



*Derleme Makale / Review Article*

## ROBOTİK CERRAHİ UYGULAMALARININ İNCELENMESİ

### INVESTIGATION OF ROBOTIC SURGERY APPLICATIONS

Yavuz BAŞTUĞ<sup>1</sup> Osman YAZICIOĞLU<sup>2</sup> Oğuz BORAT<sup>3</sup>

<https://doi.org/10.55071/ticaretfbid.1104591>

*Sorumlu Yazar / Corresponding Author*  
oyazicioglu@ticaret.edu.tr

*Geliş Tarihi / Received*  
16.04.2022

*Kabul Tarihi / Accepted*  
27.10.2022

#### Öz

Robotik cerrahide yeni ürün geliştirme ve araştırmalar hızla ilerlemektedir. Robotik cerrahi üroloji gibi alanlarda kullanılmaktadır. Dokular cerrahinin hedef ortamıdır ve biyomekanik özellikleri hem ameliyat öncesi planlamada hem de cerrahi yöntemin uygulanmasında önemli rol oynamaktadır. Gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi ile yumuşak dokuların mekanik davranışını değerlendirilmektedir. Gerilme-gevşeme testinde önceden tanımlanmış bir gerilme birim şekil değiştirme uygulanmakta ve buna karşılık gelen gerilme zamanın bir fonksiyonu olarak takip edilmektedir. Tüm bifazik ve viskoelastik yumuşak dokular önce gevşeme fazını sergilemekte ve daha sonra tüm yük bir dokunun katı matrisi tarafından taşınmaktadır. Tendon fasyadan daha az uyarlanabilmekte, ancak kasla seri halinde olmak, kasın uzamasıyla sertliğini telafi edebilmektedir. Kemikler viskoelastik davranış sergilemekte, bu da gerilmenin sadece birim şekil değiştirmeye değil, aynı zamanda gerilme geçmişine de bağlı olduğu anlamına gelmektedir. Kemik çalışmasında yukarıdaki fenomenlerin her birine dayanan deneysel reoloji yöntemleri kullanılmaktadır. Islak bir kemik için kayıp tanjanti ve depolama modülü zamana bağlı olmaktadır. Eksik modül iskelet kası gibi organlar için saptanmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, doku viskoelastisitesi, robotik cerrahi.

#### Abstract

New product development and research in robotic surgery is progressing rapidly. Robotic surgery is used in fields such as urology. Tissues are the target environment of surgery and their biomechanical properties play an important role both in preoperative planning and in the application of the surgical method. The mechanical behavior of soft tissues is evaluated with the stress-strain curve. In the stress-relaxation test, a predefined stress strain is applied and the corresponding stress is followed as a function of time. All biphasic and viscoelastic soft tissues first exhibit the relaxation phase and then the entire load is carried by a solid matrix of tissue. The tendon is less adaptable than the fascia, but being in series with the muscle can compensate for the stiffness of the muscle by lengthening. Bones exhibit viscoelastic behavior, meaning that stress is dependent not only on strain but also on stress history. Experimental rheology methods based on each of the above phenomena are used in bone study. For a wet bone, the loss tangent and storage modulus are time dependent. The missing module is detected for organs such as skeletal muscle.

**Keywords:** Biomechanics, robotic surgery, tissue viscoelasticity.

<sup>1</sup>Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Üroloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye. yavuzbastug@gmail.com, Orcid.org/0000-0002-9256-940X.

<sup>2</sup>İstanbul Ticaret Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Endüstri Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye. oyazicioglu@ticaret.edu.tr, Orcid.org/0000-0002-0476-4396.

<sup>3</sup>İstanbul Ticaret Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Endüstri Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye. oborat@ticaret.edu.tr, Orcid.org/0000-0002-2242-6024.

## 1.GİRİŞ

Robotik cerrahi tüm dünyada olduğu gibi Türkiye'de de İstanbul'da onaltı, Ankara'da sekiz hastanede gerçekleştirilmektedir (Dialani, 2021; Robotik Cerrahi, 2021). Tıbbi robotlar, tıbbi cihaz endüstrisinin hızla büyüyen bir sektörünü oluşturmaktadır. Evde yardım, kriz müdahalesi, ihmal edilebilir invaziv tıbbi cerrahi, hedefe yönelik tedavi veya protez için kullanılıp kullanılmadıklarına bakılmaksızın, bu günlerde giderek daha fazla kullanılmakta ve dünya çapında tıbbi bakımı dönüştürmektedir (Dialani, 2021; Yazıcıoğlu & Borat, 2021). Yenilikçi gelişmeler istikrarlı bir şekilde geliştikçe, tıbbi cerrahi kendisini birçok hastalık ve durumun tedavisi için uygun rafine bir disiplin olarak kurmuştur. Bu nedenle, bilgisayar donanımı ve yazılımı zaman içinde geliştikçe, bu gelişmeler ameliyathaneye de entegre edilmiştir. Tıbbi hizmetler ve sağlık hizmetlerinde en popüler robotik uygulamalar cerrahi ile ilgilidir. Birçok işlem bir çeşit robot kullanılarak gerçekleştirilir (Yazıcıoğlu & Borat, 2021). Robotik cerrahinin kullanım alanları gastrointestinal, genel cerrahi, jinekoloji, kalp, oftalmoloji, ortopedi, pediatri, omurga, göğüs, organ nakli cerrahisi ve ürolojidir. Robotik cerrahi pazarı temel olarak üç bölüme ayrılmıştır: cerrahi sistemler, cerrahi hizmetler ve aletler ve aksesuarlar. Robotik cerrahi pazar gelirinin 2031 yılına kadar 16,8 milyar doları aşacağı tahmin edilmektedir (Research and Markets, 2021). Cerrahi robotların yardımıyla büyük ilerlemeler kaydedildi, uzaktan cerrahi, minimal invaziv cerrahi ve insansız cerrahi mümkün oldu. Robotik kullanımı nedeniyle ameliyat hassasiyetle, minyatürleştirilerek, daha küçük kesilerle yapılır; kan kaybı azalır, ağrı azalır ve iyileşme süresi hızlanır (Yazıcıoğlu & Borat, 2021).

## 2. MATERYAL VE YÖNTEM

Literatür taraması makaleler ve ticari web siteleri kullanılarak yapılmıştır. Mevcut her robotik yardımcı ameliyat için kullanılabilirlik, içerik ve doğrulama durumu hakkında bilgi toplandı.

Artikülasyon ve normal manipülasyonun ötesinde üç boyutlu büyütme, gelişmiş ergonomi sağlar. Bu teknikler sayesinde hastanede kalış süresi, kan kaybı, transfüzyon ve ağrı kesici kullanımı azaltılır. Kadınlar kaygı ve tereddütlerini dile getirirler çünkü robotik cerrahi yeni bir uygulamadır ve bunu daha önce duymamışlardır. Hekimlere duyulan güvenin bu kaygıyı azalttığı, robotik cerrahiye kabul etmede etkili olduğu ve robotik cerrahiden sonra kendilerini fiziksel olarak çok iyi hissettikleri bildirilmektedir (Kurt ve ark., 2020). Mevcut açık cerrahi tekniğinin cerrahi alana sınırlı erişim, uzun iyileşme süresi, uzun çalışma saatleri, daha fazla kan kaybı ve cerrahi izler gibi birçok mahzuru vardır.

