腰部脊柱管狭窄症患者における 着座動作の運動学的分析

Kinematic Analysis of Stand-to-Sit Motion in Lumbar Canal Stenosis

木村 悠人¹⁾ 阿南 雅也^{2,3)} 高橋 真^{2,3)} 林 秀俊¹⁾ 新小田 幸一^{2,3)}

YUTO KIMURA, RPT, MS¹⁾, MASAYA ANAN, RPT, PhD^{2,3)}, MAKOTO TAKAHASHI, RPT, PhD^{2,3)},
HIDETOSHI HAYASHI, RPT¹⁾, KOICHI SHINKODA, RPT, PhD^{2,3)}

¹⁾ Department of Rehabilitation, Japan Community Health Care Organization Kyushu Hospital: 1-8-1 Kishinoura, Yahatanishi-ku, Kitakyushu-shi, Fukuoka 806-8501, Japan TEL +81 93-641-5111 E-mail: y0924k@yahoo.co.jp

²⁾ Department of Biomechanics, Division of Applied Life Sciences, Hiroshima University Institute of Biomedical & Health Sciences

³⁾ Center for Advanced Practice and Research of Rehabilitation, Hiroshima University Graduate School of Biomedical & Health Sciences

Rigakuryoho Kagaku 31(4): 541-546, 2016. Submitted Jan. 15, 2016. Accepted Mar. 14, 2016.

ABSTRACT: [Purpose] This study examined the kinematic characteristics of the stand-to-sit (STS) motion of patients with lumbar canal stenosis (LCS). [Subjects and Methods] The subjects were 24 patients with LCS and 18 age-matched asymptomatic controls. Kinematic data of STS motion was analyzed using video images collected by a digital video camera. [Results] In the downward phase, knee flexion movement of the LCS subjects was significantly smaller than that of the controls, and acceleration and deceleration of trunk and hip joint angles of the LCS subjects alternated more often. In the backward phase, shift of center of mass (COM) and posterior tilt angle of the pelvis of the LCS subjects were significantly larger than those of the controls, and acceleration and deceleration of knee joint angle of the LCS subjects alternated more often. [Conclusion] These findings suggest that LCS patients lack coordination of the trunk and lower limbs in the downward phase. In the backward phase, the magnitudes of the backward shift of COM and backward tilt of the pelvis were large, suggesting that the LCS subjects used a strategy requiring more knee extension power.

Key words: lumbar canal stenosis, stand-to-sit, kinematic analysis

要旨:〔目的〕LCS患者の着座動作の運動学的特徴を明らかにすることであった。〔対象と方法〕LCS群24人と対照群18人とした。着座動作の動きを、デジタルビデオカメラを用いて撮影し、各体節および下肢関節の角度と角速度、身体重心（COM）を求めた。〔結果〕下方移動相では、LCS群は膝関節屈曲が有意に小さく、体幹傾斜および股関節角速度の加速と減速の切り替え頻度が高かった。後方移動相では、LCS群はCOMの後方移動と骨盤後傾が大きく、膝関節角速度の加速と減速の切り替え頻度が高かった。〔結語〕LCS群の着座動作において、下方移動相では体幹と下肢の協調性が低下しており、後方移動相ではCOMがより後方に変位するために、より大きな膝関節伸展筋力を必要とする戦略をとっていることが示唆された。

キーワード: 腰部脊柱管狭窄症, 着座動作, 運動学的解析

¹⁾ 独立行政法人 地域医療機能推進機構 九州病院 リハビリテーション室: 福岡県北九州市八幡西区岸の浦1-8-1 (〒806-8501) TEL 093-641-5111

