



T.C.
Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü

**DAİRESEL BÜKÜLMÜŞ OPTİK FİBERLİ SENSÖRLERİN
İNCELENMESİ ve BİR SENSÖR TASARIMI**

Taner SEZER

Yüksek Lisans Tezi



**DAİRESEL BÜKÜLMÜŞ OPTİK FİBERLİ SENSÖRLERİN
İNCELENMESİ ve BİR SENSÖR TASARIMI**

Taner SEZER



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DAİRESEL BÜKÜLMÜŞ OPTİK FİBERLİ SENSÖRLERİN İNCELENMESİ ve
BİR SENSÖR TASARIMI**

Taner SEZER

Prof.Dr.Güneş YILMAZ
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Bursa-2016

Her Hakkı Saklıdır.

TEZ ONAYI

Taner SEZER tarafından hazırlanan “DAİRESEL BÜKÜLMÜŞ OPTİK FİBERLİ SENSÖRLERİN İNCELENMESİ ve BİR SENSÖR TASARIMI ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Ana Bilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof.Dr. Güneş YILMAZ

Başkan : Prof. Dr. Güneş YILMAZ İmza
U.Ü Mühendislik Fakültesi,
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr. Sait Eser KARLIK İmza
U.Ü Mühendislik Fakültesi,
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr. Bahadır HİÇDURMAZ İmza
Dumlupınar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi,
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof.Dr.Ali Osman DEMİR
Enstitü Müdürü
.././....

U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

.../.../.....

Taner SEZER

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DAİRESEL BÜKÜLMÜŞ OPTİK FİBERLİ SENSÖRLERİN İNCELENMESİ ve BİR SENSÖR TASARIMI

Taner SEZER

Uludağ Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof.Dr. Güneş YILMAZ

Yaşanan teknolojik gelişmeler neticesinde optik fiber kullanımı yaygınlaştırmıştır. İlk olarak haberleşme alanında kullanılan optik fiber, zaman içerisinde aydınlatma ve sensör teknolojileri gibi farklı alanlarda da kullanılmaya başlanmıştır. Plastik optik fiberin üretimi ile maliyetler azalmış ve optik fiber kullanımı artmıştır. Mikro bükülme tekniğiyle çalışan sensörler hakkında birçok çalışma yapılmıştır. Optik fiber sensörlerin yapısının esnek olması, manyetik ortamda çalışabilmesi ve maliyetinin düşük olması optik fiber sensörlere olan ilgiyi arttırmıştır.

Bu tez çalışmasında optik fiberin mikro bükülmelere verdiği tepki araştırılmıştır. Araştırma sonucuna göre sensör tasarımı yapılmıştır. Mikro bükülmelerin ortaya çıkardığı zayıflamalar kullanılarak sensör tasarlanmıştır. Optik fiber sensörlerin test sonuçlarının yorumlanabilmesi için LabVIEW programı ile algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen yazılım test sonuçlarının izlenmesini ve kaydedilmesini sağlar.

Anahtar Kelimeler: Plastik Optik fiber, Mikro Bükülme, Basınç ve Hareket Algılayıcı
Optik Fiber Sensörler

2016, x + 76 sayfa

ABSTRACT

MSc Thesis

ANALYSIS OF CIRCULAR BENDED OPTICAL FIBER SENSORS and A SENSOR DESIGN

Taner SEZER

Uludağ University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electronics Engineering

Supervisor: Prof.Dr. Güneş YILMAZ

Optical fiber is commonly used in technology due to recent technology improvements. Optical fiber initially is used in the field of communication and afterwards, started to be used in illumination and sensor technology. Since the plastic optical fiber is launched, manufacturing costs are diminished and usage of optical fiber is increased. Meanwhile, number of study has been done for micro bending effects. The optical fiber sensors composition flexibility, ability of working in magnetic conditions and low manufacturing cost advantages increased to interest of using them in other technology fields.

In this thesis, the reaction of optical fiber against micro bending has been investigated. According to test results a new sensor designed depends on micro bending loss effects. LabVIEW program algorithm is developed to evaluate the test results. With this new program test results are able to be evaluated and recorded.

Key Words: Plastic Optical Fiber, Micro Bending, Pressure and Motion Sensing Optical Fiber Sensors

2016, x + 76 pages

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimin boyunca bana büyük destek veren aileme ve eşime en büyük teşekkürü bir borç bilirim, şüphesiz onların desteği olmasaydı amacıma ulaşmam çok daha zor olurdu.

Prof.Dr. Güneş YILMAZ ve Yrd. Doç.Dr. Eser KARLIK hocalarıma bana gösterdikleri anlayış ve destek için ayrıca teşekkür ederim.

Taner SEZER

.../.../.....

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	4
2.1. Solunum ve Kalp Atımı İzlenmesi için Bükülmüş Tekstil Optik Fiber Sensörün Kullanılması.....	4
2.2. Konvansiyonel Köprü Ağırlık Algılama Sensörleri ile Optik Fiber Sensörlerin Karşılaştırılması	6
2.3. Biyomedikal Uygulamalar.....	9
3. MATERYAL ve YÖNTEM	14
3.1. Test Düzenegindeki Materyallerin Tanıtılması.....	14
3.1.1. Işık Kaynağı ve Algılayıcı.....	14
3.1.2. İşlemsel Kuvvetlendirici.....	16
3.1.3. Veri Toplama Kartı.....	17
3.2. Optik Fiberin Sensör Olarak Kullanımıyla İlgili Testler.....	18
3.2.1. Sensör Uygulamalarının Prensibi.....	18
3.2.2. Oyuk Optik Fiberin Test Edilmesi.....	18
3.2.3. Mod Karıştırıcı ve Eşit Mod Dağılımı.....	20
3.2.4. Mod Filtreleme.....	22
3.3. Mikro Bükülmenin Matematiksel Modeli.....	25
4. BULGULAR	28
4.1. Devrelerin Şeması ve Çalışma Prensipleri	29
4.1.1. Verici Devresi	29
4.1.2. Alıcı Devresi	31

	Sayfa
4.1.2.1. AC Köprülenen Alıcı Devresi	32
4.1.2.2. DC Köprülenen Alıcı Devresi	35
4.2. Sensörlerin Çalışma Prensipleri	37
4.2.1. Nefes Sensörü.....	38
4.2.2. Sarma Sensörü.....	46
4.3. Veri Toplama	56
4.4. LabVIEW.....	58
4.4.1. Nefes Sensörü Arayüzü.....	59
4.4.2. Sarma Sensörü Arayüzü.....	61
5. SONUÇ	63
EKLER	65
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	75

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler	Açıklama
B_p, B_q	Yayımla sabitleri
Λ	Mikro bükülmelerin uzamsal frekansı
V^+	Potansiyel fark
I_R	Direnç akımı
K_v	Kuvvetlendirici kazancı
$R_{f,g}$	Direnç
V_{CC}	Ortak kollektör gerilimi
V_E	Emitör gerilimi
V_L	LED gerilimi
$R_1 R_2$	Direnç
V_{in}	Giriş gerilimi
V_{out}	Çıkış gerilimi
$F(t)$	Kuvvet
ν	Poisson oranı
σ	Gerilim stresi
ε	Gerilim uzaması
ε_x	Trans gerilim uzaması
ε_y	Aksiyel gerilim uzaması

Kısaltmalar	Açıklama
POF	Plastic Optical Fiber (Plastik Optik Fiber)
OFSETH	Optical Fiber Sensors Embedded into Technical Textiles for Healthcare (Sağlık İçin Akıllı Tekstil Ürünlerine Gömülü Optik Fiber Sistemler)
OTDR	Optical Time Domain Reflectometry (Zaman Alanında Optik Geri Yansıma)
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench (Laboratuar Sanal Mühendislik Cihazları Çalışma Tezgâhı)
HOMF	High Order Mode Filter (Yüksek Mod Filtreleme)
WIM	Weight in Motion (Hareket Halindeki Ağırlık)
WAVE	Weight in Motion Axles and Vehicles (Hareket Halinde Aks ve Araçların Ağırlığı)
B-WIM	Bridge Weight in Motion (Hareket Halindeki Köprü Ağırlığı)
FBG	Fiber Bragg Grating (Fiber Izgara Sistemi)
ERS	Electrical Resistance Strain Gauges (Elektrikli Direnç Gerilim Ölçer)
VM	Vibrating Wire (Tellerin Titremesi)
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Tınlama Görüntüleme)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Mikro bükülme prensibiyle çalışan sensör	2
Şekil 2.1. Optik fiber mikro sensörün yandan görünüşü.....	5
Şekil 2.2. Omurlar arasındaki baskıyı ölçen sistem	9
Şekil 2.3. Fiber Bragg sensörün dış implantında gösterimi.....	10
Şekil 2.4. Fiber Bragg sensörün kemik uzama sensörü olarak kullanılması.....	10
Şekil 2.5. Güç ölçüm sensörü	12
Şekil 3.1. LED sürücü devresinin basit görünüşü	15
Şekil 3.2. Ratioplast PIN Fotodiyot	16
Şekil 3.3. Basit işlemsel kuvvetlendirici devresi (evirmeyen).....	16
Şekil 3.4. Veri toplama kartı.....	17
Şekil 3.5. Oyuk fiber.....	19
Şekil 3.6. Sıkıştırılan oyuk plastik optik fiberin davranışı.....	19
Şekil 3.7. Mod karıştırıcı test düzeneği	20
Şekil 3.8. Mod karıştırıcının gerilim üzerindeki etkisi.....	21
Şekil 3.9. Mandrel sarma testinde kullanılan donanım.....	23
Şekil 3.10. Mandrel sarma etkisinin araştırılması.....	24
Şekil 3.11. Mikro bükümlü optik fiberin yapısı.....	25
Şekil 4.1. Devre şeması.....	29
Şekil 4.2. LED sürücü baskı devresi.....	30
Şekil 4.3. LED sürücü devresinin şeması.....	30
Şekil 4.4a. AC Köprüleme.....	32
Şekil 4.4b. DC Köprüleme.....	32
Şekil 4.5. Nefes sensörü için AC köprülenen alıcı devresi.....	33
Şekil 4.6. Nefes sensörünün baskı devre görüntüsü.....	33
Şekil 4.7. Transempedansın şeması.....	34
Şekil 4.8. Sarma sensörü için DC köprülenen alıcı devresi.....	36
Şekil 4.9. Sarma sensörünün baskı devre görüntüsü.....	36
Şekil 4.10. Nefes sensörünün görüntüsü.....	38
Şekil 4.11. Kemerin esnek kısmında yer alan nefes sensörü.....	38
Şekil 4.12. Kemerdeki nefes sensörü.....	39
Şekil 4.13. Bükülme çapının çıkış gerilimi üzerindeki etkisi.....	39
Şekil 4.14. Bükülme çapının çıkış gerilimi üzerindeki etkisi (Artan Çap).....	40
Şekil 4.15. Açısal bükülmenin gerilime etkisi.....	41
Şekil 4.16. Nefes sensörünün insan vücudunda denenmesi.....	42
Şekil 4.17. Nefes testi sonucu.....	43

	Sayfa
Şekil 4.18. Değişken nefes testi sonucu.....	44
Şekil 4.19. Hızlı nefes alıp verme testi sonucu.....	44
Şekil 4.20. Nefes sensörü yazılım arayüzü.....	45
Şekil 4.21. Sarma sensörü.....	46
Şekil 4.22. Bükülme çapının zayıflama üzerindeki etkisi.....	47
Şekil 4.23 Çevrim sayısının gerilim üzerindeki etkisi.....	47
Şekil 4.24. Sarma sensörü test düzeneği.....	48
Şekil 4.25. Sarma sensörünün test çıktıları.....	48
Şekil 4.26. Dinamik sarma sensörünün yazılım arayüz görüntüsü.....	50
Şekil 4.27. Birinci sensör basınç altında.....	51
Şekil 4.28. Bütün sensörler basınç altında.....	51
Şekil 4.29. Test sonuçları.....	52
Şekil 4.30. Test düzeneği.....	53
Şekil 4.31. Sarma sensörünün 5 farklı ağırlık ile testi.....	55
Şekil 4.32. Sarma sensörünün 2N'luk ağırlık ile testi.....	55
Şekil 4.33. NI USB 6008 veri toplama kartı.....	56
Şekil 4.34. İşaret fark gerilim bağlantısı.....	57
Şekil 4.35. Bağlantı diyagramı.....	57
Şekil 4.36. Nefes sensörünün blok şeması.....	59
Şekil 4.37. Nefes sensörünün arayüzü.....	60
Şekil 4.38. Sarma sensörünün blok şeması.....	61
Şekil 4.39. Sarma sensörünün arayüzü.....	62

ŞEKİLLER DİZİNİ-EK

Şekil E.1. Nefes sensörü yazılım mimarisi.....	71
Şekil E.2. Sarma sensörü yazılım mimarisi.....	72

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 4.1. Nefes sensörü test sonuçları.....	42
Çizelge 4.2. Excel dosyasındaki sensör testi.....	43

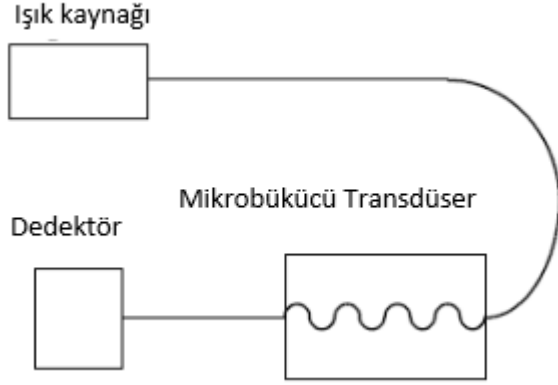
ÇİZELGELER DİZİNİ – EK

Çizelge E.1. 905SE650 LED parametreleri sonuçlar.....	66
Çizelge E.2. PIN fotodiyot parametreleri	67
Çizelge E.3. AD8045 transempedans parametreleri	68
Çizelge E.4. TL082J parametreleri	69

1. GİRİŞ

Optik sensörler sıcaklık, basınç, yer değiştirme, uzama, manyetik alan ve çevresel değişkenleri ölçmek için kullanılır. Optik fiber sensörler yüksek bant genişliği, hafiflik, çürümezlik, geometrik esneklik ve elektromanyetik girişimden etkilenmemek gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Optik fiber sensörler çok hassas çalışırlar ve manyetik girişimden etkilenmezler bu yüzden de medikal uygulamalarda geniş kullanım alanlarına sahiptirler. Genel olarak optik fiber sensörlerin çalışma prensibi oldukça basittir. Haberleşme uygulamalarında, fiberin içerisine gönderilen işaret çevresel faktörlerden etkilenerek zayıflar, hatta kesilmelere uğrar. Optik fiber sensör de zayıflama ve kesilmelere neden olan çevresel faktörlerin tespit edilmesini sağlar. Optik fiber sensörler çevresel faktörlerin fiber içerisinden geçen ışık üzerindeki etkilerini tespit eder ve zayıflamaları ölçer. Bu sebeple, optik fiber sensörler çok geniş kullanım alanlarına sahiptirler. Kullanım alanları olarak akıllı malzemeler, yapılar, endüstriyel süreçlerin izlenmesi ve medikal uygulamalar gibi birçok değişik alan örnek verilir.

Fiberin içindeki ışığın zayıflamasının bir başka sebebi de optik fiberin kendi yapısının elverdiğinden daha fazla bir açıyla bükülmesiyle ışığın fiberin özünden çıkarak kılıfının içine sızmasıyla oluşan durumdur. Optik fiberin içerisinde oluşan mikro bükülmeler sonucunda yerel olarak yoğunluk modülasyonu sebebiyle ışık geçişleri olabilir. Mikro bükülme prensibini temel alarak çalışın sıcaklık, basınç, titreşim ve diğer ortam şartlarını algılayacak fiber sensörler yapılır. Şekil 1.1' de ışık kaynağını da içeren bir sensörün yapısı görölmektedir. Bu sensörde, fiber mikro bükülmeler oluşturacak bir cihazın içerisinden geçmektedir ve dış etkenlere karşı daha hassas hale getirilmiştir (Dutton 1998).



Şekil 1.1. Mikro bükülme prensibiyle çalışan sensör (Dutton 1998).

Şekil 1.1’ de gösterilen test düzeneğinde yer alan fiber, testere dişli ızgara sisteminin içerisinden geçirilmiştir. Bu tip sistemlerde ışık merceği vasıtasıyla fiberin içerisine sokulur ve fiber testere dişli ızgaranın arasından geçer. İki testere dişli ızgaradan biri sabitlenir diğeri hareketli olarak kalır. Fiber sıkıştırılarak ışık şiddetinde kayıplar meydana getirilir. Dış etmenler ile optik fiberdeki kayıplar arasında bir bağlantı kurulması optik fiber sensörlerin temelini oluşturur. Tezin daha sonraki bölümlerinde bu prensip kullanılarak sensör gelişimi ile ilgili ayrıntılı bilgi sunulacaktır.

Geçmişte optik fiber sensörlerin tıp alanındaki kullanımları konusunda birçok araştırma yapılmıştır. Özellikle manyetik tınlama alanlarındaki davranışları incelenmiştir. Optik fiber sensörler manyetik alandan etkilenmez. Bu yüzden solunum hareketleri ve nefes alım veriminin takibi için optik fiber sensörler denenmiştir. Bu tip sensörlerde bükülme kayıpları tekniği, interferometre ve ızgara teknikleri (FBG, Fiber Bragg Gratings) kullanılır.

Sağlık hizmetlerinde izleme, hastaların tedavileri ve sürekli bir medikal destek açısından oldukça önemlidir. Hastaların mobil takibini gerçekleştirebilmek için, insan vücudunun sıcaklık, nefes sıklığı, kalp aktiviteleri gibi hayatsal önem taşıyan fiziksel parametreleri ölçebilen, giyilebilir izleme sistemlerinin geliştirilmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Akıllı giysiler bu geliştirme çalışmalarında büyük rol oynamıştır, ayrıca kişilerin kullanım esnasında konforlarını da etkilememesi önemlidir. Şimdiye kadar geliştirilen birçok sistem

elektriksel olarak çalışmaktadır. Yeni bir gelişme olan OFSETH (Optical Fiber Sensors Embedded into Technical Textiles for Healthcare), sağlık için Akıllı Tekstil Ürünlerine Gömülü Optik Fiber Sistemler olarak adlandırılmaktadır. Optik fiber sensör teknolojilerindeki gelişmeler, giyilebilir sağlık izleme tekstil ürünlerinin kullanım alanlarını da artırmaktadır. Tezin materyel ve yöntem kısmında giyilebilir bir sensör tasarımının hangi aşamalardan geçtiği hakkında detaylı bilgi verilmiştir.

Giyilebilir optik fiber sensörler (örneğin kemer, battaniye gibi) diğer sensörlere göre daha kolay kullanım imkânına sahip oldukları için personel tarafından da daha fazla tercih edilmektedir. Bu sebepten dolayı tezde optik fiber sensör bir kemer üzerine yerleştirilmiştir. Sensörün daha hassas davranması için kemer esneyen ve esnemeyen diye iki farklı tipte tasarlanmıştır. Konu ile ilgili bilgi bulgular bölümünde detaylı olarak anlatılmıştır.

Sensörlerin manyetik tınlaşımından etkilenmemesinin yanısıra su altında da çalışabilmesi ciddi bir avantaj sağlamaktadır. Bu sebeple tezde sarma sensörü özellikle felçli hastaların su altındaki tedavilerinde kullanılmasına yönelik olarak geliştirilmiştir. Bu konu hakkında tezin yöntem ve bulgular kısmında daha detaylı bilgi verilecektir.

Optik fiberin sensör tasarımında nasıl kullanıldığı ile ilgili detaylı bilgiler tezin gelecek bölümlerinde yer almaktadır. Ayrıca optik sensörlerle yapılan testler ve sonuçlarının yorumlanması bulgular kısmında detaylı olarak anlatılmıştır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Solunum ve Kalp Atımı İzlenmesi için Bükülmüş Tekstil Optik Fiber Sensörün Kullanılması

Son yıllarda kalp atışlarını ve solunumu izlemek için yapılan araştırmalar hızlanmıştır. 2004 yılında Virginia Teknik' teki bazı araştırmacılar multi mode fiberler ile donatılmış akıllı yatak geliştirerek hastanın kalp atışları ve solunum gibi temel fonksiyonlarını kayıt altına almışlardır. Hastanın konforunu bozmadan, hareketlerini kısıtlamadan kayıt altına almayı başarmışlardır. Kardiyak ve solunum aktiviteleri için ızgara metodu (Fiber Bragg) kullanılmıştır ama pahalı ve karmaşık olduğundan dolayı ilgi görmemiştir.

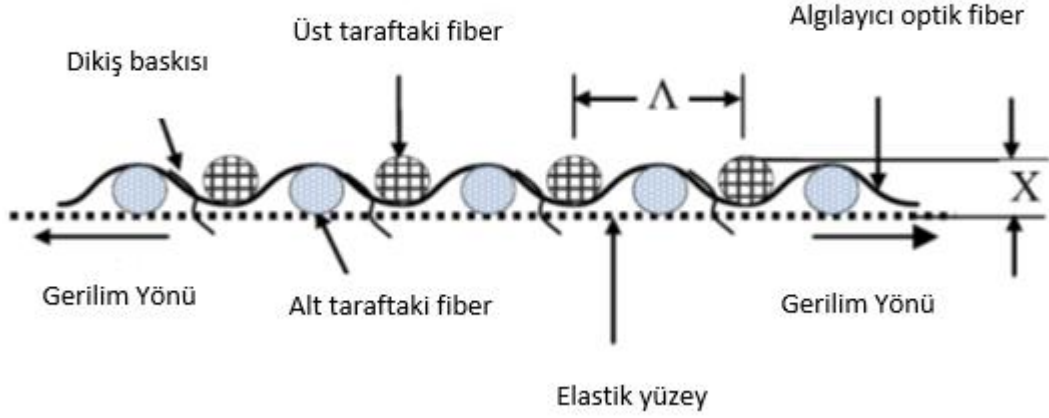
2014 yılı Ocak ayında Çin' deki Huazhong Üniversitesindeki araştırmacılar pahalı ve karmaşık olmayan optik fiber solunum sensörü tasarlamışlardır. Bu çalışmadan bazı alıntılar yapılarak bilgi verilecektir.

Kalp atışı ve solunum gibi insani açıdan önemli bulguların izlenmesi özellikle yaşlı insanlar için bir gerekliliktir. Önemli işaretlerin uzun süreli izlenmesi, özellikle kalp ve akciğer hastalıklarının tanımlanması için oldukça önemlidir. Uzun süreli izlemeler için vucüttan işaretleri alacak olan sensörlerin ya da elektrotların izleme süresince hasta ile birlikte taşınma zorunluluğu hastanın bazen cildinde tahrişe ya da en azından hayat konforunun düşmesine neden olur.

Optik fiber sensörler hayati önemli işaretlerin alınmasında kullanılabilir. Optik fiber sensörler elektro manyetik alanlardan etkilenmez, kimyasal reaksiyonlara sebep olmaz, çalışma modu ve hafifliği gibi avantajları vardır. Fiber sensörler ısı üretmez, elektrik kaçaklarına neden olmaz, medikal cihazlar ile birlikte kullanıldığında bozucu etkiler oluşturmaz.

Fiber sensörler tekstilde, normal iplik gibi kullanılarak fiber özü ile çeşitli kıyafetler örülebilir. Bu tip fiber kıyafetlerden oluşan ürünleri giymek, taşımak oldukça kolaydır ama kalp atımı gibi kritik ölçümleri yapmak çok kolay değildir. Çin Huazhong Üniversitesi' nde yapılan çalışmada mikro bükümler oluşturarak kalp atımı gibi hayati önemi olan işaretlerin daha kolay algılanabilmesi için fiber dokulu giysi yapılmıştır. Optik fiberin giysinin içerisine

nasıl yerleştirildiği Şekil 2.1’ de görülmektedir. Algılayıcı fiber üzerindeki baskıyı arttırmak için alt ve üst kısımlarda da fiberler kullanılmıştır (Xiufeng 2015).



Şekil 2.1. Optik fiber mikro sensörün yandan görünüşü (Xiufeng 2015)

Fiberdeki mikro bükülmeler ışığın fiber içerisinde mod değiştirmesine neden olur, bunun sonucunda ışığın gücünde ve yoğunluğunda bazı kayıplar oluşur ve bu kayıplar kolaylıkla optik algılayıcı ile algılanabilir.

Yang ve arkadaşları yaptıkları çalışma ile 6,9 rpm’ den 105 rpm’ e kadar farklı hızlardaki kalp atımını yaptıkları elektronik motorlu sistem ile test etmişlerdir. Test sonuçları kalp atım hızını ölçen bir ürün ile de karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar optik fiberin verdiği sonuçların doğru olduğunu göstermektedir. Yang ve arkadaşları yaptıkları çalışma ile konforlu, ucuz ve kararlı bir sensör tasarlamışlardır (Xiufeng 2015).

2.2 Konvansiyonel Köprü Ağırlık Algılama Sensörleri ile Optik Fiber Sensörlerin Karşılaştırılması

Myra Lydon ve arkadaşları köprülerin taşıdığı ağırlıkların algılanmasında kullanılan sensörlerin kullanımında ortaya çıkan sorunlardan yola çıkarak, muadil bir sensör tasarımı konusunda bazı deneme ve çalışmalar yapmışlardır. Tasarladıkları sensörleri ve karşılaştırmalı test sonuçlarını bir makale de derlemiştirler (Myra, 2014).