Cerrahi robotun maliyeti birim başına 1 ila 2,5 milyon ABD dolarıdır (Research and Markets, 2021). Tek kullanımlık maliyet normalde prosedür başına 1500 \$ 'dır. Sistemi çalıştırmak için ek cerrahi eğitim gereklidir. Robotik cerrahi eğitimi önem kazanmıştır. Simülatörlerin kullanımı ile robotik cerrahi eğitimi kolaylaştırılmıştır. Amerikan Gastrointestinal ve Endoskopik Cerrah Robotik Masters Serisi Derneği, Robot Destekli Cerrahi eğitim programının Temel Becerilerini sağlar (Chen ve ark., 2020). Öğrenme aşaması yoğundur ve cerrahların kullanımlarında ustalaşmak için 150 ila 250 prosedür gerçekleştirmeleri gerekir. Diğer minimal invaziv cerrahi yaklaşımlarla karşılaştırıldığında hasta anketleri, morbiditenin azalması, sonuçların iyileşmesi, kan kaybının azalması ve ağrının azalması beklentilerine dayanarak prosedürü seçtiklerini göstermektedir. Robot destekli cerrahi, cerrahın cerrahi aletler üzerinde daha iyi kontrol sahibi olmasını ve cerrahi alanı daha iyi görmesini sağlar. Doğal olarak oluşan el titremeleri robotun bilgisayar yazılımı tarafından filtrelenir. Son olarak, cerrahi robot cerrahi ekipleri döndürerek sürekli olarak kullanılabilir. Laparoskopik kamera konumlandırması, robotik kontroller altındaki insan yardımına kıyasla daha az istenmeyen hareketlerle de önemli ölçüde daha karardır. Cerrahlar aletin hastayla etkileşimini hissedemezler. Bazı sistemler, cerrah ve doku arasındaki etkileşimi

iyileştirmek için zaten bu dokunsal geri bildirimine sahiptir. Robotlar ayrıca çok büyük olabilir, enstrümantasyon sınırlamalarına sahip olabilir ve mevcut cihazlar yalnızca tek kadranlı uygulama için kullanıldığından çoklu kadran ameliyatı ile ilgili sorunlar olabilir. Sistemin kullanımını benimseyen cerrahlar için hızlı bir öğrenme eğrisi vardır. Amerikan Jinekologlar Kongresi, robotik cerrahi ile ilgili komplikasyonlar, reoperasyonlar, kalıcı yaralanmalar ve iç organ hasarlarını inceledi. Bir çalışma endometriyum kanserine robot destekli cerrahi yaklaşımı incelemektedir. Bu içerikte cerrahi sonuçların morbidite açısından pozitif, ameliyat başına ve ameliyat sonrası açısından laparotomiye dönüş oranının düşük olduğu saptanmıştır (Chen ve ark., 2020).

Yaşlı ve fazla kilolu insanlar gibi kırılğan hastalarda cerrahi zorlukların üstesinden gelmek için optimal cerrahi tedavi olarak robot destekli cerrahi önerilmektedir (Kakkos ve ark., 2021).

Gizli Markov Modelleri, gerçek zamanlı bakış hareketi tanıma için kullanılır ve robotik kameranın göz hareketlerine karşı bağışıklık kazanırken kaydırmasına, eğmesine ve yakınlaştırmasına izin verir. Viewpoint viewer için kalibrasyon değişiminin üstesinden gelen ve klinik uygulamasını basitleştiren bir çevrimiçi kalibrasyon yöntemi teklif edilmektedir (Fujii ve ark., 2017).

Çin'de 153 robot yardımcı cerrahi ve 123 alışılmış cerrahi olmak üzere 276 hasta ile yapılan bir araştırmada ameliyat sonrası komplikasyonların, robot yardımcı cerrahide ve alışılmış cerrahide benzer sonuçlar verdiği görüldü (Wang ve ark., 2020).

Farklı jinekolojik cerrahi türleri üzerine yapılan bir araştırma, Senhance® robotik sisteminin uygulanabilir ve güvenli olduğunu bildirmektedir (Siaulya., 2021). Bazı olgularda minimal invaziv cerrahi, laparotomiye kıyasla yüksek riskli komplikasyonların azalmasını ve hastanede kalış süresinin kısalmasını sağlamaktadır (Matsuo ve ark., 2021).

Çevresel Etki Değerlendirmesi açısından Amerika Birleşik Devletleri'nde yıllık laparoskopik cerrahi 1,6 milyon prosedür, robot destekli cerrahi 1,4 milyon prosedür ve paketlenmiş karbondioksit gazı satışları 0,4 milyon prosedüre yükselmiştir. Minimal invaziv cerrahide insuflasyon için kullanılan ana gaz karbondioksittir. Toplam çalışma süresi, bu gazın sera etkisinin% 9 ila% 26'sına katkıda bulunduğu üç milyon saatin üzerinde olduğu saptanmaktadır. (Power ve ark., 2012). Bazı olgularda minimal invaziv cerrahi, laparotomiye kıyasla yüksek riskli komplikasyonların azalmasını ve hastanede kalış süresinin kısalmasını sağlamaktadır (Matsuo ve ark., 2021). Simülasyon egzersizlerini içeren Da Vinci© skill simulator'dan biri olan prospektif, tek merkezli gözlemsel çalışma hakkında bir eğitim kursu ve her iki eğitim kursunun uygulanması sonucunda iki robot destekli prosedürle çift konsol tarafından kontrol edilen ekipmanın hem in vivo cerrahi simülasyonunda uygulanabilir ve güvenli olduğu bulunmuştur. İn vivo operasyonların hiçbiri laparoskopik cerrahiye dönüşüm gerekmemiştir. Ameliyattan sonraki 30 gün içinde hiçbir hasta transfüze edilmediği veya yeniden ameliyat edilmediği belirtilmektedir (Margueritte ve ark., 2020). Doku mekaniği ve kemiklerin viskoelastik davranışları robotik cerrahide ele alınmaktadır (Stecco ve ark., 2021; Yamashita ve ark., 2001).

## 2.1. Doku Biyomekaniği ve Robotik Cerrahi

Doku biyometiğinde temel kavramlar kullanılması önemlidir. Normal gerilme, birim şekil değiştirme, karmaşık gerilme ve kayıp faktörü kavramları bunların içinde önemli yere sahiptir. Biyomalzemelerin viskoelastisitesini düzenleyen kurucu ilişki bu kavramlar kullanılarak kurulmaktadır. Dokuların mekanik davranışı gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi ile incelenmektedir. Bu kavramlar aşağıda kısaca gözden geçirilmektedir.

Normal gerilme  $\sigma=P/A$  ve kayma gerilmesi  $\tau=V/A$  olarak tanımlanır. Burada P, kesit alanına dik olan normal kuvvettir ve V, kesit alanına teğet olan kesme kuvvetidir. Birim şekil değiştirmenin

tanımında kullanılan ilk uzunluk ( $L_i$ ) ve son uzunluk ( $L_f$ ) bir çubuk için Şekil 1'de gösterilmiştir. Birim şekil değiştirme üç şekilde tanımlanmaktadır:

Lagrangian birim şekil değiştirme tanımı Denklem (1)'de verilmektedir.

