



Yumuşak Dokunun Biyomekanik Karakterizasyonu için İki Eksenli Çekme-Basma Test Cihazı

The Biaxial Tension-Compression Test Device for the Biomechanical Characterization of Soft Tissue

Schirin Schirinova ¹, Saran Sapmaz ¹, Devrim Tümer ¹, Coşkun Harmanşah ², Mahmut Pekedis ^{1*}

¹ Ege Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, Bornova, İzmir, TÜRKİYE

² Ege Üniversitesi, Ege Meslek Yüksekokulu, Bilgisayar Teknolojileri Bölümü, Bornova, İzmir, TÜRKİYE

Sorumlu Yazar / Corresponding Author *: mahmut.pekedis@ege.edu.tr

Özet

Anizotropik malzemelerin iki eksenli mekanik davranışlarını tespit etmek için mevcut olan endüstriyel çift eksenli makineler oldukça maliyetlidir. Bu çalışmada, evrensel çekme-basma cihazlarıyla uyumlu çalışabilecek basit, ekonomik ve pratik iki eksenli çekme-basma cihazı geliştirilmiştir. Cihaz anizotropik ve doğrusal olmayan davranış sergileyen Aşil tendonu üzerinde test edilmiştir. Cihaz yük taşıyıcı elemanlar, hareketi sağlayan doğrusal ray ve arabalar, numune tutucu çeneler, birim şekil değiştirme rozetleri ve veri alım ünitesinden oluşmaktadır. Öncelikle kasaptan temin edilen dana Aşil tendonlarından, bir yönü fibere paralel, diğer yönü ise fibere dik doğrultuda olacak şekilde “artı (+)” şeklinde örnekler çıkarılmış ve örnekler geliştirilen cihazla test edilmiştir. Elde edilen ölçümler filtrelemeye tabi tutulmuştur. Daha sonra bu ölçümler Ogden malzeme modelinde değerlendirilmiş ve eğri uydurma teknikleriyle numuneye ilişkin parametreler belirlenmiştir. Bu çalışmada geliştirilen portatif ve ekonomik cihaz ile beraberinde uygulanan metodolojik yaklaşım, anizotropik yumuşak doku biyomekaniği alanına önemli katkılar sağlama potansiyeline sahiptir.

Anahtar Kelimeler: İki Eksenli Test, Ogden Modeli, Biyomekanik Karakterizasyon, Yumuşak Dokular

Abstract

The current biaxial industrial devices used to characterize the mechanical behavior of anisotropic materials in two axes are quite costly. In this study, a simple, economical and practical biaxial tension-compression device that is compatible with universal tensile test machines is developed. It is implemented on Achilles tendon which shows a nonlinear anisotropic mechanical response. The device consists of structural components that transfer loads, linear rails and cars that allow motion, grippers that fixate the specimen, strain gauges and a data acquisition unit. Initially, specimens, obtained from a slaughter shop, were harvested, re-sectioned with a “cross (+)” sign, in which one of the directions is aligned parallel to the fiber directions and the other is directed perpendicular to the fibers. The specimens were tested with the developed device. The collected measurements were filtered. Then, they were evaluated in the Ogden material model to identify the specimen-specific material parameters using curve fitting techniques. The portable and economical device developed in this study and the methodological approach used have the potential to make significant contributions to the field of anisotropic soft tissue biomechanics.

Keywords: Biaxial Testing, Ogden Model, Biomechanical Characterization, Soft Tissues

EXTENDED ABSTRACT

Introduction

The biaxial testing of soft tissues is of critical importance for the accurate determination of their mechanical properties [1]. Due to the fibrous structures and tissue characteristics, elastic and plastic deformations occur in soft tissues. The biomechanical characterization of such materials relies on data obtained through correct testing methods.

Biaxial testing machines are generally more expensive than uniaxial machines because their structures are more complex, which requires additional actuators and components. Therefore, various devices that create a biaxial loading condition in uniaxial testing machines are available in the literature.

A comprehensive review of different devices for biaxial loading provides detailed information on devices with actuators in each loading direction and devices designed for use in uniaxial machines [2]. Other approaches for biaxial loading [3], such as planar and 3D mechanisms [4], are also discussed in the literature.

The aim of this study is to design and manufacture a mechanical

device that can be integrated into a uniaxial testing machine and allows biaxial testing of soft tissues. The device enables the application of biaxial tests with simple manipulations. The device is designed for biaxial loading, proper alignment and the creation of an appropriate loading condition for soft tissues must be ensured. The correct alignment of the device is critical for obtaining representative results. Our hypothesis is that the designed device successfully provides the required standard loading conditions for biaxial testing of soft tissue samples [5-8].

