

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.

$$\tan \Phi = \frac{(L+h) \cdot \sin \theta}{b+(L-h) \cdot \cos \theta} \quad (1)$$

The next step consists of determining the moment arm of the quad muscle group. The geometry to be taking into account is shown in fig.1.

We assume that the quads originate and insert at a distance of $L/3$ from the center of rotation of the knee and that the patella keeps the quads at a distance u away from the joint.

We use the law of cosines successively to determine the moment arm d^q :

Thus, for the triangle having $s, \frac{L}{3}, u$ as sides, the generalized cosine theorem can be written as follows:

$$s^2 = \left(\frac{L}{3}\right)^2 + u^2 - 2 \cdot \frac{L}{3} \cdot u \cdot \cos(\pi - \theta) \quad (2)$$

or:

$$\left(\frac{L}{3}\right)^2 = s^2 + u^2 - 2 \cdot s \cdot u \cdot \cos \alpha \quad (3)$$

$$d^q = u \cdot \sin \alpha \quad (4)$$

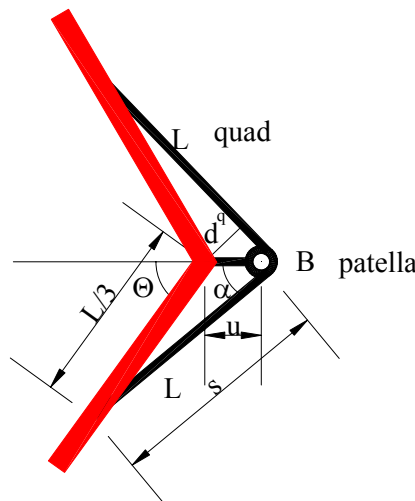


Fig.1 – The geometrical constrains

The compressive force acting on the quads and the knee joint can be found by considering the static equilibrium, meaning that the patellofemural compressive force is giving by equation (5):

$$F^P = 2 \cdot F^q \cdot \cos \alpha \quad (5)$$

Numerical examples and factors of influence

In order to reveal the influence factors, we consider two groups, girls and boys, consisting of three athletes for each group.

We assume certain parameters and we determine their influence on that compressive force.

Input data	Boys group		
L [cm]	38	40	42
H [cm]	8	10	12
U [cm]	4.5	5	5.5
c [cm]	12	14	16

Input data	Girls group		
L [cm]	34	36	37
H [cm]	7	8	9
U [cm]	4	4.5	5
c [cm]	10	11	12

The influence of angle Φ on the variation of the tension in calf muscle, which is equal to the tension in the hamstrings, reveals that the tension is decreasing with respect to the variation of the considered angle, for the boys (fig.2) and girls (fig.3). The decreasing is bigger for the boys' group.

As for the influence of angle θ upon the angle Φ , we can observe that the last one is increasing as the first one increase (fig. 4 and fig. 5). A much more influence is revealed for the boys group.

