Iğdır Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 11(3): 2245-2254, 2021
Journal of the Institute of Science and Technology, 11(3): 2245-2254, 2021

ISSN: 2146-0574, eISSN: 2536-4618

Makina Mühendisliği / *Mechanical Engineering* **DOI: 10.21597/jist.895137**

Araştırma Makalesi / *Research Article*

Geliş tarihi / Received: 11-03-2021 **Kabul tarihi / Accepted: 07-05-2021**

Atıf İçin: Korkmaz İH, 2021. Koyun Ön Çapraz Bağının Hiperelastik Malzeme Özelliklerinin *In-Vitro* ve 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Iğdır Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 11(3): 2245-2254.

To Cite: Korkmaz İH, 2021. Evaluation of Hyperelastic Material Properties of Sheep Anterior Cruciate Ligament by *In-Vitro* and 3D Finite Element Analysis. Journal of the Institute of Science and Technology, 11(3): 2245-2254.

Koyun Ön Çapraz Bağının Hiperelastik Malzeme Özelliklerinin *In-Vitro* ve 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

İsmail Hakkı KORKMAZ[1*]

ÖZET: Biyomekanik alanındaki bilgisayar simülasyonlarında bağ dokularının modellenmesi simülasyonun anatomiye uygun olarak başarılması için önemlidir. Bağ dokuları, bu tip çalışmalarda çoğunlukla hiperelastik malzeme olarak tanımlanırlar. Ancak hiperelastik malzeme olarak tanımlanması için çekme, basma, sürünme vb. gibi testlerden elde edilmiş verilerle oluşturulan bir matematiksel malzeme modeline ihtiyaç vardır. Malzeme modeli olarak kullanılabilecek birçok fenomenolojik model bulunmaktadır. Bu çalışmada, bağ dokusunun simülasyonu, Neo-Hookean, Ogden 2. Derece ve Yeoh 2. Derece hiperelastik malzeme modellerine göre oluşturulmuştur. Modellerin kullanacağı gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi verileri için koyun ön çapraz bağının *in-vitro* olarak tek eksenli çekme deneyi yapılmıştır. Deneyden elde edilen verilere göre malzeme modelleri için gerekli olan malzeme sabitleri hesaplanmıştır. Yapılan analizler sonucunda bağ dokusunda, Ogden 2. Derece ve Yeoh 2. Derece modellerinin birbirine yakın, Neo-Hookean modelinin ise farklı gerilme değerlerine sahip sonuçlar verdiği belirlenmiştir. Üç modelden ve *in-vitro* testten elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme eğrilerinin uyumu Kök Ortalama Kare Hatası(RMSE) değerlerine göre değerlendirilmiştir. Neo-Hookean, Ogden 2. Derece ve Yeoh 2. Derece hiperelastik malzeme modellerinin RMSE değerleri sırasıyla 4.9597, 1.9704 ve 2.3644 olarak elde edilmiştir. Sonuç olarak, malzeme sabiti sayısı fazla olan Ogden 2. Derece hiperelastik malzeme modeli hem normal ve von-mises gerilme değerlerine hem de RMSE değerlerine göre *in-vitro* test sonuçlarına daha yakın sonuçlar üretmiştir. Bağ dokusunu simülasyonları için analiz edilen üç model arasında bu malzeme modelinin kullanımının daha uygun olduğu belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Koyun Ön Çapraz Bağı, Hiperelastisite, Sonlu Elemanlar Yöntemi

Evaluation of Hyperelastic Material Properties of Sheep Anterior Cruciate Ligament by *In-Vitro* and 3D Finite Element Analysis

ABSTRACT: Modeling of ligament tissues in computer simulations in biomechanics is important for achieving the simulation anatomically. These are often described as hyperelastic materials in these types of studies. However, in order to be defined as a hyperelastic material, a mathematical material model created with data obtained from tests such as tension, compression, and creep is needed. There are many phenomenological models that can be used as material models. In this study, ligament tissue simulation was created according to Neo-Hookean, Ogden 2nd Order and Yeoh 2nd Order hyperelastic material models. *In-vitro* uniaxial tensile testing of sheep anterior cruciate ligament was performed for data on the stress-strain curve to be used by the models. According to the data obtained from the tensile test, the material constants required for the material models were calculated. As a result of the analysis, it was determined that Ogden 2nd Order and Yeoh 2nd Order models were close results and Neo-Hookean model gave results with different stress values. The fit of the stress-strain curves obtained from three models and *in-vitro* test was evaluated according to the Root Mean Square Error(RMSE) values. RMSE values of Neo-Hookean, Ogden 2nd Order and Yeoh 2nd Order hyperelastic material models were obtained as 4.9597, 1.9704 and 2.3644, respectively. As a result, the Ogden 2nd Order hyperelastic material model with a high number of material constants produced results closer to *in-vitro* test results compared to both normal and von-mises stress values and RMSE values. Among the three models analyzed for simulations of ligament tissue, it was determined that the use of this material model was more appropriate.