²⁾ 広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 応用生命科学部門 生体運動・動作解析学

³⁾ 広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 附属先駆的リハビリテーション実践支援センター

I. はじめに

わが国における腰部脊柱管狭窄症 (Lumbar canal stenosis: 以下, LCS) の有病率は, 60 歳代では 25%, 70 歳代では 40% といわれ, 高齢者に高率に発生する疾患である¹⁾. LCS 患者の主訴として, 間欠性跛行が最も多い²⁾. しかし, 臨床において LCS 患者が, 間欠性跛行だけでなく, 起き上がり動作や起立・着座動作にも困難さを訴えることが多い. LCS 患者は同年代の健常者と比較して, 症状出現を回避するために, 体幹前傾増加, 胸椎後弯増加, 腰椎前弯減少, 骨盤後傾位の不良姿勢となっており³⁾, こうしたアライメントの変化は, 様々な日常生活活動 (Activities of Daily Living: 以下, ADL) における困難さを感じさせる要因になっている⁴⁾. そのため, LCS 患者に対する理学療法では, 歩行能力だけではなく, 日常の様々な動作に着目しアプローチすることが重要であると考えられる. 日常の各種動作の中でも椅子への着座動作は頻繁に繰り返される動作の一つである. 着座動作では下肢抗重力筋の遠心性収縮が必要⁵⁾で, かつ身体を後方へ移動させるための視覚的誘導がなく, 高齢者には困難な動作となる⁶⁾. さらに, 座面への着座時の衝撃が大きい着座動作は, 脊椎圧迫骨折に繋がる危険性がある動作であり⁷⁾, 傷害予防の観点からも極めて重要な動作である. LCS 患者では着座動作時に腰痛や下肢痛を訴えることが多く, 殿部が落ちるように急激に着座することや, 手すり等を持ち努力的に動作を行うこともあり, 着座動作の能力は LCS 患者の ADL 能力や生活の質を保つために重要であると考えられる. しかし, LCS に関する研究の多くは, 脊椎アライメントやバランス試験の結果から歩行時の転倒リスクを評価しており^{3,8,9)}, 著者らが渉猟する限り, 着座動作を扱った研究は見当たらない. 着座動作に関する過去の研究では, 若年者に対して高齢者は着座動作時の体幹前傾が小さい¹⁰⁾ことや, 脳卒中片麻痺患者は骨盤前傾位にて最大限体幹を屈曲させた状態で着座する¹¹⁾と報告されている. また藤井ら¹²⁾は, 着座動作時の姿勢制御は立位姿勢の影響を受けると述べている. 前述したとおり, LCS 患者では, 通常に加齢変化と異なる姿勢変化を有するため, 着座動作において, LCS ではない高齢者とは異なる戦略をとっている可能性があり, そこにも理学療法介入の留意点があると考えられる.

そこで本研究は, LCS 患者の着座動作を健常者と比較し, その運動学的特徴を明らかにすることで, LCS 患者に対する安全な着座動作獲得のための治療戦略立案に繋げることを目的として行った.

II. 対象と方法

1. 対象

対象は整形外科医師により LCS と診断され, 手術目的で入院した手術前の患者 24 人 (男性 11 人, 女性 13 人, 年齢 72.4 ± 8.6 歳, 身長 159.1 ± 9.1 cm, 体重 58.8 ± 9.4 kg: 以下, LCS 群) と, 中枢神経疾患および重篤な運動器疾患の既往歴, および現病歴を有さず, 腰痛・下肢痛・間欠性跛行のない高齢者 18 人 (男性 9 人, 女性 9 人, 年齢 69.5 ± 7.4 歳, 身長 159.7 ± 11.0 cm, 体重 55.1 ± 10.9 kg: 以下, 対照群) とした. LCS 群は, 全例とも間欠性跛行を認めるが, 運動麻痺および膀胱直腸障害を認めない者とした. さらに, 下肢筋力や関節可動域において明らかな左右差を認めず, 日常生活において独歩可能な者とした. また, 対象は全例が, 立位から各対象の膝関節外側裂隙の高さの座面高をもつ椅子へ上肢の支持がなくても着座動作が可能な者とした.

2. 方法

課題動作は, 両足部間距離を上前腸骨棘幅とした静止立位から, 座位姿勢をとる着座動作とした. なお, 対象には明らかな左右差を認めないため, 本研究では矢状面上の動きに着目した. 着座には, 高さ調節が可能な電動式ベッド (K1430MN, ミナト医科学社製) を使用し, 座面高を各対象の膝関節外側裂隙の高さに設定した. 足部は, 座位で下腿が鉛直位になるように床面に配置し, 大転子と膝関節外側裂隙を結ぶ線の中点が座面の先端となるように決定した. 着座動作中は両上肢が標点マーカを遮らないように前胸部で組ませた. 運動学的データ算出のために標点マーカを対象の頭頂, 右側の肩峰, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 大転子, 膝関節外側裂隙の高さの前後径の中心, 腓骨外果, 第 5 中足骨頭に貼付した. 対象は検者の口頭による合図で立位から着座動作を開始し, 対象の感じる快適スピードで着座した. 動作の様子は, 対象の右腓骨外果を通る矢状面からの垂直距離が 4 m で, 床面からの高さが 1 m の地点にデジタルビデオカメラ (DMX-GH1, 三洋電機社製) を設置し¹³⁾, 矢状面での身体の動きをサンプリングフレームレート 30 [frame/s] にて収録した. なお, 動作は 3 回試行し, 解析では 3 回の平均値を採用した.

