と比較して高齢者の方が有意に小さかったことである。本研究結果は、加齢に伴い APA が減少することを示

唆している。APA の加齢による減少は、歩行開始や片側上肢挙上の課題においても報告されている (Polcyn et al., 1998; Bleuse et al., 2006)。一方、片脚立位中に加速相の APA を示す COP_{min} は群間に違いがないことが観測された。先行研究では、APA 相中の COP の最大変位量は運動速度に依存することが報告されている (Yiou et al., 2012; Caderby, et al., 2014; Rogers, 1992)。本研究では、片脚立位での下肢挙上速度が、年齢が異なるにもかかわらず両群で類似していたことが、両群の COP_{min} の違いの欠如の要因の説明となるかもしれない。本研究は、高齢者は加齢に伴う APA の低下により片脚立位直前の加速相において COM の推進力産生能力の低下 (COP-COM 間距離の減少) をきたすことを示した。

本研究においては、APA 相の筋活動は算出不可能であった。本研究では、片脚立位保持において重要な筋とされている支持脚側の下肢筋群のみ記録した (Riemann et al., 2003; Reimer and Wikstrom, 2010; Bisson et al., 2011)。COP-COM 間距離の結果から、片脚立位動作における APA の低下が観測されたが、その要因を筋活動から言及することはできなかった。下肢挙上課題では APA 時期に遊脚側中殿筋が活動する (Rogers and Pai, 1990)。また、片脚立位動作の APA 時期に腹斜筋などの体幹筋の活動の重要性も示唆されている (Kai et al., 2008a; 2008b)。したがって、加齢に伴う APA の低下は、側方安定性に寄与する遊脚側の中殿筋や内転筋、さらには側腹筋群の筋活動の変化により説明することが可能であったかもしれない。今後、これら筋群についても同時に計測することが必要であると考えられる。

4-1-3. 減速相および保持相における姿勢制御への影響

減速相の主要な所見は、COP-COM 間距離変数 (ID_{dec} および $RMS D_{dec}$) は減速相の持続時間に違いがなかったにもかかわらず、若年者と比較して高齢者は増大していたことである。この結果は、たとえ加速相の APA の減少により支持脚方向への COM の推進力が減少していたとしても、高齢者は適切に COP 偏位を調整することができなかったことを示唆している。つまり、支持脚側への COM 偏位が減少した状態でも、COM にブレーキをかけるためのフィードフォワード制御が適切に修正されなかったことを示唆している。そのような加齢に伴う online 制御の減少を様々な研究者が報告している (Coats and Wann, 2012; Lafargue et al., 2013)。さらに、加齢に伴う感覚減少によってフィードバック制御は減少することも示唆されている (Patel et al., 2009)。フィードフォワード制御と運動中の感覚情報を基にしたフィードバック制御との統合が重要となる減速相において (Leonard et al., 2009; Leonard et al., 2011)、高齢者は COM に対する COP の適切な調整が困難となり、COM 偏位に反応する過剰なブレーキ力を産生してしまう。

保持相の主要な所見は、COP 偏位と COM 偏位 (COP_{steady} および COM_{steady}) は群間に差がなかったにもかかわらず、COP-COM 間距離変数 (ID_{steady} および $RMS D_{steady}$) は高齢者が若年者よりも大きかったことである。Carpenter ら (2010) は、安静立位中の COM 偏位を静止させるように制約すると COP 偏位が増大することを報告した。彼らは、感覚システムから得られた定量的・定性的な感覚情報を中枢神経系が獲得できるように COP を増大さ

せることを示唆している．したがって，COP の動揺は加齢に伴う感覚情報の減少を代償するために増大したのかもしれない．

減速相と保持相における筋活動の主要な所見は 3 つ認められた．1 つ目は，高齢者は減速相と保持相共に若年者よりも筋活動量を高めて保持するということである．本研究では，減速相，保持相ともに，高齢者は若年者よりも過剰な筋活動にて片脚立位動作を実行していた (図 7)．伸張刺激に対する筋紡錘からの感覚閾値は，筋の収縮レベルに依存する (Wise et al., 1998; Proske et al., 2000)．ゆえに，高齢者の筋活動の増加は，感覚フィードバック制御の減少を代償するために筋からの感覚フィードバックを増大させるためであったことが考えられる．一方，高齢者は下肢筋により産み出されるトルク産生量が低下することも報告されている (Billot et al., 2010)．高齢者は片脚立位を，若年者よりも筋活動量を増大させて保持するが，その背景には，安定した姿勢を保持するために筋からの感覚フィードバック増大やトルク産生のために生じている可能性が示唆される．

筋活動の主要な所見の 2 つ目は，CI には群間に有意差がみられなかったことである．この結果は，高齢者は若年者と比較してステップ時に同時収縮性の筋活動パターン (Co-contraction mode) が強いとした Wang ら (2013) の報告と矛盾する結果であった．本研究においては，若年者と高齢者は類似した戦略を選択した可能性を示唆している．同時収縮性筋活動パターンは，被験者の運動戦略に依存し (Waters and Strick, 1981)，特に姿勢変化に伴う筋の収縮状態，つまり求心性収縮若しくは遠心性収縮の状態に左右される (Böhm and Hösl, 2010)．若年者と高齢者の COP と COM の偏移のパターンは類似していたことから (図 6)，本実験の高齢者は若年者と類似した運動戦略を選択し，その結果筋活動パターンは類似していたと考えられる．

