

Yerinde-Canlı İndentör Deneylerinden Elde Edilen Yumuşak Doku Mekanik Davranışını Modellemek için Sanki- Doğrusal Viskoelastik Malzeme Modelleri

Kerem Üsü

Makina Yüksek Mühendisii
Makina Mühendisliği Bölümü
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Ankara

Ergin Tönük

Y. Doç. Dr.
Makina Mühendisliği Bölümü
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Ankara

Bu çalışmanın amacı yumuşak biyolojik dokuların farklı deney protokollerindeki mekanik davranışlarını sanki-doğrusal viskoelastik malzeme modeli kullanarak mümkün olan en az malzeme sabiti değişimi ile bilgisayarda andırmaktır. Yumuşak dokular doğrusal olmayan gerilim-gerinim davranışı, gevşeme, sünme, histeris ve alışma (Mullins etkisi) gibi alışlageldik mühendislik malzemelerinden farklı tepkiler verirler. Yumuşak dokular modelleme amaçlı olarak genellikle sanki-elastik veya viskoelastik kabul edilirler.

Bu çalışmada, indentör deneyleri sonucunda elde edilen yumuşak doku yer değiştirme-tepki kuvveti-zaman verileri kullanılarak deney bölgesi ve yakın çevresinin, sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Yumuşak doku malzeme modeli olarak viskoelastik malzeme modeli, rastgele başlangıç katsayıları ile kullanılmış, evrik sonlu elemanlar yöntemi aracılığıyla sonlu elemanlar andırımındaki yumuşak doku yer değiştirmesi-tepki kuvveti-zaman sonuçları deneysel sonuçlarla arzu edilen yakınlığa ulaşuncaya kadar malzeme katsayıları değiştirilmiştir. Andırım sonuçları, deneysel gevşeme ve sünme davranışlarını sırasıyla % 0.74 ve % 0.31 normalize edilmiş hata kareleri toplamı değerleriyle modellemiştir. Bu değerler, kullanılan malzeme modelinin yumuşak biyolojik doku davranışının kestirimine uygun olduğunu ve elde edilen malzeme katsayılarının yumuşak dokuyu istenen hassasiyette temsil ettiğini göstermektedir. İndentör deney sonuçları ve burada sunulan yöntem kullanılarak insan bedeninin çevre ile mekanik etkileşimi kişiye ve dokuya özel olacak biçimde ve hassas olarak modellenebilir.

Anahtar Kelimeler: Yumuşak doku, viskoelastisite, evrik sonlu elemanlar modeli.

GİRİŞ

İnsan bedeninin dışı büyük ölçüde yumuşak dokulardan oluşmuştur ve dolayısıyla bedenin çevre ile fiziksel temasların çoğu bu yumuşak dokular aracılığıyla gerçekleştirilir. Örneğin, kalça üzerine oturulur ve zamanla kalça oturulan zeminin şeklini alır, en ufak bir kıpırdanma sonucu tekrar şekil değiştirir ve yeni pozisyonuna adapte olmaya çalışır; uzun yürüyüşler sonucunda vücut ağırlığından dolayı ayak tabanlarına uygulanan periyodik değişen kuvvetler sonucu çeşitli yumuşak doku zedelenmeleri

meydana gelebilir ve ağrı hissedilebilir. Felçli hastaların uzun süre hareketsiz yatmaları sonucu vücutlarıyla yatağın temas ettiği yerlerde yatak yaraları meydana gelir. Protez veya ortez kullanan kişiler bunların vücutlarıyla uyumsuzluklarından dolayı oluşan yaralardan şikayet ederler.

İnsan vücudunda olan bu fiziksel etkileşimlerin mekanik sonuçlarının doğru olarak kestirilebilmesi için öncelikle bu etkileşimleri gerçekleştiren yumuşak dokuların mekanik davranışları hakkında bilgi sahibi olunmalıdır. Bunların, çeşitli kuvvet tip

ve büyüklüklerine nasıl tepki vereceği mümkün olduğu kadar ayrıntılı ve doğru bilinmelidir.

Yumuşak dokuların hangi kuvvete ne şekilde tepki vereceği deneylerle belirlenir. Bu deneyler *ex vivo*, *in vitro* ve *in vivo* (yerinde canlı) olmak üzere üç şekilde yapılır [25].

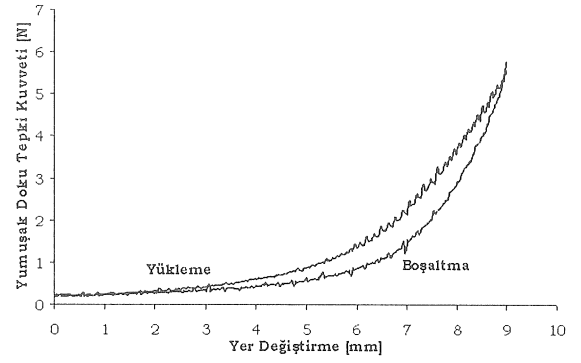
Ex vivo deneylerde, yumuşak doku yerine benzer özellikler gösteren polimer ve benzeri malzemeler kullanılır. Dolayısıyla doğru sonuca en uzak deney tipidir. Bunun yanında bilindik geometrilere sahip numuneler kullanılarak deneyin yapılışı kolaylaştırılabilir. *In vitro* deneylerde ise çevresinden kesilip alınmış gerçek ama ölü yumuşak dokular kullanılır. Dokunun gerçek ortamında (vücudun bir parçası olarak) bulunmaması ve canlı olmaması mekanik özelliklerinin değişmesine sebep olur. Sonuçları *ex vivo* deneylere göre daha gerçekçi olsa da tatmin edici değildir. Son olarak bu çalışmada faydalanılan *in vivo* deneyler yumuşak doku kendi ortamında ve canlı haldeyken yapılır. Dolayısıyla, canlı dokunun kendi biyolojik çevresindeki mekanik davranışı hakkında en doğru bilgiler *in vivo* deneyler sonucu elde edilir. Bu deneylerin en büyük sakıncası ise dokuların karmaşık geometrisinden dolayı uygulanmalarının zor olması ve malzeme yavaşını elde etmek için gerilme-gerinme-zaman bağıntılarının elde edilmesi için ek işlemlere gereksinim duymasıdır.

