

Dizaltı Ampute Yumuşak Doku Mekanik Özelliklerinin Araştırılması için Deney Cihazı Tasarımı ve Üretimi

Ergin Tönük

Y. Doç. Dr.

Makina Mühendisliği Bölümü
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Ankara

Dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş bireyler günlük yaşamlarını sürdürmek için çoğunlukla protez ile rehabilite edilir. Kas-iskelet sisteminden gelen yükler amputasyon güdüğündeki yumuşak dokular aracılığıyla protez soketine aktarılır. Hem yumuşak dokularda oluşan yüksek basınç noktalarının belirlenmesi hem de yumuşak doku-protez mekanik etkileşimini modellemek için sonlu eleman andırımları kullanılmış ancak istenen hassasiyette sonuç elde edilememiştir. Sonlu eleman andırımlarındaki en büyük eksikliğin yumuşak doku mekanik özelliklerindeki bilinmeyenler olduğu kanısı yaygındır. Yumuşak doku mekanik özellikleri ile ilgilenen az sayıdaki araştırma merkezi kendi çalışmaları için yumuşak doku deney sistemleri geliştirmiştir. Bu çalışmada, Gülhane Askeri Tıp Akademisi ile ortak yürütülen bir çalışma kapsamında tasarlanan ve üretilen yumuşak doku deney sistemi sunulmuştur. Deney sistemi yumuşak dokuyu yükleyecek bir adım motoru ve yumuşak doku tepki kuvvetini ölçecek bir yükölçerden oluşan taşınabilir deney birimi, deney birimine kumanda eden ve bilgisayarla iletişimini sağlayan bir denetim kutusu ve tüm sistemi denetleyen ve toplanan verileri saklayan bir taşınabilir bilgisayardan oluşmaktadır. Hastaların yumuşak dokuları üzerinde devirli yükleme, gevşeme ve sünme deneyleri yapılabilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Yumuşak Doku Deneyleri, Devirli Yükleme Deneyi, Gevşeme Deneyi, Sünme Deneyi, Dizaltı Amputasyon Cerrahisi, Rehabilitasyon.

GİRİŞ

Ülkemizde yaşanan terör olayları, trafik ve iş kazaları nedeniyle azımsanmayacak sayıda dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş genç birey vardır. Dünyadaki gidişe paralel olarak uzayan yaşam süresi özellikle diyabet ve vasküler problemler nedeniyle alt ekstremité amputasyon cerrahisi geçirmiş yaşlı nüfusta yakın gelecekte artışa neden olacaktır.

Dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş bireylerin önemli bir bölümü protez ile rehabilite edilmektedir. Günümüzde en yaygın kullanılan dizaltı protezi, tasarım ilkeleri ilk kez Kaliforniya Üniversitesi (A. B. D) tarafından 1958 yılında önerilen PTB (patellar tendon bearing, patellar ligamana ek yükleme yapan) protezlerdir (Şekil 1). Bu proteze ait protez ayak, pilon ve bağlama parçaları protez-ortez uzmanınca bireyin durumuna ve yaşam şekline göre standart ürünler arasından seçilirken protez soketi her birey için protez-ortez uzmanınca özel olarak tasarlanıp üretilmektedir. Soket üretimi için güdüğün kalıbı

almaz, yük taşımaya duyarlı bölgeler "şişirilerek" (soket yüzeyi güdüğün ekseninden uzaklaştırılarak) bu bölgelerin taşıdığı yük azaltılırken yük taşımaya uygun bölgelerde sokete sekiler yapılarak bu bölgelerin daha çok yük taşıması sağlanır. Soket tasarımının başarısı protez-ortez uzmanının deneyimine ve hastadan gelen geri bildirimine bağlıdır.

Protez soketi tasarımını protez-ortez uzmanının deneyiminden ve hastanın geri bildiriminden bağımsız olarak objektif bir yöntemle yapabilmek ve yumuşak doku-protez soketi mekanik etkileşimini inceleyerek soket tasarımını geliştirebilmek için deneysel çalışmalar ve bilgisayar modelleri (çoğunlukla sonlu eleman andırımları) kullanılmıştır. Deneysel çalışmalar pahalı teçhizat ve özel protez soketi gerektirdiği için araştırma aşamasında kalmış ve klinik ortamda bugüne kadar kullanılamamıştır [1-5]. Dizüstü [6-13] ve dizaltı [14-24] ampute güdüğünlerin protez soketiyle etkileşimini modelleyen bilgisayar andırımları bugüne kadar istenen hassasiyette sonuç vermemiştir. Bilgisayar

andırmalarının büyük çoğunluğu iskelet sistemi ile protez soketi arasındaki arayüzü oluşturan yumuşak dokuyu doğrusal elastik malzeme olarak modellemiştir. Alt ekstremitte yumuşak dokuları üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda [22, 25-28] bu dokuların aşağıda sıralanan mekanik özellikleri gösterdiği gözlenmiştir:

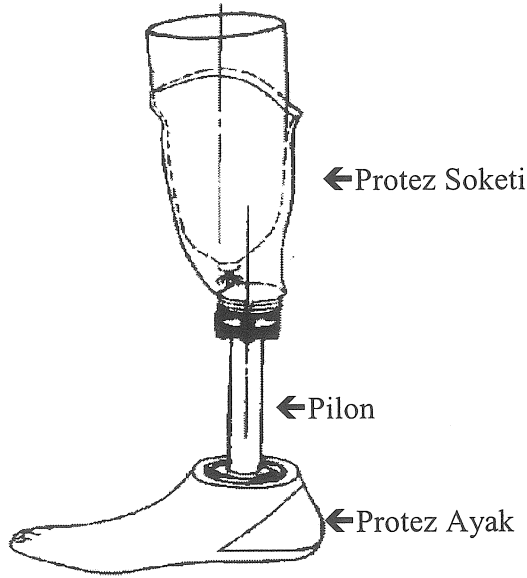
1. Mekanik davranışın, özellikle protez soketiyle etkileşimde olduğu gibi büyük yer değiştirme ve yüksek basınç altında, doğrusal elastik malzeme davranımından önemli oranda saptığı,

2. Belirgin bir "alışma" (ilk birkaç yüklemde dokunun daha direngen davranması, daha sonraki yüklemelerde direngenliğin bir miktar azalarak bu yüklemelerde tekrar edilebilir sonuç alınması) davranışının olduğu,

3. Sabit deformasyon altında tepki kuvvetinin zaman içinde azaldığı (gevşeme),

4. Sabit yük altında deformasyonun zaman içinde arttığı (sünme),

5. Aynı bireyin değişik anatomik bölgelerinde ve değişik bireylerin aynı anatomik bölgesinde yumuşak doku mekanik davranışının çok farklı olduğu ve deney yapılmaksızın bu davranışın öngörülebilmesinin şimdiki bilgi düzeyimizle olanaklı olmadığı.



Şekil 1 Modern bir PTB Protezin Ana Parçaları

Alt ekstremitte yumuşak doku mekanik davranışının araştırılması deneylerinde ultrasonik [27] veya mekanik yüklemeye yapan deney cihazları [25-26] kullanılmıştır. Protez soketinin kalıntı bacak yumuşak dokularını yüklemesine benzer yüklemeye sağladığı için dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş bireylerin yumuşak doku mekanik özelliklerinin

araştırılması için mekanik bir deney cihazının daha uygun olacağına karar verilmiştir.

Tasarlanıp üretilen yumuşak doku deney cihazından alınacak yer değiştirme-yumuşak doku tepki kuvveti-zaman verilerinin çalışmanın ilerleyen bölümlerinde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak ve evrik problem çözümü ile yumuşak doku malzeme sabitlerinin kestirilmesinde kullanılacağı umulmaktadır. Elde edilecek daha gerçekçi yumuşak doku malzeme modelleri sayesinde güdük yumuşak dokuları ile protez soketi mekanik etkileşimi bilgisayar üzerinde daha gerçekçi olarak incelenebilecek, böylece protez soketi tasarımına katkıda bulunulabilecektir.

