

KURBAĞA BALDIRININ İZOMETRİK KASILMASINDA APONEVROZ VE LİF YÖNELİMİNİN KUVVET VE SAYISAL KARARLIK ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Ali Fethi OKYAR *^{ID}
Şükrü Furkan TAŞDEMİR **^{ID}

Alınma: 20.02.2021; düzeltme: 17.08.2021; kabul: 31.08.2021

Öz: Bu çalışmada, kurbağa gastrocnemius (plantaris longus olarak da bilinmektedir) kasının sayısal modelini oluşturarak sonlu elemanlar yöntemi (SEY) ile kasılma davranışı incelenmiştir. Bu amaçla sonlu elemanlar yöntemi ile çalışan bir fiziksel gerçeklik benzetim senaryosu oluşturulmuştur. Bu senaryo dahilinde, çapraz-bağ kinetik modelini dağıtık-moment yaklaşımını kullanarak çözen sonlu elemanlar yöntemi ile oluşturulmuş kas modeli, kas üzerinde ince bir zar şeklinde bulunan aponevroz örtüsünün açısız yerleşiminin, kasılma sonucunda oluşan toplam çekme kuvveti üzerindeki etkisini incelemek üzere kullanılmıştır. Bununla birlikte, kas modelinde lif yöneliminin etkisinin incelenmesi amacıyla yönelim eksenel (sabit eksen yönünde) ve fusiform (kas geometrisini takip eden) olarak iki tipte örneklenerek üretilen çekme kuvveti ve yakınsama üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Ayrıca, elde edilen veriler, gerçek bir kurbağa kasından laboratuvar ortamında elde edilmiş verilerle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, aponevroz örtüsünün şeklinin ve lif yöneliminin kas modeli üzerinde üretilen çekme kuvveti ve yakınsama özellikleri bakımından ayırt edici ve önemli etkileri olduğu deneyimlenmiş, kullanılan modelin 3 boyutlu kas modellemesine uygun olabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar yöntemi, kasılma mekaniği, aponevroz, lif mimarisi, lif-takviyeli kompozit

Effects of Aponeurosis and Fiber Alignment on The Force and Stability During Isometric Contraction of Frog Gastrocnemius

Abstract: The aim of this study is to analyze the contractile behavior of frog gastrocnemius muscle (also known as plantaris longus) via a computational model based on the finite element method (FEM). Therefore, a physical reality simulation scenario which is based on the finite element method has been generated. The finite element model developed within the scenario uses the theory of distributed-moments in order to study the effect of the angular alignment of the aponeurosis sheet covering the muscle on the total contractile force. By the way, in order to investigate the effect of fiber alignment, fibers have been typified two distinct fiber architectures, as the uniaxial and fusiform ones and the effect of different architecture type on the developed force and convergence was studied. The physical reality simulation outputs have been compared with the real frog muscle force responses that has been obtained in the laboratory condition. Results indicate that both the choice of fiber architecture as well as the aponeurosis alignment and position have important consequences in terms of the computed muscle force as well as the numerical stability of the model and the muscle model used in this work is compatible to use for three-dimensional muscle modelling.

Keywords: Finite element method, contractile mechanics, aponeurosis, fiber architecture, fiber-reinforced composites

* Yeditepe Üniversitesi - İnönü Mah. Kayışdağı Cad. 326A 26 Ağustos Yerleşimi 34755 Ataşehir - İstanbul

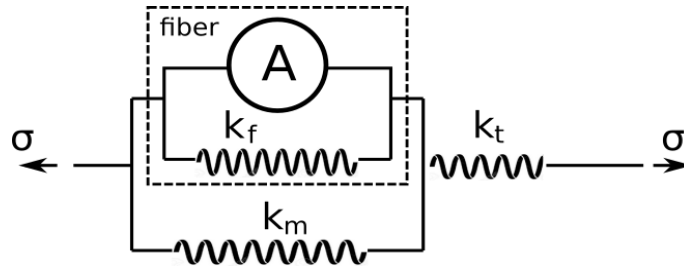
***** Yeditepe Üniversitesi

İletişim Yazarı: Şükrü Furkan TAŞDEMİR (sukrufurkan.tasdemir@std.yeditepe.edu.tr)

1. GİRİŞ

Kaslar canlılarda hareket ve dengenin sağlanmasından sorumlu biyolojik dokulardan biridir. Kasılarak mekanik kuvvet üretebilme yetenekleri sayesinde ait olduğu canlıya hareket ve denge kabiliyeti sağlar (Ebashi ve diğ. 1969). Kaslar, dokuları bakımından çizgili (iskelet), düz ve kalp olmak üzere 3 farklı cinsten sınıflandırılmaktadır. Çizgili (iskelet) kaslarına ait kasılma davranışları, somatik sinir sistemi ile kontrol edilebilirken, düz kasın ve kalp kasının otonom sinir sistemi ile kontrol edilmesinin bir sonucu olarak kasılma davranışları canlı tarafından istemli olarak kontrol edilememektedir (Anne ve Allison, 2014). Diğer taraftan, bütün kaslar, dokuları farklı özellikte olsa dahi, elektro-kimyasal tepkimeler sonucunda ortaya çıkan bir kasılma davranışı ile mekanik kuvvet üretirler (Cooke, 1986). Kasılma davranışları izometrik (statik kasılma olarak da bilinir) ve dinamik kasılma olarak iki farklı başlık altında sınıflandırılmaktadır. Dinamik kasılma ise konsentrik ve eksentrik olarak iki alt başlığa sahiptir. Burada, boyu kısalırken kuvvet üreten kas konsentrik kasılma, boyu uzarken kuvvet üreten kas ise eksentrik kasılma davranışı gösterir. Kısaca, dinamik kasılma sırasında, kas boyunda değişimler meydana getirilerek kuvvet üretimi gerçekleştirilirken izometrik (statik) kasılma sırasında kas boyunda herhangi bir değişim meydana gelmeden kuvvet üretilir. Çizgili kasın üzerini örten ve bazen de kas dokusunun içerisinde yer alabilen, kas dokusundan farklı yapıdaki aponevroz ve tendon yapıları bulunur (Kawakami ve diğ, 2001). Bu dokular kasılma davranışına sahip değildir.

