

[原著]

スクワット動作における協調性

田上義之

東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科

要旨

本研究の目的は、スクワット動作の関節角度、重心軌道および筋モーメントについてそれぞれのレベルでの運動協調性を明らかにすることである。成人男性 6 名を対象に実験を行った。スクワット動作は、立位からしゃがみ(sit)、静止し、次いで立ち上がって(up)立位に戻ることとし、速度条件を遅い、普通、速いの 3 条件で行った。3 次元動作解析装置と床反力計を用いてデータを計測し、得られたデータから、矢状面における股関節と膝関節の屈曲角度間の関係、体重心の軌道および両関節の筋モーメントの経時的変化について検討した。

股関節と膝関節の屈曲角度間は速度および sit、up 動作によらず等しいという関係があった。また、体重心も同様に運動条件によらずほぼ鉛直軌道を取り、軌道の前後方向への変位と変動が小さかった。股関節と膝関節の筋モーメントの経時的変化については、速度によらない一定のパターンが見られたが、被験者ごと試行ごとに、筋モーメント間の関係は変動が大きかった。以上の結果から、スクワット動作ではバランスを維持するため体重心の軌道の変動を少なくし、それに伴い各関節角度間の協調関係が一義的に決定されると考えた。これらの結果は「運動自由度の削減」による運動協調性の組織化という Bernstein の考えを支持した。

【キーワード】 スクワット動作 運動協調性 関節角度 体重心の軌道

はじめに

スクワット動作は、トイレ動作や入浴動作等さまざまな日常動作に使用されている基本動作である。基本動作の障害は日常生活活動(ADL)に制限をもたらす、リハビリテーション医療の主要な対象になっている。基本動作としてのスクワット動作の運動学的特徴を分析することは、日常動作の理解、ひいてはリハビリテーション医療の指針を得るためにも重要である。しかし、スクワット動作を基本動作の運動学的分析という視点で見た研究はほとんどない。

これまでに行われてきたスクワット動作の研究は、各種重量挙げ競技におけるエクササイズやトレーニングについてがほとんどである¹⁾²⁾³⁾⁴⁾。他方で、リハビリテーション医療に関連した研究では、高齢者の身体機能維持のための筋肉トレー

ニングにスクワットを応用した研究⁵⁾や前十字靭帯再建術後のスクワットエクササイズに関する研究⁶⁾がなされている。このように従来の研究では、日常動作としてのスクワット動作を運動学的に分析したものは少ない。

本研究では、スクワット動作を分析するにあたり以下のような問題を設定した。動作では身体各体節の運動は無数の組み合わせを取り得る。しかし、健常者の日常動作は、この無限の組み合わせの中から特定のパターンを選択して行っている⁷⁾。たとえば、歩行は歩幅と歩行率の無限の組み合わせにより可能だが、基本動作(自由歩行)では両者の比が一定の歩き方がなされ、この比は歩行速度が変わっても不変に保たれる⁸⁾。リーチ動作においては、手の軌道はリーチをする目標へ直線軌道を取り、さらにこの時の肘関節、

肩関節および体幹の角度間にも運動条件によらない不変関係 (invariant relation)がある^{14) 15)}。身体空間位置に関する互いに独立した変数間の不変関係を運動軌道協調性 (movement coordination)といい、関節角度間に見られる不変関係を関節協調性 (joint coordination)という^{9) 16)}。

Bernstein¹⁰⁾によれば、動作を構成する運動の協調性とは、身体各部分のばらばらな運動を制限すること(運動自由度の削減)であり、結果として動作が特定の運動パターンによりなされることである。日常動作において Bernstein の意味で協調性が成り立つのであれば、スクワット動作においても運動学的変数間に運動条件によらない不変関係が維持されており、この関係を通じて、運動自由度の削減がなされていると予想できる。

久保ら¹¹⁾は、運動条件(速度)を変えて行ったスクワット動作において、股関節・膝関節・足関節の位置、それら関節の角度、および体重心軌道の協調性を検討しており、速度によらない体重心軌道、各関節の位置、各関節の角度間に不変関係が成り立っていることを報告している。

本研究は久保らの報告を踏まえて、スクワット動作における関節角度間の関係と体重心軌道の不変性について詳細な分析を行った。さらに、スクワット動作の3次元計測データに加えて、床反力および足圧中心を同時に計測し、これらから股、膝、足関節の筋モーメントと筋パワーを計算した。あわせて、各関節の筋モーメントの間に、関節角度間の不変関係に対応する関係が見られるかどうか検討した。