Materials and Methods

The mechanism's design was carried out in accordance with the dimensions of the universal tensile electromechanical testing machine. The design parameters assure that the device's width must not exceed 40 cm and its height must not exceed 50 cm. To optimize portability and reduce weight, the mechanism was constructed using aluminum components. It consists of various components that have been designed to match the dimensions of the electromechanical testing machine. The testing machine has the capacity to generate cyclic loads and apply a force of up to 100 kN along the vertical axis.

The test setup for the proposed mechanism consists of specially developed clamps (Figure 1). The experiments were performed at a speed of 20 mm/min, and the force and displacement values obtained during the tests were recorded similar to previous studies [9, 10]. HGH 15 CA BGR-type linear guides were used to ensure smooth and precise motion along both axes.

The force on each axis was determined using strain gauges. Prior to testing, the samples were resectioned into a plus '+' shape (Figure 2). Once the samples were prepared, they were moistened with isotonic water to preserve their viscoelastic properties [3, 4]. The measurements were obtained from the gripper's kinematics and the strain gauge attached to the gripper using LabVIEW software (Figure 3-4). The experimental data were fitted to Ogden model using Python. The root mean square error (RMSE) was used as objective function during optimization of model parameters.

Results and Discussion

Using the biaxial testing device, tests were implemented on tendon samples. The data showed that stresses were generally

lower in the transverse direction than in the fiber direction. Nonlinear curve fitting using the Ogden model yielded low RMSE values for both directions, affirming the model's effectiveness in representing tendon mechanics under biaxial loading conditions (Figure 5). This outcome underlines the importance of multi-directional testing for obtaining comprehensive mechanical profiles of soft tissues.

Conclusion

The newly developed biaxial testing device, and the measurements coupled with the Ogden model, offers a reliable approach for characterizing the mechanical properties of soft tissues. This research advances the understanding of soft tissue mechanics and lays a foundation for further exploration of other hyperelastic models. Future studies should expand testing conditions and sample diversity to assess the robustness of this model across various tissue types and age groups. Additionally, 3D stress analyses and numerical simulations could further enrich our biomechanical insights, contributing valuable knowledge for both clinical and theoretical applications.

1. Giriş

Yumuşak dokuların çift eksenli olarak test edilmesi, mekanik özelliklerinin doğru bir şekilde belirlenebilmesi için önemlidir [1]. Yumuşak dokularda lifli yapıları ve doku özellikleri nedeniyle elastik ve plastik deformasyonlar meydana gelir. Bu tür malzemelerin biyomekanik karakterizasyonu, doğru test yöntemleriyle elde edilen ölçümlere dayanır.

Çift eksenli test makineleri, genellikle tek eksenli makinelerden daha maliyetlidir. Yapıları daha karmaşık olduğu için daha fazla aktüatör ve ek bileşen gerektirir [2]. Bu nedenle, tek eksenli test makinelerinde iki eksen yükleme durumunu üretmeye yönelik çeşitli cihazlar literatürde sunulmuştur [2, 11]. Bununla beraber, her yükleme ekseninde aktüatör barındıran cihazlar ve tek eksenli makinelerle beraber kullanılmak için geliştirilmiş bazı aparatlar incelenmiştir [2, 11, 12]. Ayrıca, düzlem içi [13] ve farklı yüklemeleri test edebilen bazı mekanizmalar [4] literatürde yer almaktadır.

Bu çalışmanın amacı, yumuşak dokulara özel ve evrensel tek eksenli test makinelerine entegre edilebilen, aynı zamanda yumuşak dokuların iki eksenli testlerinin gerçekleştirilebildiği basit bir cihaz tasarlamak, üretmek ve bu cihazın yumuşak dokular üzerindeki etkinliğini değerlendirmektir. Cihazın en önemli özelliği, evrensel çekme-basma makinesinin oluşturduğu tek eksenli dikey yükü, yatay düzlemde iki eksene aktarabilmesidir. Bu sayede, şekil değişimi yüksek olan damar, deri ve kas gibi izotropik olmayan yumuşak dokular bu cihaz kullanılarak test edilebilmektedir. Literatürde, tek eksenli test makinelerine entegre edilebilen iki eksenli test cihazları tasarlanmış ve genellikle kompozit malzemeler üzerinde testler gerçekleştirilmiştir [20]. Ayrıca, yumuşak doku karakterizasyonu amacıyla iki eksenli test cihazı geliştirilmiş ve bu cihaz yumuşak dokular üzerinde test edilmiştir [21]. Mevcut çift eksenli cihazlar genellikle yüksek maliyetli ve karmaşık yapılara sahipken, bu çalışmada önerilen cihaz; düşük maliyet, taşınabilirlik ve evrensel test makineleriyle kolay entegrasyon gibi avantajlar sunmaktadır.

