


## Hill Tipi Kas Modeli ile Pazu Kasının Mekanik Analizi: Ön Kol Bükme Hareketinin Benzetimi

\*<sup>1</sup>Kasım Serbest

<sup>1</sup>Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Türkiye,  
kserbest@subu.edu.tr, 

Araştırma Makalesi

Geliş Tarihi: 25.05.2020

Kabul Tarihi: 17.01.2021

### Öz

İskelet kaslarının dinamik analizleri için matematiksel yöntemler veya bilgisayar yazılımları kullanılmaktadır. Matematiksel yöntemler doğrusal olmayan yapılarından dolayı uğraştırıcı olabilir. Kas mekaniğine yönelik geliştirilen özel yazılımları kullanmak ise uzmanlık gerektirmektedir. Dolayısıyla kas mekaniği analizleri için herkes tarafından kolaylıkla kullanılacak bir model geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Bu çalışmada MATLAB araçları kullanılarak pazu kası için bir benzetim modeli önerilmektedir. Model kullanılarak dambıl ile ön kol bükme egzersizinin dinamik analizi gerçekleştirilmiştir. Dirsek eklemi momenti, pazu kası kuvveti ve kas işi hesaplanmıştır. Eklem momenti değişiminin 14.45 – 28.24 Nm arasında, maksimum kas kuvvetinin 941.5 N ve kas işinin 27.58 J olduğu bulunmuştur. Elde edilen sonuçların, protez ve ortez tasarımlarında ve rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde kullanılabileceği düşünülmektedir. Model üzerinde kolayca değişiklik yapılarak farklı egzersizler ve farklı kas grupları için incelemeler yapılabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Pazu kası, Hill kas modeli, biyomekanik, MATLAB

## A Mechanical Analysis of Biceps Brachii with Hill Type Muscle Model: a Simulation of Forearm Curl

### Abstract

Mathematical methods or computer software are used for dynamic analysis of skeletal muscles. Mathematical methods could be challenging because of nonlinear equations forms. The use of special software for muscle mechanics requires expertise. Therefore, a model needs to be developed that can be easily used by researchers to analyse muscle mechanics. In this study, a simulation model is proposed for biceps brachii using MATLAB tools. A dynamic analysis of the forearm curls exercise with dumbbell was performed using this simulation model. Elbow joint moment, biceps brachii force and muscle work were calculated. The results were as follows: The joint moment was between 14.45 – 28.24 Nm, the maximum muscle force was 941.5 N and the muscle work was 27.58 J. It is thought that the results can be used in prosthesis and orthosis designs and in the evaluation of rehabilitation processes. Examinations for different exercises and different muscle groups can be carried out by modifying the model easily.

**Keywords:** Biceps brachii, Hill muscle model, biomechanics, MATLAB

### 1. GİRİŞ

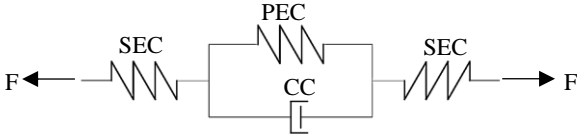
Kaslar, vücudumuzdaki kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye çeviren biyokimyasal makinelerdir. İskelet kasları (çizgili veya kırmızı kaslar), kemikler ve eklemlerle birlikte vücut uzuvlarının hareket etmesini sağlarlar. Ayrıca iskelet sisteminin maruz kaldığı darbeler için sönümleyici olarak görev yaparlar [1]. Aktin ve miyozin liflerin hareketi sonucu kas kasılması meydana gelir ve kaslarda kuvvet üretilir [2]. Kaslarda üretilen kuvvetin etkilerini eklem momenti, kas işi ve kas gücü şeklinde mekanik olarak değerlendirmek

mümkündür. Kas mekaniğinin anlaşılması yapay kas geliştirme [3], protez ve ortez tasarımları [4], egzersiz planlaması ve rehabilitasyon süreçleri [5] açısından önem arz etmektedir.

