

PAPER DETAILS

TITLE: DIRSEK FLEKSIYON HAREKETİNDE KASLARIN MOMENT TASIMA
KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ

AUTHORS: Mehmet PARLAK,İbrahim UZMAY

PAGES: 924-932

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/907284>

DİRSEK FLEKSİYON HAREKETİNDE KASLARIN MOMENT TAŞIMA KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ

¹Mehmet PARLAK^{ID}, ²İbrahim UZMAY^{ID}

¹Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü,
Nevşehir, TÜRKİYE

²Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Kayseri, TÜRKİYE

¹mehmetparlak@nevsehir.edu.tr, ²iuzmay@erciyes.edu.tr

(Geliş/Received: 24.09.2019; Kabul/Accepted in Revised Form: 01.11.2019)

ÖZ: Kas kuvvetlerinin belirlenmesi kemiklere ve eklemlere etkiyen yükleri analiz etmenin yanı sıra sinir sisteminin anlaşılması açısından da önemli bir bakış açısı kazandırır. Kas kuvvetlerini insan vücuduna hasar vermeden, doğrudan ölçmek mümkün olmadığı için bu kuvvetleri elde etmede biyomekanik modellere ihtiyaç duyulmaktadır. Dirsek günlük hayatta en sık kullanılan eklemlerin başında geldiği için bununla ilgili kas kuvvetlerini ve reaksiyon kuvvetlerini bulmak da biyomekanik çalışmalar için önem arz etmektedir. Bu çalışmada 120° lik bükülme (flexion) hareketi boyunca belirli bir yükü taşımak için gerekli kas aktivasyonları ve kasların moment taşıma paylaşımları belirlenmiştir. Bunun için bükme (flexor) kas grubunda olan biceps brachii, brachialis ve brachioradialis kasları dikkate alınmıştır. Dirsek eklemi tek serbestlik dereceli olarak modellenmiştir. Böylece model tek serbestlik derecesine sahiptir ve üç adet tahrik elemanı mevcut olduğundan problem belirsizdir. Bu problemi çözmek için optimizasyon metodu kullanılmıştır. Optimizasyon hedef fonksiyonu olarak kasların aktivasyon derecelerinin kareleri dikkate alınmıştır. Sonuç olarak kasların momenti paylaşırken her andaki moment kollarının, aktivasyon derecelerinin ve maksimum kuvvet taşıma kapasitelerinin belirleyici olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Fleksiyon, Kas aktivasyonu, Dirsek, Optimizasyon

Investigation of Moment Carrying Characteristics of Muscles in Elbow Flexion Movement

ABSTRACT: Determining of muscle forces bring great insight into understanding central nervous system as well as analyzing loads acting on the bones and the joints. Due to difficulties on measurement of muscle forces without invasive techniques, it is necessary to develop biomechanical models to predict the muscle forces. The elbow joint is frequently used in daily life. Therefore predicting the muscle forces and the reaction forces that are related to elbow joints are very important issues. In this study the muscle forces and the joint reaction forces have been predicted to carry the load for flexion movement during 120°. Three flexor muscles named biceps brachii, brachialis and brachioradialis have been considered to carry the load. The elbow joint has been modelled as one degree of freedom system. Because the model has one degree of freedom and it includes three muscles as actuator, the problem is an indeterminate type. To solve this problem, an optimization method has been used and the results have been presented.

Key Words: Flexion, Muscle activation, Elbow, Optimization

GİRİŞ (INTRODUCTION)

İnsanın herhangi bir hareketi boyunca bu hareketle ilişkili kasların aktivasyon dereceleri ile ilgili bilgi sahibi olmak merkezi sinir sistemi ve dokular hakkında önemli bakış açıları sağlayabilir. Bunun yanında protez tasarımı, farklı spor aktiviteleri boyunca bağların zarara uğrama riskini değerlendirme konularında da büyük bir öneme sahiptir. Kas kuvveti gibi iç kuvvetlerin doğrudan ölçülmesi uygun olmadığı için kas-iskelet sistemini modellemeye bağlı olarak geliştirilen invazif olmayan metotlar geliştirilmiştir (Yamaguchi, 2001; Robertson ve diğ., 2004; Winter, 2005).

