



膝関節の角度および角速度と弛緩時大腿筋の粘弾性力について

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2012-11-07 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 北澤, 一利 メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.32150/00003960

Viscoelastic torque at knee extension and flexion of relaxed thigh

Kazutoshi Kitazawa

Sports Science Laboratory, Kushiro Campus

Hokkaido University of Education

膝関節の角度および角速度と弛緩時大腿筋の粘弾性力について

北 沢 一 利

北海道教育大学釧路分校保健体育教室

釧路 085

Abstract

Viscoelastic torque at knee extension and flexion of relaxed thigh were measured statically and dynamically. Seven subjects were lying face down on a bed, with the arm of the isokinetic machine attached to the ankle exactly matching the axis of knee rotation. The gravitational torque of the foot was measured statically every 10° from 0° to 140°. The viscoelastic torque at 90° was measured during passive movement by the isokinetic machine at 100°/sec, 200°/sec, 300°/sec and 400°/sec.

All subjects showed a 90° static torque in the extension direction. The average was 0.41 kgm (SD.=0.13).

Viscoelastic torque of knee flexion increased with increased velocity. Some subjects showed significant correlations on this index.

目 的

関節運動機能の評価は様々な観点で試みられている。この場合筋は収縮により関節運動の主要な役割を果たすため、筋の活性時の収縮メカニズムに関する研究は本質的である。しかしながら一方で筋は非収縮時において組織に起因する弾性力を有し、これが関節に潜在的に常に作用しているとも考えられ無視することはできない。

一般に関節の可動範囲は解剖学的観点から求める場合よりも、屈曲、伸展、回旋の可能な範囲である機能的観点から決められるが⁴⁾、これは主に関節周辺筋群の非活性時の粘弾性抵抗に左右される。

身体の各体節の重心や慣性モーメントを求める試みの中では、Allum & Young¹⁾や Bouisset & Pertuzon²⁾に代表される生体を用いた実験に見られるように技術的に複雑なことも考えられ、関節可動域の粘弾性については無視されるか、または考慮に入れられても直接測定されることはほとんどない¹⁷⁾²⁰⁾²²⁾。Hatze¹¹⁾は生体を用いて関節を振動させて慣性を測定する際に、この粘弾性について身体部位の運動に関わっている他の性質に比し、わずかな影響しか考えられない角度もあることを指摘した上で、一定不変なものとして取り扱わず、関節角度と運動速度について考慮している。

Hill¹²⁾は摘出筋を用いた一連の実験で、収縮筋は伸展、短縮する速度の増加により張力が増加し、収縮する速度の増加により張力が減少することや、最大張力を発揮する最適長からの長さの増減により張力が減少することを認めている。さらに非収縮筋の長さや張力の関係については、両者のあいだに指数関数的関係を認めているが¹³⁾、長さの変化速度と張力との関係についてはふれていない。

人の関節運動に見られる収縮トルクの測定は、高度な工学的機械の開発により今日盛んに行われているが、膝関節運動に注目した場合大腿の主要筋群の粘弾性による張力や重力を考慮する必要がある。本研究では下腿に働くこれらの合力を回転トルクと呼び、膝関節角度をかえて下腿の回転トルクを測定することで膝関節周辺筋群の弾性力の影響を観察した。また重力による影響を含まないと考えられる 90°屈曲位置の回転トルクを粘弾性トルクとし、これと速度の関係を求めた。

方 法

この研究は2つにわかれる。第1に膝関節の可動範囲内において、下腿を0°から10°間隔で屈曲させそれぞれの位置での回転トルクを測定する。

第2に下腿を他動的に屈曲伸展させ、90°屈曲させた位置に見られる粘弾性トルクと速度の関係を観察する。

測定機械および実験装置

測定に用いた機械はMYORET（川崎重工業株式会社製）である。本機により、アームに装着した部位の回転トルクと回転角速度、屈曲角度が10 m sec 毎に測定が可能である。また本機は、速度を変えて他動的な等速度運動が可能であり、かつ設定速度に達するまでの加速時間をコントロールできる。

回転トルクの測定

被検者を測定用ベッドの上に伏臥位にさせ、下腿の回転と張力トルクが十分測定用アームにかかるように、下腿および膝関節がベッドの上ののらない位置に固定し、最大伸展位と測定用アームとの角度を同一にした。さらに膝関節回転軸を一致させアームに下腿を固定した。下腿の固定は重心を下腿の長軸上に近づけるために足首を伸展させた形で固定した(図1)。測定は各被検者とも右の下腿について行い、水平位置0°より10°間隔で5秒間静止し5回づつ行い平均した。

