

スクワット運動における下肢関節パワーを用いた
身体重心速度の推定に関する研究齊藤 亜由子^{*1}, 宮脇 和人^{*1}, 木澤 悟^{*1}A study on estimating the center of gravity velocity
using lower limb joint power during squattingAyuko SAITO^{*1}, Kazuto MIYAWAKI^{*1} and Satoru KIZAWA^{*1}^{*1}Department of Mechanical Engineering and Robotics, National Institute of Technology, Akita College
1-1 Iijima-Bunkyo-cho, Akita 011-8511, Japan

Received: 25 May 2017; Revised: 3 July 2017; Accepted: 11 July 2017

Abstract

This paper presents a proposed method for center of gravity (COG) velocity estimation during squatting using information obtained from lower limb motion measurements. A squat exercise uses the lower limb joints and the muscles around these joints. The squat exercise velocity changes according to the lower limb muscle activity. Some earlier reports of relevant studies have suggested that muscle weakness and neurological deterioration influence the COG velocity when standing up. Therefore, it is important to clarify the relation between the COG velocity and lower limb motion for efficient training and the prevention of falls among older people. For this study, we constructed a squat velocity model that represents the relation between the COG velocity and lower limb joint power during squatting. Although no joint power indicates each muscle activity in detail, it is possible to estimate muscle activities around the joints approximately by using the joint power. For this experiment, the squat exercise was measured using a 3D motion analysis system. The experiment was conducted for three stance widths. The COG velocity and the lower limb joint powers were calculated using information from the 3D motion analysis system. We estimated the squat velocity model parameters by application of Kalman filter using the measurement information. The analysis results for the squat velocity model indicated a quantitative relation between the COG velocity and the lower limb joint power during squatting. Furthermore, comparable results were obtained from three stance widths. This analytical method is anticipated for use in evaluation of motor function and exercise assisting device design.

Key words : Squat, Motion analysis, Joint power, Center of gravity, Squat model

1. 緒 言

スクワット運動は、代表的な下肢の筋力トレーニング方法であり、スポーツ選手だけでなく、健康維持、高齢者の筋力低下を予防するための運動として多くの人々に親しまれている (Flanagan et al., 2003; 大江, 2010; 村木, 2010). スクワット運動を安全に行うためには、適切な姿勢とスタンス幅 (両足間の距離) を維持し、左右のバランスをとることが必要である. 不適切な姿勢でスクワット運動を行った場合、腰痛や関節の損傷を引き起こす可能性があるため、立ち上がり動作における腰椎の負荷 (松丸他, 2006), 身体重心位置に着目した運動解析 (柚原他, 2014; 成田他, 2015) や、高齢者のスクワット運動に関する研究 (笠原他, 2014) が行われ、動作中の適切な姿勢が検討されている.

スクワット運動は、主に股関節・膝関節・足関節とこれらの関節まわりの筋肉を使用して行う運動であり、特徴の一つとして、股関節の可動域が膝関節・足関節の可動域と一定の比率で変化することが報告されている (清水他, 2015). 姿勢やスタンス幅を調整し、股関節の可動域を適切に保つことは、膝関節や足関節への過度な負荷を防ぐためにも重要である. そのほか、スタンス幅を変化させた場合の下肢関節角度・関節モーメントの変化や、

筋活動状態の変化に関する研究 (宮田, 三秋, 2005) が行われ, 効率的に筋力を増強するためや, 下肢関節への負荷を軽減するためのスタンス幅について検討されている.

また, スクワット運動における運動速度と, 下肢の運動との関係を明らかにすることは, 効率的にトレーニングを行うためだけでなく, 高齢者の転倒防止策を講ずるためにも重要である. 立ち上がり動作における高齢者の転倒原因に関しては, 身体重心速度の低下が要因の一つとして報告されている (野澤, 山本, 2012). 身体重心の運動は, 加齢に伴う筋力, 神経機能の低下に影響される可能性が示されており, 下肢の運動と身体重心速度との関係を定量的に示すことは, 立ち上がり動作における運動機能の評価にも利用可能である. 歩行動作においては, 関節モーメントや関節パワーなどの力学的パラメータが歩行速度と強い関連性を持つことが報告されているが (Olney et al., 1991; Olney et al., 1994; Winter, 2009), スクワット運動において, これらの力学的パラメータと運動速度との関係を定量的に示した例は少ないのが現状である.

そこで本研究では, 左右の足関節, 膝関節, 股関節における関節パワーを用いて身体重心速度を推定するスクワット速度モデルを構築し, 下肢の運動と身体重心速度との関係を定量的に示すための解析を行う. はじめに, 3次元動作解析装置を用いて, スタンス幅を3種類変化させた条件における健常者のスクワット運動を計測する. 本研究においては, 下肢の運動と身体重心速度との関係を定量的に示すことが主な目的であるため, 健常者による計測実験を行う. 続いて, 計測実験により得られた身体重心速度と関節パワーをカルマンフィルタに適用し, スクワット速度モデル内のパラメータを同定する. 最後に, 同定したパラメータと下肢関節パワーをスクワット速度モデルへ適用することにより, 身体重心速度を推定する. さらに, 提案したモデルを用いて推定した身体重心速度と, 3次元動作解析装置より得られた身体重心速度を比較し, モデルの精度を検証する.

