HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	平地および坂道歩行における大腿四頭筋とハムストリングス活動の時間分析 ： 健常者を対象として
Author(s)	山中, 雅智
Description	短報
Citation	北海道大学医療技術短期大学部紀要, 7, 123-128
Issue Date	1994-12
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/37571
Type	departmental bulletin paper
File Information	7_123-128.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

短　報

平地および坂道歩行における大腿四頭筋とハムストリングス活動の時間分析
——健常者を対象として——

山中　雅智

Electromyographic Time Analysis of Quadriceps and Hamstrings during Walking on the Level and the Slope

Masanori Yamanaka

Summary

In an electromyographic (EMG) study, the quadriceps and hamstrings acting during the walking was assessed in 6 healthy men. EMG and heel-contact signals were recorded during walking on a treadmill at walking gradients 0 and 25 percent, and at walking speed 2.5 km/h and 4.5 km/h. As expected EMG activities of the all testing muscles started before heel-contact in all walking. The durations between the onset of muscle activities and heel-contact during level, uphill and downhill walking were not different significantly regardless of walking speed. However, the relative value of the durations of quadriceps to one walking cycle were significantly defferent.

要　旨

歩行時の踵接地には大腿四頭筋とハムストリングスの両方が，膝と股関節の安定のために働く。両筋の活動自体は踵接地前から開始すると報告されている。膝十字靱帯損傷者においては膝の安定のためにこの協調的作用の重要性が指摘されている。この協調性評価の基礎資料とするため，健常者6名を対象に，トレッドミル歩行時の大腿四頭筋とハムストリングスの筋電図を記録し，活動開始時から踵接地までの時間（踵接地前活動時間）を測定した。大腿四頭筋とハムストリングスの筋活動は全試行において踵接地前にみられた。両筋の踵接地前活動時間は傾斜角度の違う歩行条件（水平，25%傾斜の上り，下り）においても，速度（2.5 km/h，4.5 km/h）による有意な差は見られなかった。しかし，踵接地前活動時間を1歩行周期に対する比率でみると大腿四頭筋においては速度の増加によって活動開始時期が早ることが示された。一方，ハムストリングスは有意な差がなかった。今後は患者との比較検討を行い，膝十字靱帯損傷者のリハビリテーション遂行上の一助にしたい。

北海道大学医療技術短期大学部理学療法学科
Department of Physical Therapy, College of Medical Technology, Hokkaido University

I．はじめに

膝靱帯損傷者の理学療法における大腿四頭筋とハムストリングスの筋力強化の重要性に関しては多数の報告がなされ[1,2,3,4]，国際的にも一致した見解がある。しかし，運動の機能的側面を考えると筋力強化だけでは不十分なことが多い。膝の安定性は，基本的な安定機構としての靱帯が損傷されている場合，二次的な安定機構として大腿四頭筋とハムストリングスの協調性が重要な役割を果たす[5,6,7]。これらの筋が様々な動作時にどの様なタイミングで活動するかを知ることは重要であり，特に日常動作として不可欠な歩行におけるこれらの筋活動は膝靱帯損傷者の膝の安定性を検討する上で必要である。健常者の歩行時の筋電図学的研究は古くから行われている[8,9,10,11]が，接踵期の大腿四頭筋とハムストリングスの活動に関する詳細な報告がない。そこで今回は健常者を対象として水平歩行と傾斜25%の歩行（坂道歩行の上りと下り）における接踵期の両筋の筋電活動を調べ，今後の膝靱帯損傷者の協調性検査の基礎データとする。

II．方　　法

本学理学療法学科，作業療法学科の学生で膝関節に既往のない健常男性6例を対象とした。年齢は平均21±1.27才，身長172.8±4.92 cm，体重68.8±6.91 kgであった。

