大腿四頭筋マッスルセッティング時の 等尺性筋収縮力の測定

—水銀血圧計を用いて測定したセッティング圧の臨床応用—

*The Determination of the Isometric Muscular Contractile Force on the Quadriceps
Femoris Muscle Setting Exercise: The Clinical Application of the Setting Pressure
Determined with a Mercury Sphygmomanometer*

宇佐 英幸^{1,2)} 竹井 仁³⁾ 宇佐 桃子⁴⁾

HIDEYUKI USA, RPT, MS^{1,2)}, HITOSHI TAKEI, RPT, PhD³⁾, MOMOKO USA, RPT, MS⁴⁾

¹⁾ Senkawa-Shinoda Orthopedic Clinic: 3-13-8 Kaname-cho, Toshima-ku, Tokyo 171-0043, Japan. TEL +81 3-3959-4114 E-mail: usa-hideyuki@hs.tmu.ac.jp

²⁾ Department of Physical Therapy, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

³⁾ Department of Physical Therapy, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

⁴⁾ Department of Rehabilitation, Ikegami General Hospital

Rigakuryoho Kagaku 26(3): 423-427, 2011. Submitted Jan. 7, 2011. Accepted Feb. 18, 2011.

ABSTRACT: [Purpose] We assessed the clinical application of the setting pressure, which was determined with a mercury sphygmomanometer, as an indication for the quantitative evaluation of the isometric muscular contractile force on the quadriceps femoris muscle setting exercise. [Subjects] The subjects were the 24 legs of 24 healthy persons (with a mean age of 20.3 years) which they used to kick a ball. [Methods] We determined the isometric muscular contractile force (the setting force: F) in each exercise by setting a target level of increasing the varnishing pressure in the popliteal region (the setting pressure: P) at intervals of 10 mmHg. The knee extension moment (M) and the setting force [F_{fair} (F_r)] on exertion of muscle strength by the quadriceps femoris MMT3 (fair) were calculated according to a formula. [Results] There was a highly positive correlation between F and P ($F = 0.716P + 1.034$). There was also a highly positive correlation between F_r and M ($F_r = 1.959M + 5.699$). [Conclusions] The setting pressure reflected the isometric muscular contractile force. It was also possible to evaluate the muscle strength of the quadriceps femoris MMT3 from the setting pressure.

Key words: muscle setting, mercury sphygmomanometer, setting pressure

要旨:〔目的〕大腿四頭筋マッスルセッティング時の等尺性筋収縮力に関する定量的評価指標として、水銀血圧計を用いて測定したセッティング圧の臨床応用について検討した。〔対象〕健康人24名（平均年齢20.3歳）のボールの蹴り脚24肢とした。〔方法〕10 mmHg毎の膝窩部の押しつけ圧上昇（セッティング圧P）を目標値とし、各試行時の等尺性筋収縮力（セッティング力F）を測定した。また、大腿四頭筋が筋力MMT3（fair）発揮時の膝伸展モーメントMとセッティング力 F_{fair} （以下 F_r ）を、計算式にて算出した。〔結果〕セッティング力Fとセッティング圧Pの間には強い正の相関があった（ $F=0.716P+1.034$ ）。セッティング力 F_r と膝伸展モーメントMの間にも強い正の相関があった（ $F_r=1.959M+5.699$ ）。〔結語〕セッティング圧は等尺性筋収縮力を反映していた。また、セッティング圧により大腿四頭筋の筋力MMT3の判定も可能であった。

キーワード: マッスルセッティング, 水銀血圧計, セッティング圧

¹⁾ 千川篠田整形外科: 東京都豊島区要町3-13-8 (〒171-0043) TEL 03-3959-4114

²⁾ 首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 理学療法科学系

³⁾ 首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 理学療法科学域

⁴⁾ 池上総合病院リハビリテーション室

I. はじめに

大腿四頭筋のマッスルセッティング（以下大腿四頭筋セッティング）は、膝関節運動を伴うことなく行うことができるため、廃用性筋萎縮の予防・筋力維持・筋力増強を目的に、術後安静時や膝関節に疼痛や炎症のあるとき、あるいはギプス固定中などの種々の膝関節疾患に対して広く用いられている¹⁻³⁾。

