健常若年者における側方またぎ動作時の障害物の高さや動作方法の違いが
支持脚動揺量に及ぼす影響 – 小型3軸加速度計を用いた解析 –

佐藤 孝史¹, 神先 秀人², 佐藤 寿晃³

Effects of different obstacle height and movement pattern on supported
leg sway during lateral stepping over in healthy young adults:
Analysis using a small triaxial accelerometer

Takashi Sato¹, Hideto Kanzaki² and Toshiaki Sato³

¹山形県立中央病院リハビリテーション室, 〒990-2292 山形県山形市大字青柳1800番地 (*Division of Rehabilitation, Yamagata Prefectural Central Hospital, 1800 Aoyagi, Yamagata 990-2292, Japan*)

²山形県立保健医療大学理学療法学科, 〒990-2212 山形県山形市上柳260 (*Department of Physical Therapy, Yamagata Prefectural University Health Sciences, 260 Kamiyanagi, Yamagata 990-2212, Japan*)

³山形県立保健医療大学作業療法学科, 〒990-2212 山形県山形市上柳260 (*Department of Occupational Therapy, Yamagata Prefectural University Health Sciences, 260 Kamiyanagi, Yamagata 990-2212, Japan*)

Received : March 6, 2017 / Accepted : August 4, 2017

Abstract The purpose of this study was to determine sway characteristics of a supported leg during a lateral stepping over obstacle task with different obstacle height and movement patterns, using a small triaxial accelerometer. We examined 20 healthy young adults to assess their trochanter malleolar distance traveled during a lateral stepping over obstacle task with obstacle heights of 30%, 50%, and 70%. The lateral stepping over tasks revealed flexion and extension patterns. We directed the subjects to grasp a forward handrail, perform the lateral step, and subsequently step over to the side. We calculated synthetic acceleration (SA) from acceleration data measured using two small triaxial accelerometers and two web cameras. We calculated supporting leg sway; RMS phases of X-, Y-, and Z-axes; and SA data. The subjects showed increased RMS of Y-axis and SA according to the obstacle height for the flexion pattern; however, they did not show change in RMS of Y-axis and SA according to the obstacle height for the extension pattern. During lateral stepping over, the RMS of Y-axis and SA for the flexion pattern were higher than for the extension pattern. The findings for the flexion pattern suggest that the center of gravity shifts higher according to increased obstacle height; consequently, the supporting leg becomes unstable. The findings for the extension pattern suggest that the “screw-home” rotation effect of the supporting leg during movement can support lateral stepping over better than the flexion pattern.

Jpn J Phys Fitness Sports Med, 66(5): 355-362 (2017)

Keywords : small triaxial accelerometer, lateral stepping over, quantity of supported leg sway

緒 言

作業療法士は、大腿骨近位部骨折や脳卒中後の患者に対する日常生活活動 (Activities of daily living : ADL) 訓練を早期から開始する^{1,2)}。特に入浴における浴槽移乗の方法は可能な限り側方またぎでの動作を指導する。しかし、側方またぎ動作での浴槽移乗はADLの中でも獲得が難しいと報告されている³⁾。側方またぎでは動作中に、片脚立位の姿勢をとる必要があり、身体に動揺が生じることが先行研究で報告されている^{4,5)}。臨床場面で

は、側方またぎ動作の訓練中に支持となる脚 (支持脚) が安定していないために片足を上げた際に動揺を生じて、バランスを崩す事例をよく経験する。日常生活における様々な動作時の支持脚動揺は転倒を含めたりスク管理上でも重要である。そのため、本研究での側方またぎ動作は、またぎを行う脚 (運動脚) より、支持脚の安定性が重要な要因の一つであると考えた。しかし、側方またぎ動作の指導方法は確立された方法がなく、作業療法士の経験による指導となっているのが現状である。

