

## ひざまずき・しゃがみこみ姿勢時の膝関節力の算出

## Calculation of the Knee Joint Force during Deep Kneeling and Squatting

○ 森本健太郎(大分大学) 福永道彦(大分大学)

Kentarō MORIMOTO, Oita University

Michihiko FUKUNAGA, Oita University

Abstract: The objective of our study was to estimate the knee joint force during some ways of kneeling and squatting. The studies of estimating the knee joint force had already been taken place, however, most of their subject were level walking and not subjected deep knee flexion. We estimated muscle forces and knee joint force using calculation model, measuring the thigh-calf contact force, the floor reaction force and joint angles. As a result, knee joint force for one leg was the largest at squatting, 1.7BW, and was the smallest at seiza, 0.72BW. And the thigh-calf contact force for both legs was the largest at squatting, 1.2BW, and was the smallest at seiza, 0.63BW. And there was correlation between the thigh-calf contact force and the joint angles, but the variability among the subjects was large.

**Key Words:** Deep knee flexion, Kneeling, Squatting, Thigh-calf contact, Knee joint force

## 1. 緒言

人工膝関節の設計評価には、設計の安全性や機能性を検証しなければならない。評価におけるデータには、解析の入力値として膝関節にかかる負荷や下肢の筋力が必要である。つまり、身体動作時における関節にかかる負荷や筋力を推定することは、新型の人工膝関節および動作補助具の開発に重要な意味をもつものと考えられる。

現用の人工膝関節は膝屈曲角度が130度を超えるような深屈曲動作に対応していない。しかし、日常的な動作の中には膝深屈曲角度が130度を超えるような膝深屈曲動作も多く、関節可動域の拡大は期待されている。また、下肢の関節にかかる負荷や筋力を推定した研究は過去にも多くあるが、そのほとんどは平地歩行動作を対象としたものであり、膝深屈曲時におけるものは少なかった。近年ではZelle<sup>(1)</sup>らの報告があるが、各算出モデルの差異や、シミュレーション以外でのデータの乏しさから、結果の妥当性の検証を十分に行うことができるだけのデータはまだない。

本研究では、深屈曲姿勢である正座、ひざまずき、蹲踞、しゃがみこみの4つの姿勢について、大腿下腿接触力と床反力および下肢の各関節角度を測定し、膝関節にかかる負荷と下肢の筋力の算出を行った。

## 2. 対象と方法

## 2-1 算出モデル

まずは正座以外の姿勢で用いたモデルについて説明する。本モデルは、下肢を足部、下腿部、大腿部の開リンクとしており、筋として、股関節伸筋である大臀筋GM、膝関節伸筋である大腿広筋V、踝関節底屈筋であるヒラメ筋S、膝関節伸筋および股関節屈筋である大腿直筋R、膝関節伸筋および踝関節屈筋である腓腹筋GASを考慮した(図1)。股関節屈筋、膝関節屈筋、踝関節背屈筋は、本研究で対象とする姿勢では拮抗筋として作用する可能性があるが、力学的には不合理であるため、モデルに含まなかった。また、二関節筋であるハムストリングスは、本研究で対象とする姿勢で股関節伸筋として作用することは合理的だが、同時に膝関節屈筋としては不合理である。本研究では、過去の研究を参考にして、本姿勢でハムストリングスは作用しないと考え、モデルに含まなかった。また、大腿四頭筋力Qを下腿部に作用させるため、補助的に膝蓋腱Q'と膝蓋骨を含めた。これら以外の軟組織の影響は考慮しな

かった。

また、外力として、大腿・下腿・足部の重力 $W_1, W_2, W_3$ 、床反力Z、大腿下腿接触力Pを考慮した。また、膝を床につくような姿勢の場合の力Nを考慮した(図2)。