筋活動における最後の主要な所見は，減速相から保持相への筋活動の時系列変化が高齢者と若年者と異なっていたことである．本研究では減速相の GM において群と相の相互作用が認められ，若年者は減速相において GM の筋活動を高め，保持相では減少させていた (図 8)．立位バランス時，腓腹筋外側頭 (GL: Lateral head of gastrocnemius muscle) の活動は減少し，GM の活動にて側方のトルクを制御する (Héroux et al., 2014)．ゆえに，若年者は減速相において GM の活動を高めることで側方の COP を制御して適切なブレーキングを行っていたと考えられる．一方，高齢者は GM において減速相よりも保持相の方が有意に大きかった．高齢者は随意運動時の姿勢筋活動が遅延する (Weaver et al., 2012)．高齢者は，GM の活動を減速相において適切に高められないために，適切なブレーキングが障害され COP-COM 間距離の拡大を示唆する．高齢者の片脚立位動作の安定性を高めるために，減速相の適切な GM の筋活動を高める練習が重要となるかもしれない．

4-1-4. COP-COM 間距離の有用性

本研究結果では，いずれの相においても COP と COM の変数に群間の有意差を認めなかった．さらに，加速相と保持相の MOS 変数も群間に有意差はなかった．しかしながら，3 相全てにおいて COP-COM 間距離の RMS 値と積分値は群間有意差が認められた．したが

って、COP-COM 間距離の平均値やバラツキは動的バランスにおける加齢変化を検知するための有効な指標として使用することができる (Corriveau et al., 2000; Corriveau et al., 2001; Masani et al., 2007). つまり、COM を偏位させるための適切な推進力とブレーキ力を産生する姿勢制御が動的バランス中の姿勢平衡を保つためには必要である。ゆえに、慣性力を反映する COP-COM 間距離変数は、COP や COM 動揺を単独で反映するような変数よりも、加齢変化を検知する有効な指標となるかもしれない。

4-2. 高齢者の失敗要因

本研究においては、高齢者の片脚立位動作の失敗要因の検証をするために、成功施行と失敗施行に分類し、比較検討を行った。70 歳前後の高齢者の片脚立位保持時間は、およそ 6.9–32.9 秒であることが報告されている (Rudisill and Toole, 1993)。本研究では、Rudisill ら (1993) の報告を参考に、多くの研究 (Bohannon et al., 1984; Bohannon and Leary, 1995) で使用されている 30 秒に設定した。本研究では、30 秒という最大値を設けたため、課題の達成とした 30 秒以上保持できた施行を成功施行、30 秒保持できなかった施行を失敗施行とした。

4-2-1. 加速相における失敗要因

成功施行と失敗施行間の主要な違いは、失敗施行における下肢挙上速度の増大および COP-COM 間距離の拡大であった。随意運動により産み出される慣性力の増大は、初期の姿勢制御に影響される (Rogers, 1992)。失敗施行内の下肢挙上速度の増大は、高齢者の APA の減少を代償するために生じているかもしれない。したがって、成功施行と比較して、失敗施行加速相での COP-COM 間距離の最小値と RMS 値 ($\text{Min } D_{\text{acc}}$ および $\text{RMS } D_{\text{acc}}$) が増大したと考えられる (表 2)。

4-2-2. 減速相および保持相における失敗要因

本研究結果から、保持相の支持脚方向への COP-COM 間距離の増大が、高齢者の失敗施行における要因の説明になると考えられる。何故ならば片脚立位時間と COP-COM 間距離変数間に高い相関係数が認められたからである (表 3)。COP-COM 間距離の増大は、対象者が動揺に抗し、適切な COM 制御を実施しようとした結果としてみなすことができるかもしれない。しかしながら、失敗施行において保持相の COP は常に支持脚方向へ偏位していた (図 6C)。したがって慣性力の増大は、保持相において遊脚側方向に COM を偏位させる要因になると考えられた。実際に、支持脚方向への過度な COM 偏位の結果生じるクロスステップは、全ての失敗施行において観測されなかった。減速相と保持相の COP-COM 間距離 ($\text{RMS } D_{\text{steady}}$ および $\text{RMS } D_{\text{dec}}$) に有意な相関が見られたことから (表 3)、保持相の支持脚方向への COP-COM 間距離の増大は、減速相における支持脚内の COP-COM 間距離が増大したことにより生じていることが示唆された。

さらに筋活動においても、成功施行と失敗施行で大きな違いが存在していた。まず 1 つ目は、失敗施行では、減速相および保持相ともに、側方の安定性に重要 (Riemann et al., 2003; Reimer and Wikstrom, 2010) だとされる PL, GME, TFL, および ADD が有意に大きかったことである (図 10)。この結果は、下肢挙上速度の増大により増大した慣性力を軽減させるための代償であったと考えられる。さらに、保持相でも筋活動が大きかったことは、

減速相と保持相の COP-COM 間距離に有意な相関が見られた結果と関連し、減速相からの大きな筋活動が保持相にも影響したと考えられる。過剰な筋活動は、筋疲労の原因 (Mian et al., 2006) となり、そのことも片脚立位時間の短縮に影響しているかもしれない。筋活動における成功施行と失敗施行のもう 1 つの違いは、保持相において成功施行で Hip CI が有意に大きかったことである (図 11)。股関節の動きは COM の素早い大きな偏位の制御に貢献する (Horak et al., 1997)。成功施行においては、Hip CI が有意に大きかったことから COM 動揺を小さく抑えることのできた状態であったと考えられた。実際に MOS_{steady} は成功施行で有意に小さかった (表 2)。失敗施行において、片脚立位保持中に適切に股関節周囲の安定性を高められないことが失敗要因になることが示唆される。