筋電図記録はテレメータ筋電計（マルチテレメータシステムWEB-5000，日本光電社製）を用いて行った。大腿直筋(RF)，内側広筋(VM)，外側広筋（VL），内側ハムストリング（MH），外側ハムストリング(LH)の5筋の筋腹に双極表面電極を電極間隔を2 cmにて貼付した。電極貼付前に皮膚抵抗を落とすために，生体信号モニタ用皮膚前処理剤（スキンピュアー，日本光電社製）とアルコールで皮膚を拭いた。電極は弾性粘着テープによって固定し，送信機までの電極ラインの揺れによるノイズを防ぐために電極ラインを粘着弾性テープにて大腿部に固定した。送信機は歩行の邪魔にならないように腰部に取り付けた。筋電信号は低周波帯域を時定数0.03/sec，高周波帯域は3 kHzまでとし，感度を0.5 mV/cmとして記録した。

歩行時の立脚相および遊脚相の接踵時期を知る目的でフットスイッチを試作した。このフットスイッチは中敷きの形態をとり，踵部と第一中足骨部に圧センサーを配し，靴の中に装填した。その後被検者に靴を履かせ，片脚を浮かせフットスイッチがoffの状態にあることを確認した。次に踵を床に触れさせ，踵部のセンサーがon状態になることを確認し，足底全体を床面に触れさせて踵部と第一中足部がon状態を，踵を浮かせ爪先部が着いた離期を再現しそのとき踵部がoffで第一中足骨部がon状態であることを確認した。さらに，5 m程の直線を自由歩行で数回往復し，フットスイッチの作動を確認した。

歩行はトレッドミル（MAT-3000，フクダ電子社製）を用いて通常の水平歩行，トレッドミルを傾斜させた傾斜歩行の上りと駆動ベルトを逆回転させ傾斜歩行の下りの順で行った。速度は2.5 kmと4.5 kmの速度で行い傾斜上り下りともに25%（11.25度）とした。

トレッドミル歩行に慣れるために各測定の前に十分練習を行った。練習の後に十分な休息を与え，課題を行った。データ収集は歩行が安定した約30秒間を記録した。

各筋電波形とフットスイッチの信号はポリグラフ360（日本電気三栄社製）を介して熱ペンデータレコーダに描記し，同時にビデオカセットテープデータレコーダ（XR-510，TEAC社製）を用いて記録した。

データ解析は，安定し連続した3ステップについて，接踵期を基準としたときの大腿四頭筋とハムストリングスの活動開始からの時間について解析した。記録した筋電波形とフットス

イッチの信号を熱ペン式データレコーダに記録紙送り速度50 mm/secにて描記し，それより読みとった。歩行周期の速度による変化と接踵期前の筋の活動時間（踵接地前活動時間）を調べ，接踵期前から活動開始までの時間を1歩行周期を100%としたときのそれに対する各筋の踵接地前活動時間の割合（踵接地前活動時間比率）として算出した。

III. 結　　果

大腿四頭筋およびハムストリングスは両者ともに速度，傾斜に関わらず接踵期前に筋活動が開始していた。

歩行周期は水平，傾斜時ともに速度を早めることで有意に短くなった（表1）。

踵接地前活動時間は，水平歩行で速度が早くなるにつれてVMの開始時期が有意に早くなっていたり（$P<0.05$）が，VL，RF，LH，MHには有意差は認められなかった(表2)。上りではすべての筋において，速度の違いによる開始時期の有意な差はみられなかった。下りではVMが有意の速く($P<0.05$)，MH，LH($P<0.05$)は有意に遅くなっていた。RFとVLには有意差が無かった。

踵接地前活動時間比率であるが，大腿四頭筋は速度が早まると水平，坂の上り下りの全ての歩行においてその比率が有意に増大した（表3)。ハムストリングスはいずれの歩行においても有意な差が見られなかった。

IV. 考　　察

今回は膝の安定性に関与する大腿四頭筋とハムストリングスの筋活動パターンを検討する先行研究として，健常青年を対象に踵接地前の筋活動開始時期について調べた。正常歩行においては遊脚期後半つまり接踵期前より大腿四頭筋とハムストリングスは活動すると言われており，今回の結果は一致していた。

踵接地前活動時間比率については大腿四頭筋は水平，上り，下りすべての歩行で速度が増す

表1　速度の違いによる歩行周期比較

L－S（ms）	L－F（ms）	差の平均	t値	P値
1344.1±152.95	1105.0± 65.00	-239.2	-3.98073	<0.05
U－S（ms）	U－F（ms）	差の平均	t値	P値
1538.7±112.87	905.9±389.04	-632.9	-3.76391	<0.05
D－S（ms）	D－F（ms）	差の平均	t値	P値
1199.0± 99.48	1001.8± 83.08	-197.3	-7.27698	<0.05

