

スクワット肢位における筋力の定量的評価

The quantitative evaluation of the muscular strength in squat position

○ 白井秀宙 (大阪電気通信大学, 京都地域医療学際研究所附属病院)

万野真伸, 藤川智彦 (大阪電気通信大学)

Hidemichi Shirai, Osaka Electro-Communication University, Kyoto interdisciplinary institute of community medicine

Masanobu Manno, Osaka Electro-Communication University

Tomohiko Fujikawa, Osaka Electro-Communication University

Key Words: Quantitative evaluation, Muscular strength, EMG, Rehabilitation

1. はじめに

運動器疾患に対するリハビリテーションでは、浮腫、腫張、疼痛、静的アライメント、関節可動域、筋力、動的アライメント、筋持久力、全身持久力、瞬発力などの多くを評価し、受傷機転や手術・受傷からの経過時間などを考慮して治療を進める。その過程において、筋力は重要な位置付けである。特に、外傷の急性期や術後早期などでは大腿直筋やハムストリングスなどの二関節筋を多用し、内側広筋、中間広筋、外側広筋などの膝単関節伸筋や大臀筋などの股単関節伸筋の出力が低下する傾向が見受けられる。このような筋力低下の改善のために筋力訓練が行われる。膝関節周囲筋々力訓練はアイソメトリックトレーニングやレッグエクステンション、レッグカールなどがあり、その筋力の指標は関節トルク値や経験的な指標となっている。しかし、関節トルクを筋力とする場合は経験的な指標と異なる場合もあり、理論的に筋力を想定することは非常に難しい。この要因の一つに関節トルクのみで評価しにくい、二つの関節に跨がって存在する二関節筋の存在が挙げられる。ここでは、この二関節筋を考慮した下肢の筋群をモデル化し、下肢の姿勢条件と姿勢を保持するための出力およびその出力に関与する筋力の関係を明らかにし、姿勢条件を基準に筋力の定量的評価を目指す。特に、リハビリテーションで最も基礎的な筋力訓練であるスクワットの運動に着目し、術後のリハビリテーションにおける定量的な回復状況や運動可能領域の指標に利用することを検討する。

2. 二関節リンクモデルにおける解析

2-1 解析に用いた筋骨格モデル

ヒト下肢の筋配列を考慮する場合、ほぼ1自由の膝関節の運動においても数多くの筋群が関与する。本研究は最も単純化したモデルで解析をおこない、その運動における筋力を明確にすることを試みる。そこで、本研究の筋骨格モデルは踵部の姿勢保持を可能にする股関節と膝関節を中心とした二関節リンクモデルとした。ヒト下肢大腿部の二関節筋を含む筋骨格モデルの構成を図1に示す。筋 f_1, e_1 は股関節である第1関節 (J_1) に関与する一対の拮抗一関節筋ペア、筋 f_2, e_2 は膝関節である第2関節 (J_2) に関与する一対の拮抗一関節筋ペア、筋 f_3, e_3 は股関節と膝関節である第1,2関節 (J_1, J_2) に同時に関与する一対の拮抗二関節筋ペアである。各筋が作用する関節の作用半径である第1,2関節のモーメントアームの大きさは r_1, r_2 、大腿長と下腿長である第1,2リンク長は l_1, l_2 とし、第1,2関節に発生するトルクを T_1, T_2 、リンク先端部 (E) に発生する力を $F(F_x, F_y)$ とその方向を θ_f とした。

2-2 筋力とリンク先端の特性

図1より、静的条件下の運動における各筋 ($f_i, e_i, i=1,2,3$) の収縮力 u_{f_i}, u_{e_i} と各関節トルク (T_1, T_2) の関係は、

$$\begin{aligned} T_1 &= \{(u_{f_1} - u_{e_1}) + (u_{f_3} - u_{e_3})\}r_1, \\ T_2 &= \{(u_{f_2} - u_{e_2}) + (u_{f_3} - u_{e_3})\}r_2. \end{aligned} \quad (1)$$

となる。リンク先端に発生する力 $F(F_x, F_y)$ と各関節トルク (T_1, T_2) の関係は、

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} -\alpha & \beta \\ -\gamma & \delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix}, \\ \alpha &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2), \quad \beta = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2), \\ \gamma &= l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2), \quad \delta = l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2). \end{aligned} \quad (2)$$