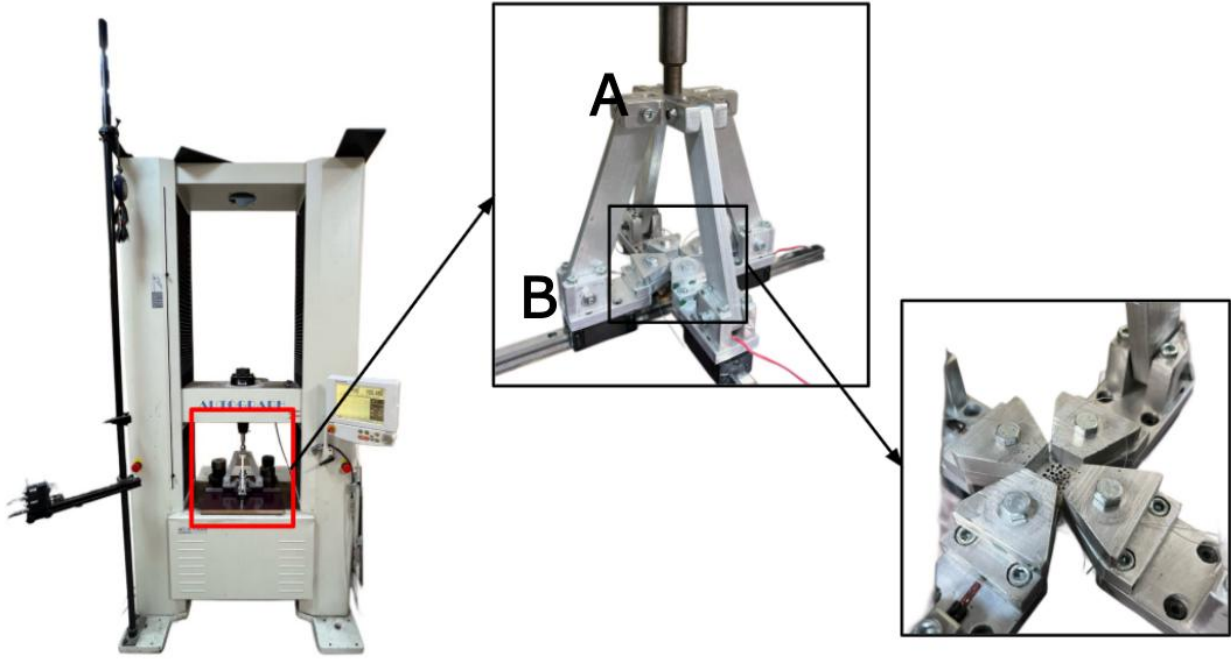
2. Materyal ve Metot

Önerilen iki eksenli test cihazının, literatürde yumuşak dokuların biyomekanik karakterizasyonu üzerine gerçekleştirilen

çalışmalarda yer alan standart yükleme koşullarını başarıyla sağlaması gerekir [5]. Bu kapsamda, cihaza ilişkin mekanizmanın, evrensel test makinalarının boyutlarına uygun olacak şekilde tasarlanması gerekir [8]. Tasarım parametreleri cihaz genişliği 40 cm ve yüksekliği 50 cm'i aşmayacak şekilde seçilmiştir. Bu kısıtlamalar hem biyomekanik test cihazlarının taşınabilirliği hem de kullanım kolaylığı açısından çok önemlidir [1, 6]. Bununla birlikte cihaz yumuşak dokulara özel tasarlandığı için numuneler düşük yüklere maruz kalır ve bu yüzden cihaz alüminyumdan üretilmiştir (Şekil 1). Bu hem hafiflik hem de taşınabilirlik açısından avantaj sağlar [7].

Cihaz genel olarak yük taşıyıcı elemanlar, hareketi sağlayan doğrusal ray ve arabalar, numune tutucu çeneler, birim şekil değiştirme rozetleri ve veri alım ünitesinden oluşmaktadır. İki eksenli düzgün ve hassas hareketi sağlamak için HGH 15 CA BGR tipi doğrusal arabalar kullanılmıştır. Bu tür doğrusal arabaların yüksek hassasiyet ve dayanıklılık avantajları biyomekanik testlerde yaygın olarak kullanılmaktadır [2]. Test sürecinde numune üzerinde oluşacak tepki kuvveti yatay olarak konumlandırılan iki kuvvet sensörü ile belirlenebilir. Ancak bu kuvvet sensörleri maliyetlidir. Bunların yerine yatay olarak konumlandırılmış çenelerin yer aldığı elemanlarda tek eksenli birim şekil değiştirme sensörleri yerleştirilmiş ve temel doğrusal şekil değiştirme-gerilme bağıntılarıyla kuvvetin değeri hesaplanmıştır. Bunlara ilişkin detaylar 2.4. bölümünde açıklanmıştır.

