

[短 報]

超音波断層法を用いたヒト外側広筋のモーメントアーム算出

伊藤 雅充*・村岡 慈歩**・福永 哲夫***

(平成 12 年 5 月 22 日受付, 平成 12 年 8 月 23 日受理)

Moment Arm of Human Vastus lateralis Muscle
Detemined by Ultrasonography

Masamitsu Ito, Yoshiho MURAOKA and Tetsuo FUKUNAGA

In this study, ultrasonography was used to measure the tendon excursion of the human Vastus lateralis muscle (VL) to estimate the moment arms under tensed conditions. Real-time ultrasonography (SSD-2000, Aloka, Japan) was applied to measure the excursion *in vivo*. Subjects performed isokinetic knee extension exercises with submaximal effort on a dynamometer (Myoret RZ-450, Asics, Japan). The range of motion was 110 to 0 (0=full extension) deg. A cross point (P) between the echoes from the aponeurosis and a fascicle was determined as an attaching point of the fascicle onto the aponeurosis. The excursion of P was measured to the nearest millimeter with a ruler. The excursion of P *vs.* knee joint angle data was fit with a polynomial that minimized the sum of the squared residuals. The moment arm of VL was calculated by differentiating the polynomial fit of the excursion of P *vs.* knee angle data. When the moment arm curve calculated in this study is compared with the data from previous studies, the values, range and knee angle at which the peak of the moment arm curve appears are in good agreement with the previous studies. In this study, the subjects tried to keep the constant level of force throughout the range of motion. However, since controlling the muscle's force constant throughout the range of motion *in vivo* is impossible, the effects of tendon elasticity/slackness may affect the traveled distance of P and thus the calculated moment arms. Although some problems will have to be solved yet, the method employed here can give us individual moment arms of many muscles during contractions *in vivo* and contribute to the improvements of accuracy in many biomechanical calculations.

Key words: Vastus lateralis muscle, Moment arm, Tendon excursion, Ultrasonography

キーワード: 外側広筋, モーメントアーム, 腱移動, 超音波法

緒 論

ヒトの関節運動は、筋が活動し、それがモーメントアームを介して骨格に伝達されることにより起こる。バイオメカニクスや運動生理学の研究分野では、筋の発揮した力から関節トルクを算出したり、逆に測定された関節トルクから筋が発揮した力を算出することがよく行われる。このような計算を行う際には正確なモーメントアーム値を用いることが重要となる。これまでは、先行研究で報告されているモーメントアーム値を用いて計算を行うことが多かった。しかし、モーメントアームは個人によって異なることは明らかであり、個人のモーメン

トアームを正確に求めることが必要である。

モーメントアームを求める方法としては、腱移動法⁸⁾やトルクと腱張力の関係から求める方法⁶⁾、画像から幾何学的に求める方法⁷⁾が報告されている。Itoら⁴⁾はこれまで屍体でしか行われてこなかった腱移動法によるモーメントアーム算出を生体に応用して前脛骨筋のモーメントアームを求めている。本研究でも同様に超音波断層法を用いて大腿四頭筋の腱移動量を測定し、モーメントアームを求めた。ただし、超音波法の技術的な制限から、外側広筋の腱移動量を大腿四頭筋の腱移動量を代表するものと仮定し、実験を行った。

* 日本体育大学大学院トレーニング科学系, ** 日本女子体育大学, *** 東京大学

方 法

被験者は健康な成人男性6名で、年齢の平均値(±標準偏差)は 24 ± 2 歳、身長は 173 ± 5 cm、体重は 74 ± 7 kgであった。被験者を等速性筋力測定装置(Myoret RZ-450, asics)のシートに座らせ、装置に付属のベルトで上体を固定した。被験者の右膝関節回転中心と装置の回転中心を視覚的に一致させ、外果上縁部で付属のアタッチメントを用いて装置のレバーアームと下腿とが平行となるように固定した。