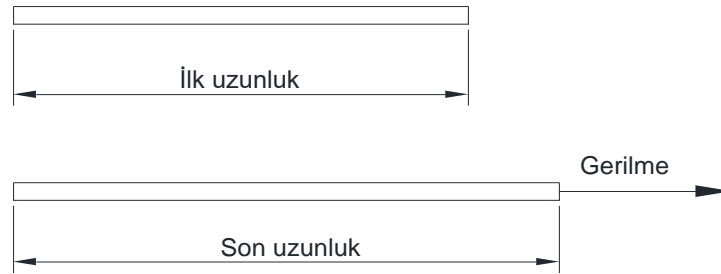
$$\varepsilon=(L_f-L_i)/L_i \quad (1)$$

Euler birim şekil değiştirme tanımı Denklem (2)'de verilmektedir.

$$\varepsilon=\ln (L_f/L_i) \quad (2)$$

Son olarak doğal birim şekil değiştirme tanımı ise Denklem (3)'te verilmektedir.

$$\varepsilon=(L_f-L_i)/L_f \quad (3)$$



Şekil 1. Birim Şekil Değiştirme Tanımı için İlk Uzunluk ve Son Uzunluk

Tek eksenli gerilme durumunda, gerilme-birim şekil değiştirme arasında  $\sigma=E\varepsilon$  ve  $\tau=G\gamma$  bir bağıntı vardır. Burada E elastisite modülü, G kayma elastiklik modülü ve  $\gamma$  kayma şekil gerilmesidir. Kayma şekil değiştirme, radyan olarak dik açıdaki değişimdir.

Biyomalzemelerin viskoelastisitesini düzenleyen kurucu ilişki Denklem (4)'te verilmiştir.

$$\tau^*=G^*\gamma^* \quad (4)$$

burada karmaşık kayma elastiklik modülü  $G^*$ , karmaşık, kayma gerilmesi  $\tau^*$  ve karmaşık kayma gerilmesi  $\gamma^*$  ile ilgili malzeme özelliğidir. Karmaşık kayma gerilmesi, genlik ve açısal frekans  $\omega$  (Denklem 5) ile zaman içinde bir salınım olarak ifade edilmektedir.

$$\tau^*=t_0e^{i\omega t} \quad (5)$$

Böyle bir kayma gerilmesine yanıt olarak, karmaşık bir kayma gerilmesi  $\gamma^*$ 'dir. Genlik  $y_0$ ,  $\omega$  açısal frekansta salınır, ancak bir faz açısı  $\delta$  kadar geride kalmaktadır (Denklem 6).

$$\gamma^*=y_0e^{i(\omega t - \delta)}=y_0e^{i\omega t}/e^{i\delta} \quad (6)$$

Denklem 4'ün  $G^*$ 'yi çözmek için yeniden düzenlenmesi ve Denklem 5 ve 6'daki karmaşık gerilme-birim şekil değiştirme ifadelerinin değiştirilmesi, bu ifadeyi karmaşık modül için verir (Denklem 7).

$$G^*=\tau^*/\gamma^*=(\tau_0/y_0)e^{i\delta}=(\tau_0/y_0)(\cos\delta+i\sin\delta) \quad (7)$$

Denklem 8, karmaşık modülün bileşenlerini şöyle tanımlar:

$$G^* = G' + iG'' \quad (8a)$$

$$G' = (\tau_0 / \gamma_0) \cos \delta \quad (8b)$$

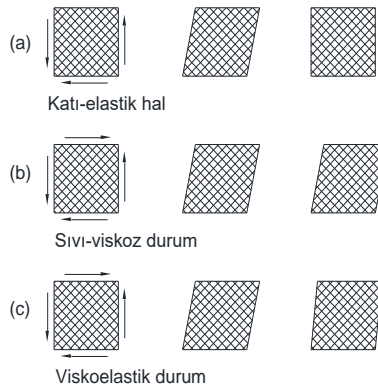
$$G'' = (\tau_0 / \gamma_0) \sin \delta \quad (8c)$$

$G'$  kayma depolama modülü ve  $G''$  kayma kaybı modülü olarak bilinir.

Son olarak,  $G'' / G'$  oranına kayıp faktörü denir, çünkü malzemenin enerjiyi depolayabilme kabiliyetine göre enerjiyi sönmüleme kabiliyetini ölçer:

$$\text{kayıp faktörü} = G'' / G' = \tan \delta \quad (8d)$$

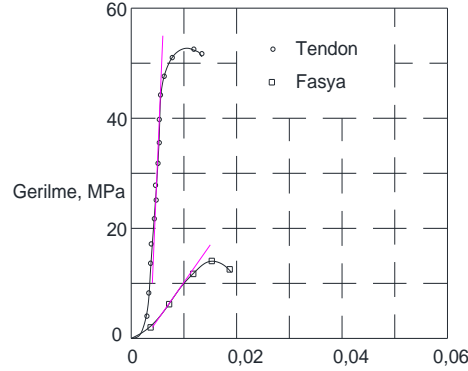
Makroskopik olarak  $G'$ ,  $G''$  ve  $\tan \delta$  miktarları reometri kullanılarak ölçülür. Enstrümantal girinti testi, aynı özelliklerin karşılaştırılabilir değerlerini çok daha küçük ölçekte ölçmek için kullanılır. Alt katı kayma gerilmesi uygulayarak kesme gerginlik oluşmasına neden oldu. Kuvvetin kaldırılmasından sonra, katı elastik durumda orijinal şekline geri döner (Şekil 2a). İdeal katıların, Hooke yasasını temsil eden denklemlerle empoze edilen gerilmeye mekanik tepkisi. Newton sıvıları ideal sıvıların denklemi temsil eden tepkisi (Şekil 2b). Viskoelastik malzeme söz konusu olduğunda, tepki karakteristikleri Voigt modeli için denklem ile katılar ve sıvılar arasındadır (Şekil 2c). Kornea ve sklera, fizyolojik gerilme altındayken tipik olarak elastik davranış sergileyen viskoelastik materyallerdir. Bununla birlikte, normal göz içi basıncı altında, kornea ve sklera keratokonusta ve dejeneratif miyopide sürünür. Kornea şişkin ve bu hastalığın karakteristik eksenel gerilme sonuçları ne bu dengesiz. Hastalıkların anlaşılması ve uygun tedavilerin geliştirilmesi için dokuların elastik ve viskoz özelliklerinin karakterizasyonu esastır. Dokunun davranışını anlamak, uygulanan gerilmeler altında sistemin mekanik reaksiyonlarını incelemekle ilgilidir. Biyomalzemeler karmaşık ve homojen olmayan malzemeler olmasına rağmen, bunları anlamamız ideal katı ve sıvıların çok temel anlayışlarına dayanmaktadır.