L：水平、U：上り、D：下り、S：歩行速度2.5km、F：歩行速度4.5km

と有意に増大していた。しかし，踵接地前活動時間自体は有意な差がみられなかった。すなわち，歩行周期は速度が増すにもかかわらず踵接地前活動時間はそれほど変化しないことから，この比率が有意に増大したと思われる。大腿四頭筋は接地時の体重支持の準備として活動すると言われており，速度が増すことで下腿の伸展加速度が増大し，体重支持準備としての大腿四

表2　各筋の踵接地前活動時間（ms）の速度における比較

筋	L－S	L－F	差の平均	t値	P値
VM	100.3± 18.76	117.0± 26.01	16.7	2.9507179	0.05
RF	55.9± 21.01	68.9± 19.20	13.1	1.4146036	NS
VM	96.0± 41.63	106.9± 15.55	10.8	0.9542641	NS
LH	237.5±125.95	185.0± 27.10	-52.5	-1.139279	NS
MH	298.0± 74.89	219.9± 35.11	-78.1	-2.813159	NS
	U－S	U－F	差の平均	t値	P値
VM	99.0± 50.35	82.0± 22.48	-16.9	-1.31	NS
RF	54.5± 27.86	51.9± 19.50	- 1.6	-0.25703	NS
VM	85.0± 39.99	76.7± 22.00	- 8.3	-0.873691	NS
LH	356.6± 82.02	288.3± 78.43	-68.3	-1.466008	NS
MH	349.4±85.55	282.1±107.08	-67.3	-1.598568	NS
	D－S	D－F	差の平均	t値	P値
VM	93.2± 32.14	143.2± 37.52	50.0	3.5239354	0.05
RF	61.4± 18.09	88.5± 31.55	27.1	2.4578227	NS
VM	103.1± 23.64	122.9± 28.71	19.9	1.1946886	NS
LH	274.3± 74.49	196.1± 83.22	-78.2	-2.924857	0.05
MH	326.0±66.51	248.9± 81.53	-77.1	-2.915879	0.05

VM：内側広筋　　RF：大腿直筋　　VL：外側広筋
LH：外側ハムストリングス　　MH：内側ハムストリングス
L：水平、U：上り、D：下り、S：歩行速度2.5km、F：歩行速度4.5km

頭筋の活動も早まるものと思われたが，今回の結果では活動開始時間自体には変化が見られなかった。ハムストリングスは踵接地前活動時間の下り以外では有意差は無く，歩行周期に対する比率においても速度による有意な差が認められなかった。ハムストリングスは膝伸展の減速のために膝関節を制御すると考えられている。そのため，ハムストリングスはより速度変化の

表3　各筋の踵接地前活動時間比率（%）の速度における比較

	L－S	L－F	差の平均	t値	P値
VM	8.0±2.13	11.6±2.79	3.6	6.2731353	0.01
RF	4.3±1.26	6.2±1.44	1.9	2.9179018	0.05
VM	7.2±2.59	9.8±1.24	2.6	3.6379081	0.05
LH	20.8±8.09	17.8±2.87	-3.6	-1.2.4179	NS
MH	22.9±6.76	21.1±3.65	-1.7	-0.626561	NS
	U－S	U－F	差の平均	t値	P値
VM	6.3±2.98	7.7±2.52	1.5	3.3397374	0.05
RF	3.4±1.60	4.8±1.96	1.4	4.1123556	0.01
VM	5.3±2.37	7.1±2.06	1.8	3.9344888	0.05
LH	22.4±4.47	28.6±6.62	6.2	1.7391334	NS
MH	22.5±4.36	27.6±9.58	5.2	1.388368	NS
	D－S	D－F	差の平均	t値	P値
VM	8.5±1.41	14.2±3.12	5.7	7.2193052	0.001
RF	5.2±1.34	9.1±3.86	4.0	2.9563627	0.05
VM	8.7±1.28	12.4±3.25	3.7	2.3490549	NS
LH	22.7±5.84	20.3±7.44	-2.4	-1.314051	NS
MH	28.0±4.69	25.2±7.98	-2.9	-1.342434	NS