Kuzey Amerika ve Avrupa’ da yapılan köprülerin büyük çoğunluğu 1950-60’larda inşa edilmiştir ve tasarlandığından daha fazla yük taşımak zorunda kalmışlardır. Köprülerin durumunun incelenmesi için köprü deformasyon monitor sistemleri geliştirilmiştir. Konvansiyonel köprü durum izleme sistemleri bize köprünün sağlığı hakkında bilgi verebilir ama üzerindeki stresi ölçmemize izin vermemektedir. Köprülerin üzerindeki yük son yıllarda çok hızlı bir şekilde artmıştır. Avrupa’ da km başına düşen ton miktarı sadece son 10 yılda %30 oranında artmıştır. Durum Amerika için de aynıdır. Köprülerin güvenliği için üzerinden geçen kamyonların sıklığı ve ağırlıkları ile o andaki köprü durumu gibi bilgilere ihtiyaç vardır. Köprülerin durumunun tespiti için iki önemli nokta vardır; geçen araçların ağırlığının bilinmesi ve köprülerin durumunun analizi. Hareket halinde ağırlık tespiti (Weight in Motion – WIM) bilinen ve kullanılan bir metottur. WIM araçlar otobanda seyir halinde iken ağırlıklarını tespit için kullanılır. Fakat bu sistem araçların aks ağırlık dağılımına bağlıdır, ayrıca sıcaklık ve ortam şartlarındaki değişikliklere göre tekrar ayara ihtiyaç duyarlar. Tüm bunlar sağlansa bile %95 oranında bir doğrulukla ölçüm yapabilir. 1970’lerde geliştirilen B-WIM(Bridge Weight in Motion) sistemi sayesinde sadece anlık aks ağırlığını değil, tüm sensör sistemi üzerindeki ağırlığı ölçebilen bir sisteme geçilmiştir (WAVE – Weight in Motion Axles and Vehicles). Sistemin diğerlerinden farkı daha kararlı ve daha portatif olmasıdır. WAVE sistemi üzerine SiWIM sistemi geliştirilmiştir (Jakob, 1999).

B-WIM yüksek oranlı tarama ve mikro yapısı ile otoyolda hareket eden araçların oluşturduğu anlık işaret yükselmelerini tespit edebilmektedir. Sensör ayrıca aks yapısı ve araç hızı hakkında da bilgi verebilmektedir. Sistem geliştirmeye açık yönleri ve pahalı olmayan metodları ile dikkat çekmektedir, fakat alınan işaretler güçlendirilmelidir. İşaretlerin güçlendirilmesinin maliyetli olması araştırmacıları başka arayışlara itmektedir.

Araştırmacılar optik fiber sensörler kullanarak soruna çözüm bulabileceklerini düşünmektedirler ve FBG (Fibre Bragg Grating) metodunu kullanarak yeni bir sensör geliştirmişlerdir. FBG sensörlerin performansı konvansiyonel elektrik dirençli sensörler ve kablo titreşim sensörlerine göre test edilmiştir. Aksın altında yükteki fiberin çok küçük değişimleri algılayabilmesi için sonlu elemanlar analizine ihtiyaç duyulmuştur. B-WIM'nin akstaki en küçük değişimleri algılaması için algoritma geliştirilmiştir. İşaretlerin güçlendirilmesi mikro yapıdaki optik fiber için de gerekmektedir.

Myra Lydon ve arkadaşları köprü gibi yapılarıdaki baskı değişikliklerini algılayacak optik fiber sensör ve konvansiyonel sensörlerin karşılaştırmasını yapmışlardır. Düşük işaret seviyelerini daha iyi algılayabilmek için kullanılan güçlendirici ve algoritmaları incelemişlerdir.

Farklı montaj teknikleri kullanılarak FBG (Fiber Bragg Grating) tabanlı sensörlerin B-WIM sensörleriyle (ERS (Electrical Resistance Strain Gauges) ve VW (Vibrating Wire)) karşılaştırması yapılmıştır (Myra 2014).

İlk aşamada FBG sensörlerle performans karşılaştırılması yapılmıştır. FBG sensörler 20 kHz' lere kadar çıkan yüksek tarama hızları ile bu denemede eşleştirilebilecek sensör olmadığı için bu tarama hızında deneme yapılamamıştır. VW sensörlerin tarama hızı 0,2 Hz olduğu için optik fiber sensörler ile karşılaştırmaya uygun değillerdir. FBG ve ERS sensörleri hemen hemen aynı özellikleri taşırlar, fakat ERS sensörlerinin tarama hızları FBG sensörlerinki kadar yüksek değildir. Bu yüzden 0,2 Hz' de FBG, VW ve ERS sensörleri test edilmiş. İkinci testte ise tarama hızının 5 Hz' e çıkmasından dolayı VW sensörleri test dışında kalmıştır (Myra 2014).

Sonlu elemanlar analizine göre sensörün bağlandığı plakanın geometrisi ile sensörün işaret güçlendirmesi arasında bir ilişki vardır. Yapılan testlerde ERS sensörünün betona doğrudan yapıştırıcı ile tutturulması sonucunda ilk çatlamalardan sonra sensör yapıdan ayrıldığı için test tamamlanamamıştır. ERS sensörü bağlantı plakasından kopana kadar olan kısımda FBG sensörü ERS sensörüne göre daha iyi performans göstermiştir (Myra 2014).

ERS sensörünün testlerde plakadan ayrılmasından dolayı çeşitli sabitleme denemeleri yapılmıştır. Plakalar değiştirilirken tutturma somunlarının bile sonuçları etkilediği görüldüğü için plaka tasarım testleri çeşitlendirilmiştir. Tutturma somunlarının bazı kuvvetleri absorbe ettiği tespit edilmiştir. Bu yüzden tutturma somunu yerine ERS sensörleri doğrudan betona ya da plakaya yapıştırılmıştır. Sistem geliştirme testlerinden sonra karşılaştırmalara devam edilmiştir, fakat 0,2 Hz' deki testlerin FBG sensör için uygun olmamasından dolayı tekrar edilmemiştir. 5 Hz' de de VW Sensörü çalışmadığı için kalan testler FBG ve ERS sensörleri arasında yapılmıştır. Tasarlanan plaka ve sabitleme metodları kullanılarak beton üzerine donanım monte edilmiştir. Elde edilen veriler daha önceki sonuçların neredeyse iki katına çıktığını göstermiştir. Hafif ağırlık değişimleri bile 0,5 μ V gerilimler oluşturmuştur (Myra 2014).

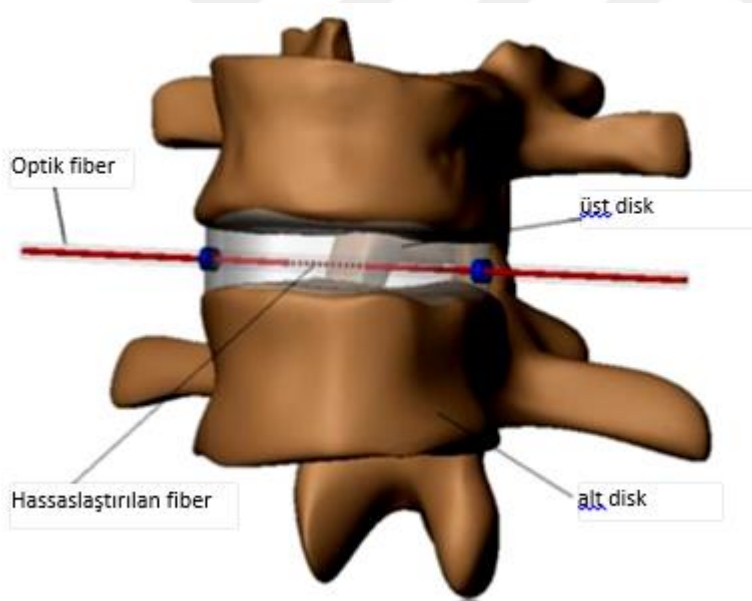
Sonuç olarak, ERS ve FBG sensörlerinin karşılaştırılması için aşamalı testler yapılmıştır. Bazı testler ERS sensörünün bağlı bulunduğu plakadan kopmasından dolayı tamamlanamamıştır. Test sonuçlarına göre, ERS ve FBG sensörleri performans olarak farklı tablolar çizmemişlerdir. Fakat FBG sensörler kolay montaj ve geniş alan kontrolü için maliyet avantajı sağlaması gibi noktalarda ERS sensörünün önüne geçmiştir. ERS sensörü montaj şeklinin sonuca olan büyük etkisinden dolayı dikkatli bir şekilde monte edilmelidir. Ayrıca ERS sensörlerinin zaman içerisinde korozyon uğraması dezavantaj olarak sayılmaktadır (Myra 2014).

2.3. Biyomedikal uygulamalar

Paulo ve ekibi optik fiber sensörlerin biyomedikal kullanım alanları hakkında araştırma yapmış ve çalışmaları bir makalede toplamışlardır (Paula, 2014).

FBG sensörler ile oluşan baskı ve istenen bölgedeki uzamaları ölçmek için optik fiberlerin nasıl kullanıldığı hakkında bazı bilgiler verilmiştir.

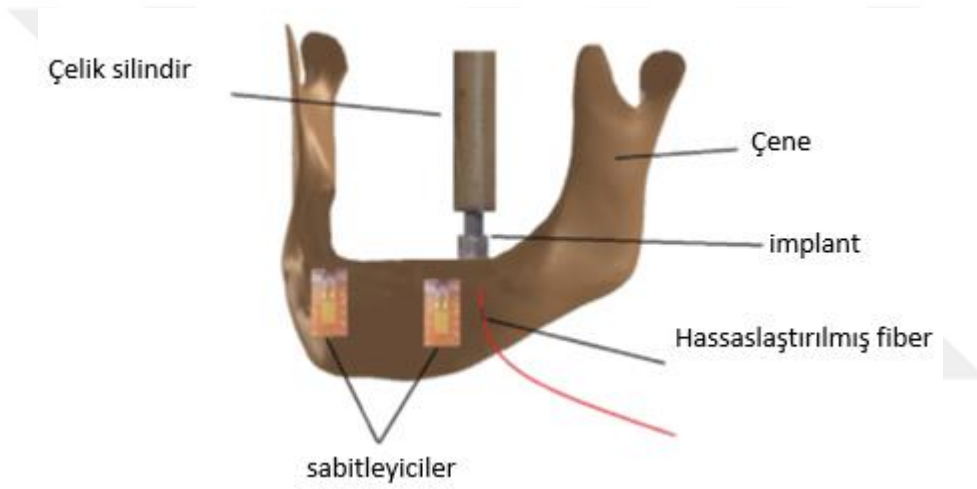
İlk olarak kadavraların üzerinde aşil tendonların ve bağların uzamalarının ölçümleri amaçlanarak denemeler yapılmıştır. Denemeler, kadavranın omurunun içerisine FBG sensör yerleştirilerek aksel baskıların nasıl bir deformasyon oluşturduğunu ölçmeye yöneliktir. Şekil 2.2' de görüleceği üzere fiber omurların arasından geçirilerek omurların üzerinde oluşan baskının uzun süreli izlenmesi planlanmıştır (Roriz, 2011).



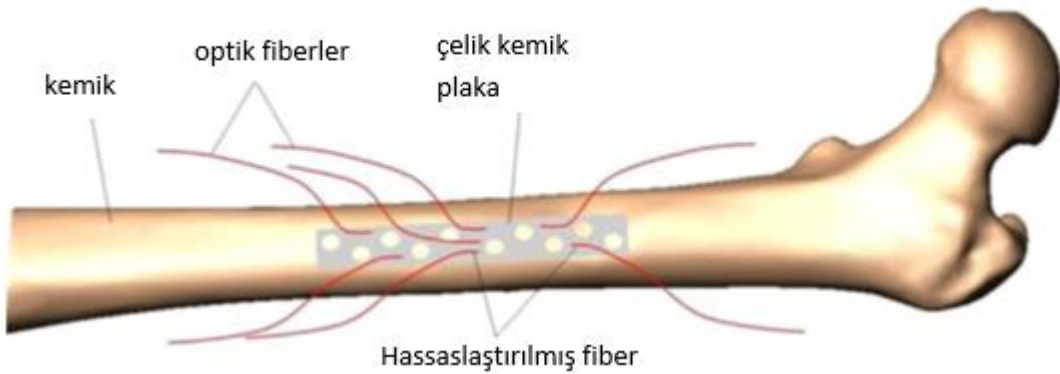
Şekil 2.2. Omurlar arasındaki baskıyı ölçen sistem (Roriz, 2011)

FBG sensörler ağ oluşturularak geniş bir bölgenin izlenmesine de olarak sağlarken konvansiyonel sensörler sadece belli bir noktanın izlenmesine olanak sağlayabilmektedir. Konvansiyel sensörler ile FBG sensörleri bu yüzden karşılaştırmak oldukça zordur, çünkü FBG sensörler bir aşil tendonun belli bir bölgesinin tamamının baskısını gösterebilir ve tüm yapı hakkında fikir verebilir.

Diş implantı ile ilgili yapılan çalışmada çene ile implant arasına toplam 8 adet sensör yerleştirilmiştir. Şekil 2.3' te optik fiberlerin nasıl yerleştirildiği hakkında fikir sahibi olabileceğimiz şekil bulunmaktadır. 4 adet FBG sensör 4 adet konvansiyonel sensör kullanılarak bir çalışma yapılmıştır. Her iki sensör tipi de aynı davranışları göstermişlerdir. Fakat optik fiber sensörler metalik olmayan yapıları nedeniyle alerjan değillerdir. Ayrıca boyutlarından dolayı uygulanması daha kolaydır.



Şekil 2.3. Fiber Bragg sensörün diş implantında gösterimi (Carvalho, 2006)



Şekil 2.4. Fiber Bragg sensörün kemik uzama sensörü olarak kullanılması (Talaia 2007)

Şekil 2.4' te görüldüğü gibi FBG sensörler kadavra kemiği üzerine yapışkan ile tutturularak kemiğin uzaması tespit edilmeye çalışılmıştır. Sensörlerin kemiğe tutturulmasında iletken bir plaka (ABS dediğimiz plastik madde) ya da başka bir tutucu malzemenin kullanılması sonuçlar üzerinde etki yapar. Travmatik sakatlıklar, metabolik hastalıklar ya da osteoporoz sonucunda kemiğin sağlığı etkilenir. Dünya çapında 200 milyondan fazla insan kemik sağlığı ile ilgili sorunlar yaşamıştır. FBG sensörler kemikte meydana gelen deformasyonu tespit için kullanılabilir. İlk olarak cansız bir kemik dokusunun yük altındaki davranışları izlenip elde edilen tecrübeler canlı kemik dokusunu karakterize etmek için kullanılabilir (Talaia, 2007).

FBG sensörlerinin diğer bir çalışma alanı da nefes alıp verirken göğüs kafesinin yaptığı hareketlerin algılanmasıdır. 2001 yılında yapılan çalışmada 10 Hz' e kadar olan hareketlerin algılanması sağlanmıştır (Wehrle, 2001).

FBG sensörler ayrıca kardiyak hareketlerin izlenmesinde de kullanılmıştır. Bu teknik optik fiber pletismografi olarak adlandırılır. Bu teknik mikro bükülmeleri temel alarak çalışmaktadır, optik fiber ile halkalar oluşturulur ve bir kemerin üzerine optik fiber monte edilir, göğüs hareketlerinin değişmesine istinaden yapılan optik halkalarında çapı değişir, çap değişikliği fiberin zayıflamasında değişiklikler meydana getirir. Diğer bir yöntem ise optik fiberin bir tekstil ürünün içerisine sabitlenmesi, böylece daha uzun süreli gözlemler yapılmasıdır. Bu teknik sayesinde hastalar Manyetik Rezonans Girişiminin (MRI) olduğu testleri de yaptırabilirler (Grillet, 2008).

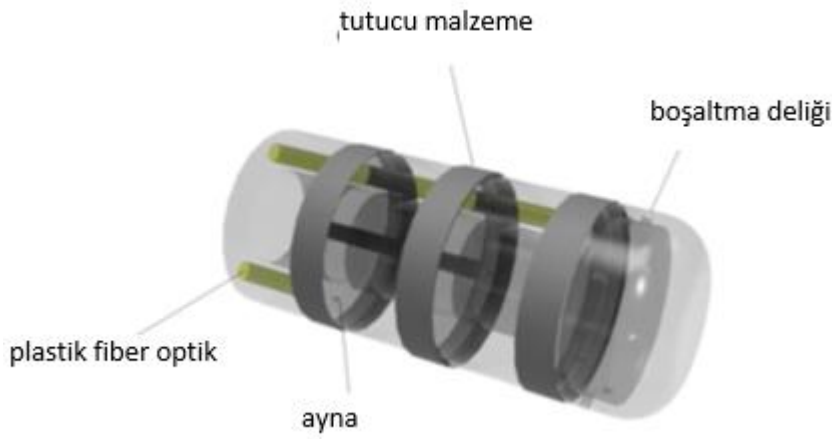
FBG sensörler koruyucu başlıkların içerisine yerleştirilerek travmatik kazalarda maruz kalınan gücün tespiti içinde kullanılabilir. Ayrıca ağız koruyucusunda testere şeklinde koruyucu ürünün içerisine yerleştirilebilir ve gelen darbelerin gücü ölçülebilir (Paulo 2014).

Spor ve robotik cerrahi uygulamalar diğer özel uygulama alanları olarak sayılabilir. Bu alanlarda kavrama gücü ölçümü ve vücut durumunun kontrolü için sensörler kullanılabilir. Her bir parmağın uyguladığı gücü ölçmek için dinamometre ile güç ölçüm cihazı yapılabilir. 5 adet FBG sensör silindirik bir borunun üzerine iki sünger dokunun arasına sarılır. Parmak ile sünger sıkıldığında uygulanan güce bağlı olarak dalga boyu değişir. Bu sensör bir robotun elinde kullanıldığında kolayca malzemeye zarar vermeden tutabilir, üstelik bu sistem yoğun

manyetik tınlaşım olan alanlarda da kullanılabilir. Sistem ile 0,1 kgf hassasiyetinde küçük kuvvetler uygulayabilir (Paul, 2005).

FBG sensörler robotik cerrahi alanında rahatlıkla kullanılabilir. Damar tıkanıklığı ve kardiyak cerrahi operasyonlarda robotik yardımlar artmaktadır. 2010 yılında geri yansımaya sebep olan bir kitlenin tespiti ve çıkarılmasında yoğunluk modülasyonlu fiber kullanılmıştır. Şekil 2.5. ' te görüldüğü gibi 3 adet plastik optik fiber plastik bir sondanın içerisine monte edilerek 3 eksenli güç algılama sistemi oluşturulmasında kullanılmıştır. Bu sistem 0-1,1 N aralığında güçleri 0,04 N hassasiyetle algılayabilmektedir. Üstelik yanıt zamanı oldukça düşüktür (Polygerinos, 2009).

TactiCath™ iç-algılama adıyla anılan ticari bir çözüm halinde bu ürünü sunmaktadır. Bu sensör 3 adet FBG sensörün bir tüpün içerisine yerleştirilmesiyle elde edilmiştir (Polygerinos, 2009).



Şekil 2.5. Güç ölçüm sensörü (Polygerinos, 2009)

Temas noktalarında farklı eksenlerde 10 Hz frekansında ve 0,001 kgf hassasiyetinde güç ölçümü yapılabilir. Kitlenin çıkarılırken bu güç verisinin incelenmesi oldukça önemlidir, yoksa çalışılan bölgedeki dokulara zarar verilebilir. Bu sensör robotik cerrahi alanında oldukça önemlidir, çünkü cerrahi operasyon esnasında dokunma duyusunu minimize etmek

gerekir. Cerrahi operasyonlar oldukça hassas manevralar gerektirir, bu sensör insandan daha hassas manevralar yapmaya olanak sağlar.

Ayrıca bu tip sensörler manyetik girişim altında da çalışabildiği için beyin ameliyatlarında MR çekimi yapılabilir. Gelecekte anatomik yapıların iz haritasının çıkarılması ve dokunma duyusunu algılayan yeni cihazlar yapılabilir.

Sonuç olarak, optik fiber sensörler konvansiyonel sensörler ile karşılaştırıldığında küçük boyutları, yüksek çözünürlükleri, ucuz olmaları, düşük alerjen riskleri ve kolay uygulanabilmeleri nedeniyle biyomedikal alanında büyük avantajlara sahiptirler. Optik fiber sensörler ısıtılarak ya da kloramin peratik asid, hipokloratik sodyum, etilen oksit çözeltilisine batırılarak kolayca arındırılabilir. Canlı yapılarda uzun süreli gözlemler için optik fiber sensörler vazgeçilmez avantajlara sahiptirler. Son olarak yapılan araştırmalarda alerji ve reaksiyon hakkında herhangi bir geri bildirim bulunmamaktadır (Paulo 2014).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu bölümde, kullanılan devre elemanları kısaca tanıtılacak ve kullanılan yöntemler hakkında bilgiler verilecektir.

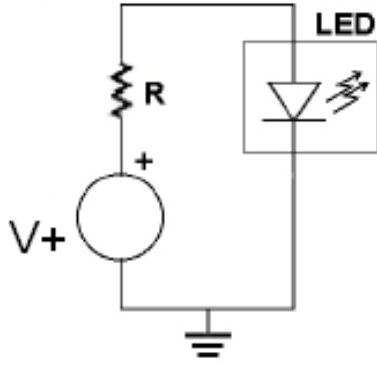
3.1. Test Düzenegindeki Materyallerin Tanıtılması

3.1.1. Işık Kaynağı ve Algılayıcı

Plastik optik fiberler hem LED hem de lazer ışık kaynakları ile birlikte kullanılabilir. 570 nm ve 650 nm dalga boylarındaki plastik optik fiber çalışma pencereleri her iki ışık kaynağı ile çalışma imkânı sunar. Fakat maliyet açısından LED ışık kaynakları lazer ışık kaynaklarına göre oldukça ucuzdur. Bu yüzden tezde ışık kaynağı olarak LED ışık kaynağı kullanılmıştır.

LED aslında yarı iletken diyot üzerine kurulmuştur. Bu etkiye elektro ışımaya denir ve ortaya çıkan ışığın rengi yarı iletkenin enerji seviyesine bağlıdır. LED'ler genel olarak yapıları yüzünden küçük alanlarda ve bütünleşmiş optik parçalarda kullanılır. LED'ler birçok avantajlara sahiptir; bunlar yüksek parlaklık, düşük enerji tüketimi, uzun ömürlü olmaları, küçük boyutları, hızlı anahtarlama özellikleri ve daha fazla dayanıklılık olarak sayılabilir.

Tezde Ratioplast-Optoelectronics yapımı 905SE650 model LED ışık kaynağı olarak kullanılmıştır. 905SE650 model LED ışık kaynağı ile ilgili detaylı bilgi ekler bölümünde verilecektir. LED, OPAMP ve direncin yer aldığı bir devre ile sabit akımla sürülmektedir. Şekil 3.1' de basit LED devresi gösterilmiştir. LED üzerinden akan akımı sınırlamak için bir direnç seri olarak koruyucu amaçla bağlanmıştır.



Şekil 3.1. LED sürücü devresinin basit görünüşü

V_L LED'in üzerindeki gerilim, V_R ise direnç üzerindeki gerilim olarak tanımlanabilir. LED'in üzerinden akan akım ise 3.1' deki formül ile bulunabilir.

$$V^+ = V_R + V_L \quad (3.1)$$

$$V^+ = I_R \cdot R + V_L \quad (3.2)$$

LED'in ve direncin üzerinden akan akım aynıdır, bu yüzden gerekli I_R bulunabilir.

$$I_R = \frac{V^+ - V_L}{R} \quad (3.3)$$

(3.3)' te görüldüğü gibi, I_R değeri direncin değeri değiştirilerek kontrol edilebilir. Fotodiyot çalıştığı moda bağlı olarak ışığı gerilim veya akıma çeviren bir çeşit fotodedektördür.

Alıcı devresinde, PIN fotodiyot kullanılmıştır. PIN silikon diyot 500 ila 1120 nm arasında çalışır. Bu dalgaboyu aralığı sayesinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Tezde Ratioplast 905SE650SM101 model PIN fotodiyot kullanılmıştır. Fotodiyotun genel görünümüne Şekil 3.2. ' de yer verilmiştir. Fotodiyot ile ilgili detaylı bilgi ekler bölümünde verilecektir.

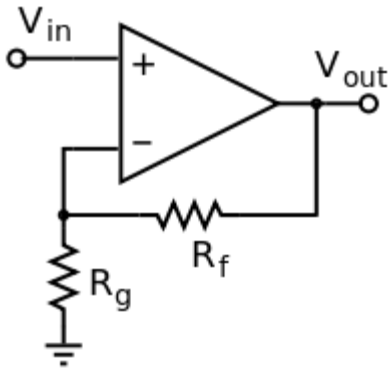


Şekil 3.2. Ratioplast PIN fotodiyot

3.1.2. İşlemsel Kuvvetlendirici

İşlemsel kuvvetlendirici farklı girişler ile DC kutuplanmış yüksek kazançlı elektronik gerilim güçlendiricisidir. Genelde tek çıkışları bulunur. İşlemsel kuvvetlendirici giriş uçlarının arasındaki gerilim farkını güçlendirerek çıkış gerilimi olarak verebilir. İşlemsel kuvvetlendirici giriş terminalleri işlevlerinden ötürü, eviren (–giriş) ve evirmeyen (+giriş) olarak adlandırılmıştır ya da ters çeviren (–giriş) ve ters çevirmeyen (+giriş) giriş olarak da adlandırılmaktadır.

