クロスステップ反復練習による片脚立位動作時の 姿勢安定性への効果

Effects of the Repetitive Cross-over Step Training for Postural Stability during One Leg Standing

萬井 太規¹⁾ 長谷川 直哉²⁾ 武田 賢太²⁾ 伊吹 愛梨²⁾
佐久間 萌²⁾ 石川 啓太²⁾ 前島 洋¹⁾ 浅賀 忠義¹⁾

HIROKI MANI, RPT, PhD¹⁾, NAOYA HASEGAWA, RPT, MS²⁾, KENTA TAKEDA, RPT, MS²⁾, AIRI IBUKI, RPT, MS²⁾,
MOE SAKUMA, RPT, MS²⁾, KEITA ISHIKAWA, RPT, MS²⁾, HIROSHI MAEJIMA, RPT, PhD¹⁾, TADAYOSHI ASAKA, RPT, PhD¹⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation Science, Faculty of Health Sciences, Hokkaido University: N12-W5, Kita-ku, Sapporo-shi,
Hokkaido 060-0812, Japan TEL +81 11-706-3531 E-mail: h-mani.0620@hs.hokudai.ac.jp

²⁾ Graduate School of Health Sciences, Hokkaido University

Rigakuryoho Kagaku 31(4): 601-607, 2016. Submitted Feb. 22, 2016. Accepted Apr. 11, 2016.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to clarify the short-term effects of a repetitive cross-over step training for postural stability and postural strategies during one-leg standing. [Subjects and Methods] Fourteen healthy young adults participated in this study. In the test sessions before and after training, subjects maintained one-leg standing for up to 15 sec. In the training session, each subject repeatedly practiced the cross-over step in 100 trials. The distance from the center of pressure (COP) to the body's center of mass (COM) (COP-COM distance), and the body weight distribution and COP change mechanisms were evaluated to determine the effects of the practice. [Results] The results showed that the COP-COM distance during one-leg standing had shortened, together with increase of the body weight distribution mechanism in the acceleration phase and of COP-change mechanism in the deceleration phase after the practice. [Conclusion] Repetitive cross-over stepping changes postural strategies, improving postural stability during one-leg standing by reducing the COP-COM distance.

Key words: cross-over step, postural stability, one-leg standing

要旨:〔目的〕本研究の目的は、クロスステップ反復練習の片脚立位時の姿勢安定性および姿勢戦略への即時効果を検証することである。〔対象と方法〕14人の健常若年者を対象とした。練習前後のテスト課題として、被験者は片脚立位姿勢を15秒保持した。練習課題は、クロスステップ動作を100回反復した。練習効果検証のため、足圧中心点(COP)から体重心(COM)までの距離(COP-COM間距離)、荷重量メカニズムとCOP位置メカニズムを算出した。〔結果〕練習後、片脚立位中のCOP-COM間距離は減少し、加速相で荷重量メカニズム、減速相でCOP位置メカニズムが増大した。〔結語〕クロスステップ練習は、姿勢戦略を変化させ、片脚立位中のCOP-COM間距離を近づける能力を高め、姿勢安定性を向上させることが示された。

キーワード: クロスステップ, 片脚立位, 姿勢安定性

¹⁾ 北海道大学大学院 保健科学研究所: 北海道札幌市北区北12条西5丁目(〒060-0812) TEL 011-706-3531

²⁾ 北海道大学大学院 保健科学院

I. はじめに

高齢者の転倒は昨今の高齢社会において重要な問題であり¹⁾、有効な転倒予防プログラムが熱望されている^{2,3)}。片脚立位テストは高い信頼性を有し⁴⁾、対象者の転倒リスク⁵⁾や日常生活動作の自立度 (Functional Independence Measure : FIM) と相関があることから⁶⁾、バランス能力の評価としてよく用いられている。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動作場面で多発する⁷⁾。両脚立位からの片脚立位動作は、歩行開始および停止と同様に体重心の加速および減速が要求される動作であり、高齢者の転倒予防プログラムにも推奨されている⁸⁾。しかしながら、片脚立位保持のみを反復するようなバランス練習では COP 動揺で示される姿勢安定性の指標は改善しないという報告もある⁹⁾。片脚立位動作の姿勢安定性を改善させる新たなプログラムの考案が必要である。