Keywords: Biomechanics, Sheep Anterior Cruciate Ligament, Hyperelasticity, Finite Element Method

[1] İsmail Hakkı KORKMAZ (**Orcid ID:** 0000-0003-2440-0319), Erzurum Teknik Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Erzurum, Türkiye

***Sorumlu Yazar/Corresponding Author:** İsmail Hakkı KORKMAZ, e-mail: ismail.korkmaz@erzurum.edu.tr

GİRİŞ

İnsan vücudunda yer alan ve yumuşak doku sınıfında bulunan bağlar, kemik-kemik arasında yer alarak kuvvet iletimini ve eklemin hareket stabilizasyonunu kontrol etmektedir (Ristaniemi ve ark., 2018). Bu hareket özellikleri yapısını oluşturan kolajen, elastin, protein, su ve hücreler(fibrolast) tarafından sağlanmaktadır. Bağ dokusu hem sıvı hem de katı faza sahip olduğundan (Korhonen ve Saarakkala, 2011) ve doku tepkisi zamana bağlı olduğundan (Ristaniemi ve ark., 2018) malzeme özelliği bakımından viskoelastik malzeme özelliklerine sahiptir. Neredeyse sıkışmaz olarak kabul edilen bağlar aynı zamanda hiperelastik malzeme olarak ta tanımlanabilmektedir (Park ve ark., 2010; Brandão ve ark., 2015; Yahyaiee Bavil ve Rouhi, 2020).

Bağ dokularının anatomik olarak benzer malzeme özellikleri ile bilgisayar simülasyonlarında modellenmesi için farklı model oluşturma yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; çubuk (Nikkhoo ve ark., 2020), yay (Naghibi Beidokhti ve ark., 2017) ve 3 boyutlu katı (Koh ve ark., 2021) modellerdir. Bağ dokularına ait 3 boyutlu modellerin Manyetik Rezonans (MR), Bilgisayarlı Tomografi (BT) vb. radyolojik yöntemler kullanılarak mühendislik çalışmaları için morfolojik özellikleri elde edilebilmektedir. Ancak, bu dokuların hiperelastik malzeme özellikleri bilgisayar simülasyonlarında çeşitli matematiksel modellerin yardımı ile tanımlanabilmektedir (Naghibi Beidokhti ve ark., 2017). Bu dokular, Neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Ogden, Yeoh, Arruda-Boyce vb. fenomenolojik modeller ile modellenebilecek hiperelastik davranış sergilediğinden (Bijalwan ve ark., 2018) literatürde bağların hiperelastik malzeme olarak tanımlanıp kullanıldığı birçok sonlu elemanlar analizi çalışması bulunmaktadır (Zhou ve ark., 2019; Cifuentes-De la Portilla ve ark., 2020; Karimi ve ark., 2020).

Bağ yapıları için oluşturulan sonlu elemanlar simülasyonlarında, bağın deneysel testler ile elde edilmiş malzeme özelliklerinin tanımlanması gerekir. Deneysel ve teorik karşılaştırmalarda insan diz eklemine ait ön çapraz bağ için kadavra kullanmak oldukça zor olduğundan çoğu çalışmada olduğu üzere çeşitli hayvanlara (Weiler ve ark., 2002; Yucel ve ark., 2009; Sun ve ark., 2013) ait ön çapraz bağlar test edilip bu testlerden elde edilen malzeme özellikleri kullanılmaktadır. Koyun ön çapraz bağı yaygın olarak kullanılan bir hayvan modelidir çünkü eklem, boyut ve yapı bakımından insan diz eklemine benzerdir (Hexter ve ark., 2020).

Doğrusal olmayan gerilme-şekil değiştirme eğrilerine sahip bağlar için hiperelastik malzeme özellikleri deneysel olarak tek eksenli çekme (Morales-Orcajo ve ark., 2016), basma, sürünme ve gerilme gevşemesi testleri (Korhonen ve Saarakkala, 2011) ile belirlenmektedir. Matematiksel modellerde kullanılacak malzeme sabitleri, bu testlerden elde edilen eğri verilerinin çeşitli sayısal hesaplama veya Ansys(Bashkuev ve ark., 2020; Caragiuli ve ark., 2021) ve Abaqus(Brandão ve ark., 2015; Cifuentes-De la Portilla ve ark., 2020) gibi sonlu elemanlar yazılımlarında tanımlanması ile elde edilebilmektedir. Belirlenen malzeme sabitleri ile malzemenin şekil değiştirme enerjisi fonksiyonu(W) hesaplanabilir.

Eğri uydurma ile üretilen malzeme sabitlerini kullanan fenomenolojik modellerin hepsi şekil değiştirme enerjisini farklı fonksiyonlar ile hesaplar. Örneğin; Neo-Hookean(polinom formunun bir alt kümesi) ve Yeoh modeli sadece deviatorik bileşenin birinci değişmezinin polinom formu iken, Ogden modeli asal şekil değişim oranları ile temellendirilmiştir. Malzeme sabitlerinin hesaplanması için kullanılan fonksiyonlardaki bu farklılıklar analiz sonuçlarının da farklılığına sebep olabilmektedir.

Yapılan bu çalışma, biyomekanik simülasyon analizlerinde sıklıkla kullanılan bağ dokuları için matematiksel olarak en uygun malzeme modelini belirlemeyi amaçlamaktadır. Bu kapsamda *in-vitro* olarak yapılan deney sonucunda koyun ön çapraz bağının gerilme-birim şekil değiştirme (BŞD) eğrisi ve Neo-Hookean, Ogden 2. Derece ve Yeoh 2. Derece matematiksel malzeme modellerinden elde edilen

eğriler karşılaştırılmıştır. Bağ dokusunun deneysel ve teorik sonuçlarının karşılaştırılmasında deneye ve malzeme modellerine ait eğrilerinin uyumunu gösteren Kök Ortalama Kare Hatası (Root Mean Square Error-RMSE) değerleri kullanılmıştır.