Yapılan deneyler sonucu elde edilen veriler, yumuşak doku mekanik özelliklerini modelleyen ve genellikle doğrusal olmayan karmaşık matematiksel denklemlerin katsayılarının bulunmasında kullanılmaktadır.

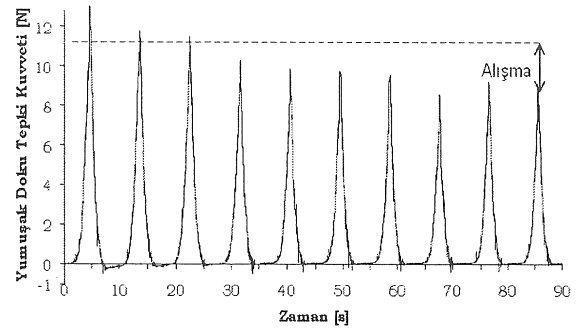
YUMUŞAK DOKU MEKANİK MALZEME MODELLERİ

Yumuşak dokular üzerinde yapılan deneysel çalışmalar sonucu, onların genel olarak şu mekanik özellikleri gösterdiği gözlenmiştir:

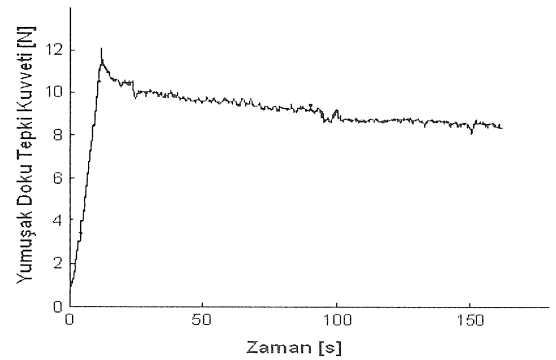
1. Mekanik davranışları büyük yer değiştirme ve büyük gerinmeler altında doğrusal elastik malzeme davranışından önemli oranda sapmaktadır (Şekil 1).
2. Belirgin bir alışma davranışı (Mullins etkisi) sergilerler (ilk birkaç yüklemenin, daha sonra gelen ve tekrarlanabilen yüklemelerden sapması) (Şekil 2).
3. Sabit deformasyon altında tutulduğunda yumuşak dokunun gösterdiği tepki kuvveti zamanla azalmaktadır (gevşeme) (Şekil 3).
4. Sabit yük altında tutulduğunda yumuşak dokuda meydana gelen deformasyon zamanla artmaktadır (sünme) (Şekil 4).



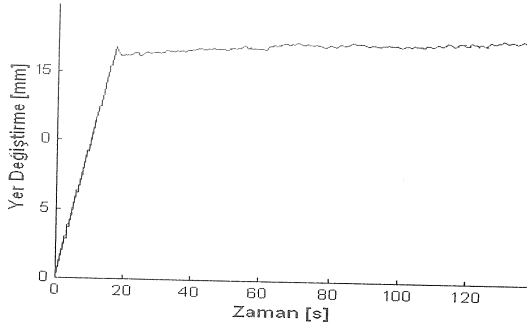
Şekil 1. Yumuşak Doku Devirli Yükleme Deneyinde Bir Devir Sunucu Elde Edilen Veri



Şekil 2. Yumuşak Doku Alışma Deneyi



Şekil 3. Yumuşak Doku Gevşeme Deneyi



Şekil 4. Yumuşak Doku Sünme Deneyi

Yumuşak dokuların bu özelliklerini mümkün olabildiğince az katsayılı ve fazla karmaşık olmayan matematiksel denklemlerle modelleyebilmek yıllardır süregelen biyomekanik araştırmaların amacıdır. Bunun için çeşitli yöntemler denenmiştir. Bunlardan bazıları; derinin modellenmesi [2, 16, 18], üst ve alt bacağın modellenmesi [3, 4], atardamarların modellenmesi [5, 17, 18], kalp kapakçığının modellenmesi [6], akciğer dokusunun modellenmesi [7, 18], ayak tabanının modellenmesi [8], eklem kırırdağının modellenmesi [9], bağların modellenmesi [10, 11, 15], göğüs dokusunun modellenmesi [12, 13] ve karaciğer dokusunun modellenmesi [14] olarak gösterilebilir.

Bu modellemeler sırasında, aşağıda değinilen başlıca iki yaklaşım kullanılmıştır.

1. Psödoelastik Model Yaklaşımı

Şekil 1'de görüldüğü gibi yumuşak dokular yükleme ve boşaltma hareketlerinde farklı eğrilerle temsil edilirler. Tek bir döngü esnasında bu iki eğri arasında oluşan alan *histeris* olarak tanımlanır ve dokuların elastik olmadığını kanıtlar (elastik malzemelerde yükleme ve boşaltma hareketleri tek eğri ile ifade edilir ve yükleme boşaltma döngüsünde mekanik enerji kaybı yoktur).

Psödoelastik modellemenin temeli, bu iki eğriyi ayrı ayrı ele almaya dayanır. Böylece iki farklı elastik malzeme varmış gibi düşünülüp elastisite teorileri kullanılarak mekanik davranış modellenebilir.

Psödoelastik modellemenin en büyük avantajı, denklemlerin gerinme hızından bağımsız olmasıdır. Literatürde bulunan, farklı yumuşak dokular için önerilmiş sanki-elastik gerinme enerjisi fonksiyonlarından birkaçı sunulmaktadır.

