

研究報告



歩行と比較した長坐位いざり移動の運動特性*

芋川雄樹^{1) 2)}・倉山太一²⁾・荒木謙太郎^{1) 2)}金光寺康幸¹⁾・曾根祐介¹⁾

【要旨】

【目的】いざり移動の下部体幹における運動特性を歩行と比較し明らかにする。【方法】健常者18名を対象とした。課題はいざり移動と歩行を快適速度で実施し、加速度センサにより下部体幹運動の指標として第3腰椎棘突起上(L3)の加速度を3次元方向で計測した。また速度、ケイデンスなどの基本パラメータを計測した。解析はL3の加速度から被験者ごとの運動軌跡を算出した後、個々の被験者の3方向の加算波形データをそれぞれ全員分足し合わせ、その平均波形(以下、総合加算波形)を作成した。総合加算波形について前額面・矢状面・水平面それぞれの方向で課題間における相互相関分析を実施し、波形パターンの類似度を調べた。加えてL3の上下・左右・前後方向の軌跡変位幅(cm)について課題間でpaired-t検定を実施した。【結果】L3の軌跡について、その総合加算波形は全方向にて課題間で有意な相関を認めた。L3の軌跡変位幅についてはいざり移動が歩行に比べて左右方向で有意に大きく、上下方向では有意に低下した。【結論】いざり移動は、歩行における下部体幹の運動軌跡を部分的に再現しており、またその動きは左右方向で大きくなることが示唆された。

キーワード：加速度計，骨盤，脳卒中

緒言

いざりを用いた動作はリハビリテーション分野において、小児発達過程の一部分を示すものとして、また歩行困難な脳卒中片麻痺患者・脊髄損傷患者における日常生活上の移動手段として認知されている^{1) 2)}。

いくつかのリハビリテーション関連書籍では、

* A comparison of the lower trunk movement characteristics between the scooting forward in the long sitting position and the walking in healthy adults

1) みつわ台総合病院
(〒264-0021 千葉県千葉市若葉区若松町531-486)
Yuki Imokawa, RPT, Kentarou Araki, RST, Yasuyuki Kinkouji, RPT, Yusuke Sone, RPT: Mitsuwadai General Hospital.

2) 千葉大学大学院医学研究院
Yuki Imokawa, RPT, Taichi Kurayama, RPT, PhD,
Kentarou Araki, RST: Graduate school of medicine,
Chiba university.

E-mail: i.19870824@gmail.com

いざり動作に運動介入課題としての意義があるとし、例えば、Gillen³⁾は、いざり移動を行うには体幹の前・後屈、側屈、また伸展を伴う回旋動作といった複合的な体幹の動きを要すると述べており、いざり動作を体幹訓練課題の一つとして挙げている。また、端坐位いざり動作を用いたバランス反応は体幹筋の選択的な活動を誘発でき、正常歩行にも関連するという主張⁴⁾、長坐位での前方へのいざり移動(以下、いざり移動)は歩行の準備段階として有効である⁵⁾とする主張などが存在する。ただし、それらはすべて観察に基づいており、科学的根拠は明らかでない。

いざり移動が脳卒中患者の歩行に与える効果について、徳永ら⁶⁾は脳卒中患者12名を対象にいざり移動を用いた運動介入の前後で動画による歩行解析を行い、いざり移動の即時的効果として、麻痺側立脚相の延長、歩隔の減少、重心偏位の改善などの変化があったとしている。また佐藤ら⁷⁾は脳卒中片麻痺患者53名を対象に、「体幹運動機

能といざり移動能力（20秒間のいざり移動で到達可能な距離）」、および「歩行自立度といざり移動能力」との関連について、両者とも有意な相関が認められたとしている。佐藤ら⁷⁾はこの結果からいざり移動が脳卒中患者の体幹、骨盤周囲を含んだ運動機能の評価、および訓練指標として有用であると結論した。