収録した動画を, 動画編集ソフトウェア Virtual Dub 1.9.11 (Virtual Dub Mod 社製) にて連続静止画に変換した後, 画像解析ソフトウェア ImageJ 1.48 (アメリカ国立衛生研究所製) を用いて, 標点マーカの二次元座標を同定した¹⁴⁾. 座標系は, 右第 5 中足骨頭を原点とした. 頭頂マーカの座標が 5 フレーム以上同一座標であることが確認されたデータ区間は静止しているものと判断し, 頭頂マーカの座標が前後あるいは鉛直方向に変位した瞬間を動作開始とした. なお, 座面への着座は膝関節角速

図1 着座動作中の体節および関節角度の変化の一例

+は前傾, 屈曲, 背屈を, -は後傾, 伸展, 底屈を表す。

度が0となった瞬間とした。得られた各標点マーカの座標を基に、Microsoft Excel 2010（マイクロソフト社製）を用いて体幹傾斜、骨盤傾斜、股関節、膝関節、足関節の角度と角速度を算出した。具体的には、体幹傾斜角度は、大転子のマーカを通る鉛直線と大転子のマーカと肩峰のマーカを結んだ線のなす角度、骨盤傾斜角度は、上後腸骨棘のマーカを通る水平線と上後腸骨棘のマーカと上前腸骨棘のマーカを結んだ線のなす角度として求めた。一方下肢は、股関節角度は、肩峰のマーカと大転子のマーカを結んだ線と大転子のマーカと膝関節外側裂隙のマーカを結んだ線のなす角度、膝関節角度は、大転子のマーカと膝関節外側裂隙のマーカを結んだ線と膝関節外側裂隙のマーカと腓骨外果のマーカを結んだ線のなす角度、足関節角度は、膝関節外側裂隙のマーカと腓骨外果のマーカを結んだ線に垂直な線と腓骨外果のマーカと第5中足骨頭のマーカを結んだ線のなす角度として求めた。前後および鉛直方向の身体重心（Center of mass：以下、COM）座標は、マーカ座標から HAT（head, arm, trunk）と大腿、下腿、足部のセグメントを設定して、各身体体節の質量比および質量中心比を基にした Dempster ら¹⁵⁾の方法に準拠して求めた。1台のデジタルビデオカメラと画像解析ソフトを用いた二次元動作解析は、三次元動作解析装置と比較しても高い信頼性が報告されており¹⁶⁾、三次元動作解析装置のない施設では、患者と健常者の運動学的特徴の比較にも利用されている¹⁷⁾。

椅子座位からの起立動作は体幹の前傾運動に始まり、最大前傾位に達した点から、体幹の伸展と膝関節の伸展が同時に進行して立位姿勢に至るとされており、着座動作では起立動作に対してほぼ逆の運動が行われる¹⁸⁾。そのため、本研究では、体幹傾斜角度を基に、動作全体を動作開始から体幹最大前傾出現までの COM 下方移動相と、体幹最大前傾出現から着座までの COM 後方移動相の2相に分けて解析した。

COM 下方移動相と COM 後方移動相における COM

前後および鉛直方向の変位量は、身長にて正規化を行った。さらに、各相における体節および関節角度の変位量を算出した。

COM の移動および各体節および関節運動の円滑さを調べるため、各相における COM 移動、体節および関節角速度の加速と減速の切り替え頻度を Microsoft Excel 2010 のワークシート上で算出し、各相の所要時間にて正規化を行った。