方法

1)被験者

健康な成人で関節運動制限がない、男性6名

(年齢:21~24歳)を対象とした。被験者の中には検者本人も含まれた。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。

2)運動課題

両手を前方に組み、スクワット動作を行った。開始肢位は床反力計上に立位で、股関節屈曲・伸展 0° 、膝関節屈曲・伸展 0° 、足関節背屈・底屈 0° とした。また、左右足関節の幅を約20cmとした。スクワット動作は被験者にとって自然なやり方でしゃがんでから静止し、その後立ち上がってもらった。踵を付けたままで、頸部の屈伸を伴わないように、また動作中両膝をできるだけ開かないように注意することとした。スクワット動作開始からしゃがみ終わりまでを sit とし、その後立ち上がりからスクワット動作終了までを up とした。

3)運動条件

運動速度は、被験者にとって自然な速度(normal)、それより速い速度(fast)、それより遅い速度(slow)の3種類とし、試行ごとに口頭で指示した。

運動範囲については、特別な指示は与えなかった。

4)手順

データを取る前に何度か練習を行った。被験者は「乗ってください」の合図で、床反力計に乗り、開始肢位をとった。被験者は検者の「座って下さい」という合図と共に、動作を開始し、検者の「止まって下さい」の合図でしゃがんだ姿勢で数秒間静止した。「立って下さい」という合図と共に、立ちあがり動作を開始し、開始肢位に戻った状態で動作終了とした。「降りて下さい」という

合図と共に、床反力計から降りてもらった。速度条件は、normal・slow・fast をランダムに選択して行い、1人速度3条件×各3試行の計9試行を行った。

5)データの収集

三次元動作解析システム ELITE plus (BTS)を用い、赤外線反射マーカを、片側の肩峰 (Shoulder)・大転子 (Hip)・膝関節裂隙 (Knee)・外果 (Ankle)・第5中足骨骨頭 (Met)に貼った。赤外線マーカの位置をサンプリング周波数50Hzで計測した。同時に、KISLER社製床反力計を用いて、床反力の三分力と足圧中心データを計測した。床反力計は2枚使用し、左右の足部を載せ、左右それぞれの床反力と足圧中心のデータを計測した。本研究では、位置座標については、矢状面の位置座標データのみを、床反力データは、鉛直方向成分と前後方向成分を用いた。足圧中心データは前後方向成分を使用した。

6)データ解析

(1)位置座標データおよび床反力データ

運動開始位置の Ankle 座標を $X=0$ として、矢状面前方に X 座標を設定し、垂直方向に床面を $Y=0$ とする Y 座標を設定した。各関節位置は、Shoulder: $S(S_x, S_y)$ 、Hip: $H(H_x, H_y)$ 、Knee: $K(K_x, K_y)$ 、Ankle: $A(A_x, A_y)$ と表した。S の Y 座標を5点移動平均法で平滑化した後、速度を算出した。sit と up それぞれについて、速度の始めの0クロスから次の0クロスまでを運動時間とし、前後のデータは削除した。各床反力データおよび足圧中心データは位置データと同一の座標系をもとに、左右それぞれのデータの平均を取り、床反力鉛直方向成分 (R_y)、床反力前後方向成分 (R_x)、足圧中心の前後方向成分 (COP_x) と

表した。位置、床反力、足圧中心データは遮断周波数6Hzのデジタルフィルタ¹²⁾を用い試行ごとに平滑化した。

(1)関節角度の計算

各マーカ間を直線で結び、直線の傾きから角度を算出した。Ankle・Knee を結んだ直線と Y 軸のなす角を (α)、Ankle・Hip を結んだ直線と Knee を通る Y 軸に平行な直線のなす角を ($-\beta$)、Hip と Shoulder を結んだ直線と Hip を通る Y 軸に平行な直線のなす角を (γ) とした。解剖学的関節角度としての膝関節屈曲角度は ($\beta + \alpha$)、股関節屈曲角度は ($\gamma + \beta$) となる。本研究では、解剖学的関節角度 ($\beta + \alpha$) と ($\gamma + \beta$) 間の協調性を見ることとした。

(2)体重心の計算

頭・体幹・腕 (HAT)、大腿、下腿からなる3体節モデルを仮定して、体重心 G の座標 (X_0, Y_0) を算出した。身体計測データは Winter¹³⁾ に従った。体重心の X 座標は sit、up 両動作において試行ごと開始点を $X=0$ に揃えた。各被験者の速度3条件×3試行、計9試行の体重心の軌道の平均と X 軸方向の標準偏差を sit、up 動作に分けて求めた。