Biyolojik bir yapı olan kası, mekanik davranış tarzı itibarıyla bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi kullanarak modellemek oldukça güç ve karmaşıktır. Bunun bazı sebepleri arasında, kas geometrisinin düzgün olmaması, içerisinde bulunan lif yönelimi, lif uzunluğu ve kası saran aponevroz örtüsünün kolaylıkla görüntülenememesi bulunmaktadır. Ayrıca, kasılma elektro-kimyasal bir tepkime olup, bunun doğurduğu mekanik gerilmenin modellenmesi için uygun bir yaklaşımın belirlenmesi ve kullanılan sonlu elemanlar yazılımına entegrasyonu gereklidir. Kasın pasif olarak taşıdığı ve aktif olarak oluşturduğu mekanik gerilmeler altındaki davranışını betimlemek için aşağıdaki (*Şekil 1*) basit devre kurgusu kullanılabilir. Devrede, aktif elemana paralel olarak bağlı doku liflerin pasif elastik davranışı ile bunlara seri olarak eklenmiş matris dokunun pasif elastik davranışı bulunmaktadır.



Şekil 1:

Basitleştirilmiş bir mekanik kas devresi. Kas lifleri k_f modülü, lifleri içeren alvyapı maddesi k_m modülü, tendon ve aponevroz tarzı bağ dokuları da k_t modülü ile temsil edilmiştir.

Ayrıca, kasın üzerini örten ve bazen de içerisinde yer alan aponevroz ve tendon dokuları da bu devreye uygun şekilde eklenir.

Kasılma mekaniğine dair bulunabilen en erken çalışma Hill (1938) tarafından yayınlanmıştır. Seri bağlanmış elastik elemanın eşlik ettiği bir kasılma elemanından oluşan tek boyutlu mekanik bir devre olarak kurgulanan bu modelde, kasılma elemanının uzunluk değişim hızı ile üretilen kuvvet arasında bağlantı kurulmaktadır. Fizyolojik bir temele dayanmaktan çok, deneyler sonucunda elde edilmiş ampirik bir çıkarım olan bu yaklaşımı takiben, Huxley tarafından

kasılma fizyolojisini anlamaya yönelik önemli kuramsal çalışmalar yapılmıştır (Gordon ve diğ., 1966) (Huxley, 1974). Bunlardan çıkan çapraz-bağ kinetiği (cross-bridge kinetics) modeli, günümüzde kasılmanın fizyolojisini açıklamak için yaygın olarak kullanılan bir yaklaşımdır.

Kısaca özetlemek gerekirse, kaslar, içerisinde liflerin (muscle fiber) bulunduğu fasiküllerden oluşmakta; her bir lif de içerisindeki miyofibril ipliklerinden meydana gelmektedir (Serbest ve Eldoğan, 2014). Miyofibril iplikleri de sarkomer yapılarının uç uca eklenmeleri ile oluşmaktadır. Huxley modelinde, kası oluşturan en küçük mekanik eleman olan sarkomerlerdeki aktin ve miyozin fibriller arasında çevrimsel olarak kopan ve yeniden oluşan bağlar aktif çekme gerilmesini oluşturur. Tek boyutlu kas modellerine uygun olan bu çapraz-bağ gerilme modelinin üç boyutlu modellere uygulanması Zahalak'ın geliştirdiği dağıtık-moment yaklaşımı ile kolaylık kazanmıştır (Zahalak, 1981). Zahalak'ın ilk başta aç-kapa şeklinde iki durumlu olarak kurguladığı model önce Tözeren (1985) ve daha sonra Zahalak ve Ma (1990) tarafından farklı elektriksel aktivasyon durumlarını da kapsayacak şekilde genelleştirilmiştir. Kasın üretebildiği kuvvet sadece aktivasyon modeline bağlı olmayıp, aponevroz ve tendon bağlantılarının geometrisi (Huijing ve Woittiez, 1984) (Kawakami, 2012) ve kasın iç mimarisine (Azizi ve diğ. 2008), (Gans ve Walter 1965), (Scott ve Winter, 1991), yani liflerin yönelimi ve uzunluğuna da bağlıdır.

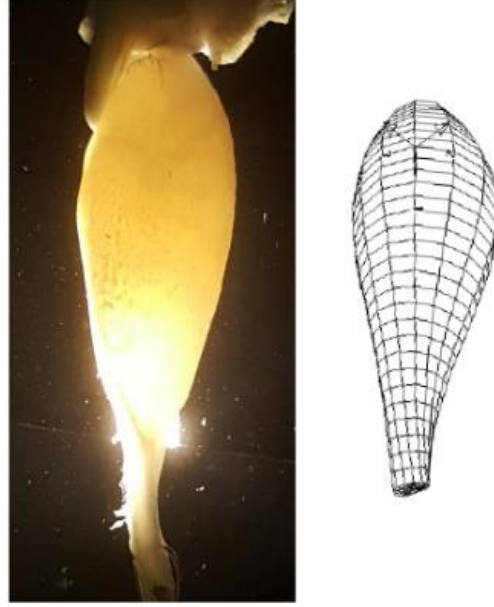
Omurgalılarda bulunan baldır kasının pennat bir kas olduğu çeşitli çalışmalarda yer almıştır (Azizi ve diğ., 2008), (Gans ve Walter, 1965), (Huijing ve Ettema, 1988), (Kawakami, 2012). İnsanlarda bi-pennat tipinde bulunan bu kas, diğer omurgalı hayvanlarda ise ünipennat ya da paralel yönelim tipinde görülmektedir. Liflerin kasın bir ucundan ötekine, yüzey geometrisine paralel şekilde oluşturdukları iç yapılar fusiform olarak bilinir. Çalışmamızda kullanılan kurbağa baldır kası da paralel bir kas olarak bildirilmiştir (Richards, 2011). Lif yöneliminin deneysel olarak belirlenmesi imkân dahilinde bulunmadığında başka yollarla oluşturulmuş iç mimariler aranmıştır. Örneğin, fiberlerin eş eksenli yani hepsinin tek yönde (ör. kas eksenine paralel) dizildiği ön kabulü kolay bir yoldur. Sayısal olarak biraz daha zorlayıcı olan başka bir yol, lifleri kasın yüzey geometrisine paralel hale getirmektir. Bu şekilde fusiform lif yönelim tipi elde edilir.

Bu çalışma dahilinde oluşturulan kas modeli izometrik kasılma davranışı sergileyecek şekilde kurgulanmıştır. Çalışmamızda, etik kurallarına uygunluğu ve deney hayvanı olarak kullanım yaygınlığı göz önüne alınarak kurbağadan elde edilen ve bir iskelet kası olan gastrocnemius (plantaris longus olarak da bilinmektedir) kası kullanılmıştır. Elektro-kimyasal tepkimeler sonucu üretilen mekanik gerilmelerin kullanıldığı, şekli ve açısız konumu değiştirilebilen aponevroz ve tendon dokusuna sahip bir model geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bunun yanında, aponevroz örtü şeklinin, açısız konumunun ve kas içerisindeki liflerin yönelimlerinin izometrik kasılma sonucunda üretilen kuvvet ve yakınsama özellikleri üzerindeki etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışma kapsamında üretebildikleri toplam kuvvet açısından, sabit (eksen yönünde) lif yönelimli kas modeli ile değişken (fusiform) lif yönelimli model karşılaştırılacaktır.

