

6. Dumazedier, J. (1988) Révolution culturelle du temps libre: 1968-1988, Ed. Méridiens Klincksieck
7. Marinescu, Gh., M. Cordon, V. Bălan, L. Ticală (2008) Adaptarea la efort la vârsta adultă, în *Palestrica Mileniului III - civilizație și sport*, Septembrie 2008 Vol. IX, nr. 3 (33)
8. Mărginean, I. (2000) Proiectarea cercetării sociologice, Ed. Polirom, București
9. Mărginean, I. (2003) Calitatea vieții în România 1990-2003, în revista *Calitatea vieții*
10. Postolache, N. (2006) Olimpismul în istoria civilizației, Ed. Saeculum I. O., București
11. Raplay, M., Machin, D. (2007) *Quality of life: the assessment, analysis and interpretation of patient*, ediția a II-a, Wiley
12. Roman, M. (2006) Diferențe între genuri în alocarea timpului liber în România, în *JSRI*, nr. 14
13. Rontledge, K. P. (1987) *Sport, leisure and social relation*, London
14. Tudor, V. (2005) Sportul ca mijloc de educare a ființei umane, revista *Discobolul*, nr. 1, Ed. ANEFS, București
15. Veenhoven, R. (1990) *The happiness in the welfare-state*, Publisher: J. W. Goethe-Universitat
16. Veenhoven, R. (1993) *Happiness in nations: Subjective of life in 56 nations 1946-1992*, Erasmus University
17. Veenhoven, R., Ouweneel, P. (1995) *Livability of the welfare-state*, în *Social Indicators Research*, vol. 36

THE INFLUENCE FACTORS ON ATHLETE'S KNEE MUSCLES STRENGTH PART I - THEORETICAL CONSIDERATIONS

Claudiu MEREUȚĂ

Elena MEREUȚĂ

Gabriel TALAGHIR

“Dunărea de Jos” University of Galați

Key words: knee muscle, strength, biomechanics

Abstract

The paper presents the factors that have an important impact on the strength of an athlete knee muscle.

The paper solves a statically approach of the equilibrium of a leg, emphasizing the major influences of some variables, such as: body weight, angles of the leg with respect to earth, the length of a leg etc.

Equation 7 is the mathematical model of the way in which the angle Φ as a function of θ and other variables.

Further geometrical conditions will allow computing the force acting on quads and knee joint, as we see in part II.

Introduction

There are multiple muscles that contribute to a certain task of movement or posture. It is frequent, in biomechanics, to consider one muscle group for a certain action and to compute the force or moment that must be produced by this muscle, in order to carry out a motion or a posture. Most of times, despite the presence of a number of muscle groups contributing to the same movement, one single muscle is taking into account.

There are some major muscles that are considered biarticular muscles, meaning that they act on two joints. Hamstrings, a group of three muscles, constitute an important example for biarticular muscles.

The first step in analyzing the forces acting on a body segment consists of drawing a free-body diagram of the segments involved. The part of the body to be studied is considered distinct from the entire body. We can point out the acting on the part of the body and write down the equations of motion and the equilibrium equations, in order to gather data about on the muscle forces acting on the body part, revealing the influence factors.

The mechanical model for an athlete squats

In order to strengthen knee muscles, the athletes are performing squats. We consider the mechanical model as having static equilibrium, due to the fact that the motion is slow.

The mechanical model consist of a four bar linkage, shown in fig.1. shows the athlete during squatting. The bar representing the hip is connected to the rod representing the upper leg at the hip joint

The calf muscle is represented by a tension-carrying cord that connects the foot to the thigh. The patella joint is represented by a frictionless pulley mechanism, which in fact is the model for the quad muscle that connects the thigh and the leg.

The rotational joints at C, B and A are hinge joints. The objective is to determine the tension in hamstring, calf and quads as a function of different parameters, together with their influence on their magnitude.

We assume that the structure is symmetrical to the horizontal plane that intersects the knee joint.

