

T.C.
KARABÜK ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ



LİSANS BİTİRME TEZİ
Optik Fiber Basınç Sensörlerinin Medikal
Uygulamalarda Kullanımı
BİTİRME TEZİ

Hazırlayan

Ramazan DEMİR 2011010226013

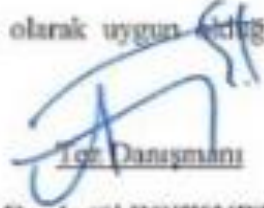
Tez Danışmanı

Yrd.Doç.Dr. Aytül BOZKURT

KARABÜK-2016

KABUL VE ONAY

Ramazan DEMİR... tarafından hazırlanan "Optik Fiber Basınç Sensörlerinin Medikal Uygulamalarda Kullanımı" başlıklı bu tezin Lisans Bitirme Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım. 09/06/2016


Yrd. Doç. Dr. Aytül BOZKURT

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalında Lisans Bitirme Tezi olarak kabul edilmiştir. 09/06/2016

Tez Jürisi

Başkan: Yrd. Doç. Dr. İbrahim ÇAYIROĞLU



Üye: Yrd. Doç. Dr. Aytül BOZKURT



Üye: AD. GÖK EME DETER



KBÜ Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Mezuniyet Komisyonu ve Bölüm Başkanlığı bu tezi Lisans Bitirme Tezi olarak onaymıştır. 11/06/2016

Yrd. Doç. Dr. İbrahim ÇAYIROĞLU

Mekatronik Müh. Bölüm Bşk.



ÖNSÖZ

Böyle bir çalışmaya yönelmemizi sağlayan ve hazırlanması sırasında büyük anlayış, yardım ve destek gördüğümüz hocamız Sayın Yrd.Doç.Dr. Aytül BOZKURT 'a ayrıca fikir ve görüşlerini bizlerle paylaşan değerli bölüm başkanımız Yrd.Doç.Dr. İbrahim ÇAYIROĞLU'na, bilgilerini bizimle paylaşan diğer tüm bölüm hocalarıma teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Ramazan DEMİR

ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ

Şekil 2.1 Ölçme ve kontrol sisteminin fonksiyonel blok diyagramı	13
Tablo 2.1: Sinyal ve enerji dönüşüm aygıtlarını gösteren 6x6 matris	14
Tablo 2.2: Sinyal ve enerji dönüşüm etkilerini gösteren 6x6 matris	14
Şekil 2.2: Kararlı akım kaynaklı platin (RTD) direnç kuvvetlendiricisi	18
Şekil 2.3: Köprü tipi termorezistif (RTD) kuvvetlendiricisi	19
Şekil 2.4: Metallerin sıcaklık değişimine karşı direnç değişim grafiği	19
Şekil 2.5: PTC, NTC ve RTD'nin direnç-sıcaklık grafiği	20
Şekil 2.6: NTC çeşitleri.....	21
Şekil 2.7: Termocouple (a) çalışma prensi, (b) Yapısı	22
Şekil 2.8: Termocouple çeşitleri	22
Şekil 2.9: Termostat yapısı	23
Resim 2.1: Isı kontrol devresi	24
Resim 2.2:Termocouple amplifikatörü	25
Şekil 2.10: alan etkili algılayıcıların şeması	26
Şekil 2.11: Bobinli endüktif sensör	27
Şekil 2.12: Endüktif yaklaşım sensörünün blok şeması	28
Şekil 2.13: Kapasitif yaklaşım sensörünün blok şeması	28
Şekil 2.14: Bir yaklaşım sensörünün malzeme algılaması	29
Şekil 2.15: (a) Kapasitif yaklaşım sensörleri (b) Yüksek sıcaklıklar için kapasitif sensörler	29
Şekil 2.16: Fotodirencin (a)Yapısı, (b) Sembolü, (c) Kılıfı.....	31
Şekil 2.17: Foto diyodun (a) Karakteristik eğrisi, (b) Devre sembolü, (c) Yapısı, (d) Kılıfı	32
Şekil 2.18: Fotodiyodun kullanım alanları	33
Şekil 2.19: LED'in a) Yapısı, b) Sembolü, c) Kılıfı	34
Şekil 2.20: İnsan gözünün algılayabildiği dalga boyu sınırları	34
Şekil 2.21: İki ve üç renkli diyotların yapısı	34
Şekil 2.22: İnfrared diyodun kullanım alanları	35
Şekil 2.23: (a) Yapısı, (b) Sembolleri, (c) Dış görünüşü	36
Şekil 2.24: Foto pil sembolü	37
Şekil 2.25: Doğrusal farksal gerilim transformatörü (LVDT).....	39
Şekil 2.26: LVDT kullanım alanları	40
Şekil 2.27: Quartz kristalindeki piezo elektrik etki.....	41
Şekil 2.28: (a) Dinamik (bobinli, manyetik) mikrofonlar, (b) şeritli (bantlı) mikrofonlar (c) Kapasitif (kondansatör) mikrofonlar, (d) Piezo elektrik kristalli mikrofonlar (kristal mikrofonlar), (e) Elektret (electret) mikrofonlar	43
Şekil 2.29: Dinamik (hareketli bobinli) hoparlörler, piezo elektrik (kristal) hoparlörler, hava tazyikli (borulu) hoparlörler	45
Şekil 2.30: pH gözleme için iyon seçici chemfet'in yapısı, kaynak izleyici modunda elektriksel bağlantı	47
Şekil 2.31: Sıvı seviye dedektör yapısı	48

Şekil 2.32: Sensör montaj şekli	49
Şekil 2.33: Dil kontak dizilişi	49
Şekil 2.34: Kapasitif ince film nem algılayıcısı	50
Şekil 2.35: İletken nem algılayıcısının kompozisyonu	51
Şekil 2.36: Isıl iletkenlik algılayıcısı	51
Şekil 2.37: Kapasitif nem algılama sistemi.....	52
Şekil 2.38: a) Radyoaktivite tehlike uyarı levhası b) Radyoaktivite uyarı sembolü.....	54
Şekil 2.39: Dozimetre a)Bileklik tipi b)Cep iyonizasyon odacıklı c)Yaka tipi	54
Şekil 2.39: Geiger-müller tüpü yapısı	55
Şekil 2.40: Aralık empedansı sayacı ünitesi	57
Şekil 2.41: Aralık empedansı sayacının çalışması	58
Şekil 2.42 Hücre sayaçları: Coulter model F	58
Şekil 2.43: Potansiyometre sembolü, potansiyometrenin iç yapısı ve potansiyometre.....	60
Şekil 2.44: Yer değiştirme ve ölçmekte kullanılan üç çeşit potansiyometrik cihaz (a) Çevrimli (b) Tek turlu (c) Çok turlu (helix-helezon)	60
Şekil 2.45 a-b: Weston köprüsü	61
Şekil 2.46: (a) Ayarlı direncin akım sınırlayıcı olarak kullanılması, (b) Ayarlı direncin gerilim ayarlayıcı olarak kullanılması.....	64
Şekil 2.47: Potansiyometrenin sağlamlık kontrolü	64
Şekil 2.48: Piezorezistansın mekanizması a) Çubuk serbest hâlde (kuvvet uygulaması yok) b)Çubuk sıkıştırma kuvveti altında c) Çubuk bir germe kuvvetinin altında	65
Şekil 2.49: Piezorezistif gerilme ölçer (a) Katlanmamış gerilme ölçer (b) Katlanmış gerilme ölçer	67
Şekil 2.50: Weston köprüsü şeklindeki gerilme ölçer (a) Gerilme ölçer elementlerinin köprü şeklinde bağlanmış hâli (b) Ortak bir diyafram üzerindeki mekanik bağlantı şekli..	68
Şekil 2.51: Piezo elektrik çalışma prensibi.....	69
Resim 2.3: Piezo elektrik devresi	70

Resim 4.1: Basınç ölçümü ve buna bağlı olarak altında yatan her organ/dokuyla (vücut bölümlerinde yaratılan)ilişkili fizyolojik/ patolojik şartlar74

Tablo 4.1:Kan basıncının sınıflandırılması ve yönetimi.76

Tablo 4.2. Medikal basınç analizleri için örneksel standartların toplamı. ICP, iç kraniyal basınç; AAMI, Medikal Aygıtlamanın Gelişim Birlikleri; ERS, Avrupalı Sulunum Toplumu; ATS, Amerikan Torasik Toplumu.76

Resim 4.2 (a) Piezodirençli sensör şeması; (b) diyafram displasman sensörü; basınç transdüseri olarak su dolu kateter.78

Şekil 5.1: (a) Bütün sensör sistemi geniş bant ışık kaynağını (BLS) temel alır, optik spektrum analizör (OSA), ve içsel ya da dışsal sensör; (b) sinyal, yoğunluk, frekans veya faz değişikliği ile modüle edilebilir80

Şekil 5.2: Yansıyan ışık içinde: (a) düşük incelik Fabry-Perot interferometresi (FPI) sensörü ve (b) AKŞ sensör.81

Şekil 6.1: OFPS (sağda) kırmızı ışıklı ve minyatür bir kateter (solda) yerleştirilir..... 84

Şekil 6.2:a)Dönüştürücüler ile bir AKŞ zincirine dayalı basınç sensörüne bir kateter yerleştirilir, (b) sensör	85
Şekil 6.3: (a) beyin içine yerleştirilen ICP sensörü, içinde hayvan ve ICP sensörü ile patlama dalgası (b) şematik.	87
Şekil 6.4: (a) Sol: Abdominal balon kateter; Sağ: Mesane kateteri; (B) ekipman ile sınav sandalye; (C) ürodinamik ölçümü	88
Şekil 6.5: (a) EFPI ve entegre AKŞ algılama elemanı ile OFPTS; (B) OFPTS ile karaciğer hayali; ve (c) basınç ve zaman içinde sıcaklık dağılımı.	89

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ÖNSÖZ.....	3
ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ.....	4
İÇİNDEKİLER	7
BÖLÜM 1.....	10
GİRİŞ	10
BÖLÜM 2.....	11
2.1 ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜ KAVRAMLARI.....	11
2.1.1.Kullanım Alanları	12
2.1.2 Çeşitleri	13
2.1.2.1. Algılanacak Enerji Türüne Göre Sınıflandırma.....	13
2.1.2.2 Kullanılacak Enerji Türüne Göre Sınıflandırma.....	14
2.2 ISI ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ.....	15
2.2.1. Termorezistif (Rtd- Resistance Temperature Detector).....	15
2.2.2. PTC (Positive Temperature Coefficient of Resistance).....	18
2.2.3. NTC (Negative Temperature Coefficient of Resistance).....	18
2.2.4. Thermocouple.....	19
2.2.5. Termostat	21
2.3. MANYETİK ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER	24
2.3.1. Alan Etkili Algılayıcı ve Dönüştürücüler	24
2.3.2. Bobinli Manyetik Sensörler	24
2.3.3.Elektronik Devreli Manyetik Sensörler (Yaklaşım Sensörleri)	25
2.4. OPTİK ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER.....	29
2.4.1. Fotodirenç (LDR) (Light Depending Resistors)	29
2.4.2.Fotodiyot	29
2.4.3.LED (Light Emitting Diode) (Işık Yayan Diyet).....	31
2.4.4.İnfrared Diyet	33
2.4.5.Foto Transistörler	34
2.4.6.Foto Pil	35
2.5. SES, KONUM ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ.....	37
2.5.1. LVDT Konum Algılayıcı.....	37

2.5.2. Piezo Elektrik Kristal Yapılar	38
2.5.3. Mikrofon	40
2.5.4. Hoparlör	42
2.6. SIVI ALGILAYICILAR, İYON DÖNÜŞTÜRÜCÜLER	45
2.6.1. İyon Seziciler	45
2.6.2. Sıvı Seviye Algılayıcıları	46
2.6.3. Nem Algılayıcılar	48
2.7. RADYOAKTİVİTE ALGILAYICILARI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ	52
2.7.1. Radyoaktivite Işıma Şiddetini Algılama	52
2.7.2. Geiger-Müller Tüpü ile Algılama	53
2.8. MİKROORGANİZMA ALGILAYICILAR VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER	55
2.8.1. Elektriksel İletkenlik (Direnç) Algılayıcısı	55
2.9. DEĞİŞKEN DİRENÇ VE BASINÇ (GERİLME) ALGILAYICILARI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ	58
2.9.1. Potansiyometreli Yer Değiştirme Dönüştürücüsü	58
2.9.2. Gerilme Ölçerler (Strain Gauge), Piezo Rezistif Algılayıcılar/Dönüştürücüler	62
2.9.3. Piezo Elektrik Algılayıcılar/Dönüştürücüler	66
BÖLÜM 3.....	69
3.1. ALGILAYICILARIN TIPTA KULLANIM ALANLARI	69
BÖLÜM 4.....	71
4.1. TIPTA BASINÇ ALGILAYICILARI	71
Belirli basınç sensör teknolojisi için gereksinimler güçlü bir şekilde ilgi alanına (üroloji, kardiovasküler, vb.), ölçüm yerine (organ, kemik veya kas) veya sensörün çalıştırıldığı methoda (tek nokta ölçümü, kanser tedavisi veya uzun süreli gözlem) bağlıdır. Üstelik, her sensör ve sensör sistemi insan vücudunun karşılaması gereken kullanım uygunluğunun temel standartlarındaki fizyolojik ölçümler için kabul edilmiştir. Bu tür standartlar genellikle Yiyecek ve Uyuşturucu İdaresi (ISO) ve ISO 10993'e [16] (Medikal Aletlerin Biyolojik Değerlendirmesi Part 1: Değerlendirme ve Test Etme) ve ISO 13485'a [17] (Medikal Aletler-Kalite yönetim sistemleri-Düzenleyici amaçlar için gereksinimler) belirli referansla Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu gibi yetki kurumuyla belirlenir.	72
4.1.1. Teknik Basınç algılayıcıları Gereksinimi	72
4.1.2. Basınç Algılayıcıları Prensipleri	75
4.1.3. Ticari Algılayıcılar	76
BÖLÜM 5.....	77
5.1. FİBER OPTİK BASINÇ ALGILAYICILARI	77
5.1.1. Fiber Optik Algılayıcıların Gelişimleri	77
5.1.2. Fiber Optik Algılayıcılarının Avantajları	77
5.1.3. Teori ve Çalışma Esasları	78

5.1.4.Fabry-perot Interforometer ve Fiber Bragg Izgarası	79
BÖLÜM 6.....	81
6.1.TIPTA FİBER OPTİK BASINÇ ALGILAYICILARI	81
6.1.1.Açıklama	81
6.1.2.Canlı İçindeki Medikal Optik Basınç Algılayıcıları Araştırması.....	82
6.1.2.1.Gastroenteroloji	82
6.1.2.2.Kardiyoloji	83
6.1.2.3.Nöroloji.....	84
6.1.2.4.Ürodinami	85
6.1.3.Canlı Dışındaki Medikal Optik Basınç Algılayıcıları Araştırması	86
BÖLÜM 7.....	88
7.1.SONUÇLAR.....	88
KAYNAKLAR.....	89
ÖZGEÇMİŞ.....	102

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Son yıllarda biyomalzeme alanında sağlanan hızlı gelişmelere bağlı olarak artan biyomalzeme çeşitliliği ve kullanımı, algılama sistemlerinin iyileştirilmesi, tasarım ve işlevsellik açısından yeni biyosensörlerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Biyolojik ve sentetik süreçlerin izlenebilme ve anlaşılabilme olanakları sağlayan biyosensörler, tıbbi analizlerde, çevresel gözlem ve kontrollerde, tarım, gıda ve ilaç endüstrilerindeki kullanım alanlarıyla günlük hayatta önemli bir role sahip olmaktadır.

Biyosensörlerin geliştirilmesinde ilk olarak 1962'de Clark ve Lyons tarafından geliştirilen pH ve oksijen elektrodunda enzimatik membran kullanılmış, üre ve kandaki glukoz miktarının ölçülebileceği ihtimali üzerinde durulmuştur. 1967'de ise Updike ve Hicks tarafından, oksijen elektrodun üzerinde glukoz oksidaz içeren bir jelin polimerize edilmesi ile elde edilen bir enzim elektrodu hazırlanmıştır. Prensip olarak, elektrod glukoz ve oksijen içeren biyolojik bir çözelti ile temasa geçtiğinde her iki bileşik de enzimatik membranın içine geçmektedir. Daha sonra elektrod çözelti içindeki oksijeni kullanarak glukozu glukonik aside oksitlemektedir. Burada oksijen elektrod, glukoz konsantrasyonu ile doğru orantılı olan oksijenin kısmi basıncındaki azalmayı ölçmektedir. Bu buluş biyolojik analizler açısından son derece önemli bir adım olmuş, normal algılayıcı yapısının biyolojik bir sistem ile birleştirilmesi çözeltideki değişik yapıların teşhis edilmesinde büyük bir kolaylık sağlamıştır. Buradan yola çıkılarak yeni bir sensör sınıfı olan biyolojik sensörler ve optik fiber sensörler geliştirilmiştir.

Biyolojik algılayıcılar amperometrik, potansiyometrik, termal, piezoelektrik, akustik ve optik sensörler gibi var olan sensör yapıları ile enzimler, hücreler, mikroorganizmalar, kimyasal reseptörler ve immunolojik ajanlar gibi biyolojik sistemlerin kombinasyonu ile ortaya çıkmışlardır.

Sağlık alanından tarıma, gıdadan savunma sanayiine kadar pek çok alanda giderek artan öneme sahip olan biyolojik algılayıcılar, yeni teknolojilerin de kullanılmasıyla gelişmeye devam etmektedir. Bu alanda çalışmalarını sürdüren araştırmacılar yakın gelecekte çok daha küçük boyutlarda, daha hassas, kullanım ömrü uzun ve daha ekonomik sensörler geliştirmeyi hedeflemektedirler. Bizde bu tezimizde biyolojik algılayıcıların içinde bulunan optic fiber algılayıcıların tıbbi kullanım alanlarındaki sahasını ve gelişmeleri ele alacağız. Algılayıcı nedir kaç çeşittir işlevsel ve yapısal bilgilerden sonra optic fiber basınç algılayıcılarına yer vereceğiz.

BÖLÜM 2

2.1 ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜ KAVRAMLARI

Herhangi bir fiziksel büyüklüğü, örneğin hidrostatik akış basıncını orantılı olarak bir başka fiziksel büyüklüğe, (çoğunlukla elektriksel) çeviren cihazların genel adıdır. Girişte ilk aşamada kullanılan dönüştürücülere, algılayıcı ve hissedici anlamına gelen sensör adı verilmektedir. Şekil 2.1’de ölçme kontrol sisteminin fonksiyonel blok diyagramı görülmektedir. Algılayıcı olarak da adlandırılan giriş dönüştürücüsünde, ışık şiddeti, yer değişimi, sıcaklık, manyetik alan veya PH değerleri gibi fiziksel veya kimyasal birimler elektrik veya elektronik sinyallerine dönüştürülür. Yani bir giriş dönüştürücü de enerji taşıyan sinyal elektriksel olmayan sinyal biçiminden, elektriksel bir biçime dönüştürülür.



Şekil 2.1 Ölçme ve kontrol sisteminin fonksiyonel blok diyagramı

Son olarak çıkış dönüştürücüsünde elektrik sinyali tekrar elektriksel olmayan bir sinyale dönüştürülür. Bu dönüştürme işlemi de bir dönüştürücü yani transduser ile yapılır. Dönüştürülen bu sinyal beş duyu ile algılanabilir. Örneğin, monitör veya display’de sinyal ışınım enerjisi ile ve hoparlörde mekanik (akustik) enerji ile taşınır.

Dönüştürücüler ve dönüştürücü etkilerinin 6x6’lık bir matrisle gösterilmesi mümkündür. Dönüştürücünün girişindeki sinyalin biçimi dikey sütunlarla ve çıkış sinyal biçimleri de yatay satırlarda gösterilmiştir. Çapraz olarak karşılık gelen kutular modifiyerleri göstermekte olup tanıma göre giriş ve çıkış sinyalleri aynı biçimdedir, örneğin ışıınımdan ışıınıma enerji dönüşümü optik filtre ile yapılmaktadır (Tablo 2.1). Aynı matris dönüştürücülerde kullanılan fiziksel ve kimyasal etkiler içinde yapılabilir. Tablo 2.2’de görülmekte olan etkilerin çoğu kendiliğinden üreten dönüştürücülerin yapımına izin verir ve diğer etkiler ise modülasyonlu dönüştürücülere öncülük eder.

Giriş→ Çıkış↓	Işınım	Mekanik	Isıl	Elektrik	Manyetik	Kimyasal
Işınım	Optik filtre	Gölay hücre dedektörü	Solar metre	Güneş hücresi		Foto grafik işlem
Mekanik	Çakmak taşı	Dişli kutusu		Elektrik jeneratörü		
Isıl	Sıcaklığa duyarlı LCD	Bimetal	Isı değişimi	Isıl çift		
Elektrik	LED	Hoparlör	Soğutucu eleman	Mosfet	Sargı	Batarya
Manyetik	Manyete optik modülatör	Manyetik debriyaj	Adiyatik anti manyetizer	Hall levhası	Manyetik devre	
Kimyasal	Kandil	Patlarlı motor	Gaz sobası	PH ölçüm hücresi		Kimyasal işlem

Tablo 2.1: Sinyal ve enerji dönüşüm aygıtlarını gösteren 6x6 matris

Giriş→çıkış↓ (ok çiz)	Işınım	Mekanik	Isıl	Elektrik	Manyetik	Kimyasal
Işınım	Foto luminesans	Işınım basıncı	Işınım ısı	Foto-iletken	Foto-manyetik	Foto-kimyasal
Mekanik	Foto elastik etki	Korunumlu moment	Sürtünme ısı	Piezo elektrik	Manyeto strictiv	Basınçla indüklenen patlama
Isıl	Akkor flaman	Isıl genleşme	Isı iletimi	Seebeck etkisi	Curie-weiss kanunu	Endo termik reaksiyon
Elektrik	İnject luminesans	Piezo elektrik	Peltier etkisi	Pn jonksiyon etkisi	Amper kanunu	Elektroliz
Manyetik	Faraday etkisi	Manyeto sertlik	Ettinghausen etkisi	Hall etkisi	Manyetik indüktans	
Kimyasal	Kimyasal lumin.	Patlama reaksiyonu	Exo termik reaksiyon	Volta etkisi		Kimyasal reaksiyon

Tablo 2.2: Sinyal ve enerji dönüşüm etkilerini gösteren 6x6 matris

2.1.1.Kullanım Alanları

Algılayıcılar ve dönüştürücüler fiziksel ortam ile endüstriyel amaçlı elektrik/elektronik cihazları birbirine bağlayan bir köprü görevi görür. Bu cihazlar endüstriyel işlem sürecinde kontrol, koruma ve görüntüleme gibi çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Pozisyon,

seviye ve yer değişimi ölçümü, canlı ve hareket detektörlerinde, hız ve ivme ölçümü, kuvvet ve gerinim, basınç, akış, akustik, nem, ışık vb. büyüklükleri algılayıp dönüştürme işleminde kullanılır.

2.1.2 Çeşitleri

2.1.2.1. Algılanacak Enerji Türüne Göre Sınıflandırma

Algılama türüne göre sınıflandırma:

- Biyolojik
- Kimyasal
- Elektrik, manyetik veya elektromanyetik dalga
- Isı ve sıcaklık
- Mekanik yer değiştirme
- Radyoaktiflik, radyasyon

Çevirme metoduna göre sınıflandırma:

a) Biyolojik

- Biyokimyasal transformasyon
- Test organizması üzerindeki etkiler
- Spektroskopi
- Diğer

b) Kimyasal

- Kimyasal transformasyon
- Elektrokimyasal prosesler
- Spektroskopi
- Diğer

c) Fiziksel

- Termoelektrik
- Termoelastik
- Termooptik
- Fotoelektrik
- Fotomanyetik
- Fotoelastik

- Piezo elektrik
- Piroelektrik
- Magnetoelektrik

d) Diğer

2.1.2.2 Kullanılacak Enerji Türüne Göre Sınıflandırma

Eğer enerji dönüşüm işlemi, dışarıdan girişe uygulanan bir enerji aracılığı ile yapılıyorsa dönüşümü gerçekleştiren eleman ya da cihazlara "aktif dönüştürücüler (kendiliğinden üreten)" denir. Örneğin ışık pili ve thermocouple elemanı bir aktif dönüştürücüdür. Işık pili, üzerine düşen ışık ile orantılı olarak uçlarında bir EMK üretir yani ışık enerjisini elektrik enerjisine çevirir. Bu dönüşüm için dışarıdan bir besleme kaynağına gerek duyulmamıştır. Aynı şekilde thermocouple elemanı da bir dış kaynağa gerek duymadan ısı enerjisini elektrik enerjisine çevirmektedir. Eğer dönüşüm için bir dış enerji girişi gerekiyorsa bu durumda dönüşümü gerçekleştiren eleman ya da cihazlara "pasif dönüştürücüler (modülasyonlu dönüştürücüler)" denilmektedir. Örneğin rezistif, endüktif ve kapasitif dönüştürücüler, kullanımlarında giriş enerjisinden ayrı olarak bir AC ya da DC gerilime gerek duydıklarından pasif dönüştürücülerdir.

2.2 ISI ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ

2.2.1. Termorezistif (Rtd- Resistance Temperature Detector)

Belli metal ve yarı iletkenlerin dirençlerinin sıcaklıkla değişmesi prensibinden faydalanılır. Çoğu metallerde ve aşırı olmayan sıcaklık değişimlerinde, direncin sıcaklıkla değişimi lineer sayılabilir ve

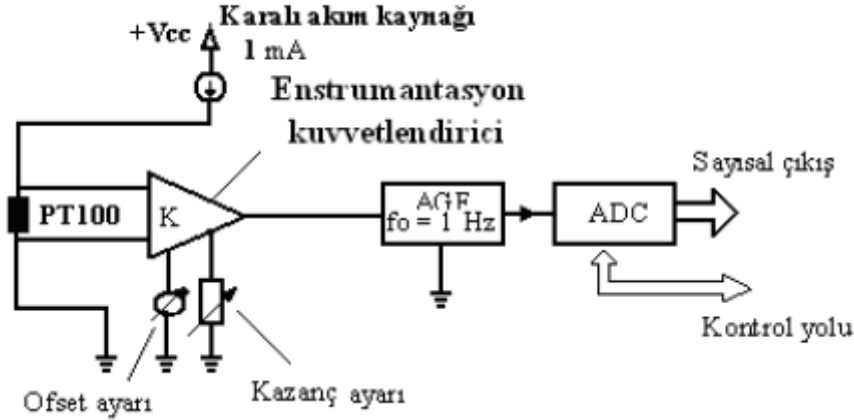
$$RT = R_0 \{1 + \alpha (T - T_0)\} \text{ eşitlik (2.1)}$$

bağıntısı yazılabilir ki bu eşitlikte RT, T sıcaklığındaki ve R₀, T₀ sıcaklığındaki dirençlerdir. Eşitlik şekil 2.1’deki α terimi T₀ sıcaklığındaki direncin sıcaklık sabiti olarak isimlendirilir. Metallerin ve hatta yarı iletkenlerin sıcaklık sabitleri pozitifdir. Metal olan termorezistif dönüştürücülere kısaltılmış olarak RTD adı verilir ve bunların sıcaklık kat sayıları $\alpha = \% 0.4/^\circ\text{C}$ civarındadır. Seramik yarı iletkenlerin (termistörlerin) sıcaklık sabiti, malzemedeki karışıma göre pozitif (PTC) veya (NTC) olabilir ve bu sabitin sıcaklıkla değişimi oldukça non lineerdir (şekil 2.5).

Metallerin içinde platin, oldukça geniş bir sıcaklık aralığında (-180°C ile +630°C arasında) en mükemmel lineerliğe sahip olmalıdır. 0°C ile 100°C arasında kullanılan bir platin direnç termometresindeki (platin RTD elemanındaki) lineerlik hatası, %0.2 civarındadır ve 0.001°C’lik bir doğruluğa da erişebilir. 0°C’de 100°C’luk direnç değerine sahip olan platin RTD elemanı, PT100 olarak bilinmektedir. RTD elemanlarının sıcaklıkla olan direnç değişimleri, genel olarak iki yolla algılanır:

- Sabit akım kaynağının bu direnç üzerindeki gerilim düşümünü ölçmek
- Bu direnci bir köprü kolunda kullanıp köprü çıkı gerilimini ölçmek

şekil 2.1’de 1mA’lık kararlı akım kaynağı akımının, RTD elemanı uçlarında oluşturduğu gerilimi kuvvetlendiren bir RTD kuvvetlendiricisi blok şeması gösterilmiştir. $f_0 = 1 \text{ Hz}$ köşe frekanslı alçak geçiren filtre (AGF), 50 Hz de dâhil olmak üzere yüksek frekanslı gürültüleri bastırmak için kullanılmıştır. Bu devrede, sayısal çıkış için bir analog-dijital çevirici (ADC) elemanı kullanılabilir. Sayısal olarak çalışıldığı için de her türlü kumanda, zamanlama, bilgi aktarma ve saklama işlemleri için bir mikroişlemciye (CPU ya) gerek olabilir. Devrede, ortak mod gürültülerinden kurtulmak için ortak işaret bastırma oranı (CMRR si) yüksek olan bir enstrümantasyon kuvvetlendirici kullanılmıştır.



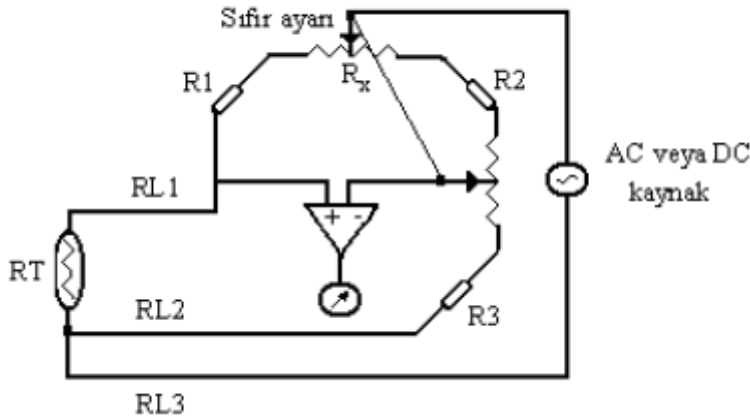
Şekil 2.2: Kararlı akım kaynaklı platin (RTD) direnç kuvvetlendiricisi

Şekil 2.2’deki RTD kuvvetlendiricisinde, ofset ayarı veya başka bir deyişle sıfır ayarı, ölçme aralığının başında, örneğin 0 C’de, ofset ayar potansiyometresi ile çıkış sıfırlanarak veya olması gereken minimum bir değere getirilerek yapılır. Daha sonra, kuvvetlendiricinin kazancıyla oynayarak kuvvetlendirici çıkışının istenen sıcaklıkta istenen değeri alması sağlanır. Bu iki ayar yardımıyla köprü kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiş olur.

RTD elemanı dört uçlu olarak gerçekleştirilip kuvvetlendiriciye giden gerilim uçlarının içeriden seçilmesiyle hem akım bağlantı noktalarındaki dirençlerin gürültü etkilerinden ve hem de akım kaynağından RTD elemanına giden akım taşıyıcı iletkenlerinde, sıcaklık dağılımı nedeniyle oluşan direnç değişimlerinin etkilerinden kurtulmuş olmaktadır.

Şekil 2.3’de, köprü tipi sıcaklık ölçme ünitesi blok şeması gösterilmiştir. Burada, sıcaklığa duyarlı RTD elemanı üç uçlu olarak gerçekleştirilmiştir. Bu durumda RL1 ve RL2 bağlantı iletkenleri komşu kollara bölüştürüldüğünden ve bu komşu kollardaki eş etkiler birbirini yok edeceğinden bunların gürültü etkileri de köprü çıkışına yansımayacaktır. Düzenin kalibrasyonu, şekil 2.2 için anlatılanlara benzer olarak yapılır. Köprünün sıfır ayarı, sıfır ayar potansiyometresi yardımıyla yapılır.

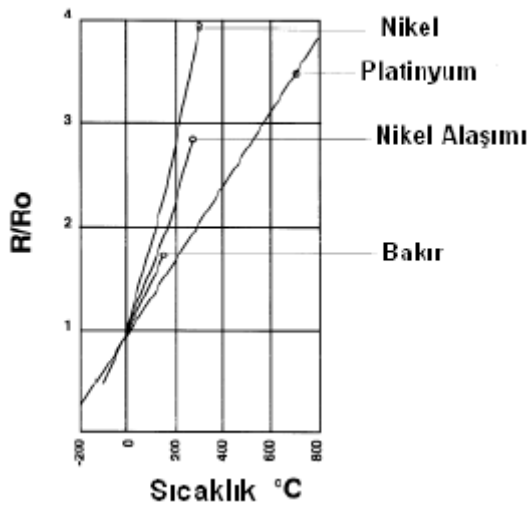
Köprü kuvvetlendiricilerde hata kaynaklarından biri de çeşitli bağlantı noktalarında oluşan termoelektrik potansiyellerdir. Bu etki, tüm bağlantı noktaları aynı sıcaklıkta tutularak azaltılabilir veya köprü, alternatif (AC) gerilim kaynağı ile sürülerek giderilebilir. Termorezistif termometrelerde önemli bir hata kaynağı da dönüştürücüden akan akımın (I) dönüştürücü direncinden oluşturduğu $I^2 R_T$ gücüdür ki bu, dirençte ısı olarak açığa çıkar. Direncin kendi iç ısınmasından dolayı değeri değişir ve termistör için lineer olmayan bir akım-gerilim eğrisi elde edilir. Bu etkiden kurtulmak için köprü, darbe kaynağı ile sürülebilir veya daha basit bir yol olarak AC kaynağının gerilimi azaltılıp, köprü kuvvetlendiricisinin kazancı artırılır.



Şekil 2.3: Köprü tipi termorezistif (RTD) kuvvetlendiricisi

Kullanım alanları:

RTD'ler platin dirençli, nikel dirençli ve bakır dirençli dedektörler olarak yapılabilmektedir. Ancak platin, tahmin edilebilir tepkisi, uzun dönem kararlılığı ve dayanıklılığından dolayı tercih sebebidir.



Şekil 2.4: Metallerin sıcaklık değişimine karşı direnç değişim grafiği

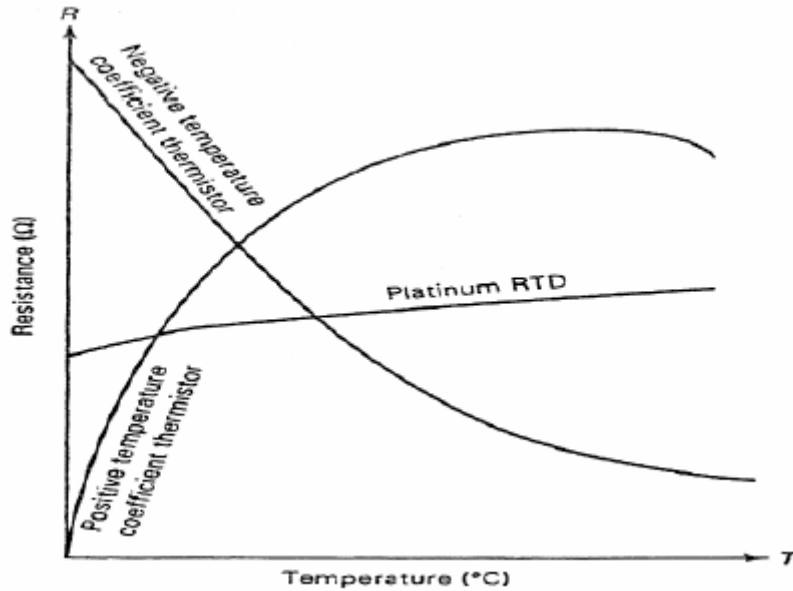
İnce film RTD'lerin ekseriyetle mikromakine ile işlenmiş ince silikon, zar gibi uygun yapı üzerine ince platin veya alaşımlarından fabrikasyonu yapılmıştır. RTD'ler sıklıkla yeterli büyüklükte uzunluk/genişlik oranını elde etmek için serpantin şeklinde yapılır. Tel sarımlı RTD'lerde platin sargı bir seramik tüp içinde yüksek sıcaklığa dayanıklı cam yapıştırıcı ile kısmi olarak tutturulur. Bu konstrüksiyon endüstriyel ve bilimsel uygulamalar için en kararlı dedektör tipi olmaktadır. RTD'ler yapım esasına göre iki uçlu, üç uçlu ve dört uçlu olarak da ayrılır.

Sağlamlık testi: Ohm metre kademesinde ısı arttıkça direnci artıyorsa eleman sağlamdır.

2.2.2. PTC (Positive Temperature Coefficient of Resistance)

Çalışma Prensibi

Pozitif sıcaklık katsayılı termistörlerdir. Baryum, kurşun ve stronsiyum titanit bileşiklerinden imal edilir. PTC termistörleri genellikle sargılı tip cihazların korumasında kullanılır. Aşağıdaki grafikte olduğu gibi belirlenen ısı değerinde ani direnç değişimi gösterir. Bulunduğu ortamın veya temas ettiği yüzeyin sıcaklığı arttıkça elektriksel direnci artan devre elemanıdır (şekil 2.5).



Şekil 2.5: PTC, NTC ve RTD'nin direnç-sıcaklık grafiği

Kullanım alanları: PTC'ler, otomatik ısı kontrol cihazlarında, sıcaklık ölçme aletlerinde, renkli TV'lerin tüplerinde, dış manyetik alanlardan dolayı ortaya çıkan renk karışımlarının önlenmesinde, sargılı tip cihazların korumasında vb. kullanılır.

Sağlamlık testi: Ohm metre x100 kademesine alınır. Uçları termistöre bağlanır. Termistör ısıtılır. Bu durumda direnç değeri artıyorsa PTC sağlamdır.

2.2.3. NTC (Negative Temperature Coefficient of Resistance)

Çalışma Prensibi

Negatif sıcaklık katsayılı termistörlerdir. Metal oksitlerin karışımından ibaret olan bir yarı iletkenidir. Termistörler RTD'lerin aksine negatif direnç sabitine sahiptir. Bulunduğu ortamın veya temas ettiği yüzeyin sıcaklığı arttıkça elektriksel direnci azalan devre elemanıdır (şekil 2.5).

