

## 生体における膝関節の受動的モーメント

大石 健二\*・林 恭輔\*・西山 哲成\*

(2002 年 5 月 27 日受付, 2002 年 7 月 22 日受理)

### The Passive Knee Joint Moment in the Living Body

Kenji OHISHI, Kyosuke HAYASHI and Tetsunari NISHIYAMA

The purpose of this study was to determine the passive knee joint moment in the living body. Passive joint moment is being defined as the moment acting at a joint when all muscles crossing the joint are relaxed. In this study, the six subjects were laid on the experiment bed (Biodex) with supine. The axis of lever arm of the torque meter was visually aligned with the center of rotation of the knee joint. Passive knee joint moment were measured by the torque meter at the joint angles of every  $10^\circ$  between  $0^\circ$  and  $120^\circ$ . After passive moments were measured, the subjects exerted maximum isometric knee extension and flexion torque. EMG were simultaneously measured in order to confirm that the relaxation of muscle activation at the measurement knee angles. Our results indicate that the passive moment changes with the knee angles, and that the highest passive moment in the measurement angles was 4–9 Nm at  $0^\circ$  of the knee angle. The mean ratio of passive moment to exerted maximum torque were 6–14% at each knee angles. Obtained values of the knee passive moment will be useful values to analysis the joint torque in the living body.

**Key words:** Knee joint, Passive moment

**キーワード:** 膝関節, 受動的モーメント

#### 緒 言

ジャンプ, 歩行, 走行動作における膝関節トルクを求める研究が行われている<sup>9)</sup>。Kinematics データから, 関節トルクを推定するには慣性モーメント (moment of inertia:  $I$ ) の定量化が必要になる。そのため, 体分節の力学的特性として慣性モーメントの研究が行われてきた。Braune & Fisher<sup>5)</sup> は, 各体分節の質量や質量中心位等の形態学的測定値と一緒に力学的資料として慣性モーメントを算出している。Dempster<sup>8)</sup> も同様に屍体標本から慣性モーメントを算出している。屍体標本による体分節の力学的パラメーターの測定には, 標本数に限界があった。そのため, 生体では間接法による測定が用いられる。その間接法の多くは体分節を幾何学的図形に置き換えて重心位を決定した後, 慣性モーメントを

算出している<sup>1, 2, 11, 25, 26)</sup>。Jensen<sup>17, 18)</sup> は, 各体分節の正面および側面の写真記録から長軸に対する切片を刻んで立体像を再構築し, 重心位や慣性モーメントを推定した。近年, Chang ら<sup>6)</sup> は MRI 画像から骨と筋の分布を計測し, 各組織のそれぞれの推定密度から長軸方向 ( $I_{xx}$ ), 前後方向 ( $I_{yy}$ ), 左右方向 ( $I_{zz}$ ) の慣性モーメント値を算出している。

運動力学的分析において関節トルクは, 画像によって測定された各体分節の角加速度と同部位の推定された慣性モーメントの積によって推定される。しかし, 慣性モーメントは生体における体分節の連結組織による抵抗力を考慮した算出値ではない。

Hill<sup>12)</sup> は, 肘関節屈曲の力発揮中, 慣性車輪を用いて慣性モーメントを求めた。その値は屍体の  $1/2$  と小さいものとなった。その理由に構造組織による