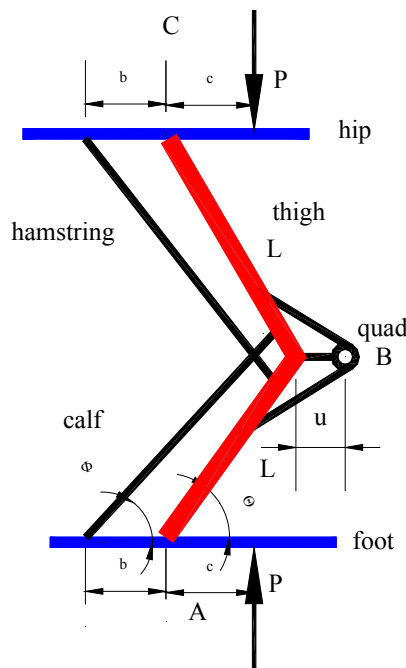


Fig.1 – The mechanical model

The force P is the force transmitted to each leg, which means it is equal to the weight of the upper body added with the weight used for the squat.

The following assumptions are made:

- we neglect the weight of the legs and feet;
- the entire weight is considered to be a single force P, acting at a certain distance C from the hip joint (fig.2).

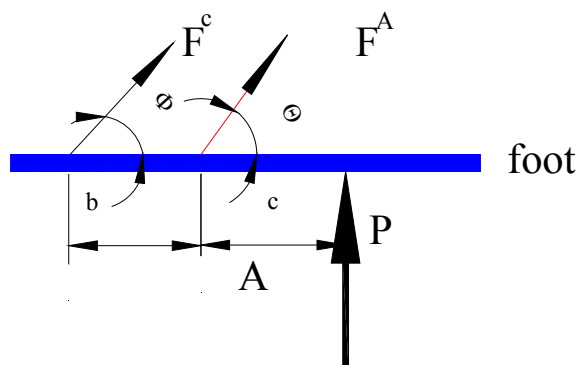


Fig.2 – The mechanical model of foot

The static equilibrium is described by: $M_A^P = M_A^{F^c}$ (1)

meaning that the moment created by force P about A is equal to the moment produced by the calf muscle at A.

Equation (1) can be written as follows:

$$-b \cdot F^c \cdot \sin \Phi + c \cdot P = 0 \Rightarrow F^c = \frac{c \cdot P}{b \cdot \sin \Phi} \quad (2)$$

Because of the assumption regarding the symmetry, the calf muscle will produce the same tension as the hamstrings (fig.3):

$$F^c = F^h \quad (3)$$

The moment of all external forces with respect to the knee joint is given by equation (4):

$$(c - L \cdot \cos \theta) \cdot P = 2 \cdot d^k \cdot F^h \cdot \sin \Phi - d^q \cdot F^q \quad (4)$$

where:

L is the length of the upper and lower leg;

$(c - L \cdot \cos \theta) \cdot P$ - is the moment of force P with respect to B;

$2 \cdot d^k \cdot F^h \cdot \sin \Phi$ - is the moment developed by the hamstring muscle and calf muscle with respect to the knee;

$d^q \cdot F^q$ - is the moment developed by the quad muscle;

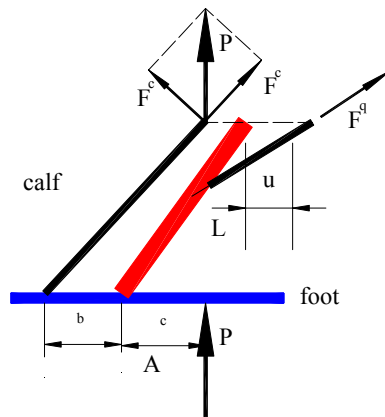


Fig.3 – The mechanical model of the feet and lower leg

Now we can express the moment arm as follows:

$$d^k = \left(b + L \cdot \cos \theta - \frac{L \sin \theta \cos \Phi}{\sin \Phi} \right) \quad (5)$$

We can determine the dependency of angles Φ and θ using the expression of the length of hamstrings, as follows:

$$\begin{cases} L^h \cdot \sin \Phi = (L + h) \cdot \sin \theta \\ L^h \cdot \cos \Phi = b + (L - h) \cdot \cos \theta \end{cases} \quad (6)$$

Dividing the first equation by the second, we eliminate the length L^h and we get:

$$\tan \Phi = \frac{(L+h) \cdot \sin \theta}{b+(L-h) \cdot \cos \theta} \quad (7)$$

which express the angle Φ as a function of θ and other variables. Thus, we can determine the moment arms of hamstrings about B and calves about A.