側方またぎ動作に関する先行研究では、歩行中に障害

物をまたぎ動作, 前方へのまたぎ動作を対象としたものが散見される⁶⁻¹⁰⁾。浴槽のまたぎ動作に用いられる側方またぎの研究においては, 梅崎らが報告した三次元動作解析装置を用いての浴槽へのまたぎ動作のパターンを分類する研究¹¹⁾や, 齋藤らが報告した浴槽の縁を模した障害物をどの高さまでまたげるか否かの評価の検者内信頼性, 検者間信頼性を検討した研究¹²⁾, Spartoらによって側方またぎ初期の姿勢調整反応について床反力計を用いて調査した研究¹³⁾が報告されている。

近年, 臨床場面において, 身体動揺を定量的に評価できる機器として小型3軸加速度センサを用いた運動学的分析が報告されている¹⁴⁻¹⁷⁾。小型3軸加速度センサは比較的安価で持ち運びも容易なことから場所を選ばず動作を拘束しない, 三次元動作解析装置や重心揺計のような高額な設備と比べて臨床場面へ導入しやすいという利点がある¹⁸⁻²¹⁾。そのため, 障がい者や高齢者に対する測定において, 手続きが簡便で, 短時間に測定できるため, 臨床場面では多く用いられている。さらに, 柎は, 重心動揺計で計測された総軌跡長と小型3軸加速度センサで計測された加速度との間に有意な相関を認めたと報告しており, 小型3軸加速度センサを用いた重心動揺の評価の妥当性が示されている¹⁸⁾。また, 池淵らは, 健常男性における歩行時の加速度計から得られた重心動揺の軌跡と, 三次元動作解析装置から得られた三次元軌跡の最大振幅を比較した結果, 有意な相関を認めたと報告しており, 動的な動揺の評価指標としても用いられる¹⁹⁾。よって, 他の指標との関連性があり, 加速度データ推移で多くのことが推測できると考える。

加速度センサを用いて動揺量を調べた研究として, 竹内らの小型3軸加速度センサを用いて側方ステップ動作における静止立位期と片脚立位期の実効値 (Root Mean Square : RMS) を動揺の指標として, 高齢者群と若年者群を比較, 検討した報告¹⁴⁾や, Mariusらの歩行解析時の体幹加速度動揺に着目して前後, 左右, 上下方向, および各方向の合成加速度のRMSの信頼性を検討した報告がある^{20,21)}。このような加速度データの解析から動的バランスや歩行時の動揺の特徴を調べるために, 小型3軸加速度センサを使用している研究報告が存在する^{14,16-27)}。しかし, 小型3軸加速度センサを用いて側方またぎ動作時の動揺の特性を調べた研究は, 筆者らが渉猟した限りでは見当たらなかった。先行研究の多くは, 小型3軸加速度センサを第2または第3腰椎に装着して測定している。その理由として, ステップや歩行動作における第2 (または第3) 腰椎は動作中に小型3軸加速度センサ本体の面がほとんど変化しないため, 軸の変化の影響を受けない。そのため, 正確な加速度データを得ることができる。一方, 筆者らが予備実験において, 運動脚と腰椎に小型3軸加速度センサを装着して側方またぎ動作の測

定を実施したところ, またぎ動作中に3軸の面が入れ変わるため, 正確なデータを抽出することが困難であった。しかし, 支持脚に小型3軸加速度センサを装着しての側方またぎ動作測定では, またぎ動作中のセンサ本体の軸の変化が生じなかったため, 小型3軸加速度センサを用いた測定が可能であると考えた。過去の研究において, 障害物の高さや動作方法を変化させて支持脚動揺量を調べた研究も見当たらない。臨床場面では側方またぎ動作における支持脚動揺量の障害物の高さやまたぎ動作方法の違いを把握しておくことは, 作業療法士として入浴時の浴槽またぎ動作指導の一助となると考える。