PTC ve NTC'lerin kullanım alanları: Isıya duyarlı devre yapımı, akım darbelerinde koruyucu, demanyetizasyon (televizyon ekranlarında görüntü bozulmasının önlenmesi) işlemi, sıcaklık ölçümü, transistörlü devrelerde sıcaklık dengeleme, ölçü aletlerinin korunması, buzdolaplarında sıcaklık kontrolü, zaman geciktirme, elektrikli motorların (özellikle yüksek güçlü) korunması.



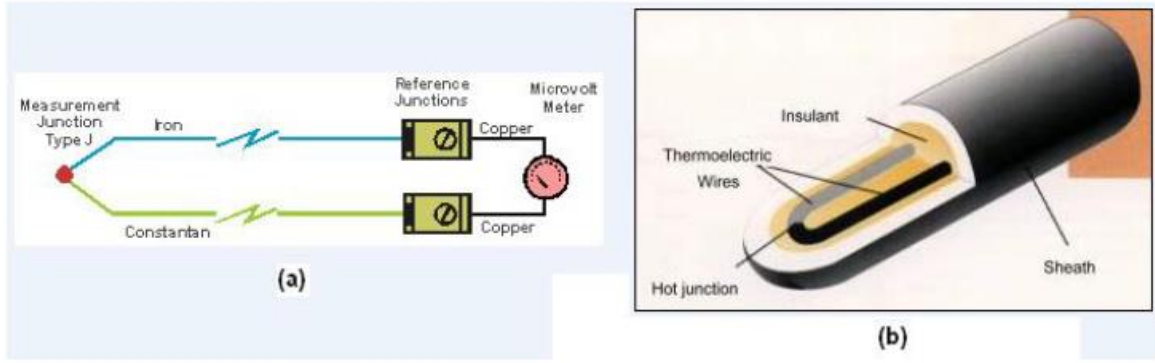
Şekil 2.6: NTC çeşitleri

Sağlamlık testi: Ohmmetre x100 kademesine alınır. Uçları termistöre bağlanır. Termistör ısıtılır. Bu durumda direnç değeri azalıyorsa NTC sağlamdır.

2.2.4. Thermocouple

Çalışma Prensibi

İki ayrı cinsteki metalin birer uçları birleştirildikten sonra dışarıdan ısıtılırsa bu iki metalin serbest kalan uçlarına hassas bir voltmetre bağlandığında μV veya mV 'lar mertebesinde bir DC gerilim elde edilir. Bunun sebebi bu iki metalin termo-potansiyel değişim farklılıkları ısı arttıkça artar ve iki metal arasında bir termo EMK oluşur. Burada oluşan enerjiye “termo-enerji” adı verilir. Elde edilen DC gerilimin değeri sıcaklıkla doğru orantılı olarak artar. Elektronik devrelerde bu küçük gerilim büyütülerek karşılık değeri olan dereceye dönüştürülür.



Şekil 2.7: Termocouple (a) çalışma prensi, (b) Yapısı

Bu iki metalin yapılarındaki elektron sayıları farklı olduğundan biri diğerine göre pozitifdir. Yani sistem pozitif ve negatif olmak üzere iki kutuplu bir sistemdir. Demir, bakır, kromel gibi metaller pozitif kutup elektrodu, konstantan ve alümel gibi metaller negatif kutup için kullanılan metallerdir. Yüksek sıcaklıklarda platin ve rodyum metalleri kullanılmaktadır. Thermocouple'lar sisteme direkt bağlanamaz. Thermocouple ile sistem arasında dengeleme kablosu adı verilen özel metal ve standart kılıf renkli özel kablolar kullanılır.

Kullanım alanları: Düz tip thermocouple'lar -200°C 'den 2320°C 'ye kadar değişik prosesler de yaygın olarak kullanılır.



Şekil 2.8: Termocouple çeşitleri

Mineral izoleli termokupllar -40 $+1600^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar çok değişik proseslerde yaygın olarak kullanılır. Çeşitli makineler, tanklar, boru hatları, laboratuvar uygulamalarında; hava, su, yağ ve gaz gibi sıvı ve gazlı ortamlarda, enerji santralleri, basınçlı kaplar, reaktörler ve kimya

endüstrileri gibi yerlerde yoğun olarak kullanılır. Sıcaklık limitleri içinde çalışabilecekleri ortamlarda bükülebilir özelliğinden dolayı kablo gibi dolaştırılabilir. Tünel fırınlarda hareket hâlindeki bir malzeme sıcaklığının veya fırın içi sıcaklık dağılımının ölçülmesinde kullanılır.

L tipi **thermocouple**'lar metal eriyiklerinin ve tuz banyolarının sıcaklık ölçümlerinde kullanılır. Bu proseslerde L tipi termokupl kullanılmasının amacı, **thermocouple** kafasını ortama açık olan banyo üzerindeki sıcaklık ve korozyon ortamından korumak içindir.

Portatif tip **thermocouple** çok çeşitli proseslerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Gerek yüzey sıcaklıklarının ölçümünde gerek ortam sıcaklıklarının ölçümünde kullanılmaktadır.

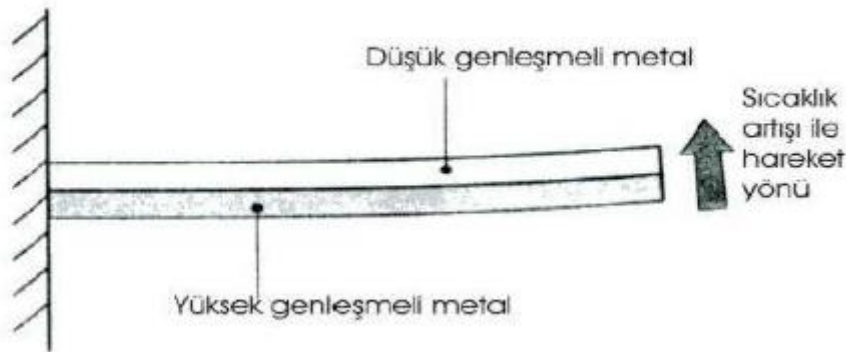
Bayonet tip **thermocouple**'lar genelde basit proseslerde tercih edilen bir termokupldur. Sabit kablolu üretimdir. Prosese yay sıkıştırılmalı olarak monte edilir. Termokupl, ucundaki metal kablo ile sıkıştırıldığından sızdırmazlık özelliği yoktur. Bu nedenle rutubetli ortamlarda ve sıvılarda kullanılmaz. Genelde metal bloklara açılan bir deliğe daldırılarak veya metal yüzeyine temas ettirilerek kullanılır. İncelikli tip **thermocouple**'lar genelde gaz ve sıvı ortamlarda, tanklarda, kazanlarda, boru hatlarında, basınçlı ortamlarda ve çalışılan ortamın termokuplu hızlı yıprattığı ortamlarda tercih edilir.

Sağlamlık testi: Avometre milivolt (örneğin; 200 mV) kademesine alınır. Thermocouple'ın uçlarına avometrenin prop uçları sabitlenir. Thermocouple'ın ucu ısıtılır. Avometrenin ekranında gerilim değişimi olup olmadığı gözlenir. Gerilim değişimi varsa termokupl sağlamdır.

2.2.5. Termostat

Çalışma Prensibi

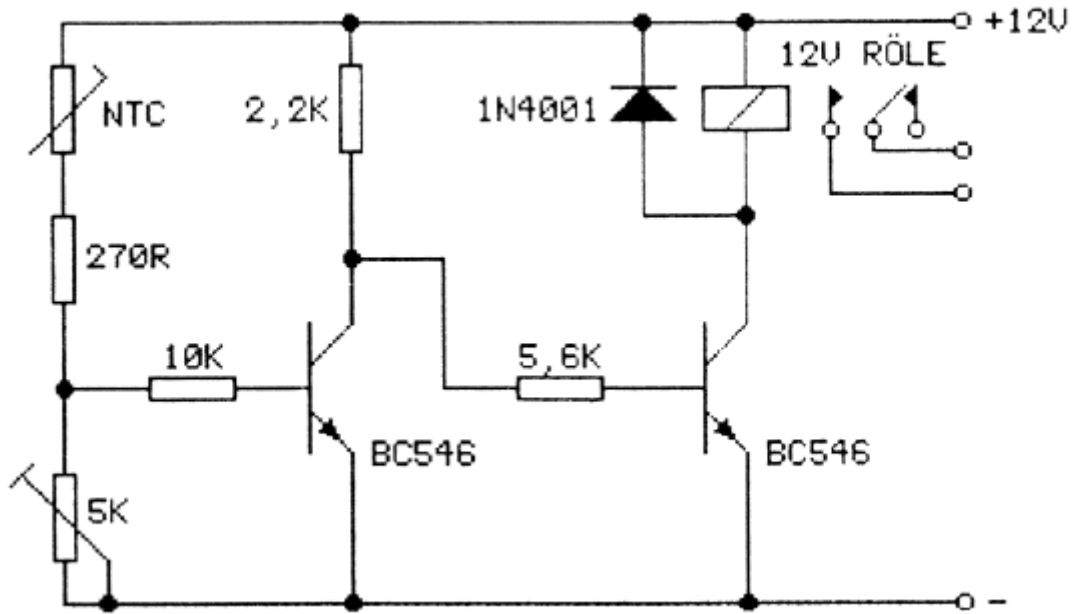
Termostatlar, metallerin ısıyla uzaması prensibine göre çalışır. Isınan metal uzayarak bir kontağı açar ya da kapatır. Böylece kontağa bağlı devreler ya da cihazlar kontrol edilir. Şekil 2.9'de görüldüğü gibi iki farklı genleşme kat sayısına sahip bimetal malzeme sıcaklık etkisi altında genleşmek isteyecektir. Bu metal malzemeler birbirleri ile birleştirildiğinden (perçin, kaynak vb.) ve farklı genleşme kat sayılarına sahip olduklarından yüksek genleşme özelliğine sahip olan diğerinin üzerine doğru eğim yaparak genleşecektir.



Şekil 2.9: Termostat yapısı

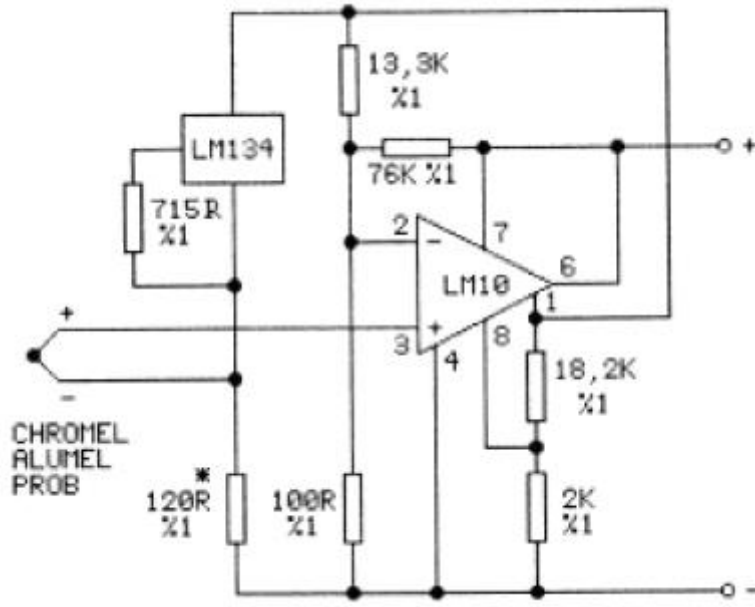
Kullanım alanları: Termostat, bir kontrol elemanıdır. Havalandırma, soğutma ve ısıtma sistemlerinde, tıbbi cihazlarda, binalarda, elektrik ütülerinde, otomobil radyatörlerinde fırınlarda ve önceden belirlenen sabit sıcaklığın gerekli olduğu cihazlarda sıcaklık derecesini belli bir değerde tutmak için ortamın sıcaklığını hissederek bir sistemi çalıştırma ve durdurma işlemini yapan kontrol elemanıdır. Bir termostat önceden belirlenmiş bir sıcaklıkta soğutma veya ısıtma sistemini başlatır veya durdurur.

Sağlamlık testi: Avometre ohm kademesinde iken termostat uçlarına bağlanır. Oda sıcaklığında ölçüldüğü zaman kısa devredir. Termostat ısıtılır, ısısı limit değere ulaştığı anda açık devre pozisyonuna geçer. Tekrar soğumaya bırakıldığında zaman ısısı limit değerin altına düştüğünde tekrar kısa devre pozisyonuna geçer. Bu durum sağlanıyorsa termostat sağlamdır.



Resim 2.1: Isı kontrol devresi

Yukarıda transistörler ile yapılmış basit bir ısı kontrol devresi görülmektedir. Devre, ortam soğuk iken çalışacak şekilde düzenlenmiştir. NTC soğuk iken ilk transistör kesimde, ikincisi iletimdedir. NTC ısıtıldığında zaman, birinci transistör iletime geçer. Beyz gerilimi Çase potansiyeline çekilen ikinci transistör kesime girer. Röle, kontakları bırakır.



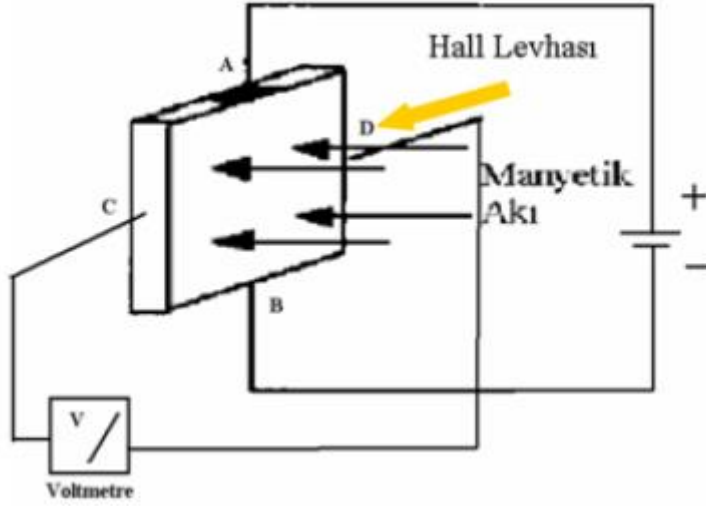
Resim 2.2: Thermocouple amplifikatörü

Yukarıdaki devrede kromel-alumel termokupl kullanılarak yapılmış devre görülmektedir. Termokupl çıkışında oluşan gerilimin akımını sabit olarak tutmak için LM 134 akım regüle entegresi kullanılmıştır. Bu entegre, aynı zamanda **thermocouple** için referans sıcaklık noktası sağlamaktadır. LM 10 op-amp entegresi ile kuvvetlendirilen **thermocouple** çıkışındaki gerilim çeşitli ölçme devrelerine uygulanabilir.

2.3. MANYETİK ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER

2.3.1. Alan Etkili Algılayıcı ve Dönüştürücüler

Çalışma Prensibi



Şekil 2.10: alan etkili algılayıcıların şeması

İletken ya da yarı iletken malzemeden yapılmış bir levha Şekil 2.10'de görüldüğü gibi bir manyetik alan içindeyken A ve B uçlarından DC gerilim uygulandığında, C ve D noktaları arasında bir potansiyel fark oluşur. Bu gerilimin değeri manyetik alana levhanın yakınlığı ile değişir. Bu prensipten yararlanılarak alan etkili transducer doğmuştur.

Kullanım alanları: Ortamdaki manyetik değişikliği algılayan ve buna bağlı olarak çıkışında gerilim üreten elemanlara denir. Alan etkili transducer'ler, hassas mesafe pozisyon ve dönüş algılayıcıları olarak kullanılır.

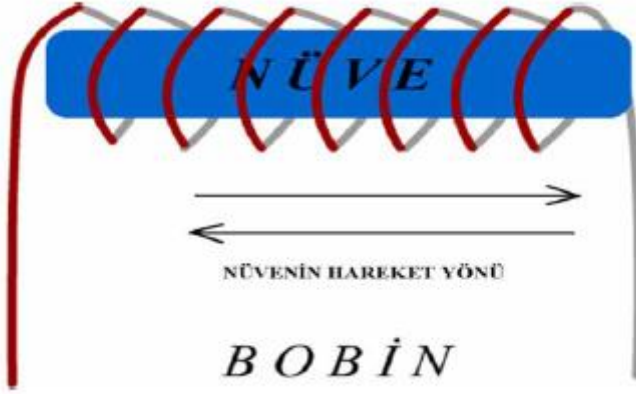
2.3.2. Bobinli Manyetik Sensörler

Çalışma Prensibi

Bobin endüktif bir elemandır ve manyetik alan değişimi içinde bulunursa uçlarında gerilim üretir. Bobin uçlarındaki gerilimin sürekli olması için sürekli değişen bir manyetik alan içinde bulunması yani mıknatısın ya da bobinin sürekli hareket etmesi gerekir. Hareketin sürekli

olmadığı durumlarda bobin pasif olarak kullanılır. Bir bobinin içindeki nüvenin konumuna göre bobinin endüktans değeri değişmektedir. Bu sayede uygulanan gerilime göre bobin uçlarına düşen voltaj değişir.

Bir bobinin içinde bulunan nüvenin konumu şekil 2.11’de görüldüğü gibi hareket ettirildiği zaman bobinin indüktansı değişmektedir. İşte bu prensipten yola çıkılarak bobinli manyetik sensörler geliştirilmiştir.



Şekil 2.11: Bobinli endüktif sensör

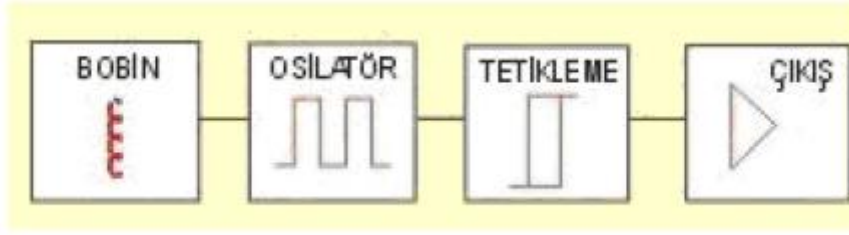
Kullanım alanları: Bu tip algılayıcılar nüvenin hareket etmesi prensibine göre çalıştırlarından dolayı daha çok, hareketli olayların algılanması işleminde kullanılır. Buna en iyi örnek ise basınç algılayıcılarıdır. Nüve sabitlenmiş bir diyafram ile ortamdaki basınç kuvveti değişimlerinin nüveye aktarılması, nüvenin hareketiyle manyetik akının, dolayısıyla bobin üzerindeki indüklenen gerilimin değişimi söz konusudur. Çok duyarlı algılama özelliğine sahiptir. Biyomedikal uygulamalarında ise kan basıncı ölçümlerinde kullanılır. Bazı sistemlerde metal cisimlerin algılanması için de kullanılır.

Sağlamlık testi: Yapı olarak basit olduklarından sağlamlık testi de basit bir şekilde yapılabilir. Nüvenin hareketi ve bütünlüğü gözle kontrol edilebilir. Bobinin kontrolü ise katalog değerleri ile karşılaştırmak suretiyle direnç değeri ohmmetreyle ölçülerek yapılır.

2.3.3. Elektronik Devreli Manyetik Sensörler (Yaklaşım Sensörleri)

Çalışma Prensibi

Endüktif sensörlerin içinde bobin, bobini besleyen bir osilatör bulunur (şekil 2.12). Osilatör bobin üzerinden sensörün ön yüzeyine yayılacak bir manyetik alan üretir. Eğer bu alana manyetik bir cisim girerse Eddy akımları bu metal üzerinde dolaşır. Metal cisim sensöre yaklaştıkça bu akımın değeri artar ve osilatörü durdurur. Osilatörün durması sonucunda çıkış, durum değiştirir. İçinde ya transistör ya da tristör bulunur. Durum değişmesi ile iletimde olan eleman kesime gider.



Şekil 2.12: Endüktif yaklaşım sensörünün blok şeması

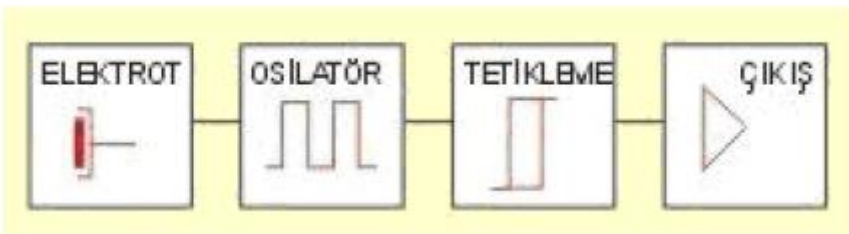
Mekanik anahtarlara göre ömrü daha uzundur. Anahtarlama frekansı yüksektir. Ortam koşullarından fazla etkilenmez. Algılanacak cisme dokunmaksızın algılama yapar. Plastik veya cam arkasından metalin algılanması gibi üstün özellikleri vardır.

Kondansatör kapasitesi, plakalar arası mesafenin değişimi veya plaka yüzeyinin değişimi ile değiştirilebilir. Kapasitif dönüştürücülerde, kontrol edilmek istenen durum, pozisyon gibi büyüklükler kondansatör üzerinde kapasite değişimi yapar. Bu kapasite değişimi ya levhalar arası mesafe değiştirilerek ya da kondansatörün yüzey alanı değiştirilerek yapılır.

Anlatılan özelliklerde biriyle iletkenliğe bağlı olmadan tahta, cam, plastik ve deri gibi malzemelerin ya da akıcı ve taneli yapıdaki malzemelerin temassız algılanması için kullanılır. Plastik ya da metal kılıflar içinde bulunur. Farklı çaplarda silindirik veya kompakt olanları vardır.

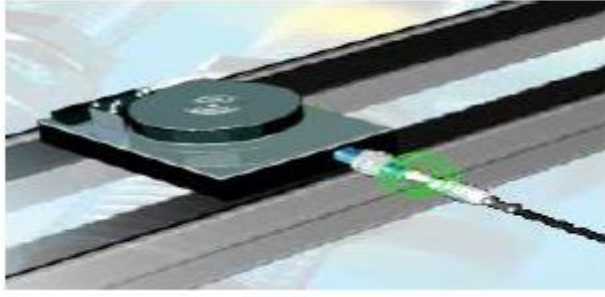
Kapasitif yaklaşım sensörleri, bir kapasitansın elektrik alanına yaklaşan cismin neden olduğu kapasite değişikliğini algılayan anahtarlardır (şekil 2.13). Kapasite değişikliğini etkileyen faktörler:

- Algılama yüzeyi önündeki cismin uzaklığı ve konumu
- Cismin boyutları ve şekli
- Cismin dielektrik katsayısı



Şekil 2.13: Kapasitif yaklaşım sensörünün blok şeması

Kullanım alanları: Metal cisimlerin varlıklarının ya da geçişlerinin algılanması için kullanılır. Diğer bir ifade ile iletken malzemelerin temassız algılanması için kullanılır. Yüksek anahtarlama frekansı gerektiren uygulamalarda kullanılır.



Şekil 2.14: Bir yaklaşım sensörünün malzeme algılaması

Endüktif yaklaşım sensörleri, robotik sistemler, malzeme sayma, asansör seviye kontrol, kapı açma/kapama, metalik malzeme algılama, hız algılama, gibi alanlarda kullanılır. Kapasitif dedektörler, tüm yalıtkan ve metal olmayan malzemeleri yakın mesafeden algılama avantajına sahiptir. Toz malzemeleri algılamak için de kullanılır. Temel kullanım alanları gıda işleme, kimya, plastik, inşaat malzemeleri vb.dir.

Bu nedenle, kapasitif yaklaşım sensörleri, plastikten, cama, seramikten, kartona ya da sudan yağa kadar her türlü sıvıların ve iletken malzemelerin algılanmasında kullanılabilir (şekil 2.15a).



(a)



(b)

Şekil 2.15: (a) Kapasitif yaklaşım sensörleri (b) Yüksek sıcaklıklar için kapasitif sensörler

Yüksek sıcaklıklar için yapılmış kapasitif sensörler (şekil 2.6b): Standart sensörlerden değişik bir yapıya sahip olan yüksek sıcaklık sensörleri, $-200...+250^{\circ}\text{C}$ arasında çalışabilir. Elektronik devre bölümü yüksek sıcaklıkta bulunan algılama merkezinden tamamen izole edilmiştir. Sıcak maddelerin (sıvı, yağ ya da plastik taneciklerin) seviye kontrolünde kullanılır. Sıcaklığın yüksek olduğu ortamlarda katı metallerin veya metal olmayan malzemelerin algılanması için idealdir.

Sağlamlık testi: Bu tip algılayıcıların çalışması için ek devreler gerekmektedir. Sağlamlık kontrolleri de devre ve algılayıcı düzeyinde yapılır. Algılayıcı olarak kullanılan bobin ve kapasitenin sağlamlık testi; bobin için sarım direnci ohmmetre ile kontrol edilir, ölçülen değer katalog değerleri ile karşılaştırılarak sağlamlık kontrolü yapılır. Kapasite ise yüne ohmmetre ile şarj deşarj durumu kontrol edilerek yapılabilir. Bu konular daha önceki

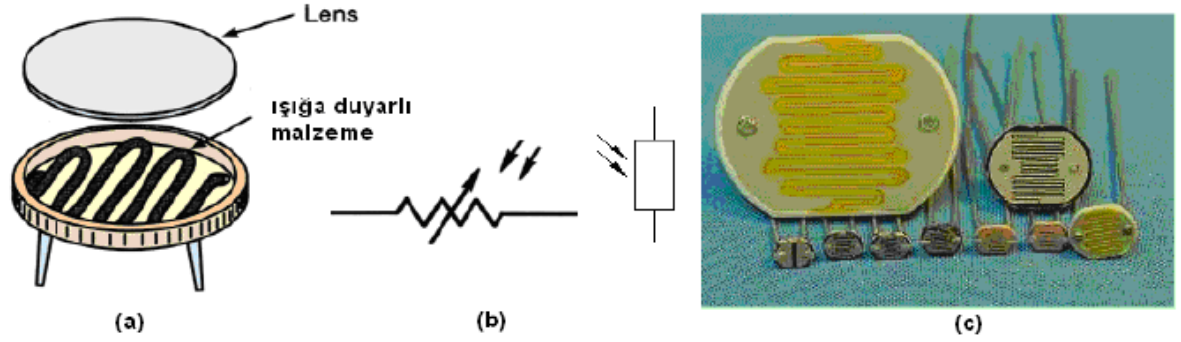
modüllerde ayrıntılı olarak işlenmiştir. Algılayıcılar sağlam ise devre kısmının kontrolleri arıza bulma teknikleri uygulanarak osilaskopla kat çıkışlarındaki sinyal takipleri yapılarak kontrol edilebilir.

2.4. OPTİK ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER

2.4.1. Fotodirenç (LDR) (Light Depending Resistors)

Çalışma Prensibi

Yapımında kullanılan malzemeler, yüzeye gelen ışık ile direnci değişen yarı iletkenler olan kadmiyum sülfid (CdS) ve kadmiyum selenid (CdSe)dir. Bu elemanların direnç değerleri, üzerine düşen ışık şiddetiyle ters orantılı olarak değişim gösterir. Üzerine ışık düştüğünde direnç değeri azalır, karanlıkta ise yüksek direnç gösterir. Fotodirenç seri bağlanan bir direnç ile bir gerilim bölücü yapıp fotodirençteki direnç değişimi gerilim değişimine dönüştürülebilir. Bu gerilim ile bir transistör veya OPAMP'ın çalışması kontrol edilebilir. Şekil 2.16'de fotodirençin yapısı, sembolü ve kılıfı görülmektedir.



Şekil 2.16: Fotodirençin (a)Yapısı, (b) Sembolü, (c) Kılıfı

Kullanım alanları: Işık değişimi ile kontrol etmek isteyeceğimiz tüm devrelerde kullanabiliriz. LDR'ler, endüstriyel kumanda sistemlerinde, otomatik gece lambalarında, sokak lambalarında dijital sayıcılarda, kanın renk yoğunluğunu belirleyen tıbbi cihazlarda, flaşlı fotoğraf makinelerinde, hareket detektörlerinde, alarm sistemlerinde, otomatik açılıp kapanan kapılarda, turnikelerdeki sayma sistemlerinde vb. birçok alanda kullanılır.

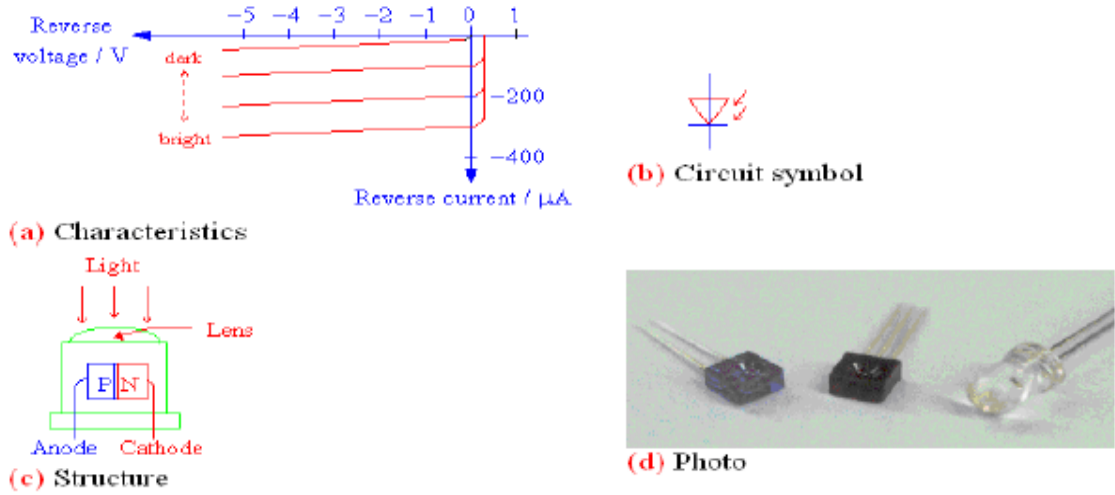
Sağlamlık testi: Herhangi bir devreye ihtiyaç duymadan doğrudan ölçü aletinin ohmmetre kısmı kullanılarak sağlamlık kontrolü yapılabilir. Ohmmetre fotodirençin uçlarına yön fark etmeksizin bağlanıp ışığa tutulduğunda ışığın şiddeti arttıkça değeri düşer. Işık alan pencere tam olarak kapatıldığında hemen hemen açık devre gösterir yani iç direnç maksimum değere ulaşmıştır. Ölçüm esnasında fotodirenç bunların haricinde bir davranış gösteriyorsa arızalıdır.

2.4.2. Fotodiyot

Çalışma Prensibi

Fotodiyotlar tıpkı zener diyotlar gibi devreye ters polarize olacak şekilde bağlanır. Karanlıkta ters polarizasyon altındaki fotodiyottan çok küçük μA değerinde bir sızıntı akımı geçmektedir. Fotodiyot üzerine düşen ışık mercek sayesinde jonksiyon üzerine odaklanır. Foto enerjisini alan valans elektronlarının hızı artar ve yörüngeden kopar. Diğer bir deyişle valans bandından iletkenlik bandına geçer. Bu olay ters polarizasyon altında bulunan diyodun, ters sızıntı akımının aşırı sayılabilecek derecede artmasına yani diyot iç direncinin azalmasına sebep olur.

Foto diyodun bu ters yön iletkenliğindeki artış, üzerine düşen ışık miktarı ile orantılı olarak artar. Üzerine ışık düşürülünce p-n birleşiminde direnç azalır ve akım akmaya başlar. Işık şiddeti arttıkça P-N eklemine direnci azalır ve akım artar. Işık azalınca akım da azalır. Diğer bir ifadeyle, fotodiyot ışık şiddetine bağlı, değişken bir direnç olarak da işlev görür. P-n jonksiyonun ışık görmesi için diyodun bir yüzeyine lens tipi yakınsak mercek yerleştirilmiş olup ışığın jonksiyon üzerine odaklanması sağlanmıştır. Şekil 2.17’de fotodiyotun a) Karakteristik eğrisi, b) Devre sembolü, c) Yapısı, d) Kılıfı görülmektedir.



Şekil 2.17: Foto diyodun (a) Karakteristik eğrisi, (b) Devre sembolü, (c) Yapısı, (d) Kılıfı

Kullanım alanları: Fotodiyotlar ışığa karşı çok duyarlıdır. Bu yüzden lüksmetrelerde, elektronik alarm devrelerinde, optik sayıcılarda, bilgisayarlarda, fotoğraf makinelerinde ve kameralarda mesafe ayarında kullanılır. Transistör, tristör gibi elemanların tetikleme devrelerine bağlanarak onların ışık duyarlı çalışmalarını sağlayabilmektedir.



Mastech MS6610 Digital Luxmeter



Luminance Meter, illumination level meter

Şekil 2.18: Fotodiyodun kullanım alanları

Sağlamlık testi: Avometrenizi ohm kademesine getiriniz. Fotodiyotu avometrenize ters olarak bağladıktan sonra üzerine ışık tuttuğunuzda direncinin azaldığını ve üzerini kararttığınızda direncin arttığını gözlemlemeniz gerekiyor. Eğer direnç değişimi anlatıldığı şekilde oluyorsa fotodiyot sağlamdır.

2.4.3.LED (Light Emitting Diode) (Işık Yayan Diyot)

Çalışma Prensibi

Işık yayan diyotlar, doğru yönde gerilim uygulandığı zaman, elektriksel enerjiyi ışık enerjisi hâline dönüştüren özel katkı maddeli PN diyotlardır.

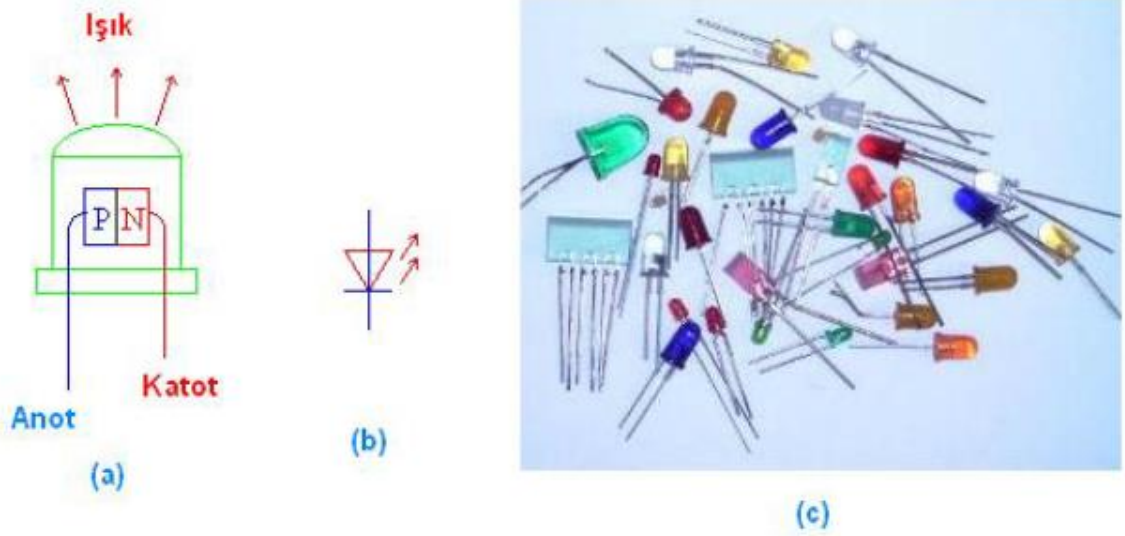
Bir LED'in üretimi sırasında kullanılan değişik katkı maddesine göre verdiği ışığın rengi değişmektedir.

GaAs (Galliyum arsenid): Kırmızı ötesi (görülme-yen ışık),

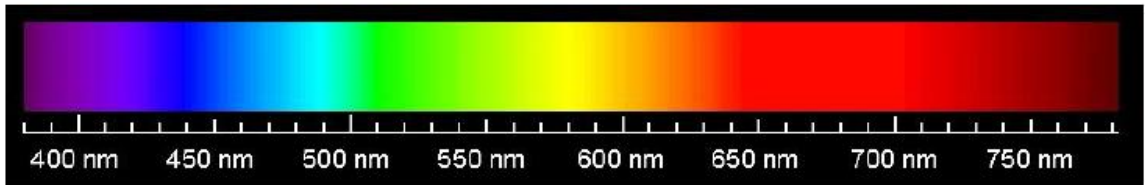
GaAsP (Galliyum arsenid fosfat): Kırmızıdan - yeşile kadar görülür.

LED'lerin görünür ışık bölgelerinde çektiikleri akımlar, renklerine göre farklı olup 1,5 mA ile 100 mA arasında çalışabilmektedir. Ancak 40mA'nın üstündeki akımlar devamlı çalışmalar (DC) için kullanılmaz. LED'in en ideal çalışma akımı 20 mA seçilir.

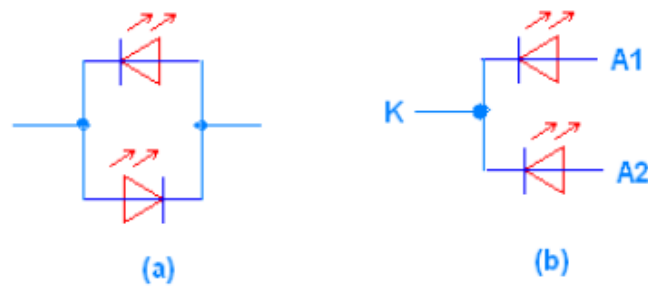
LED'ler diyotlar, değişik büyüklük ve şekillerde yapıldığı gibi iki veya üç renkli olanları da vardır. İki renkli LED'lerde diyotlarda aynı muhafaza içine birbirine ters bağlı iki LED yerleştirilmiş olup kırmızı-yeşil, sarı-yeşil gibi renkleri vardır. İki ayrı LED katot uçları birleştirilip, anot uçları ayrı olacak şekilde bir muhafaza içine alınırsa üç renkli LED'ler elde edilir. Bu LED'lerin renkleri kırmızı, yeşil veya ikisi birlikte yandığında sarı olur.