Conclusions

Equation 7 is the mathematical model of the way in which the angle Φ as a function of θ and other variables.

Further geometrical conditions will allow computing the force acting on quads and knee joint, as we see in part II.

FACTORII DE INFLUENȚĂ ASUPRA MUSCULATURII GENUNCHIULUI PARTEA I - CONSIDERAȚII TEORETICE

Claudiu MEREUȚĂ
Elena MEREUȚĂ
Gabriel TALAGHIR

Universitatea "Dunărea de Jos", Galați

Cuvinte cheie: musculatura genunchiului, biomecanica, forță musculară

Rezumat:

Lucrarea prezintă factorii cu influență semnificativă asupra dezvoltării musculaturii genunchiului.

Ea rezolvă abordarea statică a problemei, studiind echilibrul piciorului și evidențiind influențele notabile ale unor parametri, cum ar fi: greutatea corporală, unghiul pe care îl face piciorul cu solul, lungimea membrului inferior etc.

Ecuția (7) reprezintă modelul matematic al dependenței unghiului Φ de unghiul θ și de alte variabile.

Condiții geometrice suplimentare vor furniza mărimea forței care acționează asupra articulației genunchiului, așa după cum se va vedea în partea a II-a.

Introducere

Pentru a îndeplini o anumită sarcină de mișcare sau pentru a realiza o anumită poziție, sunt implicate foarte multe grupe musculare. În mod frecvent, în biomecanică se consideră o anumită grupă musculară ce realizează o mișcare și se determină forțele și momentele pe care această grupă le produce. De cele mai multe ori, în ciuda faptului că mai multe grupe de mușchi conlucrează pentru a obține o mișcare, doar o grupă este luată în considerație.

Câțiva mușchi sunt considerați biarticulari, adică au articulații la ambele capete. Spațiul popliteu poate fi considerat ca un locul în care se articulează trei mușchi.

Prima etapă în analiza forțelor ce acționează asupra unui segment al corpului constă în reprezentarea convențională a acestuia, cu încărcările corespunzătoare.

Se pot scrie ecuațiile de mișcare și ecuațiile de echilibru, cu scopul de a obține informații despre acțiunea mușchilor și de a evidenția factorii de influență.

Modelul mecanic al poziției stând cu genunchii îndoiți a unui atlet

Pentru a-și întări musculatura genunchiului, un atlet execută flexii. Se consideră modelul mecanic în echilibru static, ca urmare a faptului că mișcarea este lentă.

Modelul mecanic este similar unei structuri cu patru elemente, ca în figura 1. Bara ce reprezintă șoldul este articulată cu elementul ce reprezintă coapsa.

Mușchiul gambei este reprezentat printr-un fir tensionat care conectează talpa cu gamba. Articulația genunchiului este reprezentată printr-un scripete ideal (fără frecare), iar această schemă nu reprezintă altceva decât modelul pentru mușchiul cvadriceps care leagă coapsa și piciorul. Articulațiile din A, B și C sunt articulații simple.

Scopul acestui model este de a determina forțele din popliteu, din mușchii gambei și din cvadriceps ca funcții de diferiți parametri, împreună cu influențele acestora asupra mărimii forțelor.

Presupunem că structura este simetrică în raport cu planul horizontal ce intersectează articulația genunchiului.