弾性トルクと速度

NYORET により角度 $100^\circ/\text{sec}$, $200^\circ/\text{sec}$, $300^\circ/\text{sec}$, $400^\circ/\text{sec}$ に設定された等速度関節運動を他動的に行わせた。設定速度までにかかる加速時間はすべて 0.2 sec とした。実験中被検者には十分に脱力しておくように注意を与えた。測定は伸展、屈曲の順番で連続して 10 回行い下腿が 90° 屈曲した位置のトルクを測定した。設定速度に達するまでの加速中の測定トルクは無効とし、設定速度に達し等速度運動をしていることが確認された場合に限り記録した。

被 格 者

被検者は健康で運動を日常的に行う 7 名の男子学生とした。被検者の身体的特徴の詳細は表 1 に示した。

Table, 1 Characterization of subjects.

	mean	S. D
age	20.2	0.68
heigh (cm)	170.4	6.59
weight (kg)	68.3	9.13
foot length (cm) *	33.1	2.88

foot length*:from caput fibulae to malleolus lateralis of right foot

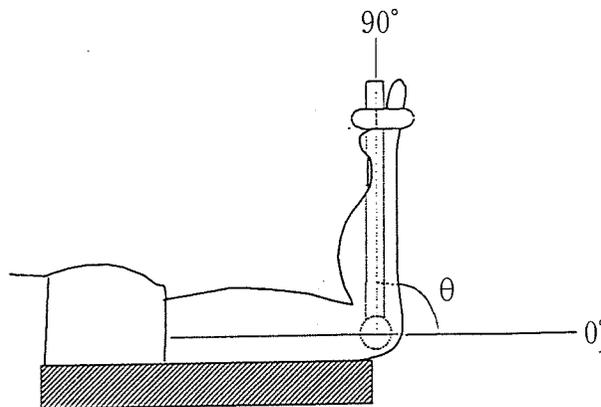


Figure 1. Subject position in experiment

結 果

I) 静止時回転トルク

各角度において測定された回転トルクは図2のとおりである。全ての被検者が90°屈曲位置において伸展方向への回転トルクを示し平均で0.41 kgmであった。また90°を越えて屈曲位に移動する

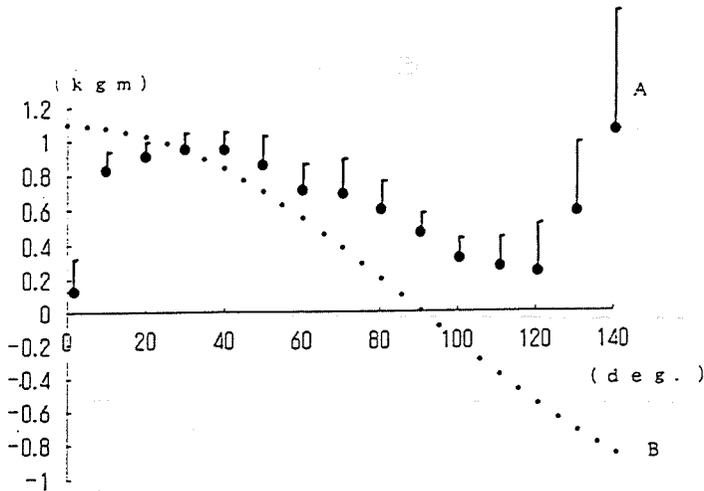


Figure 2. A; the filled circles give rotational torque at each degree (mean±SD) B; the hollow circles give theoretical curve of gravitational torque.

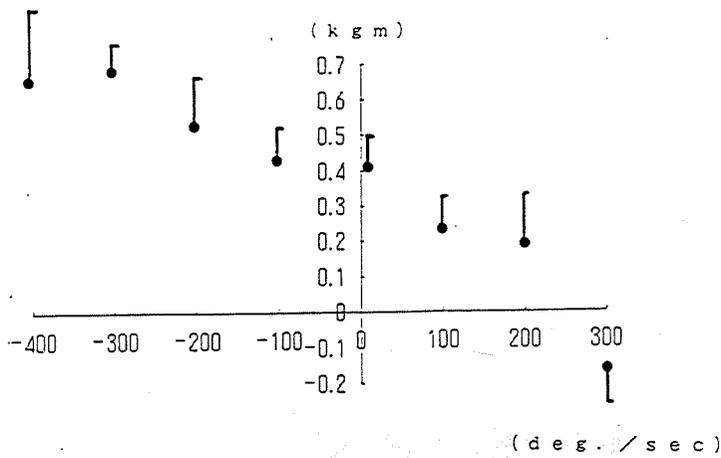


Figure 3. Velocity and viscoelastic torque at 90°
The direction of torque and velocity is for extension.