2. 解析方法

2・1 被験者と計測装置

被験者は秋田工業高等専門学校の学生3名 (身長 1.76 ± 0.0358 m, 体重 66.0 ± 1 kg) である. 各被験者に関する身体特性情報を表1に示す. スクワット運動計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し, 本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会の承認を得るとともに, あらかじめ被験者 (未成年の被験者については保護者を含む) に十分な説明を与え, 同意を得たものとした.

本実験においては, 3次元動作解析装置 (Vicon 社製) と床反力計 (Kistler 社製) を用いて下肢の運動学・動力学的パラメータを得る. 3次元動作解析装置および床反力計のサンプリング周波数は共に 100 Hz である. 身体に取り付けるマーカの位置は, Plug in Gait Marker を参考にした.

被験者がスクワット運動を行う状態を表した3次元剛体リンクモデルと基準座標系を図1に示す. 3次元剛体リンクモデルは, 頭部, 胸郭, 骨盤と, 左右の上腕, 前腕, 手部, 大腿, 下腿, 足部の15節から成り, 式(1), (2)に示す運動方程式 (山崎, 長谷, 1992) を用いて下肢関節モーメントを算出する. 関節モーメントの定義を図2に示す.

Table 1 Characteristics of all subjects.

Subject	Height [m]	Weight [kg]	Age (years)
Subject A	1.82	66	19
Subject B	1.70	65	17
Subject C	1.81	67	19

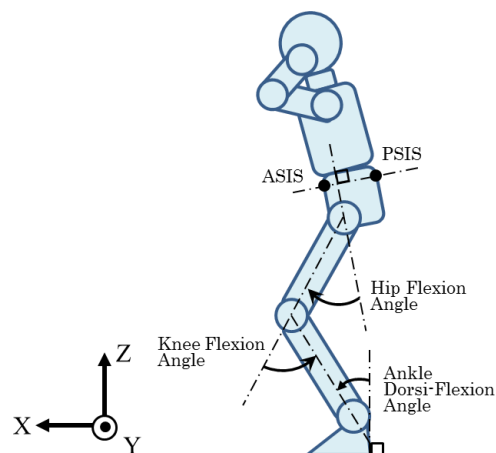


Fig. 1 3D rigid link model and the definition of the global coordinate system and joint angle.

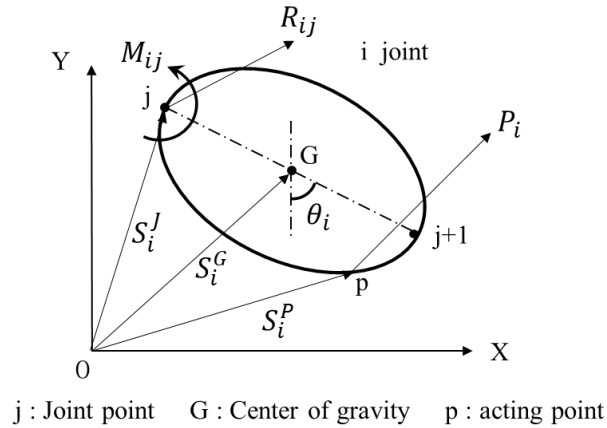


Fig. 2 Definition of joint moment.

$$m_i \ddot{S}_i^G = m_i g + \sum R_{ij} \quad (1)$$

$$I_i \ddot{\theta} = \sum M_{ij} + P_i \times (S_i^P - S_i^G) + \sum R_{ij} \times (S_i^J - S_i^G) \quad (2)$$

ここで、外力 P は床反力であり、 S^G は重心位置、 θ はリンク角度、 m はリンク質量、 I は慣性モーメントを示す。足関節から順に反力 R と関節モーメント M を求めることができる。図 2 は一平面における関節モーメントを示しており、3 次元のモデルを解析するために他の二平面についても同様の計算を行う。

下肢関節パワーは、各関節モーメントと各関節における角速度を用いて式(3)により算出する。なお、各関節における角速度は、3 次元動作解析装置より得られた関節角度を微分して算出する。

$$W_{ij} = M_{ij} \cdot \omega_{ij} \quad (3)$$

ここで、 W_{ij} は関節パワー、 M_{ij} は関節モーメント、 ω_{ij} は関節における角速度を示す。式(3)は一平面における関節パワーを示しており、3 次元のモデルを解析するために他の二平面についても同様の計算を行う。