Tüm numuneler, artı '+' biçiminde çıkarılmıştır (Şekil 2). Test öncesinde numunelerin viskoelastik özelliklerinin korunmasını sağlamak için izotonik su ile nemlendirme işlemi yapılmıştır. Bu yöntem, yumuşak doku numunelerinin fizyolojik özelliklerini korumada etkili bir yöntem olarak bilinmektedir [3, 10, 14]. Deneyler, 20 mm/dk (dikey yük) hızında gerçekleştirilmiş ve test sırasında belirlenen iki yatay düzlemdeki kuvvet ile yer değiştirme değerleri Ogden modelinde değerlendirilmiş ve eğri uydurma tekniğiyle modele ilişkin parametreler tespit edilmiştir. Ogden modelinin yumuşak dokuların mekanik özelliklerinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan hiperelastik bir bünye modeli olduğu bilinmektedir [6, 14]. Model parametrelerinin doğruluğunu artırmak için amaç fonksiyonu olarak kök ortalama kare hatası (root mean square error "RMSE") tekniği kullanılmıştır [13]. Çalışmanın gerçekleştirilmesi aşamasında uygulanan teknik yöntem ve yaklaşımlar ayrıntılı olarak ilerleyen başlıklarda sunulmuştur.



Şekil 1. İki eksenli çekme-basma deney seti.

Figure 1. Biaxial tension-compression test setup.

2.1. İki Eksenli Çekme-Basma Deney Seti Kurulumu

Geliştirilen deney seti, mevcut evrensel bir elektromekanik çekme-basma cihazına entegre edilmek üzere tasarlanmıştır [16]. Bu yönüyle sistem, standart iki eksenli testler için pratik ve ekonomik bir çözüm sunmaktadır. Evrensel çekme-basma cihazındaki kuvvet sensörü, dikey eksende 100 kN'a kadar yük uygulayabilme kapasitesine sahiptir [17-18]. Bu çalışmada, çift eksenli yükleme sağlamak amacıyla, evrensel makinanın ürettiği dikey eksendeki yükü yatay ve dikey eksenlere dağıtan basit bir mekanizma geliştirilmiştir. Bu mekanizma, yük taşıyıcı elemanlardan oluşmakta ve numuneye aynı anda iki farklı eksende çekme veya basma kuvveti uygulayarak test yapılmasını sağlamaktadır [1]. Her eksende zamana bağlı olarak oluşan yer değiştirme (Bölüm 2.4'te verilen kinematik denklemler ve rijit cisim kabulü doğrultusunda) evrensel makina aracılığıyla kontrol edilebilse de, tendonlardaki anizotropik davranış nedeniyle her iki eksende oluşan yükün bağımsız olarak kontrol edilmesi mümkün olmamaktadır. Kinematik olarak her bir eleman hem dönme hem de öteleme hareketi yapmaktadır. Elemanların alt uçlarına pimli bağlantılarla monte edilen doğrusal arabalar, sürtünmeden kaynaklı tepki kuvvetini azaltarak deney setinin yatay deformasyonu her iki eksende de eşit olarak dağıtmasına olanak tanır [3].

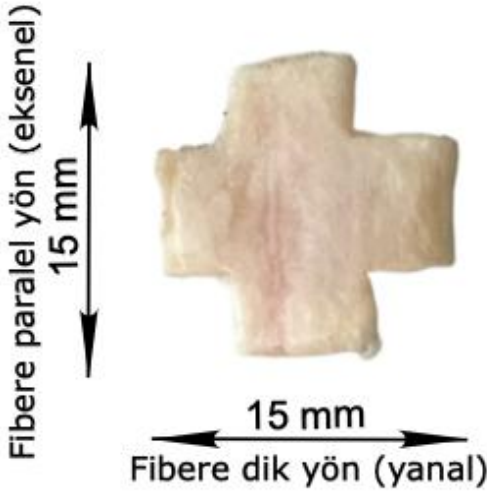
Numunelerin güvenli bir şekilde sabitlenmesi için mekanizma üzerine monte edilmiş özel sabitleme çeneleri tasarlanmıştır (Şekil 1). Bu aparatlar civatalarla cihaza bağlandığından dolayı bunlar değiştirilerek farklı konfigürasyonda çene takılabilir. Veri toplama sürecinde evrensel makinanın dikey yer değiştirmesi ile çenelerin bağlandığı elemanlarda yer alan birim şekil değiştirme rozetlerinin verileri kullanılmıştır. Bu rozetler, yükleme esnasında eksenel deformasyonun hassas bir şekilde ölçülmesini sağlar [15]. Bu çalışmada kullandığımız birim şekil değiştirme

rozetinin gauge direnci 120 ohms ve gauge uzunluğu ise 2.12 mm'dir.

Yüksek hassasiyetli HGH 15 CA BGR tipi arabalar hem statik hem de dinamik yük kapasitesiyle mekanizmanın dayanıklılığını arttırır. Bu arabalar, kompakt ve hafif tasarımları sayesinde yüksek hassasiyetli hareket sağlamaktadır. Aynı şekilde yüksek kütle taşıma kapasitesine sahiptir (dinamik 1138 kg, statik 1697 kg'a kadar).

