

YUMUŞAK BİYOLOJİK DOKULARIN DÜZLEMSEL EŞYÖNSÜZ MEKANİK DAVRANIŞININ BİREYE VE NOKTAYA ÖZEL BELİRLENMESİ İÇİN ELİPSOİD UÇLARLA YERİNDE CANLI (İN VİVO) İNDENTÖR DENEYLERİ

Ali Tolga PETEKKAYA* ve Ergin TÖNÜK**

* Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü, 06531 Ankara

** Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü, Biyomedikal Mühendisliği Disiplinlerarası Lisansüstü Programı ve Biyomalzeme ve Doku Mühendisliği Mükemmeliyet Merkezi, 06531 Ankara

petcorbaci63@gmail.com, tonuk@metu.edu.tr

(Geliş/Received: 12.03.2010; Kabul/Accepted: 11.06.2010)

ÖZET

Yumuşak dokular insan bedeninin neredeyse tüm dış yüzeyini kaplar ve bedenin çevre ile mekanik etkileşiminde önemli rol oynar. Mühendisliğin diğer alanlarında uzun süredir başarı ile kullanılan sonlu elemanlar tekniği insan bedeninin çevre ile mekanik etkileşimini (özellikle beden dışında kullanılan protez ve ortezlerle) modellemede henüz aynı başarı düzeyine ulaşamamıştır. Burada temel darboğaz, yumuşak biyolojik dokuların mekanik davranışı ile ilgili yeterli ayrıntıda bilgi sahibi olunmaması olduğu kadar bu dokuların görece karmaşık mekanik yanıtlarından da kaynaklanmaktadır.

Bu çalışmada yumuşak biyolojik dokuların mekanik davranışlarının bireye özel, yerinde ve canlı olarak araştırılması için indentör cihazı ile eksenel simetrisi olmayan elipsoid uçlar kullanılarak ön kol yumuşak dokuları üzerinde devirli yüklemeye, gevşeme ve sünme deneyleri yapılmış, elde edilen sonuçlar büyük gerinme yaklaşımına uygun, doğrusal olmayan, iç mekanik enerji kayıplı (inelastik) ve mekanik özellikleri eşyönsüz (anizotropik) bir malzeme kanununun ve bu kanuna ait katsayıların belirlenebilmesi amacıyla işlenmiştir.

Elde edilen deney sonuçları şimdiye kadar yumuşak dokular hakkında bilinenlerle uyumlu olmakla birlikte alışma (Mullin) etkisiyle ilgili yumuşak doku literatüründe yer almayan, bir devirde mekanik enerji kaybının (histeris) alışma ile azaldığı ve kararlı bir değere ulaştığı gözlenmiştir. Öte yandan elastik olmayan davranışı modellemek için iki terimli Prony serisi kullanımının gerekli ve yeterli olduğu sonucuna ulaşılmış, alışma davranışını modellemek için seriye üçüncü terimin ilavesinin gerekli olabileceği izlenimi edinilmiş ancak gerekli deneyler bu çalışma kapsamında yapılmamıştır. Elastik olmayan davranışı modelleyen katsayıların yöne bağımlı olduğu gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Yumuşak biyolojik doku, malzeme karakterizasyonu, indentör deneyi, doğrusal olmayan viskoelastik özellikler, eşyönsüz (anizotropi).

IN VIVO INDENTER EXPERIMENTS VIA ELLIPSOID INDENTER TIPS TO DETERMINE THE PERSONAL AND LOCAL IN-PLANE ANISOTROPIC MECHANICAL BEHAVIOR OF SOFT BIOLOGICAL TISSUES

ABSTRACT

Mechanical interaction of human body with surrounding is mostly via soft tissues because human body is nearly entirely covered with them. Finite element method, extensively used in various fields of engineering, could not reach to a similar success in simulating soft tissues (especially for modeling the interaction with exoskeletal prostheses and orthoses) mainly because soft tissue mechanical behavior is not known in detail in addition to relatively complex mechanical response of soft tissues.

In vivo cyclic, relaxation, and, creep indenter experiments with axially asymmetric ellipsoid tips were performed on forearm soft tissues to obtain a constitutive equation and related material coefficients to model soft biological tissues in large strain, considering material nonlinearity, mechanical energy dissipation and anisotropy.

The results obtained are similar to those in literature, however, preconditioning (Mullin) effect was observed in hysteresis. It was sufficient to use a two-term Prony series to model the inelastic behavior. To model the preconditioning (Mullin) effects it may be necessary to add a third term to Prony series, however, experiments for this purpose were not conducted. The parameters modeling the inelastic behavior were direction dependent.

Keywords: Soft biological tissue, material characterization, indenter experiments, nonlinear viscoelastic properties, anisotropy.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

İnsan bedeni neredeyse tamamen yumuşak dokularla kaplı olduğu için beden ile çevre arasındaki mekanik etkileşim yumuşak dokular üzerinden olur. Yumuşak doku mekanik yanıtının anlaşılması ve modelleyebilecek bünye denklemlerinin oluşturularak ilgili katsayıların belirlenmesi biyomekanikte ilgi çekmiştir. Böyle bir bünye denklemi protez ve ortez tasarımı [1-21], mekanik özelliklerde değişikliğe neden olan yumuşak doku patolojilerinin tanılanması ve değerlendirilmesinde [22-25], cerrahi planlaması ve eğitimi [26-30], yumuşak doku yaralanmalarının mekaniğiyle ilgili bilgi edinme amaçlı [31-33] önemli katkı sağlama potansiyeline sahiptir.