Şekil 2. Üç Deformasyon Durumu: (a) İdeal Katıların Uygulanan Gerilmeye Mekanik Tepkisi (b) İdeal Sıvıların Tepkisi (c) Katılar ve Sıvılar Arasında Özellik Gösteren Viskoelastik Malzemenin Tepkisi

Yumuşak dokuların mekanik davranışı gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi ile incelenir. Yükleme ve boşaltma testinde önceden tanımlanmış bir çekme gerilmesi uygulanır. Böylece, zamana bağlı olarak elde edilen birim şekil değiştirmesi. Tüm bifazik ve viskoelastik yumuşak dokular önce bir gevşeme fazı sergiler ve daha sonra tüm gerilme bir dokunun katı matrisi tarafından taşınır. Tendondaki gerilme % 4'ü aştığında mikroskobik kopma meydana gelebilir. Bazı tendonlarda,

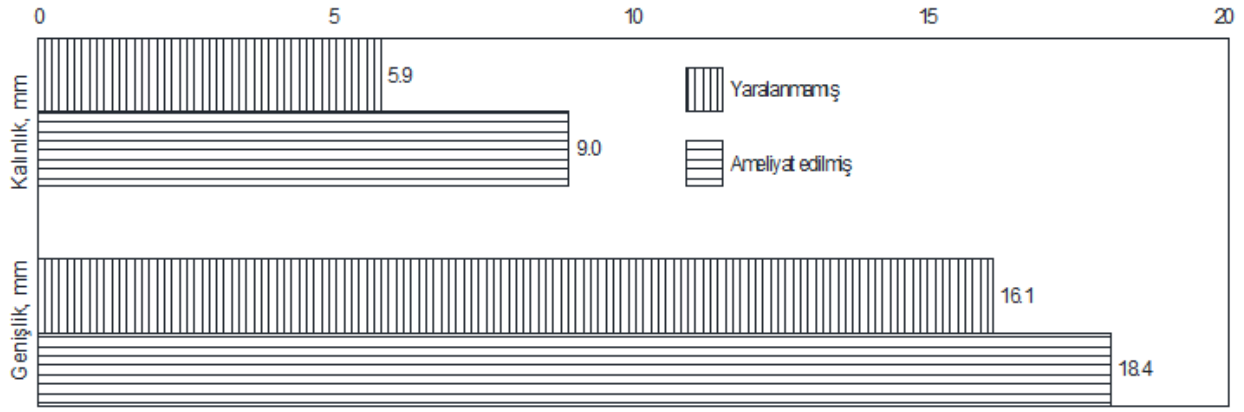
gerilme düzenleri uzunluk boyunca aynı değildir. Bununla birlikte, insan kaslarının çoğunluğu için, tendonun dış ve iç kısımları arasındaki gerilme transferi tam olarak bilinmemektedir. Tendon, fasyadakine benzer bir gerilme-birim şekil değiştirme eğrisine sahiptir. Birim şekil değiştirmedeki artış gerilmeye yanıt olarak daha hızlıdır. Tendon fasyadan daha az uyarlanabilir, ancak kas ile seri olduğu için kasın gerilmesi ile sertliğini telafi edebilir. Tendon ve fasya için gerilme-birim şekil değiştirme eğrileri Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 3. Tendon ve Fasyanın Gerilme-Birim Şekil Değiştirme Eğrileri (Stecco ve ark., 2021)

Her dokunun tendon ve fasya için tolere edebileceği en yüksek gerilme ve birim şekil değiştirme sırasıyla 53 MPa ve 0,009, 14 MPa ve 0,016 olmaktadır. Kaslar için en yüksek gerilme ve birim şekil değiştirme ise 0,11 MPa ve 0,061 olmaktadır. Fasya; her organı, kan damarını, kemiği, sinir lifini ve kası çevreleyen ve yerinde tutan ince bir bağ dokusu kılıfıdır. Doku, içyapıyı sağlamaktan daha fazlasını yapar ve fasya neredeyse cilt kadar hassas yapan sinirlere sahiptir. Tendon, birim şekil değiştirmesinin artmasına yanıt olarak gerilmenin daha hızlı artmasıyla fasyaya benzer bir gerilme-birim şekil değiştirme eğrisine sahip olur. Tendon fasyadan daha az uyarlanabilir, ancak kas ile seri halinde olmak, kasın uzamasıyla sertliğini telafi edebilir (Stecco ve ark., 2021). Aşil tendonu vücuttaki en güçlü ve en büyük tendondur (Standring ve ark., 2008). Gastroknemius ve soleus kaslarının yapışık tendonu olarak plantaris'ten küçük bir katkısı olabilir. Kaslar ve Aşil tendonu baldırın arka, yüzeysel kompartmanındadır (O'Brien, 2005). Tendonların dördü için yapılan kırılma testleri,  $66,83 \pm 14,34$  ila  $112,37 \pm 9,39$  MPa arasında değişen nihai gerilmede önemli farklılıklar ortaya koydu (Matson ve ark., 2012). Bu mukavemet sekoya için verilen 415 MPa'dan çok daha azdır. Ayrıca, paslanmaz çelik AISI 316 için mukavemet 552 MPa olmaktadır.

Ameliyat edilen ve yaralanmayan Aşil tendonları arasındaki yapısal ve mekanik özelliklerdeki farklılıkları, Aşil tendonlu tecrübeli badmintonculardan, ameliyat olup oyuna geri dönenlere göre tanımlamak için bir çalışma yapılmıştır (Sánchez ve ark., 2021). Araştırma sonuçlarına göre yaralanmamış ve yaralanma sonunda ameliyat edilmiş Aşil tendonları için kalınlık ve genişlik değerleri Şekil 4'te verilmektedir.

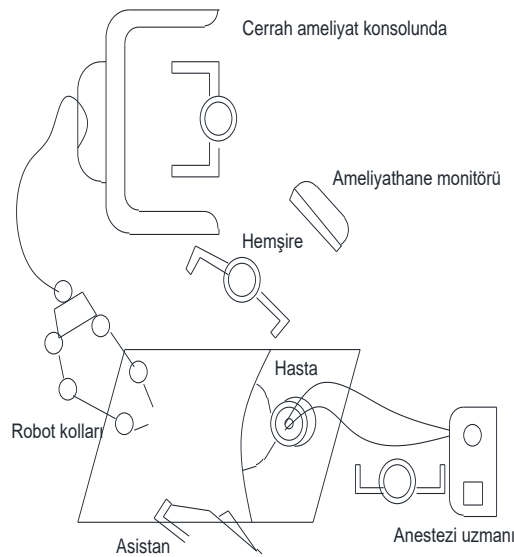


Şekil 4. Ameliyat Edilen ve Yaralanmayan Aşil Tendonları Arasındaki Mekanik Özellik Farklılıkları (Sánchez ve ark., 2021)

Eklem teması, bağ ve Aşil tendonu kuvvetlerinin hesaplanan kuvvet-zaman profillerinin ayak bileği eklemi etrafındaki momentin zaman-tarih eğrisine göre değiştiği ve yürüme ve koşma için tahmini maksimum Aşil tendonu kuvvetlerinin vücut ağırlığının 3,9 ve 7,7 katı olduğu bildirilmiştir (Giddings ve ark., 2000).

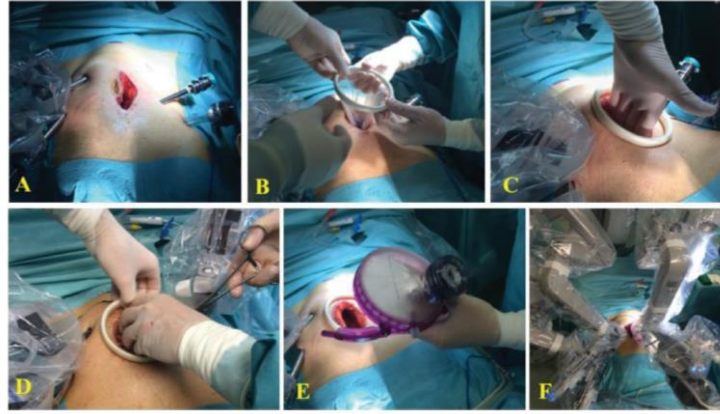
Yaralanmamış ve ameliyat edilmemiş Aşil tendonunun dinamiklerini incelerken, Şekil 4'teki mekanik veriler sadece nitel yorumlama için yararlıdır. Yürüme sırasında kütlesi 70 kg olan bir kişinin Aşil tendonu üzerindeki kuvvet yaklaşık 2678 N'dir. Bu nedenle Şekil 4'te verilen sertlik değerini bu kuvvetle dinamik olarak yorumlamak mümkün değildir. Sistemi insan bacağındaki diğer bileşenlerle birlikte dinamik olarak incelemek gerekmektedir.

