内側型変形性膝関節症における歩行時lateral thrustと 内側広筋, 外側広筋の筋活動動態との関係

*Relationship between Lateral Thrust and Electromyography of the Vastus Medialis and
Vastus Lateralis of Patients with Knee Osteoarthritis*

西上 智彦¹⁾ 榎 勇人¹⁾ 中尾 聡志¹⁾ 野村 卓生²⁾ 奥埜 博之³⁾
芥川 知彰¹⁾ 若松 志帆¹⁾ 石田 健司¹⁾ 谷 俊一¹⁾

TOMOHIKO NSHIGAMI¹⁾, HAYATO ENOKI¹⁾, SATOSHI NAKAO¹⁾, TAKUO NOMURA²⁾, HIROYUKI OKUNO³⁾,
TOMOAKI AKUTAGAWA¹⁾, SHIHO WAKAMATU¹⁾, KENJI ISHIDA¹⁾, TOSHIKAZU TANI¹⁾

¹⁾ Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Kochi Medical School Hospital: Kohasu Oko-cho, Nankoku City, Kochi
783-8505, Japan. TEL +81 88-880-2490

²⁾ Department of Physical Therapy, School of Comprehensive Rehabilitation, Osaka Prefecture University

³⁾ Neurocognitive Rehabilitation Center, Setsunan General Hospital

Rigakuryoho Kagaku 24(4): 517-521, 2009. Submitted Feb. 2, 2009. Accepted Feb. 28, 2009.

ABSTRACT: [Purpose] We investigated the factors involved in lateral thrust in gait of knee osteoarthritis (OA) patients. [Subjects] The subjects were 16 knee OA patients. [Method] Lateral thrust at the time of peak acceleration, the peak frequency of acceleration and lateral average frequency in gait derived from an accelerometer were used as the objective variables, and grade of knee OA, femorotibial angle, gait velocity, knee extension strength, and the muscle activities of the vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL) during gait were used as the explanatory variables. [Results] In weighted regression analysis, VM at the start of muscle activity was found to be a factor of the peak frequency of acceleration, and VL from the start of muscle activity until heel contact was found to be a factor of lateral average frequency from integrated electromyograms. [Conclusion] The results suggest the necessity of an approach which activates the muscles before heel contact in movement therapy for knee osteoarthritis patients.

Key words: knee osteoarthritis, gait, lateral thrust

要旨:〔目的〕内側型変形性膝関節症の歩行時におけるlateral thrustに関与する因子を検討した。〔対象〕内側型変形性膝関節症16名とした。〔方法〕加速度計にて歩行時におけるlateral thrustを加速度ピーク時間, 加速度峰数, 側方平均周波数を目的変数とした。膝OA Grade, 大腿脛骨角, 歩行速度, 膝関節伸展筋力及び歩行時における内側広筋, 外側広筋の筋活動動態を説明変数とした。〔結果〕重回帰分析にて, 加速度峰数に与える因子として内側広筋の筋活動開始時間, 側方平均周波数に与える因子として外側広筋の筋活動開始から踵接地までの筋積分量がそれぞれ認められた。〔結語〕変形性膝関節症の運動療法として踵接地前の筋活動へのアプローチの必要性が示唆された。