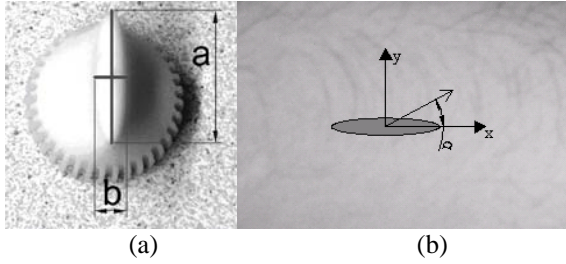
Yumuşak biyolojik doku mekanik yanıtını belirlemeye yönelik genel kabul görmüş bir deney yöntemi olmadığı gibi genel kabul görmüş bir bünye denklemi de henüz yoktur. Yumuşak biyolojik dokularla ilgili güçlüklerden bazıları, fizyolojik koşullar altında büyük gerinmelere maruz kalmaları, çevre dokularla mekanik etkileşimleri nedeniyle yerinde canlı ve laboratuvar ortamında farklı mekanik yanıtları olması [34], canlılıklarını yitirmeleriyle birlikte mekanik özelliklerinde önemli değişim olması [35], artan gerinmeyle birlikte direngenliğinin artması [36], mekanik enerji kaybının (histeris) ihmal edilemeyecek düzeyde olması, mekanik özelliklerin yöne bağımlılığı (anizotropi), alışma (Mullin) etkisi, sabit gerinmede gevşeme, sabit gerinmede sünme sayılabilir. Yumuşak doku mekanik yanıtını belirlemek üzere klasik malzeme deneylerinde olduğu gibi örnek hazırlanarak çok iyi denetlenebilen koşullarda standart malzeme deneylerine benzer deneyler yapıldığı gibi birçok olumsuzluğuna rağmen yerinde canlı deney yapmayı yeğleyenler de azımsanmayacak sayıdadır [9, 37-46]. Bu çalışmada amaç özel bir biyolojik dokunun bünye denklemini elde etmek olmayıp insan bedeninin çevre ile mekanik etkileşimini modellemeye yönelik bilgi edinmektir. Bu nedenle çevre ile mekanik etkileşim içinde bulunan belirli bir anatomik bölgede, o bölgeyi oluşturan deri, kas, yağ, damar ve benzeri yumuşak biyolojik dokuların eşdeğer mekanik yanıtını, deneğe özel sağlayacak indentör deneyleri, bilinen olumsuzluklarına rağmen yeğlenmiştir.

2. YÖNTEM (METHODS)

Bu çalışmada TÜBİTAK MİSAG-183 proje desteği ile gerçekleştirilen indentör cihazından [45-48] yararlanılmıştır. İndentör dokuyu istenen miktarda yer değiştirme denetimli olarak bastırırken bir yandan da doku tepki kuvvetini ölçmekte ve yer değiştirme-tepki kuvveti-zaman bilgisini bilgisayara kaydetmektedir. Bu çalışmada doku mekanik yanıtının yöne bağımlılığını inceleyebilmek için Bischoff [49] tarafından kuramsal yönden incelenen eliptik uçlar kullanılmıştır. Eliptik ucun açısız yönelimi 10 derecelik artımlarla ayarlanabilmektedir (Şekil 1). Yumuşak doku deneyleri yapılırken üç farklı deney protokolü uygulanmıştır:

1. Devirli yükleme deneyleri: İndentör ucu deneği rahatsız etmeyecek miktarda ve 1, 2, 4 ve 8 mm/s hızda dokuyu on kez bastırmıştır. Deneyler eliptik indentör ucunun açısız yönelimi 10 derecelik artımlarla değiştirilerek tekrar edilmiş, 180 derece konumundaki sonuç, 0 derece ile karşılaştırılmak üzere alınmıştır.
2. Gevşeme deneyleri: İndentör ucu deneği rahatsız etmeyecek miktarda dokuyu bastırılmış, sonra 120 saniye boyunca konumunu korumuştur. Deneyler eliptik indentör ucunun açısız yönelimi 30 derecelik artımlarla değiştirilerek tekrar edilmiş, 180 derece konumundaki sonuç, 0 derece ile karşılaştırılmak üzere alınmıştır.
3. Sünme deneyleri: İndentör ucu deneği rahatsız etmeyecek bir hedef yüke ulaşıncaya kadar dokuyu bastırılmış ve sonra 120 saniye boyunca hedef yükü sabit tutacak biçimde kapalı çevirim denetimle hareket ettirilmiştir. Deneyler eliptik indentör ucunun açısız yönelimi 30 derecelik artımlarla değiştirilerek tekrar edilmiş, 180 derece konumundaki sonuç, 0 derece ile karşılaştırılmak üzere alınmıştır.

Deney bölgesi olarak yazarların ön kol yumuşak dokuları seçilmiş olmakla birlikte indentör dışarıdan erişilebilir yumuşak dokular üzerinde aynı deneyi tekrar edebilecek özelliktedir.



Şekil 1. (a) Çalışmada kullanılan orta boy eliptik uç (a x b: 16 x 4 mm) (b) uç yönelim açısı (α) ön kolun uzun ekseninden ölçülmüştür (Medium sized indenter tip used (a x b: 16 x 4 mm) (a) and tip orientation angle (α) measured from long axis of the forearm)

3. BULGULAR (RESULTS)

Devirli Yükleme Deneyleri (Cyclic Indentation Experiments)

Devirli yükleme deneylerinde birbirinden farklı iki tipte kuvvet-zaman davranışı elde edilmiştir. İlk davranış yumuşak dokunun ilk birkaç devirde daha direngen davrandığı, sonra alışma (Mullin) etkisiyle tekrar edilebilir, öncekinden daha az direngen bir davranış sergilediği ve literatürde de örneklerine rastlanan yanıtıdır. Diğer davranış ise yumuşak dokunun önceden alıştığı ve her yükleme devrinde kendini tekrar ediyor gibi görünen, direngenliğin azalmadığı yanıtıdır (Şekil 2). Bu iki farklı davranış, kuvvet-yer değiştirme olarak incelendiğinde her iki durumda da alışma etkisinin bulunduğu, direngenlik-yer değiştirme davranışında bir alışma etkisi olduğu ve bu etkinin dokudaki bir devir boyunca gözlenen mekanik enerji kaybına (histeris) etkisi olduğu görülmüştür.

Eliptik ucun açısal yöneliminin değişimiyle en yüksek doku tepki kuvvetinde, dokuyu deforme eden enerji büyüklüğünde ve mekanik enerji kaybında değişim gözlenmiştir (Şekil 3). Bu üç grafik benzer özelliklere sahiptir: 20 derece civarında bir minimum, 100-110 derece civarında maksimum ve 150 derece civarında ikinci minimum. En yüksek doku tepki kuvveti ve deformasyon enerjisi değerleri 0 ve 180 derece uç açısal yönelimi için çok yakın elde edilmiş (4,5 ve 4,6 N, 80 ve 82 mJ) ancak mekanik enerji kaybı için elde edilen sonuçlar, doku önceden alıştırıldığı halde farklı elde edilmiştir. Mekanik enerji kaybındaki bu fark, daha uzun dönemli bir alışma etkisinin de olabileceğine işaret etmektedir.