MATERYAL VE METOT

Hiperelastik Malzeme Modelleri

Hiperelastik malzeme modelleri şekil değiştirme enerjisi fonksiyonu(W) ile tanımlanır. Bu fonksiyonun (1)'de verilen deviatorik(W_d) ve hacimsel(W_b) bileşenlerinin hesaplanması için malzeme sabitlerinin belirlenmesi gerekir.

$$W = W_d(I_1, I_2, I_3) + W_b(J) \quad (1)$$

Burada I_1, I_2 ve I_3 şekil değiştirme değişmezini ve J hacim değişim oranını göstermektedir (Horgan ve Smayda, 2012). Neo-Hookean modeli ile W'nun hesaplanması için (2)'de verilen ve birinci ve ikinci şekil değiştirme değişmezlerini ile temellendirilen polinom formunun yeniden düzenlenmesi gerekir.

$$W = \sum_{i+j=1}^{N} c_{ij}\,(I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^{N} \frac{1}{d_k} (J_{el} - 1)^{2k} \quad (2)$$

Model derecesi $N = 1, c_{01} = 0$ ve $c_{10} = \mu/2$ sabitleri ile yeniden düzenlenirse Neo-Hookean modeli için denklem elde edilmiş olur (Bermel ve ark., 2020);

$$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (3)$$

Burada; $\mu_0 = 2c_{10}$, kayma modülünü, $k_0 = 2/d$, hacim modülünü ve c ve d ise malzeme sabitlerini göstermektedir.

Neo-Hookean modeli ile benzer sabitleri kullanan ve yine polinom formu ile temellendirilen ancak sadece birinci şekil değiştirme değişmezini dikkate alan Yeoh modeli hesaplama için aşağıdaki denklemi kullanmaktadır (Chen ve ark., 2015):

$$W = \sum_{i=1}^{N} c_{i0}\,(I_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^{N} \frac{1}{d_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (4)$$

Diğer bir fenomenolojik model olan Ogden ise asal şekil değişimleri ile temellendirilmiştir. Bu modelde şekil değiştirme enerjisi fonksiyonu (Zan ve ark., 2011);

$$W = \sum_{i=1}^{N} \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3\right) + \sum_{i=1}^{N} \frac{1}{d_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (5)$$

şeklinde tanımlanır. Burada; $\mu_0 = \sum_{i=1}^{N} \mu_i \alpha_i$, kayma modülünü, $k_0 = 2/d_1$, hacim modülünü ve λ_i'ler asal şekil değişimlerini göstermektedir.

Tüm modeller incelendiğinde şekil değiştirme enerjisi fonksiyonunun(W) hesaplanması için malzeme sabitlerinin belirlenmesi gerektiği görülmektedir. Bu malzeme sabitleri; Neo-Hookean(M1) modeli için μ_1 ve d_1, Ogden 2. Derece(M2) modeli için $\mu_1, \mu_2, \alpha_1, \alpha_2, d_1$ ve d_2 ve Yeoh 2. Derece(M3) için ise c_{10}, c_{20}, d_1 ve d_2'dir.

Bir bağ dokusu veya bu dokuya sahip bir eklem modelinde verilen denklemleri kullanarak çözüm üretmek için sayısal hesaplama yazılımı, programlama dili veya sonlu elemanlar yöntemi ile temellendirilmiş farklı yazılımlar kullanılabilir. Sonlu elemanlar yazılımlarından biri olan ve statik, dinamik vb. gibi farklı analizleri de yapabilen Ansys yazılımının(Damlar ve ark., 2014) malzeme

modülü içerisindeki hiperelastik malzeme modelleri de kullanılarak bu parametreler hesaplanabilmektedir(Polak-Kraśna ve ark., 2019).

Ancak bağ dokusuna ait farklı malzeme modellerindeki sabitlerin belirlenebilmesi için deneysel verilerin yazılımda tanımlanması gerekir. Burada farklı test türlerinden elde edilebilecek veriler kullanılmaktadır (tek eksenli veya iki eksenli çekme, kayma vs). Bu çalışmada tek eksenli çekme deneyinden elde edilen veriler kullanılmıştır.

Koyun Ön Çapraz Bağinin Çekme Deneyi

Bağ dokusuna ait sonlu elemanlar modeli için gerekli olan tek eksenli çekme deneyi Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezinde (YÜTAM) yapılmıştır. Koyun, femur ve tibia kemikleri arasında yer alan ön çapraz bağı, sağlıklı 2 yaşındaki hayvandan elde edilmiş olup benzer çalışmalarda (Mallett ve Arruda, 2017) olduğu gibi etrafındaki yük taşıma özelliği olan diğer tüm dokular kesilerek ortaya çıkarılmıştır. Bağ yapısının biyolojik olarak herhangi bir bozulmaya uğramaması için femur, tibia ve ön çapraz bağ üzerinde bir işlem yapılmadan ve farklı bir ortam veya solüsyonda bekletilmeden çekme deneyi yapılmıştır. Bağ dokusunun boyutları çok küçük olduğundan çekme cihazı modifikasyonu yapılarak femur ve tibia kemikleri çenelere bağlanmış ve çekme testi bu şekilde bağ yapısı kopana kadar sürdürülmüştür (Şekil 1). Instron 5982 Universal Çekme-Basma cihazında yapılan test oda sıcaklığında ve 2 mm/dk uzama değeri ile gerçekleştirilmiştir.