Vaishnav [17] tarafından kullanılan gerinme enerjisi fonksiyonu damarlar gibi silindirik yapılar içindir, silindirik koordinat sisteminde ifade edilmiştir ve bir polinom biçimindedir:

$$\rho_0 W = A E_{\theta\theta}^2 + B E_{\theta\theta} E_{zz} + C E_{zz}^2 + D E_{\theta\theta}^3 + E E_{\theta\theta}^2 E_{zz} + F E_{\theta\theta} E_{zz}^2 + G E_{zz}^3 \quad (1)$$

Burada A, B, C, D, E, F ve G malzeme sabitleri olup deneysel verinin fonksiyon tarafından kestirilen davranışa uyumunu sağlayacak biçimde belirlenir.

Akciğer özektokusu için Hoppin [7] tarafından önerilen fonksiyon ise aşağıda sunulmuştur:

$$\rho_0 W = \sum_{i=1}^4 a_i (\lambda_1^{2i} + \lambda_2^{2i} + \lambda_3^{2i}) + \sum_{i=1}^2 b_i (\lambda_1^{2i} \lambda_2^{2i} + \lambda_2^{2i} \lambda_3^{2i} + \lambda_1^{2i} \lambda_3^{2i}) + c_1 \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \sum_{i=2}^3 c_i (\lambda_1^{2i} \lambda_2^{2i} + \lambda_2^{2i} \lambda_3^{2i} + \lambda_3^{2i} \lambda_1^{2i} + \lambda_1^{2i} \lambda_2^{2i} + \lambda_2^{2i} \lambda_3^{2i} + \lambda_3^{2i} \lambda_1^{2i}) \quad (2)$$

Burada a_i, b_i ve c_i malzeme sabitleridir ve fonksiyon genel bir üç boyutlu gerilme durumu için geçerlidir.

Mezenter ve kaslar için önerilen gerinme enerjisi fonksiyonu [26, 27] şöyledir:

$$\rho_0 W = \frac{dT}{dE} \alpha T + \beta \sqrt{2} \quad (3)$$

Burada T birim alandaki çekme kuvveti, E gerinme, α ve β ise malzeme sabitleridir. Bu denklem gerilmesiz duruma çok yakın durumlar için iyi sonuç vermese de diğer tüm gerilmelerde istenen hassasiyette kestirim yapabilmektedir.

Alt ekstremitte yumuşak dokularının modellenebilmesi için Tönük [28] tarafından kullanılmış olan James-Green-Simpson modelinin aksel simetrik ve sıkıştırılmaz malzemelere uygulanmış tipi şu şekildedir:

$$W = C_1 (I-3) + C_2 (I-3)^2 + C_3 (I-3)^3 \quad (4)$$

Burada I sıkıştırılmaz malzeme için aksel simetrik Green-Lagrange gerinme tensörünün tek bağımsız değişmezi, C_i ise malzeme sabitleridir.

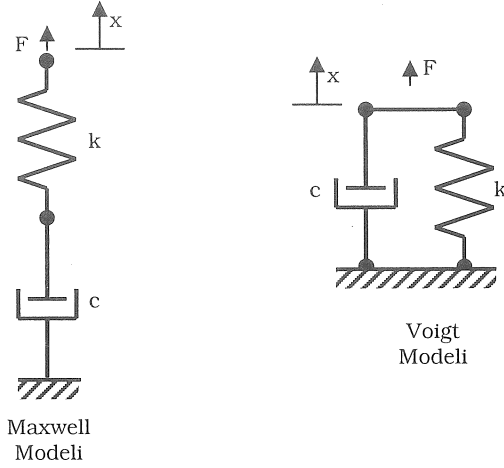
Her doku ve her yükleme tipi ve hızı için ayrı bir psödo-elastik gerinme enerjisi fonksiyonunun oluşturulmasının gerekliliği, basit ve az katsayılı denklem oluşturma çalışmalarına ters düşmektedir. Bu sebeple, daha genel denklemler aracılığıyla yumuşak doku modellenmesine imkan veren viskoelastik malzeme modelleri geliştirilmiştir.

2. Viskoelastik Model Yaklaşımı

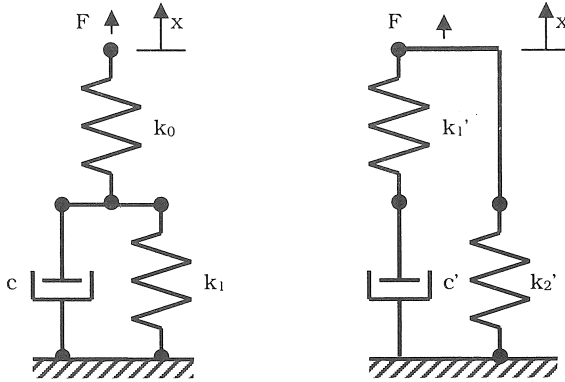
Viskoelastik malzemeler katularla ağdalı sıvıların özelliklerini bir arada gösteren malzemelerdir. Bu malzemeler, katı veya sıvı özelliklerinin baskınlığına göre katıya daha yakın veya sıvıya daha yakın davranabilirler [25]. Viskoelastik malzeme mekanik davranışı yumuşak doku mekanik davranışına çok benzemektedir. Yumuşak dokular gibi histeris (Şekil 1), gevşeme (Şekil 3) ve sünme (Şekil 4) gibi tipik davranışları sergilerler.

En temel iki tip viskoelastik malzeme modeli Maxwell ve Voigt modelleri olup tek boyutlu

mekanik model olarak Şekil 5'deki gibi gösterilebilir. Burada yay, elastik davranışı; amortisör ise ağıdalı davranışı temsil etmektedir. Maxwell modeli viskoelastik akışkanları modellemekte uygundur. Voigt modelinin tepkisi gerçek viskoelastik katılarla uyumadığı için en basit viskoelastik katı modeli için üç elemanlı (bazen Kelvin modeli olarak anılır) model (Şekil 6) önerilmiştir [25].