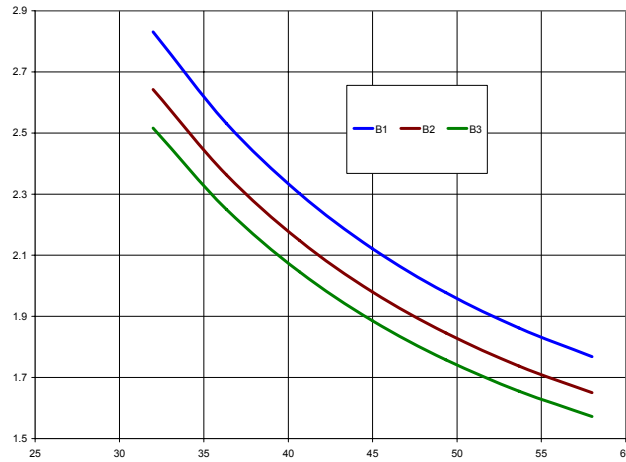


Fig. 2 – Dependency of tension with respect to angle Φ - for boys' group

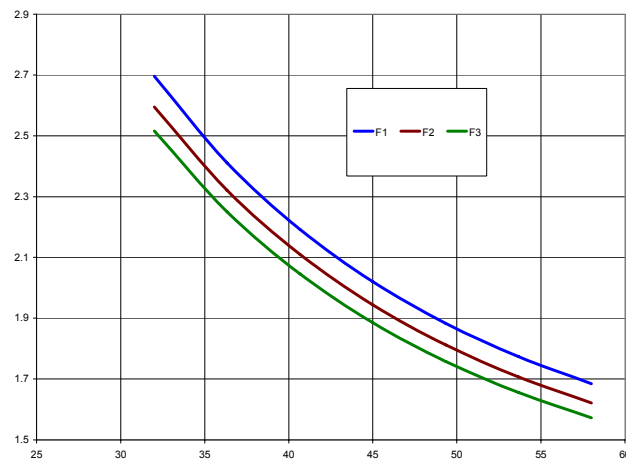


Fig. 3 – Dependency of tension with respect to angle Φ - for girls' group

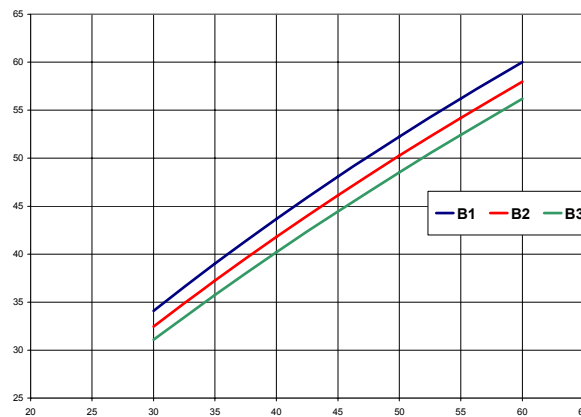


Fig.4 - Dependency of angle Φ with respect to angle θ - for boys' group

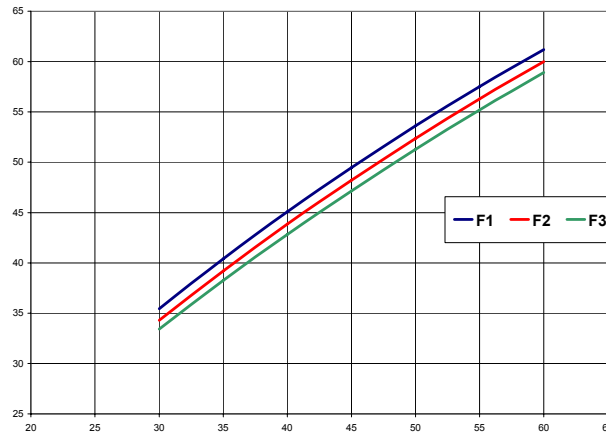


Fig. 5 - Dependency of angle Φ with respect to angle θ - for girls' group

Conclusions

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.

FACTORII DE INFLUENȚĂ ASUPRA MUSCULATURII GENUNCHIULUI PARTEA A II- A - EXEMPLE NUMERICE

Claudiu MEREUȚĂ
Elena MEREUȚĂ

Universitatea "Dunărea de Jos", Galați

Cuvinte cheie: musculatura genunchiului, biomecanica, forță musculară

Rezumat:

Lucrarea prezintă factorii cu influență semnificativă asupra dezvoltării musculaturii genunchiului. Lucrarea rezolvă abordarea statică a problemei, studiind echilibrul piciorului și evidențiind influențele notabile ale unor parametrii, cum ar fi: greutatea corporală, unghiul pe care îl face piciorul cu solul, lungimea membrului inferior etc.

Rezultatele numerice de mai sus, indică faptul ca cvadricepsul trebuie să producă mai multă forță decât forța din tendonul popliteu sau mușchiul gambei. Mai mult, forța de compresiune crește cu creșterea tensiunii din cvadriceps și cu creșterea flexiei genunchiului.

Forțele de compresiune repetitive pot distruge cartilajul din zona de articulare a oaselor, determinând apariția frecării în timpul mișcării de translație a rotulei, la flexia și extensia genunchiului.

Introducere

Prima etapă în analizarea 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.

Condițiile geometrice pentru modelul mecanic propus

Pentru a întări musculatură genunchiului, sportivii execută flexii. Datorită faptului că mișcarea este lentă, modelul matematic se află în echilibru static.

Ecuația (1) exprimă dependența unghiului Φ de unghiul θ și de alte variabile. Se poate determina astfel momentul mușchilor din spațiul popliteu față de B precum și momentul mușchilor gambei față de punctul A.

$$\tan \Phi = \frac{(L+h) \cdot \sin \theta}{b+(L-h) \cdot \cos \theta} \quad (1)$$

Următorul pas constă în determinarea brațului mușchiului cvadriceps. Geometria este prezentată în figura 1.