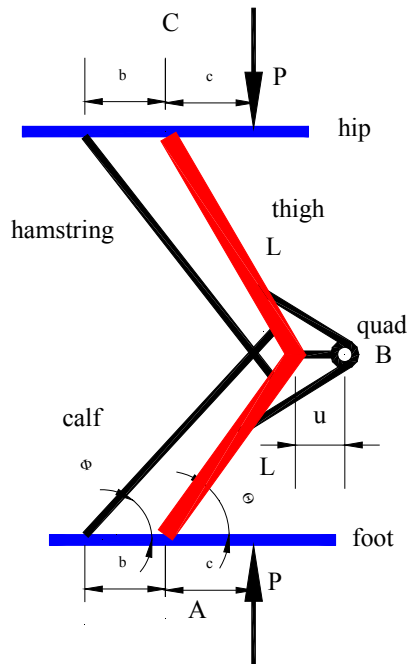


Fig.1 – Modelul mecanic

P este forța transmisă fiecărei picioare, în următoarele ipoteze:

- se neglijează greutatea picioarelor și a tălpii;
- întreaga greutate se aplică la distanța c față de șold (fig. 2).

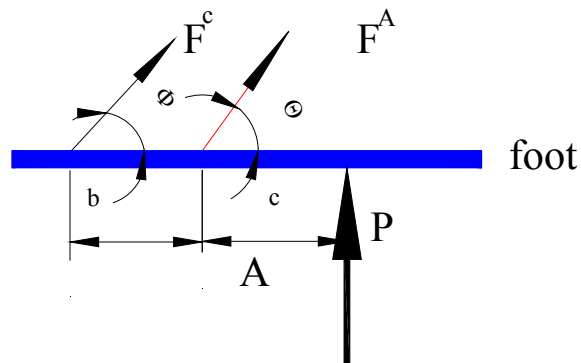


Fig.2 – Modelul mecanic al tălpii

Echilibrul static este descris de ecuația de momente:

$$M_A^P = M_A^{F^c} \quad (1)$$

adică momentul forței P față de punctul A este egal cu momentul produs de forța din gambă față de punctul A.

Ecuația (1) poate fi scrisă sub forma:

$$-b \cdot F^c \cdot \sin \Phi + c \cdot P = 0 \Rightarrow F^c = \frac{c \cdot P}{b \cdot \sin \Phi} \quad (2)$$

Din cauza simetriei se consideră că mușchiul gambei produce aceeași solicitare ca și mușchii din spațiul popliteu (fig.3):

$$F^c = F^H \quad (3)$$

Momentul tuturor forțelor externe față de articulația genunchiului este dat de ecuația (4):

$$(c - L \cdot \cos\theta) \cdot P = 2 \cdot d^k \cdot F^h \cdot \sin\Phi - d^q \cdot F^q \quad (4)$$

unde:

L - lungimea coapsei și a gambei;

$(c - L \cdot \cos\theta) \cdot P$ - este momentul forței P față de articulația din B;

$2 \cdot d^k \cdot F^h \cdot \sin\Phi$ - este momentul dezvoltat de mușchii din spațiul popliteu și de mușchiul gambei, față de articulația genunchiului;

$d^q \cdot F^q$ - este momentul dezvoltat de cvadricepsul femural.

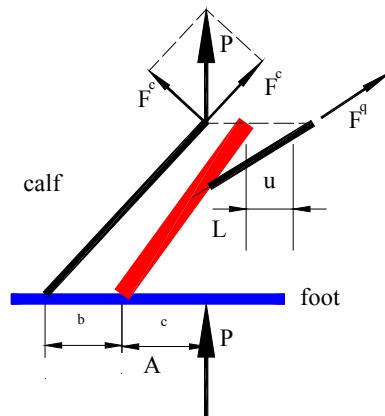


Fig.3 – Modelul mecanic al tării și gambei

Brațul forței se poate scrie:

$$d^k = \left(b + L \cdot \cos\theta - \frac{L \sin\theta \cos\Phi}{\sin\Phi} \right) \quad (5)$$

Se poate determina variația unghiurilor Φ și θ folosind expresia lungimii:

$$\begin{cases} L^h \cdot \sin\Phi = (L + h) \cdot \sin\theta \\ L^h \cdot \cos\Phi = b + (L - h) \cdot \cos\theta \end{cases} \quad (6)$$

Împărțind ecuațiile din sistemul (6) și eliminând lungimea L^h se obține:

$$\tan\Phi = \frac{(L + h) \cdot \sin\theta}{b + (L - h) \cdot \cos\theta} \quad (7)$$

care exprimă unghiul Φ ca funcție de θ și alte variabile.