\* 日本体育大学身体動作学研究室

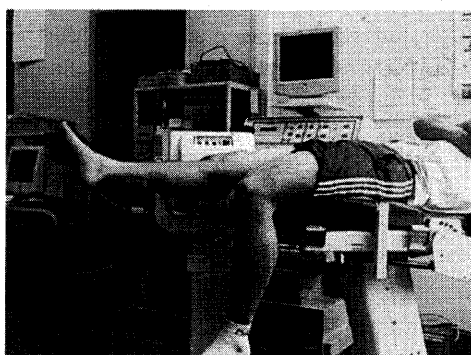
内部抵抗があると考察している。

Hunter<sup>13, 14)</sup> は足関節において自由振動の周期からトルクに対する慣性モーメント、弾性抵抗、粘性抵抗を考察している。また、Mansour<sup>19)</sup> は関節を跨いでいるすべての筋が脱力し、皮膚、靱帯、腱などの関節を形成する組織によってはたらくモーメントを passive moment (受動的モーメント) と定義している。そして二関節筋を考慮し、歩行に必要な合成モーメントを明らかにしようとしている。Riener<sup>24)</sup> は隣接する関節角度を変えることによって二関節の受動的モーメントへの影響を調べた。そのうえ関節角度毎の受動的モーメントが推定できる数学的モデルの構築が行われた。体力測定などでは、各関節の屈曲、伸展トルクが測定される。これらの力発揮の際、筋の出力は、その体肢の重量、そして生体の関節を形成する組織による内部抵抗に打ち勝った結果として発現している。本研究では、運動時の各体分節の力学的分析において、一般的測定項目として頻繁に用いられる膝関節トルク測定時に生ずる受動的モーメントを測定し、関節の内部抵抗

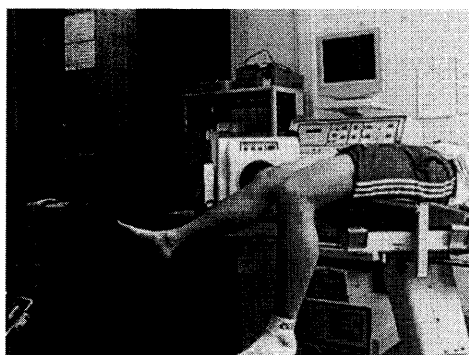
を定量化することを目的とした。

## 方 法

被検者には、BIODEX (system3, Biodex, USA) 上に仰臥位の姿勢をとらせた。股関節は完全伸展 ( $0^\circ$ ) し脱力状態を保たせた。膝関節中心とダイナモメーターの回転中心を一致させ、外果上縁部 (腓骨遠位) をレバーアームのアタッチメント上に置いた。膝関節角度が  $0^\circ \sim 90^\circ$  まではアキレス腱側にアタッチメントをセットし (屈曲トルク),  $90^\circ \sim 120^\circ$  までは前脛骨筋側にセットした (伸展トルク) (図1)。皮膚の抵抗をより小さくするために、アタッチメントには固定しなかった。膝関節角度を、 $0^\circ \sim 120^\circ$  まで  $10^\circ$  ごとに広げていき、その角度ごとの静止状態での受動的モーメントを測定した。受動的モーメント測定後に各角度における等尺性最大膝伸展・屈曲トルクを測定した。このとき、足関節はアタッチメントに固定した。測定された受動的モーメントおよびトルクはサンプリング周波数 1,000 Hz にて A/D コンバーター (MacLab, ADInstruments,