(6)筋モーメント

足関節、膝関節および股関節の筋モーメント (単位: Nm) を計算するにあたり、身体を足部 (foot)、下腿 (leg)、大腿 (thigh) の各体節に分解し、フリーボディーダイアグラム (free body diagram) の方法に基づいて筋モーメントを算出した¹²⁾¹³⁾。各関節の筋モーメントは試行ごとに運動時間を正規化した上で、各速度条件ごとに全被験者6名の平均と標準偏差を求めた。

(7)筋パワー

筋モーメントに関節角速度を乗じて足関節、膝関節および股関節の筋パワー(単位:W)を求めた。筋パワーは筋モーメントと同様に試行ごとに運動時間を正規化し、速度条件ごとに全被験者6名の平均と標準偏差を求めた。

(8)統計解析

統計解析ソフト SPSS を使用し、膝関節屈曲角度—股関節屈曲角度の関係の直線性を検定するために直線回帰を求めた。運動時間に対する速度条件及び、sit、up 動作の影響について二元配置分散分析を用い検定した。有意水準を1%とした。

表1 運動時間の平均値 [msec]

速度条件	sit	up
fast	1126.7(108.5)	1007.8(88.7)
normal	2088.9(419.1)	1954.4(304.5)
slow	4140.0(1308.0)	3896.7(1233.8)

():標準偏差

結果

1)運動時間

速度条件 fast・normal・slow ごとに運動時間の平均値と標準偏差を表1に示した。速度条件×(sit, up)の二元配置分散分析の結果、速度条件による主効果は有意であった(F=139.105, P<0.001)。sit, up 動作による主効果は有意ではなかった(F=1.261)。交互作用は有意ではなかった(F=0.071)。検定結果より、sit, up 両動作において被験者は指示通りに速度を区別してスクワット動作を行ったことがわかった。

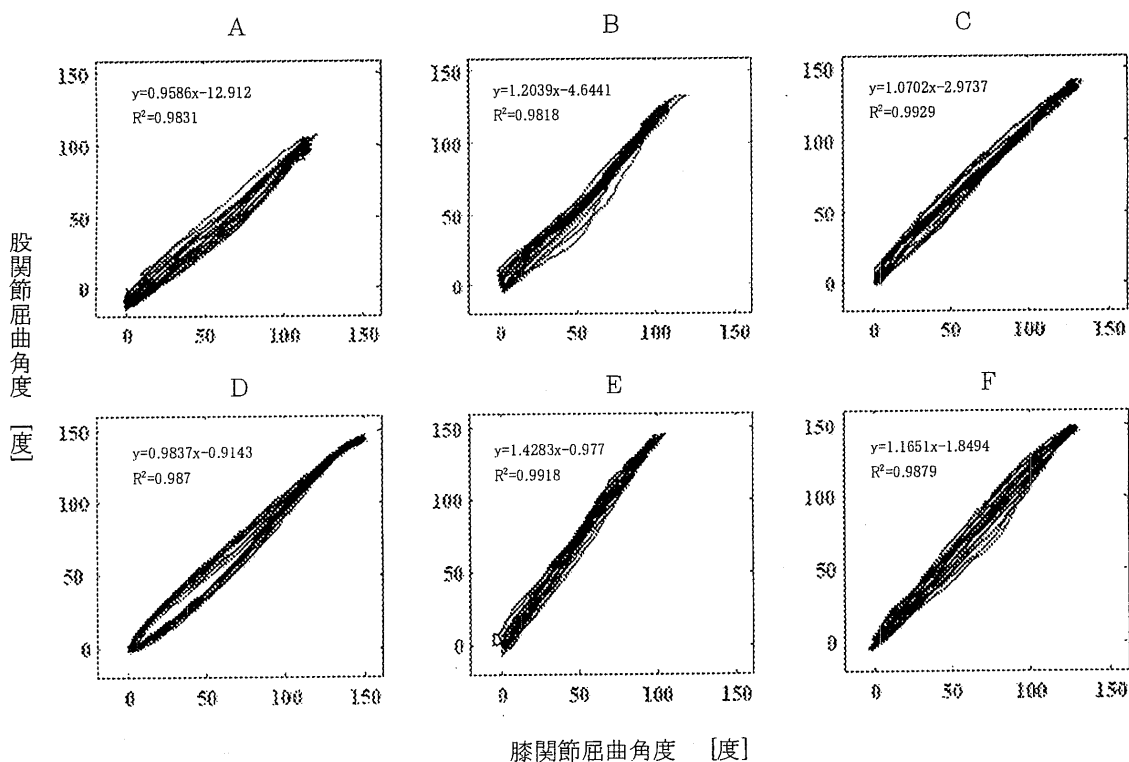


図1 膝関節屈曲角度—股関節屈曲角度の関係 (A~F:被験者)