我々は、片脚立位動作における高齢者の姿勢不安定性の要因は、足圧中心点 (Center of feet pressure : COP) と体重心 (Body's center of mass : COM) の位置関係 (COP-COM 間距離) から、1) 遊脚肢挙上直前の予測的姿勢調節 (Anticipatory postural adjustments : APA) の減少に伴う支持脚方向への COM の推進力低下、2) 支持脚内に COM を留める際の過剰な減速、3) 片脚立位保持中の COP 位置の支持脚側方向の偏移による遊脚肢への大きなモーメント力発生 (COP-COM 間距離の増大) であることを示した¹⁰⁾。さらに、両脚立位から片脚立位へと移行する動作が後の片脚立位保持の安定性にも影響することを示した。つまり、COM の十分な偏移が保持相の安定性に重要であることが示唆された。

高齢者における COM の支持脚側への不十分な偏移は、加齢に伴う感覚処理機能の変化¹¹⁾、筋機能の低下¹²⁾だけでなく、支持脚側より外側へバランスを崩すことに対する不安感¹³⁾や支持脚を跨いでステップを踏む動作の経験不足等が考えられる。支持脚を跨ぐステップ動作は、急激な方向転換時や姿勢動揺時に誘発される動作である。安定性限界 (バランスを崩さずに支持基底面内で COM を動かすことのできる最大範囲) の低下がみられる高齢者においては¹⁴⁾、反復的なステップ練習は安定性限界を向上させ姿勢安定性が改善されるという報告がある¹⁵⁾。したがって、我々は高齢者の片脚立位動作の姿勢安定性を高める練習方法として、大きな COM 偏移が要求されるクロスステップ動作の反復練習が効果的であると考えた。本研究では、クロスステップ動作は立位姿勢で一側下肢 (遊脚肢) を挙上し、もう一方の下肢 (支持脚) を跨いで外側に接地する動作と定義する。

側方への体重移動時の姿勢戦略において、2 枚の床反力計から算出される合成 COP (COP_{net}) の側方偏移は 2 つのメカニズムに分類される¹⁶⁾。1 つ目は COP 位置メ

カニズム ($COP\ changes : COP_c$) と定義され、 COP_{net} を調節する上で、左右の足部の COP ($COP\ left : COP_l$, $COP\ right : COP_r$) の位置関係、つまり距離成分 (モーメントアーム) を細かく調節するメカニズムである。2 つ目は荷重量メカニズム ($COP\ vertical : COP_v$) と定義され、左右の下肢の荷重量、つまり力成分 (垂直分力) を細かく調節するメカニズムである (方法にて後述)。 COP_c および COP_v は、それぞれ足関節戦略と股関節戦略を反映する^{17,18)}。Bonnet ら^{17,18)} は、高齢者は若年者と比較して静止立位時に COP_c が低下していること、さらに、パーキンソン病患者において、左右の体重移動時において COP_v が低下していることを報告した。

本研究の目的は、健常若年者を対象にクロスステップの反復練習による片脚立位時の姿勢安定性の効果および姿勢戦略の影響について調べることにした。我々の仮説は、クロスステップの反復練習により、1) 片脚立位保持中の COP-COM 間距離が減少する、2) 支持脚方向への COM 最大偏移量は増大する、3) 大きな COM 偏移には股関節戦略が効率的であることから¹⁹⁾、加速相および減速相ともに荷重量メカニズム (COP_v) が増大するとした。本研究の結果は、高齢者に対するクロスステップ練習の効果検証のための基礎的データとなる。