Concluzii

Ecuația (7) reprezintă modelul matematic al dependenței unghiului Φ de unghiul θ și de alte variabile.

Condiții geometrice suplimentare vor furniza mărimea forței care acționează asupra articulației genunchiului, așa după cum se va vedea în partea a II-a.

Bibliografie:

1. Hamill, J., and Knutzen, K.M. 1995. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Baltimore: Williams & Wilkins.
2. Hay, J.G. 1993. *The Biomechanics of Sports Techniques*. Englewood Cliffs: Prentice- Hall.
3. Hole, J.W. 1990. *Human Anatomy and Physiology*. New York: William.
4. Johnson, A.T. 1991. *Biomechanics and Exercise Physiology*. New York: Wiley.
5. Kane, T.R. 1968. *Dynamics*. New York: Holt, Rinehart, Winston.
6. Kreighbaum, E., and Barthels, K.M. 1995. *Biomechanics: a Qualitative Approach for Studying Human Motion*. New York: Macmillan.
7. Winter, D.A. 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: Wiley.
8. Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V., and Chugunova, L. 1990. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemp. Problems Biomech.* X:272–291.
9. Bartlett, R.M. (1997) *Introduction to Sports Biomechanics*, E. & F.N. Spon, London, England.
10. Hanavan, E.P. (1964) *A mathematical model of the human body*. AMRL Technical Report, 64–102, Wright Peterson Air Force Base, Dayton, OH, USA.
11. Hatze, H. (1976) The complete optimisation of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 99–135.
12. Hubbard, M. and Trinkle, J.C. (1992) Clearing maximum height with constrained kinetic energy. *Journal of Applied Mechanics*, 179–184.
13. Hubbard, M., Hibbard, R.L., Yeadon, M.R. and Komor, A. (1989) A multisegment dynamic model of ski jumping. *International Journal of Sport Biomechanics*, 258–274.

THE INFLUENCE FACTORS ON ATHLETE'S KNEE MUSCLES STRENGTH PART II - NUMERICAL EXAMPLES

Claudiu MEREUȚĂ
Elena MEREUȚĂ
“Dunărea de Jos” University of Galați

Key words: knee muscle, strength, biomechanics

Abstract:

The paper presents the factors that have an important impact on the strength of an athlete knee muscle. The paper solves a statically approach of the equilibrium of a leg, emphasizing the major influences of some variables, such as: body weight, angles of the leg with respect to earth, the length of a leg etc.

The numerical results above indicate that quads need to produce much more tension than hamstrings and calves. Furthermore, the compressive force between the patella and the femur increases with increasing quads tension and increasing flexion of the knee. Repeated compressive force destroys the cartilage coating of the articulating bone surfaces, leading to frictional resistance to the sliding motion of the kneecap during knee flexion and extension.

Introduction

The first step in analyzing the forces acting on a body segment consists of drawing a free-body diagram of the segments involved. The part of the body to be studied is considered distinct from the entire body. We can point out the acting on the part of the body and write down the equations of motion and the equilibrium equations, in order to gather data about on the muscle forces acting on the body part, revealing the influence factors.

The geometrical conditions for the mechanical model proposed

In order to strengthen knee muscles, the athletes are performing squats. We consider the mechanical model as having static equilibrium, due to the fact that the motion is slow.

The equation (1) expresses the angle Φ as a function of θ and other variables. Thus, we can determine the moment arms of hamstrings about B and calves about A.