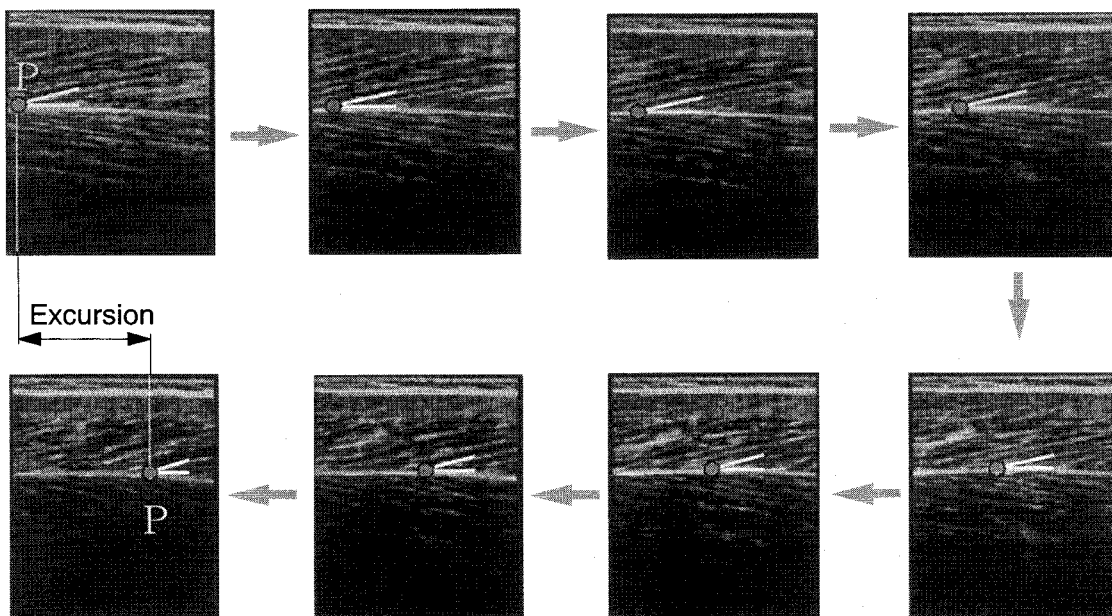
まず、膝屈曲70 degで随意最大伸展トルク(MVC)を測定した。次に、膝関節を110 degに屈曲させた位置で被験者に10~20% MVC程度の力を発揮させ、動作中発揮する力レベルを主観的に一定にするように指示して、0 deg(=膝関節完全伸展位)まで10 deg/sの角速度で伸展させた。被験者が発揮したトルクは筋力計に付属のコンピュータモニタに表示させ、被験者はこの情報をみながらトルク水準を維持させた。このとき、超音波装置(SSD-2000, Aloka)を用いて外側広筋の腱移動量(E)を測定した(図1)。用いたプローブは7.5 MHzのもので、大転子から大腿長の60%部位に固定して撮像を

行った。得られた超音波画像は30 Hzでビデオに録画した。

図1に関節角度を変化させたときの外側広筋の連続超音波縦断画像を示した。超音波画像中央付近を横断しているエコーは深部腱膜からのエコーで、腱膜のエコーに対して右上方より斜めに走行しているエコーが筋束を表している。本研究では、ある筋束と深部腱膜の交点をPとし、その移動距離を定規で測定した。図中、左上の画像が最も膝を屈曲させているもので、矢印の順で膝を伸展させていったときの画像となっている。膝関節が伸展するに従ってPが近位方向(画像では右方向)へ移動するのが観察できる。先述のように映像の録画は30 Hzで行ったが、分析は10 Hzで行った。角速度が10 deg/sなので1 deg当たり1データが得られることになる。

モーメントアームの算出方法を図2に示したが、Pの移動距離 E とそのときの関節角度変化 $d\phi$ の関係からモーメントアームが求められる¹⁾。移動距離と関節角度の関係を散布図にプロットし、多項式を用いて回帰した。回帰は一次から五次までを行い、それぞれで推定値と

Flexed Position



Extended Position

図1 外側広筋の大転子から大腿長の60%部位における連続超音波画像

超音波画像中央付近を横断しているエコーは深部腱膜、斜めに走行しているのが筋束を表している。膝関節角度を屈曲位(左上)から伸展させていくと、超音波画像中の点Pが近位(右)方向へ移動しているのが観察される。この点Pの移動距離を E として計測した。