Şekil 5. Temel Viskoelastik Malzeme Modellerinin Tek Boyutlu Mekanik Modelleri



Şekil 6. Üç Elemanlı (Kelvin) Viskoelastik Malzeme Modelinin İki Farklı Gösterimi

Üç elemanlı modelde gerçek viskoelastik katılarda görülen anlık elastik yanıt görülebilmektedir. Bu modellerde gevşeme ve sünme davranışı tek bir üstel ifade ile temsil edilmektedir ve çoğu gerçek viskoelastik katının davranışı bu temsile uymamaktadır. Bu tür modellerdeki en büyük kısıt, elde edilen bünye denklemlerinin cebirsel değil diferansiyel olmasıdır. Bunun sonucunda, elastik malzemeye göre daha karmaşık bir bünye denkleminin çözülmesi gereği, sistem denklemlerini daha da karmaşık hale getirecektir.

Fung [21] tarafından önerilen ve yumuşak doku modellemesi konusunda çok bilinen bir standart model olan sanki-doğrusal viskoelastik kuram (*quasi-linear viscoelastic theory*) doğrusal olmayan, zaman ve yükleme geçmişine bağlı yumuşak doku mekanik davranışını modellemek üzere pek çok araştırmacı tarafından başarı ile kullanılmıştır. Bu kurama göre gerilme ile gerinme arasındaki ilişki şu şekilde genel bir formül ile gösterilebilir:

$$\sigma(t) = G(t) * \sigma^e(\varepsilon) \quad (5)$$

Burada $\sigma(t)$ gerilimin zamana bağlı değişimini, $G(t)$ indirgenmiş gevşeme fonksiyonunu ve $\sigma^e(\varepsilon)$ anlık elastik gerilim tepkisi fonksiyonunu ifade eder. Farklı $G(t)$ ve $\sigma^e(\varepsilon)$ fonksiyonları kullanılarak farklı modellerin elde edilebilmesiyle birlikte literatürde en fazla kullanılanları şu şekildedir;

$$G(t) = \frac{1 + C[E_1(t/\tau_2) - E_1(t/\tau_1)]}{1 + C \ln(\tau_2/\tau_1)} \quad (6)$$

$$\sigma^e(\varepsilon) = A(e^{B\varepsilon} - 1) \quad (7)$$

Buradaki indirgenmiş gevşeme fonksiyonu içerisinde üç parametre bulunmaktadır. Bunlardan τ_1 ile τ_2 zaman sabitleri sırasıyla kısa ve uzun dönem gevşeme davranışlarını kontrol ederken, C parametresi de gevşemenin genliğini belirlemektedir. İfade içerisindeki E_1 birinci üstel integral fonksiyonudur ve şu şekilde tanımlanır:

$$E_1(y) = \int_y^\infty \frac{e^{-z}}{z} dz \quad (8)$$

burada y birinci üstel integral fonksiyonun bağımsız değişkeni, z ise integrali alınan taklit değişkendir.

Anlık elastik gerilme tepkisi fonksiyonunu içerisindeki iki parametre (A , B) ile birlikte toplam beş parametrelilik bir model oluşmaktadır.

Bischoff [30] tarafından önerilen denklemler kullanılarak elde edilen model ise şu şekildedir;

$$\sigma(t) = \int_{\tau=0}^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} d\tau \quad (9)$$

EVRIK SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

In-vivo deneylerle elde edilen yer değiştirmekuvvet-zaman ilişkileri malzeme kanununun belirlenmesi için gerinme-gerilme-zaman verisine kolaylıkla çevrilemez. Bu amaçla evrik sonlu elemanlar analizi kullanılmaktadır.

Evrik sonlu elemanlar analizinde, deney yapılan bölge ve yakın çevresinin sonlu elemanlar modeli

hazırlanır. Gerekli sınır koşulları, deney sırasında uygulanan yükler, dokunun uyması beklenen bünye denklemi modele girilir. Ancak bünye denklemi ile ilgili katsayılar bilinmediği için başlangıç değerleri rasgele seçilir. Rasgele seçilen bu değerlerle sonlu elemanlar andırımı çalıştırılır, malzeme sabitleri rasgele seçilmiş dokunun tepkisi elde edilir. Üzerinde deney yapılmış gerçek dokunun malzeme sabitleri, rasgele seçilen malzeme sabitlerinden farklı olacağı için, bilgisayar benzetiminden elde edilen tepki de gerçek dokudan elde edilenden farklı olacaktır. Aradaki farkı kapatmak üzere bilgisayar benzetimindeki malzeme sabitleri değiştirilerek andırım yeniden çalıştırılır. Andırımdan elde edilen tepki, gerçek dokudan deneysel olarak elde edilen tepkiye istenen ölçüde yaklaştığında, andırımda kullanılan malzeme sabitlerinin de gerçek yumuşak dokunun malzeme sabitlerine istenen ölçüde yaklaştığı varsayılır ve böylece yumuşak doku mekanik malzeme sabitleri istenen hassasiyetle kestirilebilir [25].

Evrik sonlu elemanlar yönteminin kullanımı sırasında yumuşak dokunun uyması beklenen bünye denkleminin önceden bilindiği varsayılır. Eğer kullanılacak bünye denklemi deney yapılan dokunun mekanik davranışını modellemede yetersiz kalırsa evrik sonlu elemanlar yönteminden bünye denkleminin değiştirilmesine yönelik bir bilgi edinilemez.