Şekil 2.19: LED'in a) Yapısı, b) Sembolü, c) Kılıfı



Şekil 2.20: İnsan gözünün algılayabildiği dalga boyu sınırları



Şekil 2.21: İki ve üç renkli diyotların yapısı

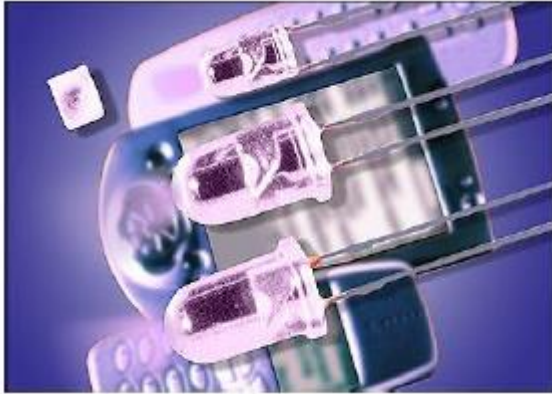
Kullanım alanları: TV kumandaları, cep telefonları, oyuncaklar, gece görüş sistemleri, otomobillerde gösterge lambaları, trafik ışıkları, dijital ölçü aletleri, dijital ekranlı bilgisayarlar, hesap makineleri ve yazıcı elektronik sistemlerdir. Bazı hâllerde işaret lambası ve ışık kaynağı olarak da yararlanılır. Optoelektronik kuplör de bir LED uygulamasıdır. Ayrıca aydınlatma amaçlı da kullanılmaktadır.

Sağlamlık testi: LED'in diyotun sağlamlık kontrolünü multimetre ile yapabiliriz. Multimetremiz ohm kademesinde iken diyotun anoduna eksi (-), katoduna artı (+) gerilim uygulandığında sonsuz direnç göstermelidir. Diğer durumda ise bir miktar direnç gösterip ışık vermelidir. Testimiz anlattığımız şekilde sonuçlanıyor ise diyodumuz sağlam, bunun dışındaki durumlarda arızalıdır.

2.4.4. İnfrared Diyot Çalışma Prensibi

Yapı itibarıyla tamamen normal LED'ler gibidir ancak tek farkı yaydığı ışığın insan gözüyle görülemeyecek bir frekans bandında olmasıdır. Yaklaşık 1.5 V ile çalışır ve genellikle foto transistörlerin ışık kaynağı olarak kullanılır. Sebebi bu tipteki transistörlerin kızıl ötesi ışığa daha hassas olmalarıdır. Robot uygulamalarında görülür ışığa, çevresel ışıktan daha az etkilenmeleri daha kolayca modüle edilebilmeleri ve görünmez olmalarından dolayı tercih edilmektedir.

Kullanım alanları: Kızıl ötesi uzaklık sensörü IR sensörleri genellikle uzaklık ölçümünde kullanılır. Kızıl ötesi ışık yollayan sensör cisimden yansıyan ışığın durumuna göre uzaklığı belirler. Uzaktan kumandalara, yazıcılara, modemlere, dijital çağrı cihazlarına, elektronik kameralara, elektronik ajandalara, cep telefonları ve taşınabilir bilgisayarlara kızıl ötesi bağlantılar sağlanabilmektedir. Ayrıca tıpta infraruj (ışın tedavisi); romatizmal rahatsızlıklar, bel boyun fıtıkları, kas rahatsızlıklarında da kullanılmaktadır.



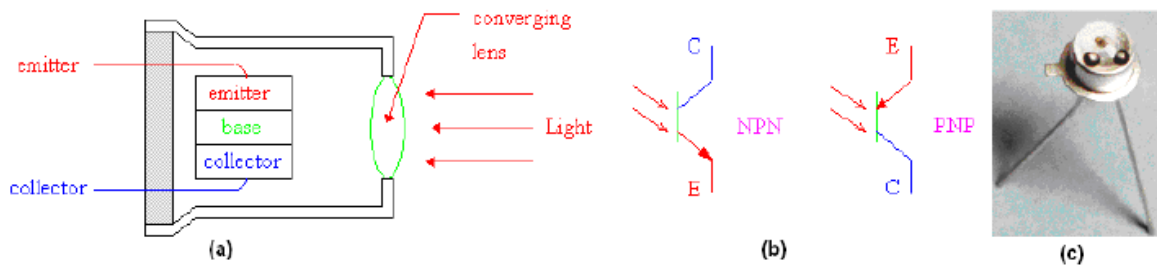
Şekil 2.22: İnfrared diyodun kullanım alanları

Sağlamlık testi: İnsan gözünün göremeyeceği bir ışık yaydığı için ohmmetre ile LED'lerde olduğu gibi görsel bir ölçüm yapılamaz. Bunun yerine normal diyotlar gibi ölçülür. Ölçüm uçlarının bir yönünde açık devre diğer yönünde ise düşük direnç göstermelidir.

2.4.5.Foto Transistörler

Çalışma Prensibi

Transistörlerin normal transistörlerden tek farkı beyz ucundan yapılan tetiklemenin ışık şiddeti kullanılarak yapılmasıdır. Bu bakımdan genelde foto transistörlerin beyz uçları kullanılmaz. Ancak birçok foto transistörde yine de beyz terminali dışarıya çıkarılmıştır. Transistörün üzerinde küçük bir mercek bulunur.



Şekil 2.23: (a) Yapısı, (b) Sembolleri, (c) Dış görünüşü

Bu mercek ışığın N-P jonksiyonu üzerine odaklanması için kullanılmıştır. Tetikleme işlemi, bu merceğe ışık gönderilerek yapılır. Uygulanan ışığın şiddetine göre emitör-kollektör arasındaki iç direnç değişir ve yükün akımı kontrol edilebilir. Işık şiddeti ile emitör-kollektör arası iç direnç ters orantılıdır. Yani Işık şiddeti arttıkça emitör-kollektör arası iç direnç düşecektir. Bu durumda μA seviyelerinde beyz akımı sağlanacaktır. μA seviyelerinde de olsa beyz akımının sağlanmış olması kollektör akımının mA seviyelerinde seyretmesine sebep olur. Bu seviyedeki bir akımla birçok devre elemanını kontrol etmek mümkündür. Hatta darlington foto transistör kullanılarak daha da yüksek kollektör akımının sağlanması mümkündür.

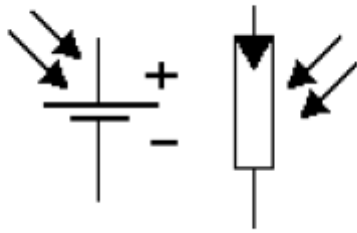
Kullanım alanları: Foto transistörlerin doğrudan küçük yüklerle bağlanabilmesi bir avantajdır. Fakat ısıya bağımlı olması ve ortamdaki ışıktan etkilenmesi ise bir dezavantajdır. Uzaktan kumandayla kullanılan cihazlarının üzerinde siyah bir geçirgen plastik vardır. Bu şekilde infrared alıcı devresi gün ışığından korunmuş olur. Bu elemanlar tv, video, müzik seti, klima gibi cihazların uzaktan kumanda devrelerinde, gün ışığına duyarlı olarak çeşitli aygıtların ve alarm sistemlerinin çalıştırılmasında vb. kullanılmaktadır. Foto diyotların üzerinden geçirebildiği akım mikroamper düzeyindedir. Foto transistörler ise miliamper düzeyinde bir akım geçişini mümkün kılar. Akımın büyük olması başka bir devreyi çalıştırmada (sürmede) kolaylık sağlar. Foto transistör seri imalatı banttan geçen malların sayılmasında veya kesilerek paketlenmesinde hava kararınca yanan lambalarda, hızlı alarm sistemlerinde ve turnikelerde kullanılır.

Sağlamlık testi: Normal transistör gibidir. Beyz-kollektör diyodu fotodiyot gibi ölçülebilir.

2.4.6.Foto Pil

Çalışma Prensibi

Foto piller üzerlerine ışık düşünce uçları arasında potansiyel farkı oluşan yarı iletken elemanlardır. Yani ışık enerjisini elektrik enerjisine dönüştürürler. Aşağıdaki şekilde sembolü görülmektedir.



Şekil 2.24: Foto pil sembolü

Foto pillerin yapısında “selenyum”, “kadmiyum” gibi maddeler yarı iletken olarak kullanılmaktadır. İnce çelik bir kılıfın içine altta selenyum, üstte kadmiyum olacak şekilde iki tabaka oluşturulur. Burada selenyum (P maddesi) ve kadmiyum (N maddesi) bir P_N fonksiyonu oluşturur. Burada ışık enerjisi ile elektron hareketini kolaylaştırmak için selenyum içine bor, kadmiyum içine fosfor karılmıştır. Foto pilin üst yüzeyine (kadmiyum N maddesi ile temas hâlinde) ışığı geçirebilen ince altın ızgara yerleştirilmiştir. En üst kısmında ise ışığı rahatlıkla geçirebilen şeffaf ve yalıtkan bir lens kullanılmıştır, PVC izolatör kadmiyum ile çelik kılıfın temasını engeller. Altın ızgara (-), çelik kılıf (+) kutbu oluşturmaktadır.

Foto pil üzerine ışık düştüğünde fotonlar p maddesi içindeki azınlık, akım taşıyıcı serbest elektronları hızlandırıp kopararak N maddesine geçmelerini sağlar. N maddesi elektron yönünden zenginleşirken negatif yükle, elektronlarını kaybeden P maddesi pozitif yükle yüklenmiş olur. Çelik kılıf p maddesi ile altın ızgara n maddesi ile temas hâlinde olduğu için çelik kılıf (+), altın ızgara (-) olmak üzere iki uç arasında 0,5 V civarında bir potansiyel farkı meydana gelir.

Foto pillerden elde edilen gerilim artırılmak istendiğinde birden fazla foto pil doğru yönde birbirine seri bağlanabilir. Sağlayabildikleri akım artırılmak istendiğinde yine doğru yönde olmak kaydıyla paralel bağlanmalıdır.

Kullanım alanları: Güneş pilleri (foto voltaik piller), yüzeylerine gelen güneş ışığını doğrudan elektrik enerjisine dönüştüren yarı iletken maddelerdir. Yüzeyleri kare, dikdörtgen, daire

şeklinde biçimlendirilen güneş pillerinin alanları genellikle 100 cm² civarında, kalınlıkları ise 0,2-0,4 mm arasındadır.

Güç çıkışını artırmak amacıyla çok sayıda güneş pili birbirine paralel ya da seri bağlanarak bir yüzey üzerine monte edilir, bu yapıya güneş pili modülü ya da foto voltaik modül adı verilir. Güç talebine bağlı olarak modüller birbirlerine seri ya da paralel bağlanarak bir kaç watt'tan megawatt'lara kadar sistem oluşturulur. Bu elemanlar, güneş ışığıyla çalışan saat, radyo ve TV istasyonları, GSM santralleri hesap makinesi, otomobil, sokak lambası, billboard aydınlatılması, uydu vericisi, uçak vb. aygıtlarda kullanılmaktadır.

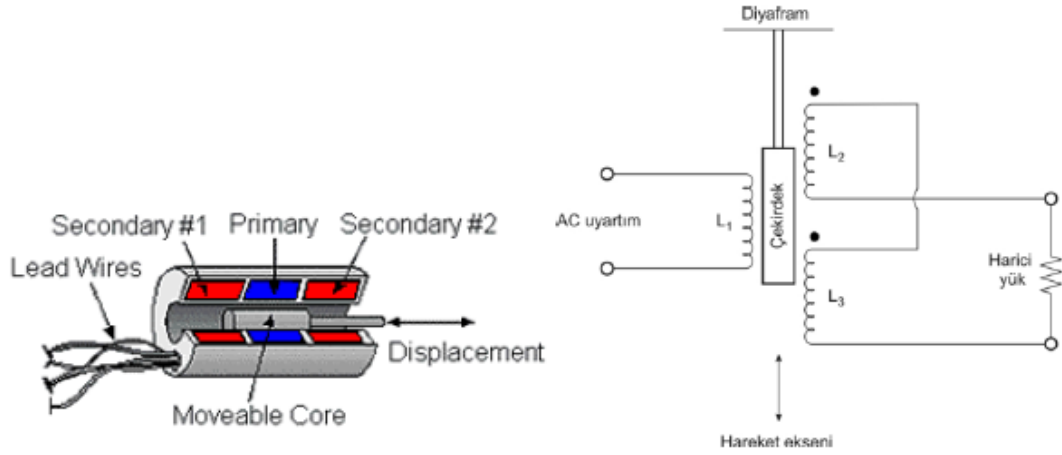
Sağlamlık testi: Avometre, DC volt kademesine alınır. Prop uçları güneş pilinin artı ve eksi uçlarına bağlanır. Pil yüzeyine ışık gelmesi sağlanır. Belirli bir gerilim okunuyorsa eleman sağlamdır.

2.5. SES, KONUM ALGILAYICI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ

2.5.1. LVDT Konum Algılayıcı

Yapısı

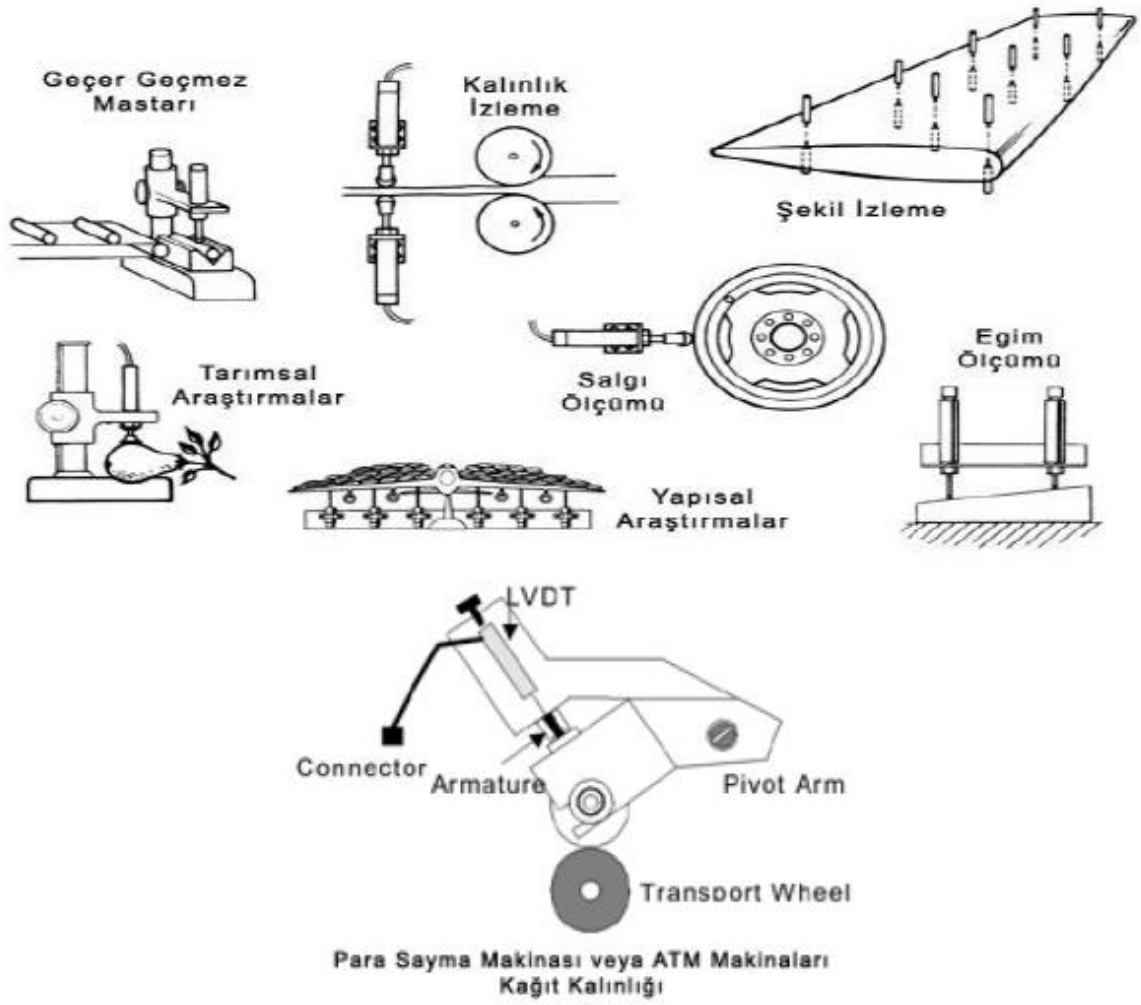
LVDT (doğrusal değişken fark dönüştürücüler) (linear variable differential transformer) mekanik olarak hareketlendirilmiş nüvesi ile bir transformatördür. Bir LVDT transdüser örneği şekil 2.25’de gösterilmiştir. Bu, tek primere (L_1) ve iki sekondere (L_2 ve L_3) sahip bir transformatördür. Sekonder sarımlar birbirine zıt yönde sarılmışlardır ve böylece ürettikleri akımlar birbirini yok eder.



Şekil 2.25: Doğrusal farksal gerilim transformatörü (LVDT)

Çalışma prensibi: Uyarıcı sıfır olduğunda çekirdek L_2 ve L_3 ’ü eşit miktarda etkiler ve böylece akımlar tam olarak birbirini yok ettiğinden çıkış gerilimi de sıfır olur. Primer sarımına bir AC besleme kaynağı bağlanmışken transdüsera bir uyarıcı uygulanırsa diyafram, çekirdeği hareket ettirir. Bu durumda L_2 ve L_3 ’ün indüktif reaktansları artık birbirine eşit olmaz. Sekonder sarımlardaki akımlar birbirine eşit olmadığından çıkıştaki yük üzerinden bir gerilim oluşturacak şekilde net bir akım akmaya başlar. Bu çıkış gerilimi uygulanan uyarıcıyla orantılıdır ve fazı ise çekirdeğin ne yönde hareket ettiğini göstermektedir.

Kullanım alanları: Yukarıda şematik olarak gösterilen kullanım alanları dışında, hassas ve güvenilir olmasından dolayı biyomedikal alanda da sık tercih edilen bir algılayıcıdır. Nüve ucu hassas bir diyaframa tutturulur. Diyaframda direkt olarak damar üzerine temas edilerek kalbin kasılması esnasında oluşan kan basıncı ve buna bağlı olarak damar genişmesi diyafram tarafından algılanır. Algılanan kuvvet nüveye aktarılır ve nüvenin hareketi ile manyetik alandaki değişim ek devrelerle bilgi sinyallerine dönüştürülür. Ayrıca hassasiyet ve doğruluğundan dolayı diğer kan basınç ölçüm cihazlarının kalibrasyonunda kullanılır.

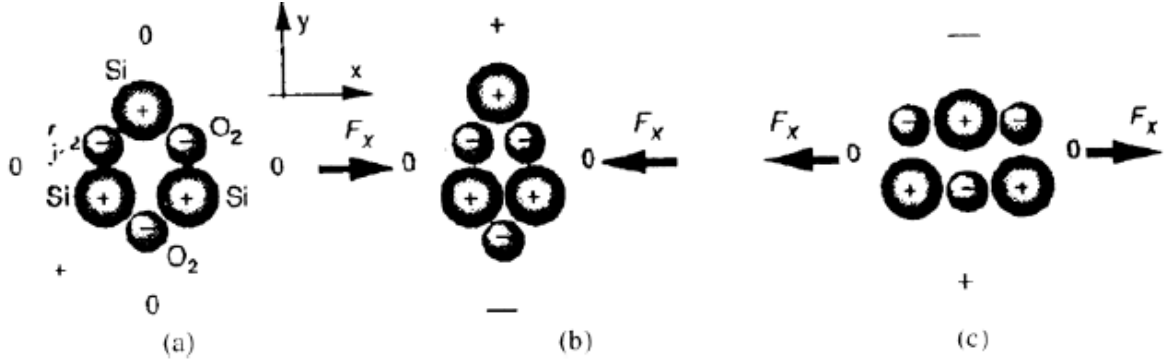


Şekil 2.26: LVDT kullanım alanları

Sağlamlık testi: LVDT yapı itibarıyla transformatör olduğundan sağlamlık kontrolü de benzer aşamalardan oluşur. Birincil ve ikincil sarımların kontrolü ohmmetreyle yapılır. Bobinlerin omik değerleri ölçülür ve katalog değerleri ile karşılaştırılır. Bazılarında bu değerler malzeme üzerinde de bulunmaktadır. Ayrıca sarımlar arasında oluşabilecek kısa devreler de ölçü aletinin uygun konumlarında kontrol edilmelidir. Nüvenin hareket kabiliyeti de kontrol edilmelidir.

2.5.2. Piezo Elektrik Kristal Yapılar

Yapısı



Şekil 2.27: Quartz kristalindeki piezo elektrik etki

Piezo elektrik etkisi gerginliğe maruz kaldığında kristal malzemenin elektrik yükü üretmesidir. Etki quartz (SiO₂), yapay olarak kutuplandırılmış insan yapımı seramikler ve PVDF gibi bazı polimerler gibi doğal kristallerde mevcuttur. Piezo elektrik malzemenin ferro-elektrik özelliğe sahip olduğu söylenir. Bu ad, ferro-manyetik özelliklere benzediğinden verilmiştir. Piezo kelimesi sıkıştırma (pres) anlamında yunanca piezen kelimesinden gelmektedir.

Bir quartz kristali şekil 2.27 a’da görüldüğü gibi bir silikon (Si) ve iki oksijen (O₂) atomunun bir helis etrafındaki değişken durumunda olduğu gibi bir helis olarak modellenilebilir. Bir quartz kristali x, y ve z eksenlerinde kesilmiştir, bundan dolayı şekil 2.27a’da z eksenindeki bir görünüşdür. Tek bir kristal hücrede üç silikon atomu ve altı oksijen atomu vardır. Oksijen çift olarak kümelenir. Her silikon atomu dört pozitif yük ve bir çift oksijen atomu dört negatif yük (atom başına iki) taşır. Bu yüzden bir quartz hücre stresten uzak şartlar altında elektriksel olarak nötr’dir. X eksenı boyunca haricî bir kuvvet uygulandığında altıgen kafes deformasyona uğrar. Şekil 2.27 b, bir kristaldeki atomları kaydıran sıkıştırma kuvvetini göstermektedir. Bu sıkıştırma sonucu silikon atom tarafında pozitif yük, oksijen çifti tarafında negatif yük birikir. Bundan dolayı kristal, y eksenı boyunca bir elektrik yükü geliştirir. Şayet kristal x eksenı boyunca uzatılırsa (şekil 2.27’c) farklı bir deformasyonun sonucu olarak y eksenı boyunca ters polariteli yük birikimi gerçekleşir. Bu basit model kristal malzemenin mekanik deformasyonuna tepki olarak yüzeyinde elektrik yükü meydana getirebildiğini göstermektedir.

Çalışma prensibi: Elektrik yükünün alınması için kristal kesiminin zıt taraflarına iletken elektrotların kristale yerleştirilmesi gerekir. Sonuç olarak piezo elektrik algılayıcı, dielektrik piezo elektrik malzeme ile beraber bir kapasitör olmaktadır. Dielektrik bir elektrik yükü generatörü olarak aksiyonda bulunarak sonuçta kapasitör uçlarında bir V gerilimi oluşur. Kristal dielektrikteki yük kuvvetin etkidiği yer ile biçimlenmesine rağmen metal elektrotlar yüzey boyunca yükleri dengeleyerek kapasitörün yöne bağlı seçicilik duyarlılığını engeller. Bununla beraber şayet elektrotlar kompleks bir paternde yapılırsa seçilen elektrotlardan tepkinin ölçülmesiyle uygulanan kuvvetin tam yerinin belirlenmesi mümkündür.

Piezo elektrik etki geri dönüşümlü fiziksel bir etkidir. Yani kristalin uçlarına gerilim uygulanmasıyla mekanik bir gerilme üretebilir. Kristal üzerine bazı elektrotlar yerleştirilerek bir çift elektrot ile kristale gerilim verilebilir ve diğer elektrot çiftlerinden gerilim sonucu

gelişen yükün alınması mümkündür. Bu metot çeşitli piezo elektrik dönüştürücülerde oldukça yaygın olarak kullanılır.

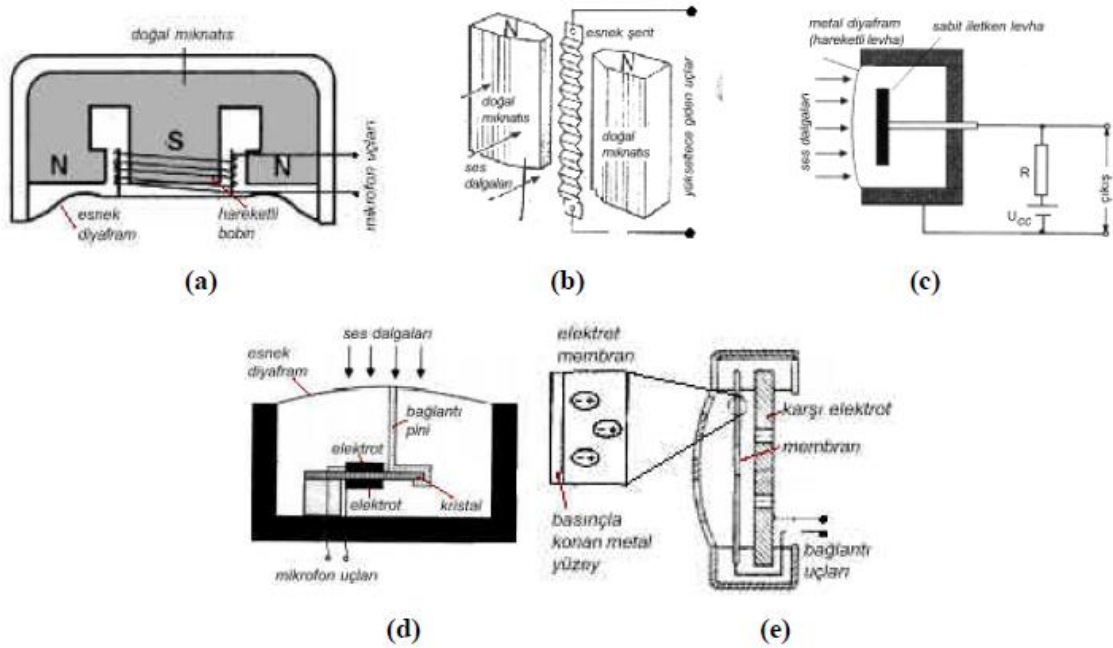
Kullanım alanları: Piezo elektrik etki, basit mikrofonların tasarımında kristal malzemede gelişen mekaniksel gerginliğin elektrik yüküne doğrudan dönüşümünde kullanılabilir. Algılayıcı için en yaygın kullanılan malzemeler piezo elektrik seramik olup çok yüksek frekans sınırlarına kadar çalışabilir. Bundan dolayı piezo elektrik algılayıcılar ultrasonik dalgaların dönüşümünde kullanılır. Ultrason propları ses dalgalarını piezo elektrik etkisi adı verilen bir sistemle üretir ve algılar. Propların içinde çok sayıda piezo elektrik kristali adı verilen quartz kristal bulunur. Elektrik akımı uygulandığında kristaller hızla şekil değiştirir. Bu şekil değişikliği titreşime ve sonuçta ses dalgası oluşmasına yol açar. Tam tersi olarak kristallere herhangi bir ses dalgası ya da basınç ulaştığında bu kez elektrik akımı üretirler. Bu sayede aynı kristaller hem ses üretmek hem de sesi algılamak amacıyla kullanılır. Probonun içinde ayrıca kendi ürettiği sesin oluşturduğu yansımaları ayıran bir bölüm ve üretilen ses dalgalarını odaklamaya yarayan bir de akustik lens bulunur.

Sağlamlık testi: Kristal yapılar direkt olarak sağlamlık testine tabi tutulmaz. Sağlamlığı ölçecek bir yöntem ya da cihaz mevcut değildir. Kristal kontrolü devre üzerinde çalışma esnasında yapılır. Bu işlem osilaskopla yapılmaktadır. Devrenin çalışması esnasında kristalin ürettiği frekans osilaskop ile ölçülür, kristal üzerindeki değer ile karşılaştırılarak durumu değerlendirilir. Eğer problem varsa ve devre üzerindeki ilgili diğer elemanlar da sağlamsa kristalin değiştirilmesi yoluna gidilir.

2.5.3. Mikrofon

Yapısı

Belli frekanslar ile ortamın (katılar, sıvılar ve gazlar) alternatif sıkışma ve genleşmesi ses dalgaları olarak adlandırılır. Ortamın içeriği dalga yayılma yönünde osilasyon yapar bundan dolayı bu dalgalar boyuna mekanik dalgalar olarak adlandırılır. Ses kelimesi yaklaşık 20-20000 Hz arasında insan kulağının işitme aralığı ile ilişkilidir. 20 Hz'nin altındaki boyuna mekanik dalgalar ses altı (infra sound) ve 20000 Hz üzeri ise ses ötesi veya üzeri (ultra sound) olarak adlandırılır. Ses sinyallerini (akustik enerji) elektrik sinyallerine çeviren elemanlara mikrofon denir. Bu elemanlar, ses sinyallerini elektrik sinyallerine çeviren transdüserler (transducer, transducer) olarak da tanımlanabilir. Mikrofonların yapısı, özelliği ve çalışma ilkesi nasıl olursa olsun en önemli elemanları hareketli bir diyafram ve diyaframın sapmalarını elektrik sinyaline dönüştüren bir yer değişim algılayıcısından oluşmaktadır. Bütün mikrofonlar bu iki temel bileşenin tasarımını ile farklılık gösterir.



Şekil 2.28: (a) Dinamik (bobinli, manyetik) mikrofonlar, (b) şeritli (bantlı) mikrofonlar

(c) Kapasitif (kondansatör) mikrofonlar, (d) Piezo elektrik kristalli mikrofonlar (kristal mikrofonlar), (e) Elektret (electret) mikrofonlar

Çalışma prensibi:

Dinamik (bobinli, manyetik) mikrofonlar: Şekilde iç yapısı görülen dinamik mikrofonun diyafram (membran, kon, esnek zar) adı verilen kısmına gelen ses titreşimleri bu elemanın salınım yapmasına neden olur. Titreşen diyafram ise kendisine tutturulmuş olan çok hafif hareketli bobini titreştirir. Silindirik yapıları bir doğal mıknatısın içine yerleştirilmiş olan bobin ise gelen ses dalgalarının frekansında (AF: Audio frequency, ses frekans, alçak frekans) elektrik sinyalleri üretir. Üretilen elektrik sinyallerinin değeri son derece küçük olup 1-10 mV düzeyindedir.

Şeritli (bantlı) mikrofonlar: Şekilde görüldüğü gibi manyetik alan içine yerleştirilmiş ince bir alüminyum ya da kalay levhaya ses sinyalleri çarpınca manyetik alan içinde hareket eden levhada ses frekanslı akım oluşur.

Kapasitif (kondansatör) mikrofonlar: Statik elektriklenme esasına göre çalışan mikrofon tipidir. Şekilde görüldüğü gibi kapasitif mikrofonlarda ses dalgalarının basıncı, ince metal

diyaframı etkiler. Diyaframın esnemesiyle kondansatör gibi çalışan düzeneğin kapasitesi değişir. Bu değişim sesin özelliğine göre çıkışta elektrik sinyalleri oluşturur.

Piezo elektrik kristalli mikrofonlar (kristal mikrofonlar): Kuartz (quartz), roÇel (rochelle) tuzu, baryum, turmalin gibi kristal yapılı maddelere basınç uygulandığında üzerinde elektrik akımı oluşur. Bu akım, basıncın kuvvetine ve frekansına göre değişir. İşte bu esastan yararlanarak kristal mikrofonlar yapılmıştır. Kristalli mikrofonlarda, kristal madde şekilde görüldüğü gibi çok ince iki metal elektrot arasına yerleştirilmiş ve bir pin (küçük çubuk) ile diyaframa tutturulmuştur. Ses titreşimleri diyaframı titreştirince kristal de titreşmektedir. Kristaldeki titreşim ise AC özellikli sinyallerin oluşmasını sağlamaktadır.

Elektret (electret) mikrofonlar: Rondela (halka) biçimindeki ince bir yarı iletken maddenin iki yüzü, üretim aşamasında elektrostatik yöntem kullanılarak artı (+) ve eksi (-) ile yüklenir. Bu elektrik yükü yarı iletken maddenin özelliğinden dolayı yıllarca aynı değerde kalır. Elektret kapsül, kristal mikrofonlarda olduğu gibi diyaframa bağlanmıştır. Diyafram titreştiğinde, elektret de hareket eder. Bu da kapsülün moleküler yapısını değiştirerek elektrotlar arasında bir gerilim oluşmasını sağlar.

Kullanım alanları: Dinamik mikrofonlar daha ziyade müzik yayınlarında kullanılır, kapasitif (kondansatör) mikrofonlar 50-15000 Hz arası frekanslı seslere karşı duyarlıdır, şeritli mikrofonların empedansı çok düşük, kaliteleri yüksektir. Sarsıntıdan, rüzgârdan olumsuz etkilendiklerinden kapalı ortamlarda kullanılır, elektret (electret) mikrofonlar boyutları küçük olduğundan yaka mikrofonu olarak kullanılmaya uygundur.

Sağlamlık testi: Mikrofonlara sağlamlık testi uygularken öncelikle mikrofonun özelliğine göre direncine bakarız. Katalogda ya da üzerinde belirtilen direnç değerlerini avometre ile kontrol ederiz. Daha sonra mikrofonun çıkışına bir preamplifikatör (çok küçük sinyalleri yükselten yükseltici) bağlarız. Preamplifikatörün çıkışına da bir osilaskop bağlayarak mikrofona ses dalgası veririz. Uyguladığımız seslere göre osilaskop ekranında AC titreşimler oluşuyorsa mikrofonumuz sağlamdır.

2.5.4. Hoparlör

Yapısı

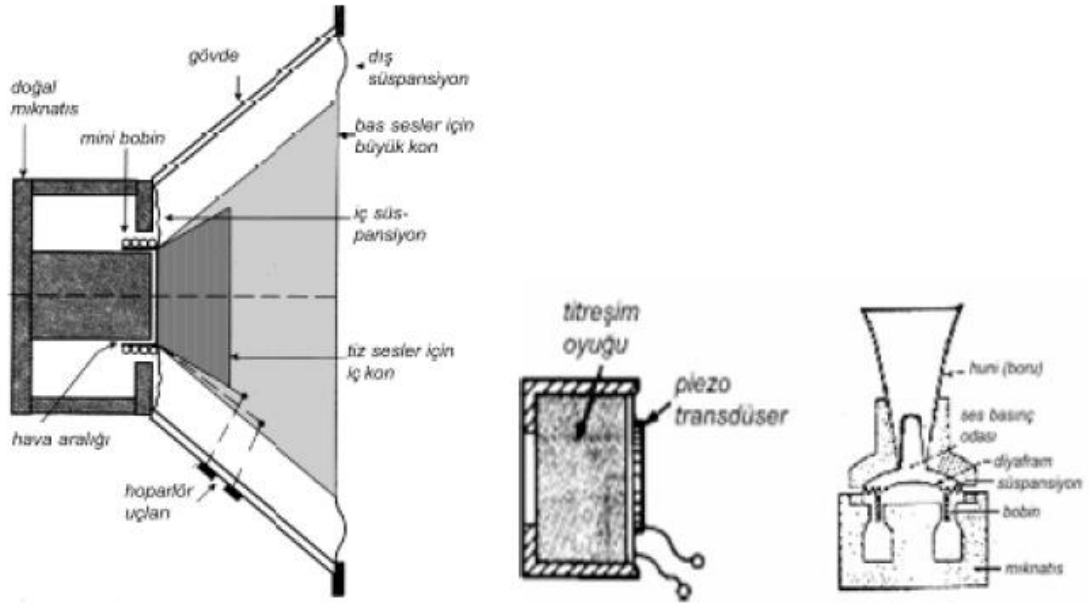
Elektrik sinyallerini ses dalgalarına çeviren cihazlara hoparlör denir. Başlıca beş çeşit hoparlör vardır:

- Dinamik hoparlörler
- Kristalli hoparlörler
- Elektrostatik hoparlörler
- Elektromanyetik hoparlörler
- İyonlu hoparlörler

Resimde 2.29’da görüldüğü gibi dinamik hoparlörler, bobin, mıknatıs, kon (diyafram) gibi elemanların birleşiminden oluşmuştur. Bu elemanlarda demirden yapılmış bir silindirin ortasına doğal mıknatıs yerleştirilmiştir. Mıknatısla yumuşak demir arasındaki hava aralığına ise hoparlör diyaframının uzantısı üzerine sarılmış bobin konmuştur. Bobinin sarıldığı diyaframın alt kısmı bir süspansiyon (esnek taşıyıcı) ile gövdeye tutturulmuştur. Bobin, süspansiyonlar sayesinde hava aralığında rahatça hareket edebilmektedir. Hoparlörlerde kon iki tanedir. Geniş çaplı olan dışarıda, küçük çaplı olan ortadadır. Büyük kon kalın (bas) sesleri, küçük kon ise ince (tiz) sesleri oluşturur.

Resimde yapıları görülen piezo elektrik hoparlörler çizgi biçiminde, birbirine karşı polarize edilmiş, bükülgen piezooksit (kurşun, elmas, titan karışımı) maddeden yapılmışlardır. Şeritlere akım uygulandığında boyut uzayıp kısalır ve karşdakini itip çeker. Bu titreşim ise esnek membranı hareket ettirerek ses oluşur.

Hava tazyikli hoparlörler şekilde görüldüğü gibi dinamik yapıli hoparlöre koni şeklinde bir boru eklenmesiyle yapılmıştır. Boru, sesin daha uzak mesafeye gitmesini sağlamaktadır. Hava tazyikli hoparlörlerin sesleri oluşturan bobin, mıknatıs, diyaframdan meydana gelmiş kısmına ünıt adı verilir.