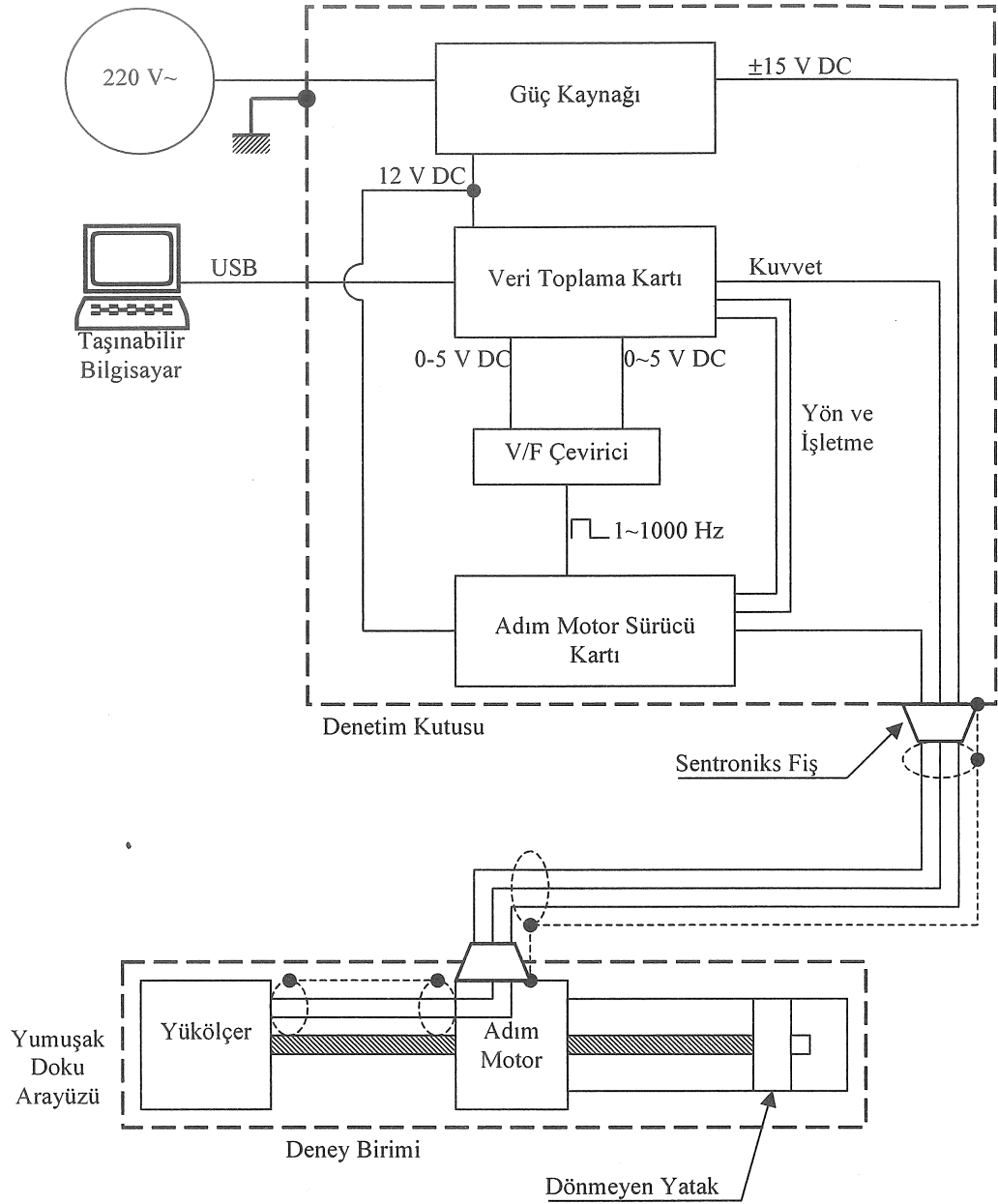
YUMUŞAK DOKU DENEY CİHAZI

Tasarım

Tasarımı yapılan yumuşak doku deney sistemi birbirleriyle iletişim içinde olan üç ana parçadan oluşmuştur (Şekil 2). Bu parçalar, deney birimi, denetim kutusu ve taşınabilir bilgisayardır.

Deney birimi: Deney birimi alt ekstremitte yumuşak dokuları üzerinde değişik mekanik yüklemeye deneyleri yapmak içindir (Şekil 3). Deney yapılacak bölgeye kolayca ulaştırılabilmesi için taşınabilir olmasına özen gösterilmiştir. Deney birimi 0.05 mm çözünürlüğe sahip doğrusal adım motoru tarafından hareket ettirilir. Adım motorunun arkasında vidalı motor milinin dönmesini engelleyen ve ileri-geri çalışmasını sağlayan dönmeyen bir yatak vardır. Vidalı milin diğer ucunda 50 N'a kadar basma yükünü ölçebilen bir yük ölçer ve yumuşak dokuyla etkileşim içinde olan değişebilir deney ucu vardır. Deney ucu geometrisi deney yapılacak anatomik bölgenin ve deneyin özelliklerine göre düz, elipsoid veya küresel olabilir. Deney ucunun yan yüzeyi silindriktir ve değişik çaplarda olabilir.

Denetim kutusu: Denetim kutusu deney birimine kumanda eden ve deney biriminden gelen veriyi toplayan veri toplama kartı ile diğer yardımcı birimlerin toplu halde bulunduğu, iç hacmi harici elektromanyetik parazitlerden yalıtılmış bir kutudur. Denetim kutusu iki bölmeden oluşmuştur. Üst bölmede deney sisteminin bilgisayarla iletişimini sağlayan veri toplama kartı ve adım motorunu istenen hızda sürmek için kullanılan voltaj-darbe çeviricisi vardır. Alt bölmede ise birbirinden elektriksel olarak yalıtılmış 15 V DC simetrik güç kaynağı (deney birimindeki kuvvet ölçerinin besleme gerilimi için) ve 12 V DC güç kaynağı (veri toplama kartı ve adım motorunun besleme gerilimi için) ile adım motorunun sürücü kartı vardır. Alt ve üst bölmeler arasında elektromanyetik parazit geçişini önlemek için ekranlama vardır.

