

Yumuşak Doku Mekanik Davranışının Modellenebilmesi için Yerde Canlı (*in vivo*) İndentör Deneyleri

Ali Tolga Petekkaya
Makina Yüksek Mühendisi
Makina Mühendisliği Bölümü
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Ankara

Ergin Tönük
Y. Doç. Dr.
Makina Mühendisliği Bölümü
Biyomedikal Mühendisliği
Lisansüstü Programı
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Ankara

*Yumuşak biyolojik dokular mühendislik malzemeleri ile karşılaştırıldıklarında daha karmaşık mekanik yanıtı sahip canlı yapılardır. Yumuşak dokuların malzeme kanununun anlaşılabilmesi için ilk adım yapılacak sistematik deneylerdir. Farklı yumuşak doku deney yöntemleri olmakla birlikte bu çalışmanın amacı insan bedeninin çevre ile mekanik etkileşimini modelleyecek bir mekanik malzeme modeli oluşturulması için deneysel veri toplanması olduğundan yerinde canlı (*in vivo*) deneysel yöntem seçilmiş ve elimizde bulunan yumuşak doku indentör cihazı yardımıyla deneyler yapılmış, bu deneylerin sonuçları sunulmuştur. Deneylere başlamadan önce, doğru ve güvenilir ölçümlerin yapılabilmesi için indentör ucu hareket hassasiyeti ve yumuşak doku tepki kuvveti verisi ölçüm hassasiyeti geliştirilmiştir. Kuvvet ölçümündeki verilerden gürültünün temizlenmesi için uygun filtre seçilip kullanılmıştır. Deneylerin daha hassas ve rahat bir şekilde yapılabilmesi için indentör cihazını dokuya bağlayacak yeni bir sistem tasarlanmış ve üretilmiştir. Yapılan iyileştirmeler ve eklemlerin ardından önkol üzerinde deneyler yapılmıştır. Deney protokolleri, devirli yükleme, gevşeme ve sünmedir. Dokunun devirli yükleme altında sergilediği alışma (Mullins) etkisi ve farklı hızlara yanıtı histeresiz büyüklükleri gözlenerek araştırılmıştır. Deney sonuçlarından önkol yumuşak dokusunun gevşeme ve sünme özellikleri gösteren, deneyin ilk birkaç devrinde alışma etkisi gösteren sonrasında tekrar edilebilir sonuçlar veren, belirgin biçimde mekanik enerji kaybına neden olan (histeresiz) malzeme özellikleri gösterdiği görülmüştür. Gevşeme ve sünme deney sonuçları kullanılarak bu verileri modelleyebilecek farklı Prony serilerine ait parametrelerin değerleri ve modelleme hassasiyetleri tespit edilmiştir. Elde edilen verilerin yumuşak doku malzeme kanununun belirlenmesi için katkısı olacaktır.*

*Anahtar Kelimeler: Yumuşak Biyolojik Dokular, Malzeme Özellikleri Karakterizasyonu, Mekanik Test, Yerde Canlı (*in-vivo*) İndentör Deneyleri, Viskoelastisite, Alışma (Mullins) Etkisi, Prony Serileri*

GİRİŞ

İç organlar, kas, kiriş (tendon), bağ (ligaman), damar, deri ve kıkırdak gibi iskelet sistemimiz dışındaki neredeyse bütün organlarımız yumuşak dokulardan oluşmaktadır. Yaşamımızı sürdürebilmemiz ve konforlu bir yaşam sürebilmemiz için büyük önem taşıyan bu organlarımızın mekanik davranışları mühendislik malzemeleri ile karşılaştırıldığında daha karmaşıktır. Bunun iki temel nedeni canlı olmaları ve fizyolojik yapılarıdır.

Yumuşak biyolojik dokular canlı yapılar oldukları için mekanik davranışları birçok etmeden etkilenir. Bu etmenlerden en önemlileri çeşitli hastalıklar ve yaşlılıktır. Kansere, diyabete ve damar hastalıklarına bağlı olarak dokunun esnekliğini kaybettiği ve daha direngen davrandığı gözlenmiştir [1-4]. Yaşlılıkla birlikte doku davranışının hastalıklarda gözlenen duruma benzer bir davranış sergilediği ve esnekliğini kaybederek daha direngen davrandığı gözlenmiştir [5-7].

Yumuşak dokular karmaşık bir fizyolojik yapıya sahiptir ve bir çeşit bileşik (kompozit) malzemedir. Yapılarında farklı işlevi bulunan birçok eleman bulunur. Bu elemanlardan bir çoğu tek tek incelendiğinde yumuşak doku mekanik davranışı sergileyebilmekte ancak mekanik yanıtları belli oranlarda farklılaşabilmektedir [6, 8]. Yine bu dokular çevre organ ve yapılarla da etkileşim halinde olup, bu etkileşimin mekanik yanıtlarını üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir [9].

Tüm malzemelerde olduğu gibi yumuşak dokularda da mekanik özelliklerin belirlenmesi deneysel olarak gerçekleştirilir. Yapılan yumuşak doku deneyleri gerilme-gerinme ilişkisinin doğrusal olmadığını, yüklenme ve boşaltma yapıldığında gerilme-gerinme ilişkisinin yüklenme ve boşalma durumlarında birbirinden belirgin biçimde farklı olduğunu ve iki eğri arasında histeresiz olarak adlandırılan, mekanik enerji kaybını gösteren bir alan oluştuğunu [10], sabit gerinme altında gerilmenin zamanla azaldığını (gevşeme) [11], sabit gerilme altında gerinmenin zamanla arttığını (sünme) [11] ve dokunun ilk birkaç devirde daha direngen, sonrasında ise azalmış direngenlikle tekrar edilebilir yanıt verdiğini (alışma veya Mullins etkisi) [10] göstermiştir. Bu özelliklere ek olarak yumuşak dokunun mekanik özelliklerinin yöne bağımlılığı da (anizotropi) bilinmektedir [10, 12,13].

Yumuşak biyolojik doku mekanik davranışlarının gözlenebilmesi için ilk adım yapılacak sistematik deneylerdir. Yumuşak dokular üzerinde yapılabilecek deneyler dört sınıfta incelenebilir: Eks-vivo [14], in-situ [15], in-vitro [16-19] ve in-vivo (yerinde canlı) [20, 21] deneyler. Bunlardan yalnızca in-vivo olanında doku canlı ve kendi fizyolojik ortamındayken deney gerçekleştirir. Bu çalışmadaki amaç, insan bedeninin çevre ile mekanik etkileşimini modellemek üzere oluşturulacak ayrıntılı bir yumuşak doku mekanik modeli için deneysel veri sağlamak olduğu için bilinen bazı sakıncalarına rağmen çalışma için kullanılacak en uygun yöntemin yerinde canlı deneyler olduğuna karar verilmiştir. Yerinde canlı deney yönteminde doku canlı ve kendi fizyolojik ortamında olduğu için elde edilen mekanik yanıtın da canlı insan bedeninin çevre ile etkileşimdekine en yakın olacağı düşünülmektedir. Genellikle dışarıdan erişilebilir organlar üzerinde çalışmaya uygun olan bu yöntemin girişimsel olmayan çeşidi kullanılarak iç organlar üzerinde de uygulanabilmektedir [20]. Ancak girişimsel olmayan yöntemle ilgili ek bazı sınırlamalar da vardır.

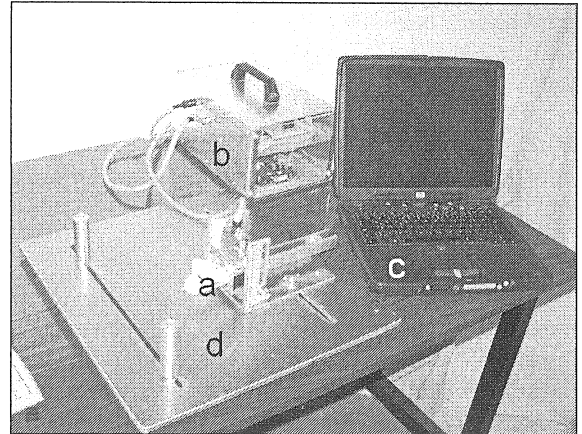
Farklı deney sistemleri kullanarak yerinde canlı deneyler yapılabilir [22-24] ancak bu sistemler içinde en yaygın olarak kullanılanı indentör sistemleridir [10, 21, 25-27]. Bunun temel nedenleri olarak, farklı deney protokollerinin aynı sistem kullanılarak uygulanabilirliği, ve farklı doku özelliklerinin

gözlenebilirliği ile sistemin kullanım kolaylığı ve yalınlığı sıralanabilir. İndentör cihazlarıyla yapılan deneyler, bilinen belirli bir geometrideki indentör ucunun malzeme yüzeyine önce temas etmesi sonra da yüzeyi iterek içeri doğru şekil değiştirmesi ve bu sırada, zaman, yumuşak doku tepki kuvveti, ve ucun yer değiştirme bilgilerinin eş-zamanlı olarak kayıt edilmesi ile yapılır.

İNDENTÖR DENEY CİHAZI

Bu çalışmada yumuşak biyolojik doku deneylerini gerçekleştirmek için elde bulunan özel yapım diz altı ampütasyon cerrahisi geçirmiş bireylerin ampütasyon güdüğünde yumuşak doku mekanik özelliklerinin belirlenmesi için tasarlanmış [28] ve TÜBİTAK MİSAG-183 proje desteğiyle geliştirilmiş indentör deney cihazı kullanılmıştır. Cihazın özellikleri gereği farklı beden bölgelerinde de yumuşak doku mekanik deneylerini kolaylıkla yapabilmektedir. İndentör deney cihazını kullanarak yumuşak dokularla ilgili üç temel deney protokolünü yerinde canlı (*in-vivo*) olarak uygulamak mümkündür. Bunlar devirli yüklenme, gevşeme ve sünme deney protokolleridir.