に従い伸展方向への回転トルクは減少するが、いずれの被検者も屈曲方向の回転トルクを示さなかった。さらに最大屈曲位に近付くにつれ回転トルクは再び伸展方向に増加し始めた。140°付近の深い屈曲位置においては個人差が著しかった(図2中A)

90°屈曲位置より角度が浅くなると回転トルクは増加するが20°以下になると次第に減少し最大伸展角度で平均0.12 kgmであった。

II) 回転トルクと速度

屈曲と伸展

伸展方向を正とした場合の設定速度と回転トルクの関係は図3のとおりである。屈曲方向へ動かした場合には、静止時に見られた伸展方向への回転トルクが速度に比例して増加する傾向が認められた。

回転トルクと同じ方向である伸展方向に動かした場合には、速度の増加にともない次第に減少し、およそ200°/sec~300°/secで逆向きの回転トルクに転じた。

速度と粘弾性張力の相関と回帰

屈曲時に各被検者の回転トルクと運動角速度の関係はほぼ直線的に観察された。両者の相関係数および回帰直線の係数を表したのが表2である。一人の被検者でかなり高い相関が認められ、回帰直線の傾きは平均で 1.09×10^{-3} であった。

Table, 2 Coefficient of correlation and regression of each subjects between velocity (deg/sec) and viscoelastic torque (kgm) during flexsion at 90°

subject	correlation	regression ($\times 10^{-3}$)
a	0.89	0.66
b	0.42	0.31
c	0.67	0.94
d	0.71	0.51
e	0.98	3.17
f	0.70	0.82
g	0.79	1.20

考 察

静止角度と弾性トルク

回転運動を行う物体の重力トルクは正弦曲線によって示される。ところが、図2に示された結果から下腿にかかる重力トルクがすべてアームに検出されているのではないことが明らかである。

重力トルクが最大になる屈曲角度 0° において、回転トルクがほとんど検出されないのは、最大伸展位で下腿の重力トルクが全て膝関節にかかっているものであり、膝関節の解剖学的観点からうなずける結果である。しかしながら、屈曲位 20° から 0° の付近で回転トルクが横ばいか減少を示すのは、屈筋が引き延ばされ屈曲方向へ張力トルクを生じた結果、重力トルクの減少となって現れたと考えられる。

さらに理論的には重力トルクが 0 kgm と考とえられる下腿の 90° 屈曲位置で、平均 0.4 kgm の伸展方向のトルクが認められたのは興味深い。これはこの位置では伸筋が収縮活動を行う以前におよそ可動域内の回転トルクの最大値の 40% 近くの回転トルクが生じていることになる。さらに伸展方向と通じ重力の影響が考えられる 90° 以上屈曲位置で、本来ならば屈曲角度が増すに従い重力トルクが増加し、屈曲方向に回転トルクが生じると考えられるのに反し(図2, Bに示す重力トルクの理論的カーブを参照)、 110° 付近まで緩やかな減少を示したものの再び上昇した。このことは 90° 屈曲位置において認められた回転トルクが屈曲角度を増すにつれて非直線的に増加している可能性を示している。Gordon⁹⁾は筋の張力とサルコメア長との関係のなかで、収縮筋ではサルコメア長が増加するにつれて単位断面積あたりの筋張力が減少する直線的な関係を認めているとともに、弛緩時の筋は逆にサルコメア長が増加するにつれ、単位断面積あたりの筋張力が指数関数的に増加している結果を得ている。同様に本研究の 90° 以上の屈曲位で得られた結果も、Hill¹⁴⁾の結果をうらずけるものとなった。従って伸筋の張力トルクが屈曲角度の増加にともない指数関数的に増加し、さらに下腿にかかる屈曲方向の重力トルクを相殺して検出されたと考えられる。

これらのことは収縮筋が最大張力時の筋長より増減することで張力が減少するのに対し、弛緩時の筋は筋長が増すにしたがって張力を増加することを意味している。

本部究の場合は、非収縮時の伸筋の引き延ばされ方が関節角度の違いにより異なり、いずれかが拮抗的に重力トルクに影響を及ぼしていると考えられる。しかしながらそれがどちらか一方の張力トルクだけであるのか、或いは両者の拮抗的なトルクの差であるのかを検出された回転トルクから区別したり、純粋な重力トルクだけを特定することは今回の実験ではできなかった。