この大腿四頭筋セッティングに関しては、筋活動を明確にすることを目的に、筋電図学的検討を行った報告が散見される³⁻⁹⁾。しかし、臨床における筋力評価に関する報告としては、生駒ら¹⁰⁾によって独自に定められた、大腿四頭筋セッティング時の膝蓋骨の側方移動性を5段階判定するという筋力評価法についての報告以外、われわれが渉猟する限りみられない。運動中、筋力を直接かつ非侵襲的に測ることは、ごく限られた場合以外には困難である¹¹⁾といわれている。大腿四頭筋セッティングにおいても、実際に発揮される大腿四頭筋の筋張力を直接測定することは困難である³⁾とされており、このことが大腿四頭筋セッティングの筋力評価に関する報告が少ない原因であると考ええる。

積分筋電図と筋張力の関係性を検討した報告¹¹⁻¹⁵⁾では、筋電図を筋力の定量的評価指標とする試みが探求されてきた。しかし、その関係性は多様である。その要因としては、①運動単位動員と頻度調整様式の差、②速筋線維と遅筋線維の分布の偏り、③近傍筋からのクロストーク、④共同筋と拮抗筋の相互作用、⑤筋肉の粘弾性、などが考えられている^{11,15)}。新田ら¹⁵⁾は、これらの条件は筋によって同一でないことから、筋放電量と張力の関係にはそれぞれ異なった関数が存在すると述べている。また、Moritaniら¹⁶⁾は、筋力増強におけるneural factor（神経性因子）とhypertrophy（筋肥大）の関与に関する報告で、ある個人の最大筋力が増大したとき、それがneural factorによるものであれば積分筋電図は増大し、hypertrophyによるものであれば積分筋電図の増大はないものとしている。これらのことから才藤ら¹¹⁾は、筋電図という電気的変数から筋力という物理的変数を推定する際には、多くの制約条件に配慮しなければならないと述べている。その原因として、筋線維の電気的活動が興奮収縮連関を経て、収縮という機械的過程に変換されて筋力が発揮される時、そこには、筋線維の収縮特性、弾性、粘性などの物理的特性、そして、腱、筋付着部位、関節特性、力の方向、共同筋、拮抗筋、疲労、などの変数が介在することを挙げている。よって、筋力評価としての筋電図学的検討は、臨床においては実用的ではないために敬遠されている。

以上のことから、大腿四頭筋セッティングは、定量的な評価が行われないまま実施されているのが現状である。しかし、定量的評価指標を定めてトレーニング効果を判

定することには、トレーニングへの動機づけや意欲を高める効果があり、また、セラピストが筋力レベルを適確に把握することを可能にする。よって臨床で簡便に測定できる筋力の定量的評価指標の存在は重要であると考ええる。

大腿四頭筋セッティング時の等尺性筋収縮力の定量的評価指標としては、膝窩部が床面を押しつける力である大腿四頭筋セッティング力（以下セッティング力）が挙げられる。しかし、この測定には膝窩部に徒手筋力計を配置する必要がある。そのため、徒手筋力計が常備されていない施設などではその測定が実施できない状況も考えられる。小山ら¹⁷⁾は、血圧計による大腿四頭筋セッティングの検討として、健常人における大腿四頭筋セッティング圧（以下セッティング圧）のフィードバック効果と再現性について報告している。このセッティング圧とは、水銀血圧計の加圧したマンシュットを膝窩部に配置し、その圧上昇を測定したもので、大腿四頭筋による張力を反映する。この報告で行われているセッティング圧の測定では、特別な装置を必要とせず、ほとんどの施設で常備していると考えられる身近な水銀血圧計を使用しており、測定も簡便に実施できるため、臨床において非常に有用であると考ええる。また、セッティング圧は連続的な数値であり、定量的評価の指標としても適していると考ええる。

