

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOKU SERTLİĞİ ÖLÇÜMÜNDE KLİNİK AYGIT  
MODELLEMELERİ**

**HAKAN OFLAZ**

**BİYOMEKANİK  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR – 2008**

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# **DOKU SERTLİĞİ ÖLÇÜMÜNDE KLİNİK AYGIT MODELLEMELERİ**

## **BIYOMEKANİK YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HAKAN OFLAZ**

Danışman Öğretim Üyesi: Doç.Dr.Önder BARAN

(Bu proje DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü tarafından 2007.KB.SAG.006  
sayı ile desteklenmiştir.)

## İÇİNDEKİLER

|  |    |
|--|----|
| <b>1. ÖZET</b>                                   | 1  |
| <b>2. SUMMARY</b>                                | 2  |
| <b>3. GİRİŞ ve AMAÇ</b>                          | 3  |
| <b>4. GENEL BİLGİLER</b>                         | 4  |
| 4.1 Yumuşak Doku Mekaniği                        | 4  |
| 4.2 Sertlik Kavramı                              | 5  |
| 4.2.1 Modern Sertlik Ölçümleri                   | 5  |
| 4.2.2 Sertlik Ölçülmesinin Nedenleri             | 6  |
| 4.2.3 Sertlik Ölçme Yöntemleri                   | 7  |
| 4.2.4 Shore Sertliği                             | 7  |
| 4.3 Durometre                                    | 7  |
| 4.3.1 Durometre ile Sertlik Ölçümünün Detayları  | 10 |
| 4.4 Literatür Özeti                              | 11 |
| <b>5. GEREÇ VE YÖNTEMLER</b>                     | 24 |
| 5.1 Tasarım                                      | 24 |
| 5.1.1 Aygıtı Oluşturan Parçaların Adlandırılması | 25 |
| 5.1.2 Aygıtın Çalışma Prensibi                   | 26 |
| 5.2 Deney Düzeneği                               | 27 |
| 5.2.1 Yük Hücresi                                | 27 |
| 5.2.2 Veri Toplama Ünitesi                       | 28 |
| 5.2.3 Kontrol Grubunda Kullanılan Durometre      | 28 |
| 5.2.4 Agaroz Jel Hazırlığı                       | 29 |
| 5.2.4.1 Agaroz Jel Protokolü                     | 29 |
| 5.2.5 Slikon Yapı Hazırlığı                      | 30 |
| 5.2.5.1 Slikon Yapının Protokolü                 | 30 |
| 5.2.6 Ölçüm Yöntemi                              | 31 |
| 5.2.7 Gruplar                                    | 33 |
| <b>6. BULGULAR</b>                               | 35 |
| 6.1 Agaroz Jel ile Yapılan Bulgular              | 35 |

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 6.2 | Slikon Yapı ile Yapılan Bulgular       | 38 |
| 6.3 | Kuvvet Sertlik İlişkisinin Çıkarılması | 40 |
| 7.  | <b>TARTIŞMA</b>                        | 42 |
| 8.  | <b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b>               | 48 |
| 9.  | <b>KAYNAKLAR</b>                       | 49 |

## **TABLO LİSTESİ**

**Tablo 1:** Durometre türleri

**Tablo 2:** Durometre türlerinin skalaları arasındaki karşılaştırma çizelgesi

**Tablo 3:** Çalışmadaki ana gruplar ve alt gruplarda yapılan ölçüm sayısı

**Tablo 4:** %2 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

**Tablo 5:** %1,5 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

**Tablo 6:** %1 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

**Tablo 7:** 1/10 karışım oranında hazırlanmış sikon yapıda yapılmış ölçüm sonuçları

**Tablo 8:** 1/8 karışım oranında hazırlanmış sikon yapıda yapılmış ölçüm sonuçları

## SEKİL LİSTESİ

- Şekil 1:** Mohs ölçeğine göre malzemelerin sertlik sıralaması
- Şekil 2:** Durometrenin genel görüntüsü
- Şekil 3:** Durometrenin ölçüm prensibi
- Şekil 4:** Uterus içi basınç kateterinin uterus içi in-vivo pozisyonu
- Şekil 5:** (a) Probun üstten görünüşü. (b) Probun kesitsel görüntüsü
- Şekil 6:** Minyatür Kuvvet Sensörünün teknik yapısı
- Şekil 7:** Dijital Palpasyon Cihazının şekli. A) Genel görüntüsü ve çalışma mekanizması, B) Sertlikleri farklı objelerdeki ölçüm farklılıkları
- Şekil 8:** Slindirik prob şeklinde tasarlanmış sertlik ölçer aygıtı
- Şekil 9:** Slindirik prob şeklinde tasarlanmış sertlik ölçer aygıtının yapısı. A) Ölçüm aygıtının tüm parçaları ile görüntüsü, B) Ölçüm aygıtının montajlı görüntüsü, C) Ölçüm aygıtının çalışma prensibini gösteren görüntü
- Şekil 10:** Zheng'in geliştirdiği ultrasonik prob
- Şekil 11:** Zheng'in geliştirdiği ultrasonik probun şematik diyagramı
- Şekil 12:** TeMPeST 1-D aygıtının görüntüsü
- Şekil 13:** Sabit kontak derinliğinin şematize hali
- Şekil 14:** Pozisyon Kontrolü altında blok diyagramı
- Şekil 15:** Sabit kontak kuvvetinin şematize hali
- Şekil 16:** Kuvvet Kontrolü altında blok diyagramı
- Şekil 17:** Aktif Palpasyon Algılayıcının şematik görüntüsü
- Şekil 18:** Aktif Palpasyon Algılayıcının görüntüsü
- Şekil 19:** Pelvis Duvar Fonksiyonunu çıkaran prototip aygıt
- Şekil 20:** Durometre ile doku sertlik ölçümü
- Şekil 21:** Prototip tasarımın demonte görünümü
- Şekil 22:** Prototip tasarımın yandan monte görünümü
- Şekil 23:** Prototip tasarımın kesit görünümü
- Şekil 24:** Prototip aygıt içinde yer alan yük hücresinin görüntüsü
- Şekil 25:** TML SDA-830C Dinamik veri toplama ünitesi
- Şekil 26:** REX Tip 00 Durometre
- Şekil 27:** Hazırlanan Agaroz jellerden bir tanesinin üstten ve yandan görüntüsü

- Şekil 28:** Hücre kaplarına dökülen sikonların görüntüsü
- Şekil 29:** Ölçüm sisteminin görüntüsü
- Şekil 30:** Durometre ile yapılan bir ölçümün görüntüsü
- Şekil 31:** Üretilen prototip ile yapılan bir ölçümün görüntüsü
- Şekil 32:** Kurulan sistemde yazılım aracılığıyla ölçülen kuvvet değerinin görüntüsü
- Şekil 33:** Sikon yapı ölçümü için kurulan deney düzeneği
- Şekil 34:** Agaroz jel ile yapılan ölçümlerden elde edilen kuvvet – sertlik ilişkisi
- Şekil 35:** Sikon yapı ile yapılan ölçümlerden elde edilen kuvvet – sertlik ilişkisi

## ÖNSÖZ

Eğitimime katkısı olan ve yüksek lisans eğitimim boyunca deneyimlerimden ve bilgilerimden büyük fayda gördüğüm başta bölüm başkanım Prof. Dr. Hasan HAVİTÇIOĞLU ve tez danışmanım Doç. Dr. Önder BARAN olmak üzere sayın hocalarıma teşekkür ederim.

Biyomekanik Anabilim Dalı çalışanları Araş. Gör. Bora UZUN, Araş. Gör. Berivan ERİK ÇEÇEN ve bölümde diğer arkadaşlarıma arkadaşlıklarından dolayı teşekkür ederim.

Tezimde ölçüm yapacağım materyallerin hazırlanmasında emeği geçen Araş. Gör. Taylan DEMİRCİ'ye ve Tez yazımında gerekli kontrolleri yapan Dr. Mehmet SARIKANAT'a teşekkür ederim.

Ayrıca beni yetiştirip bu günlere kadar gelmemde sonsuz katkıları bulunan babam Alim OFLAZ, annem Nejla OFLAZ ve desteğini hiç eksik etmeyen kardeşim Dr. Deniz OFLAZ'a teşekkür ederim.



## **1. ÖZET:**

### **DOKU SERTLİĞİ ÖLÇÜMÜNDE KLİNİK AYGIT MODELLEMELERİ**

Hakan OFLAZ

Dokuz Eylül Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Biyomekanik Anabilim Dalı

35340 Inciraltı/İZMİR

Bu çalışmada, doku sertliğini belirlemek için yeni bir sertlik ölçüm cihazının tasarlanması ve üretilmesi amaçlanmıştır.

Günümüzde sayısal biyomedikal ve biyomekanik aygıtların yeterince var olmaması nedeni ile sayısal doku sertlik değerlendirmeleri yapılamamaktadır. Serviks, prostat ve benzer yumuşak dokuların sertlik tayini palpasyon metodu ile yapılmaktadır. Palpasyon metodu, uygulayan kişilere göre farklı sonuçlar verdiği için daha özel ve kolay uygulanabilir klinik cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu ihtiyaç göz önünde bulundurularak doku sertliğini objektif ölçebilecek bir cihaz tasarlanmış ve üretilmiştir.

Deneyler dokuya benzer Agoroz jel ve Slikon zarlar üzerinde durometre ve üretilen prototip ile yapılmıştır. Bu ölçüm değerleri arasında karşılaştırma yapılarak kuvvet–sertlik grafiği oluşturulmuştur. Ölçüm sonuçlarından elde edilen kuvvet-sertlik grafiği lineer bulunmuştur. Ayrıca bu üretilen prototip ile yapılan ölçümler sonucu standart sapma değeri ile ortalama değeri arasındaki oran %2,66'dır. Bu oran durometre için %2,22'dir. Bu sonuçlar, prototipin durometre kadar hassas ölçümler alabildiğini göstermektedir, ve prototip gerekli modifikasyonlar ile çok daha hassas bir hale getirilebilir.

Sonuç olarak; etik kuruldan gerekli izinler alındıktan sonra hayvan ve insan deneyleri planlanıp yapılmalıdır. Elde edilecek olumlu sonuçlar doğrultusunda bu prototip, yumuşak doku sertlikleri ve rahatsızlıkları ile ilgili tanılarda ilgili kliniklerde kullanılmaya başlanabilir. Bu sayede subjektif uygulamalar aradan çıkarılarak yumuşak doku sertlik tanımlamalarında palpasyon yöntemi yerine nesnel değerlendirme yapılmış olacaktır.

**Anahtar Sözcükler:** *Sertlik, yumuşak doku, tasarım, biyomedikal, biyomekanik*

## **2. SUMMARY:**

### **CLINICAL DEVICE MODELLING IN THE MEASUREMENT OF A TISSUE HARDNESS**

Hakan OFLAZ

Dokuz Eylul University

Institute of Health Science

Department of Biomechanics

35340 Inciralti/IZMIR

The aim of this study is to design a new hardness measurement device for soft tissue hardness diagnosing.

Presently, quantitative measurement of tissue hardnesses can't be accomplished, because of the lack of biomedical and biomechanical devices. The hardness diagnosis of the servix, prostate or soft tissues is performed by palpation. This method gives results that differ from operator to operator, so special, easy applicable clinical devices need to be developed. At this study, a design of this necessary device was done.

Experiments were done on the Agorose gel and silicon membrane which were taken as soft tissues. The Force – Hardness relation graph, that was obtained after the results, was found to be linear. Furthermore, the range between the standart deviation and the avarage value, that were obtained from the results, was %2,66 for the prototype. This range was %2,22 for the durometer. These results show that the prototype is sensitive as the durometer, even the prototype can be more sensitive by modifications.

Consequently, after the ethic committee permissions, studies on animals and humans should be done. After the positive results, this prototype can be started to be used at the concerned clinics. By this way, the subjective factors can be removed in the diagnose of soft tissue hardnesses, so a quantitative evaluation can be done instead of the palpation method.

**Key Words:** *Hardness, soft tissue, design, biomedical, biomechanics*

### **3.GİRİŞ ve AMAC:**

Günümüzde, yumuşak doku sertlik ölçümlerinde sayısal biyomekanik aygıtların var olmaması nedeni ile sayısal ölçümler yapılamamaktadır. Klinik tanılarda, yumuşak doku sertlik ölçüm yönteminde kullanılan yöntem palpasyon ile tanı yöntemidir. Palpasyon metodu, uygulayan kişilere göre farklı sonuçlar verdiği için daha özel ve kolay uygulanabilir klinik aygıtlara ihtiyaç duyulmaktadır. Gerekli klinik aygıtların yetersizliği nedeni ile yumuşak doku sertlik ölçümlerinin tam yapılamaması nedeniyle bazı rahatsızlıkların tanımlanabilmesi ya da iyileşme sürecinin takibi yapılamamaktadır.

Örneğin uterusda servikal yetmezlik gibi bir rahatsızlığın tanımlanamaması nedeni ile erken doğumlar ve bebek düşüğüne kadar giden ciddi sonuçlarla karşılaşmaktadır. Bu konu üzerinde çalışılarak yeni aygıtlar geliştirilmelidir. Literatür taramasını takiben değişik yumuşak doku sertlik tayin aygıtlarının mevcut olduğu görülmüş olmasına rağmen, bunlar deneysel çalışmalar olup in vitro uygulamalar için tasarlanmıştır. Bu aygıtlar ile ulaşılması güç yerlerdeki dokuların sertliklerinin ölçülebilmesi için dokunun alınıp dışarıya çıkarılması gerekmektedir. Bu şekilde doku canlılığı ortadan kalkacağından ölçülen sertlik değerinin doğru olmayacağı ileri sürülmektedir, ayrıca bu şekilde invaziv girişimlerin yaygın uygulama olanağı yoktur.

Bu çalışmanın amacı, yumuşak doku sertliğini tayin edebileceğimiz klinik aygıt tasarımını yapmak, çeşitli ölçümler alabilecek ve zor koşullarda, dar alanda çalışabilecek tasarlanmış aygıtın prototipinin üretilip kontrol testlerinin yapılmasıdır.

#### **4.GENEL BİLGİLER:**

Bu çalışmada, insan vücudundaki yumuşak dokuların sertlik değerlerinin ölçülebileceği klinik aygıt tasarımı ve bu tasarımın prototip şeklinde üretilip durometre ile karşılaştırma testlerinin yapılması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda öncelikli olarak bilinmesi gerekli bazı temel kavramlar mevcuttur. Bu temel kavramların başında yumuşak doku mekaniği ve sertlik kavramları gelmektedir. Ayrıca bu bölümde çalışmanın kontrol grubunda yer alan durometrenin ölçüm prensibi anlatılacaktır.

#### **4.1 Yumuşak Doku Mekaniği**

Yumuşak dokuların karakteristik özelliklerinden biriside gösterdiği mekanik özelliktir. Her dokunun kendine özgü kollojen yapısı ve hücresel organel çeşitliliği dokuyu bir diğer dokudan ayıran özelliklerin başında gelir. Dokuları oluşturan hücrelerdeki genetik veya fiziksel kaynaklı nedenlerden dolayı oluşan değişiklikler, hücrelerin etrafını saran hücreler arası matriksde yeniden bir düzenlemeye neden olur. Hücreler arası matriksteki her düzenleme dokunun sertliğinde palpasyon yöntemi ile ölçülemeyecek değişiklikler yaratmaktadır (1). Örneğin kanser sürecinde öncelikle dokuyu oluşturan hücrelerde genetik düzeyde bir takım değişiklikler olmakta ve hücreler yeni bir karakter kazanarak hücreler arası matriks yeniden bir düzenleme sürecine girmektedir. Bu düzenleme, enzimlerin ve hücreler arası matriksi oluşturan proteinlerin üretimi artırılarak veya azaltılarak oluşmaktadır. Kanserli hücrelerin etrafındaki bu değişiklik, dokunun sertliğinde de bir farklılık yaratacaktır (2). Belli başlı tümörlerin sertlik düzeylerindeki farktan faydalanarak tümörlerin sınıflandırılmasına bile gidilebilir. Kanser dışında dermatoloji alanında çeşitli yara veya bezelerin sertlik tayini yapılarak dermatolojik yeni yaklaşımlar ortaya konabilir.