2・2 実験条件

本実験におけるスクワット運動のスタンス幅は左右足の第 2 中足骨頭間の距離としており、爪先の向き（内外旋方向）は第 2 中足骨頭と踵骨の後方最突点を結ぶ直線が X 軸と平行になるように指示した（図 3）。スタンス幅は先行研究（宮田，三秋，2005）を参考にしており、肩峰幅をスタンス幅としたミディアムスクワット（MSQ）、肩峰幅の 60% をスタンス幅としたナロースクワット（NSQ）、肩峰幅の 200% をスタンス幅としたワイドスクワット（WSQ）の 3 種類とした。各被験者における 3 種類のスタンス幅を表 2 に示す。本実験においては、バーベルを使用せず、自重のみの負荷でスクワット運動を行う。踵が浮かない状態で、可能な限り下降するよう指示した。運動時間はメトロノーム 60 bpm に合わせて下降に 1 秒、上昇に 1 秒かけるものとし、1 回の計測につき 2 回のスクワット運動を行うこととした。

2・3 スクワット速度モデルの構築

筋の活動形態には、筋の長さを短くしながら収縮する求心性収縮と、筋の長さが伸張しながら収縮する遠心性収縮があり、関節が静止し、筋の長さに変化がないときには等尺性収縮が生じる。これらの筋の収縮形態を表すパラメータの一つに関節パワーがある。関節パワーは、関節モーメントと関節の角速度との積で計算され、関節パワーが正の値をとるときには求心性収縮、負の値をとるときには遠心性収縮が発生していると考えることがで

Table 2 Stance widths of all subjects.

Subject	Stance widths [m]		
	NSQ	MSQ	WSQ
Subject A	0.216	0.360	0.720
Subject B	0.210	0.350	0.700
Subject C	0.198	0.330	0.660

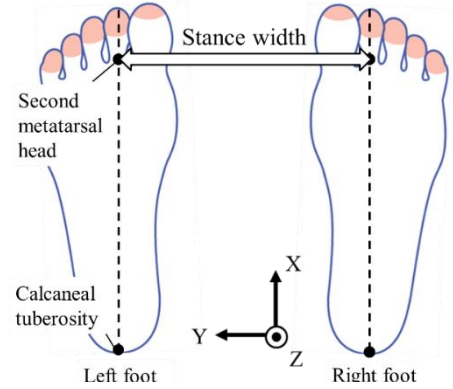


Fig. 3 Definition of stance width.

きる (臨床歩行分析研究会, 2008). 関節モーメントは関節における回転力を表すパラメータであり, これを用いて算出する関節パワーは個々の筋活動を詳細に示すパラメータではないが, 関節パワーを用いることでおよその筋活動を推定することが可能である. また関節パワーは, 関節における仕事率を示すパラメータであり, スクワット運動中の上下動速度と関係があると考えられることができる.

スクワット運動は, 主に股関節・膝関節・足関節とこれらの関節まわりの筋を使用して行う. そこで本研究では, スクワット運動における身体重心速度と下肢関節における関節パワー (3 軸成分の合成) を用いてスクワット速度モデルを構築した. 左右の下肢関節パワーを用いたスクワット速度モデルを, それぞれ式(4), 式(5)に示す.

$$V_{cogz} = aW_{lank} + bW_{lknee} + cW_{lhip} \quad (4)$$

$$V_{cogz} = dW_{rank} + eW_{rknee} + fW_{rhip} \quad (5)$$

ここで, V_{cogz} は身体重心速度の上下方向 (Z 方向) 成分, W_{lank} , W_{lknee} , W_{lhip} は左の足関節・膝関節・股関節における関節パワー, W_{rank} , W_{rknee} , W_{rhip} は右の足関節・膝関節・股関節における関節パワーである. $a \sim f$ は各関節パワーに関するパラメータであり, 関節パワーから速度への単位変換を行う役割を果たすため, 単位は $1/N$ である.

3次元動作解析装置より得られた身体重心速度と左右の下肢関節パワーを用いて $a \sim f$ のパラメータを同定し, これらのパラメータと関節パワーをスクワット速度モデルへ適用することにより身体重心速度を推定する.

未知パラメータの同定には, カルマンフィルタアルゴリズムを用いる. カルマンフィルタは構成した状態方程式と観測方程式を用いて, 一時刻前までの情報と現時刻において取得した情報をもとに, 最適なシステムの状態を推定するフィルタである. 左下肢の関節パワーを用いたスクワット速度モデルに関する状態方程式と観測方程式をそれぞれ式(6), 式(7)に示す. 構築した状態方程式と観測方程式は線形であり, 本解析においては線形カルマンフィルタ (足立, 丸田, 2012) を用いる.

$$x_{t+1} = Ax_t + Bw_t \quad (6)$$

$$x_t = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$y_t = C_t x_t + v_t \quad (7)$$

$$y_t = [V_{cogz}]^T, \quad C_t = [W_{lank} \quad W_{lknee} \quad W_{lhip}]$$

ここで、 w_t , v_t は白色雑音である。状態量 x_t は式(4)における未知パラメータ (a , b , c) であり、観測値 y_t は、3次元動作解析装置より得られた身体重心速度の上下方向成分である。未知パラメータは、同定する区間全体において一定値であるとし、パラメータが一定値に収束するまで予測ステップ (式(8), (9)) とフィルタリングステップ (式(10)~(12)) から成る線形カルマンフィルタアルゴリズムを繰り返し計算する。

$$x_{t+1}^- = A x_t \quad (8)$$

$$P_{t+1}^- = A P_t A^T + B Q B^T \quad (9)$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- C_{t+1}^T (C_{t+1} P_{t+1}^- C_{t+1}^T + R)^{-1} \quad (10)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - C_{t+1} x_{t+1}^-) \quad (11)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} C_{t+1}) P_{t+1}^- \quad (12)$$