Son olarak, üç grafikteki ortak bir başka nokta, ilk minimum ile maksimum arasında 90 derece civarında bir açısal yönelim farkı olmakla birlikte ilk maksimum ile ikinci minimum arasında 40-50 derecelik bir açı farkının bulunmasıdır. Bunun nedeni Bischoff'un [49] teorik çalışmasında işaret ettiği

eksenel simetrisi olmayan uçların doku eşyönsüzlüğüyle ilgili kısıtlı (düzlemsel) bilgi sağlayabilmesi nedeniyle olabilir.

Gevşeme Deneyleri (Relaxation Experiments)

Gevşeme deneyleri ilk yükleme ve gevşeme aşamalarından oluşmaktadır. İlk yükleme aşaması devirli yükleme deneyleri gibi olduğundan inceleme dışı bırakılmıştır. Gevşeme verisi Şekil 4'te sunulan yumuşak doku tepki kuvvetinde tipik üstel sönüm göstermektedir. Atardamarlara yakın deney noktalarında nabız etkisi, bazı kaslar çevresinde ise solunum etkisi filtre edilmiş veride bile belirgin olarak gözlenmiştir.

Elde edilen gevşeme verilerine en küçük fark kareleri toplamı yöntemiyle bir, iki ve üç terimli Prony serileri uydurulmuştur (Denklem 1-3).

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

$$f(t) = f_0 \left[1 - \delta_1 \left(1 - e^{-t/\tau_1} \right) - \delta_2 \left(1 - e^{-t/\tau_2} \right) \right] \quad (2)$$

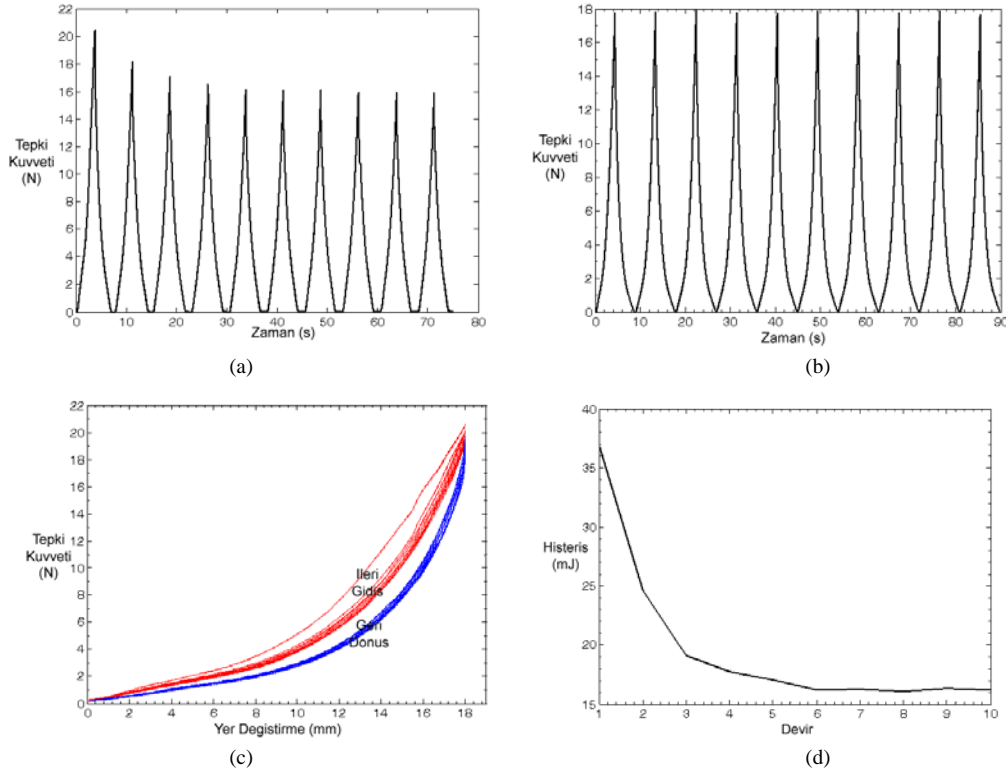
$$f(t) = f_0 \left[1 - \delta_1 \left(1 - e^{-t/\tau_1} \right) - \delta_2 \left(1 - e^{-t/\tau_2} \right) - \delta_3 \left(1 - e^{-t/\tau_3} \right) \right] \quad (3)$$

Denklemlerde $f(t)$ kuvvette zaman içinde olan değişimi, f_0 , $t = 0$ anında oluşan en yüksek kuvveti (Newton), δ_i gevşeme oranını (birimsiz), τ_i gevşeme zaman sabitini (saniye) temsil etmektedir. Buna ek olarak $\tau_1 \leq \tau_2 \leq \tau_3$ olacak biçimde, büyüyen indisin uzun dönem davranışı temsil etmesi sağlanmıştır. Bu denklemler, Şekil 5'de sunulan tek boyutlu, fiziksel ve doğrusal viskoelastik malzeme modellerini temsil etmektedir ve kullanılacak doğrusal olmayan malzeme kanunu hakkında önemli ipuçları vermektedir.