本モデルの条件は、股関節、膝関節、踝関節まわりのモーメントの平衡条件とした。例として、図3は膝関節まわりのモーメントの平衡条件を求める際に考慮する力である。股関節、膝関節、踝関節まわりのモーメントの平衡条件は、それぞれ式(1)、(2)、(3)のようになる。ここに、添字つきの $a, b, c$ は、それぞれ添字に示す力の股関節、膝関節、踝関節まわりのモーメントアーム長である。

$$Za_z - W_1a_{w1} - W_2a_{w2} - W_3a_{w3} - GMa_{GM} + Ra_R - Na_N = 0 \quad (1)$$

$$-Zb_z + W_2b_{w2} + W_3b_{w3} + Pb_P - GASb_{GAS} + Q'b_{Q'} - Nb_N = 0 \quad (2)$$

$$Zc_z - W_3c_{w3} - (GAS + S)c_{GAS} = 0 \quad (3)$$

また、膝蓋骨における力の平衡条件について検討した過去の研究結果を参照し<sup>(2)</sup>、膝蓋腱張力と大腿四頭筋力の比を式(4)のように、膝屈曲角度 $\theta$ の関数として定めた。ここで本モデルは、未知数が6つ(5つの筋力と1つの腱張力)、条件4つの不静定問題となる。これを解消するために2つの仮定を追加した。これらは、協働筋の筋力比に関するものであり、大腿直筋と大腿四頭筋および腓腹筋とヒラメ筋の筋力比は、それぞれの生理学的断面積に等しいものとした。これらがそれぞれ式(5)、(6)である。

$$Q/Q' = k(\theta) \quad (4)$$

$$GAS = 2.65S \quad (5)$$

$$R = 0.147Q \quad (6)$$

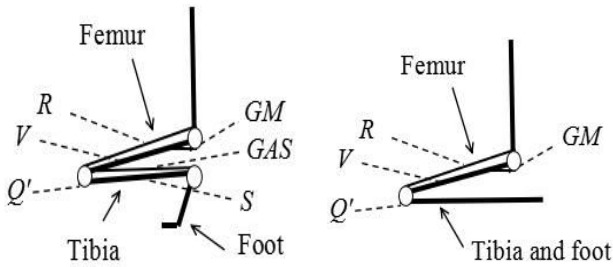
これらの条件・仮定を解くことにより、筋力を算出することができる。このときの膝関節荷重については、下腿・足部における力の平衡条件から算出した。下腿・足部にかかる力は図3のとおりであり、膝関節荷重の大きさと向き

は式(7)の  $F$  ように定められる. 式中の太字はベクトル量を表す.

$$F = Z + Q' + GAS' + P + W_2 + W_3 \quad (7)$$

正座姿勢で用いたモデルは, 前述した算出モデルとほぼ同様であるが, 踝関節が機能しないと考えられるため, ヒラメ筋と腓腹筋を無視した(図1). 正座姿勢においては踝関節が完全に底屈しており, 背屈筋である前脛骨筋に張力がかかっている可能性があるが, これは関節モーメントの平衡を条件とする本モデルにおいては膝関節負荷に影響しないものと考えた. ここで, 条件は3つ, 未知数は4つであるが, 大腿直筋と大腿広筋の筋力比が生理学的断面積の比に等しいという仮定を置くことで条件を未知数と同数の4つとした. 下腿・足部にかかる力は図3のとおりであり, 筋力を求めた後の膝関節負荷の算出は, 式(8)のように得ることができる.

$$F = Z + Q' + P + W_2 \quad (8)$$



(a) Heel raise squatting (b) Seiza

Fig.1 The model of a lower limb

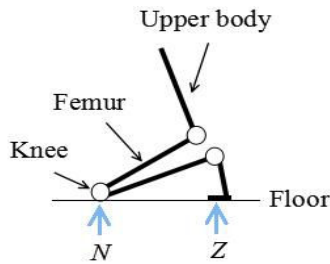
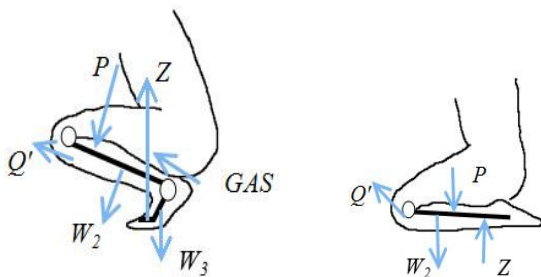