II. 対象と方法

整形外科的および神経学的疾患の既往のない健常若年者 14 名を対象とした (男性 8 名、女性 6 名、年齢 23.5 ± 1.8 歳、身長 164.6 ± 11.5 cm、体重 56.5 ± 9.7 kg、いずれも平均 $\pm$ 標準偏差を示す)。被験者の運動習慣は実験当時週に 1 ~ 2 日程度の頻度であった。被験者の利き足は、右が 12 名、左が 2 名だった。利き足はボールを蹴る方の足と定義した²⁰⁾。利き足の機能は操作性と支持性があり、近年操作性と支持性に分けて利き足が調査されている²¹⁾。バランス課題においては、支持性が重要となる。片脚立位保持中の COP 動揺は利き足と非利き足で差が無いことが報告されている²²⁾。一方、Dessery ら²³⁾ は、非利き足を支持脚とするステップ時は、利き足を支持脚とするステップ時よりも APA が小さいことを報告した。本研究では支持性を向上させることを目的とし、非利き足を支持脚として課題を設定した。被験者には事前に口頭と書面で本研究の目的や実験手順、考えられる危険性などを十分に説明し、書面にて同意を得た。本研究は、我々の所属する機関にある倫理委員会の承認を得ている (承認番号 15-60)。

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 社製)。サンプリング周波数は 200 Hz とした。動的な課題における COM 算出に推奨されている Plug-In Gait model (VICON, Inter Reha

社製)を参考に²⁴⁾, 20個の赤外線反射マーカ―を身体骨ランドマーク上の皮膚(両側外耳孔, 肩峰, 上腕骨外側上顆, 手関節中央, 第2中手骨頭, 大転子, 大腿骨外側上顆, 外果, 第2中足骨頭, 踵骨)に貼付した(図1A). 本研究では, 反射マーカ―から得られた運動学的データと Winter²⁵⁾の身体計測学的データを基にCOMを算出した. 一方, 前額面上のCOP座標は2枚の床反力計(Forceplate, Kistler社製)を平行に設置し, 算出した(下記算出式1, 式2参照). 床反力データはサンプリング周波数1,000 Hzにて記録し, Cortexソフトウェア(Hawk cameras, Motion Analysis社製)内に記録収集した. サンプル周波数1,000 Hzで記録したCOPデータは, サンプル周波数を200 Hzへとダウンサンプリングし, モーションキャプチャデータと同期した.

課題は実験課題と練習課題の2種類とした. 片脚立位動作を実験課題とし, クロスステップ動作を練習課題とした. 両課題とも, 被験者は上肢を体側につけて下垂した状態で, 荷重を両足均等にした安静立位となるように指示された. 左右の足部内側縁が平行で足は腰幅の位置とし, 2枚の床反力計にそれぞれ各足を乗せた. 足部の位置をマーキングし, 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. 被験者の初期姿勢は, モーションキャプチャーシステム内に表示される床反力データを視認し, 適宜口頭にて修正を行った. 初期姿勢の荷重の均等性は, 左右垂直分力の差が20 N以内の誤差を容認した. なお, 被験者には課題中常に2 m離れた前方のターゲットを注視させた. ターゲットの高さは, 被験者の視線の高さに合わせた. 実験課題である片脚立位動作は, コンピュータのピープ音の後, 安静立位を少なくとも1秒間保持した後に, 任意のタイミングで利き足を挙上し, 非利き足を支持脚とした片脚立位姿勢を保持した. 遊脚側下肢は膝関節, 股関節軽度屈曲位(遊脚側母趾が支持脚内果の高さ)になるように指示した. また, 被験者にはできるだけ長く安定して保つように指示した(最大15秒間). 練習課題前後に各10回ずつ実施した. 一方, 練習課題は, クロスステップ動作を100回反復した. 被験者に, コンピュータのピープ音の後, 安静立位を少なくとも1秒間保持した後, 任意のタイミングで開始するように指示した. クロスステップ動作は, 利き足を挙上し, 支持脚である非利き足を前方に跨いで床反力計上に接地(遊脚側踵部外側端が支持脚小趾外側縁を越えた位置)するように指示した. 跨ぐ際の遊脚肢の高さは片脚立位保持姿勢と同じ高さまでとし, 遊脚肢の速度は対象者の任意の速度とした. 遊脚肢の床反力計上の接地位置は, 遊脚肢の遊脚側踵部外側端が支持脚小趾外側縁を越えた位置に常に接地するように, 毎回口頭にて指示した. さらに被験者は, コンピュータのピープ音の後に静止立位に戻るように指示された. 静止立位姿勢に戻った後, 5秒以上の時間を置き, 次の施行を行った.