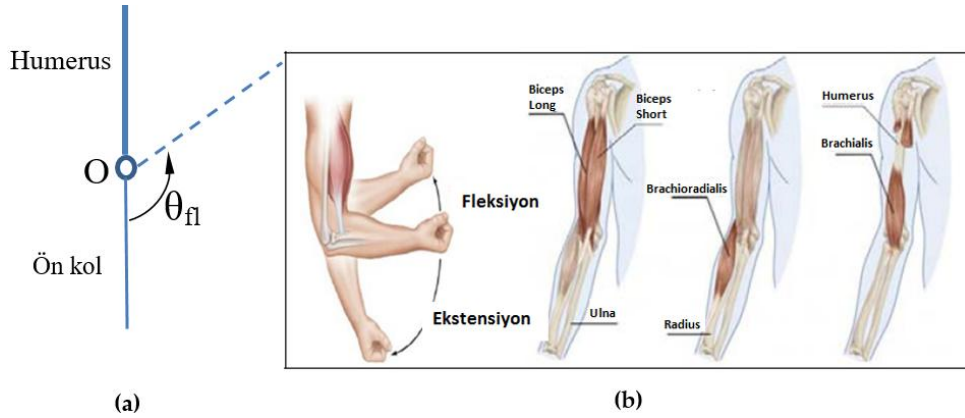
Ters dinamik yöntemleri istenilen hareketi gerçekleştirebilmek için gerekli torku hesaplamak için kas-iskelet sistemlerinde çoğunlukla kullanılmaktadır. Eklem etrafındaki torkun bulunması bize çok genel bir veri verdiği için bu torkun üretilmesinde hangi kasa ne kadar pay düştüğünü bilmek gerekmektedir. Bu moment paylaşımı da statik optimizasyon metodu kullanılarak bulunmaktadır (Tsirakos, 1997; Silva, 2004; Erdemir ve diğ., 2007; Ackermann, 2008).

Ters dinamik temelli statik optimizasyon metoduyla kas aktivasyonu tahmini çeşitli konulara duyarlıdır (Erdemir ve diğ., 2007). Bu konularla ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur. Kas aktivasyonunu ve dolayısıyla kas kuvvetini etkileyen bu konulardan başlıcaları; insan modellerinde kullanılan antropometrik parametreler, kasın başlangıç ve sonlanış noktalarının dikkatli bir şekilde belirlenmesi (Raikova, 2001; Strobach ve diğ., 2007), iskelet sisteminin konumuna göre kas doğrultusu (Raikova, 2001; Zajac, 1990; Raikova, 1996) ki bu konu kas moment kollarını da etkilemektedir. Kas kuvveti kestirimi aynı zamanda kas dayanımına ve kasın fizyolojik kesit alanına da son derece duyarlıdır (Brand, 1986). Ayrıca bu çalışmada dikkate alınmamakla beraber kas-tendon dinamiği modelleri de sisteme katıldığında, sonuçları dikkate değer şekilde etkilemektedir (Brand, 1986; Venture, 2006; Winters, 1987; Redl, 2007). Modellemede bu konular üzerine dikkatli bir şekilde eğilmekle kas kuvvetleri daha hassas şekilde tahmin edilebilir.

Bu çalışmada, insan dirseğinin 120° lik flexion hareketi boyunca ilgili kasların moment taşıma potansiyelleri belirlenmeye çalışılmıştır. Dirsek eklemi döner mafsalsal olarak modellenmiş olup tek serbestlik derecesine sahiptir. Buna rağmen sistemde 3 adet kas yani tahrik elemanı mevcuttur. Bu yüzden problem belirsiz hale gelmektedir. Bu durumda kas kuvvetleri için sonsuz sayıda çözüm mevcuttur. Bu sonsuz sayıdaki çözümü tek çözüme indirgemek için optimizasyon yöntemi kullanılmış ve bu sayede kasların momenti ne derecede paylaştığı belirlenmiştir.