2) 関節角度協調性

膝関節屈曲角度 ($\beta + \alpha$) と股関節屈曲角度 ($\gamma + \beta$) の関係を見た。

被験者 6 名の sit 動作 9 試行、および up 動作 9 試行計 18 試行につき、膝関節屈曲角度 ($\beta + \alpha$) - 股関節屈曲角度 ($\gamma + \beta$) の関係を重ね描きしたものを図 1 に示す。sit、up 両動作において膝関節屈曲角度と股関節屈曲角度の間には速度によらない同一の直線関係があった。図の全 18 試行を被験者ごとに直線回帰したところ、高い決定係数が得られた ($0.981 \leq R^2 \leq 0.992$)。直線回帰から得られた結果より、膝関節屈曲角度と股関節屈曲角度間には全被験者について、速度および sit、up によらない不変関係があることがわかった。すなわち、一方の角度が決まれば、他方の角度が高い精度で決定されるといえる。

さらに、直線回帰式を見ると、被験者 E を除いては勾配がほぼ 1 となる ($0.958 \leq r \leq 1.203$)。す

なわち、膝関節屈曲角度と股関節屈曲角度が動作を通じてほぼ同じであり、体幹および下腿が平行を保ちながらスクワット動作を行ったといえる。

3) 体重心の軌道

図 2 に被験者 6 名の sit、up 動作それぞれ 9 試行における体重心軌道の平均と X 軸方向の標準偏差を示す。被験者 F の体重心軌道は sit、up 両動作においてほぼ鉛直に上下するパターンを示した。また、被験者 D の軌道は、sit、up 両動作において後方へ移動させてからもとへ戻すパターンを示した。残りの被験者 4 名の軌道は sit 動作では、後方へ移動させ、up 動作では、前方へ移動させるパターンを示した。しかし、全被験者を通じて、試行および速度によらず、体重心の前後移動は 10cm 以内であり、試行ごとの軌道の変動も少なかった。つまり、被験者ごとに体重心軌道に試行および速度によらない不変