そこで本研究の目的は, 高齢者や障がい者を有する者に導入する基礎データとして, 健常若年者に対して小型3軸加速度センサを用いて, 側方またぎ動作時の支持脚動揺量に及ぼす影響を明らかにすることである。その際, 障害物の高さやまたぎ動作方法別のそれぞれの支持脚動揺量を測定し, その結果から有効な側方またぎ動作指導方法を検討することとした。

対象と方法

対象 対象は, 健常若年者20名 (男性8名, 女性12名, 年齢 26 ± 5 歳, 身長 161 ± 7 cm, 体重 57 ± 9 kg, 転子果長 77 ± 5 cm) であった。利き足は全対象者が右足であった。なお, 利き足は対象者がボールを実際に蹴り, その蹴り足を利き足とした。本研究は, 山形県立保健医療大学の倫理審査委員会の承認を受けて実施した (承認番号: 1402-24)。各対象者には口頭と文書にて, 十分説明を行った後, 文書にて同意を得た。

実験装置 測定機器は小型3軸加速度センサ2個 (TSND121, ATR-Promotions), ウェブカメラ2台 (UCAM-DLY300TA, ELECOM) を用いた (Fig. 1)。小型3軸加速度センサは両膝蓋骨上縁の大腿四頭筋腱を避けた2-3 cm上の両大腿部にベルトの上から固定し, 装着した (Fig. 2)。支持脚加速度の測定範囲は $\pm 20 \text{ m/s}^2$ ($\pm 2 \text{ G}$)¹⁵⁾, 1,000 Hzのサンプリング周波数で記録した。側方またぎ動作はウェブカメラを前方, 側方に設置し, 記録した。加速度データおよびウェブカメラからの動画はソフトウェア (SyncRecord (T), Ver.1.3.3.ATR-Promotions) で同期記録, 解析をした。

測定開始肢位と測定課題 対象者にはそれぞれの大転子の高さに設定した横手すりの前方に立つよう指示した。開始肢位の足部の位置については, 先行研究においても明記されているものが見当たらなかった^{8,10-12)}。そのため, 本研究では, 横手すりに対して垂直に設置した障害物 (またぎ板: 幅 $50 \times$ 長さ $2,000$ mm) の両端から100 mmあけて線を引き, その線に合わせて右足 (左側にい

Fig. 1 The small tri-axial accelerometer and the axis direction
The small tri-axial accelerometer sensor (TSND121, ATR-Promotions)
37 mm (W) × 46 mm (H) × 12 mm (D)

Fig. 2 Position of the sensor

る時は左足)の外側を接地させた位置を左右の開始肢位とした。両足の幅(踵間の距離)は肩幅とした。前後の開始位置は、側方またぎ動作を数回練習した後で、対象者が行い易いと答えた位置とした。測定課題として、対象者は、実際の浴槽(埋め込み式、洋式、和式)を想定した高さに設定した障害物(対象者それぞれの転子果長の30%, 50%, 70%の3条件)(Fig. 3)で、利き足・非利き足側、双方からの側方またぎを3回実施した。側方またぎ動作については、股関節屈曲でまたぐ方法と、股関節

伸展でまたぐ動作方法があり^{11,12)}、前者を「屈曲パターン: FI-P」、後者を「伸展パターン: Ex-P」と定義し、それぞれの高さに対してFI-PとEx-Pの両動作方法で実施した(Fig. 4)。その際、動作パターンを一定にするために数回練習し、ビデオ動画で一定になったことを確認した後、測定を実施した。測定課題順序はランダムとした。またぎ動作速度は任意とした。