膝関節  $0^\circ$



膝関節  $30^\circ$



膝関節  $120^\circ$

図1 測定時の姿勢

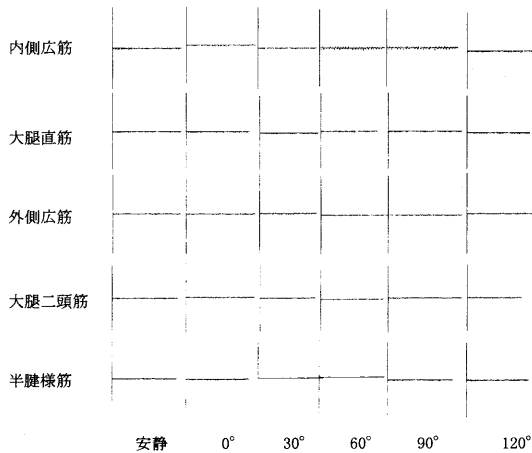


図2 典型的な筋電図波形

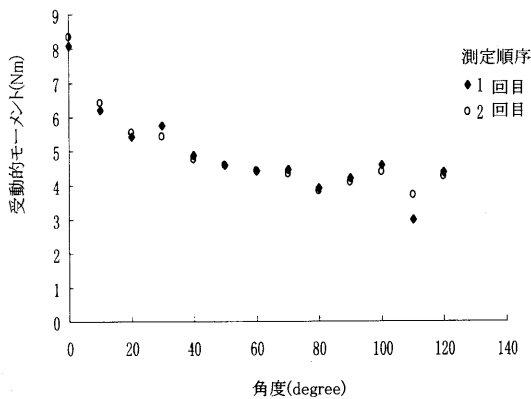


図3 受動的トルク測定の一貫性

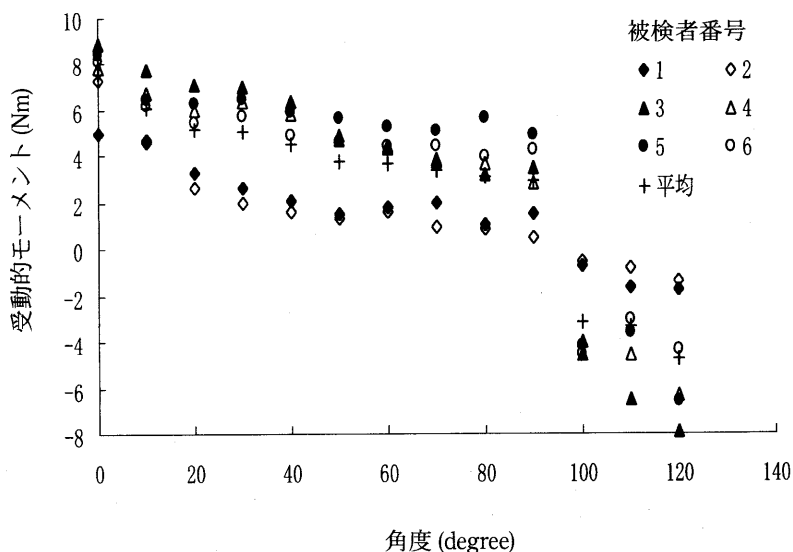


図4 膝関節における受動的モーメント

Australia) を介してパーソナルコンピューターに記録した。測定した値は Winter<sup>27)</sup> の示した各体分節質量比と三角関数比を用いることによって関節角度毎の重力補正を行った。

脱力状態を確認するために、表面双曲誘導法を用いて各条件にて発揮された筋放電量を測定した。測定箇所は大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL)、内側広筋 (VM)、大腿二頭筋 (BF)、半腱様筋 (SM) の5カ所である。電極間距離は2 cm とし、筋線維の走行方向に平行に筋腹上に貼付した。生体アンプ (WEB-5000, 日本光電社製, 時定数 0.03 秒) によって増幅された各 EMG データは、サンプリング周波数 1,000 Hz にて A/D 変換しパーソナルコンピューターに記録した。

男性6人が本実験に参加した。実験に先立ち、被検者には実験目的、方法について説明を行い実験参加の承諾を得た。被検者の身長は174.0~187.0 cm, 体重63.5~96.0 kg, 年齢は22~26歳である。

## 結 果

本実験の脱力状態は積分筋電図によって確認した。典型的な筋電図波形を図2に示す。安静時と関節角度0°から30°ごとの波形を示したが、測定したいずれの筋も安静時と同様な波形を示しており、受動的モーメント測定時には脱力状態が維持されていたと言えよう。