Negatif geri beslemeli işlemsel kuvvetlendiriciye Şekil 3.3’ teki örnek verilebilir. Tipik negatif geri besleme ile kontrol edilen işlemsel kuvvetlendirici çok geniş bir kazançla sahiptir. Karakteristik özelliği çıkış empedansının çok düşük olması (idealde sıfır), giriş empedansının çok yüksek olmasıdır (idealde sonsuz).



Şekil 3.3. Basit işlemsel kuvvetlendirici devresi (evirmeyen)

İşlemsel kuvvetlendiricinin tersleyen ya da terslemeyen olmasına göre kazanç hesabı değişir. Şekil 3.3' teki gibi bir işlemsel kuvvetlendiricinin yani evirmeyen işlemsel kuvvetlendiricinin kazanç hesabı 3.5' teki gibi olur.

$$V_{in} = [R_g/(R_g + R_f)] \cdot V_{out} \quad (3.4)$$

$$\frac{V_{in}}{V_{out}} = R_g/(R_g + R_f) \quad \rightarrow \quad \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + (R_f/R_g)$$

$$K_v = 1 + (R_f/R_g) \quad (3.5)$$

Aynı hesabı eviren işlemsel kuvvetlendirici içinde yaparsak, 3.7' deki gibi bir sonuç elde edilir.

$$V_{out} = -(R_f/R_g) \cdot V_{in} \quad (3.6)$$

$$K_v = -(R_f/R_g) \quad (3.7)$$

Eviren ve evirmeyen işlemsel kuvvetlendiricilerin kazançlarının farklı olmasının yanısıra fazları da farklıdır. İşlemsel kuvvetlendirici ile ilgili detaylı bilgi ekler bölümünde verilecektir.

3.1.3. Veri Toplama Kartı



Şekil 3.4. Veri toplama kartı

Tezde ışık kaynağından çıkan ışının plastik optik fiber içerisinde geçtikten sonra algılayıcı fotodiyot ile algılanmasıyla elde edilen gerilim değerlerinin sadece anlık olarak ölçülmesi yeterli değildir. Bu yüzden ölçülen değerlerin belli bir frekans ile ölçülüp kaydedilmesine ihtiyaç vardır. Bu ihtiyacı karşılamak için Şekil 3.4’ te görülen NI’ın USB-6009 model düşük maliyetli veri toplama kartı kullanılmıştır. Bu kart ile ilgili daha fazla bilgi ve katalog verileri ekler bölümünde verilecektir.

3.2. Optik Fiberin Sensör Olarak Kullanımıyla İlgili Testler

3.2.1. Sensör Uygulamalarının Prensipleri

Optik fiber yapısında mikro bükülmeler uzamsal değişkenler ile çözümlenebilir. Bu değişkenlere fiberin modları arasındaki köprülemeler neden olur. Fiber eksenini boyunca periyodik mikro bükülmeler oluştuğunda, ışığın gücü β_p ve β_q yayılma sabitleri arasında aşağıdaki bağıntıya göre bir fark oluşturur.

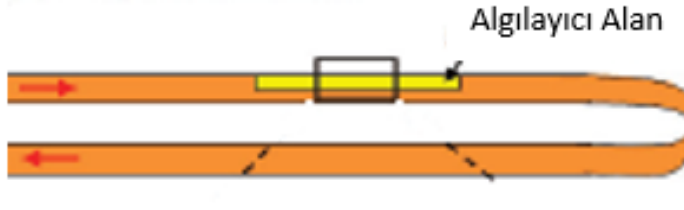
$$\beta_p - \beta_q = \frac{2\pi}{\Lambda} (sn) \quad (3.8)$$

Burada “ Λ ” mikro bükülmelerin uzamsal frekansdır.

Güç transferi p’inci mod ile q’uncu mod arasında yer alır. Eğer q’ uncu modda yayılma modunda meydana gelirse, güç transferi kılavuz modun iletim kayıplarında sonuçlanır. Böylece, mikro bükülme zayıflama üretir (Snyder, 1974).

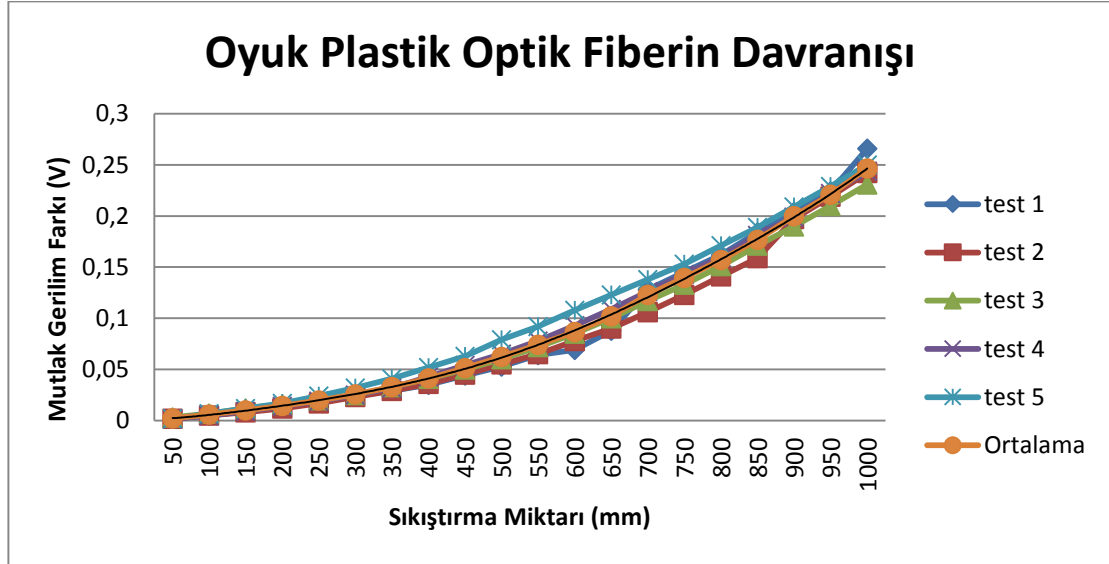
3.2.2. Oyuk Optik Fiberin Test Edilmesi

Plastik optik fiber sensörler oluşan kayıpların derecesine bağlı olarak hassasiyet gösterirler. Fiberin içerisinde geçen ışık ışını kolaylıkla dış etkenlerden etkilenir. Fiberin dış etkenlere açık hale gelmesi için bazı kısımları oyulur (Şekil 3.5’ te görüldüğü gibi). Bu durumda fiber daha hassas hale gelir ama ortam ışık değişiklikleri bir engel oluşturur. Bu durumda optik fiberin içerisinde geçen ışık şiddetindeki zayıflamaya dış etkenler bozucu ya da güçlendirici yönde etki eder. Alternatif olarak bu kısmın üzeri ışık geçirmeyen bir materyal ile kaplanarak kullanılır.



Şekil 3.5. Oyuk fiber

Oyuk optik fiber sensörleri oldukça kararlı bir yapıya sahip oldukları için çok geniş kullanım alanlarına sahiptirler. Oyuk fiberin bir sensör olarak test edilmesi için deney düzeneği oluşturulmuştur. Bu düzenekte oyuk fiber mekanik olarak sıkıştırılmıştır. İçerisinden geçen ışık şiddetinin gücü gerilim olarak ölçülmüştür. Elde edilen değerler Şekil 3.6’ da görülebilir. Test sonucunun değerlerinin yakın olması optik fiber sensörün kararlı çalıştığının bir göstergesidir. Fakat oyuk optik fiber dış ortam şartlarından kolay etkilendiği için aynı koşullara farklı tepkiler vermesine neden olur. Tasarımını yapacağımız sensörü su içerisinde kullanacağımızı düşündüğümüzde oyuk optik fiberin bir sonraki bölümdeki sensör tasarımı için uygun olmadığı ortaya çıkmaktadır.



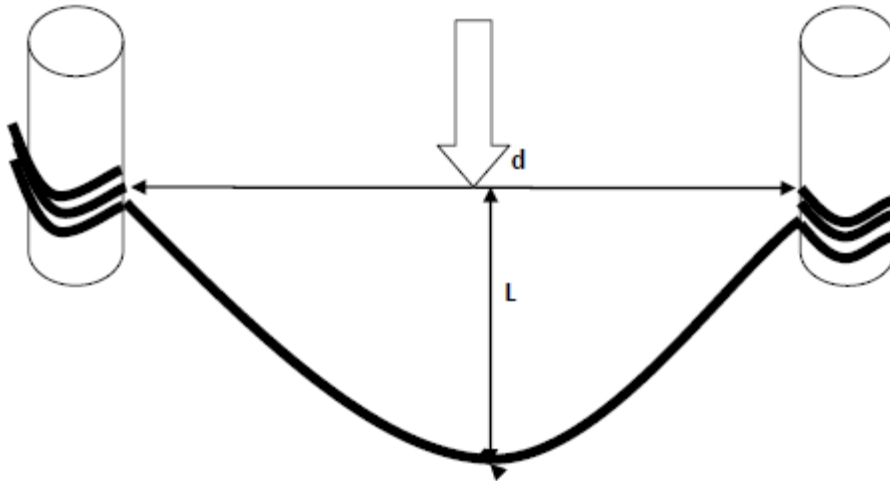
Şekil 3.6. Sıkıştırılan oyuk plastik optik fiberin davranışı

3.2.3. Mod Karıştırıcı ve Eşit Mod Dağılımı

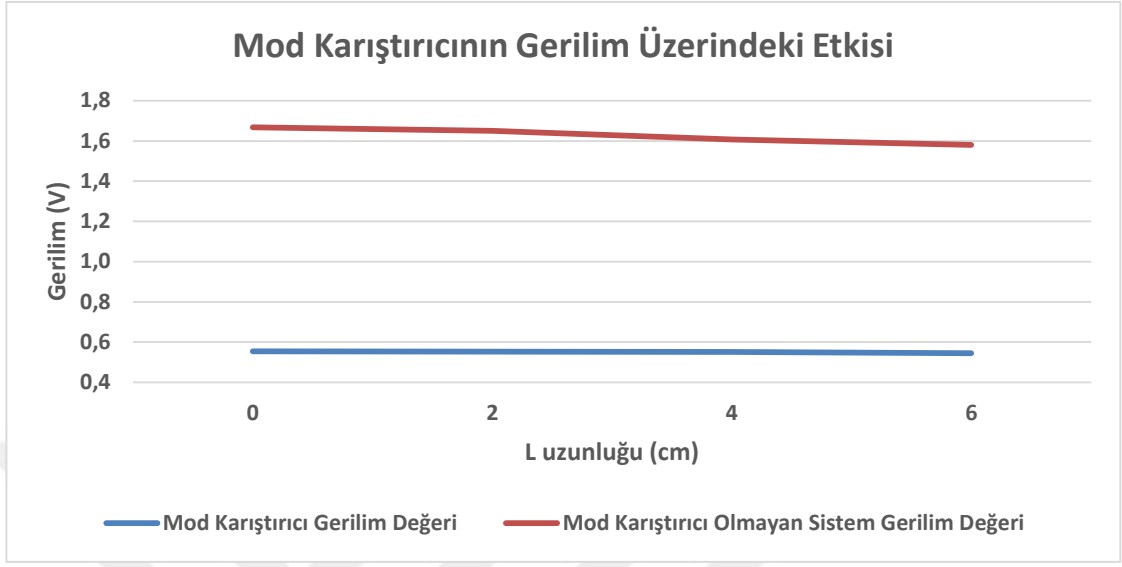
Eğer çok modlu fiberin bant genişliği girişine doğrudan ışık kaynağı bağlanarak ölçülmeye çalışılırsa, mod sayısının büyüklüğü kadar farklı sonuç elde edilir. Çok modlu fiberler yayılım modları farklı zaman gecikmelerine sahip oldukları için mod gecikmeleri de farklıdır. Ayrıca optik fiberin kırılma indisi profili, ideal olmayan durumlar ve optik kusurlar da sonuca etki eder (Arrue 2005).

Mod karıştırıcının iki amacı vardır. Birincisi, ışık kaynağının çıkışındaki saçılmaların etkilerini azaltır. İkincisi, optik güç kaynağını eşit oranda tüm fiber modları arasında dağıtır ve farklı mod gecikmelerinin ortalamasını alır.

Sensör tasarımında mod karıştırıcı kullanımının sensörün daha hassas çalışmasını sağlayıp sağlamadığını anlamak için bir test düzeneği kurulup plastik optik fiber ile test yapılmıştır. Test düzeneği Şekil 3.7’ de görüldüğü gibi iki fiber arasında 17 cm bırakılmış ve iki dayama noktasından fiber belli ölçülerde kıvrılarak bir bükülme oluşturulmuştur. L uzunluğu 0 cm’den 6cm’ ye kadar farklı ölçülerde değiştirilmiş ve test sonuçları kaydedilmiştir.



Şekil 3.7. Mod karıştırıcı test düzeneği



Şekil 3.8. Mod karıştırıcının gerilim üzerindeki etkisi

Yapılan testin sonuçları Şekil 3.8’ de görüldüğü gibi elde edilmiştir. Test sonuçlarına göre mod karıştırıcı yüksek modlardaki ışık ışınlarını filtrelediği için bükülmenin gerilim üzerindeki etkisini azaltmaktadır. Bu yüzden mikro bükülmelerin oluşturduğu zayıflamaları kullanacak bir sensör tasarımında mod karıştırıcı kullanmanın sensörün hassasiyetini düşüreceği net biçimde ispatlanmıştır. Sonuç olarak mod karıştırıcı sensör tasarımlarında kullanılmamıştır.

Optik fiberde, ışık fiber boyunca eşit mod dağılımıyla yol alırsa dış etkenlerden en az şekilde etkilenir. Bu olay için fiberin içerisinde ışık kaynağından çıkan güç dağılımından bağımsız bir durum üretmek için hem mod filtreleme hem de mod karıştırıcı gereklidir. Yayılımda eşit uzaklıktaki mesafelerde, iç modların darbe dağılımı uzaklığın karekökü ile orantılı olarak artar. Eşit mod dağılımlı optik fiber iletişim hatlarında kullanıldığında daha az zayıflama anlamına gelirken; sensör olarak kullanıldığında ise dış etkenlere daha az tepki gösteren bir sensör anlamına gelir.

3.2.4. Mod Filtreleme

Mod filtreleme eşit mod dağılımı sağlamak için yüksek dereceli modları seçerek kaldırılmasını sağlar. En bilinen mod filtreleme metodu mandrel sarmadır, bu yöntemde fiber bir mandrelin üzerine bir kaç tur sıkıca sarılır. Mandrelin boyutları yani yarıçapı ve tur sayısı yüksek dereceli modların üzerindeki etkiyi doğrudan etkiler. Bir diğer mod filtreleme ise fiberin bir kaç tur S şeklinde sarılması ile yapılmasıdır.

Silindirik bir mil üzerinde belli boyutlardaki mandrelin üzerine sarılacak fiberin tur sayısı, fiberin kendi öz karakteristiği ve istenen modlara bağlı olarak değişir. Bu uygulamalar çok modlu optik iletim hatlarının testlerinde, belli bir mod dağılımı sağlamak amacıyla ya da tek modlu fiberde çoklu yayılımı engellemek içindir. Eğer fiberin başlangıç kısmı mandrel sarmanın başında tam doldurulursa, yüksek dereceli modlar ayıklanarak geriye sadece düşük dereceli modlar kalır.

Çok modlu fiberlerde, mandrel sarma “geçici kayıpları” ortadan kaldırmak için kullanılır, yüksek dereceli modlar düşük dereceli modlara göre daha fazla kayba uğrarlar. Tek modlu optik fiber ölçümlerinde, teorik kesim dalga boyunun altında veya civarlarında doğru tek mod yayılımını güçlendirmek için kullanılır. Yüksek dereceli modları kaldırmak için kullanılan filtreleme yöntemine bu yüzden Yüksek Dereceli Mod Filtresi (High Order Mode Filter (HOMF)) denir.

Sonuç olarak, mandrel sarma optik ölçümlerde mod güç dağılımına bağlı olarak etki göstermektedir. Etkilenen modlarda enerji yoksa ek bir kayıp oluşturmaz.

Fiziksel olarak bükülmenin optik fiber üzerindeki etkisi, bükülmenin olduğu bölgedeki kırılma indisinin değişmesidir, fiberin mod hacmi efektif olarak azalır. Bu optik gücün yüksek dereceli modlarda kılavuzsuz kalmasına neden olur veya diğer bir deyişle zayıf kılavuzlarla bağımsız bir durum içinde kalırlar, bu yüzden ya kılıf tarafından emilirler ya da fiberin dışına kadar çıkarak kaybolurlar. Bu mandrel sarmanın optik fiberler üzerindeki optik

güç yayılımının yüksek dereceli modlardaki zayıflatma etkisinin pratik olarak gösterilmesidir. Düşük dereceli modlar etkilenmezler.

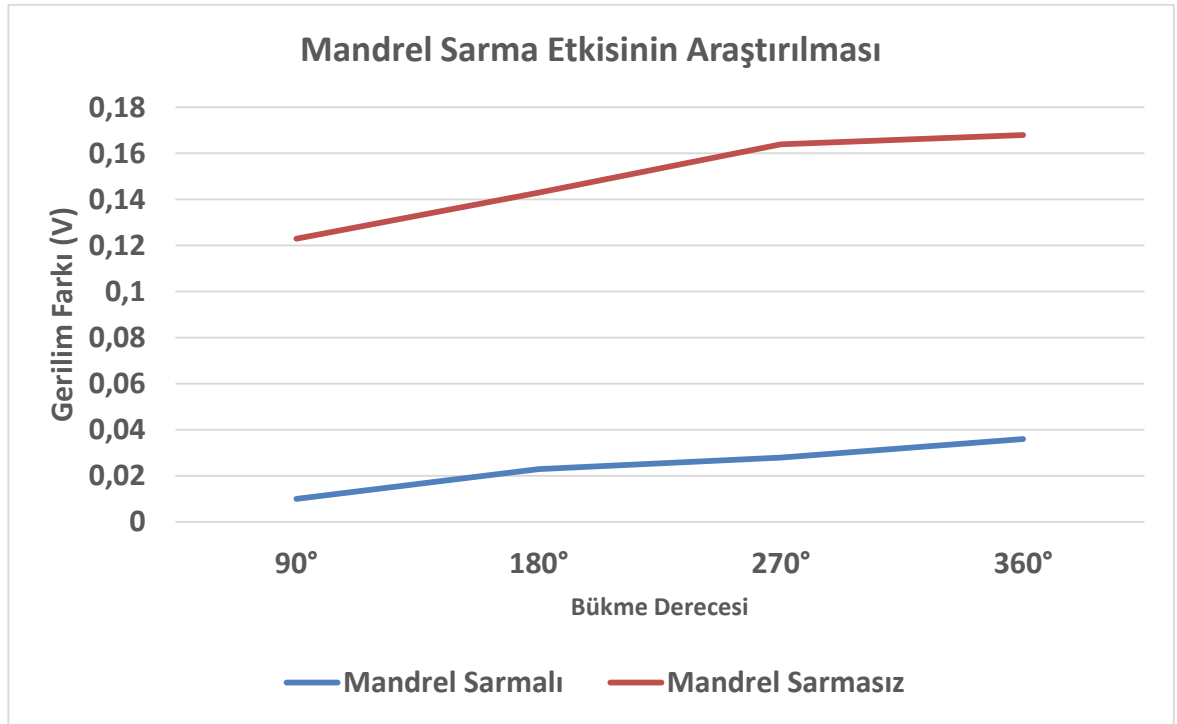
Mandrelin çapı ve fiberin kaç tur sarılacağı gibi şartlar kaldırılmak istenen modlara bağlı olarak belirlenir. Deneysel verilere göre 5 tam 360° turdan sonra küçük ek kayıplar olduğu gözlemlenmiştir, bu yüzden 3 ila 5 tur genel bir veridir. Mandrelin çapı modsal gevşemenin oluşumu ile mod hacmini etkiler. Deneysel olarak, sarılmış olan fiberden iletilen güç homojen mod güç dağılımına sahip olur, yapılan sarım sayısı korunarak mandrelin çapının bir fonksiyonu olarak bu etki bulunur. Mandrelin çapı azaldıkça iletilen güçte buna bağlı olarak azalır, her adımda mandrel daha düşük dereceli modları etkilemeye başlar. Mandrel sarma yönteminde $62,5 \mu\text{m}$ ' lik çok modlu fiber için mandrel çapı 20 mm seçilir, tek modlu fiber için ise 30 mm' lik çaplı mandrel kullanılır. Tur sayısının zayıflama üzerinde nasıl bir etki yarattığı görmek için testler yapılmıştır.



Şekil 3.9. Mandrel sarma testinde kullanılan donanım

Mandrel sarma testi için tuvalet kâğıdı rulosu kullanılarak basit bir test düzeneği hazırlanmıştır. Testte, Şekil 3.9’ da bulunan mandrele plastik optik fiber “S” formunda sarılmıştır. Tuvalet kâğıdı rulosunun çapı 45 mm’ dir. Fiber Şekil 3.9’ da görüldüğü gibi köşede bulunan düzenek ile sabitlenerek “S” formu garanti altına alınmıştır.

Hazırlanan madrele plastik optik fiber sırasıyla 3 tur olacak şekilde sarılmıştır. Fiber 90°, 180°, 270° ve 360° bükülerek fiberde zayıflama meydana getirilmiştir. Bükme çapı olarak tüm test derecelerinde 25 mm kullanılmıştır. Test sonuçları Şekil 3.10’ da gösterilmiştir. Şekil 3.10’ dan de anlaşılacağı gibi teorik pratik ile örtüşmüştür. Fiberin içerisindeki yüksek dereceli modlar mandrel sarma etkisi sonucunda filtrelenmiştir. Böylece plastik optik fiber eğilip bükülse bile fiberin içerisinde geçen ışık ışını zayıflamaya uğramaz. Aynı teste mandrele sarılmayan optik fiberdeki zayıflamanın, mandrele sarılan optik fiberdeki zayıflamaya göre oldukça fazla olduğu görülür. Daha önceden de bahsedildiği gibi mod filtreleme haberleşme amaçlı kullanımlarda zayıflamayı azaltırken, sensör amaçlı kullanımlarda hassasiyeti azaltıcı bir etki yapar.



Şekil 3.10. Mandrel sarma etkisinin araştırılması

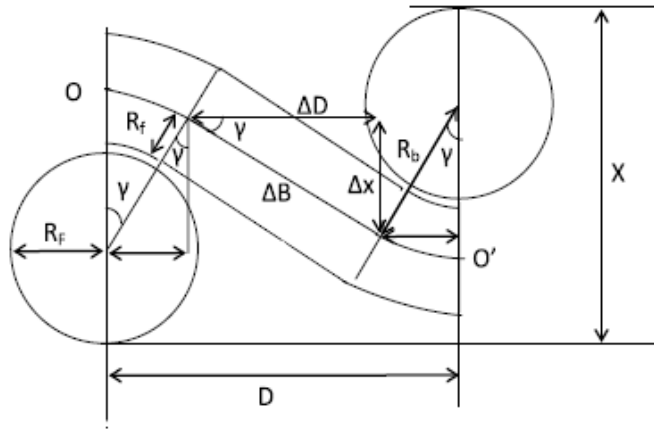
Sonuç olarak bir sonraki bölümde tasarlanacak optik fiber tasarımlarında mod filtreleme metodunun kullanılmamasının sensörün daha hassas çalışmasına katkıda bulunacağı ispatlanmıştır.

3.3. Mikro Bükülmenin Matematiksel Modeli

Yapılan testlerde fiberin sıkıştırılması ile oluşan mikro bükülmelerin zayıflamalara neden olduğu gözlemlenmiştir. Bir sonraki bölümde tasarlanacak optik fiber sensör için zayıflamaların sebebi matematiksel model ile açıklanacaktır.

Optik fiber sensörün F kadar kuvvet ile mikro bükülmeye maruz bırakıldığını düşünelim. Optik fiberin dikey değişimini X ile periyodunu Λ ile sembolize edersek hareket sonucu fiberde oluşan değişimi ve deformasyonu ΔX ve $\Delta \Lambda$ olarak gösterilir.

Fiberin içerisindeki ışığın vucüt hareketleri sonucunda oluşan baskı ile nasıl bir değişikliğe uğradığı Şekil 3.11' in incelenmesi ile daha kolay anlaşılabilir. Fiberin bulunduğu yüzeye gelecek baskı fiberlerin arasında bulunan D mesafesini değiştireceği için fiberdeki zayıflamanın da değişmesine yol açar.