解析区間 Fig. 5に代表例(転子果長50%の高さ)の加速度波形と画像を示す。側方またぎ動作の動画から2相に分類した。①は開始時点(静止立位)、②は運動脚が外側またぎにて障害物をまたいだ時の膝が最高位となった片脚立位の時点、③は運動脚が障害物をまたいで、床に足部をつけた時点、④は②で支持脚だった脚が運動脚となり内側またぎにて障害物をまたいだ時の膝が最高位となった片脚立位の時点、⑤は運動脚が障害物をまたぎ終えた時点(静止立位)とした。①から③を「外側またぎ相(I相)」, ③から⑤を「内側またぎ相(II相)」と定義した。さらに、小型3軸加速度センサで計測された運動脚の加速度波形および、動画から支持脚区間を確認した。本研究ではI相の支持脚動揺量を解析対象とした。I相のみを選択した理由についてII相では、内側またぎの動作統一ができなかったため、まず、本研究では支持脚の動揺量を把握する目的で、I相を解析対象とした。

動揺量の指標 支持脚区間の左右方向加速度(以後、X方向)、前後方向加速度(以後、Y方向)、上下方向加速度(以後、Z方向)の経時的データを用いて、重力補正処理後、X方向、Y方向、Z方向の加速度値から、合成ベクトルを算出^{19,20)}した(Fig. 6)。動揺量の指標は、実効

Fig. 3 Height of the obstacle
30%, 50%, and 70% of Trochantro-Malleolus Distance (TMD)

Fig. 4 Movement pattern during lateral stepping over
Fl-P: Flexion pattern
Ex-P: Extension pattern

値 (Root Mean Square : RMS) が多くの研究で用いられている^{14,19,21-24)}。本研究でも同様に、実効値を動揺量の指標とした。RMSは側方またぎ動作3試行の平均値を用いた。支持脚のX方向, Y方向, Z方向, 合成のRMSを算出後, それぞれの障害物30%, 50%, 70%高さ, Fl-PとEx-Pでの比較・検討した。

統計学的処理 X方向, Y方向, Z方向, 合成それぞれのRMSに対する動作方法と障害物の高さの影響を分析するため, 動作方法(Fl-P, Ex-Pの2水準)と障害物の高さ(30%, 50%, 70%の3水準)を2要因とした2元配置分散分析を用い, 交互作用と主効果について検討した。要因ごとに水準間の事後検定は, Bonferroni法を用いた

多重比較検定を用いた。なお, ソフトウェアはエクセル統計for Windows (Bell Curve for Excel, SSRI社)を使用し, 有意水準は5%とした。

結 果

対象者における側方またぎ動作方法と障害物の高さ別のX方向, Y方向, Z方向, 合成のRMSのそれぞれの平均値および標準偏差を示す (Table 1, Fig. 7)。

X方向の分散分析の結果, 動作方法と障害物の高さの交互作用は認められなかった。Y方向の分散分析の結果, 動作方法と障害物の高さの交互作用は認めた ($F(2,3)=3.4$, $p<0.05$)。動作方法と障害物の高さの両要因とも主効果を認めた ($F(2,3)=5.8$, $p<0.01$, $F(2,3)=42.2$,

Fig. 5 Wave form of the acceleration during lateral stepping over obstacle

$p < 0.01$). 動作方法では30%Fl-PとEx-P ($p < 0.05$), 50%Fl-PとEx-P ($p < 0.01$), 70%Fl-PとEx-P ($p < 0.01$) 間に有意差を認めた. 障害物の高さでは30%Fl-Pと50%Fl-P ($p < 0.05$), 50%Fl-Pと70%Fl-P ($p < 0.05$),

30%Fl-Pと70%Fl-P ($p < 0.01$) 間に有意差を認めた. Z方向の分散分析の結果, 動作方法と障害物の高さの交互作用は認められなかった. 合成RMSの分散分析の結果, 動作方法と障害物の高さの間に交互作用を認め

た ($F(2,3)=10.5$, $p<0.01$). 動作方法と障害物の高さの両要因ともに主効果を認めた ($F(2,3)=4.9$, $p<0.01$, $F(2,3)=54.7$, $p<0.01$). 動作方法では, 30%FI-PとEx-P ($p<0.05$), 50%FI-PとEx-P ($p<0.01$), 70%FI-PとEx-P ($p<0.01$) 間に有意差を認めた. 障害物の高さでは, 30%FI-Pと50%FI-P ($p<0.01$), 50%FI-Pと70%FI-P ($p<0.05$), 30%FI-Pと70%FI-P ($p<0.01$) 間に有意差を認めた.