## 4.2 Sertlik Kavramı

Yumuşak dokuların karakteristik özelliği olduğu gibi sertlik derecesi mekanikte de çok önemlidir. Bir malzeme elastisite modülünden ayırt edebileceği gibi aynı ölçüğe sahip sertlik derecesinden de ayırt edilebilir. Bu anlamda mekanikte de sertlik önemli bir kavramdır.

Şekil 1’de gösterilen MOHS sertlik ölçeğinde her bir sertlik derecesi arasındaki oranların eşit olmadığı bilinmektedir (3). Örneğin, elmas ile korundum (Alüminyum oksit) arasındaki sertlik farkı, topaz (sarı yakut) ile korundum arasındakiin birkaç katı mertebesindedir. Elmas Talk (Magnezyum silikat)’tan 40 misli serttir.



**Şekil 1:** Mohs ölçeğine göre malzemelerin sertlik sıralaması (Yrd. Doç. Dr. Metin ÖZGÜL, AKÜ Seramik Mühendisliği 2007 ders notları)

### 4.2.1 Modern Sertlik Ölçümleri

Mühendislik malzemelerinin sertlik ölçümleri yaygın olarak Rockwell, Vickers, ve Brinell gibi yine seçilen bir referans malzemenin sertliği esas alınarak ölçülür. Elmas bütün ölçeklere göre bilinen en sert malzeme olup diğer malzemelerin kesilmesinde kullanılır. Günümüzde sertlik ölçümleri sertliği bilinen referans bir malzemenin (sertleştirilmiş çelik, tungsten karbür, elmas) sertliği ölçülecek olan malzemenin yüzeyine belirli bir yük ve hızda batırılması ile yapılır. Yüzeye batan referans malzeme kaldırıldıktan sonra yüzeyde

oluşturduğu izin derinliği ve kesit alanı ölçülür. Bu değerlere bağlı olarak bazı bağıntılarla sertlik değerleri hesaplanır (3).

#### 4.2.2 Sertlik Ölçülmesinin Nedenleri

Malzemelerin kalite kontrol veya birbirlerinden ayırt edebilme ölçümleri çok basit olmayan ölçümleri gerektirmektedir. Sertlik ölçümü ile de bu işlemler yapılabildiğinden ve de daha hızlı ve ucuz bir yöntem olduğundan sertlik ölçümleri tercih edilmektedir. Aşağıda sertlik ölçümlerinin nedenleri madde madde sıralanmıştır.

- Ölçümü oldukça kolay
- Hızlı (1 ile 30 saniyede ölçüm)
- Nispeten ucuz
- HASARSIZ ölçüm yöntemi
- Son şekli verilmiş ürünler kırılmadan test edilebilir (Tahribatsız muayene)
- Hemen hemen her boyut ve şekildeki malzemeler test edilebilir
- Pratik ve taşınabilir bir kalite kontrol yöntemidir.

Cisimlerin en önemli mekanik özellikleri basınç, çekme, kesme ve eğilme dayanımlarıdır. İkinci derecede önem taşıyabilen bazı özellikler, çoğunlukla birinci derecedeki önemli özelliklere bağlıdır. Örneğin, basınç dayanımı yüksek olan bir malzemenin çoğunlukla sertlik dercesi de fazladır. Sertlik malzeme yüzeyinin kalıcı şekil değiştirmeye gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Sert bir cisim, genellikle yumuşak olmayan ve başka bir cismin kuvvet altında o malzeme içine girmesine büyük direnç gösteren bir malzemedir.

Sertlik izafi bir ölçü olup sürtünmeye, çizmeye, kesmeğe ve plastik deformasyona karşı direnç olarak tarif edilir. Sertlik malzemelerin plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Sertlik ölçme genellikle, konik veya küresel standart bir ucun malzemeye bastırılmasına karşı malzemenin gösterdiği direnci ölçmekten ibarettir. Uygun olarak seçilen sert uç, uygulanan yük altında malzemeye batırıldığında malzeme üzerinde bir iz bırakacaktır. Malzemenin sertliği, bu izin büyüklüğüyle ters orantılıdır.

Bir cismin sertliğinin bilinmesinde şu yarar vardır;

- a) Malzemenin kökeni hakkında bilgi verir.
- b) Malzemenin diğer özellikleri hakkında fikir verir. Örneğin, sertlik malzemenin işlenebilme özelliğini gösterebilir. Genellikle sertlik ile işlenebilme özelliği arasında ters bağıntı vardır. Diğer bir deyişle, sert malzemeleri işlemek zordur.
- c) Sertlik deneyleri basit ve tahribatsız deneyler olduğundan, malzemenin diğer özellikleri hakkında, malzemeyi elden çıkarmadan bir fikir edinilebilir. Daha sonra örnek üzerinde diğer deneyler yapılabilir.

#### 4.2.3 Sertlik ölçme Yöntemleri:

1. Malzeme yüzeyini sert bir cisim ile çizerek yapılan sertlik deneyleri
2. Malzemeye sert bir cisim kuvvet altında batırmak suretiyle yapılan sertlik deneyleri
3. Sert bir bilyayı malzeme üzerine düşürmek ve sıçratmak suretiyle yapılan sertlik deneyleri.

#### 4.2.4 Shore Sertliği:

Viskoelastik malzemelerin sertlik ölçümlerinde yukarıda sayılan yöntemler uygulanamaz. Malzeme üzerinde oluşturulan deformasyon miktarı, etkiyen kuvvet kaldırıldıktan sonra değişeceğinden dolayı ölçülen sertlik değeri doğru değer olmayacaktır. Viskoelastik malzemelerde kullanılan yöntemde malzemenin içine batmaya çalışan bir uç kullanılır. Uçun gerisinde bulunan yay malzemenin sertliğine göre gerilir ve yayın gerilmesine bağlı olarak malzemenin sertliği belirlenir. Ancak burada elde edilen sonuçlar yalnız sertliğe değil malzemenin elastisite modülüne ve plastik şekil değişim yapabilmesine de bağlı olduğundan diğer deneylerden farklı sonuçlar verebilir.

#### 4.3 Durometre:

Durometre (Şekil 2), kauçuk, plastik ve diğer metal olmayan malzemelerin sertlik ölçümünde uluslararası bir standart olarak kullanılan ölçüm aytıdır(4). Durometre Amerikan standartlarında ASTM D-2240 aytı ve test prosedürü olarak tanımlıdır. Durometre ile sertlik ölçüm prosedürü basit bir yöntemdir. Sertliği ölçülecek malzemeyi önceden hazırlamaya ihtiyaç duyulmadan herhangi bir durumda anında yüzeyden sertlik ölçümü yapabilir. Tüm

durometre modellerinde yüklü bir yay bulunmakta ve bu yükü ince bir uç ile materyal yüzeyine uygulayarak çalışmaktadır.










**Şekil 2:** Durometrenin genel görüntüsü

Durometre sahip olduğu ince uç ile malzeme yüzeyine önceden tanımlı bir kuvveti uygulayarak bu ucun malzemenin yüzeyine girmesini sağlar. Malzemenin sertlik değerine göre bu ucun batma derinliği değişerek buna göre sertlik değeri ölçülmüş olur. Durometre ölçeği 100'e bölünmüştür. İnce ucun batma durumundan dolayı ölçülecek malzemenin kalınlığı 6mm den daha az olmamalıdır. Eğer daha ince bir malzeme ölçülmeye kalkılırsa, malzeme altındaki dayanağın sertliğinin farkında olmadan ölçmüş olabiliriz. Buda ölçüm değerini etkileyeceğinden dolayı çok ince malzemelerde sertlik ölçümünden kaçınılmalıdır.

Durometre, ölçüm yapılacak malzemenin sertliğine göre çeşitlilik göstermektedir. Aşağıdaki tabloda durometre çeşitlerini ve bu çeşitlerin ne tür malzemelerde kullanıldığı görülmektedir (Tablo 1).



**Tablo 1:** Durometre türleri

| DUROMETRE TİPLERİ   | İNDENTOR ŞEKİLERİ   | YAY      |
|---|---|----------|
| <b>TİP A (ASTM D2240)</b><br>Yumuşak kauçuk, plastik ve elastomerler  |  Yassı Konik Uç<br>35° Derecelik Açı | 822 gr.  |
| <b>TİP D (ASTM D2240)</b><br>Sert kauçuk ve termo plastikler          |  Sivri Konik Uç<br>30° Derecelik Açı | 4536 gr. |
| <b>TİP B (ASTM D2240)</b><br>Daha sert elastomer ve plastikler        |  Sivri Konik Uç<br>30° Derecelik Açı | 822 gr.  |
| <b>TİP C (ASTM D2240)</b><br>Orta sertlikteki elastomer ve plastikler |  Yassı Konik Uç<br>35° Derecelik Açı | 4536 gr. |
| <b>TİP DO (ASTM D2240)</b><br>Yoğun granüler materyaller              |  3/32" Küresel                       | 4536 gr. |
| <b>TİP O (ASTM D2240)</b><br>Çok yumuşak elastomerler                 |  3/32" Küresel                     | 822 gr.  |
| <b>TİP OO (ASTM D2240)</b><br>Sünger, jel, insan dokusu               |  3/32" Küresel                     | 113 gr.  |

Shore sertlik sınıflandırması sertliği yüksek olandan az olana doğru Shore A, B, C, DO, O, OO şeklinde sıralanır(5). Bu sertlik türlerinin karşılaştırılması aşağıdaki tabloda görülmektedir (Tablo 2).

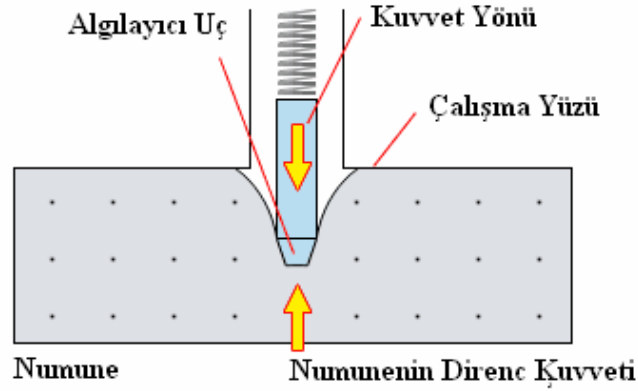
**Tablo 2:** Durometre türlerinin skalaları arasındaki karşılaştırma çizelgesi

| Karşılaştırma Tablosu |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |
|-----------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|
| A                     | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 |
| B                     |    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90  |
| C                     |    |    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80  |
| D                     |    |    |    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70  |
| DO                    |    |    |    |    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60  |
| O                     |    |    |    |    |    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50  |
| OO                    | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 |
| M                     |    |    |    |    |    |    | 30 | 40 | 50 | 60  |

Bu veriler sadece karşılaştırma amaçlıdır, durometre türleri arasında sertlik dönüşümü için uygun değildir.

### 4.3.1 Durometre ile Sertlik Ölçümünün Detayları:

Durometre ile sertlik ölçüm prensibi, daha önceden değeri bilinen yük altındaki bir yaya bağlı uç ile ölçüm yapılacak malzemenin batmaya karşı direnç ölçümü yapılarak gerçekleştirilir (Şekil 3). Buradaki en önemli detay maksimum batma derinliğini sağlayacak ölçüm ucunun uzunluğudur. Bu boy durometrelerde 2,5 mm'ye kalibre edilmiştir (6). Malzeme üzerinde en fazla 2,5 mm geçici deformasyon sağlanabilmesi için ölçülecek malzeme en az 6 mm kalınlığında olmalıdır (6). Ölçüm objenin kenarlarına en az 12 mm yakınından olmalıdır (6). Ayrıca malzeme üzerinden mümkünse ortalarına yakın yerlerden ölçüm alınmalıdır ki, malzeme kalınlığının etkisi kenarlarda ölçümü etkileme etkisi ortadan kalksın (6).



Şekil 3: Durometrenin ölçüm prensibi

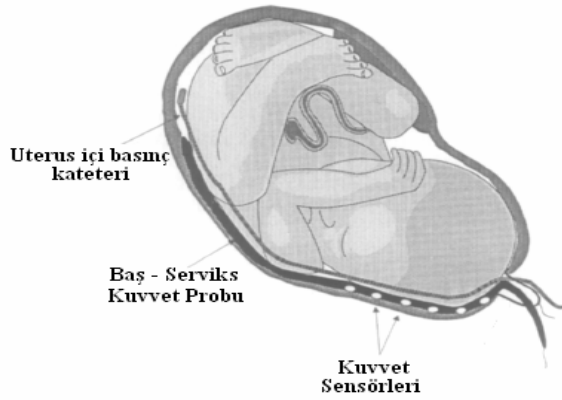
Hayvan veya insan dokularında sertlik ölçümü yapabilmek için Tip 00 durometre kullanılmalıdır. Tip 00 durometrelerde bulunan yay kuvveti 113 gr ve algılayıcı ucun başı küresel olup çapı 2,4 mm dir (6).

#### 4.4. Literatür Özeti:

Bu bölümde günümüze kadar yapılmış doku sertlikleri üzerine yazılmış çeşitli makalelerden örnekler verilerek literatür özeti sunulmaya çalışılacaktır. Bugüne kadar olan çalışmalarda bu konu üzerine ne tür aygıtlar geliştirilmiş, bilimsel yaklaşımlar neler olmuş gözden geçirilecektir. Aynı çalışmalardaki avantaj ve dezavantajlar tartışma bölümünde tartışılarak bu çalışmada geliştirilen prototip aygıt ile karşılaştırılmıştır. Yumuşak doku sertlik ölçümü, insan vücudunda yer alan her türlü yumuşak dokunun sertlik ölçümü üzerine yapılmış çalışmaları kapsar. Herhangi bir yara iyileşim sürecinin sertlik açısından incelenmesinden, vajinal tanılara kadar uzanan bir alandır. Aşağıda çeşitli alanlarda yapılmış çalışmaların özetlerini göreceksiniz.

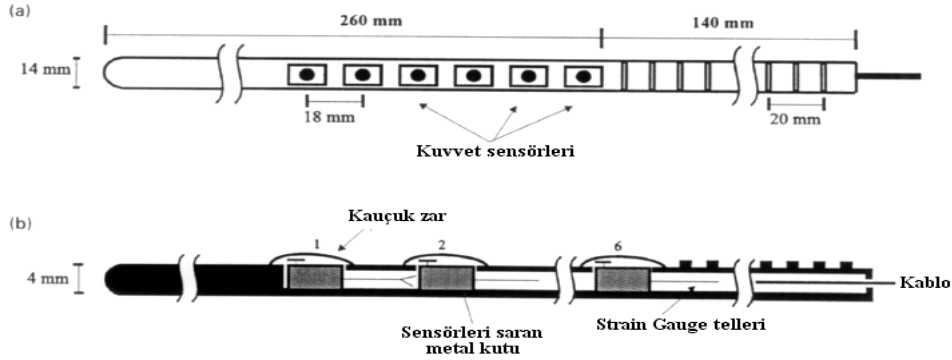
##### *Literatürde İncelenen Çalışma - 1*

Kadın doğum bilimcilerinin üzerinde çalıştığı çalışma konularından biri de doğum esnasında serviksin oynadığı roldür. Vajinal genişleme esnasında serviks, fetusun doğum kanalından geçmesine izin vermesi gerekiyor (7). Bu işlem rahmin kasılması ile gerçekleşiyor olmasına rağmen serviks genişlemesi hala çok iyi bilinmemektedir (7). Antonucci ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada servikal genişleme ve fetus ile serviks arasındaki kuvvet ilişkisi incelenmiştir (7). Bu çalışmada fetus başı ile serviks arasındaki kuvvet ilişkisini, uterus içi basıncı ve servikal genişlemeyi inceleyebilmek için bir aygıt geliştirmiş (Şekil 4) ve bu aygıt sayesinde, anında ölçüm alabilmişlerdir. Kendi tasarladıkları bir prob sayesinde serviks-baş arasındaki kuvveti incelemişlerdir. Prob üzerindeki 6 adet özel minyatür kuvvet algılayıcısı sayesinde plasenta ve çocuk arasındaki kuvvet ilişkisi çıkarmışlardır.