Şekil 3.11. Mikro bükümlü optik fiberin yapısı (Xiufeng 2015)

Optik fiber mikro bükülme teorisine ve Hooke' s kanuna göre, optik fiber içerisinde yol alan ışık ışını ΔT kadar değişime uğrar. T iletim katsayısı, K_f^- ise güç sabittir. 3.9' dan ΔT değişim miktarı hesaplanır.

$$\Delta T = \left(\frac{\Delta T}{\Delta x}\right) \Delta F K_f^{-1} \quad (3.9)$$

Fiberdeki mikro bükülmeler ışığın fiber içerisinde mod değiştirmesine neden olur, bunun sonucunda ışığın gücünde ve yoğunluğunda bazı kayıplar oluşur ve bu kayıplar kolaylıkla optik dönüştürücü ile algılanabilir.

Optik fiberin belli periyotlar ile genişleme ve büzülmelere maruz kaldığını düşünelim. Optik fiberde deformasyon (X) oluşur. R_b (mikro bükülme yarıçapı), R_f (optik fiber yarıçapı), Y (bükülme açısı) ve D (iki fiber arası uzaklık) olarak tanımlanır ise, formülize edilebilir (Xiufeng 2015).

$$D = 2R_b \sin Y + \Delta D \quad (3.10)$$

$$X = 2R_f + 2R_b \cos Y - \Delta X \quad (3.11)$$

$$\tan Y = \frac{\Delta x}{\Delta D} \quad (3.12)$$

$$R_b = R_f + R_f \quad (3.13)$$

Optik fiber Şekil 3.10' daki gibi bir sistem içerisinde yer alırsa ve bu sistemde iki silindirik yapı arasındaki mesafe (D) arttırılırsa trigonometrik olarak fiberin üzerinde kuvvet oluşacaktır. Kuvvet arttıkça bükülme açısının değişmesine bağlı olarak fiber deformasyonu değişecektir. Kısacası bir düzensizlik ya da yüzeysel bir değişim bükülme açısını ve bükülme kayıplarını değiştirecektir. Optik fiberin mikro bükülmesi optik fiber çekirdek yarıçapına, geri yansıtma indeksine ve nümerik açıklığa bağlı olarak hesaplanır.

R_{fc} = Optik fiber çekirdek yarıçapı,

n_0 = Geri yansıtma indeksi,

N.A. = Numerik açıklık

Eğer fiber adım indeksli ise formül 3.14' teki gibi olur.

$$\Lambda_c = \frac{\sqrt{2\pi} R_{fc} n_0}{N.A} \quad (3.14)$$

Fiberin mikro bükülmesi dereceli indeks' li fibere göre ise 3.15 gibi olur.

$$\Lambda_c = \frac{2\pi R_{fc} n_0}{N.A} \quad (3.15)$$

Optik fiber sensör tasarımında kullanılacak ise K_f^{-1} değeri önemli olur. Formül 3.14 ve 3.15' ten yapılan hesaplamalar ile mikro bükülme kayıplarının sensör tasarımında kullanılan optik fiber için formüle dönüştürülmesi 3.16' daki gibi olur.

$$K_f^{-1} = \frac{\Lambda^3}{48\pi Y R_f^4 n} \quad (3.16)$$

Y fiberin young sabiti, n ise büküm aralıklarının sayısıdır. Tasarım bu değerlere göre yapılır (Xiufeng 2015).

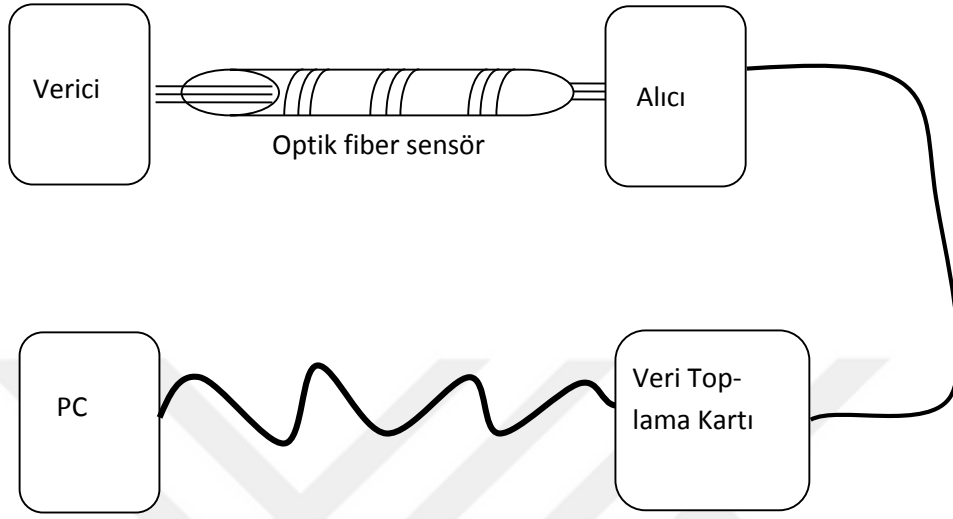
4. BULGULAR

Tez için iki farklı sensör tasarlanmıştır. Tasarlanan sensörler aynı çalışma prensibine sahip olmalarına rağmen farklı kullanım alanlarına sahiptirler. Sensörler donanım olarak oldukça fazla ortak elemana sahiptirler. Toplanan verilerin derlenmesi için farklı iki algoritma geliştirilmiştir. Yazılımlar farklı filtreler ile toplanan verileri anlamlandırarak kullanıcıya sunmaktadır.

İki farklı devre tasarımı yapılmıştır, bunlardan biri alıcı diğeri ise verici olarak tasarlanmıştır. Verici devresinde, LED, sürücü devre tarafından sürülmüştür. LED' in üzerinden akan akım devrede kullanılan direnç ile belirlenmiştir. Alıcı devresinde ise, iki farklı devre kullanılmıştır. İlk devre DC olarak köprülenmiştir ki bu devre üç farklı bölgesi bir bar üzerinde bulunan sarma (wrap) sensör olarak kullanılmıştır. Wrap sensör yani sarma sensör hangi bölgesinin basınç altında bulunduğunu algılayabildiği gibi bu basıncın niceliğini de tespit edebilmektedir. İkinci sensör de ise, AC köprüleme prensibini kullanmıştır, bu sensör ise breath sensör yani nefes sensörü olarak adlandırılmıştır. Nefes sensörü, bir kemerin esnek kısmında yer almaktadır, kemerin diğer kısımları esnek olmayan bir malzemedendir; böylece sensör vücut hareketlerini daha hassas şekilde algılayabilmektedir. Esnek kısımda fiber yarıçapları yaklaşık olarak 2 cm olan dört adet mikro büküme sahiptir. 2 cm yarıçaplı mikro büküm testlerinde fiberin hareketleri hassas bir şekilde algılayabildiği saptanmıştır. Nefes sensöründe AC köprüleme kullanılmıştır, çünkü bu sensörde gerilim niceliğinden çok gerilim farklılığı daha önemlidir.

National instrument veri toplama kartı, alıcı devreden veri toplamak için kullanılmıştır. Labview isimli program alınan verilerin değerlendirilmesi için kullanılmıştır. Kullanılan arayüzde birçok veri izlenebilir ve istenen veriler excel dosyasına aktarılabilir.

4.1. Devrelerin Şeması ve Çalışma Prensipleri

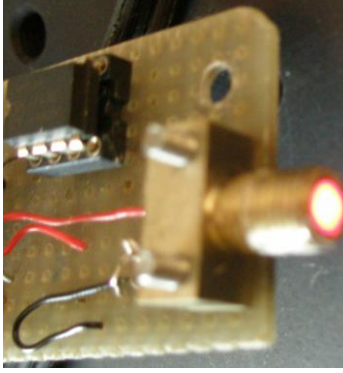


Şekil 4.1. Devre şeması

Şekil 4.1' deki ölçme sistemi 5 kısımdan oluşmaktadır: ilk olarak verici LED ışık kaynağına ve sürücü devreye sahiptir. İkinci kısımda ise iki farklı sensör bulunmaktadır, her iki sensörde aynı prensip üzerinde çalışmaktadır. Üçüncü kısım olan alıcı ise iki farklı yapıdan oluşmaktadır. Birinci tip yapıdaki devre AC köprülenmiştir ve nefes sensörü ile birlikte çalışır; ikinci yapı ise DC olarak köprülenmiştir ve sarma sensörü ile çalışır. Bu yüzden, iki farklı devre yapısı vardır. Dördüncü kısım ise verilerin toplanması için gerekli olan veri toplama kartının bulunduğu kısımdır. Son kısım ise USB veri toplama kartı ile alınan verilerin işlenmesi için gerekli olan Labview yazılımının yüklü olduğu PC' dir.

4.1.1. Verici Devresi

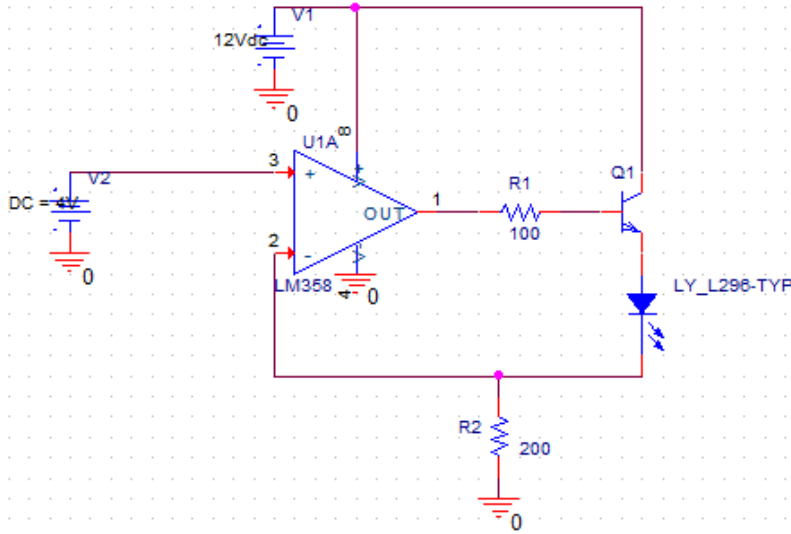
Devrede kullanılan işlemsel kuvvetlendirici çift işlemsel kuvvetlendiricili LM358N' dir. Cihaz geniş gerilim aralığında tek beslemeli, yüksek kazançlı, birbirinden bağımsız frekansı kompanze edilmiş iki adet işlemsel kuvvetlendirici bulundurulur. Ayrıca operasyon sırasında 3 V ' tan 32V ' a kadar besleme imkânı bulunmaktadır.



Şekil 4.2. LED sürücü baskı devresi

LED aslında ışık yayan bir diyottur denilebilir. Tez devresinde kullanılan LED, 650 nm dalga boyunda ışık yayar, diğer özellikleri ekler bölümünde detaylı olarak verilmiştir.

Şekil 4.3' teki LED sürücü devresinde LED üzerinden akan akım toprak ve LED arasında bağlı bulunan direnç ile kontrol edilir. Eğer direnç artarsa, akım da artar. LED'in üzerinden akan akım direncin değerine bağlı olarak değişmektedir. Devrenin PCB hali ise Şekil 4.2' de görülmektedir.



Şekil 4.3. LED sürücü devresinin şeması

V_{CC} Ortak Kollektör Gerilimi

V_E Emitör Gerilimi

V_L LED Gerilimi

$R_1 R_2$ Direnç

I_L LED ve Direnç Akımı

I_L değeri formül 4.1' den hesaplanır.

$$I_L = \frac{V_{CC} - V_E - V_L}{R} \quad (4.1)$$

$$V_{CC} = 12 \text{ V}$$

$$V_E = 6 \text{ V}$$

$$V_L = 2 \text{ V}$$

$$R = 200 \ \Omega$$

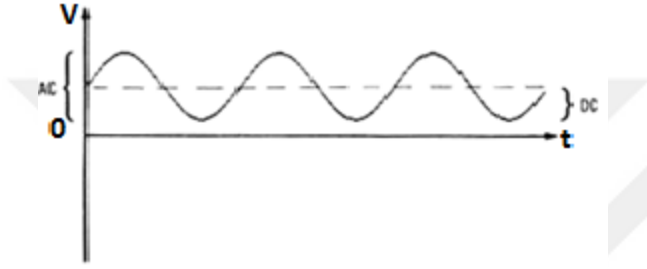
$$\frac{V_{CC} - V_E - V_L}{R} = 0,02A \quad (4.2)$$

LED akımını kontrol etmenin diğer bir yolu da opampın V^+ ayağındaki gerilim beslemesini arttırmaktır. Fakat bu durumda kazançtaki artış doğrusal olmayacaktır.

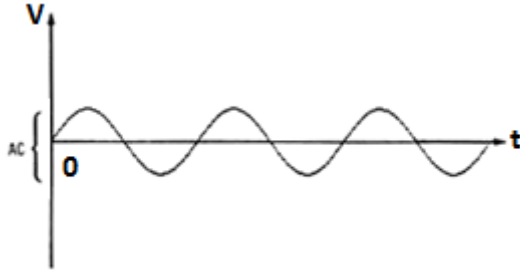
4.1.2. Alıcı Devresi

Alıcı devre kısmında basit olarak iki farklı devre tasarlanmıştır. İlk devre DC olarak köprülenirken, ikinci devre AC olarak köprülenmiştir. Bu devreler iki farklı sensörü çalıştıracığı için çalışma prensipleri de farklılıklar göstermektedir.

Her giriş AC veya DC olarak köprülenebilir. DC köprülenen bir giriş hem DC hemde AC işaretlerin geçişine izin verirken, AC köprüleme sadece AC işaretlerin geçişine izin verir. Şekil 4.4a ' da gösterilen işaret hem AC hem de DC bileşenleri taşımaktadır. Bu durumda osiloskop DC olarak köprülenirse, Şekil 4.4a'daki gibi bir işaret gözlemlenir. Ama osiloskop AC olarak köprülenirse, işaretin DC kısmının geçişine izin verilmez ve sadece AC işaretler gözlemlenebilir, bu yüzden izleyeceğimiz çıkış işareti Şekil 4.4b' deki gibi olur.



Şekil 4.4a. AC köprüleme

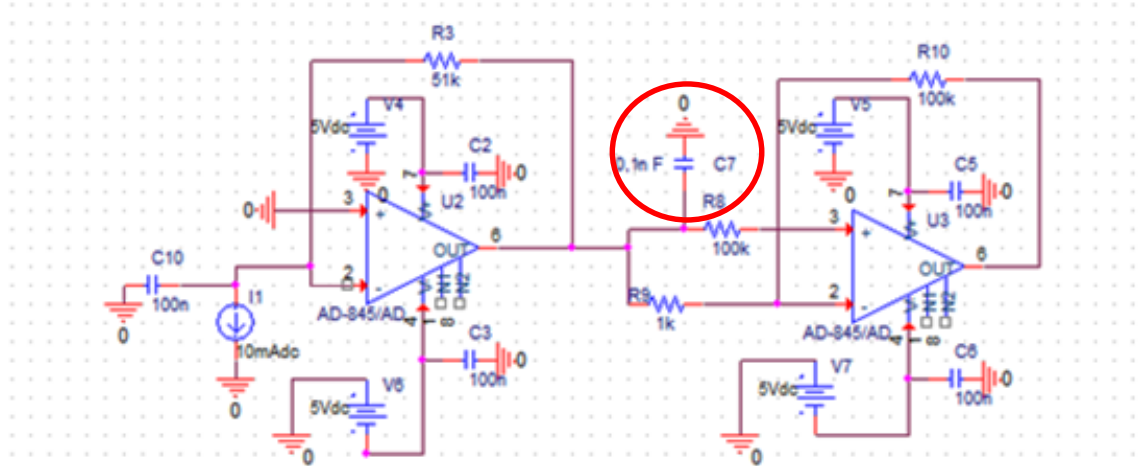


Şekil 4.4b. DC köprüleme

4.1.2.1. AC Köprülenen Alıcı Devresi

AC köprüleme, AC ve DC işaret bileşenleri içeren bir işareti kapasite üzerinden geçirdiğimizde kapasite filtre görevi görerek DC bileşenleri kaldırır. Bağlanan kapasite işaretlerin geldiği yöne seri olacak şekilde bağlanmalıdır. AC köprülemenin birçok faydası vardır, DC işaret komponentleri gerilim offseti oluşturur, kaldırılması durumunda da işaretin incelenmesi sırasında daha yüksek bir çözünürlük sağlar. DC köprüleme alınan işaret üzerindeki tüm gerilim değişikliklerini, hem DC hem de AC olarak barındırır.

Tezde AC köprüleme için transempedans ile işlemsel kuvvetlendirici arasında DC işaret komponentleri kaldırmak için kapasite eklenmiştir. AC köprülenen alıcı devresi nefes alıp vermeyi tespit etmek için tasarlanmıştır. Burada önemli olan nefes sırasındaki oluşan basınç farkından çok nefes alıp verme sayısıdır, bu sebeple gerilimdeki değişimin tespit edilmesi yeterlidir. DC bileşenleri ortadan kaldırmak için Şekil 4.5' te eklenen kapasite görülebilir (fotodedektör akım kaynağı olarak gösterilmiştir). Devre tasarımı yapılırken esnek bir tasarım yapılmaya özen gösterilmiştir.

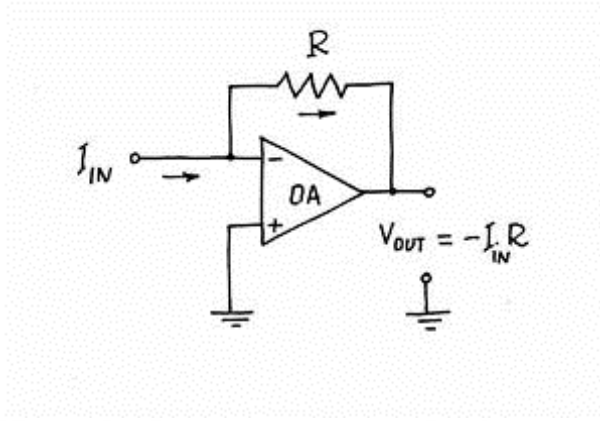


Şekil 4.5. Nefes sensörü için AC köprülenen alıcı devresi

Şekil 4.6' da baskı devrenin görüntüsü verilmiştir. Sarma sensörü ve nefes sensöründeki çıkış gerilimlerini eşitlemek için devrede kuvvetlendiricilerden biri kablo ile devre dışı bırakılmıştır.



Şekil 4.6. Nefes sensörü baskı devre görüntüsü



Şekil 4.7. Transempedansın şeması (Faz çeviren)

Fotodedyektörden gelen gerilim 4.3' teki transempedans çevirici formülü kullanılarak hesaplanır.

$$V_{OUT} = -I_{IN} \times R \quad (4.3)$$

V_{OUT} doğrudan kuvvetlendiriciye bağlanır ve I_{IN} ışık şiddetine veya gücüne bağlı olarak foto dedektör tarafından üretilir. Şekil 4.7.' de görülen devre gibi giriş akımı 4.3' teki formül ile gerilim üretir. R direnci kullanılarak transempedansın çıkış gerilimi ayarlanabilir. AC modda iken, akım değışiklikleri göz önünde bulundurulmalıdır, çünkü sürekli akımlar kapasite tarafından bloke edilir. Bu yüzden, sadece akım değışiklikleri(ΔI_{IN}) çıkışta gözlemlenebilir. Şekil 4.7' de I_{IN} transempedansın (-) ucuna bağlanırsa faz çevirir. Bu yüzden şekildeki gibi - ucuna değil + ucuna akım kaynağı bağlanır.

$$R = R_3 = 51k\Omega$$

$$I_{IN} = 3 \mu A;$$

$$\Delta I_{IN} \approx 0,2 \mu A;$$

$$V_{OUT} = -0,2 \cdot 10^{-6} \times 51 \cdot 10^3 \quad (4.4)$$

$$= - 10,2 m V \quad (4.5)$$

Daha fazla çıkış gerilimi elde etmek için R değeri arttırılmalıdır. Bu durumda, transempedansın aynı zamanda gürültüyü de kuvvetlendireceğini göz ardı etmemek gerekir. Optimum R değeri tüm şartlar göz önünde bulundurularak hesaplanır.

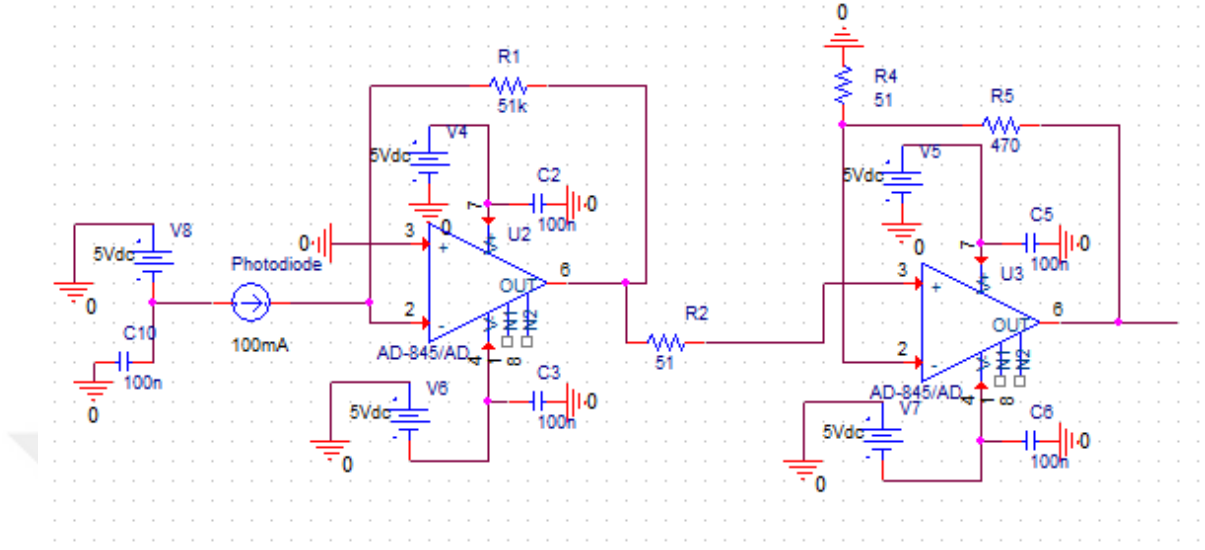
AC köprülenmiş alıcı devrenin ikinci kısmı ise kuvvetlendirici ve AC komponentleri kaldıran kısımdır. DC komponentleri ortadan kaldırmak için $0,1 \text{ nF}$ 'lık kapasite eklenmiştir ve kuvvetlendirme oranı R_f ve R_g direnç değerleri kullanılarak hesaplanır.

Formül 3.7' den yapılan hesaplama göre, kuvvetlendiricinin kazancı yaklaşık olarak 100 olarak çıkar, yani giriş gerilimi 100 kat kuvvetlendirilerek çıkışa verilir. Hesaplanan kuvvetlendirici değeri kullanılarak kuvvetlendirici çıkış değeri yaklaşık olarak hesaplanabilir.

Foto dedektör akımı $0,3 \mu A$ olduğunda AC köprülenmiş alıcı devresinin çıkış gerilimi $1,02 V$ 'a ulaşır. AC modda offset gerilim yaklaşık olarak sıfır voltur, çünkü AC köprüleme tüm DC bileşenleri ortadan kaldırır. Yinede yapılan testlerde çıkış geriliminin sıfır seviyesinde olması beklenirken transempedansın offset geriliminden dolayı $0 V$ seviyesinin üzerinde olmuştur. Sensörün çalışması esnasında gerilim değişiklikleri $3 V$ seviyesine kadar çıkabilir bu da gerilim farkının $2 V$ civarında olduğunu gösterir. $2 V$ 'luk gerilim farkı $0,5 \mu A$ civarında bir akım değişikliğinden elde edilir.

4.1.2.2. DC Köprülenen Alıcı Devresi

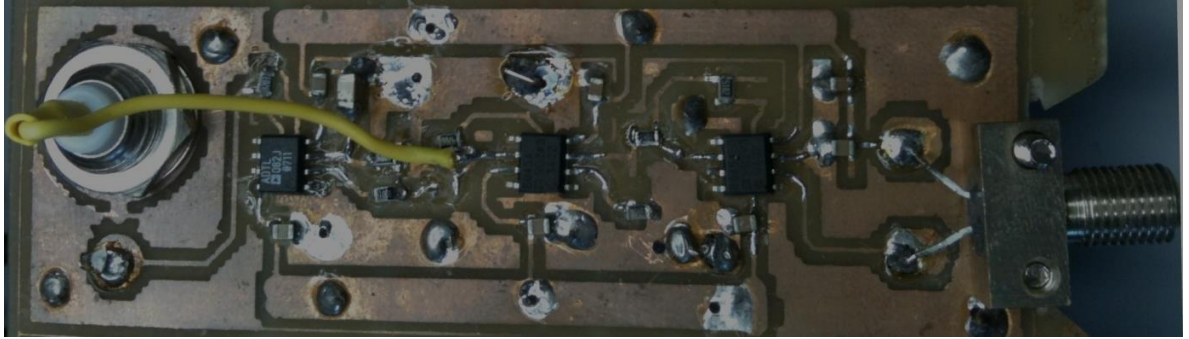
DC köprülenen alıcı devresinde DC bileşenleri kaldırmak için eklenen kapasite sökülüştür. Çünkü DC bileşenler ışık şiddetindeki küçük değişikliklerin niceliği hakkında bilgi verebilir. AC modda küçük ışık şiddeti değişikliklerini kapasite yüzünden tespit etmek imkânsızdır. Kapasite her zaman gerilim değişikliklerini kompanze eder, bu yüzden sürekli değişiklikleri tespit etmek için kapasitenin sökülmesi gereklidir. Sensörün daha hassas çalışması için yazılım ile desteklenmiştir, böylece sensöre bir basınç uygulandığında ya da uygulanan basınç kaldırıldığında, sensör kısa sürede bir sonraki uygulama için hazır hale gelebilecek duruma getirilmiştir. Sensör cevabı çok hızlı olmalı ama uygulanan basınca hassasta olmalıdır. Yazılım ile ilgili daha geniş bilgi verilecektir.