2. MALZEME VE YÖNTEM

Yürütülen çalışma içerisinde, öncelikli olarak gerçekçi bir kas modeli elde etmek için ilk hedef olarak kas geometrisinin fizyolojik haline yakın bir şekilde modellenmesi hedeflenmiştir. Bu amaç doğrultusunda kullanılan kurbağaya ait sol baldır (gastrocnemius) kası **Şekil 2'**de gösterilmiştir. Sonlu elemanlar ağ geometrisi 1440 adet HEX8 tipi elemandan ve 1767 ağ noktasından meydana gelmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen modelin çözümlemesi FEAP (Finite Element Analysis Program by Berkeley University) Taylor, (2019)

isimli açık kaynak kodlu ve FORTRAN dilinde yazılmış programla çözdürülmüştür. Bu kasın görüntülerinden sonlu elemanlar ağının oluşturulması Okyar ve diğ., (2019) içerisinde detaylı olarak anlatılmıştır.



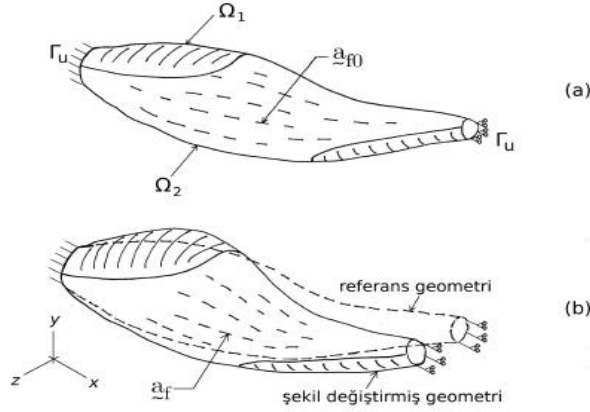
Şekil 2:

Kasın sıvı solüsyon içerisinde asılı durumu (solda), sonlu elemanlar ağ geometrisi (sağda).

Model geometrisinin tamamlanmasına müteakip, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılacak benzetim (simülasyon) çalışmasında kullanılacak denklemler türetilmiştir. Modelin geometrisi kapalı bir yüzey, Λ , ve onun içerisindeki kalan hacimden, Γ , oluşmaktadır. Yüzey, sınır değiştirme koşullarına bağlı olarak, yer değiştirmenin belirlendiği Γ_u ve yüzey gerilmelerin belirlendiği $\Gamma_\sigma = \Gamma - \Gamma_u$ olarak ikiye bölünmüştür. Koordinatlar, x_i , $i = 1,2,3$, yer değiştirmeler, u_i , $i = 1,2,3$, ve gerilmeler ise σ_{ij} tarafından temsil edilir. Ayrıca, türetilen denklemler ile beraber uygulanan malzeme parametreleri kas ve aponevroz dokuları için ayrı ayrı olarak **Tablo 1** içerisinde birimleri ile birlikte gösterilmiştir. Tablo 1 içerisinde bulunan parametreler Gielen (2000)'den modelimize uyarlanarak alınmış, deneysel eğrilere deneme yanılma yöntemi ile benzetilmiştir. Yoğunluk değişkeni, çalışma kapsamında kasılmanın yeterince yavaş geliştiği ön kabulü ile ve bundan dolayı hareket denklemlerinde atalet terimlerinin kullanılmaması sonucunda yoğunluk terimine ihtiyaç duyulmamıştır. Modelin sınır şartları, proksimal (**Şekil 2**'de üst taraf) ucundan tamamen bağlı, distal (**Şekil 2**'de alt taraf) ucu ise kas eksenine dik bir düzlem üzerinde kayabilen şekilde ayarlanmıştır.

Tablo 1. Sonlu elemanlar modelinde uygulanan malzeme parametreleri.

Parametre	Birim	Kas	Aponevroz
Poisson oranı, ν	yok	0.49 9	0.499
Kayma modülü, μ	(kPa)	5.0	5.0
Toplu modülü, K	(kPa)	2500	2500
Lif sabiti, h_1	(kPa)	3.50	210
Lif sabiti, h_2	yok	5.0	5.0



Şekil 3:

Yer değiştirmeden önce (a) ve sonra (b) hacim modeli.

Şekil 3 (a)'da hacmi oluşturan iki bileşenden kas dokusu Ω_2 bölgesinde, kası saran bağ doku (aponevroz) örtüsü ise Ω_1 bölgesindedir. Hacmi dolduran elemanların tümü HEX8 geometrisine sahiptir. Her bir elemanın kendi lif yönüne sahip olması gerektiğinden, FEAP yazılımında lif yönelim vektörü şekil değiştirme öncesindeki \vec{a}_{f0} olarak tanımlanır, şekil değiştirme sırasındaki ise \vec{a}_f olarak eleman şekil değişimini takip eder.

$$\Gamma_u \text{ üzerinde } \vec{u} = \vec{\hat{u}} \quad (1)$$

$$\Gamma_\sigma \text{ üzerinde } \vec{\nabla} \cdot \sigma = \vec{\hat{t}} \quad (2)$$

Kasın içerisinde kasılma ve şekil değiştirmeden kaynaklanan Cauchy gerilme tensörü σ , Denklem 3 yoluyla hesaplanır (Holzapfel ve Ogden, 2010), (Ogden, 2013). Aponevroz için de aynı denklem geçerlidir, fakat bunda kasılma olmadığından σ_a terimi bulunmaz. Bu denklemde hidrostatik basınç, p , birim tensörü \mathbf{I} , malzemenin sıfır gerilme anındaki kayma modülü, μ , lif elastik davranış parametreleri de h_1 ve h_2 olarak ifade edilmiştir. Ayrıca, \mathbf{F} , şekil değiştirme gradyanı, $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$, sağ Cauchy-Green tensörü, $\mathbf{B} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T$, sol Cauchy-Green tensörü, ve son olarak da $I_4 = \vec{a}_f \cdot (\mathbf{C} \vec{a}_f)$, \mathbf{C} 'nin lif yönündeki değişmezidir. Aktif gerilmeyi betimleyen σ_a 'ya ilişkin detaylar, tamamen Gielen (2000)'in doktora tezinden uyarlanmıştır.