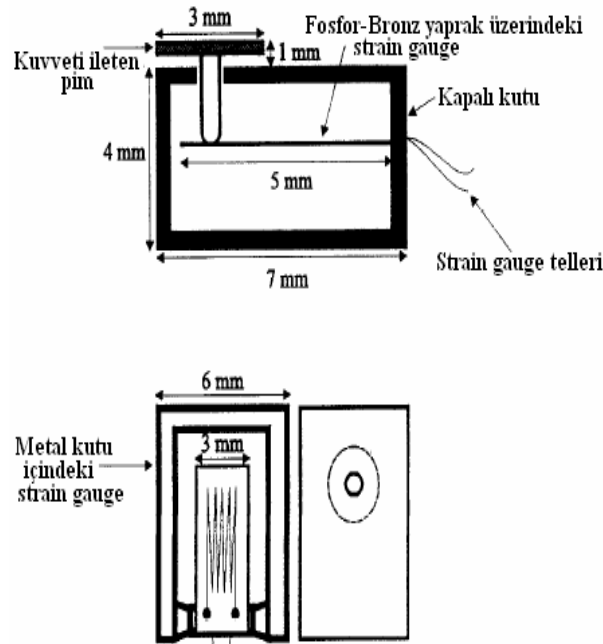
**Şekil 4:** Uterus içi basınç kateterinin uterus içi in-vivo pozisyonu. (Antonucci ve arkadaşları,1997 P.317)

40 cm uzunluğundaki prob poliüretan elastomerden yapılmış yassı bir yapıya sahiptir (Şekil 5). In-vivo olarak prob serviks ile fetus başı arasında strain-gauge teknolojisine sahip algılayıcıların yüzü servikal duvara bakacak şekilde konumlandırılmıştır. Dolayısıyla prob yüzeyine etkiyen kuvvetleri ölçülebilmişlerdir. Herbir algılayıcı 2mm (120ohm) boyutunda ve elastisite modülü düşük olan fosfor-bronz yaprak üzerine montaj edilmiştir.



**Şekil 5:** (a) Probun üstten görünüşü. (b) Probun kesitsel görüntüsü (Antonucci ve arkadaşları,1997 P.317)

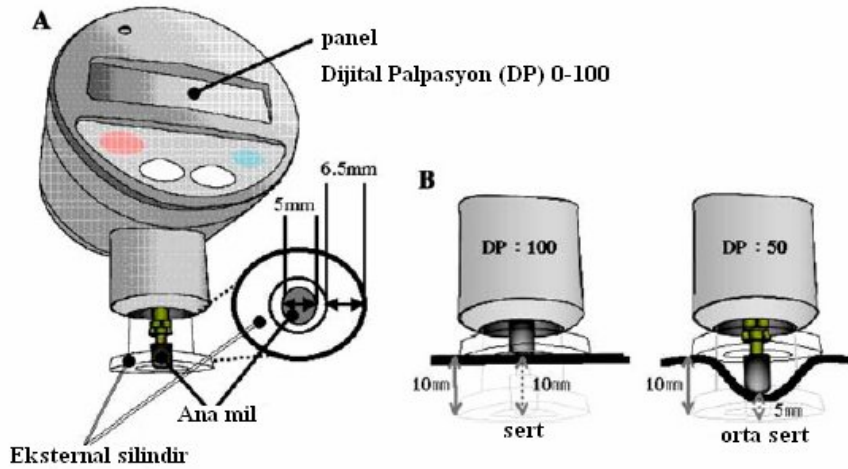
Kendi tasarladıkları bu prob üzerindeki kapalı metal kutular içerisinde strain gaugeler fosfor-bronz yapraklar üzerine yapıştırılmış ve metal kutu yüzeyinde sadece kuvvet ileten bir pimin girebileceği delik oluşturulmuşlardır. Bu delikten yüzeye dokudaki kuvvet dikey olarak direk strain gaugelere iletilip bir çeşit biyoalgılayıcı oluşturulmuşlardır(Şekil 6).



**Şekil 6:** Minyatür Kuvvet Sensörünün teknik yapısı (Antonucci ve arkadaşları,1997 P.317)

## Literatürde İncelenen Çalışma – 2

Farklı bir çalışmada, hastalardaki ağrı sebeplerinin kas odaklı olduğu ve klinik olarak iyileşme sağlanması için kas sertliğinin düşürülmesi gerektiğinden bahsedilmiştir (9). Fizyoterapistlerin bu değişikliği tanımlayabilmek için palpasyon yöntemi ile tespit ettikleri ve bununla sadece klinik tanı koyabildikleri vurgulanmıştır (8). Bunun üzerine, Morisada ve arkadaşları tetenoz kasılması esnasında kasılan kas üzerinde sayısal olarak kas sertlik ölçümü üzerine çalışmışlardır(9). Kas sertliklerini ölçebilmek için geliştirdikleri bir aygıt kullanmışlardır (Şekil 7). Bu aygıt, durometrenin ölçüm prensibiyle aynı şekilde çalışmaktadır. Durometreden tek farkı ana mil üzerine yerleştirilmiş olan eksternal bir silindire sahip olmasıdır. Bu silindir sayesinde ana milin dokuya penetre derinliğini kontrol edip daha önceden 0-100 arasında derecelendirdikleri sertlik ölçeğine ulaşmışlardır. Çalışma prensibi olarak da sert bir yüzey ile temas eden ana mil penetre olamayacağından dolayı dış silindir ile aynı seviyede olup sertik değerinin o noktada 100 olarak kabul edildiğini ve orta sertlikteki bir yüzeyde de sertlik değeri 50 olarak gösterileceğinden bahsedilmiş.



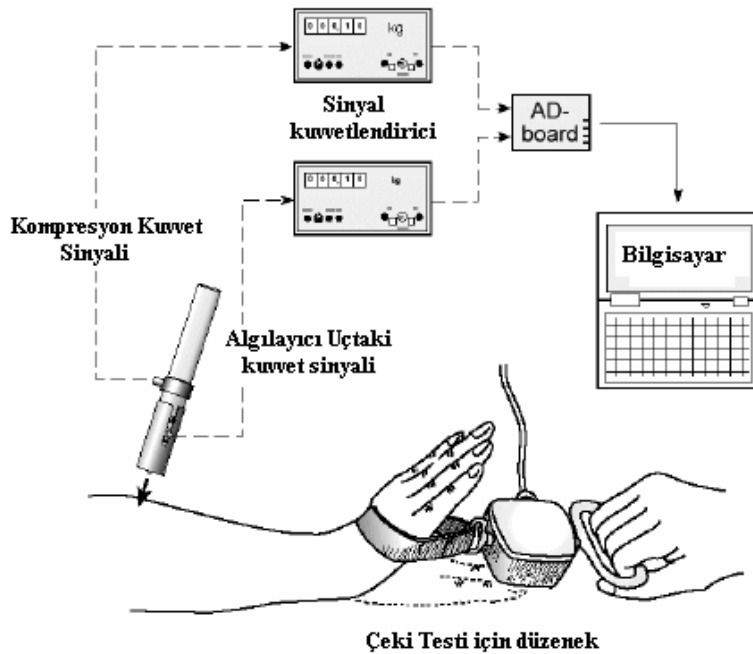
**Şekil 7:** Dijital Palpasyon Cihazının şekli. A) Genel görüntüsü ve çalışma mekanizması, B) Sertlikleri farklı objelerdeki ölçüm farklılıkları. (Morisada ve arkadaşları,2006 P.681)

Morisada ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışma sıçanlar üzerinde yapılmıştır (9). Doku, kas sertlikleri için geliştirdikleri aygıt ile ölçüm yaparken kas gerginlikleri bir çeşit kuvvet sensörü olarak davranmışlardır. Sonuç olarak, kas sertliği ile kas gerginliğinin doğru orantılı

olduğu saptanmıştır. Kas sertliklerinin her zaman ölçülebilmesinin zor olduğu fakat buna paralel olarak kas gerginliklerinin ölçülüp ona göre tanı konabileceği savunulmuştur.

### Literatürde İncelenen Çalışma – 3

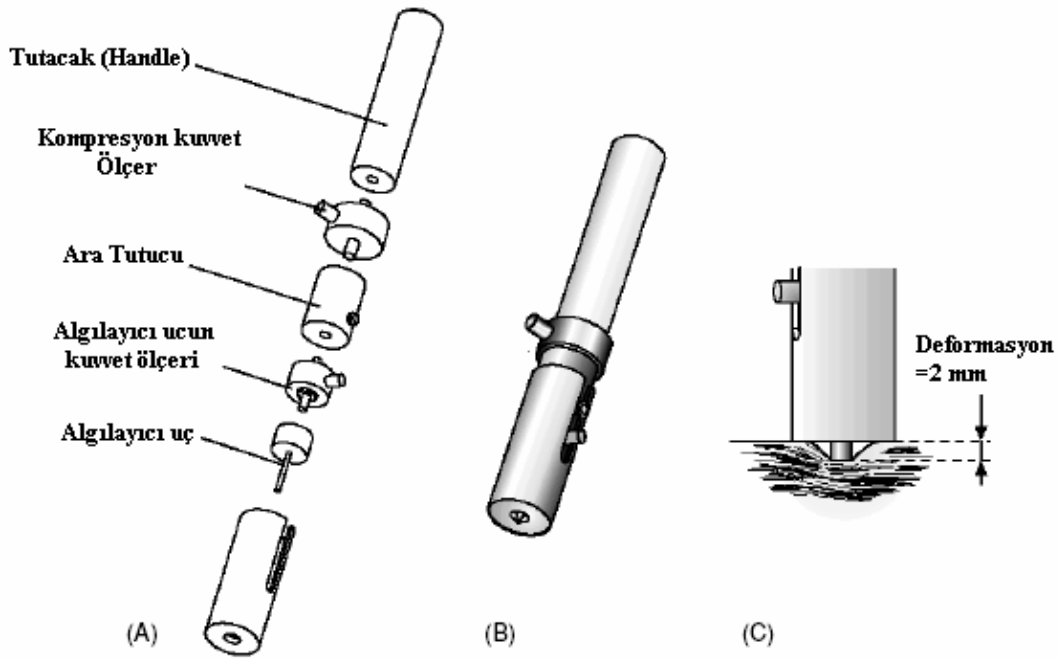
Yapılan başka bir çalışmada da yumuşak doku ölçümlerinde kararlılık nerolojik, lemfostatik ve venöz rahatsızlıklarında birçok avantaj sağlayacağından bahsedilmiştir (10). Bu alanda yapılmış çalışmalardan birinde, bilgisayar destekli el ile tutulabilen yeni bir yumuşak doku sertlik ölçüm aygıtı tanıtılmıştır (10). Tanıtılan bu aygıt bir silindirik prob'a sahiptir. (Şekil 8) Bu prob ile anlık yük yumuşak dokuya aktarılarak prob ve probu saran kılıf ucundaki kuvvetler 2 ayrı kuvvetölçer ile ölçülerek derideki deformasyon miktarı ile yumuşak doku sertliği değerlendirilmiştir. Yapılan ön çalışmalarda tasarlanan aygıt daha önceden sertliği bilinen elastomer materyali üzerinde test edilip kalibre edilmiştir.



**Şekil 8:** Silindirik prob şeklinde tasarlanmış sertlik ölçer aygıtı(Arokoski ve arkadaşları,2005 P.215)

Çalışmada anlatılan aygıt, ölçüm milinin el ile birleştirilmesinden oluşmaktadır (şekil 9) (10). 100 mm boy ve 20 mm çapında bir aygıttır. Mil içinde 100 N maksimum kapasiteli bir kuvvetölçer (Sensotec 31/1430-04, Sensotec, USA) ve mil kılıfı içerisinde ölçüm probunun (inderntor) bağlı olduğu maksimum 10 N kapasiteli kuvvetölçer (Sensotec 31/1426-02,

Sensotec, USA) yer almaktadır. Her iki kuvvetölçer önceden belirlenmiş olan bir yüke (10N) kalibre edilmiştir. Ölçüm probunun boyu 0 ile 20 mm arasında ayarlanabilmektedir. Bu şekilde önceden ayarlanan yüke ve boya deforme edilen deri, ölçüm sonrasında ölçüm probu ucunda ve kılıf ucunda direnç kuvvetleri üretilmiştir. Bu veriler bilgisayara taşınarak labview programında işlenmiştir. Bu arada dijital dinometre kullanılarak, hastadan ölçüm esnasında kasını kasarken ki uyguladığı kuvveti bu yolla bilgisayara aktarmışlardır (Şekil 8).



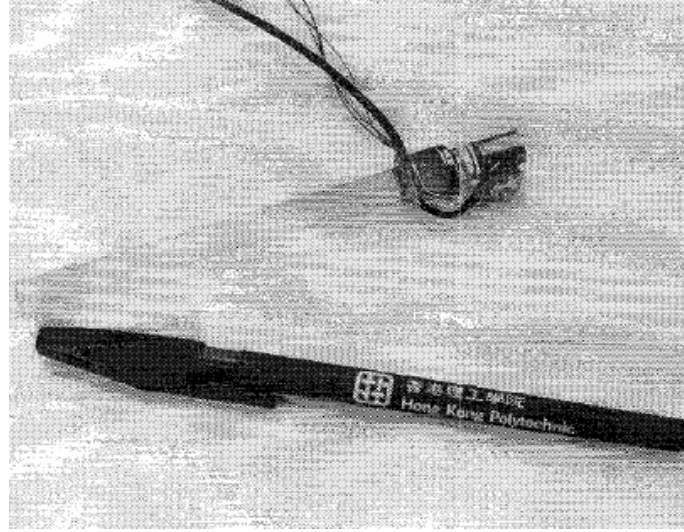
**Şekil 9:** Slindirik prob şeklinde tasarlanmış sertlik ölçer aygıtının yapısı. A) Ölçüm aygıtının tüm parçaları ile görüntüsü, B) Ölçüm aygıtının montajlı görüntüsü, C) Ölçüm aygıtının çalışma prensibini gösteren görüntü (Arokoski ve arkadaşları,2005 P.215)

#### *Literatürde İncelenen Çalışma – 4*

Zheng'in yapmış olduğu bir çalışmada yumuşak dokuların tanımlamaları için ultrasonik prob sistemi geliştirilmiştir(11). Kalem büyüklüğündeki el ile kullanılan bu aygıt bir adet ultrasonik algılayıcı ve bir adet kuvvetölçerden oluşmaktadır(Şekil 10). Yumuşak dokunun kalınlığı ve deformasyon miktarı ultrasonik eko olarak belirlenmiştir. Kompozit kuvvetölçer ultrasonik algılayıcıya seri olarak bağlanmış ve bu sayede kuvvet cevapları

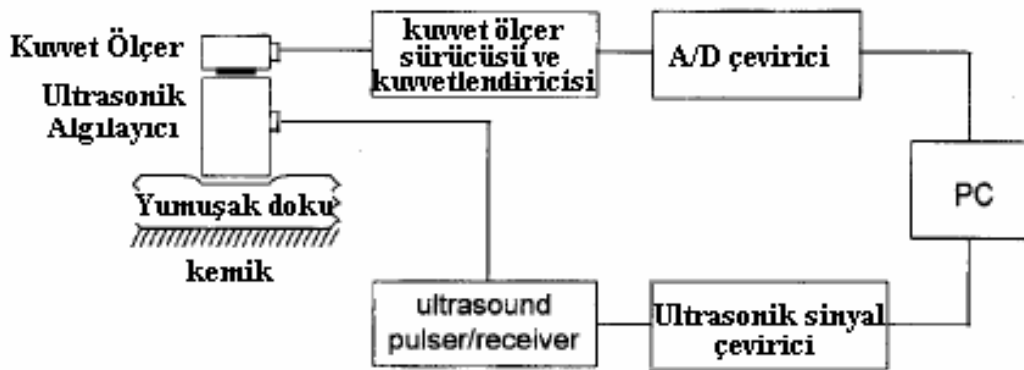


gözenmiştir. Zheng, geliştirdiği probu önce sertlikleri bilinen ev eşyalarında kullanarak kalibre etmiş daha sonra domuz dokusu üzerinde uygulamalar gerçekleştirmiştir.