Şekil 2.29: Dinamik (hareketli bobinli) hoparlörler, piezo elektrik (kristal) hoparlörler, hava tazyikli (borulu) hoparlörler

Çalışma prensibi: Dinamik yapıli hoparlörlerin çalışma ilkesi şöyledir: Yükselteçten gelen AC özellikli sinyaller hoparlör içindeki bobinin etrafında değişken bir manyetik alan oluşturur. Bu alan ile sabit mıknatısın alanı birbirini itip çekerek diyaframın titreşimine sebep olur. Diyaframın ses sinyallerine göre titreşimi havayı titreştirir. Kulak zarı da buna bağlı olarak titreşerek sesleri algılamamızı sağlar.

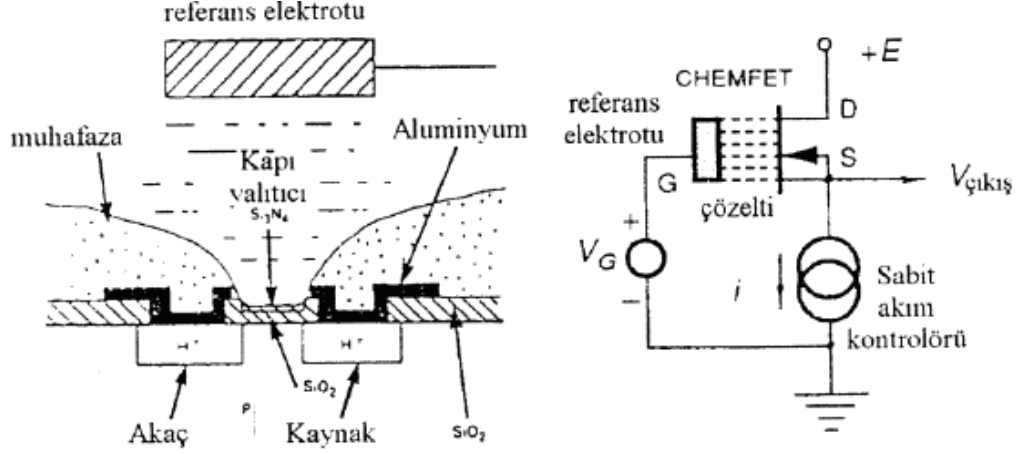
Kullanım alanları: Piezo elektrik hoparlörler daha çok yüksek frekanslı seslerin elde edilmesinde (kolonların tivitirlerinde) ve kulaklıklarda kullanılmaktadır. Hava tazyikli (borulu) hoparlörler okul, stadyum vb. yerlerin ses düzeneklerinde kullanılmaktadır.

Sağlamlık testi: Ohmmetre komütatörü x1 ohm konumuna alınarak yapılır. Yapılan ölçümde küçük bir direnç değeri okunmalıdır. Bunun yanında ölçüm esnasında hoparlör bobini, membranı bir miktar titreştirmelidir.

2.6. SIVI ALGILAYICILAR, İYON DÖNÜŞTÜRÜCÜLER

2.6.1. İyon Seziciler

Yapısı



Şekil 2.30: pH gözleme için iyon seçici chemfet'in yapısı, kaynak izleyici modunda elektriksel bağlantı

Çalışma prensibi:

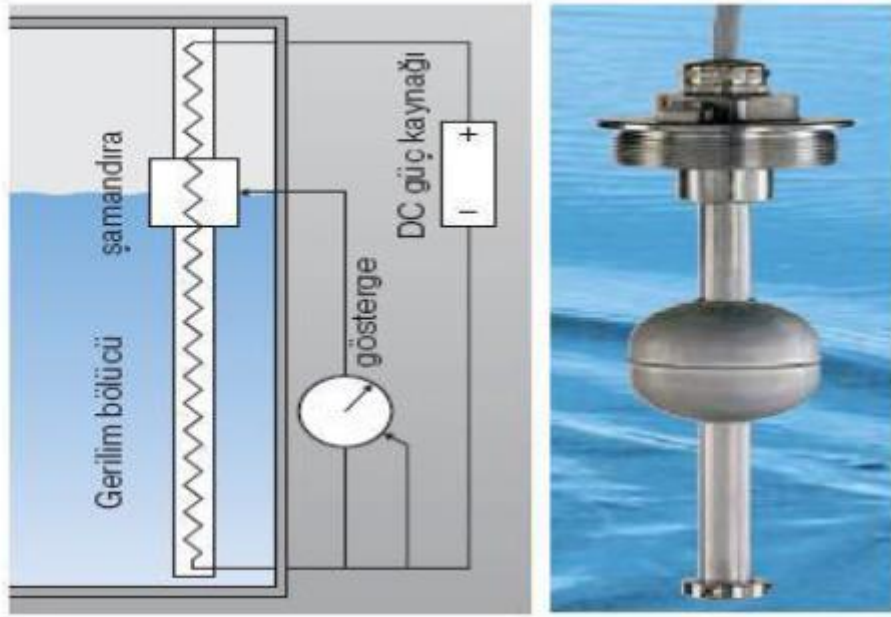
Alan etkili transistörler (FET) kullanan kimyasal potansiyometrik algılayıcılar chemfet'ler olarak bilinir. Chemfetler transistörün metal olmayan kapı yüzeyi ve referans elektrodu arasına yerleştirilen elektrokimyasal potansiyel ile temelde genişletilmiş kapı alan etkili transistördür. pH ölçümü için silikon nitrat kaplı iyon seçici bir chemfet'in yapısı şekil 2.30'da görülmektedir. İyonik konsantrasyon değişirken chemfet kapı algılayıcı alanında yüzey yük yoğunluğu da değişir. Bu durum elemanın akaç akımında bir değişim olarak ölçülebilir. Kapı alanı elektrolit ile temasta olduğundan duyarlı bölgenin çözeltiye açık olarak muhafazası uygulama zorluğu yaratmaktadır.

Kullanım alanları: İyon seçici elektrotların geliştirilmesi ve bunların çeşitli alanlardaki uygulamalarına 1960'lı yıllarda başlanmış olmasına rağmen, bu konudaki çalışmaların günümüzde de hızla devam ettiği görülmektedir. Böyle elektrotlar iyonik türlerin, moleküler türlerin ve gazların kantitatif tayinlerinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak tayin edilebilecek türlerin çok sayıda olması ve bu türlerin tayininde matrikse bağlı olarak farklı farklı yöntemlerin kullanılmasının gerekliliği bu konudaki çalışmaların artmasına neden olmaktadır. Biyomedikal alanda ise bu tür elektrotların kullanımı özellikle kan ölçümlerinde önümüze çıkmaktadır. Kan gazlarının ölçümünde sıklıkla kullanılan ISE modülleri kan içinde bulunan gaz iyonlarını algılamakta ve kanın kimyasal yapısı hakkında bilgi vermektedir.

Sağlamlık testi: ISE modülünün iç yapısı biliniyorsa içindeki chemfet yapısı kontrol edilebilir. Fakat genelde ilgili kartta arıza yoksa ISE algılayıcısı değiştirilerek deneme yanılma yöntemi ile arıza giderilir.

2.6.2. Sıvı Seviye Algılayıcıları

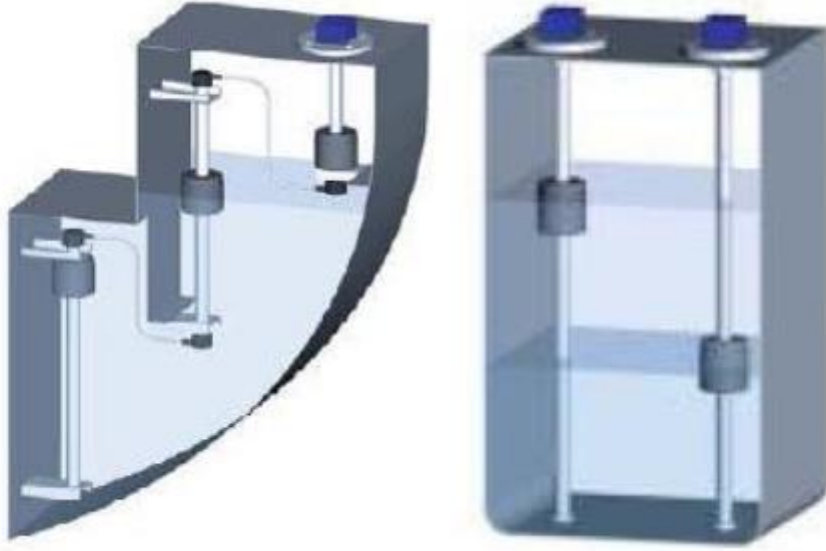
Yapısı



Şekil 2.31: Sıvı seviye dedektör yapısı

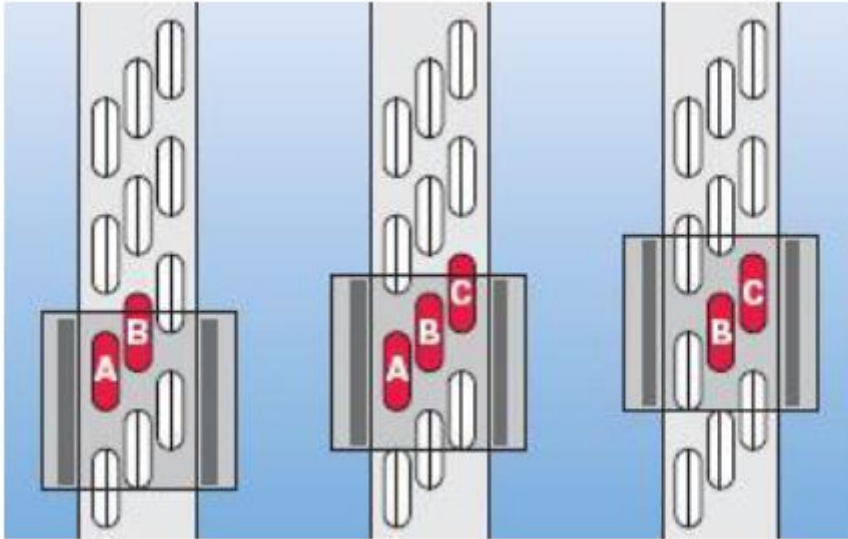
Sıvı seviye ölçümünün birçok değişik şekli vardır. Bunlardan en basiti sıvı tankının çeşitli seviyelerine sabitlenen metal plakalar ve bu plakaların bağlı bulundukları op-amp kullanılarak yapılan türleridir. Metal plakalardaki nem değişimlerini algılayan op-amp girişleri hassas olduklarından çıkışlarını anında değiştirir. Fakat bu türdeki sıvı seviye algılayıcıları hassas değildir. Genelde sıvı tankı içine üç veya dört plaka yerleştirildiğinden, ardışık iki plaka arasındaki seviye hakkında bilgi veremezler. Daha hassas sistemler de mevcuttur. Şekil 2.31’de yapısı görülen sıvı seviye algılayıcı buna bir örnektir. Sistem şamandıraya bağlı değişken bir dirençten oluşmaktadır. Sıvı seviyesi ile şamandıra hareket etmekte, şamandıra hareketi ile de direnç değeri değişmektedir. Direnç uçları op-amp ya da weston köprüsü gibi bir devreye bağlanarak seviye göstergesi olarak kullanılabilir. Bu tip şamandıralı seviye algılayıcılar sıvının bire bir gerçek seviyesini göstermektedir.

Çalışma prensibi



Şekil 2.32: Sensör montaj şekli

Seviye sensörleri, tanka dikey olarak yerleştirilmiştir. Yalıtılmış bir gövde içinde boydan boya uzanan bir gerilim bölücü, manyetik şalter ile düzenli aralıklarla vuruş yapar. Şamandıra sıvı seviyesi ile hareket ettiğinde, sırayla bir seri dilli şalteri manyetik olarak kapatır (şekil 2.33). Bunun sonucu olarak bölücü voltajın sinyali değişmektedir. Bu sensörler tamamen elektrondur.



Şekil 2.33: Dil kontak dizilişi

Hareketli tek parça şamandıradır. Şamandıra hareketi, kendini temizleme etkisiyle sonuçlanacak şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle işlem bittiğinde bu sensörler minimum bakım gerektirir. Gerilim bölücü, direkt olarak sıvı seviyesi ile orantılı olan ve tekrarlanabilirliği yüksek bir voltaj sinyali üreten, 2-3-2 sırasında dizili rezistanslar ve zikzak sıralanmış bir seri dilli şalteri kullanmaktadır. Voltaj düşüşleri, dilli şalterler arasındaki

şamandıra hareketinin her bir mesafesi için sayaçtan okunur. Şamandıra hareketi ile dil kontaklar ikili ve üçlü dizilimlerle sıralı olarak kapanır ve toplam direnç değerini değiştirir. Direnç değeri ile orantılı şekilde kalibre edilmiş olan göstergede sıvı seviyesi hakkında kullanıcıya bilgi vermektedir.

Hareketli tek parça şamandıradır. şamandıra hareketi, kendini temizleme etkisiyle sonuçlanacak şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle işlem bittiğinde bu sensörler minimum bakım gerektirir. Gerilim bölücü, direkt olarak sıvı seviyesi ile orantılı olan ve tekrarlanabilirliği yüksek bir voltaj sinyali üreten, 2-3-2 sırasında dizili rezistanslar ve zikzak sıralanmış bir seri dilli şalteri kullanmaktadır. Voltaj düşüşleri, dilli şalterler arasındaki şamandıra hareketinin her bir mesafesi için sayaçtan okunur.

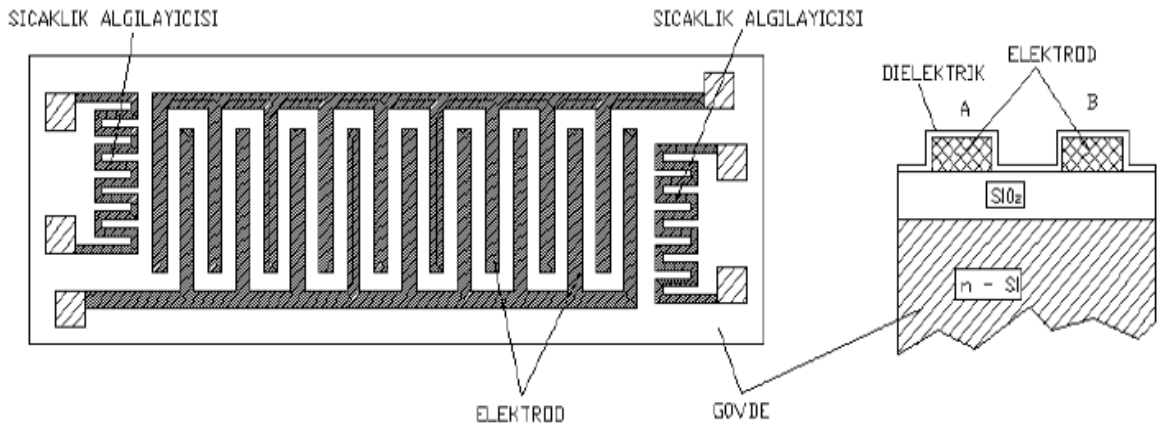
Şamandıra hareketi ile dil kontaklar ikili ve üçlü dizilimlerle sıralı olarak kapanır ve toplam direnç değerini değiştirir. Direnç değeri ile orantılı şekilde kalibre edilmiş olan göstergede sıvı seviyesi hakkında kullanıcıya bilgi vermektedir.

Sağlamlık testi: Bu tür sensörlerin sağlamlık kontrolü basit bir değişken direnç ölçümü ile mümkündür. Sensörün şamandırası el ile hareket ettirilerek uçlarındaki direnç değişimi ölçülür. Sensör katalog değerlerine uygun lineer bir değişim gözlenirse sensörümüz sağlam demektir.

2.6.3. Nem Algılayıcılar

Yapısı

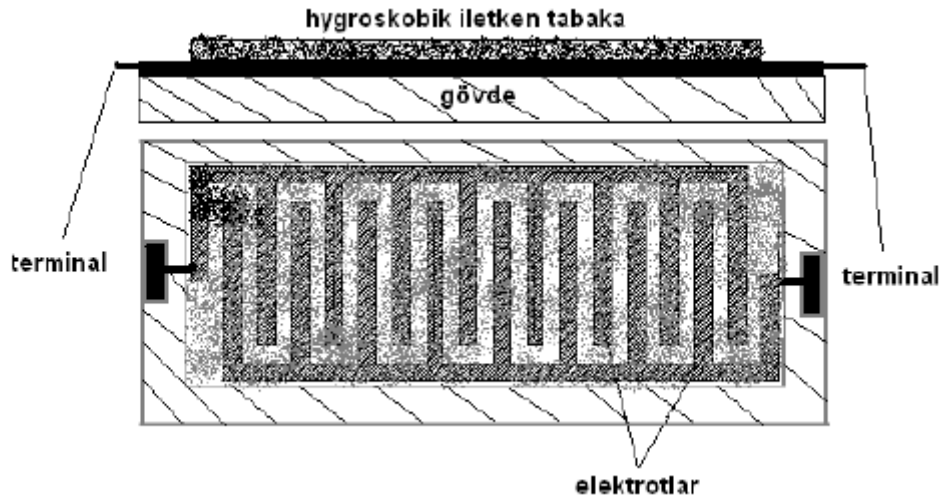
Kapasitif algılayıcılar: Hava ile doldurulmuş bir kapasitör bir bağıl nem algılayıcısı olarak çalışabilir.



Şekil 2.34: Kapasitif ince film nem algılayıcısı

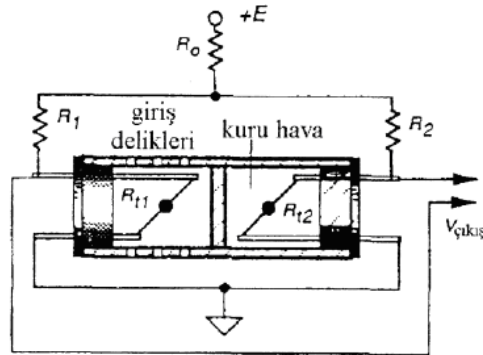
Şekil 2.34'te kapasitif ince film nem algılayıcısı görülmektedir. İnce bir SiO₂ katmanı n-tipi bir silikon üzerine konulur. İki metal elektrot SiO₂ tabaka üzerine biriktirme ile biçimlendirilir. Bunlar alüminyum, krom veya fosfor katkılı polisilikondan (LPCVD) yapılıdır. Elektrotlar interdigitize olarak biçimlendirilmiştir. Ek sıcaklık kompanzasyonu sağlamak için aynı yapı üzerinde sıcaklığa duyarlı iki direnç biçimlendirilmiştir. Algılayıcının üst kısmı bir dielektrik tabaka ile kaplanmıştır. Bu tabaka için kimyasal buhar biriktirmeli (CVD PSG) veya fosfor silikat cam (CVD PSG) gibi çeşitli malzemeler kullanılır.

İletkenlik algılayıcıları: İletken hygrometrik algılayıcının genel bir kavramı şekilde görülmektedir. Algılayıcı değişken nem şartları altında direnci bariz olarak değişen oldukça düşük dirençli bir malzeme içerir. Bu malzeme çok geniş temas alanı sağlamak için iki interdigitize elektrotların üzerine biriktirme suretiyle konulur. Su molekülleri üst tabaka tarafından emildiğinde elektrotlar arasındaki direnç değişimi bir elektronik devre ile ölçülebilir.



Şekil 2.35: İletken nem algılayıcısının kompozisyonu

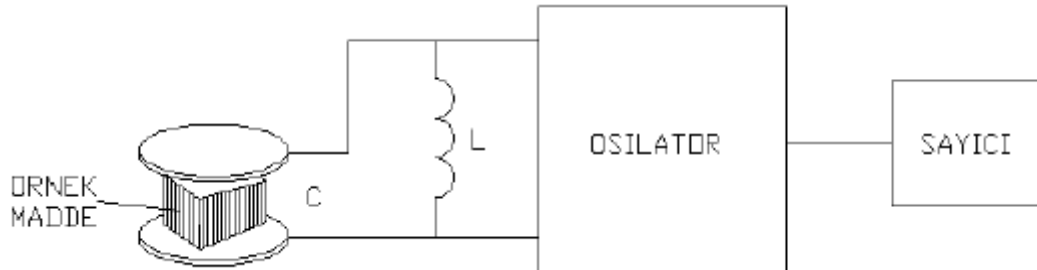
Isıl iletkenlik algılayıcısı:



Şekil 2.36: Isıl iletkenlik algılayıcısı

Nemi ölçmek için gazın ısıl iletkenliğinin kullanılması termistör tabanlı bir algılayıcı kullanılarak yapılabilir. İki küçük termistör (R_{t1} ve R_{t2}) gövdeye olan ısıl iletkenlik kaybını en aza indirmek için ince teller ile desteklenmiştir. Soldaki termistör küçük havalandırma deliklerinden geçen dışarıdaki gaza maruz bırakılırken sağdaki termistör kuru hava içinde sızdırmayacak şekilde kapatılmıştır. Her iki termistör +E gerilimi ile beslenen bir köprü devresine (R_1 ve R_2) bağlanmıştır. Termistörler elektrik akımının geçişinden dolayı kendiliğinden ısınır. Sıcaklıkları çevre sıcaklığının üzerinde 170°C 'ye kadar yükselir. Başlangıçta bir sıfır referans noktası oluşturmak için köprü kuru havada dengeye getirilir. Bu algılayıcının çıkışı mutlak nem sıfırdan artmaya başladığında aşamalı olarak artar.

Çalışma prensibi: Kapasitör levhaları arasındaki boşluk hava yerine, neme maruz kaldığında dielektrik sabiti bariz olarak değişen uygun bir yalıtkan ile doldurulabilir. Kapasitif algılayıcı her iki yanı metalik elektrotların biriktirme metoduyla oluşturulduğu hygroskopik (nemi emebilen) polimer tabakadan biçimlendirilebilir.



Şekil 2.37: Kapasitif nem algılama sistemi

Benzer bir teknik malzeme örneklerinde nemin ölçülmesinde kullanılabilir. Aşağıdaki şekilde örnek malzemenin dielektrik sabitinin osilatörün frekansını değiştirdiği kapasitif ölçme sisteminin blok diyagramı görülmektedir. Nem ölçümünün bu metodu eczacılık ürünlerinin işlem kontrolünde oldukça kullanışlıdır. Çoğu tıbbi tabletlerin dielektrik sabitleri suya kıyasla oldukça düşüktür (2-5 arasında). Örnek malzeme bir LC osilasyon devresine bağlanmış kapasitör oluşturacak şekilde iki test plakası arasına yerleştirilir. Frekans ölçülür ve nemle bağlantı kurulur. Bu metot bazı sınırlamalara sahiptir. Örneğin % 0,5'ten aşağı nemler ölçüldüğünde doğruluğu zayıftır. Örnek malzeme oldukça yüksek dielektrik sabitine sahip metal ve plastik cisim gibi yabancı parçacıklardan temiz olmalıdır. Paketleme yoğunluğu ve sabit bir örnek geometrisinin sağlanması ayrıca gerekmektedir.

Kullanım alanları: Nem ölçerler ortamların nem miktarını ölçmek için kullanılır. Tarım sanayinde oldukça geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır. Seralarda, tohum üretim tesislerinde, kültür mantarı yetiştiriciliğinde gibi sıkça karşımıza çıkmaktadır. Biyomedikal uygulamalarda ise özellikle kültür ve bakteri yetiştiren ya da muhafaza eden sistemlerde önemli bir rol oynar. Ayrıca çalışması nemden etkilenen cihazlar için nem kontrolü sağlayan ek sistemlerde de kullanılır.

Sağlamlık testi: Çeşitli nem algılayıcılar mevcut olduğundan sabit bir sağlamlık testi yoktur. Sensörün yapısına göre sağlamlık test yöntemleri değişebilir. Yine katalog değerleri göz önüne alınarak kapasite, direnç değerleri gibi unsurlar ölçülebilir. Sensörün bağlı

bulunduğu ilgili devrede arıza olasılığı az ise sensör değiştirme yoluna gidilmelidir. Ayrıca bu tür sensörlerde kırık ve çatlaklara karşı fiziksel kontrol de yapılmalıdır.

2.7. RADYOAKTİVİTE ALGILAYICILARI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ

2.7.1. Radyoaktivite Işıma Şiddetini Algılama

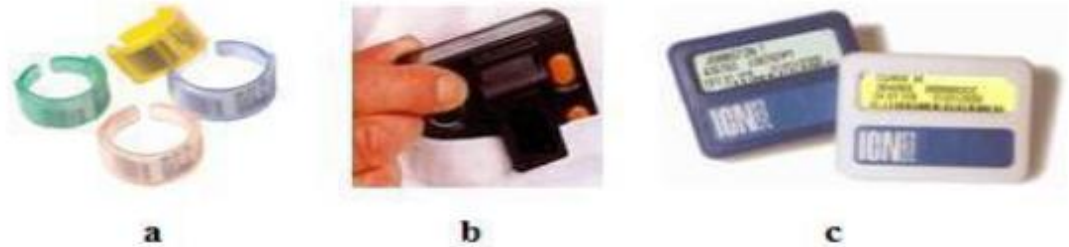
Tıbbi görüntüleme sistemlerinin çoğunda x-ray ışınları kullanılmaktadır. Bu da görüntüleme işlemini gerçekleştiren radyologların radyasyona maruz kalmaları anlamına gelmektedir. Görüntüleme odalarının kurulum aşamasında, bu sorun için bir dizi önlemler alınmaktadır. Tüm önlemlere rağmen radyologların kontrol altında tutulması, çalışma esnasında aldıkları radyasyon oranının tespit edilmesi gereklidir. Bu kontrol tekniklerine mesleki ışınlamaların kontrolü işlemi denir. Ülkemizde bu kontrolleri Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yürütmektedir.



Şekil 2.38: a) Radyoaktivite tehlike uyarı levhası b) Radyoaktivite uyarı sembolü

TAEK tarafından radyoaktivite altında çalışan personel için genel ve çeşitli organlar için yıllık alınacak doz seviyeleri belirlenmiştir. Mesleki ışınlamalar için etkin doz ardışık beş yılın ortalaması 20 mSv'i, herhangi bir yılda ise 50 mSv'i geçemez. El ve ayak veya cilt için yıllık eş değer doz sınırı 500 mSv, göz merceği için 150 mSv'dir. (Sv= Radyasyon ışıma birimi) Bu değerlerin takibi ise dozimetre denilen radyoaktivite ışıma algılayıcısı ile yapılır.

Yapısı

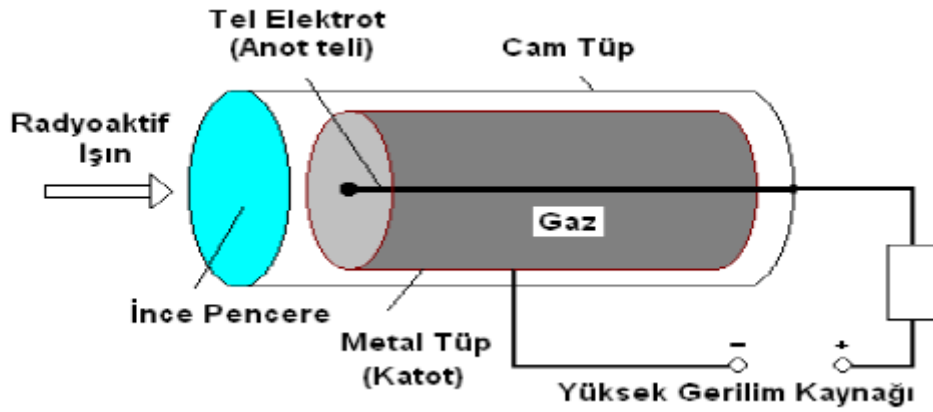


Şekil 2.39: Dozimetre a)Bileklik tipi b)Cep iyonizasyon odacıklı c)Yaka tipi

Radyasyonlu ortamda dozimetre adı verilen ışıma algılayıcıları sürekli ilgili bölgede takılı olmalıdır. Dozimetre, çalışanlar için kişisel doz izlemesi yapar. Radyoaktif bulaşma olasılığı olan yerlerde çalışanların tüm vücut sayımları belli aralıklarla yapılarak kayıtları tutulur.

Kişilerin maruz kaldığı ışınlanma miktarını belirlemek için film dozimetreler, TLD dozimetreler, optik (lazerle okunan AlO_3) dozimetreler, cep iyonizasyon odacıkları ve diğer küçük radyasyon dedektörleri gibi kişisel ölçüm cihazları kullanılır. Bu cihazların çoğu kullanım boyunca alınan integral etkin doz eş değerini verir. Dozimetreler kurşun önlüğün dışına yakaya takıldığı takdirde baş ve boynun aldığı dozları verir. Genellikle 0.1-0.2 mSv'in üzerindeki dozları ölçer. Tüm personel için dozimetre değerlerinin kayıtları düzenli bir şekilde saklanmalı ve takip edilmelidir. Dozimetre yapı olarak film şeridi gibidir. Plastik ya da kâğıt gibi bir yüzeyin üstü radyoaktivite ışınlarından etkilenen kimyasal bir yapıyla kaplanır. Işıma şiddetine maruz kaldıkça kimyasal yapının rengi değişir. Işıma miktarına bağlı olan bu değişim TAEK tarafından düzenli aralıklarla değerlendirilerek ışımanın şiddeti ölçülür. Dozimetreler bir yıllık kullanımdan sonra atılır. Radyasyon tehlikesi olan bütün işlerde çalışan personel tarafından kullanılabilir.

2.7.2. Geiger-Müller Tüpü ile Algılama Yapısı



Şekil 2.39: Geiger-müller tüpü yapısı

Katodu iletken bir silindir, anodu ise bu silindirin eksenı boyunca giden iletken bir telden oluşur. Cam tüpün içindeki iyonlaşma odasında, düşük basınçlı argon ve alkol karışımı gaz vardır. Silindir ile tel arasındaki gerilim farkı yaklaşık 1 kV kadardır.

Çalışma prensibi: Radyoaktif maddeden çıkan ışınların gaz içinden geçerken iyonlaştırma ilkesine göre çalışır. Cam pencereden sayaca giren radyasyon, gaz moleküllerinin iyonlaşmasını sağlar. Bu iyonlar elektrik alanı tarafından hızlandırılır. Hızlanan iyonlar diğer gaz atomlarına çarpıp onları iyonlaştırarak anotla katot arasında kısa süreli bir akımın geçişini sağlar. Bu akım anotla katot arasındaki gerilimi düşürür, iyonlaşma yavaşlar. İyonlaşma iyice yavaşlayınca akım da kesilir. Sayaca yeni bir radyasyon girince devreden yine kısa süreli akım geçer. Bu kısa süreli akımlar, direncin uçları arasında kısa süreli gerilim değişimlerine sebep olur. Bu kısa süreli akım-gerilim değişimleri sayaca bağlı olan elektronik aletlerle sayılabilir.

Kullanım alanları: Herhangi bir maddeden ışıınım yayılıp yayılmadığını veya ortamda ışıınım olup olmadığını anlamak ve miktarını ölçmek için dedektör denilen sayaçlar kullanılır. α ışınları, β ışınları, γ ışınları ve x ışınları gibi ışıınımların varlığını göstermek ve

bunların şiddetini ölçmek için kullanılan araçlardan biri de geiger-müller sayacıdır. Radyoaktif minerallerin araştırılmasında ve tıpta geniş ölçüde kullanılır.

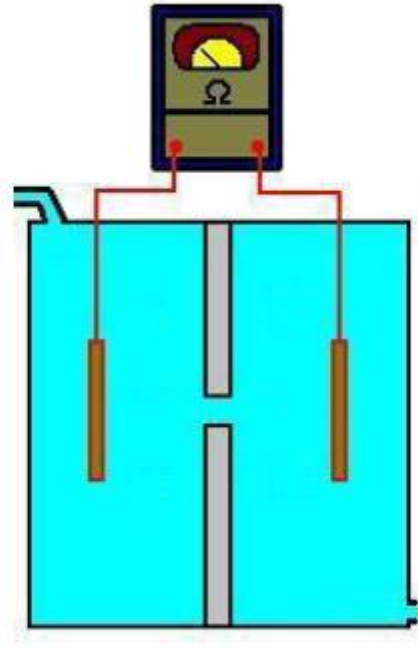
Sağlamlık testi: Sayacın sağlamlık kontrolü çalışma şartlarında yapılmalıdır. Geiger-müller sayacı radyasyonlu ortamda tepki vermiyorsa yapılacak iş, akım gerilim sayaç devresini kontrol etmektir. Bu devre sağlam ise sayaç değiştirilmelidir.

2.8. MİKROORGANİZMA ALGILAYICILAR VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLER

2.8.1. Elektriksel İletkenlik (Direnç) Algılayıcısı

Bu tür algılayıcılar gözle görülmeyen mikroorganizmaların sayılması ya da algılanması için kullanılır. Biyomedikal alanda bu algılayıcıya kan sayım cihazlarında rastlamak mümkündür.

Yapısı



Şekil 2.40: Aralık empedansı sayacı ünitesi

Aralık empedansı metodu, kanın uygun bir çözelti ile seyreltilmesi durumunda hücre direncinin (ρ_c) etrafını çevreleyen sıvının direncinden (ρ_f) daha yüksek olması gerçeğinden faydalanarak sayım işlemi gerçekleştirir. Bu iki direnç farkının ayırt edilmesini sağlayacak bir düzenek ile kan hücreleri sayılabilir. Sayaç ünitesinde iki adet odacık bulunmaktadır. Bu odacıkların ortasında odacıkları birbirine bağlayan bir delik mevcuttur. Bu odacıklar uygun sıvı ile doldurulur. Sıvının akışını sağlayan giriş ve çıkış rekorları mevcuttur. Şekil 2.40'daki düzenek yapının anlaşılması için deneysel seviyede verilmiştir. Gerçekte bu sayaçlar daha küçük çapta kapalı muhafazalarda bulunur. Bu sayaç literatürlerde çeşitli isimlerle anılmaktadır. Çalışma esasları aynı mantığa sahip olmakla beraber değişiklik arz edebilir.

Çalışma prensibi

Kullanım alanları:

Bu algılayıcılar biyomedikal alanda kan sayım cihazlarında RBC ve WBC partiküllerini, sayımı için kullanılır. Diğer alanlarda da partikül sayımı için kullanılabilir. Genel amaçlı bir algılayıcıdır.

2.9.DEĞİŞKEN DİRENÇ VE BASINÇ (GERİLME) ALGILAYICILARI VE DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİ

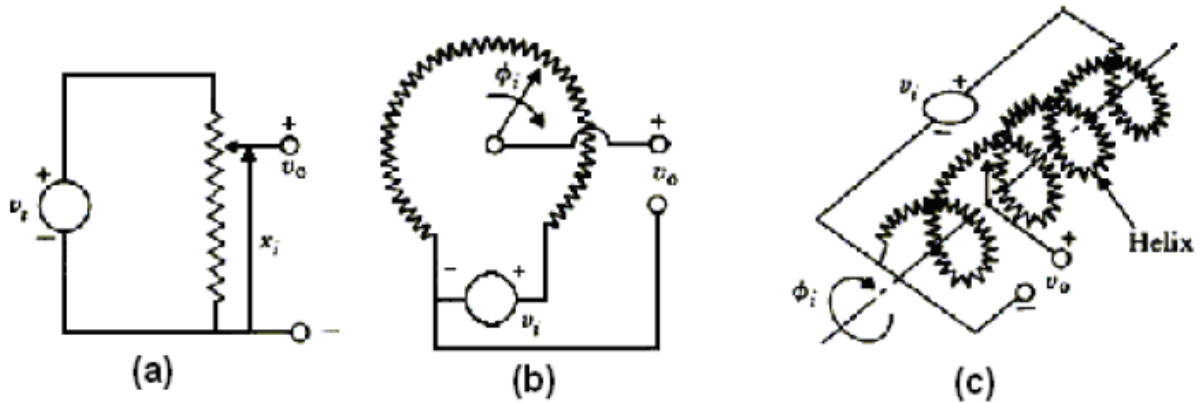
2.9.1. Potansiyometreli Yer Değiştirme Dönüştürücüsü Çalışma Prensibi

Direnç değerleri, dairesel olarak dönen bir mil ya da sürgü kolu aracılığıyla değiştirilebilen elemanlara potansiyometre denir. Şekil 2.43’de potansiyometre sembolü, potansiyometrenin iç yapısı ve potansiyometre örnekleri verilmiştir.



Şekil 2.43: Potansiyometre sembolü, potansiyometrenin iç yapısı ve potansiyometre

Potansiyometrenin gezici kolu giriş büyüklüğü ile hareket ettirilerek çıkışta, orantısız bir gerilim değişimi elde edilir. Bu durumda potansiyometreyi V_i kaynağı ile beslemek gerekmektedir. Potansiyometreler doğrusal veya dairesel hareketli olabilir. Çıkışta elde edilen gerilim, 0V’den kaynak gerilimine kadar değiştiğinden bunlar büyük işaret dönüştürücüleridir.



Şekil 2.44: Yer değiştirme ve ölçmekte kullanılan üç çeşit potansiyometrik cihaz (a) Çevrimli (b) Tek turlu (c) Çok turlu (helix-helizon)

- (a) Çevrimli – basit bir lineer potansiyometre x pozisyonuna bağlı olarak aşağıdaki şekilde bir çıkış voltajı üretir (x_0 pot’ın toplam uzunluğudur.).

$$V_0 = V_i \frac{X}{X_0}$$

(2.1)

(b/c) Dönüştür – tek turlu ya da çok turlu helikonik bir pot Φ pozisyonundaki değişimlere bağlı olarak aşağıdaki şekilde bir çıkış voltajı üretir (Φ_0 pot'un toplam uzunluğudur.).

$$V_0 = V_i \frac{\phi}{\phi_0}$$

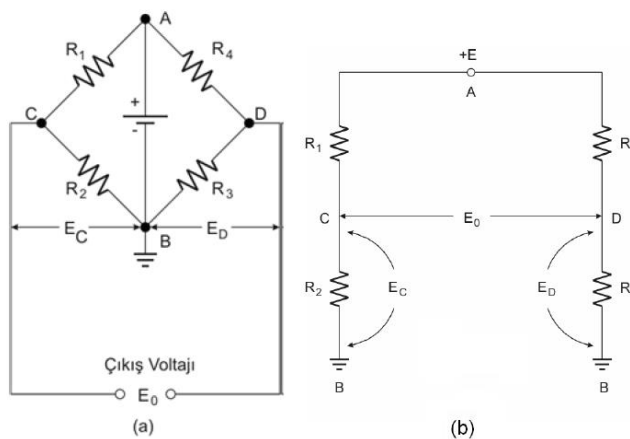
(2.2)

Birçok biyomedikal transdüser weston köprüsü adı verilen bir devre düzenlemesi içinde kullanılır (şekil 2.45).