図1 実験セットアップ

被験者は, Plug-In Gait modelを参考にした骨ランドマークに20個の反射マーカ―を貼付した. 小円は反射マーカ―の位置を示す: 両側外耳孔, 肩峰, 上腕骨外側上顆, 手関節中央, 第2中手骨頭, 大転子, 大腿骨外側上顆, 外果, 第2中足骨頭, 踵骨.

1 施行5秒程度の時間を要した. 疲労の影響を最小限にするため, 被験者が休憩を要求した時, もしくは, 30回~40回に1回, 数分間の休憩をはさんだ.

全てのシグナルはオフラインでのMATLAB R2013a(MathWorks社製)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第4次Butterworth low-pass filter(カットオフ周波数20 Hz)を用いて処理した. 反射マーカ―の座標と Winter²⁵⁾の身体計測学的データに基づきCOM座標を算出した. 床反力データは第4次Butterworth low-pass filter(カットオフ周波数8 Hz)を用いて処理した.

下肢挙上動作の開始時間(T_0)は, 垂直床反力シグナルが5 N以下になった後初めてゼロになった時点と定義した. 各床反力計シグナルからのCOP座標(COP_l , COP_r), 合成COP座標(COP_{net})を算出した²⁶⁾(式1, 式2). さらに, Bonnetら¹⁸⁾の計算式を参考に, モーションキャプチャーシステム上の座標軸と一致させた計算式にてCOP位置メカニズム(COP_c)と荷重量メカニズム(COP_v)を算出した(式3, 式4).

$$COP_l = \frac{((F1z + F3z) - (F2z + F4z)) * d2}{Fz} \quad (1)$$

$$COP_{net}(t) = \frac{\left(\frac{k}{2} + COP_l(t)\right) * Fz_l(t) - \left(\frac{k}{2} - COP_r(t)\right) * Fz_r(t)}{Fz_l(t) + Fz_r(t)} \quad (2)$$

$$COP_c(t) = \frac{\left(\frac{k}{2} + COP_l(t)\right) * meanFz_l - \left(\frac{k}{2} - COP_r(t)\right) * meanFz_r}{meanFz_l + meanFz_r} \quad (3)$$

$$COP_v(t) = \frac{\left(\frac{k}{2} + meanCOP_l\right) * Fz_l(t) - \left(\frac{k}{2} - meanCOP_r\right) * Fz_r(t)}{Fz_l(t) + Fz_r(t)} \quad (4)$$

図2 片脚立位動作時の運動力学および運動学的データ

(A) 下肢挙上直前の体重移動時のCOM, COP_{net} , COP_c , および COP_v の偏移データの1人の代表例。

(B) COM, および COP_{net} の前額面上の偏移データの1人の代表例。片脚立位動作を3相に区分する。 T_{APA} は COP 偏移の開始時点を示し、 T_0 は遊脚側垂直床反力シグナルが5 N以下になった後初めてゼロになった時点、 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。

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、および k は2枚の床反力計の中心間距離を示す。また l は左側床反力計、 r は右側床反力計のデータを示す。本実験では、 $d_2=175$ mm、 $k=450$ mmに設定した。 $meanCOP_l$, $meanCOP_r$, $meanF_zl$, および $meanF_zr$ は、 T_0 より1秒以上前の静止立位時の200ミリ秒間の各足部 COP 座標および垂直分力の平均値を示す。

COP_{net} 座標とCOM座標の位置関係から、片脚立位動作を加速相、減速相、および保持相の3相に区分し、解析を行った¹⁰⁾。加速相の開始時間(T_{APA})は、 T_0 直前に COP_{net} が安静立位時の COP_{net} 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2)。安静立位時の COP_{net} の平均位置は、 T_0 より1秒以上前の200ミリ秒間の安静立位時とした。 APA の終了時間(T_1)は