$$\sigma_f = \sigma_a + 2h_1(I_4 - 1)exp[h_2(I_4 - 1)^2] \quad (3)$$

Denklem 3'te, hiperelastik bir matris içerisindeki tek yönlü liflerdeki toplam gerilme, aktif ve pasif bileşenlere ayrılmaktadır. Bu bünye denklemi HOG-tipi lif takviyeli kompozit olarak da anılmaktadır (Holzapfel, 2000). Hem kas hem de aponevrozun bu şekilde davrandığı kabul edilmiştir. Yumuşak dokularda matris bileşenin neredeyse sıkışmaz olmasından dolayı, hacmi doldurmak için kullanılan sonlu elemanlarda karışık $u - p$ formülasyon (mixed-formulation, (Taylor, 2019)) tercih edilmiş, bu koşul da Lagrange ögментasyonu yöntemi ile dayatılmıştır. İçerdiği geometri ve malzemenin doğrusal olmaması, ayrıca sıkışmazlık koşulunun da uygulanıyor olmasından dolayı, modelin çözümünde yakınsamanın iyileştirilmesine yönelik

olarak, sonlu elemanlar ağı oluşturulurken TET4 tipi elemanlar yerine, onlardan daha iyi yakınsama özelliklerine sahip olduğu bilinen HEX8 tipi elemanlar tercih edilmiştir.

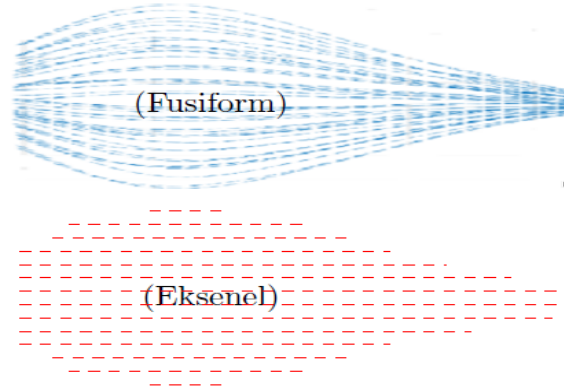
Problemin çözüldüğü hacim içerisinde doğrusal (Denklem 5) ve açısız (Denklem 6) momentum korunumu, uygulanan sınır şartları (Denklemler 1 ve 2) ve neredeyse sıkışmazlık koşulunu (Denklem 4) sağlayacak şekilde, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yer değiştirme bileşenleri u_i için çözdürülmüştür. Yumuşak doku, doğası gereği büyük şekil değiştirmelere maruz kaldığından, çözüm algoritmasında doğrusal olmayan geometri seçeneği (geometric non-linearity) kullanılmıştır.

$$\rho J = \rho_0, J \approx 1 \quad (4)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \sigma = \vec{0} \quad (5)$$

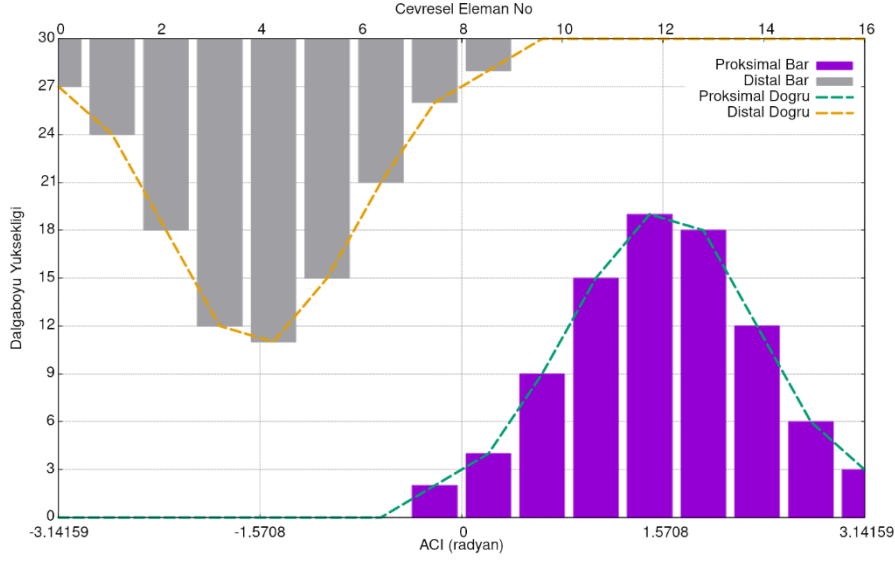
$$\sigma = \sigma^T \quad (6)$$

Hacim içerisindeki lif yönelimlerinin belirlenmesi, elde buna yönelik gerekli imkanlar bulunmadığından mümkün olmamıştır. Lakin, kasılma kuvveti doğrudan ve sadece lif tarafından üretildiğinden, lif yönelimlerinin toplam kuvveti etkileyen önemli bir etken olduğu açıktır. Liflerin kasın bir ucundan ötekine doğru, yüzey geometrisine paralel şekilde yayıldıkları şekil fusiform olarak adlandırılmaktadır. Baldr kasının vazoyu andıran formunu takip eden lif yönelimlerinin elde edilmesi Okyar ve diğ., (2019) çalışmasında anlatılmıştır. Karşılaştırmalı lif yönelimleri **Şekil 4**'te gösterilmiştir.



Şekil 4:

Toplam kasılma kuvvetinin hesaplanmasında uygulanan iki lif yönelim alternatifinin temsili görüntüsü. Eksenel (kırmızı) ve fusiform (mavi) yönelimli lif yerleşimi.



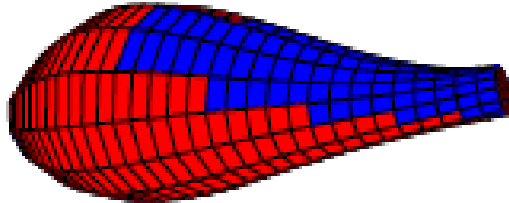
Şekil 5:

Aponevrozun oluşturulması. Modelin en dış yüzeyinde bulunan elemanlar ortadan bölünerek düzleme bir dikdörtgeni kaplayacak şekilde yayılır. Üstte, Denklem 7 tarafından çizdirilen yeşil (proksimal) ve sarı (distal) çizgiler, her iki uçtaki aponevroz örtülerinin sınırlarıdır. Daha sonra sınırlar içerisinde alt katmanda kalan elemanlar boyandığında altta görünen mor (proksimal) ve gri (distal) eleman dizilimi görüntüsü oluşur.