キーワード: 変形性膝関節症, 歩行, lateral thrust

¹⁾ 高知大学医学部附属病院 リハビリテーション部: 高知県南国市岡豊町小蓮 (〒783-8505) TEL 088-880-2490

²⁾ 大阪府立大学 総合リハビリテーション学部理学療法学専攻

³⁾ 摂南総合病院 認知神経リハビリテーションセンター

受付日 2009年2月2日 受理日 2009年2月28日

I. はじめに

変形性膝関節症 (knee osteoarthritis : 膝OA) は日本国内で年間約 90 万人が新たに発症し¹⁾, 高齢者の膝関節疾患の中で最も罹患頻度が高い。大森らは21年間にわたる縦断的疫学調査により, 変形性膝関節症の発症のリスクファクターとして, 年齢, 女性, 肥満, 大腿脛骨角 (femoro-tibial angle : FTA) 及び歩行時に膝関節が外側に動揺する lateral thrust を挙げている²⁾。lateral thrust は膝OAの進行に関与すること³⁾や歩行・階段昇降能が低下していること⁴⁾が報告されており, lateral thrust に関与する因子を抽出し, 改善させる運動療法を模索することは意義深い。これまでに, lateral thrust に関与する因子として, 膝OA grade の程度, FTA の大きさ, 膝関節伸展制限及び膝関節伸展筋力の減少が挙げられているが^{4,5)}, いずれも lateral thrust を視診にて評価しており, lateral thrust の程度に関与する因子は明らかにされていない。一方で, 膝OAに対する運動療法として, 従来から大腿四頭筋に対する筋力増強運動が実施されているが, 歩行時の大腿四頭筋の筋活動が lateral thrust に及ぼす影響は明らかでない。そこで, 本研究の目的は lateral thrust を加速度計を用いて定量的に評価し, lateral thrust に関与する因子として先行研究で挙げられている因子に歩行時の内側広筋 (Vastus Medialis : VM), 外側広筋 (Vastus Lateralis : VL) の筋活動を加えて, lateral thrust と大腿四頭筋の筋活動との関係を明らかにし, 大腿四頭筋に対する運動療法を再考することである。

II. 対象と方法

1. 対象

本研究趣旨に同意され整形外科医に膝OAと診断された16名 (男性8名, 女性8名) とした。平均年齢は69.6 ± 7.2 歳, 身長は154.4 ± 7.1 cm, 体重は56.8 ± 10.1 kg, Body mass index は23.7 ± 3.2 であった。

2. 方法

膝関節伸展筋力評価としてhand held dynamometer (μ Tas F-1 アニマ社製) を用いて, 端座位・股関節屈曲90°・膝関節屈曲90°にて最大等尺性膝関節伸展筋力を測定し, 体重で除した値を膝関節伸展筋力として採用した。

歩行評価の測定課題は自由歩行とし, 被験者に「普通に歩いてください」と口頭指示した。解析対象は連続する3歩行周期とし, 平均したものを採用した。同時に10 m 歩行時間を計測し, 歩行速度を算出した。加速度評価

は3軸加速度計 (MA3-04Ac マイクロストーン社製) を腓骨頭直下, 足関節外果直上に貼付し, 加速度波形をサンプリング周波数は1 kHzにて導出した。加速度センサーからの出力はA/D変換の後にパーソナルコンピュータに取り込み, 多用途生体情報解析プログラムBIMUTAS II (キッセイコムテック社製) を用いてデータを解析した。まず, 足関節外果部の鉛直成分より踵接地 (Heel contact : HC) を同定し, 1歩行周期を100%とした。木藤ら⁶⁾の方法を参考にし, パラメーターとしてlateral thrust の指標であるHCから側方成分のピーク値に達するまでの時間を%歩行周期に換算したもの (以下, 加速度ピーク時間), ピーク値を含む加速度波形の峰数 (以下, 加速度峰数) を求めた。また, 側方成分における加速度波形に対して高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform : FFT) を行い, パワースペクトルを算出し, 加速度側方成分の平均周波数 (mean power frequency : MPF) (以下, 側方MPF) を求めた。筋活動評価は評価筋をVM, VLとし, 表面電極を電極中心距離20 mmにて筋腹中央より停止腱側⁷⁾にそれぞれ貼付した (双極誘導)。歩行時における表面筋電図はサンプリング周波数を1 kHzにて導出し, データの取り込みは加速度評価と同様に行った。解析は, まず, 得られた筋電波形 (electromyography : EMG) に20-500 Hz のバンドパスフィルターをかけた後, 全波整流した。パラメーターとして遊脚期における筋活動開始時間 (Onset time), 立脚期における筋活動終了時間 (Offset time) を求め, それぞれ%歩行周期に換算した。なお, 筋活動開始時間は遊脚期における雑音振幅を完全に超えた時間を目安とした。また, Onset time からHC (Onset-HC), Onset timeからOffset time (Onset-Offset) までの積分値 (integrated electromyography : IEMG) を求めた。まず, 得られたIEMGを筋活動時間で除し, 単位時間あたりの平均IEMGを算出した。ついで, 最大等尺性膝関節伸展時を5秒間行い, 前後1秒間を除いた3秒間のIEMGを求め, 歩行時のIEMGと同様に平均IEMGを算出した。歩行時の平均IEMGを最大等尺性膝関節伸展時の平均IEMGで除し, %IEMGを求め, 筋活動水準を評価した。