Kas kuvvetinin incelenmesi için temelde iki yaklaşım kullanılmaktadır. Bunlardan biri kayan lifler hipotezidir [6]. Bu hipotez fizyolojik model olarak da adlandırılabilir. Aktin ve miyozin liflerin hareketi ile kas kuvveti açıklanmaktadır. Bir diğer yaklaşım ise Hill kas modelidir. Bu modelde kasların viskoelastik özellikleri dikkate alınarak kaslardaki

\*Sorumlu Yazar: Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Türkiye, kserbest@subu.edu.tr, +90 (264) 616 0305

kuvvet üretimi, yay ve sönüm elemanları yardımıyla açıklanmaktadır [7]. Şekil 1'de Hill kas modelinin şematik gösterimi yer almaktadır. Burada CC kasılabilen bileşenleri (aktin ve miyozin lifler), PEC kas liflerine destek olan bağ dokuları (endomisyum, perimisyum, sarkolemma), SEC ise tendonlar tarafından kasa iletilen kuvveti temsil etmektedir. Bu modelde CC bir sönüm elemanı, PEC ve SEC yay elemanı olarak temsil edilmektedir. Dolayısıyla kas kuvveti – kasılma hızı ilişkisi CC ile, kas kuvveti – kas uzunluğu arasındaki ilişki ise PEC ile ifade edilmektedir.



**Şekil 1.** Hill kas modeli. CC; kasılabilen bileşen (contractile component), PEC; paralel elastik bileşen (parallel elastic component), SEC; seri elastik bileşen (series elastic component)

Kas kuvvetinin en belirleyici bileşeni CC'dir. Kas kuvvetine katkı yapan ikincil derecedeki bileşenler ise SEC'dir. Kasılma devam ederken tendonlarda üretilen kuvvet kaslara aktararak kas kasılmasına katkı sağlanır. Hill'e benzer şekilde Crowe'da [8] üç elemandan oluşan bir viskoelastik model önermiş ve kas kasılmasının matematiksel ifadesini ortaya koymuştur. Hill ve Crowe tarafından önerilen modeller ve matematiksel ifadeler kullanılarak benzetim çalışmaları yapılmakta ve kas mekaniği incelenmektedir.

Yu ve Wilson [9] yeniden düzenlemiş bir Hill kas modeli kullanarak pazu ve arka kol kasının pasif mekanik özelliklerini deneysel olarak incelemişlerdir. Tao ve So [10] dirsek ekleminin fleksiyon hareketini Hill kas modeline göre incelemişler ve eklem momentlerini hesaplamışlardır. Rohrle ve arkadaşları [11] pazu ve arka kol kası için sürekli ortam mekaniği prensiplerine göre bir model önermişler ve ileri dinamik yöntem ile kas kuvvetini ifade etmişlerdir. Yukarıda sayılan çalışmalarda kas mekaniği ile ilgili incelemeler matematiksel yöntemlerle gerçekleştirilmiştir.

Matematiksel yöntemlerin yanı sıra kas mekaniği ile ilgili benzetimler için bilgisayar yazılımları (paket program) da kullanılmaktadır. Kas ve iskelet sistemi analizleri için geliştirilen ticari yazılımlardan biri AnyBody'dir. Damsgaard ve arkadaşları [12] tarafından geliştirilen bu yazılım ile kas ve iskelet sistemi analizleri katı cisim mekaniği prensiplerine göre ters dinamik yöntem kullanılarak yapılmaktadır. Delp ve arkadaşları [13] tarafından açık kaynak olarak sunulan OpenSim yazılımı ile atletik hareketlerin bile benzetimleri yapılabilmektedir. Kas ve iskelet sistemi analizlerine yönelik özel olarak geliştirilen bu yazımların haricinde kas mekaniği incelemeleri için ADAMS [14] ve COMSOL [15] gibi çoklu-fizik yazılımları da kullanılmaktadır. Bunların haricinde kas mekaniği hesaplamaları için önerilen denklemler, MATLAB/Simulink blok diyagramları kullanılarak çözülebilmektedir [16].

Kas mekaniği incelemeleri için önerilen matematiksel ifadeler doğrusal olmayan yapıda olduğundan bunların çözümleri uğraştırıcı olmaktadır. AnyBody, OpenSim, ADAMS gibi yazılımlar ise karmaşık modelleme tekniklerinden dolayı sadece alanında uzman kişiler tarafından tercih edilmektedir. Bununla birlikte bu platformlardan elde edilen sonuçların başka platformlara entegre edilmesi zahmetli olmaktadır. Ayrıca elde edilen sonuçların orteز-protez kontrolü gibi alanlarda kullanılması gerektiğinde başka yazılımlara ihtiyaç duyulmaktadır. Yukarıdaki bilgiler doğrultusunda kas mekaniği ile ilgili analizler için daha basit, herkes tarafından yaygın olarak kullanılabilir ve matematiksel ifadelerin karmaşıklığıyla uğraşmaya gerek duyulmayan yazılımlara ihtiyaç vardır.