İNDENTÖR DENEYLERİNDEN MALZEME KATSAYILARININ BELİRLENMESİ

Bu çalışmada evrik sonlu elemanlar yöntemi ile sabitleri bulunan bünye denklemleri, viskoelastik malzeme modeli temel alınarak geliştirilmiştir. Buna göre (9) numaralı denklem geliştirilerek gerilmenin gerinme ve zamana bağlı tepkisini veren anizotropik denklemler oluşturulmuştur. Bu denklemler şu şekildedir:

$$T_{11}(\varepsilon, t) = \frac{a^2 \varepsilon_1^2}{8\Lambda} \sigma(t) \quad (10)$$

$$T_{22}(\varepsilon, t) = \frac{b^2 \varepsilon_2^2}{8\Lambda} \sigma(t) \quad (11)$$

$$T_{33}(\varepsilon, t) = \frac{c^2 \varepsilon_3^2}{8\Lambda} \sigma(t) \quad (12)$$

Bu denklemlerde T_{11} , T_{22} ve T_{33} üç asal eksenindeki gerilmeler; ε_1 , ε_2 ve ε_3 üç asal eksenindeki gerinmeler; a , b ve c anizotropiye izin veren birim hücre ölçüleridir ancak bu çalışmada anizotropi modellenmemiştir. $\sigma(t)$ ifadesi (9) numaralı

denklem ile hesaplanan baz durumdaki sanki-doğrusal viskoelastik gerilimdir. Λ aşağıdaki biçimde ifade edilir:

$$\Lambda = \frac{a^2 + b^2 + c^2}{8} \quad (13)$$

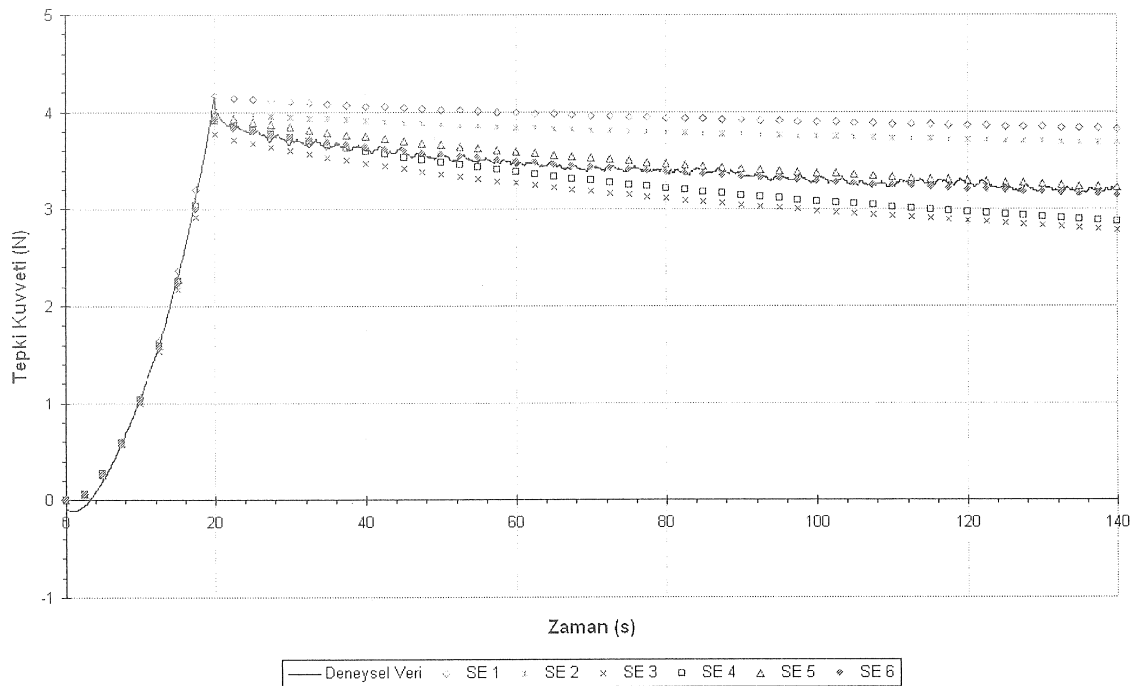
Yukarıda verilen bünye denklemleri kullanılarak yumuşak dokuların karakteristik özellikleri modellenmeye, yani deneysel veriler andırılmaya çalışılmıştır. Sonlu elemanlar benzetimi sırasında model Patran 2005 ile oluşturulmuş ve gerekli sınır koşulları ile diğer tanımlamalar Marc/Mentat 2005r2 ile yapılmıştır. Modelin Marc/Mentat ile çalıştırılması sırasında ise kullanıcı tarafından hazırlanan malzeme modeli Digital Fortran 6.0 ile derlenerek kullanılmıştır. Her denemede malzeme modelinin kodu içerisindeki katsayı değerleri değiştirilmiştir.

Andırım çalışmaları gevşeme davranışı ile başlamıştır. Gevşeme davranışına ait deneysel veri (Şekil 7) eliptik indentör ucunun dokuya 1 mm/s sabit hızla 20 mm basılıp oluşan deplasmanın 120 saniye boyunca sabit tutulmasıyla elde edilmiştir. Aynı yöntem, oluşturulan sonlu elemanlar modeli ile de gerçekleştirilmiş ve altı sonlu elemanlar denemesi sonucunda deneysel veri yeterli doğrulukla andırılmıştır. Her deneme için zamana karşı oluşan tepki kuvveti eğrileri Şekil 7'de [29] görülmektedir. Ayrıca her sonlu elemanlar çözümünde kullanılan malzeme sabitleri Tablo 1'de [29] verilmiştir.

İlk denemede (SE1) gevşeme sürecinin başında ($t = 20$ s) elde edilen tepki kuvveti değerini doğru olarak kestirebilmek için ikinci denemede (SE2) kısa dönem gevşeme katsayısı (τ_1) küçültülmüş ve gevşemenin başında oluşan tepki kuvveti andırılmıştır.