2.2. Numune Hazırlama

Test öncesinde, numuneler artı biçiminde kesilip kullanılan tendon örnekleri ($n = 3$), kasaptan temin edilmiş ve örnekler teste kadar derin dondurucuda -20°C sıcaklıkta bekletilmiştir. Tendon örneklerinin boyutları, mümkün olduğunca 15 mm x 15 mm'yi geçmeyecek şekilde çıkarılmıştır. Örnekler çözüldükten sonra, tendonların viskoelastik özelliklerinin korunması amacıyla izotonik sıvı solüsyonu ile nemlendirilmiştir. Numuneler test edilmeden önce, her bir tendon örneği fibere dik ve paralel olarak cihaza yerleştirilmiş ve iki eksenli çekme testine tabi tutulmuştur. Fiber doğrultusuna paralel olan yön eksenel eksen, dik olan yön ise yanal eksen olarak tanımlanmıştır. Bu yönler, tendonların mekanik özelliklerini etkileyen önemli faktörlerdir. Fiberin paralel (eksenel) yönü, tendonu oluşturan kolajen liflerinin yönünü, fiberin dik (yanal) yönü ise bunların çevresindeki ekstraselüler matriksin yapısını ifade eder. Bu doğrultuda, fiber yönü testin doğruluğunu etkileyebilecek kritik bir parametre olarak dikkate alınmıştır. Fiber yönüne paralel ve dikey olarak yerleştirilen örnekler test sırasında daha gerçekçi ve tutarlı sonuçlar elde edilmesini sağlar [5].



Şekil 2. "Artı" şeklindeki tipik bir tendon numunesi

Figure 2. A typical tendon specimen with a 'cross' form

2.3. İki Eksen Çekme Durumu İçin Hiperelastik Ogden modeli

Ogden modeli, doğrusal olmayan ve yüksek şekil değişimi barındıran kauçuk ve yumuşak doku gibi malzemelerinin mekanik davranışlarını matematiksel olarak tarif eden bir çeşit hiperelastik bünye modelidir. Bu çalışmada her numuneye ilişkin ölçümler Ogden malzeme modelinde değerlendirilmiş ve eğri uydurma teknikleriyle numuneye ilişkin parametreler belirlenmiştir. Doğrusal olmayan eğri uydurma sürecinde Python SciPy kütüphanesi kullanılmıştır. Ogden modelinde birim şekil değiştirme enerji yoğunluğu fonksiyonu şu şekilde ifade edilir [19]:

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} [(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + (\lambda_1\lambda_2)^{-\alpha_i} - 3)] \quad (1)$$

Burada: λ_1 ve λ_2 uzamayı (stretch $\varepsilon+1$) gösterir. μ_i ve α_i Ogden modeline ilişkin i 'nci mertebedeki parametrelerdir. Burada $n=3$ kabul edilmiştir. Parantez içerisinde verilen ε , birim şekil değişimini, 1 ve 2 indisi ise sırasıyla fibere paralel ve fibere dik olan yönleri gösterir. Birim şekil değiştirme enerji fonksiyonunun her yöndeki uzamaya bağlı türevlerinin alınmasıyla gerilme-uzama (stress-stretch) ilişkisi bulunur.

2.4. Kinematik Analiz

Şekil 3, Şekil 1'deki deney düzeneğinde yer alan taşıyıcı bir elemanın hareketini analiz edebilmek amacıyla oluşturulan basitleştirilmiş geometrik modeli göstermektedir. Burada V_A evrensel makinanın dikey basma hızını göstermektedir ve test süresince sabittir. A noktasının konumu t süresine bağlı

$$y_A(t) = y_{A_0} - V_A t \quad (2)$$

olur. Burada y_{A_0} , A noktasının başlangıç konumunu gösterir. Geometrik bağıntıdan aşağıdaki denklem yazılabilir.

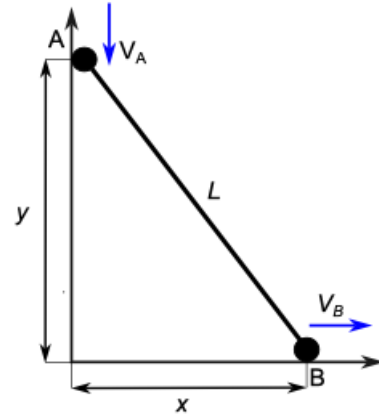
$$L = \sqrt{y_A^2 + x_B^2} \quad (3)$$

Denklem düzenlenirse B noktasının zamana bağlı konumu aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$x_B(t) = \sqrt{L^2 - y_A(t)^2} \quad (4)$$

B noktasının hareket miktarı $x_B(t) - x_{B_0}$ olup, x_{B_0} B noktasının başlangıç konumunu gösterir. $x_B(t) - x_{B_0}$ değeri aynı zamanda

yatay olarak konumlandırılan çenelerdeki yer değiştirmeyi (d) temsil eder. L sabit olup x_{B_0} ise her test öncesi ölçülmüştür.