統計学的解析には、SPSS Statistics 21（日本 IBM 社製）を使用した。LCS 群と対照群の各パラメータの比較には、Shapiro-Wilk 検定により正規性の有無を確認し、正規性が認められた場合には等分散性を検定し、等分散性が仮定された場合には対応のない t 検定を、等分散性が仮定されなかった場合には Welch の検定を行った。正規性が認められなかった場合には Mann-Whitney の検定を行った。LCS 群の COM 後方移動相における COM 前後方向変位量と骨盤傾斜角度変位量の相関には、Pearson の相関係数の検定を用いた。なお、いずれも有意水準は5%未満に設定した。本研究は独立行政法人地域医療機能推進機構九州病院医学倫理委員会の承認（承認番号 267）を得た後、実験に先立ち全対象に本研究の目的と内容を十分に説明し、文書による同意を得たうえで実施した。

III. 結果

図1に着座動作中の体節および関節角度の変化の一例を示した。

着座動作の全動作時間に対する各相の割合は、LCS 群と対照群の間には有意差が認められなかった（表1）。

COM 下方移動相では、LCS 群は対照群と比較して、膝関節屈曲角度変位量が有意に小さく（ $p<0.05$ ）、体幹傾斜角速度と股関節角速度の加速と減速の切り替え頻度が有意に高かった（ $p<0.05$ ）（表2）。

COM 後方移動相では、LCS 群は対照群と比較して、COM の後方移動距離が有意に大きく ($p<0.05$)、骨盤後傾角度変位量が有意に大きかった ($p<0.05$)。また、膝関節角速度の加速と減速の切り替え頻度が有意に高かった ($p<0.01$) (表3)。

LCS 群の COM の後方移動距離と骨盤後傾角度変位量には、有意な正の相関関係が認められた ($r=0.87$, $p<0.01$)。

IV. 考 察

まず、COM 下方移動相における運動戦略に関して、体幹傾斜角度変位量には両群間に有意な差は認められなかったが、膝関節屈曲角度変位量は LCS 群が有意に小さかった。体幹と下肢関節の協調運動を円滑に行うことができない高齢者では、着座動作において下方移動時に後方へ倒れないようにするために、まず先に体幹を前傾させ、次いで膝関節を屈曲させるパターンをとる¹⁸⁾とされている。このことから、LCS 群は体幹前傾角度に対して膝関節屈曲角度が小さく、対照群と比べ体幹と下肢関節の協調性が低下している可能性が示唆された。ま

た、体幹傾斜角速度と股関節角速度の加速と減速の切り替え頻度は LCS 群が有意に高かった。COM 下方移動相では、体幹伸展筋の活動が徐々に増すことで体幹前傾を制動している⁵⁾。この体幹前傾は過度な後方への COM の移動を制動するために重要である⁵⁾が、LCS 群はこの運動を円滑に行えていなかったことがうかがえる。LCS 患者は傍脊柱筋が萎縮している¹⁹⁾と報告されており、体幹伸展筋の機能低下が体幹前傾を円滑に行えない原因の可能性が考えられた。

次に、COM 後方移動相における運動戦略に関して、LCS 群の COM 座標は、COM 後方移動相においてより後方に移動していた。また、骨盤後傾角度変位量は、LCS 群が有意に大きかった。加えて、COM 後方変位量と骨盤後傾角度変位量には有意な正の相関関係が認められた。したがって、LCS 群は過度の骨盤後傾に伴い、COM がより後方移動したものと考えられた。Suzuki ら¹⁹⁾は、LCS 患者は傍脊柱筋が萎縮しているために、日常生活において骨盤後傾位になりやすいと報告している。また、LCS 患者は体幹、特に骨盤の動きをコントロールすることが困難になっている²⁰⁾との報告もある。これらのことから、LCS 群は COM 下方移動相において生じた骨盤前傾位を、COM 後方移動相において維持することが困難であったため、骨盤がより後傾し、COM の後方移動を制御できなかったことが示唆された。また、膝関節角速度の加速と減速の切り替え頻度は LCS 群が有意に高かった。このことから、LCS 群は膝関節屈曲が円滑に行えていないことがうかがえる。着座動作では、着殿の衝撃を緩衝する必要がある⁵⁾、着殿に

表1 各相における動作所要時間の割合

	LCS 群	対照群
COM 下方移動相 (%)	63.3 ± 6.7	63.3 ± 9.7
COM 後方移動相 (%)	36.7 ± 6.7	36.7 ± 9.7