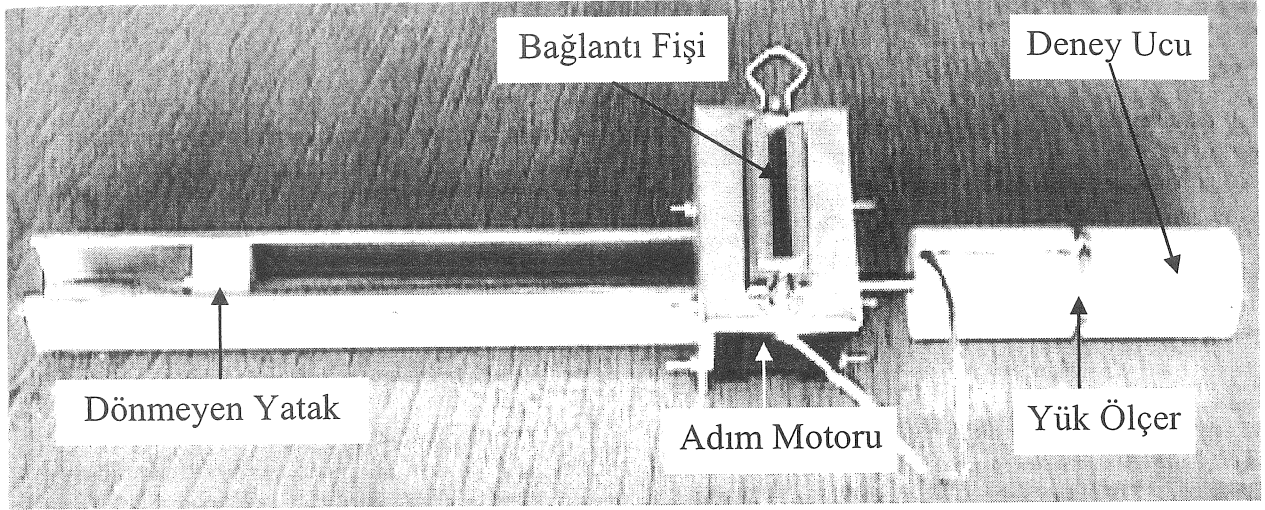


Şekil 2 Yumuşak doku deney sisteminin şematik gösterimi

Denetim kutusu deney birimi ile Sentroniks fiş ve elektromanyetik parazitten korunmuş 2.5 m uzunluğundaki kablo aracılığıyla iletişim içindedir.

Taşınabilir bilgisayar: Sisteme kumanda eden ve elde edilen veriyi toplayan, işleyen ve saklayan taşınabilir bilgisayardır. Denetim kutusu içindeki veri toplama kartı ile USB kablosu aracılığıyla iletişim içindedir. Deney arayüzü veri toplama kartı arayüz yazılımları kullanılarak ODTÜ yerleşke lisanslı Matlab® 6.1 üzerinde hazırlanmıştır.

Deney sisteminin klinik ortamda kullanımını basitleştiren bu yapı sayesinde üç birim birbiriyle sadece iki kablo aracılığıyla iletişim kurmakta, taşınabilir bilgisayar kendi şarjlı bataryası ile çalıştırılmakta, sadece denetim kutusu 220 V AC şebekeye bağlanmakta, bu bağlantı ile tüm cihazların toprak bağlantısı da yapılmaktadır.



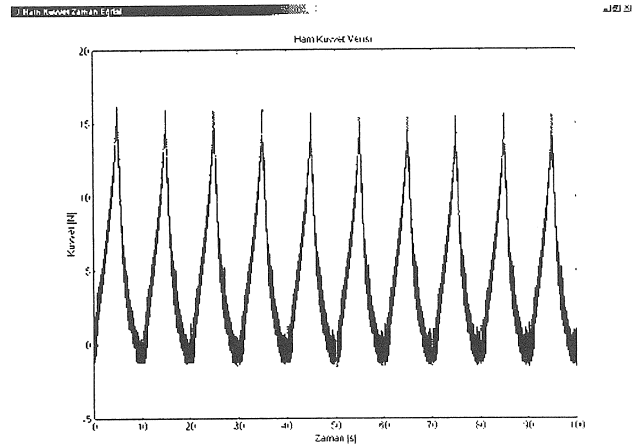
Şekil 3 Deney Birimi

Deneme Çalıştırması

Deney sistemi yumuşak dokular üzerinde üç farklı tipte deney yapmak üzere tasarlanmıştır. Bu deneyler devirli yükleme deneyleri, gevşeme deneyleri ve sünme deneyleridir.

Devirli yükleme deneyleri: Devirli yükleme deneyleri yumuşak dokunun belirli bir yükleme hızında direngenliği hakkında fikir edinmek için kullanılır. Direngenliğin yanı sıra yükün artış ya da azalış yönünde olmasına bağlı olarak mekanik enerji kaybı hakkında bilgi verir. Alıştırma yapılmamış yumuşak dokular üzerinde yapılan devirli yükleme deneyleri dokunun alışma özellikleri hakkında da bilgi verir.