Kullanılan indentör deney cihazı dört ana birimden oluşmaktadır. Bunlar taşınabilir bilgisayar, denetim kutusu, deney birimi ve indentör cihazı sabitleme aparatıdır (Şekil 1).



Şekil 1. İndentör deney cihazı (a), denetim kutusu (b), dizüstü bilgisayar (c), indentör cihazı sabitleme aparatı (d).

Dizüstü bilgisayar, deney biriminin kontrolünü sağlayan yazılımın yüklü olduğu ve deneyler sonucu elde edilen verilerin toplanıp işlendiği ve depolandığı elemandır. Denetimi sağlayan yazılım Matlab 6.1[®] ve "Data Acquisition Toolbox" kullanılarak hazırlanmıştır.

Denetim kutusu, National Instruments 6020E veri toplama kartı, adım motorunu sürmekte

kullanılan gerilim-frekans çevirici, adım motoru sürücü kartı, adım motorunu ve yük ölçeri besleyen güç kaynaklarını barındırmaktadır.

Deney birimi yumuşak doku deneylerini gerçekleştiren birimdir. Haydon Switch Instrument 43000 serisi doğrusal hareketli adım motoru ve Entran ELW-D1-50N yük ölçer ile yumuşak dokuyu yüklemek ve şekil değiştirmesini sağlamak üzere kullanılan bilinen geometrideki indentör ucundan oluşmaktadır. Adım motoru çözünürlüğü adımda 50 μm 'den biraz küçük olup, yük ölçer ise 50 N' a kadar olan tepki kuvvetlerini ölçebilmektedir [28].

İdentör deney cihazının son bileşeni indentör cihazı sabitleme aparatıdır. Bu bileşen bu çalışma kapsamında geliştirilip üretildiğinden ayrı bir başlık altında ayrıntılı olarak incelenecektir.

İNDENTÖR CİHAZI SABİTLEME APARATI

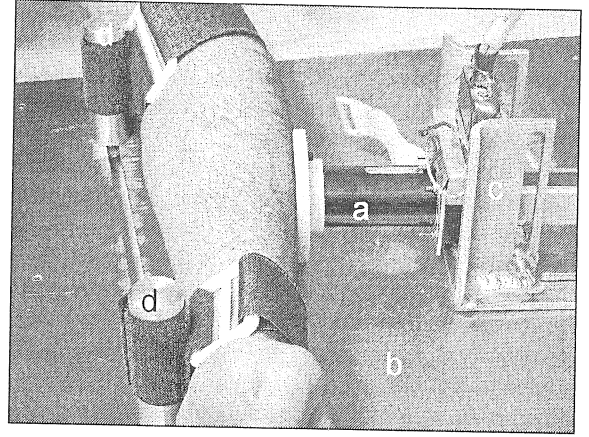
Yumuşak biyolojik dokular canlı yapılar olduğundan özellikle in-vivo olarak gerçekleştirilen deneyler laboratuvar ortamında gerçekleştirilen deneylerle kıyaslandığında, hataya daha açıktır [21]. Deneyden elde edilen yer değiştirme-tepki kuvveti-zaman bilgisinden malzeme kanununu belirlemek için gerekli olan gerilme-gerinme-zaman bilgisini elde etmek için kullanılan yöntemler (örneğin evrik sonlu elemanlar modelleri) deneysel verideki hata ve belirsizliklere duyarlıdır. İdentör cihazının deney yapılacak bölgeyle bağlantısını sağlayacak yöntemde hem bağlantı hatalarının önlenmesi hem de çevresel faktörlerin etkisinin en aza indirgenmesi açılarından önemlidir.

Doku ile deney birimi arasında bağlantı daha önceki tasarımda bir kemer aracılığıyla yapılmaktaydı [28]. Ancak bu görece basit bağlantı şekli ile ilgili şu problemler gözlenmiştir:

- Kemerin sıkma miktarına bağlı olarak ölçüm yapılan noktadaki doku kalınlığı, ön-gerilme ve gerinmeler değişmekteydi. Böylece aynı noktada yapılan deneylerde kemerin farklı biçimde sıkılmasından kaynaklanan ve miktarı tam olarak belirlenemeyen ön-gerilme ve gerinmeler olmaktadır.
- Tekrarlı deneyler için doku üzerinde aynı deney noktasının korunması ve gözlenmesi güç olmaktadır. Bu güçlük aynı noktada farklı deney protokolleri uygulandığında problem olmakla birlikte özellikle doku anizotropisinin belirlenmesine yönelik deneylere ileriki çalışmalarda başlanmasıyla birlikte daha da önemli bir sorun olacaktır.

Anılan sorunların çözümü için bu çalışma kapsamında bir indentör cihazı sabitleme aparatı geliştirilmiştir (Şekil 2). Bu çalışmadaki deneyler ön kol üzerinde gerçekleştirildiğinden aparat bu durum

göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. İdentör cihazı sabitleme aparatı, tabla, kol dayanakları ve indentör cihazı konumlandırıcısı olmak üzere üç bileşenden oluşmaktadır.



Şekil 2. Özellikle ön kol üzerinde çalışılmak üzere tasarlanmış indentör cihazı sabitleme aparatı. Burada; indentör deney cihazı (a), tabla (b), indentör cihazı konumlandırıcısı (c), ve kol dayanakları (d).

Tabla:

Üzerinde diğer elemanların bağlandığı iki yol bulunan bileşendir. Kol dayanakları ve indentör cihazı konumlandırıcısı bu yollar üzerinde uygun konumlarda sabitlenebilir.

Kol Dayanakları:

Biri bilek kemiğine diğeri de dirsek kemiğine denk gelecek şekilde tabla yolu üzerinde sabitlenen bileşenlerdir. Böylece indentör ucunun etki ettiği kolun yüklemeye yönünde görece katı (rijid) noktalardan sabitlenerek yer değiştirmesine engel olunur.

İdentör cihazı konumlandırıcısı:

Üzerindeki yollar aracılığıyla deney biriminin kol üzerinde deney yapılması öngörülen bir noktaya, indentör ucunun doku yüzeyine dik olarak etki edebilecek şekilde sabitlenmesini sağlayan bileşendir. İdentör cihazı bu bileşen aracılığıyla, ileri-geri, yan, aşağı-yukarı ve açısal olarak istenen konuma getirilerek sabitlenebilir.

DENEYLER ÖNCESİ İNDENTÖR CİHAZINDA YAPILAN İYİLEŞTİRMELER

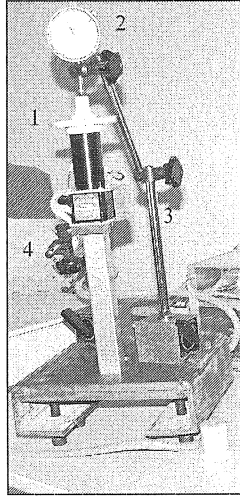
Güvenilir, hassas ve tekrar edilebilir ölçümler yapılabilmesi için indentör deney cihazı üzerinde çeşitli değerlendirmeler yapılmış ve elde edilen sonuçlara bağlı olarak cihazı kontrol eden yazılım

üzerinde iyileştirmeler gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmeler:

- İndentör ucu hareket hassasiyetinin ve tekrar edilebilirliğinin incelenmesi,
- Yumuşak doku tepki kuvveti verisinin hassasiyetinin ve tekrar edilebilirliğinin incelenmesi.

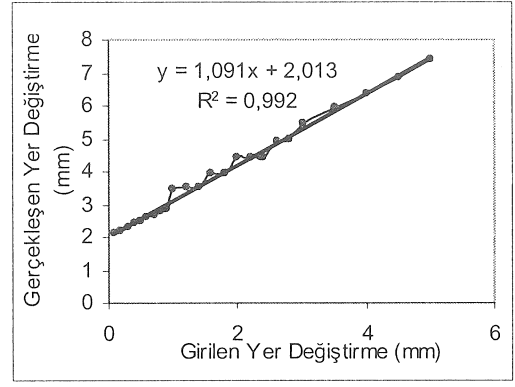
İndentör Ucu Hareket Hassasiyetinin ve Tekrar Edilebilirliğinin İncelenmesi:

İndentör ucu hareketinin değerlendirilmesi için Şekil 3'te gösterilen deney düzeneği kurulmuştur. Düzenek iki Mitotoyo manyetik ayak ve 10 µm hassasiyetli bir Mitotoyo komparatörden oluşmaktadır. 0.2-10 mm/s motor hız aralığında ve her hız için 0.1-5 mm yer değiştirme aralığında ölçümler yapılmıştır. Denetim arayüzüne girilen yer değiştirme miktarları için elde edilen indentör ucunun hareketi, komparatör yardımıyla hassas olarak belirlenmiş ve kaydedilmiştir.



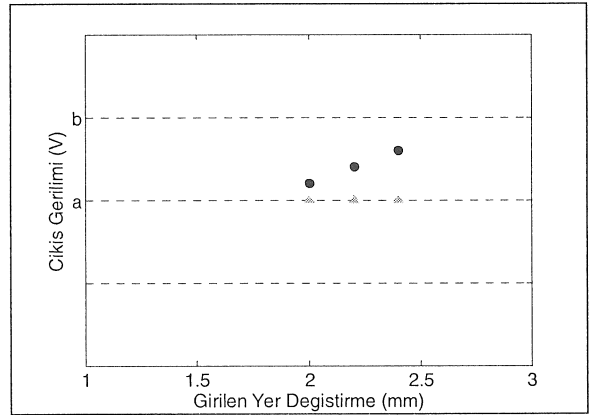
Şekil 3. İndentör deney cihazının hareketinin incelenmesi için kurulan düzenek. Resimde, deney birimi (1), komparatör (2), manyetik ayak-1 (3), manyetik ayak-2 (4) görülmektedir.