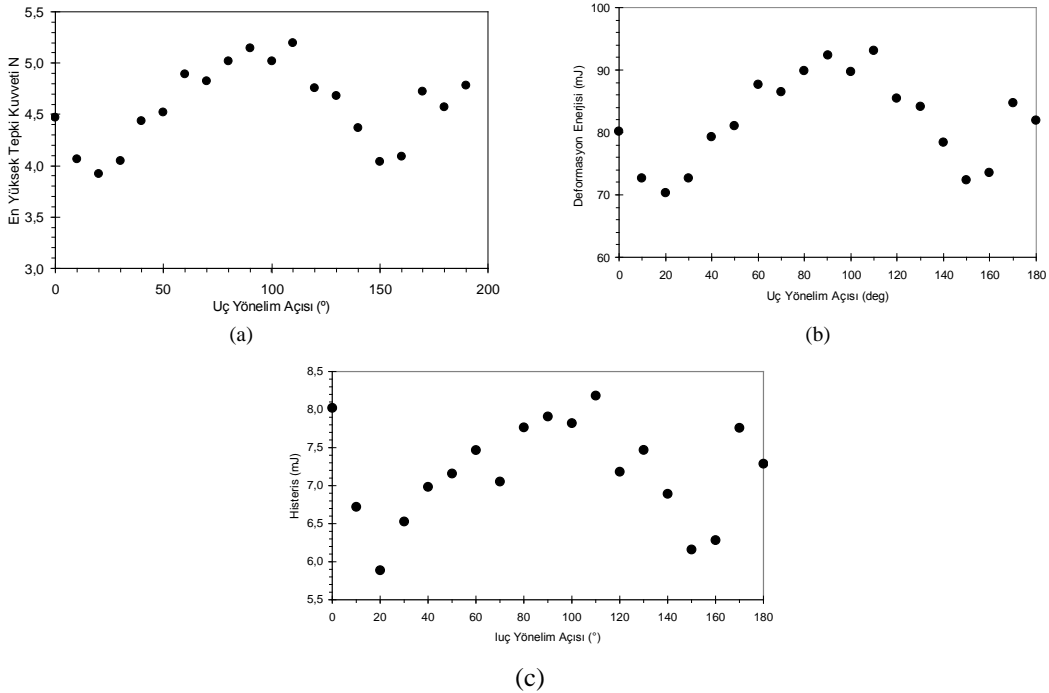
Denklem 1-3 ile yapılan eğri uydurma çalışmaları sonucu tek terimli Prony serisinin deneysel veriyi istenen hassasiyetle temsil edebilecek sayıda değişken parametre içermediği, üç terimli Prony serisinde ise deneysel veride bulunan bilgidan daha fazla parametre bulunması nedeniyle parametrelerin pratik bir güvenlik bandı içerisinde tek değerli olarak belirlenemediği görülmüştür (Tablo 1 ve Şekil 6).

Eliptik uç yönelim açısının 30 derece artımla değiştiği deney verisine iki terimli Prony serisi uydurularak elde edilen katsayılar Tablo 2'de sunulmuştur. Tablo 2'nin değerlendirilmesinden şu sonuçlar elde edilmiştir:

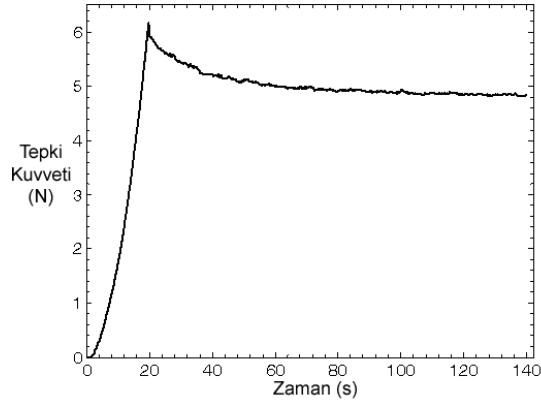
- 0 ve 180 derece uç yöneliminden elde edilen sonuçların birbirinden farklı olması (f_0 için % 6, δ_1 için % 33, δ_2 için % 28, τ_1 için % 57 ve τ_2 için % 52) deney koşullarındaki denetimin yeterli olmadığı dolaylı bir göstergesidir,



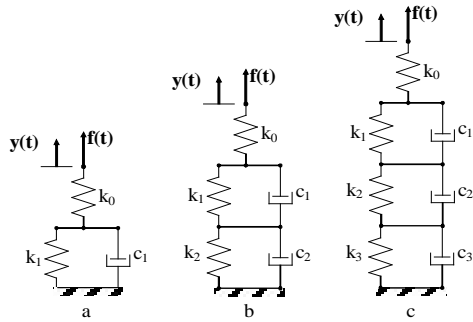
Şekil 2. Alışma (Mullin) etkisi. (a) en yüksek tepki kuvvetinde görülen azalma biçiminde alışma etkisi, (b) en yüksek doku kuvvetinin sabit olması yumuşak dokunun alışma süreci bitmiş izlenimi veriyor, (c) alışma etkisi bitmiş izlenimi veren (b)'ye ait tepki kuvveti-yer değiştirme eğrisi, alışma etkisi görülebiliyor, (d) alışma etkisi bitmiş izlenimi veren (b)'ye ait histeris (mekanik enerji kaybı) yüklenme devri (sayısı) eğrisi, ilerleyen devirle birlikte azalan histeris alışma etkisi nedeniyle. (Preconditioning (Mullin's) effect. (a) Reduction in peak tissue reaction force, (b) constant peak reaction force as if preconditioned tissue, (c) tissue reaction force versus displacement graph of (b) showing preconditioning effect, (d) hysteresis versus number of cycles plot of (b) showing a reduction in mechanical energy dissipation which is another form of preconditioning)



Şekil 3. (a) En yüksek tepki kuvvetinin, (b) dokuyu deforme etmek için gereken mekanik enerjinin ve (c) histerisin (mekanik enerji kaybı) eksenel simetrisi olmayan indentör ucunun açılmal yönelimiyle değişimi. ((a) Variation of maximum tissue reaction force, (b) variation of deformation energy, (c) variation of hysteresis with angular orientation of the non-axially symmetric indenter tip orientation)



Şekil 4. Gevşeme deney verisi (Relaxation data)



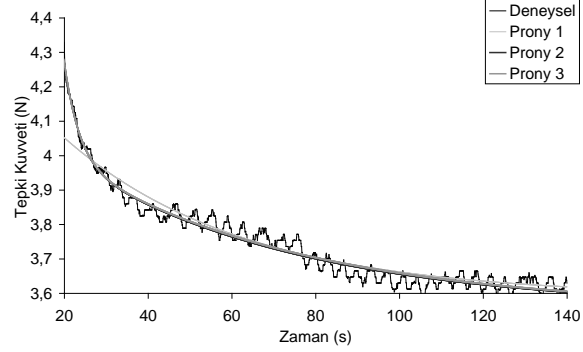
Şekil 5. (a) tek terimli, (b) iki terimli ve (c) üç terimli Prony serisinin tek boyutlu fiziksel modeli (One dimensional physical models of, (a) single term, (b) two terms, (c) three terms Prony series)