Şekil 2.45'a'daki temel weston köprüsü devresinde 4 kolun her birisinde birer direnç bulunmaktadır. Bir batarya (E) iki zıt direnç birleşim noktasında (A ve B) köprüyü beslemektedir. Köprüden alınan çıkış gerilimi (E_0) geri kalan diğer iki direnç birleşim çiftinde (C ve D) görülmektedir.

Şekil 2.45 a'daki orijinal devre, analizi basitleştirmek için şekil 2.45 b'de yeniden çizilmiştir. Başlangıçta weston köprüsünü E üzerinde iki devreye bölerek analiz yapabiliriz:

R1-R2 ve R3-R4. Bu sistemlerin her ikisi de birer gerilim bölücü devresidir. Aslında, weston köprüsü E bataryası üzerine bağlanmış paralel iki gerilim bölücü devresi olarak düşünülebilir.



Şekil 2.45 a-b: Weston köprüsü

Çıkış gerilimi E_0 , iki gerilim bölücü düzen üzerindeki toprağa referanslı E_C ve E_D gerilimlerinin farkıdır. Bu ilişki,

$$E_o = E_c - E_d \quad (2.3)$$

şeklinde ifade edilir.

E_c ve E_d aynı zamanda, gerilim bölücü formülü kullanılarak E besleme gerilimi cinsinden de ifade edilebilirler:

$$E_c = E \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.4)$$

$$E_d = E \frac{R_4}{R_3 + R_4} \quad (2.5)$$

Eş. 2.4 ve 2.5'i Eş. 2.3'de yerine koyacak olursak E_o gerilimi aşağıdaki gibi olur:

$$E_o = \frac{ER_2}{R_1 + R_2} - \frac{ER_4}{R_3 + R_4} \quad (2.6)$$

$$E_o = E \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \quad (2.7)$$

Weston köprüsünün çıkış geriliminin kollardaki dirençlere bağlı olduğunu görüyoruz. Bu dirençlerden birini veya birkaçını değiştirdiğimizde çıkış gerilimi de değişmektedir. Bu olay çoğu biyomedikal transdüserde temel teşkil etmektedir. Weston köprüsü devresinde E_o gerilimi sıfır olduğunda bir sıfır durumu meydana gelir. Fakat Eş. 2.4'de görüldüğü üzere E_o 'nun sıfır olabilmesi için ya E geriliminin sıfır olması gerekir (yanlış) ya da ifadedeki parantezlerin içinde sıfıra eşit olması gerekir (doğru). Sıfır durumu aşağıda belirtilen durumda meydana gelir:

$$E_c = E_d \quad (2.8)$$

$$E_{cb} = E_{db} \quad (2.9)$$

Ve

$$E_{ac} = E_{ad} \quad (2.10)$$

Eşitliklerin birbirine bölünmesi eşitliği bozmaz.

$$(E_{cb} / E_{ac}) = (E_{db} / E_{ad}) \quad (2.11)$$

Sıfır durumunda C'den D'ye doğru akım akmayacağından ve $E_c = E_d$ olduğundan, şekil 2.45 b'ye bakarak;

$$\frac{I_{ACB}R_1}{I_{ACB}R_2} = \frac{I_{ADB}R_3}{I_{ADB}R_4} \quad (2.12)$$

Böylece,

$$(R_1/R_2) = (R_3/R_4) \quad (2.13)$$

Bulunur.

Eş. 2.13 bize beslemesi olan bir weston köprüsünde sıfır durumunun oluşması için gerekli olan tek yeter şartı vermektedir. Dirençler eşit olmak zorunda değil. Sadece oranların (iki yarı-köprü gerilim bölücüsünün) eşit olması yeterlidir.

Çoğu biyomedikal transdüserde kullanılan weston köprüsünde denge durumunda 4 direnç birbirine eşittir. Bu, katı fiziksel bir şart değildir fakat bu çoğu üreticinin imal ettiği ürünler için tercih ettiği bir yoldur.

Çoğu tasarımda, denge durumu uyarıcı fiziksel büyüklük ya sıfır olduğunda ya da önceden belirlenmiş ve sıfır olarak kabul edilmiş bir değere (atmosferik basınç) geldiğinde gerçekleşecek şekilde ayarlanmıştır. Uyarıcı, köprü direnç elemanlarından birini veya hepsini etkileyerek dirençlerinin küçük bir miktarda h (h bazen ΔR şeklinde de ifade edilir.) değişmesine neden olacaktır. Uyarıcı sıfır olduğunda dört direnç de aynı değerde olacağından bir denge durumu söz konusudur.

Uyarıcı sıfırdan farklı bir değer aldığında ise her bir kol $R \pm h$ kadar bir direnç alacağından devrenin dengesi bozulur ve bu durumda uygulanan uyarıcının şiddetiyle doğru orantılı bir çıkış gerilimi elde edilir.

Kullanım alanları:

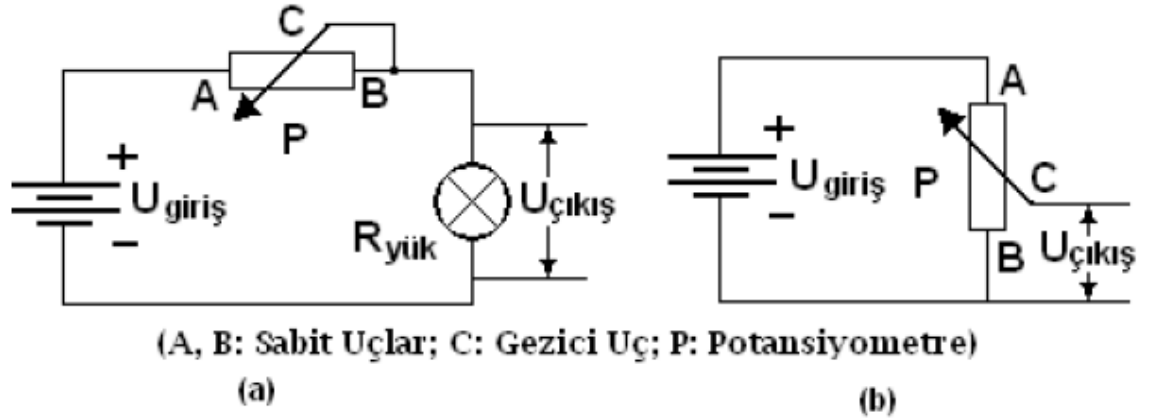
Anahtarlı potansiyometre: Bir anahtar ile potansiyometre aynı gövdede birleştirilip hem açma kapama hem de akım ayar işlemini yapabilen elemana anahtarlı pot denir. Radyo, teyp, dimmer ve benzeri gibi aygıtlarda kullanılır.

Stereo (steryo) potansiyometre: İki potansiyometrenin bir gövde içinde birleştirilmesiyle yapılmış olup stereo (stereo, iki yollu) ses devrelerinde kullanılan elemanlardır.

Oto radyo teyp potansiyometresi: Taşıtlardaki radyo teyplerde kullanılan potlar çoklu yapıdadır. Yani bir mil üzerine bir kaç adet pot ve açma kapama (on off) anahtarı monte edilmiştir. Bu potlar, ses, balans, fader (ön-arka) fonksiyonlarını yerine getirir.

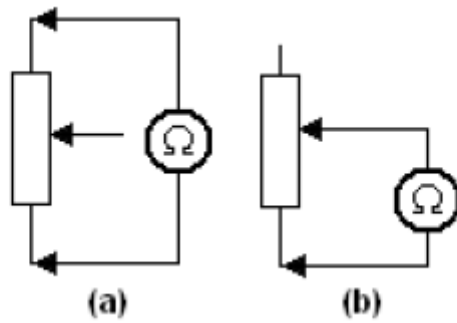
Lineer potansiyometreler, güç kaynağı, zamanlayıcı vb. devrelerinde kullanılırlar. İnsan kulağı logaritmik yapıda olduğundan sesle ilgili elektronik devrelerde (radyo, TV, yükselteç vb.) pozitif logaritmik (poz. log.) özellikli ayarlı dirençler kullanılır.

Ayarlı dirençler kullanılarak herhangi bir devreden geçen akımın veya herhangi bir devreye uygulanan gerilimin değeri ayarlanabilmektedir (şekil a,b).



Şekil 2.46: (a) Ayarlı direncin akım sınırlayıcı olarak kullanılması, (b) Ayarlı direncin gerilim ayarlayıcı olarak kullanılması

Sağlamlık kontrolü: Ohmmetrenin propları şekil 2.46a'da görüldüğü gibi ilk önce ayarlı direncin kenar uçlarına dokundurularak eleman üzerinde yazılı direnç değerinin doğru olup olmadığına bakılır. Daha sonra şekil 2.46b'de görüldüğü gibi proplarından biri ayarlı direncin hareketli ucuna, diğeri de sırayla kenarlarda bulunan sabit uçlara değdirilir. Orta ve kenar uçlara proplar değdirilirken ayarlı direncin mili çevrildiğinde (ya da sürgüsü hareket ettirildiğinde) direnç değerinde değişim görülürse elemanın sağlam olduğu anlaşılır.



Şekil 2.47: Potansiyometrenin sağlamlık kontrolü

2.9.2. Gerilme Ölçerler (Strain Gauge), Piezo Rezistif Algılayıcılar/Dönüştürücüler

Çalışma Prensibi

Bir gerilme ölçer, kendisine uygulanan bir mekanik gerilmeyle orantılı olarak direncini değiştiren rezistif bir elemandır. Gerilme ya sıkıştırma yönünde ya da germe yönünde uygulanan mekanik bir kuvvettir.

Şekil 2.48 a'da hiçbir kuvvet uygulanmamış metal bir çubuk görülmektedir. Uzunluğu L ve kesit alanı A 'dır. Uzunluktaki değişimler ΔL ile ve kesit alanındaki değişimler de ΔA ile gösterilmiştir.

Şekil 2.48 b'de çubuğun iki ucuna bir sıkıştırma kuvveti uygulandığında meydana gelen değişim gösterilmektedir. Uzunluk $L - \Delta L$ 'ye azalmakta ve kesit alanı ise $A + \Delta A$ 'ya artmaktadır.

Benzer şekilde aynı miktarda bir germe kuvveti uygulandığında çubuğun uzunluğu $L+\Delta L$ 'ye artarken kesit alanı $A-\Delta A$ 'ya azalmaktadır. Bir metalik çubuğun direnci uzunluk ve kesit cinsinden aşağıdaki formülle izah edilmektedir.

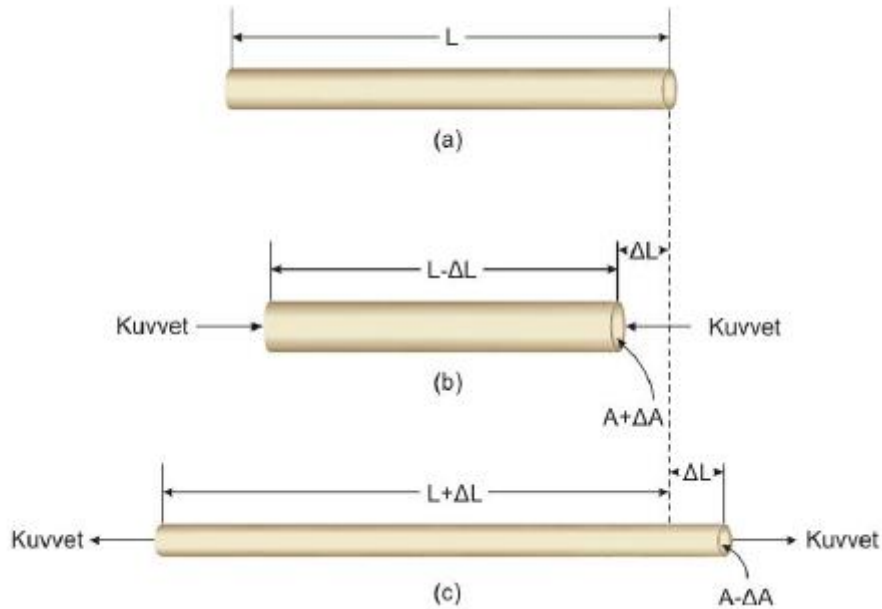
$$R = \rho \left(\frac{L}{A} \right) \quad (2.14)$$

Burada,

ρ : Çubuğun yapıldığı maddeye göre değişen öz direnç sabiti (ohmmetre)

L: Uzunluk (m)

A: Kesit alanı (m^2)



Şekil 2.48: Piezorezistansın mekanizması a) Çubuk serbest hâlde (kuvvet uygulaması yok) b) Çubuk sıkıştırma kuvveti altında c) Çubuk bir germe kuvvetinin altında

Germe kuvveti ile çubuğun direnci $R+h$ şeklinde ve sıkıştırma kuvvetiyle $R-h$ şeklinde değişir. Eşitlik 2.14'den de anlaşıldığı gibi uzunluk ve kesitteki değişimin germede direncini artırmakta ve sıkışmada azaltmaktadır. Kuvvetler uygulandıktan sonra çubuktaki dirençlerin değişimi aşağıdaki formüllerle ifade edilir:

Germede;

$$(R + h) = \rho \left(\frac{L + \Delta L}{A - \Delta A} \right) \quad (2.15)$$

Sıkışmada;

$$(R - h) = \rho \left(\frac{L - \Delta L}{A + \Delta A} \right) \quad (2.16)$$

Ölçüm Faktörü

Bir gerilme ölçer transdüser için gerilme faktörü (GF), onu benzer başka transdüserlerle karşılaştırmak demektir. Gerilme faktörünün ifadesi aşağıda verilmiştir:

$$GF = \left(\frac{\Delta R / R}{\Delta L / L} \right) \quad (2.17)$$

- GF: Gerilme faktörü (birimsiz)
- ΔR : Dirençteki değişim (ohm)
- R: Gerilmesiz direnç (ohm)
- ΔL : Uzunluktaki değişim (m)
- L: Uzunluk (m)

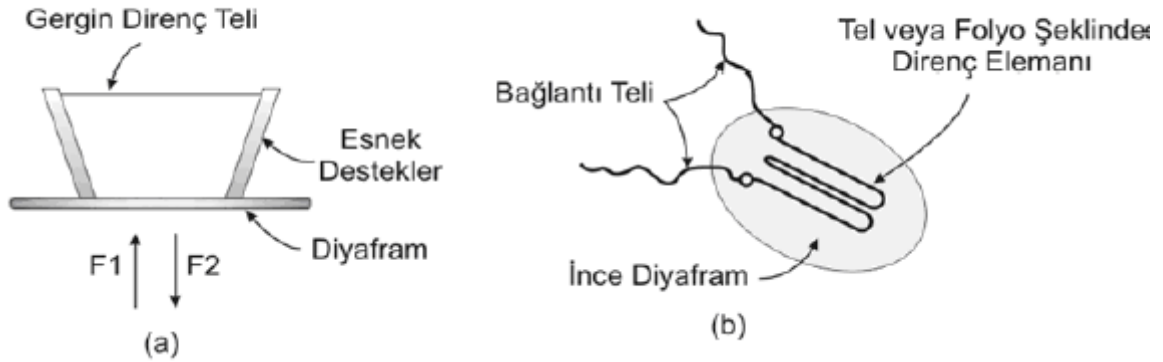
Eşitlik 2.17 bazen daha farklı bir şekilde karşımıza çıkar:

$$GF = \left(\frac{\Delta R / R}{\varepsilon} \right) \quad (2.18)$$

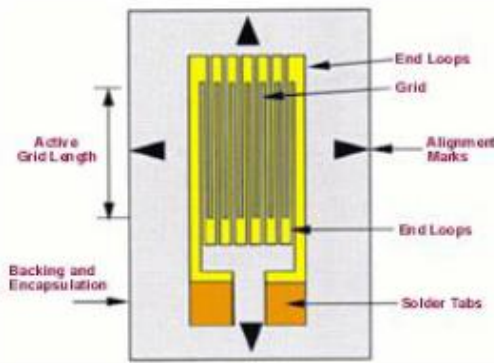
Burada ε , $\Delta L / L$ oranıdır.

Gerilme Ölçerlerin Türleri

Piezorezistif gerilme ölçerlerin iki temel türü vardır: Katlanmış ve katlanmamış. Şekil 2.49 a’da katlanmamış gerilme ölçerin kabaca yapısı görülmektedir. Direnç elemanı çok ince özel alaşımdan yapılmış bir tel olup iki esnek destek üzerine gerilmiştir. Bu destekler de yine ince metalden bir diyafram üzerine oturtulmuştur. F1 gibi bir kuvvet uygulandığında, diyafram destekleri birbirinden uzaklaştıracak şekilde esner ve böylece tel üzerindeki germe kuvvetinin artmasına neden olur. Bu germe kuvveti telin direncinin orantılı bir şekilde artmasına neden olur. Benzer şekilde bir F2 kuvveti uygulandığında desteklerin uç noktaları birbirine yaklaşır ve telin üzerindeki germe kuvvetinin azalmasına neden olur. Bu olay tele bir sıkıştırma kuvveti uygulamakla benzer sonuçlar verir. Bu durumda elektriksel direnç, uygulanan kuvvetle orantılı olarak azalır.



Şekil 2.49: Piezorezistif gerilme ölçer (a) Katlanmamış gerilme ölçer



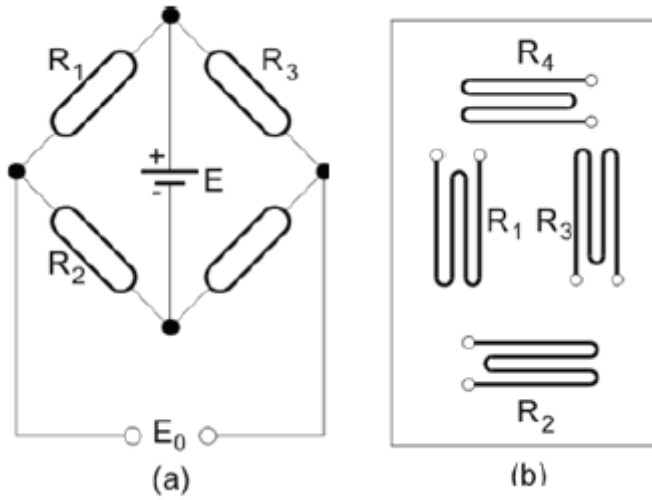
Şekil 2.49: Piezorezistif gerilme ölçer (b) Katlanmış gerilme ölçer

Katlanmış bir gerilme ölçer, ince bir tel veya folyo şeklindeki direnç elemanının şekil 2.49 b’de görüldüğü gibi bir diyafram üzerine yapıştırılmasıyla elde edilir. Diyaframın esnetilmesi elemanda da deformasyona neden olur ve katlanmamış gerilme ölçere benzer bir şekilde direncin değişmesine neden olur.

Katlanmamış gerilme ölçerler oldukça geniş bir ölçme alanı içinde doğrusal çalışma yapabilecek şekilde imal edilebilir ancak oldukça hassas yapılıdır. Katlanmış gerilme ölçerler ise genellikle daha sağlamdır fakat daha dar bir alanda doğrusal olarak çalışabilir. Yine de şunu unutmamak gerekir ki hangi türden olursa olsun hiçbir piezorezistif gerilme ölçer zorlanmaya gelmez ve özen gösterilerek kullanılmalıdır.

Birçok biyomedikal gerilme ölçerin transdüseri katlanmış yapıdadır çünkü doğrusal çalışma bölgesi uygundur ve sağlamlık tıbbi uygulamalarda ön plandadır. Yine de Statham P-23 serisi transdüserler katlanmamış tiptedir fakat sağlam bir kutu içine yerleştirilmiştir. Bu transdüserler kardiyovasküler basınç transdüserleri arasında en çok kullanılan tiplerdendir. Çok az fizyolojik gerilme ölçer transdüserinde tek eleman kullanılmıştır. Çoğunda weston köprüsü şeklinde bağlanmış dört eleman bulunur.

Şekil 8.8a’da dört gerilme ölçer elemanından oluşmuş bir weston köprüsü düzeni görülmektedir. Burada R1 ile R4’ün paralel bir düzlemde yerleştirildiğini ve yine birbirlerine paralel düzlemlerde yerleştirilmiş R2 ve R3’ün bunlara dik durduğunu görüyoruz. Diyelim ki şekil 8.8b’de görülen bir transdüsera bir kuvvet uygulanmış olsun. R1 ve R4 dirençleri sıkıştırma durumunda iken R2 ve R3 dirençleri germe durumunda olacaktır.



Şekil 2.50: Weston köprüsü şeklindeki gerilme ölçer (a) Gerilme ölçer elementlerinin köprü şeklinde bağlanmış hâli (b) Ortak bir diyafram üzerindeki mekanik bağlantı şekli

Yarı İletken Piezorezistif Gerilme Ölçerler

Geçmişte, çoğu gerilme ölçer transdüser telden veya vakum kaplamalı metalik elemanlardan yapılmaktaydı. Hâlbuki günümüzde çoğu gerilme ölçer transdüserler, yarı iletken silikon teknolojisine dayalı olarak üretilmektedir. Bu teknikte her bir weston köprüsü elemanı piezorezistif silikon yarı iletkenlerden oluşmaktadır. Bazısı katlanmış türe benzer şekilde bir diyafram üzerine yarı iletken piezorezistif madde kaplanarak yapılmakta, diğerlerinde ise yarı iletken elemanların sabit desteklere bağlandığı bir kaldıraç düzeni kullanılmaktadır.

Kullanım alanları: Tıbbi transdüserler (kronik kan basıncı ölçümü), load cell (elektronik teraziler, kantarlar gibi) fiziki kuvvet ölçümlerinde sık kullanılan dönüştürücülerdir.

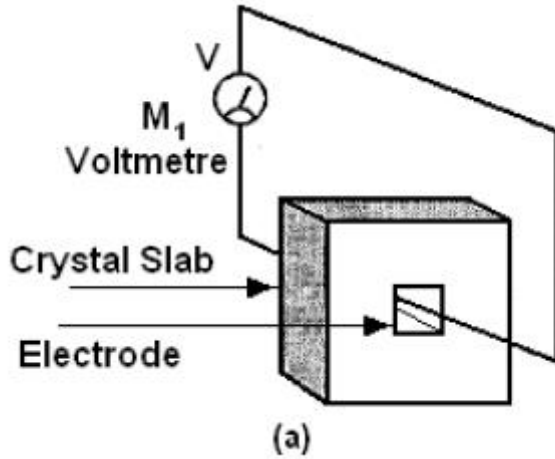
Sağlamlık kontrolü: Gerilme ölçerlerin algılama prensibi, iletkenin kesit boyutundaki değişimlerle direncinin değişimi esasına dayandığından, kullanılan malzeme sonuç itibarıyla esnek yapıya sahip olan dirençtir. Algılayıcının sağlamlığı bu direnç değerinin ölçülmesi ile öğrenilebilir. Burada direnç ölçüm metotları uygulanarak sonuca ulaşılabilir. Ayrıca algılayıcının faal durumunu kontrol etmek için suni bir basınç uygulamak kaydıyla direnç değişimi yine hassas bir ohmmetreyle gözlenmelidir.

2.9.3. Piezo Elektrik Algılayıcılar/Dönüştürücüler

Çalışma Prensibi

Piezo elektrik etkisi kristal malzeme gerginliğe maruz kaldığında elektrik yükü üretmesidir. Etki quartz (SiO_2), yapay olarak kutuplandırılmış insan yapımı seramikler ve PVDF gibi bazı polimerler gibi doğal kristallerde mevcuttur. Elektrik yükünün alınması için kristal kesiminin zıt taraflarına iletken elektrotların kristale yerleştirilmesi gerekir. Sonuç olarak piezo elektrik algılayıcı, dielektrik piezo elektrik malzeme ile beraber bir kapasitör olmaktadır. Dielektrik bir elektrik yükü jeneratörü aksiyonda bulunarak sonuçta kapasitör uçlarında bir V gerilimi oluşur.

Piezo elektrik etki geri dönüşümlü fiziksel bir etkidir. Yani kristalin uçlarına gerilim uygulanmasıyla mekanik bir gerilme üretebilir. Kristal üzerine bazı elektrotlar yerleştirilerek bir çift elektrot ile kristale gerilim verilebilir ve diğer elektrot çiftlerinden gerilim sonucu gelişen yükün alınması mümkündür. Bu metot çeşitli piezo elektrik dönüştürücülerde oldukça yaygın olarak kullanılır.



Şekil 2.51: Piezo elektrik çalışma prensibi

Yüksek empedanslı olmaları nedeniyle ancak çok küçük akımlar verebilmekte ve bu yüzden çok yüksek giriş empedanslı devreleri sürebilmektedir. Bundan dolayı piezo elektrik kristaller ancak değişken mekanik kuvvetleri ölçmek için kullanılabilir. Temel malzemesi baryum titanat ve benzeri kristaller olan yapay piezo elektrik elemanların, mekanik sağlamlıkları ve dönüştürme sabitleri, doğal olarak bulunan kuartz ve benzeri kristallerinkine göre oldukça yüksektir.

Piezo elektrik malzemeyle kuvvet ölçülmesi:

Piezo elektrik malzeme yüzeyinde oluşan yük değişimi, genellikle uygulanan kuvvet değişimi ile orantılıdır. Bu orantı ise;

$$\Delta Q = D \cdot \Delta F \quad (2.19)$$

Şeklinde ifade edilir. Burada D sabiti, malzemenin yük duyarlılığı olarak isimlendirilir. Plakaları arasındaki kapasite değeri C olan piezo elektrik malzemenin plakaları arasında oluşan gerilim değişimi,

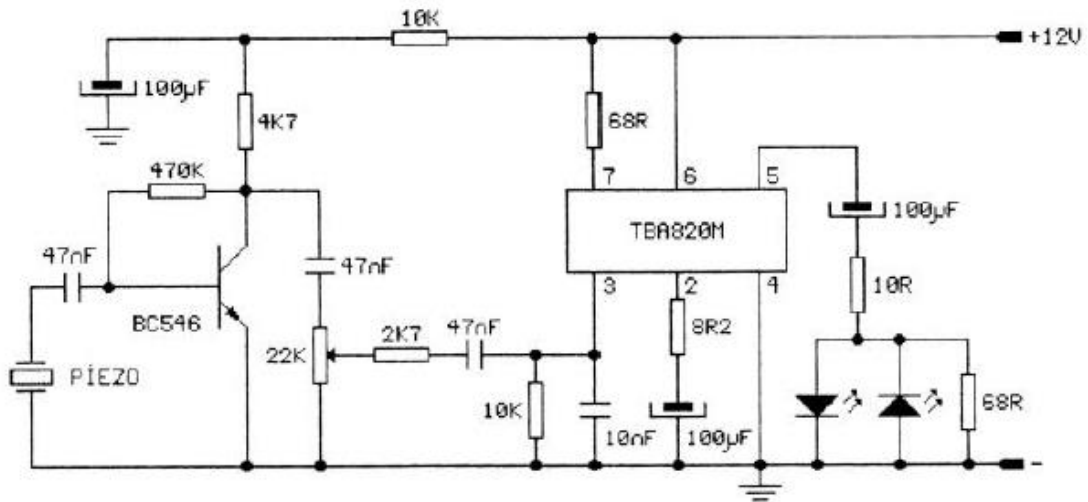
$$\Delta V = \Delta Q / C \quad (2.20)$$

olarak tanımlanır. Kapasitenin plakalar arası uzaklıkla ilişkili tanım bağıntısıyla 2.19 eşitliği 2.20 eşitliğinde yerine konursa;

$$\Delta V = (Q \cdot d / \epsilon \cdot A) \cdot \Delta F \quad (2.21)$$

eşitliği elde edilir ki bu eşitlik, dönüştürücüden ΔF giriş kuvvet değişimiyle orantılı bir gerilim değişiminin elde edilebileceğini göstermektedir.

Sağlamlık kontrolü: Piezo elektrik algılayıcıların sağlamlık kontrolü direkt olarak değil, dolaylı olarak yapılmaktadır. Kristalize yapının bozulma olasılığı söz konusu ise algılayıcının kontrolü devre üzerinde ve algılayıcı faalkten yapılmalıdır. Devrenin çalışması esnasında osilaskop aracılığı ile piezo elektrik algılayıcının üzerinde belirtilen frekansı sağlayıp sağlamadığına bakılır. Frekans değeri görülmüyor ya da başka bir problem varsa ayrıca devrede bulunan diğer elemanların sağlam olduğu sabitse kristal değiştirilir



Quartz, reşal tuzları ve türmalin gibi kristal maddeler, mekanik basınç uygulandığı zaman elektrik üretir. Bunun tersi olarak da bu kristallere elektrik enerjisi verilirse verilen enerjinin frekansında titreşim yapar. Buna piezo elektrik etkisi denir. Devrede piezo kristaline basınç uygulanması sonucu, üretilen elektrik enerjisinin görülmesi incelenmektedir. Piezo kristalinin ürettiği enerji 100 mV civarındadır. Bu enerjinin görülebilmesi için TBA820M ses frekans amplifikatör entegresi kullanılmıştır. Devre çıkışına hoparlör yerine led bağlanmıştır. İstenirse devre çıkışına transistörlü röle devresi bağlanarak güç kontrolü yapılabilir.

BÖLÜM 3

3.1.ALGILAYICILARIN TIPTA KULLANIM ALANLARI

Tıp alanında en çok kullanılan biyolojik algılayıcılar enzim sensörleridir. Bunun sebepleri arasında ölçümlerindeki yüksek duyarlılık, uygulama ve kurulumdaki kolaylık ve ticari uygun transduser (dönüştürücü) çeşitlerinin bolluğu yer almaktadır. Son yarım asırda yaygınlaşan diyabet hastalığını teşhis etmekte kullanılan glikoz oksidazlı enzim sensörü en fazla ilgiyi çeken biyolojik algılayıcılardır. Son teknoloji ürünü sensörler çok az miktarda ve idrarda glikoz tayinini çok hızlı yapar.

Tıp alanında kullanım söz konusu olduğunda biyoyumluluk çok önemli bir parametre haline gelmektedir. Vücut içi kullanımlar söz konusu olduğunda enzim içeren membran üzerinde fibrin birikimi ve platelet oluşumu meydana gelebilir veya vücut dokularında iltihaplanmalar olabilir. Bu sorunların önüne geçmek için biyolojik algılayıcıların dokuyla temas edecek yüzeyleri özel malzemelerle kaplanır.

Diğer tıbbi biyolojik algılayıcılara örnekler ise üre ve kreatinin elektrotları, kolesterol elektrotları, asetilkolin elektrotlarıdır. Bu algılayıcılar sayesinde çok önemli hastalıkların teşhisi sağlanabilir. Örneğin üre seviyesi böbrek işlevini takip etmekte, kolesterol seviyesinin gözetimde tutulması arteriosklerozlarının engellenmesinde, asetilkolin elektrotu kas yorulmalarının değerlendirilmesinde kullanılır.

Medikal sektöründe mikrobiyal algılayıcılar kullanılmaz çünkü genelde mikroorganizmalar için kültür ortamı olma özelliğini taşıyan biyolojik sıvılarla çalışılmaktadır. Biyokütlenin büyümesi, hücrelerin sızması ve örnek ortamının kontamine olmasıyla birlikte, biyokatalitik matriksi deforme eder. Bunların dışında mikrobiyal algılayıcılar çok sayıda enzim içerirler ve pek çok medikal analiz için gerektiği kadar spesifik değildirler. İmmunolojik reaksiyonların spesifikliğinin yüksek olmasından dolayı, immunolojik biyolojik algılayıcılar tıpta kullanılmaya çok elverişlidir. Bu algılayıcılar ilaç etken madde ölçümünde yaygın olarak kullanılırlar. Örneğin teofilin sensörü, hamilelik testi için HCG hormonu algılayıcısı, kanser teşhisi için alfa-fetaprotein algılayıcısı, hepatit B için yüzey antijen algılayıcısı, tıpta kullanılan immunolojik algılayıcılardır. Bunun yanında bu algılayıcıların çalışması için sürekli substrat ilavesi gerektiğinden canlı hücrelerde kullanılamazlar. Antijen-antikor çiftinin oluşumu yavaştır ve çeşitli adımları kapsar, immunolojik algılayıcılar aralıklı çalışmaktadırlar ve sürekli kontrolü sağlayamazlar. Nükleik asit tanıma yöntemlerine dayanan elektrokimyasal DNA biyolojik algılayıcıları, kalıtsal ve bulaşıcı hastalıkların tanısında bilinen rutin analiz yöntemlerine göre alternatif olarak daha hızlı, ucuz ve kolay

bir yöntemdir, bu nedenle bu alanda ilgi çekicidir. Elektrokimyasal DNA biyolojik algılayıcılarla K. Millan ve arkadaşları tarafından, kistik fibrozis'e ait DNA dizileri kullanılarak bu hastalığın tayini yapılmıştır. Bu tekniği kullanarak, J. Wang ve arkadaşları E. Coli varlığını, DNA dizilerini tayin ederek tespit etmişlerdir. Hepatit B virüsü de hibridizasyon indikatörü kullanılarak DNA biyolojik algılayıcılarıyla tespit edilebilmektedir. Hatta kanın pıhtılaşmasını sağlayan proteinlerden bazılarını sentezlettiren faktör V'e ait gen dizisinde mutasyon tespiti için dizi analizi yapılarak ilgili kan hastalığının teşhisi konulabilir. Tele algılayıcılar vücuda bantla ve yoğun bakım hastaları, bebekler, polisler, itfaiyeciler ve askeri personelin uzaktan izlenebilmesine imkan verirler. Tele algılayıcılar, uzaktan radyo frekansları yoluyla olan kişilerin vücut sıcaklıklarının izlenmesini mümkün kılar. Protezlere yerleştirilen biyolojik algılayıcılar sayesinde, protez yüzeyinde üreyen bakterilerin türleri tespit edilir ve protez içinde bulunan antibakteriyel maddeler salgılanıp ve enfeksiyon engellenir. Son yıllarda dünyada Çip Üzerinde Laboratuvar Teknolojisi (Lab-on-Chip) olarak adlandırılan mikrosistemler üzerinde çalışılmaktadır. Bu yeni teknolojiyle; tek bir çipte tüm genomun izlenmesi ve binlerce gen arasındaki etkileşimin aynı zamanda belirlenmesi sağlanabilir. Bu teknolojinin esası biyolojik algılayıcılara dayanmaktadır ve bu çipler küçültülmüş DNA biyolojik algılayıcılarıdır.

BÖLÜM 4

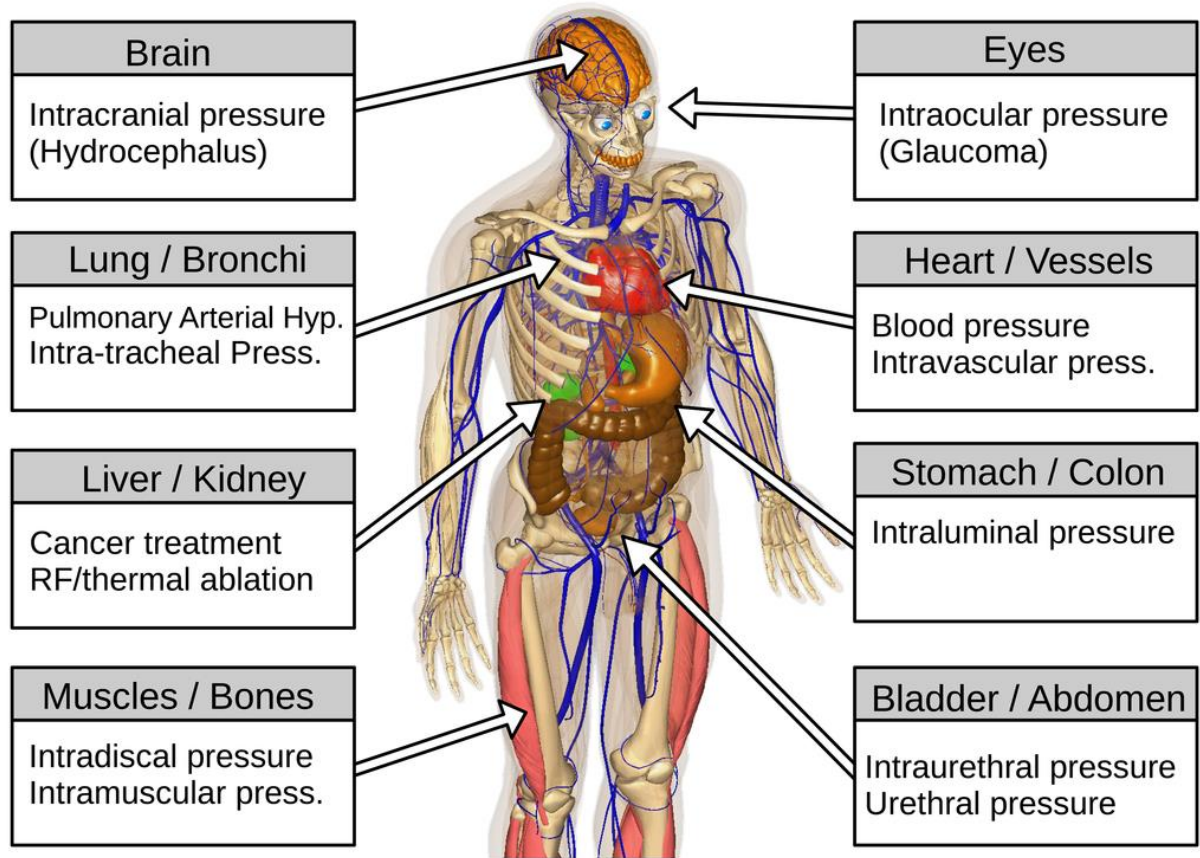
4.1.TIPTA BASINÇ ALGILAYICILARI

İnsan vücudundaki basınç, içsel (kemikler, vücut sıvıları) ve dışsal (yerçekimi, atmosfer) güçlerden etkilenir. Basıncın ve gücün canlı içindeki ölçümü; kardiyovasküler ve ürolojik tanı yöntemleri, cerrahi işlemler ve izleme de dahil olmak üzere biyomedikal uygulamalarında çok önemli bir yer tutmaktadır. Bugün, tıbbi basınç ölçümü için kullanılan en popüler cihazların temelinde kateter ve kılavuz teller vardır. Hava yüklü kataterler özellikle üroloji uygulamaları için düşük maliyetli ve de popülerlerdir. Sıvı dolgulu kataterler ise bir diğer önemli alternatiftir ve bugün üroloji ve kardiyovasküler ve üroloji uygulamalarında çok popülerdir. Cooper'ın çalışması, hava yüklü kataterler ile sıvı dolgulu kataterlerin basınç karşılamalarını karşılaştırmaktadır. Bu çalışma, hava yüklü kataterlerin aşırı sönümlü sistem olarak hareket ederken, su dolgulu kataterin eksik sönümlü sistem olarak hareket ettiğini göstermiştir. Bugün kılavuz teli basıncı, daha küçük ayak izi ve daha yüksek maliyetiyle modern bir alternatiftir. Kılavuz teller ve katater basınç dönüştürücüler, elektromanyetik basınç dönüştürücüler prensibine dayanmaktadır. Çoğu zaman, basınç algılama tertibatları çoklu işlevsellikleriyle bir kompleks katetere entegre edilir. Ticari ürünler, üroloji ve kardiyovasküler uygulamalarda iyi yerleşmişlerdir.