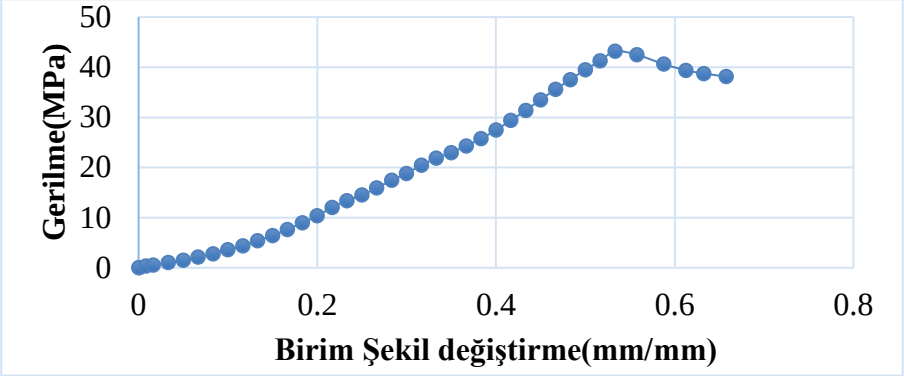


a) Femur, tibia ve ön çapraz bağın görünümü ve boyutları

b) Çekme cihazında kemiklerin tutulması için hazırlanan aparatlar ve video ekstansometre ile yapılan çekme deneyi

Şekil 1. Koyun ön çapraz bağının çekme deneyi

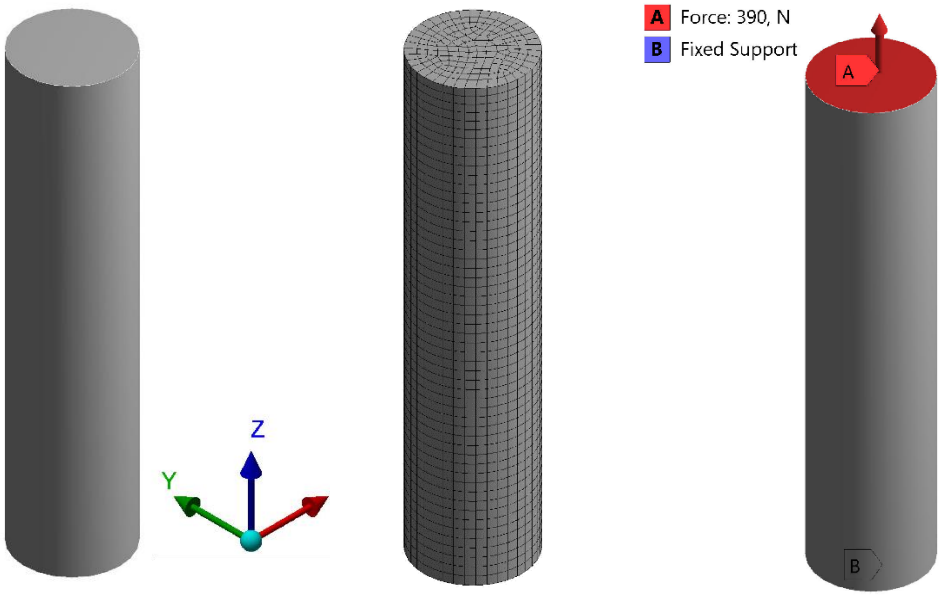
Bağın şekil değişimini belirlemek için video ekstansometre kullanılmıştır. Bu işlemde şekil değişiminin takip edilmesi için ön çapraz bağ ve etrafındaki dokular, biyolojik yapıyı bozmaması için siyah gıda boyası ile boyanıp bağ üzerinde düşey eksende iki beyaz nokta belirlenmiştir. Deney sürecinde bağ dokusunun hareket etmesi ile yeni beyaz yüzeyler ortaya çıktığından video ekstansometre deney sonuna kadar ölçüm alamamıştır. Bunun yerine çenelerin hareketi kullanılarak gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi elde edilmiştir (Şekil 2).



Şekil 2. Koyun ön çapraz bağı için elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi

Sonlu Elemanlar Analizi

Analizler için gerekli olan gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi (Şekil 2) üç farklı hiperelastik malzeme modeli için de Ansys yazılımında tanımlanmıştır. Deneysel test için kullanılan koyun ön çapraz bağı üzerinden alınan ölçüler (Şekil 1.b) ile analizler için kullanılacak geometrik model oluşturulmuştur (Şekil 3.a).



a) Bağ modeli(x,y,z) b) Mesh görünümü c) Sınır Şartları

Şekil 3. Sonlu elemanlar analizi detayları

Çapı 5,5 mm uzunluğu(z) 20 mm olan modelin mesh yapısında 13624 hegzagonal element ve 51679 düğüm noktası bulunmaktadır (Şekil 3.b). Deneysel testin sınır şartı dikkate alınarak bağ modelinin bir ucu sabitlenmiş diğer ucuna 390 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Şekil 2'de verilen birim şekil değiştirme eğrisi bağ yapısının yüklenmesinde 4 bölümü içermektedir. Burada, malzeme özelliğinin bozulmadığı ilk iki bölüm olan doğrusal olmayan uzama (0-0,2 mm/mm) ve kollajen liflerin düzleştiği doğrusal uzama (0,2-0,29 mm) bölümüdür. Bu iki bölgeden sonra kollajen liflerin bozulduğu üçüncü bölüm ve kopmanın gerçekleştiği dördüncü bölüm gelmektedir. 0,29 mm/mm'lik birim şekilde değiştirme limiti bağ yapısının özelliklerini kaybetmediği (günlük aktiviteler) sınır olduğundan ve bu değere karşılık gelen çeki kuvveti 390 N olduğundan sınır şartı olarak bu kuvvet dikkate alınmıştır.

Sonuçların değerlendirilmesi için gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi elde edilmiş ve analiz ve deneysel test karşılaştırılması yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinden elde edilen gerilme değerleri sonraki başlıkta verilmiştir.