ここで、 P は誤差共分散行列、 K はカルマンゲイン、 Q, R はそれぞれ状態方程式、観測方程式における白色雑音 w_t , v_t の共分散である。 x_{t+1}^- , P_{t+1}^- は時刻 t までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列であり、 x_{t+1} , P_{t+1} は時刻 $t+1$ までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列である。

本解析においては、 $Q=0$, $R=0.01$ とした。右下肢の関節パワーを用いたスクワット速度モデルについても同様に未知パラメータの同定を行う。

3. 解析結果および考察

3・1 運動計測結果

本実験における下肢関節角度の最大屈曲角度を表3に、各スタンス幅におけるスクワット1回分の左下肢関節パワーの結果を図4から図6にそれぞれ示す。関節パワーの結果に関しては、右下肢においても同様の傾向が得られた。なお、図4から図6は、体重および時間で正規化した結果を示している。正規化した時間に関しては、スクワット1回分の時間(2秒間)を100%としている。また、運動が下降から上昇に切り替わる際、身体重心速度が0となる区間の中間点を切り替え期としており、切り替え期前の1秒間を下降、切り替え期後の1秒間を上昇として表記している。

表3より、すべてのスタンス幅において関節角度のピーク値は膝関節が最も大きく、足関節が最も小さい結果となった。スタンス幅の違いによる関節角度の違いに着目すると、膝関節と足関節は、スタンス幅が広くなるにつれ最大屈曲角度がやや小さくなる傾向にある。本結果は、個々の被験者の結果においても同様の傾向を示していた。また図4, 5, 6より、関節パワーにおいてもピーク値は膝関節が最も大きく、足関節が最も小さい結果となった。関節パワーの結果においては、スタンス幅の違いによる運動の違いが明確に表れなかったが、すべてのスタンス幅において膝関節と股関節の関節パワーは下降時に負の値、上昇時に正の値をとっており、下降時には筋が伸びながら筋力を発揮する遠心性収縮、上昇時には筋が縮みながら筋力を発揮する求心性収縮が行われていることが示された。

Table3 Peak value of joint angles.

Joint		Peak value of joint angles [degree]		
		NSQ	MSQ	WSQ
Ankle joints	Left	51 ± 10	46 ± 8	41 ± 10
	Right	54 ± 17	40 ± 5	38 ± 2
Knee joints	Left	134 ± 23	126 ± 31	119 ± 6
	Right	132 ± 25	127 ± 32	116 ± 10
Hip joints	Left	95 ± 7	97 ± 5	97 ± 11
	Right	96 ± 9	100 ± 5	99 ± 11

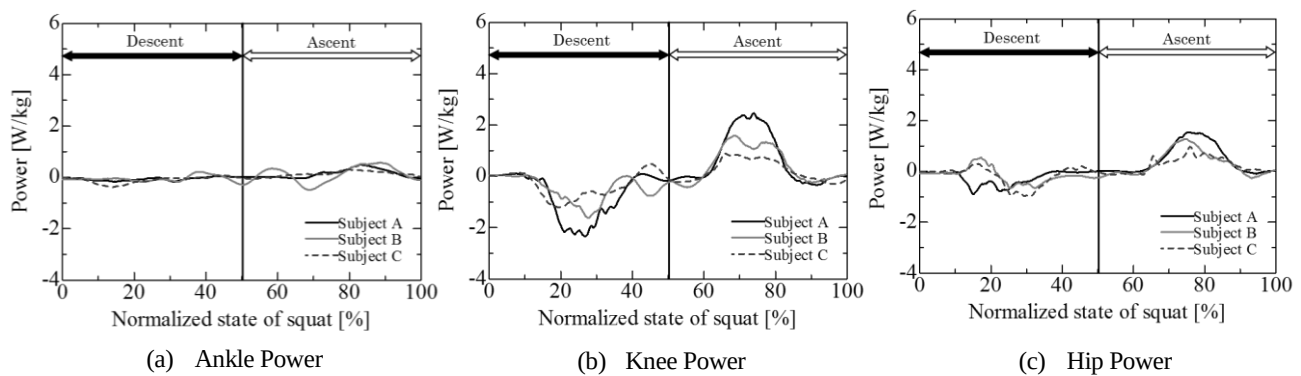


Fig. 4 Power results for measurement experiment (NSQ).