Bu elektro-mekanik basınç sensörlerine bir alternatif olarak fiber optik basınç sensörleri medikal alanda oldukça yaygın hale gelmiştir. Bu plan: medikal doktorların FOBS'ni tanıtmayı, mevcut uygun teknolojilerin medikal uygulamaları bünyesindeki basınç sensör teknolojisi talebi anlayışına karşı görüşteki mühendislerle yöneliktir.

Sensör, medikal anlamda, fiziksel uyarıcılara cevap veren ve sonuçta oluşan dürtüleri ileten bir aracı temsil eder. Bu yüzden bir sensör sisteminin asıl amacı bir hastanın iyi oluşunu belirlemeyi mümkün kılan bir sinyali doğru bir şekilde ölçmektir. İnsan ve hayvan organizması; çeşitli organlar, kemikler, eklemler ve kasların kompleks kombinasyonudur. (Resim 4.1) [13,14]Vücudun her bölümü kendine ait birtakım özelliklere sahiptir(hacim, yapı, iç basınç, vb.). Bunun yanısıra, her unsur normal fizyolojik değişimler veya bir hastalık boyunca izlenen yoldaki patofizyolojik süreç sonucunda kendi içinde dinamik basınç değişiklikleri geçirebilir. Clausen and Glott [15] vücut basınçlarını 3 alana bölmeyi önermiştir;

1. düşük basınç bölgeleri(kılcal damarlar ve beyin)
2. orta basınç bölgeleri (kalp ve akciğer);
- 3.yüksek basınç bölgeleri (eklemler, ablasyon teknikleri süresindeki basınç değişiklikleri).



Resim 4.1: Basınç ölçümü ve buna bağlı olarak altında yatan her organ/dokuyla (vücut bölümlerinde yaratılan) ilişkili fizyolojik/ patolojik şartlar

Belirli basınç sensör teknolojisi için gereksinimler güçlü bir şekilde ilgi alanına (üroloji, kardiovasküler, vb.), ölçüm yerine (organ, kemik veya kas) veya sensörün çalıştırıldığı methoda (tek nokta ölçümü, kanser tedavisi veya uzun süreli gözlem) bağlıdır. Üstelik, her sensör ve sensör sistemi insan vücudunun karşılaması gereken kullanım uygunluğunun temel standartlarındaki fizyolojik ölçümler için kabul edilmiştir. Bu tür standartlar genellikle Yiyecek ve Uyandırıcı İdaresi (ISO) ve ISO 10993'e [16] (Medikal Aletlerin Biyolojik Değerlendirmesi Part 1: Değerlendirme ve Test Etme) ve ISO 13485'a [17] (Medikal Aletler-Kalite yönetim sistemleri-Düzenleyici amaçlar için gereksinimler) belirli referansla Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu gibi yetki kurumuyla belirlenir.

4.1.1. Teknik Basınç algılayıcıları Gereksinimi

Belirlenen her görev için karşılanması gereken teknik standartlar vardır; kardiyoloji basınç analizi durumunda standartlar Medikal Aygıtlamanın Gelişim Birlikleri (AAMI) tarafından (ISO 81060-2 ile) [18] belirlenir ve sensörlerin ve araçların bu ayarda kullanılması şarttır. Bu standartlar ayrıca FDA onaylıdır. [19]

Aralık vücut boşluğunda ölçülen maximal ve minimal basınç değerleri arasındaki farktır. Basınç aralığı normal fizyolojik durumlarda sol ventrikül basıncı halinde 0-20 kPa (0–150 mmHg) gibi geniş aralıklardan intrakraniyal basınç halinde ise 0-1 kPa (0–7.5 mmHg) gibi dar aralıklarda değişebilir. Hastalıklı ve patofizyolojik durumlarda basınç intraalveoler ve intratrakeal basıncı halinde -10 kPa’a (–75 mmHg) kadar düşebilir ve aortik ve sol ventriküler basıncı halinde 40 kPa’a (300 mmHg) kadar yükselebilir. Gevşek kan damarlarındaki diyastolik basınç is 60–80 mmHg gibi normal bir aralığa sahiptir ve sistolik daralmış kan damarında 90–120 mmHg’e kadar çıkarılabilir[1].

AAMI, bir kan basıncı transdüseri için –4 kPa’dan (–30 mmHg) 40 kPa’a (300 mmHg) bir basınç aralığı talep eder. Ayrıca bu –53 kPa (–400 mmHg)-533 kPa (4000 mmHg) [20,21] aralığında yüksek basınçla zarar görmemeli. Sensör ihtiyaçları açısından doğruluk(çözümleme dahil) çoğunlukla ilgi alanına(kalp, kemik veya kas) bağlıdır. Tipik bir örnek sitolik basıncındaki her 2.6-kPa (20 mmHg) veya diyastolik basıncındaki her 1.3 kPa (10 mmHg) artış için iskemik kalp hastalığında ve inmede ölüm oranının iki katına çıktığı[22,23] kan basıncı ölçümünde meydana gelir. Bu yüzden kan basıncındaki küçük bir değişiklik iyi, normotensif bir hastayı kötü durumdaki bir hastadan ayırabilir. Mesela bir yetişkin her safhasının 133 Pa (1 mmHg) eşiği tarafından belirlendiği kronik hastalık (tablo 4.1) [22] geçirebilir. Yüksek bir tansiyon değeri proksimal aortta ölçülebilir. Ancak bu kan basıncı aorttan uyluk atardamarına, radyal atardamara ve sonrasında küçük atardamlara gittikçe kıllcal damarlarda oldukça düşük hale geliyor[24].

Tablo 4.1:Kan basıncının sınıflandırılması ve yönetimi.

Blood Pressure (BP) Classification	Diastolic	Systolic	Treatment
Normal:	<80 mmHg	<120 mmHg	Normal
Prehypertension:	80–89 mmHg	120–139 mmHg	No antihypertensive drug
Hypertension Stage 1	90–99 mmHg	140–159 mmHg	ACE, ARB, β -blocker
Hypertension Stage 2	>100 mmHg	>160 mmHg	2-Drug combination

Amerikan Milli Standartlar Enstitüsü (ANSI)/AAMI BP22:1994 (2006) kan basıncı ölçümündeki doğruluğun –4 kPa (–30 mmHg)-6.7 kPa (50 mmHg) aralığında $\pm 1\%$ ve 6.7 kPa (50 mmHg)-40 kPa (300 mmHg) aralığında $\pm 3\%$ ’ten daha iyi olması gerektiğini belirtmektedir. [21,23].

Örnekleme oranı basınç sinyalinin periyodikliğine ve dalga biçimine bağlı elde edilen ikinci bir ölçümün numarasıdır. Bir kalp atışı oranındaki temel öz frekans (f_n) 120beatss is $f_n = 0.5$ Hz. ’e kadardır. Ancak kompleks dalga biçimi doğru şekli yeniden elde etmek için daha fazla harmonik gerektirir. Nyquist’in teoremine göre [25] bir sistem sinyali korumak için sinyalin sunduğu en yüksek frekansın en az iki katını elde etmelidir. Pratikte ise medikal bir sensör en yüksek frekansın 5-10 kat fazlasını elde etmelidir [26]. İleri

araştırmalar önemli frekans bandını analiz etmek için ilave süzgeçlemeye imkan veriyor ve örneklendirmeyi yıkıyor.

Tıptaki en içten yayılan sensörler sensörü yerleştirme veya transdüser olarak çalıştırma özellikli kateterde yer aldığı için bu frekans yanıtını etkileyebilir.

Gardner [27] kateterin öz frekansa ve amortisman faktörüne sahip bir ikinci derece sistemi (esnek, kütleli ve sürtünmeli) olarak davranıldığı bir kalp nabız şeklindeki kateterin etkisini göstermiştir. Gardner göstermiştir ki aşırı sönümlü bir kateter tek bir kalp atışının çift vuruşlu çentiğini saptayamaz ve eksik sönümlü bir kateter gürültülü(hatalı) bir şekilde, dolayısıyla basınç ölçümünün doğruluğunun değişmesiyle sonuçlanabilir. Bu yüzden AAMI kan basıncını izleyen araçlar için minimum bir frekans (200 Hz) önermiştir[21].

İlave basınç sensör gereksinimleri belirli göreve bağlıdır. Mesela küçük damarlarda geniş çaplı bir *in vivobasınç* sensörü kan akışını kısıtlama yoluyla ölçümü etkileyebilir. Üstelik mıknatıslı rezonanslı görüntüleme (MRI) manyetik alan, elektrikli sensörleri bozabilir. Radyo frekansındaki (RF) ablasyon teknikleri, elektromanyetik radyasyon kaynaklı sıcaklığın aşırı yoğunluğu basınç sensörünü bozabilir ve bazı durumlarda yok edebilir. Bu yüzden yenilikçi uyarlanabilir teknikler buna benzer durumlarda gereklidir. Belirli medikal alanlar için gereksinimlerin listesi Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Medikal basınç analizleri için örnek sel standartların toplamı. ICP, iç kraniyal basınç; AAMI, Medikal Aygıtlanmanın Gelişim Birlikleri; ERS, Avrupalı Sulunum Toplumu; ATS, Amerikan Torasik Toplumu.

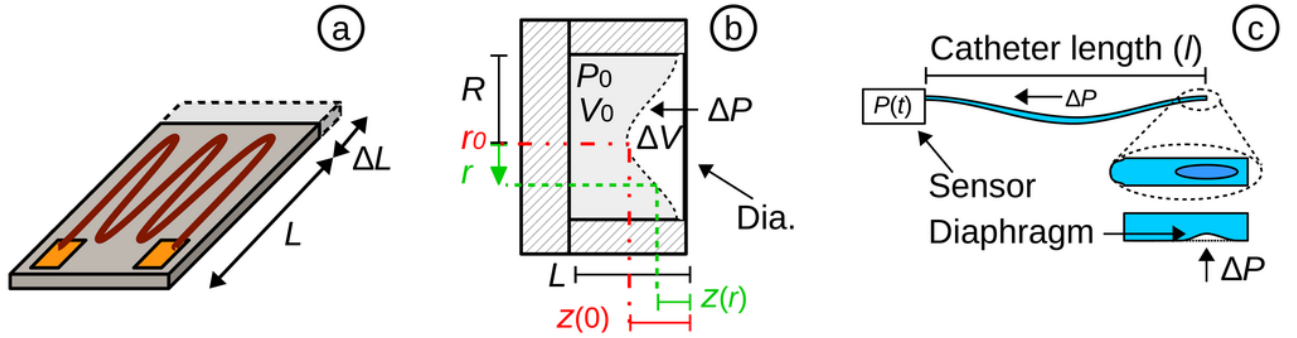
Area (Technique)	Body Part	Min. Pressure	Max. Pressure	Pressure Resolution	Sampling (Frequency)	Additional	Reference
Cardiology (BP Monitoring)	Heart, Veins, Arteries	-4 kPa (-30 mmHg)	40 kPa (300 mmHg)	13 Pa (0.1 mmHg)	200 Hz	Volume restricted	AAMI BP22 [21]
Urology (Cystometry)	Bladder, Abdomen	0 Pa (0 cmH ₂ O)	25 kPa (250 cmH ₂ O)	50 Pa (0.5 cmH ₂ O)	10 Hz	Differential measurement	Schaefer ^{*1} [28] and [29-31]
Neurology (ICP Monitoring)	Brain, Skull, Dural Tissue	0 Pa (0 mmHg)	13.3 kPa (100 mmHg)	260 Pa (2 mmHg)	-	Sterilization	AAMI NS28 [32], Andrew <i>et al.</i> [33]
Pulmonology (Transpulmonary)	Respiratory Tract, Lungs	-10 kPa (-100 cmH ₂ O)	15 kPa (150 cmH ₂ O)	2-40 Pa (4 mmH ₂ O)	200 Hz (10 Hz)	Temperature, humidity	ERS/ATS [34,35] Bensenor [36]
Gastroenterology (Manometry)	Stomach, Colon	0 Pa (0 mmHg)	13.3 kPa (100 mmHg)	-	8 Hz	Multi probes (6 or more)	RAO <i>et al.</i> [37] Cross-Adame [38]
Ophthalmology (Tonometry)	Eyes	0 Pa (0 cmH ₂ O)	8 kPa (60 mmHg)	13 Pa (0.1 mmHg)	100 Hz	Volume restricted	Weinreb [39] ISO 8612 [40]
Rheumatology	Muscle, Bones, Spine	0 kN ^{*2}	3 kN ^{*2}	-	-	High pressure	ISO 14242-2 [41]
Cancer Treatment (Ablation)	Full Body	0 kPa ^{*3}	200 kPa ^{*3}	-	-	Temperature, RF-field	

^{*1}The recommendation by Schaefer *et al.* was also used by the NHS Purchasing and Supply Agency (U.K.), for their official buyers guide for urodynamic systems (CEP08045) [42]. ^{*2}Instead of pressure, the weight distribution is of interest. It is mentioned here, as well, since the same principles can be used. ^{*3}The lack of research in this field has complicated a determined standardization. The values are based on observation by preliminary tests.

4.1.2. Basınç Algılayıcıları Prensipleri

Basınç ölçümünün iki prensibi, klasik gerinim ölçer transdüseri ve fiber optik sensörlerde eşit olarak uygulanabilen diyafram displasman sensörüyle[43] örneklendirilir. Bu prensipler yazının devamında açıklanacak.

Gerinim ölçer transdüserleri ölçülen büyüklüklere (gerginlik, vb.), elektrik direncine resim 4.2'a veya optik sensörlerdeki dalga uzunluğuna karşılık olarak randıman parametrelerindeki değişiklik gösterenler olarak karakterize edilmiştir. Ölçü faktörü(duyarlılık, vb.) Eşitlik (4.1) de uzunluğa bağlı değişime($\Delta L/L$) göre dirence bağlı değişimle($\Delta R/R$) belirlenir. Elektrikli bir sensörde, dirençteki değişim en verimli şekilde Wheatstone köprüsü kullanılarak ölçülür. [44,45].



Resim 4.2 (a) Piezodirençli sensör şeması; (b) diyafram displasman sensörü; basınç transdüseri olarak su dolu kateter.

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\epsilon} \quad (\text{Eşitlik (4.1)})$$

Diyafram displasman sensörleri sızdırmaz çukur üzerindeki bükülebilir yassı yüzeye sahip(diyafram) mikro-elektromekanik sistem (MEMS) teknolojisine dayalıdır. Diafram basınç değişikliğine göre bükülür (deforme eder) ve kapasitansa veya piezoelektrik transdüserine dayalı olabilir. Sensör yapısı şematik olarak resim 4.2b'de gösterilmiştir. Başlangıç durumunda çukur bir ilk hacime (V_0) ve ilk basınca (P_0) sahiptir. Çukur yalıtılmış olduğu için basınçtaki bir değişim çukurun içine sıkışma ve genleşme(ΔV) yapan maddeye (hava) neden olur.

Dairesel sabit köşeli çapraz kesit diyaframında diyaframın bükülmesi ($z(r)$) bükme displasmanını diyafram kalınlığının(h) %30uyla sınırlandıran Eşitlik (4.2) kullanılarak teorik olarak öngörülebilir. Bu prensip kapasitif ve piezodirenç sensörleri için kullanılır. Sabit köşede ($r = R$) bükülme gerçekleşmezken ($z(R) = 0$) diyafram merkezinde ($r = 0 = r_0$) bükme displasmanı maximumdadir. Esneklik diyafram materyalinin Poisson oranına (μ) ve Young modülüne (E) bağlıdır. Diyaframın displasmanı frekans uyarılı bir devreyle ölçülebilir.

$$z(r) = \frac{3}{16} \cdot \frac{(1 - \mu^2)(R^2 - r^2)}{Eh^3} \cdot \Delta P \quad (\text{Eşitlik (4.2)})$$

Kateter dayalı basınç sistemleri bir basınç sensörüne bağlı sıkıştırılmaz bir maddeyle (su veya tuz çözeltisi) dolu bir kateter kullanır (Şekil 4.2’c). Kateter ucundaki bir basınç değişimi, suyu sıkıştıran veya gevşeten ve dolayısıyla basıncı direk olarak bağlı sensöre dönüştüren diyafram deformasyonu ile sonuçlanır. Su dolu bir kateterin doğal frekansı Eşitlik(4.3)’le hesaplanabilir. Togawa su dolu transdüserin sınırlandırılmasını göstermiştir. Standart ölçülü $r_0 = 1.66$ mm (5 Fr) dış çaplı medikal kateterler[46,47] için $r_i = 0.66$ mm (2 Fr) iç çaplı ve $l = 1.25$ m uzunluklu $K=3.3 \cdot 10^{14}$ Pam3 esneklikli bir standart basınç sensörünün teorik doğal frekansı ($f_0 = 48$ Hz) olarak ölçülmüştür.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} = \frac{r_i}{2} \sqrt{\frac{K}{\pi \rho l}} \quad (\text{Eşitlik (4.3)})$$

Hacim sınırlı alanlar (beyin veya minyatür kan damarları) ince kateterler talep eder. Aşırı ince kateterler (mikrotüp, Johnson Matthey) 0.3 mm dış çap ve 0.254 mm iç çapa (P.N.24468A) sahiptirler[48]. Bir öncesinde bahsedilen aşırı ince kateterli ($r_i=13r_i$) ve aynı uzunlukta farzedilen kateterlerde doğal frekans $f_{02}=19f_0$ (i.e., $f_{02} = 5.3$ Hz) e düşebilir. Doğal frekansı sönümlendirme ve azaltma[49], kateter yapısında hapsedilmiş sıkıştırılabilir ilave hava baloncuklarının varlığı düşünüldüğünde, kateter ucuna en azından çok yakınına sensör yerleştirmek gereklidir. Çok küçük kateterlerde sadece fiber optikler gibi kateter ucu sensörleri bu gereksinimleri karşılayabilir.

4.1.3.Ticari Algılayıcılar

Günümüzde tıpta kullanılan mevcut ticari elektrik sensörlerinin[50–53] spesifikasyonu Tablo 3te gösterilmiştir. Son zamanlarda FDA akciğer atardamarı basınç ölçümü için ilk yerleştirilebilir ağsız sensörü CardioMEMS™ ile onaylamıştı

BÖLÜM 5

5.1. FİBER OPTİK BASINÇ ALGILAYICILARI

1960’lardan 21. Yüzyılın başlarına kadar fiber optik sensörler genellikle şiddet modülasyonu temeline dayanıyordu ve fiber optik sistemlerde oldukça baskın olan bu teknoloji o zamanlar basit bir yapıya ve düşük maliyetli araştırmalara dayanıyordu. Bu nedenle standart medikal basınç sensörlerine potansiyel bir alternatifi temsil ediyorlardı.

5.1.1.Fiber Optik Algılayıcıların Gelişimleri

Birçok ilkel Fiber Optik Sensör, iki veya daha fazla fiber sistemin veya içe dönük bir oyukla ayarlanmış bir fiber lifin bir distal yansıtıcı aynaya ayarlanması şeklinde uygulanan fiber optik demetler temeline dayanıyordu. Şiddet modülasyonlu Fiber Optik Sensörlere ilişkin Purdy *et al gibi* birçok patent,1990’ların sonlarına doğru bu tür sensörleri barındıran kateterlerin tamamlayıcısı olarak kayda geçti.Integra LifeSciences tarafından üretilen Camino Sensörü,önemli bir ticari ürün olmakla birlikte kafa içi basıncın (ICP) ölçümünde güncel bir standart sistemi de yansıtır.Mikrokıvrım prensibine (şiddetin azalması v.b.) dayalı Fiber Optik Sensörler ,basınç ölçümü alanında ancak son zamanlarda benimsenir oldu.Şiddet modülasyonlu Fiber Optik Sensörler görece basit dizaynları dolayısıyla düşük maliyetli olsalar da,uzun zamanlı dayanıklılık konusunda sorunlar yaşanmaktadır.Kaynaktan çıkan güç akımı,fiber hareketlilik ya da sistem bileşenleri veya lif uçlarındaki deformasyon (eskime v.b) gibi sebeplerle alınan optik şiddette yaşanan farklılıklar gibi değişimler, ölçülen basınç sinyallerinde hataya neden olabilir.

5.1.2.Fiber Optik Algılayıcılarının Avantajları

Optik fiberler dayalı sensörler kateterler, kılavuz teller ve MEMS dayalı elektrik sensörler için mükemmel bir alternatif olarak ortaya çıkmaktadır. Tıbbi uygulamalarda, OFS klasik ölçme teknikleri üzerinde birçok stratejik avantajlara sahip:

- **Ayak İzi ve geometri:** Çoğu sensörlere kullanılan silis camı bazlı fiber optikler, 125 μ m çapı (ör SMF- 28 lifler) , ve bir 80 mikron çaplı optik lifler olarak, şu anda ticari olarak temin edilebildiğinden çok küçükler. Ayrıca, liflerin ve sensörlerin son yıllarda geliştirilen çekme kule imalatı şimdi lif kaplama çıkarmadan içinde fiber sensörler üretilmesine imkan tanımakta ve bu nedenle tamponlu fiberin çeşitli alanlara yerleştirilmesinde kritik olan gerilme mukavemetini muhafaza edilmesini imkanı hale getirmekte. Bu nedenle sıkı eğilme varlığında bile viraj duyarsız liflerin geniş kullanılabilirliği bu sensörlerin çalışmasını sağlar. Ticari kateterler çok sayıda fiber optik basınç sensörünün, bireysel kateter ya da kılavuz tel içine sığabilecek şekilde tipik 4-6 Fr çaplara(1Fr = 13mm) sahiptir.

- **Dağıtım ve entegrasyon:** OFS tek bir fiber boyunca çeşitli noktalarda fiziksel parametreler (soyu, sıcaklık) saptanmasını sağlar. Bu düzenleme bir dalgaboyu bölmeli çoklama yaklaşımı kullanan FBG sensörleri ile oldukça yaygındır. Son zamanlarda, Rayleigh

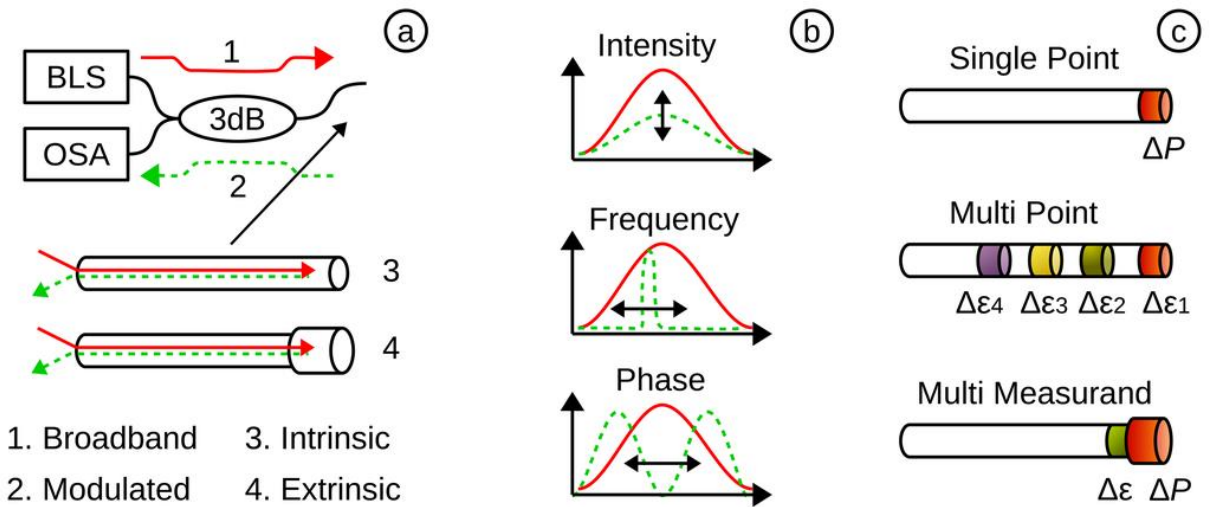
backscattering demodülasyonuna dayalı dağınık algılama sistemleri ile 1 mm'den daha iyi bir uzaysal çözünürlüğü elde edildi. Ek olarak WDM yaklaşımı ile, Bu algılama noktasında, aynı elyaf üzerinde entegre etmek mümkündür , sensörlerin çoğulluğu: aynı elyaf ucunda basınç ve sıcaklık sensörü bütünleştiren popüler bir düzenlemedir.

• **Uzun süreli kabiliyetleri:** Minimal invaziv cihazlar ile uzun vadeli teşhis gerçekleştirmek biyomedikal biliminde ana trendlerden biri olduğu gibi basınç kayıtlarında istikrarın garanti edilmesi gerekmektedir. OFC, Sensör prototip ile 1mmHg/saat tipik kararlılığı ve yaklaşık 3 mmHg / 28 gün ticari sensörleri oranında mükemmel kararlılık garanti eder.

• **Isı özellikleri:** Basınç algılama teknolojilerinin doğruluğu da sıcaklık değişimlerine çapraz duyarlılık ile sınırlıdır. Birçok sensör (örneğin, elektronik, mekanik), bir sıcaklık değişimi çıkışta doğrusal olmayan sadece termal duyarsız paketlerle hafifletilebilir bir etekte sahiptir. OFS'de ancak, sıcaklık ve basınç bağımlılıkları hem doğrusal olan ve karşılıklı olarak dengelenebilir.

• **Harici EMI'ye toplam bağımsızlık:** OFS dielektrik bir malzeme olan ve elektromanyetik girişime doğal bir bağımsızlığı bulunan silis camında üretilir. MR, bilgisayarlı tomografi (BT) taraması , RF / mikrodalga termal ablasyon ve diğer görüntüleme ve girişimsel tıbbi prosedürler ile, MEI gibi tanı ve tedavinin merkezi konuma geldiği tıbbi bir ortamlarda OFS bazlı cihazların rekabet edebilir hale getirdi.

5.1.3. Teori ve Çalışma Esasları



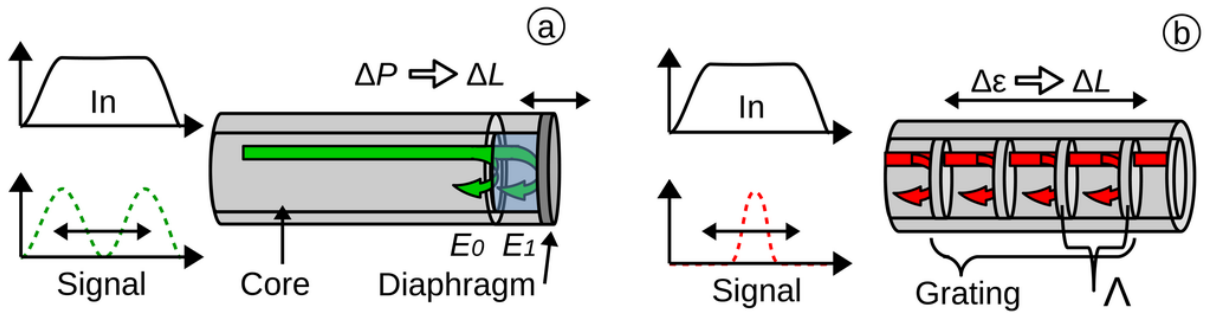
Şekil 5.1: (a) Bütün sensör sistemi geniş bant ışık kaynağını (BLS) temel alır, optik spektrum analizör (OSA), ve içsel ya da dışsal sensör; (b) sinyal, yoğunluk, frekans veya faz değişikliği ile modüle edilebilir; sensör tek veya çoklu nokta ölçülmesi ve tek ya da çoklu ölçenler ile ölçülebilir.

OFPS'nin modülasyonu ışığın faz özelliğini kullanarak (şekil 5.1b); bir yansıtıcı yüzey, bir yer değiştirme ile, (i) alınan yoğunluğu (örnekte olduğu gibi, E'deki elektrik alan genliği) (örneğin, diyafram) ya da bir fiberin bükülmesi (yani, incilmesi); (ii) frekans (yani, dalga boyu λ), ızgaradaki periyod değişimi ile veya (iii) bir faz modülasyonu (ϕ) (Yani Mach Zehnder, Michelson veya Fabry-Perot tarafından enterforemetre edilen) ile değişiklik gösterebilir.

Bir OFS (Şekil 5.1c) şu ölçümlere bağlı olabilir: (i) ilgi alanına (yani, tek bir noktadan, çok noktalı veya dağıtılan algılama); ya da (ii) ölçülenin kendisi (örneğin basınç (P), sıcaklık (T) ya da her ikisi birden). Aynı zamanda diğer ölçülenleri ölçmek için OFS'yi genişletmek de mümkündür (örneğin; gerilme (ϵ) baskı (P)).

5.1.4. Fabry-perot Interferometer ve Fiber Bragg Iızgarası

Bu yazının görevi EFPI ve FBG tekniklerine dayalı OFPS'nin gözden geçirilmesidir. Optik elyaf yoğunluk ayarlı sensör daha kapsamlı bir inceleme Roriz ve diğerleri tarafından yapılan araştırmada bulunabilir [55]. Tıbbi FBG sensörlerine dair yeni bir yorum Mishra ve arkadaşlarında mevcuttur [93]. Fabry-Perot interferometresi için (FPI) Roriz arkadaşlarına bakılabilir [94]. Her iki sensör tipi (2) diyafram değiştirmesi için gerilimölçer ve Eşitlik (1) Denkleminde gösterilen aynı ilkelere dayanmaktadır ve basıncını ölçmek için doğrudan ve dolaylı kullanılabilir. Son zamanlarda incelenmiş olan OFPS her iki ilkeye de dayalı ve mevcut durumda atılmış büyük bir adımı temsil ettiği bu incelemede vurgulanmıştır.



Şekil 5.2: Yansıyan ışık içinde: (a) düşük incelik Fabry-Perot interferometresi (FPI) sensörü ve (b) AKŞ sensör.

$$I(\lambda) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cdot \cos\left(\frac{4\pi \cdot L \cdot n_0}{\lambda} + \Phi_0\right) \quad (\text{Eşitlik (4.4)})$$

Fabry-Perot interferometresi interferometre [92,95] ilkesine dayanır. Fabry-Perot (FP) kavite genellikle fiber optik ucunda yer alır ve bir minyatür cam diyafram [74] ile çevrilidir. Direkt kaynaktan gelen ışık yakınındaki sensör ile uyumludur ve potansiyel olarak kendisi

ile etkileşime girebilir yansıma gibi. Düşük incelik interferometre (Şekil 4a) için, ışık yoğunluğunun yaklaşık% 4'ü tek modlu fiber (SMF) uç yüzünde yansıtılır.

Kalan ışık diyafram üzerine uzunluğu (L) kadar yansır ve aynı şekilde geri hareket eder ve nihayet geri SMF içine nüfuz eder. Diyaframdan gelen ışık (kırılma indisi (N0)) hava ile dolu kavite boyunca ek bir yol uzunluğuna (2 L) maruz kaldığından, $\Phi 0$ tarafından verilen bir faz farkı vardır. Her dalga boyunda (λ) için spektrum yoğunluğu (I), bu nedenle denklemde gösterilen SMF diyaframın (L), uzaklığına bağlıdır (4) [96]. Diyaframdaki değişim basınç referans gösterilerek (örneğin, ΔL (Δp)), daha önce Denklemde gösterildiği gibi aynı şekilde hesaplanabilir (2).

Diyafram hassasiyetini artırmak için bükülebilir organik maddeler kullanmak alternatif bir çözümdür (97), yansıtmayı geliştirmek için çok ince metal diyaframlar (98), ve bir graphene zar (99), ultra viole kalıpla mühürlenmiş polimer bir diyafram kadar iyi. (84). Bremer ve çalışma arkadaşları (83) bir EFPI sensörü ile birleştirilmiş FBG sensörünün ikili basınç/sıcaklık tespiti ve ortak telafisini ispatladı. Bae ve arkadaşları (100) çift algılamaya ulaşmak için çoklu-boşluk önerdi. Onların yüksek hassasiyetleri ve kesinlikleri, EFPI teknolojisine dayalı ticari sistemlerin kazandığı momentum ve pazar payındaki artış ile sonuçlanan çift algılama çok yönlülüğü kadar iyi [88,101,102].

Fiber Bragg rendesi (grating) ışık kırılma endeksindeki n_{co} periyodik değişme (çekirdem kırılma indeksi) Λ mesafesi ile (ızgaranın eğimi) ile oluşturulur. Her rendeleme (grating) periyodunda ışık kısmen yansır. Bu sonuç Bragg dalgaboyunda (λ_B) dar bant yasması içerisindedir, eşitlik 5 de gösterildiği gibi, n_{eff} rendeleme (grating) bölgesindeki optik sinirlerin merkezinin efektif yansıma endeksidir. Gerginliğin (ϵ) uygulanması ile, rendeleme (grating) sahası değişir ve, bu nedenle, Bragg dalga boyuda değişir.

$$\lambda_B = 2n_{eff} \cdot \Lambda \text{ (Eşitlik (4.5))}$$

Basıncı ölçmek ve mekanik bir gerginliğe çevirmek zordur, bu nedenle belki FBG tarafından ölçülebilir. Kanellos ve arkadaşları esnek bir yama üzerine konulmuş dört FBG üzerine basınç sensörü koymayı önerdiler (103). Ahmad ve arkadaşları (104) benzer bir yapı önerdiler. Zhang ve arkadaşları (105) piston benzeri yapısı olan bir başka çalışma prensibi önerdiler. FBG temelli sensörler, aynı zamanda, yeni robotik mikro cerrahi sistemlerinde yanal ve dikey temas kuvvetlerinin ölçümünde önemli çekiş topladılar.

BÖLÜM 6

6.1.TIPTA FİBER OPTİK BASINÇ ALGILAYICILARI

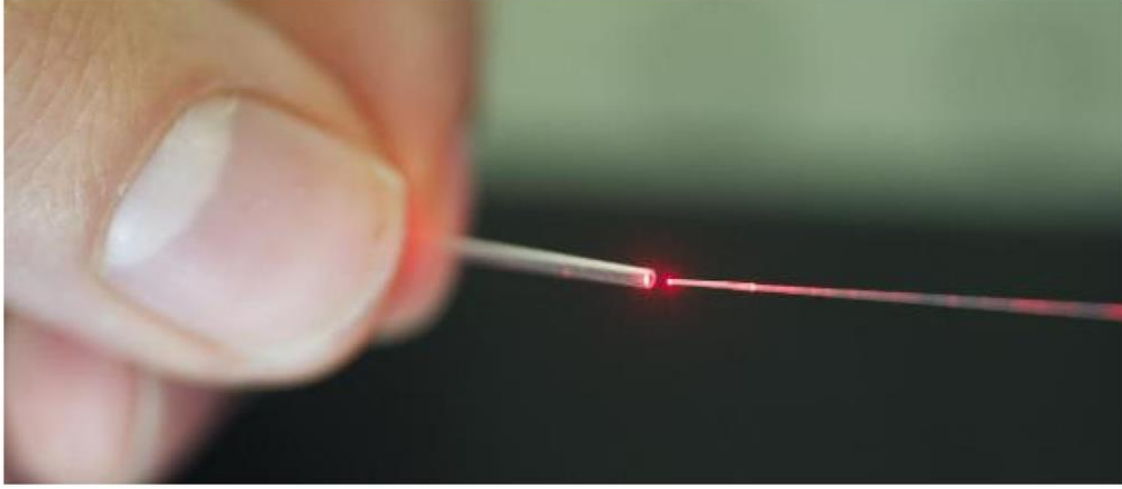
Fiber optik sensörler birkaç yıldır, biyomedikal uygulamalar için önerilmiştir. Canlıların erken teşhis araştırmalarında yorumlamalarda kullanılıp uygulanmış ve en son bu değerlendirmelerle tıp alanındaki avantajları derlenmiştir. Bunun sonucunda teknoloji harikası fiber optik sensörler vurgulaması yorum olarak yapılmıştır.

6.1.1.Açıklama

Lindström adlı bilim adamı 1970 yılında ilk tıbbi fiber optik basınç sensörü önerdi. 1984 yılında, Peterson ve Vurek optik fiberlerin kullanımını analiz ettiler. Silis camı ve bazı elyafların, iyi bir biyolojik uyumluluğa sahip olduğu bilinmekteydi gelişen teknolojiyle günümüzde, fiber optik, eskiye göre daha geniş ve farklı malzemelerden (örneğin, plastik, kalkojenit cam) imal edilebilir. Hench ve Wilson ilk olarak 1986 yılında silisin uyumluluğunu inceledi. Bu çalışma, silis bazlı MEMS e kadar uzandı ve son olarak canlı vücudunda implantasyonlar, uzun bir dönem için test edildi. Yang ve arkadaşları 12 haftalık test süresinin sonuçları doğrultusunda bu zaman dilimi boyunca basınç sensörleri OFS tabanlı ve canlı organizmasına uygun insan uygulamaları için biyo-uyumluluk ve kullanılabilirlik gösterdi.