Presupunem că inserția mușchiului cvadriceps se face la distanța $\frac{L}{3}$ față de centrul de rotație a genunchiului, iar rotula menține menține distanța u față de articulația genunghiului a acestui mușchi. Utilizând succesiv teorema cosinusului, se poate determina brațul forței d^q .

Astfel, pentru triunghiul de laturi $s, \frac{L}{3}, u$, torema cosinusului se poate scrie:

$$s^2 = \left(\frac{L}{3}\right)^2 + u^2 - 2 \cdot \frac{L}{3} \cdot u \cdot \cos(\pi - \theta) \quad (2)$$

sau:

$$\left(\frac{L}{3}\right)^2 = s^2 + u^2 - 2 \cdot s \cdot u \cdot \cos \alpha \quad (3)$$

$$d^q = u \cdot \sin \alpha \quad (4)$$

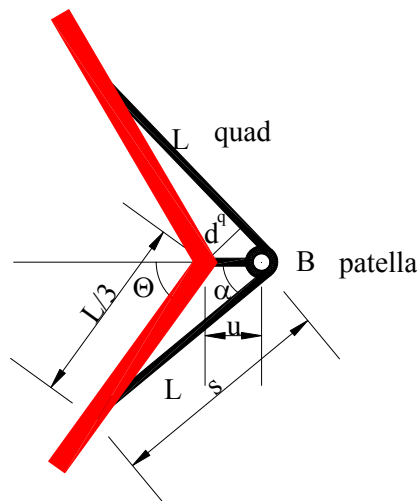


Fig.1 – Condițiile geometrice

Forța de compresiune ce acționează asupra mușchiului cvadriceps și asupra articulației genunchiului, pot fi determinate pornind de la echilibrul static, adică forța F^p este dată de ecuația (5):

$$F^p = 2 \cdot F^q \cdot \cos \alpha \quad (5)$$

Exemple numerice și factori de influență

Pentru a evidenția factorii de influență, s-au considerat două grupuri de atleți, trei fete și trei băieți.

Alegând anumiți parametri, caracteristici celor două grupuri, se pot determina influențele acestora asupra forțelor de compresiune.

Input data	Boys group		
L [cm]	38	40	42
H [cm]	8	10	12
U [cm]	4.5	5	5.5
c [cm]	12	14	16

Input data	Girls group		
L [cm]	34	36	37
H [cm]	7	8	9
U [cm]	4	4.5	5
c [cm]	10	11	12

Influența unghiului Φ asupra variației solicitării din mușchiul gambei, care este egală cu solicitarea mușchilor din spațiul popliteu, arată faptul că solicitarea descrește cu descreșterea unghiului considerat, pentru grupa de băieți (fig.2) și pentru grupa de fete (fig.3). descreșterea este mai mare pentru grupa băieților.

În ceea ce privește influența unghiului θ asupra unghiului Φ , se observă că cel din urmă crește o dată cu creșterea celui dintâi (fig. 4 și fig. 5). O influență mai mare se constată asupra grupei de băieți.