- Gevşeme başlamadan önceki kuvvet, f_0 , için elde edilen en yüksek değer 90 ile 120 derece arasındadır ve devirli yükleme deneyleri ile uyumludur,
- Kısa dönem gevşeme oranı, δ_1 , 90 derece uç yönelimine kadar hemen hemen sabit bir değer almış, sonrasında düşme eğilimine girmiştir,
- Kısa dönem gevşeme zaman sabiti, τ_1 , yumuşak bir değişim göstermiştir, 90 derece yönelimde en büyük değerini, 150 derece yönelimde ise en küçük değerini almıştır,
- Uzun dönem gevşeme oranı, δ_2 , 120 derece yönelimde en yüksek değerini almış olmakla birlikte değişimi yumuşaktır,
- Uzun dönem gevşeme zaman sabiti, τ_2 , ilk deneylerde daha büyükken sonraki deneylerde

Tablo 1. Deneysel gevşeme verisine bir, iki ve üç terimli Prony serisinin %95 güvenlik bandıyla uydurulması sonucu elde edilen katsayılar, hata kareleri toplamı (HKT) ve uydurulan eğrinin veriye sadakatini gösteren R^2 değerleri (* bulunan değerler için kullanılabilir bir güvenlik bandı yoktur). (One, two and three term Prony series curve fit coefficients of experimental relaxation data with 95% confidence band, sum of square error (HKT) and R^2 values showing the quality of the fit (* for these values there is no practical confidence band))

Terim Sayısı	f_0 [N]	δ_1	τ_1 [s]	δ_2	τ_2 [s]	δ_3	τ_3 [s]	HKT	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

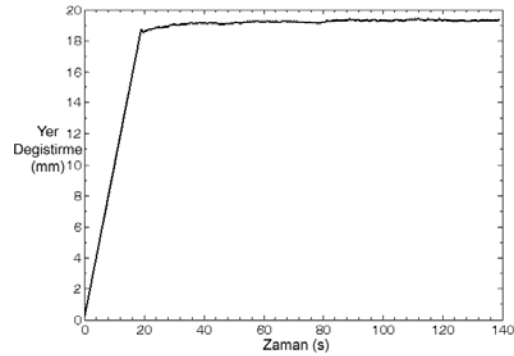
azalma eğilimine girmiştir. Bu sonuç daha uzun dönemli bir alışma etkisi olabileceğine işaret etmektedir ancak bu çalışmada deney süresinin 120 saniye ile kısıtlı olması nedeniyle kesin yargıya varmak için daha uzun süreli deneyler yapılması gereklidir.



Şekil 6. Deneysel veri ve bir, iki ve üç terimli Prony serisi ile temsili (Experimental data, one, two and three term Prony series fit)

Sünme Deneyleri (Creep Experiments)

Sünme deneyleri ilk yükleme ve sünme aşamalarından oluşmaktadır. İlk yükleme aşaması devirli yükleme deneyleri gibi olduğundan inceleme dışı bırakılmıştır. Sünme verisi Şekil 7'de sunulmuştur ve yumuşak doku yer değiştirmesinde tipik üstel sönümlü artış göstermektedir. Gevşeme deneylerinde olduğu gibi atardamarlara yakın deney noktalarında nabız etkisi, bazı kaslar çevresinde ise solunum etkisi filtre edilmiş veride bile belirgin olarak gözlenmiştir.



Şekil 7. Sünme Deney Verisi (Creep Data)

Tablo 2. Değişik uç yönelim açıları için gevşeme deneysel verisinin iki terimli Prony serisi ile temsili için elde edilen katsayılar (Two term Prony series fit coefficients of the experimental relaxation data for different indenter tip angular orientations)

Uç Yönelim Açısı (derece)	f_0 (N)	δ_1	τ_1 (s)	δ_2	τ_2 (s)	HKT	R^2
0	4,28	0,0675	3,57	0,1013	54,7	1,137	0,962
30	4,58	0,0653	3,02	0,0959	41,5	0,447	0,986
60	4,72	0,0639	3,77	0,0950	54,5	0,520	0,984
90	5,03	0,0630	4,78	0,0809	30,6	1,330	0,961
120	5,03	0,0394	2,12	0,1281	24,3	1,346	0,974
150	4,58	0,0330	2,03	0,0895	21,8	0,533	0,974
180	4,53	0,0453	3,52	0,0734	26,4	0,706	0,962
Ortalama	4,68	0,05	3,26	0,09	36,3		
St. Sapma	0,28	0,01	0,97	0,02	14,0		

Tablo 3. Deneysel sünme verisine bir, iki ve üç terimli Prony serisinin %95 güvenlik bandıyla uydurulması sonucu elde edilen katsayılar, hata kareleri toplamı (HKT) ve uydurulan eğrinin veriye sadakatini gösteren R^2 değerleri (* bulunan değerler için kullanılabilir bir güvenlik bandı yoktur). (One, two and three term Prony series curve fit coefficients of experimental creep data with 95% confidence band, sum of square error (HKT) and R^2 values showing the quality of the fit (* for these values there is no practical confidence band))

Terim Sayısı	y_0 [mm]	δ'_1	τ'_1 [s]	δ'_2	τ'_2 [s]	δ'_3	τ'_3 [s]	HKT	R^2
1	18,73 $\pm 0,01$	0,03141 $\pm 0,0063$	22,67 $\pm 0,93$					4,789	0,8829
2	18,55 $\pm 0,02$	0,02169 $\pm 0,00175$	4,898 $\pm 0,751$	0,02169 $\pm 0,00127$	41,74 $\pm 5,71$			3,661	0,9105
3	18,55 $\pm 0,02$	0,02167 $\pm 0,0031$	4,906 $\pm 1,028$	0,02214 $\pm 0,00984$	41,7 $\pm 28,2$	0,03*	1,058*10 ^{5*}	3,667	0,9103

Tablo 4. Değişik uç yönelim açıları için sünme deneysel verisinin iki terimli Prony serisi ile temsili için elde edilen katsayılar (Two term Prony series fit coefficients of the experimental creep data for different indenter tip angular orientations)

Uç Yönelim Açısı (derece)	y_0 (mm)	δ'_1	τ'_1 (s)	δ'_2	τ'_2 (s)	HKT	R^2
0	22,1	0,02213	6,595	0,1568	250,1	8,733	0,9721
30	22,14	0,005998	0,419	0,03591	65,75	44,68	0,5419
60	19,44	0,04348	5,466	0,02928	99	35,31	0,6859
90	17,75	0,04353	4,301	0,223	671,2	10,82	0,9067
120	19,62	0,05709	5,744	0,4	493,4	24,33	0,9604
150	19,89	0,05784	9,331	0,02673	9,325	44,94	0,78
180	19,94	0,05419	4,869	0,7	1189	35,3	0,9134
Ortalama	20,1257	0,0406	5,2464	0,2245	396,8250		
St Sapma	1,5500	0,0196	2,6814	0,2498	424,6851		

Elde edilen sünme verilerine bir, iki ve üç terimli Prony serileri en küçük fark kareleri toplamı yöntemiyle uydurulmuştur (Denklem 4-6).