**Şekil 10:** Zheng'in geliştirdiği ultrasonik prob (Yong-

Zheng'in geliştirdiği sistemin şematik diyagramı şekil 11'de görülmektedir. Ultrasonik algılayıcı bu tasarımda sadece ultrasonik dalgaları iletip alması için değil, bir prob olarak kullanılması için montaj edilmiştir. 0,25 inch (6,35mm) çapında, 5MHz frekansında bir çevirici algılayıcı kullanılmıştır. Ultrasonik algılayıcıya 100N maksimum kapasiteli kuvvetölçer seri olarak bağlanmıştır.



**Şekil 11:** Zheng'in geliştirdiği ultrasonik probun şematik diyagramı (Yong-Ping Zheng, 1996)



### *Literatürde İncelenen Çalışma – 5*

Ottensmeyer'in yapmış olduğu bir çalışmada cerrahi simülasyonun, cerrahların yeni becerileri öğrenmelerinde umut verici bir yöntem olduğundan bahsedilmiştir(12). Aynı zamanda yeni prosedür ve implantların geliştirilmesinde deney hayvanlarına duyulan ilgiyi azaltmasından bahsetmektedir. Ölümden sonra özelliklerin değişmesi nedeni ile ölçümlerin canlı iken in-vivo yapılması gerektiği vurgulanmaktadır. Bu çalışma yapılan in-vivo yöntemlerin incelenmesini içermektedir. In-vivo ölçümler 2 kategoride toplanabilir. Non-invasif görüntüleme ki bu deriden gerilme farklılıklarının ölçülmesi ile yapılabilir. Diğer bir yöntemde invasif metod, ki bu lokal bölgeden kuvvet-deplasman verilerinin ölçülmesi ile yapılır. Bu çalışmada incelenen aygıtlardan biride TeMPeST 1-D adlı bir aygıttır (Şekil 12). Bu aygıt ile dokularda küçük deformasyonlardaki visko-elastik özellikler ölçülüyor. Portatif olması uygulanabilirlik açısından çok iyi. Dolayısıyla aygıtın kendisi, laptop ve veri toplama ünitesinin uygulama sahasına getirilmesi yeterli oluyormuş. Aygıt gövdesi içinde kuvvet ve pozisyon algılayıcılarını ve ses koil aktüatörünü bulmaktaymış.



**Şekil 12:** TeMPeST 1-D aygıtının görüntüsü

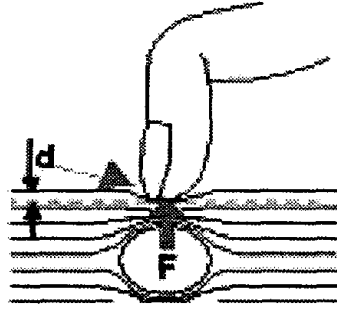
## *Literatürde İncelenen Çalışma – 6*

Ping-Lang Yen'in bir çalışmasında, yumuşak doku altında tümörlü damarların tanısı için iki tanı yöntemi karşılaştırılmıştır(13): Sabit Kontak Derinliği ve Sabit Kontak Kuvveti. Sonuç olarak, her iki prensipte de kurulan düzeneden elde edilen sonuçlar olumludur. Yumuşak köpük altında obje tayini yapılmıştır. Analitik açıklamayıda palpasyon hassasiyetine ve yumuşak doku biyomekaniğine dayandırmışlardır. Çalışmada bahsedilen kriterler geliştirilerek göğüs kanseri tanı metodu oluşturulabilir diye yorumlanmıştır.

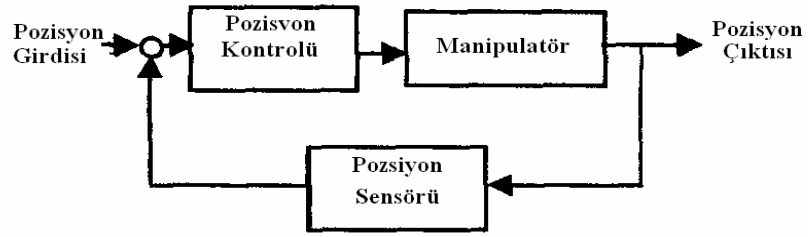
Dokunarak algılamanın medikal terapi ve tanı koymada çok önemli olduğu söylenmiştir. Cerrahın insizyondan önce kendi parmağını kullanarak dokuyu keşfetmesi gerektiğinden söz edilmiştir. Bu sayede var olan bir damarın kesilip gereksizce kan kaybının önlenebileceğinden ve minimal invaziv cerrahinin yararlarından (az ağrı, kısa yatış süresi gibi.) bahsetmiştir. Fakat normal açık cerrahiye göre minimal cerrahide dokusal tanının olmadığınıda dezavantaj olarak göstermiştir. Ayrıca görüntüleme tekniğinin cerraha fazla bir bilgi vermediğini eklemiştir, özellikle doku derinliği hakkında. Hatta doku altında damar olup olmadığını anlamak için kullanılan yardımcı aletlerin doğru bilgiler vermediğini söylemiştir. Dolayısıyla dokunma ile elde edilen verilerin özellikle erken tanıda çok önemli olduğunu vurgulanmıştır.

İnsanın dokunarak sertliği tanımlayabilmesinin zor olduğu, çünkü pozisyon verisinin kombinasyonunu gerektirdiğini söylenmiştir. Palpasyon tekniğinden bahsetmiştir; parmağın itilmesi ile belli bir kuvvetin uygulanıp dokuların sertlik açısından karşılaştırılması olduğu söylenmiştir. Parmak ucu karşılaştığı dirence göre tanı konuluyormuş, burada da en önemli şey doktorun tecrübesi olduğu belirtilmiştir. Hatta sert bir kitle ile karşılaşıldığında çevresinden de birkaç kere örnekleme yapıldığını ve sonuçta tecrübeye göre tanı konduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada palpasyon yöntemi simüle edilmeye çalışılmıştır. Öncelikle sistem basite indirgenmiş ve 2 kontrol mimarisi kurulmuştur.

*Sabit Kontak Derinliği:* Sabit bir derinliğe parmak basma ve etkiyen kuvveti ölçme prensibine dayanmaktadır (Şekil 13 ve Şekil 14).

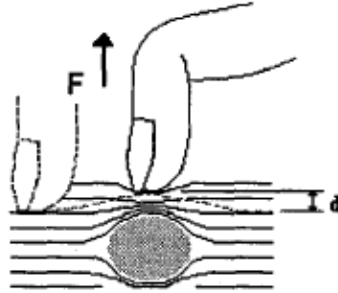


Şekil 13: Sabit kontak derinliğinin şematize hali

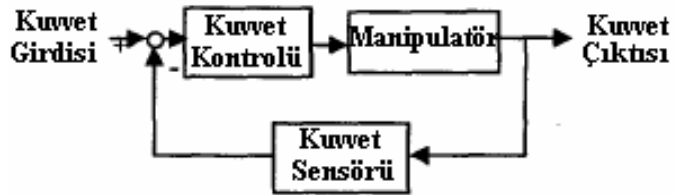


Şekil 14: Pozisyon Kontrolü altında blok diyagramı

Sabit Kontak Kuvveti: Sabit bir kuvvet altında manipulatorün penetre derinliğinin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (Şekil 15 ve Şekil 16).

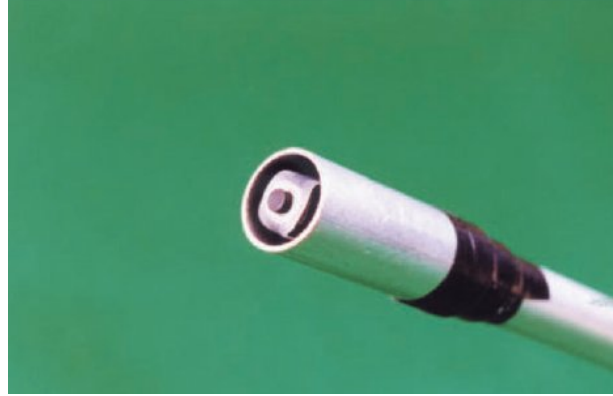
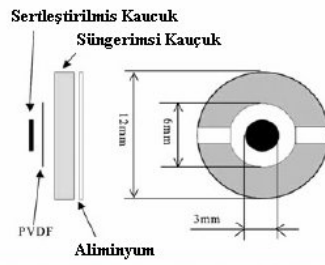


Şekil 15: Sabit kontak kuvvetinin şematize hali



Şekil 16: Kuvvet Kontrolü altında blok diyagramı

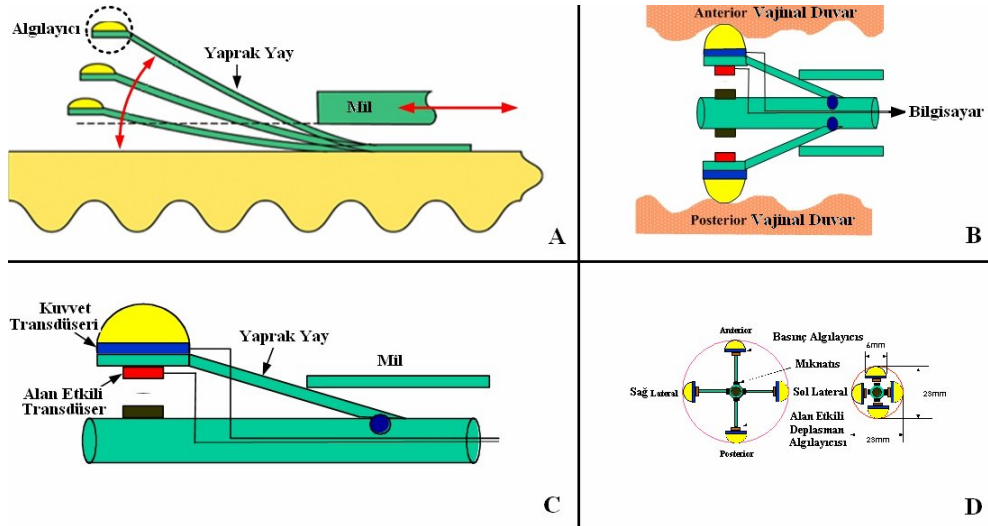




**Şekil 18:** Aktif Palpasyon Algılayıcının görüntüsü (Tanaka ve arkadaşları, 2000 P878)

*Literatürde İncelenen Çalışma – 8*

Constantinou'nun yapmış olduğu bir çalışmada, bayanların pelvis duvar fonksiyonları araştırılmıştır(15). Bu zamana kadar böyle bir çalışmanın yapılamamasını da palpasyonun yerini alabilecek bir klinik aygıtın bulunmamasına bağlamıştır. Her yönde hassas ölçüm yapabilen bir aygıt geliştirilmiştir (Şekil 19). Bu aygıt sayesinde pelvis duvarının dinamik değerlendirilmesi yapılmış, mekanik ve frekans cevapları incelenmiştir.



**Şekil 19:** Pelvis Duvar Fonksiyonunu çıkararak prototip aygıt (C.E.Constantinous, 2005)

Prototip aygıt, kuvvet transdüserleri ve deplasman transdüserlerinden oluşmaktadır. Aygıt hastaların sağlığı için kondom içinde hastaya uygulanmıştır. Aygıt kapalı bir haldeyken

vajina içine yerleştirildikten sonra, mil geriye çekilerek aygıtın açılması sağlanmıştır. Bu sayede kuvvet transdüserleri doku çeperi ile temasa geçmiştir. Daha sonra, hastadan kendisini kasmaı istenerek aygıt dışarı doğru çekilmiştir. Aygıt geriye çekilirken vajinal duvardaki çap değışiklikleri alan etkili transdüserler ile ölçülebilmektedir. Bu sayede vajina kanalının haritası çıkarılıp zamanda pelvis duvar fonksiyonu kuvvet cinsinden değerlendirilebilmektedir. Çalışmanın amacı, idrarını tutamayan bayan hastalardaki pelvis duvar fonksiyonlarının araştırılmasıdır.

#### *Literatürde İncelenen Çalışma – 19*

Kinoshita ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada doku sertlik çalışması yapılarak diz ekstansor mekanizmasının fleksibilitesi incelenmiştir (16). Bu çalışmada, literatürde mevcut olan ve aynı zamanda bizim çalışmamızda da kontrol grubu ölçümlerinde kullanılmış olan durometre kullanılmıştır (Şekil 20). Çalışma sonucunda diz ekstansor mekanizmasında doku sertliği ile uzunluğu arasında pozitif bir ilişki olduğu gözlenmiştir.



**Şekil 20:** Durometre ile doku sertlik ölçümü (Kinoshita ve arkadaşları, 2006)

### *Literatürde İncelenen Çalışma – 10*

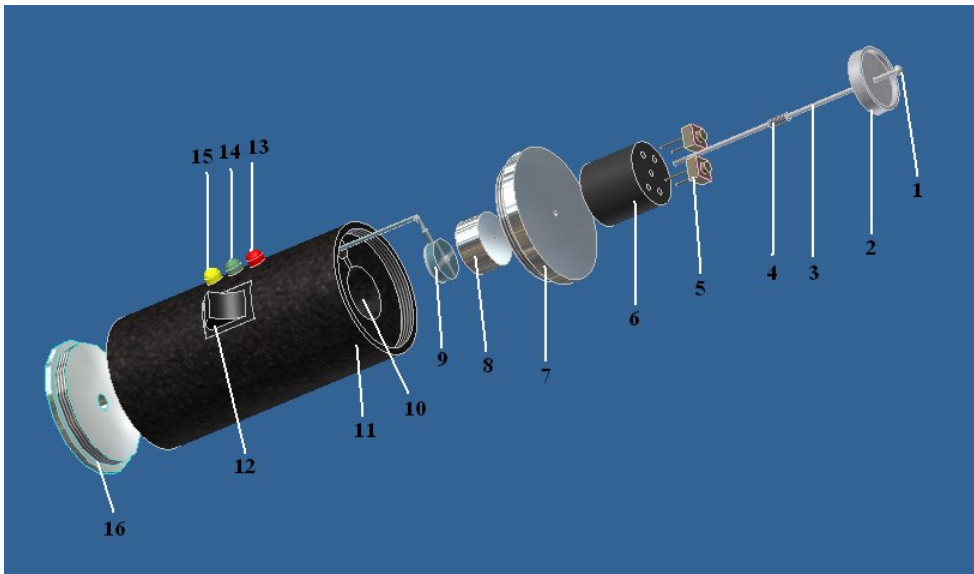
Enrico ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada insan trabeküler kemiğinin sertliği incelenmiştir (17). Bu çalışmada, insan trabeküler kemiği sertliği Vickers sertlik ölçüm prensibine göre yapılmıştır. Bu prensibe göre, kemikten çıkarılan numuneler üzerine belli bir kuvvet altında elmas uçlar batırılarak numune üzerinde kalıcı deformasyonlar oluşturulmuş ve bu kalıcı deformasyon miktarına göre sertlik değerlendirilmesine gidilmiştir. Bu çalışmada, trabeküler kemik üzerine 25 ve 50 gram kuvvetler uygulanmış ve 50 gram kuvvet altında trabeküler yapıda lokal çatlamalara yol açıldığı saptanmıştır. Dolayısıyla 25 gram kuvvet değeri trabeküler kemik sertlik ölçümünde uygun bir kuvvet olarak görülmüştür.