Üçüncü adımda (SE3), gevşeme genlik sabiti (C) büyütülerek toplam gevşeme miktarı arttırılmıştır. Şekil 7'de görüldüğü gibi bu değişiklikten sonra hem kısa dönem hem de uzun dönem gevşeme miktarlarında artış olmuştur. Fakat, uzun dönem gevşeme miktarındaki artışın kısa dönemdekinden daha fazla olması, toplam gevşeme genliğinin artmasını sağlamıştır. Dördüncü denemede (SE4), kısa dönem gevşeme katsayısı bir miktar büyütülerek eğrinin solu sağından biraz daha fazla yukarıya kaldırılmış ve gevşemenin başlangıcındaki tepki kuvveti yeniden yakalanmıştır.

Daha sonra uzun dönem gevşeme miktarını azaltmak, yani eğrinin sağ tarafını yukarıya kaldırmak için beşinci denemede (SE5) uzun dönem gevşeme katsayısı (τ_2) büyütülmüştür. Son olarak altıncı denemede (SE6) kısa dönem gevşeme katsayısı yeniden küçültülerek deneysel veri yeterli doğrulukla andırılabilmiştir ve % 0.74'lük hata kareleri toplamı (NSSE) elde edilmiştir [29].



Şekil 7. Gevşeme Davranışının Modellenmesi

Normalize hata kareleri toplamı şu şekilde hesaplanmıştır:

$$NSSE = \sum_i \left(\frac{F_{deneysel_i} - F_{model_i}}{F_{deney_{maks}}} \right)^2 \quad (14)$$

Bu denemeler sırasında, daha önce elastik davranışı modellemek için belirlenen A ve B sabitlerini değiştirmeye gerek olmamıştır.

Gevşeme davranışı başarılı bir şekilde modellenenildikten sonra, aynı bünye denklemi ve malzeme katsayıları kullanılarak sünme davranışının andırımı yapılmıştır. Sünme davranışına ait deneysel veri (Şekil 8) eliptik indentör ucunun dokuya 1 mm/s sabit hızla 20 saniyede 20 mm basılıp, basma sonunda oluşan tepki kuvvetinin 120 saniye boyunca sabit tutulmasıyla elde edilmiştir. Aynı yöntem, oluşturulan sonlu elemanlar modeli ile de gerçekleştirilmiş ve üç sonlu elemanlar denemesi sonucunda deneysel veri yeterli doğrulukla andırılmıştır. Her deneme için zamana karşı oluşan yer değiştirme eğrileri Şekil 8'de [29] görülmektedir. Ayrıca her sonlu elemanlar çözümünde kullanılan malzeme sabitleri Tablo 2'de [29] verilmiştir.

İlk denemede (SE1), gevşeme davranışını andıran son katsayı seti kullanılmıştır. Bu denemede Şekil 8'de de görüldüğü gibi yeterli miktarda sünme tepkisi elde edilememiştir. Dolayısıyla ikinci ve

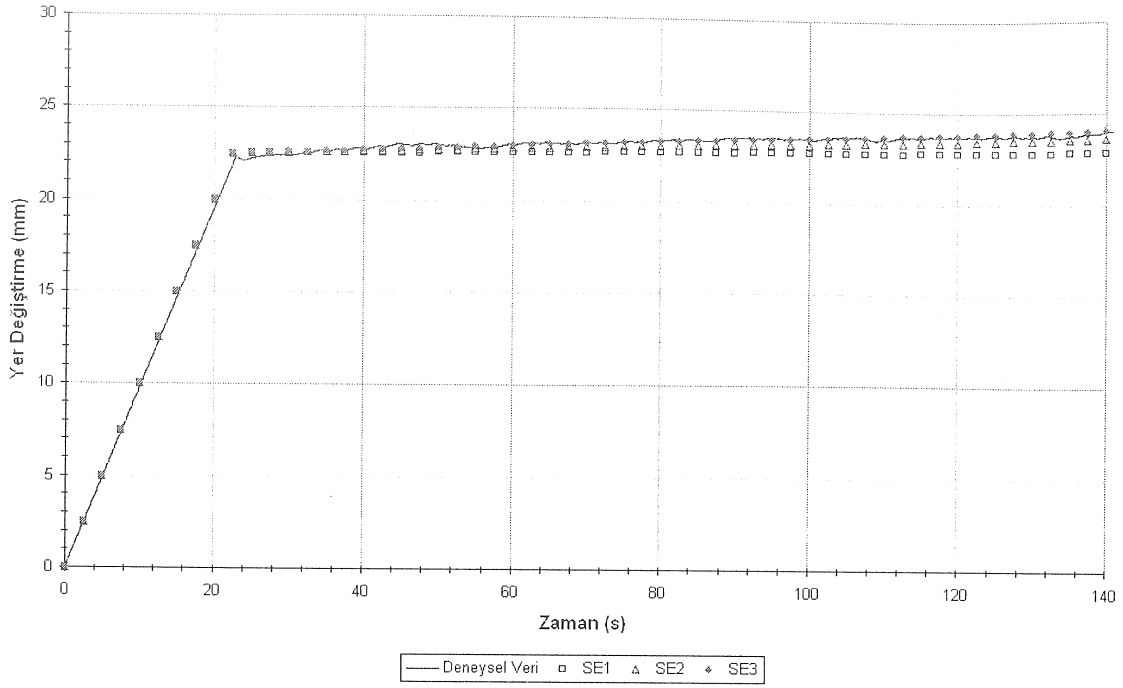
üçüncü denemelerde elastik malzeme katsayısı (A) azaltılarak deneydeki gibi sünme elde edilmeye çalışılmıştır. Son denemenin (SE3) ardından % 0.31 hata kareleri toplamı değeri ile bu andırım da başarıyla gerçekleştirilmiştir.