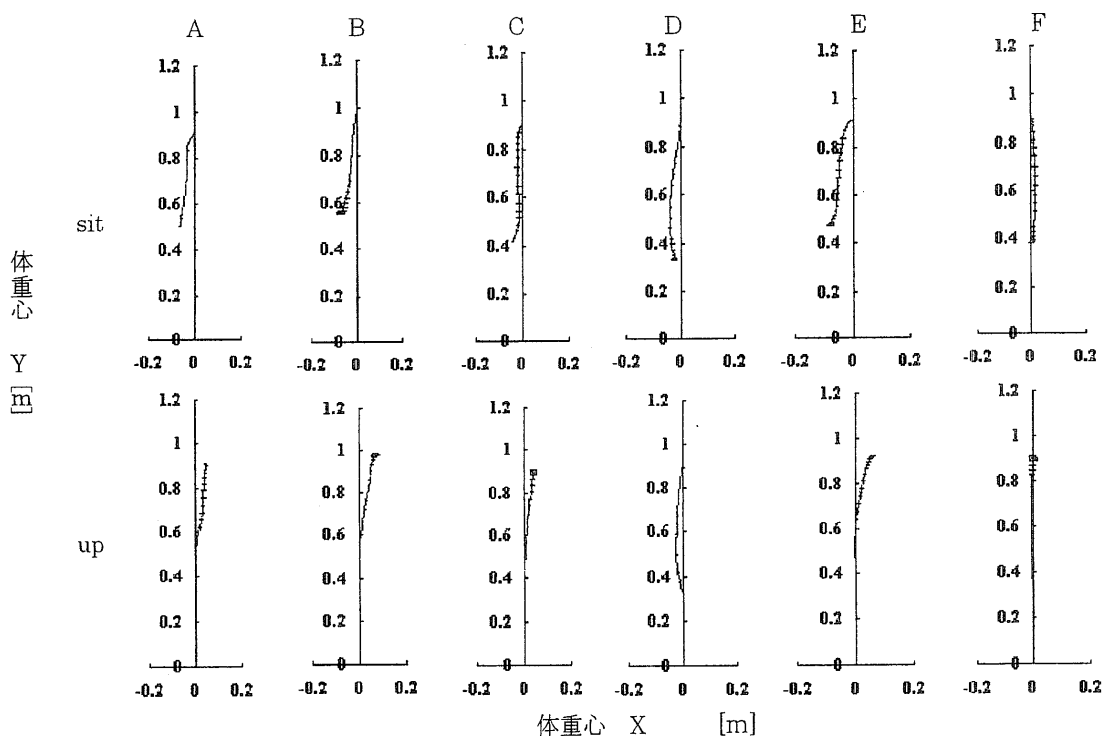


図 2 被験者 6 名の体重心(COG)軌道 (A~F:被験者)

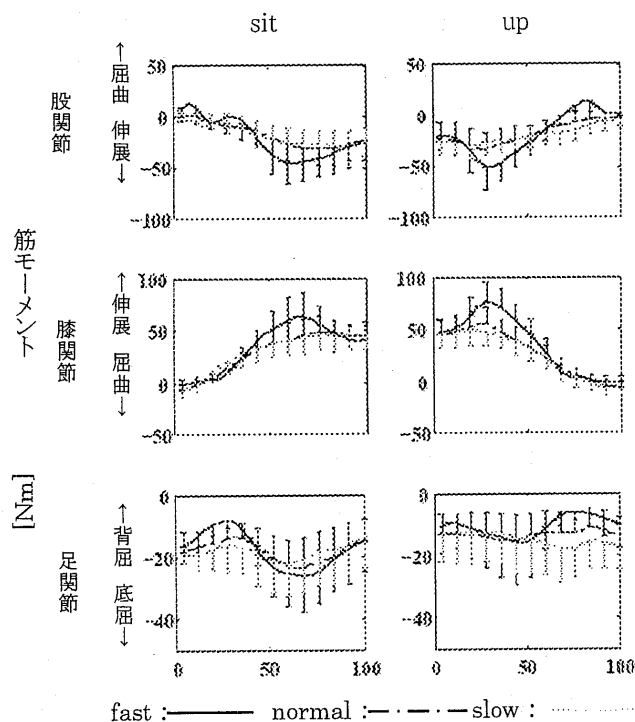


図3 被験者6名の筋モーメントの平均と標準偏差

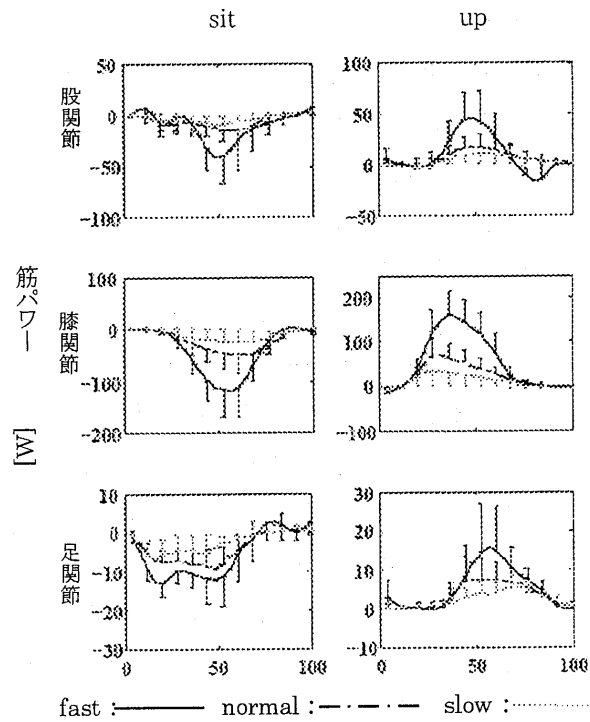


図4 被験者6名の筋パワーの平均と標準偏差

関係があることがわかった。

4)筋モーメント

運動時間を正規化し、速度条件ごとに各関節筋モーメントの全被験者平均と標準偏差をsit動作、up動作に分けて図3に示す。図3左より、sit動作時の足関節の筋モーメントは、動作全般に底屈方向の筋モーメントが働き続いていた。膝関節の筋モーメントは、動作前半で伸展方向の筋モーメントが増加し、後半で減少した後に一定値を取った。股関節の筋モーメントは、動作開始前半で屈曲方向の筋モーメントが働いた後、伸展方向の筋モーメントが増加して、後に一定値となった。各関節の筋モーメントは、速度条件に関わらず同様の変化パターンを示した。