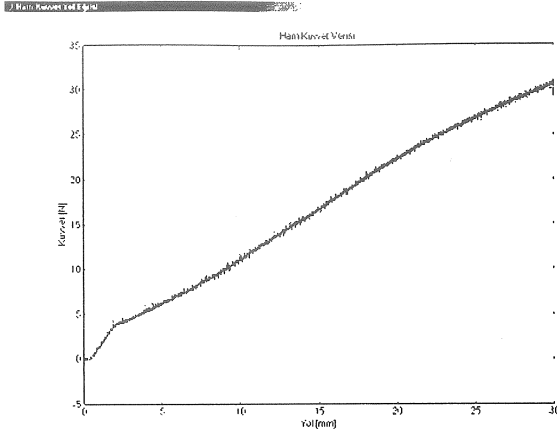
Yumuşak doku deney sistemi 0.11 ile 14 mm/s arasında istenen hızda devirli yükleme deneyi yapabilmektedir. Bu deneylerde diğer ayarlanabilen deney parametreleri deney yapılacak devir sayısı ve deney ucunun yer değiştirmesidir. Deney sırasında yumuşak doku tepki kuvveti kaydedilmektedir. Viskoelastik bir malzeme üzerinde yapılan devirli yükleme deneyinden alınan ham sonuçlar Şekil 4'te gösterilmiştir. Adım motorunun darbeleri hareketinden ötürü kuvvet verisinde motor darbeleri görülmektedir. Ham kuvvet verisindeki darbeleri azaltmak için yük ölçerden sonra bulunan yumuşak doku deney ucunun kütlesi 20 gram civarına indirilmiş, böylece darbeler sonucu oluşan ve yumuşak doku tepki kuvvetiyle birlikte ölçülen deney ucunun eylemsizlik kuvveti azaltılmıştır. Kuvvet verisi toplama hızı adım motorun her bir adımında 20 kuvvet verisi alınacak biçimde ayarlanmıştır. Böylece kuvvet verisinden, darbelerden kaynaklanan eylemsizlik kuvvetleri uygun bir filtre ile ayıklanabilecektir.



Şekil 4 Devirli yükleme deneyinde yumuşak doku ham tepki kuvveti-zaman grafiği.

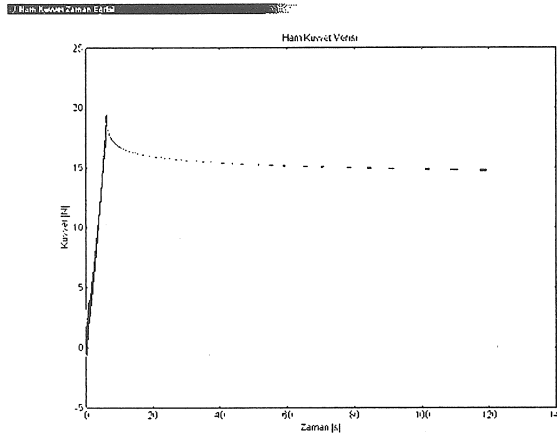
Şekil 5'de viskoelastik bir malzeme üzerinde yapılan tek devirli bir deneyin tepki kuvveti-yol ham sonuçları sunulmuştur. Yumuşak doku deney ucu ileri giderken tepki kuvveti daha yüksekken uç geri dönerken tepki kuvveti daha azdır. Grafikteki iki eğri arasında kalan alan bir devir sırasında deney malzemesinde yitirilen mekanik enerjiyi göstermektedir.

Gevşeme deneyleri: Gevşeme deneyleri yumuşak dokunun deney birimi tarafından belirli bir deformasyon altında tutulurken uyguladığı tepki kuvvetindeki değişimin gözlenmesidir. Gevşeme deneyleri sayesinde yumuşak dokunun zamana bağlı malzeme özelliklerinden gevşeme zaman sabitleri ve gevşeme büyüklükleri hakkında bilgi edinilir.



Şekil 5 Bir devirde enerji kaybını gösteren yumuşak doku ham tepki kuvveti-yol grafiği (üstteki eğri ileri alttaki eğri geri gidişteki tepki kuvveti)

Gevşeme deneylerinde ayarlanabilen deney parametreleri ilk deformasyon hızı, deney biriminin duracağı deformasyon miktarı veya tepki kuvveti ve gevşemenin gözleneceği zaman sürecinin uzunluğudur. Şekil 6'da viskoelastik bir malzeme üzerinde yapılmış gevşeme deneyinde tepki kuvvetinin zamana göre değişimi sunulmuştur.

