Tilt table傾斜角度増加に伴う荷重量変化と 下肢筋活動の関係

Relationship between Load Change and Muscle Activities of Lower Limbs with Increasing Tilt-table Inclination Angle

越智 亮¹⁾ 太場岡英利²⁾ 森岡 周³⁾

AKIRA OCHI, RPT¹⁾, HIDETOSHI TABAOKA, RPT²⁾, SHU MORIOKA, RPT, PhD³⁾

¹⁾ Department of Physical Therapy, School of Care and Rehabilitation, Seijoh University: 2-172 Fukinodai, Toukai-City, Aichi 476-8588, Japan. TEL & FAX +81 52-601-6245 e-mail ochi@seijoh-u.ac.jp

²⁾ Department of Rehabilitation, Atago Hospital

³⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science, Kio University

Rigakuryoho Kagaku 20(4): 293-297, 2005. Submitted May 6, 2005. Accepted Jul. 26, 2005.

ABSTRACT: The purpose of this study was to investigate the relationship between load change and muscle activities of lower limb with increasing tilt-table angle. The subjects were 7 healthy adults. We measured muscle activities of lower limbs with a gradually changing tilt table angle and compared them with unilateral muscle activities of lower limbs standing-still position (Experiment 1). Furthermore, with subjects lying on the electric tilt table, we induced unilateral muscle activities with a continuous angle change from 0° to 80° (Experiment 2). From these results, the muscle activities of the rectus femoris, medial vastus, biceps femoris, semitendinosus and tibialis anterior muscles did not show any changes despite the increase of tilt table angle and the activities were less than in the standing-still position. However, there was a strong correlation between load change and muscle activities in the soleus muscle. The lateral head of the gastrocnemius muscle and medial head of the gastrocnemius muscles showed different activities to the soleus muscle. We discussed the usefulness of lower limb load in a standing position on the tilt table and the kinetics of functional differences on the triceps surae muscle.

Key words: Tilt table, load, surface EMG

要旨: 本研究の目的はTilt table傾斜角度の漸増に伴う下肢荷重量の増加と下肢筋活動の変化との関係を調査することである。健康成人7名を対象とした。Tilt table傾斜角度を段階的に変化させた時の下肢筋活動量と静止立位時の一側下肢筋活動量を比較した(実験1)。次に、対象者を電動Tilt table上に寝かせ、傾斜を0°~80°まで連続的に変化させた時の一側下肢筋活動を導出した(実験2)。両実験の結果、Tilt table傾斜角度が増加しても大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、半腱様筋、前脛骨筋の筋活動量は変化せず、静止立位時に比べ僅かなものであった。それに対し、ヒラメ筋はTilt table傾斜角度の変化に伴う荷重量と筋活動量との間に強い相関関係を認めた。腓腹筋外側頭と腓腹筋内側頭はヒラメ筋とは筋活動様相が異なっていた。以上の事実を踏まえ、Tilt table上立位における下肢部分荷重の有用性と、下腿三頭筋における運動学的な機能形態の違いについて議論した。

キーワード: Tilt table, 荷重, 筋電図

¹⁾ 星城大学リハビリテーション学部理学療法専攻: 愛知県東海市富貴ノ台二丁目172番地 (〒476-8588)
TEL & FAX 052-601-6245 e-mail ochi@seijoh-u.ac.jp

²⁾ 愛宕病院リハビリテーション科 ³⁾ 畿央大学健康科学部理学療学科

受付日 2005年5月6日 受理日 2005年7月26日

I. はじめに

様々な疾患において能動的な立位が不可能な者、あるいは臥床安静期を経過し、離床直後の者に対してTilt tableは臨床によく用いられている。このTilt tableを用いた受動的立位保持にはいくつかの使用目的があるが、その目的の一つに下肢への体重負荷を促すことが挙げられる。また、身体矢状面上でのベッド傾斜角度の増減によって、下肢に加わる体重負荷量を操作することが可能であり、下肢への部分荷重の一技法としても用いられている。傾斜角度の増減によって得られる下肢荷重量は、重力（重力加速度）と、それによって得られる物理的条件により導き出されている¹⁾。地上で行われる全ての動作は、この重力の影響を受け、我々ヒトにおいても重力に対抗して立位姿勢を保持する抗重力機構（antigravity mechanism）が備わっており²⁾、身体後面の筋にその主要な役割があることは周知の事実である。