張力と速度

身体運動に関わっている力学的な因子を測定する際に注意を要する項目の一つに、加速度を伴う運動時の身体各体節の慣性の影響が上げられる¹¹⁾²⁾⁸⁾。本研究では速度変化と筋弾性による張力の変化について注目するために、設定速度に達した等速運動を行っているという条件に基づき慣性の影響は注意深く取り除いた。その結果、伸展方向への $400^\circ/\text{sec}$ の動きの際には、 90° 位置に設定速度に達する十分な加速範囲が確保できなかった被検者があり、一部慣性トルクが検出されていた可能性があったため今回は除外した。

屈曲速度と張力変化

A. Levin. J. Wymann¹⁵⁾以来、一定の収縮時筋の粘性と弾性について、筋の長さの変化速度と張力との関係は、伸長する速度がまずほど張力は大きくなり、逆に解放される速度が増すほど張力は

小さくなることが確かめられている。Edman⁶⁾は無負荷の筋のサルコメアの長さとの関係について、サルコメア長が長いときは収縮速度を増すのを促すような力を示し速度を増し、サルコメア長が短いときには収縮に逆らうような抵抗を増すように速度を減少させたことを報告しており、筋の非収縮時に伸長により収縮方向に張力を増加することを筋線維持構造から考察している。これら非収縮時の筋の組織的構造に由来する弾性による張力が、他動的に筋の長さを変えた場合にいかに変化するかについて、Taylor²¹⁾はうさぎの非収縮時の Tibiale を用いた実験から、伸長速度が早いほど張力を増加させることを報告している。本研究では図3の屈曲方向への速度増加と張力変化の関係やその相関は(表2)これを裏付ける傾向を示している。しかしながらこの位置で静止時に伸筋の張力が支配的であったにしても、この場合屈筋の短縮が同様に行われていることを考えれば、単にこの結果を伸筋の張力変化だけに起因すると考えることはできない。回帰係数のばらつきに見られるように、各被検者においてほぼ速度に比例しながら張力を増加する傾向にありながらも、屈筋の張力変化が少なからず影響していたと考えられる。従って、本実験で得られた屈曲方向への速度に対する弾性トルクの回帰係数については、屈曲に伴う伸筋の伸展速度と張力変化の関係として考えるよりも、むしろ膝関節の組織構造に關与するこれらの拮抗筋群の粘弾性の性質が包括的に反映されたものと捉えるべきであろう。

筋の伸展による発性トルクを考える際、筋の伸展反射の影響を無視できない。本研究結果と同様な結果を認めている Taylor²¹⁾は、うさぎ摘出筋の除神経筋と神経筋の双方に、速度を変えて伸展を試みた結果、両者の張力に差が生じなかったことから、筋の張力と伸展速度と間に見られた関係は筋の弾性によるものが主であり伸展反射による影響は少ないとしている。また本研究では一定速度で動かしている最中に検出される、特定の角度の回転トルクであるため伸筋の伸展反射の影響を検出する時間的条件は考えられない。

伸展速度と張力変化

伸展方向へ速度を増した際に静止時の弾性トルクが速度に比例して減少をしめし、屈曲方向と筋の長さの変化速度が同じ場合を比較して低値を示し、さらにやがて各被格者一様に逆向きのトルクを生じた。これまで収縮筋の急激な解放の際に張力が減少することは観察されている¹⁵⁾。それらは単一の摘出筋について行われている場合がほとんどであるが、本研究は生体の膝関節についてであるため伸筋と屈筋がこれに介在しており、したがってこれらの結果も単に伸筋の粘弾性張力としてだけでは考えられない。この結果については、屈筋の伸展性張力の増加も関わっている可能性がある。

また筋の伸展と解放速度の違いにより、Hysteresisが生じた可能性がある²¹⁾。すなわち引き延ばされる筋がそのことによって蓄積するエネルギー量は、後に筋が発散するエネルギー量と異なる矛盾を生じるが、さらに速度が変化することによりその比率が本実験の結果に影響を及ぼしているとも考えられる。

この2つの観点から見ると、伸筋の解放と屈筋の伸展の速度が増加するにつれて粘弾性による張力変化と、筋の伸展と解放に伴って生じた Hysteresis により、伸筋の張力減少と屈筋の張力増加が相乗的效果をもたらした可能性が考えられる。