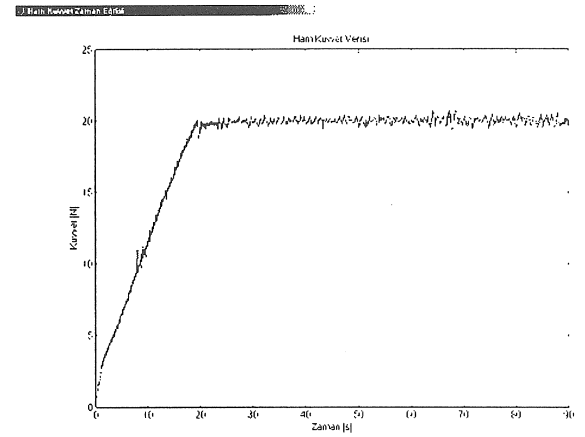


Şekil 6 Gevşeme deneyinde ham tepki kuvvetinin zamana göre değişimi

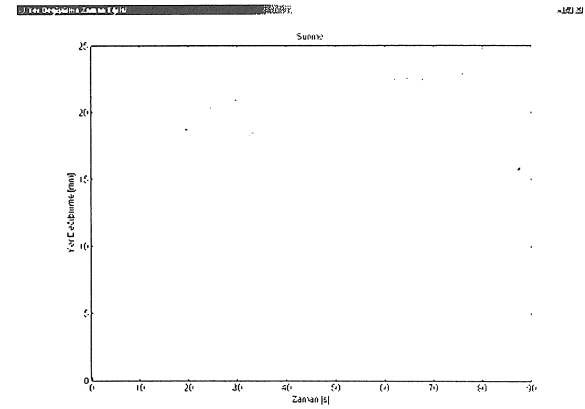
Sünme deneyleri: Sünme deneyleri yumuşak dokunun belirli bir hedef tepki kuvvetine kadar yüklenmesi, ardından tepki kuvvetin hedef kuvvet değerinde sabit tutulması ve yumuşak doku deformasyonunun zaman içinde gözlenmesidir. Sünme deneyleri gevşeme deneyleri gibi yumuşak dokunun zamana bağlı malzeme özelliklerinden sünme zaman sabitleri ve sünme büyüklükleri hakkında bilgi verir. Doğrusal viskoelastik malzemeler için sünme zaman sabitleri ve sünme büyüklükleri gevşeme zaman sabitleri ve gevşeme büyüklüklerinden kestirilebileceği halde yumuşak

dokular gibi doğrusal olmayan viskoelastik malzemeler için her iki deneyin de yapılması gereklidir [29-32].

Sünme deneylerinde ayarlanabilen deney parametreleri ilk deformasyon hızı, hedef kuvvet değeri ve hedef kuvvet değerinde bekleme süresidir. Şekil 7'de viskoelastik malzeme üzerinde sünme deneyi sırasında elde edilen ham tepki kuvveti verisi sunulmuştur. Adım motorlu deney sistemi yer değiştirme denetimli bir sistem olduğu için sünme deneyi gibi kuvvet denetimli deneylerin yapılabilmesi için devirli yükleme veya gevşeme deneylerinde kullanılmayan, gerçek zamanlı çalışan bir denetim sistemine gereksinim duyar. Anılan denetim sistemi tepki kuvveti hedef kuvvetten farklı ise adım motorunu kuvvet farkı ile orantılı bir hızda ileri veya geri hareket ettirmektedir. Kuvvet farkına göre adım motor hızının seçilmesi sırasında ayarlanabilir kazanç denetimi vardır. Şekil 8'de ise aynı deneye ait ham deney ucu yer değiştirme grafiği sunulmuştur.



Şekil 7 Sünme deneyinde ham tepki kuvvetinin zamana göre değişimi



Şekil 8 Sünme deneyinde yer değiştirmenin zamana göre değişimi

SONUÇ

Tasarım ve üretimi yapılan yumuşak doku deney sistemi canlı yumuşak dokuların mekanik özellikleri hakkında invazif olmayan yöntemlerle bilgi edinebilmek için ilgili bireyler üzerinde devirli yükleme, gevşeme ve sünme deneyleri yapılabilmektedir.

Üç ana parça ve iki iletişim kablosuyla bir elektrik beslemesinden oluşan tasarım klinik ortamda kullanım kolaylığı sağlayacaktır. Henüz dünyada kabul görmüş bir yumuşak doku deney sistemi veya yumuşak doku deney yöntemi yoktur. Tasarlanan sistemin denetimi genel amaçlı Matlab® 6.1 yazılımı ile taşınabilir bilgisayar aracılığıyla yapılmakta, bu sayede yumuşak doku deney yöntemleri üzerinde gereksinim duyulan değişiklikler kolayca yapılabilmektedir. Yumuşak doku deney sisteminde kullanılan mekanik parçaların önemli bir bölümü ODTÜ Makina Mühendisliği Bölümü Mekanik Atelyesinde üretilmiştir ve gereksinim duyulması halinde bu parçaların tasarımı kolaylıkla değiştirilebilmektedir.