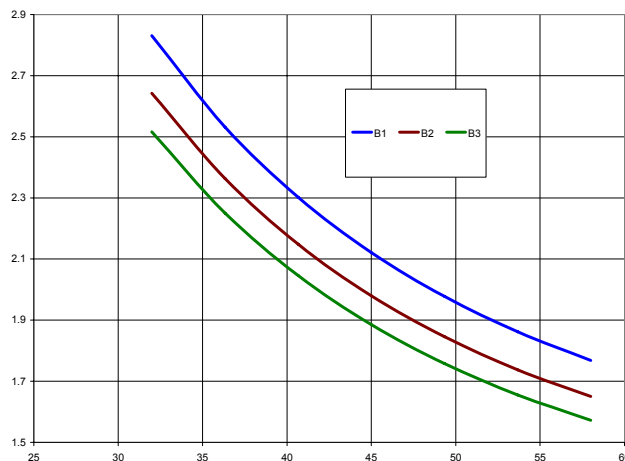


Fig. 2 – Variația solicitării în raport cu unghiul Φ - grupa băieților

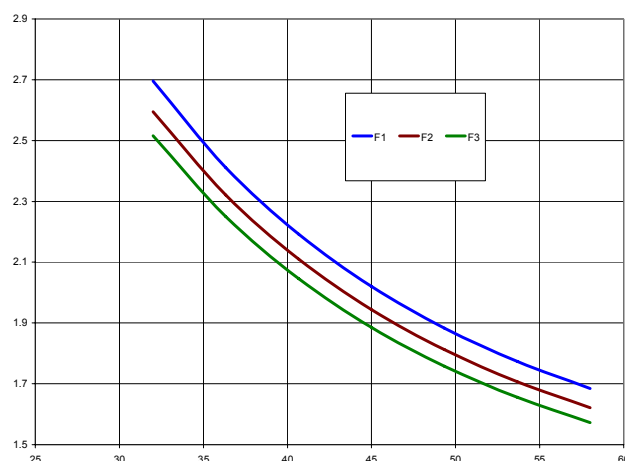


Fig. 3 – Variația solicitării în raport cu unghiul Φ - grupa fetelor

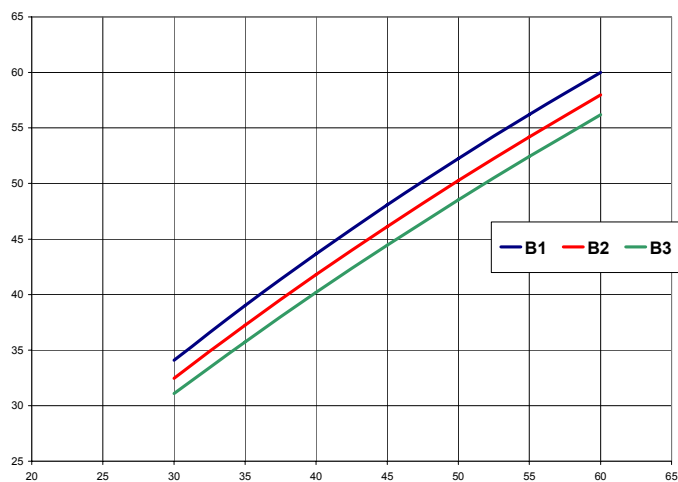


Fig.4 – Variația unghiului Φ în raport cu unghiul θ - grupa băieților

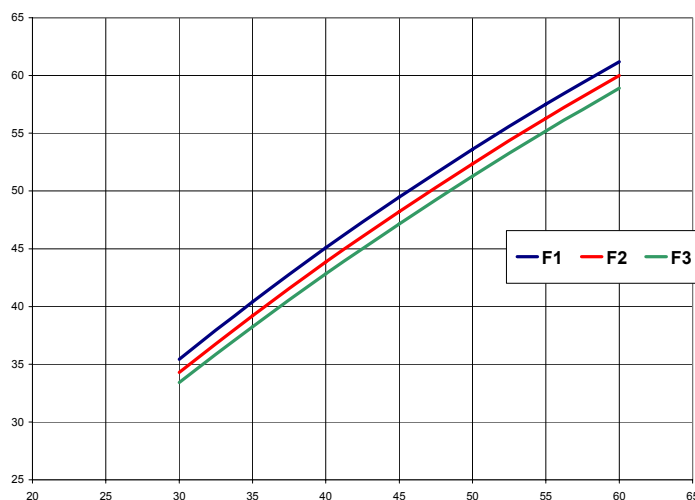


Fig. 5 - Variația unghiului Φ în raport cu unghiul θ - grupa fetelor

Concluzii

Rezultatele numerice de mai sus, indică faptul ca cvadricepsul trebuie să producă mai multă forță decât forța din tendonul popliteu sau mușchiul gambei. Mai mult, forța de compresiune crește cu creșterea tensiunii din cvadriceps și cu creșterea flexiei genunchiului.

Forțele de compresiune repetitive pot distruge cartilajul din zona de articulare a oaselor, determinând apariția frecării în timpul mișcării de translație a rotulei, la flexia și extensia genunchiului.

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. Bartlett, R.M. (1997) *Introduction to Sports Biomechanics*, E. & F.N. Spon, London, England.
9. Hanavan, E.P. (1964) *A mathematical model of the human body*. AMRL Technical Report, 64–102, Wright Peterson Air Force Base, Dayton, OH, USA.
10. Hatze, H. (1976) The complete optimisation of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 99–135.
11. Hubbard, M. and Trinkle, J.C. (1992) Clearing maximum height with constrained kinetic energy. *Journal of Applied Mechanics*, 179–184.
12. 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.