4-3. 総合考察

本研究により、各相において全ての COP-COM 間距離変数と全ての MOS 変数が片脚立位時間と有意な負の相関があることが発見された。安定性限界 (MOS) は人が身体傾斜した際にバランスを崩さずに移動できる COM の最大移動距離として定義され (Riach and Starkes, 1993), 加齢に伴い減少する (Clark and Rose, 2001; Spreitzer et al., 2013)。ゆえに、これら変数のバラツキの増大に付随した COP-COM 間距離の増大は、COM を安定性限界から逸脱させる原因となることを示しているかもしれない。

COP-COM 間距離の結果から、高齢者は保持相だけでなく、加速および減速の姿勢不安定性を呈することが示された。加齢に伴うフィードフォワード制御およびフィードバック制御の低下およびそれらの統合能力の低下に起因した COM の推進力の低下、COM に対する過剰なブレーキングや慣性力の増大が片脚立位時間の短縮ひいては動的な場面での転倒リスクの要因となることが示唆される。さらに、高齢者が失敗する場合、APA の低下による下肢挙上動作速度の増大、減速相と保持相における COP-COM 間距離の拡大による慣性力の増大、過剰な筋活動の持続による筋疲労、および保持相での股関節周囲の適切な姿勢戦略の欠如も要因となることも示唆される。

本研究結果から、ある相とその次の相における COP-COM 間距離変数と MOS 変数は、相互に関連し合うことも示された。高齢者の転倒予防のために、高齢者の片脚立位動作の姿勢安定性に関して、保持相だけでなく、加速相および減速相にも着目して評価・練習すべきである。

4-4. 臨床的意義

本研究は、高齢者の片脚立位動作の姿勢制御の特徴を検証し、高齢者は保持相だけでなく、加速相、減速相においても不安定性の要因が存在することを明らかにした。高齢者の転倒場面は歩行開始、歩行停止および方向転換といった加速および減速が発生する場面で多発する (Berg et al., 1997)。臨床において、これら加速や減速時のバランス能力を評価する方法は未だ確立されていない。本研究により、高齢者の加速および減速に対するバランス能力の評価として、COP-COM 間距離を用いた片脚立位テストの評価方法は有効であることが示唆された。加速相から保持相にかけての一連の動作は、前相が後相へと影響を及ぼすことから、静的バランスである保持相だけでなく、加速および減速場面でのバランス能力を評価し、これらを適切に遂行するための指導および訓練が高齢者の転倒予防のために重要である。特に失敗施行の結果から、APA の低下による動作のバラツキ (下肢挙上速度の増大など) も、高齢者の転倒因子として重要な問題となると考えられた。加速および減速を制御するフィードフォワード制御に対する適切なアプローチを行っていくことも重要である。練習による APA の改善は動作練習の反復練習が効果的であることが報告されている (Aruin et al., 2015; Saito et al., 2014)。したがって、具体的な練習方法として、高齢者の加速および減速に対するバランス能力改善のために、両脚立位から片脚立位への移行も含む片脚立位動作の連続的な反復練習が効果的であると考えられる。また、APA は、素早い動作であるほど増大することも報告されているため (Bouisset et al., 2000)、安全を確保した状態でできるだけ早く、もしくは出来るだけ大きな運動にて動作を行うことも効果的であると考えられる。

最後に、本実験結果から GM の適切な筋活動が、減速相の姿勢制御において大切であることが示唆された。COM に対する COP の適切な制御のために、GM の筋力だけでなく適切なタイミングでの筋収縮を促すような神経筋機能を高めるトレーニングも必要であると考えられる。

5. 結論

本研究では、COP と COM の位置関係から片脚立位動作を 3 相に区分し、加齢に伴う片脚立位動作の姿勢制御の違いについて相毎に明らかにした。また、高齢者の失敗要因についても明らかにするために、成功施行と失敗施行を区分し比較検討した。その結果、以下の結論を得た。

1. 高齢者は、フィードフォワード制御の低下により、加速相において COP-COM 間距離が減少し、下肢挙上直後フィードフォワード制御とフィードバック制御の低下およびそれらの統合能力の低下により、減速相と保持相において COP-COM 間距離が拡大する。高齢者の片脚立位時間の短縮は、下肢挙上直後の COM 偏位に反応する大きなブレーキ力と保持相の COM 維持に対する慣性力の増大が要因である。また下肢挙上直前の APA が減少しているために、支持脚側の COM 推進力が非効率となっていることもその要因である。
2. 保持相のみならず、加速相および減速相いずれも、片脚立位時間と COP-COM 間距離は有意な相関を認めた。片脚立位動作のように動的な課題においては、COP や COM といった変数を単一で評価するよりも、COP-COM 間距離の平均値や変動性が高齢者のバランス能力を評価・治療するために有効な指標である。
3. 高齢者は、片脚立位保持のために若年者よりも支持脚全般に渡り大きな筋活動を要する。しかしながら、高齢者は若年者のように減速相において下腿三頭筋の筋活動が増大しない。減速相の適切な COP の制御のために、高齢者においては特に減速相の GM の神経筋機能を改善させる練習が効果的であるかもしれない。
4. 臨床において片脚立位テストは、高齢者のバランス能力の評価に有効なテストである。高齢者の転倒予防のために、片脚立位テストを用いて保持相だけでなく、加速相および減速相にも着目して評価し、治療することが望まれる。