COP_{net} 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2B)。 T_{APA} から T_1 までを加速相とした。 T_1 の後COM速度が初めてゼロに達した時点をも T_2 と定義し、 T_1 から T_2 までを減速相とした。最後に T_2 から課題終了までを保持相と定義した(図2B)。

片脚立位動作のパフォーマンスを評価するために、安静立位から支持脚方向へのCOM最大偏移量(Max COM)、外果マーカーから遊脚肢の最大下肢挙上速度を算出した²⁷⁾。さらに、姿勢戦略の変化を検証するため、支持脚側の肩峰マーカーと大転子マーカーの支持脚方向への最大偏移量、および、加速相の遊脚股関節屈曲角度変化量および減速相の支持脚股関節屈曲角度変化量を算出した。股関節角度は、大転子マーカーと肩峰マーカーを結ぶ線と大転子マーカーと大腿骨外側上顆を結ぶ線のなす角度とした。姿勢安定性の指標として、各相において、 COP_{net} 座標とCOM座標との距離(COP-COM間距離)の二乗平均平方根(Root mean square : RMS)を算出した(加速相RMS, 減速相RMS, 保持相RMS)。COP-COM間距離は、各時間の COP 座標からCOM座標を引いて算出した。保持相RMSは、 T_2 から課題終了までの時間のRMSを算出した。練習前後における姿勢戦略の変化を検証するために、加速相(APA)と減速相(T_0)の COP_{net} に対する COP_c , COP_v それぞれの比率を算出した($APA [COP_c / COP_{net}]$, $APA [COP_v / COP_{net}]$, $T_0 [COP_c / COP_{net}]$, $T_0 [COP_v / COP_{net}]$)¹⁸⁾。

練習前後における片脚立位動作の運動学的・運動力学のパラメーターを、対応のある t 検定を用いて検定した。統計解析ソフトSPSS Statistics 18(日本IBM社製)を用い、有意水準は5%とした。

III. 結果

全被験者が全施行において15秒以上保持することができた。

片脚立位動作時のCOMおよび COP 変数の偏移パターンは練習前後において類似していた。

表1は、クロスステップ練習前後の全ての変数の平均値±標準偏差を示す。パフォーマンス変数である下肢挙上速度およびCOMの最大偏移量は練習前後に有意差は認められなかった($p>0.05$)。保持相のCOP-COM間距離(保持相RMS)は練習後に有意な減少が認められた($p<0.05$)。加速相および減速相(加速相RMS, 減速相RMS)には有意差は認められなかった($p>0.05$)。加速相において、荷重量メカニズム($APA [COP_v / COP_{net}]$)は練習後に有意に増加し($p<0.05$)、 COP 位置メカニズム($APA [COP_c / COP_{net}]$)は減少する傾向だった($p=0.071$)。減速相では、荷重量メカニズム($T_0 [COP_v / COP_{net}]$)は、練習後に有意に減少し($p<0.05$)、 COP 位置メカニズム($T_0 [COP_c / COP_{net}]$)は有意に増加し