しかしながら、このセッティング圧と前述したセッティング力との関係は明らかではなく、その互換性は得られていない。また、段階づけの曖昧さなどの多くの問題点を指摘されながらも臨床・教育・研究の各分野で広く使用されており、今後とも使用されると現職理学療法士が推測している¹⁸⁾Danielsらの新・徒手筋力検査法¹⁹⁾における段階づけとの相関も得られていない。

そこで本研究では、背臥位での大腿四頭筋セッティング時のセッティング力(F)とセッティング圧(P)をそれぞれ、徒手筋力計と水銀血圧計を用いて測定し、両者の関係を検証することにより、セッティング圧(P)が背臥位での大腿四頭筋セッティング時の等尺性筋収縮力に関する定量的評価指標となり得るかを検討することを目的とした。また、大腿四頭筋が筋力MMT3(fair)発揮時の膝伸展モーメント(M)とセッティング力(F_{fair} (以下 F_f))とを計算式から算出し、水銀血圧計を用いた背臥位での大腿四頭筋セッティングを実施することで、大腿四頭筋が筋力MMT3を有しているかを推測可能か検討したので報告する。

II. 対象と方法

1. 対象

健常人24名(男性13名、女性11名)のボールの蹴り脚24肢とした。被験者の平均年齢は20.3(18-23)歳、身

長と体重の平均値(標準偏差)はそれぞれ166.2 (7.0) cm, 57.8 (7.7) kgであった。実験は、ヘルシンキ宣言に則り、実験に関する説明を十分に行った後に被験者の承諾を得て実施した。

2. 方法

運動課題は背臥位での大腿四頭筋セッティングとした。被験者を治療ベッド上に背臥位にして両上肢を胸の前で組ませ、骨盤をベルトで固定した。その測定側下肢膝窩部に、徒手筋力計(アニマ社製 μ Tas MT-1)の圧力センサーと水銀血圧計(ケンツメディコ社製スタンド式水銀血圧計)のマンシェットを配置した。このとき股関節は内外転・内外旋に関して中間位とし、足関節は自然下垂位とした。また、自作の木製器具とクッションを用いて測定側膝関節の両側を挟み、運動課題遂行中、股関節内外転・内外旋の動きを制限し、膝窩が徒手筋力計の圧力センサーと水銀血圧計のマンシェットをずれることなく押しつけることができるように運動を誘導した。測定を開始する前に被験者が正確に大腿四頭筋セッティングを実施できることを確認した。できない場合は、指導して正確に実施できるまで練習させた。特に大殿筋・腓腹筋の収縮は測定値に関わるため、極力収縮しないよう指導した。その後十分休憩させてから測定を開始した。まず、被験者にリラックスして脱力するよう指示し、水銀血圧計を初期加圧50 mmHgまで加圧した。その状態で徒手筋力計のゼロ補正を行った。つぎに最大努力での大腿四頭筋セッティングを行わせ、最大セッティング力と最大セッティング圧を測定した。その後、血圧計をモニターしながら初期加圧から最大セッティング圧まで10 mmHg毎の圧上昇(セッティング圧P)を目標値として大腿四頭筋セッティングを行い、各試行時のセッティング力Fを測定した。測定はすべて3回実施し、平均値を代表値とした。なお、セッティング力F・セッティング圧Pの測定はそれぞれ膝窩部に配置された徒手筋力計・血圧計にて行った。

また、大腿四頭筋セッティング時の下腿と床面の角度、下腿長、体重を測定した。下腿と床面の角度は、ゴニオメーターを用いて腓骨頭と外果を結ぶ線と床面に平行な線とのなす角度を測定した。これらの実測値を用いて、大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時の膝伸展モーメントMとセッティング力 F_f を、下記の計算式にて算出した。

[計算式]