Şekil 5’de kasın karşılıklı uçlarında aponevroz örtülerinin oluşturulması anlatılmaktadır. Külâh biçiminin yaratılmasında Denklem 7’den faydalanılmıştır.

$$L(\theta) = a \operatorname{sech}^2\left(\frac{\theta-c}{b}\right) \quad (7)$$

Bu denklemde bulunan üç parametre ile bir çan eğrisi dağılımına benzeyen şekiller elde edilir. Eğrinin açığa bağlı yüksekliği, $l(\theta)$, kas eksenini etrafındaki çevresel konumu, θ , biçimlendirme için kullanılan yükseklik, genişlik ve açı parametreleri ise sırasıyla, a , b ve c ’dir. Denklem 7 kasın konik biçimli ucuna sarıldığında, Şekil 6’da görüldüğü gibi, ortaya külâha benzeyen bir aponevroz örtü şekli çıkar.



Şekil 6:

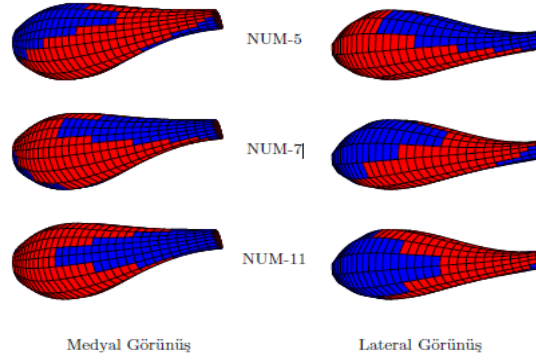
Denklem 7 kullanılarak elde edilen ve üzerinde aponevroz örtüsü de bulunan kas modeli örneği. Resimde kas elemanları kırmızı, aponevroz elemanlar ise mavi ile renklendirilmiştir.

Aponevrozun kasılma davranışı üzerindeki etkisinin anlaşılmasına yönelik olarak farklı özelliklere sahip, **Tablo 2**'de listesi verilen 10 adet örnek model oluşturulmuştur. Kas modellerinin farklılıkları kas modelinin üzerinde bulunan aponevroz örtüsünün geometrik özelliklerinin değiştirilmesi, hiç aponevroz örtüsü kullanılmaması ve lif yönelimlerinin değiştirilmesi senaryoları ile sağlanmıştır. Tabloda üzerinde hiç aponevroz olmayan bir örneğin (YOK kodlu) yanı sıra, tamamen aponevroz ile kaplı bir örnek de (TAM kodlu) bulunmaktadır. Karşılıklı aponevroz geometrileri (NUM-5, 7, 10, 11, 12, ve 13), konik külah biçiminde, proksimal ve distal uçların açılma konumları karşılıklı olacak şekilde konuşlandırılmıştır. Bu örnekler, altı farklı açıda yerleştirilmek suretiyle çoğaltılmıştır. Örnek olarak, parametreleri **Tablo 2**'de verilen NUM-5, 7, ve 11 kodlu örneklerin aponevroz yerleşimleri **Şekil 7**'de gösterilmiştir.

Tablo 2. Sayısal deneylerde kullanılan farklı aponevroz geometri örnekleri ve bunları oluşturmak için kullanılan parametreler.

Kod	Proksimal			Distal		
	a	b	c	a	b	c
YOK	0	0	0	0	0	0
TAM	30	1	0	4	1	0
		0			0	
NUM-3	20	1	0	0	0	0
NUM-4	0	0	0	20	1	0
NUM-5	20	1	0	20	1	Π
NUM7	20	1	π	20	1	0
NUM-10	20	1	$\pi/4$	20	1	$5\pi/4$
NUM-11	20	1	$3\pi/4$	20	1	$7\pi/4$
NUM-12	20	1	$5\pi/4$	20	1	$9\pi/4$
NUM-13	20	1	$7\pi/4$	20	1	$11\pi/4$

NUM-3 ve NUM-4 ise kontrol amacıyla oluşturulmuş olup, sırasıyla sadece proksimal ve distal uçlarda aponevroz bulundurmaktadır. Kasın üretebildiği toplam kuvvete olan etkisi bakımından aponevrozun haricinde lif yönelimi de incelemeye değer bulunmuştur. İncelenen iki farklı lif yönelimi **Şekil 4**'de gösterilmiştir. Yukarıda bahsedilen 10 örnekten ikiser grup oluşturulmuş, birinci gruptakilerin lif yönelimi aksenal (EKS), ikinci gruptakilerin ise fusiform (FUS) olarak alınmıştır. Bunun sonucunda aponevroz örtüsünün varlığının, şeklinin ve açılma konumunun etkilerinin ayrı ayrı değerlendirilebilmesi beklenmiştir.



Şekil 7:

*Farklı aponevroz örtü yerleşimlerinin verildiği **Tablo 2**'den, üç modelin medyal ve lateral yönlerden görünüşleri. Resimde kas elemanları kırmızı, aponevroz elemanlar ise mavi ile renklendirilmiştir.*

Sayısal deneyler de kullanılacak modellerin de belirlenmesini takiben, kullanılacak modellerde kasılma zaman aralığının belirlenmesi gerekmiştir. Zaman adımları yakınsama kolaylığına göre 1 ile 5 ms arasında değiştirilmiş, daha sonra tüm çözümlerde 2 ms kullanılmıştır.