$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) \right] \quad (4)$$

$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) + \delta'_2 (1 - e^{-t/\tau'_2}) \right] \quad (5)$$

$$y(t) = y_0 \left[1 + \delta'_1 (1 - e^{-t/\tau'_1}) + \delta'_2 (1 - e^{-t/\tau'_2}) + \delta'_3 (1 - e^{-t/\tau'_3}) \right] \quad (6)$$

Burada $y(t)$ yer değiştirmenin zaman içinde olan değişimi, y_0 , $t = 0$ anında oluşan yer değiştirmeyi (mm), δ'_i sünme oranını (birimsiz), τ'_i sünme zaman sabitini (saniye) temsil etmektedir. Ayrıca $\tau'_1 \leq \tau'_2 \leq \tau'_3$ olacak biçimde, büyüyen indisin uzun dönem

davranışı temsil etmesi sağlanmıştır. Bu denklemler, daha önce Şekil 5'de sunulan tek boyutlu, fiziksel ve doğrusal viskoelastik malzeme modellerini temsil etmektedir ve kullanılacak doğrusal olmayan malzeme kanunu hakkında önemli ipuçları vermektedir.

Denklem 4-6 ile yapılan eğri uydurma çalışmaları sonucu tek terimli Prony serisinin deneysel veriyi istenen hassasiyetle temsil edebilecek sayıda değişken parametre içermediği, üç terimli Prony serisinde ise deneysel veride bulunan bilgiden daha fazla parametre bulunması nedeniyle parametrelerin pratik bir güvenlik bandı içerisinde tek değerli olarak belirlenmediği görülmüştür (Tablo 3).

Eliptik uç yönelim açısının 30 derece artımla değiştiği deney verisine iki terimli Prony serisi uydurularak elde edilen katsayılar Tablo 4’de sunulmuştur. Tablo 4’ün değerlendirilmesinden şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 0 ve 180 derece uç yöneliminden elde edilen sonuçların birbirinden farklı olması (y_0 için % 10, δ'_1 için % 145, δ'_2 için % 346, τ'_1 için % 26 ve τ'_2 için % 375) deney koşullarındaki denetimin yeterli olmadığı dolaylı bir göstergesidir,
- Sünmenin başlamasından önceki yer değiştirme, y_0 , 30 derecede en küçük değerini, 90 derecede ise en yüksek değerini (gevşeme deneyinde en düşük kuvvetin elde edildiği açıyla aynı) almıştır,
- Kısa dönem sünme oranındaki, δ'_1 değişiklik büyüktür ve en küçük değerini 30 derecede almıştır, 120 ile 180 dereceler arasında ise fazla değişiklik göstermemiştir,
- Kısa dönem sünme zaman sabiti, τ'_1 , 30 derecede en küçük, 150 derecede en büyük değerini almıştır ve geniş bir aralıkta değişkenlik göstermektedir,
- Uzun dönem sünme oranı, δ'_2 30 ile 60 derece arasında bir yerde en küçük değerini 150 derece civarında da en yüksek değerini almaktadır,
- Uzun dönem sünme zaman sabiti, τ'_2 yüksek değişkenlik göstermektedir ve deney süresine yakın veya deney süresinden daha uzun zaman sabitlerinin geçerliği şüphelidir.

4. SONUÇ (CONCLUSION)

Bu çalışmada sunulan deneysel sonuçlar yumuşak doku ile çevrenin mekanik etkileşimini bilgisayarda modellemek üzere yumuşak doku mekanik davranışını temsil edecek malzeme kanununun belirlenmesi ve bu kanuna ait katsayıların belirlenmesi için yürütülen çalışmaların bir ara sonucudur.

Bu çalışmada, yumuşak doku mekanik yanıtının kendi fizyolojik ortamı içinde, canlıyken ve bireye özel olarak elde edilebilmesi için elipsoid uca sahip indentör ile deneyler yapılmıştır. Çalışma sonuçları değerlendirilirken indentör deneylerine ait aşağıda sayılan sakınca ve kısıtlamaların göz önünde bulundurulması gerekir:

- Deney koşulları üzerindeki denetim diğer deney yöntemlerine göre daha azdır,
- Deney örneğinin düzgün bir geometrisi olmadığı için elde edilen kuvvet-yer değiştirme-zaman verisinden malzeme kanununu belirlemek için kullanılacak gerilme-gerinme-zaman bağıntısının elde edilmesi evrik sonlu elemanlar analizi gibi ek bir işleme gerektirmektedir ve bu ek işleme deneysel hatalar ve belirsizliklerin daha da büyümesine neden olabilir,
- Yumuşak doku mekanik yanıtı deney bölgesinde bulunan deri, kas, yağ v.b. dokuların tümünün

bileşke davranışını temsil etmektedir ve her bir dokunun mekanik davranışının elde edilmesi ancak ciddi basitleştirmeler ve geçerliği tartışmalı varsayımlarla elde edilebilir.

Devirli yükleme deneylerinde elde edilen tepki kuvveti-yer değiştirme verisi literatürde de yer aldığı gibi artan yer değiştirme ile daha direngen bir hale gelmektedir. Yine ilgili literatürde sıkça sözü geçen dokunun ilk birkaç devirde daha direngen davrandığı, sonraki devirlerde direngenliğin bir miktar düştüğü ve tekrar edilebilir sonuçlar elde edildiği (alışma/Mullin etkisi) bir grup veride gözlenmiştir. Bu çalışmada gözlenen, tüm deneysel verilerde deformasyon enerjisi ve mekanik enerji kaybında (histeris) gözlemlenen alışma etkisi ise yazarların bilgisi dahilinde literatürde yer almamaktadır. Bu davranış, yumuşak doku malzeme kanununda yer alması gereken bir özelliktir.