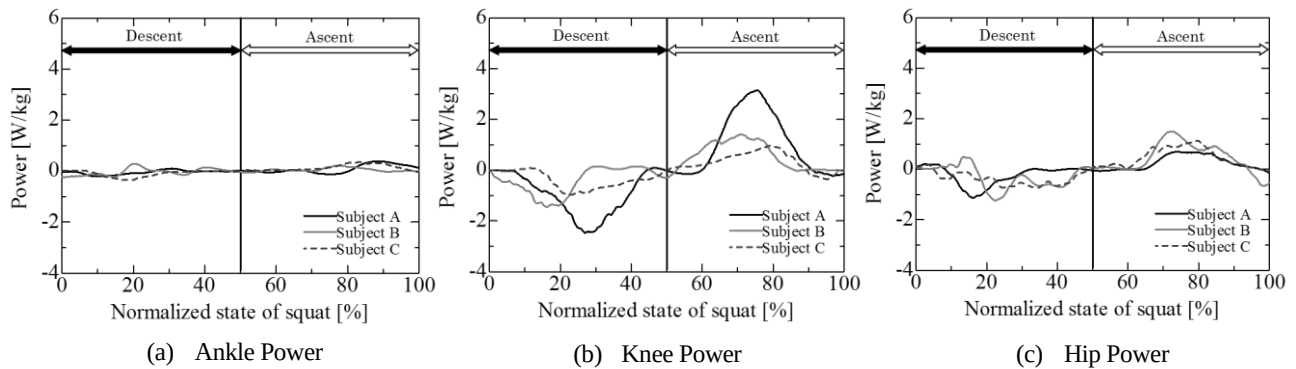


Fig. 5 Power results for measurement experiment (MSQ).

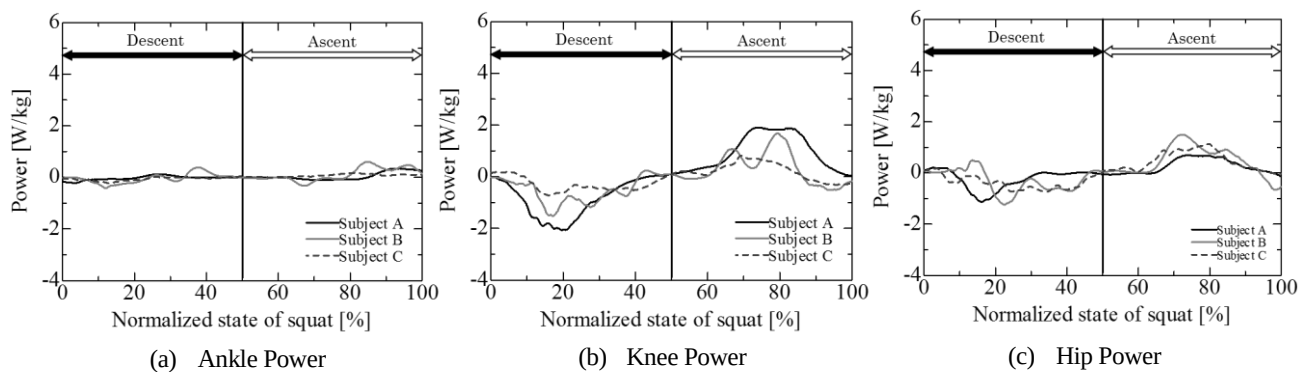


Fig. 6 Power results for measurement experiment (WSQ).

Table4 Estimated parameters in the squat velocity model.

Subject		Parameters [1/N]								
		NSQ			MSQ			WSQ		
		<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
Subject A	Left	7.7×10^2	4.2×10^2	-2.8×10	8.6×10^2	2.3×10^2	3.2×10^2	3.5×10^2	3.5×10^2	1.3×10
	Right	6.2×10^2	2.3×10^2	3.1×10^2	6.5×10^2	2.4×10^2	2.8×10^2	3.1×10^2	2.8×10^2	3.0×10^2
Subject B	Left	4.0×10^2	3.9×10^2	9.2×10	4.2×10^2	3.5×10^2	2.0×10^2	4.1×10^2	3.0×10^2	2.4×10^2
	Right	4.3×10^2	2.2×10^2	2.1×10^2	2.3×10^2	1.9×10^2	2.2×10^2	3.3×10^2	2.0×10^2	1.9×10^2
Subject C	Left	5.6×10^2	2.5×10^2	2.7×10^2	5.1×10^2	1.8×10^2	2.6×10^2	8.1×10^2	1.9×10^2	2.5×10^2
	Right	2.8×10^2	2.4×10^2	2.9×10^2	2.5×10^2	1.9×10^2	2.6×10^2	3.5×10^2	2.1×10^2	1.9×10^2