Deneyler sonucu tespit edilen ilk durum 2 mm/s motor hızından sonra oluşan niceleme hatalarıdır. Hassasiyetle ilgili olan bu hatada belli girilen yer değiştirmeler için indentör ucunun hareket ettiği miktar eşit olmaktadır. Şekil 4'te 5 mm/s motor hızı altında gerçekleştirilen deneyde bu durum gözlemlenir. 1.6-1.8 mm, 2-2.2-2.4 mm ve 2.6-2.8 mm giriş değerleri için hareket miktarları eşit olmuştur.



Şekil 4. 5 mm/s motor hızında gerçekleştirilen deneyin sonucu ve niceleme hatası

Bu hata sistem tarafından karşılanabilecek en küçük elektrik gerilimi artışının (12 bit analog gerilim çıkış çözünürlüğünün) yetersiz kalmasından meydana gelmiştir. Şekil 5'den de görülebileceği gibi 2, 2.2 ve 2.4 mm'lik giriş değerleri a-b çıkış gerilim aralığına denk gelmektedir. Buna bağlı olarak farklı üç giriş değeri için çıkış değeri olarak a gerilimi sağlanmakta ve indentör ucunun aynı miktarda hareket etmesine neden olmaktadır.



Şekil 5. Niceleme hatası

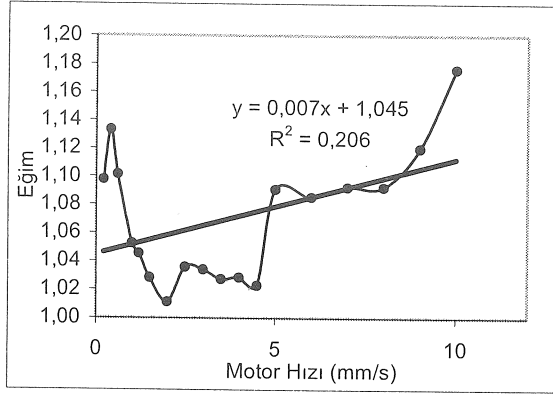
Ölçümler sonucunda tespit edilen diğer durum ise indentör ucunun hareketinde istenen değerlerden 0.05 mm ile 4.42 mm arasında sapma göstermesidir. Sapma miktarının artan hızla büyüdüğü gözlemlenmiştir. Yazılımda motor hızının belirlenmesi Denklem 1 aracılığıyla olmaktadır:

$$g = A \times m + B \quad (1)$$

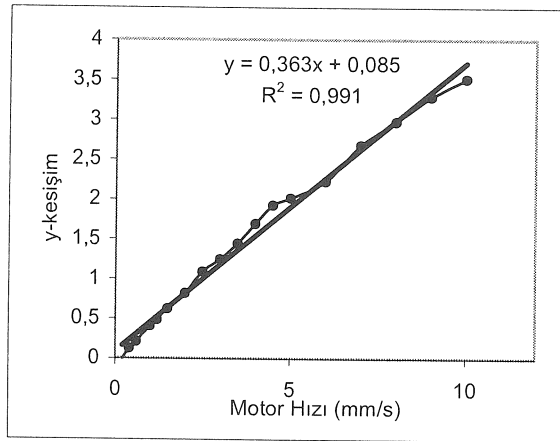
Burada; g, voltaj-frekans (V/F) çeviriciye veri toplama kartından iletilen gerilim, m, motor hızı, A ve B ise katsayılarıdır. Çalışmanın başlangıcında A ve B katsayıları değiştirilerek indentör ucunun istenen miktarlarda hareket ettirilebileceği düşünülmüştür. Ancak bir hız değeri için belirlenen katsayıların farklı

motor hızları için geçersiz olduğu ve indentör ucu hareketinin istenen değerden sapma gösterdiği belirlenmiştir (21). Buna bağlı olarak yalnızca Denklem 1'e ait katsayıların değiştirilmesiyle problemin giderilemeyeceği anlaşılmıştır.

Yine çalışmada girilen yer değiştirme-gerçekleşen yer değiştirme grafiklerine ait denklemlerin katsayıları kullanılarak Şekil 6 ve Şekil 7'de verilen grafikler elde edilmiştir. Bu grafiklerde eğim ve y-kesişim değerlerinin motor hızıyla değiştikleri görülmektedir.



Şekil 6. Eğim katsayısının motor hızına bağlı değişimi



Şekil 7. y-kesişimin motor hızına bağlı değişimi

Bu grafiklere ait denklemler tespit edilmiş ve Şekil 4 de görülen $y = Ax+B$ formundaki eşitlikte yerine konularak Denklem 2 elde edilmiştir.

$$x = \frac{y - Em - F}{Cm + D} \dots\dots\dots (2)$$

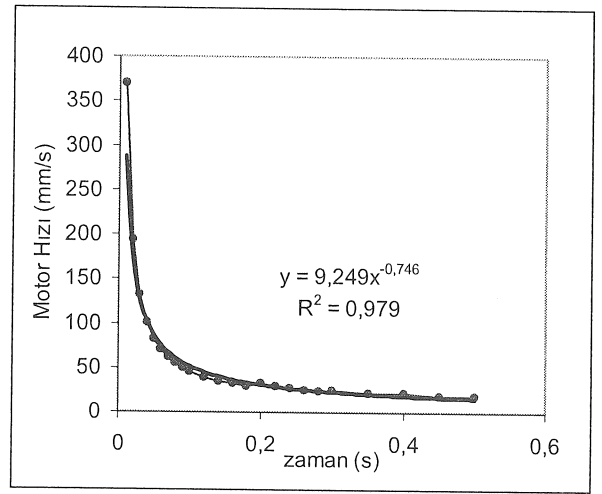
Böylece her hız değeri için geçerli olan ve indentör ucunun istenen miktarda hareketini sağlayacak denklem elde edilmiştir. Sonra bu denklem yazılımda uygun yere konularak deneyler

tekrarlanmıştır. Sonuçta indentör ucu gerçekten istenen miktarda hareket etmiş ancak deney sonucu elde edilen grafiklerde gözlenen yer değiştirme miktarı beklenenden küçük olmuştur.

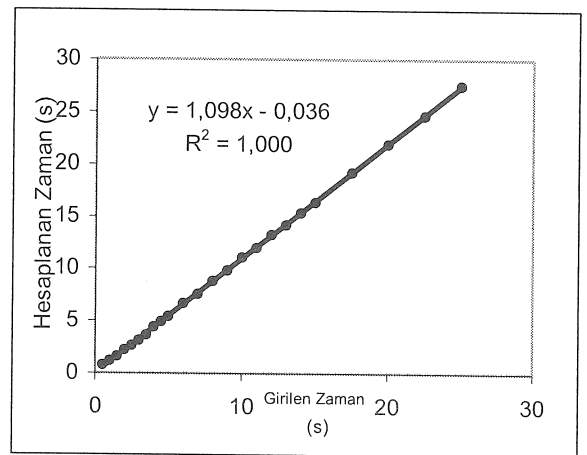
Bu problemin aşılabilmesi için aynı deney sonuçları kullanılarak üç farklı veri grubu daha elde edilmiştir.

- Hesaplanan motor hızı-zaman veri grubu (Şekil 8)
- Girilen zaman-hesaplanan zaman veri grubu (Şekil 9)
- Girilen yer değiştirme-hesaplanan zaman veri grubu (Şekil 10)

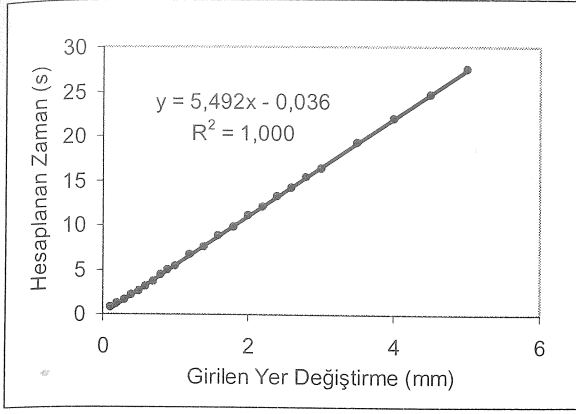
Girilen yer değiştirme-gerçekleşen yer değiştirme veri grubunda yapıldığı gibi bu veri gruplarına ait denklemlerin ilk ve ikinci katsayılarının motor hızına bağlı değişimlerini gösteren grafikler çizilmiştir. Sonrasında bu grafiklere ait denklemler kullanılarak Denklem 3, 4 ve 5 elde edilmiştir.



Şekil 8. 10 mm/s motor hızı için elde edilen zamana bağlı hesaplanan motor hızı-zaman grafiği



Şekil 9. 0.2 mm/s motor hızı için elde edilen girilen zaman-hesaplanan zaman grafiği



Şekil 10. 0.2 mm/s motor hızı için elde edilen girilen yer değiştirme-hesaplanan zaman grafiği

Elde edilen veriler ayrıntılı biçimde incelenmiş [21] ve tüm veri gruplarına ait aşağıda verilen denklemler elde edilmiştir.

$$mh_{hesaplanan} = C \times m^D \times t^{-B(E \ln(m) + F)} \quad (3)$$

Burada, $mh_{hesaplanan}$ verilerden hesaplanan girilecek motor hızı, t zaman, m motor hızı, C , D , E ve F sabitlerdir.

$$t_g = \frac{t_c - K \ln(m) - L}{Cx^4 - Dx^3 + Ex^2 - Fx + G} \quad (4)$$

Burada, t_g girilen zaman, t_c hesaplanan zaman, m motor hızı, C , D , E , F ve G sabitlerdir.

$$x = \frac{t_c - E \ln(m) - F}{Cm^{-D}} \quad (5)$$

Burada, x girilen mesafe, t_c hesaplanan zaman, m motor hızı, C , D , E ve F sabitlerdir.

Bu denklemler ayrı ayrı mevcut yazılımda uygun yerlere eklenerek indentör ucunun hareketi tekrar gözlenmiştir. Denklemlerin eklenmesiyle birlikte indentör ucu istenen miktarlarda hareket etmiştir. Ancak kullanılan denklemlere bağlı olarak motor hızı ve deney süresi istenenden farklı olmuştur.