BİYOMEKANİK MODELİN OLUŞTURULMASI (CREATING OF BIOMECHANICAL MODEL)

Hesaplamaları gerçekleştirebilmek için sisteme ait fiziksel ve matematiksel modellerin oluşturulması gerekmektedir. Fiziksel modeli oluşturabilmek için öncelikle biyolojik sistemin yapısını ortaya koymak gerekmektedir. Buna göre; Dirsek, üst kolda humerus adı verilen kol kemiği ile ön kolda radius ve ulna isimli kemikler arasında menteşe biçimli bir eklemdir. Kemiklerin dizilimi ve ilişkileri menteşe hareketine ek olarak az miktarda dönme hareketine de izin verir. Bu dönme hareketi dirsek fonksiyonu için önemli bir hareket olmasına rağmen bükülme hareketi için ihmal edilebilecek seviyede olduğundan dirsek eklemi çalışmada döner mafsalsal olarak tanımlanmıştır.

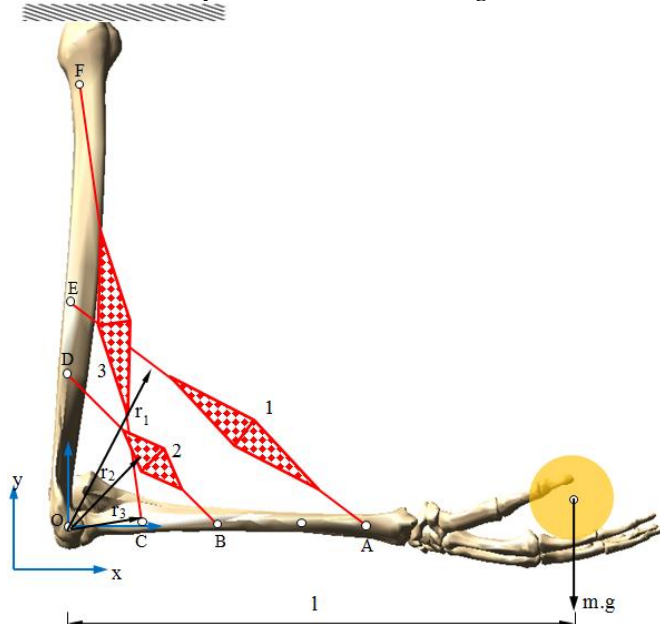


Şekil 1. Dirsek hareketi ve ilgili kaslar

Figure 1. Elbow movement and related muscles

Çalışmada, ön kol ve üst kol (humerus) arasındaki açıyı azaltarak bükme (flexion) hareketini (Şekil 1-a) gerçekleştiren biceps brachii, brachialis ve brachioradialis kasları 120° lik bükülme hareketi için modellenmişlerdir. İlgili kaslar ve modellenen kemikler Şekil 1-b’de gösterilmiştir.

Kas kuvvetlerinin doğrultusunun modellenmesi için ise iki farklı yöntem bulunmaktadır. Bunlar düz çizgi (straight-line) metodu ve merkez çizgisi (centroid-line) metotlarıdır. Çalışmada da kullanılan düz çizgi metodunda, kas kuvvetinin doğrultusu, tendonlar bağlantı noktalarını bağlayacak şekilde (kas ve tendon beraber) düz bir çizgiyle gösterilebilir (Jensen, 1975). Bu metot uygulanma açısından basit olmasına rağmen, kas bir kemiği sarmalıyor veya başka bir kasla birbirine dolaşık vaziyetteyse anlamlı sonuçlar üretmeyebilmektedir. Diğer metot olan merkez çizgisi metodunda (centroid line method) ise kas kuvvetinin doğrultusu, kasın kesit alanına ait merkezin konumu boyunca geçen bir çizgi ile temsil edilmektedir (Jensen, 1975). Bu yolla kuvvetin tesir doğrultusu daha kesin belirlenmesine rağmen, bu metodu uygulamak, uzvun tek bir pozisyonu için bile bu merkezin konumunu elde etmek zor ve uzvun bir pozisyonundan diğerine geçerken bu tesir doğrultusunun nasıl değişeceğini bilmek pratik olarak imkânsız olduğundan zor olabilmektedir. Yukarıda bahsedilen şartlara göre oluşturulan fiziksel model Şekil 2’de görülmektedir. Kaslara ait başlangıç (origin) ve sonlanış (insertion) noktalarının ön kolun 90° lik konumuna göre koordinatları ve kas dayanım kuvvetleri Çizelge 1’de verilmiştir.