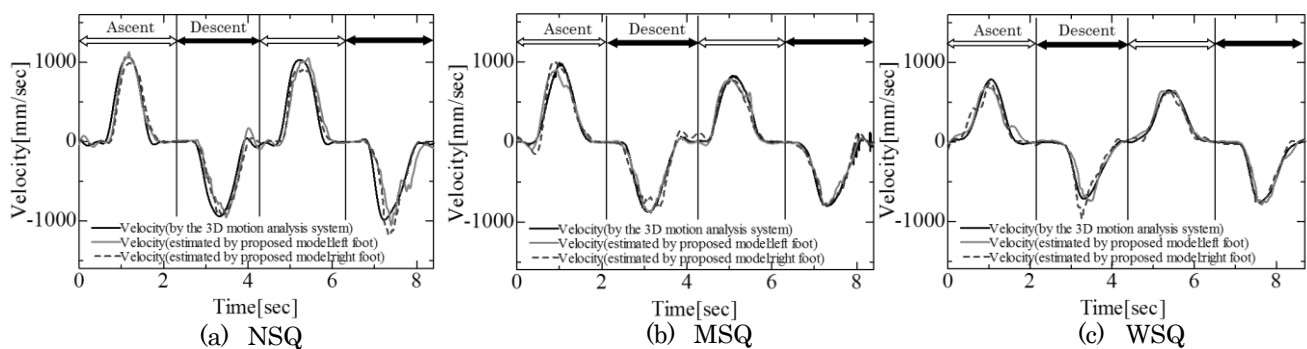


Fig. 7 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model (Subject A).

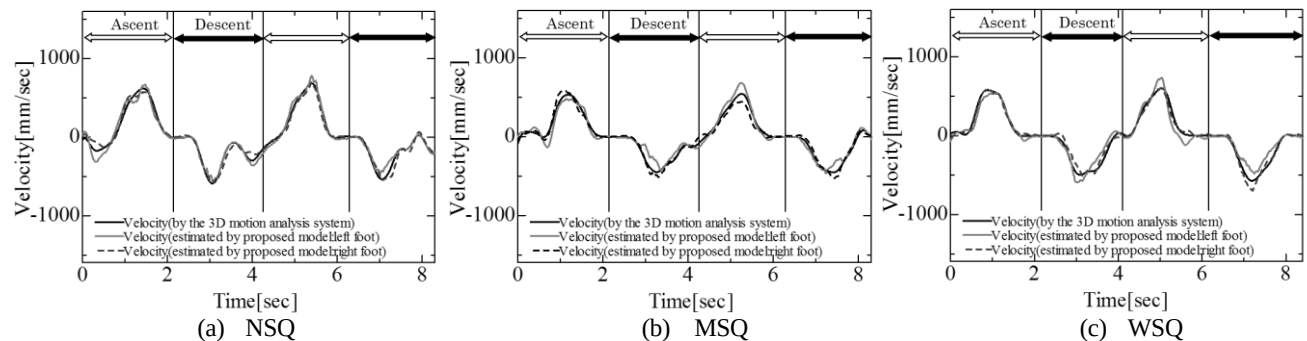


Fig. 8 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model (Subject B).

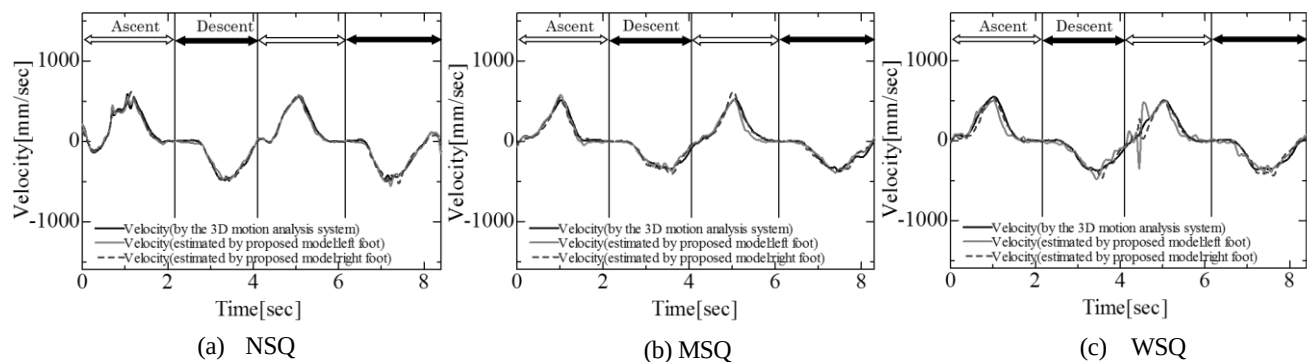


Fig. 9 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model (Subject C).

Table5 Root mean square error of estimated velocities.