Şekil 4.8. Sarma sensörü için DC köprülenen alıcı devresi

Şekil 4.8’ de görüldüğü gibi sarma sensörü için tasarlanan devredeki kapasite devre şemasından çıkarılmıştır.

Şekil 4.9’da baskı devre görülebilir. Şekil 4.9’ da görüldüğü gibi kuvvetlendirici kazancı yeterli olduğu için son kuvvetlendirici bir kablo ile bypass edilmiştir. Bunun yanısıra, DC bileşenlere artık gerek duyulmadığı için kapasite sökülüştür. Bu yüzden, ikinci kuvvetlendiricinin çıkışı BNC’ ye doğrudan bağlanmıştır.



Şekil 4.9. Sarma sensörü baskı devre görüntüsü

V_{OUT} doğrudan kuvvetlendiriciye bağlanır ve I_{IN} ışık şiddetine veya gücüne bağlı olarak foto dedektör tarafından üretilir. R direnci kullanılarak transempedasin çıkış gerilimi ayarlanabilir.

4.3' teki formül ile $3\mu A$ 'lık bir giriş transempedansa bağlandığında 153mv' luk gerilim çıkışı elde edilir.

Hem AC köprülemede hem de DC köprülemede aynı transempedans devresi kullanılmıştır. AC mod çıkışı gerilim değişikliğini, DC mod çıkışı ise foto dedektörün gerilim niceliğini verir.

Formül 3.7' den yapılan hesaba göre işlemsel kuvvetlendirici kazancı yaklaşık olarak 9,2' dir, bunun anlamı OPAMP' ın girişi çıkışta yaklaşık olarak 9,2 kat güçlendirilmiştir. Hesaplanan transempedans kuvvetlendirici değeri kullanılarak kuvvetlendirici çıkış değeri yaklaşık olarak hesaplanabilir.

Foto dedektör akımı $3\mu A$ olduğunda DC köprülenmiş alıcı devresinin çıkış gerilimi 1,4V' a ulaşır. AC moddaki gerilim değişiklikleri 10 kez daha küçük olduğu için daha büyük güçlendiriciler kullanılmıştır. Devrelerin tasarımı yapılırken tüm şartlar göz önünde bulundurduğu için her iki devreninde çıkışı neredeyse aynı olacak şekilde tasarım yapılmıştır. Çıkış gerilim DC mod da olduğu gibi 100 kat güçlendirilseydi, gürültüler de güçlendirileceği için sistemin kararlılığından ödün verilecekti.

4.2. Sensörlerin Çalışma Prensipleri

Tezde iki sensör tasarlanmıştır. Nefes sensörü AC modda çalışır. Bu yüzden sensör sadece nefes sayısını tespit edebilir. Doğrulama testleri insan vücudu üzerinde yapılmıştır ve sayılan nefes sayısı ile sensörün tespit ettiği sayı karşılaştırılmıştır. Sarma sensörü, 3 bölgeden oluşacak şekilde tasarlanmıştır. Bölgelerin hangisine ne kadarlık bir basınç uygulandığı birbirinden bağımsız olarak tespit edilebilmektedir. Sensörün çalışma performansını kontrol etmek için düzenek hazırlanmıştır.

4.2.1. Nefes Sensörü



Şekil 4.10. Nefes sensörünün görüntüsü

Şekil 4.10' daki nefes sensörü için 2 metre boyunda bir fiber kullanılmıştır ve sensörün bir metresinin üzerindeki kılıfı soyulmuştur. Fiberin kılıfının soyulması kolay bükülmesinin yanı sıra, soyulmuş fiberin dış etkenlere karşı daha hassas olmasını da sağlar. Sensörde kullanılan soyulmuş ve bükülmüş fiberin bulunduğu kısımdaki kemerin esnek bir malzemedен, diğer kısımların ise esnek olmayan bir malzemedен olması gerekmektedir. Böylece, nefes alırken göğüs kafesi genişler ve kemerin üzerindeki bütün stres esnek kısım üzerinde toplanır.



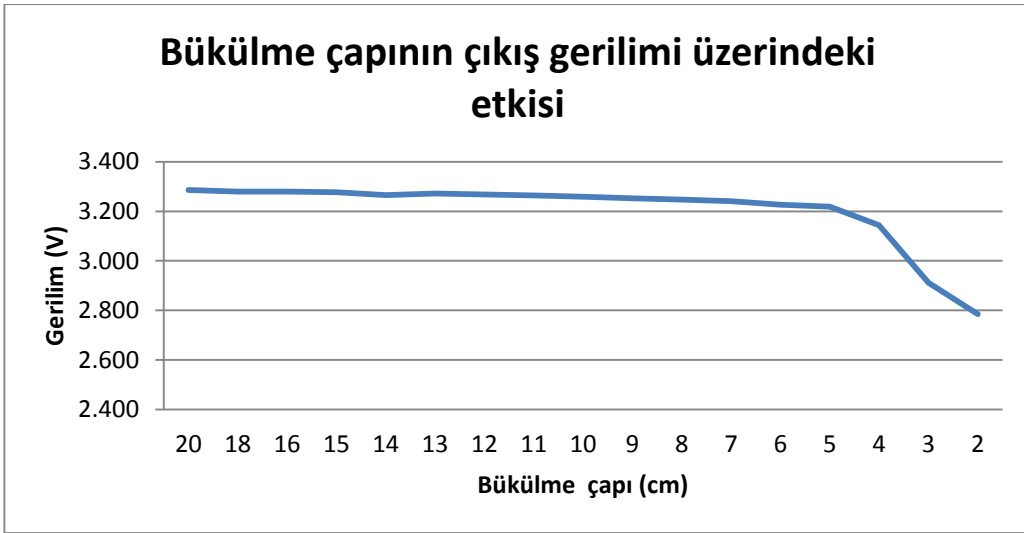
Şekil 4.11. Kemerin esnek kısmında yer alan nefes sensörü

Şekil 4.11' deki gibi stresin tam olarak sensör kısmında toplanması ile göğüs kafesindeki en küçük hareketler bile sensör tarafından algılanabilir. Sensör kısmında, hangi bükülme yarıçapının göğüs kafesi hareketlerini algılayabilecek en iyi seçenek olduğunu tespit edebilmek için bir kaç test yapılmıştır. Yapılan testlere bağlı olarak en iyi bükülme çapı ve şekli tespit edilmiş, sensörde bu tasarım kullanılmıştır.



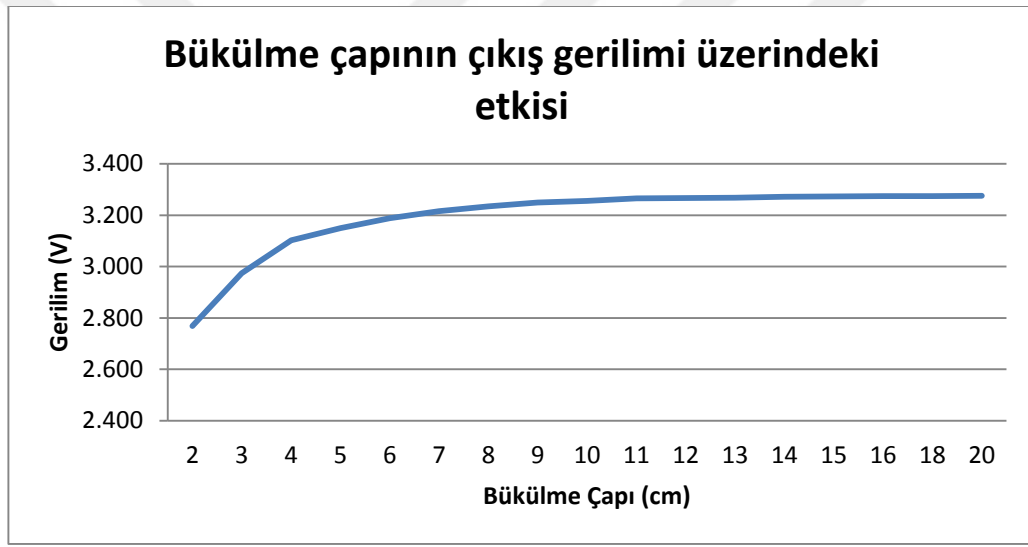
Şekil 4.12. Kemerdeki nefes sensör

Şekil 4.12' de görüldüğü gibi, optik fiberin tepe ve dip noktaları birbirine çok yakın tutulmuştur, böylece hassas bölge daha küçük hale getirilerek sensörün daha hassas olması sağlanmıştır. Bunun anlamı, daha küçük alanda daha fazla bükülme ile daha hassas sensördür.



Şekil 4.13. Bükülme çapının çıkış gerilimi üzerindeki etkisi

En iyi bükülme yarıçapının saptanması için testler yapılmıştır. Yapılan testlere göre, 2 cm yarıçap ile bükülen optik fiberin, sensör olarak en iyi sonucu verdiği tespit edilmiştir. Bu değerden daha küçük yarıçaplar ışığı büyük ölçüde zayıflatmakta bu yüzden zayıflamalar ani artış göstermektedir. 2 cm'den daha büyük değerler için ise gerilim değerlerinde çok büyük değişiklik gözlenmemektedir. Şekil 4.13 ve Şekil 4.14' te bu durumu açıklamaktadır. 2 cm bükülme yarıçapı kritik bir değerdir, çünkü bu noktadaki zayıflama çok hızlı değişmektedir. 2 cm' den daha küçük yarıçaplardaki denemeler optik fiberde geri dönüşü olmayan deformasyonlara neden olmuştur.

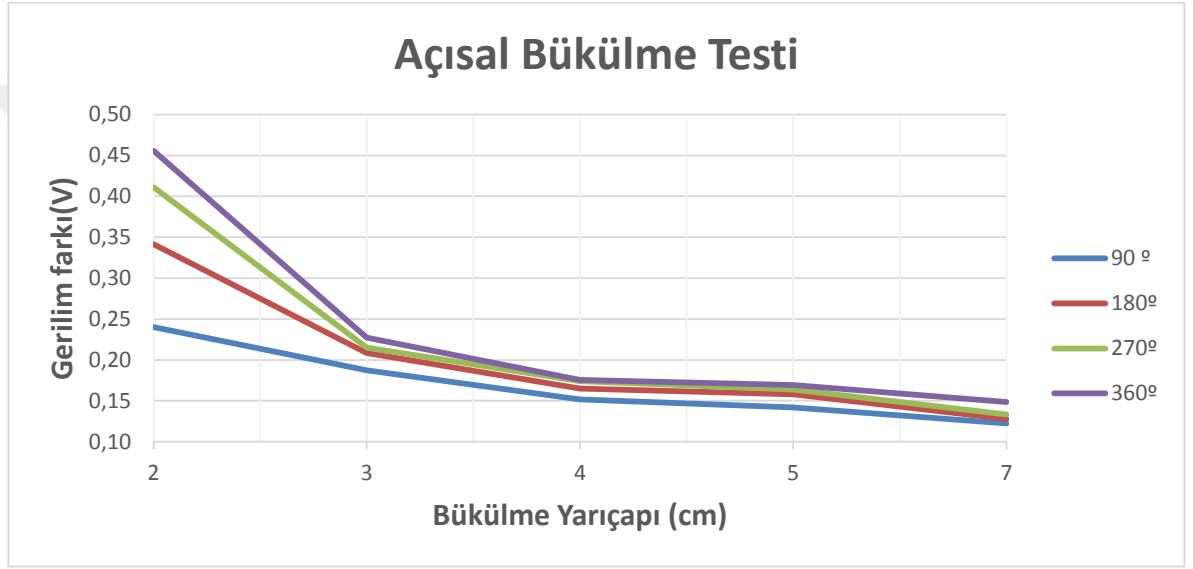


Şekil 4.14. Bükülme çapının çıkış gerilimi üzerindeki etkisi (Artan çap)

Bu sebeple, eğer sensörün bükülme yarıçapı 2 cm olarak ayarlanırsa, sensör göğüs kafesinin her hareketini kolaylıkla tespit edebilir. Nefes alırken göğüs kafesi genişler, sensörün bulunduğu kısım açılır ve bükülme yarıçapı 3 cm' e doğru artar ve zayıflama düşer. Tam tersi durumda, nefes verirken göğüs kafesi daralır, sensörün bulunduğu kısım kapanır ve bükülme yarıçapı 2 cm ' den daha küçük değerlere gider ve zayıflama artar. Bu yüzden 2 cm'lik bükülme yarıçapı kritik bir eşiktir.

Diğer bir problem ise açısız bükülmedir, çünkü bu değerde zayıflama değerlerini etkileyebilir. Bu yüzden, en iyi açısız bükülmeyi bulmak için testler gereklidir. 90°'lik büküm en az zayıflamaya sahiptir; tam tersi durum olan 360°'de en fazla zayıflamaya

sahiptir. Şekil 4.15' teki test sonuçlarına bakılırsa, 360°'lik büküm sonucu en iyi seçim gibi görünmektedir, ama kemerin esnek kısmı genişlerken fiber çevrimi direnç gösterir ve hassasiyeti düşürür. Teorik olarak 360°' lik büküm sonuçları en iyi gerilim farkı değerlerini vermektedir, fakat uygulanabilirlik dikkate alındığında diğer seçenekler de incelenmelidir. Şekil 4.15' teki sonuçlara göre, 180° ve 360°'lik büküm gerilim değerlerinin yakın olduğu görülmüştür.



Şekil 4.15. Açısal bükülmenin gerilime etkisi

180 °'lik bükülme yarıçapı daha esnek olması ve düşük direnci ile zayıflama farkını tolere edebilir. 270°' lik büküm 180°' den daha iyi olduğu için fiberi daha yüksek açıda bükebilirsek daha iyi sonuçlar elde edebileceğimiz Şekil 4.15' ten anlaşılmaktadır. Fakat 270°' lik bükümünde uygulanabilirliği zordur. Sonuçta, sensörde uygulanabilecek en büyük büküm açısı olarak 200 °'lik bir bükülme derecesi kullanılmıştır.

Sensör bir kemer üzerine monte edilmiştir. Kemerin küçük bir kısmı esnek malzemedен diğer kısımları ise esnek olmayan malzemedен seçilmiştir. Bu yüzden, sensör en küçük hareketi tespit edebilmektedir. Şekil 4.16' da görüldüğü gibi, sensör 3 tepe ve 4 dip yaparak bükülmüştür; bükülme yarıçapı 2 cm, açısı ise yaklaşık 200°'dir. Kemer boyu farklı kişilerce kullanılabilmesi için değişken tasarlanmıştır.



Şekil 4.16. Nefes sensörünün insan vücudunda denenmesi

Sensörün nasıl çalıştığı konusunda bilgi sahibi olmak için 7 farklı test yapılmıştır. Test sonuçları Çizelge 4.1 ve 4.2’ de yer almaktadır. Testlerin hepsi ayakta ve normal nefes alma esnasında yapılmıştır.

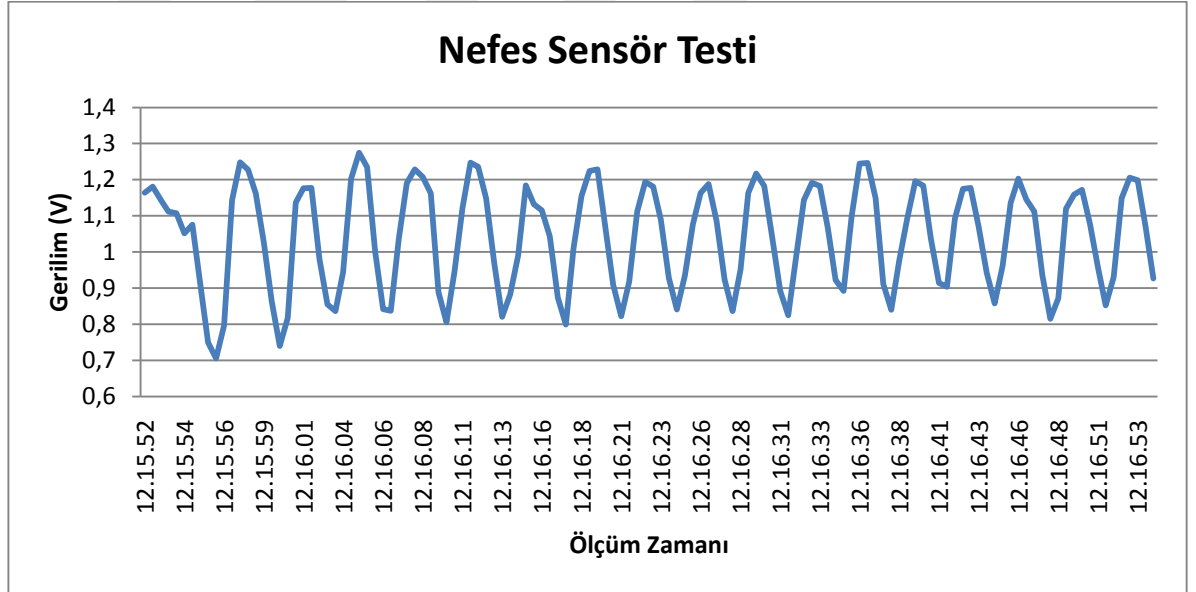
Çizelge 4.1. Nefes sensörü test sonuçları

	Nefes Sayısı	Sensörün Tespiti	Ölçüm Süresi (s)
Test 1	17	17	64
Test 2	17	17	64
Test 3	17	17	64
Test 4	17	17	64
Test 5	18	18	64
Test 6	18	18	62
Test 7	36	36	129

Nefes sayısı sayıcı tarafından sayılır. Sensör tespit ettiği sonuçları kaydeder ve excele aktarır.

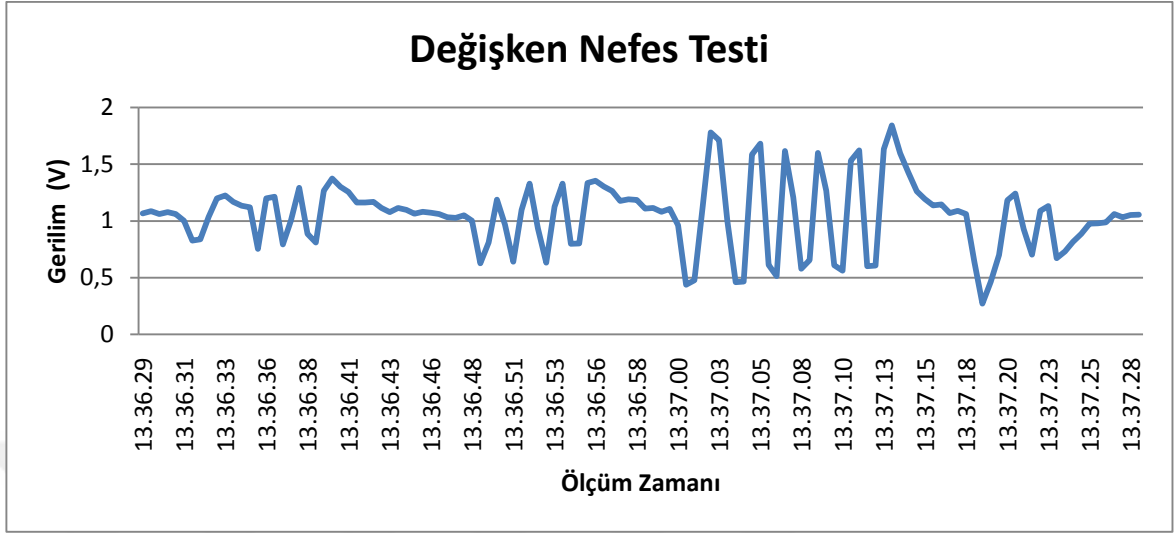
Çizelge 4.2. Excel dosyasındaki sensör test sonuçları

Tarih	Zaman	Gerilim(V)	Nefes Durumu	Nefes Sayısı
23/06/2010	12.23.04	1,28699	Bekleme	8
23/06/2010	12.23.05	0,806569	Nefes Alma	9
23/06/2010	12.23.05	0,969065	Bekleme	9
23/06/2010	12.23.06	1,226806	Bekleme	9
23/06/2010	12.23.06	1,220278	Bekleme	9
23/06/2010	12.23.07	0,840604	Nefes Alma	10
23/06/2010	12.23.07	0,807054	Bekleme	10



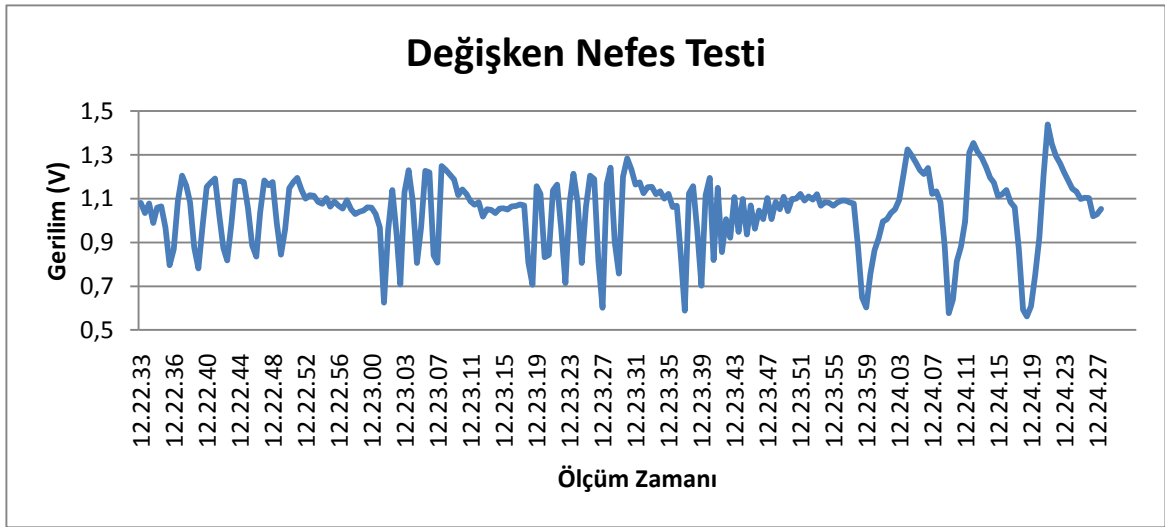
Şekil 4.17. Nefes testi sonucu

Şekil 4.17. 'de, nefes sensörünün çıktıları görülebilir. Şekil 4.17' deki gibi tepe sayısının tespiti için algoritma geliştirilmiştir. Sistemin, anlık hareketleri saymaması için nefes alma ve verme çevriminin tamamlanmasını beklemesi sağlanmıştır. Görülen tepelerin sayısı alınan nefes sayılarını göstermektedir. 18 tepe noktası sayılmıştır, sensör tarafından tespit edilen nefes sayısı da 18 'dir. Alınan nefes sayısı başka bir kişi tarafından sayıldığında sonucun yine 18 olduğu görülmüştür. Sayılan nefes sayısı ile sensör tarafından tespit edilen sayı aynıdır. Yapılan 7 test sonucunda sensör tüm nefes alma sayılarını doğru tespit etmiştir.



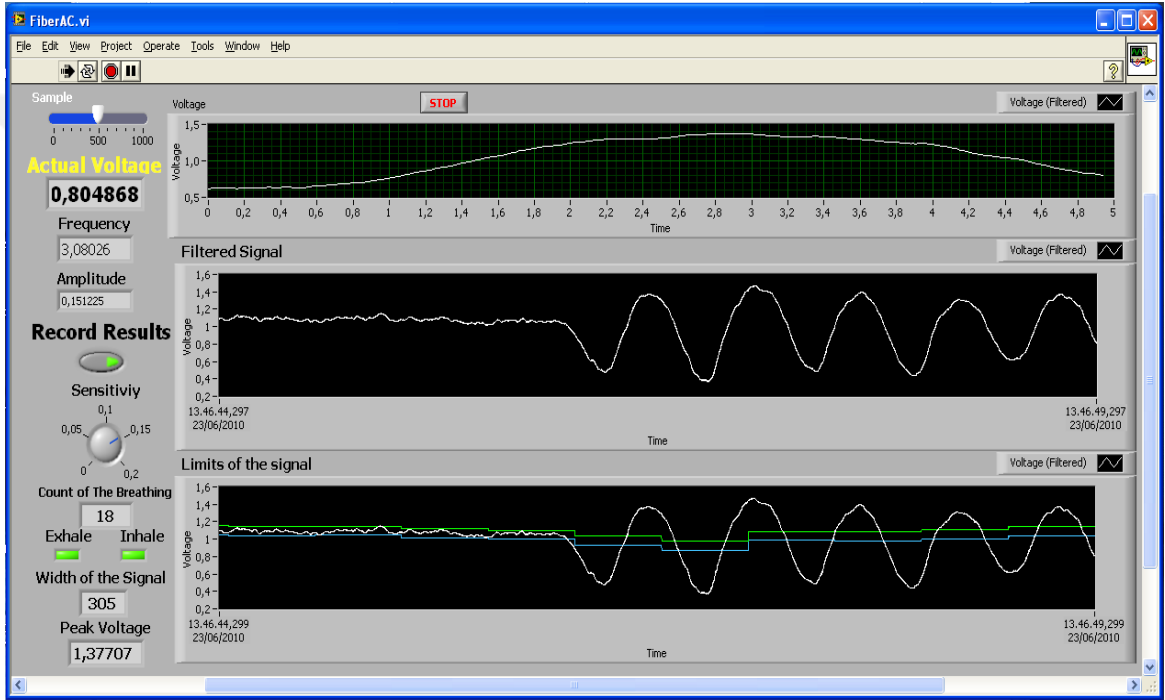
Şekil 4.18. Değişken nefes testi sonucu

Normal nefes alıp verme modundayken sensörün düzgün çalıştığı izlenmiştir. Buna ek olarak, korku veya koşu sonrası gibi anormal durumlardaki derin nefes alıp verme durumlarını izleyebilmek için bazı testler yapılmıştır. Şekil 4.18’ de görüldüğü gibi, ilk olarak normal nefes alınıp tutulmuş, sonra derin nefes alınmış ve tekrar normal nefes alınarak test tamamlanmıştır. Test boyunca yapılan nefes egzersizleri sensör tarafından tespit edilmiştir. Ayrıca, hızlı nefes alıp verirken Şekil 4.19’ da da görüleceği gibi, nefes alıp verme sayısı başarılı bir şekilde tespit edilmiştir.