Daha önce belirtildiği gibi, tıbbi uygulamalar için kullanıldığında, çağdaş fiber optik algılama teknolojileri olmayan, OFS teknolojilerine kıyasla birçok avantaj sağlamaktadır. Küçük boyutlu olmaları (Şekil 6.1) ve hacimsel olarak sınırlı alanlarda kullanımının avantajı onları ideal hale getirirdi. Bunlar, silika camdan imal edildiği için, RF ve bağışıklık MRI kullanıma uyumludur. OFS lerde (a Furukawa şirketi) tıbbi uygulama için biyo-uyumlu lifleri sunmaktadır. Bu lifler bend dayanıklı ve aynı zamanda Kuzey Amerika Bilim Associates, tarafından onaylı biyo-uyumlu kaplamalardır. Optik sensörlerin özelliklerini etkilemeden, sterilize edilebilir. Stolov ve diğerleri bunun sterilizisini şöyle göstermiştir:

- buhar sterilizasyonu;
- etilen oksit ile, optik lifler üzerinde
- gama radyasyonu ((1), çift akrilat; (2) polimid; (3) silikon polietoksi)



Şekil 6.1: OFPS (sağda) kırmızı ışıklı ve minyatür bir kateter (solda) yerleştirilir.

6.1.2.Canlı İçindeki Medikal Optik Basınç Algılayıcıları Araştırması

Bu derlemede OFPS ler literatürde tarif edilen canlı ve canlı dışı olmak üzere iki seçenekte ki uygulamalarda tıp alanında kullanıldığı, sunulmaktadır. Bazı durumlarda, mevcut literatürün az olması bazılarında ise ilgili sensörlerin mevcut kapsamlı ve detaylı bilgileri bulunmamaktadır. Fakat birkaç tipik tıbbi uygulama alanları aşağıda ortaya koyan OFS kullanımının başarılı olduğu kanıtlanmıştır.

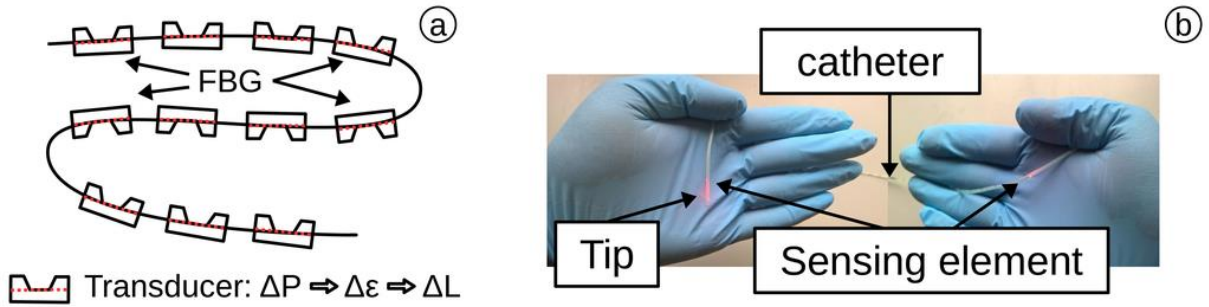
6.1.2.1.Gastroenteroloji

60-70 milyon Amerikalı, her yıl birçok Gastrointestinal koşullardan etkilenir. En sık görülen vaka 15,9 milyon hasta ile gastrointestinal semptomlardan biri olan karın ağrısı oluşturur. Bu tıbbi durumun büyüklüğü ve sağlık ekonomisi üzerindeki etkisi gastrointestinal sistemin ucuz yöntemle araştırarak bir ihtiyacı belirler.

2007 yılında, Takeuchi ve arkadaşları faringeal manometri üzerine bir çalışma yayınladı. Onlar bu analiz için FPI tabanlı farenks manometrik sensör kullandı. Sensör (FOP-MIV, FISO Teknolojileri) kendi kateter tipi referans sensörü (P37-4109C05, Zinetics) ile iyi bir uyum gösterdi. Kateter yapısının bütünü 30 kPa-30 kPa basınç aralığında ve 250 Hz örnekleme frekansını kapsayan, çapı sadece 2.08 mm'lik küçük boyutlu yapı elde edildi. Sensör, ayrıca referans sensörüne 0.999 bir korelasyon faktörü gösterilerek ve canlı üzerinde yutma süreçlerinin belli bir süre çevrimiçi halinde izleri kaydedildi böylece referans araçları ile iyi bir uyum saptandı. Aynı sensör tipi (FOP-F125, FISO) Kong ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Üç farklı hastada özofagus varis basınç ölçümleri yapıldı.(2013).

Arkwright ve diğerleri (2009): 1 cm bir uzaysal mesafe ile 72 algılama elemanı ile bir dizi (FBGs gelen)oluşturup FBG dizilerine dayalı bir manometre kateter sundular Her FBG

(Şekil 6.2'a şematik) muhafaza edilebilecek bir tasarımın içine sokulur ve çoklu basınç ölçümlerinde elde edilen, suşa basıncı için kullanılır. Sensör yapısı 0.4 kPa (3.1 mm Hg), -0.001mmHg duyarlılık ve 10 Hz'lik bir frekansta bir hassasiyetle 0-26,7 kPa (0-200 mmHg) test edilmiştir. FBGs si(Şekil 6.2a) içinde basıncı dönüştürmek için bir dönüştürücü ile çevrilidir. Kateter 24 saat boyunca, bir insan kolunda canlı olarak test edildi. Çalışmalarında onlar, inen kolonda ve sigmoid kolonda transvers kolon, çıkan kolonda ise algılama elemanları kullandı. Bu başarılı test ilk kez kolonların karmaşık basınç doğasını ortaya çıkardı. Bu teknik aslında, yüksek çözünürlüklü manometreler için (HRM) yeni bir alan açtı, optik fiberlerin standartlarını aşmasına örnek oldu. Bu teknik son zamanlarda (2014) sağlıklı insanlarda bazı çalışmalarda kullanılan ve insan kolonunu anlamaya yarayan yeni bir anlayışı ortaya çıkardı.



Şekil 6.2:a)Dönüştürücüler ile bir AKŞ zincirine dayalı basınç sensörüne bir kateter yerleştirilir, (b) sensör

6.1.2.2.Kardiyoloji

Amerikan Kalp Derneğinin (AHA) son raporunda (2014/2015) ortaya 2011'de, yaklaşık 600.000 Amerikalı 215 dolarlık harcama maliyeti(doğrudan ve dolaylı) ile kalp hastalığı sonucu öldü. Bu da yine hasta bakım kalitesinden ödün vermeden sağlık sistemi içinde maliyet tasarrufu yöntemlerini tanıtmak gerektiğini gösteriyor.

Damar içindeki basınç ölçümü için bir birincil optik sensörü geliştirilmiş ve klinikte Lindstrom ve arkadaşları tarafından test edilmiştir. 1970 yılında.Bu yoğunluk tabanlı sensörler tıp içine başarılı bir giriş yapıp optik sensörlerin etkisini arttırmış oldu. 2002 yılında, Reesink ve arkadaşları invazif kan basıncı ölçümleri için fiber-optik sistemler (Model 40EC, RJC kurumsal) kullanarak, bir fizibilite çalışması yayınladı. Altın standartlarda (bir köprü amplifikatör ile SPC-320) Millar, Baxter (eş akımlı dış basınç dönüştürücü) ve Sentron cihazları ile OFPS karşılaştırıldı. İki canlı keçide daha ileri testler takip edildi. Onların bu standartlardaki sensörleri OFPS ile yüksek benzerlik gösterdi. 2003 yılında, Woldbaek ve arkadaşları kardiyoloji ayarında basınç kaydı için bir OFPS kullanımını tariflediler. Daha sonra farelerde basınç ölçümleri için bir optik sensör (Samba) kullanıldı. Bu sensörlerde 22-37 ° C aralığı içinde bir sürüklenmeyle 60Pah

(0.45mmHg) ve sadece $\sim 9\text{Pak}$ ($\sim 0.07\text{mmHg}$) içindeki bir sıcaklık duyarlılığında olan koşullarda sensörler (O.D. 0.42 mm) test edilmiştir. $0\text{-}200\text{ Hz}$ frekans tepkisi ile bu sensör teknik şartnameleri karşılar nitelikteydi. 18 erkek farede sürekli olarak aort basıncı (AP) ve kalp hızını ölçmek için sol karotid artere, OFPS takıldı. Woldbaek ve diğerleri optik sensörlerin işlevselliğini gösterdiğine ve bu sensörlerin daha küçük damarlarda bile, kan basıncı ölçümü için uygun olduğunun sonucuna varılmıştır.

Schreuder ve diğerleri (2005) bir dicrotic çentik tahmin algoritması ile otomatik intra-aortik balon (IABP) kullanarak yeni bir ölçüm yöntemini yayınlamıştır. Onların değerlendirilmesinde ise 27 hasta üzerinde, bir optik algılayıcı $20\text{-}48$ saat boyunca (yani, kalp cerrahisi uygulanan) düşük ejeksiyon fraksiyonu (onlar Reesink ark. kullanılan aynı birine bakınız) uygulandı. Yeni algoritma ile birlikte fiber optik sensör, tam otomatik İABP zamanlamasına izin verdi. Aynı yıl (2005) 'de, Pinet ve arkadaşları, bir mikro-optik, mekanik sistemlere (anneler) dayalı OFPS (FISO) ile aynı zamanda İABP içinde kullanılan bir ileri sürümünü buldular. Klinik yönetiminin, fiber optik İABP tedavi etkisinin ayrıntılı bir analizi de Yarham ve arkadaşları tarafından yapıldı. Onların FOP-MIV i artık birde FDA onaylıdır. Ayrıca, bir çift basınç sensörü teknolojisine sahip bir intra-aortik balon kateter için patent 2007 alınmıştı. Mulholland ve diğerleri ise (2012) 53 yaşındaki erkek bir hastada 8-Fr, 50 cc SensationPlus™ intra-aortik balonun (IAB) katetere (Maquet de kalp-damar)sokulduğunu bildirdi. Sonuç olarak, kateter daha diastolik kan hacmi sayesinde hastaların damarları genişletilir ve sensör yardımıyla daha doğru izlenmesi desteklenir.

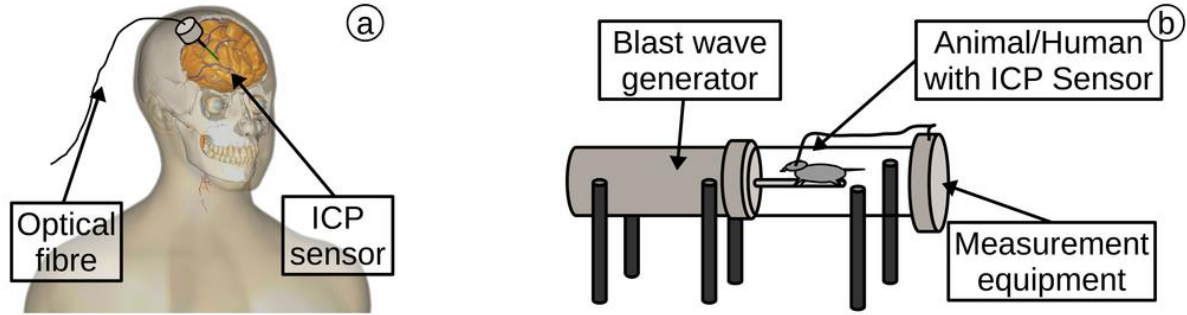
Wu ve arkadaşları (2013) bir optik algılayıcı geliştirdi ve bir domuz modelinde bir fraksiyonel akım rezervi (FFR) tekniği ile birlikte kullandılar. Son iki yıl (2014-2015), bu alanda araştırma miktarı hızla artmıştır. 2014 yılında, Rodriguez ve arkadaşları aynı anda basınç ve hacim ölçümü için bir OFPS (OPP-M, Opsens) kullandı. Canlı bir koyunda elektromanyetik alanlara dokunulmazlık deneyiyle bir sol ventrikül fonksiyonu değerlendirmesi sırasında bir MRI sensör kullanmanın mümkün olduğunu gösterdiler. Sonuç olarak Millar sensöre göre ve iyi bir korelasyon saptandı.

6.1.2.3.Nöroloji

ICP ye göre nörolojik hastalarda önemli bir artış vardır ve hayatı tehdit etmektedir. Bu hastalık (örneğin, kanser büyümesi ya da kan birikmesi) ya da patlama blast gibi faktörlere bağlı olabilir (örneğin,) IED (patlayıcı araçlar). Yükseltilmiş kafa içi basıncının belirlenmesi için optik fiberler belirleyici bir rol oynayabilir.

1996 yılında, Shapiro ve arkadaşları OFS teknolojisini kullanarak, (travma ve intra-beyin kanaması dahil beyin içi patolojisi ile, örneğin) 244 hastada içi parankimal beyin basıncının izlenebileceğini gösterdi. Ölçümler ve gözlemler 1988-1993 yılında 24 gün boyunca ortalama 7 kez yapıldı. Sadece bir hastada enfeksiyon görülmüş, ve bu durumda, enfeksiyonun 23 günlük gözlem süresinin sonunda geçti. OFPS ile (Model 110-4b, Camino Laboratories) bir kateter muhafaza edilmiş ve (Şekil 6.3a'da şematik) bir kilitleme vidası ve bir delik vasıtasıyla ile kafatası açılmış, kapatılmış yerleştirilmiş. Bu çalışmada ICP kolay ve güvenli izleme gösterdi. 2007 yılında, Bekar ve arkadaşları 631 hasta üzerinde kafa içi

basınç izlemeyle ilgili OFPS risk faktörlerinin bir analizini yayınladı. Onlar ICP izleme sisteminde enfeksiyon riskinin (% 1.8) düşük olduğunu ve güvenle kullanılabileceği sonucuna vardı.



Şekil 6.3: (a) beyin içine yerleştirilen ICP sensörü, içinde hayvan ve ICP sensörü ile patlama dalgası (b) şematik.

Chavko ve diğerleri (2007) OFPS kullanılarak oluşturulan patlama dalgalarıyla bir kafa içi basıncı ölçümünü gösterdi. Sensörler anesteziyle birlikte erkek sıçanlarda üçüncü beyin karıncığı içine yerleştirilerek denendi. Kaydedilen baskılar, 40 kPa yüksek ve birkaç milisaniye için ölçüldü. Sıçanlar patlama dalgaları üreten, (6.3'b Şekil şematik) pnömomatik tahrikli şok tüplere konuldu. Sıçanların kafasının içine açılan 1 mm'lik bir delikle, 23 birimlik bir sondayla yerleştirilen sensör sokulmuştur.

2011 yılında Bir tarafından patlama dalgalarına maruz kalan insan kafatasının içindeki geçici yanıt analizi, yayınlandı. Şok dalgaları 137.9 kPa kadar baskı üretti. OFPS ve tüpler (ÖŞ-MIV, FISO) dondurulmuş insan başları içine yerleştirilmiştir. Yapılan 15 patlama simülasyonu sırasında, sensörler beynin dört farklı alanında baskı ölçmüştür. Beyindeki sensör ölçümleri yapılırken deneyler sensör konumunun önemini, patlama dalgasının yoğunluğunu ve dalga başın yönünü gösterdi.

6.1.2.4.Ürodinami

Ürodinamik çalışmaların seyri ve bu süre boyunca gerçekleştirilen basınç ölçümleri alt üriner sistem (LUT) ile ilgili olan üretra, mesane ve karın ölçümleri gerektirir. Bu analiz, mesane ile ilgili koşulları teşhis etmek için önemlidir. Ürodinami analiz patolojik tıkanıklığı lokalize bir yöntem olarak çözülmesinde rol oynar.

1993 yılında, Belville ve arkadaşları OFPS (FST 200) sahip bir urodinamik sisteminin uygulanabilirliğini ortaya koymuştur. Optik sensör olan FDA çoklu kullanım için onaylanmış 1.6 mm liği (5 Fr) katetere yerleştirildi. Sensörün çalışması, bir yoğunluk modülüne gönderdiği sinyallerle diyafram deplasman tekniğine dayanıyordu. Sistemin özellikleri, her kullanımdan önce 15 sn kalibrasyon döngüsü gerektirir. Ölçülen basınçlar 100 Pa çözünürlükte 50 Hz frekansa sahip ve gayet iyi sonuçlarıdır. (1 cm H₂O) .

Poeggel ve diğerleri (2014) ürodinamik basınç ölçümüne izin veren bir diferansiyel ölçüm tekniği kullanılarak, canlı içindeki mesane ve hastaların karın ölçümlerinin sonuçları elde ettiler. 2015 yılında yayınlanan bir çalışmada teknik fiber optik basınç ve sıcaklık sensörü (OFPTS) oluştururken, FBG ile EFPI (yani, tek bir sensör ile basınç ve sıcaklık ölçümü)sensörü kullanıldı. Bundan başka, iki sensör 1 sm ayırma ile, 1.6 mm lik (5 Fr) katetere yerleştirildi. Bu teknik, gerçek bir diferansiyel basınç ölçümü sağladı.



Şekil 6.4: (a) Sol: Abdominal balon kateter; Sağ: Mesane kateteri; (B) ekipman ile sınav sandalye; (C) ürodinamik ölçümü.

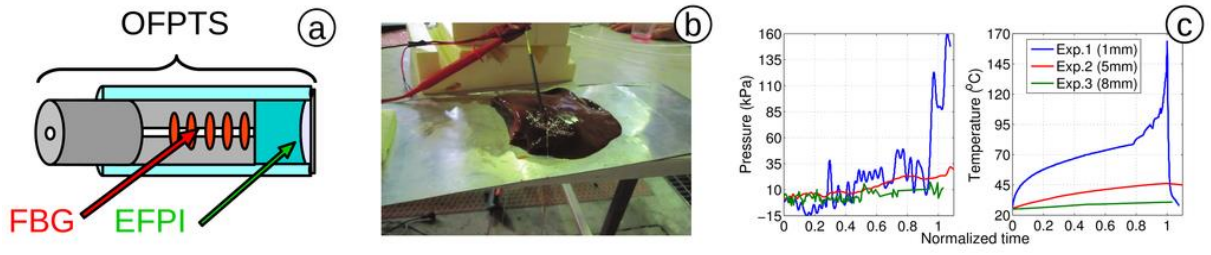
6.1.3.Canlı Dışındaki Medikal Optik Basınç Algılayıcıları Araştırması

Canlı dışındaki basınç ölçümleri vücut bağırsakları organların dışında veya fantom olarak ölçülür. Bu ölçümlerde uygulanan kısıtlama, canlı insanlarda veya hayvanlarda olduğu kadar kesin değildir. Bu alanda bazı yeni deneyler, aşağıda tarif edilmiştir.

Tedavinin kesin olarak belirlenmesinde mikro-minyatür aplikatör kullanarak, bir radyo frekans mikrodalga, lazer veya ultrason kaynağı dahilinde: termal ablasyon invaziv hipertermi işlemi uygulanır. Bu teknoloji kullanılarak, yerleşim özelliği olan canlıda bir ısı alanı üretmek mümkündür. Radyo frekans ablasyonu (RFA) ile başarılı birçok yeni kanser tedavileri uygulanmıştır. Perkütan minyatür aplikatör ile ablasyon tedavisi alanına 3 ° C / mm'den fazla bir ısı alanı oluşturulabilir. Kanser hücreleri, sıcaklık fonksiyonuna maruz kaldığı sürece hücreler ötenaziye uğrar.

Uygun minyatür ve elektrikle bağımsızlık ölçüm ekipmanı eksikliği nedeniyle, klinik RFA basınç ölçümü uygulamak mümkün değildir. RFA ilk basınç deneyi Kotoh ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. 3 cm'lik, ablasyon noktasına yerleştirilmiş bir MEMS sensörü kullanılmıştır.(2005). Daha önce, , uygun bir algılama sistemi yetersizliği nedeniyle radyo frekans ablasyonu teslim basınç algılamasını dahil etmek mümkün değildi.

Tosi ve diğerleri (2014), canlı bir hayvanın, karaciğerine (Şekil 6.5'b) bir sensör uygulanması ile tarama hayalini (OFPTS (Şekil 6.5'a)) ve RFA birinci basınç ölçümünü gerçekleştirdi. Kullanılan algılama sistemi büyük zamansal ve mekansal sıcaklıklarda olumsuz etkileri olmadan ablasyon noktasında çalışmasını sağladı ve düşük ısı duyarlılığına sahip anahtar avantajını gözler önüne sundu. RFA basınç ölçümü için yeni bir yöntem bildirmiştir. Basınç, 750 kPa tepe değerinde, fantom (Şekil 6.5'c) kapsüllenmesine (164 ° C sıcaklıkta) 162 kPa olarak kaydedildi.



Şekil 6.5: (a) EFPI ve entegre AKŞ algılama elemanı [183] ile OFPTS; (B) OFPTS ile karaciğer hayali; ve (c) basınç ve zaman içinde sıcaklık dağılımı.

BÖLÜM 7

7.1.SONUÇLAR

Yapılan bu çalışmada medikal uygulamalarda kullanılan biyolojik algılayıcılar tanımlanmış, ayrıyetten optik fiber basınç sensörleri üzerinde durulmuştur. Literatürde karşılaşılan değişik sınıflandırmalara yer verilmiş, tasarım ve imalatla kullanılan malzeme ve teknikler hakkında literatür derlemesi yapılmıştır. Bunun yanında optik fiber sensörlerin medikal alandaki uygulama örnekleri üzerinde durulmuş ve bu alanda özellikle mikro ve nano ölçekli sistemlerin geliştirilmesi yönünde yapılan çalışmalara değinilmiştir.

Mikro ve nano elektromekanik sistem (MEMS/NEMS) teknolojilerinin biyolojik algılayıcılara uygulanması ile ortaya çıkan bio-mikro/bio-nano elektromekanik sistemlerin (BioMEMS/BioNEMS) kullanılması ile özellikle vücut içindeki uygulamalarda son derece hassas ölçümlerin yapılabildiği ifade edilmiştir. Minyatürleşmeye doğru gidilen uygulamalarda, biyolojik algılayıcıların imalatında nanomalzemelerin kullanılması ile sensörlerin hassasiyet, cevaplama hızı, ölçüm ağırlığı vb. karakteristik özelliklerinde önemli derecede artış sağlandığı literatür çalışmaları referans gösterilerek vurgulanmıştır.

KAYNAKLAR

1. Tagawa, T.; Tamura, T.; Oberg, P.A. Pressure Measurement. In *Biomedical Sensors and Instruments*, 2nd ed.; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2011; Chapter 2. [Google Scholar]
2. Pollak, J.T.; Neimark, M.; Connor, J.T.; Davila, G.W. Air-Charged and microtransducer urodynamic catheters in the evaluation of urethral function. *Int. Urogynecol. J.* **2004**, *15*, 124–128. [Google Scholar]
3. Cooper, M.; Fletter, P.; Zaszczurynski, P.; Damaser, M. Comparison of air-charged and water-filled urodynamic pressure measurement catheters. *Neurourol. Urodyn.* **2011**, *30*, 329–334. [Google Scholar]
4. Digesu, G.A.; Derpapas, A.; Robshaw, P.; Vijaya, G.; Hendricken, C.; Khullar, V. Are the measurements of water-filled and air-charged catheters the same in urodynamics? *Int. Urogynecol. J.* **2014**, *25*, 123–130. [Google Scholar]
5. Wang, Q.; Brunner, H.R.; Burnier, M. Determination of cardiac contractility in awake unsedated mice with a fluid-filled catheter. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* **2004**, *286*, H806–H814. [Google Scholar]
6. Mar, C.E.; Frisbie, J.S. Liquid Filled Low Profile Dilatation Catheter. U.S. Patent 4,793,350, 27 December 1988. [Google Scholar]
7. Goldstein, B.H.; Fifer, C.G.; Armstrong, A.K.; Gelehrter, S.K.; Treadwell, M.C.; van de Ven, C.; Rocchini, A.P. Use of a pressure guidewire in fetal cardiac intervention for critical aortic stenosis. *Pediatrics* **2011**, *128*, e716–e719. [Google Scholar]
8. Zampi, J.D.; Hirsch, J.C.; Goldstein, B.H.; Armstrong, A.K. Use of a Pressure Guidewire to Assess Pulmonary Artery Band Adequacy in the Hybrid Stage I Procedure for High-risk Neonates with Hypoplastic Left Heart Syndrome and Variants. *Congenit. Heart Dis.* **2013**, *8*, 149–158. [Google Scholar]
9. Anderson, K.M.; Brumwell, D.A. Implantable Dynamic Pressure Transducer System. U.S. Patent 4,485,813, 4 December 1984. [Google Scholar]
10. Ellozy, S.H.; Carroccio, A.; Lookstein, R.A.; Minor, M.E.; Sheahan, C.M.; Jutta, J.; Cha, A.; Valenzuela, R.; Addis, M.D.; Jacobs, T.S.; *et al.* First experience in human beings with a permanently implantable intrasac pressure transducer for monitoring endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *J. Vasc. Surg.* **2004**, *40*, 405–412. [Google Scholar]
11. Abdul Razak, A.H.; Zayegh, A.; Begg, R.K.; Wahab, Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* **2012**, *12*, 9884–9912. [Google Scholar]
12. Belleville, C. Guidewire with Internal Pressure Sensor. U.S. Patent 14/537,417, 10 November 2014. [Google Scholar]
13. Mitsuhashi, N.; Fujieda, K.; Tamura, T.; Kawamoto, S.; Takagi, T.; Okubo, K. BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts. *Nucleic Acids Res.* **2009**, *37*, D782–D785. [Google Scholar]
14. Okubo, K. BodyParts3D. BodyParts3D, by The Database Center for Life Science. Available online: <http://lifesciencedb.jp/bp3d/> accessed on 10 July 2015.
15. Clausen, I.; Glott, T. Development of Clinically Relevant Implantable Pressure Sensors: Perspectives and Challenges. *Sensors* **2014**, *14*, 17686–17702. [Google Scholar]
16. Food and Drug Administration (FDA). Use of International Standard ISO 10993, Biological Evaluation of Medical Devices Part 1: Evaluation and Testing. Available online: <http://www.fda.gov/downloads/medicaldevices/deviceregulationandguidance/guidancedocuments/ucm348890.pdf> accessed on 10 July 2015.

17. International Standardization Organization. *ISO 13485:2003 Medical Devices—Quality Management Systems—Requirements for Regulatory Purposes*; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2003. Available online: http://www.iso.org/iso/catalogue_detail?csnumber=36786 accessed on 1 May 2015.
18. International Standardization Organization. *Non-Invasive Sphygmomanometers-Part 2: Clinical Validation of Automated Measurement Type*. Available online: http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_ics/catalogue_detail_ics.htm?csnumber=50814 accessed on 14 July 2015.
19. Date, P. *Approved American National Standards*; ANSI: Washington, DC, USA, 2015. [Google Scholar]
20. ANSI/AAMI, *Manual, Electronic or Automated Sphygmomanometers*; Technical Report; ANSI/AAMI: Arlington, VA, USA, 2003.
21. ANSI/AAMI, *ANSI/AAMI BP22: 1994 Blood Pressure Transducers*; Technical Report; AAMI: Arlington, VA, USA, 1994.
22. Chobanian, A.V.; Bakris, G.L.; Black, H.R.; Cushman, W.C.; Green, L.A.; Izzo, J.L., Jr.; Jones, D.W.; Materson, B.J.; Oparil, S.; Wright, J.T., Jr.; *et al.* The seventh report of the joint national committee on prevention, detection, evaluation, and treatment of high blood pressure: The JNC 7 report. *JAMA* **2003**, *289*, 2560–2571. [Google Scholar]
23. Baura, G. Blood pressure monitors. In *Medical Device Technologies: A Systems Based Overview Using Engineering Standards*; Academic Press: Waltham, MA, USA, 2011; Chapter 7. [Google Scholar]
24. Hall, J.E. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*; Elsevier Health Sciences: Waltham, MA, USA, 2010. [Google Scholar]
25. Nyquist, H. Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. *Trans. Am. Inst. Electr. Eng.* **1928**, *47*, 617–644. [Google Scholar]
26. Baura, G. Diagnosis and therapy. In *Medical Device Technologies: A Systems Based Overview Using Engineering Standards*; Academic Press: Waltham, MA, USA, 2011; Chapter 1. [Google Scholar]
27. Gardner, R.M. Direct blood pressure measurement-dynamic response requirements. *Anesthesiology* **1981**, *54*, 227–236. [Google Scholar]
28. Schafer, W.; Abrams, P.; Liao, L.; Mattiasson, A.; Pesce, F.; Spangberg, A.; Sterling, A.M.; Zinner, N.R.; Kerrebroeck, P.V. Good urodynamic practices: Uroflowmetry, filling cystometry, and pressure-flow studies. *Neurourol. Urodyn.* **2002**, *21*, 261–274. [Google Scholar]
29. Griffiths, D.; Hofner, K.; van Mastrigt, R.; Rollema, H.J.; Spangberg, A.; Glaeson, D. Standardization of terminology of lower urinary tract function: Pressure-Flow studies of voiding, urethral resistance, and urethral obstruction. *Neurourol. Urodyn.* **1997**, *16*, 1–18. [Google Scholar]
30. Rowant, D.; James, E.D.; Kramer, A.E.; Sterling, A.M.; Suhel, P.F. Urodynamic equipment: Technical aspects. *J. Med. Eng. Technol.* **1987**, *11*, 57–64. [Google Scholar]
31. Abrams, P.; Cardozo, L.; Fall, M.; Griffiths, D.; Rosier, P.; Ulmsten, U.; van Kerrebroeck, P.; Victor, A.; Wein, A. The standardisation of terminology of lower urinary tract function: Report from the standardisation sub-committee of the international continence society. *Am. J. Obstet. Gynecol.* **2002**, *187*, 116–126. [Google Scholar]
32. ANSI/AAMI, *ANSI/AAMI NS28: 1988 (R2010) Intracranial Pressure Monitoring Device*; Technical Report; ANSI/AAMI/ISO: Arlington, VA, USA, 2010.

33. Andrews, P.J.; Citerio, G.; Longhi, L.; Polderman, K.; Sahuquillo, J.; Vajkoczy, P. Care, N.I. of the European Society of Intensive Care Medicine, E.M.N.S. NICEM consensus on neurological monitoring in acute neurological disease. *Intensiv. Care Med.* **2008**, *54*, 1362–1370. [[Google Scholar](#)]
34. Frey, U.; Stocks, J.; Coates, A.; Sly, P.; Bates, J. Specifications for equipment used for infant pulmonary function testing. ERS/ATS task force on standards for infant respiratory function testing. European respiratory society/American thoracic society. *Eur. Respir. J.* **2000**, *16*, 731–740. [[Google Scholar](#)]
35. Kharitonov, S.; Alving, K.; Barnes, P. Exhaled and nasal nitric oxide measurements: Recommendations. *Eur. Respir. J.* **1997**, *10*, 1683–1693. [[Google Scholar](#)]
36. Bensenor, R.E.; Vieira, J.E.; Auler, J.O.C., Jr. Guidelines for inspiratory flow setting when measuring the pressure-volume relationship. *Anesth. Analg.* **2003**, *97*, 145–150. [[Google Scholar](#)]
37. Rao, S.S.C.; Azpiroz, F.; Diamant, N.; Enck, P.; Tougas, G.; Wald, A. Minimum standards of anorectal manometry. *Neurogastroenterol. Motil.* **2002**, *14*, 553–559. [[Google Scholar](#)]
38. Coss-Adame, E.; Rao, S.S.; Valestin, J.; Ali-Azamar, A.; Remes-Troche, J.M. Accuracy and Reproducibility of High-definition Anorectal Manometry and Pressure Topography Analyses in Healthy Subjects. *Clin. Gastroenterol. Hepatol.* **2015**, *13*, 1143–1150. [[Google Scholar](#)]
39. Weinreb, R.N.; Brandt, J.D.; Garway-Heath, D.; Medeiros, F. *Intraocular Pressure*; Kugler Publications: Amsterdam, Netherlands, 2007; Volume 4. [[Google Scholar](#)]
40. ISO, *ISO-8612: Ophthalmic Instruments—Tonometers*; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2009.
41. ISO, *ISO-14242-2: Implants for Surgery—Wear of Total Hip-Joint Prostheses—Part 2: Methods of Measurement*; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2000.
42. National Honor Society (NHS), *Buyers Guide-Urodynamic Systems-CEP08045*; Technical Report; NHS Purchasing and Supply Agency: Pittsburgh, PA, USA, 2008.
43. Wilson, J.S. Pressure measurement: Principles and practice. *Sensors* **2003**, *20*, 19–37. [[Google Scholar](#)]
44. Swanson, R.H. *A Low-Cost Instrument to Measure Temperature or Resistance Accurately*; Rocky Mountain Forest and Range Experiment Station, Forest Service, US Department of Agriculture: Washington, DC, USA, 1967; Volume 80. [[Google Scholar](#)]
45. Stefanescu, D. Wheatstone Bridge—The Basic Circuit for Strain Gauge Force Transducers. In *Handbook of Force Transducers*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2011; pp. 347–360. [[Google Scholar](#)]
46. Ahn, W.; Bahk, J.H.; Lim, Y.J. The “gauge” system for the medical use. *Anesth. Analg.* **2002**, *95*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
47. Kucklick, T.R. *The Medical Device R&D Handbook*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2012. [[Google Scholar](#)]
48. Components, J.M.M. *Precious Metals—Tubing*; Technical Report; Johnson Matthey Medical Components: West Chester, IL, USA, 2015. [[Google Scholar](#)]
49. Weisz, M.; Johnston, V. Common errors in clinical measurement. *Anaesth. Intensiv. Care Med.* **2014**, *15*, 533–536. [[Google Scholar](#)]
50. Merit Sensor, *The Merit Sensor Blood Pressure Sensor*; Merit Sensor: South Jordan, UT, USA, 2015.