Eğri Uyumlarının Karşılaştırılması

Farklı hiperelastik malzeme modellerinden elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme eğrilerinin uyumunu değerlendirmek için Kök Ortalama Kare Hatası (Root Mean Square Error-RMSE) değerleri kullanılmıştır (Jannesar ve ark., 2018). Bu değer aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanmıştır;

$$\mathrm{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}(\sigma_D - \sigma_M)^2}{N}} \tag{5}$$

Burada, N örnek sayısını, σ_D deneyden ve σ_M hiperelastik malzeme modelinden elde edilen gerilme değerini göstermektedir.

RMSE değerlerinin belirlenmesi için sonlu elemanlar yazılımında elde edilen model eğrilerinin ve tek eksenli çekme testinden elde edilen eğrinin verileri Microsoft Excel yazılımında hesaplamalar için kullanılmıştır. Hesaplama adımlarını ve değerlerini gösteren Çizelge-2 devam eden bölümde verilmiştir.

BULGULAR VE TARTIŞMA

Sonlu elemanlar analizlerinde malzeme modellerinin kullanılabilmesi için gerekli olan sabitler her bir model için ayrı ayrı hesaplanmış ve bulunan değerler Çizelge 1'de verilmiştir. Tek eksenli çekme deneyinden elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi tüm modeller için aynı tanımlanmış olmasına rağmen çizelgede görüldüğü üzere her bir model farklı sayıda malzeme sabiti üretmiştir. Ayrıca tüm modeller sıkışmazlık parametresini sıfır olarak dikkate almıştır.

Çizelge 1. Hiperelastik malzeme modelleri için hesaplanan malzeme katsayıları

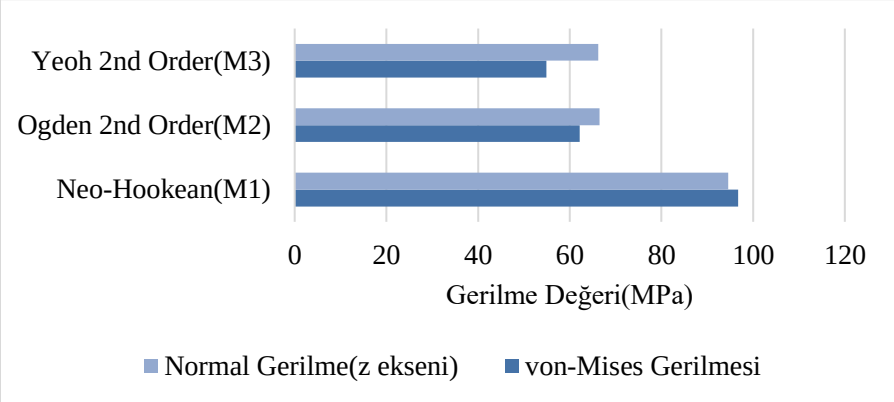
	Neo-Hookean (M1)	Ogden 2. Derece (M2)	Yeoh 2. Derece (M3)
Başlangıç Kayma Modülü MU (MPa)	6.9856	-	-
Sıkışmazlık Parametresi D1 (1/MPa)	0	-	-
Malzeme Sabiti MU 1 (MPa)	-	0.53776	-
Malzeme Sabiti A1	-	10.431	-
Malzeme Sabiti MU2 (MPa)	-	0.53776	-
Malzeme Sabiti A2	-	10.431	-
Sıkışmazlık Parametresi D1 (1/MPa)	-	0	-
Sıkışmazlık Parametresi D2 (1/MPa)	-	0	-
Malzeme Sabiti C10 (MPa)	-	-	2.2438
Malzeme Sabiti C20 (MPa)	-	-	22.539
Sıkışmazlık Parametresi D1 (1/MPa)	-	-	0
Sıkışmazlık Parametresi D2 (1/MPa)	-	-	0

Homojen, izotropik hiperelastik malzeme kabulüyle ile yapılan sonlu elemanlar analizleri doğrusal olmayan analiz olarak çözülmüştür. M1'de 88, M2'de 49 ve M3'de 48 adımda yakınsama elde edilmiştir. Analiz sonucunda her üç model için de koyun ön çapraz bağında ortaya çıkan normal (z-ekseni) ve von Mises gerilme değerleri elde edilmiştir (Şekil 4).

Sonuçlar incelendiğinde Ogden ve Yeoh modellerinin birbirine daha yakın değerlere sahip olduğu ancak Neo-Hookean modelinin farklı değerlerde sonuçlar ürettiği görülmektedir. Sonuçların değerlendirilmesinde modellerin kullandıkları malzeme sabiti sayısı önemlidir ve Neo-Hookean modeli bir malzeme sabiti kullandığından sonuçları yakınsama ihtimali düşüktür (Martins ve ark., 2006). Bu modelden elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme eğrisinin (Şekil 5) doğrusal olmayan davranışı yakınsayamadığı ve uygulanan yük arttıkça deneysel eğri ile benzerliğinin bozulduğu görülmektedir.

Elde edilen bu sonuç literatürdeki diğer çalışmalar ile benzerdir (Łagan ve Liber-Kneć, 2017). Neo-Hookean modeli hiperelastik malzeme analizleri için sabit kayma modülü kullandığından hiperelastik malzeme ile ilgili ilk analizlerin başarılmasında kullanılmaktadır.