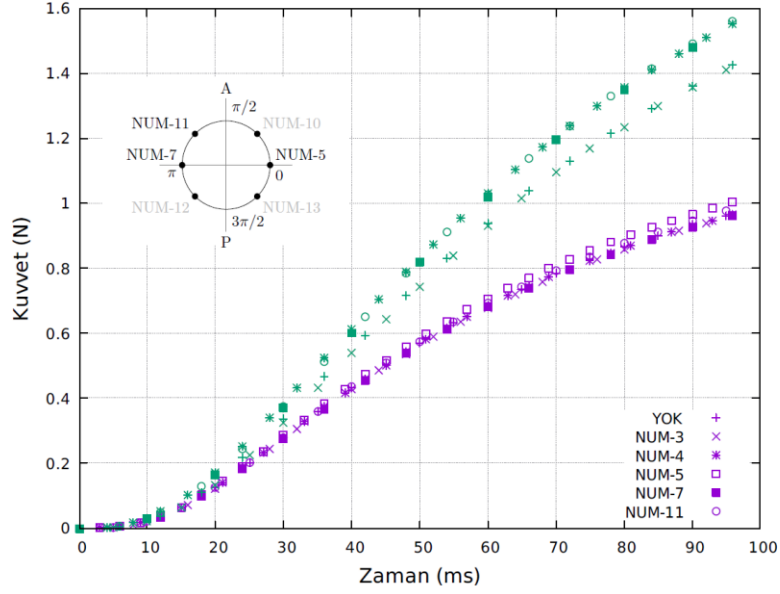
3. BULGULAR

Model sayesinde, tüm kas elemanlarına birden kasılma sinyali yollandığında, Denklem 3'teki σ_a değerinde zamana bağlı olarak artış başlatılabilmektedir. Bu halde tüm kas elemanlarına birden kasılma sinyali yollandığında, Denklem 3'teki σ_a değerinde zamana bağlı olarak artış başlar. 10'arlık iki grupta bulunan toplam 20 örneğe 2 ms'lik aralıklarla uygulanan kasılma sinyali sonucunda kaydedilen zaman adımlama (ıraksama), iterasyon ve toplam çekme kuvvet değerleri **Tablo 3**'de derlenmiştir.

Tablo 3. Tüm örnekler için hem aksnel hem de fusiform yönelimli lif dağılımı için sonlu elemanlar koşumlarının sonuçları.

Kod	Dizili m	Iraksama (ms)	iter toplam	iter (10 ms)	iter (50 ms)	iter (98 ms)	kuvvet (N) (10 ms)	kuvvet (N) (50 ms)	kuvvet (N) (98 ms)
NUM-11	Fus	100	4627	67	854	4276	0.0293	0.826	1.580
NUM-4	Fus	104	5927	185	905	4609	0.0311	0.832	1.575
NUM-7	Fus	100	4569	191	908	4228	0.0294	0.819	1.568
YOK	Fus	120	9693	199	933	4130	0.0199	0.743	1.438
NUM-3	Fus	493	141091	126	1581	4744	0.0299	0.584	1.016
NUM-5	Eks	145	9625	65	775	2451	0.0287	0.573	0.997
NUM-11	Eks	99	4705	126	780	2312	0.0216	0.567	0.975
YOK	Eks	1000	364403	125	786	2348	0.0149	0.563	0.973
NUM4	Eks	99	5886	127	502	1505	0.0211	0.563	0.972
NUM-3	Eks	54	1052	65	908		0.0287	0.833	
NUM-7	Eks	56	5564	184	904		0.0219	0.833	
NUM-12	Fus	79	3478	66	499		0.0233	0.754	
NUM-10	Eks	215	20357	121	780		0.0208	0.585	
NUM-5	Fus	12	159	118			0.0162	0.569	
NUM-13	Fus	13	180	123			0.0152		
NUM-10	Fus	14	107	125			0.0298		
NUM-12	Eks	16	138	70			0.0281		
NUM-13	Eks	14	203	65			0.0238		
TAM	Fus	14	106	50			0.0296		
TAM	Eks	10	124	62			0.0211		

Tüm örnekler için çözümün iraksadığı (sonlandığı) an 10-1000 ms arasında değişmektedir. Üretilen toplam kuvvet açısından bakıldığında örneklerin performansının zaman çizgisi üzerinde karşılaştırılması için üç durak kullanılmıştır. Bunlar 10 ms (tüm örnekler), 50 ms (13 örnek) ve 98 ms (11 örnek) olarak belirlenmiştir. **Şekil 8**'de sadece üçüncü durağa ulaşabilen (98 ms'yi geçenler) örneklerin zaman içerisinde üretebildikleri kuvvetler çizdirilmiştir. Bu şekilde yer alan örneklerin üzerini kaplayan aponevroz örtüsünün açılal yönelimleri de iç şekildeki daire etrafında gösterilmiştir. İç şekildeki düşey eksen kasın anteriyor-posteriyor (A-P) eksenini göstermektedir. Daire etrafında, karşılıklı aponevroz geometrisine sahip altı örnek (NUM-5,7,10,11,12, ve 13) işaretlenmiştir.



Şekil 8:

Kasılma sinyali gönderilen ve iraksamadan en az 98 ms çözdürülebilen fusiform (yeşil) ve aksel (mor) lif yönelimli modeller. İç şekildeki daire, karşılıklı aponevroz örtülü altı örneğin açısal yerleşimini göstermektedir. Bunlardan kuvvet üretimi 98 ms'ye erişmeden iraksayan üç örnek (NUM-10,12,13) silik olarak yazdırılmıştır.

Toplam 20 örnekten oluşan sayısal deneylerin sonuçları, kasın iç mimarisine göre aksel ve fusiform lif yönelimli iki grupta ele alınmıştır. Yakınsama özellikleri açısından aksel grup içerisindeki deneyler 1000 ms'ye kadar adımlayabilirken, fusiform modeller ise en fazla 120 ms'ye kadar adımlayabilmiştir.

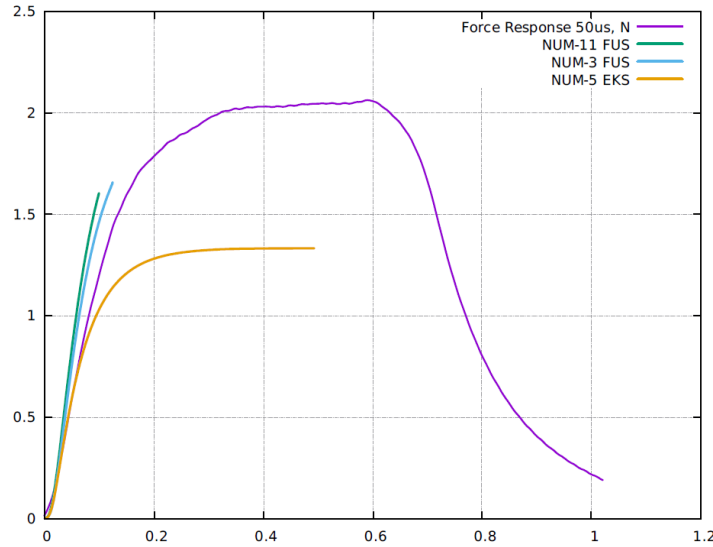
Fusiform modellerin, daha basit olan aksel lif yönelimli olanlara nazaran yaklaşık %60 daha fazla kuvvet üretebildikleri Şekil 8 'de görülmektedir. 98 ms anında fusiform lif yönelimli NUM-11 aponevroz örtülü kas modeli, 1.58 N şiddetinde çekme kuvveti oluşturabilmişken, aynı anda aksel lif yönelimine sahip NUM-5 aponevroz örtülü kas modeli ise ancak 1.02 N'ye ulaşabilmiştir. Hiç aponevroz örtüsü olmayan fusiform lif yönelimli YOK modeli 1.45 N üretirken, benzer durumdaki aksel lif yönelimli model ile ise 0.98 N'de kalmıştır. Tamamen aponevrozla kaplı olan modeller her iki lif yönelim tipinde de kararlık açısından en düşük seviyede kalmıştır.