受動的モーメント測定の一貫性を確認するため、

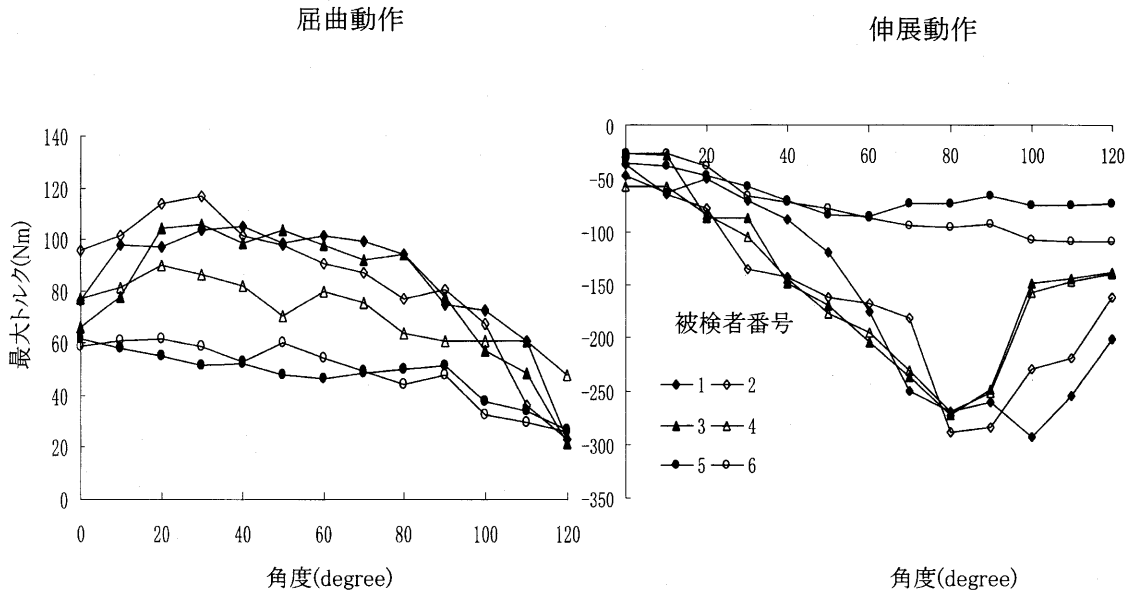


図5 等尺性最大膝関節トルク

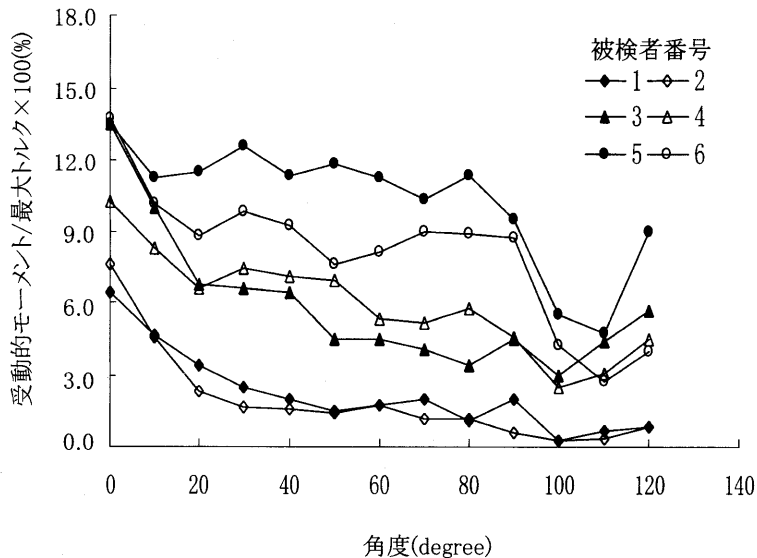


図6 等尺性最大膝関節トルクに対する受動的モーメントの割合

被検者1名に対し別の日に同条件で測定した。その結果は図3に示す。同様な値は全角度で測定された。各被検者における受動的モーメントは図4に示した。測定した受動的モーメントは $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$  (屈曲トルク) を正の値で示し、 $90^{\circ} \sim 120^{\circ}$  (伸展トルク) までを負の値で示した。 $0^{\circ} \sim 20^{\circ}$  までの受動的モーメント値は4~9 Nmの幅で比較的高い値を示し、 $20^{\circ}$ 以降は緩やかに低下していく傾向が見られた。