$$RMS = \sqrt{X_i^2 + Y_i^2 + Z_i^2}$$

Fig. 6 Calculation of RMS

RMS: Root Mean Square

X: Acceleration in X-axis of direction

Y: Acceleration in Y-axis of direction

Z: Acceleration in Z-axis of direction

考 察

今回の研究結果より, 障害物の高さに関して, Y方向および合成RMSのFI-Pでは, 支持脚動揺量が有意に増加した. FI-Pは, 障害物をまたぐ際に股関節と膝関節を大きく屈曲する必要がある. 鈴木らは, 両脚立位時と片脚立位の重心動揺に有意差があったことを報告している⁵⁾. FI-Pは手すりを支持しているが, 片脚立位の状態と類似している. また, またぐ障害物の高さが高くなるにつれ, 運動脚の膝の位置が高くなる. 一般的に重心位置が高いほど外力に対して不安定になるとされている²⁵⁾. これらのことより, またぐ障害物が高くなると, それに伴った膝の位置(重心の位置)が高くなるため, FI-Pでは障害物の高さに伴った前後方向(Y方向)の身体動揺の増加が起り, 支持脚の動揺量に影響を及ぼしていたのではないかと推察する.

一方, 動作方法別でのFI-Pに比べてEx-Pは, 側方またぎ動作中の支持脚動揺量が有意に減少し, 障害物の高

Table 1. Difference in obstacle height and movement pattern in each RMS of X, Y, and Z axes, and synthetic acceleration data in supporting leg in lateral stepping over obstacle.

X-axis		Y-axis		Z-axis		RMS of synthetic acceleration data	
Mean±SD		Mean±SD		Mean±SD		Mean±SD	
FI-P							
30% (872±279)	30% (1,204±503)	* * *	30% (382±189)	30% (1,430±541)	* * *		
50% (993±332)	50% (1,484±535)		50% (527±230)	50% (1,797±509)			
70% (1,117±156)	70% (1,772±356)		70% (588±303)	70% (2,117±317)			
Ex-P							
30% (946±357)	30% (887±440) ^a		30% (287±150)	30% (1,157±525) ^d			
50% (984±285)	50% (1,021±373) ^b		50% (321±135)	50% (1,365±380) ^e			
70% (1,038±304)	70% (982±408) ^c		70% (409±164)	70% (1,402±441) ^f			

30% : Obstacle heights of 30% of the TMD

50% : Obstacle heights of 50% of the TMD

70% : Obstacle heights of 70% of the TMD

** : $p<0.01$ * : $p<0.05$

Y-axis a: 30%FI-P vs 30%Ex-P, $p<0.05$ b: 50%FI-P vs 50%Ex-P, $p<0.01$

c: 70%FI-P vs 70%Ex-P, $p<0.01$

Synthetic acceleration data

d: 30%FI-P vs 30%Ex-P, $p<0.05$ e: 50%FI-P vs 50%Ex-P, $p<0.01$

f: 70%FI-P vs 70%Ex-P, $p<0.01$

($10^{-4}G$)

Fig. 7 Difference in obstacle height in each RMS of synthetic acceleration data in supporting leg in lateral stepping over obstacle