Eksel NUM-5 modeli toplam 493 ms adımlama yapabilmiştir. Bu bakımdan, fusiform modellerin tümünden daha kararlı davranmıştır. Oluşturulan modelin kararlığı, seçilen lif yönelimine göre değişkenlik göstermiştir. Genelde NUM-10, 12, ve 13 kararlık bakımından zayıfken NUM-5, 7 ve 11 ise daha yüksek kararlıktadır. Fusiform yönelimli modellerde yüksek kararlıkta olan NUM-7 ve 11 komşu modellerdir, yani benzer açısal yerleşimdedirler. Eksel yönelimli olup yüksek kararlık gösteren NUM-5 ise açısal yerleşim olarak NUM-7 ve 11'in karşısında bulunmaktadır. Yüksek sayısal kararlık sağlayan aponevroz yerleşim yönü, lif yönelim tipine bağlı olarak farklılık göstermektedir.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tüm sonuçların gösterildiği **Tablo 3** göz önüne alındığında, fusiform modellerin daha hızlı bozulmalarının (ıraksamadan dolayı çözümün durmasının) sebebinin, bu modellerin daha fazla kuvvet üretmesinden dolayı şekillerinin daha fazla değişmesinden kaynaklandığı sanılmaktadır.

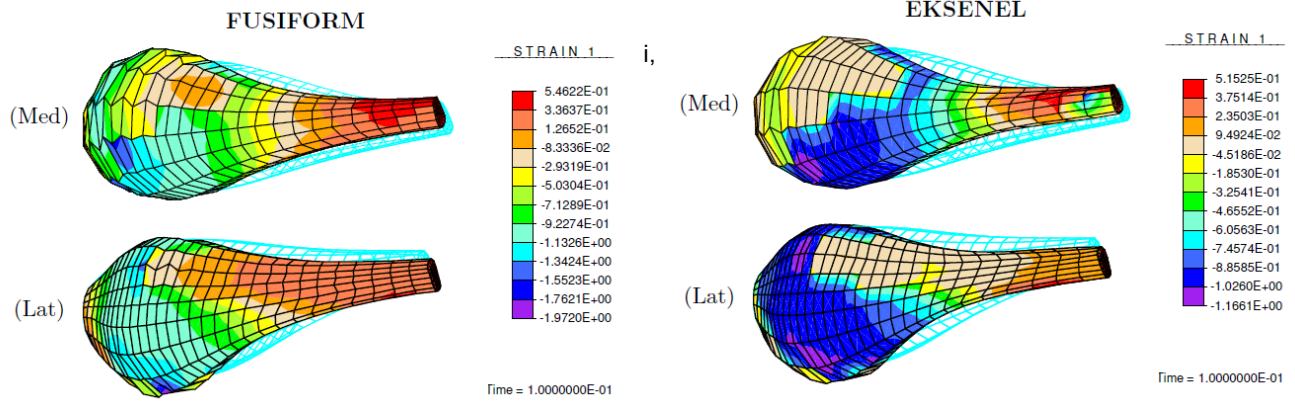
Eksenel ve fusiform geometrilerde gerinim dağılımında belirgin bir fark oluşmaktadır. Fusiform geometrilerde gerinimin yüzeydeki dağılımı daha homojen olmasına karşın, **Şekil 10**'deki sonuçlarda eksen yönünde en yüksek %55, en düşük -%197 normal gerinme okunmuştur. Eksenel tipteki gerinimler ise en yüksek %52, en düşük -%116 olarak okunmuştur. Her iki tipte de sıkışmazlık koşulundan dolayı olduğu düşünülen hafif ölçüde kum saati (hourglass) kararsızlığı görülmektedir. Fusiform tip modellerde **Tablo 3**'te görülen eksenele göre daha kötü yakınsama davranışına, kasın proksimal uca yakın ve şişkin bölümde eksenel tipe göre çok daha yoğun görülen kum saati kararsızlığın sebep olduğu söylenebilir. Ayrıca, bu çalışmanın ortaya çıkmasına yol açan proje kapsamında, gerçek bir kurbağa baldırının in-vitro ortamda elektriksel uyarı ile kasılması sonucunda yük hücresinden kaydedilen veriler kullanılarak bir karşılaştırma yapılmıştır. Gerçek bir kas ile yapılan deneyde edilen sonuçlara göre kasılma, ilk 0.1 saniyede hızla yükselirken, 0.3 saniyede en yüksek değerine doğru yaklaştığında ise yavaşlayarak devam eder. Bu deneysel veriler, çalışmamızda sayısal olarak elde edilebilen bazı fusiform (NUM-3 ve 11) ve eksenel (NUM-5) örnekleri ile **Şekil 9**'da karşılaştırılmıştır.



Şekil 9:

Kasılma sinyali gönderilen ve ıraksama anına kadar çizdirilen fusiform (NUM-3 ve 11) ve eksenel (NUM-5) lif yönelimli modellerin kuvvet eğrileri ile, gerçek kurbağa baldır kasının in-vitro ortamda elektriksel uyarıya verdiği kasılma tepkisinin karşılaştırması.

Şekil 9'da görüldüğü üzere NUM-5 isimli eksenel tipte modelin üretebildiği kuvvetin düşük kaldığı, buna karşılık fusiform tipte lif yönelimine sahip NUM-11 ve NUM-3 isimli modellerde ise kuvvetin deneysel olarak daha hızlı yükseldiği kaydedilmiştir. Buna rağmen, sayısal kararlılığın yetersiz olmasından dolayı asimptotik davranış kısmında fusiform lif tipine sahip modeller ile bir karşılaştırma yapılamamıştır. Şekil 9'da gösterilen ve modelin ıraksama anına kadar çizdirilen verilerin de gösterdiği üzere, model ile sadece maksimum kasılma kuvveti tahmin edilebilmektedir.



Şekil 10:

Kas eksenine doğrultusundaki normal gerinim dağılımlarının medyal ve lateral görünüşlerde temsili. Her iki tip lif yöneliminde proksimal uca yakın hourglass tipi kararsızlık bulunmasına karşın fusiform tipinde eksenele göre daha fazla kararsızlık göze çarpmaktadır.