Şekil 2. Dirsek mekanizması fiziksel modeli

Figure 2. Physical model of elbow mechanism

Çizelge 2. Kas başlangıç ve sonlanış nokta koordinatları ve dayanım kuvvetleri (Dubowsky, 2008).*Table 2. Coordinates of origin-insertion points and strength of muscles (Dubowsky, 2008)*

	Kas	Başlangıç Noktası (cm)	Bitiş Noktası (cm)	Dayanım Kuvveti (N)
1	Brachioradialis	E(0,15)	A(20,0)	1000
2	Brachialis	D(0,10)	B(10,0)	1450
3	Biceps brachii	F(0,30)	C(5,0)	1350

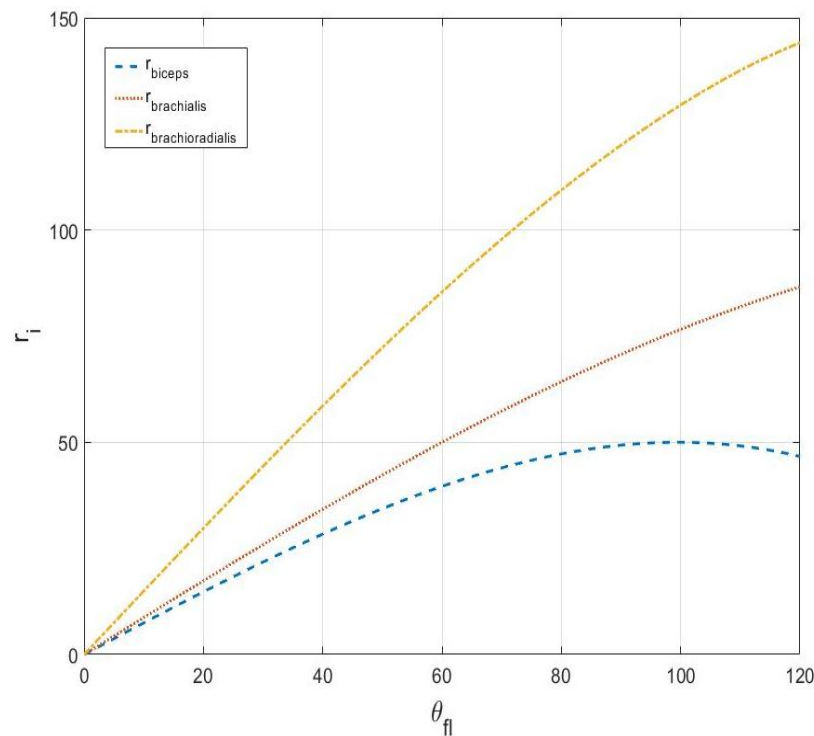
Matematiksel modele geçecek olunursa; sistemde el tarafından tutulan kütleli kaldırma için üç adet kas görev yapacaktır. Statik denge şartına göre bu kuvvetlerin dirsek ekleme merkezi etrafındaki moment toplamalarının 0 olması gerekmektedir. Buna göre;

$$m \cdot g \cdot l \cdot \sin(\theta_{fl}) = r_1 \cdot F_1 + r_2 \cdot F_2 + r_3 \cdot F_3 \quad (1)$$

olmalıdır.

F_1 , F_2 , F_3 sırasıyla brachioradialis, brachialis ve biceps brachii kas kuvvetlerini temsil ederken r sembolleri de ilgili kasların moment kollarını göstermektedir.

Moment kollarının hareket boyunca değişimi Şekil 3'te verilmiştir.

**Şekil 3.** Kas moment kollarının hareket süresince değişimi*Figure 3. Muscle moment arms during the movement*

Burada l uzunluğu 45 cm, m kütlesi 10 kg'dır. Görülmektedir ki üç bilinmeyene karşılık elimizde tek denklem mevcuttur. Bu belirsiz bir problemdir ve sonsuz çözüme sahiptir. Bu sonsuz adet çözümü tek çözüme indirmek için optimizasyon yöntemi kullanılmalıdır.