平均値 ± 標準偏差。

表2 COM 下方移動相におけるパラメータと群間比較

	LCS 群	対照群
COM 変位量 (%身長)		
前後方向	3.3 ± 1.8	3.3 ± 1.6
鉛直方向	13.2 ± 2.9	13.9 ± 2.0
体節および関節角度変位量 (°)		
体幹傾斜	30.9 ± 6.2	30.6 ± 7.3
骨盤傾斜	23.8 ± 6.7	21.9 ± 5.5
股関節	79.3 ± 9.2	83.1 ± 8.9
膝関節	53.1 ± 13.1*	60.6 ± 9.7
足関節	6.4 ± 4.4	8.4 ± 5.0
COM 移動の加速と減速の切り替え頻度 (回/秒)		
前後方向	6.3 ± 1.5	6.1 ± 1.5
鉛直方向	7.3 ± 1.5	6.6 ± 1.6
体節および関節角速度の加速と減速の切り替え頻度 (回/秒)		
体幹傾斜	5.1 ± 1.5*	3.8 ± 1.8
骨盤傾斜	9.3 ± 1.3	9.0 ± 1.9
股関節	5.3 ± 1.9*	4.1 ± 1.5
膝関節	6.8 ± 1.7	6.2 ± 1.6
足関節	9.5 ± 1.5	9.7 ± 1.2

平均値 ± 標準偏差。COM : center of mass. * : $p<0.05$ 。

表3 COM 後方移動相におけるパラメータと群間比較

	LCS 群	対照群
COM 変位量 (%身長)		
前後方向	9.2 ± 2.1*	7.9 ± 2.1
鉛直方向	3.9 ± 1.5	3.7 ± 1.5
体節および関節角度変位量 (°)		
体幹傾斜	28.4 ± 7.4	24.1 ± 7.5
骨盤傾斜	26.4 ± 5.7*	21.6 ± 5.6
股関節	11.1 ± 5.7	9.3 ± 5.3
膝関節	14.8 ± 4.1	13.6 ± 5.4
足関節	2.7 ± 1.6	2.9 ± 1.1
COM 移動の加速と減速の切り替え頻度 (回/秒)		
前後方向	2.5 ± 1.5	1.7 ± 1.8
鉛直方向	7.4 ± 2.0	7.4 ± 2.5
体節および関節角速度の加速と減速の切り替え頻度 (回/秒)		
体幹傾斜	5.3 ± 1.4	5.6 ± 1.4
骨盤傾斜	7.1 ± 2.1	6.1 ± 2.5
股関節	7.0 ± 1.4	6.4 ± 1.5
膝関節	6.5 ± 2.2**	4.6 ± 1.9
足関節	11.0 ± 2.1	11.0 ± 2.7

平均値 ± 標準偏差. COM: center of mass. *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$.

備えて徐々に膝伸展筋の活動が増す⁵⁾ことで膝関節屈曲を制動している。着座動作において、COM が後方変位するほど膝関節運動軸からの水平距離が延長するため、着座の衝撃を和らげるには、より大きな膝関節伸展筋力が必要となる。LCS 群の着座動作は、より COM が後方変位することで、膝関節伸展筋によるより高度な制動が求められる戦略になっていると考えられる。甲斐ら²¹⁾は、腰椎前弯が減少している高齢者ほど膝関節伸展筋力が弱いと報告している。このことから、同年代の高齢者に比べ腰椎前弯が減少している LCS 群は、十分な膝伸展筋力が発揮できず、このことが COM 後方移動相において膝関節屈曲を円滑に行えていなかった原因ではないかと推察された。

以上の結果から、LCS 患者に対する理学療法では、安全な着座動作獲得のために、体幹前傾を抑制し、膝関節屈曲を意識したスクワット動作の練習を行い、体幹-下肢の協調性を高めることが重要である。また、体幹伸展筋や膝伸展筋の継続した強化も必要である。これらのことが、着座動作において円滑な動作を可能とし、安全な着座動作の獲得につながると期待される。

本研究の限界として、動作中の実際の運動力学的データや筋活動を観察していない。そのため、本研究で得られた運動学的特徴の明確な原因の追究には至っていない。今後の課題として運動力学的データや筋電図学的データを加えることにより、動作中の各関節や筋肉における実際の負担を明らかにし、また三次元での動作解析とすることでより正確で詳細な観察が可能となり、さら