Dağıtık momentler yaklaşımı ile kodlanan kasılma algoritmasını kullanan sonlu elemanlar modeli başarılı olarak çalıştırılmıştır. Lif yönelim tipi, üretilen toplam çekme kuvvetini önemli ölçüde değiştirmektedir. Ayrıca, aponevroz örtü yerleşimi de hem üretilen kuvvet hem de sayısal kararlık üzerinde etkilidir. Model, hourglass kararsızlığın giderilmesi şartıyla kasın üç boyutlu modellenmesi için uygun görünmektedir. Bu çalışma, amacı itibarıyla gastrocnemius kası üzerindeki aponevroz örtüsünün şeklinin ve konumunun kuvvet ve yakınsama üzerindeki etkisini irdelemesine karşın aponevrozun sahip olduğu şeklin hangi parametreler bağlı olarak geliştiğini açıklamamaktadır. Ayrıca, çalışma dahilinde kas dokusunun lif yönelimleri de fusiform (kas geometrisini takip edecek şekilde) ya da ekstenel yönde sabit olarak kabul edilmiştir. Çalışma sonucunda, lif yönelimlerinin üretilen kuvvet ve yakınsama açısından önemli olduğu deneyimlendiğine göre, bu çalışma bu yönü itibarıyla de oldukça limitlidir. Öte yandan, sahip olduğu elektriksel kasılma modeli ile bu alanda var olan literatür çalışmalarından oldukça farklı bir bakış açısı ve yöntemine sahip ve geliştirilmeye oldukça elverişli olduğu unutulmamalıdır.

ÇIKAR ÇATIŞMASI

Yazarlar, bilinen herhangi bir çıkar çatışması veya herhangi bir kurum/kuruluş ya da kişi ile ortak çıkar bulunmadığını onaylamaktadırlar.

YAZAR KATKISI

“Ali Fethi Okyar”, çalışmanın genel yönetimi, literatür taraması, fikir, kavramsal ve tasarım süreçlerinin belirlenip yönetilmesi ve veri analizi çalışmalarında, “Şükrü Furkan Taşdemir” ise nümerik çalışmalar, makalenin derlenmesi, literatür taraması, veri analizi ve veri toplanmasında katkılarda bulunmuşlardır.

KAYNAKLAR

1. Azizi, E., Brainerd, E. L., and Roberts, T. J. (2008). Variable gearing in pennate muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 105(5), 1745–1750. doi:10.1073/pnas.0709212105
2. Cooke, R., and Holmes, K. C. (1986). The Mechanism of Muscle Contractio. *Critical Reviews in Biochemistry*, 21(1), 53–118. doi:10.3109/10409238609113609

3. Ebashi, S., Endo, M., and Ohtsuki, I. (1969). Control of muscle contraction. *Quarterly Reviews of Biophysics*, 2(4), 351–384. doi:10.1017/s0033583500001190
4. Gans, C., and Bock, W. J. (1965). The functional significance of muscle architecture--a theoretical analysis. *Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte*, 38, 115–142. PMID: 5319094
5. Gielen, A. W. J. (2000). A Finite Element Approach for Skeletal Muscle using a Distributed Moment Model of Contraction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3(3), 231–244. doi:10.1080/10255840008915267
6. Gordon, A. M., Huxley, A. F., and Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 184(1), 170–192. doi:10.1113/jphysiol.1966.sp007909
7. Holzapfel, G. (2000) *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*, Wiley.
8. Holzapfel, G. A., and Ogden, R. W. (2010). Constitutive modelling of arteries. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 466(2118), 1551–1597. doi:10.1098/rspa.2010.0058
9. Huijing, P. A., and Ettema, G. J. (1988). Length-force characteristics of aponeurosis in passive muscle and during isometric and slow dynamic contractions of rat gastrocnemius muscle. *Acta morphologica Neerlando-Scandinavica*, 26(1), 51–62. PMID:3247879
10. Huijing, P.A., Woittiez, R.D. (1984) The effect of architecture on skeletal muscle performance: a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology* 34(1), 21–32 ISBN: 0-7360-3966-X
11. Huxley, A. F. (1974). Muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 243(1), 1–43. doi:10.1113/jphysiol.1974.sp010740
12. Ma, S., and Zahalak, G. I. (1991). A distribution-moment model of energetics in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 21–35. doi:10.1016/0021-9290(91)90323-f
13. Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y., and Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(5), 1671–1678. doi:10.1152/jappl.2001.90.5.1671
14. Ogden, R. (2013) *Non-Linear Elastic Deformations, Dover Civil and Mechanical Engineering*, Dover Publications
15. Okyar, F., Karadag, V., Akgun, M., and Ciblak, N. (2019). Leveraging artificial neural networks to mesh frog gastrocnemius muscle from digital photography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization*, 8(2), 143–151. doi:10.1080/21681163.2019.1627677
16. Richards, C. T. (2011). Building a robotic link between muscle dynamics and hydrodynamics. *Journal of Experimental Biology*, 214(14), 2381–2389. doi:10.1242/jeb.056671
17. Scott, S. H., and Winter, D. A. (1991). A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *Journal of Biomechanics*, 24(2), 163–167. doi:10.1016/0021-9290(91)90361-p

18. Serbest, K., and Eldoğan O. (2014). Structure and biomechanics of skeletal muscle. *Academic Platform Journal of Engineering and Science*, 2(3), 41–51. doi:10.5505/apjes.2014.70299
19. Shan, X., Otsuka, S., Yakura, T., Naito, M., Nakano, T., and Kawakami, Y. (2019). Morphological and mechanical properties of the human triceps surae aponeuroses taken from elderly cadavers: Implications for muscle-tendon interactions. *PLOS ONE*, 14(2), doi:10.1371/journal.pone.0211485
20. A.V. Hill, The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. (1938). *Proceedings of the Royal Society of London. Series B- Biological Sciences*, 126(843), 136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
21. Tözeren, A. (1985). Continuum rheology of muscle contraction and its application to cardiac contractility. *Biophysical Journal*, 47(3), 303–309. doi:10.1016/s0006-3495(85)83920-5
22. University of California, (2014). FEAP-Finite Element Analysis Program. Erişim Adresi: <http://www.ce.berkeley/feap>. (Erişim Tarihi:10.10.2019)
23. Waugh Anne, and Grant Allison, (2014) *The Nervous System*. Ross and Wilson Anatomy and Physiology. Elsevier, s.144-177
24. Zahalak, G. I., and Ma, S.-P. (1990). Muscle Activation and Contraction: Constitutive Relations Based Directly on Cross-Bridge Kinetics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112(1), 52–62. doi:10.1115/1.2891126