## **5. GEREÇ VE YÖNTEMLER:**

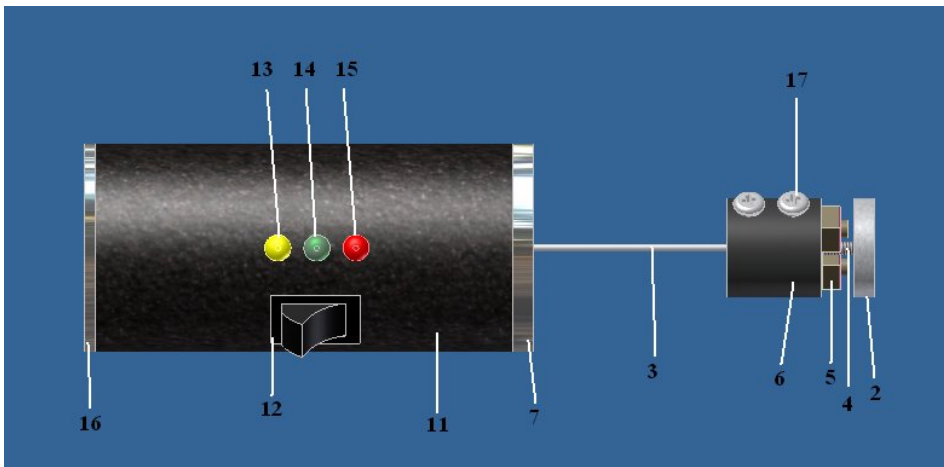
Bu bölümde aygıt tasarımı, aygıtın çalışma prensibi, deney düzeneği, ölçüm yöntemi ve gruplardan bahsedilecektir.

### **5.1 Tasarım**

Aygıt tasarımı AUTODESK INVENTOR PROFESSIONAL 11 adlı bir tasarım programı kullanılarak tasarlanmıştır. Aşağıdaki şekillerde prototip tasarımın demonte (Şekil 21), monte (Şekil 22), ve kesitsel görüntüleri (Şekil 23) görülmektedir.

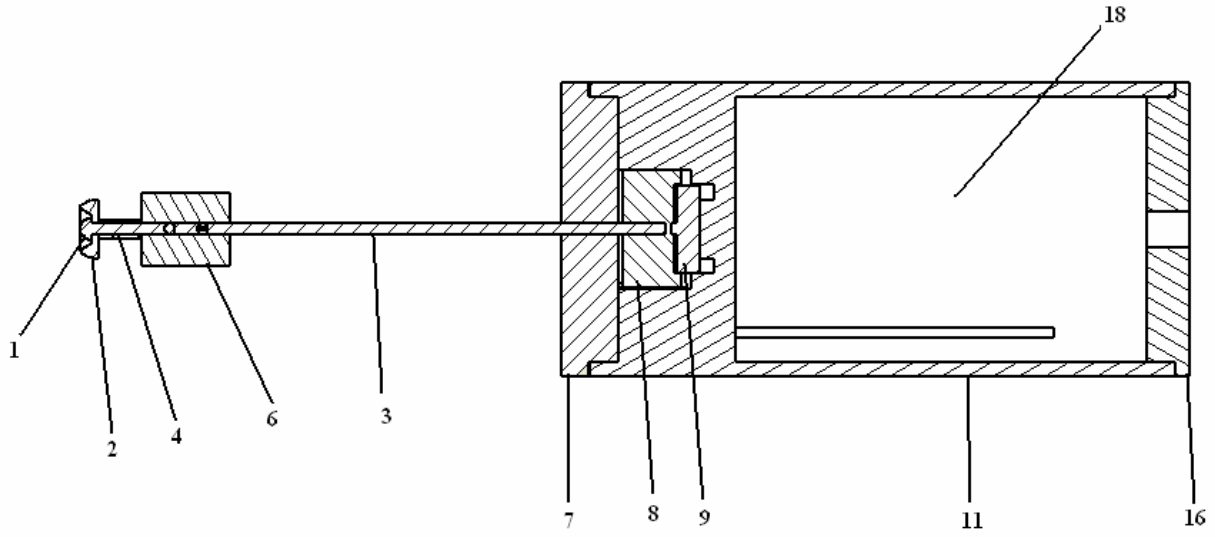


**Şekil 21:** Prototip tasarımın demonte görünümü



**Şekil 22:** Prototip tasarımın yandan monte görünümü





Şekil 23: Prototip tasarımın kesit görünümü

### 5.1.1 Aygıtı Oluşturan Parçaların Adlandırılması

1. Doku temas ucu
2. Hareketli yüzük
3. Mil
4. Yay
5. Mesafe kontrol sensörü
6. Mesafe ayar aparatı
7. Ön kapak
8. Yük hücresi baskı aparatı
9. Yük hücresi
10. Yük hücresi yuvası
11. Gövde
12. Açma kapama düğmesi
13. Aşırı yük ikaz ışığı
14. Okuma ışığı
15. Güç ışığı
16. Arka kapak
17. Mesafe ayar aparatı kilitleme vidası
18. Elektronik devreyi barındıran boşluk

### 5.1.2 Aygıtın Çalışma Prensipleri:

Bu aygıt doku temas ucu (1), hareketli yüzük (2), mil (3), yay (4), mesafe kontrol sensörü (5), mesafe ayar aparatı (6), ön kapak (7), yük hücresi baskı aparatı (8), yük hücresi (9), yük hücresi yuvası (10), gövde (11), açma kapama düğmesi (12), aşırı yük ikaz ışığı (13), okuma ışığı (14), güç ışığı (15), arka kapak (16), mesafe ayar aparatı kilitleme vidası (17) ve elektronik devreyi barındıran boşluktan (18) oluşmaktadır.

Aygıt, viskoelastik ya da yumuşak bir materyalin mesela insan dokusunun sertlik ölçümü sırasında gövdesinden (11) el ile tutularak çok basit bir şekilde kullanılabilir türde bir buluştur. Gövdesi (11) üzerinde bulunan açma/kapama düğmesi (12) ile gövde (11) içerisinde bulunan elektronik devre aktif (ON) hale getirildiğinde aygıt kullanıma hazır bir hale gelir. Bu sırada aygıtın çalışır durumda bulunduğunu ifade eden güç ışığı (15) aktif hale gelmektedir. Aygıtın tüm elektronik devresi, güç kartı, veri toplama kartı ve pili elektronik devreyi barındıran boşlukta (18) yer almaktadır. Ölçüme başlamadan önce mil (3) ucundaki doku temas ucu (1) ölçüm yapılacak yüzey üzerine temas ettirilir. Ölçümün doğru yapılabilmesi için ölçüm yapılacak yüzeye mil (3) dik bir pozisyonda konumlanmalıdır. Ölçüme başlamadan önce ölçüm yapılacak yüzeye aynı zamanda hareketli yüzükte (2) yüzeye temas etmektedir. Bu hareketli yüzüğün (2) görevi ölçüm yapılacak materyal viskoelastik özellik taşıyacağından ve özellikle insan dokusu gibi bir özellikteki materyalde sertlik ölçümü yapılmadan önce materyalin temas halinde şekil değiştirip yayılmaması için görev yapmaktadır. Sanki palpasyon metodunda olduğu gibi 2 parmak ile dokunun yayılması önlenerek sabitlenip diğer elin işaret parmağı ile sertlik ölçümünün sabitlenen yüzeyin ortasından yapılması gibi. Dokuyu sabitleyen hareketli yüzük (2) bir yay (4) ile ölçüme başlanmadan önceki süreçte devamlı doku temas ucu (1) yüzeyi ile aynı seviyede konumlanması sağlanmaktadır. Yay da (4) mesafe kontrol aparatında (6) sonlanmaktadır. Ölçüme başlandığında buluşun gövdesinden (11) el ile dokuya azıcık bir kompresif bir yük uygulanır. Bu yük karşısında doku temas ucu (1) doku yüzeyinden içe doğru penetre (batma) olurken hareketli yüzük (2) yüzey alanının daha geniş olması nedeni ile mil (3) üzerinde gövdeye (11) doğru kayarak yayı (4) sıkıştırarak mesafe ayar aparatına (6) doğru yaklaşmaktadır. Buradaki penetre derinliği bizim her materyale ve dokuya göre daha önceden belirlediğimiz bir değer olacaktır. Dolayısıyla istediğimiz penetre derinliğine ulaştığımızda hareketli yüzük (2) mesafe kontrol sensörüne temas ederek gövde (11) üzerindeki okuma ışığı

(14) aktif (ON) hale gelerek veri toplama ünitesinden dokuya uygulanan o andaki baskı (kompresif) kuvveti ve dokunun sertlik değeri kaydedilmektedir. Okuma ışığı (14) aktif haldeyken sonuçlar alınmalıdır. Eğer o an uygulanan kuvvet az daha artırılacak olunursa bu kez sistem üzerindeki aşırı yük ikaz ışığı (13) aktif (ON) hale gelerek LCD ekranda aşırı yük ikazı belirecektir. Bu durumda el ile uygulanan kompresif yük azaltılarak istenilen daha önceden belirlenen penetrasyon derinliği ulaşılmaya çalışılmalıdır. Bu şekilde sertlik ölçümünde esas olan belli bir penetre derinliğine ne kadar kuvvet ile ulaşılabileceği verileri ile sertlik dönüşümü yapılmış olacaktır.

Mil (3) üzerinden kuvvetin yük hücresine (9) iletimi seri yol ile yapılmaktadır. Mil (3) direk ön kapak (7) içerisinden geçip yük hücresi baskı aparatına (8) konumlanır. Yük hücresi baskı aparatının (8) içerisine yük hücresi (9) oturarak gövde (11) içindeki yük hücresi yuvasına (10) konumlanır. Bu sayede yük hücresi (9), mil (3) ile gövde (11) arasında durarak uygulanan kuvvet seri yol ile ölçülmüş olunur. Her doku için penetre derinliği değişeceğinden mesafe ayar aparatı (6) mesafe ayar kitleme vidaları (17) ile mesafesi ayarlanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu arada her doku için farklı boylarda yaylara (4) ihtiyaç duyulmaktadır.

## **5.2 Deney Düzenegi**

Bu bölümde deney düzenegini ve prototipi oluşturan laboratuvar aygıtları ve ölçüm materyallerinin nasıl hazırlandığı hakkında bilgiler verilecektir.

### **5.2.1 Yük Hücresi**

Prototip aygıtta kullanılan yük hücresi TML marka CLS-50NA model mikro boyutta bir algılayıcıdır. 4 mm kalınlıkta ve 12 mm dış çapına sahip bir algılayıcıdır. Maksimum 50 N kapasiteli bu algılayıcı 1/1000 hassasiyetinde olup düşük yük değişimlerine çok duyarlıdır (şekil 24).



Şekil 24: Prototip aygıt içinde yer alan yük hücresinin görüntüsü

### 5.2.2 Veri Toplama Ünitesi

Ölçümlerde kullanılan veri toplama ünitesi TML marka SDA-830C model dinamik ölçüm alabilen bir aygıttır (Şekil 25).



Şekil 25: TML SDA-830C Dinamik veri toplama ünitesi

### 5.2.3. Kontrol Grubunda Kullanılan Durometre

Kontrol gruplarının ölçümlerinde kullanılan özel üretim REX marka Tip00 yumuşak doku shore sertlik aygıtı (durometre) Şekil 26 da görülmektedir.



Şekil 26: REX Tip 00 Durometre

#### 5.2.4. Agoroz Jel Hazırlığı

Aygıtın kalibrasyon ve doğruluk testlerinin Durometre ile karşılaştırılarak sertlik ölçümlerinin laboratuvar ortamında yapılabilmesi için değişik sertliklerde materyallere ihtiyaç vardı. Bu noktada 3 boyutlu doku modellemesinde veya kanser çalışmalarında damar oluşumunu gösterilmesinde kullanılan agoroz jelin kullanılması düşünüldü. Dolayısıyla üç farklı oranda Agoroz jel hazırlandı (Şekil 27). Yüzdesele oranları değişen agoroz jellerin sertlikleride birbirinden farklı olacağından, farklı sertliklerde aygıt durometre ile karşılaştırılarak kalibre edilmiştir. Aşağıda, hazırlanmış olan agoroz jelin protokolünü görebilirsiniz.



Şekil 27: Hazırlanan Agoroz jellerden bir tanesinin üstten ve yandan görüntüsü

##### 5.2.4.1. Agoroz Jel Protokolü

%1, %1,5, %2'lik Agoroz jel 0,5X TBE buffer kullanılarak 50ml solüsyon içinde hazırlandı. %1 lik agoroz jel için 0,5gr, %1,5 luk agoroz jel için 0,75gr, %2 lik agoroz jel için 1gr Agoroz (SIGMA A5093-100G) toz 50 ml 0,5X TBE (Tris-Borik asit-EDTA) solüsyonu ile karıştırıldı.

İyice karıştırıldıktan sonra, bu karışım mikro dalga fırında %100 pişirme gücünde 1dk pişirilip daha sonra mikro dalga fırından çıkarılıp 10 sn oda ortamında çalkalayıp tekrar mikro dalgada %100 pişirme gücünde 30sn bekletilerek erimiş agoroz jel hazırlandı.

Daha sonra 45sn kadar oda sıcaklığında bekletilen jel, 60°C sıcaklığındaki jel dökme kabına dökülüp 30dk oda sıcaklığında sertleşmeye bırakıldı. Sertleşen jelin boyutu kabın boyutu (95mm X 65mm X 8mm) ile aynı oldu. Bu boyutlarda hazırlanan bir agoroz jel yumuşak dokuyu tamamiyle taklit etmiş oldu. Bu durumda 25°C sıcaklık ve %48 nem

ortamında jel üzerinden farklı yerlerden dokuz ölçüm durometre ile, dokuz ölçüm prototip aygıt ile yapıldı. Daha sonra 0.5X TBE tamponu solisyonu ile agoroz jel elektroforez tankına yerleştirilip 30 dk 100V, 40mA altında yürütölmeye bırakıldı. Bu işlemden sonra hemen aynı yerlerden tekrar dokuzar ölçüm durometre ile, dokuzar ölçüm prototip aygıtı ile yapıldı.

#### 2X TBE Buffer Hazırlanması: (500 ml 2X TBE hazırlandı)

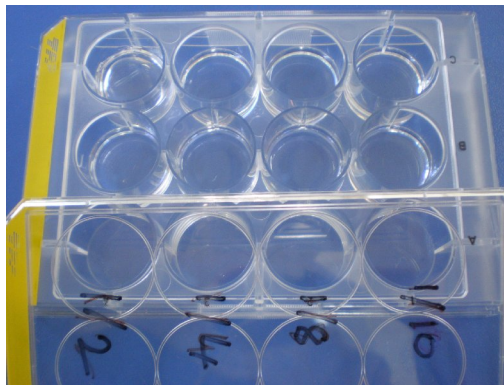
4 ml 0,5 Molar EDTA (SIGMA E-5134 Lot 43H0372)

10,8gr TRIZMA Base (SIGMA T-6066 LOT 034K5437)

5,5gr Boric Acid (SIGMA B-0394 LOT 68H0002)

#### **5.2.5. Slikon Yapı Hazırlığı**

Aygıtın kalibrasyon, doğruluk ve tekrarlanabilirlik testlerinin Durometre ile karşılaştırılarak sertlik ölçümlerinin laboratuvar ortamında yapılabilmesi için değişik sertliklerde materyallere ihtiyaç vardı. Dolayısıyla 3 farklı oranda hazırlanan Agoroz jel'den ayrı olarak iki farklı oranda dilute edilen 3 boyutlu Slikon yapılar oluşturuldu (Şekil 28). Karışım oranları değişen slikon yapılarının sertlikleri birbirinden farklı olacağından, farklı sertliklerde aygıt durometre ile karşılaştırılarak doğruluk testleri yapıldı. Aşağıda, hazırlanmış olan Slikon yapıların protokolünü görebilirsiniz.



**Şekil 28:** Hücre kaplarına dökölen slikonların görüntüsü

#### **5.2.5.1. Slikon Yapının Protokolü**

Sylgard 184 silikon elastomer kiti (Dow Corning,USA) içindeki ana malzeme ve sertleştiriciyi belli oranlarda karıştırarak üç boyutlu (22mm çap, 3mm yükseklik) silikon yapı oluşturuldu. Bu boyutlarda elde edilmesinin nedeni, insan vücudundaki kemik üzerinde yer



alan ince yumuşak dokularını taklit etmektir. Sonuçta lmler hücre kültür kabı kuyucuklarına dökülmüş slikonlar üzerinde yapılacağından, kemik üzerinde yer alan ince yumuşak dokular taklit edilmiş olundu. 1/10 karışım oranındaki slikon yapı için 10 birim ana maddeden 1 birim sertleştiricisinden konulup hazırlandı. Aynı şekilde 8 birim ana madde ve 1 birim sertleştiriciden konulup 1/8 karışım hazırlandı. Her iki karışım 12 li hücre kültür kaplarına dökülerek, bir gece 25 derecede ve % 45 nemde sertleşmeye bırakıldı. Ertesi gün sertleşmiş silikon yapıların aynı oda sıcaklığı ve nem şartlarında sertlikleri ölçüldü.