Yumuşak doku deney sisteminin viskoelastik malzemeler üzerinde denenmesi tamamlanmış, dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş hastalarda deneylerin başlayabilmesi için etik kurul kararı alınabilmesi için gerekli başvuru yapılmıştır.

Geliştirilen yumuşak doku deney sistemi sayesinde başta dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş bireyler olmak üzere çeşitli protez veya ortez kullanan bireylerin yumuşak dokularının protez veya ortez yükleri altında davranışları konusunda daha ayrıntılı bilgi edinilebileceği gibi devamlı yatmak ya da oturmak zorunda olan bireylerin yumuşak dokularındaki yüklemeye ötürü oluşan yatak yaralarının mekanik oluşum süreci hakkında da daha ayrıntılı bilgi sahibi olunabilecektir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışma için beni yüreklendiren Prof. Dr. S. Turgut Tümer'e, geliştirilen yumuşak doku deney sisteminin dizaltı amputasyon cerrahisi geçirmiş bireyler üzerinde kullanılmasını sağlayacak olan Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalından Doç. Dr. Sabri Ateşalp, Y. Doç. Dr. Cemil Yıldız ve Protez-Ortez Uzmanı Necmettin Daştan'a, yumuşak doku deney cihazının mekanik parçalarını büyük bir titizlikle üreten ODTÜ Makina Mühendisliği Bölümü Mekanik Atelyesi personeline teşekkürlerimi sunarım. Bu çalışma MİSAG-183 projesi kapsamında TÜBİTAK tarafından desteklenmiş, ODTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından PRO/AD programı kapsamında bir araştırma görevlisi kadrosu sağlanmıştır.

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A TEST SYSTEM TO INVESTIGATE THE MECHANICAL PROPERTIES OF SOFT TISSUES

The individuals with trans tibial amputation are generally rehabilitated by prosthesis. Soft tissues of the residual limb act as interface to transfer the forces between the musculo-skeletal system and the prosthetic socket. Although finite element models have been utilized to investigate the high pressure points on soft tissue and to model the soft tissue prosthetic socket mechanical interaction, the results obtained are not within desired accuracy. It is believed that there are many unknown aspects regarding the mechanical response of soft tissues. There exist few soft tissue mechanical test systems which were designed and constructed by the research centers conducting research on soft tissue mechanical behavior. The design and construction of a soft tissue test system that will be used to investigate the mechanical behavior of trans tibial amputee soft tissues in conjunction with Gülhane Military Medical Academy is presented. The experimental setup is composed of a portable test unit (a step motor to load the soft tissue and a loadcell to measure the soft tissue reaction force), a control box interfacing the test unit and the computer, and a portable computer controlling the whole system and logging the data. The system can perform *in vivo* cyclic loading, force-relaxation and creep experiments.

Keywords: Soft Tissue Experiments, Cyclic Loading Experiments, Relaxation Experiments, Creep Experiments, Trans-tibial Amputation, Rehabilitation

KAYNAKÇA

1. Sanders, J. E. and Daly, C. H., Measurement of stresses in three orthogonal directions at the residual limb-prosthetic socket interface, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 1 (1993), 79-85.
2. Sanders, J. E., Lam, D. Dralle, A. J. ve Okumura, R., Interface pressures and shear stresses at thirteen socket sites on two persons with transtibial amputation, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 34 (1997) 19-43.
3. Sanders, J. E., Bell, D. M., Okumura, R. M. ve Dralle, A. J., Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: Measurements from 13 transducer sites, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 6 (1998), 21-31.
4. Zhang, M., Turner-Smith, A. R, Tanner, A. ve Roberts, V. C., Clinical investigation of pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis", *Med. Eng. Phys.* 20 (1998), 188-198.