Biyolojik yumuşak dokuların yöne bağlı bir davranış gösterdiği uzun süreden beri bilinmektedir. Bu davranışın aksel simetrisi olmayan bir indentör ucu ile kısmen belirlenebileceğini Bischoff [49] kuramsal olarak göstermiş olmakla beraber yazarların bilgisi dahilinde uygulaması ilk kez yapılmaktadır.

Gevşeme ve sünme deneyleri pratik nedenlerle 120 saniye süreli ve eliptik uç yönelim açısı 30 derece artımlarla değişecek biçimde yapılmıştır. Her iki deneyin sonuçları yumuşak doku mekanik yanıtının iki terimli Prony serisi ile istenen hassasiyetle temsil edilebildiğini göstermiştir. Öte yandan alışma etkisini modellemek için zaman sabiti daha büyük üçüncü bir terime gereksinim olabileceği, bu terimin oranını ve zaman sabitini belirlemek için yeni deneylere gereksinim duyulabileceği yönünde ipuçları elde edilmiştir. Gevşeme ve sünme deneylerinde elde edilen oranlar ve zaman sabitlerinin yöne bağımlı olabileceği [50] ve araştırmanın bu yönde de ilerleyebilmesi için mevcut indentör cihazının teknolojik gelişmelerle uyumlu olacak şekilde güncellenmesi ve daha kaliteli veri elde edilmesi gündeme gelmiştir.

Yumuşak biyolojik dokular üzerinde yapılan indentör deneyleri aracılığıyla bireye ve noktaya özel yumuşak doku mekanik yanıtı ile ilgili ayrıntılı bilgiler edinilmektedir. Bu bilgiler hem yumuşak biyolojik dokuların değişik yüklere mekanik yanıtının kestirilmesinde katkı sağlayacak hem de güvenilir ve kestirimci bir yumuşak doku mekanik malzeme kanunu oluşturulması ve bu kanuna ait bireysel ve ilgililenen anatomik bölgeye has malzeme katsayılarının belirlenmesini sağlayacaktır. Böylece insan bedeni ile mekanik etkileşime giren protez, ortez, ayakkabı, yatak, koltuk vb. ürünlerin tasarımında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak deneme yanılma süreci kısaltılabilecek, mekanik açıdan daha üstün tasarımlar daha kısa sürede elde

edilebilecektir. Yine elde edilen malzeme kanununun cerrahi eğitimi veya andırımı sırasında kullanılan sanal gerçeklik uygulamalarına önemli katkıları olabilecektir.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGMENT)

Bu çalışmada kullanılan indentör cihazı TÜBİTAK MİSAG-183 desteği ile geliştirilmiştir. Yazarlardan Ali Tolga Petekkaya TÜBİTAK yurtiçi yüksek lisans bursiyeridir. İndentör cihazının eliptik uçları Makina Mühendisi Emir Birant, Birant Makina ve Mühendislik tarafından üretilmiştir.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Torres-Moreno R., **Biomechanical analysis of the interaction between the above-knee residual limb and a prosthetic socket**, Doktora Tezi, Bioengineering Dept., Univ. Strathclyde, Glasgow, U.K., 1991.
2. Zachariah R., Sanders S. G., J. E., “Interface Mechanics in Lower-Limb External Prosthetics: A Review of Finite Element Methods”, **IEEE, Transactions on Rehabilitation Engineering**, Cilt. 4, 288-302, 1996.
3. Silver-Thorn M. B., Steege J. W., Childress, D. S., “A review of prosthetic interface stress investigations”, **the Journal of Rehabilitation Research and Development**, Cilt 33, 253–266, 1996.
4. Zhang M., Lord M., Turner-Smith A. R., Roberts V. C., “Development of a nonlinear finite element modeling of the below-knee prosthetic socket interface”, **Medical Engineering & Physics**, Cilt 17, 559–566, 1995.
5. Zhang M., Mak A. F. T., “Finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket—Roles of interface friction and distal-end boundary conditions”, **IEEE, Transactions on Rehabilitation Engineering**, Cilt. 4, 337–346, 1996.
6. 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”, **Journal of Biomechanics**, Cilt 30, 531–536, 1997.
7. Tanaka M., Akazawa Y., Nakagawa A., and Kitayama I., “Identification of pressure distribution at the socket interface of an above-knee prosthesis”, **Advances in Engineering Software**, Cilt. 28, 379–384, 1997.
8. Zhang M., Mak A. F. T., Roberts V. C., “Finite element modeling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: A survey of development in the first decade,” **Medical Engineering & Physics**, Cilt 20, 360–373, 1998.
9. Silver-Thorn M. B., “In vivo indentation of lower extremity soft tissues”, **IEEE, Transactions on Rehabilitation Engineering**, Cilt 7, 268–277, 1999.
10. Simpson, G., Fisher, C., Wright, D.K., “Modeling the interactions between a prosthetic socket, polyurethane liners and the residual limb in transtibial amputees using non-linear finite element analysis”, **Biomedical Sciences Instrumentation**, Cilt 37, 343-347, 2001.
11. Lin, C.-C., Chang, C.-H., Wu, J.-L., Wu, C.-L., Liao, I.-C., Juan, H.-H., “Finite element analysis of the interface stresses between the stump and socket for a below-knee amputee”, **Journal of Medical and Biological Engineering**, Cilt 21, 23-30, 2001.
12. 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** Cilt 11, 43-53, 2003.
13. Tönük, E., Silver-Thorn, M. B., “Nonlinear Viscoelastic Material Property Estimation of Lower Extremity Residual Limb Tissues”, **ASME Journal of Biomechanical Engineering** Cilt 126, 289-300, 2004.
14. Lin, C.-C., Chang, C.-H., Wu, C.-L., Chung, K.-C., Liao, I.-C., “Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: A finite element contact model”, **Medical Engineering & Physics** Cilt 26, 1-9, 2004.
15. Goh, J.C.H., Lee, P.V.S., Toh, S.L., Ooi, C.K., “Development of an integrated CAD-FEA process for below-knee prosthetic sockets”, **Clinical Biomechanics** Cilt 20, 623-629, 2005.
16. Jia, X., Zhang, M., Li, X., Lee, W.C.C., “A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees”, **Clinical Biomechanics** Cilt 20, 630-635, 2005.
17. Faustini, M.C., Neptune, R.R., Crawford, R.H., “The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods”, **Medical Engineering & Physics** Cilt 28, 114-121, 2006.
18. Chen, N.-Z., Lee, W.C.C., Zhang, M., “A robust design procedure for improvement of quality of lower-limb prosthesis”, **Bio-Medical Materials and Engineering** Cilt 16 309-318, 2006.
19. Portnoy, S., Yarnitzky, G., Yizhar, Z., Kristal, A., Oppenheim, U., Siev-Ner, I., Gefen, A., “Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: A new tool for prosthetic fitting”, **Annals of Biomedical Engineering** Cilt 35, 120-135, 2007.
20. Sensinger, J.W., Weir, R.F.F., “Modeling and preliminary testing socket-residual limb interface stiffness of above-elbow prostheses”, **IEEE Transactions on Neural Systems and**