Tablo 1- Gevşeme Davranışının Andırımında Kullanılan Malzeme Sabitleri

	A	B	C	τ_1	τ_2	a	b	c
SE1	7.6E-37	42	0.08	8.0	1400	0.7	0.8	0.9
SE2	7.6E-37	42	0.08	4.0	1400	0.7	0.8	0.9
SE3	7.6E-37	42	8.0	4.0	1400	0.7	0.8	0.9
SE4	7.6E-37	42	8.0	5.0	1400	0.7	0.8	0.9
SE5	7.6E-37	42	8.0	5.0	14000	0.7	0.8	0.9
SE6	7.6E-37	42	8.0	4.0	14000	0.7	0.8	0.9

Tablo 2- Sünme Davranışının Benzetiminde Kullanılan Malzeme Sabitleri

	A	B	C	τ_1	τ_2	a	b	c
SE1	7.6E-37	42	8.0	4.0	14000	0.7	0.8	0.9
SE2	3.4E-37	42	8.0	4.0	14000	0.7	0.8	0.9
SE3	2.6E-37	42	8.0	4.0	14000	0.7	0.8	0.9



Şekil 8. Sünme Davranışının Modellenmesi

SONUÇ

Önerilen bu yeni malzeme modeli sayesinde gevşeme ve sünme davranışlarının her ikisi de tek bir bünye denklem kullanılarak ve sadece bir sabitin değeri değiştirilerek andırılabilmiştir. Bu değişim, malzeme modelinin her iki davranışı modellemede yetersiz kalması nedeniyle olabileceği gibi deneysel hatalar ve canlı yumuşak doku üzerinde deney yapılırken dokunun özelliklerindeki değişimler ve adaptasyon nedeniyle de olabilir. Gevşemenin modellenmesi % 0.74 ve sünmenin modellenmesi % 0.31 gibi çok küçük hata payları ile gerçekleştirilebilmiştir. Aynı şekilde yine bu malzeme modeli kullanılarak histeris ve alışma davranışlarının modellenebileceği düşünülmektedir.

Yumuşak doku modellemesi ile ilgili literatür incelendiğinde, yazarların bilgisi dahilinde, sünme ve gevşeme davranışların her ikisini tek bir bünye denklemi ve çok az katsayı değişikliği ile andırabilen modele rastlamak mümkün değildir. Bugüne kadar bazı bilim adamları sadece gevşeme davranışını modelleyebilmiş, bazıları da gevşeme andırımının sonuçlarından faydalanarak sünmeyi modelleyebilmiştir. Yumuşak doku mekanik davranışları matematiksel serilere uydurulmaya ve model içerisindeki sabitler azaltılmaya çalışılmıştır. Bu çalışma, tüm yumuşak doku davranışlarını tek bir

model ve çok az sayıda sabit değişimi ile andırabilmesi bakımından önemlidir.

Bu model kullanılarak; amputasyon güdüğü ile protez soketi arasında etkileşim modellenerek protez soketi tasarımında iyileştirme sağlanabilir; ayakkabı ile ayak arasındaki etkileşim modellenerek özellikle yaraları geç iyileşen diyabetli hastalar için ayakkabı tasarımında iyileştirme sağlanabilir; yatan hasta ile yatak arasındaki etkileşim modellenerek özellikle felçli hastalarda oluşan yatak yaralarını en az seviyeye indirmek için yatak tasarımına yenilikler getirilebilir.

Gelişen teknolojinin de yardımıyla, çok daha ayrıntılı sonlu elemanlar modelleri oluşturularak, ve çok daha hassas deneyler sonucu daha doğru veriler elde edilerek, yumuşak doku davranışları daha da küçük hatalarla hassas olarak yapılabilir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada kullanılan deney birimi ilk olarak TÜBİTAK MİSAG-183 kapsamında üretilmiş, Yüksek Lisans öğrencisi Ali Tolga Petekkaya tarafından geliştirilmiştir. Yazarlar, indentör için eliptik uçları özenle üreten Birant Makina'dan Makina Mühendisi Sayın Emir Birant'a ve yumuşak doku deneylerini yapan ODTÜ Makina Mühendisliği Bölümü yüksek lisans öğrencisi Ali Tolga Petekkaya'ya teşekkür eder.

QUASI-LINEAR VISCOELASTIC MATERIAL MODELS TO MODEL THE MECHANICAL BEHAVIOR OF SOFT BIOLOGICAL TISSUES OBTAINED VIA IN VIVO INDENTOR EXPERIMENTS

The purpose of this study is to simulate the mechanical behavior of soft biological tissues by using quasi-linear viscoelastic model with the minimum possible change in the coefficients. Different sections of human body exhibit different responses like stress relaxation, creep, hysteresis and preconditioning to external loading conditions. These body sections are generally assumed as pseudoelastic or viscoelastic. After pre-selection of the material model from one of the constitutive equations available in literature for the current study, the finite element model and the material model to be used with this model have been created. Then, the constants in the code which simulates the in vivo experimental data that was obtained by indenting the elliptic indenter tip into the forearm, medial part as close as possible, have been derived by inverse finite element method. Consequently, the characteristic behaviors of the soft tissue could be simulated. Despite the big size of the finite element model and very long submission times, relaxation and creep behaviors could be simulated with the maximum normalized sum of square errors of 0.74 % and 0.31 %, respectively. These values prove that this material model is well suited for the simulation of the behavior of soft biological tissues. By using different experimental data obtained from other sections of human body, simulation of the behavior of different soft tissues can be achieved by using this material model.

Keywords: Soft Tissue, Viscoelastic, Inverse Finite Elements.