となる。式(2)より、静的条件下におけるリンク先端部 (E) に発生する力の方向と各筋の活動レベルを求めると、図2の実線 (灰色、黒色) の筋の活動パターン⁽⁶⁾ が得られる。縦軸は筋の活動レベル、横軸はリンク先端部 (E) に発生する力の方向 (θ_f) であり、この軸はリンクの姿勢条件によって定められる方向 $D_i (i=1,2,3,4,5,6)$ で区切られている。方向 D_1, D_4 は第1関節 (J_1) とリンク先端部 (E) を結ぶ方向、方向 D_2, D_5 は第2関節 (J_2) とリンク先端部 (E) を結ぶ方向、方向 D_3, D_6 は第2関節 (J_2) と第1関節 (J_1) を結ぶ方向と平行な方向である (図1)。図2の筋の活動パターンは、リンク先端部 (E) で定義された方向 ($D_i: i=1,2,3,4,5,6$) の各方向間を三対6筋の拮抗筋ペアごとに順次活動レベルを移行させる。すなわち、方向 D_1 と方向 D_2 間は拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の活動レベルの交替、方向 D_2 と方向 D_3 間は第2関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の活動レベルの交替、方向 D_3 と方向 D_4 間は第1関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の活動レベルの交替、方向 D_4 と方向 D_5

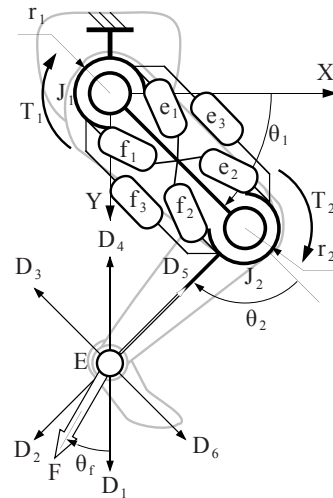


Fig.1 Two-joint link model

間は拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の活動レベルの交替, 方向 D_5 と方向 D_6 間は第 2 関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の活動レベルの交替, 方向 D_6 と方向 D_1 間は第 1 関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の活動レベルの交替となり, 拮抗筋ペアが交替する以外の方向では 0% または 100% の活動レベルを維持することがわかる.

次に, この静的条件下における筋の活動パターンを動作筋電図学的解析により確認した. ヒト下肢大腿部の代表的な筋群を三対六筋に分類すると, 股関節 (J_1) に関与する一関節筋である筋 f_1 の大臀筋 (Gm), その拮抗筋である筋 e_1 の腸骨筋 (Il), 膝関節 (J_2) に関与する一関節筋である筋 f_2 の大腿二頭筋短頭 (Bs), その拮抗筋である筋 e_2 の外側広筋 (VI) と内側広筋 (Vm), 下肢大腿部後面の二関節筋である筋 f_3 の半膜様筋 (Sm) と大腿二頭筋長頭 (Bl), その拮抗筋である筋 e_3 の大腿直筋 (Rf) の主な筋群が挙げられる. 表面電極を用いて測定した被検筋は, 筋 f_1 の大臀筋 (Gm), 筋 e_2 の外側広筋 (VI) と内側広筋 (Vm), 筋 f_3 の半膜様筋 (Sm) と大腿二頭筋長頭 (Bl), 筋 e_3 の大腿直筋 (Rf), 筋 f_2 の一部である下腿部後面の二関節筋である腓腹筋 (Gs) の計 7 筋とした. また, 筋 e_1 に関する筋は深部筋のため, 表面電極での測定は不可能であった. 被験