Ogden ve Yeoh 2. Derece hiperelastik modelleri ise yakın gerilme sonuçları üretmiştir. Bu modeller literatürde kauçuk benzeri biyolojik dokuları incelmek için popüler olarak kullanılmıştır (Sarma ve ark., 2003; Song ve Lee, 2012). Bu iki model arasındaki farklılık kullanılan malzeme sabitlerinin sayısı ile ilişkilidir. M2 modeli 4 ve M3 modeli 2 malzeme sabiti kullanarak analizi çözmüştür. Kullanılan malzeme sabit sayısı, bağ yapısının çekme yönünde uzayan liflerin gerilme enerjisi benzetimi adına önemlidir (Benítez ve Montáns, 2017). Bu benzetimde elde edilen M2 modelinin deneysel verilere daha yakın olması sonucu, farklı biyolojik dokular üzerinde M2 ve M3 modellerinin karşılaştırıldığı literatür çalışmaları ile benzerdir (Sugerman ve ark., 2021). Ayrıca çözümlemede M2 modelinin asal şekil değiştirmelerini(λ_i) dikkate alması ve M3 modelinin birinci asal şekil değiştirme değişmezini dikkate alması, normal ve von-Mises gerilme değerlerinin az da olsa farklılığına sebep olmuştur (Şekil 4).



Şekil 4. Koyun ön çapraz bağına ait sonlu elemanlar analizi sonuçlarının karşılaştırılması

Çizelge 2. Modellere ait RMSE değerleri

			Neo Hookean(M1)			Ogden 2. Derece (M2)			Yeoh 2. Derece (M3)		
	(1)	**(2)**	**(3)**	**(4)**	**(5)**	**(6)**	**(7)**	**(8)**	**(9)**	**(10)**	**(11)**
1	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	0.01	0.33	0.17	-0.16	0.03	0.17	-0.16	0.03	0.17	-0.16	0.03
3	0.02	0.53	0.34	-0.19	0.04	0.34	-0.19	0.04	0.34	-0.19	0.04
4	0.03	1.04	0.59	-0.45	0.20	0.51	-0.53	0.28	0.46	-0.58	0.34
5	0.05	1.51	0.97	-0.54	0.29	0.93	-0.58	0.34	0.71	-0.80	0.64
6	0.07	2.16	1.56	-0.60	0.36	1.44	-0.72	0.52	1.31	-0.85	0.72
7	0.12	4.35	2.46	-1.89	3.57	2.84	-1.51	2.28	3.36	-0.99	0.98
8	0.16	7.11	3.39	-3.72	13.81	4.56	-2.55	6.50	5.73	-1.38	1.90
9	0.20	10.34	4.37	-5.97	35.67	6.69	-3.65	13.32	10.21	-0.13	0.02
10	0.25	14.49	5.39	-9.10	82.83	10.58	-3.91	15.29	16.88	2.39	5.71
11	0.29	18.03	6.46	-11.57	133.79	16	-2.03	4.12	25.18	7.15	51.12

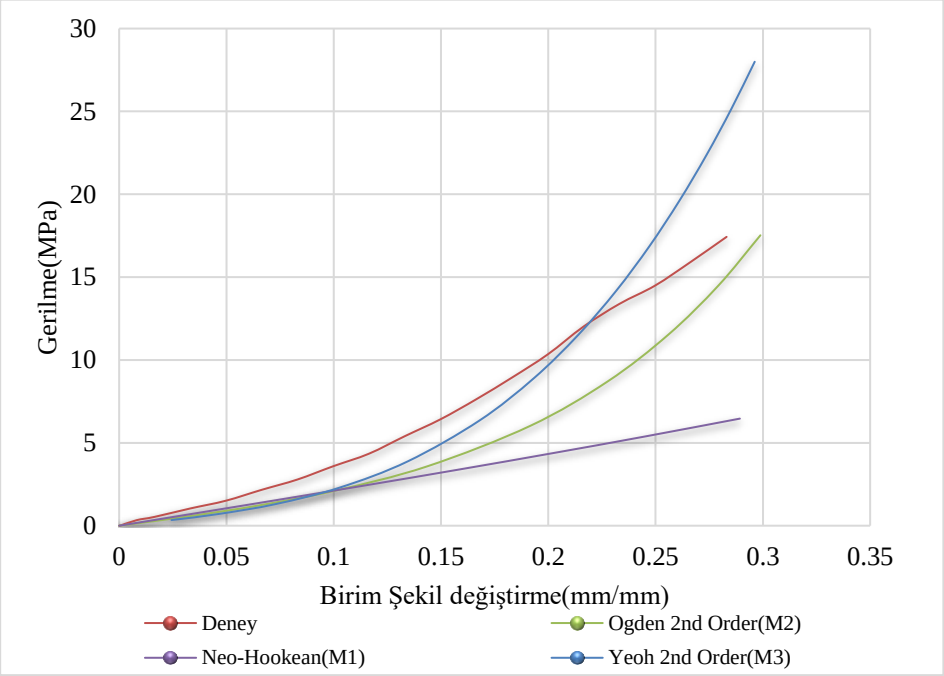
* (1) BŞD; (2) σ_D; (3), (6), (9) σ_M; (4), (7), (10) $\sigma_D - \sigma_M$; (5), (8), (11) $(\sigma_D - \sigma_M)^2$

Toplam (5)	270.59	Toplam (8)	42.71	Toplam (11)	61.50
Toplam/11	24.60	Toplam/11	3.88	Toplam/11	5.59
M1-RMSE	4.9597	M2-RMSE	1.9704	M3-RMSE	2.3644

Elde edilen değer farklılıkları benzer şekilde gerilme-birim şekil değiştirme eğrilerinde de görülmektedir (Şekil 5). M1, M2 ve M3 modelleri ile yapılan analizler sonucunda elde edilen eğriler ile tek eksenli çekme testinden elde edilen eğri arasındaki uyumu belirlemek için benzer çalışmalarda

(Henninger ve ark., 2019; Sudres ve ark., 2021) olduğu üzere Kök Ortalama Kare Hatası (Root Mean Square Error-RMSE) değerleri kullanılmıştır. Bu değer genel olarak tahmin hatalarının standart sapmasını temsil eder (Kara, 2019) ve RMSE değeri en küçük olan model en iyi model olarak değerlendirilir.