### 5.2.6 lm Yöntemi

Tasarlanan prototipin üretimi tamamlandıktan sonra yurt dışından getirtilen insan dokusuna özel hassasiyetteki shore sertlik ölçüm aygıtı (REX Tip00 Durometre) ile karışılaştırma ve kalibrasyon testleri yapıldı. Üretilen prototip sahip olduğu kuvvet algılayıcısı nedeni ile bir veri toplama nitesi ile eř zamanlı olarak çalışabilmektedir. Bu veri toplama nitesi de örnek toplama ve gerekli birim dönüşümleri açısından yazılım desteği ile bilgisayar aracılığıyla çalıştırılmaktadır. Bu lm sisteminin şekli aşağıda görülmektedir (şekil 29).



**şekil 29:** lm sisteminin görüntüsü.

Gerekli düzenek kurulduktan sonra, ölçüm yöntemine geçildi. İlk başta kontrol deneyleri durometre ile yapıldı, durometre ile ölçüm almak için dikkat edilmesi gereken en önemli unsur, aygıtın sadece yer çekimi doğrultusunda kullanılabilir olmasıydı. Dolayısıyla lm yapılacak materyaller üzerine durometre probu dik olarak yerleştirilmeye çalışıldı. Sertlik lm için gerekli iki veri; uygulanan kuvvet miktarı ve materyaldeki deformasyon

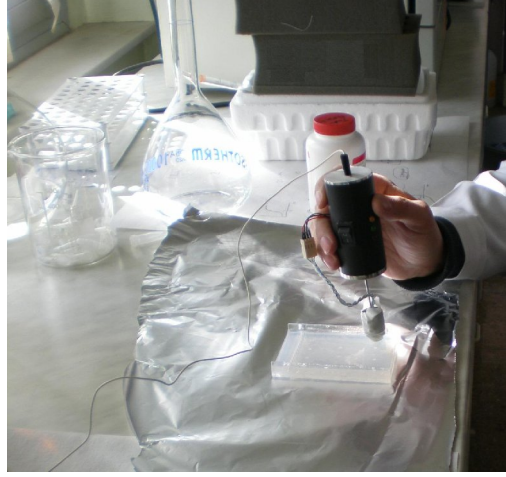
miktarı, durometrenin ölçüm mekanizmasında durometrenin sahip olduğu ağırlık uygulanan kuvvet olarak tanımlanmıştır. Dolayısıyla analog olarak çalışan bu aygıt, probu ucundaki iğnenin batma derinliğine göre sertlik değerlendirmesi yapabilmektedir. Ölçüm esnasındaki latex muayene eldiveninin parmak ucu kesilip prob ucuna takılarak kontaminasyon riski en aza indirgenmiştir (Şekil 30).



**Şekil 30:** Durometre ile yapılan bir ölçümün görüntüsü

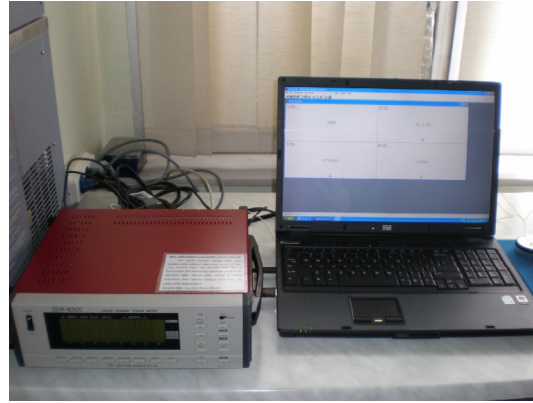
Kontrol grubu testlerinden sonra üretilen prototip veri toplama aygıtı ve bilgisayar ile bağlantıları laboratuvar ortamında yapıldıktan sonra, ölçüm sistemi kurulmuş oldu. Daha sonra karşılaştırma grubu testleri yapılmaya başlandı. Prototip ile ölçüm almak durometreye göre daha kolaydı. Çünkü aygıt sabit deformasyon altında kuvvete duyarlı bir şekilde çalıştığından dolayı, ayrıca dijital ölçüm yaptığından, ölçüm probunun ölçüm yapılacak materyal üzerine dik yerleştirilmesi yeterli olacaktır. Yer çekimi doğrultusunda konumlandırılması gerekmeyecektir. Buda büyük bir ölçüm kolaylığı sağlamaktadır. İlerde hasta üzerinden ölçüm alınırken hastayı aygıtı göre konumlandırmak yerine, aygıtı hastaya göre konumlandırmak verimliliği artıracaktır. Ölçüm esnasında, latex muayene eldiveninin parmak ucu kesilip prob ucuna takılmış ve kontaminasyon riski en aza indirgenmiştir (Şekil 31).





**Şekil 31:** Üretilen prototip ile yapılan bir ölçümün görüntüsü

Üretilen prototip ile ölçüme başlamadan önce bilgisayardaki yazılım (Wave Data Analysis Software SDA-7910) sayesinde, sistem içindeki kuvvet ölçerin üzerindeki yük sıfırlanıyor. Bu sayede her yeni ölçümde daha doğru sonuçlar elde ediliyor. Bilgisayar ekranından okunan kuvvet değerleri bir kenara not edilerek bir sonraki ölçümler yapılıyor. Veri toplama ünitesinin ikinci kanalına bağlanan prototipin ölçüm esnasında yazılımdaki veri okuma işlemini gösteren şekil aşağıda görülmektedir ( Şekil 32).



**Şekil 32:** Kurulan sistemde yazılım aracılığıyla ölçülen kuvvet değerinin görüntüsü.

### 5.2.7 Gruplar

Gerekli teknik ekipmanın kurulumu tamamlandıktan sonra karşılaştırmalı ölçüm grupları oluşturuldu. 2 ana gruba ayrılan ölçüm grupları daha sonra kendi içinde daha alt gruplara ayrıldı. Kalibrasyon ve doğruluk testleri dokuyu taklit eden materyaller üzerinde

yapıldı. Dokuyu taklit etmek için iki ayrı materyal kullanıldı. Bunlardan biri agoroz jel, diğeri de silikon yapıdır. Temelde kullanılan iki farklı materyal, karışım oranlarına göre farklı sertlikler olmak üzere daha da alt gruplar oluşturuldu. Örneğin agoroz jel %2, %1,5 ve %1'lik olmak üzere üç farklı sertlik değerinde alt gruplara, Slikon zar 1/8 ve 1/10 oranlarında olmak üzere iki farklı sertlik değerinde alt gruplara ayrıldı. Her bir materyal üzerinden dokuz farklı ölçüm hem durometre ile hemde prototip aygıt ile yapıldı. Agoroz jellerde ayrıca elektroforez işlemi uygulandı. Bu işlemden sonra Agoroz jeller üzerinde dokuz ar ölçüm bir daha alındı. Bu sayede elektroforez sonrasında jellerdeki sertlik değişimini fark edip fark edemediğine de bakılmış olundu. Gruplandırmayı gösteren tablo aşağıda görülmektedir (Tablo 3).

**Tablo 3:** Çalışmadaki ana gruplar ve alt gruplarda yapılan ölçüm sayısı

| ANA GRUPLAR   | ALT GRUPLAR         | ÖLÇÜM SAYISI        |                      |                     |                      |
|---------------|---------------------|---------------------|----------------------|---------------------|----------------------|
|               |                     | PROTOTİP İLE        |                      | DUROMETRE İLE       |                      |
|               |                     | Elektroforez Öncesi | Elektroforez Sonrası | Elektroforez Öncesi | Elektroforez Sonrası |
| AGOROZ JEL*   | %2 lik Agoroz Jel   | 9                   | 9                    | 9                   | 9                    |
|               | %1,5 lik Agoroz Jel | 9                   | 9                    | 9                   | 9                    |
|               | %1 lik Agoroz Jel   | 9                   | 9                    | 9                   | 9                    |
| SLİKON YAPI** | 1/10 Oranında       | 9                   |                      | 9                   |                      |
|               | 1/8 Oranında        | 32                  |                      | 32                  |                      |

\* Agoroz jellerin yüzdesel oranları arttıkça sertlikleri de artmaktadır.

\*\* Slikon yapıların karışım oranları arttıkça sertlikleri de artmaktadır.

## 6. BULGULAR

### 6.1 Agaroz Jel ile Yapılan Bulgular:

Bu bölümde üç farklı oranda hazırlanan agaroz jel ile elde edilen sonuçlar ayrı ayrı incelenecektir. İki ayrı aygıt arasında karşılaştırma yapılırken, aynı zamanda kullanılan Agaroz jellerde elektroforez uygulanarak, elektroforez öncesi ve sonrası jellerdeki farklılıkların ölçüm aygıtları tarafından tespit edilip edilemediğine bakıldı Bu grup ölçümler tamamiyle yumuşak dokuların sertlik ölçümlerini taklit etmektedir.

#### *%2 lik Agaroz Jel ile yapılan ölçüm sonuçları:*

**Tablo 4:** %2 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

| %2 lik<br>Deney No | Durometre(Tip 00)      |                         | Prototip (N)           |                         |
|--------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|-------------------------|
|                    | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra |
| 1                  | 59                     | 59                      | 4,1                    | 4,1                     |
| 2                  | 59                     | 58                      | 3,4                    | 4,4                     |
| 3                  | 59                     | 59                      | 3,4                    | 4,4                     |
| 4                  | 52                     | 57                      | 3,8                    | 3,8                     |
| 5                  | 56                     | 59                      | 3,8                    | 4,9                     |
| 6                  | 57                     | 55                      | 4,2                    | 4,6                     |
| 7                  | 51                     | 56                      | 3,7                    | 3,9                     |
| 8                  | 58                     | 59                      | 3,9                    | 5,0                     |
| 9                  | 56                     | 58                      | 4,2                    | 4,5                     |

Elde edilen bu ölçüm sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesi parametrik olmayan Mann-Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Durometer ve Prototip aygıt ile yapılan elektroforez öncesi ve sonrası %2'lik Agaroz jel üzerinde yapılan dokuz adet deney sonucuna göre durometre ile yapılan ölçüm sonuçları arasında istatistiksel olarak anlam olmadığı ( $P=0,214$ ) fakat prototip ile alınan sonuçlara göre Agaroz jelin elektroforez öncesi ve sonrası sertlikleri farkı istatistiksel olarak anlamlı ( $P=0,004$ ) bulunmuştur. Durometre ile yapılan

ölçümlerin ortalama değeri 56,333 prototip aygıt ile yapılan ölçümlerin ortalama değeri 3,833N olarak gözlenmiştir.

**%1,5 lik Agaroz Jel ile yapılan ölçüm sonuçları:**

**Tablo 5:** %1,5 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

| %1,5 luk<br>Deney No | Durometre              |                         | Prototip (N)           |                         |
|----------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|-------------------------|
|                      | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra |
| 1                    | 45                     | 49                      | 3,4                    | 3,1                     |
| 2                    | 48                     | 50                      | 3,6                    | 3,3                     |
| 3                    | 49                     | 51                      | 3,3                    | 3,3                     |
| 4                    | 49                     | 50                      | 3,1                    | 3,1                     |
| 5                    | 50                     | 51                      | 3,3                    | 3,2                     |
| 6                    | 50                     | 52                      | 3,3                    | 3,2                     |
| 7                    | 50                     | 49                      | 3,6                    | 3,5                     |
| 8                    | 50                     | 48                      | 3,1                    | 3,2                     |
| 9                    | 50                     | 48                      | 3,0                    | 3,3                     |

Elde edilen bu ölçüm sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesi parametrik olmayan Mann-Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Durometre ve Prototip aygıt ile yapılan elektroforez öncesi ve sonrası %1,5 luk Agaroz jel üzerinde yapılan 9 ar deney sonucuna göre durometre ile yapılan ölçüm sonuçları arasında istatistiksel olarak anlam olmadığı ( $P=0,297$ ), prototip ile alınan sonuçlara göre Agaroz jelin elektroforez öncesi ve sonrası sertlikleri farkı istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ( $P=0,507$ ) bulunmuştur. Durometre ile yapılan ölçümlerin ortalama değeri 49 prototip aygıt ile yapılan ölçümlerin ortalama değeri 3,00N olarak gözlenmiştir.

**%1 lik Agaroz Jel ile yapılan ölçüm sonuçları:**

**Tablo 6:** %1 lik Agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları

| %1 lik<br>Deney No | Durometre              |                         | Prototip (N)           |                         |
|--------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|-------------------------|
|                    | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra | Elktroforezden<br>önce | Elktroforezden<br>sonra |
| 1                  | 42                     | 44                      | 2,4                    | 2,7                     |
| 2                  | 43                     | 44                      | 2,3                    | 2,8                     |
| 3                  | 43                     | 45                      | 2,3                    | 3,1                     |
| 4                  | 43                     | 43                      | 2,4                    | 3,1                     |
| 5                  | 44                     | 43                      | 2,5                    | 3,0                     |
| 6                  | 43                     | 44                      | 2,3                    | 3,1                     |
| 7                  | 42                     | 44                      | 2,6                    | 3,0                     |
| 8                  | 44                     | 45                      | 2,5                    | 3,1                     |
| 9                  | 44                     | 45                      | 2,4                    | 3,0                     |

Elde edilen bu ölçüm sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesi parametrik olmayan Mann-Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Durometre ve Prototip aygıt ile yapılan elektroforez öncesi ve sonrası %1 lik Agaroz jel üzerinde yapılan 9 ar deney sonucuna göre durometre ile yapılan ölçüm sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $P=0,026$ ), prototip ile alınan sonuçlara göre Agaroz jelin elektroforez öncesi ve sonrası sertlikleri farkı istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0,001$ ) olduğu bulunmuştur. Durometre ile yapılan ölçümlerin ortalama değeri 43,111 prototip aygıt ile yapılan ölçümlerin ortalama değeri 2,411N olarak gözlenmiştir.

Sonuç olarak; yapılan karşılaştırma sonucunda prototip ile elde edilen ölçüm sonuçları arasında tutarsızlık olmadığı ve durometre ile yapılan ölçümün yerini tutabileceği, doğru sonuçlar verdiği anlaşıldı.

## 6.2 Slikon Yapı ile Yapılan Bulgular:

Bu bölümde 2 farklı karışım oranda hazırlanan slikon yapı ile elde edilen sonuçlar ayrı ayrı incelenecektir. Aşağıdaki şekilde kurulan deney düzeneğinin resmini göreceksiniz (Şekil 33). Bu grup ölçümler kemik üzerinde yer alan ince yumuşak dokuların sertlik ölçümlerini taklit etmektedir. Bu grupta elde edilen ölçüm sonuçları arasındaki oran, agaroz jel ile elde edilen ölçüm sonuçları arasındaki oranda daha farklı olacaktır.



Şekil 33: Slikon yapı ölçümü için kurulan deney düzeneği

### *1/10 Oranında Slikon Yapı*

Bu orandaki slikon yapı ile yapılmış 9 adet ölçüm sonuçları aşağıdaki tabloda görülmektedir (Tablo 7).

**Tablo 7:** 1/10 karışım oranında hazırlanmış slikon zarda yapılmış ölçüm sonuçları

| <b>1/10<br/>Deney No</b> | <b>Durometre</b> | <b>Prototip (N)</b> |
|--------------------------|------------------|---------------------|
| 1                        | 65               | 9,460               |
| 2                        | 64               | 9,360               |
| 3                        | 66               | 9,340               |
| 4                        | 65,5             | 9,470               |
| 5                        | 67               | 9,880               |
| 6                        | 67               | 9,930               |
| 7                        | 67               | 9,380               |
| 8                        | 67               | 9,500               |
| 9                        | 68               | 9,460               |

Yapılan ölçümler sonucu Durometre (Tip 00) ile yapılan 9 adet ölçüm arasında en yüksek sertlik değeri 68 en düşük sertlik değeri 64 olarak gözlenmiştir. Durometre ile yapılan 9 adet ölçümün ortalama değeri 66,278 ve standart sapması 1,253 olarak gözlenmiştir. Standart hata değeri olarak 0,418 değerine ulaşılmıştır.