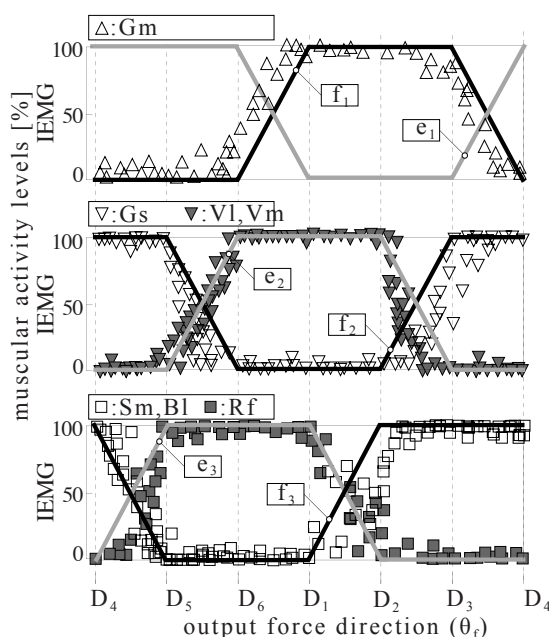


Fig.2 Muscular coordinate pattern with the maximal effort

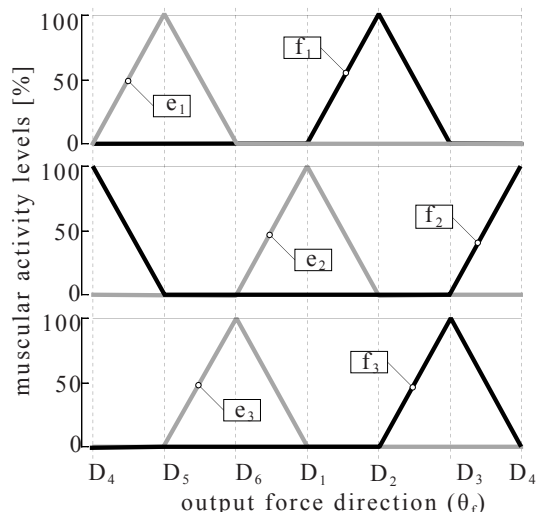


Fig.3 Muscular coordinate pattern with the submaximal effort

者は 20 代前半の健常男性 8 名とした. 図 2 に動作筋電図学的結果⁽⁶⁾を示す. 図 2 の縦軸は各筋の活動レベルを積分筋電位 (IEMG) で表し, 拮抗筋ペアごとに百分率表示したものであり, すべて被験者および姿勢条件のデータを定義した方向 $D_i (i=1,2,3,4,5,6)$ を基準に重複表記したものである. この動作筋電図学的結果とリンクモデルによる理論解析の結果に同様の傾向が得られることから, 姿勢条件によって定めた四肢先端の方向 $D_i (i=1,2,3,4,5,6)$ を用いると, 姿勢が変化しても静的条件下における四肢先端の最大力の方向は三対六筋の拮抗筋ペアの交替により, 制御されていることがわかる. ここでは, このリンク (四肢) 先端に発生する力の方向を制御する三対六筋の活動パターンを筋の協調制御パターンとする. この筋の協調制御パターンは静的条件下の最大力時にリンク先端の出力方向を制御するパターンであるが, 日常の運動や出力は最大力ではなく, 最大力以下である. この場合は三対六筋の中で最もその運動の主働筋となる 1 筋または 2 筋が働き, 3 筋が同時に働くことは少ないことが明らかになっている⁽⁷⁾. そこで, 最大力以下の筋の協調制御パターンを求めると図 3 となる. 例えば, 方向 D_1 の出力は筋 e_2 の 1 筋のみの出力, 方向 D_1 と方向 D_2 の間は筋 e_2 と筋 f_1 の 2 筋となり, 方向 D_2 では筋 f_1 の 1 筋のみとなる. すなわち, 姿勢条件で定義される方向 $D_i (i=1,2,3,4,5,6)$ 上の出力は主働筋の 1 筋のみとなり, その方向間は主働筋の 2 筋の活動レベルの変化で出力方向が変化するパターンであり, 三対六筋内での各筋が活動を順次移行させるパターンが最大力以下の筋の協調制御パターンであることがわかる.

これらの筋群の協調制御パターンを基準に, 足関節における姿勢保持のための出力を考えると, 抗重力の方向 D_1 の出力は最大努力以下では筋 e_2 のみの収縮力により可能となる. しかし, スクワットのような関節保持の状態では, 一瞬に発生する収縮力だけではなく, 他の筋群も協調的に関節保持のための筋収縮をおこなうことが考えられる. そこで, 本研究は膝関節の伸展筋 e_2 の筋活動を基準に, 姿勢変化における膝関節に関与する筋群の筋放電量の変化を明らかにする.