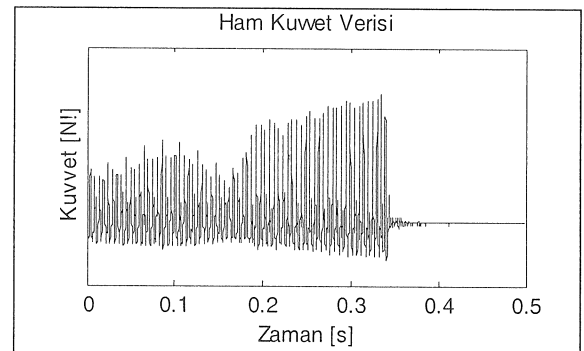
Bu çalışmaya ilave olarak veri toplama kartının motor hızını belirleyen çıkışındaki gerilim değerleri HP 34401A hassas dijital multimetre aracılığıyla kontrol edilmiştir. Bu çalışma için gerilim değerlerinin girildiği basitleştirilmiş bir ara yüz hazırlanmıştır. Çalışma sonucunda girilen gerilim değerleri ile okunan gerilim değerleri neredeyse birbirine eşit çıkmış ve problemin kaynağının bu olmadığı anlaşılmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Giriş gerilimlerine karşılık çıkış gerilimlerini gösteren tablo

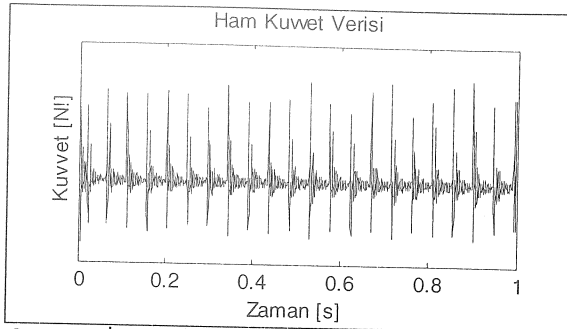
Giriş Gerilimi (V)	Çıkış Gerilimi (V)	Giriş Gerilimi (V)	Çıkış Gerilimi (V)
0	0.000157	4	3.9942
0.1	0.093	5	4.9951
0.2	0.195	5.1	5.0932
0.3	0.293	5.5	5.4937
0.4	0.395	6	5.9964
0.5	0.493	7	6.9923
0.75	0.747	8	7.9937
1	0.996	9	8.9944
2	1.9969	10	9.9955
3	2.9934		

Böylelikle, sistemin istenen hassasiyette çalışmamasının nedeninin yazılımdaki zamanlama sorunları olduğu anlaşılmıştır. Mevcut yazılımda indentör ucunun hareketi, kuvvet verisinin toplanması süresine bağlı olarak belirlenmiştir. Ancak bunun yeterli olmadığı anlaşılmış ve indentör hareketi için ayrıca zaman tayinini yapacak komutlar koda eklenmiştir. Bu eklentiyle birlikte indentör hareketinin düzeldiği gözlenmiş, 0-0.5 mm yer değiştirme aralığında kabul edilebilir, küçük sapmalar tespit edilmiştir.

Hareket hassasiyetinin sağlanmasıyla birlikte fark edilen diğer bir problem de indentör ucu hareketiyle kuvvet verisi toplanmasının eş zamanlı olmamasıdır. Şekil 11'de sunulan grafikte, adım motoru durduğu (ve buna bağlı olarak adımlardan kaynaklanan gürültü sona erdiği) halde kuvvet verisi bir süre daha toplanmaya devam etmektedir. Bu durum, indentör ucunun harekete başlaması ile kuvvet verisinin toplanmaya başlamasının eş zamanlı olmamasından kaynaklanmaktadır. Bu problemin düzeltilmesi için kodda gerekli değişiklikler yapılmış ve eş zamanlılık sağlanabilmiştir (Şekil 12).



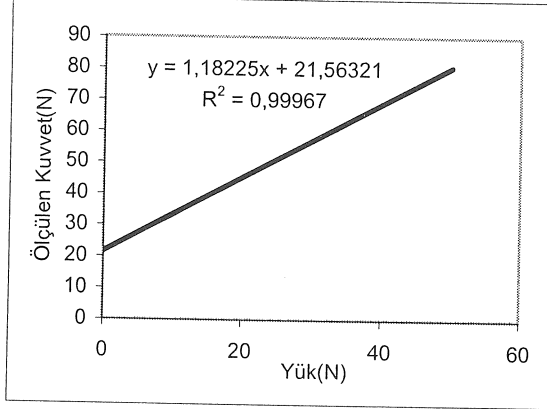
Şekil 11. 10 mm/s motor hızı ve 5 mm deplasman için elde edilen kuvvet-zaman grafiği



Şekil 12. İlk gerilim kuvvet verisi toplama ve indenter hareketini başlatma durumunda, 1 mm/s motor hızı ve 1 mm deplasman için elde edilen kuvvet-zaman grafiği

Yumuşak Doku Tepki Kuvveti Verisinin Hassasiyetinin ve Tekrar Edilebilirliğinin İncelenmesi

Kuvvet verisinin hassasiyetinin incelenmesi için 2 ile 50 N aralığında standart ağırlıklarla bir dizi durağan ölçüm yapılmış ve kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir (Şekil 13). Grafiğe ait denklemden eğim katsayısı kuvvet ölçerinin üretici tarafından sağlanan kalibrasyon sabitinin zaman içinde bir miktar değiştiğini göstermektedir. Y-ekseni kesişim değeri ise yük hücresinin yüksüzken de sıfırdan farklı bir gerilim (offset) vermesinden kaynaklanmaktadır.

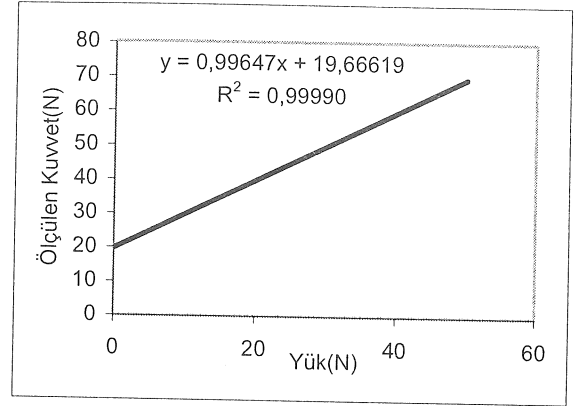


Şekil 13. Uygulanan yüke karşılık ölçülen kuvvet grafiği ve denklemi

Kuvvet verisindeki gerekli hassasiyetin sağlanması için eğim katsayısının 1'e eşitlenmesi ve y-kesişiminin mevcut kuvvet değerinden çıkarılması gerekmektedir. Eğim katsayısının 1'e eşitlenmesi için yazılımdaki algılayıcı aralığı değeri değiştirilmiştir. Uygun algılayıcı aralığının bulunabilmesi için eğim değeri ile algılayıcı aralığı arasında ters orantı kurulmuş ve ± 0.29218 olan ve yük hücresi üreticisi tarafından sağlanan eski aralık, ± 0.34543 olarak düzeltilmiştir.

Algılayıcı aralığının değiştirilmesinden sonra deneyler tekrarlanmış ve Şekil 14'deki grafik elde edilmiştir. Sonuç olarak grafiğe ait eğim değeri

istenildiği gibi 1'e çok yakın çıkmıştır. Böylece eski değerinden daha küçük bulunan y-kesişim değerinin de deneyler öncesi tespit edilip bir sıfırlama işlemi ile deney verilerinden çıkarılmasıyla kuvvet verilerinin doğruluğu sağlanmıştır. Düzenleme sonrası yapılan ölçümlerde kuvvet verilerinde en fazla -0.25 N ile 0.43 N aralığında sapma olduğu gözlemlenmiştir.

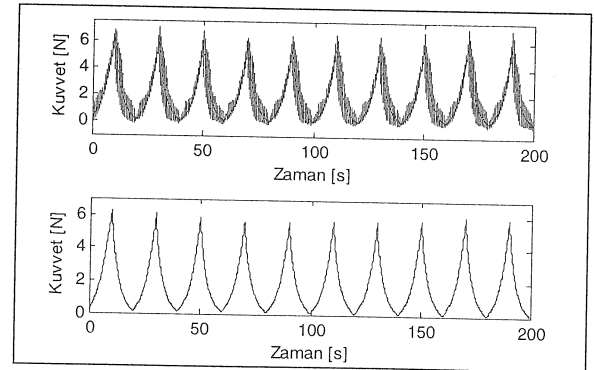


Şekil 14. Yük hücresi kalibrasyon denkleminin değiştirilmesi sonrasında elde edilen uygulanan yüke karşılık ölçülen kuvvet grafiği ve denklemi

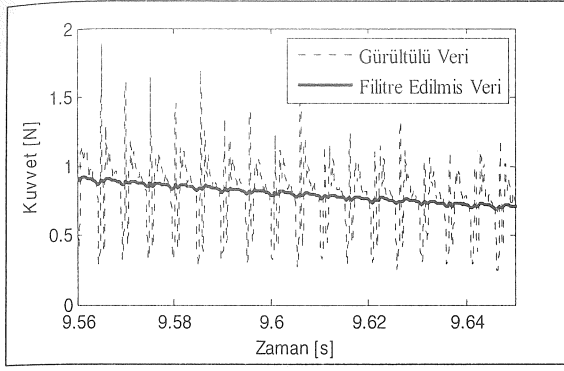
Yumuşak Doku Tepki Kuvveti Verilerinin Filtre Edilmesi:

Deney verileri özellikle adım motorunun üretmiş olduğu darbelere bağlı olarak gürültü içermektedir. Kuvvet verisinin toplanması ile adım motorunun çalışmasının eş zamanlı başlatılabilmesi için örnek toplama hızının belli bir sınırdan üstünde tutulması gerekmektedir. Bu da deneyde gerekenden fazla veri toplanmasına ve veride ek gürültüye neden olmuştur.