図5には等尺性最大膝伸展・屈曲トルクを示した。図4と同様屈曲トルクは正の値で示し、伸展トルクは負の値で示した。最大トルクに対する受動的モーメントの割合(%)は図6に示した。この割合で見ると被検者間でばらつきがあり、また等尺性最大伸展・屈曲トルクの小さな被検者ほど大きくなる傾向が認められた。膝関節0度における割合が全被検者において最も高く、約6~14%の範囲にあった。

関節角度  $20^\circ$  以降では 3~12% であった。

## 考 察

本研究は、生体における関節トルクに含まれる受動的モーメントを調べようとするものである。図 3 に示すように、各被検者において膝関節角度が  $90^\circ$  まで広がるにつれ、受動的モーメントは減少していく傾向がある。その傾斜には個人差があり、 $0^\circ$  の位置は最も受動的モーメントが高く、約  $8 \pm 1.3$  Nm であった。この値は、Hunter<sup>11, 12)</sup> が示す足関節の弾性力: 9~12 Nm に近似する値であった。しかし、膝関節角度  $20^\circ$  以降は平均 5 Nm と先行研究の半分の値になった。先行研究は測定された関節角度の規定がないうえに、足関節という部位の違いがある。そのために生じた差と思われる。

また Mansour<sup>19)</sup> や Riener<sup>24)</sup> が示すように、二関節筋の関与も考えられる。本実験では、被検者が脱力しやすいように解剖学的姿勢を基準にした測定を行った。したがって、足関節角度においても、被検者が最もリラックスできるよう特に規定はしなかった。先行研究のように足背屈の状態で行えば、腓腹筋の伸張が抵抗となり、より大きな受動的モーメントが得られたかもしれない。

図 6 に示した最大に対する受動的モーメントの割合 (%) は被検者間で差が認められた。この被検者間の差は等尺性最大膝伸展・屈曲トルクの差に影響するものと思われる。被検者 1, 2 においては、等尺性最大膝伸展・屈曲トルクは大きい。一方、被検者 5, 6 においては、等尺性最大膝伸展・屈曲トルクは小さい。膝関節  $20^\circ$  以上の屈曲条件では、等尺性最大膝伸展・屈曲トルクの 3% 未満の比較的小さな抵抗が推測される。しかし、一般人においては抵抗の高い者は 10% 前後と無視できない値である。深代<sup>9)</sup> は、関節の内部抵抗は 5% 未満と示している。しかしこの値は、どの関節でどの角度の値かは定かでない。本研究結果も平均すれば 5% 前後になる。しかし、等尺性最大トルクに対する抵抗力の割合は関節角度や被検者によっては大きな差になる。

Winter<sup>27)</sup> は、リンクセグメントモデルにおいて、外力として現れたトルク値から関節や筋内での摩擦は分離できず、また靱帯のような受動的構造体の抵抗は推定できないと述べている。一方、関節や角度の特定はなされていないが、緩やかな速度での動作

において、これらの抵抗は数パーセントであるとも述べている。

これまでの慣性モーメントの研究は屍体標本を体分節ごとに解体して測定したり<sup>5, 8)</sup>、写真撮影から幾何学的に求めた研究が多く見られる<sup>1, 2, 11, 25, 26)</sup>。これらは体分節のもつ形状と質量の分布を考えており、関節という体分節の連結部分の抵抗力は無視した状態であった。この値が内力のみの推定に用いられることが多いが、より正確に生体が発揮したトルクを推定するためには本研究で示した受動的モーメントを加味することが必要である。

動きのある動的トルクでは、角変位に加えて角速度の影響が含まれてくる。本実験では、関節をとりまく各々の組織の関与を分離できないが、静的状態での関節周りの構造が関与した抵抗値を定量化できた。本研究結果は生体の kinematic なデータ解析をする際の有効な数字となる。