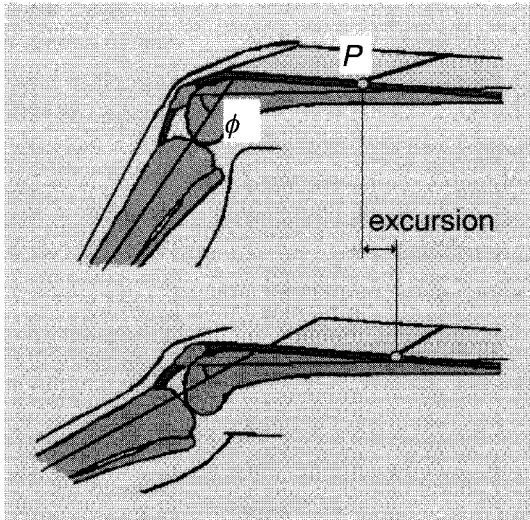


図2 モーメントアームの算出方法

Pの移動距離Eと、そのときの関節角度変化 $d\phi$ からAnら¹⁾の $M=dE/d\phi$ の式を用いてモーメントアームが算出できる。

実測値の残差平方和を算出し、一元配置の分散分析を用いて残差平方和の差の検定を行った。そして、残差平方和に差が認められなくなった次数よりも一次低い次数の多項式を採用した。すなわち、二次多項式と三次多項式の間には有意な差が認められ、三次多項式と四次多項式の間には有意な差が認められなかった場合は三次多項式を採用した。そして、得られた曲線を微分することにより、外側広筋のモーメントアーム-関節角度関係を求めた。

結果および考察

本研究では、膝関節角度を変化させたときの外側広筋の腱移動距離を超音波断層法を用いて測定することにより、モーメントアームを算出した。腱移動法は主に屍体で用いられてきた^{2,8)}が、今回はこれを生体に応用している。腱移動法では図1,2に示したように、関節角度変化に伴う腱の移動をみており、測定点Pまでの腱の長さが測定中に変化すると、正しい値は得られない。屍体では腱張力を一定にコントロールすることは容易であるが、ヒト生体では不可能に近いので、本研究ではトルクを一定レベルに維持することによって、腱の伸張やたるみの問題を軽減させる努力を行った。関節トルクを一定にした場合、モーメントアームが関節角度によって変化するので、結果的には腱張力が変化していることになる。Itoら⁴⁾は本研究と同様の方法を用いて前脛骨筋モーメントアームを算出しているが、彼らはある程度の

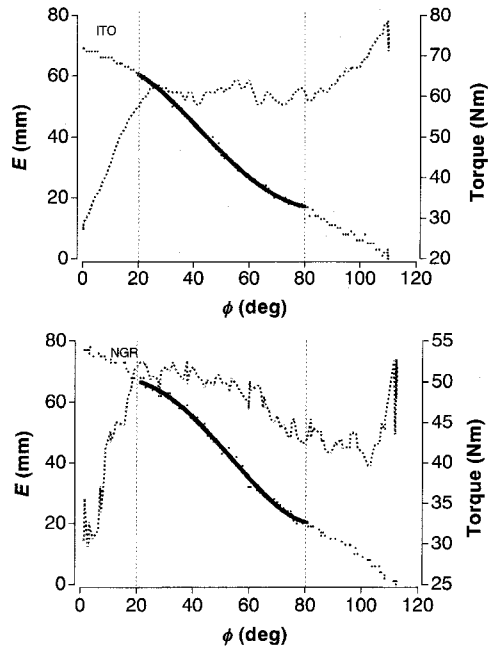


図3 腱移動距離と発揮トルクとの関係の代表例

動作は110°屈曲位からなので、動作は横軸上、右から左へ起こっている。●—: E, ●●●●: Torque

力を動作範囲にわたって負荷することにより、腱の伸張やたるみの問題がある程度解消されると述べている。本研究においても発揮トルクレベルを一定に保つ努力を被験者に行わせており、たるみなどの影響は少ないと考えられる⁴⁾。