Minimal invaziv cerrahinin de sınırlamaları vardır. Daha belirgin sınırlamalardan bazıları, ekipmanın teknik ve mekanik yapısını içerir. Cerrahlar, 2 boyutlu bir görüntü izlerken aletleri manipüle etmeyi biraz zor bulmaktadır. Cerrahın her hareketinin ters sırada olduğu dayanak etkisi cerrah için sezgiseldir. En büyük mahzuru, özellikle uzun cerrahi işlemler sırasında meydana gelen cerrahın el titremelerinin aletlere yansıtılmasıdır. Bu sınırlamalar cerrahi robotların daha da geliştirilmesini sağlayan faktördür. Şekil 5 bir robotik cerrahi sistemi göstermektedir.



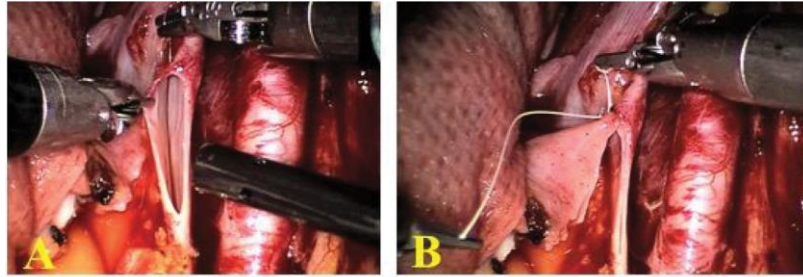
Şekil 5. Robotik cerrahi sistem (Dwivedi & Mahgoub, 2012).

Robot destekli böbrek transplantasyonunun temel cerrahi basamakları Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. (A) Göbek Boyunca 6 Cm'lik Doğrusal Bir Kesi. (B) Doğrusal Periumbilikal İnsizyonda Gelpoint Yara Retraktörünün Yerleştirilmesi. (C) Periton Boşluğuna Dört Parmakla Erişim. (D) Buzlu Bulamaçla Doldurulmuş Gazlı Bezle Sarılmış Böbreğin Sokulması. (E) Gelpoint Kapağının (Kameralı Trokar İle) Yerleştirilmesi. (F) Robotun Yeniden Yerleştirilmesi (Breda ve ark., 2018).

Venöz Anastomoz Şekil 7'de gösterilmiştir.



Şekil 7. Venöz Anastomoz (A) Robotik Makas Kullanarak Dış İliak Ven İnsizyonu. (B) Greft Renal Ven, Dış İliak Vene Uçtan Uca Sürekli Bir Şekilde Anastomozlanması (Breda ve ark., 2018).

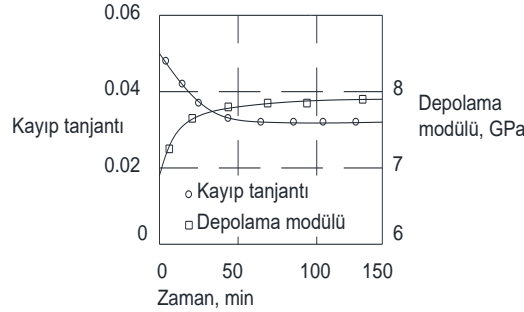
Dokular ameliyatın birincil ortamıdır. Preoperatif planlamada ve cerrahi yöntemin uygulanmasında dokuların biyomekanik özellikleri önemli rol oynamaktadır. Dokular kopma uzama miktarına göre sert doku ve yumuşak doku olarak iki sınıfa ayrılır. Yumuşak dokulardan farklı olarak, sert dokular ameliyat sırasında maruz kaldıkları gerilme altında büyük uzama göstermezler. Yumuşak dokular homojen olmayan, anizotropik ve doğrusal olmayan davranışlar göstermektedir. Viskoelastik olan dokular karakteristik mekanik özellikleri bakımından önemlidir. Doku hücrelerinin hücre dışı matrisinin bileşenleri olan proteinler de viskoelastiktir. Dokuların viskoelastik yapısı onları modellemeyi zorlaştırmaktadır. Biyolojik yumuşak dokunun gösterdiği viskoelastisitenin biyomekanik mekanizmasını değerlendirmek için, model parametrelerinin yumuşak dokunun viskoelastik davranışı üzerindeki etkisi incelenmektedir (Xi ve ark., 2022).

## 2.2. Kemiklerin Viskoelastisitesi

Kemikler viskoelastik davranış sergilemekte bu da gerilmenin sadece birim şekil değiştirmeye değil, aynı zamanda birim şekil değiştirmenin geçmişine de bağlı olduğu anlamına gelmektedir. Bu tür davranışlar, kendini kontrol ünitesi dalgalar, gerilimi kademeli bir düşüş ile bir örnek olarak sabit yük altında, gerilme gevşemesi; yük sertlik oranı bağımlılık; sonik ya da ultrasonik enerji

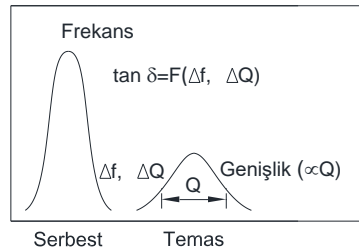


zayıflatma sürekli gerilme altında uzun sürünme ile kademeli bir artış gösteriyor veya dinamik olarak kemik kaybı yüklü olabilmektedir. Kemik çalışmasında yukarıdaki fenomenlerin her birine dayanan deneysel reoloji yöntemleri kullanılmaktadır. Sonuçların doğrudan karşılaştırılmasını sağlamak için, sonuçlar doğrusal viskoelastisite teorisinin doğasında bulunan karşılıklı ilişkiler yoluyla ortak bir temsile dönüştürülmektedir. Çekme / basma durumunda, yayınlanan sonuçlar arasında çok önemli farklar bulunmaktadır. Bu uyumsuzluğa doğrusal olmayan viskoelastik davranışlar veya dönüşüm sürecinde dikkate alınmayan deneysel sonuçlar neden olabilmektedir. Bununla birlikte, kayma şekil değiştirmesi durumunda, farklı deney türlerinde elde edilen sonuçlar arasında iyi bir uyum bulunmaktadır. Bir deformasyon döngüsünde harcanan enerjinin depolanmış enerjiye oranı ile orantılı olan kayıp tanjantı 10-6 Hz ile 100 Hz arasındaki frekanslarda minimum olarak yaklaşık 0,01 değerine ulaşmaktadır. Daha düşük ve daha yüksek frekanslarda kayıp tanjantı, dolayısıyla viskoelastik etkilerin büyüklüğü daha önemli olmaktadır. Örneğin, 1  $\mu$ Hz ve 1 MHz frekansta kayıp tanjantı 0,08'dir. Polimerlerde 0,01 ila 0,1 ve yumuşak polimerlerde 1,0'dan büyük olabilmektedir. Islak bir kemik için kayıp tanjantı ve saklama modülü zamana bağlı olarak Şekil 8'de gösterilmiştir.