6. 謝辞

本研究は、筆者が北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻博士後期課程在学中に、同大学大学院保健科学研究所機能回復学分野浅賀忠義教授による指導のもと行われたものです。本論文の作成にあたり、終始多大なるご指導やご支援を賜りました浅賀忠義教授に心より敬意と感謝の意を表します。また、北海道大学大学院保健科学研究所機能回復学分野の寒川美奈准教授には、本論文の投稿に当たり、親身なご指導やご意見を賜り心より感謝致します。

北海道大学大学院保健科学研究所機能回復学分野前島洋教授、遠山晴一教授には、ご多忙の中、本論文の審査員として親身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝いたします。

Kaohsiung Medical University の Shih-Fen Hsiao 准教授には、本論文投稿に当たり、また研究内容に関してご指導を賜り深く感謝致します。

本研究を進めるに当たり、多大なるご協力やご支援を賜り公私に渡り支えてくださった北海道大学大学院保健科学院の浅賀研究室の皆様には深く感謝致します。また、被験者として協力頂いた皆様に感謝致します。

7. 引用文献

1. Tinetti ME, Williams CS. The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1998;53(2):112-9.
2. Nevitt MC, Cummings SR, Hudes ES. Risk factors for injurious falls: a prospective study. *J Gerontol*. 1991;46(5):M164-70.
3. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero LJ, Baumgartner RN, Garry PJ. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing*. 1997;26(3):189-93.
4. Niino N, Nishita Y. Muscle and bone health as a risk factor of fall among the elderly. Fear of falling and the post-fall syndrome. *Clin Calcium*. 2008;18(6):790-4. doi: CliCa0806790801.
5. Alexander BH, Rivara FP, Wolf ME. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health*. 1992;82(7):1020-3.
6. Haines TP, Hill AM, Hill KD, Brauer SG, Hoffmann T, Etherton-Beer C, McPhail SM. Cost effectiveness of patient education for the prevention of falls in hospital: economic evaluation from a randomized controlled trial. *BMC Med*. 2013;22:11:135.
7. Rubenstein LZ, Josephson KR. The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*. 2002;18(2):141-58.
8. Olivetti L, Schurr K, Sherrington C, Wallbank G, Pamphlett P, Kwan MM, Herbert RD. A novel weight-bearing strengthening program during rehabilitation of older people is feasible and improves standing up more than a non-weight-bearing strengthening program: a randomised trial. *Aust J Physiother*. 2007;53(3):147-53.
9. Marques EA, Mota J, Machado L, Sousa F, Coelho M, Moreira P, Carvalho J. Multicomponent training program with weight-bearing exercises elicits favorable bone density, muscle strength, and balance adaptations in older women. *Calcif Tissue Int*. 2011;88(2):117-29. doi: 10.1007/s00223-010-9437-1.
10. Jonsson E, Seiger Å, Hirschfeld H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics*. 2004;19(7):688-94.
11. Michikawa T, Nishiwaki Y, Takebayashi T, Toyama Y. One-leg standing test for elderly populations. *Journal of Orthopaedic Science*. 2009;14(5):675-85.
12. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009;89(5):484-98. doi: 10.2522/ptj.20080071.
13. Spreitzer L, Perkins J, Ustinova KI. Challenging stability limits in old and young individuals with a functional reaching task. *Am J Phys Med Rehabil*. 2013;92(1):36-44.
14. Bretan O, Silva Júnior JE, Ribeiro OR, Corrente JE. Risk of falling among elderly persons living in the community: assessment by the Timed up and go test. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2013;79(1):18-21.
15. Barry E, Galvin R, Keogh C, Horgan F, Fahey T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr*. 2014;14(1):14. doi: 10.1186/1471-2318-14-14.

16. Ganesan M, Pal PK, Gupta A, Sathyaprabha TN. Dynamic posturography in evaluation of balance in patients of Parkinson's disease with normal pull test: concept of a diagonal pull test. *Parkinsonism Relat Disord.* 2010;16(9):595-9. doi: 10.1016/j.parkreldis.2010.08.005.
17. Hile ES, Brach JS, Perera S, Wert DM, VanSwearingen JM, Studenski SA. Interpreting the need for initial support to perform tandem stance tests of balance. *Phys Ther.* 2012;92(10):1316-28. doi: 10.2522/ptj.20110283.
18. Allet L, Kim H, Ashton-Miller J, De Mott T, Richardson JK. Frontal plane hip and ankle sensorimotor function, not age, predicts unipedal stance time. *Muscle Nerve.* 2012 ;45(4):578-85.
19. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movements. 4th ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
20. Kennedy MW, Crowell CR, Striegel AD, Villano M, Schmiedeler JP. Relative efficacy of various strategies for visual feedback in standing balance activities. *Exp Brain Res.* 2013;230(1):117-25.
21. Chang H, Krebs DE. Dynamic balance control in elders: gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(5):490-4.
22. Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech.* 2004;37(9):1421-6.
23. Yu E, Abe M, Masani K, Kawashima N, Eto F, Haga N, Nakazawa K. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(6):1133-9. doi: 10.1016/j.apmr.2007.10.047.
24. Masani K, Vette AH, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T, Popovic MR. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett.* 2007;422(3):202-6.
25. Lugade V, Lin V, Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture.* 2011;33(3):406-11. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.013.
26. Hasson CJ, Van Emmerik RE, Caldwell GE. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *J Biomech.* 2008;41(10):2121-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.04.031.
27. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996;43(9):956-66.
28. Speers RA, Kuo AD, Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait Posture.* 2002;16(1):20-30.
29. Demura S, Kitabayashi T, Aoki H. Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriatr Gerontol Int.* 2008;8(3):188-97. doi: 10.1111/j.1447-0594.2008.00469.x.
30. Hof AL, Gazendam MG J, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *J Biomech.*