大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時の膝伸展モーメントM[N・m]は、Danielsらの新・徒手筋力検査法の段階づけによるMMT3の定義¹⁹⁾に基づいて以下の式(1)により算出した^{20,21)}。

$$M=W \cdot g \cdot r_g \quad \cdots (1)$$

W: 下腿と足部の重量の和[kg]=体重[kg]×定数

(定数: 男性0.0725, 女性0.0685)

g: 重力加速度[m/s²]=9.8

r_g : 下腿と足部の合成重心位置[m]=下腿長[m]×0.51

大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時のセッティング力 F_f は、大腿四頭筋セッティング時の下肢を往復スライダークランク機構²²⁾を用いてモデル化し、下腿に相当するリンクにモーメントMが作用する時の各リンクにおけるモーメント・力それぞれのつりあいから求めた以下の式(2)により算出した。

$$F_f=M/(r \cdot \cos \alpha) \quad \cdots (2)$$

r: 下腿長[m]

α : 下腿と床面との角度[°]

すべての統計処理は統計ソフトPASW Statistics 18を用いて行った。セッティング力Fとセッティング圧Pの関係を検討するために、相関係数を求めて無相関の検定と回帰分析を行った。また、セッティング力 F_f と膝伸展モーメントMの関係を検討するために、同様の分析を行った。

III. 結果

各セッティング圧Pにおけるセッティング力Fの平均値を表1に示す。セッティング力Fとセッティング圧Pの相関係数は0.987 ($p<0.001$)であり、両者の間には強い正の相関があった。また、回帰直線は

$$F=0.716P+1.034 (R^2=0.975, p<0.001) \quad \cdots (3)$$

であった。

つぎに、各被験者の膝伸展モーメントMとセッティング力 F_f を表2に示す。セッティング力 F_f と膝伸展モーメントMの相関係数は0.969 ($p<0.001$)であり、両者の間には強い正の相関があった。また、回帰直線は

表1 各セッティング圧Pにおけるセッティング力Fの平均値(標準偏差)

セッティング圧 P [mmHg]	セッティング力 F [N]
0	0 (0)
10	8.9 (1.7)
20	15.8 (1.9)
30	22.6 (2.1)
40	29.5 (2.9)
50	36.6 (3.7)
60	44.1 (3.9)
70	51.8 (4.9)
80	58.1 (5.0)
90	65.4 (6.2)
100	72.1 (6.7)
110	80.3 (8.2)
120	85.7 (5.6)

表2 各被験者の膝伸展モーメントMとセッティング力F_f

被験者	膝伸展モーメントM [N・m]	セッティング力F _f [N]
A	5.2	17.4
B	10.5	25.1
C	6.8	18.6
D	7.2	19.9
E	9.5	23.9
F	5.6	15.6
G	4.9	14.6
H	5.9	16.7
I	8.0	21.7
J	8.8	22.9
K	8.6	23.9
L	8.5	23.3
M	10.6	25.8
N	7.9	22.1
O	7.9	20.4
P	8.5	21.8
Q	6.6	17.7
R	7.2	19.9
S	7.2	20.3
T	9.0	23.3
U	9.1	25.0
V	7.3	19.6
W	6.1	17.7
X	6.1	17.9

$F_f = 1.959M + 5.699$ ($R^2 = 0.939$, $p < 0.001$) . . . (4)
であった。

IV. 考 察

本研究でのセッティング圧Pの測定には、臨床で使用されている標準的な水銀血圧計を使用した。セッティング力Fの測定に使用した徒手筋力計の圧力センサーに形状変化は生じないが、水銀血圧計のマンスェットには加わる圧の変化による形状変化がみられ、膝窩との接触面積も変化することが予想される。このことがセッティング力Fとセッティング圧Pとの関係に与える影響が懸念された。しかし、結果より、セッティング力Fとセッティング圧Pとの間に直線的関係が得られたことから、統計学的に上記の影響はなかったと考える。よって、今回行った測定範囲(セッティング圧P: 0-120 mmHg)では、セッティング力Fとセッティング圧Pとの関係に影響を与えるほどの大きなマンスェットの形状変化はみられなかったと考える。得られた回帰直線により、両者の間での変換は容易に可能である。諸家により検討されている筋電図から筋力を推定する際には必要な多くの制約条件への配慮は、この場合不要である。よって、水銀血圧計を用いて測定したセッティング圧は大腿四頭筋セッティング