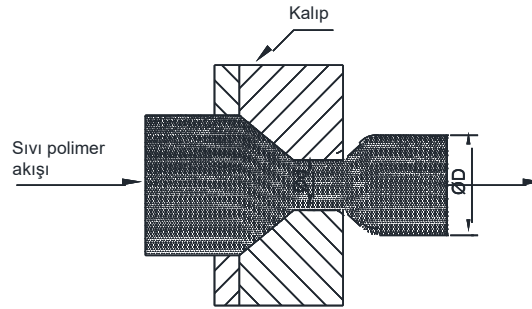
Şekil 8. Zamanın Bir Fonksiyonu Olarak Islak Kemik İçin Kayıp Tanjantı ve Depolama Modülü (Yamashita ve ark., 2001)

Polimerik malzemelerin viskoelastik  $\tan \delta$  kayıp tanjant değerini ölçmek için temas rezonansına dayalı atomik kuvvet mikroskobu tekniklerinin nasıl kullanılabileceği gösterilmiştir. Yöntem, kayıp ve depolama modüllerinin ara hesaplanmasını, kalibrasyon ölçümlerini veya geleneksel kontak rezonans ucu şekli parametre aralığının kullanılmasını gerektirir. Aralığı 0,02-0,2 aralığında bir nükleer reaksiyon ile polistiren, yüksek yoğunluklu polietilen ve iki ticari polimer, dört homojen polimer kullanılarak tasarlanan numuneler üzerinde temas rezonans deney sonuçları polimerler ve biyomateryallerin nano elastik ölçümler için temas rezonans modları potansiyelini göstermektedir. Temas durumunda ve serbest durumda, frekans Şekil 9'da verilmektedir (Hurley ve ark., 2013).



Şekil 9. Temas halinde ve serbest halde frekans. (Hurley ve ark., 2013).

Sıvı polimerin viskoelastik özelliği, kalıptan çıktığında malzemenin enine kesitinin büyümesini ifade eder (Şekil 10). Çıkış çapının kalıp çapına ( $D/d$ ) oranına kabarma oranı denir. Bu oran 1'den büyüktür. Boğaz uzunluğu artarsa, şişme oranı azalır (Groover, 2010).

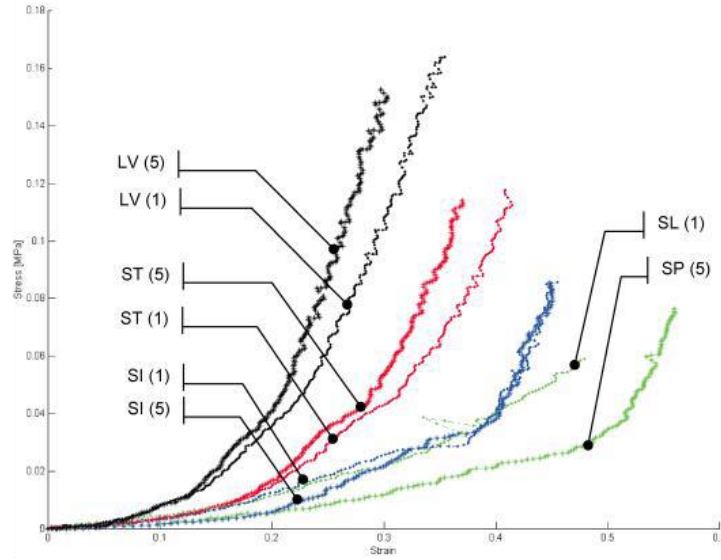


Şekil 10. Sıvı Polimerin Viskoelastik Özelliği

Kemikteki minimum enerji kaybının normal aktiviteler sırasında karakteristik bir frekans aralığında meydana gelmesi dikkat çekicidir. Vücutta birçok kas bulunduğu için, her tendonun işlevi ve dolayısıyla mekanik özellikleri farklı olmaktadır. Örneğin, insan patellar tendonunun elastiklik modülü  $660 \pm 266$  MPa'dır, oysa tibianın ön tendonu için yaklaşık 1200 MPa değerinde bulunmaktadır. Yaşlanma ayrıca tendonların mekanik özelliklerini de önemli ölçüde etkilemektedir. 29-50 yaşlarında insan patellar tendonlarının elastiklik modülü yaklaşık  $660 \pm 266$  MPa iken 64-93 yaşlarında yaklaşık  $504 \pm 222$  MPa olmaktadır (Wang ve ark., 2012).

İç gerilmeler birbirine bağlı yumuşak dokularda meydana gelmektedir. Dokuların kesilmesiyle iç gerilmeler ortadan kaldırılmaktadır. Sonuç olarak, yumuşak dokunun geometrisi önemli ölçüde değişebilmektedir.