重力と立位中の下肢筋活動との関係性については、弱重力環境である水中において身体浸水を利用した実験から詳細に確かめられ、下腿三頭筋の活動が総じて荷重の大きさに依存していることが報告されている³⁾。しかし、Tilt table上立位では、身体が矢状面上での傾斜姿勢をとっていること、および身体背面をベッドにより支持されていることから、筋・骨格系に作用する力学的特性が直立姿勢とは著しく異なると考えられる。そのため、前述した下肢荷重量に相関した筋活動が生じているかどうかは不明であり、姿勢保持に関与する筋活動が静止立位とは異なる可能性もある。

そこで本研究では、電動Tilt tableを用い、傾斜角度を段階的に変化、あるいは経時的に漸増させ、Tilt table上立位と静止立位との下肢筋活動様相の比較、および傾斜角度変化に伴う下肢荷重量変化と下肢筋活動の相関性について表面筋電図を用いて明らかにする。

II. 方 法

1. 被験者

21～36歳の健康男性7名を被験者とした。平均年齢は 24.3 ± 4.9 歳、平均体重は 62.8 ± 5.8 kgであった。いずれの被験者も本実験課題遂行に支障となる下肢機能の異常はなかった。全ての被験者に対し、本実験の説明を行い、参加の同意を得た。

2. 実験手順

実験肢位は、被験者に電動Tilt table（OG技研製UA -

501）ベッド上で閉眼にて両上肢を体側につけさせ、足関節底背屈0°位で横たわせた。Tilt tableのベルト支持による影響を除去するために体幹、骨盤および下肢を固定するベルトは外した。身体背面とベッド間にはビニールシートを2枚介在させ、摩擦を低減した。この時、体重60 kgの被験者が傾斜角度20°に到達した時点で身体背面が滑り始めること、および傾斜角度80°で足底に体重の98%がかかる（一側下肢に体重の49%がかかる）ことを足底設置した体重計により、目測で実験前に確認した。

実験1：Tilt table傾斜角度を40°から80°まで10°ずつ段階的に変化させ、各々5秒間保持させた。その後、閉眼静止立位を5秒間保持させた。

実験2：Tilt tableは傾斜角度0°から80°まで角速度2.67 deg/sec（傾斜角度80°に到達するまでに30秒）で経時的に漸増させた。

3. データ収録

筋活動の導出には表面筋電計Noraxon社製MyoSystem 1200を用いた。被験筋は軸足の大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、半腱様筋、腓腹筋外側頭、腓腹筋内側頭、ヒラメ筋、前脛骨筋の8筋（以下RF, VM, BF, ST, GC-L, GC-M, Sol, TA）とした。それらの筋腹部に十分な皮膚処理をした後、ペースト付ディスプレイ電極を筋線維と平行に3 cm間隔で貼付した。アース電極は足関節外果とした。双極誘導にて導出された筋放電のアナログ信号を、A/D変換ならびにサンプリング周波数1,000 Hzでパーソナルコンピュータに取り込んだ。

4. データ分析

データ解析には、Noraxon社製MyoResearch2.11を使用した。実験1は課題遂行中のそれぞれ5秒ずつの積分値を求めた。実験2は、傾斜角度漸増の課題開始から終了までの30秒間の積分値を1秒毎に求めた。全波とも整流化ならびに50 msの二乗平均平方根（Root Mean Square）にて平滑化した後、被験者の5秒間の最大随意収縮（max voluntary contraction）で除し、振幅の正規化（%iEMG）を行った。

実験1で得られた各筋の40°から80°、および閉眼静止立位の%iEMGの比較には反復測定一元配置分散分析を用い、有意差が認められた場合は下位検定としてBonferroniの方法による多重比較を行った。

実験2の分析は、まず課題開始から終了までの1秒毎のTilt table傾斜角度を独立変数、各筋の1秒毎の%iEMGを従属変数とし、散布図を作成した。その後、線形関数である一次関数式を用いて各筋の回帰分析を行った。次に、