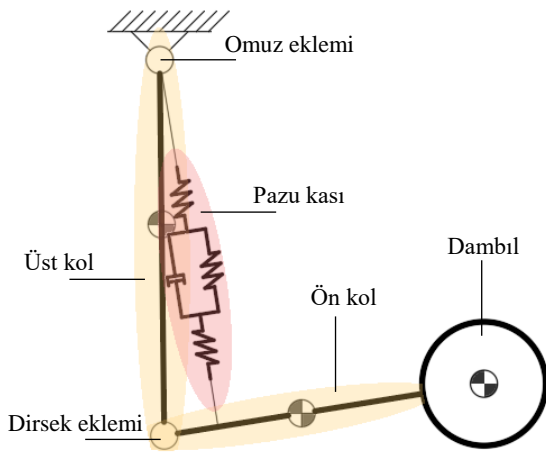
Bu çalışmada kas mekaniği analizlerinin MATLAB / Simscape Multibody araçları kullanılarak nasıl gerçekleştirilebileceği açıklanmıştır. Böylece kas mekaniği çalışmaları için herkes tarafından kolayca kullanılabilir esnek bir model sunulması amaçlanmıştır. Simscape Multibody ile gerçek boyutlardaki mekanik sistemler blok diyagramları şeklinde modellenir ve dinamik analizler gerçekleştirilebilir. Mekanik sistemler için geliştirilmiş olmasına rağmen insan hareketinin analizlerinde de kullanılabilir [17-19]. Çalışma kapsamında ön kol, üst kol, dirsek eklemi ve pazu kası Simscape Multibody araçları kullanılarak modellenmiştir. Pazu kası için Hill kas modeli tercih edilmiştir. Daha sonra bu model kullanılarak dambıl ile ön kol bükme egzersizinin benzetimi yapılmıştır. Benzetim sonucunda eklem momenti, kas kuvveti ve kas işi hesaplanmıştır. Önerilen model üzerinde değişiklikler yapılarak farklı kas ve eklemler için de analizler gerçekleştirmek mümkün olacaktır.

## 2. YÖNTEM

Dambıl ile ön kol bükme egzersizinin benzetimi için öncelikle ön kol, üst kol, dirsek eklemi ve pazu kasının eklem uzun modeli oluşturulmuştur. Ardından uzuvların kütle ve atalet özellikleri önceki çalışmaların sonuçlarına göre belirlenmiştir. Bir erkek denek ile ön kol bükme egzersizinin hareket analizi yapılmıştır. Eklem uzuv modeli, uzuvların kütle ve atalet özellikleri Simscape Multibody blok diyagramları ile modellenmiştir. Hareket analizi verileri kullanılarak Simscape Multibody modeli ile ön kol egzersizinin benzetimi yapılmıştır. İlerleyen bölümlerde bu işlemlerin detaylarına yer verilmiştir.

### 2.1. Eklem Uzun Modeli

Ön kol, üst kol, dirsek eklemi, omuz eklemi, pazu kası ve dambıldan oluşan eklem uzuv modeli Şekil 2'de görülmektedir. Ön kol ve üst kol uzuvları katı cisim olarak ele alınmıştır. Dirsek eklemi tek serbestlik dereceli döner mafsalsal olarak modellenmiştir. Omuz ve el bileği eklemlerinde bir inceleme yapılmayacağından bu eklemlerin hareketi sabitlenmiştir. Pazu kası, Hill kas modeline uygun olarak yay ve sönüm elemanları kullanılarak modellenmiştir.



Şekil 2. Tek serbestlik dereceli eklem uzuv modeli.

Hill kas modeline göre pazu kasının maksimum kasılma kuvveti Denklem 1 ile ifade edilebilir. Bu formül aynı zamanda kasılma hızı ile kas kuvveti arasındaki ilişkiyi de tanımlar.

$$[\vec{F}(x) + a][\vec{v}(t) + b] = [\vec{F}(x)_{max} + a]b \quad (1)$$

Burada  $F$  kas kuvvetini,  $v$  kasın kısılma hızını,  $F_{max}$  maksimum izometrik kuvvetini,  $t$  zamanı,  $x$  kasın uzamasını ifade etmektedir.  $a$  ve  $b$  sabitlerdir. Ön kol bükme hareketi sırasında meydana gelen pazu kası kuvveti aynı zamanda dirsek eklemi üzerinde bir dönme momenti meydana getirmektedir (Denklem 2).