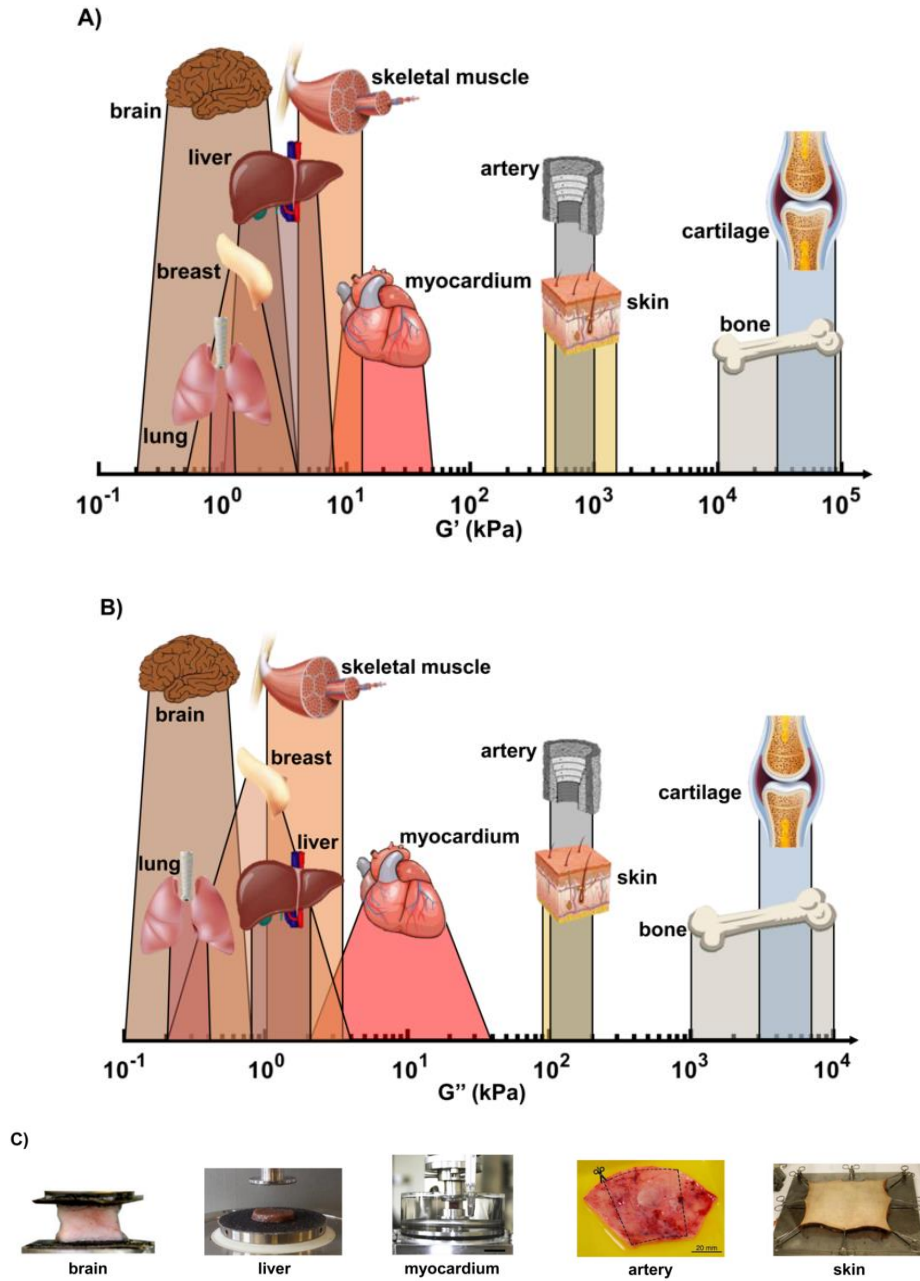
Robotik cerrahi uygulamalarına özgü deneysel doku biyomekaniğinin çeşitli yönleri ele alınmaktadır. Bunlardan biri ameliyat sırasında aletler ve doku arasındaki etkileşimler olmaktadır. Bu etkileşimler normal fizyolojik gerilmeler dışındaki gerilmelere yol açmaktadır. Örneğin, endoskopik aletlerle uygulanan bölgesel sıkıştırma ve kesme kuvvetleri iç organları etkilemektedir. Bazı iç organların gerilme-birim şekil değiştirme ilişkileri Şekil 11'de verilmektedir. Bu eğriler, ameliyat sırasında uygulananlara benzer yükler uygulayan bir endoskopik alet kullanılarak elde edilmektedir. Bir diğeri, in vivo, in vitro veya ex-corpore, biyomekanik özelliklerin toplandıkları koşullara bağlı olarak önemli ölçüde değişmektedir. En doğru doku karakterizasyonunu sağlayabildikleri için in vivo veriler tercih edilmektedir. Deneysel robotik cihazlar in vivo veri toplama için tasarlanıp ve üretilmektedir. Bunlara bir örnek motorlu endoskopik kavrayıcılar olmaktadır. Robotik cerrahi doku biyomekaniğinin bir yönü, ön koşullandırma ve veri toplama öncesi dokunun tekrarlayan bir yükleme döngüsüne maruz kaldığı süreçtir. Böylece dokunun mekanik özellikleri stabilize edilir. Buna doku şartlandırma denilmektedir. Doku şartlandırmasından sonra toplanan veriler tutarlı olmasına rağmen, bunun cerrahi bağlamında geçerli olmadığı görüşü de ileri sürülmektedir (Rosen, 2013).



Şekil 11. Yumuşak Doku ve Doku Hasarının Biyomekanik Özellikleri (Rosen, 2013)

Şekil 11, yükleme hızı 5.4 mm / s olduğunda motorlu endoskopik tutucu ile ölçülen incelenen tüm organlar için gerilme-Birim şekil değiştirme eğrilerinin örneklerini göstermektedir. Birinci ve beşinci döngüler (a) in vivo ve (b) ex korpustur. Organlar: BL-mesane, GB-safra kesesi, Li-kalın bağırsak, LV-karaciğer, Sİ-ince bağırsak, SP-dalak ve ST-mide). Yükleme döngüsü numarası (1 veya 5) parantez içinde tanımlanır. Karaciğerin kompresyon yüklerine verdiği yanıt% 40 olarak bulunmuştur (Rosen, 2013).

Şekil 12 ortak biyomalzemeler için depolama ve kayıp modülünü göstermektedir. (A) burada malzemeler için depolama modülü, beyin, burulma cihaz, aygıt miyokard üç eksenli kesme, çoklu (B) Beyin, akciğer, eksik bir modül için meme, karaciğer, iskelet kası, kalp kası, deri, damar, kırıldak ve kemik, ve (C) kesme test cihazı, deri ve kemik doku örnekleri eksen verebileceği test (Zhang ve ark., 2021).



Şekil 12. A. Biyomalzemeler için Kayma Depolama Modülü  $G'$  Değerleri B. Kayma Kaybı Modülü Değerleri  $G''$  Değerleri C. Test Cihazı.

Kayma kaybı modülü  $G''$  akciğerlerde en küçük ve kemiklerde en büyük olmaktadır. Ayrıca, kayma depolama modülü  $G'$  akciğerlerde en küçük ve kemiklerde en büyüktür. Kemikler için kayma kaybı modülü  $G''$ , kayma depolama modülü  $G'$  değerinin 10 katı mertebesinde (Şekil 12). Bu değerler arasındaki fark, dokunun yumuşak ve sert doku olmasıyla açıklanabilmektedir.

### 3. SONUÇLAR

Cerrahi robotlarda büyük ilerlemeler kaydedildi, uzaktan cerrahi ve minimal invaziv cerrahi mümkün oldu. Robotik kullanımı ile hassas ve daha küçük kesilerle ameliyat yapılabilir, kan kaybı azaltılabilir, daha az ağrı ve daha hızlı iyileşme süresi sağlanabilir. Kemik viskoelastik davranış sergiler, yani gerilme aynı zamanda birim şekil değiştirmenin geçmişine de bağlı olmaktadır. Polimerik malzemelerin viskoelastik kayıp tanjant değerini ölçmek için temas rezonansına dayalı

atomik kuvvet mikroskobu tekniklerinin nasıl kullanılabileceği gösterilmiştir. Kemikteki minimum enerji kaybının, normal aktiviteler sırasında karakteristik bir yük geçmişi frekans aralığında meydana gelmesi dikkat çekicidir. Islak bir kemik için kayıp tanjanti ve saklama modülü zamana bağlı olarak verilir. Vücutta birçok kas bulunduğundan, her tendonun işlevi ve dolayısıyla mekanik özellikleri farklıdır. İnsan patellar tendonunun elastiklik modülü 660 MPa olmaktadır. Tibianın ön tendonu için ise yaklaşık 1200 MPa değerini bulmaktadır. Yaşlanma, tendonların mekanik özelliklerini etkilemektedir. Biyomekanik özellikler, toplandıkları koşullara bağlı olarak önemli ölçüde değişebilmekte ve mümkün olduğu ölçüde, en doğru doku karakterizasyonunu sağlayabildikleri için in vivo veriler tercih edilmektedir. İncelenen tüm organlar için belirli yüklenme hızlarında motorlu endoskopik kavrayıcı ile ölçülen gerilme-birim şekil değiştirme eğrileri elde edilebilmektedir.

### **Yazarların Katkısı**

Yazarların makaleye katkıları eşit orandadır.

### **Çıkar Çatışması Beyanı**

Herhangi bir çıkar çatışması bulunmamaktadır.

### **Araştırma ve Yayın Etiği Beyanı**

Yapılan çalışmada araştırma ve yayın etiğine uyulmuştur.