Yapılan ölçümler sonucu Prototip aygıt ile yapılan 9 adet ölçüm arasında en yüksek kuvvet değeri 9,930N en düşük kuvvet değeri 9,340N olarak gözlenmiştir. Prototip aygıt ile yapılan 9 adet ölçümün ortalama değeri 9,531N ve standart sapması 0,219 olarak gözlenmiştir. Standart hata değeri olarak 0,0731 değerine ulaşılmıştır.

### ***1/8 Oranında Slikon Zar***

Bu orandaki slikon zar ile yapılmış 32 şer adet ölçüm sonuçları aşağıdaki tabloda görülmektedir (Tablo 8).

**Tablo 8:** 1/8 karışım oranında hazırlanmış slikon zarda yapılmış ölçüm sonuçları

| <b>1/8<br/>Deney No</b> | <b>Durometre</b> | <b>Prototip (N)</b> | <b>1/8<br/>Deney No</b> | <b>Durometre</b> | <b>Prototip (N)</b> |
|-------------------------|------------------|---------------------|-------------------------|------------------|---------------------|
| 1                       | 75               | 16,380              | 17                      | 77               | 17,100              |
| 2                       | 76               | 16,640              | 18                      | 75               | 16,650              |
| 3                       | 74               | 16,750              | 19                      | 74               | 16,710              |
| 4                       | 76               | 17,360              | 20                      | 77               | 16,240              |
| 5                       | 76               | 17,930              | 21                      | 75               | 16,860              |
| 6                       | 75               | 17,260              | 22                      | 73               | 16,390              |
| 7                       | 78               | 16,920              | 23                      | 75               | 17,120              |
| 8                       | 78               | 17,840              | 24                      | 77               | 16,590              |
| 9                       | 78               | 17,170              | 25                      | 76               | 17,220              |
| 10                      | 78               | 16,120              | 26                      | 74               | 17,180              |
| 11                      | 76               | 16,350              | 27                      | 74               | 16,880              |
| 12                      | 78               | 16,230              | 28                      | 72               | 16,720              |
| 13                      | 76               | 16,420              | 29                      | 78               | 16,340              |
| 14                      | 75               | 16,250              | 30                      | 79               | 16,790              |
| 15                      | 76               | 16,750              | 31                      | 76               | 16,750              |
| 16                      | 74               | 16,900              | 32                      | 75               | 17,280              |

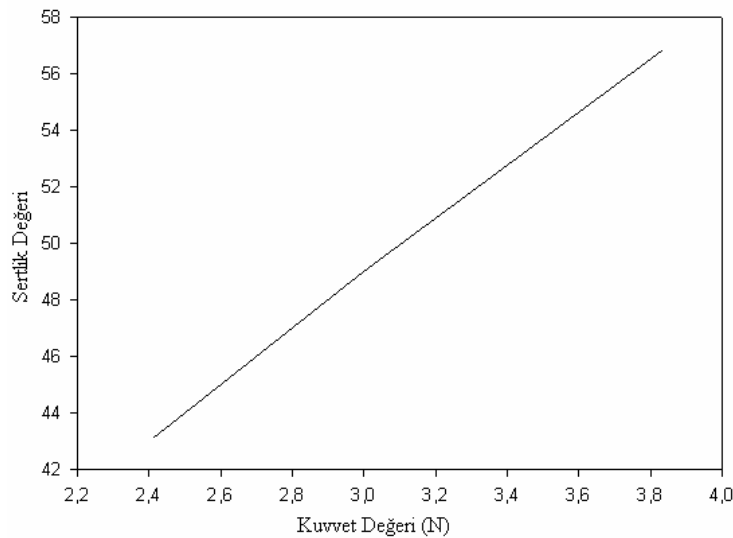
Yapılan ölçümler sonucu Durometre ile yapılan 32 adet ölçüm arasında en yüksek sertlik değeri 79 en düşük sertlik değeri 72 olarak gözlenmiştir. Durometre ile yapılan 32 adet ölçümün ortalama değeri 75,813 ve standart sapması 1,674 olarak gözlenmiştir. Standart hata değeri olarak 0,296 değerine ulaşılmıştır.

Prototip aygıt ile yapılan 32 adet ölçüm arasında en yüksek kuvvet değeri 17,930N en düşük kuvvet değeri 16,120N olarak gözlenmiştir. Prototip aygıt ile yapılan 32 adet ölçümün ortalama değeri 16,815N ve standart sapması 0,448 olarak gözlenmiştir. Standart hata değeri olarak 0,0791 değerine ulaşılmıştır.

1/8 oranındaki silikon zarda yapılan 32 adet ölçüm sonuçlarına bakıldığında prototip cihaz ile alınan ölçüm sonuçlarından elde edilen ortalama değer ile standart sapma değeri arasındaki oran %2,66 dır. Bu oran durometre için %2,22 dir. Sonuç olarak prototip olarak üretilen bu cihazın hassasiyeti durometreye çok yakın çıkmıştır. Gerekli modifikasyonlar ile prototip çok daha hassas bir hale getirilebilir.

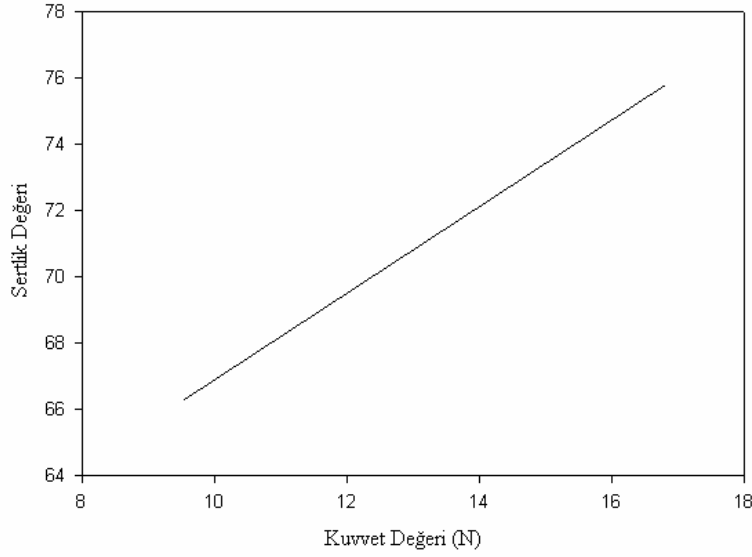
### 6.3 Kuvvet Sertlik İlişkisinin Çıkarılması

Kuvvet sertlik ilişkisi iki ayrı grafikte incelenmiştir. Ölçüm yapılan numunenin boyutu, sertlik değeri ve kalınlığı ölçümü etkileyecek etkenler olması durumundan dolayı, agaroz jel ile yapılan deney sonuçları kendi aralarında, silikon zar ile yapılan deney sonuçları kendi aralarında yorumlanarak birer grafik elde edilmeye çalışılmıştır. Her bir grup içerisindeki ölçüm değerlerinin ortalamaları alınarak aşağıdaki grafikler elde edilmiştir (Şekil 34 ve Şekil 35).



Şekil 34: Agoroz jel ile yapılan ölçümlerden elde edilen kuvvet – sertlik ilişkisi.





**Şekil 35:** Slikon yapı yapılan ölçümlerden elde edilen kuvvet – sertlik ilişkisi

Agoroz jeller ile alınan ölçüm sonuçlarına göre elde edilen kuvvet – sertlik ilişki grafiği lineer özellik göstermektedir (Şekil 34). Bu sonuç prototip aygıtın doğru çalıştığını göstermektedir. Sertlik farklılıkları arasındaki oran her iki ölçüm aygıtında da doğrusal olarak değişmektedir. Bu grup deneylerde elde edilen grafiğin açısı 83,86 derecedir.

Slikon zarlardan alınan ölçüm sonuçlarına göre elde edilen kuvvet – sertlik ilişki grafiği Şekil 35 de görülmektedir. Bu grafikte elde edilen lineer grafiğin açısı 52,63 derecedir. Slikon zarların kalınlığı 3mm olduğundan sertlik ölçümü esnasında hücre kabının etkisi de gözlenmiş olundu.

Sonuç olarak her iki materyalde elde edilen sonuçlar arasındaki farkın sebebi dokuyu taklit eden materyalin kalınlığından kaynaklanmaktadır. Prototipin çalışma esası sabit deformasyon altındaki kuvvet değişimleri olduğundan, materyal kalınlığı en az 6 mm olmalıdır. Agoroz jellerde kalınlık 8 mm olduğundan, alınan sertlik değerleri sadece jele ait, fakat Slikon zarlarda kalınlık 3 mm olduğundan alınan sertlik değeri sadece Slikon zara ait değildir. Bu sonuç beklenen bir sonuçtur. Dolayısıyla insan vücudunda da benzer sonuçlarla karşılaşılacaktır. Eğer sertliği ölçülecek doku katmanı çok ince ise (6 mm den daha ince ise) okunacak sertlik değeri sadece o dokuya ait olmayıp, doku altındaki diğer katmanın (kemik, organ, vb.) sertlik değeri de ölçüm sonucunu etkileyecektir.

## **7.TARTIŞMA:**

Yumuşak doku sertlik ölçümlerinde bugüne kadar yapılmış nicel ölçüm sonuçları veren bir medikal cihaza rastlanmamaktadır. Günümüzde halen klinik uygulamalarda yumuşak doku sertlik tanılarında palpasyon metodu tercih edilmektedir (10). Bu tercih, bugüne kadar önerilmiş sertlik ölçüm cihazlarına duyulan güvensizlikten ya da, önerilen cihazların uygulama zorluklarından kaynaklanmaktadır.

Antonucci ve arkadaşlarının geliştirmiş olduğu aygıt her ne kadar fetus başı ile serviks arasındaki kuvvet ilişkisini belirlemeye yönelik olsa da invaziv bir yöntemdir (7). Serviksten içeriye doğru sokulan sensör fetusa ciddi anlamda zarar verebilir. Ayrıca kontaminasyon riski çok yüksek olan bir tasarımdır. Strain gauge teknolojisinin kullanılması tasarımı mümkün olduğunca küçültmüştür. Sonuç olarak vijina kanalından fetusa doğru sokulan kateter ne kadar küçük bir çapa sahip olursa olsun, serviks kanalından geçebilmesi için serviksin en az 3cm açılması gerekmektedir. Bu işlem de fetusun kaybına sebebiyet verebilecek riskde bir harekettir. Uygulaması son derece zor bir işlem olan bu teknik, kesinlikle alanında uzman bir doktor tarafından yapılması gerekmektedir. Geliştirilen aygıt, deney hayvanlarında ya da insan üzerinde istatistiksel anlam içeren bir çalışma altında denenmemiştir. Sadece 6 farklı hasta üzerinde ön çalışmalar yapılarak cihazın kullanılabilirliği denenmiştir. Yeterince klinik sonuç içermeyen bu ölçüm sistemi son derece invaziv bir yaklaşımdır. Fakat aygıtın tasarımındaki detaylar ve kapalı kutu içerisinde konumlandırılmış fosfor-bronz üzerindeki strain gauge dizilimleri, kuvvetin iletilmesi, kuvvet iletimi esnasındaki yön değişimi çok önemli detaylardır. Bu detaylar başka tasarımlarda kullanılabilecek değerdedirler. Bizim çalışmamızda geliştirilen aygıt, bu literatürdeki sisteme göre non-invasiv bir ölçüm tekniğini barındırmaktadır. Ayrıca, geliştirdiğimiz sistemin kontrol testleri ASTM D-2240 standartlarında üretilmiş olan REX marka Durometre ile yapılmıştır. Böylelikle elde edilen sonuçlar uluslararası kabul gören değerler ile karşılaştırılmıştır. Buda sisteme olan güvenilirliği artırmıştır.

Morisada ve arkadaşlarının sıçanlar üzerinde yaptığı çalışmada geliştirdikleri aygıtın çalışma prensibi, durometrenin çalışma prensibi ile aynı olması doku sertlik ölçümü açısından çok da fazla bir katkı sağlamamaktadır (9). Fakat düşündükleri eksternal silindir, ana mil üzerinde axial yönde hareket edebilmekte buda penetre derinliğinin ölçülmesini kolaylaştırmaktadır. Bu tasarım detayı, deformasyonun ölçülebilmesini büyük ölçüde

kolaylaştırmıştır. Bizim kendi tasarımıımızda da benzer bir yapı mevcuttur. Bu sayede deformasyon miktarı kontrol altında tutulabilmektedir. Morisada ve arkadaşlarının geliştirdikleri aygıt ile elde ettikleri sonuçlar herhangi bir standarta sahip başka bir aygıt ile karşılaştırılmamıştır. Sadece kendi geliştirdikleri aygıt ile farelerin gastrocnemius (GS) kasının sertlikleri tetanik kasılma esnasında ölçülüp, bu değerlerin kas gerginliği ile bağlantısı araştırılmıştır. Sonuç olarak, kas sertliğinin ölçülebilmesinin zor bir yöntem olduğunu fakat bunun yerine kasın gerginliğinin daha rahat ölçülebileceği ve zaten aynı sonuca ulaşılabileceği savunulmuştur. Fakat bu öneri her zaman doğru olamaz. Her zaman herhangi bir dokunun gerginliği, sertliği ile doğru orantılı olamaz. Dolayısıyla sertlik ölçmek yerine gerginliğin ölçülmesi doğru sayılmaz. Bizim geliştirdiğimiz aygıt, direk sertlik ölçümü yapmaktadır. Bu sayede herhangi bir büyüklük ile bağlantı kurulması gerekmemektedir.

Arokoski ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada geliştirilen aygıt avantaj ve dezavantajlarıyla birlikte yeni bir doku sertlik ölçüm aygıtıdır(10). Bu aygıt, iki adet kuvvet ölçer sensörü sayesinde ölçülen sayısal değerler bilgisayar ortamına aktarılarak Labview ile oluşturulmuş bir arayüz programı ile sertlik değerlendirmesi yapılabilmektedir. Ölçümü yapacak uca bağlı algılayıcı ve algılayıcı ucu saran kılıfa seri bağlı algılayıcı ayrı ayrı kuvvet ölçümü yapmaktadır. Aygıt dokuya temas ettirilip dokuyu yaklaşık 2mm deforme edecek şekilde bir yük uygulanarak her iki algılayıcıdaki veriler birbiri ile kıyaslanarak sertlik ölçümüne geçiş yapılmaktadır. Fakat burada kullanılan 2mm lik deformasyon miktarı tamamıyla kendilerinin belirlediği bir miktardır. Ayrıca ölçüm probu 20 mm lik bir çaptan oluşmakta, buda her türlü ortamda uygulama zorluğu doğurmaktadır. Ölçüm probunun kalınlığından dolayı algılayıcı uç fazla penetre olduğunda, prob yüzeyi doku ile temasa geçecektir. Dolayısıyla ikinci bir algılayıcı kullanılmıştır. Daha sonra, her iki algılayıcının verdiği sonuçlar birbirleri ile değerlendirme işlemi yapılmak zorunda kalmıştır. Ayrıca iki ayrı algılayıcı kullanımı ile aygıt maliyeti artırılmış, bunların hepsi birer dezavantaj olarak gözükmemektedir. Arokoski ve arkadaşlarının geliştirdiği aygıt, Kuopio Üniversite Hastanesi tarafından etik kurul izni alınmış bir tasarımdır. Fakat çalışmasında yapmış olduğu ölçümleri herhangi bir kontrol cihazı ile karşılaştırmamış olması büyük bir eksiklik. Bu eksiklikten dolayı, aslında yapmış oldukları tasarım, algılayıcılar aracılığıyla ölçtükleri kuvvet değerleri, dinamometre aracılığıyla ölçtükleri doku gerginlikleri arasındaki ilişkinin çıkarılmasına yarayan bir sistemdir. Bizim geliştirdiğimiz aygıtta kullanılan bir adet aygılayıcı ile doku yüzeyine uygulanan kuvvet tamamıyla kontrol altında bulundurulabilmektedir. Ayrıca

geliştirdiğimiz prototip ile dokuya uygulanan deformasyon miktarı tamamiyle evrensel statüde kabul görmüş shore sertlik ölçerlerdeki deformasyon miktarı ile aynı olup hiçbir tartışmaya yer vermemektedir. Aygıttaki ölçüm probu 1,5 mm lik bir rod ve 2,5 mm ye küreselleştirilmiş yarım küre bir uçtan oluşmaktadır. Bu boyutu sayesinde her türlü dar alanda ölçüm kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca yapılan tüm ölçüm sonuçları durometre ile karşılaştırılarak sertlik ilişkisinin tutarlılığı çıkarılmıştır.