$$\vec{M}(t) = \vec{F}(t) \cdot d \quad (2)$$

Denklem 2’de  $M$  dirsek eklemine meydana gelen reaksiyon momentini,  $d$  ise pazu kasının ön kola bağlandığı yer ile dirsek eklemi dönme merkezi arasındaki mesafeyi belirtmektedir. Kasın ürettiği mekanik güç Denklem 3, harcadığı enerji ise Denklem 4 ile hesaplanabilir.

$$P(t) = \vec{M}(t) \cdot \vec{\omega}(t) \quad (3)$$

$$W(t) = \int_{t_1}^{t_2} P(t) \cdot dt \quad (4)$$

Burada  $P$  gücü,  $\omega$  eklem açılma hızını,  $W$  belirli zaman aralığında yapılan işi ifade etmektedir. Denklem 1 doğrusal olmayan bir yapıda olduğundan [7] kas kuvvetini, eklem momenti üzerinden hesaplamak daha kolaydır. Kas kuvveti belirlendikten sonra kas gücü ve kas işi kolay bir şekilde hesaplanabilir.

## 2.2. Antropometrik Parametreler

Uzuvların kütle, atalet momenti, uzunluk, kütle merkezinin yeri gibi özellikleri ile pazu kasının yay sabiti, sönüm sabiti, kemiğe bağlanma noktasının eklem merkezine uzaklığı gibi özellikleri önceki çalışmaların sonuçlarına göre belirlenmiştir. Kütle ve boy uzunluğu parametreleri hareket analizi çalışmasına katılan erkek denek (70 kg, 174 cm)

referans alınarak belirlenmiştir. Tablo 1’de eklem uzuv modelinin antropometrik özellikleri yer almaktadır. İnce bir disk şeklinde modellenen 10 kg kütleli dambılın, xx, yy ve zz eksenlerindeki atalet momenti sırasıyla 250000, 250000, 500000  $g \cdot cm^2$ ’dir.

Tablo 1. Antropometrik özellikler.  $k$ ; yay sabiti,  $b$ ; sönüm sabiti,  $l$ ; pazu kasının serbest haldeki uzunluğu.

Uzuv özellikleri						
Uzuv	Boy (cm) [20]	Kütle (kg) [20]	Atalet momenti ( $g \cdot cm^2$ ) [21]			Proksimal uçtan itibaren kütle merkezi (cm) [20]
			$I_{xx}$	$I_{yy}$	$I_{zz}$	
Üst kol	30.52	1.965	$132 \cdot 10^3$	$22 \cdot 10^3$	$133 \cdot 10^3$	13.3
Ön kol	26.3	1.123	$64.5 \cdot 10^3$	$8.8 \cdot 10^3$	$66.9 \cdot 10^3$	11.31
Pazu kası özellikleri						
$k = 196 \text{ N/m}$ [22]		$b = 49 \text{ Ns/m}$ [22]		$l = 30.1 \text{ cm}$ [22]		$d = 3 \text{ cm}$ [23]