OPTİMİZASYON VE SONUÇLARI (OPTIMIZATION AND RESULTS)

Bu problemi optimizasyon yöntemi ile çözmek için minimize edilmesi gereken ve çeşitli kısıtlamalar getiren bir hedef fonksiyonu gereklidir. Literatürde birçok hedef fonksiyonu kullanılmaktadır ve en

uygun fonksiyonu seçmek muhtemel duruma bağlıdır. Örneğin, bir engele çarpmadan hızlı hareket gerektiren bir hareketle, kesin ve yumuşak bir hareketin gerektireceği hedef fonksiyonları birbirinden farklı olacaktır.

Birçok yaygın hedef fonksiyonu kas aktivasyonunu kullanmaktadır. Kas aktivasyonu 0 ile 1 arasında değişen bir değerdir. 0 olması kasın pasif olduğunu gösterirken 1 olması ise tamamen aktif olduğunu göstermektedir (Abdel-Malek, 2006).

Kas kuvveti $F=a.N_i$ ile tanımlanmaktadır. Burada a kasın aktivasyonunu N_i ise Tablo 1’de verilen kas dayanımını temsil etmektedir. Bu haliyle O etrafındaki moment ifadesi aşağıdaki şekilde yeniden düzenlenebilir.

$$m \cdot g \cdot l \cdot \sin(\theta_{fl}) = r_1 \cdot a_1 \cdot N_1 + r_2 \cdot a_2 \cdot N_2 + r_3 \cdot a_3 \cdot N_3 \quad (2)$$

Bu problem aşağıdaki optimizasyon formülasyonu kullanılarak çözülebilir.

Bul: a_1, a_2, a_3

Minimize et:

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 \quad (3)$$

Bağlı fonk.

$$T = \sum_{i=1}^n r_i(a_i N_i) \quad (4)$$

$$0 \leq a_i \leq 1$$

n burada kas sayısını göstermektedir. Bağlı fonksiyonları, farklı eklemleri içeren farklı moment denklemleri de ekleyerek uzatabiliriz. Bu çalışmada sadece dirsek eklemi dikkate alındığından tek moment denklemi yeterlidir. Denklemleri probleme özel hale getirirsek;

Bul: a_1, a_2, a_3

Minimize et:

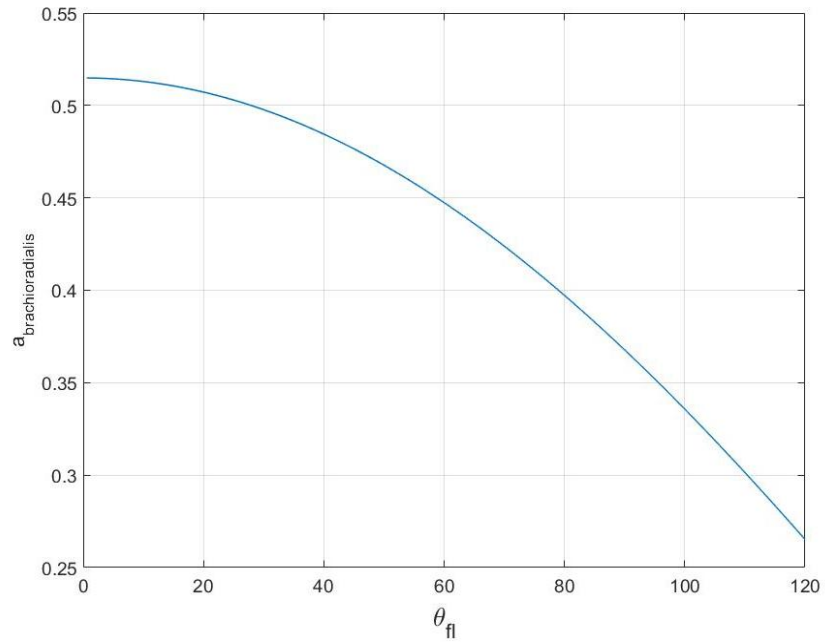
$$J = \sum_{i=1}^3 a_i^2 \quad (5)$$

Bağlı fonk.