Fig.2 Floor reaction force at kneeling



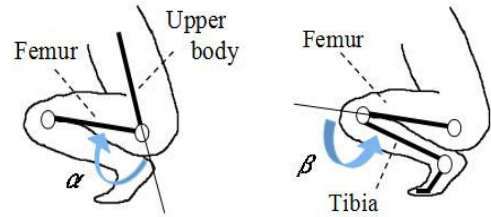
(a) Heel raise squatting (b) Seiza

Fig.3 Force acting on the shank and foot

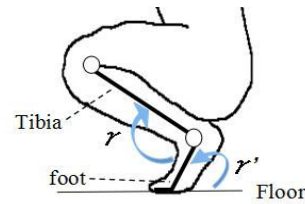
### 2-2 測定実験

膝関節負荷の算出のために必要な外力である大腿下腿接触力および床反力と下肢の各関節角度を測定した. 関節角度は図4に示すように  $\alpha$  が股関節屈曲角度,  $\beta$  が膝関節屈曲角度,  $\gamma$  が下腿部と足部のなす角度,  $\gamma'$  が床と足部のなす角度とした. 被験者は, 健常男子7名とした. 年齢は  $23 \pm 3$  歳, 身長は  $1.73 \pm 0.05$  [m], 体重は  $76 \pm 18$  [kgf] であっ

た. 対象姿勢は, 正座, ひざまづき, 蹲踞, しゃがみこみの4つとした(図5). ただし, しゃがみこみ姿勢については姿勢維持が非常に困難であった被験者がいたため, 被験者は健常男子6名とした.



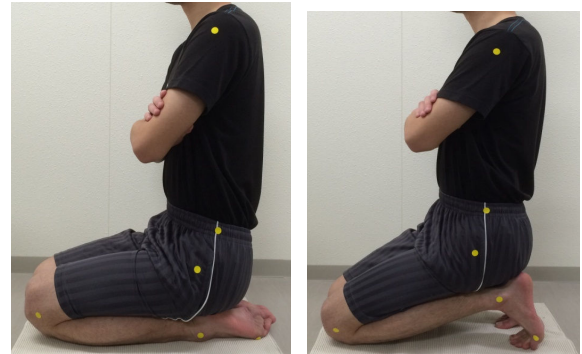
(a) Hip flexion angle (b) Knee flexion angle



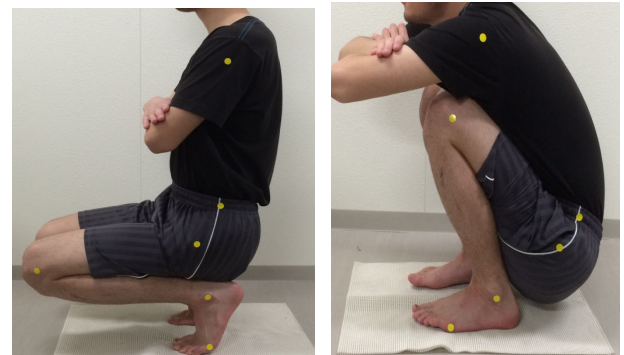
(c) The angle between tibia and foot and the angle between floor and foot

Fig.4 Angle of a lower limb

下肢の関節角度は, 被験者の各関節位置にマーカを貼付し, それぞれの姿勢を撮影した映像から測定した. 大腿下腿接触力の大きさ与作用点位置は, 圧力分布センサシートを大腿下腿間に挟みこんで測定した. 測定装置には, ニッタ株式会社の座圧測定システム CONFORMat を用いた. また, 床反力の大きさと作用点位置の測定には, 市販の体重計をもとに, リアルタイムで荷重と重心位置をそくていできるように改造したものを使用した.