徳永ら⁶⁾の報告は、いざり移動直後に歩容に変化が生じる可能性を示唆しており、佐藤ら⁷⁾の報告と併せると、その変化の要因として、いざり移動と歩行が体幹運動機能、特に下肢の運動に強く影響する骨盤を含んだ下部体幹機能において関連性を有していることが推察される。しかしこれまでに、いざり移動の運動特性について客観的な動作解析を行った報告や、また脳卒中患者の歩行障害を対象とした、いざり移動の介入効果については検討されていない。したがって、いざりを用いた介入課題は、臨床で採用するための知見、根拠が不十分なまま、一部で通説的に用いられてきたと言える。

そこで本研究では、健常者を対象に、いざり移動と歩行における下部体幹運動の違いを明らかにすることを目的とし、第3腰椎棘突起上（以下、L3）に添付した加速度計を用いて動作解析を行った。L3はおおよそその身体重心位置とされ、歩行中の下部体幹運動の指標として用いられている⁸⁻¹⁰⁾。

方法

対象は歩行・いざり移動に影響するような疾患の既往や運動制限を有さない健常者18名（男8：女10、平均年齢27.2 ± 4.4歳）とした。本研究はヘルシンキ宣言に基づいた倫理的配慮のもと実施し、計測にあたってはすべての対象者に対し事前に研究の趣旨、実施内容を説明し同意を得た。運動課題は主観的快適速度での平地歩行および、いざり移動をそれぞれ20周期実施した。歩行の1周期は一侧の踵が床に接地し、離地後再び床に接地するまでとし、いざり移動の1周期は一侧の殿部が床に接地し、離地後再び床に接地するまでの瞬間とした。いざり移動中は長坐位にて胸の前で腕を組み、体幹はできるだけ直立させ、膝関節は伸展位を保つことを指示した（図1）。それぞれの被験者が動作を十分に習得する練習を行った後、ランダムな課題順序にて計測を実施した。計測項目はL3における課題中の上下・左右・前後方向の加速度、また通過時間および周期数について、歩行は10m、いざり移動は1mの測定区間にて計測



図1. いざり移動課題

した。加速度の計測には無線加速度計（TSND121: ATR-Promotions）を使用し、L3にベルトで固定した。データは専用ソフトを用いて取り込み周波数100 Hzで記録した。解析における各課題の1周期は前後方向の加速度波形のピークを利用し検出した¹¹⁾。解析は各被験者の課題開始から2周期目以降の最も安定した10周期分のデータを使用し、加速度データから軌跡を算出した後、それぞれ1周期を100ポイントに正規化して10周期分の加算波形を作成した。また各被験者における軌跡の上下・左右・前後の平均変位幅を算出した。続いて、個々の被験者の3方向の加算波形データを、それぞれ全員分足し合わせ、その平均波形（以下、総合加算波形）を作成した。基本パラメーターとして各課題における速度、ケイデンス、歩幅（いざり幅）を算出した。統計は上下・左右・前後の各方向における軌跡の総合加算波形について、課題間での一致度を相互相関分析により検討し、また上下・左右・前後の軌跡変位幅について課題間でpaired-t検定を用いて比較した。有意水準は $p < 0.05$ とした。

結果

軌跡の総合加算波形（図2）について、いざり移動と歩行の間の相互相関係数の最大値は上下方向 $r = 0.97$ 、左右方向 $r = 0.84$ 、前後方向 $r = 0.92$ で全方向に有意な相関を認めた（表1、いずれも $p < 0.01$ ）。いざり移動と歩行の平均軌跡変位幅および標準偏差（cm）について（図3）、上下方向では、いざり移動：1.90 ± 0.7、歩行：4.54 ± 1.1、でいざり移動が有意に小さく、左右方向では、いざり移動：15.7 ± 5.4、歩行：7.8 ± 3.0、でいざり