図3右よりup動作時の足関節、膝関節および股関節の筋モーメント変化は、sit動作時の各関節の筋モーメント変化とミラーの関係にあった。

5)筋パワー

速度条件ごとに各関節の筋パワーの全被験者平均と標準偏差をsit動作、up動作に分けて図4に示す。図4左より、sit動作時の足関節の筋パワーは、速度3条件において動作全般に負の値を示し、動作終了時に微小な正の値を示した。すなわち、足関節の底屈筋群は遠心性収縮し、制動の働きをし、最後に求心性の収縮をしていた。膝関節の筋パワーは、速度3条件において動作全般に負の値を示した。つまり、膝関節の伸展筋群が動作全般に遠心性収縮をし、制動の働きをしていた。股関節の筋パワーは、速度3条件において動作全般に負の値を示した。つまり、股関節伸筋群が動作全般に遠心性収縮をし、制動の働きをした。

図4右より、up動作時の足関節の筋パワーは、速度3条件において大きさは違うが、正の値を示した。すなわち、足関節の底屈筋群が求心性

の収縮をした。膝関節の筋パワーは、速度 3 条件において大きさは違うが、正の値を示した。すなわち、膝関節の伸展筋群が動作全般に求心性の収縮をしていた。速度条件 fast における股関節の筋パワーは、動作全般に正の値を示し、動作終了時に負の値を示した。つまり股関節伸筋群が動作全般に求心性収縮し、動作終了時に股関節屈筋群が遠心性の筋収縮をし、制動の働きをした。速度条件 normal、slow における股関節の筋パワーは、動作全般に正の値を示した。つまり、股関節伸筋群が動作全般に求心性の収縮をしていた。

6) 筋モーメントの協調性

関節角度間に対応する筋モーメント間の不変関係があるかどうかを、X 軸に膝関節の筋モーメント、Y 軸に股関節の筋モーメントをとって重ね描きした。股関節の伸筋モーメントは、膝関節の伸筋モーメントにともなって増減する傾向は見られたが、関係は被験者、速度、および sit、up 動作の試行ごとに大きく変動した。関節角度間の関係に見られた速度および sit、up 動作によらない不変関係は、対応する筋モーメント間には見出せなかった。

考察

図 1 に示したように、スクワット動作時の膝関節屈曲角度 ($\beta + \alpha$) と股関節屈曲角度 ($\gamma + \beta$) の間には、sit 動作、up 動作に関わらずかつ速度によらず同一の直線関係があることがわかった。この関係に従ってスクワット動作の 3 関節の運動自由度が 3 から 2 に削減される。すなわち、関節角度について Bernstein の意味での協調性が成り立っている。

久保らの研究によれば¹¹⁾、スクワット動作時の股関節の高さ (H_y) と膝関節の高さ (K_x) との間、

および股関節の高さ (H_y) と肩関節の高さ (S_y) の間には、不変の直線的関係が見られ、一方の関節の高さが決まれば、もう一方の関節の高さが一義的に決定する。このことにより、自由度が 1 つ減少する。すなわち、空間協調性が成り立っている。これらの関節の高さは角度 α 、 β 、 γ と次の式で関係している。

$$K_y = L_1 \cos \alpha \cdots \textcircled{1}$$

$$H_y = L_1 \cos \alpha + L_2 \cos \beta \cdots \textcircled{2}$$

$$S_y = L_1 \cos \alpha + L_2 \cos \beta + L_3 \cos \gamma \cdots \textcircled{3}$$

L_1 、 L_2 、 L_3 はそれぞれ下腿長、大腿長、体幹長を表す。

これらの式を見ると K_y 、 H_y 、 S_y のいずれも関節角度で表されており、これにもとづいて ($\beta + \alpha$) と ($\gamma + \beta$) の関係は、 H_y と K_y および H_y と S_y の関係に変換される。すなわち、空間協調性と関節角度協調性は、数学的に等価の関係であるといえる。

次に、図 2 より、体重心軌道の形は、被験者によって多少変動するが、全被験者を通じて、試行および速度にかかわらず軌道は定型的であり、体重心の前後移動の変動が少ないことがわかった。つまり、被験者ごとにその軌道に不変関係があり、全被験者を通じて軌道の前後方向への変位が小さいといえる。

体重心 $G_0 (X_0, Y_0)$ は、剛体モデルを用い次の④・⑤式で求められる。

$$X_0 = (m_1 r_1 + m_2 - m_2 r_2) K_x + (m_2 r_2 + m_3 - m_3 r_3) H_x + (m_3 r_3) S_x \cdots \textcircled{4}$$

$$Y_0 = m_1 A_y + (m_1 r_1 + m_2 - m_2 r_2) K_y + (m_2 r_2 + m_3 - m_3 r_3) H_y + (m_3 r_3) S_y \cdots \textcircled{5}$$