(a) Seiza (b) Kneeling



(a) Heel raise squatting (b) Heel contact squatting

Fig.5 The high-flexion activities

### 3. 結果

図6, 7に結果を示す. 図5は算出値であり, 図中の(a)に膝関節負荷の大きさ, (b)に大腿四頭筋力を示している. 図6は測定値であり, 図中の(a)に大腿下腿接触力の大きさ, (b)に大腿下腿接触力の膝関節まわりのモーメントアーム長, (c)に股関節角度, (d)に膝関節角度を示している. 図中の単位 BW は力を被験者の体重(Body Weight)で正規化したもので, LoT は長さを被験者の脛骨長(Length of Tibia)で正規化したものである. 膝関節負荷と大腿四頭筋は片脚における数値であり, 大腿下腿接触力とその膝関節まわりのモーメントアーム長は両脚における数値である.

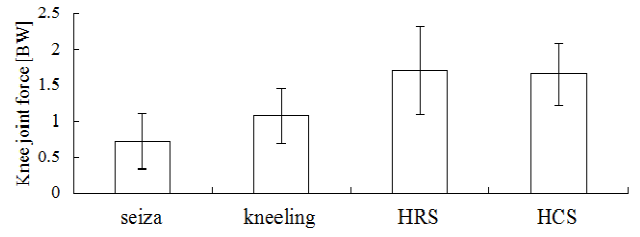
膝関節負荷は正座姿勢では 0.72BW, ひざまづき姿勢では 1.1BW, 蹲踞姿勢では 1.7BW, シャガみこみ姿勢では 1.6BW であった. 膝関節伸筋である大腿四頭筋はひざまづき姿勢のときに最も大きく, 正座姿勢で最も小さかった.

大腿下腿接触力は蹲踞姿勢で 1.2BW と最も高く, 続けて正座姿勢で 0.95BW, ひざまづき姿勢で 0.78BW, シャガみこみ姿勢で 0.63BW であった. 膝関節まわりにおける大腿下腿接触力のモーメントアーム長は正座姿勢で最も長く, シャガみこみ姿勢で最も短かった. 股関節角度は各姿勢の特徴をよく出ており, ひざまづき姿勢で最も小さくなり, シャガみこみ姿勢で最も大きくなった. 膝関節角度はシャガみこみ姿勢で小さくなった. これはシャガみこみの姿勢のとりづらさが影響していると考えられる. また, すべての算出値および測定値でばらつきが大きかった.

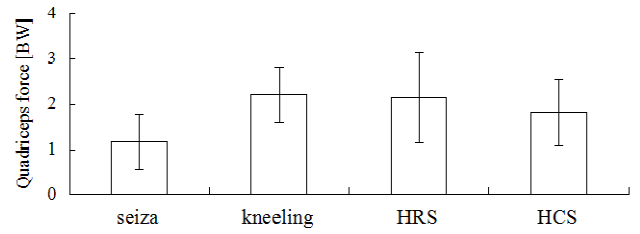
### 4. 考察

まずはその測定値および算出値の妥当性を検討するため, 他研究との比較を行った(表 1). 比較対象は大腿下腿接触力の測定を行った Zelle<sup>(1)(3)</sup>らおよび Pollard<sup>(4)</sup>らの報告とした. ただし, 比較対象には正座およびシャガみこみに関するデータがないため, ひざまづきと蹲踞について比較した. 比較したパラメータは膝関節負荷, 大腿下腿接触力とその膝関節まわりのモーメントアーム長であり, すべての両足での値である. 膝関節負荷については, 比較対象は蹲踞のみであった. 膝関節負荷はフリーボディダイアグラム (FBD) と有限要素モデル (FEM) での算出値がある. Pollard らが算出した膝関節負荷は, 筋力を考慮しないモデルに由来するものであったため, 比較対象としなかった.