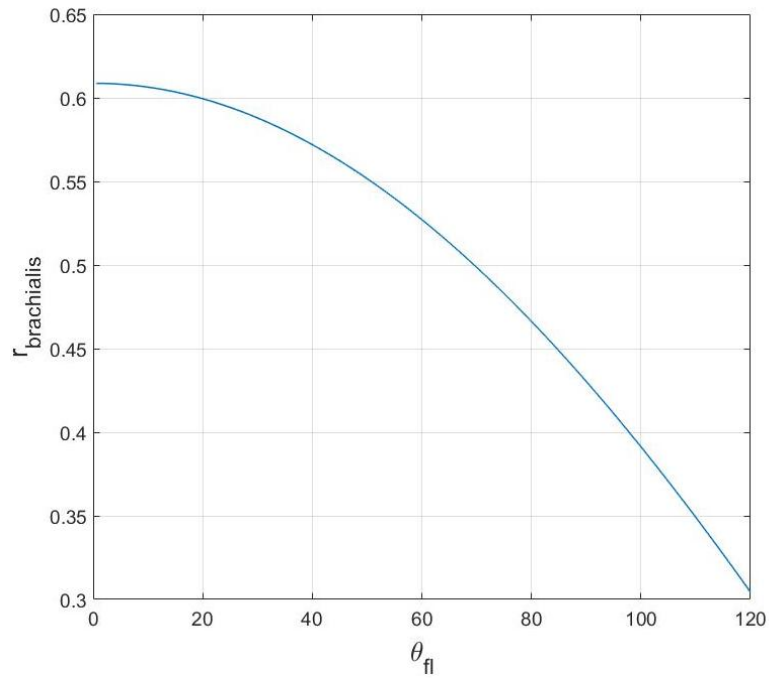
$$r_1 a_1 N_1 + r_2 a_2 N_2 + r_3 a_3 N_3 = mgl \quad (6)$$

$$0 \leq a_i \leq 1$$

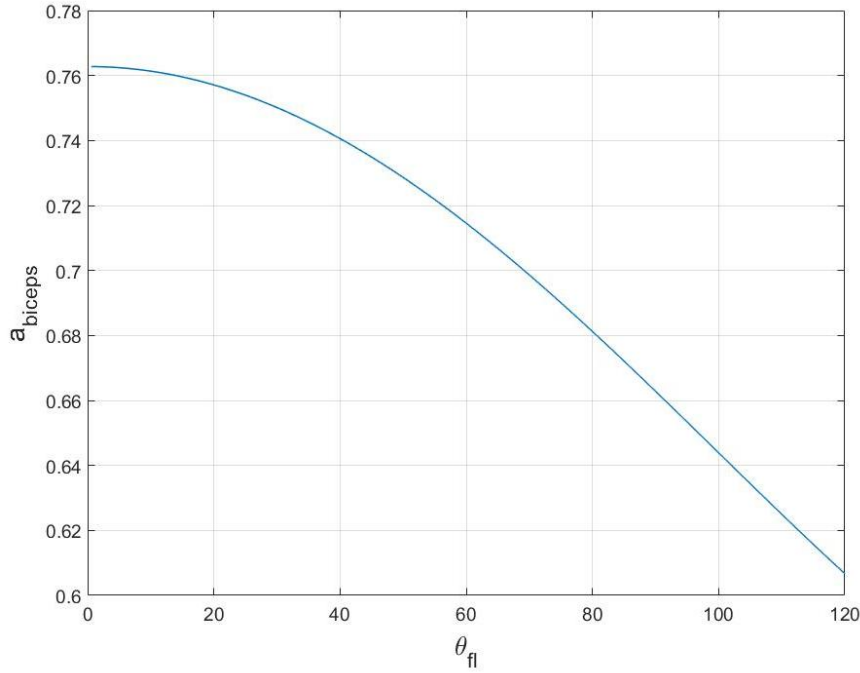
Bu optimizasyon problemi çözülerek kasların aktivasyon dereceleri Şekil 4, 5 ve 6’daki gibi elde edilir.