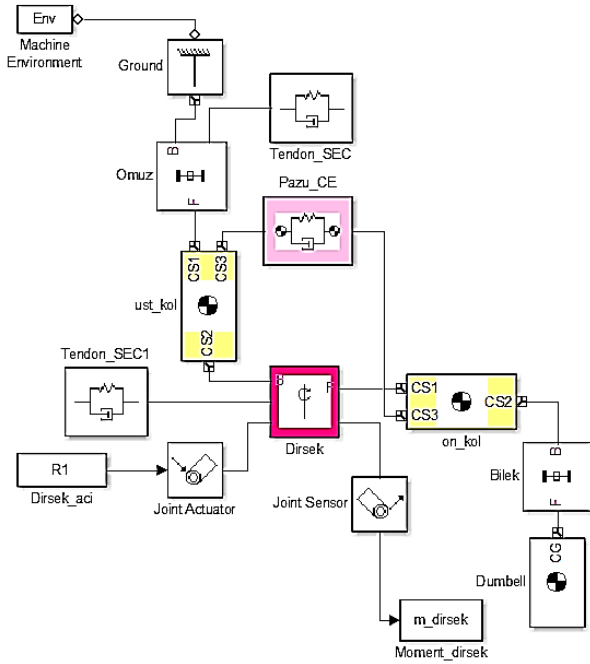
## 2.3. Hareket Analizi

Geliştirilen biyomekanik model ile ön kol bükme egzersizinin benzetimi yapılacağından eklemlerin hareket verilerine ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikleri Bölüm 2.2’de belirtilen erkek denek üzerinde hareket analizi işlemi yapılmıştır. Bu doğrultuda denegin omuz eklemi, dirsek eklemi ve dambıl üzerine pasif işaretleyiciler yerleştirilmiştir. Denek, dambıl ile egzersiz hareketini gerçekleştirmiştir. Hareket analizine, ön kol yere paralel konumda iken başlanmış, ön kolun fleksiyonu ile devam edilmiş ve ön kol başlangıç konumuna geri getirilerek hareket tamamlanmıştır. Hareket analizi sırasında denek ayakta durmuş ve kendi belirlediği bir hızda hareketi gerçekleştirmiştir. Bu esnada görüntüler bir video kamera (30 kare/saniye) ile kaydedilmiştir. Kamera görüntülerinden faydalanarak Tracker (Open Source Physics) video analiz yazılımı ile dirsek eklemine açısal yer değiştirme hesaplanmıştır. Daha sonra bu verilerin türevi alınarak eklem açılma hızı ve açısal ivme değerleri elde edilmiştir. Verilere MATLAB ortamında alçak geçiren filtre uygulanmıştır.

## 2.4. Eklem Uzuv Modelinin Simscape Multibody Yapısı

Eklem uzuv modeli Simscape Multibody araçları kullanılarak Şekil 3’deki gibi ifade edilmiştir. Hareket analizindeki başlangıç konumuna göre uzuvların x, y, ve z eksenlerindeki konumları blok parametreleri içerisine girilmiştir. “Ground” bloğunun konum değerleri (0, 0, 0) şeklinde girilmiştir. Uzuvların koordinat değerleri ise Tablo 2’de yer almaktadır. Dirsek eklemi “Joint Actuator” bloğu ile hareketlendirilmiştir. Hareket analizi sonucunda elde edilen değerler, MATLAB Workspace’deki “R1” (yer değiştirme, hız, ivme, zaman) isimli dosyadan modele aktarılmaktadır. Simscape Multibody modelinin çözümü ters dinamik yöntem (inverse Dynamics) ile sabit adımlı (fixed-step, sample time: 0.033) olarak yapılmıştır. “Joint Sensor”

bloğu ile dirsek eklemine meydana gelen reaksiyon momenti hesaplanmıştır. Ardından kas kuvveti ve kas işi belirlenmiştir.



Şekil 3. Eklem uzuv modelinin Simscape Multibody blok diyagramı.

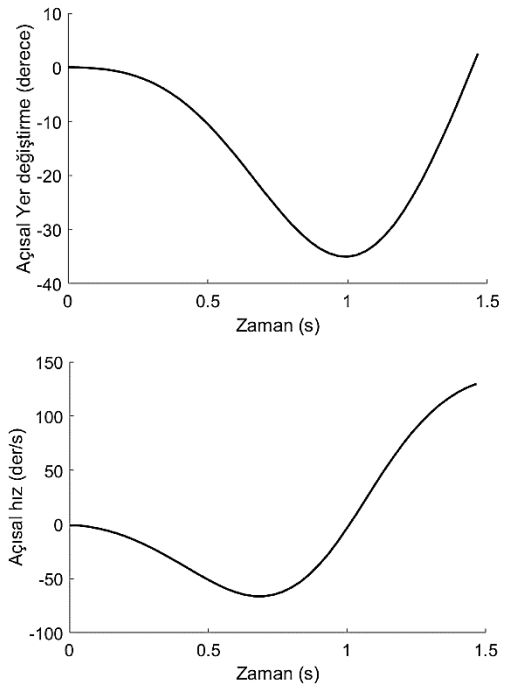
**Tablo 2.** Modelin koordinat parametreleri. CG; ağırlık merkezi, CS; koordinat sistemi. Bağlı; kendinden önceki nokta ile aynı koordinat değerinde olduğunu ifade eder.

Koordinat	Uzuv	
	Üst kol (x, y, z)	Ön kol (x, y, z)
CG	(1.6, -133.3, 0)	(115.3, -286.5, 0)
CS1	Bağlı	Bağlı
CS2	(3.7, -304.6, 0)	(263.3, -262.5, 0)
CS3	(0, 0, 0)	(47.4, -297.5, 0)