Bu nedenle gürültülü verinin temizlenmesi için bir Matlab fonksiyonu olan sgolayfilt kullanılarak filtreleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Savitzky-Golay yöntemiyle çalışan bu filtre kullanılarak Şekil 15 ve 16 da görülen sonuçlar elde edilmiştir [29].



Şekil 15. Üstteki grafikte 1 mm/s indenter hızı, 10 mm yer değiştirme ve 10 devir için yumuşak dokuda devirli yükleme deneyi ham tepki kuvveti sonucu görülmektedir. Altta aynı verinin filtre edilmesi sonucu elde edilen grafik görülmektedir.



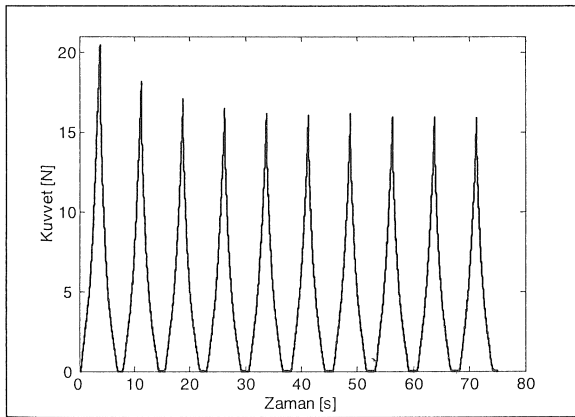
Şekil 16. Şekil 15'deki verinin yakınlaştırılmış görüntüsü

SONUÇLAR

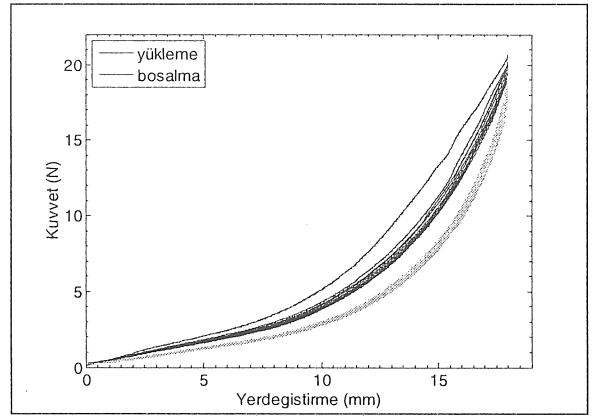
Bu çalışmada indentör deney cihazı kullanılarak üç farklı deney protokolü uygulanmıştır. Bunlar devirli yükleme, gevşeme ve sünme deneyleridir. Bu deneylerin gerçekleştirileceği bölge olarak ön kol seçilmiştir.

Devirli Yükleme Deneyleri

Devirli yükleme deneyleri indentör ucunun dokuyu istenen devir sayısında, motor hızında ve yer değiştirme miktarında yükleyip boşaltmasıyla gerçekleştirilen deneylerdir. Bu deneyler sonucunda iki grup veri elde edilir. Bunlar kuvvet-zaman (Şekil 17) ve kuvvet-yer değiştirme veri gruplarıdır (Şekil 18).



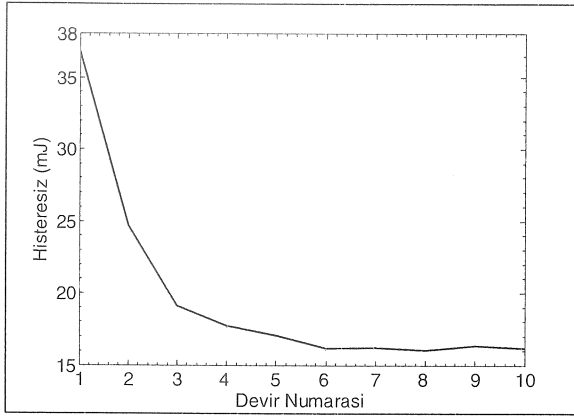
Şekil 17. Kuvvet-zaman veri grubu. Grafikte yumuşak dokuda oluşan alışma (Mullins) etkisi aynı yer değiştirme değerinde en yüksek yumuşak doku tepki kuvvetinin zaman içinde azalarak birbirini tekrar eder duruma gelmesi biçiminde görülebilir. Deney 4 mm/s motor hızı ve 14 mm yer değiştirme için gerçekleştirilmiştir.



Şekil 18. Kuvvet-yer değiştirme veri grubu.

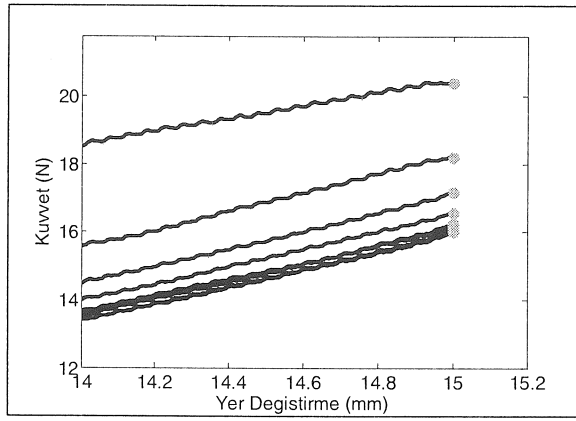
Kuvvet-zaman grafiklerinde gözlenebilen en önemli yumuşak biyolojik doku özelliği kuvvette görülen, zamana bağlı alışma (Mullins) etkisidir. Bu davranış dokunun direngenliğinin ilerleyen devir sayısı ile birlikte azalması ve belli bir devirden sonra sabitlenerek tekrar edilebilir duruma gelmesidir (Şekil 17).

Kuvvet-yer değiştirme grafikleri yumuşak biyolojik dokular hakkında daha ayrıntılı bilgi içermektedir ve yumuşak doku mekanik malzeme modeli (gerilme-gerinme-zaman bağıntısı) için özellikle evrik sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak veriyi sunmaktadır [11, 30-32]. Bu grafiklerde doku deformasyonunun artışı sırasında elde edilen eğriler ile azalması sırasında elde edilen eğriler birbirinden ihmal edilemeyecek düzeyde farklıdır. Deformasyonun artışı sırasında elde edilen eğrinin altında kalan alan dokuyu deforme etmek için harcanan mekanik enerjiyi, deformasyon düzeldiğinde elde edilen eğrinin altında kalan alan ise doku eski durumuna dönerken ondan elde edilen mekanik enerjiyi temsil etmektedir. İdeal elastik malzemeler için bu iki alan birbirine eşittir. Gerçek malzemelerin tümünde iç kayıplardan ötürü deforme etmek için kullanılan mekanik enerjinin tümü malzeme eski durumuna dönerken geri alınamaz ve mekanik enerjinin bir bölümü ısı enerjisine dönüşür. Mühendislik malzemelerinin önemli bölümünde kaybedilen mekanik enerji malzemeyi deforme etmek için kullanılan enerji ile karşılaştırıldığında genellikle ihmal edilebilir düzeyde olduğundan elastik malzeme modelleriyle gerçekçi bir temsil sağlanabilir. Yumuşak dokularda ise kaybedilen mekanik enerji ihmal edilemeyecek kadar büyüktür ve histeresiz olarak adlandırılır. Devirler sırasında kaybedilen mekanik enerji miktarına bakıldığında, ilk birkaç devirde daha büyük olduğu, sonrasında tekrar edilebilir kararlı bir değere ulaştığı yani alışma (Mullins) etkisi gösterdiği gözlenmiştir (Şekil 19).



Şekil 19. Devir sayısına bağlı mekanik enerji kaybı (histeresiz) ve alışma (Mullins) etkisi

Şekil 17’de görülen alışma etkisi ile Şekil 19’da verilen alışma etkisi davranışı birbirleriyle ilintili olmakla birlikte aynı şey değildir. Şekil 17’de görülen alışma etkisinde noktasal bir veri olan en yüksek tepki kuvveti değerlendirilir. (Şekil 20).



Şekil 20. Şekil 17 de sonucu verilen deneye ait kuvvet-yer değiştirme grafiği. Yükleme eğrilerinin görüldüğü grafikte en yüksek kuvvet değerleri nokta olarak işaretlenmiştir.

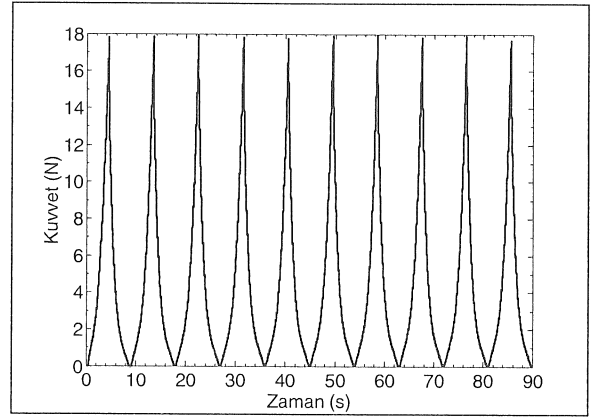
Ancak histerisizdeki alışma etkisinde kuvvet-yer değiştirme grafiklerinde yükleme ve boşalma eğrileri bir bütün olarak ele alınır ve aralarında kalan alan kullanılarak devirlerde kaybolan mekanik enerji hesaplanır. Bu bakımdan en yüksek tepki kuvveti ile bir devirde kaybedilen mekanik enerji miktarında gözlenen alışma etkileri birbirlerinden farklıdır. Bu nedenle Şekil 17’de verilen alışma etkisi kuvvetteki alışma etkisi, Şekil 19’da verilen alışma etkisi ise histeresiz büyüklüğündeki alışma etkisi olarak adlandırılmıştır.

İki kavram arasındaki fark aynı deney ölçümlerine ait kuvvet-zaman ve kuvvet-yer değiştirme verilerinin alışma etkisi bakımından karşılaştırılması durumunda daha iyi görülmektedir.