- 2005;38(1): 1-8.
31. Muehlbauer T, Roth R, Mueller S, Granacher U. Intra and intersession reliability of balance measures during one-leg standing in young adults. *J Strength Cond Res.* 2011;25(8):2228-34. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181fb393b.
 32. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys Ther.* 1984;64(7):1067-70.
 33. Mak MK, Pang MY. Balance confidence and functional mobility are independently associated with falls in people with Parkinson's disease. *J Neurol.* 2009;256(5):742-9. doi: 10.1007/s00415-009-5007-8.
 34. Flansbjer UB, Blom J, Brogårdh C. The reproducibility of Berg Balance Scale and the Single-leg Stance in chronic stroke and the relationship between the two tests. *PM R.* 2012;4(3):165-70. doi: 10.1016/j.pmrj.2011.11.004.
 35. Richardson JK, Ashton-Miller JA, Lee SG, Jacobs K. Moderate peripheral neuropathy impairs weight transfer and unipedal balance in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(11):1152-6.
 36. Maribo T, Stengaard-Pedersen K, Jensen LD, Andersen NT, Schiøttz-Christensen B. Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test. *Gait Posture.* 2011;34(2):213-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.04.014.
 37. Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O, Peers KK. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):274-81.
 38. Ageberg E, Roberts D, Holmström E, Fridén T. The effect of short-duration sub-maximal cycling on balance in single-limb stance in patients with anterior cruciate ligament injury: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2004;5(1):44.
 39. Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, van Kalken M, van der Beek A, Bouter L, van Mechelen W. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(10):1094-100.
 40. Burdet C, Vuillerme N, Rougier PR. How performing a repetitive one-legged stance modifies two-legged postural control. *J Strength Cond Res.* 2011;25(10):2911-8. doi: 10.1519/JSC.0b013e31820f6ef5.
 41. 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. 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. *J Orthop Sci.* 2006;11(5):467-72.
 42. 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. 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. *J Orthop Sci.* 2013;18(1):110-20. doi:

- 10.1007/s00776-012-0328-3.
43. da Silva RA, Bilodeau M, Parreira RB, Teixeira DC, Amorim CF. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(3):634-9. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.01.008.
 44. Cho BL, Scarpance D, Alexander NB. Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(7):1168-73.
 45. Bohannon RW, Leary KM. Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(11):994-6.
 46. Toraman A1, Yildirim NU. The falling risk and physical fitness in older people. *Arch Gerontol Geriatr.* 2010;51(2):222-6. doi: 10.1016/j.archger.2009.10.012.
 47. Beaulieu M, Allard P, Simoneau M, Dalleau G, Hazime FA, Rivard CH. Relationship between oscillations about the vertical axis and center of pressure displacements in single and double leg upright stance. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010;89(10):809-16. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181f1b4af.
 48. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(1):90-5.
 49. Reimer RC 3rd, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *J Sci Med Sport.* 2010;13(1):161-6. doi: 10.1016/j.jsams.2009.01.001.
 50. Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait Posture.* 2011;33(1):83-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.001.
 51. Rooks DS, Kiel DP, Parsons C, Hayes WC. Self-paced resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults: effects on neuromotor performance. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1997;52(3):M161-8.
 52. Billot M, Simoneau EM, Van Hoecke J, Martin A. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *Eur J Appl Physiol.* 2010;109(4):669-80. doi: 10.1007/s00421-010-1397-7.
 53. Onambélé GL, Narici MV, Rejc E, Maganaris CN. Contribution of calf muscle-tendon properties to single-leg stance ability in the absence of visual feedback in relation to ageing. *Gait Posture.* 2007;26(3):343-8.
 54. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol.* 1992;38(1):35-56.
 55. Leonard JA, Brown RH, Stapley PJ. Reaching to multiple targets when standing: the spatial organization of feedforward postural adjustments. *J Neurophysiol.* 2009;101(4):2120-33. doi: 10.1152/jn.91135.2008.
 56. Leonard JA, Gritsenko V, Ouckama R, Stapley PJ. Postural adjustments for online corrections of arm movements in standing humans. *J Neurophysiol.* 2011;105(5):2375-88. doi:

- 10.1152/jn.00944.2010.
57. Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture*. 1998;8(1):8-14.
 58. Hussein T, Yiou E, Larue J. Age-related differences in motor coordination during simultaneous leg flexion and finger extension: influence of temporal pressure. *PLoS One*. 2013;8(12):e83064. doi: 10.1371/journal.pone.0083064. eCollection 2013.
 59. Singer JC, Prentice SD, McIlroy WE. Age-related changes in mediolateral dynamic stability control during volitional stepping. *Gait Posture*. 2013;38(4):679-83.
 60. Rogers MW, Pai YC. Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Exp Brain Res*. 1990;81(2):398-402.
 61. Yiou E, Hussein T, Larue J. Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Gait Posture*. 2012;35(3):494-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.015.
 62. Wang Y, Asaka T, Watanabe K. Multi-muscle synergies in elderly individuals: preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Exp Brain Res*. 2013;226(4):463-72. doi: 10.1007/s00221-013-3449-9.
 63. Foreman MD, Fletcher K, Mion LC, et al. Assessing cognitive function. *Geriatr Nurs*. 1996;17(5):228-32.
 64. Hughey LK, Fung J. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. *Exp Brain Res*. 2005;165(2):152-66.
 65. John and Blumenstein. Electrode placement in EMG biofeedback. 1980. 1-88.
 66. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):420-5. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.08.003.
 67. Henry SM, Fung J, Horak FB. Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1998;6(1):32-42.
 68. Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1985;25(2-3):135-49.
 69. Morrison S, Kerr G, Newell KM, Silburn PA. Differential time- and frequency-dependent structure of postural sway and finger tremor in Parkinson's disease. *Neurosci Lett*. 2008;443(3):123-8. doi: 10.1016/j.neulet.2008.07.071..
 70. Azuma T, Ito T, Yamashita N. Effects of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. *Gait Posture*. 2007;26(4):526-31.
 71. Polcyn AF, Lipsitz LA, Kerrigan DC, Collins JJ. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(12):1582-9.
 72. Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Labyt E, Derambure P, Guieu JD, Defebvre L, Yiou, E. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait Posture*.

- 2006;24(2):203-10.
73. Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J Biomech.* 2014;47(2):417-23. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.011.
 74. Rogers MW. Influence of task dynamics on the organization of interlimb responses accompanying standing human leg flexion movements. *Brain Res.* 1992;579(2):353-6.
 75. Kai S, Yoshimoto R, Nakahara M, Murakami S, Watari K, Takahashi S. Change of the muscular activity by activation training of the lower trunk muscle in two-leg to one-leg standing shift of an elderly man. *J Phys Ther Sci.* 2008a;20(1): 63-66.
 76. Kai S, Yoshimoto R, Nakahara M, Murakami S, Murakami S, Watari K, Takahashi S. Trunk muscle activity in two-leg standing to one-leg standing in healthy elderly adults. *J Phys Ther Sci.* 2008b;20(2): 77-80.
 77. Coats RO, Wann JP. Reaching a better understanding of the control of bimanual movements in older adults. *PLoS One.* 2012;7(10):e47222. doi: 10.1371/journal.pone.0047222.
 78. Lafargue G, Noël M, Luyat M. In the elderly, failure to update internal models leads to over-optimistic predictions about upcoming actions. *PLoS One.* 2013;8(1):e51218. doi: 10.1371/journal.pone.0051218.
 79. Patel M, Magnusson M, Kristinsdottir E, Fransson PA. The contribution of mechanoreceptive sensation on stability and adaptation in the young and elderly. *Eur J Appl Physiol.* 2009;105(2):167-73. doi: 10.1007/s00421-008-0886-4.
 80. Carpenter MG, Murnaghan CD, Inglis JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience.* 2010;171(1):196-204. doi: 10.1016/j.neuroscience.2010.08.030.
 81. Wise AK, Gregory JE, Proske U. Detection of movements of the human forearm during and after co-contractions of muscles acting at the elbow joint. *J Physiol.* 1998;508 (Pt 1):325-30.
 82. Proske U, Wise AK, Gregory JE. The role of muscle receptors in the detection of movements. *Prog Neurobiol.* 2000;60(1):85-96.
 83. Waters P, Strick PL. Influence of 'strategy' on muscle activity during ballistic movements. *Brain Res.* 1981;207(1):189-94.
 84. Böhm H, Hösl M. Effect of boot shaft stiffness on stability joint energy and muscular co-contraction during walking on uneven surface. *J Biomech.* 2010;43(13):2467-72. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.029.
 85. Héroux ME, Dakin CJ, Luu BL, Inglis JT, Blouin JS. Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. *J Appl Physiol (1985).* 2014;116(2):140-8. doi: 10.1152/japplphysiol.00906.2013.
 86. Weaver TB, Hamilton LE, Tokuno CD. Age-related changes in the control of perturbation-evoked and voluntary arm movements. *Clin Neurophysiol.* 2012 Oct;123(10):2025-33. doi: 10.1016/j.clinph.2012.03.012.

87. Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raïche M. Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000 Jan;81(1):45-8.
88. Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raïche M. Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(1):80-5.
89. Rudisill ME, Toole T. Gender differences in motor performance of 50- to 79-year-old adults. *Percept Mot Skills.* 1993;77(3 Pt 1):939-47.
90. Mian OS, Thom JM, Ardigò LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol (Oxf).* 2006;186(2):127-39.
91. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther.* 1997;77(5):517-33.
92. Riach CL, Starkes JL. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait Posture.* 1993;1(2):105-111. doi: 10.1016/j.
93. Clark S, Rose DJ. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: a generalizability study of the limits of stability test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(4):468-74.
94. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing.* 1997;26(4):261-8.
95. Aruin AS, Kanekar N, Lee YJ, Ganesan M. Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Exp Brain Res.* 2015;233(2):649-55. doi: 10.1007/s00221-014-4144-1.
96. Saito H, Yamanaka M, Kasahara S, Fukushima J. Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Hum Mov Sci.* 2014;37(1):69-86. doi: 10.1016/j.humov.2014.07.001.
97. Bouisset S, Richardson J, Zattara M. Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Exp Brain Res.* 2000;132(1):79-86.