また、各関節の X 座標は以下のように表せる。

$$S_x = H_x + L_3 \sin \gamma \cdots \textcircled{6}$$

$$H_x = K_x - L_2 \sin \beta \cdots \textcircled{7}$$

$$K_x = L_1 \sin \alpha \cdots \textcircled{8}$$

⑥・⑦・⑧を④の式に代入すると、

$$X_0 = D_1 \sin \alpha - D_2 \sin \beta + D_3 \sin \gamma \cdots \textcircled{9}$$

となる。

D_1 、 D_2 、 D_3 はそれぞれ以下に示す定数である。

$$D_1 = (m_1 r_1 + m_2 + m_3) L_1 \quad D_2 = (m_2 r_2 + m_3) L_2$$

$$D_3 = (m_3 r_3) L_3$$

典型的なケースとして、図2の被験者Fのように体重心軌道が鉛直軌道をとる場合において⑨式は、次の⑩式として表せる。

$$X_0 = D_1 \sin \alpha - D_2 \sin \beta + D_3 \sin \gamma = 0 \cdots \textcircled{10}$$

⑩式は、 α 、 β 、 γ の間に協調性があり、式⑩を通じて自由度が3から2に削減されることを示している。また、式⑩から $(\beta + \alpha)$ と $(\gamma + \beta)$ の間に不変関係が成り立つことが導ける。すなわち、関節角度協調性と体重心軌道の不変性 $X_0 = 0$ は数学的に等価な関係であるといえる。

以上のことから、関節角度協調性と体重心軌道の協調性が、矢状面でのスクワット動作において存在することがわかった。しかし、この2つの協調性は数学的に等価であり、スクワット動作における運動協調性が、何を意味するのかを解釈する場合、どちらの協調性にもとづくべきかという問題が提起される。本研究においては、次のように解釈した。

スクワット動作において、体重心軌道は前後方向の変位と変動が少ないこと、すなわち典型的には $X_0 = 0$ が動作中に成り立つと見ることができ、体重心が $X_0 = 0$ となることは、言い換えれば、スクワット動作中の前後の重心動揺がゼロ、つまり、バランスが維持されることを意味する。

スクワット動作は各関節の多様な組み合わせによって実現可能であるが、スクワット動作中にバランスを最適化するように体重心が移動し、それを実現させるように関節角度間の協調性、次いで関節位置の協調運動が決定されると解釈できる。日常のスクワット動作の運動パターンが定型的であるのも、以上の運動協調性に基づ

く。

本研究では股関節、膝関節および足関節の筋モーメントについては、速度によらない一定の経時変化の傾向は見られたものの、被験者および試行ごとで筋モーメントは変動した。

その結果として、股関節と膝関節の筋モーメントの間には、両関節角度間の関係に対応する不変関係を見出し得なかった。

Bernstein¹⁰⁾は、多関節運動では関節に働くあらゆる種類の反力とモーメントが、過剰な自由度を作り出していると指摘している。加えて、運動自由度を協調させる最も高度な段階では、多関節運動系における反力現象 (reactive phenomena) を打ち消したり、逆に、活用したりして諸運動を構造化していると述べている。Bernstein が指摘した反力現象には、単に関節に働く筋モーメントだけでなく、受動的なモーメントが含まれる。すなわち、重力によるモーメントおよび他関節の運動に起因する相互作用トルクが含まれる。¹⁷⁾¹⁸⁾従って、関節運動の運動学的協調性を作り出すはずの関節モーメント間の協調性は、筋モーメント以外にこれらの受動的なモーメントを考慮に入れる必要がある。本研究における筋モーメントの計算法では、関節モーメントの他の成分は計算できないため、これらを考慮に入れた筋活動の協調性について検討することができなかった。本研究が明らかにしたスクワット動作における運動学的協調性を踏まえて、この協調性を作り出すはずの反力現象の制御の仕組みを明らかにすることが残された課題である。

結論

本研究は、スクワット動作における関節運動が重心動揺を最小にするように協調されていることを明らかにした。

動作は動作を構成する関節運動の多様な組み合わせによって実現できる。けれども、日常の基本動作はこのうちから特定の組み合わせを選択して行われている。これが日常動作の運動協調性であり、運動学的変数間の不変関係はこの協調性を操作的に定義するものである。本研究はスクワット動作についてこの意味での運動協調性を明らかにした。