膝OA Grade (kellgren-Lawrence分類), FTA, 10 m 歩行速度, 膝関節伸展筋力, VM・VLのOnset time・Offset time, %IEMG (Onset-HC), %IEMG (Onset-Offset) およびlateral thrustの指標とした加速度ピーク時間, 加速度峰数, 側方MPFを統計解析の変数とした。解析は, まず, lateral thrustの指標である3つの変数の関連をSpearman相関係数検定によって検討した。ついで, lateral thrust指標の3変数それぞれと, その他変数との関連をSpearman相関

表1 加速度評価・筋活動評価の結果

n=16

measure	parameter	unit	mean	SD	(range)
加速度評価	ピーク時間	(%)	1.6 ± 0.7		(0.3–2.8)
	峰数	(個)	2.1 ± 0.7		(1–3)
	側方 MPF	(Hz)	13.4 ± 3.8		(6.9–19.4)
筋活動評価	VM	Onset time	89.0 ± 4.4		(82.7–98.3)
		Offset time	34.7 ± 15.5		(9.0–58.5)
		%IEMG (Onset-HC)	43.1 ± 22.3		(14.0–98.1)
		%IEMG (Onset-Offset)	50.4 ± 22.3		(17.0–89.0)
	VL	Onset time	89.4 ± 3.5		(82.0–95.1)
		Offset time	34.4 ± 14.4		(8.3–55.0)
		%IEMG (Onset-HC)	50.6 ± 27.7		(21.5–127.4)
		%IEMG (Onset-Offset)	60.6 ± 30.8		(28.9–126.1)

ピーク時間: HC から側方成分のピーク値に達するまでの時間を%歩行周期に換算したもの
 峰数: ピーク値を含む加速度波形の峰数 MPF (mean power frequency): 平均周波数

VM (Vastus Medialis): 内側広筋 VL (Vastus Lateralis): 外側広筋

Onset time: 筋活動開始時間 Offset time: 筋活動終了時間

IEMG (integrated electromyography): 積分筋電図 HC (heel contact): 踵接地

係数検定によって検討した。また, lateral thrust 指標の3変数それぞれを独立して目的変数, その他の変数を説明変数として, 3 パターンのStepwise 重回帰分析を行った。統計解析は SPSS ver.11.5 J を用い, 有意水準5%未満で判定した。

III. 結 果

膝 OA の病期 (膝 OA Grade) は Kellgren & Lawrence の分類にて Grade I が4名, Grade II が3名, Grade III が6名, Grade IV が3名, FTA は $178.6 \pm 3.9^\circ$, 膝関節伸展角度は $-4.0 \pm 5.1^\circ$, 膝関節伸展筋力は $32.9 \pm 17.2\%$, 歩行速度は 1.2 ± 0.2 m/sec であった。加速度評価と筋活動評価の平均値と標準偏差の結果を表1に示す。相関分析の結果, 加速度峰数と VM Onset time, 側方 MPF と VL %IEMG (Onset-HC) にそれぞれ有意な正の相関を認めた (表2)。重回帰分析により加速度ピーク時間に影響を与える因子は認めなかった。加速度峰数に影響を与える因子は VM Onset time で標準化重回帰係数 β が 0.604 であった ($R^2 = 0.320$, $p < 0.05$) (表3)。側方 MPF に影響を与える因子は VL の %IEMG (Onset-HC) で標準化重回帰係数 β が 0.581 であった ($R^2 = 0.290$, $p < 0.05$)。