Subject		RMSE [mm/s]		
		NSQ	MSQ	WSQ
Subject A	Left	5.15	2.47	2.27
	Right	4.82	2.80	2.16
Subject B	Left	1.85	2.15	2.55
	Right	1.59	1.55	1.40
Subject C	Left	0.92	1.30	2.40
	Right	1.08	1.16	1.47

3・2 スクワット速度モデルを用いた重心速度推定結果

静止立位時を除く計測期間全体の計測情報を用いて同定したパラメータの結果を表 4 に、同定したパラメータと左右の下肢関節における関節パワーをスクワット速度モデルへ適用することにより推定した身体重心速度の各被験者における結果を図 7 から図 9 に示す。なお、図 4 から図 6 と同様に、身体重心速度が 0 となる区間の中間点を上昇と下降の切り替え期としている。

スクワット速度モデルを用いて推定した身体重心速度の結果に着目すると、全被験者のすべてのスタンスにおいて、左下肢の関節パワー（式(4)）を用いて推定した結果、および右下肢の関節パワー（式(5)）を用いて推定した結果は概ね一致しており、左右それぞれの下肢関節パワーを用いて同様の推定結果を得ることができた。また、これらの推定結果は共に、3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度と同様の傾向を示していることから、身体重心速度と左右それぞれの下肢関節における関節パワーとの間に定量的な関係があることを示すことができた。

3・3 推定誤差に関する考察

スクワット速度モデルを用いて推定した身体重心速度の精度を検討するため、スクワット速度モデル（式(4)、式(5)）により推定した身体重心速度と、3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度との二乗平均誤差の結果を表 5 に示す。本実験における推定誤差は、被験者 A の NSQ において最も大きな値（左 5.15、右 4.82）をとったが、すべての推定結果において、二乗平均誤差の値は 3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度のピーク値に対し 0.5%未満の値であり、スクワット速度モデルを用いて精度よく推定できたことを示している。

以上より、下肢関節における関節パワーと身体重心速度との間に定量的な関係があることを示すことができた。スクワット速度モデルを用いた推定結果の精度を検証することにより、個々の身体特性による適切なスタンスや、左右足のバランスを評価するための指標としての利用が期待できる。

4. 結言

本研究では、下肢の筋力トレーニング方法として代表的なスクワット運動について、肩峰幅を基準とした 3 種類のスタンス幅における計測実験を実施し、運動中の下肢関節パワーと身体重心速度の関係について解析した。運動変位である両下肢の 3 関節における関節パワーが、スクワット運動における身体重心速度と定量的な関係があると仮定し、スクワット速度モデルを構築した。計測実験において得られた被験者の運動情報と、構築したスクワット速度モデルを用いて身体重心速度の推定を行った。具体的には、3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度と下肢関節における関節パワーをカルマンフィルタへ適用し、スクワット速度モデル内のパラメータを同定した。その後、同定したパラメータと下肢関節における関節パワーをモデルへ代入し、身体重心速度を推定した。さらに、スクワット速度モデルを用いて推定した身体重心速度の推定精度を確認するため、

推定した身体重心速度と、3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度との二乗平均誤差について比較・検討を行った。その結果、以下の結論を得た。

1. スクワット運動における身体重心速度と、下肢関節パワーとの関係を表すスクワット速度モデルを提案した。提案したモデルを用いて、スクワット運動における身体重心速度を推定し、下肢関節における関節パワーと身体重心速度との間に定量的な関係があることを示した。

2. スクワット速度モデルを用いて推定した身体重心速度と、3次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度との二乗平均誤差は非常に小さい値であり、提案したスクワット速度モデルを用いることにより、被験者やスタンス幅の違いによらず、身体重心速度を精度良く推定可能であることを示した。

立ち上がり動作において、重心移動をスムーズに行うことは転倒を防止するために有効であり、身体重心速度は身体能力に関連するという報告もあることから、身体重心速度とスクワット運動における運動学・動力学的パラメータとの関係を明らかにすることは重要である。また、スクワット運動は左右対称の両側性運動であるが、上肢の利き手・非利き手と同様に下肢においても利き足・軸足が存在するため、本研究において提案したスクワット速度モデルを用いることにより、スクワット運動中の関節パワーの左右差について評価することが期待できる。本研究成果を生かし、各関節において発生する関節パワーがスクワット運動へ与える影響を定量的に示すとともに、各関節における関節パワーと各関節周りの筋力との関係を定量的に示すことが今後の課題である。