図3に代表的な腱移動距離と発揮トルクの2例を示した。動作開始は110 deg 屈曲位からなので、動作は横軸上、右から左へ起こっていることになる。ほとんどの被験者で動作の開始時付近と終了時付近はトルクの変動が大きかった。腱移動距離からモーメントアームを求めるときには、腱に負荷された張力が動作中一定であることが重要である。したがって、トルクの変動が比較的小さな関節角度20~80 deg を分析の対象とした。腱移動距離と関節角度の関係を回帰するために用いた多項式の次数はすべての被験者で四次であった。

図4aに腱移動距離の被験者の平均を、図4bにaの曲線を微分して得られたモーメントアームと関節角度の関係を示した。標準偏差は5 deg ごとに表示してある。モーメントアームは膝関節屈曲角度42 deg で最大値46 mmであった。

各被験者の身長、大腿長、下腿長、最大モーメント

アームとそれが出現した関節角度を表1にまとめている。得られたモーメントアーム最大値と身長、大腿長、下腿長との関係をみたのが図5である。モーメントアームの最大値と形態との関係を見ると、下腿長との間にのみ有意な正の相関が認められた。身長、大腿長が大きいほどモーメントアームも長くなる傾向にあったが、筋の停止するセグメントの長さだけで有意な相関が認められたのは興味深い結果である。

先行研究で報告されている結果と本研究の結果を図6に比較した。Groodら⁶⁾は屍体でトルクと腱張力の関係

からモーメントアームを求め、Delpら²⁾は屍体ではあるが、腱移動法によりモーメントアームを求め、Marshallら⁷⁾はヒト生体でX線CT法を用いてモーメントアームを求めている。本研究で得られた曲線の形は屍体で得られたものに似ているが、モーメントアームが最大となる角度は生体で得られた結果と類似していた。屍体は固定処理などの影響によって、関節の構造や機能が生体とは異なる可能性がある。さらに、モーメントアームと下腿長との関係からもわかるように、モーメントアーム値