30% : Obstacle heights of 30% of the TMD

50% : Obstacle heights of 50% of the TMD

70% : Obstacle heights of 70% of the TMD

** : $p < 0.01$ * : $p < 0.05$

a : 30% FI-P vs 30% Ex-P, $p < 0.05$ b : 50% FI-P vs 50% Ex-P, $p < 0.01$

c : 70% FI-P vs 70% Ex-P, $p < 0.01$

さが高くなっても変化しないという特徴を示した。齋藤らの側方またぎ動作の報告では、側方またぎ動作の方法は対象者の自由と規定したため、複数回の測定にて測定値にばらつきが生じ、またぐ下肢の動きを規定することが課題であったと述べている¹²⁾。本研究では、側方またぎ動作方法をFI-PとEx-Pで規定したことで、またぎ方法による違いを明確に示すことができた。梅崎らは、浴槽移乗を側方またぎ動作で遂行するには、体幹の前屈、股関節の外転を利用して支持脚を中心に体幹とつりあうように下腿を拳上することで安定性が得られる¹¹⁾と考察している。本研究でも同様の要因から、Ex-PはFI-Pよりも支持脚動揺量が少なかったのではないかと推察する。また、Ex-Pでは、体幹が屈曲することで脚の膝関節が伸展位に保持されやすく運動学的視点からScrew-home rotation²⁶⁾による膝関節のロッキングが生じやすい。星らは、立位重心同様にに関する関節固定について、膝・足関節を固定することで重心動揺が明らかに減少することを報告している²⁷⁾。Ex-Pでは、支持脚膝関節のロッキングにより重心動揺量を減少させ、安定性を保持するのを容易にしていたのではないかと推察する。側方またぎ動作方法別では、Y方向のFI-PとEx-Pで有意差を認めた。このことから、膝関節の屈曲、伸展の動きが動揺に影響していたと考えられ、前述のScrew-home rotationの効果を裏付けると考える。今回、健常者を対象に

側方またぎ動作の支持脚の動揺を調べた結果、障害物の高さ、またぎ動作方法の条件の違いによって支持脚の動揺量に変化があることを示すことができた。またぐ障害物の高さが高い場合、側方またぎ動作指導としてEx-Pを指導することにより、側方またぎ動作時の支持脚の動揺量を抑制するのに有効であると考ええる。今後は、疾患、障がいを持つ対象者で測定する場合、経時の変化を評価するとともに、今回の健常者の測定で得られた3軸加速度のデータを基に、支持脚動揺量が前後、左右、上下方向のどの成分に相違があるか否かを明らかにすることが可能であると考ええる。

結 語

今回、小型3軸加速度センサを用いて、側方またぎ動作時の支持脚の動揺量の特徴を調べた。その結果、

1. 障害物の高さに関して高さが高くなると、Y方向と合成RMSのFI-Pの支持脚動揺量は有意に増加した。Ex-Pは障害物の高さを変化しても、著明な増減は認めなかった。
2. 動作方法では、FI-Pに比較してEx-Pは、Y方向と合成RMSの支持脚動揺量は有意に減少した。