表1 実験1におけるTilt table傾斜角度の段階と各筋の%iEMGの比較

	Tilt table 傾斜角度					standing
	40°	50°	60°	70°	80°	
大腿直筋	0.8 ± 0.6	0.8 ± 0.5	0.8 ± 0.5	0.8 ± 0.5	0.8 ± 0.5	3.4 ± 3.9
内側広筋	1.0 ± 0.3	1.0 ± 0.3	1.0 ± 0.3	1.0 ± 0.3	1.0 ± 0.4	2.6 ± 2.0
大腿二頭筋	0.9 ± 0.4 ^a	0.9 ± 0.4 ^a	0.9 ± 0.4 ^a	0.8 ± 0.4 ^a	0.9 ± 0.4 ^a	5.4 ± 0.4
半腱様筋	1.0 ± 0.3 ^a	1.0 ± 0.3 ^a	1.0 ± 0.3 ^a	1.0 ± 0.3 ^a	1.0 ± 0.4 ^a	4.9 ± 2.0
腓腹筋外側頭	2.3 ± 1.0	3.4 ± 2.0	3.7 ± 2.0	4.5 ± 2.9	5.6 ± 4.1	6.1 ± 3.6
腓腹筋内側頭	1.2 ± 0.3	1.6 ± 0.3	2.1 ± 0.3	3.1 ± 0.9	3.5 ± 1.0	5.6 ± 3.6
ヒラメ筋	7.2 ± 3.2 ^{abc}	10.2 ± 2.1 ^{ab}	15.1 ± 2.1 ^b	18.5 ± 2.2	22.9 ± 2.6	20.2 ± 7.8
前脛骨筋	0.7 ± 0.4 ^a	0.8 ± 0.4 ^a	0.8 ± 0.4 ^a	0.8 ± 0.4 ^a	0.9 ± 0.4 ^a	3.6 ± 0.6

^a: standing との有意差 (p<0.01), ^b: 80° との有意差 (p<0.01), ^c: 70° との有意差 (p<0.01), mean ± SD

表2 実験2におけるTilt table傾斜角度と各筋%iEMGとの線形回帰分析

	0%iEMG ※ mean ± SD (%)	80%iEMG ※ mean ± SD (%)	回帰係数	相関係数	F	p
大腿直筋	0.8 ± 0.7	0.95 ± 0.7	0.00	-0.07	0.14	0.71
内側広筋	1.0 ± 0.3	1.0 ± 0.3	0.00	0.22	1.43	0.24
大腿二頭筋	1.0 ± 0.4	1.1 ± 0.9	0.01	0.64	19.65	0.00
半腱様筋	1.5 ± 1.3	2.7 ± 3.2	0.00	0.07	0.15	0.70
腓腹筋外側頭	1.7 ± 0.9	13.0 ± 4.5	0.11	0.75	36.43	0.00
腓腹筋内側頭	1.5 ± 0.9	21.9 ± 9.1	0.12	0.60	15.73	0.00
ヒラメ筋	1.6 ± 0.6	24.2 ± 5.2	0.27	0.95	279.87	0.00
前脛骨筋	1.9 ± 3.1	0.9 ± 0.5	-0.02	-0.85	71.60	0.00

※課題開始時での Tilt table 傾斜角度 0°(0 秒時)の値と課題終了時の Tilt table 傾斜角度 80°(30 秒時)の値

各筋の散布図からデータの分布を確認し、非線形関数である指数関数式の決定係数を算出した。一次関数式と指数関数式の決定係数を比較し、指数関数式の決定係数が高かったものは非線形回帰分析を行った。有意水準は1%未満とした。

III. 結 果

1. 実験1の結果

BF, ST, Sol, TAの四つの筋に有意差を認めた (p<0.01)。その内、BF, ST, TAはTilt table傾斜角度40°から80°までその筋活動は一定であり、傾斜角度が80°になっても閉眼静止立位に対して有意に小さな値 (p<0.01) を示した。Solにおいては、Tilt table傾斜角度40°から80°まで段階的に筋活動が上昇し、傾斜角度80°で閉眼静止立位の%iEMGとほぼ一致した。一方、RF, VM, GC-L, GC-Mは各個人間の分散が大きく、有意差が認められなかった (表1)。

2. 実験2の結果

各筋における一次関数式の回帰分析の結果を表2に示した。RF, VM, STの%iEMGは、Tilt table傾斜角度増加に伴う下肢荷重量の変化に対応せず、一定の値であった。BFとTAは相関に有意判定が出た。しかし、課題遂行中の両者の%iEMGは0.7~2.2%の範囲内で、筋活動量は微量であった。GC-L (r=0.75 p<0.01) は、傾斜角度50°前後から筋活動が上昇し始め、傾斜角度が約72°に達した時点から急激な活動増加を示した。GC-M (r=0.60 p<0.01) は一定の筋活動を保った後、傾斜角度72°から急激な活動増加を示した。Solの筋活動は、動的な傾斜角度の増加にともなう下肢荷重量変化に対応していた (r=0.95 p<0.01)。GC-MとSolの散布図を図1に示した。