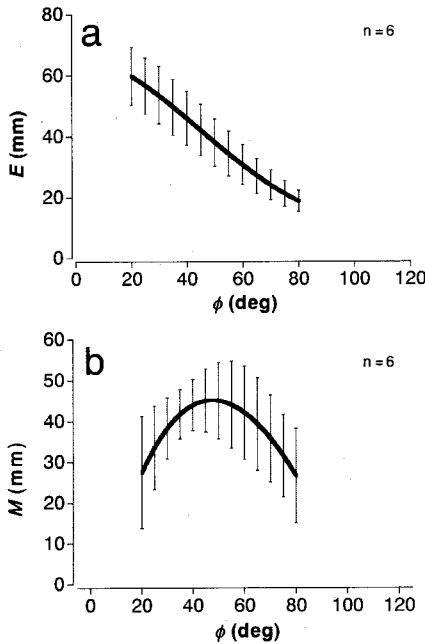


図4 腱移動距離(a)とモーメントアーム曲線(b) 標準偏差のバーを5°ごとに示した。

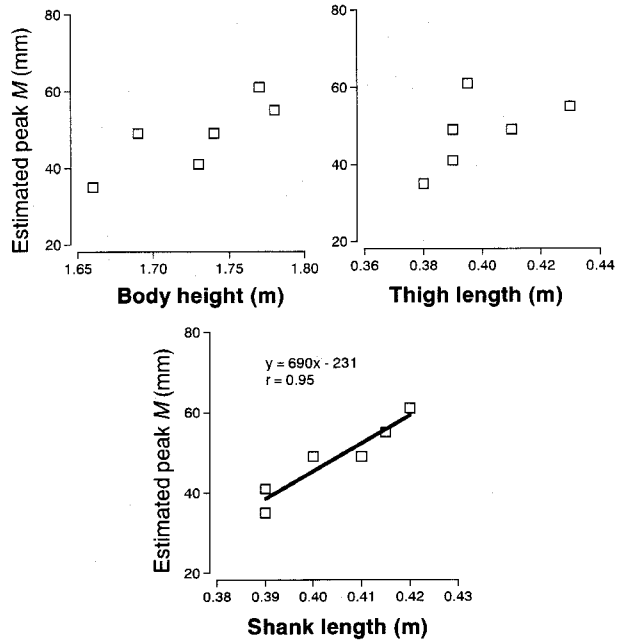


図5 ピークモーメントアーム値と形態的特徴との関係

表1 各被験者の身長、大腿長、下腿長、ピークモーメントアームとその出現角度

Subject	Height (m)	TH length (m)	SH length (m)	Peak M (mm)	ϕ (deg)
ITO	1.78	0.430	0.415	51	39
KUB	1.69	0.410	0.400	49	67
NGN	1.74	0.390	0.410	49	25
NGR	1.77	0.395	0.420	52	45
NEY	1.73	0.390	0.390	41	34
YAN	1.66	0.380	0.390	35	42
Mean	1.73	0.340	0.410	46	42
S.D.	0.05	0.018	0.012	7	7

TH length: thigh length, SH length: shank length, peak M: estimated peak moment arm, ϕ : angle at estimated peak moment arm

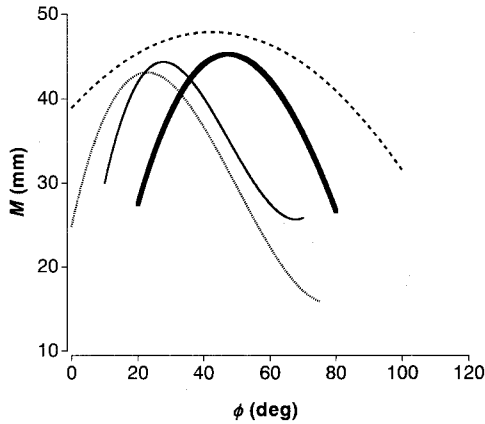


図6 本研究のモーメントアームと先行研究の比較
 ■■■■■: 本研究, ●●●●●: Groodら, - - - Marshallら, ——— Delpら

は個体差が大きく、個人を対象とした生理学的、バイオメカニクスの計算に屍体の値を用いることは不適切であろう。一方、MRI法やCT法は、生体で個人のデータが得られることが魅力であるが、関節中心や腱の牽引方向を画像から正確に求めることは難しい。

屍体で用いられている腱移動法や、腱張力-関節トルク関係から求める方法では、理論的には正しいモーメントアームを求めることができるといわれている⁸⁾。今回、我々が用いた手法は、ヒト生体で筋力発揮中のモーメントアームを求めるのに非常に有効な方法であると考えられる。

参考文献

- 1) An, K. N., Ueba, Y., Chao, Y., Cooney, W. P. and Linscheid, R. L.: Tendon excursion and moment arm of index finger muscles, *J. Biomech.*, **16**, 419-425 (1983).
- 2) Delp, S. L., Ringwelski, D. A. and Carrol, N. C.: Transfer of the rectus femoris: effects of transfer site on moment arms about the knee and hip, *J. Biomech.*, **27**, 1201-1211 (1994).
- 3) Ito, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., Fukashiro, S. and Fukunaga, T.: Nonisometric behavior of human muscle during isometric contraction, *J. Appl. Physiol.*, **85**, 1230-1235 (1998).
- 4) Ito, M., Akima, H. and Fukunaga T.: *In vivo* moment arm determination using B-mode ultrasonography, *J. Biomech.*, **33**, 215-218 (2000).
- 5) Fukunaga, T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y. and Fukashiro, S.: Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography, *J. Appl. Physiol.*, **81**, 1430-1433 (1996).
- 6) Grood, E. S., Suntay, W. J., Noyes, F. R. and Butler, D. L.: Biomechanics of the knee-extension exercise. *J. Bone Joint Surg.*, **66-A**, 725-734 (1984).
- 7) Marshall, R. N., Mazur, S. M. and Taylor, A. S.: Three-dimensional surfaces for human muscle kinetics, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **61**, 263-270 (1990).
- 8) Spoor, C. W. and van Leeuwen, J. L.: Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel, *J. Biomech.*, **25**, 201-206 (1992).