- Rehabilitation Engineering** Cilt 16 184-190, 2008.
21. Portnoy, S., Yizhar, Z., Shabshin, N., Itzchak, Y., Kristal, A., Dotan-Marom, Y., Siev-Ner, I., Gefen, A., "Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee", **Journal of Biomechanics** Cilt 41, 1897-1909, 2008.
 22. 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, A.B.D., 215, 1999.
 23. 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** Cilt 5, 237-254, 2001.
 24. 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** Cilt 16, 921-925, 2001.
 25. 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** Cilt 17, 131-142, 2004.
 26. Brett PN, Fraser CA, Henningam M, Griffiths MV, Kamel Y, "Automatic surgical tools for penetrating flexible tissues". **IEEE Engineering in Medicine and Biology** Cilt 14:264-270, 1995.
 27. Burdea G, **Force and touch feedback for virtual reality**, Wiley, New York, A. B. D., 1996.
 28. Koch RM, Gross MH, Carls FR, von Büren DF, Fankhauser G, Parish YIH, "Simulating facial surgery using finite element models" **Proceedings of Association for Computing Machinery's Special Interest Group on Graphics and Interactive Techniques** Cilt 96, 421-427, 1996.
 29. Avis NJ, "Virtual environment technologies" **Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies** Cilt 9, 333-339, 2000.
 30. Szekely G, "Surgical simulators". **Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies** Cilt 12, 14-18, 2003.
 31. Dakin, G. J., Arbealez, R.A., Molz IV, F. J., Alonso, J. E., Mann, K. A., Eberhardt, A. W., "Elastic and Viscoelastic Properties of the Human Pubic Symphysis Joint: Effects of Lateral Impact Loading" **Journal of Biomechanical Engineering**, Cilt 123, 218-226, 2001.
 32. De Vita, D., Slaughter, W. S., "A structural constitutive model for the strain rate-dependent behavior of anterior cruciate ligaments" **International Journal of Solids and Structures** Cilt 43, 1561-1570, 2006.
 33. Ceelen K. K., Stekelenburg A., Loerakker S., Strijkers G.J., Bader D.L., Nicolay K., "Compression-induced damage and internal tissue strains are related", **Journal of Biomechanics**, Cilt 41, 3399-3404, 2008.
 34. Ottensmeyer, M. P., "In Vivo Measurement of Solid Organ Tissue Mechanical Properties," **Studies in Health Technolgy and Informatics** Cilt 85, 328-333, 2002.
 35. Black, J., "Dead or Alive: The Problem of in Vitro Tissue Mechanics" **Journal of Biomechanical Material Research**, Cilt 10, 377-389, 1976.
 36. Fung, Y. C., "Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues", **American Zoologist**, Cilt 24, pp. 13-22, 1984.
 37. Zheng Y. P., Mak A. F. T, "Development of an ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissue in vivo", **Proc. 17th Annu. Conf. Eng. Med. Biol.**, 1599-1600, 1995.
 38. Vannah W. M., Childress D. S., "Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo", **the Journal of Rehabilitation Research and Development**, Cilt 33, 239-252, 1996.
 39. Houston V. L., Luo G., Mason C. P., Beattie A. C., LaBlanc K. P., Garbarini M., "Tissue biomechanical studies for prosthetic socket design", **Proceedings Bioengineering Conference (ASME-BED)**, Cilt 35, 245-246, 1997.
 40. 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**, Cilt 48, 1565-1576, 2003.
 41. Yin, Y., Ling, S., Liu, Y., "A Dynamic Indentation Method for Characterizing Soft Incompressible Viscoelastic Materials", **Materials Science and Engineering, A**, Cilt 379, 334-340, 2004.
 42. Brommer, H., Laasanen, M.S., Brama, P.A.J., van Weeren, P.R., Helminen, H. J., Jurvelin, J. S., "In Situ and Ex Vivo Evaluation of and Arthroscopic Indentation Instrument to Estimate the Health Status of Articular Cartilage in Equine Metacarpophalangeal Joint", **Veterinary Surgery**, Cilt 35, 259-266, 2006.
 43. 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 Indentors: Finite Element Analysis of the Finite Deformation Effect", **Medical and Biological Engineering and Computing**, Cilt. 43, 258-264, 2005.

44. Arıtan, S, Oyadiji, S. O., Bartlett, R. M., “A Mechanical Model Representation of the In Vivo Creep Behaviour of Muscular Bulk Tissue”, **Journal of Biomechanics**, Cilt 41, 2760-2765, 2008.
45. Petekkaya, A. T., **In vivo Indenter Experiments on Soft Biological Tissues for Identification of Mechanical Material Model and Corresponding Parameters**, Yüksek Lisans Tezi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, 2008.
46. 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.
47. Tönük, E., “Dizaltı Protez Kullananlarda Yumuşak Doku Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi için İndentör” TÜBİTAK MİSAG-183 Proje Sonuç Raporu, Haziran 2004, Ankara.
48. Petekkaya, A. T., Tönük, E., “Yumuşak Doku Mekanik Davranışının Modellenmesi için Yerde (In Vivo) İndentör Deneyleri”, **Makina Tasarım ve İmalat Dergisi**, Cilt 10, Sayı 1, sf: 18-31, Mayıs 2008.
49. Bischoff, J. E., “Static Indentation of Anisotropic Biomaterials using Axially Asymmetric Indenters-a Computational Study”. **Journal of Biomechanical Engineering**, Cilt 126, 498-505, 2004.
50. Engin A. E., kişisel iletişim, 2008.