Şekil 4. Brachioradialis kasının hareket süresince aktivasyon değişimi
Figure 4. Brachioradialis muscle activation during the movement



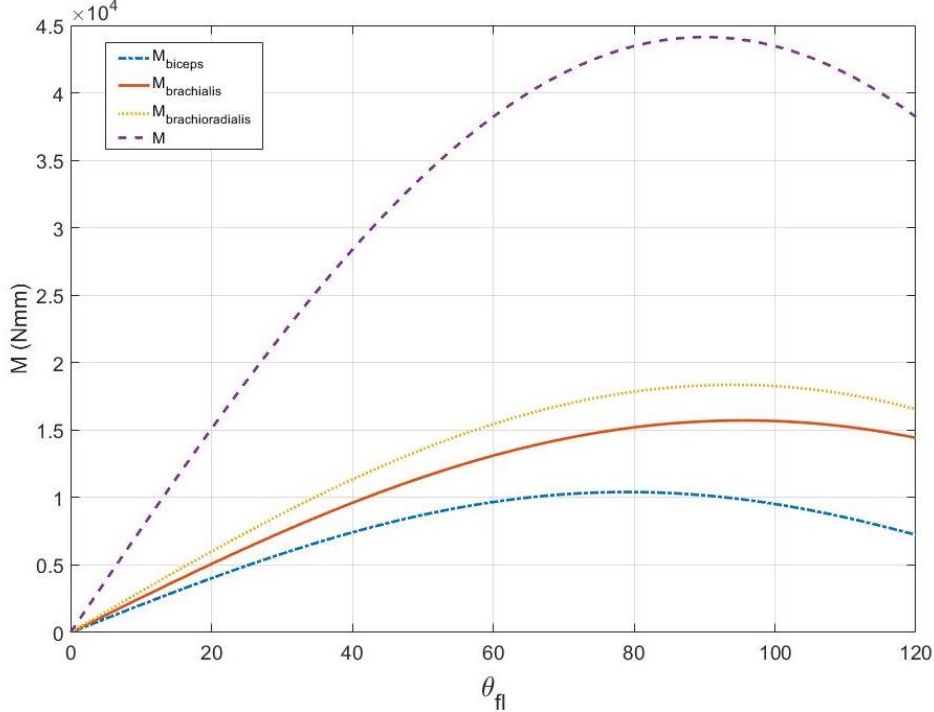
Şekil 5. Brachialis kasının hareket süresince aktivasyon değişimi
Figure 5. Brachialis muscle activation during the movement



Şekil 6. Biceps brachii kasının hareket süresince aktivasyon değişimi

Figure 6. Biceps brachii muscle activation during the movement

Grafikler incelendiğinde kas aktivasyonlarının 1 den küçük olduğu görülebilir. Bu aktivasyon derecelerine göre kasların moment taşıma grafiklerini elde edebiliriz (Şekil 7).



Şekil 7. Kasların hareket süresince moment taşıma eğrisi

Figure 7. Muscle moment curve during the movement

SONUÇLAR (RESULTS)

İnsan hareketinin ve kas fonksiyonlarının anlaşılabilmesi için biyomekanik modeller büyük önem arz etmektedir. Bu çalışmada kas aktivasyonunun ve kasların moment paylaşımını nasıl yaptıkları

incelenmiştir. Şekil 4-7 bununla ilgili bize bazı bilgiler vermektedir. Şekil 4-6 kasların aktivasyon derecelerini göstermektedir. Şekil 7’de dikkat edilirse moment değeri 90° ye kadar artış göstermesine rağmen kas aktivasyonları düşüş eğilimindedir. Şekil 3’te ise bütün kaslar için, hareket boyunca artma eğilimi gösteren moment kollarının değişimi görülmektedir. Bu grafiklerden anlaşılacağı üzere $T=Fi \cdot ri$ ifadesine uygun bir şekilde kasın moment kolları arttığı için kas kendi üzerine düşen momenti sağlamak için aktivasyonunu düşürmektedir. Şekil 7 ve Şekil 3’ü birlikte ele aldığımızda moment kolu değeri hareket boyunca en büyük değeri alan brachioradialis kasının en fazla momenti taşıdığı görülmektedir. Buna rağmen brachioradialis kası, kaslar arasında maksimum dayanım kuvveti en az olan yani en düşük yük taşıma potansiyeline sahip olan kastsır. Bu veriler Çizelge 1’de mevcuttur. Biceps brachii kası hareket boyunca en yüksek aktivasyona sahip ve dayanım kuvveti olarak ikinci kas olmasına rağmen moment kolu değerleri nedeniyle en az moment taşıyan kastsır.