M1, M2 ve M3 modelleri için elde edilen RMSE değerleri sırasıyla, 4.9597, 1.9704 ve 2.3644'tür (Çizelge-2). Bu değerlere göre en yüksek uyuma sahip modelin M2 olduğu görülmektedir. M1 modelinin ise uyumu en düşük eğriye sahip olduğu ve eğriliğinin çok az olduğu görülmektedir. Değerlendirme soncunda, biyomekanik alanda sıklıkla kullanılan ligament yapılarının sonlu elemanlar modelini oluştururken günlük aktivite limitlerini dikkate alarak M2 hiperelastik malzeme modelinin kullanımının daha uygun olacağı belirlenmiştir.



Şekil 5. Sonlu elemanlar analizi ve deneysel test sonuçlarının karşılaştırılması

SONUÇ

Bu çalışmada, biyomekanik simülasyonlarda kullanılan bağ dokularına en uygun malzeme modelini belirlemek için koyun ön çapraz bağının hiperelastik malzeme özelliği, Neo-Hookean(M1), Ogden 2. Derece(M2) ve Yeoh 2. Derece(M3) fenomenolojik malzeme modellerinin kullanıldığı sonlu elemanlar analizleri ve *in-vitro* test sonuçları ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir;

i. Teorik malzeme modellerinin sahip olduğu malzeme sabiti sayısı ve türü analiz sonuçlarında önemli değişikliklere sebep olmaktadır.
ii. Malzeme sabiti sayısı az olan Neo-Hookean(M1) hiperelastik malzeme modelinde elde edilen gerilme değerleri daha yüksek ve deney eğrisi ile uyumu daha düşük olarak elde edilmiştir.
iii. Ogden 2. Derece ve Yeoh 2. Derece hiperelastik malzeme modellerinde ise von-Mises ve normal gerilme değerleri yaklaşık olarak aynı sonuçları üretmesine rağmen Ogden 2. Derece modelinin eğri uyumu ile ilişkili olarak RMSE değeri daha düşük elde edilmiştir.
iv. Tüm bu değerlendirmelerin sonucunda koyun ön çapraz bağı gibi bir yumuşak dokunun sonlu elemanlar analizi için Ogden 2. Derece malzeme modelinin bu çalışmada karşılaştırılan diğer modeller içerisinde RMSE değerlerine göre daha doğru sonuçlar verdiği belirlenmiştir.

Yapılan bu çalışma da deneysel test verisi olarak tek eksenli çekme deneyinden üretilen veriler kullanılmıştır. Hiperelastik malzeme modellerinden daha doğru sonuçlar üretip karşılaştırmayı detaylandırmak için farklı deneylerin (iki eksenli, kayma vb.) ve daha yüksek dereceye sahip hiperelastik malzeme modelleri ile bu analizlerin yeniden yapılması gerekir.

Çıkar Çatışması

Makaleye ait çalışmanın planlanması, yürütülmesi ve makalenin yazılması aşamalarında herhangi bir çıkar çatışması olmadığını beyan ederim.

Yazar Katkısı

Makalenin planlanması, yürütülmesi ve yazılması makale tek yazarı olarak tarafımca yapıldığı beyan ederim.

KAYNAKLAR

Bashkuev M, Reitmaier S, Schmidt H, 2020. Relationship between intervertebral disc and facet joint degeneration: A probabilistic finite element model study. Journal of Biomechanics, 102: 109518.

Benítez, JM, Montáns FJ, 2017. The mechanical behavior of skin: Structures and models for the finite element analysis. Computers & Structures, 190, 75-107.

Bermel E.A, Thakral S, Claeson AA, Ellingson AM, Barocas VH, 2020. Asymmetric in-plane shear behavior of isolated cadaveric lumbar facet capsular ligaments: Implications for subject specific biomechanical models, Journal of Biomechanics, 105: 109814.

Bijalwan A, Patel BP, Marieswaran M, Kalyanasundaram D, 2018. Volumetric locking free 3D finite element for modelling of anisotropic visco-hyperelastic behaviour of anterior cruciate ligament. Journal of Biomechanics, 73: 1–8.

Brandão S, Parente M, Mascarenhas T, da Silva ARG, Ramos I, Jorge RN, 2015. Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments. Journal of Biomechanics, 48(2): 217–223.

Caragiuli M, Mandolini M, Landi D, Bruno G, De Stefani A, Gracco A, Toniolo I, 2021. A finite element analysis for evaluating mandibular advancement devices. Journal of Biomechanics, 119: 110298.

Chen ZW, Joli P, Feng ZQ, Rahim M, Pirro N, Bellemare ME, 2015. Female patient-specific finite element modeling of pelvic organ prolapse (POP), Journal of Biomechanics, 48(2): 238-245.

Cifuentes-De la Portilla C, Pasapula C, Larrainzar-Garijo R, Bayod J, 2020. Finite element analysis of secondary effect of midfoot fusions on the spring ligament in the management of adult acquired flatfoot. Clinical Biomechanics, 76: 105018.

Damlar İ, Özyilmaz E, Altan A, Özyilmaz E, 2014. Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analiz Yöntemiyle İki Ticari İmplant Sisteminin Gerilme Dağılımlarının İncelenmesi. Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3): 175–180.