Tilt table傾斜角度と各筋の%iEMGにおける関数式の決定係数は、GC-L, GC-M, Solにおいて非線形関数である指数関数式の適合性が高かった (表3)。指数関数式を用いた回帰分析の相関係数は、GC-Lがr=0.87, GC-Mがr=0.72, Solがr=0.99であり、全て危険率1%未満であった。

図1 実験2における腓腹筋内側頭とヒラメ筋の筋活動

表3 実験2における関数式決定係数

	一次関数	指数関数
大腿直筋	0.01	0.01
内側広筋	0.05	0.05
大腿二頭筋	0.43	0.44
半腱様筋	0.00	0.00
腓腹筋外側頭	0.56	0.74
腓腹筋内側頭	0.36	0.52
ヒラメ筋	0.90	0.99
前脛骨筋	0.72	0.73

IV. 考 察

本実験1におけるTilt table上の受動的立位と静止立位での下肢筋活動の比較において、RF、VM、BF、STとTAの筋活動は、静止立位とは異なる活動の減少を示した。また、GC-L、GC-Mは傾斜角度変化に対し、筋活動が上昇する傾向にあった。しかし、傾斜角度80°であっても静止立位時に比べ、少ない筋活動量であった。ヒト静止立位は、足関節を軸とした単振り子としてモデルされており、姿勢動揺（postural sway）を常に伴っている²⁾。しかしながら、Tilt table上立位においては、身体背面がベッドにより支持されていることから、重心移動やこの微細な動揺は消失していることになる。本実験1における下肢筋活動は、このTilt tableの力学的影響を強く反映していたものと思われる。

一方、Solは傾斜角度の変化に伴う下肢荷重量の増大に対し、筋活動量の増加が生じていた。これは、Tilt table上

立位のような姿勢保持に関して支持がある状態でも、荷重量の変化によって筋活動が促進されることを示すものである。Dietzら^{3,4)}は、水中に観察された下肢筋活動反応が、重心を保持するために身体内の荷重受容器によって作動する反射によりもたらされているとし、その効果は大腿よりも下腿で大きいことを示唆している。また、上位中枢との連絡が遮断された脊髄損傷患者の受動的歩行様動作においても荷重の大きさに関連してヒラメ筋の活動が出現することから、ヒラメ筋の活動は脊髄以下で重力関連情報との密接な関係の基に決定されと考えられている^{5,6)}。特に動物の歩行実験において、下腿三頭筋にはI群感覚線維を通じた荷重情報により下腿三頭筋群の運動ニューロンを活性化させる経路が存在することが示唆されている⁷⁾。ヒトにおいても同様の経路が存在することも報告されている⁸⁾。これらのことから、直立姿勢時のヒラメ筋の興奮度は脊髄以下の神経経路を介した荷重関連情報によって維持されている可能性が高く、本実験でのSolの筋活動も同様の神経機序の支配化にあることが考えられた。

実験2では、Tilt table傾斜角度を連続的に増大させ、下肢筋活動が荷重量変化にどれほど精細に対応するかを検討した。RF、VM、BF、ST、TAは、傾斜角度を変化させても筋活動量が一定であることから、Tilt table上での荷重量変化に対応する能力を有していないことが理解できた。Solの筋活動は一定の荷重量増加に対し、高い相関係数を認めた。従って、Solは上述した神経機序に起因する運動単位の動員により、精細に荷重量変化に対応することができると考えられた。GC-LとGC-Mは、Solとは異なった筋活動様相を示した。GC-Mは、傾斜角度漸増開始からほぼ一定の活動の後、傾斜角度72°から急激な活動上昇を

示し、GC-Lは、傾斜角度45°位から徐々に活動が開始され、72°位でGC-Mに同期して急激な活動上昇を発生した。以上の結果は、足関節底屈として共同に働くヒラメ筋と腓腹筋が同一の作用として機能していないことを表している。

この両者の機能差異については、主に歩行を誘発する脊髄以下の中樞（central pattern generator）における立脚期と遊脚期の関係から確かめられている。Hutchisonら⁹⁾はラットにトレッドミル上の歩行や浸水等、様々な運動課題を与え、ヒラメ筋と腓腹筋からの筋電図解析により両者の機能差異を認め、それらが強い末梢効果に関係する神経制御メカニズムであることを示唆している。ヒトでの歩行と走行においてもヒラメ筋と腓腹筋の選択的な反射反応の違いが認められている¹⁰⁾。また、水中歩行時の床反力と筋活動の解析¹¹⁾では荷重負荷と歩行速度で両者の筋活動パターンの分離を認めている。これらの見解は共通して腓腹筋とヒラメ筋に運動課題に依存した選択性が存在することを示唆している。本実験2のようなゆっくりとした負荷の漸増において、GC-LやGC-Mの筋活動調節は貢献度が低いものと考えられる。