3. 動作筋電図学的解析

3-1 実験条件

前節のリンクモデルによる筋活動と先端出力の関係を基に, 姿勢条件を基準とした筋活動の定量的評価を試みた. この基礎データとして, スクワット肢位を保持した状態における右側下肢の筋活動を計測した. 被検筋は膝関節の一関節伸展筋 e_2 である内側広筋 (Vm) と外側広筋 (VI), 大腿部背面の二関節筋 f_3 である大腿二頭筋長頭 (Bl) とその拮抗筋の二関節筋 e_3 である大腿直筋 (Rf), 膝関節の一関節屈曲筋 f_2 にも作用する下腿部後面の二関節筋であるの腓腹筋外側頭 (Gs) の計 5 筋とした. 被験者は健常男性 2 名とし, 実験に際して, 各被験者にはあらかじめ実験の目的と内容を説明して同意を得た. 筋活動は皮膚表面電極により計測し, Biometrics 社製 EMG 計測システム (PTS-137) を用い, 筋放電量をサンプリング周波数 1.0kHz にて 5 秒間測定した. また, 股関節, 膝関節および足関節の微小な関節運動も Biometrics 社製のゴニオメータを用いて測定した. スクワット時の実験姿勢は理論解析に基づくため, 上体の重心が股関節上にあるようにした. また, 足関節底背屈筋群の影響を取り除くため, 足関節軸に高さを合わせてベアリングを配置した補助具を装備した. このベアリングの特性により, ほとんど摩擦のない状態で足部の固定部が脛骨内果中央の高さを軸として振

り子状に動き、足部の影響を極力少なくする。また、この補助具により、体重に応じた出力を足関節部に発生させなければ安定してスクワット肢位を保持できないようになっている。筋活動は最大力以下の出力条件を徐々に変化させるため、膝関節の屈曲角度 (θ_2) の変化に伴う姿勢条件は $\theta_2=30[\text{deg}]$ から $90[\text{deg}]$ までの約 $10[\text{deg}]$ 刻みとした。被験者はこの各姿勢条件において、3回の姿勢保持をおこない、合計21回のデータを取った。また、各実験結果に影響を与えないように、十分な休憩を確保しながら実験を行った。

3-2 実験結果

計測した代表的な生の筋電図を図4に示す。この図4は姿勢変化（膝関節角度の変化）に伴う筋 e_2 である内側広筋 (Vm) と外側広筋 (Vl)、筋 e_3 である大腿直筋 (Rf)、筋 f_3 である大腿二頭筋長頭 (Bl)、筋 f_2 である腓腹筋外側頭 (Gs) の筋活動を縦軸を統一し、最大値を $\pm 0.6[\text{mV}]$ とし、 $1.0[\text{sec}]$ の安定した筋放電を順次貼付した。姿勢変化はスティックピクチャを用い、膝関節屈曲 $\theta_2=30, 40, 50, 60, 70, 80, 90[\text{deg}]$ の姿勢を表記した。この図4において、膝関節の一関節伸展筋 e_2 である内側広筋 (Vm) は、膝関節屈曲角 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ までの筋放電量に大きな変化はみられず、 $\theta_2=60[\text{deg}]$ 以降で著しい筋放電量の増加がみられた。同じ一関節伸展筋 e_2 である外側広筋 (Vl) も増加量は少ないが同じような傾向がみられ、大腿部前面の二関節筋 e_3 である大腿直筋 (Rf) も同様の傾向がみられた。また、その拮抗筋 f_3 である大腿二頭筋長頭 (Bl) の筋放電はほとんどみられなかった。また、膝関節の一関節屈曲筋 f_2 の一部である腓腹筋外側頭 (Gs) も筋放電量がほとんどみられなかった。この結果を基に、計測した代表的な積分筋電図を図5に示す。図5でも図4の生の筋電図でみられたような傾向が見受けられた。図5の内側広筋 (Vm) は膝関節屈曲 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ まで $0.04[\text{mV} \cdot \text{sec}]$ 程度であったが、 $\theta_2=60[\text{deg}]$ 以降では一定比率で著しい増加となり、膝関節屈曲 $\theta_2=90[\text{deg}]$ では膝関節屈曲 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ の筋放電量の約3倍となっていた。外側広筋 (Vl) と大腿直筋 (Rf) も膝関節屈曲 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ まで一定値であったが、 $\theta_2=60[\text{deg}]$ 以降では徐々に増加し、膝関節屈曲 $\theta_2=90[\text{deg}]$ では膝関節屈曲 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ の筋放電量の約2倍となっていた。また、大腿二頭筋長頭 (Bl) は膝関節屈曲による筋活動の変化はほとんどみられず、二関節筋拮抗筋ペアによる同時放電がないことがわかった。これより、膝関節屈曲 $\theta_2=30 \sim 50[\text{deg}]$ の姿勢変化では膝関節に関与する筋群の大きな放電は見られず、膝関節屈曲 $\theta_2=60[\text{deg}]$ 以降に大きな筋放電が必要となることがわかり、リハビリテーションの筋力訓練において、膝関節角度や姿勢保持条件で、筋力の負荷を評価できることが伺えた。