5. Sanders, J. E. ve Daly, C. H., Interface pressures and shear stresses; sagittal plane angular alignment effects in three trans-tibial amputee case studies", *Prosthet. Orthotics Int.* 23 (1999), 21-29.
6. Seguchi, Y., Tanaka, M., Akazawa, Y., Nakagawa, A., ve Kitayama, I., Finite element analysis and load identification of above-knee prosthesis socket, *Proc. 4th Intl ANSYS Conf. Pt 2*, 12.31-12.44, 1989.
7. Brennan, J. M., ve Childress, D. S., Finite element and experimental investigation of above-knee amputee limb/prosthesis systems: A comparative study, *Proc. Bioeng. Conf. (ASME-BED)*, 20 (1991), 547-550.
8. Mak, A. F. T., Yu, Y. M., Hong, M. L., ve Chan, C., Finite element models for analyses of stresses within above-knee stumps, *Proc. 7th World Cong. ISPO*, 147-148, 1992.
9. Zhang, M., ve 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 Trans. Rehab. Eng.*, 4 (1996), 337-346.
10. Douglas, T. S., Solomonidis, S. E., Lee, V. S. P., ve Spence, W. D., Automatic boundary extraction from magnetic resonance images of the residual limb of a trans-femoral amputee, *Proc. 19th Ann. Conf. Eng. Med. Biol.*, 2, 577-579, 1997.
11. Tanaka, M., Akazawa, Y., Nakagawa, A. ve Kitayama, I., Identification of pressure distribution at the socket interface of an above-knee prosthesis, *Adv. Eng. Software*, 28 (1997), 379-384.
12. Zhang, M., Mak, A. F. T. ve Mak, J., Air cushion action at the distal end of above-knee stump with a prosthetic socket *Proc. 20th Ann. Conf. Eng. Med. Biol.*, 5, 2754-2756, 1998.
13. Torres-Moreno, R., Biomechanical analysis of the interaction between the above-knee residual limb an prosthetic socket, *Doktora Tezi*, Univ. Strathclyde, Glasgow, İngiltere, 1991.
14. Silver-Thorn, M. B., Steege, J. W., ve Childress, D. S. A review of prosthetic interface stress investigations, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 33 (1996), 253-266.
15. Zachariah, S. G. ve Sanders, J. E., Interface mechanics in lower-limb external prosthetics: A review of finite element methods, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 4 (1996), 288-302.
16. Zhang, M., Mak, A. F. T. ve Roberts, V. C., Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: A survey of development in the first decade, *Med. Eng. Phy.*, 20 (1998), 360-373.
17. Steege, J. W., Schnur, D. S. ve Childress, D. S., Estimation of pressure at the below-knee socket by finite element analysis, *Proc. Bioeng. Conf. (ASME-BED)*, 4, 39-43, 1987.
18. Steege, J. W., Schnur, D. S., Van Vorhis L. R. ve Rovick, J. S., Finite element analysis as a method of pressure estimation at the below-knee socket interface, *Proc. 10th Ann. RESNA Conf.*, 814-816, 1987.
19. Steege, J. W. ve Childress, D. S. Finite element estimation of pressure at the below-knee socket interface, *Report ISPO Workshop on CAD/CAM in Prosthetics and Orthotics*, 71-82, 1988.
20. Zhang, M., Lord, M., Turner-Smith A. R. ve Roberts, V. C., Development of a non-linear finite element modeling of the below-knee prosthetic socket interface, *Med. Eng. Phys.*, 17 (1995), 559-566.
21. Commean, P. K., Smith, K. E., Vannier, M. W., Szabo, B. A. ve Actis, R. L., Finite element modeling and experimental verification of lower extremity shape change under load, *J. Biomech.*, 30 (1997), 531-536.
22. Houston, V. L., Luo, G., Mason, C. P., Beattie, A. C., LaBlanc, K. P. ve Garbarini, M., Tissue biomechanical studies for prosthetic socket design, *Proc. Bioeng. Conf. (ASME-BED)*, 35, 245-246, 1997.
23. Fisher, C., Simpson, G. ve Reynolds, D., Development of a finite element model of a trans-tibial socket liner – an initial study, *Biomed. Sci. Instrum.*, 35 (1990), 39-44.
24. Zachariah S. G. ve Sanders, J. E., Pre-stresses due to trans-tibial socket donning: A nonlinear finite element analysis with contact, *Proc. 1st Joint BMES & EMBS Conf.*, 1, p. 648, 1999.
25. Vannah, W. M. ve Childress, D. S., Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 33 (1996), 239-252.
26. Silver-Thorn, M. B., In vivo indentation of lower extremity soft tissues, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 7 (1999), 268-277.
27. Zheng, Y. P. ve Mak, A. F. T., Development of an ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissue in vivo, *Proc. 17th Ann. Conf. Eng. Med. Biol.*, 1599-1600, 1995.
28. Tönük, E. Diz Altı Ampute Kalıntı Bacaklarında Yumuşak Doku Mekanik Malzeme Özelliklerinin Deneysel Olarak Belirlenmesine Yönelik Çalışmalar, *Mühendis ve Makina* 43 (2002), 511, 43-49.
29. Graf, B. K., Vanderby, R., Ulm, M. J., Rogalski, R. P. ve Thielke, R. J., Effect of preconditioning on the viscoelastic response of primate patellar tendon, *Arthroscopy*, 10 (1994), 90-96.
30. Thornton, G. M., Oliynyk, A., Frank, C. B. ve Shrive, N. G., Ligament creep cannot be predicted from stress relaxation at low stress: A

- biomechanical study of the rabbit medial collateral ligament, *JBJS*, 15 (1997), 652-656.
31. Lakes, R. S. ve Vanderby, R., Interrelation of creep and relaxation: A modeling approach for ligaments, *J. Biomech. Eng.*, 121 (1999), 612-615.
32. Provenzo, P., Lakes, R., Keenan, T. ve Vanderby, R., Nonlinear Ligament Viscoelasticity, *Annals of Biomed. Eng.*, 29 (2001), 908-914.