Şekil 4.19. Hızlı nefes alıp verme testi sonucu

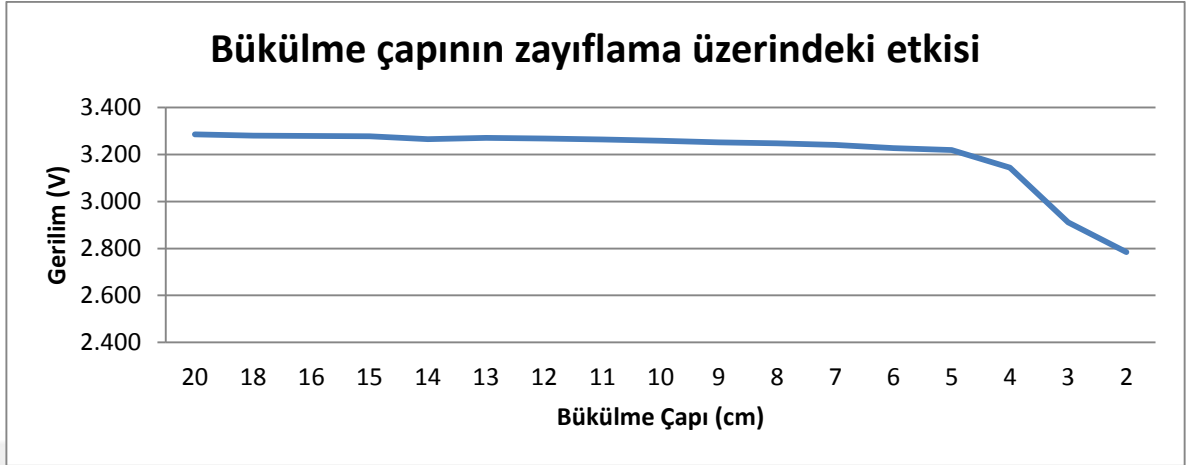
Şekil 4.20’ de görüldüğü gibi, nefes alma ve verme durumları Labview ara yüzü sayesinde eş zamanlı olarak izlenebilir. Arayüz üzerindeki butonlar kullanılarak hassaslık ayarları yapılabilir. Bunun yanısıra izlenen sonuçlar excel dosyasına kaydedilebilir. Sensör çalışırken, tepe gerilim değeri ve işaretin genişliği ekranda eş zamanlı takip edilebilir. Gerilim değerinin genliği alınan nefesin derinliğini gösterirken, frekansı da nefesin tutulma süresi hakkında bilgi verir.



Şekil 4.20. Nefes sensörü yazılım arayüzü

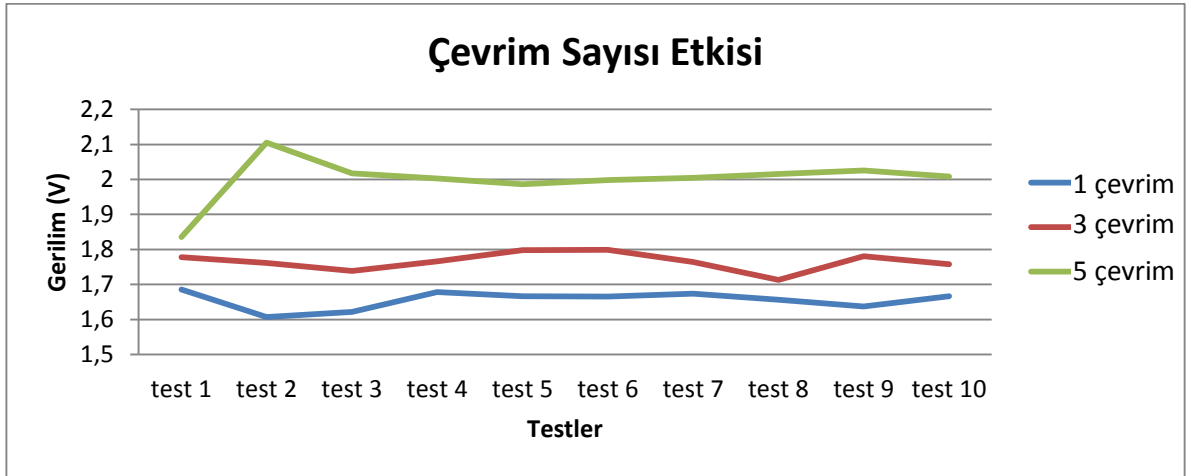
Sonuç olarak, istenirse, sonuçlar eş zamanlı olarak değerlendirilebilir veya excel dosyasına kayıt edilip daha sonra ileri analiz programları kullanılarak analizler yapılabilir.

Not: Mod karıştırıcı bu sensör tasarımında kullanılmamıştır. Çünkü sensör ile küçük kuvvetlerin algılanması gerekmektedir ve mod karıştırıcı bu kuvvetlerin algılanmasını sağlayacak yüksek dereceli ışınları engellediği için kullanılmamıştır. Mod karıştırıcı yüksek dereceli ışınları blokladığı için daha kararlı sonuçlar elde edilebilir. Ama bu durumda sensör göğüs kafesinin her hareketini tespit edemeyebilir.



Şekil 4.22. Bükülme çapının zayıflama üzerindeki etkisi

Her sensör bölgesinde 3 adet fiber çevrimi kullanıldı. Fiber çevrim sayısını belirlemek için yapılan testlerde 5 çevrim en iyi sonucu vermiştir fakat artan çevrim sayısından dolayı sensörün hassasiyeti düşmüştür. Çünkü her çevrim toplam direnci artırır. Bu yüzden optimum çevrim sayısı olarak üç çevrim tespit edilmiştir. 3 çevrim hem en iyi duyarlılığı sağlamıştır hem de en az direnci göstermiştir. Bu konu ile ilgili test verileri Şekil 4.23' te görülebilir.



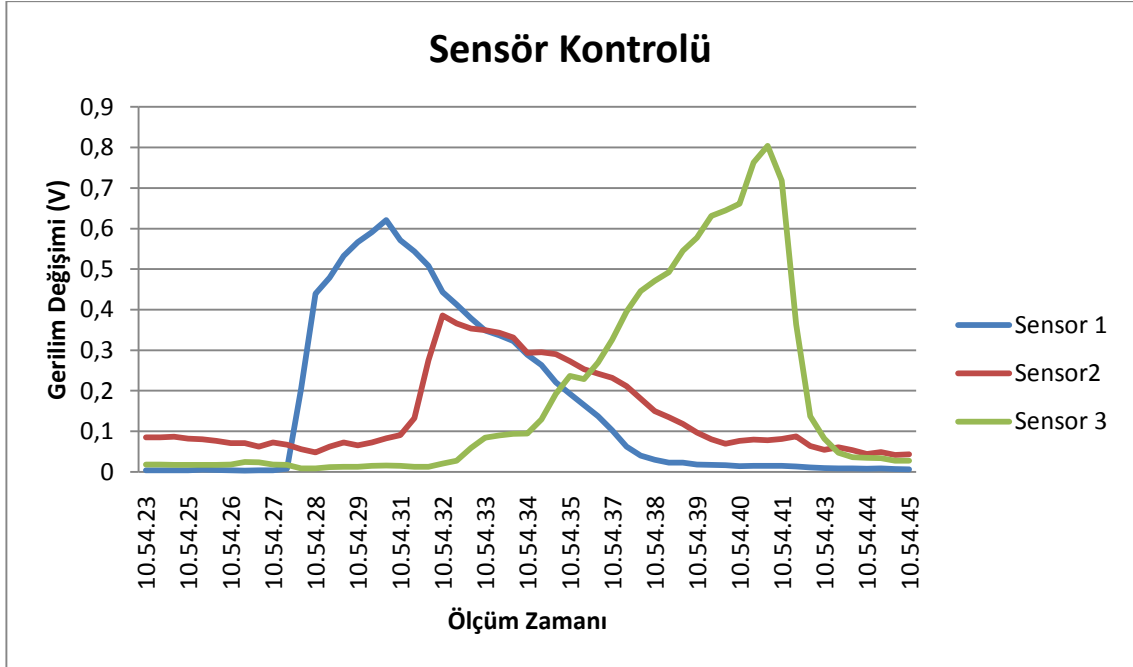
Şekil 4.23. Çevrim sayısının gerilim üzerindeki etkisi

Hassasiyet ve tutarlılık için sensör üzerinde bazı testler yapılmıştır. Sensörün karakterini ortaya çıkarmak için bir test düzeneği hazırlanmıştır. Bu düzende, 2 farklı ağırlık ve insan gücü kullanılmıştır. Şekil 4.24.'te görüldüğü gibi ağırlık sensörün üzerine yerleştirilmiştir.



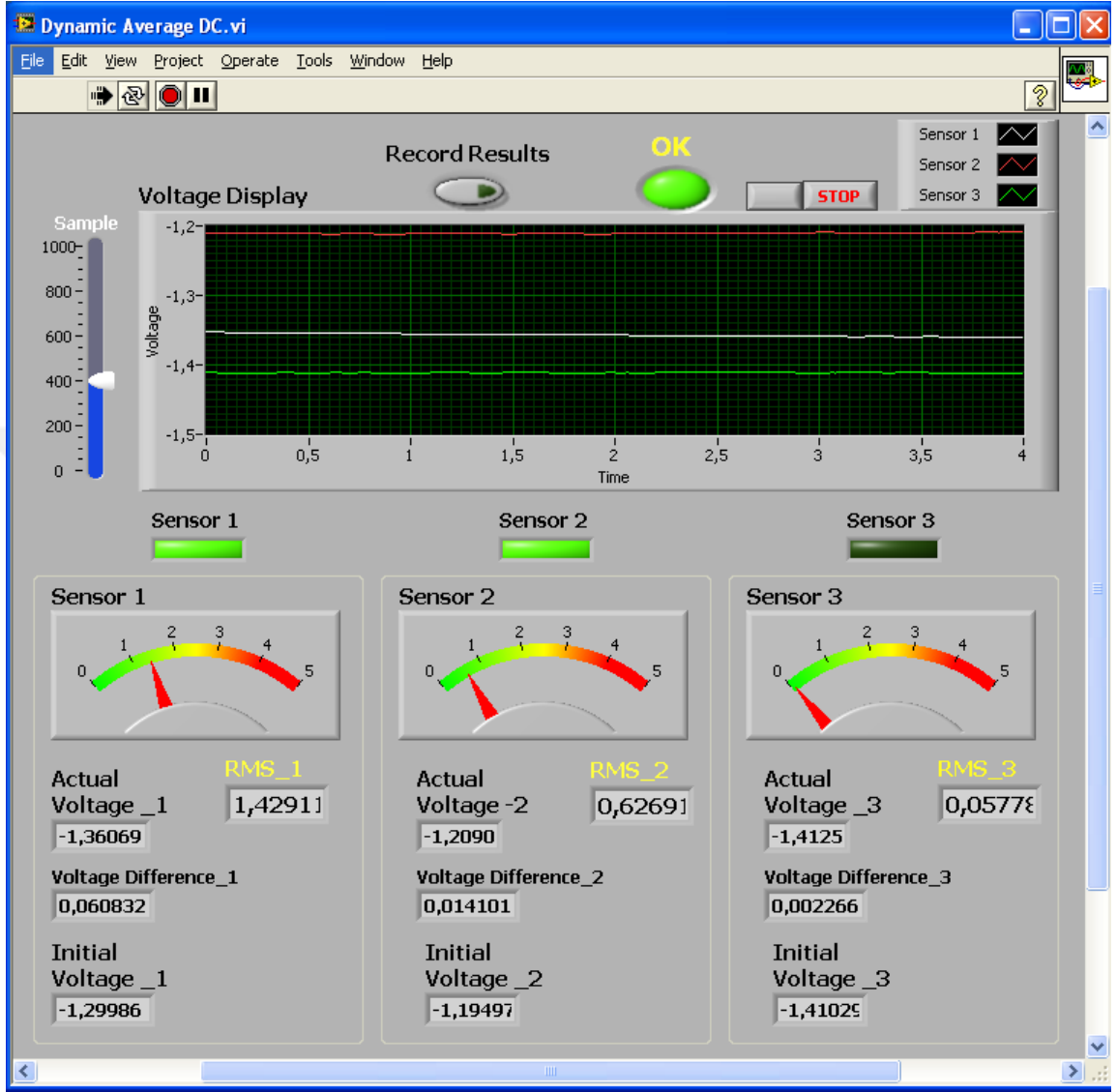
Şekil 4.24. Sarma sensörü test düzeneği

Bu test düzeneğinde, ağırlık 3 sensör bölgesinden geçmiş ve sensörün nasıl tepki verdiği incelenmiştir.



Şekil 4.25. Sarma sensörünün test çıktıları

Şekil 4.24' teki test düzeneğini açıklamak gerekirse, ağırlık sensörün üzerine konulan plakadan geçirilmiştir. Sensör ilk bölgedeki ağırlığı algılamakta ve basıncın niceliğini saptamaktadır. Sonra, birinci ve ikinci sensörün arasına geldiğinde birinci sensör üzerindeki etki azalırken ikinci sensör üzerindeki basınç artmaktadır (Şekil 4.25' te olduğu gibi). Sensörlerin hassasiyetleri farklı olduğu için yanıtlarında da farklılıklar oluşmaktadır, bu durum Şekil 4.25' te görülmektedir. Son kısımda ise, birinci ve ikinci sensörlerin üzerindeki etkiler ortadan kalkmakta ve sadece üçüncü sensör aktif durumda kalmaktadır. Ağırlık tüm bölgelerden geçerek kaldırıldığında, tüm bölgeler ilk pozisyonlarına geri dönmektedir. Ağırlık tam orta noktada iken tüm sensörlerin gösterdiği yanıtın neredeyse aynı olduğu dikkat çekmektedir.



Şekil 4.26. Dinamik sarma sensörünün yazılım arayüz görüntüsü

Sensör düzeneğinde, sensörlerin hassasiyetleri arasında küçük farklar vardır. Çünkü test düzeneği çok kararlı bir hale getirilememiştir. Test için kullanılan ağırlıklar tahta üzerinde hareket ettirilmiş ve ağırlık dağılımı düzgün bir şekilde yapılamamıştır. Yine de test düzeneği göstermiştir ki sensör hangi bölgesinde ne kadarlık bir basınç olduğunu algılayabilmektedir (Şekil 4.26' da bölgeler görülebilir). Daha iyi ve net sonuçlar için daha kararlı bir test düzeneğine ihtiyaç vardır.



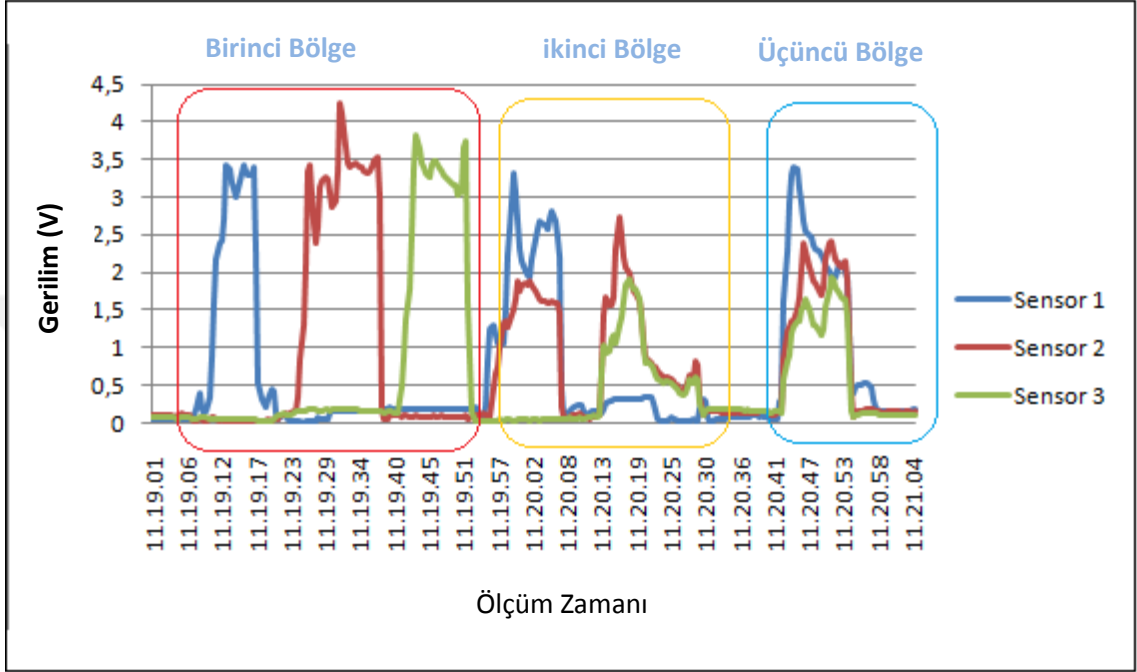
Şekil 4.27. Birinci sensör basınç altında



Şekil 4.28. Bütün sensörler basınç altında

Sarma sensörü yaşlı insanlar ya da his kaybına uğramış insanlar için kullanılabilir. Örneğin, yaşlı insanlar yalnız yaşadıklarında yardıma ihtiyaç duyarlar, bu durumda bu tip sensörler tuvalet, basamaklar veya mutfakta kullanılabilir. Buna ek olarak Parkinson hastalarının his ve güç kayıplarını tespit etmek için kullanılabilir. Parkinson hastasının Şekil 4.27 ve 4.28 'de görüldüğü gibi tek bir parmaktaki his kaybını ya da tüm elinin his ve güç kaybını

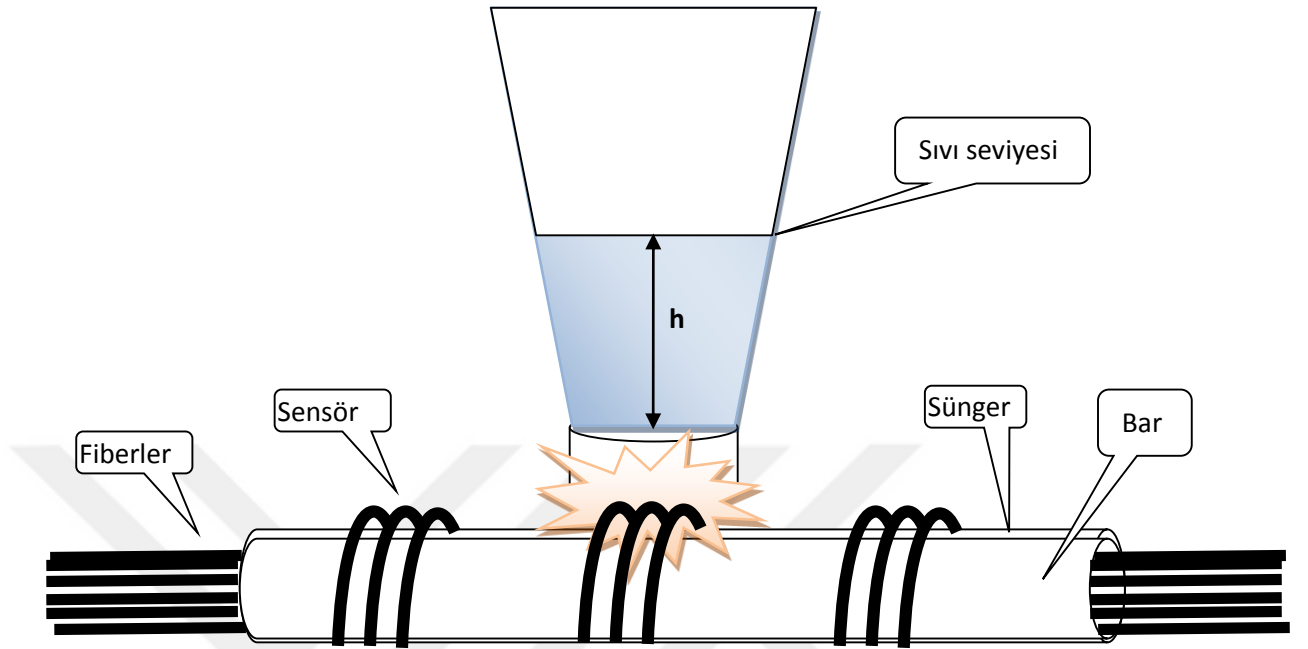
belirlemek için kullanılabilir. Buna örnek olarak Şekil 4.29’ da görüldüğü gibi sensöre basınç uygulanmış ve sonuçlar excel dosyasına kaydedilmiştir.



Şekil 4.29. Test sonuçları

Şekil 4.29’ da yapılan test yorumlanacak olursa; ilk bölgede, sensörlerin her birine ayrı olarak basınç uygulanmıştır. İkinci bölgede ise; I. II. ve II. III. sensöre aynı anda basınç uygulanmıştır. Son olarak üçüncü bölgede, bütün sensörlere basınç uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler birimsizdir. Şekil 4.31.’ deki kuvvetler bir insan eli ile uygulandığı için sensörlerin hassasiyetlerini karşılaştırmak yersiz olacaktır.

Sarma sensörü için bir matematiksel model oluşturmak üzere bir test düzeneği hazırlanmıştır.



Şekil 4.30. Test düzeneği

Şekil 4.30’ da görülen test düzeneğinde metal çubuğa sarılı fiberler sıvı bir ağırlık ile ezilerek basınca maruz bırakılmışlardır. Kap doldurulduğunda, fiber zayıflamaları sıvının etkisi ile artmaktadır. Bütün sensörler aynı ağırlık için farklı davranışlar göstermişlerdir. Bunun nedeni ise, fiberlerin sarıldığı süngerin aynı ağırlığa karşı farklı davranışlar göstermesidir. Bu düzeneğin matematiksel modelini inceleyelim.

Bu teste basınç sıvının ağırlığı ile elde edilmiştir. Sıvı basıncı sıvının kütlesine bağlıdır. Bu sebeple, kuvvet 4.6’ dan hesaplanır.

$$F(t) = \frac{dmg}{dt} \quad (4.6)$$

Birim alana düşen basınç 4.7’ deki formül ile hesaplanır.

$$P = \frac{dF}{dA} \quad (4.7)$$

Diğer önemli bir nokta da uygulanan kuvvet ve torktur, bu yüzden denge, boylamsal ve çevrimsel hareketler deformasyona neden olabilir. Basit malzeme üzerindeki çekme testi esnasındaki stres, burulma eğrisinin eğiminden deformasyon oranı deneysel olarak tanımlanabilir. Young modülü, hesaplanabilir sıkıştırma veya gerilim altındaki izotropik

elastik malzemelerden üretilmiş çubukların davranışlarının izlenmesine olanak verir. Bu tip hesaplamalar için malzemenin Poisson oranı gereklidir.