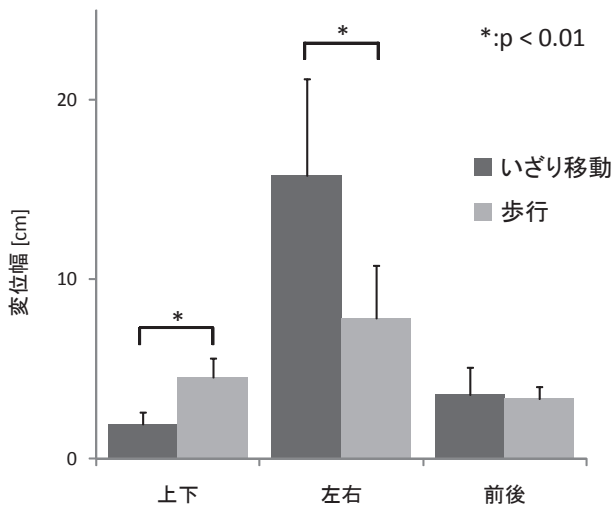


図2. いざり移動と歩行におけるL3変位幅の比較

表1. いざり動作と歩行における総合加算波形の相互相関係数(最大値)

方向	相互相関係数	P値	95%信頼区間	
			下側	上側
上下	0.97	<0.001	0.96	0.98
軌跡 左右	0.84	<0.001	0.77	0.84
前後	0.92	<0.001	0.88	0.95

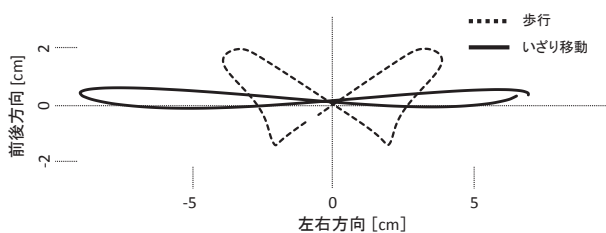


図3. L3軌跡の総合加算波形(前額面)

移動が有意に大きかった。前後方向では、いざり移動: 3.6 ± 1.5 , 歩行: 3.3 ± 0.7 , で有意差を認めなかった ($p = 0.47$)。基本パラメーターの平均値と標準偏差は、速度 (m / min) いざり移動 5.9 ± 1.8 , 歩行 87.0 ± 12.3 , ケイデンス (steps / min) いざり移動 103.9 ± 12.8 , 歩行 127.3 ± 5.5 , 歩幅 (cm) いざり移動 5.7 ± 1.7 , 歩行 68.1 ± 7.3 , となった。

考察

L3の軌跡について、課題間で有意な相関が認められたことから、いざり移動と歩行の下部体幹の運動パターンは部分的に類似していることが示唆された。またL3の変位幅は上下方向では歩行に比べ有意に減少し、左右方向では有意に増大した。このことから、いざり移動では歩行に比べて上下方向の運動範囲が狭く、左右方向では増大することが示唆された。本研究は健常者を対象に、歩行と比較したいざり移動の運動特性について初めて示したものである。

いざり移動が歩行と類似した下部体幹の動きを再現し、さらにそれを左右方向で増大させた運動であることは、徳永ら⁶⁾の示したいざり移動の歩行へ与える即時的効果のうち、麻痺側立脚相が延長することの理由を部分的に説明するものと思われる。片麻痺患者における麻痺側立脚相の短縮は、脳損傷による運動制御能力の低下に起因するとともに、非麻痺側に依存した歩行を長期的に行ったことによる麻痺側の不使用¹¹⁾も影響していると考えられる。いざり移動を実施することで普段はあまり使われていない左右方向への大きな体幹運動が一時的に賦活された結果、歩行においても、麻痺側への体重シフトが容易になり、立脚相延長につながった可能性がある。