に効率の良い安全な着座動作獲得を目的としたより適切なアプローチが行えると思われる。

引用文献

- 1) 紺野慎一：腰部脊柱管狭窄症。総合リハビリテーション, 2009, 37(6): 509-515.
- 2) 紺野慎一：腰部脊柱管狭窄症に対する疫学的研究。新薬と臨牀, 2010, 59(11): 55-68.
- 3) 鈴木秀和, 遠藤健司, 小林浩人・他：腰部脊柱管狭窄症の病型と脊柱矢状面アライメントの関連。日本腰痛学会雑誌, 2008, 14(1): 23-27.
- 4) 宮崎純弥, 村田 伸, 大田尾浩・他：男性高齢者の矢状面脊柱アライメントと身体機能の関係。理学療法科学, 2009, 24(6): 907-911.
- 5) 山本吉則, 嘉戸直樹：着座動作。関西理学療法, 2015, 15: 13-16.
- 6) Roy G, Nadeau S, Gravel D, et al.: The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. Clin Biomech, 2006, 21(6): 585-593.
- 7) 阿南雅也, 新小田幸一, 木藤伸宏・他：立ち上がり・着座動作障害のバイオメカニクス。理学療法, 2014, 31(11): 1084-1095.
- 8) Lee BH, Kim TH, Park MS, et al.: Comparison of effects of nonoperative treatment and decompression surgery on risk of patients with lumbar spinal stenosis falling: Evaluation with functional mobility tests. J Bone Joint Surg Am, 2014, 96(13): e110.
- 9) Kim HJ, Chun HJ, Han CD, et al.: The risk assessment of a fall in patients with lumbar spinal stenosis. Spine, 2011, 36(9): 1084-1095.

- E588-E592.
- 10) Dubost V, Beauchet O, Manckoudia P, et al.: Decreased trunk angular displacement during sitting down: An early feature of aging. *Phys Ther*, 2005, 85(5): 404-412.
  - 11) 佐々木健史, 稲田 亨, 高橋浩史・他: 脳卒中片麻痺患者の着座動作について. *北海道理学療法*, 2008, 25: 28-32.
  - 12) 藤井隆太, 高木綾一, 山口剛司・他: 立位姿勢の足底圧中心位置の違いが着座動作の姿勢制御に与える影響について. *関西理学療法*, 2008, 8: 85-94.
  - 13) 対馬栄輝, 石田水里, 関 裕也: デジタルビデオカメラによる動作解析. *臨床リハビリテーション*, 2014, 23(12): 1196-1203.
  - 14) 前岡 浩, 福本貴彦, 坂口 顕・他: 画像解析ソフト ImageJ 信頼性の検証—立ち上がり動作を利用して—. *理学療法科学*, 2008, 23(4): 529-533.
  - 15) Dempster WT, Gaughran GRL: Properties of body segments based on size and weight. *AMJ Anat*, 1967, 120: 33-54.
  - 16) 鈴木良和, 佐藤春彦, 下田隼人: デジタルビデオカメラを用いた矢状面歩行解析におけるマーカー位置の計測誤差. *理学療法科学*, 2008, 35(3): 89-95.
  - 17) 平井秀雄, 大塚 彰, 小野武也・他: 成人脳性麻痺者の椅子からの立ち上がり動作の研究. *理学療法科学*, 2011, 26(5): 613-617.
  - 18) 岩田一明, 森脇俊道, 川野常夫: コンピュータを応用した起立・着席動作の解析と加齢の影響に関する研究. *人間工学*, 1981, 17(5): 239-247.
  - 19) Suzuki H, Endo K, Kobayashi H, et al.: Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication. *Spine*, 2010, 35(9): E344-E346.
  - 20) 石井美和子: 腰部疾患に対する姿勢・動作の臨床的視点と理学療法. *理学療法ジャーナル*, 2006, 40(3): 171-177.
  - 21) 甲斐義浩, 村田 伸, 大田尾浩・他: 地域在住女性高齢者の脊椎加齢変化と下肢筋力との関連. *理学療法科学*, 2009, 24(1): 45-48.