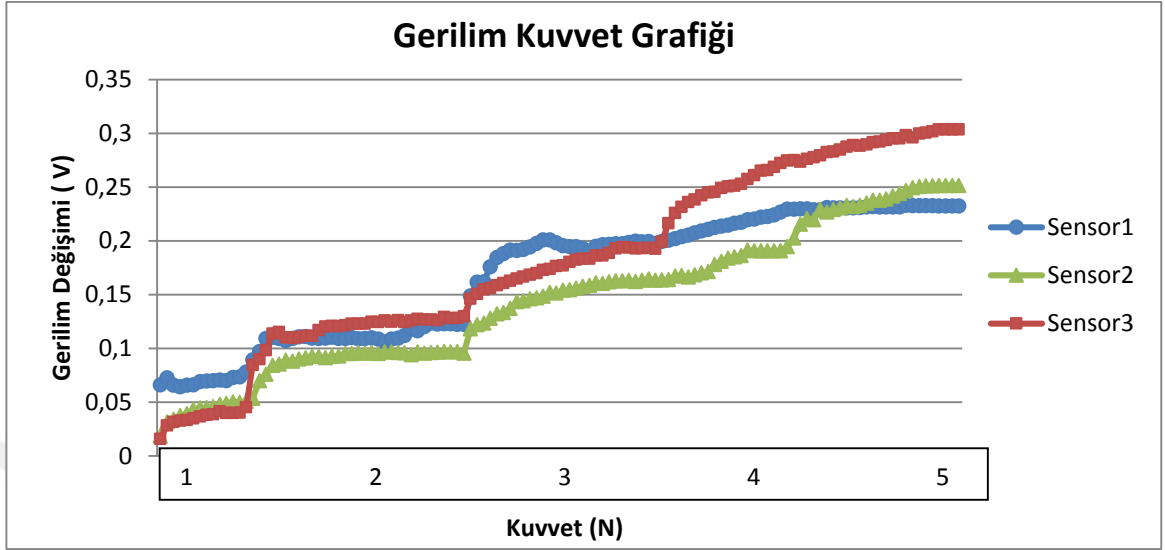
$$E = \frac{\text{Gerilim Stresi}}{\text{Gerilim Uzaması}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4.8)$$

Poisson oranı (ν), basit bir obje esnetildiğinde, enine sıkışma veya kısılmanın (yükte dik olarak), boyuna uzama veya genişlemeye (yük ile aynı yönde) oranlanmasıdır. Diğer bir deyişle, genişlemenin daralmaya oranlanmasıdır, bu değişiklikler küçük oranlardır. Ya da tam tersi bir ifadeyle bir malzeme esnediğinden daha fazla sıkıştırılabiliyorsa, esnemekten daha fazla büzölmeye eğilimlidir denilebilir.

$$\nu = - \frac{\varepsilon_{trans}}{\varepsilon_{axial}} = - \frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_y} \quad (4.9)$$

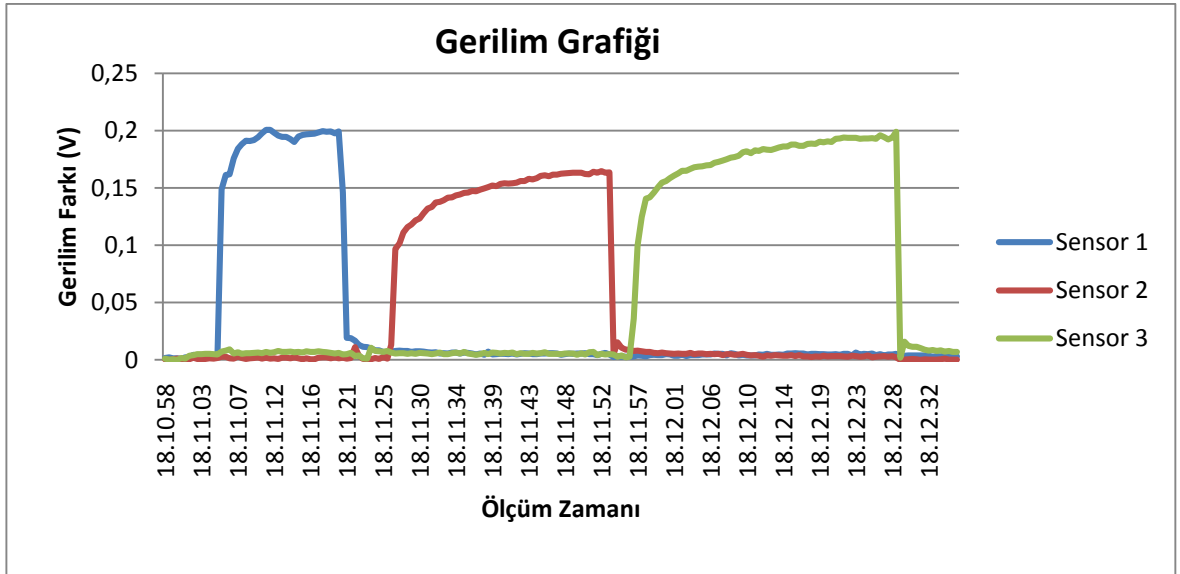
Deformasyon, malzemelerin yük veya basınç altında ne derece bozulduklarını veya yer değiştirdiklerini tanımlamak için kullanılır. Yük altında olan objenin bozulma şeklinin eğimi doğrudan deformasyonla ilgilidir ve yük altında olan objenin eğim grafiğinin integrali matematiksel olarak tanımıdır, ama bu test düzeneğinde deformasyon hesaplanamaz çünkü fiber çevrimlerinin altında sünger vardır. Bu sebeple, her testte malzeme farklı davranır ve sonuçlar öngörülemez. Bu sensör birimsel olarak basınç ölçen bir sensör değildir, bu yüzden basıncın kesin değeri gerekli değildir. Yine de, sensör insan hareketlerini ve kuvvetlerini algılayabilmektedir (Halliday, 2000)

Sonuç olarak, sensör üzerine uygulanan kuvvetleri tespit etmek onları derecelendirmektedir. Sensörün matematik modeli, bozulmanın tam olarak hesaplanamamasından dolayı oluşturulamamıştır. Tüm basınç sensörleri aynı prensibi kullanarak modellenirler, iki destek çubuğu arasında yer alan sensöre basınç uygulandığında oluşan değişim bozulmadır. Ama bu test düzeneğinde böyle bir yapı olmadığı için modelleme yapılamamıştır. Sarma sensörü metal bir çubuk üzerinde yer alan süngerin üzerine sarıldığı için birçok faktör etki eder.



Şekil 4.31. Sarma sensörünün 5 farklı ağırlık ile testi

Testler ile sensörün davranışı incelenmeye devam edilirse, Şekil 4.31’deki gibi grafik elde edilir. Bu testte 5 farklı ağırlık kullanılmıştır. Daha önce bahsedildiği gibi, sensörler aynı ağırlıklar için farklı yanıtlar vermiştir. Şekil 4.31’de, sensör 1 1 N’luk kuvvet altında diğer sensörlerden daha güçlü yanıt vermiştir, ama 3 N’luk kuvvet altında ise sensör 1 diğer sensörlerden daha zayıf bir yanıt vermiştir. Bunun sebebi, sensörlerin bir sünger üzerine sarılması ve süngerinde bu tip değişimlere neden olmasıdır.



Şekil 4.32. Sarma sensörünün 2 N’luk ağırlık ile testi

Şekil 4.32' de tüm sensörler ayrı ayrı test edilmiş ve veriler daha sonra bir araya getirilmiştir. Şekil 4.32' de görüldüğü gibi, zamana karşı artan bir eğim vardır. Bunun sebebi ise, üzerine ağırlık konan sensörün zamanla altındaki süngerin ezilerek daha fazla bükülmesidir. Yani daha fazla bükülme daha fazla zayıflama değildir. Neticede basınç değeri ile zayıflama arasında net bir ilişki vardır denilemez. Mikro bükülme prensibini kullanan fiber sensörlerde, sonuçlar birçok etkene bağlı olduğu için zayıflama değeri kesin olarak ölçülemez ya da hesaplanamaz. Bu yüzden bu tip sensörler belirlenen bir eşik değeri için anahtar olarak kullanılırlar.

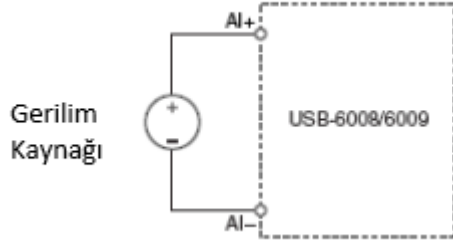
4.3. Veri Toplama

Tezde National Instruments'in Şekil 4.33' te görülen USB kartı kullanılmıştır. NI USB-6008 usb tabanlı çalışan bir veri toplama kartıdır. Cihaz analog giriş-çıkışa ve sayısal giriş-çıkışa sahiptir. Üç analog giriş DC moddaki sarma sensörü için kullanılırken, bir analog giriş de AC moddaki nefes sensörü için kullanılmıştır.



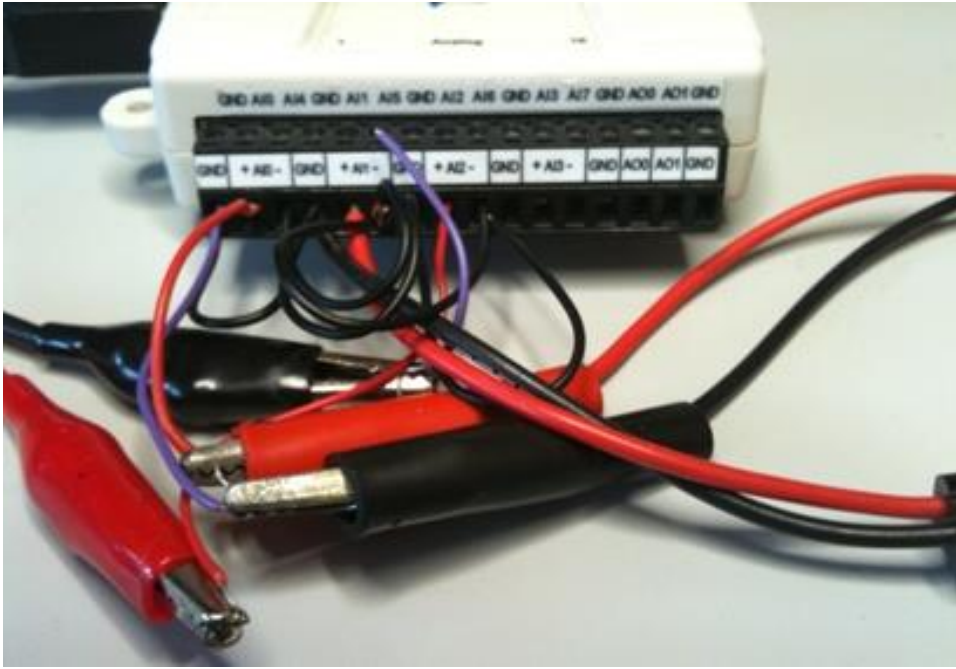
Şekil 4.33. NI USB 6008 veri toplama kartı

DC ve AC gerilim ölçümleri yapıldı. DC gerilim ölçümleri özellikle yavaş değişimleri tespit etmek için idealdir (Örneğin sıcaklık, basınç veya uzama gibi). AC gerilim ise diğer taraftan dalga formlarını incelemek için idealdir, çünkü bu tip formlar ani yükselme, düşme ve ters kutuplanmalara sahiptir.



Şekil 4.34. İşaret fark gerilim bağlantısı

Veri toplanırken Şekil 4.34’ te gösterilen işaret fark yöntemi ve bağlantı diyagramı kullanılarak bu test düzeneği oluşturulmuştur. Genel olarak, işaret fark köprülemesi DC gürültüyü daha iyi sönümlediği için tek uçlu köprülemelerde daha çok tercih edilir. İşaret fark bağlantısında, işaret ucunun pozitif analog girişin pozitifine ve işaret ucunun negatif analog girişin negatifine bağlanır. Fark bağlantısında her kanal toprak bağlantısına sahiptir. Fark köprülemede kanalların toprak potansiyelinden farkları çok daha net olarak ortaya çıkar. Bu yüzden tüm analog girişlerin negatifleri ile toprak ucu kısa devre edilmiştir (Şekil 4.35’de görüldüğü gibi).



Şekil 4.35. Bağlantı diyagramı

Bu test düzeneği hem DC hem de AC modda kullanılmıştır. Yazılım olarak Labview kullanılmış ve arayüz sayesinde sonuçlar excel dosyasına aktarılmıştır.

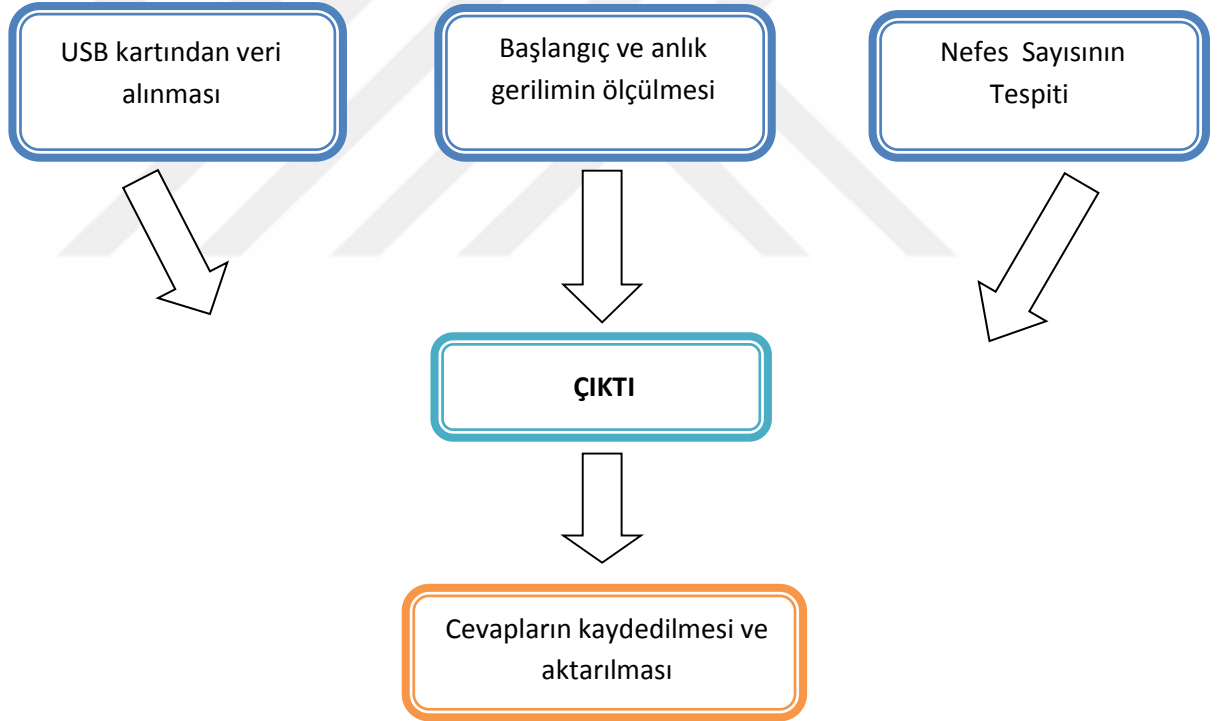
4.4. LabVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench; Laboratuvar Sanal Mühendislik Cihazları Çalışma Tezgâhı), NI tarafından ortaya çıkarılan bir platform ve geliştirilen programlama dilidir. LabVIEW dünya üzerinde birçok bilim adamı ve mühendis tarafından kullanılan karmaşık ölçüm, test ve kontrol sistemleri geliştirmeye yarayan grafik çevresel programıdır. Ayrıca grafiksel ikonlar ve akış diyagramları ile kullanıcı dostu bir yazılımdır. LabVIEW, binlerce donanım ile bütünleşmiş bir şekilde çalışabilir ve yüzlerce hazır kütüphanesiyle ileri analizler ve veri işleme imkânları sunar. LabVIEW platformu işlemsel sistemleri ve çoklu hedefleri bölümlendirebilir. Grafik dili aslında 1986 yılında Macintosh firması tarafından piyasaya sürülmüştür. LabVIEW veri toplama, cihaz kontrol ve otomotiv endüstrisinde çok geniş kullanım alanlarına sahiptir. Tezde kullanılan LabVIEW' in sürümü 8.6' dır. Tezde iki farklı sensör uygulaması için iki farklı arayüz kullanılmıştır.

4.4.1. Nefes Sensörü Arayüzü

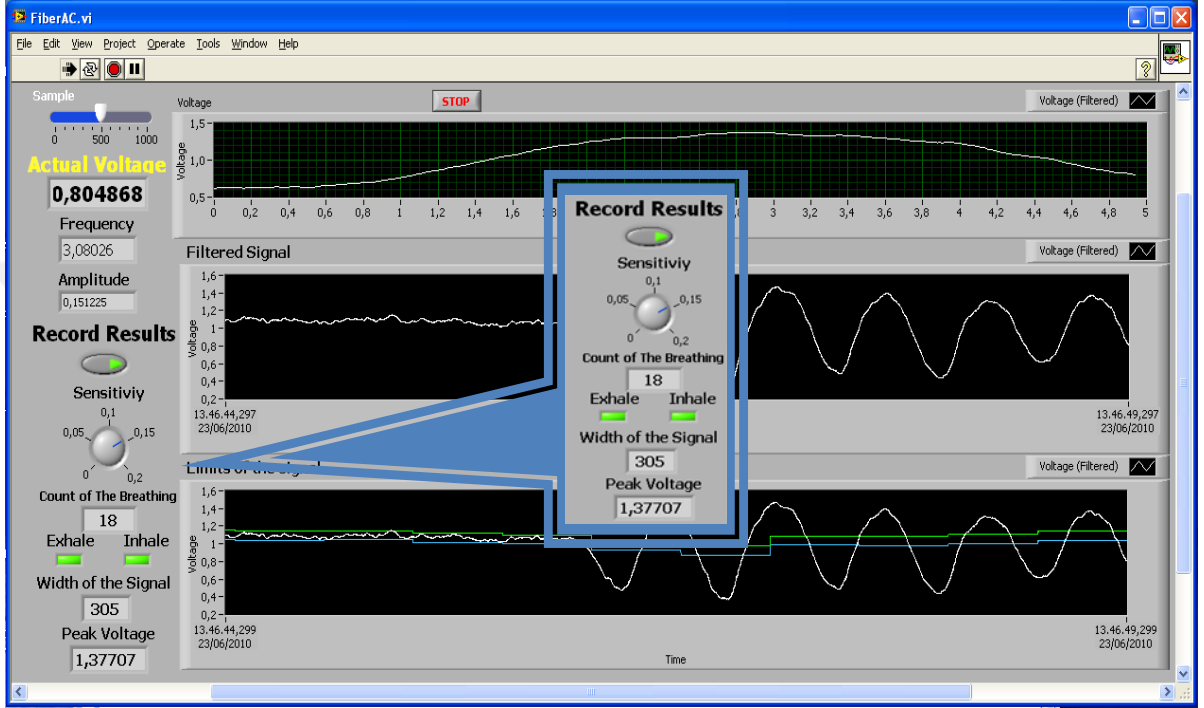
Sensör tasarımında AC köprüleme metodu kullanıldı ve buna bağlı olarak arayüzün çalışması sarma sensörüne göre daha farklıdır. Nefes sensörünün çalışma prensibi Şekil 4.36' da özetlenmiştir.

Yazılımda işaretlerin gürültüden arındırılması için filtreler kullanılmıştır. Nefes sayısının tespiti için anlık gerilim yükselmelerini tespit edebilmesi için dinamik tepe dedektör tasarımı yapılmıştır. Ayrıca tespit edilen nefes sayısının excele aktarılıp kaydedilebilmesi için ayrıca bir blok daha oluşturulmuştur. Ortak bloklar kütüphane haline getirilerek sarma sensöründe de kullanılmıştır.



Şekil 4.36. Nefes sensörünün blok şeması

LabVIEW' in Şekil 4.37' de görülen arayüzü kullanılarak birçok sonuç kontrol edilebilir ve bazı değişkenler arayüz üzerinden değiştirilebilir veya derecelendirilebilir. Örnekleme sayısı değiştirilebilir ayrıca işaretin frekansı ve genliği izlenebilir.



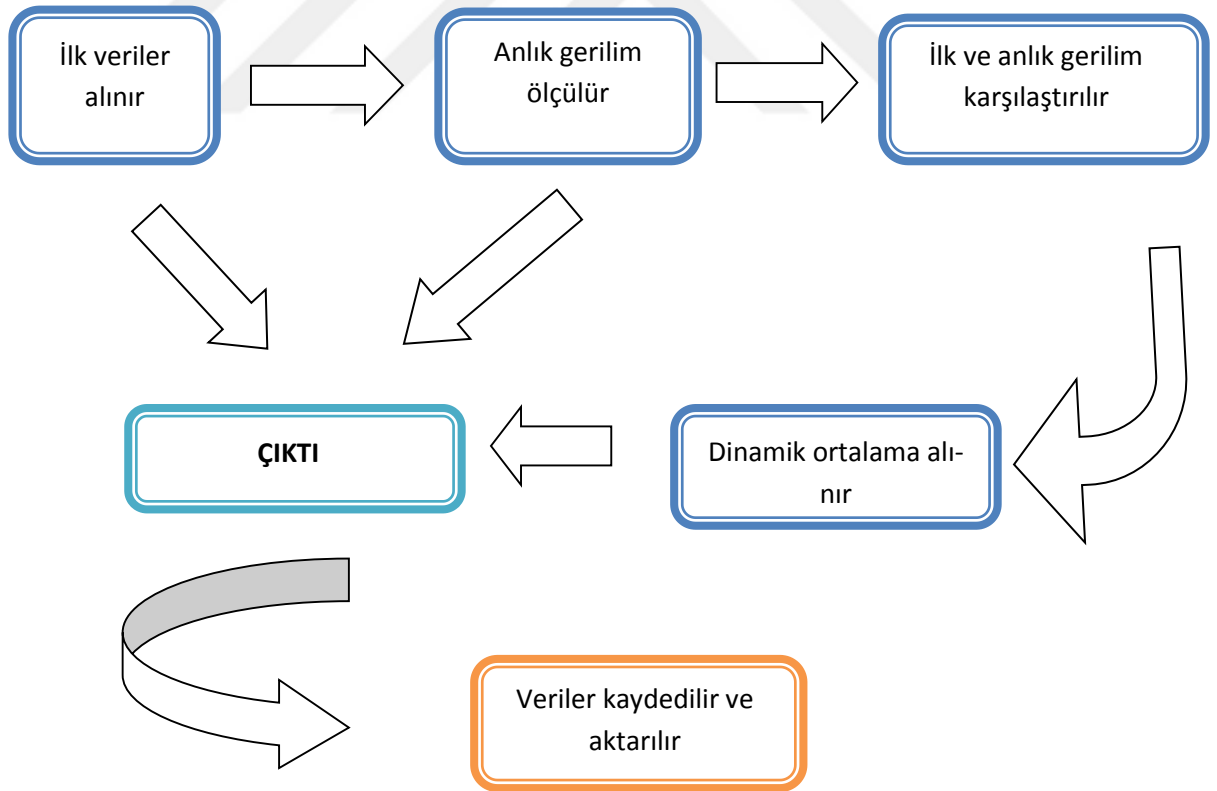
Şekil 4.37. Nefes sensörünün arayüzü

Nefes sayısı, işaretin genişliği ve nefes alma esnasında oluşan tepe gerilimin değeri yine arayüz sayesinde izlenebilir. Bir değer kontrol birimi ise sensörün hassasiyetidir. Örneğin, eğer ortam çok gürültülü ise, sensörün hassasiyeti düşürülebilir. Ya da tam tersi durumda, ortam gürültüsüz ise, laboratuvar ortamı gibi, sensörün hassasiyeti artırılabilir. Sensör sadece nefes sayısının tespit etmemektedir, aynı zamanda nefes alma ve verme anları LED panel ile tespit edilip izlenebilmektedir. Yine de, diğer vücut hareketlerinin test sonuçlarını etkileyebildiği göz önünde bulundurulmalıdır.

Yazılım grafiksel blok diyagramları ile tanımlanır, bu tip programlarda kullanıcı farklı fonksiyonları tel yollar ile birleştirerek oluşturur. Veri ulaşan her düğüm ya da tel çalışmaya başlar, ayrıca düğüm ve tellerden birçok değişken geçebilir. Birçok düğüme eş zamanlı olarak görevler ulaşsa bile sorun oluşturmaz çünkü bu tip programlar paralel işlem yürütme kapasitesine sahiptirler.