4. 結論

膝関節疾患の外傷急性期や術後早期において、内側広筋などの広筋群の出力を安全で容易に評価することが必要とされているため、本研究では上半身直立位でのスクワット肢位の変化における膝関節周囲筋の筋活動を測定した。その結果、膝関節屈曲角 60 度付近から抗重力の主動作筋である内側広筋・外側広筋が急激に増加する傾向がみられた。これより、膝関節疾患患者に対する治療を行う場合、膝関節に過剰な負荷を与えない姿勢条件を設定でき、スクワット訓練時でも有効な運動条件が提示できると考えて

いる。今後は本研究の被験者数を増やすとともに、スクワットの運動姿勢に応じた定量的評価を目指す。

5. 参考文献

- (1) Basmajian JV, DeLuca CJ, EMG signal amplitude and force, *Muscles Alive*. Baltimore, Williams & Wilkins, 187-200, 1985.
- (2) 赤沢堅造, 梶山三郎, ヒト上肢筋の力学的特性の測定, *バイオメカニズム* 4, 東京大学出版会, 49-58, 1978.
- (3) Nardone A, Schieppati M, Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractoinsof the triceps surae muscles in humans, *Journal of Physiology* 395, 363-381, 1988.
- (4) Close JR, Nickel ED, Todd FN, Motor unit action potential counts, *J bone Joint Surg* 42-A, 1207-1222, 1960.
- (5) 米澤有里, 松田ひとみ, 関節角度が積分筋電図に与える影響, *神戸大学医療技術短期大学紀要* 5, 123-127, 1989.
- (6) 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頼, 横井信安: ヒト上肢における先端の出力と拮抗筋群の協調活動, *日本機械学会論文集C編*, 65, 632, 1557-1564, 1999.
- (7) 大島徹, 藤川智彦, 熊本水頼: 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価 (筋力と四肢先端の出力), *精密工学会誌*, 65, 12, 1772-1777, 1999.
- (8) 藤川智彦, 鳥海清司, 大島徹, 熊本水頼: 筋配列を有する二関節筋ロボットアームの運動制御における筋のパラメータの影響, *精密工学会誌*, 70, 7, 967-971, 2004.

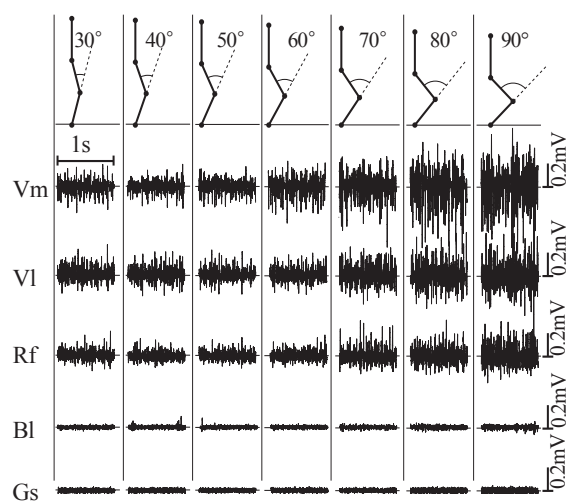


Fig.4 Raw EMG in the postural condition

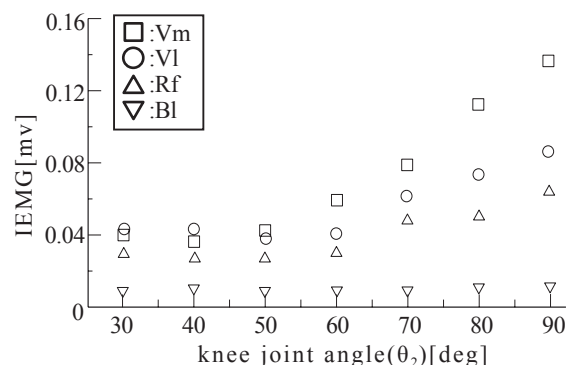


Fig.5 IEMG with changes in the knee joint angle