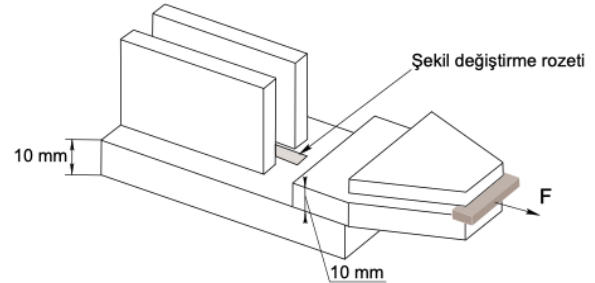
Şekil 3. İki eksenli test cihazındaki çenenin kinematığı

Figure 3. Gripper kinematics for the biaxial testing device

2.5. Gerilme ve Şekil Değiştirme Analizi

Şekil 4'te, çeneyle aynı eksenle yerleştirilmiş tek eksenli bir birim şekil değiştirme rozeti gösterilmiştir. Rozetten elde edilen veriler, 24 bit'lik NI 9237 modülü kullanılarak 1612,9 Hz örnekleme hızında toplanmış ve LabVIEW yazılımı ile işlenmiştir. Rozette oluşan deformasyon, hem F kuvveti hem de M momentinin oluşturduğu eksenel gerilmeden kaynaklanmaktadır. Bu durumda eksantrik bir yükleme söz konusu olup aşağıdaki denklem yazılabilir.

$$\sigma = \frac{F}{ch} + \frac{M \cdot (h/2)}{I} \quad (5)$$



Şekil 4. Birim şekil değiştirme rozetinin (strain gauge) yerleştirildiği bölge.

Figure 4. The region where the strain gauge is attached.

Denklem 5'te, $I = \frac{c h^3}{12}$ olup atalet momentini, c rozetin ilştirildiği blokun genişliğini ($c=40$ mm), h kalınlığını ($h=10$ mm), t ise numune kalınlığını ($t=3$ mm) gösterir. Moment ise $M = F(h + t/2)$ şeklinde hesaplanır. Gerilme (σ) ile şekil değiştirme (ε) arasındaki ilişki Hooke yasasına göre aşağıdaki gibidir.

$$\sigma = E \varepsilon \quad (6)$$

Üstte verilen denklemler beraber düzenlenerek eksenel kuvvet aşağıdaki gibi belirlenebilir.

$$F = \frac{E \cdot \varepsilon \cdot c \cdot h}{7 + \frac{3t}{h}} \quad (7)$$

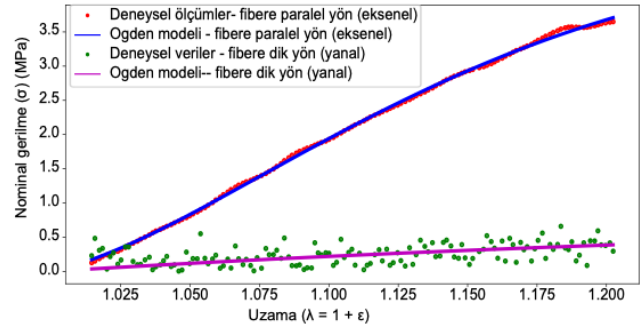
Rozetlerin monte edildiği yük taşıyıcı eleman, elastisite modülü (E) 70 GPa olan alüminyumdan üretilmiştir. ε rozetlerden okunan şekil değişimini gösterir. Kuvvet değerleri iki farklı eksen için hesaplandıktan sonra numunenin fibere paralel ve dik yönlerdeki en kesit alanına bölerek nominal gerilmeler (σ_i) elde

edilir. Burada düzlem için gerilme söz konusu olup $i = 1$ indisi fibere paralel, $i = 2$ ise fibere dik gerilme bileşenini gösterir. Numunenin yatay eksenlerde yer değiştirmesi $d_i = x_B(t) - x_{B_0}$, (denklem 4'ten), birim şekil değişimi $\varepsilon_i = \frac{d_i}{b}$, uzama oranı ise $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$ olur. Her iki yönde de numunenin en kesit genişliği $b = 10$ mm ve kalınlığı ise $t = 3$ mm olacak şekilde tendonlardan çıkartılmıştır. Daha sonra σ_i ve λ_i ölçümleri birlikte ele alınıp Ogden model eğrisine uydurularak modeldeki parametreler tespit edilmiştir.