8. 業績一覧

本論文の一部は以下の論文に発表した.

1. **Mani H**, Shih-fen Hsiao, Takeda K, Hasegawa N, Totsuka M, Tsuda A, Ohashi T, Suwahara T, Ito K, Asaka T. Age-related changes in distance from center of mass to center of pressure during one-leg standing. *J Mot behav.* (in press)

本論文の一部は以下の学会に発表した.

1. **Mani H**, Hasegawa N., Takeda K., Nanbu M., Totsuka M., Tsuda A., Ito K., Ohashi T., Suwahara T., Zhao J., Shih-Fen Hsiao., Asaka T.: Difference of the relative distances from center of pressure to center of mass between the young and elderly people during one-leg standing. *The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science*, July 11-13, 2014, Sapporo, Hokkaido. Poster
APCOCS 2014 ‘Young Coaching Scientist’s Award (YCSA)’
2. **Mani H**, Shih-Fen Hsiao., Hasegawa N., Takeda K., Asaka T.: Age-related Changes in the Relative Distances from Center of Pressure to Center of Mass during One-leg Standing. The 67th Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, March 29-30, 2014, Taipei, Taiwan. Oral
3. **萬井太規**, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 大橋哲朗, 伊藤久美子, 諏訪原司, 趙静, Shi-Fen Hsiao, 浅賀忠義: 加齢に伴う片脚立位動作の不安定性要因についてー体重心と足圧中心との位置関係に着目してー. 第49回日本理学療法学術大会. 2014年5月. 横浜. 口述発表

その他業績一覧

原著論文

1. **Mani H**, Izumi T, Konishi T, Samukawa M, Yamamoto K, Watanabe K, Asaka T. Characteristics of postural muscle activation patterns induced by unexpected surface perturbations in elite ski jumpers. *J Phys Ther Sci.* 2014 Jun;26(6):833-9.
2. 戸塚満久, **萬井太規**, 新崎真美子, 藤田博之, 菅田忠夫, 浅賀忠義. パーキンソン病患者における立位前後動揺時の圧中心と足圧分布との関連について. *理学療法科学* 28(5): 601-606, 2013.

3. 伊藤裕子, 萬井太規, 甲斐千尋, 泉達弥, 本間早苗, 武井麻子, 濱田晋輔, 森若文雄, 浅賀忠義. パーキンソン病患者における踵補高による歩行開始時の効果. 北海道理学療法士会誌 30: 25-32, 2013
4. 八幡健太郎, 萬井太規, 中西徹, 小南由衣, 浅賀忠義. 床面水平刺激による姿勢筋シナジーの学習効果について. 理学療法科学 27(6): 697-703, 2012.
平成 23 年度優秀論文賞
5. Asaka T, Yahata K, Mani H, Wang Y. Modulations of muscle modes in automatic postural responses induced by external surface translations. *J Mot Behav*. 2011; 43(2):165-72.

学会一覧

国際学会

1. Totsuka M., Ibuki A., Mani H., Hasegawa N., Ohashi T., Suwahara T., Takeda K., Ito K., Tsuda A., Zhao J., Asaka T.: The relationship between center of mass and center of pressure in the limits of stability. The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science, July 11-13, 2014, Sapporo, Hokkaido. Poster
2. Hasegawa N., Sakuma M., Mani H., Totsuka M., Tsuda A., Ito K., Ohashi T., Suwahara T., Takeda K., Zhao J., Shih-Fen Hsiao., Kasahara S., Asaka T.: Different effects of motor learning between visual and auditory feedback exercises in dynamic postural balance. The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science, July 11-13, 2014, Sapporo, Hokkaido. Poster
3. Hasegawa N., Shih-Fen Hsiao., Mani H., Asaka T.: Learning effects of dynamic postural balance by visual or auditory feedback exercise. The 67th Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, March 29-30, 2014, Taipei, Taiwan. Oral
4. Mani H., Konishi T., Tsuda A., Izumi T., Hasegawa N., Totsuka M., Zhao Jing., Shih-Fen Hsiao., Asaka T. : Adaptation of postural strategy with a mobile base of support. The 6th Asia-Western Pacific Regional Congress of the World Confederation for Physical Therapy & The 12th International Congress of Asian Confederation for Physical Therapy (WCPT-AWP & ACPT Congress 2013), September 5-9, 2013, Taichung, Taiwan. Oral

Student Awards

5. Tsuda A, Mochiduki T, Konishi T, Izumi T, Mani H, Hasegawa N, Totsuka M, Jing Zhao, Yamamoto K, Shih-Fen Hsiao, Asaka T, Characteristics of Stability Limits and Pressure

Distributions during Reaching Movements in Patients with Stroke. The 6th Asia-Western Pacific Regional Congress of the World Confederation for Physical Therapy & The 12th International Congress of Asian Confederation for Physical Therapy (WCPT-AWP & ACPT Congress 2013), September 5-9, 2013, Taichung, Taiwan. Poster