表 1 練習前後の片脚立位動作の運動力学・運動学的変数

	練習前	練習後
パフォーマンス変数		
最大下肢挙上速度 (m/sec)	0.4 ± 0.2	0.3 ± 0.2
Max COM (mm)	151.2 ± 9.8	151.5 ± 11.5
COP-COM 間距離		
加速相 RMS (mm)	24.2 ± 11.1	23.2 ± 10.4
減速相 RMS (mm)	17.9 ± 4.7	17.6 ± 5.1
保持相 RMS (mm)	4.4 ± 1.6*	3.8 ± 0.8
運動学的変数		
大転子マーカの最大偏移量 (mm)	113.3 ± 12.8	111.3 ± 14.5
肩峰マーカの最大偏移量 (mm)	134.4 ± 18.0*	120.5 ± 23.0
加速相股関節屈曲角度変化量 (°)	-1.3 ± 0.5*	-1.6 ± 0.6
減速相股関節屈曲角度変化量 (°)	6.17 ± 2.11*	6.80 ± 1.95
COP 変数		
APA COP _{net} (mm)	44.8 ± 45.2*	38.7 ± 42.2
APA COP _c (mm)	8.5 ± 7.7*	4.9 ± 4.0
APA COP _v (mm)	43.3 ± 46.0*	37.6 ± 41.8
APA [COP _c / COP _{net}] (%)	47.5 ± 60.2	29.6 ± 43.1
APA [COP _v / COP _{net}] (%)	93.5 ± 5.4*	96.2 ± 4.7
T ₀ COP _{net} (mm)	141.8 ± 13.2	139.4 ± 16.2
T ₀ COP _c (mm)	16.8 ± 19.9*	24.0 ± 27.2
T ₀ COP _v (mm)	141.7 ± 13.8*	135.5 ± 16.6
T ₀ [COP _c / COP _{net}] (%)	11.3 ± 14.6*	17.0 ± 20.0
T ₀ [COP _v / COP _{net}] (%)	100.0 ± 4.4*	97.1 ± 2.5

平均値 ± 標準偏差. *: p<0.05, 練習前 vs 練習後.

た (p<0.05). APA COP_{net}, APA COP_c, APA COP_v, および, T₀ COP_v はいずれも練習後に有意な減少が認められた (p<0.05). 一方, T₀ COP_c は有意な増加が認められた. 関節運動に関しては, 練習後, 加速相において遊脚側の股関節屈曲角度の有意な減少, 減速相において支持脚股関節屈曲角度の有意な増大が認められた (p<0.05). また, 練習後, 肩峰マーカの支持脚方向への最大偏移量の有意な減少が認められた (p<0.01).

IV. 考 察

片脚立位動作のパフォーマンス変数である最大下肢挙上速度は, 練習前後の実験課題間で有意差は認められなかった. よって, 練習前後において下肢挙上速度による姿勢安定性への影響は無いものと考えられる. クロスステップ練習後, 片脚立位保持中の COP-COM 間距離は減少し, COM の最大偏移量は変化せず, 下肢挙上直前の加速相では COP_{net} から示される APA は減少し, 荷重量メカニズム (APA [COP_v / COP_{net}]) が増大した. 一方, 減速相における支持脚側方向の体重移動では, 荷重量メカニズムが減少し (T₀ [COP_v / COP_{net}]), COP 位置メカニズム (T₀ [COP_c / COP_{net}]) が増大した.

片脚立位保持中の COP-COM 間距離 (保持相 RMS)

が減少したことから, 姿勢安定性が高まったと考えられる. 高齢者は, 若年者と比較して COP-COM 間距離が増大する¹⁰⁾. COP-COM 間距離の増大は, COM に対するモーメント力の大きさと関連し^{28,29)}, 静的バランス課題において, COP-COM 間距離は小さい方が安定性が高いと解釈できる. COP-COM 間距離の減少から, COM に対して適切に COP を近づける能力が高まったと考えられる³⁰⁾.

仮説に反して, 本研究では COM の最大偏移量は練習前後で変化はなかった. これは健常若年者を対象にしたことが影響しているかもしれない. COM の最大偏移量の増大は, 支持脚側の外側方向への COM の逸脱の原因にもなる. 若年者では練習前から, 支持脚方向の十分な COM 偏移がなされており, 最大偏移量を増大させる必要がなかったことが考えられる. また, クロスステップ動作を任意の速度に設定したことも影響している可能性がある. APA は, COM の推進力の産生を目的とし³¹⁾, ステップ幅やステップ速度のようなパフォーマンス変数に影響を及ぼす³²⁾. したがって, 大きな APA の構築, および大きな COM 偏移の産生のための練習方法として, 下肢挙上速度を速めたクロスステップ練習の方が効果的であった可能性も考えられる.