いざり移動と歩行で上下・左右方向の変位幅が大きく異なった要因として、主にクリアランス確保に関わる運動戦略の違いが挙げられた。歩行では主に膝・足部の動きによってクリアランスを確保できるが¹²⁾、いざり移動では、片方の殿部および下肢を、反対側の坐面を軸として持ち上げ、クリアランスを確保する必要がある。この動きは、重心を大きく横に動かして接地側の支持基底面上に移動するための下部体幹の側方移動を伴うため、これにより左右方向の変位幅が増大したことが推察される。また、歩行では床反力と倒立振り子運動に伴う推進により、エネルギーを一定量保存しながら前方へ推進するが¹²⁾、いざり移動ではこれらの機構を利用できないため、むしろ重心を高く持ち上げるよりも最低限の高さでスライドさせる方が効率的であり、上下方向の変位幅の減少がみられたと考えられる。

いざり移動と歩行の基本パラメーターについては、速度、歩幅については、いざり移動では歩行の10%以下であったが、ケイデンスは82%であり、被験者は比較的歩行に近いリズムでいざり移動を実施していた。

なお本研究ではいざり移動の周期同定のため

に、歩行動作における“踵接地”に相当する事象を、“持ち上げられた殿部が再び地面に接する瞬間”と定義して加速度計にて解析を実施した。しかしその妥当性については明らかでないため、今後、圧センサや床反力計との同時計測¹³⁾を通じて検討する必要がある。また、いざり移動中の長坐位姿勢について、骨盤の前後傾斜角や、股関節の内外旋など下肢の動きに被験者間でばらつきがあり、結果に影響を与えた事は否定できない。今後適切な姿勢の統制方法についても検討が必要と考えられた。

本研究の結果から、いざり移動は、歩行と部分的に類似した下部体幹運動を再現しつつ、左右方向の動きが強調された運動課題であることが示唆された。このことから、いざり移動は、たとえば歩行中の患側への体重移動が困難な脳卒中患者などを対象に、下部体幹の側方移動を再現させるための準備課題として可能性を有している。また課題の特性として、床上で安全に実施できる利点を有しており、膝や足部が不安定なために歩行練習の実施が困難であるような運動機能の比較的低い患者にも適用が可能である。このことから、今後は健常者を対象とした、より詳細な動作解析、また脳卒中患者を対象とした介入効果について検討する意義があると考えられた。

【参考文献】

- 1) 岩田浩子：日本人乳児の移動運動発達パターン。人類学雑誌, 1991, 99: 333-344.
- 2) 伊藤利之, 鎌倉矩子：ADLとその周辺。医学書院, 東京 2007, pp 101.
- 3) Glen Gillen: Chapter7 Trunk control :supporting functional independence :Stroke rehabilitation a function based approach 3rd ed. Mo.Elsevier/Mosby, St. Louis, 2011, pp 156-188.
- 4) Davies P.M. 富田昌夫（訳）：Right in the Middle. シュプリンガー・ジャパン, 東京, 1991, pp 121.
- 5) Adler S. S. 柳澤健（訳）：PNFハンドブック第2版, シュプリンガー・ジャパン, 東京, 2006, pp 212-265.
- 6) 徳永智, 岡村大介・他：いざり移動が片麻痺患者の歩行に与える影響. PNFリサーチ, 2001, 1: 31-36.
- 7) 佐藤哲哉, 松尾薫・也：脳卒中片麻痺患者の長坐位いざり移動能力について. 理学療法学, 1990, 17 (Supplement) : 114.
- 8) Nilsse R: A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: the instrument. Clin Biomech 1998, 13, 320-327.
- 9) Meichtry A, Romkes J, et al: Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait. Gait Posture, 2007, 25: 25-32.
- 10) Kavanagh J, Menz H: Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. Gait Posture, 2008, 28: 1-15.
- 11) Gray CK, Culham E, et al: Sit-to-Stand in People with Stroke: Effect of Lower Limb constraint-Induced Movement Strategies. Stroke Res Treat. Epub Mar 2014, 16.
- 12) Kuo AD : The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. Hum Mov Sci, 2007, 26: 617-656.
- 13) Zijlstra W, Hof AL: Assessment of patio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. Gait posture, 2003, 18: 1-10.