リハビリテーション医療では、日常の基本動作の運動協調性が不可能になる、あるいは異常な運動協調性が出現するケースが多く見られる。これらはいずれも日常生活動作を制限する。日常動作の正常なパターンを運動協調性という見方から明確にしておくことは、運動障害を分析する際の参照枠として重要になるであろう。

謝辞

本稿を終えるにあたり、ご指導いただきました長崎浩教授に深く感謝いたします。実験にあたり、機器の使用方法等でご指導いただきました武田涼子先生に感謝申し上げます。そして、実験を行う際にご協力いただきました大学院の皆様、学部生の皆様に心よりお礼申し上げます。

文献

- 1) Wallace DA, Salem GJ, Salinas R, Powers CM : Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *Orthop Sports Phys Ther* 32 (4):141-148, 2002.
- 2) Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR : A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc* 33(6):984-98, 2001.
- 3) McLaughlin TM, Lardner TJ, Dillman CJ: Kinetics of the parallel squat. *Res Q* 49 (2):175-189, 1978.
- 4) Fry AC, Smith JC, Schilling BK: Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res* 17 (4):629-633, 2003
- 5) Flanagan S, Salem GJ, Wang MY, Sanker SE, Greendale GA: Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons. *Med Sci Sports Exerc* 35(4):635-643, 2003.
- 6) Salem GJ, Salinas R, Harding FV: Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction *Arch Phys Med Rehabil* 84 (8):1211-1216,2003.
- 7) 長崎 浩:からだの自由と不自由. 中公新書, 1997.
- 8) 中村隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩:臨床運動学. 第3版, 医歯薬出版, 2002.
- 9) 長崎 浩:動作の意味論 歩きながら考える. 雲母書房, 2004.
- 10) Bernstein N: The coordination and regulation of movements. Pergamon,1967.
- 11) 久保裕也, 埴 杉子, 林 英明, 安田 学, 長谷川智栄:スクワット動作の運動学的解析. 東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科平成15年度卒業研究論文集, 83-91:2004.
- 12) 山崎信寿, 山本澄子:運動学的因子の分析. 土屋和夫(監修):臨床歩行分析入門. 医歯薬出版, 1995.
- 13) Winter DA: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2rd, John Wiley & Sons, Inc, 1990.
- 14) 田上義之, 齊藤幸恵, 荘司さやか, 村田 恵:リーチ動作の運動学的解析. 東北文化

- 学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科平成 14 年度卒業研究論文集, 150-159: 2003.
- 15) Soechting JF, Lacquaniti F: Invariant characteristics of a pointing movement in man. *J Neurosci.* 1(7) :710-20, 1981.
 - 16) Rosenbaum DA: Human motor control. Academic Press, 1991.
 - 17) Gribble PL, Ostry DJ: Compensation for interaction torques during single-and multijoint limb movement. *J. Neurophysiol.* 82(5): 2310-2326, 1999.
 - 18) Hollerbach JM, Flash T: Dynamic interactions between limb segment during planar arm movement. *Bio Cybern.* 44, 67-77, 1982.

Movement coordination in squatting

Yoshiyuki Tagami
Tohoku Bunka Gakuen University

Abstract

The purpose of this study is to clarify the movement coordination for squatting in terms of joint angles, trajectory of the center of gravity (COG) and muscle moments. Six adult males participated in this study. Subjects performed squatting from standing position (sit), hold keeping the position still, and then standing up (up) to the start position. Subject performed this task under three different speed conditions (fast, normal and slow). Positions of the joints were measured by using a 3-D motion analysis system. The floor reaction force was recorded simultaneously. Flexion angles and muscle moments of the hip and the knee, and the trajectory of COG in the sagittal plane were calculated.

Flexion angle of the hip varied parallel to flexion angle of the knee. This relationship was kept invariant the regard less of speed conditions and the sit-up phase of squatting. The COG moved vertically regardless of the speed phase conditions. Displacement in the anteroposterior direction and variability of the trajectories were small. Although a consistent pattern of muscle moments of the hip and the knee were observed, the relations between both moments were variable from trial to trial.

It was suggested that the coordination pattern of joint movements were determined unambiguously so as to reduce the variability in the trajectory of COG in order to maintain balance. These results supported the idea of Bernstein, that is, the coordination of a movement is the process of mastering redundant degrees of freedom of the moving organ.

【Key word】 squatting, coordination, joint angle, center of gravity