Zheng ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada yeni bir ultrasonik probdan bahsedilmiştir(11). Geliştirmiş oldukları kalem boyutundaki prob üzerinde bir adet yük hücresi ve bir adet ultrasonik prob bulunmaktadır. Bu sayede uygulanan kuvvet ve oluşturulan deformasyon miktarı rahatca ölçülebilmektedir. Fakat ultrasonik prob ile deformasyon tam gözlenebilmesi için sensörün tam olarak filtre edilmesi gerekmektedir. Yoksa daha alttaki katmanların deformasyon ölçümü etkilemektedir. Ayrıca sistemin dizüstü bilgisayar, amplifikatör gibi birçok çevre birimine ihtiyacı olmakta, bu da mobilitiyi azaltmaktadır. Geliştirdikleri prototip aygıtı ev malzemeleri üzerinde denemişler. Sonuçta belli bir doku ya da materyal üzerinde ölçüm yapılmamış olması eksiklidir. Yapılan çalışma sadece geliştirdikleri sistemin kalibrasyonu için yapılmıştır. Bizim geliştirdiğimiz prototipin çalışma prensibi daha basit temeller üzerine kurulmuştur. Bu da işlem ya da hesap karmaşasına izin vermemektedir. Prototipin durometre ile karşılaştırma ölçümleri literatürde protokolü yer alan materyaller üzerinde yapılmış olması, yapılan deneylerin bir başkası tarafından da yapılabilmesine olanak vermekte, objektif sonuçlara ulaşılmaktadır.

Ottenmeyer 'in yapmış olduğu bir çalışmada cerrahi simülasyonun yararlarından bahsedilmiş (12). Aynı zamanda yeni prosedürlerin ve implantların geliştirilmesinde deney hayvanlarına duyulan ilginin bu şekilde azalabileceğine dikkat çekmeye çalışılmıştır. Organların doku mekanikleri çalışılacaksa bu işlemin doku canlı iken yapılması gerektiğini çünkü ölü dokuda mekanik özelliklerin farklı olduğunu belirtilmektedir. In vivo ölçümleri Non-invasiv ve invasiv method olarak iki kategoriye ayrılmıştır. Non-invasiv yöntemde doku mekaniği deri üzerinden gerilme farklılıklarına bakılarak olabileceği, invasiv yöntemde lokal bölgeden kuvvet deplasman verilerinin ölçülmesi gerektiği söylemiştir. Çalışmalarında TeMPeST 1D adlı bir aygıt incelenmiştir. Bu aygıt kuvvet ve pozisyon algılayıcılarına sahipmiş. Ayrıca ultrasonik proba sahip bu aygıt invivo sertlik ölçümünde kullanılabilmekteymiş. İç organlar (karaciğer, böbrek, dalak gibi) üzerinde yapılan ölçümler

sonucu dokuların elastisite modülleri hesaplanabildiğini söylemişler. Yumuşak doku biyopsilerinde rahatlıkla kullanılacak tarzda bir aygıttır. Bizim geliştirdiğimiz sistemde deri üzerinden non-invasiv olarak doku üzerindeki sertlik farklılıklarına göre doku mekaniği çalışlabilmektedir. Eğer iç organların sertlik değerleri çalışılmak istenirse, bizim sistemde non-invasiv bir yöntem ile ölçüm alınacaktır. Fakat geliştirdiğimiz sistem ultrasonik prob destekli bir tasarım haline getirilirse rahatlıkla yumuşak doku biyopsilerinde kullanılacak alternatif bir aygıt haline alacaktır.

Ping-Lang Yen'in bir çalışmasında 2 ölçüm yöntemi birbiri ile karşılaştırılmıştır. Ölçüm yöntemlerinden biri sabit deformasyon altında kuvvetin ölçülerek sertlik tayininin yapılabilmesi, diğer yöntem ise sabit kuvvet altında etkiyen deformasyonun ölçülerek sertlik tayininin yapılmasıdır. Her iki ölçüm yöntemini test etmek için mekanik sistemler geliştirmiştir (13). Dolayısıyla mekanik sistem ne kadar hassas olursa ölçümde o kadar hassas olmaktadır. Sürtünmelerin ölçümü etkilediğini ayrıca vurgulanmıştır. Ölçüm sonuçlarına göre elde edilen ölçüm değer eğrileri simetrik bulunmamıştır. Bu sonuçlar, her iki ölçüm prensibinin farklı sonuçlar doğurduğunu göstermektedir. Her ne kadar iki ölçüm tekniği olumlu sonuçlar verse de, sonuç olarak iki ayrı ölçüm tekniğinden sabit deplasmanlı yöntemin daha iyi olduğu söylenmiştir. Daha gelişmiş bir kontrol mekanizmasının gerektiğini ve bu sayede kanserli doku tayini yapılabileceği belirtmiştir. Bizim geliştirdiğimiz aygıtta bu çalışmada tavsiye edilen çalışma prensibi kullanılarak sabit deformasyon altındaki kuvvet değişimine göre sertlik tayini yapılmaktadır. Bu sayede ultrasonik prob yada pozisyon algılayıcılara ihtiyaç duyulmamaktadır.

Tanaka ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada geliştirilen aygıt tasarım detayları açısından çok önemli bir çalışmadır (14). Geliştirdikleri aygıt, içinde bulundurduğu mikro dc motor ile prob ucu Z ekseninde sürülüyor. Bu sayede PVDF film üzerine etkiyen kuvvet değerleri üzerinden sertlik ölçümüne geçilmiştir. 27 normal ve 27 prostat dokusu üzerinde yapılmış olan ölçümler doktorun palpasyonu ile karşılaştırılmıştır. Geliştirdikleri tasarım ile, yumuşak dokudan sertlik ölçümünün nasıl alınması gerektiği konusunda hassas noktalardan bir kaçını aydınlatmaktadırlar. Bu noktalardan birincisi, algılayıcı probun dışında da bir kılıf ya da daha büyük çapda bir şeye ihtiyaç duyulduğunun belirtilmesidir. Bu daha büyük çapdaki detay, aslında çok önemli bir rol oynuyor. Ölçüm yapılacak doku yüzeyinin yayılmasını engelliyor. Daha büyük çapdaki parça dokuyu sınırlandırıyor. Bu sayede daha

doğru bir ölçüm yapılması sağlanıyor. Bu çalışmadaki hassas detay üzerinden yola çıkarak, kendi tasarımıımızda da benzer bir yapı kullandık. Bizim prototibimizde prob mili üzerinde kayan hareketli bir yüzük bulunmaktadır. Bu yüzük ölçüme başlamadan önce prob ucu yüzeyi ile aynı düzlemde konumlanmaktadır. Fakat ölçüme başladıktan sonra prob ucu yüzeyi ile aralarında seviye farkı oluşmaktadır. Bu esnada uygulanan kuvvet sonucu doku yayılmamaktadır. Dokuyu saran bu yüzük doğru ölçüm alınabilmesi için en önemli parçalardan birisidir.

Constantinou'nun yapmış olduğu çalışmada tasarlanan aygıt vajinal duvar haritasının çıkarılmasında ve pelvis duvar fonksiyonlarının araştırılmasında önemli bir prototiptir(15). Aygıtın büyüklüğü bir dezavantajdır. Uygulama zorluğu vermektedir. Çok daha küçük kesitli bir alanda çalışılması imkansızdır. Ayrıca aygıt üzerinde bulunana birçok algılayıcı gerek kontrol mekanizması, gerekse de maliyet açısından dezavantajlı bir durum oluşturmaktadır. Aygıt üzerindeki alan etkili algılayıcılar aygıtın sterilizasyonunu imkansız hale getirmiştir. Ayrıca aygıt direk sertlik ölçümü yapmamaktadır. Vajinal kanalın haritasını çıkarmada kullanılmaktadır. Aygıt idrarını tutamayan 63,4 yaş ortalamasına sahip 9 ayrı bayan hastada denenmiştir. Sonuç olarak aygıt ile hastalar üzerinden dinamik ve objektif ölçümler alınarak pelvis duvar fonksiyonları incelenebilmiştir. Bizim geliştirdiğimiz aygıtta algılayıcı kısımlar ölçüm probundan rahatlıkla çıkarılabilecek şekilde tasarlandığından, gerektiğinde sterilizasyonu rahatlıkla yapılabilecek durumdadır. Ayrıca pelvis duvar fonksiyonları direk olarak sertlik ölçümü ile incelense çok daha doğru sonuçlar elde edilebilir.

Kinoshita ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada diz ekstansor mekanizmasının fleksibilitesi durometre ile yapılmıştır (16). Durometre aygıtı mekanik çalışma prensibine sahip ve kesinlikle dik pozisyonda kullanılması gereken bir aygıttır. Bu sebeplerden dolayı her türlü klinikte kullanılabilmesi çok zordur. Çünkü hastayı durometreye göre pozisyon aldirmek çok güç olacaktır. Dolayısıyla bu aygıt doku sertlik ölçümlerinde efektif kullanılabilmesi imkansızdır. Bu sorunlara bakılarak yola çıkıldığında her türlü ortam ve pozisyonda ölçüm alabilecek bir doku sertlik ölçüm aygıtı tasarlamak gerektiği anlaşılmaktadır. Durometre, bizim çalışmamızda sadece kontrol gruplarında kullanılmıştır. Uygulama zorluğu in-vitro ölçümlerde bile hissedilmiştir. Fakat geliştirilen bizim aygıtta pozisyon zorluğu bulunmamaktadır. Her düzlemde çalışabilmektedir. Sadece tek koşul ölçüm yapılacak olan yüzeye dik konumlandırılmasıdır.

Enrico ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada insan trabeküler kemiği sertliği çalışılmıştır (17). Fakat bu çalışmada kullanılan yönteme göre numuneler üzerinde kalıcı deformasyonlar oluşturularak sertlik ölçümleri yapılmıştır. Bu da canlı doku üzerinde kesinlikle uygulanamayacak bir yöntemdir. Özellikle viskoelastik özellik gösteren dokular üzerinde kalıcı deformasyon sağlamak çok zordur. Uygulanan deformasyon, etkiyen kuvvet ortadan kalktığında değişecektir. Dolayısıyla bu yöntem tercih edilebilecek bir teknik değildir.

## **8.SONUÇ VE ÖNERİLER:**

Yeni geliştirilen doku sertlik ölçüm aygıtının tasarım detayları Tip 00 durometre esaslarına dayandırılmıştır (6). Bu esaslara göre ölçüm probunun başı küresel olup 2,5 mm çapındadır ve maksimum numune üzerinde oluşturulan deformasyon 2,5 mm'dir. Ana mil üzerinde kayan yüzük Morisada'nın yapmış olduğu bir çalışmadan (9) esinlenmiş ve insan yumuşak dokusu için 10 mm dış çapına sahiptir. Sonuç olarak bugüne kadar ki yapılmış çalışmalar incelendiğinde kliniklerde efektif olarak kullanılabilir doku sertlik tanı aygıtı bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda geliştirdiğimiz prototip'in deney hayvanları çalışması yapıp, laboratuvar ortamında oluşturulmuş dokuyu taklit eden materyaller üzerindeki bulunan sonuçlar kadar olumlu veriler yakalanabilirse kliniklerde kullanılabilir değerlerde bir doku sertlik tanı aygıtı olabilir.

Daha sonra prototip aygıtın küçültme işlemi yapılabilir. Şuan ki boyutu biraz büyük olan prototip daha da inceltip kalem boyutlarına indirgenebilirse hekimler tarafından önlük ceplerinde rahatca gezdirebilecekleri bir aygıt halini almış olur. Ayrıca ölçüm probunun ucuna ultrasonik bir algılayıcı eklenerek eşzamanlı olarak sertlik ölçümü esnasında dokudaki deformasyon görüntülenmiş olur. Bu sayede kanser ya da kitle gibi dokuların tanıları daha rahat olmuş olur. Prototip aygıt şuan bir veri toplama ünitesine ve bir yazılma ihtiyaç duyarak çalışabilmekte, buda mobilitesini oldukça düşürmektedir. Geliştirilecek olan modelde veri toplama kartını ve veri gösterge ekranınıda üzerinde bulunduracak bir tasarıma sahip olmalıdır. Üzerindeki LCD ekrandan her türlü veri takibi yapılabilir bir model geliştirilmelidir.



## **9.KAYNAKLAR:**

1. Makale M, Cellular mechanobiology and cancer metastasis. Birth defects Res C Embryo Today; 2007; 81(4):329-343.
2. Huang S, Ingber DE. Cell tension, matrix mechanics and cancer development. Cancer Cell, 2005; 8(3):175-176.
3. <http://www2.aku.edu.tr/~metinozgul/SFO/6Mekanik.pdf>
4. [https://rexgauge.securesites.net/tech\\_notes.php](https://rexgauge.securesites.net/tech_notes.php)
5. <http://www.zwick.com/frame/Control.php?action=Frame,show&mainNavId=8>
6. [http://www.checkline.com/shore\\_durometer/Durometer%20Technical%20Information#](http://www.checkline.com/shore_durometer/Durometer%20Technical%20Information#)
7. Antonucci MC, Pitman MC, Eid T, Steer PJ and Genevier ES. Simultaneous monitoring of head-to-cervix forces, intrauterine pressure and cervical dilatation during labour. Med. Eng. Phys, 1997; 19:317-326.
8. Ashina M, Bendtsen L, Jensen R, Sakai F, Olesen J. Muscle hardness in patients with chronic tension-type headache: relation to actual headache state. Pain, 1999; 79:201–205
9. Morisada M, Okada K, Kawakita K. Quantitative analysis of muscle hardness in tetanic constarctions induced by electrical stimulation in rats. Eur J Appl Phsiol, 2006; 97:681-686.
10. Arokoski JPA, Surakka J, Ojala T, Kolari P and Jurvelin JS. Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter. Physiol. Meas, 2005; 26:215–228
11. Zheng YP. An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues *in-vivo*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Sept. 1996; 43 NO 9.
12. Ottensmeyer MP. In vivo measurement of solid organ tissue mechanical properties. Lead Investigator, Simulation Group, CIMIT, 65 Landsdowne St. #147, Cambridge, MA, 02139, [mpo@alum.mit.edu](mailto:mpo@alum.mit.edu)
13. Yen PL. Palpation sesivity analysis of exploring hard objects under soft tissue. International Conferences on Advanced Intelligent Mechanics (AIM 2003)
14. Tanaka M, Furubayashi M, Tanahashi Y and Chonan S. Development of an active palpation sensor for detecting prostatic cancer and hypertrophy. Smart Mater. Struct, 2000; 9:878–884.

15. Constantinous CE. Force/Displacement probe for the dynamic evaluation of femorale pelvic floor function. ICS Annual Meeting, 29th August-2nd Sept.2005.
16. Kinoshita H, Miyakawa S, Mukai N and Kono I. Measurement of tissue hardness for evaluating flexibility of the knee extensor mechanism. Football Science, 2006; 3:15.
17. Dall'Ara E, O'hman C, Massimiliano Baleani\_, Marco Viceconti. The effect of tissue condition and applied load on Vickers hardness of human trabecular bone. Journal of Biomech, 2007, 40:3267–3270.