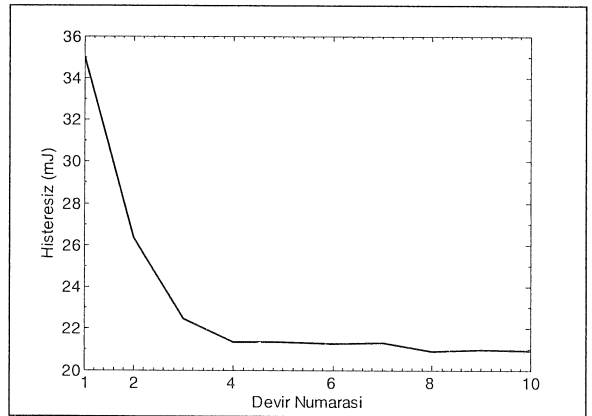
Kuvvet-zaman deney sonuçları göz önünde alındığında şu üç yargıya varılır:

- Şekil 17’de görülen ve alışma etkisinin elde edildiği veri,
- Alışma etkisinin gözlenmediği tüm en yüksek doku tepki kuvvetlerin hemen hemen eşit çıktığı veri (Şekil 21),
- En yüksek doku tepki kuvvetlerin iniş çıkışlar sergilediği veri olarak sıralanabilir.

Bu durumlara ait kuvvet-yer değiştirme grafiklerinde ise ilk iki durumda histeresiz büyüklüğüne bağlı alışma etkisi gözlenmektedir. Yani en yüksek doku tepki kuvvetinde herhangi bir düşüş olmasa bile (alışma etkisi gözlenmese bile) histeresiz büyüklüğüne bağlı bir alışma etkisi tespit edilmiştir (Şekil 22).



Şekil 21. Tüm en yüksek doku tepki kuvvetlerin hemen hemen eşit olduğu ve en yüksek kuvvette herhangi bir alışma etkisinin gözlenmediği devirli yükleme deneyi sonucu. Deney 4 mm/s motor hızı ve 18 mm yer değiştirme için gerçekleştirilmiştir.

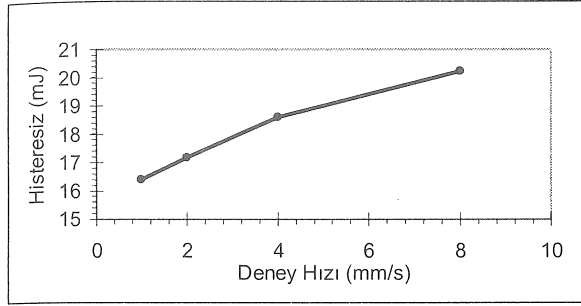


Şekil 22. Şekil 21 de verilen deneye ait histeresiz büyüklüklerinin devir numarası ile değişimi.

Histeresiz büyüklüğündeki alışma etkisi bu çalışma ile ortaya çıkan önemli bir bulgudur ve elde edilen kuvvet-zaman eğrilerinde herhangi bir alışma

etkisi gözlenmesi bile doku histerisiz büyüklüğünde alışma etkisi sergilemektedir. Bu bulgunun malzeme kanunu belirlenmesinde etkili olacağı umulmaktadır.

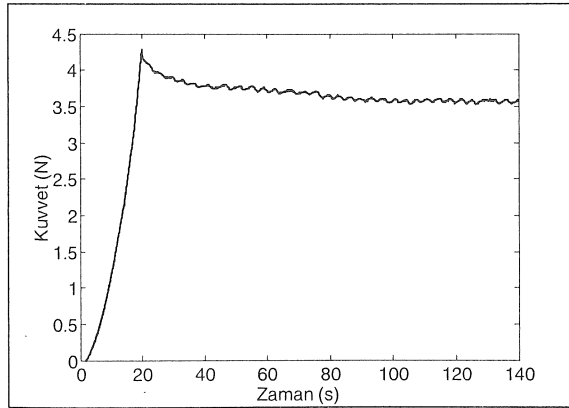
Histerisiz büyüklüğünün deney hızına bağımlılığına bakıldığında bu büyüklüğün artan deney hızı ile arttığı ancak bu artışın doğrusal viskoelastik malzemelerdeki kadar belirgin olmadığı ve Fung'un [9] ortaya attığı, hızdan bağımsız histerisiz kuramına da tam olarak uymadığı gözlenmiştir. (Şekil 23).



Şekil 23. Histerisiz büyüklüğünün hızla bağlı değişimi

Gevşeme Deneyleri

Gevşeme deneyleri dokunun istenen bir yer değiştirme miktarına kadar yüklenmesi ve bu yer değiştirme miktarında belirli bir süre boyunca tutulmasıyla gerçekleşir. Deney sonunda kuvvet-zaman grafiği elde edilir. İlk yükleme farklı hızlarda gerçekleştirilebilir. Bu deneylerde indentör ucunun dokuyu istenen miktarda yüklemesinin ardından doku tepki kuvvetinde belirgin bir düşüş gözlenmektedir (Şekil 24).



Şekil 24. Gevşeme deneyi sonucu elde edilen dokudaki gevşeme davranışı

Çalışmada çeşitli hız ve yer değiştirme değerlerinde yumuşak doku malzeme kanununun belirlenmesi için gevşeme deneyleri yapılmıştır.

Gevşeme deneylerinin modellenmesinde bir, iki ve üç terimli gevşeme formunda Prony serileri kullanılmıştır. Bu seriler Şekil 25'de gösterilen tek boyutlu mekanik malzeme modellerinin sabit yer değiştirme altında gevşeme davranışını modellemektedir. Prony serisindeki terim sayısı malzeme kanunu belirlenirken önemli olacaktır ve elde edilen katsayılar da malzeme katsayıları belirlenirken ilk kestirim değerleri olarak kullanılabilir. Kullanılan Prony serileri:

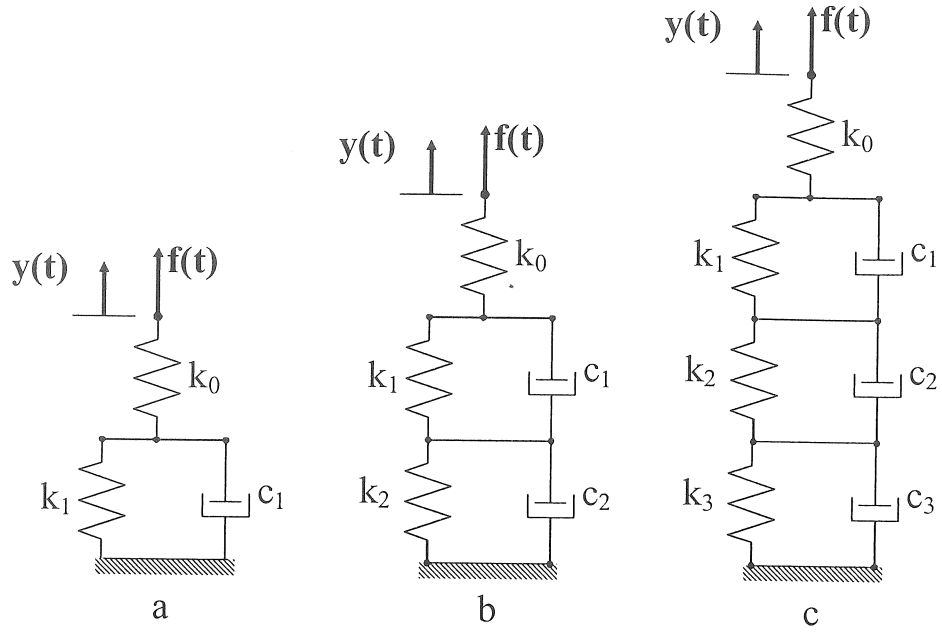
$$f(t) = f_0 [1 - \delta_1 (1 - e^{-t/\tau_1})] \quad (6)$$

$$f(t) = f_0 [1 - \delta_1 (1 - e^{-t/\tau_1}) - \delta_2 (1 - e^{-t/\tau_2})] \quad (7)$$

$$f(t) = f_0 [1 - \delta_1 (1 - e^{-t/\tau_1}) - \delta_2 (1 - e^{-t/\tau_2}) - \delta_3 (1 - e^{-t/\tau_3})] \quad (8)$$

Burada, $f(t)$ zaman içinde kuvvetin değişimi, f_0 gevşeme başlangıcındaki kuvvet, tek terimli Prony serisi için δ_1 toplam gevşeme oranı, τ_1 , gevşeme zaman sabiti (toplam gevşeme miktarı $f_0 \delta_1$), iki terimli Prony serisi için δ_1 kısa dönem gevşeme oranı, τ_1 , kısa dönem gevşeme zaman sabiti, δ_2 uzun dönem gevşeme oranı, τ_2 , uzun dönem gevşeme zaman sabiti (toplam gevşeme miktarı $f_0 (\delta_1 + \delta_2)$), üç terimli Prony serileri için, δ_1 kısa dönem gevşeme oranı, τ_1 , kısa dönem gevşeme zaman sabiti, δ_2 orta dönem gevşeme oranı, τ_2 , orta dönem gevşeme zaman sabiti, δ_3 uzun dönem gevşeme oranı, τ_3 , uzun dönem gevşeme zaman sabitidir (toplam gevşeme miktarı $f_0 (\delta_1 + \delta_2 + \delta_3)$).

Deney verileri kullanılarak yukarıda verilen Prony serilerinin katsayıları bir eğri uydurma işlemi ile bulunmuştur. Eğri uydurma işleminin sonucunda elde edilen katsayılar ve eğrinin deneysel veriye uyumunun göstergesi olan hata kareleri toplamı ile R^2 değerleri Tablo 2'de sunulmuştur. Deneysel veri ile Prony serileri tarafından elde edilen eğriler Şekil 26'da sunulmuştur. Tablo ve Şeklin incelenmesinden, tek terimli Prony serisinin 120 saniye süreli deneyi modellemekte yetersiz kaldığı, üç terimli Prony serisi için ise deneysel veride yeterli bilgi bulunmadığı anlaşılmaktadır. Bu durumda gevşeme verisi için, tek boyutlu, fiziksel, üç yay ve iki sönüm elemanından oluşan doğrusal viskoelastik malzeme modelinin (Şekil 25 b) malzeme kanunu için en iyi aday olduğu anlaşılmıştır.