練習後, 加速相において遊脚側股関節屈曲角度変化量

が減少し、さらに COP_{net} の減少、荷重量メカニズム ($APA [COP_v / COP_{net}]$) の増大が認められた (表 1). 荷重量メカニズム (COP_v / COP_{net}) は股関節戦略、一方、 COP 位置メカニズム (COP_c / COP_{net}) は足関節戦略を反映する^{17,18)}. また、荷重量メカニズムは COP 位置メカニズムよりも大きな COM 偏移到効率的な戦略である³³⁾. ゆえに、クロスステップ練習後、 APA による遊脚側の床反力を利用して COM 推進力を産生する戦略から、股関節の側方へのシフトを利用して COM を偏移させる戦略に変化したことが考えられる³⁴⁾. 減速相の体重移動時においては、練習後、 COP 位置メカニズム ($T_0 [COP_c / COP_{net}]$) が増大した. この結果は、 COM の適切な減速には、 COP の位置を COM に対して細かく調節する足関節戦略が適しているためと示唆される. 一方、減速相において荷重量メカニズムは減少し、支持脚股関節屈曲角度変化量の増大、および肩峰マーカーの最大偏移量の減少が認められた. 減速相においては、小さな支持基底面内に COM を適切に停止させる必要があり、 COM の大きな偏移は支持基底面からの逸脱の要因となる³⁵⁾. 体幹・股関節といった身体近位部の動きは、 COM 偏移到大きく影響する²⁶⁾. ゆえに、練習後、体重移動時の体幹側屈を減少させることで荷重量メカニズムを減少させ、足関節戦略を強めて COM を細かく調節する戦略に変化したことが考えられる.

本研究の限界として、対照群を設けていないことが挙げられる. 片脚立位保持中の COP - COM 間距離の減少は、クロスステップ動作の反復練習ではなく、単脚支持動作の反復による影響の可能性が否定できない. 今後、対照群と比較検討することにより、より客観的な評価になると考えられる. また、本研究結果を、高齢者を対象とした転倒予防の基礎資料とする上で、サンプル数が少ないことも限界の 1 つとなるかもしれない. 高齢者は動作のバラツキが大きくなることから³⁶⁾、より多くのサンプル数が必要であったかもしれない. しかしながら、10 人の高齢者を対象に若年者と同じように練習の効果が認められたとの報告もある³⁷⁾. よって、本研究のサンプル数は、高齢者に対するクロスステップ練習の効果を示すための対照データとして基礎的資料になると考えられる. さらに、本研究の練習回数も高齢者の基礎資料にする上で限界の 1 つとなるかもしれない. 耐久性が低下している高齢者において 100 回もの反復練習は困難な課題であることが推測される. しかしながら、高齢者における APA の改善が 120 回の反復練習にて示されていることから³⁸⁾、姿勢安定性の向上を図る上で十分な練習回数が必要である. 本研究では、30 ~ 40 回の練習に一度必ず休憩をはさみ、さらに、任意のタイミングでも休憩が取れるように疲労の影響に十分考慮しており、高齢者でも達成できる課題であると考えられる.

本研究結果により、若年健常者を対象にしたクロスス

テップの反復練習は、片脚立位時の保持相における姿勢安定性を向上させること、また、加速相および減速相における COP シフトのための姿勢戦略に変化をもたらすことが示された. 本研究の結果は、今後、高齢者を対象とした練習効果を調べる上で基礎的資料となる.