またぐ障害物の高さが高い場合、Ex-Pを指導することが、側方またぎ動作時の支持脚の動揺量を抑制するのに有効であると考ええる。

利益相反

本論文について他者との利益相反はない。

文 献

- 1) 日本作業療法士協会学術部編. 作業療法マニュアル38, 大腿骨頸部/転子部骨折の作業療法, (社) 日本作業療法士会, 東京, 2011.
- 2) 藤井浩美, 小山内隆生, 黒渕永寿. 日常生活活動の作業療法, 中央法規出版, 東京, 96-100, 2014.
- 3) 岩井信彦, 青柳陽一郎: Reach分析による脳卒中, 大腿骨頸部骨折患者のADL構造-機能的自立度評価法(FIM)を用いて-, 理学療法学, 39: 194-199, 2012.
- 4) 内田全城, 名倉達也: 開眼片脚立位における初期重心動揺特性, 理学療法科学, 29: 449-453, 2014.
- 5) 鈴木 哲, 平田淳也, 栗木鮎美, 富山 農, 植田一輝, 小田佳奈枝, 高橋正弘, 渡邊 進: 片脚立位時の体幹筋活動と重心動揺との関係, 理学療法科学, 24: 103-107, 2009.
- 6) Sakurai R, Fujiwara Y, Ishihara M, Higuchi T, Uchida H, Imanaka K. Age-related self-overestimation of step-over ability in healthy older adults and its relationship to fall risk. *BMC Geriatr* 13: 44-47, 2013.
- 7) Huang SC, Lu TW, Chen HL, Wang TM, Chou LS. Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing. *Med Eng Phys* 30: 968-975, 2008.
- 8) 松澤恵美, 南風原英之, 藤原孝之, 小駒喜郎: 高さの異なるまたぎ越え動作の運動分析に関する研究, 臨床バイオメカニクス, 32: 477-482, 2011.
- 9) Lu TW, Chen HL, Chen SC. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. *Gait Posture* 23: 471-479, 2006.
- 10) 荒井龍淳, 中原 純, 中里和弘, 増本康平, 藤田綾子: 実際の身体能力と身体能力の自己評価の関係に関する研究-高齢者と若年者のまたぎ能力の比較-, 生老病死の行動科学, 11: 43-52, 2006.
- 11) 梅崎園美, 齋藤誠二, 崔 智英, 村木里志, 栃原 裕: 三次元動作解析からみた浴槽へのまたぎ動作のパターン化, 人間-生活環境系シンポジウム報告集, 31: 111-114, 2007.
- 12) 齋藤崇志, 平野康之, 金子弥生, 大森祐三子, 大森 豊, 渡辺修一郎: 要介護高齢者を対象とした浴槽移乗動作を模した側方またぎ動作能力測定における検者内信頼性, 検者間信頼性の検討, 理学療法科学, 25: 983-986, 2010.
- 13) Sparto PJ, Jennings JR, Furman JM, Redfern MS. Lateral step initiation behavior in older adults. *Gait Posture* 39: 799-803, 2014.
- 14) 竹内弥彦, 下村義弘, 岩永光一, 勝浦哲夫: 小型三軸加速度計による高齢者の動的バランス評価の有用性, 理学療法科学, 22: 461-465, 2007.
- 15) 鳥野 大: 動作の測定法-加速度センサとジャイロセンサ-, 理学療法, 31: 208-215, 2014.
- 16) 高田耕太郎, 安保雅博: 小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討, 慈恵医大誌, 119: 331-338, 2004.
- 17) 高取克彦, 福本貴彦, 生野公貴: 小型加速度センサを用いた歩行解析の信頼性・妥当性に関する研究, 畿央大学紀要, 8: 1-4, 2008.
- 18) 柊 幸伸: 3次元加速度計による重心動揺評価, 理学療法科学, 19: 305-309, 2004.
- 19) 池渕充彦, 岩城啓好, 中村博亮, 中土 保, 加藤良一, 赤松波子, 今久保伸二, 中島重義: Wearable加速度計を用いた三次元的な歩行時重心動揺評価, 臨床バイオメカニクス, 33: 433-438, 2012.
- 20) Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, Barrey E. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture* 16: 124-134, 2002.
- 21) Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture* 19: 288-297, 2004.
- 22) Takeuchi Y, Miwa M, Aoki C. Relationship between muscular strength of the lower extremities and trunk acceleration during backward stepping by the elderly. *J Phys Ther Sci* 22: 167-171, 2010.
- 23) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surface. *Gait Posture* 18: 35-46, 2003.
- 24) Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture* 20: 291-298, 2004.
- 25) Greene DP, Roberts SR (米田稔彦, 小野 玲訳): “第3章重力: 1つの定常力”. 日常生活活動のキネシオロジー(第2版), 嶋田智明監訳, 医歯薬出版, 東京, 29-48, 2008.
- 26) Neumann DA (嶋田智明, 平田総一郎訳): “第13章膝関節”. 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版, 東京, 455-499, 2005.
- 27) 星 文彦, 鈴久奈陽子, 清水 薫: 静止立位重心動揺に対する足・膝関節固定の影響, 北海道大学医療技術短期大学部紀要, 9: 39-45, 1997.