## **KAYNAKÇA**

- Breda, A., Territo, A., Gausa, L., Tugcu, V., Alcaraz, A., Musquera, M., Decaestecker, K., Desender, Stockle, M., Janssen, M., Fornara, P., Mohammed, N., Siena, G., Serni, S., Guirado, L., Facundo, C. & Doumerc, N. (2018). Robot-assisted Kidney Transplantation: The European Experience. *European Urology*, 73(2), 273-281.
- Chen, R., Rodrigues Armijo, P., Krause, C., Siu, K. C. & Oleynikov, D. (2020). A comprehensive review of robotic surgery curriculum and training for residents, fellows, and postgraduate surgical education. *Surg Endosc Jan*, 34(1), 361-367. doi: 10.1007/s00464-019-06775-1.
- Dialani, P. (2021). Latest News Robotics Top List, Top 10 Robotic Surgical Companies in 2021, All Over The World. <https://www.analyticsinsight.net>. adresinde 5 Mart 2021 tarihinde alınmıştır.
- Dwivedi, J. & Mahgoub, I. (2012, May, 10-11). Robotic surgery - a review on recent advances in surgical robotic systems. *Florida Conference on Recent Advances in Robotics*, 1-7. Boca Raton, Florida.
- Fujii K., Gras G., Salerno A. & Yang G. Z. (2017). Gaze gesture based human robot interaction for laparoscopic surgery. *Med Image Anal.*, 44, 196-214. doi: 10.1016/j.media.2017.11.011.
- Giddings, V. L., Beaupré, G. S., Whalen, R. T., & Carter, D. R. (2000). Calcaneal loading during walking and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (3), 627-34. doi:10.1097/00005768-200003000-00012.
- Graur, F., Radu, E., Al Hajjar, N., Vaida, C. & Pisla, D. (2018). Surgical Robotics—Past, Present and Future Conference Paper. *Springer International Publishing*, 159-171. DOI: 10.1007/978-3-319-59972-4\_12

- Groover, M. P. (2010). *Fundamentals of Modern Manufacturing (4th Ed.)*. John Wiley, New York.
- Hurley, D. C., Campbell, S. E., Killgore, J. P., Cox, L. M. & Ding, Y. (2013). Measurement of viscoelastic loss tangent with contact resonance modes of atomic force microscopy. *Macromolecules*, 46(23), 9396–9402. <https://doi.org/10.1021/ma401988h>.
- Kakkos, A., Eecke C. V., Ongaro, S., Traen, K., Peeters, F., Trappen, P. V., Laenen, A., Despierre, E., Nieuwenhuysen, E. V., Vergote, I. & F. Goffin, F. (2021). Robot-assisted surgery for women with endometrial cancer: Surgical and oncologic outcomes within a Belgium gynaecological oncology group cohort. *European Journal of Surgical Oncology*, 47, 1117-1123.
- Kurt, G., Akyuz, A., Seven, M., Dede, M., & Yenen, M. C. (2020). Robotic Gynecologic Surgery: What it Means for Women. *Konuralp Medical Journal*, 12(3), 473-480.
- Margueritte, F., Sallée, C., Legros, M., Lacorre, A., Piver, P., Aubard, Y., Tardieu, A. & Gauthier, T. (2020). Description of an initiation program to robotic in vivo gynecological surgery for junior surgeons. *Journal of Gynecology Obstetrics and Human Reproduction*, 49, 1-4, 101627.
- Matson, A., Konow, N., Miller, S., Konow, P. P. & Roberts, T. J. (2012). Tendon material properties vary and are interdependent among turkey hindlimb muscles. *J Exp Biol.* 15, 215(20), 3552–3558. doi: 10.1242/jeb.072728.
- Matsuo, K., Matsuzaki, S., Mandelbaum, R. S., Kanao, H., Chang, E. J., Klar, M., Roman, L. D. & Wright, J. D. (2021). Utilization and perioperative outcome of minimally invasive pelvic exenteration in gynecologic malignancies: A national study in the United States. *Gynecologic Oncology*, 161, 39–45.
- O'Brien, M. (2005). The Anatomy of the Achilles Tendon. *Foot Ankle Clin N Am* 10, 225 – 238.
- Power, N. E., Jonathan L., Silberstein, J. L., Ghoneim, T.P., Guillonneau, B. & Touijer, K. A. (2012). Environmental Impact of Minimally Invasive Surgery in the United States: An Estimate of the Carbon Dioxide Footprint. *Journal of Endourology*, 26(12), 1639–1644. DOI: 10.1089/end.2012.0298.
- Research and Markets (2021). Global Surgical Robotics Market 2021-2031: Focus on Vendor Analysis, Key Enabling Technologies, Emerging Platforms in Pipeline, 26 Company Profiles, and 45 Countries Data & Cross Segmentation. <https://www.researchandmarkets.com/reports/5318090/global-surgical-robotics-market-2021-2031-focus> adresinden 25 Haziran 2021 tarihinde alınmıştır.
- Robotik Cerrahi (2021). <https://www.saglikteknoloji.com>robotik-cerrahi-yapan-hastaneler-listesi> adresinden 25 Haziran 2021 tarihinde alınmıştır.
- Rosen, J. (2013). *Medical Devices: Surgical and Image Guided Technologies (First Ed.)* Edited by Martin Culjat, Rahul Singh and Hua Lee. John Wiley & Sons Inc, New York.
- Sánchez, A. B., Abián, P., Jimenez, F., & Javier Abián-Vicén, J. V. (2021). Structural and mechanical properties of the Achilles tendon in senior badminton players: Operated vs. non-injured tendons. *Clinical Biomechanics*, 85, 105366.

- Siaulysa, R., Klimasauskiene, V., Janusonisa, V., Ezerskiene, V., Narimantas, Dulskasb, A. & Samalaviciusa, N. E. (2021). Robotic gynaecological surgery using Senhance® robotic platform: Single centre experience with 100 cases. *J Gynecol Obstet Hum Reprod*, 50, 102031.
- Standring S, Borley NR, eds. (2008). Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practice. Amis A, Bull A, Gupte CM (40th ed.). *Churchill Livingstone*. London.
- Stecco, C., Pirri, C., Fede, C., Yucesoy, C.A., De Caro, R. & Stecco, A. (2021). Fascial or Muscle Stretching? *A Narrative Review. Appl. Sci.* 11, 307.
- Wang, J. H-C., Guo, Q. & Li, B. (2012). Tendon biomechanics and mechanobiology - a mini-review of basic concepts and recent advancements. *Journal of Hand Therapy*, 25(2), 133–141.
- Wang, L., Yan, P., Yao, L., Liu, R., Hou, F., Chen, X., Han, L., Xu, L., Xu, H., Jing Li, J., Guo, T., Yang, K. & Wang, H. (2020). Evaluation of intra- and post-operative outcomes to compare robot-assisted surgery and conventional laparoscopy for gynecologic oncology. *Asian Journal of Surgery*. 43, 347-353.
- Xi, M, Yun G, & Narsu B. (2022). A mathematical model for viscoelastic properties of biological soft tissue. *Theory Biosci.* 141(1), 13-25.
- Yamashita, J., Furman, B. R., Rawls, H. R., Wang, X. & Agrawal, C. M. (2001). The use of dynamic mechanical analysis to assess the viscoelastic properties of human cortical bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, 58(2), 47–53.
- Yazıcıoğlu, O. & Borat, O. (2021, Eylül, 7-8). Robotik cerrahi uygulamalarının incelenmesi. 15. *Uluslararası MAS Uygulamalı Bilimler Kongresi*, Adana.
- Zhang, W., Capilnasiu, A. & Nordsletten, D. (2021). Comparative analysis of nonlinear viscoelastic models across common biomechanical experiments. *Journal of Elasticity*, 145, 117–152.