## 参考文献

- 1) 阿江通良, 湯 海鵬, 横井孝志: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム, **11**, 23-33 (1992).
- 2) 阿江通良: 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. Japanese Journal of Sports Sciences, **15**(3), 155-162 (1996).
- 3) Allm, J. H. J. and Yong, L. R: The relaxed oscillation technique for the determination of the moment of inertia of the limb segments. Journal of Biomechanics, **9**, 21-25 (1976).
- 4) Busiest, S., and Pertuzon, E.: Experimental determination of the moment of inertia of limb segment. Medicine and Sport, Vol. 2. Jokl, E., Lexington, Ky.: pp. 106-109. S. Karder, A. G. (1967).
- 5) Braune, W. and Fischer, O.: Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1988).
- 6) Cheng, C.-K., Chen, H.-H., Lee, C.-L. and Chen, C.-Y.: Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. Clinical Biomechanics, **15**, 559-566 (2000).
- 7) Cholewicki, J., Simons, A. P. D. and Radebold, A.: Effects of external trunk load on lumbar spine stability. Journal of Biomechanics, **33**, 1377-1385 (2000).

- 8) Dempster, W. T.: Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base, OH, pp. 55-159 (1955).
- 9) 深代千之: 跳ぶ科学, 大修館書店, pp. 98-105. 東京 (1990).
- 10) 藤田恒太郎, 寺田春水: 改訂 生体観察 第12版, 南山堂, pp. 217-229. 東京 (1976).
- 11) Hatze, H.: A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, **13**, 833-843 (1980).
- 12) Hill, A. V.: The dynamic constants of human muscle. *Proceeding Royal Society of London, Series B. Biological Sciences*, **128**, 263-274 (1940).
- 13) Hunter, I. W. and Kearney, R. E.: Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions. *Journal of Biomechanics*, **16**(12), 985-991 (1983).
- 14) Hunter, I. W. and Kearney, R. E.: Dynamic of human ankle stiffness: Variation with mean ankle torque. *Journal of Biomechanics*, **15**(10), 747-752 (1982).
- 15) 石井喜八: 動作と身体分節—体分節と身体運動解析—. *Japanese Journal of Sports Sciences*, **15**(3), 143-148 (1996).
- 16) 石井喜八, 林 恭輔: 運動する身体の末端速度—木のない森はない—. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, **4**(2), 125-135 (2000).
- 17) Jensen, R. K.: Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, **11**, 349-358 (1978).
- 18) Jensen, R. K.: Growth of estimated segment masses between four and sixteen years. *Human Biology*, **59**(1), 173-189 (1987).
- 19) Mansour, J. M. and Audu, M. L.: The passive elastic movement at the knee and its influence on human gait. *Journal of Biomechanics*, **19**(5), 369-374 (1986).
- 20) Marshall, M. M., Mozrall, J. R. and Shealy, J. E.: The effect of complex wrist and forearm posture on wrist range of motion. *Human Factors*, **41**(2), 205-213 (1999).
- 21) Mcnair, P. J., Dobroski, E. W., Hewson, D. J. and Stanley, S. N.: Stretching at the ankle joint: Viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Journal of Biomechanics*, **33**(3), 354-358 (2000).
- 22) Miller, D. I. and Morrison, W. E.: Prediction of segmental parameters using the hanavan human body model. *Medicine and Science in Sports*, **7**(3), 207-312 (1975).
- 23) Peyton, A. J.: Determination of the moment of inertia of limb segments by a simple method. *Journal of Biomechanics*, **19**(5), 405-410 (1986).
- 24) Riener, R. and Edrich, T.: Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, **32**, 539-544 (1999).
- 25) 横井孝志: 剛体リンクモデルのための身体部分剛体特性定数. *バイオメカニズム学会誌*, **17**(4), 241-249 (1993).
- 26) 横井孝志, 大山圭悟, 岡田英孝: 身体部分慣性係数が力学的動作解析におよぼす影響. *Japanese Journal of Sports Sciences*, **14**(5), 545-553 (1995).
- 27) Winter, D. A.: *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc., New York (1990).