大腿下腿接触力はひざまづき姿勢では同程度の値であったが, 蹲踞姿勢では本研究での結果が他の 2 者に比べて大きかった. 大腿下腿接触力の膝関節まわりのモーメントアーム長は, 両姿勢で 3 者すべてとも同程度の値になった. 膝関節負荷は Zelle らに比べて我々のほうが大きかった. 蹲踞姿勢について我々と他の 2 者で差異が生じた原因としては, 関節角度の違いが考えられる. 特に蹲踞姿勢においては, 関節角度が被験者によって異なり, 上体や下腿の角度の違いが大きくなる. このことが大腿下腿接触力の差につながっている可能性がある. 本研究では, 蹲踞姿勢で上体をなるべくまっすぐ立てるよう指示したことから, 他研究例と比較して大きい大腿下腿接触力が得られた可能性がある.

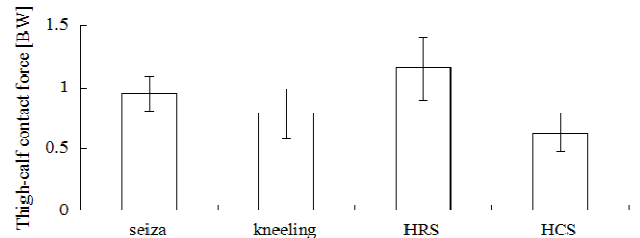


(a) Knee joint force [BW]

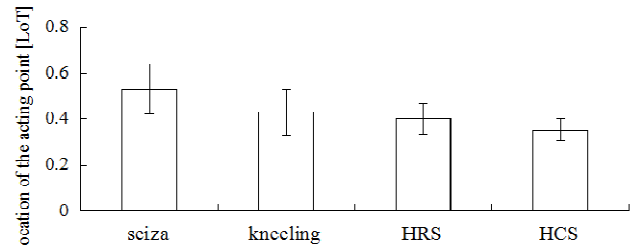


(b) Quadriceps force [BW]

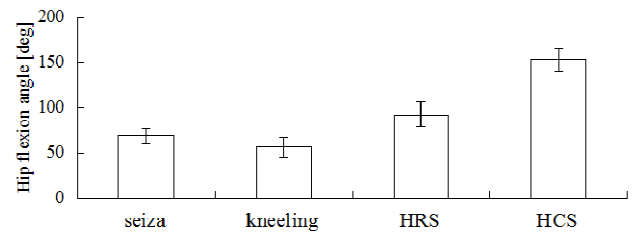
Fig.6 Calculation result (HRS:Heel Raise Squatting, HCS:Heel Contact Squatting)



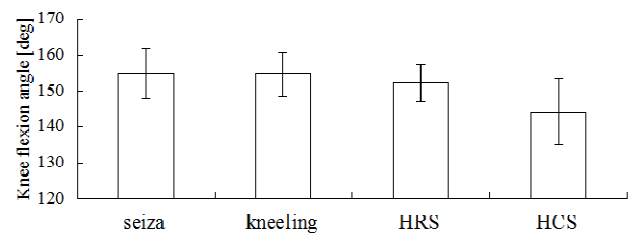
(a) Thigh-calf contact force [BW]



(b) Location of thigh-calf contact force [BW]



(c) Hip flexion angle [deg]



(d) Knee flexion angle [deg]

Fig.7 Measurement result

(HRS:Heel Raise Squatting, HCS:Heel Contact Squatting)

Table1 Comparison to the past reports

	Our result	Zelle	Pollard
Thigh-calf contact force[BW]			
Kneeling	0.784	0.618	0.78
HRS	1.16	0.684	0.78
Moment arm length of thigh-calf contact force[m]			
Kneeling	0.432	0.402	0.423
HRS	0.403	0.366	0.439
Knee joint force[BW]			
		2.90(FEM)	
HRS	3.4	3.07(FBD)	

蹲踞姿勢における関節角度と大腿下腿接触力の関係を確認するため、相関係数を求めた(図8)。図中の(a)は大腿下腿接触力と股関節屈曲角度との関係のグラフであり、(b)は下腿部と足部のなす角度との関係のグラフである。