Şekil 25 Tek terimli (a), iki terimli (b) ve üç terimli (c) Prony serilerinin tek boyutlu fiziksel viskoelastik malzeme modelleri

Tablo 2 Deneysel gevşeme verisine uydurulan değişik sayıdaki terimli Prony serilerinin katsayıları (\pm değeri %95 güvenlik sınırını göstermektedir, * bulunan değerlerde %95 güvenlik sınırı çok büyüktür ve pratik bir anlamı yoktur)

terim sayısı	F_0 [N]	δ_1	τ_1 [s]	δ_2	τ_2 [s]	δ_3	τ_3 [s]	SSE	R^2
1	4.045 ± 0.005	0.1138 ± 0.0013	42.81 ± 0.96					1.36	0.9542
2	4.281 ± 0.014	0.06752 ± 0.0034	3.568 ± 0.384	0.1013 ± 0.0016	54.67 ± 3.87			1.137	0.9617
3	4.282 ± 0.015	0.06761 ± 0.0052	3.56 ± 0.51	0.0692*	54.69*	0.03214*	54.77*	1.135	0.9618

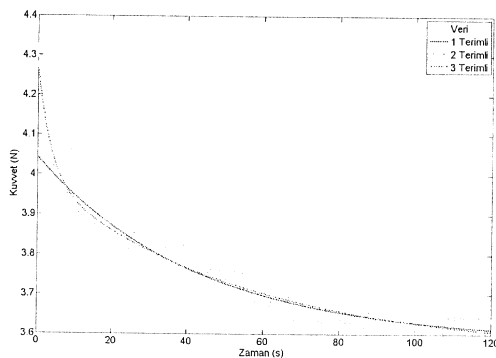
Tablo 3 Deneysel sünme verisine uydurulan değişik sayıdaki terimli Prony serilerinin katsayıları (\pm değeri %95 güvenlik sınırını göstermektedir, * bulunan değerlerde %95 güvenlik sınırı çok büyüktür ve pratik bir anlamı yoktur)

terim sayısı	y_0 [mm]	δ_1	τ_1 [s]	δ_2	τ_2 [s]	δ_3	τ_3 [s]	SSE	R^2
1	18.73 ± 0.01	0.03141 ± 0.0063	22.67 ± 0.93					4.789	0.8829
2	18.55 ± 0.02	0.02169 ± 0.00175	4.898 ± 0.751	0.02169 ± 0.00127	41.74 ± 5.71			3.661	0.9105
3	18.55 ± 0.02	0.02167 ± 0.0031	4.906 ± 1.028	0.02214 ± 0.00984	41.7 ± 28.2	0.03*	$1.058 \cdot 10^{5*}$	3.667	0.9103

Sünme Deneyleri

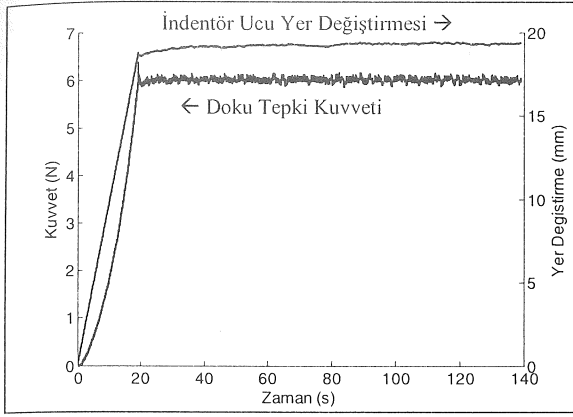
Sünme deneylerinde doku ilk olarak istenen bir tepki kuvveti değerine kadar yüklenir. Hedef kuvvete ulaşıldıktan sonra, kuvvet değeri oransal kapalı devre kontrol çevrimi kullanılarak sünme süresi boyunca sabit tutulur (Şekil 27).

Deney süresince kuvvet, yer değiştirme ve zaman verileri toplanır ve sünme davranışlarının gözlemlendiği yer değiştirme-zaman grafikleri elde edilir. Deneyler 1 mm/s yükleme hızında, farklı kuvvet değerleri ve 120 saniyelik sünme süresi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 26. Gevşeme deney verisi ve değişik sayıdaki Prony serileri ile modellenmesi

Sünme deneyleri de yumuşak doku malzeme kanununun belirlenmesine yönelik önemli bilgiler içerir.



Şekil 27. 6 N hedef kuvvet belirlenerek gerçekleştirilmiş deneye ait kuvvet – zaman ve yer değiştirme – zaman grafiği.

Sünme deneylerinde modelleme için gevşeme deneylerinde olduğu gibi bir, iki ve üç terimli Prony serileri kullanılmıştır ve bu seriler Şekil 25'te gösterilen üç fiziksel viskoelastik malzeme modelinin sünme tepkisini temsil etmektedir.

$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) \right] \dots \dots \dots (9)$$

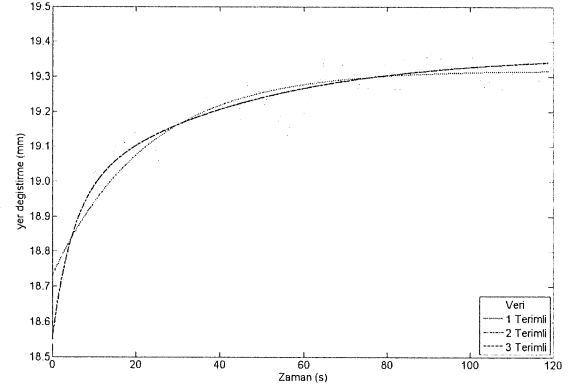
$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) + \delta'_2 (1 - e^{-t/\tau'_2}) \right] \dots \dots \dots (10)$$

$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) + \delta'_2 (1 - e^{-t/\tau'_2}) + \delta'_3 (1 - e^{-t/\tau'_3}) \right] \dots \dots \dots (11)$$

Burada, $y(t)$ zaman içinde yer değiştirme, y_0 sünme başlangıcındaki yer değiştirme, tek terimli Prony serisi için δ'_1 sünme oranı, τ'_1 sünme zamanı sabiti (toplam sünme miktarı $y_0 \delta'_1$), iki terimli Prony serisi için δ'_1 kısa dönem sünme oranı, τ'_1 kısa dönem sünme zaman sabiti, δ'_2 uzun dönem sünme oranı, τ'_2 uzun dönem sünme zaman sabiti (toplam sünme miktarı $y_0 (\delta'_1 + \delta'_2)$), üç terimli Prony serisi için, δ'_1 kısa dönem sünme değeri, τ'_1 kısa dönem sünme zaman sabiti, δ'_2 orta dönem sünme oranı, τ'_2 orta dönem sünme zaman sabiti, δ'_3 uzun dönem sünme oranı, τ'_3 uzun dönem sünme zaman sabitidir (toplam sünme miktarı $y_0 (\delta'_1 + \delta'_2 + \delta'_3)$).

Deney verileri kullanılarak yukarıda verilen Prony serilerinin katsayıları bir eğri uydurma işlemi ile bulunmuştur. Eğri uydurma işleminin sonucunda elde edilen katsayılar ve eğrinin deneysel veriye uyumunun göstergesi olan hata kareleri toplamı ile R^2 değerleri Tablo 3'te sunulmuştur. Deneysel veri ile

Prony serileri tarafından elde edilen eğriler Şekil 28'de sunulmuştur. Tablo ve Şeklin incelenmesinden, tek terimli Prony serisinin 120 saniye süreli deneyi modellemekte yetersiz kaldığı, üç terimli Prony serisi için ise deneysel veride yeterli bilgi bulunmadığı anlaşılmaktadır. Bu durumda gevşeme verisinde olduğu gibi sünme verisi için de, tek boyutlu, fiziksel, üç yay ve iki sönüm elemanından oluşan doğrusal viskoelastik malzeme modelinin (Şekil 25 b) malzeme kanunu için en iyi aday olduğu anlaşılmıştır.



Şekil 28. Sünme deney verisi ve değişik sayıdaki Prony serileri ile modellenmesi

TARTIŞMA VE SONUÇ

İnsan bedeninin çevre ile mekanik etkileşiminin modellenmesine yönelik ilk adım olan bu çalışmaya indentör deney cihazındaki doku tepki kuvveti ölçüm hassasiyeti ve indentör ucu konum hassasiyetinin artırılmasına yönelik iyileştirmeler yapılmasıyla başlanmıştır. İndentörün dokuya daha iyi bağlanabilmesi ve belirsiz ön-gerilmelerden arındırılması için sabitleme aparatı tasarlanıp üretilmiştir. Ancak dokuda bulunan belirsiz fizyolojik ön-gerilmeler hala mevcuttur. Uygun filtre yardımıyla indentör ucu tepki kuvveti verisi gürültüden arındırılmıştır.

Yumuşak doku mekanik davranışını daha iyi anlayabilmek için üç farklı deney protokolü kullanılarak değişik yumuşak biyolojik doku davranışları incelenmiştir. Devirli yükleme deney sonuçları kullanılarak dokunun gösterdiği alışma (Mullins) etkisi ve farklı hızlardaki mekanik yanıtı incelenmiştir. Alışma etkisi kuvvet ve histeresiz büyüklüklerinde gözlenmiştir. Histeresiz büyüklüğünde görülen alışma etkisi bu çalışma sonucu ortaya çıkan yeni bir kavramdır ve kullanılabilen tepki kuvvetinin en büyük değerinden daha fazla bilgi içerdiği düşünülmektedir. Yine histeresiz büyüklükleri kullanılarak dokunun farklı hızlardaki yanıtı incelenmiş, artan hızla birlikte histeresiz miktarının Fung'un [9] gözlemlerinin aksine arttığı ancak bu artışın klasik viskoelastik

malzeme modellerindeki kadar belirgin olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Gevşeme ve sünme deneyleri yapılarak yumuşak biyolojik dokuların malzeme kanununun belirlenmesine yönelik ek bilgiler elde edilmiştir [30-32].