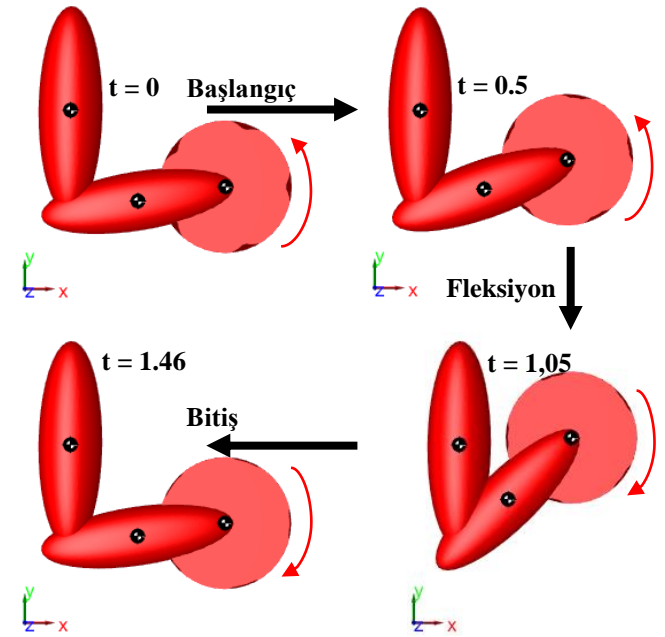
### 3. BULGULAR

Dirsek eklemine hareket analizi sonunda hesaplanan açısal yer değiştirme ve açısal hız değerleri Şekil 4'de görülmektedir. Dirsek eklemi yaklaşık 30 derecelik bir yer değiştirme yapmakta ve ön kol fleksiyon konumuna gelmektedir. Ardından ön kol tekrar başlangıç konumuna gelmektedir.

Simscape Multibody ortamında yapılan benzetim işlemine ait görüntü kareleri Şekil 5'de yer almaktadır. Görsel benzetim işlemi yazılımın "Simulation" özelliği kullanılarak yapılmıştır. Buradaki kırmızı renkli elipsoidler, atalet özelliklerini ifade etmektedir.



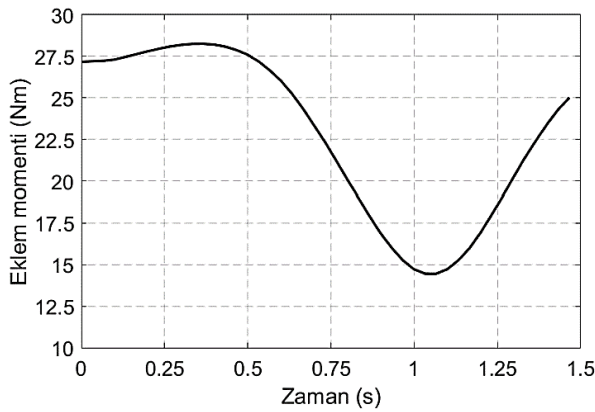
Şekil 4. Dirsek eklemine yer değiştirme (üstte) ve açısal hızı (altta).



Şekil 5. Ön kol bükme hareketinin görsel benzetimi.

Yapılan benzetim işlemi sonucunda hesaplanan dirsek eklemi momentine Şekil 6'da yer verilmiştir. Burada en yüksek eklem momenti 28.24 Nm, en düşük eklem momenti de 14.45 Nm olarak hesaplanmıştır. En yüksek eklem momenti hareketin başında meydana gelmektedir. Başlangıçta ön kola ivme kazandırmak için yüksek bir eklem

momenti gerekirken, fleksiyonun sonuna doğru ön kolun ivmesi azaldığından eklem momenti de azalmaktadır. Fleksiyondan tekrar başlangıç konumuna gelirken (bitiriş esnasında) eklem momenti tekrar artmaktadır. Ön kolun fleksiyonu sırasında pazu kası konsantrik kasılırken boyu kısalmaktadır. Bitiş esnasında ( $t = 1,05 - 1,46$  s) pazu kası uzayarak eksantrik kasılmaktadır. Eksantrik kasılma eklem hareketini yavaşlatarak bitiriş hareketinin kontrolünü sağlamaktadır. Bitiriş sırasında yer çekimi kuvveti harekete destek olmaktadır. Bu durum eklem momentini azaltıcı yönde etki yapmaktadır.



Şekil 6. Dirsek eklemi momentinin değişimi.

Eklem momenti belirlendikten sonra pazu kası kuvvetinin maksimum değeri 941.5 N, minimum değeri ise 481.8 N olarak hesaplanmıştır. Hareket esnasında kas tarafından harcanan mekanik enerji 27.58 J olarak bulunmuştur.