VM：内側広筋　　RF：大腿直筋　　VL：外側広筋
LH：外側ハムストリングス　　MH：内側ハムストリングス
L：水平、U：上り、D：下り、S：歩行速度2.5km、F：歩行速度4.5km

影響が出やすいと考えていたが，踵接地前活動時間においてもその比率においても影響は見られなかった。

一歩行周期に対する相対値は歩行周期全体に対する筋活動を標準化して見る上では有効と思われるが，歩行のある一部分を取り出しその時期での筋活動を見る上では絶対値比較がよいのかもしれない。

今後はより速い歩行速度を含め，被験者数を増やし，基礎データを確立する事で膝靱帯損傷者との比較検討を行い膝動的安定機構の再教育に寄与していきたい。

今回の問題点の一つとして，現方式では筋電波形を記録紙に描記させ，手計算により処理せざるを得ないため，極めて時間がかかることが挙げられる。しかしながら最近，筋電種々の筋電用解析ソフトが開発，市販されており，その利用により解決が計られることは可能と思われる。第二の問題としてムーブメントアーチファクトと呼ばれる雑音[12]の排除に手間取り，実験準備に時間がかかることが挙げられる。しかも，通常速度よりも速い歩行ではこのアーチファクトを排除できず，実験計画の変更が余儀なくされた。ムーブメントアーチファクトは電極と増幅器間の距離が大きいとそれだけ発生しやすいと考えられている。最近，増幅器付きの電極が開発されており，より速い歩行速度やジャンプ動作といった動きの激しい動作の詳細な解析も可能との報告があり，この点についての解決も可能と思われる。

謝　辞

この研究にあたり被験者および実験補助の協力を頂けた学生諸君，およびトレッドミル等の機械提供していただいた本学医学部付属病院理学療法部に深謝いたします。なお，本研究は本短期大学部の平成５年度研究助成金の援助を得て行われたものです。

参考文献

1）安田和則：スポーツ障害膝に対する運動療法，関節外科，７(６)：851－859，1988
2）安田和則，青木喜満，黒沢秀樹，富山有一他：膝前十字靱帯再建術のリハビリテーション，臨床整形外科，23(７)：837－846，1988
3）岡本連三，腰野富久，森井孝通，酒井直隆他：膝靱帯損傷における筋力訓練とそのバイオメカニクス，臨床整形外科，22(１)：29－34，1987
4）T. Tegner, J. Lysholm : Strengthening exercises for old cruciate ligament tears, Acta Orthop. Scand., 57 : 130－134, 1985
5）P. Lass, S. Kaalund, S. leFevre, L. A. Nielsen : Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament, Acta Orthop. Scand., 62(1) : 9－14, 1991
6）M. Solomonow, R. Baratta, B. H. Zhou, H. Shouji, et al : The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscle in maintaining joint stability, Am. J. Sports Med. 15(2) : 207－213, 1987
7）S. Kaalund, T. Sinkjaer, L. A. Nielsen, O. Simonsen : Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients, Am. J. Sorts Med. 18(3) : 245－248, 1990
8）C. K. Battye, J. Joseph : Investigation by telemetering of activity of some muscles in walking, Med. Biol. Eng. 4 : 125－134, 1966
9）H. I. C. Dubo, M. Peat, D. A. Winter, A. O. Quanbury, et al : Electromyographic temporal analysis of gait : normal human locomotion, Arch Phys. Med. Rehabil. 57 : 415－420, 1976.
10）A. Tokuhira, H. Nagashima, H. Takechi : Electromyographic Kinesiology of Lower Extremity Muscles During Slope Walking, Arch. Phys. Med. Rehabil. 66(9) : 610－613, 1985
11）D. A. Winter : Biomechanical Motor Patterns in Normal Walking, J. Motor Behav. 15(4) : 302－330, 1983
12）臨床歩行分析懇談会編：臨床歩行分析入門医歯薬出版，1989，p 104－109