4.4.2. Sarma Sensörü Arayüzü

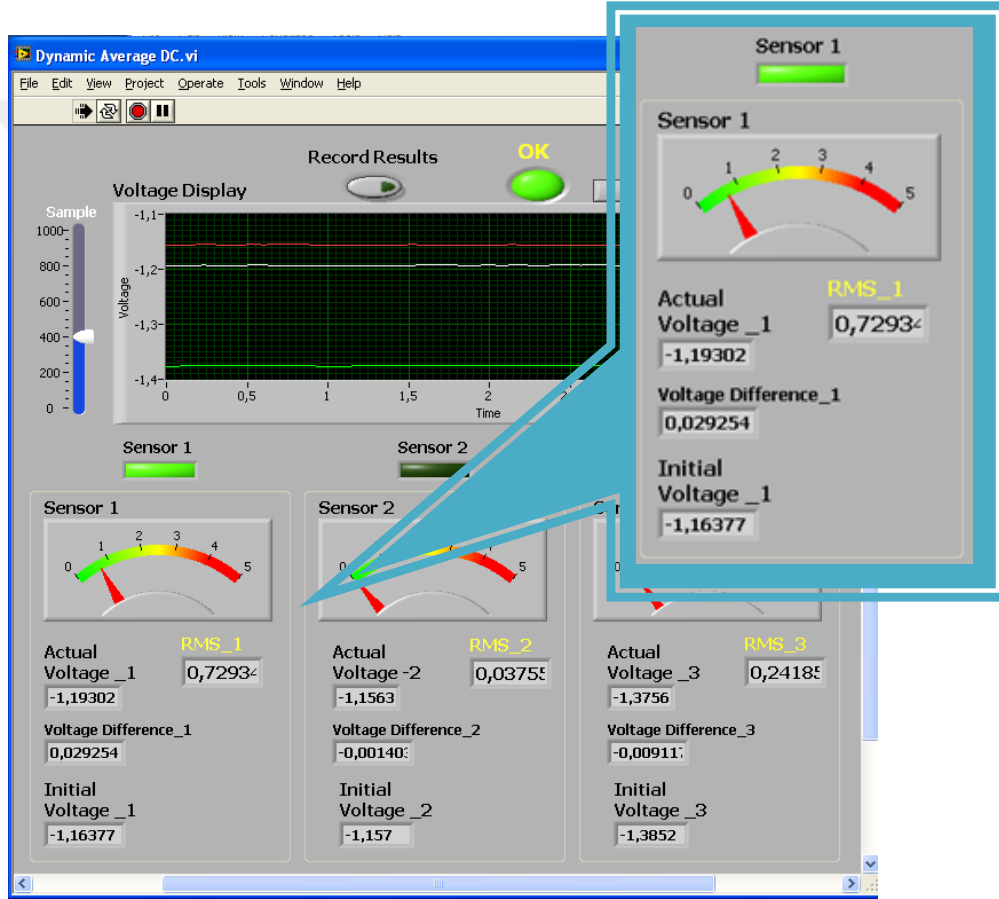
Sarma sensörü Şekil 4.38’ de görülen blok şeması daha karmaşıktır, çünkü iki farklı ortalama alma metodu kullanılmıştır. Sistem yarı statik yarı dinamik bir çalışma sergilemektedir; yani ilk program alınan ilk gerilim değerini saklar, daha sonra aldığı değerler ile bunların sürekli ortalamasını alır. Burada asıl önemli nokta ise bu değerlerin birbiriyle olan farklarıdır. Çünkü eğer ilk değerler ile dinamik olan sayıların farkı fazla olursa, sistem sanki sensörün üzerinde sürekli bir ağırlık varmış gibi algılayabilir. Tam tersi durumda ise, sistem uygulanan kuvveti tam olarak algılayamayabilir. Bunun nedeni ise sürekli olarak dinamik ortalama almasıdır. Örneğin, sensörün üzerinde sabit bir kuvvet varken, sistem durmaksızın ortalama aldığı için son alınan değerler çok hızlı bir şekilde ilk değer haline gelir ve ilk değer ile son değer gittikçe birbirine yaklaşır. Sonuçta, sistem kuvvet kaldırılmış gibi algılar ama aslında sabit bir kuvvet uygulanmaktadır.



Şekil 4.38. Sarma sensörünün blok şeması

Tüm bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda, neden yarı statik yarı dinamik bir çalışmaya ihtiyaç olduğu ortaya çıkmaktadır. Sistemde ilk değer ile son değer arasındaki fark azaldığında, dinamik ortalama durdurulur. Sistem toplam uygulanan baskıyı böylece tespit eder.

Şekil 4.39'daki LabVIEW arayüzü uygulaması kullanılarak her kanal için örnekleme sayısı belirlenebilir ve istenen tüm sonuçlar kaydedilip excele aktarılabilir.



Şekil 4.39. Sarma sensörünün arayüzü

Her sensör için ayrılmış 3 bölüm bulunmaktadır, bu kısımda anlık gerilim, gerilim farkı ve ilk gerilim gibi bilgilere ulaşılabilir. Bunda başka, dinamik ortalama hem sayısal olarak hem de göstergeden izlenebilir. Ek olarak, sensör aktif hale geçtiğinde yeşil LED yanar. Ayrıca 'Record Results' butonuna tıklanırsa, ışık yanar ve tüm alınan veriler kaydedilmeye başlar.

5. SONUÇ

Tezin amacı mikro bükülme prensibini kullanarak kullanışlı, düşük fiyatlı plastik optik fiber sensör yapmaktır. Optik fiber mikro bükülmelere maruz kaldığında, bükülme bölgesi dışarıdan gelecek etkenlere karşı oldukça hassas davranmaktadır. Mikro bükülmeleri etkin olarak kullanabilmek için bükülmelerin doğru açı ve pozisyonda olması önemlidir.

Sensörler daha çok medikal amaçlar için üretilmiştir. Sensörler, sarma ve nefes sensörü olarak tasarlanmıştır. Nefes sensöründe, nefes sayısı kolaylıkla tespit edilebilmekte ve sonuçlar kaydedilebilmektedir; böylece sonuçlar daha sonra analiz edilebilir. Nefes sensörünün sağladığı çok önemli bir özellik manyetik girişimlerden etkilenmemesidir. Sensör manyetik tınlaşımaya sahip alanlarda güven ile kullanılabilir. Bir diğer sensör olan sarma sensörü de mikro bükülme prensibini kullanarak çalışmaktadır. Sarma sensörü üç ayrı bölgeden oluşmakta ve birbirinden bağımsız olarak bu bölgelerdeki basıncı algılayabilmektedir. Sarma sensörü yaşlı insanlar için kullanılabilir. Örneğin yatağın altına sensör yerleştirilerek anlık durumları izlenebilir. Bunun yanısıra, sarma sensörü su altında da çalışabildiği için, sensör su içerisinde yapılması gereken medikal uygulamalarda, nem oranının yüksek olduğu durumlarda güvenle kullanılabilir. Her iki sensörde medikal uygulama alanlarında birçok avantaja sahiptir.

Plastik optik fiber malzemeler kullanılarak yapılan sensörler giyilebilir teknolojilere dönüştürülebilmektedir. Böylece hastalar üzerlerinde sensör varken rahatça hareket edebilmekte ve günlük yaşantılarına devam edebilirler. Hatta su içerisindeki fizik tedavilerini tamamlayabilirler. Tüm bu durumlar hastalar için büyük konfor sağlarken, sağlık personeli için de farklı tedavi metodlarını aynı anda uygulama ve hasta verilerini izleme imkânı sağlamaktadır.

Sensörler tasarlanırken devrelerde opamp, LED, foto diyot, transduser gibi birçok farklı devre elemanı kullanılmıştır. İlk olarak düşük maliyetli LED sürücü devresi tasarlanarak ışık kaynağı oluşturulmuştur. Alıcı devre, foto diyot ve güçlendiriciler kullanılarak devre hazırlanmıştır. Veriler USB veri toplama kartı ile alınmıştır ve LabVIEW yazılımı ile analizleri tamamlanmıştır.

Sensörlerin kararlılıkları birçok defa test edilerek sınanmıştır. Nefes sensörü insan vücudu üzerinde test edilmiştir. Sarma sensörünün performansını sınamak için test düzeneği hazırlanmıştır. Düşük maliyetli optik fiber ve elektronik malzemeler kullanılarak mikro bükülme prensibi ile plastik optik fiber sensörler elde edilmiştir. Bu sensörler ile testler yapılarak yorumlar ve teknik analizler yapılmıştır.

Sonuç olarak, sensörler 1 mm' lik plastik optik fiber ile tasarlanmıştır ve sensörlerin tasarımı son derece basit ve ucuzdur. Tasarımlar uyarlanarak birçok değişik alanda kullanılabilir. Optik fiber algılama sistemlerin, basit mimarisi ucuz, dayanıklı ve yüksek performanslı sistemlerin gelişimi için net çözümler sunmaktadır. Yüksek performanslı optik fiber algılama sistemleri askeri sistemler, uzay sistemleri, endüstriyel ve ticari birçok uygulamada kendilerine geniş yer bulacaktır.

EKLER

EK 1 905SE650 LED' İN TEKNİK ÖZELLİKLERİ

EK 2 RATIOPLAST PIN FOTODİYOT TEKNİK ÖZELLİKLERİ

EK 3 AD8045 TRANSEMPEDANS TEKNİK ÖZELLİKLERİ

EK 4 TL082J İŞLEMSEL KUVVETLENDİRİCİ TEKNİK ÖZELLİKLERİ

EK 5 NI USB 6009 TEKNİK ÖZELLİKLERİ

EK 6 NEFES SENSÖRÜNÜN LABVIEW YAZILIM MİMARİSİ

EK 7 SARMA SENSÖRÜNÜN LABVIEW YAZILIM MİMARİSİ

EK 1 905SE650 LED' İN TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Tezde kullanılan ışık kaynağının teknik özellikleri Çizelge E.1' de verilmiştir.

Çizelge E.1. 905SE650 LED parametreleri

Parametre	Değer	Birim
Dalgaboyu (λ)	650	nm
Spektral Bant Genişliği ($\Delta\lambda$)	25	nm
İleri Yönde Voltaj $V_F = (I_F = 50\text{mA})$	2.1	V
Sürekli İleri Yönde Akım	50	mA
Ters Voltaj	3	V
Anahtarlama Zamanı ($I_F = 50\text{mA}$)		
t_R	15 (<17)	ns
t_F	18 (<20)	ns

EK 2 RATIOPLAST PIN FOTODİYOT TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Tezde kullanılan PIN silikon fotodiyotun parametreleri Çizelge E.2' de verilmiştir. PIN silikon diyot 500 ila 1120 nm arasında çalışır ve seviyeler arasındaki enerji 1,11 eV' tur.

Çizelge E.2. PIN fotodiyot parametreleri

Parametreler	Birim
Dalga Boyu	400-1100 nm
Yükselme ve Düşme Za-	5 ns
Optik Hassasiyet	0.62 A/W
Ters Yönde Voltaj	50 V

EK 3 AD8045 TRANSEMPEDANS TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Tezde transempedans olarak AD8045 tipi bir cihaz kullanılmıştır. AD8045, 1 GHz bant genişliği, 1350 V/ μ s yanıt hızı, %0,1 hassasiyetle 7,5 sn' de ayar özellikler ile geniş bir kullanım alanı sunar. 3,3 V' dan 12 V'a kadar geniş besleme olanağı, düşük offset gerilimi (200 μ V) özellikleri ile yüksek hız, dinamik menzil ve kesin çözünürlük ile birçok sistem için idealdir. Transempedansın teknik özellikleri Çizelge E.3' te bulunmaktadır.

Çizelge E.3. AD8045 transempedans parametreleri

Parametreler	Birim
Bant Genişliği (3dB)	1 GHz
Yetiştirme hızı	1350V/ μ s
Giriş Voltaj Gürültüsü	3nV/ \sqrt Hz
Giriş Direnci	3.6-1M Ω
Giriş Kapasitesi	1.3 pF
Pozitif Güç Kaynağı Red Oranı	-68 dB
Negatif Güç Kaynağı Red Oranı	-73 dB

EK 4 TL082J İŞLEMSEL KUVVETLENDİRİCİ TEKNİK ÖZELLİKLERİ

TL082J tezde çıkış gerilimini kuvvetlendirmek için kullanılmıştır. Bu tip işlemsel kuvvetlendiriciler düşük maliyete, yüksek hızlara, giriş offset gerilimi dâhili olarak kırılmış çift JFET giriş işlemsel kuvvetlendiricisine sahiptirler. Buna ek olarak, iyi eşleşmiş yüksek gerilim JFET giriş elemanları çok düşük giriş denge ve offset akımı sunar. Bu özellikleri sayesinde yükseltici birçok yüksek hız gerektiren integratörlerde, sayısal analog dönüştürücülerde ve daha birçok düşük giriş offset gerilim, düşük giriş denge akımı yüksek giriş empedansı, yüksek slew oranı, geniş bant gerektiren devrelerde güvenle kullanılabilir. Bu cihaz aynı zamanda düşük gürültü ve offset gerilim salınımı da sunar. Çizelge E.4' te parametrelerine yer verilmiştir.

Çizelge E.4. TL082J Parametreleri

Parametreler	Birim
Düşük Giriş Gürültü Voltajı	16nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Düşük Giriş Gürültü Akımı	0.01pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Yüksek Yetişme hızı	13V / μs
Düşük Besleme Akımı	3,6 mA
Yüksek Giriş Empedansı	10 ¹² Ω

EK 5 NI USB 6009 TEKNİK ÖZELLİKLERİ

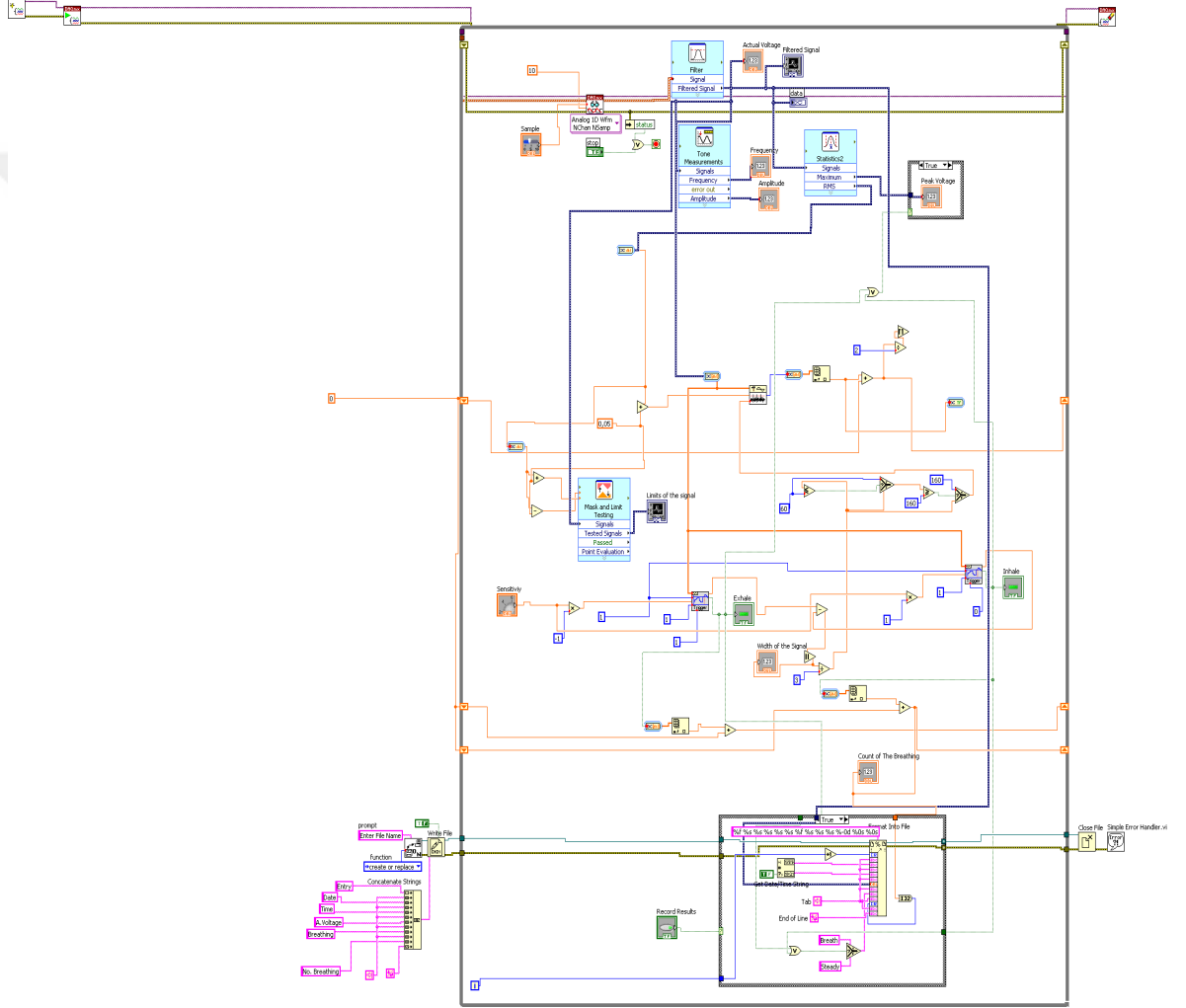
NI USB-6009 düşük maliyetli veri toplama cihazıdır, ayrıca girişlerdeki vidalama sistemi ile kolay bağlantı ve küçük formuda önemli bir faktördür. Tak kullan USB özelliği, hızlı ölçümler için basit yapısının yanısıra karmaşık ölçüm uygulamaları için de yeterli çok yönlülüğe sahiptir.

Özellikler:

- 12 veya 14 bits' de 8 analog giriş, maksimum 48Kbits/sn
- 12 bits' de 2 analog çıkış
- 12 TTL/CMOS sayısal I/O bağlantı imkânı
- 32 bit, 5 MHz sayıcı
- Sayısal tetiklemeli
- USB üzerinden beslemeli

EK 6 NEFES SENSÖRÜNÜN LABVIEW YAZILIM MİMARİSİ

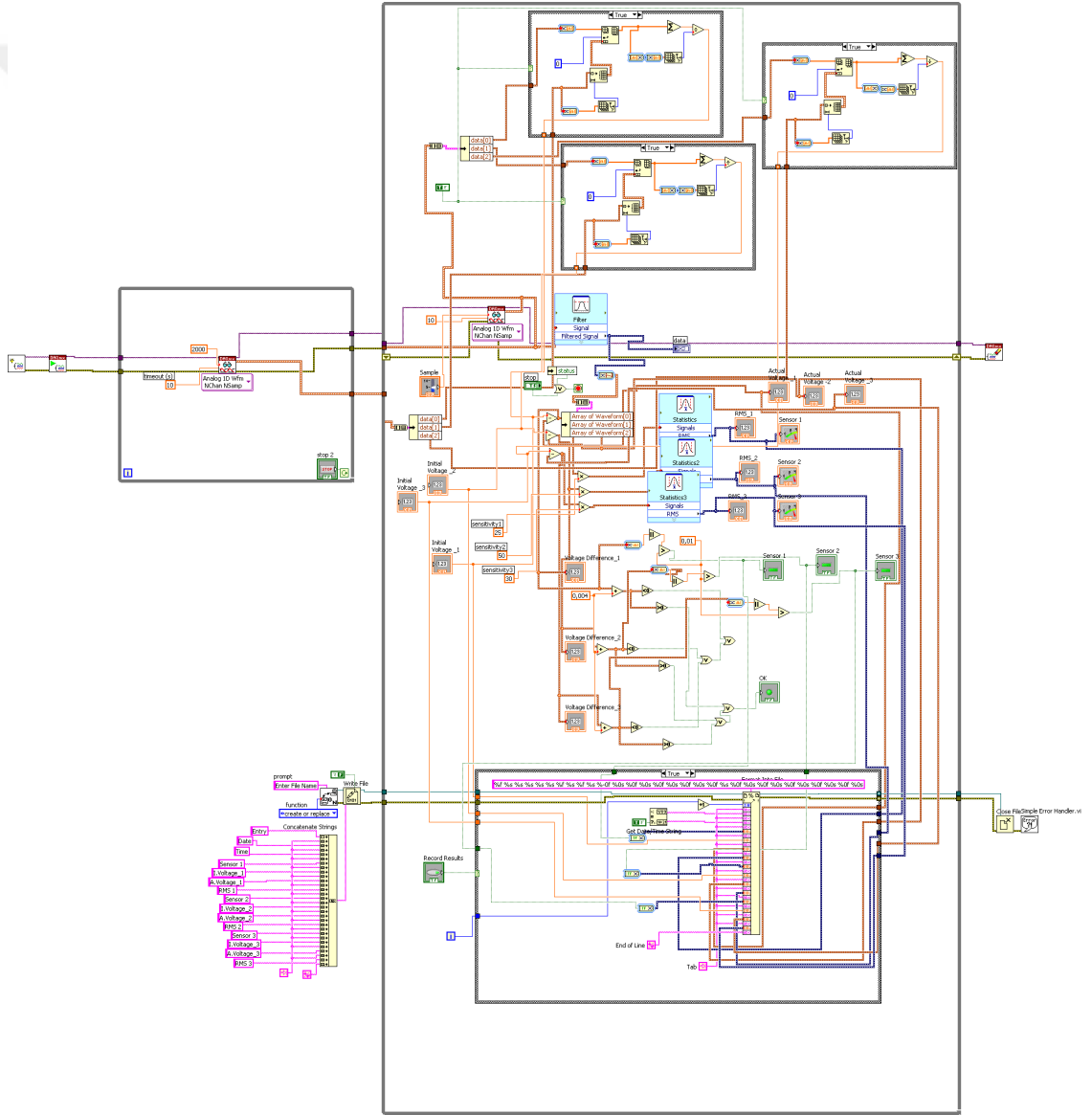
Genel olarak blok diyagramında 3 önemli bölüm bulunmaktadır; en üstte yer alan bloklar veri almak için, orta kısımda yer alan bloklar nefes sayısını belirlemek ve en altta yer alan bloklar ise alınan verileri excel dosyasına yazmak için bulunmaktadır.



Şekil E.1. Nefes sensörü yazılım mimarisi

EK 7 SARMA SENSÖRÜNÜN LABVIEW YAZILIM MİMARİSİ

Genel olarak blok diyagramında 3 önemli bölüm bulunmaktadır; en üstte yer alan bloklar veri almak için, orta kısımda yer alan bloklar sensör üzerindeki basıncı belirlemek ve en altta yer alan bloklar ise alınan verileri excel dosyasına yazmak için bulunmaktadır. Sarma sensörü yazılımında nefes sensörüne ek olarak dinamik ortalama alma fonksiyonunda bulunur. Dinamik ortalama alma fonksiyonu alınan ilk değer arasındaki fark kalmadığında durur.



Şekil E.2. Sarma sensörü yazılım mimarisi

KAYNAKLAR

- Anonim, 1999,** <http://www.thefoa.org/tech/ref/testing/test/MPD.html> (Erişim tarihi: 10.10.2015)
- Arrue J. Aldabaldetrekü G. 2005.** Design of Mode Scrambler for Step-Index and Graded-Index Plastic Optical Fibers. *Journal of Lightwave Tech.* Vol. 23, No.3, p1253-1257.
- Carvalho, L., Silva, J.C., 2006a.** Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics. *J. Strain Anal. Eng.* 41(6), 411–416.
- Dutton J.R. 1998.** Understanding Optical Communications International, Technical Support Organization. SG24-5230-00, p.3-50.
- Grillet A. Kinet D. 2008.** Optical Fiber Sensors Embedded Into Medical Textile for Healthcare Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol 8, No. 7, p8.
- Halliday, Resnick and Walker, 2000.** Fundamentals of Physics, Ed 8, Chapter 12.
- Holtzman M. 2009.** Analysis of Commode Grab Bar Usage for the Monitoring of Older Adults in the Smart Home Environment. IEEE.
- Jacob B. 1999.** Weigh-in-Motion of Axles and Vehicles for Europe (WAVE). General Report. Lab Central Ponts Chaussees, Paris, Fransa, p2-9.
- Myra Lydon, Susan E. Taylor, Desmond Robinson, Paul Callender, Ciaran Doherty, Simon K. T. Grattan, and Eugene J. O'Brien. 2014.** Development of a Bridge Weigh-in-Motion Sensor. *IEEE Sensors Journal*, Vol.14, No 12, p. 4284-4296.
- Pandey N.K., Yadav B.C. 2007.** Fiber Optic Pressure Sensor and Monitoring of Structural Defects. *Optica Applicata* Vol-37, No1-2, p. 58-61.
- Paul, J., Zhao, L., 2005.** Fiber-optic sensor for handgrip-strength monitoring: conception and design. *Appl. Opt.* 44(18), 3696–3704.
- Paulo Roriz, Lúcia Carvalho, Orlando Frazão, José Luís Santos, José António Simões. 2014.** From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications. *Journal of Biomechanics*, 47(2014), p. 1251-1261.
- Polygerinos, P., T.Schaeffter, 2009.** A fibre-optic catheter-tip force sensor with MRI compatibility: A feasibility study. Proceedings of IEEE Eng Medicine and Biology Conference (EMBC2009), Minneapolis, MN.

Roriz,P., Abe,I., 2011. *Intervertebral disc bulging measurement using a fibre Bragg grating sensor.* Exp. Mech.51,p. 1573–1577.

Rothmaier M. 2008. Textile Pressure Sensor Made of Flexible Plastic Optical Fibers. Sensors, ISSN 1424-8220, p. 4318-4329.

Snyder A.W., Mitchel D.J, 1974. Leaky rays on circular optical fibres, *Journal of the Optical Society of America* 64(5), p. 599–607.

Talaia,P., Ramos,A., 2007.Plated and intact femur strains infracture fixation using fiber Bragg gratings and strain gauges.Exp.Mech.47(3), p.355–363.

Udd E. 2008. Fiber Optic Sensors, Taylor&Francis Group, p.1-8.

Wehrle,G., Nohama,P., 2001.A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. Meas. Sci. Technol.12(7), p. 805–809.

Xiufeng Yang, Zhihao Chen, Chia Ser Ming Elvin, Lam Hong Ying Janice, Soon Huat Ng, Ju Teng Teo, Ruifen Wu. 2015. Textile Fiber Optic Microbend Sensor Used for Heartbeat and Respiration Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol 15, No.2, p. 757-761.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :Taner SEZER
Doğum Yeri ve Tarihi :BURSA, Ağustos 6,1982
Yabancı Diller : İngilizce – Akıcı / İtalyanca – Orta / Almanca – Orta
Eğitim Kurumu
Lise : Bursa Çelebi Mehmet Lisesi - 2000
Lisans : Istanbul Teknik Üniversitesi -2005
Yüksek Lisans : Uludağ Üniversitesi – 2011-
Çalıştığı Kurumlar ve Yıl :
PRYSMIAN 2007-2009
FORD 2010-2011
BOSCH 2011-
İletişim (e-posta) : sezerta@yahoo.com