#### 4. DEĞERLENDİRME VE SONUÇ

Kas mekaniğinin incelenmesi için bir bilgisayar benzetim modeli geliştirilen bu çalışmada, pazu kasının ön kol bükme egzersizi sırasındaki dinamik analizi gerçekleştirilmiştir. Simscape Multibody ortamında yapılan benzetim sonucunda eklem momenti hesaplanmıştır. Sonrasında kas kuvveti ve kas işi bulunmuştur. Eklem momentinin değişim davranışı Challis ve Kervin [24] tarafından yapılan çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Dambıl ile ön kol bükme hareketi esnasında pazu kasındaki maksimum fleksiyon momentinin ters dinamik yöntemle hesaplandığı bu çalışmada, kas momentinin 23 – 47 Nm arasında değiştiği bulunmuştur. Nolte ve arkadaşları [25] ADAMS yazılımını kullanarak 3 boyutlu bir simülasyon modeli ile ön kol bükme egzersizini incelemişler ve erkek katılımcılarda maksimum dirsek eklemi momentinin 20 – 30 Nm arasında değiştiğini göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda ise eklem momentinin maksimum değeri 28.24 Nm olarak hesaplanmıştır. Sonuçlarımızın literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir. Dolayısıyla Simscape Multibody araçları kullanılarak geliştirilen model pazu kasının biyomekanik analizleri için kullanılabilir. Modelin parametreleri kolayca değiştirilerek farklı bireysel özelliklere ve farklı hareketlere göre analizler yapılabilir. Ayrıca pazu kası için önerilen bu model, benzer

özelliklerdeki (eklemlere fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yaptıran kaslar) diğer kaslara da uyarlanabilir. İlaveten önerilen modele dambıl, bar, ağırlık sehпасı gibi egzersiz ekipmanları eklenebilir ve bu ekipmanların ölçüleri kolayca değiştirilebilir. Böylece kullanılan ekipmanın egzersiz üzerindeki etkinliği incelenebilir.

Bu çalışmada önerilen MATLAB Simscape modeli ile eklemlerin yer değiştirmesini belirlemek için yapılan hareket analizi birbirinden bağımsızdır. Dolayısıyla işaretçi yerleşimi ve kamera seçimi gibi konularda esnek davranmak mümkündür. Ayrıca eklemlerin serbestlik dereceleri (döner mafsals veya küresel mafsals gibi) Joints blokları ile (revolute veya spherical) kolayca değiştirilebilmektedir.

Yumuşak doku hareketlerinden ve eklemlerin çok merkezli olmalarından dolayı ön kolun fleksiyon hareketi sırasında pazu kasının ön kola bağlantı noktası ile eklem dönme merkezi arasındaki mesafe (d) bir miktar değişmektedir. Bu çalışmada önerilen modelde bu mesafenin sabit kaldığı varsayılmıştır. Bu durum çalışmanın sınırlılığı olarak gösterilebilir. Benzetim işlemi sonucunda hesaplanan moment, kuvvet ve iş değerleri protez ve ortez tasarımları için bir tasarım parametresi olarak kullanılabilir. Üst ekstremite için geliştirilen ortez ve protezlerde kullanılacak eyleyicilerin çalışma şartları pazu kası mekaniğine göre ayarlanabilir. Bununla birlikte elde edilen sonuçlar, rehabilitasyon süreçlerinin değerlendirilmesinde fayda sağlayabilir. Özellikle inme sonrası üst ekstremite rehabilitasyonunda, kas fonksiyonlarının geri kazanımı değerlendirilirken pazu kası kuvveti ve dirsek eklemi momenti nicel bir kıyaslama için kullanılabilir. İlaveten Hill kas modeliyle temsil edilen pazu kası üzerinde gerilme gevşemesi ve sürünme gibi zamana bağlı değişimler incelenebilir.

Gelecek çalışmalardan bir tanesi, önerilen modelin tüm üst ekstremiteye uyarlanması olacaktır. Bunun için modele arka kol kası ile parmak hareketlerini kontrol eden ön kol bölgesindeki fleksör ve ekstansör kas grupları ilave edilecektir. Ayrıca elde edilen kas kuvveti sonuçları, elektromiyografi ölçümleri ile karşılaştırılarak modelin hassasiyeti daha iyi ortaya konabilir.

#### KAYNAKÇA

- [1].K. Serbest, "İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekaniği," Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi, vol. 2, no. 3, pp. 41-51, 2014.
- [2].A. F. Huxley, "Muscular contraction," J Physiol, vol. 243, no. 1, pp. 1-43, 1974.
- [3].S. M. Mirvakili and I. W. Hunter, "Artificial Muscles: Mechanisms, Applications, and Challenges," Advanced Materials, vol. 30, no. 6, pp. 1-28, 2018.
- [4].T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, and N. Vitiello, "Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons," Robotics and Autonomous Systems, vol. 64, pp. 120-136, 2015.