引用文献

- 1) Haines TP, Hill AM, Hill KD, et al.: Cost effectiveness of patient education for the prevention of falls in hospital: Economic evaluation from a randomized controlled trial. *BMC Med*, 2013, 11: 135.
- 2) Olivetti L, Schurr K, Sherrington C, et al.: 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): 147-153.
- 3) Marques EA, Mota J, Machado L, et al.: 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): 117-129.
- 4) Michikawa T, Nishiwaki Y, Takebayashi T, et al.: One-leg standing test for elderly populations. *J Orthop Sci*, 2009, 14(5): 675-685.
- 5) Hurvitz EA, Richardson JK, Werner RA, et al.: Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000, 81(5): 587-591.
- 6) Bohannon RW, Leary KM: Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76(11): 994-996.
- 7) Berg WP, Alessio HM, Mills EM, et al.: Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing*, 1997, 26(4): 261-268.
- 8) Sakamoto K, Endo N, Harada A, et al.: 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): 110-120.
- 9) Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, et al.: The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20(10): 1094-1100.
- 10) Mani H, Hsiao SF, Takeda K, et al.: Age-related changes in distance from center of mass to center of pressure during one-leg standing. *J Mot Behav*, 2015, 47(4): 282-290.
- 11) 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.
- 12) Johnson ME, Mille ML, Martinez KM, et al.: Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85(4): 593-597.
- 13) Yiou E, Deroche T, Do MC, et al.: Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Eur J Appl Physiol*, 2011, 111(4):

- 611-620.
- 14) 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.
- 15) Barrett RS, Cronin NJ, Lichtwark GA, et al.: Adaptive recovery responses to repeated forward loss of balance in older adults. *J Biomech*, 2012, 45(1): 183-187.
- 16) Winter DA, Prince F, Frank JS, et al.: Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*, 1996, 75(6): 2334-2343.
- 17) Bonnet CT, Mercier M, Szaffarczyk S: Impaired mediolateral postural control at the ankle in healthy, middle-aged adults. *J Mot Behav*, 2013, 45(4): 333-342.
- 18) Bonnet CT, Delval A, Defebvre L: Interest of active posturography to detect age-related and early Parkinson's disease-related impairments in mediolateral postural control. *J Neurophysiol*, 2014, 112(10): 2638-2646.
- 19) Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A: Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther*, 1997, 77(5): 517-533.
- 20) Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, et al.: Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait Posture*, 2011, 33(1): 83-87.
- 21) Elias LJ, Bryden MP: Footedness is a better predictor of language lateralisation than handedness. *Laterality*, 1998, 3(1): 41-51.
- 22) Muehlbauer T, Mettler C, Roth R, et al.: One-leg standing performance and muscle activity: Are there limb differences? *J Appl Biomech*, 2014, 30(3): 407-414.
- 23) Dessery Y, Barbier F, Gillet C, et al.: Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait Posture*, 2011, 33(4): 550-555.
- 24) Hughey LK, Fung J: Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. *Exp Brain Res*, 2005, 165(2): 152-166.
- 25) Winter DA: *Biomechanics and motor control of human movements*, 4th ed. John Wiley & Sons, New Jersey, 2009.
- 26) 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.
- 27) 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.
- 28) Chang H, Krebs DE: Dynamic balance control in elders: Gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80(5): 490-494.
- 29) Lafond D, Duarte M, Prince F: Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech*, 2004, 37(9): 1421-1426.
- 30) Bhatt T, Wening JD, Pai YC: Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. *Exp Brain Res*, 2006, 170(1): 61-73.
- 31) Bouisset S, Do MC: Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin*, 2008, 38(6): 345-362.
- 32) 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): 494-499.
- 33) Rougier PR: Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *J Biomech*, 2007, 40(11): 2477-2482.
- 34) Rogers MW, Pai YC: Organization of preparatory postural responses for the initiation of lateral body motion during goal directed leg movements. *Neurosci Lett*, 1995, 187(2): 99-102.
- 35) de Lima-Pardini AC, Papegaaij S, Cohen RG, et al.: The interaction of postural and voluntary strategies for stability in Parkinson's disease. *J Neurophysiol*, 2012, 108(5): 1244-1252.
- 36) Singer JC, Prentice SD, McIlroy WE: Age-related changes in mediolateral dynamic stability control during volitional stepping. *Gait Posture*, 2013, 38(4): 679-683.
- 37) Van Ooteghem K, Frank JS, Horak FB: Practice-related improvements in posture control differ between young and older adults exposed to continuous, variable amplitude oscillations of the support surface. *Exp Brain Res*, 2009, 199(2): 185-193.
- 38) Aruin AS, Kanekar N, Lee YJ, et al.: 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): 649-655.