文 献

- 足立修一，丸田一郎，カルマンフィルタの基礎 (2012), pp. 95-111.
- Flanagan, S., Salem, G. J., Wang, M. Y., Sanker, S. E. and Greendale, G. A., Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol.35, No.4 (2003), pp. 635-643.
- 笠原敏史，吉田美里，齊藤展士，高橋光彦，柚原千穂，高齢者のスクワット動作の特徴 2:60 歳代と 70 歳代男性の下肢関節運動の比較，*理学療法科学*, Vol.29, No.6 (2014), pp. 911-915.
- 松丸隆文，福山聡，島和義，伊藤友孝，異なる開始姿勢からの重量物挙上動作の解析・評価と躍度最小規範を用いた適切な動作姿勢の検討，*日本機械学会論文集 C 編*, Vol.72, No.720 (2006), pp. 2554-2561.
- 宮田伸吾，三秋泰一，スタンスの違いがスクワット動作時の筋活動に及ぼす影響，*日本理学療法学会大会* (2005), A1024.
- 村木重之，変形性膝関節症 後期高齢者診療ガイドーこれからの時代に求められる高齢者医療とは？，治療，Vol.92, No.1 (2010), pp. 99-103.
- 成田誠，岡田壮市，小泉大亮，北林由紀子，加藤芳司，竹島伸生，静的および動的バランス能の加齢による影響，*理学療法科学*, Vol.30, No.4 (2015), pp. 627-633.
- 野澤涼，山本澄子，椅子からの立ち上がりにおける若年者と高齢者の体幹と下肢の動きの関係，*理学療法科学*, Vol.27, No.1 (2012), pp. 31-35.
- 大江隆史，ロコモーショントレーニング ロコモティブシン ドローム，*The Bone*, Vol.24, No.1 (2010), pp. 69-72.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. and McBride, I. D., Work and power in gait of stroke patients, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.72, No.5 (1991), pp. 309-314.
- Olney, S. J., Griffin, M. P. and McBride, I. D., Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subject with hemiplegia: a regression approach, *Physical Therapy*, Vol.74, No.9 (1994), pp. 872-885.
- 清水洋治，須永遼司，前原秀則，國廣哲也，市川和奈，畠昌史，小川大輔，竹井仁，腰痛既往のある一症例におけるスクワット動作遂行中の下肢関節間の運動比率の特性について～健常者と比較して～，*日本理学療法学会大会* (2015), P3-B-0976.
- 臨床歩行分析研究会，臨床歩行計測入門 (2008), pp. 139-141.
- Winter, D. A., *Biomechanics and motor control of human movement* (2009), pp. 176-199.
- 山崎信寿，長谷和徳，自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準，*バイオメカニズム*, Vol.11(1992), pp. 179-190.
- 柚原千穂，笠原敏史，齊藤展士，高橋光彦，吉田美里，高齢者のスクワット動作の特徴，*理学療法科学*, Vol.29, No.5

(2014), pp. 765–769.

References

- Adachi, S. and Maruta, I., The foundation of Kalman filter (2012), pp. 95–111 (in Japanese).
- Flanagan, S., Salem, G. J., Wang, M. Y., Sanker, S. E. and Greendale, G. A., Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol.35, No.4 (2003), pp. 635–643.
- Kasahara, S., Yoshida, M., Saito, H., Takahashi, M. and Yuhara, C., The characteristic of the squat in the elderly II: Comparison of the leg joint movements between males in their 60s and 70s, *The Society of Physical Therapy Science*, Vol.29, No.6 (2014), pp. 911–915 (in Japanese).
- Matsumaru, T., Fukuyama, S., Shima, K. and Ito, T., Examination on lifting motion with different start-on posture, and study on the proper operation using minimum jerk model, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.72, No.720 (2006), pp. 2554–2561 (in Japanese).
- Miyata, S. and Miaki, H., The effect of different stance widths on muscle activity while squatting, *Proceedings of the 40th Physical Therapy Science Conference* (2005), A1024 (in Japanese).
- Muraki, S., Knee osteoarthritis (The medical insurance guide for the elderly aged seventy-five or over), *The Journal of Therapy*, Vol.92, No.1 (2010), pp. 99–103 (in Japanese).
- Narita, M., Okada, S., Koizumi, D., Kitabayashi, Y., Kato, Y. and Takeshima, N., Comparison of static and dynamic balance between middle-aged and elderly women, *The Society of Physical Therapy Science*, Vol.30, No.4 (2015), pp. 627–633 (in Japanese).
- Nozawa, R. and Yamamoto, S., The relationship of lower limb and trunk movements in sit-to-stand performed by the young and elderly, *The Society of Physical Therapy Science*, Vol.27, No.1 (2012), pp. 31–35 (in Japanese).
- Oe, T., Locomotion training locomotive syndrome, *The Bone*, Vol.24, No.1 (2010), pp. 69–72 (in Japanese).
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. and McBride, I. D., Work and power in gait of stroke patients, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.72, No.5 (1991), pp. 309–314.
- Olney, S. J., Griffin, M. P. and McBride, I. D., Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subject with hemiplegia: a regression approach, *Physical Therapy*, Vol.74, No.9 (1994), pp. 872–885.
- Shimizu, Y., Sunaga, R., Maehara, H., Kunihiro, T., Ichikawa, K., Hata, M., Ogawa, D. and Takei, H., The characteristics of motion ratio between the lower limb joints during squatting in one case with a history of low back pain, *Proceedings of the 50th Physical Therapy Science Conference* (2015), P3-B-0976 (in Japanese).
- The Clinical Gait Analysis Forum of Japan, Introduction to clinical gait measuring (2008), pp. 139–141 (in Japanese).
- Winter, D. A., Biomechanics and motor control of human movement (2009), pp. 176–199.
- Yamazaki, N. and Hase, K., Biomechanical criteria for determination of cadence and stride length in free walking, *Biomechanism*, Vol.11 (1992), pp. 179–190 (in Japanese).
- Yuhara, C., Kasahara, S., Saito, H., Takahashi, M. and Yoshida, M., The characteristics of the squat motion in the elderly, *The Society of Physical Therapy Science*, Vol.29, No.5 (2014), pp. 765–769 (in Japanese).