IV. 考 察

膝 OA に対する歩行評価における加速度計の特異的

表2 相関分析の結果

n=16

	加速度 ピーク値 r	加速度 峰数 r	側方 MPF r
膝 OA Grade	-0.381	0.222	-0.186
FTA	-0.394	0.228	0.047
膝関節伸展角度	0.118	-0.004	-0.207
歩行速度	-0.455	0.117	-0.482
膝関節伸展筋力	-0.333	-0.98	-0.053
VM Onset time	0.245	0.604*	-0.438
VM Offset time	-0.063	0.123	0.177
VM %IEMG (Onset-HC)	0.206	-0.214	-0.301
VM %IEMG (Onset-Offset)	-0.105	0.010	-0.476
VL Onset time	0.097	-0.166	-0.262
VL Offset time	-0.128	0.065	0.263
VL %IEMG (Onset-HC)	0.059	-0.247	0.581*
VL %IEMG (Onset-Offset)	0.164	-0.111	-0.058

*: $p < 0.05$

表3 重回帰分析の結果n=16

目的変数	説明変数	非標準化 係数 (B)	標準化 係数 (β)	p 値	R^2
加速度峰数	VM Onset time	9.708	0.604	0.013	0.320
側方 MPF	VL %IEMG (Onset-HC)	8.02	0.581	0.018	0.290

図1 加速度波形とVM Onset timeの関係

指標として、緒方らは加速度ピーク値にて lateral thrust を評価している⁸⁾。しかし、木藤らは加速度ピーク値よりも加速度波形全体の特徴を捉える必要性を述べており、健常高齢者と比較した膝OAの特徴として加速度ピーク時間の早期化、加速度波形の多峰性、側方MPFの減少を挙げている⁶⁾。そこで、本研究では加速度ピーク時間、加速度峰数及び側方MPFを目的変数として重回帰分析を行った。結果、加速度峰数を説明する因子としてVM Onset timeが認められ、また、加速度峰数とVM Onset timeに正の相関関係が認められた(図1)。加速度波形の多峰化は前額面上での不安定性を表していることから、膝OAでは踵接地前に生じるVM Onset timeが遅延すれば、膝関節は前額面上での不安定性が引き起こされることが示唆される。大腿四頭筋の筋活動は前額面上での働きとして外反力を有することが報告されており^{9,10)}、特にVMは下前腸骨棘と膝蓋骨中心を結んだ線に対して約32°の角度であるため¹¹⁾、VM Onset timeの遅延は加速度波形の多峰化に関与したと考えられる。また、側方MPFを説明する因子としてVL %IEMG (Onset-HC)が認められ、側方MPFとVL %IEMG (Onset-HC)に正の相関関係が認められた。つまり、VL %IEMG (Onset-HC)が減少するほど、側方MPFが減少する。Hinmanらは膝OAでは階段下降時にVL Onset timeが遅延していたこと¹²⁾やVL Onset timeが階段下降時の踵接地期における膝関節の屈曲角度に影響した¹³⁾と報告している。側方MPFの減少は踵接地後の反射的収縮に伴う運動が不十分なため生じると推察されていたが、VLの踵接地前の筋活動量が関与する可能性が示唆された。VMの遅延、VL %IEMG (Onset-HC)の減少が認められ

た要因は本研究からは不明確であるが、いくつかの仮説が考えられる。まず、固有受容感覚の低下の関与が考えられる。膝OAでは関節固有感覚の低下が認められており^{14,15)}、関節固有感覚の低下によって末梢からの情報が正確に中枢神経系に伝達されず関節位置覚や運動覚を低下させる。関節位置覚は歩行時、階段下降時の踵接地期における膝関節の屈曲角度と関連する¹³⁾ため、踵接地前の遊脚後期における予測的制御を混乱させていたかもしれない。また、長期間の疼痛がmotor controlの破綻をもたらしたかもしれない¹⁶⁾。一方で、VMは関節水腫によって選択的に抑制されること¹⁷⁾や初期の膝OAから運動単位のレベルでVMの活動が変化すること¹⁸⁾が報告されており、このような神経学的変化が動作に影響をもたらしたのかもしれない。