時の等尺性筋収縮力に関する定量的評価指標として臨床において簡便に使用可能であると考える。

大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時のセッティング力F_fは、大腿四頭筋セッティング時の下肢を往復スライダークランク機構²²⁾を用いてモデル化して算出した。往復スライダークランク機構とは、リンク装置において、4つの対偶のうち3つが回り対偶、1つが滑り対偶からなる連鎖で、スライダー(滑り運動をする節)が往復運動をする機構である²²⁾。この機構の動きが、大腿四頭筋セッティング時の下肢の動きに類似していることからモデルとして採用した。実際の測定時、大殿筋・腓腹筋は極力収縮しないように指導したため、モデル化に際しては大殿筋の収縮によって大腿骨に生じる股関節まわりのモーメントや腓腹筋の収縮によって大腿骨に生じる膝関節まわりのモーメントは考慮しなかった。また、ハムストリングスや膝窩筋などの他動的張力による抵抗に関しても考慮しなかったが、被験者は健常人で膝関節に伸展制限はないことから、今回の実験肢位である膝関節軽度屈曲位ではハムストリングスや膝窩筋による抵抗はごくわずかであると考えられる。

計算式から、セッティング力F_fの膝伸展モーメントMに対する変化の割合は、下腿長(r)・大腿四頭筋セッティング時の下腿と床面の角度(α)に依存する。しかし、実測値を代入した結果、セッティング力F_fと膝伸展モーメントMとの間に直線的関係が得られた。よって、変化の割合はほぼ一定で、下腿長や大腿四頭筋セッティング時の下腿と床面の角度の変化による影響はみられなかった。このことから、セッティング力F_fは膝伸展モーメントMの変化をよく反映しており、今回行った往復スライダークランク機構を用いたモデル化は妥当であったと考える。しかし、前述したように、モデル化に際しては大殿筋・腓腹筋の収縮やハムストリングス・膝窩筋などの抵抗を考慮しなかった。本研究の結果を臨床で使用する場合にはこれらへの配慮は必要であると考えられる。

以上のことから、最大努力によるセッティング圧を測定することにより、式(3)から最大セッティング力が算出される。また、下腿長・体重を測定することにより、式(4)から大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時のセッティング力が算出される(ただし、Mは式(1)から算出する)。両者を比較することにより、Danielsらの新・徒手筋力検査法¹⁹⁾における大腿四頭筋筋力MMT3の測定肢位である端坐位がとれない時であっても、背臥位における大腿四頭筋セッティングが可能な状態であれば、大腿四頭筋が筋力MMT3を有しているかを簡便に推測可能と考える。例えば、体重60 kg、下腿長0.40 mの男性の最大セッティング圧が60 mmHgであった場合、式(3)より最大セッティング力は43.994N、式(1)および(4)より大腿四頭筋が筋力MMT3発揮時のセッティング力は22.735Nとなる。よって、最大セッティング力の方が大きく、この男性の

大腿四頭筋は筋力MMT3を有していると推測される。

今回我々が検討した水銀血圧計によるセッティング圧の測定は、ほとんどの施設で常備されている標準的な水銀血圧計を使用しており、測定も非常に簡便で、利便性に優れている。そのため臨床において十分活用可能であると考ええる。