本研究では他動的に下腿を動かすことによって観察される膝周辺の粘弾性は大腿四頭筋を伸筋、大腿二頭筋を屈筋とし主に両者に由来するとして考察をすすめたが、これら両筋の伸展と短縮は背反的に行われるのであり、膝関節運動にもたらす粘弾性の影響を考察するには、筋長を示す屈曲角度と、筋の長さの変化を表す関節角速度の両変数が重要といえる。

reference

- 1) Allum, J. H. J., Young, L. R., (1976) The Relaxed Oscillation Technique for the Determination of the Moment of Inertia of Limb Segments. *J. Biomechanics*, **9**, 21~25
- 2) Bouisset, S., Pertuzon, E. (1967) Experimental Determination of the Moment of Inertia of Limb Segments. *Biomechanics I 1st Int. Seminar Zurich* 106~109
- 3) Cavagna, G. A., L. Komarek, S. Mazzoleni, (1971) The Mechanics of Sprint Running. *J. Physiol.* 217,709
- 4) Chandler, T. J., Kibler, W. B. (1990) Flexibility Comparisons of Junior Elite Tennis Players to Other Athletes. *Am. J. Spor.Med.* **18** 134~140
- 5) Cleworth, D. R., Edman, K. A. P (1972) Changes in Sarcomere Length During Isometric Tension Development in Frog Skeletal Muscle *J. Physiol.* **227**, 1~17
- 6) Edman, K. A. P. (1979) The Velocity of Unloaded Shortning and its Relation to Sarcomere Length and Isometric Force in Vertebrate Muscle Fibres. *J. Physiol.* **291**,143~159
- 7) Ford, L. E., Huxley, A F., Simmons, R. M., (1985) Tension Transients During Steady Shortning of Frog Muscle Fibres. *J. Physiol.* **361**,131~150
- 8) Gavin, R. J., Jensen, R. K., (1990) Human Body Segment Inertia Parameters A Survey and Status Report. *Execise and Sports Sciences Reviews, Williams &* **18**, 225~241
- 9) Gordon, A. M., Huxley, A. F., Julias, F. J., (1966) Tension Development in Highly Stretched Vertebrate Muscle Fibres. *J. Physiol.* **184**, 143~169
- 10) Hagood, S., Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Dambrosia, R. (1990) The Effect of Joint Velocity on the Contribution of the Antagonist Musculature to Knee Stiffness and Laxity. *Am. J. Sport. Med.* **18**, 182~185
- 11) Hatze, H., (1975) A New Method for the Simultaneous Measurment of the Moment of Inertia, the Damping Coefficient and the Location of the Center of Mass of a Body Segment in situ. *Europ. J. appl. physiol.*, **34**, 217~226
- 12) Hill, A. V. (1953) The 'Instantaneous' elasticity of active muscle *Proc. Roy. Soc. B*, **141**, 161~178
- 13) Hill, A. V. (1970) First and Last Experiments in Muscle Mechanics. CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 76~84
- 14) Hill, A. V. (1970) First and Last Experiments in Muscle Mechanics, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 127~128
- 15) Levin, A., Wyman, J., (1927) The Viscous Elastic Properties of Muscle. *Proc. Roy. Soc. B*, **101**, 218
- 16) Matthews, P. B. C., (1972) Mammalian Muscle Receptors and Their Central Actions. Edward Arnold, London.
- 17) Peyton, A. J. (1986) Determination of the Moment of Inertia of Limb Segments by a Simple Method. *J. Biorechanics*, **19**, 405~410
- 18) Pousson, M., Hoecke, J. V., Goubel, F., (1990) Changes in Characteristics of Human Muscle Induced by Eccentric Exercise, *J. Biomechanics*, **23**, 343~348
- 19) Price, R.,Lehmann, J. F., (1990) Influence of Muscle Cooling on the Viscoelastic Response of the Human Ankle to Sinusoidal Displacement.. *Arch Phys Med Rehabil*, **71**, 745~748
- 20) Stijnen, V., Willems, E., Spaepen, A., Peeraer, L., Leemputte, V. M., (1983) A Modified Release Method for Measuring the Moment of Inertia of the Limbs. *Biomechanics VIII-B Champaign, IL, Human Kinetics* 1138~1143
- 21) Taylor, D. C., Dalton, J. D., Seaber, A. V. Garrett, W. E. (1990) Viscoelastic Properties of Muscle-tendon units. *Am. J. Spor. Med.* **18**, 300~309
- 22) Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. (1985) Estimation of the Mass and Inertia Characteristics of the Human Body by Means of the Best Predictive Regression Equations. *Biomechanics I X-B Champaign, IL, Human Kinetics* 233~239