本研究結果では、lateral thrustに関与する因子として膝関節伸展筋力は認めなかった。これまでに、12週間の大腿四頭筋筋力増強運動によって、膝関節内転モーメントは改善しないこと¹⁹⁾が報告されている。本研究結果と合わせると、lateral thrustや膝関節内転モーメントには大腿四頭筋力の強度の関与は低い可能性がある。lateral thrustを改善する理学療法として、踵接地前的大腿四頭筋の筋活動に対する運動療法を行う必要性が考えられる。例えば、VMの筋活動開始時間の遅延は踵接地に先行した予測的な筋収縮機構の破綻によるものと仮説し、この予測的な制御を再獲得させるために、地面や自己の身体からどのような体性感覚情報を抽出することに問題が生じているのかを評価し、治療対象とすることが考えられ、今後、これらの仮説を検証していく必要がある。

引用文献

- 1) 川村秀哉, 杉岡洋一, 廣田良夫・他: 変形性膝関節症の疫学—患者数推定と患者調査結果の検討. 整形と災外, 1995, 44(1): 12-15.
- 2) 大森 豪, 古賀良生: 変形性膝関節症の発症及び悪化因子. 総合リハ, 2001, 29(3): 221-225.
- 3) Chang A, Hayes K, Dunlop D, et al.: Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. Arthritis Rheum, 2004, 50(12): 3897-3903.
- 4) 瀧上秀威: 変形性膝関節症患者の歩行時膝側方動揺と臨床症状. 横浜医学, 1998, 49(3): 505-510.
- 5) 渡辺博史, 古賀良生, 大森 豪・他: 変形性膝関節症の自然経過と運動療法, 2006, MB Med Reha, 63: 1-7.
- 6) 木藤伸宏, 島澤真一, 弓削千文・他: 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下肢運動の解析. 理学療法科学, 2004, 31(1): 86-94.
- 7) Basmajian JV: Muscle Alive Their Functions Revealed by Elec-

- tromyography, 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985, pp64-65.
- 8) 緒方公介, 野見山宏, 安永雅克・他: 側方動揺性からみた変形性膝関節症の病態と治療. 整・災外, 1995, **38**(1): 11-18.
 - 9) 河野正明, 石丸公平, 藤原雅弘・他: 内側型変形性膝関節症患者における大腿四頭筋作用に関する検討. 関西関節鏡・膝研究会誌, 1991, **2**(1): 63-65.
 - 10) 森田秀穂, 津村 弘, 姫野信吉・他: 膝関節における大腿四頭筋の働きについて一特に前額面における働きについて一. 関節の外科, 1989, **16**(2): 68-75.
 - 11) 林 典雄, 立木敏和, 鶴飼建志・他: 内側広筋における筋線維角の特徴. 理学療法学, 1999, **26**(7): 289-293.
 - 12) Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, et al.: Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil, 2002, **83**(8): 1080-1086.
 - 13) Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR: Association of sensorimotor function with knee joint kinematics during locomotion in knee osteoarthritis. Am J Phys Med Rehabil, 2004, **83**(6): 455-463.
 - 14) Barrett DS, Cobb AG, Bentley G: Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. J Bone Joint Surg Br, 1991, **73**(1): 53-56.
 - 15) Pai YC, Rymer WZ, Chang RW, et al.: Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. Arthritis Rheum, 1997, **40**(12): 2260-2265.
 - 16) Hodges PW, Richardson CA: Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. Spine, 1996, **21**(22): 2640-2650.
 - 17) Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC: Nerve supply of the human knee and its functional importance. Am J Sports Med, 1982, **10**(6): 329-335.
 - 18) Ling SM, Conwit RA, Talbot L, et al.: Electromyographic patterns suggest changes in motor unit physiology associated with early osteoarthritis of the knee. Osteoarthritis Cartilage, 2007, **15**(10): 1134-1140.
 - 19) Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, et al.: Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. Arthritis Rheum, 2008, **59**(7): 943-951.