ただし、このセッティング圧は、大腿四頭筋セッティング時の大腿四頭筋の作用の総計を表しているにすぎない。そのため大腿四頭筋セッティング時の等尺性筋収縮力に各筋がどの程度関与しているかについて本研究で言及することはできない。臨床現場では患者の臨床症状に合致したもので、筋活動が効果的に得られる運動肢位や運動方法が求められている³⁾。そのため筋力増強訓練を行う際には、各筋の筋活動状態をよく知った上で訓練処方をするのが特に重要である³⁾。よって、この点についてはさらなる検討が必要であると考ええる。

また、筋力MMT3発揮時の膝伸展モーメントMとセッティング力 F_F との関係は推測であり、実際に大腿四頭筋が筋力MMT3の対象に対してデータ収集を行い検証することが必要であると考ええる。さらに、筋力MMT3以外の段階との関係について本研究で言及することはできない。これについてもさらなる検討が必要であると考ええる。

引用文献

- 1) 岡西哲夫：大腿四頭筋筋力増強の方法論—反復訓練方法の重要性—。PTジャーナル，1991，25(5)：306-311。
- 2) 李 俊熙：筋力増強—基本技術（等張運動と等尺運動）。総合リハ，1992，20(9)：934-939。
- 3) 羽崎 完，市橋則明：大腿四頭筋のMuscle Settingの肢位が大腿四頭筋筋活動に与える影響。理学療法科学，1996，11(2)：81-84。
- 4) Soderberg GL, Cook TM: An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. Phys Ther, 1983, 63(9): 1434-1438.
- 5) Soderberg GL, Minor SD, Arnold K, et al.: Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. Phys Ther, 1987, 67(11): 1691-1696.
- 6) Karst GM, Jewett PD: Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. Phys Ther, 1993, 73(5): 286-295.
- 7) Cerny K: Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. Phys Ther, 1995, 75(8): 672-683.
- 8) 矢形幸久：内側広筋優位の大腿四頭筋強化訓練に関する研究。リハ医学，1998，35：556-562。
- 9) 隈元庸夫，伊藤俊一：股関節回旋位の違いが内側広筋筋活動に及ぼす影響—健常者における背臥位patella setting時の筋電図学的検討—。北海道理学療法士会誌，2004，21：42-46。
- 10) 生駒直彦，田村 博，千田正吾・他：大腿四頭筋筋力評価法—Quadriceps settingを用いて—。北海道理学療法士会誌，1995，12：13-15。
- 11) 才藤栄一，金田嘉清，岡田 誠・他：表面筋電図による筋力推定。総合リハ，1996，24(5)：423-430。
- 12) 永田 晟：筋と筋力の科学。不味堂出版，東京，1984，pp115-125。
- 13) Basmajian JV, De Luca CJ: Muscles Alive (5th ed). Williams & Wilkins, Baltimore, 1985, pp187-200.
- 14) 平塚香奈子，内形千家：内側広筋と外側広筋の筋活動比に関する筋電図学的検討。東北理学療法学，1998，10：53-56。
- 15) 新田 収，柳澤 健，富田 浩：大腿直筋および内側広筋の等尺性収縮における表面筋電図上の分析。東保学誌，2000，2(4)：282-286。
- 16) Moritani T, deVries HA: Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. Am J Phys Med, 1979, 58: 115-130.
- 17) 小山貴之，中丸宏二，白坂史樹・他：血圧計を用いた大腿四頭筋セッティングの検討。理学療法学，2001，28(supple2)：320。
- 18) 吉村茂和，相馬正之，宮崎純弥・他：徒手筋力テストに関するアンケート調査—全国の現職理学療法士を対象として—。PTジャーナル，2005，39(1)：87-92。
- 19) 津山直一，中村耕三（訳）：新・徒手筋力検査法，原著第8版。協同医書，東京，2008。
- 20) 中村隆一，斎藤 宏：基礎運動学，第4版。医歯薬出版，東京，1992，pp289-293。
- 21) 佐藤方彦（監修）：人間工学基準数値式便覧。技報堂出版，東京，1992，pp42-50。
- 22) 井垣 久，安富雅典，川島成平・他：機構学。朝倉書店，東京，1989，pp45-51。