Gan RZ, Yang F, Zhang X, Nakmali D, 2011. Mechanical properties of stapedial annular ligament. Medical Engineering & Physics, 33(3): 330–339.

Henninger HB, Ellis BJ, Scott SA, Weiss JA, 2019. Contributions of elastic fibers, collagen, and extracellular matrix to the multiaxial mechanics of ligament. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 99: 118–126.

Hexter AT, Shahbazi S, Thangarajah T, Kalaskar D, Haddad FS, Blunn G. 2020. "Characterisation of the tensile properties of Demineralised Cortical Bone when used as an anterior cruciate ligament allograft". Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 110, 103981.

Horgan CO, Smayda MG, 2012. The importance of the second strain invariant in the constitutive modeling of elastomers and soft biomaterials. Mechanics of Materials, 51: 43–52.

Jannesar S, Allen M, Mills S, Gibbons A, Bresnahan JC, Salegio EA, Sparrey CJ, 2018. Compressive mechanical characterization of non-human primate spinal cord white matter. Acta Biomaterialia, 74: 260–269.

Kara A, 2019. Uzun-Kısa Süreli Bellek Ağı Kullanarak Global Güneş Işınımı Zaman Serileri Tahmini. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji, 7(4): 882–892.

Karimi A, Razaghi R, Biglari H, Rahmati SM, Sandbothe A, Hasani M, 2020. Finite element modeling of the periodontal ligament under a realistic kinetic loading of the jaw system. The Saudi Dental Journal, 32(7): 349–356.

Koh Y-G, Park K-M, Kang K, Kim PS, Lee YH, Park KK, Kang K-T, 2021. Finite element analysis of the influence of the posterior tibial slope on mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty. The Knee, 29: 116–125.

Korhonen RK, Saarakkala S, 2011. Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues. Theoretical Biomechanics, 6.

Łagan, SD, Liber-Kneć A. 2017. Experimental testing and constitutive modeling of the mechanical properties of the swine skin tissue. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 19(2), 93-102.

Mallett KF, Arruda EM, 2017. Digital image correlation-aided mechanical characterization of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament. Acta Biomaterialia, Gradients in Biomaterials, 56: 44–57.

Martins PALS, Natal Jorge RM, Ferreira AJM, 2006. A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. Strain, 42(3): 135–147.

Morales-Orcajo E, Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias M, Bayod J, 2016. Structural and material properties of human foot tendons. Clinical Biomechanics, 37: 1–6.

Naghibi Beidokhti H, Janssen D, van de Groes S, Hazrati J, Van den Boogaard T, Verdonschot N, 2017. The influence of ligament modelling strategies on the predictive capability of finite element models of the human knee joint. Journal of Biomechanics, 65: 1–11.

Nikkhoo M, Hassani K, Tavakoli Golpaygani A, Karimi A, 2020. Biomechanical role of posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty: A finite element analysis. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 183: 105109.

Park H-S, Ahn C, Fung DT, Ren Y, Zhang L-Q, 2010. A knee-specific finite element analysis of the human anterior cruciate ligament impingement against the femoral intercondylar notch. Journal of Biomechanics, 43(10): 2039–2042.

Polak-Kraśna K, Robak-Nawrocka S, Szotek S, Czyż M, Gheek D, Pezowicz C, 2019. The denticulate ligament – Tensile characterisation and finite element micro-scale model of the structure stabilising spinal cord. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 91: 10-17.

Ristaniemi A, Stenroth L, Mikkonen S, Korhonen RK, 2018. Comparison of elastic, viscoelastic and failure tensile material properties of knee ligaments and patellar tendon. Journal of Biomechanics, 79: 31–38.

Sarma PA, Pidaparti RM, Moulik PN, Meiss RA, 2003. Non-linear material models for tracheal smooth muscle tissue. Bio-medical Materials and Engineering, 13(3): 235-45.

Song Y-L, Lee C-F 2012. Computer-aided modeling of sound transmission of the human middle ear and its otological applications using finite element analysis. Tzu Chi Medical Journal, 24(4), 178-180

Sudres P, Evin M, Wagnac E, Bailly N, Diotalevi L, Melot A, Arnoux P-J, Petit Y., 2021. Tensile mechanical properties of the cervical, thoracic and lumbar porcine spinal meninges. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 115: 104280.

Sugerman GP, Kakaletsis S, Thakkar P, Chokshi A, Parekh SH, Rausch MK 2021. A whole blood thrombus mimic: Constitutive behavior under simple shear. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 115, 104216.

Sun L, Wu B, Tian M, Liu B, Luo Y. 2013. Comparison of graft healing in anterior cruciate ligament reconstruction with and without a preserved remnant in rabbits. The Knee, 20(6), 537-544.

Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Südkamp NP, Hoffmann, RFG. 2002. Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior

cruciate ligament reconstruction in sheep. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 18(2), 113-123.

Yahyaiee Bavil A, Rouhi G, 2020. The biomechanical performance of the night-time Providence brace: experimental and finite element investigations. Heliyon, 6(10): e05210.

Yucel I, Karaca E, Ozturan K, Yıldırım Ü, Duman S, Degirmenci E. 2009. Biomechanical and histological effects of intra-articular hyaluronic acid on anterior cruciate ligament in rats. Clinical Biomechanics, 24(7), 571-576.

Zhou L, Lin J, Wang B, Gan W, Huang A, Lin Y, 2019. Biomechanical effect of anterior talofibular ligament injury in Weber B lateral malleolus fractures after lateral plate fixation: A finite element analysis. Foot and Ankle Surgery, 26(8): 871-875.