KAYNAKÇA

- [1] Fung, Y. C., Perrone, N., Anliker, M., *Stress-Strain History Relations of Soft Tissues in Simple Elongation*, Biomechanics: Its Foundations and Objectives, chapter 7, pp. 181-208, Prentice-Hall, 1970.
- [2] Bischoff, J. E., Arruda, E. M., Grosh, K., *Finite Element Modeling of Human Skin Using an Isotropic, Nonlinear Elastic Constitutive Model*, Journal of Biomechanics, vol. 33, pp. 645-652, 2000.
- [3] Commean, P. K., Smith, K. E., Vannier, M. W., Szabo, B. A., Actis, R. L., *Finite Element Modeling and Experimental Verification of Lower Extremity Shape Change Under Load*, J. Biomechanics, vol. 30, pp. 531-536, 1997.
- [4] Deng, B., Hubbard, R., *Measuring and Modeling Force-Deflection Responses of Human Thighs in Seated Posture*, Advances in Biomechanics, vol. 28, pp. 101-102, 1994.
- [5] Fung, Y. C., Fronek, K. and Paticucci, P., *On Pseudo-elasticity of Arteries and the Choice of its Mathematical Expression*, Amer. J. of Physiology, vol. 237, pp. 620-631, 1979.
- [6] Grashow, J. S., Sacks, M. S., Liao, J., Yoganathan, A. P., *Planar Biaxial Creep and Stress Relaxation of the Mitral Valve Anterior Leaflet*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 34, pp. 1509-1518, 2006.
- [7] Hoppin, F. G., Lee, G. C. and Dawson, S. V., *Properties of Lung Parenchyma in Distortion*, J. Applied Physiology, vol. 39, pp. 742-751, 1975.
- [8] Ledoux, W. R., Blevins, J. J., *The Compressive Material Properties of the Plantar Soft Tissue*, Journal of Biomechanics, vol. 40, pp. 2975-2981, 2007.
- [9] Mow, V. C., *Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression*, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 10, pp.73-84, 1980.
- [10] Oza, A., Vanderby Jr., R., Lakes, R. S., *Generalized Solution for Predicting Relaxation from Creep in Soft Tissue: Application to Ligament*, International Journal of Mechanical Sciences, vol. 48, pp. 662-673, 2006.
- [11] Provenzano, P. P., Lakes, R. S., Corr, D. T., Vanderby, R., *Application of Nonlinear Viscoelastic Models to Describe Ligament Behavior*, Biomechan Model Mechanobiol, vol. 1, pp. 45-57, 2002.
- [12] Samani, A., Plewes, D., *A Method to Measure the Hyperelastic Parameters of ex vivo Breast Tissue Samples*, Physics in Medicine and Biology, vol. 49, pp. 4395-4405, 2004.
- [13] Samani, A., Plewes, D., *An Inverse Problem Solution for Measuring the Elastic Modulus of Intact ex vivo Breast Tissue Tumours*, Physics in Medicine and Biology, vol. 52, pp. 1247-1260, 2007.
- [14] Schwartz, J. M., Denninger, M., Rancourt, D., Moisan, C., Laurendeau, D., *Modeling Liver Tissue Properties Using a NonLinear Viscoelastic Model for Surgery Simulation*, Medical Image Analysis, vol. 9, pp. 103-112, 2005.
- [15] Toms, S. R., Dakin, G. J., Lemons, J. E., Eberhardt, A. W., *Quasi-Linear Viscoelastic Behavior of the Human Periodontal Ligament*, Journal of Biomechanics, vol. 35, pp. 1411-1415, 2002.
- [16] Tong, P. and Fung, Y. C., *The Stress-Strain Relationship for the Skin*, J. Biomechanics, vol. 9, pp. 649-657, 1976.

- [17] Vaishnav, R. N., Young, J. T., Janicki, J. S. and Patel, D. J., *Nonlinear Anisotropic Elastic Properties of the Canine Aorta*, Biophysical J., vol. 12, pp. 1008-1027, 1972.
- [18] Fung, Y. C., *On Pseudo-elasticity of Living Tissues*, Mechanics Today J., vol. 5, pp. 487-504, 1980.
- [19] Petekkaya, A. T., Tönük, E. T., *İndentör Deneyleri ile Yumuşak Biyolojik Dokuların Anizotropik Mekanik Davranışının Yerinde Belirlenmesi*, Biyomot 2008, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.
- [20] Abramowitch, S. D., Woo, S. L.-Y., *An Improved Method to Analyze the Stress Relaxation of Ligaments Following a Finite Ramp Time Based on the Quasi-Linear Viscoelastic Theory*, J. Biomechanical Engineering, vol. 126, pp. 92-97, 2004.
- [21] Fung, Y. C., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer-Verlag, Second Edition, pp. 23-65, 1993.
- [22] Tönük, E., *Evrık Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Malzeme Özelliklerinin Kestirilmesi ve Biyomekanik Uygulamaları*, MSC.Software Kullanıcılar Konferansı, sf. 25-32, İstanbul, 3-4 Haziran 2004.
- [23] Üsü, K., Tönük, E., *Yumuşak Doku Bünye Denklemleri I: Sanki-Doğrusal Viskoelastik Model*, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.
- [24] Üsü, K., Tönük, E., *Yumuşak Doku Bünye Denklemleri II: Geliştirilmiş Sanki-Doğrusal Viskoelastik Model*, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.
- [25] Petekkaya, A. T., Üsü K., Tönük, E., *Yumuşak Doku Mekanik Modelleri*, Ortopedi Biyomekaniği Kitabı, baskıda.
- [26] Fung, Y. C., *Biorheology of Soft Tissues*, *Biorheology* J., vol. 10, pp. 139-155, 1973.
- [27] Fung, Y. C., *Elasticity of Soft Tissues in Simple Elongation*, *Am. J. Physiology*, vol. 213, pp. 1532-1544, 1967.
- [28] Tönük, E., Silver-Thorn, M. B., *Nonlinear Elastic Material Property Estimation of Lower Extremity Residual Limb Tissues*, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, pp. 43-53, 2003.
- [29] Üsü, K., *Identification Of Soft Tissue Mechanical Material Model And Corresponding Parameters From In Vivo Experimental Data By Using Inverse Finite Element Method*, M.S. Thesis, Middle East Technical University, 2008.
- [30] Bischoff, J. E., *Static Indentation of Anisotropic Biomaterials Using Axially Asymmetric Indenters - a Computational Study*, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, pp. 498-505, 2004.