- [5].A. W. Andrews and R. W. Bohannon, "Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 84, no. 1, pp. 125-130, 2003.
- [6].H. E. Huxley, "Fifty Years of Muscle and the Sliding Filament Hypothesis," *Eur J Biochem*, vol. 271, no. 8, pp. 1403-1415, 2004.
- [7].J. M. Winters and S. L. Y. Woo, *Multiple Muscle Systems Biomechanics and Movement Organization*, New York: Springer-Verlag, 1990.
- [8].A. Crowe, "A mechanical model of muscle and its application to the intrafusal fibres of the mammalian muscle spindle," *J. Biomech.*, vol. 3, pp. 583-592, 1970.
- [9].T. F. Yu and A. J. Wilson, "A passive movement method for parameter estimation of a musculo-skeletal arm model incorporating a modified hill muscle model," *Comput Meth Prog Bio*, vol. 114, pp. e46-e59, 2014.
- [10].X. Wang, X. Tao, and R. C. H. So, "A Bio-mechanical Model for Elbow Isokinetic and Isotonic Flexions," *Scientific Reports*, vol. 7, pp. 1-10, 2017.
- [11].O. Rohrle, E. Ramasamy, and S. Schmitt, "Forward dynamics applied to a three-dimensional continuum-mechanical model of the upper limb," *Proc. Appl. Math. Mech.*, vol. 11, pp. 155-116, 2011.
- [12].M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, and M. de Zee, "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System," *Simul Model Pract Theory*, vol. 14, pp. 1100-1111, 2006.
- [13].S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, "OpenSim: Open-Source Software to Create And Analyze Dynamis Simulations of Movement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940-1950, 2007.
- [14].X. Huang and X. Wu, "Simulation Analysis on Mechanical Effect Based on ADAMS and Matlab Software," *Applied Mechanics and Materials*, vol. 427-429, pp. 388-391, 2013.
- [15].J. M. Ford, "Skeletal Muscle Contraction Simulation: A Comparison in Modeling", Ph. D. thesis, University of South Florida, 2013.
- [16].C. L. Lim, N. B. Jones, S. K. Spurgeon, and J. J. A. Scott, "Modelling of knee joint muscle during the swing phase of gait – a forward dynamics approach using MATLAB/Simulink," *Simul Model Pract Theory*, vol. 11, pp. 91-107, 2003.
- [17].K. Serbest, M. Cilli and O. Eldogan, "Biomechanical effects of daily physical activities on the lower limb," *Acta Orthop Traumatol Turc*, vol. 49, no. 1, pp. 85-90, 2015.
- [18].K. Serbest, M. Cilli and O. Eldogan, "A dynamic virtual hand model for estimating joint torques during the wrist and fingers movements," *Journal of Engineering Science and Technology*, vol. 13, no. 6, pp. 1665-1676, 2018.
- [19].K. Serbest, M. Berisha, and M. Cilli, "Dynamic Analysis of Three Different High Bar Dismounts in the Simmechanics Environment," *J Mech Med Biol*, vol. 18, no. 3, pp. 1850030-1-1850030-11, 2018.
- [20].D. Gordon, E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen and S. N. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*, Champaign: Human Kinetics, 2004.
- [21].R. F. Chandler, C. E. Clauser, J. T. McConville, H. M. Reynolds, and J. W. Young, "Investigation of inertial properties of the human body" *Aerospace Medical Research Laboratory, Technical Report DOT-HS-017-2-315-1A*, (1975).
- [22].Z. U. Zeren, "Simulation of a 1-d muscle model in Simulink", Master thesis, Middle East Technical University, Ankara, 2007.
- [23].A. Tozeren, *Human Body Dynamics Classical Mechanics and Human Movement*, New York: Springer-Verlag, 2000.
- [24].J. H. Challis and D. G. Kerwin, "Determining individual muscle forces during maximal, activity: Model development, parameter determination, and validation," *Human Movement Science*, vol. 13, pp. 29-61, 1994.
- [25].K. Nolte, P. E. Krüger, and P. S. Els, "Three dimensional musculoskeletal modelling of the seated biceps curl resistance training exercise," *Sport Biomechanics*, vol. 10, pp. 146-160, 2011.