3. Sonuçlar

Damar, kas, tendon ve ligament gibi yumuşak dokuların anizotropik özellikleri nedeniyle, bu dokuların mekanik özelliklerinin doğru şekilde belirlenebilmesi için çift eksenli testlerin uygulanması önem taşımaktadır [22-25]. Bu çalışma kapsamında, yumuşak doku mekanik karakterizasyonu amacıyla çift eksenli bir test cihazı tasarlanmış ve üretilmiştir. Geliştirilen cihazın etkinliği, dana Aşil tendonları üzerinde test edilmiştir. Aşil tendonu örneklerinin çift eksenli test sonuçları, fiber yönüne paralel ve fibere dik doğrultulardaki mekanik davranışlar açısından değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, fiber yönüne paralel doğrultuda daha yüksek gerilme değerleri gösterirken, fibere dik yöndeki gerilmelerin belirgin şekilde düşük olduğunu ortaya koymuştur. Bu bulgular, literatürdeki benzer çalışmalarla uyumludur. Daha önceki araştırmalarda da yumuşak dokuların lifli yapısı nedeniyle anizotropik davranış sergilediği ve fiber yönüne paralel uygulanan yüklemelerde daha yüksek gerilme dayanımı gözlemlendiği bildirilmiştir [1, 6]. Bizim bulgularımız da bu literatür sonuçlarını desteklemektedir. Ayrıca, önceki çalışmalara paralel olarak, başlangıçta fiberlerin eksenel doğrultusunda hasar oluştuğu, ardından fibere dik (yanal) doğrultudaki hasarların ortaya çıktığı gözlemlenmiştir [6]. Bunun yanında, eksenel yönde oluşan maksimum gerilmenin yanal yöndeki gerilmeye oranının daha önce sunulan çalışmalarla benzer olduğu görülmüştür [22, 24].

Bir numuneye ait tipik ölçümler ve Ogden modelinden elde edilmiş gerilme-şekil değiştirme eğrisi Şekil 5'te sunulmuştur. Ogden modelinin doğrulama sürecinde, düşük RMSE değerleri elde edilmiş ve bu da modelin çift eksenli Aşil tendon biyomekaniği analizlerinde kullanılabilirliğini ortaya koymuştur. İlerleyen çalışmalarda, Ogden modelinin yanı sıra diğer hiperelastik modellerin karşılaştırılması ve farklı yükleme koşulları altında gerçekleştirilecek testlerle model performansının daha ayrıntılı incelenmesi önerilmektedir. Ayrıca, tendonun çift eksenli viskoelastik özelliklerinin belirlenmesi ve üç boyutlu gerilme-deformasyon analizlerinin yapılması, elde edilen sonuçların doğruluğunu artıracaktır. Bu çalışma, yumuşak doku mekanik karakterizasyonu ve biyomekanik modellemeler alanına önemli katkılar sunma potansiyeline sahiptir.



Şekil 5. Bir numune için elde edilen tipik ölçümler ve Ogden modeliyle uydurulmuş eğrisi

Figure 5. A typical specimen's measurements and its fitted curve via Ogden model

Tablo 1. Ogden modeliyle belirlenen parametreler.

Table 1. Parameters identified using Ogden model.

		Fibere paralel yön (eksenel)			Fibere dik yön (yanal)		
Numune no	n	m (MPa)	α (-)	RMSE (MPa)	m (MPa)	α (-)	RMSE (MPa)
1	1	19.99	0.112	0.08	5.165E-02	9.99	0.098
	2	0.68	6.82		1.922E+01	0.1	
	3	19.99	0.116		3.5526E-06	0.14	
2	1	0.041	9.99	0.037	4.908E+00	0.1	0.136
	2	1.517	0.10		9.550E-03	10.0	
	3	19.99	0.1		1.186E-04	0.10	
3	1	19.97	0.1	0.027	6.023E-04	0.10	0.136
	2	0.058	9.9		3.123E-02	9.99	
	3	1.12	0.10		1.170E+01	0.1	

n : Ogden modelinde kullanılan mertebeyi gösterir, RMSE ise kök ortalama kare hatasıdır.

Yazar katkılarının beyanı

SS: Tasarım, üretim, test, analiz, programlama, makale yazımı, SS makale yazımı. DT: Test, analiz, makale yazımı, CH: tasarım ve test, MP: yönetim, organizasyon, tasarım, test, analiz, programlama.

Etik kurul onayı ve çıkar çatışması beyanı

Hazırlanan makalede etik kurul izni alınmasına gerek yoktur.