水平位から垂直位へとTilt table傾斜が移行する際の急激な活動増加は、身体背面がベッドにより押され、前方へ転倒することを防ぐことによって生じたものと推察した。実験手順において、体幹や下肢の固定ベルトを装着していなかったのも一つの原因として考えられる。しかしながら、今回の実験デザインにおいては、表面筋電計による筋放電量の変化のみで、GC-LとGC-Mに認められた急激な筋活動上昇に関する機構の明確化は困難であり、解釈上の限界があった。

今後はTilt table上での傾斜立位を継続的に行うことが、下肢筋活動動態にどのような影響を与えるか等、Tilt table上立位の血流の循環動態^{12, 13)}に関するもの以外の使用法¹⁴⁾も検討するべきであると考えている。また、下腿三頭筋の活動が荷重関連情報からの厳密なフィードバックに基づくものか、もしくは予測された負荷量に合目的に調節されるかといった処理過程における筋電計の時系列解析も探求していきたい。

本実験によって、Tilt table上立位が通常の静止立位と大腿部の筋活動様相が大きく異なることと、ヒラメ筋活動は傾斜角度の漸増に伴う下肢荷重量変化に精細に対応していることが明らかになった。以上の結果はTilt tableを使用した受動的立位では通常の静止立位に比べ、傾斜角度をより垂直位に近づけていっても大腿部の筋活動の促

通は保障されないことを示すものである。また、下腿筋における荷重に相関した精度の高い筋活動や、機能差異を認めたことは、下肢部分荷重立位の理論の一助となると共に、質的評価としての有用性も持ち合わせていると思われる。

引用文献

- 1) 戸田盛和, 宮島龍興: 物理学ハンドブック. 朝倉書店, 東京, 1987, pp1-74.
- 2) 中村隆一, 斉藤 宏: 基礎運動学. 医歯薬出版株式会社, 東京, 1997, pp289-390.
- 3) Dietz V, Horstmann GA, Trippel M, et al.: Human postural reflexes and gravity—an under water simulation. *Neurosci Lett*, 1989, **106**(3): 350-355.
- 4) Dietz V, Colombo G: Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humans. *J Physiol*, 1996, **15**: 849-856.
- 5) Kojima N, Nakazawa K, Yamamoto SI, et al.: Phase-dependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp Brain Res*, 1998, **120**(1): 139-142.
- 6) Dobkin BH, Harkema S, Requejo P, et al.: Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *J Neurol Rehabil*, 1995, **9**(4): 183-190.
- 7) Whelan PJ, Hiebert GW, Pearson KG: Stimulation of the group I extensor afferents prolongs the stance phase in walking cats. *Exp Brain Res*, 1995, **103**(1): 20-30.
- 8) Stephens MJ, Yang JF: Loading during the stance phase of walking in humans increases the extensor EMG amplitude but does not change the duration of the step cycle. *Exp Brain Res*, 1999, **124**(3): 363-370.
- 9) Hutchison DL, Roy RR, Hodgson JA, et al.: EMG amplitude relationships between the rat soleus and medial gastrocnemius during various motor tasks. *Brain Res*, 1989, **20**(2): 233-244.
- 10) Duysens J, Tax AA, Doelen B, et al.: Selective activation of human soleus or gastrocnemius in reflex responses during walking and running. *Exp Brain Res*, 1991, **87**(1): 193-204.
- 11) 三好 扶, 谷崎雅志, 中澤孝孝・他: 水中歩行時の下腿三頭筋筋活動特性. *運動療法と物理療法*, 2003, **14**(4): 307-312.
- 12) 小田島奈津, 沖山亮一, 石合純夫: 体位変換による血圧変動パターン—中枢性と末梢性自律神経障害の違い—. *自律神経*, 1988, **25**(2): 142-146.
- 13) 西田裕介, 樋渡正夫, 田中淑子: 慢性期脳血管障害患者における自律神経活動の評価. *理学療法科学*, 2001, **16**(4): 191-196.
- 14) 武岡健次, 七堂大学, 山田保隆・他: パーキンソン病患者の姿勢保持障害の検討—傾斜刺激による定量的評価—. *理学療法科学*, 1995, **10**(2): 71-74.