6. Asaka T., Mani H., Izumi T., Konishi T., Samukawa M., Yamamoto K., Wang Y., Watanabe K. : Characteristics of feedback postural control induced by unexpected surface perturbations in elite skiers. 4th International Conference on Chemical Engineering and Applications ICBBT-2012, February 26-28, 2012, Singapore. Oral
7. Asaka T., Wang Y., Yahata K., Mani H., Kominami Y. : Muscle modes involved in automatic postural responses triggered by external perturbations. 1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics ICABB-2010, October 14-16, 2010, Venice, Italy. Oral

国内学会

1. 武田賢太, 萬井太規, 諏訪原司, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 大橋哲朗, 趙静, 石川啓太, 伊吹愛梨, 佐久間萌, 前島洋, 浅賀忠義. 視覚消失タイミングが歩行開始のタイミング予測に与える影響. 第1回日本基礎理学療法学会学術集会, 日本基礎理学療法学会第4回学術大会 合同学会. 2014年11月. 名古屋. 口述発表
2. 大橋哲朗, 萬井太規, 諏訪原司, 佐久間萌, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 伊吹愛梨, 趙静, 石川啓太, 前島洋, 浅賀忠義. 着座動作の足関節可動域制限による姿勢と座面圧への影響について. 第1回日本基礎理学療法学会学術集会, 日本基礎理学療法学会第4回学術大会 合同学会. 2014年11月. 名古屋. 口述発表
3. 諏訪原司, 武田賢太, 大橋哲朗, 萬井太規, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 趙静, 石川啓太, 伊吹愛梨, 佐久間萌, 前島洋, 浅賀忠義. 口頭指示の違いが前方水平外乱における後方ステップに与える影響. 第1回日本基礎理学療法学会学術集会, 日本基礎理学療法学会第4回学術大会 合同学会. 2014年11月. 名古屋. 口述発表
4. 萬井太規, 戸塚満久, 阿部絵里奈, 小鷹妙, 駒澤歩, 浅賀忠義: パーキンソン病患者への全身振動刺激トレーニングの即時的効果について. 第65回北海道理学療法学術大会. 2014年10月. 帯広. 北海道. ポスター発表
5. 長谷川直哉, 萬井太規, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 大橋哲朗, 伊藤久美子, 諏訪原司, 趙静, Shi-Fen Hsiao, 浅賀忠義: 感覚フィードバックの違いが動的バランスの学習効果に与える影響. 第49回日本理学療法学術大会. 2014年5月. 横浜. 口述発表

6. **萬井太規**, Shih-Fen Hsiao, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 大橋哲朗, 諏訪原司, 伊藤久美子, 趙静, 浅賀忠義: 片脚立位パフォーマンスの再現性における加齢の影響について. 日本健康行動科学会第 12 回学術大会. 2013 年 9 月. 北海道. 口述とポスター発表

7. 長谷川直哉, **萬井太規**, Shih-Fen Hsiao, 戸塚満久, 津田章代, 伊藤久美子, 大橋哲朗, 諏訪原司, 武田賢太, 趙静, 浅賀忠義: 感覚フィードバックの違いが動的バランスの運動学習に与える影響について. 日本健康行動科学会第 12 回学術大会. 2013 年 9 月. 北海道. 口述とポスター発表

優秀演題賞

8. 津田章代, 望月智行, 小西智也, 泉達弥, **萬井太規**, 山本敬三, 浅賀忠義: 片麻痺患者の立位における安定性限界と足圧分布の特性について. 第 63 回北海道理学療法士学術大会. 2012 年 11 月. 北海道. ポスター発表
9. **萬井太規**, 泉達弥, 小西智也, 津田章代, 浅賀忠義: 予測的姿勢調節と代償的姿勢反応との筋活動の関連性について. 第 6 回 Motor control 研究会. 2012 年 6 月. 名古屋. ポスター発表
10. 津田章代, 望月智行, 泉達弥, 小西智也, **萬井太規**, 山本敬三, 浅賀忠義: 片麻痺患者の立位における安定性限界の特性について. 第 6 回 Motor control 研究会. 2012 年 6 月. 名古屋. ポスター発表
11. 泉達也, 小西智也, **萬井太規**, 三浦宏介, 津田章代, 寒川美奈, 山本敬三, 浅賀忠義: 卓越した代償的姿勢反応の特性についてー姿勢筋活動の特徴ー. 第 47 回日本理学療法学術大会. 2012 年 5 月. 兵庫. ポスター発表
12. 田上裕子, **萬井太規**, 甲斐千尋, 泉達也, 濱田晋輔, 浅賀忠義: パーキンソン病患者における踵補高による歩行開始時の効果. 第 62 回北海道理学療法士学術大会. 2011 年 11 月. 北海道. ポスター発表
13. 戸塚満久, 新崎真美子, 藤田博之, **萬井太規**, 菅田忠夫, 浅賀忠義: パーキンソン病患者における立位前後動揺と足圧分布との関連について. 第 62 回北海道理学療法士学術大会. 2011 年 11 月. 北海道. 口述発表
14. **萬井太規**, 泉達弥, 三浦宏介, 浅賀忠義: 水平外乱による姿勢反応の筋活動パターンについて. 第 46 回日本理学療法学術大会. 2011 年 5 月. 宮崎. 口述発表

15. 八幡健太郎, 萬井太規, 中西徹, 小南由衣, 浅賀忠義: 姿勢反応における筋シナジーの学習効果について. 第 45 回日本理学療法学術大会. 2010 年 5 月. 岐阜. ポスター発表