Böylece yumuşak biyolojik dokular için şimdiye kadar bilinen ve kullanılan malzeme modellerinden daha ayrıntılı ve gerçekçi modellerin çıkarılması ve ilgili malzeme sabitlerinin gerektiğinde kişiye özel olarak belirlenmesiyle [30] endüstrinin birçok alanında kullanılan bilgisayar destekli tasarım, ve bilgisayar destekli yapısal analiz (özellikle sonlu elemanlar yöntemi) insan bedeninin neredeyse tamamını kaplayan yumuşak biyolojik dokuların çevre ile mekanik etkileşimini içeren çalışmalarda da etkin bir şekilde kullanılabilir. Tasarım sürecinde zaman ve para tasarrufu sağlanacağı, daha kaliteli tasarımlar yapılacağı, özellikle protez, ortez, yatak, koltuk, ayakkabı ile insan bedeni arasındaki mekanik etkileşimlerde bugüne kadar süregelen problemlerin çözümüne katkıda bulunacağı umulmaktadır.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada kullanılan deney sistemi ilk olarak TÜBİTAK MİSAG-183 projesi kapsamında üretilmiştir. İlk yazar TÜBİTAK yurtiçi yüksek lisans bursiyeridir. Yazarlar, indentör sistemi için indentör cihazı sabitleme aparatını özenle üreten Birant Makina'dan Makina Mühendisi Sayın Emir Birant'a teşekkür eder.

IN VIVO INDENTER EXPERIMENTS TO MODEL MECHANICAL BEHAVIOR OF SOFT TISSUES

Abstract: Soft biological tissues possess relatively complex mechanical responses when compared to classical engineering materials. The first step to reveal the mechanical response and the constitutive law of soft biological tissues is to perform extensive systematic experiments. Although there exists various procedures to perform soft tissue mechanical tests, since it is aimed to model the mechanical interaction of human body with the environment, *in-vivo* indenter experiments were selected. The existing soft tissue indenter was improved in terms of displacement accuracy and repeatability, and, soft tissue reaction force measurement. The filtering procedure of soft tissue reaction force data was improved as well. A new device was designed and constructed to improve the connection of the device to soft tissue. Cyclic loading, relaxation and creep experiments were performed on the forearm bulk soft tissues. The preconditioning effect and hysteresis under different loading conditions were analyzed. It was concluded that forearm soft tissue material presented relaxation and creep, preconditioning

(Mullins) effect, has considerable hysteresis. By using the results of the relaxation and creep tests, parameters of the Prony series containing different number of terms, capable of modeling these data were determined. It is expected that the obtained data will be useful in determining the constitutive law of soft biological tissues.

Keywords: Soft Biological Tissues, Material Properties Characterization, Mechanical Test, In-vivo Indenter Tests, Viscoelasticity, Preconditioning (Mullins) Effect, Prony Series

KAYNAKÇA

- [1] Manduca, A., Oliphant, T.E., Dresner, M.A., Mahowald, J.L., Kruse, S.A., Amromin, E., Felmlee, J.P., Greenleaf, J.F., Ehman, R.L., *Magnetic resonance elastography: Non-invasive mapping of tissue elasticity*, Medical Image Analysis, vol. 5, pp. 237-254, 2001.
- [2] Lawrence, A.J., Rossman, P.J., Mahowald, J.L., Manduca, A., Hartmann, L.C., Ehman, R.L., *Palpating Breast Cancer by Magnetic Resonance Elastography*, Proceedings of the 7th Annual Meeting of ISMRM, Philadelphia, p. 215, 1999.
- [3] Geyer, M. J., Brienz, D. M., Chib, V., Wang, J., *Quantifying Fibrosis in Venous Disease: Mechanical Properties of Lipodermatosclerotic and Healthy Tissue*, Advances Skin & Wound Care, vol. 17, pp. 131-142, 2004.
- [4] Gefen, A., Megido-Ravid, M., Azariah, M., Itzchak, Y., Arcan, M., *Integration of Plantar Soft Tissue Stiffness Measurements in Routine MRI of the Diabetic Foot*, Clinical Biomechanics, vol. 16, pp. 921-925, 2001.
- [5] Kirk, E., Kvorning, S. A., *Quantitative Measurements of the Elastic Properties of the Skin and Subcutaneous Tissue in Young and Old Individuals*, Journals of Gerontology, vol. 4, pp. 273-284, 1949.
- [6] Sokolof, L., *Elasticity of aging cartilage*, Federation Proceedings, vol. 25, pp. 1089-1095, 1966.
- [7] Zheng Y. P., Mak A. F. T., Lue B. K., *Objective assessment of limb tissue elasticity: development of a manual indentation procedure*, Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 36, pp. 71-85, 1999.
- [8] Miller, K., *How to test very soft biological tissues in extension?*, Journal of Biomechanics, vol. 34, pp. 651-657, 2000.
- [9] Fung, Y. C., *Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues*, American Zoologist, vol. 24, pp. 13-22, 1984.

- [10] Petekkaya, A. T., Tönük, E. T., *İndentör Deneyleri ile Yumuşak Biyolojik Dokuların Anizotropik Mekaniik Davranışının Yerinde Belirlenmesi*, *Biyomut* 2008, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.
- [11] Tönük, E., Silver-Thorn, M. B., *Nonlinear viscoelastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues*, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, pp. 289-300, 2004.
- [12] Kroon, M., Holzapfel, G. A., *A new constitutive model for multi-layered collagenous tissue*, *Journal of Biomechanics*, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.033, 2008.
- [13] Peña, E., et al., *On modelling nonlinear viscoelastic effects in...*, *Journal of Biomechanics*, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.019, 2008.
- [14] Ottensmeyer, M. P., Kerdok, A. E., Howe, R. D., Dawson, S. L., *The Effects of Testing Environment on the Viscoelastic Properties of Soft Tissues*, *International Symposium on Medical Simulation*, pp. 9-18, 2004.
- [15] Gefen, A., Margulies, S. S., *Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar?*, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1339-1352, 2003.
- [16] Tanaka, E., Tanaka, M., Aoyama, J., Watanabe, M., Hattori, Y., Asai, D., Iwabea, T., Sasaki, A., Sugiyama, M., Tane, K., *Viscoelastic properties and residual strain in a tensile creep test on bovine temporomandibular articular discs*, *Archives of Oral Biology*, vol. 47, pp. 139-146, 2002.
- [17] Prete, Z. D., Antonucci, S., Hoffman, A. H., Grigg, P., *Viscoelastic properties of skin in Mov-13 and Tsk mice*, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1491-1497, 2004.
- [18] Miller, K., Chinzei, K., *Mechanical properties of brain tissue in tension*, *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 483-490, 2002.
- [19] DiSilvestro, M. R., Suh, J. F., *A cross-validation of the biphasic poroviscoelastic model of articular cartilage in unconfined compression, indentation, and confined compression*, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 519-525, 2001.
- [20] Ottensmeyer, M. P., *In Vivo Measurement of Solid Organ Tissue Mechanical Properties*, *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 85, pp. 328-333, 2002.
- [21] Petekkaya, A. T., *In Vivo Indenter Experiments on Soft Biological Tissues for Identification of Mechanical Material Model and Corresponding Parameters*, M.S. Thesis, Middle East Technical University, 2008.
- [22] Payne, P. A., *Measurement of Properties and Function of Skin*, *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 12(2), pp. 105-129, 1991.
- [23] Alexander, H., Cook, T. H., *Accounting for natural tension in the mechanical resting of human skin*, *The Journal of Investigative Dermatology*, vol. 69, pp. 310-314, 1977.
- [24] Valtorta, D., Mozza, E., *Dynamic measurement of soft tissue viscoelastic properties with a tensional resonator device*, *Medical Image Analysis*, vol. 9, pp. 481-490, 2005.
- [25] Yin, Y., Ling, S., Liu, Y., *A dynamic indentation method for characterizing soft incompressible viscoelastic materials*, *Materials Science and Engineering*, vol. 379, pp. 334-340, 2004.
- [26] Korhonen, R. K., Saarakkala, S., Töyräs, J., Laasanen, M. S., Kiviranta, I., Jurvelin, J. S., *Experimental and numerical validation for the novel configuration of an arthroscopic indentation instrument*, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 48, pp. 1565-1576, 2003.
- [27] Choi, A. P. C., Zheng, Y. P., *Estimation of Young's modulus and Poisson's ratio of soft tissue from indentation using two different sized indenters: finite element analysis of the finite deformation effect*, *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 43, pp. 258-264, 2005.
- [28] Tönük, E., *Dizaltı Ampute Yumuşak Doku Mekanik Özelliklerinin Araştırılması için Deney Cihazı Tasarımı ve Üretimi*. *Makina Tasarım ve İmalat Dergisi* Cilt 5, Sayı 1, 42-49, Mayıs 2003.
- [29] The MathWorks, *Data Acquisition Toolbox*, http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/signal/index.html?access/helpdesk/help/toolbox/signal/sgolayfilt.html&http://www.mathworks.com/cgi-bin/txis/webinator/search/?db=MSS&prox=page&rorder=750&rprox=750&rdfreq=500&rwfreq=500&rlead=250&sufs=0&order=r&is_summary_on=1&ResultCount=10&query=sgolayfilt, son giriş tarihi: 15/11/2008.
- [30] 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.
- [31] Üsü, K., Tönük, E., *Yumuşak Doku Bünye Denklemleri I: Sanki-Doğrusal Viskoelastik Model*, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.
- [32] Üsü, K., Tönük, E., *Yumuşak Doku Bünye Denklemleri II: Geliştirilmiş Sanki-Doğrusal Viskoelastik Model*, 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Ankara, 29-31 Mayıs 2008.