Sonuç olarak kasların moment taşıma potansiyellerinde en etkili parametre moment kolu olarak karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca kasın aktivasyon derecesi ile moment kolu arasında da ters bir orantı olduğu gözden kaçmamalıdır.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- Abdel-Malek, K., Yang, J., Marler, T., Beck, S., Mathai, A., Zhou, X., Patrick, A., Arora, J., 2006, “Towards a new generation of virtual humans”, *Int. J. Human Factors Modelling and Simulation*, Cilt 1, No 1, ss. 2-39.
- Ackermann, M., Schiehlen, W., 2009, “Physiological methods to solve the force-sharing problem in biomechanics. In: Bottasso, C.L. (ed.) *Multibody Dynamics*”, *Computational Methods and Applications*, Cilt 12, ss. 1-23.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Friedrich, J.A., 1986, “The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area”, *Journal of Biomechanics*, Cilt 19, No 8, ss. 589-596.
- Dubowsky, S. R., 2008, *Multibody computational biomechanical model of the upper body*, Doktora Tezi, The State University of New Jersey, New Jersey.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A., 2007, “Model-based estimation of muscle forces exerted during movements”, *Clinical Biomechanics*, Cilt 22, No 2, ss. 131-154.
- Jensen, R.H., Davy, D.T., 1975, “An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach”, *Journal of Biomechanics*, Cilt 8, No 2, ss. 103-110.
- Raikova, R., 1996, “A model of the flexion-extension motion in the elbow joint—some problems concerning muscle forces modeling and computations”. *Journal of Biomechanics*, Cilt 29, No 6, ss. 763-772.
- Raikova, R.T., Prilutsky, B.I., 2001, “Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization based human leg model revealed by analytical and numerical analyses”, *Journal of Biomechanics*, Cilt 34, No 10, ss. 1243-1255.
- Redl, C., Gfoehler, M., Pandey, M.G., 2007, “Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle-tendon properties”, *Human Movement Science*, Cilt 26, No 2, ss. 306-319.
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N., 2004, “Research Methods in Biomechanics” *Human Kinetics*, Champaign.
- Silva, M.P.T., Ambrósio, J.A.C., 2004, “Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tools”, Technical Report IDMEC/CPM—2004/001, Lisbon.
- Strobach, D., Kecskemethy, A., Auer, E., Luther, W., Steinwender, G., Zwick, B., 2007, “A sensitivity analysis of origin and insertion points of Hill muscle models with respect to gait dynamics. In: Bottasso, C.L., Masarati, P., Trainelli, L. (eds.) *Proceedings of Multibody Dynamics 2007*”, *ECCOMAS Thematic Conference on Advances in Computational Multibody Dynamics*, Milano, Italy.
- Tsirakos, D., Baltzopoulos, V., Bartlett, R., 1997, “Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem”, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Cilt 25, No 4-5, ss. 371-407.

- Venture, G., Yamane, K., Nakamura, Y., 2006, "Identification of human musculo-tendon subject specific dynamics using musculo-skeletal computations and non linear least square", In: Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Pisa, Italy, , ss. 211–216.
- Winters, J.M., Stark, L., 1987, "Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity", *Biological Cybernetics*, Cilt 55, No 6, ss. 403–420.
- Winter, D.A., 2005, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", Wiley, New Jersey.
- Yamaguchi, G.T., 2001, "Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: a Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions". Dordrecht, Kluwer.
- Zajac, F.E., Winters, J.M., 1990, "Modeling musculoskeletal movement systems: joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular control". In: Winters, J.M., Woo, S.L.-Y. (eds.) *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organizations*, ss. 121–148. Springer, NewYork.