Kaynaklar

- [1] Humphrey JD. Continuum biomechanics of soft biological tissues. Proceedings of the Royal Society of London Series A 2003;3-46. doi:10.1098/rspa.2002.1060.
- [2] Pereira AB, Fernandes FAO, de Moraes AB, Maio. Biaxial Testing Machine: Development and Evaluation. Machines 2023;16. doi:10.3390/machines8030040.
- [3] Corti A, Shameen T, Sharma S, De Paolis A, Cardoso L. Biaxial testing system for characterization of mechanical and rupture properties of small samples. Open Hardware Journal 2022;20. doi:10.1016/j.ohx.2022.e00333.
- [4] Shiwardskia DJ, Tashman JW, Eaton AF, Apodaca G, Feinberg AW. 3D printed biaxial stretcher compatible with live fluorescence microscopy. Zenodo 2020;23. doi:10.5281/zenodo.3483849.
- [5] Sacks MS, Sun W. Multiaxial Mechanical Behavior of Biological Tissues. Annual Review of Biomedical Engineering 2003;5:251-84. doi:10.1146/annurev.bioeng.5.011303.120714.
- [6] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids 2000;1-3. doi:10.1023/A:1010835316564.
- [7] Lanir Y, Fung YC. Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin—I. Journal of Biomechanics 1974;29-34. doi:10.1016/0021-9290(74)90067-0.
- [8] Sun W, Sacks MS, Scott MJ. Effects of Boundary Conditions on the Estimation of the Planar Biaxial Mechanical Properties of Soft Tissues. ASME J Biomech Eng 2005;127(4):709-15. doi:10.1115/1.1933931.
- [9] Bell ED, Kunjir RS, Monson KL. Biaxial and failure properties of passive rat middle cerebral arteries. Journal of Biomechanics 2013;91-6. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.10.015.
- [10] Horta Muñoz S, Serna Moreno MC. Advances in Cruciform Biaxial Testing of Fibre-Reinforced Polymers. Polymers 2022;14(4):686. doi:10.3390/polym14040686.
- [11] Ayyalasomayajula V, Skallerud B. Microstructure and mechanics of the bovine trachea: Layer-specific investigations through SHG imaging and biaxial testing. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2022;18. doi:10.1016/j.jmbbm.2022.105371.
- [12] Sacks MS. A method for planar biaxial mechanical testing that includes in-plane shear. J Biomech Eng 1999;121(5):551-5. doi:10.1115/1.2835086.
- [13] Sacks MS. Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials. Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids 2000;199. doi:10.1023/A:1010917028671.
- [14] Fung YC. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Springer Science & Business Media; 1993.
- [15] Yang G. Strain Gauges for Biological Tissues (Doctoral dissertation). University of California, Irvine; 2008.
- [16] Schrininova S. Yumuşak dokunun biyomekanik karakterizasyonu için iki eksenli çekme-basma test cihazının geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü; 2024.
- [17] Ozan F, Okur KT, Mavi F, Pekedis M. Biomechanical and clinical assessment of dissociation in bipolar hip hemiarthroplasty. Bio-Medical Materials and Engineering 2025;36(3):185-99. doi:10.1177/09592989241306688.
- [18] Pekedis M, Karaarslan AA, Ozan F, Tahta M, Kayali C. Novel anchor-type proximal femoral nail for the improvement of bone-fixation integrity in treating intertrochanteric fractures: an experimental and computational characterization study. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2025;1-17. doi:10.1080/10255842.2025.2456985.
- [19] Destrade M, Dorfmann L, Saccomandi G. The Ogden model of rubber mechanics: 50 years of impact on nonlinear elasticity. Philos Trans A Math Phys Eng Sci 2022;380(2234):20210332. doi:10.1098/rsta.2021.0332.
- [20] Barroso A, Correa E, Freire J, et al. A device for biaxial testing in uniaxial machines: design, manufacturing and experimental results using cruciform specimens of composite materials. Exp Mech 2018;58:49-53. doi:10.1007/s11340-017-0327-6.
- [21] Gupta V, Gupta S, Chanda A. Development of an ultra-low-cost planar biaxial tester for soft tissue characterization. Biomed Phys Eng Express 2023;9(2). doi:10.1088/2057-1976/acb940.
- [22] Samuel SST, Buckley CP, Zavatsky AB. Transverse Compression of Tendons. ASME J Biomech Eng 2016;138(4). doi:10.1115/1.4032627.
- [23] Pekedis M, Ozan F, Melez M. Location-dependent biomechanical characterization of the human achilles tendon in diabetic and nondiabetic patients. ASME J Biomech Eng 2025;147(5):051004. doi:10.1115/1.4068015.
- [24] Khayyeri H, Gustafsson A, Heuveljans A, Matikainen MK, Julkunen P, Eliasson P, et al. A fibre-reinforced poroviscoelastic model accurately describes the biomechanical behaviour of the rat Achilles tendon. PLoS One 2015;10(6). doi:10.1371/journal.pone.0126869.
- [25] Pekedis M. In-vitro measurements coupled with in-silico simulations for stochastic calibration and uncertainty quantification of the mechanical response of biological materials. arXiv 2025:1-28. doi:48550/arXiv.2503.09900.