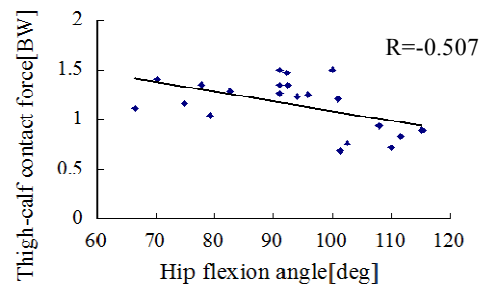
(a)において、大腿下腿接触力と股関節屈曲角度には負の相関が見られた。股関節屈曲角度が大きいことは上体を前傾していることを意味する。このことから、上体を前傾させることで大腿下腿接触力は低減する可能性が考えられる。(b)において、下腿部と足部のなす角度と大腿下腿接触力には正の相関が見られた。蹲踞姿勢では、下腿部と足部のなす角度が大きくなると股関節屈曲角度も大きくなる傾向にあると考えられる。さらに、図中の(c)は横軸に「床と足部のなす角-股関節屈曲角度」を取ったものである。この場合には、さらに強い正の相関が見られる。これらのことから、大腿下腿接触力と関節角度に相関関係があると考えられる。

ただし、今回の測定結果や本モデルでの算出結果は個人のばらつきが大きく、純粋に関節角度との関係が示されているわけではない。よって、より確かな因果関係を考えるためには、数値のばらつきの原因を解消し、より純粋な関節角度と外力との関係性を検証する必要がある。

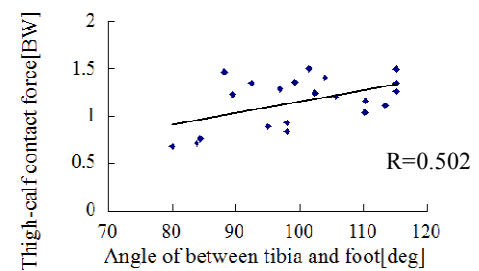
## 5. 結言

深屈曲位の正座、ひざまずき、蹲踞、しゃがみこみを対象として、算出モデルから下肢筋力と膝関節荷重を算出した。また、その入力値として大腿下腿接触力および床反力と関節角度を測定した。その結果として、膝関節荷重は蹲踞で1.7BWが最も大きく、大腿下腿接触力も蹲踞で1.2BWが最も大きかった。大腿下腿接触力と関節角度には相関関係が確認できたが、測定値のばらつきが大きく、十分な信頼をおけるものではなかった。

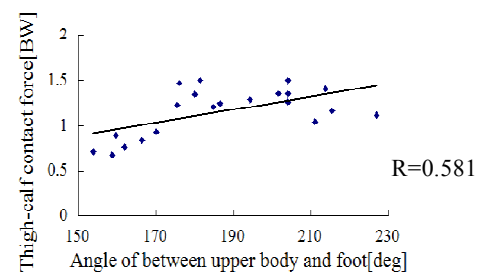
今後の課題は、測定値のばらつきの原因の解消し、関節角度と大腿下腿接触力の関係を検討するだけでなく、筋力や膝関節荷重との関係性も確かめることである。そして、本モデルの算出値を人工関節の評価の解析に使用できるようにすることが最終的な目標である。



(a) Thigh-calf contact force and hip flexion angle



(b) Thigh-calf contact force and angle of between tibia and foot



(c) Thigh-calf contact force and angle of between upper body and foot

Fig.8 Relation of between thigh-calf contact force and joint angle during HRS

## 参考文献

- (1) J. Zelle, et al, "Thigh-calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexionrange?" Journal of Biomechanics 42 (2009), 587-593.
- (2) M.Fukunaga, et al, "A 2D Model Analysis of Artificial Knee Joint during Deep Squatting", Journal of Biomechanical Science and Engineering 4-2 (2009), 298-305.
- (3) J. Zelle, et al, "Thigh-calf contact force measurements in deep knee flexion", Clinical Biomechanics 22 (2007), 821-826.
- (4) Jonisha P.Pollard, et al, "Forces and Moments on the Knee During Kneeling and Squatting", Journal of Applied Biomechanics 27-3(2011) 233-241