51. Elcam Medical. Elcam Disposable Integrated Pressure Transducer Is Indicated for Pressure Sensing During Clinically Invasive Procedures. Available online: [http://www.elcam.co.il/pdf/pdf_brochure/Sense-IT\(IPT\)_2013.pdf](http://www.elcam.co.il/pdf/pdf_brochure/Sense-IT(IPT)_2013.pdf) accessed on 3 May 2015.
52. Mems cap, *SP854 Biomedical Pressure Transducer*; Memscap Solutions: Crolles, France, 2012.
53. Measurement Specialties Inc, *Pressure Sensor—1620*; Measurement Specialties Inc.: Hampton, VA, USA, 2014.
54. Laine, S. FDA Approves First Implantable Wireless Device with Remote Monitoring to Measure Pulmonary Artery Pressure in Certain Heart Failure Patients. *FDA*, 2014. Available online: <http://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/ucm399024.htm> accessed on 1 May 2015. [Google Scholar]
55. Roriz, P.; Ramos, A.; Santos, J.L.; Simões, J.A. Fiber optic intensity-modulated sensors: A review in biomechanics. *Photonic Sens.* **2012**, *2*, 315–330. [Google Scholar]
56. Faria, J.B. A theoretical analysis of the bifurcated fiber bundle displacement sensor. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **1998**, *47*, 742–747. [Google Scholar]
57. Brandao Faria, J. Modeling the Y-branched optical fiber bundle displacement sensor using a quasi-Gaussian beam approach. *Microw. Opt. Technol. Lett.* **2000**, *25*, 138–141. [Google Scholar]
58. Lekholm, A.; Lindström, L. Optoelectronic transducer for intravascular measurements of pressure variations. *Med. Biol. Eng.* **1969**, *7*, 333–335. [Google Scholar]
59. Lindstrom, L.H. Miniaturized pressure transducer intended for intravascular use. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1970**, *BME-17*, 207–219. [Google Scholar]
60. Matsumoto, H.; Saegusa, M.; Saito, K.; Mizoi, K. The development of a fibre optic catheter tip pressure transducer. *J. Med. Eng. Technol.* **1978**, *2*, 239–242. [Google Scholar]
61. Crenshaw, A.G.; Styf, J.R.; Mubarak, S.J.; Hargens, A.R. A new “transducer-tipped” fiber optic catheter for measuring intramuscular pressures. *J. Orthop. Res.* **1990**, *8*, 464–468. [Google Scholar]
62. Shi, W. Fiber Optic Intravascular Blood Pressure Transducer. U.S. Patent 4,991,590, 12 February 1991. [Google Scholar]
63. Dianov, E.M.; Belovolov, M.I.; Bubnov, M.M.; Semenov, S.L. Fiber-Optic Pressure Sensor, Variants and Method for Producing A Resilient Membrane. U.S. Patent 6,539,136, 25 March 2003. [Google Scholar]
64. Little, R.L.; Fiber, Optic. Pressure Transducer. U.S. Patent 5,005,584, 9 April 1991. [Google Scholar]
65. Fine, I.; Sternberg, A.; Katz, Y.; Goldinov, L.; Rapoport, B. Sensor, Method and Device for Optical Blood Oximetry. U.S. Patent 6,031,603, 29 February 2000. [Google Scholar]
66. Purdy, P.D.; Nair, A.; Pham, P.P.; Ramzipoor, K.; Bashiri, M.; Eder, J.C. Introducer Sheath. U.S. Patent 7,011,647, 14 March 2006. [Google Scholar]
67. Gelabert-Gonzalez, M.; Ginesta-Galan, V.; Sernamito-Garcia, R.; Allut, A.; Bandin-Dieguez, J.; Rumbo, R. The Camino Intracranial Pressure Device in Clinical Practice. Assessment in a 1000 Cases. *Acta Neurochir.* **2006**, *148*, 435–441. [Google Scholar]
68. Münch, E.; Weigel, R.; Schmiedek, P.; Schürer, L. The Camino intracranial pressure device in clinical practice: Reliability, handling characteristics and complications. *Acta Neurochir.* **1998**, *140*, 1113–1120. [Google Scholar]

69. Martínez-Mañas, R.M.; Santamarta, D.; de Campos, J.M.; Ferrer, E. Camino® intracranial pressure monitor: Prospective study of accuracy and complications. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **2000**, *69*, 82–86. [Google Scholar]
70. Taffoni, F.; Formica, D.; Saccomandi, P.; Pino, G.D.; Schena, E. Optical fiber-based MR-compatible sensors for medical applications: An overview. *Sensors* **2013**, *13*, 14105–14120. [Google Scholar]
71. Hazarika, D.; Pegu, D. Micro-Controller based air pressure monitoring instrumentation system using optical fibers as sensor. *Opt. Fiber Technol.* **2013**, *19*, 83–87. [Google Scholar]
72. Johnson, D. Novel Optical Fibers-Draw-tower process creates high-quality FBG arrays. *Laser Focus World* **2012**, *48*, 53. [Google Scholar]
73. Lindner, E.; Mörbitz, J.; Chojetzki, C.; Becker, M.; Bräuckner, S.; Schuster, K.; Rothhardt, M.; Willsch, R.; Bartelt, H. Tailored draw tower fiber Bragg gratings for various sensing applications. In *Proc. SPIE*; 2012; Volume 8351. [Google Scholar] [CrossRef]
74. Rao, Y.J. Recent progress in fiber-optic extrinsic Fabry-Perot interferometric sensors. *Opt. Fiber Technol.* **2006**, *12*, 227–237. [Google Scholar]
75. Udd, E.; Spillman, W.B., Jr. *Fiber Optic Sensors: An Introduction for Engineers and Scientists*; John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2011. [Google Scholar]
76. Lindner, E.; Canning, J.; Chojetzki, C.; Brückner, S.; Becker, M.; Rothhardt, M.; Bartelt, H. Post-hydrogen-loaded draw tower fiber Bragg gratings and their thermal regeneration. *Appl. Opt.* **2011**, *50*, 2519–2522. [Google Scholar]
77. Othonos, A.; Kalli, K. *Fiber Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing*; Artech House: Norwood, WI, USA, 1999. [Google Scholar]
78. Hill, K.O.; Meltz, G. Fiber Bragg Grating Technology Fundamentals and Overview. *J. Lightw. Technol.* **1997**, *15*, 1263–1276. [Google Scholar]
79. Lee, B. Review of the present status of optical fiber sensors. *Opt. Fiber Technol.* **2003**, *9*, 57–79. [Google Scholar]
80. Rao, Y.J. In-fibre Bragg grating sensors. *Meas. Sci. Technol.* **1997**, *8*. [Google Scholar] [CrossRef]
81. LUNA. Optical Backscatter Reflectometer Model OBR 4600. Available online: http://lunainc.com/wp-content/uploads/2014/05/OBR4600_Data-Sheet_Rev-05.pdf accessed on 11 May 2015.
82. Froggatt, M.E.; Gifford, D.K.; Kreger, S.; Wolfe, M.; Soller, B.J. Characterization of polarization-maintaining fiber using high-sensitivity optical-frequency-domain reflectometry. *J. Lightw. Technol.* **2006**, *24*, 4149–4154. [Google Scholar]
83. Bremer, K.; Leen, G.; Lewis, E.; Moss, B.; Lochmann, S.; Mueller, I. Pressure Sensor With an Interferometric Sensor and an in-Fiber Bragg Grating Reference Sensor. U.S. Patent 8,764,678, 1 July 2014. [Google Scholar]
84. Bae, H.; Yu, M. Miniature Fabry-Perot pressure sensor created by using UV-molding process with an optical fiber based mold. *Opt. Express* **2012**, *20*, 14573–14583. [Google Scholar]
85. Poeggel, S.; Leen, G.; Bremer, K.; Lewis, E. Miniature Optical fiber combined pressure-and temperature sensor for medical applications. Proceedings of the 2012 IEEE Sensors, Taipei, Taiwan, 28–31 October 2012; pp. 1–4.
86. Tosi, D.; Macchi, E.G.; Braschi, G.; Cigada, A.; Gallati, M.; Rossi, S.; Poeggel, S.; Leen, G.; Lewis, E. Fiber-optic combined FPI/FBG sensors for monitoring of radio-frequency

- thermal ablation of liver tumors: *Ex vivo* experiments. *Appl. Opt.* **2014**, *53*, 2136–2144. [Google Scholar]
87. Poeggel, S.; Tosi, D.; Fusco, F.; Ippolito, J.; Lupoli, L.; Mirone, V.; Sannino, S.; Leen, G.; Lewis, E. Fiber-Optic EFPI Pressure Sensors for *In Vivo* Urodynamic Analysis. *IEEE Sens. J.* **2014**, *14*, 2335–2340. [Google Scholar]
 88. Opsens. LifeSens. OpSens, IMP0030 LIFESENS Rev 2.0. Available online: http://www.opsens.com/pdf/products/LifeSens_Rev_2_0.pdf accessed on 5 May 2015.
 89. Taffoni, F.; Formica, D.; Saccomandi, P.; Pino, G.D.; Schena, E. Optical fiber-based MR-compatible sensors for medical applications: An overview. *Sensors* **2013**, *13*, 14105–14120. [Google Scholar]
 90. Rao, Y.J.; Jackson, D. Recent progress in fibre optic low-coherence interferometry. *Meas. Sci. Technol.* **1996**, *7*, 981–999. [Google Scholar]
 91. Lee, B.H.; Kim, Y.H.; Park, K.S.; Eom, J.B.; Kim, M.J.; Rho, B.S.; Choi, H.Y. Interferometric fiber optic sensors. *Sensors* **2012**, *12*, 2467–2486. [Google Scholar]
 92. Fabry, C.; Perot, A. Mesure de petites épaisseurs en valeur absolue. *Comptes Rendus* **1896**, *123*, 855–858. [Google Scholar]
 93. Mishra, V.; Singh, N.; Tiwari, U.; Kapur, P. Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications. *Sens. Actuators A Phys* **2011**, *167*, 279–290. [Google Scholar]
 94. Roriz, P.; Frazao, O.; Lobo-Ribeiro, A.B.; Santos, J.L.; Simoes, J.A. Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and biomechanical applications. *J. Biomed. Opt.* **2013**, *18*. [Google Scholar] [CrossRef]
 95. Islam, M.R.; Ali, M.M.; Lai, M.H.; Lim, K.S.; Ahmad, H. Chronology of Fabry-Perot Interferometer Fiber-Optic Sensors and Their Applications: A Review. *Sensors* **2014**, *14*, 7451–7488. [Google Scholar]
 96. Qi, B.; Pickrell, G.R.; Xu, J.; Zhang, P.; Duan, Y.; Peng, W.; Huang, Z.; Huo, W.; Xiao, H.; May, R.G.; *et al.* Novel data processing techniques for dispersive white light interferometer. *Opt. Eng.* **2003**, *42*, 3165–3171. [Google Scholar]
 97. Chen, L.; Chan, C.; Yuan, W.; Goh, S.; Sun, J. High performance chitosan diaphragm-based fiber-optic acoustic sensor. *Sens. Actuators A Phys.* **2010**, *163*, 42–47. [Google Scholar]
 98. Xu, K.; Ren, D.; Shi, X.; Li, C.; Lu, W.; Lu, L.; Lu, L.; Yu, B. High-sensitivity Fabry-Perot interferometric pressure sensor based on a nanothick silver diaphragm. *Opt. Lett.* **2012**, *37*, 133–135. [Google Scholar]
 99. Li, C.; Xiao, J.; Guo, T.; Fan, S.; Jin, W. Interference characteristics in a Fabry-Perot cavity with graphene membrane for optical fiber pressure sensors. *Microsyst. Technol.* **2014**. [Google Scholar] [CrossRef]
 100. Bae, H.; Yun, D.; Liu, H.; Olson, D.A.; Yu, M. Hybrid miniature Fabry-Perot sensor with dual optical cavities for simultaneous pressure and temperature measurements. *J. Lightw. Technol.* **2014**, *32*, 1585–1593. [Google Scholar]
 101. FISO Technologies Inc. Evolution Product Datasheet - Medical Pressure Solution. Available online: <http://www.fiso.com/admin/useruploads/files/fop-miv.pdf> accessed on 1 May 2015.
 102. RJC Enterprises, LLC. Pressure Sensor Assemblies. Available online: <http://www.rjcenterprises.net/products.html> accessed on 1 May 2015.
 103. Kanellos, G.T.; Papaioannou, G.; Tsiokos, D.; Mitrogiannis, C.; Nianios, G.; Pleros, N. Two dimensional polymer-embedded quasi-distributed FBG pressure sensor for biomedical applications. *Opt. Express* **2010**, *18*, 179–186. [Google Scholar]

104. Ahmad, H.; Chong, W.Y.; Thambiratnam, K.; Zulkifli, M.Z.; Poopalan, P.; Thant, M.M.M.; Harun, S.W. High sensitivity fiber Bragg grating pressure sensor using thin metal diaphragm. *IEEE Sens. J.* **2009**, *9*, 1654–1659. [[Google Scholar](#)]
105. Zhang, W.; Li, E.; Liu, Y.; Liu, L. Ultrathin FBG pressure sensor with enhanced responsivity. *IEEE Photonics Technol. Lett.* **2007**, *19*, 1553–1555. [[Google Scholar](#)]
106. He, X.; Handa, J.; Gehlbach, P.; Taylor, R.; Iordachita, I. A submillimetric 3-DOF force sensing instrument with integrated fiber bragg grating for retinal microsurgery. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2014**, *61*, 522–534. [[Google Scholar](#)]
107. Park, Y.L.; Ryu, S.C.; Black, R.J.; Moslehi, B.; Cutkosky, M.R. Fingertip force control with embedded fiber Bragg grating sensors. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, CA, USA, 19 May 2008; pp. 3431–3436.
108. Thompson, M.; Vandenberg, E.T. *In vivo* probes: Problems and perspectives. *Clin. Biochem.* **1986**, *19*, 255–261. [[Google Scholar](#)]
109. Rehman, S.; Claesson, A. Specialty optical fibers make surgery less invasive. *Photonics Spectra* **2012**, *38*, 10. [[Google Scholar](#)]
110. Roriz, P.; Carvalho, L.; Frazão, O.; Santos, J.L.; Simões, J.A. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 1251–1261. [[Google Scholar](#)]
111. Mishra, V.; Singh, N. *Optical Fiber Gratings in Perspective of Their Applications in Biomedicine*; INTECH Open Access Publisher: Rijeka, Croatia, 2012. [[Google Scholar](#)]
112. Korolyov, V.; Potapov, V. Biomedical Fiber-Optic Temperature and Pressure Sensors. *Biomed. Eng.* **2012**, *46*, 1–4. [[Google Scholar](#)]
113. Cottier, P.S.; Karpen, W.R.; Morrow, D.A.; Kaufman, K.R. Performance characteristics of a new generation pressure microsensor for physiologic applications. *Ann. Biomed. Eng.* **2009**, *37*, 1638–1645. [[Google Scholar](#)]
114. Bosch, M.E.; Sánchez, A.J.R.; Rojas, F.S.; Ojeda, C.B. Recent development in optical fiber biosensors. *Sensors* **2007**, *7*, 797–859. [[Google Scholar](#)]
115. Dziuda, Ł. Fiber-optic sensors for monitoring patient physiological parameters: A review of applicable technologies and relevance to use during magnetic resonance imaging procedures. *J. Biomed. Opt.* **2015**, *20*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
116. Peterson, J.; Vurek, G. Fiber-optic sensors for biomedical applications. *Science* **1984**, *224*, 123–127. [[Google Scholar](#)]
117. Hench, L.L.; Wilson, J. Biocompatibility of silicates for medical use. In *Silicon Biochemistry*; John Wiley: New York, NY, USA, 1986; pp. 231–246. [[Google Scholar](#)]
118. Voskerician, G.; Shive, M.S.; Shawgo, R.S.; von Recum, H.; Anderson, J.M.; Cima, M.J.; Langer, R. Biocompatibility and biofouling of MEMS drug delivery devices. *Biomaterials* **2003**, *24*, 1959–1967. [[Google Scholar](#)]
119. Kotzar, G.; Freas, M.; Abel, P.; Fleischman, A.; Roy, S.; Zorman, C.; Moran, J.M.; Melzak, J. Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials* **2002**, *23*, 2737–2750. [[Google Scholar](#)]
120. Li, Y.; Shawgo, R.S.; Tyler, B.; Henderson, P.T.; Vogel, J.S.; Rosenberg, A.; Storm, P.B.; Langer, R.; Brem, H.; Cima, M.J. *In vivo* release from a drug delivery MEMS device. *J. Controlled Release* **2004**, *100*, 211–219. [[Google Scholar](#)]
121. Lavan, D.A.; McGuire, T.; Langer, R. Small-scale systems for *in vivo* drug delivery. *Nat. Biotechnol.* **2003**, *21*, 1184–1191. [[Google Scholar](#)]
122. Yang, C.; Zhao, C.; Wold, L.; Kaufman, K.R. Biocompatibility of a physiological pressure sensor. *Biosens. Bioelectron.* **2003**, *19*, 51–58. [[Google Scholar](#)]

123. OFS. Fiber Opticl Solutions for Medical Devices. Available online: http://www.ofsoptics.com/pdf/fiber_optic_solutions_for_medical_devices.pdf accessed on 6 My 2015.
124. Stolov, A.A.; Slyman, B.E.; Burgess, D.T.; Hokansson, A.S.; Li, J.; Allen, R.S. Effects of sterilization methods on key properties of specialty optical fibers used in medical devices. *Proc. SPIE* **2013**, 8576. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
125. Everhart, J.E.; Ruhl, C.E. Burden of digestive diseases in the United States part I: Overall and upper gastrointestinal diseases. *Gastroenterology* **2009**, 136, 376–386. [[Google Scholar](#)]
126. Peery, A.F.; Dellon, E.S.; Lund, J.; Crockett, S.D.; McGowan, C.E.; Bulsiewicz, W.J.; Gangarosa, L.M.; Thiny, M.T.; Stizenberg, K.; Morgan, D.R.; *et al.* Burden of Gastrointestinal Disease in the United States: 2012 Update. *Gastroenterology* **2012**, 143, 1179–1187. [[Google Scholar](#)]
127. Takeuchi, S.; Tohara, H.; Kudo, H.; Otsuka, K.; Saito, H.; Uematsu, H.; Mitsubayashi, K. An optic pharyngeal manometric sensor for deglutition analysis. *Biomed. Microdevices* **2007**, 9, 893–899. [[Google Scholar](#)]
128. Kong, D.R.; He, B.B.; Wu, A.J.; Wang, J.G.; Yu, F.F.; Xu, J.M. Fiberoptic sensor for noninvasive measurement of variceal pressure. *Endoscopy* **2013**, 45, E55–E56. [[Google Scholar](#)]
129. Arkwright, J.W.; Underhill, I.D.; Maunder, S.A.; Blenman, N.; Szczesniak, M.M.; Wiklendt, L.; Cook, I.J.; Lubowski, D.Z.; Dinning, P.G. Design of a high-sensor count fibre optic manometry catheter for *in vivo* colonic diagnostics. *Opt. Express* **2009**, 17, 22423–22431. [[Google Scholar](#)]
130. Arkwright, J.W.; Blenman, N.G.; Underhill, I.D.; Maunder, S.A.; Szczesniak, M.M.; Dinning, P.G.; Cook, I.J. *In-vivodemonstration* of a high resolution optical fiber manometry catheter for diagnosis of gastrointestinal motility disorders. *Opt. Express* **2009**, 17, 4500–4508. [[Google Scholar](#)]
131. Wang, D.H.C.; Abbott, A.; Maunder, S.A.; Blenman, N.G.; Arkwright, J.W. A miniature fiber Bragg grating pressure sensor for *in vivo* sensing applications. *Proc. SPIE* **2012**, 8421. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
132. Becker, M.; Rothhardt, M.; Schröder, K.; Voigt, S.; Mehner, J.; Teubner, A.; Lüpke, T.; Thieroff, C.; Krüger, M.; Chojetzki, C.; *et al.* Characterization of fiber Bragg grating-based sensor array for high resolution manometry. *Proc. SPIE* **2012**, 8439. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
133. Dinning, R.; Wiklendt, L.; Maslen, L.; Gibbins, I.; Patton, V.; Arkwright, J.; Lubowski, D.; O'Grady, G.; Bampton, P.; Brookes, S.; *et al.* Quantification of *in vivo* colonic motor patterns in healthy humans before and after a meal revealed by high-resolution fiber-optic manometry. *Neurogastroenterol. Motil.* **2014**, 26, 1443–1457. [[Google Scholar](#)]
134. Roger, V.L.; Go, A.S.; Lloyd-Jones, D.M.; Benjamin, E.J.; Berry, J.D.; Borden, W.B.; Bravata, D.M.; Dai, S.; Ford, E.S.; Fox, C.S.; *et al.* Heart disease and stroke statistics—2012 update a report from the American heart association. *Circulation* **2012**, 125, e2–e220. [[Google Scholar](#)]
135. Go, A.S.; Mozaffarian, D.; Roger, V.L.; Benjamin, E.J.; Berry, J.D.; Blaha, M.J.; Dai, S.; Ford, E.S.; Fox, C.S.; Franco, S.; *et al.* Heart disease and stroke statistics—2014 update: A report from the American Heart Association. *Circulation* **2014**, 129. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]

136. Reesink, K.D.; van der Nagel, T.; Bovelandt, J.; Jansen, J.R.; van der Veen, F.H.; Schreuder, J.J. Feasibility study of a fiber-optic system for invasive blood pressure measurements. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* **2002**, *57*, 272–276. [[Google Scholar](#)]
137. Woldbaek, P.R.; Strømme, T.A.; Sande, J.B.; Christensen, G.; Tønnessen, T.; Ilebekk, A. Evaluation of a new fiber-optic pressure recording system for cardiovascular measurements in mice. *Am. J. Physiol. Heart Circulatory Physiol.* **2003**, *285*, H2233–H2239. [[Google Scholar](#)]
138. Schreuder, J.J.; Castiglioni, A.; Donelli, A.; Maisano, R.; Jansen, J.R.; Hanania, R.; Hanlon, P.; Bovelandt, J.; Alfieri, O. Automatic Intraaortic Balloon Pump Timing Using an Intra-beat Dicrotic Notch Prediction Algorithm. *Ann. Thoracic Surg.* **2005**, *79*, 1017–1022. [[Google Scholar](#)]
139. Pinet, E.; Pham, A.; Rioux, S. Miniature fiber optic pressure sensor for medical applications: An opportunity for intra-aortic balloon pumping (IABP) therapy. *Proc. SPIE* **2005**, *5855*, 234–237. [[Google Scholar](#)]
140. Yarham, G.; Clements, A.; Morris, C.; Cumberland, T.; Bryan, M.; Oliver, M.; Burrows, H.; Mulholland, J. Fiber-optic intra-aortic balloon therapy and its role within cardiac surgery. *Perfusion* **2013**, *28*, 97–102. [[Google Scholar](#)]
141. Schock, R.; Williams, J.; Walters, D. Intra-aortic balloon catheter having a dual sensor pressure sensing system. US patent 7,229,403, 12 June 2007. [[Google Scholar](#)]
142. Mulholland, J.; Yarham, G.; Clements, A.; Morris, C.; Loja, D. Mechanical left ventricular support using a 50 cc 8 Fr fibre-optic intra-aortic balloon technology: A case report. *Perfusion* **2013**, *28*, 109–113. [[Google Scholar](#)]
143. Wu, N.; Tian, Y.; Zou, X.; Zhai, Y.; Barringhaus, K.; Wang, X. A miniature fiber optic blood pressure sensor and its application in *in vivo* blood pressure measurements of a swine model. *Sens. Actuators B Chem.* **2013**, *181*, 172–178. [[Google Scholar](#)]
144. Yuan, Q.Y.; Zhang, L.; Xiao, D.; Zhao, K.; Lin, C.; Si, L.Y. An Accurate, Flexible and Small Optical Fiber Sensor: A Novel Technological Breakthrough for Real-Time Analysis of Dynamic Blood Flow Data *In Vivo*. *PLoS ONE* **2014**, *9*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
145. Tian, Y.; Wu, N.; Zou, X.; Zhang, Y.; Barringhaus, K.; Wang, X. A Study on Packaging of Miniature Fiber Optic Sensors for *In-Vivo* Blood Pressure Measurements in a Swine Model. *IEEE Sens. J.* **2014**, *14*, 629–635. [[Google Scholar](#)]
146. Tucker-Schwartz, J.; Gillies, G.; Mahapatra, S. Improved Pressure Frequency Sensing Subxiphoid Pericardial Access System: Performance Characteristics During *in Vivo* Testing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2011**, *58*, 845–852. [[Google Scholar](#)]
147. Bakker, E.; Visser, K.; Van Der Wal, A.; Kuiper, M.; Koopmans, M.; Breedveld, R. Inflation and deflation timing of the AutoCAT 2 WAVE intra-aortic balloon pump using the autoPilot mode in a clinical setting. *Perfusion* **2012**, *27*, 393–398. [[Google Scholar](#)]
148. Hanlon-Pena, P.M.; Quaal, S.J. Resource Document: Evidence Supporting Current Practice in Timing Assessment. *Am. J. Crit. Care* **2011**, *20*, e99–e102. [[Google Scholar](#)]
149. Rodriguez, D.A.A.; Durand, E.; de Rochefort, L.; Boudjemline, Y.; Mousseaux, E. Simultaneous pressure-volume measurements using optical sensors and MRI for left ventricle function assessment during animal experiment. *Med. Eng. Phys.* **2015**, *37*, 100–108. [[Google Scholar](#)]
150. Rodriguez, D. Left Ventricular Pressure-Volume Analysis: An Example of Function Assessment on a Sheep. Ph.D. Thesis, Université Paris Sud, Paris, France, 2015. [[Google Scholar](#)]

151. Reilly, P.; Bullock, R. *Head Injury: Pathophysiology & Management*, 2nd ed.; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2005. [[Google Scholar](#)]
152. Shapiro, S.; Bowman, R.; Callahan, J.; Wolfla, C. The fiberoptic intraparenchymal cerebral pressure monitor in 244 patients. *Surg. Neurol.* **1996**, *45*, 278–281. [[Google Scholar](#)]
153. Bekar, A.; Dogan, S.; Abas, K.; Caner, B.; Korfali, G.; Kocaeli, H.; Yilmazlar, S.; Korfali, E. Risk factors and complications of intracranial pressure monitoring with a fiberoptic device. *J. Clin. Neurosci.* **2009**, *16*, 236–240. [[Google Scholar](#)]
154. Chavko, M.; Koller, W.A.; Prusaczyk, W.K.; McCarron, R.M. Measurement of blast wave by a miniature fiber optic pressure transducer in the rat brain. *J. Neurosci. Methods* **2007**, *159*, 277–281. [[Google Scholar](#)]
155. Leonardi, A.D.C.; Bir, C.A.; Ritzel, D.V.; VandeVord, P.J. Intracranial pressure increases during exposure to a shock wave. *J. Neurotrauma* **2011**, *28*, 85–94. [[Google Scholar](#)]
156. Dal Cengio Leonardi, A.; Keane, N.; Hay, K.; Ryan, A.; Bir, C.; VandeVord, P. Methodology and Evaluation of Intracranial Pressure Response in Rats Exposed to Complex Shock Waves. *Ann. Biomed. Eng.* **2013**, *41*, 2488–2500. [[Google Scholar](#)]
157. Bir, C. *Measuring Blast-Related Intracranial Pressure within the Human Head*; Technical Report; DTIC Document: Detroit, MI, USA, 2011. [[Google Scholar](#)]
158. Nitti, V.W. Pressure flow urodynamic studies: The gold standard for diagnosing bladder outlet obstruction. *Rev. Urol.* **2005**, *7*, S14–S21. [[Google Scholar](#)]
159. Defreitas, G.A.; Zimmern, P.E.; Lemack, G.E.; Shariat, S.F. Refining diagnosis of anatomic female bladder outlet obstruction: Comparison of pressure-flow study parameters in clinically obstructed women with those of normal controls. *Urology* **2004**, *64*, 675–679. [[Google Scholar](#)]
160. Belville, W.D.; Swierzewski, S.J.; Wedemeyer, G.; McGuire, E.J. Fiberoptic microtransducer pressure technology: Urodynamic implications. *Neurourol. Urodyn* **1993**, *12*, 171–178. [[Google Scholar](#)]
161. Poeggel, S.; Duraibabu, D.; Tosi, D.; Leen, G.; Lewis, E.; McGrath, D.; Fusco, F.; Sannino, S.; Lupoli, L.; Ippolito, J.; *et al.* Differential *in vivo* urodynamic measurement in a single thin catheter based on two optical fiber pressure sensors. *J. Biomed. Opt.* **2015**, *20*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
162. Olson, E.S.; Nakajima, H.H. A family of fiber-optic based pressure sensors for intracochlear measurements. *Proc. SPIE* **2015**, 9303. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
163. Tjin, S.; Tan, Y.; Yow, M.; Lam, Y.Z.; Hao, J. Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modelling. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2001**, *39*, 182–184. [[Google Scholar](#)]
164. Weber, J.R.; Baribeau, F.; Grenier, P.; Émond, F.; Dubois, S.; Duchesne, F.; Girard, M.; Pope, T.; Gallant, P.; Mermut, O.; *et al.* Towards a bimodal proximity sensor for *in situ* neurovascular bundle detection during dental implant surgery. *Biomed. Opt. Express* **2014**, *5*, 16–30. [[Google Scholar](#)]
165. Zhong, L.; Bradley, J.; Schubert, W.; Ahmed, E.; Adamis, A.P.; Shima, D.T.; Robinson, G.S.; Ng, Y.S. Erythropoietin promotes survival of retinal ganglion cells in DBA/2J glaucoma mice. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **2007**, *48*, 1212–1218. [[Google Scholar](#)]
166. Leung, L.K.; Ko, M.W.; Lam, D.C. Individual-specific tonometry on porcine eyes. *Med. Eng. Phys.* **2014**, *36*, 96–101. [[Google Scholar](#)]
167. Liu, X.; Iordachita, I.I.; He, X.; Taylor, R.H.; Kang, J.U. Miniature fiber-optic force sensor based on low-coherence Fabry-Perot interferometry for vitreoretinal microsurgery. *Biomed. Opt. Express* **2012**, *3*, 1062–1076. [[Google Scholar](#)]

168. Gonenc, B.; Gehlbach, P.; Handa, J.; Taylor, R.H.; Iordachita, I. Force-Sensing Microneedle for Assisted Retinal Vein Cannulation. *Proceedings of IEEE Sensors/IEEE International Conference on Sensors*, Valencia, Spain, 2–5 November 2014; pp. 698–701.
169. Ferreira, L.A.; Araujo, F.M.; Mascarenhas, T.; Natal Jorge, R.M.; Fernandes, A.A. Dynamic assessment of women pelvic floor function by using a fiber Bragg grating sensor system. *Proc. SPIE* **2006**, *6083*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
170. Inokuchi, W.; Olsen, B.S.; Sojbjerg, J.O.; Sneppen, O. The relation between the position of the glenohumeral joint and the intraarticular pressure: An experimental study. *J. Shoulder Elbow Surg.* **1997**, *6*, 144–149. [[Google Scholar](#)]
171. Cottler, P.S.; Blevins, D.; Averett, J.; Wavering, T.A.; Morrow, D.A.; Shin, A.Y.; Kaufman, K.R. Miniature optical fiber pressure microsensors for *in vivo* measurement of intramuscular pressure. *Proc. SPIE* **2007**, *6433*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
172. Nilsson, A.; Zhang, Q.; Styf, J. The amplitude of pulse-synchronous oscillations varies with the level of intramuscular pressure in simulated compartment syndrome. *J. Exp. Orthop.* **2015**, *2*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
173. Li, J.; Hammer, S.; Shu, W.; Maier, R.; Hand, D.; Reuben, R.; MacPherson, W. An optical fibre dynamic instrumented palpation sensor for the characterisation of biological tissue. *Sens. Actuators A Phys.* **2015**, *225*, 53–60. [[Google Scholar](#)]
174. Roriz, P.; Ferreira, J.M.C.; Potes, J.C.; Oliveira, M.T.; Frazao, O.; Santos, J.L.; Simoes, J.A.D.O. *In vivo* measurement of the pressure signal in the intervertebral disc of an anaesthetized sheep. *J. Biomed. Opt.* **2014**, *19*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
175. De Blast, R.; Conti, G.; Antonelli, M.; Bufi, M.; Gasparetto, A. A fibre optics system for the evaluation of airway pressure in mechanically ventilated patients. *Intensiv. Care Med.* **1992**, *18*, 405–409. [[Google Scholar](#)]
176. Sondergaard, S.; Karason, S.; Hanson, A.; Nilsson, K.; Hojer, S.; Lundin, S.; Stenqvist, O. Direct measurement of intratracheal pressure in pediatric respiratory monitoring. *Pediatric Res.* **2002**, *51*, 339–345. [[Google Scholar](#)]
177. Hogan, J.; Mintchev, M. Method and Apparatus for Intra-oesophageal Cough Detection. *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, USA, 30 August–3 September 2006; pp. 551–554.
178. Wood, B.J.; Ramkaransingh, J.R.; Fojo, T.; Walther, M.M.; Libutti, S.K. Percutaneous tumor ablation with radio-frequency. *Cancer* **2002**, *94*, 443–451. [[Google Scholar](#)]
179. Solbiati, L.; Livraghi, T.; Goldberg, S.N.; Ierace, T.; Meloni, E.; Dellanoce, M.; Cova, L.; Halpern, E.F.; Gazelle, G.S. Percutaneous radio-frequency ablation of hepatic metastases from colorectal cancer: Long-term results in 117 patients 1. *Radiology* **2001**, *221*, 159–166. [[Google Scholar](#)]
180. Sapareto, S.A.; Dewey, W.C. Thermal dose determination in cancer therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **1984**, *10*, 787–800. [[Google Scholar](#)]
181. Kotoh, K.; Nakamuta, M.; Morizono, S.; Kohjima, M.; Arimura, E.; Fukushima, M.; Enjoji, M.; Sakai, H.; Nawata, H. A multi-step, incremental expansion method for radio frequency ablation: Optimization of the procedure to prevent increases in intra-tumor pressure and to reduce the ablation time. *Liver Int.* **2005**, *25*, 542–547. [[Google Scholar](#)]
182. Tosi, D.; Macchi, E.G.; Cigada, A. Fiber-Optic Temperature and Pressure Sensors Applied to Radiofrequency Thermal Ablation in Liver Phantom: Methodology and Experimental Measurements. *J. Sens.* **2015**, *2015*, 1–22. [[Google Scholar](#)]

183. Poeggel, S.; Tosi, D.; Leen, G.; Lewis, E. Low drift and high resolution miniature optical fiber combined pressure- and temperature sensor for cardio-vascular and other medical applications. *Proceedings of the 2013 IEEE Sensors*, Baltimore, MD, USA, 3–6 November 2013; pp. 1–4.
184. Kokkinos, D.; Dehipawala, S.; Holden, T.; Cheung, E.; Musa, M.; Tremberger, G., Jr.; Schneider, P.; Lieberman, D.; Cheung, T. Fiber optic based heart-rate and pulse pressure shape monitor. *Proc. SPIE* **2012**, *8218*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
185. Van Brakel, A.; Swart, P.L.; Chtcherbakov, A.A.; Shlyagin, M.G. Blood pressure manometer using a twin Bragg grating Fabry-Perot interferometer. *Proc. SPIE* **2005**, *5634*, 595–602. [[Google Scholar](#)]
186. Mo, Z.; Xu, W.; Broderick, N. A Fabry-Perot optical fiber force sensor based on intensity modulation for needle tip force sensing. *Proceedings of the 2015 6th International Conference on Automation, Robotics and Applications (ICARA)*, Queenstown, New Zealand, 17–19 February 2015; pp. 376–380.
187. Dennison, C.R.; Wild, P.M.; Byrnes, P.W.; Saari, A.; Itshayek, E.; Wilson, D.C.; Zhu, Q.A.; Dvorak, M.F.; Cripton, P.A.; Wilson, D.R. *Ex vivo* measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibre-Bragg gratings. *J. Biomech.* **2008**, *41*, 221–225. [[Google Scholar](#)]
188. Chen, Z.; Lau, D.; Teo, J.T.; Ng, S.H.; Yang, X.; Kei, P.L. Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor. *J. Biomed. Opt.* **2014**, *19*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
189. Hao, J.; Jayachandran, M.; Kng, P.; Foo, S.; Aung, P.; Cai, Z. FBG-based smart bed system for healthcare applications. *Front. Optoelectron. China* **2010**, *3*, 78–83. [[Google Scholar](#)]
190. Nishyama, M.; Miyamoto, M.; Watanabe, K. Respiration and body movement analysis during sleep in bed using hetero-core fiber optic pressure sensors without constraint to human activity. *J. Biomed. Opt.* **2011**, *16*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
191. Dziuda, L.; Skibniewski, F.W.; Krej, M.; Lewandowski, J. Monitoring respiration and cardiac activity using fiber Bragg grating-based sensor. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2012**, *59*, 1934–1942. [[Google Scholar](#)]
192. Swart, P.L.; Lacquet, B.M.; Chtcherbakov, A.A. A fiber optic oesophageal pressure sensor. *Proc. SPIE* **2004**, *5502*, 120–123. [[Google Scholar](#)]
193. Dziuda, L.; Skibniewski, F.W.; Krej, M.; Baran, P.M. Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations. *J. Biomed. Opt.* **2013**, *18*. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
194. Samba Sensors, *Exactly, How Accurate Pressure Data Do You Need?* Harvard Apparatus Canada: St. Laurent, Quebec, Canada, 2007.
195. Camino, *OLM IntracraData pressure monitoring kit Model 110-4B*; Integra NeuroSciences Camino: San Diego, CA, USA, 1998.
196. Maquet, *CS300IABP Product Features*; Maquet Getinge Group: Mahwah, NJ, USA.
197. Harada, M.; Qin, Y.; Takano, H.; Minamino, T.; Zou, Y.; Toko, H.; Ohtsuka, M.; Matsuura, K.; Sano, M.; Nishi, J.I.; *et al.* G-CSF prevents cardiac remodeling after myocardial infarction by activating the Jak-Stat pathway in cardiomyocytes. *Nat. Med.* **2005**, *11*, 305–311. [[Google Scholar](#)]
198. Krave, U.; Höjer, S.; Hansson, H.A. Transient, powerful pressures are generated in the brain by a rotational acceleration impulse to the head. *Eur. J. Neurosci.* **2005**, *21*, 2876–2882. [[Google Scholar](#)]
199. Murtha, L.; McLeod, D.; Spratt, N. Epidural Intracranial Pressure Measurement in Rats Using a Fiber-optic Pressure Transducer. *J. Vis. Exp.* **2012**. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]

200. Hoejer, S.; Krantz, M.; Ekstroem, L.; Kaigle, A.; Holm, S. Microstructure-based fiber optic pressure sensor for measurements in lumbar intervertebral discs. *Proc. SPIE* **1999**, 3570. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
201. Nazarian, S.; Kolandaivelu, A.; Zviman, M.M.; Meininger, G.R.; Kato, R.; Susil, R.C.; Roguin, A.; Dickfeld, T.L.; Ashikaga, H.; Calkins, H.; *et al.* Feasibility of real-time magnetic resonance imaging for catheter guidance in electrophysiology studies. *Circulation* **2008**, 118, 223–229. [[Google Scholar](#)]
202. Casanova, F.; Carney, P.R.; Sarntinoranont, M. Effect of Needle Insertion Speed on Tissue Injury, Stress, and Backflow Distribution for Convection-Enhanced Delivery in the Rat Brain. *PLoS ONE* **2014**, 9. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)]
203. Lescot, T.; Reina, V.; Le Manach, Y.; Boroli, E.; Chauvet, D.; Boch, A.L.; Puybasset, L. *In vivo* accuracy of two intraparenchymal intracranial pressure monitors. In *Applied Physiology in Intensive Care Medicine 1*; Springer: Berlin Heidelberg, Germany, 2012; pp. 249–253. [[Google Scholar](#)]
204. Kim, M.; Edlow, B.; Durduran, T.; Frangos, S.; Mesquita, R.; Levine, J.; Greenberg, J.; Yodh, A.; Detre, J. Continuous Optical Monitoring of Cerebral Hemodynamics During Head-of-Bed Manipulation in Brain-Injured Adults. *Neurocrit. Care* **2014**, 20, 443–453. [[Google Scholar](#)]
205. Crenshaw, A.; Styf, J.; Hargens, A. Intramuscular pressures during exercise: An evaluation of a fiber optic transducer-tipped catheter system. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1992**, 65, 178–182. [[Google Scholar](#)]
206. Pedowitz, R.A.; Gershuni, D.H.; Crenshaw, A.G.; Petras, S.L.; Danzig, L.A.; Hargens, A.R. Intraarticular pressure during continuous passive motion of the human knee. *J. Orthop. Res.* **1989**, 7, 530–537. [[Google Scholar](#)]
207. Nair, P.K.; Scolieri, S.; Lee, A.B. What's Trending. *J. Invasiv. Cardiol.* **2011**, 23, 162–166. [[Google Scholar](#)]
208. SÜLÜN Eyüp Ersan, Muzaffer ASLAN, **Elektronik Devre Uygulamaları I**, İzmir, 2004
209. SÜLÜN Eyüp Ersan, Muzaffer ASLAN, Abdülkadir ÇAKIR, **Elektronik Devre Uygulamaları II**, İzmir, 2004.
210. SÜLÜN Eyüp Ersan, Muzaffer ASLAN, Abdülkadir ÇAKIR, **Elektronik Devre Uygulamaları III**, İzmir, 2004.
211. YAZGAN Ertuğrul, Mehmet KORÜREK, **Tıp Elektroniği**, İstanbul, 1996.
212. **www.thinkquest.org**
213. Binnur SAGBAŞ"Yıldız Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Numan DURAKBAŞAViyana Teknik Üniversitesi,İmalat ve Ölçme Tekniği Departmanı, Tıbbi ölçümler ve analizlerde kullanılan biyosensörler makalesi
214. <http://biyokure.org/biyosensorlerin-uygulama-alanlari-1/7664/>

ÖZGEÇMİŞ



Ramazan Demir 1991'de Diyarbakır'da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı; Özel Dicle Anadolu ve Fen Lisesi, Matematik-Fen Bölümü'nden mezun olduktan sonra 2011 yılında Karabük Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü'ne girdi. Halen bu bölümde eğitimini sürdürmektedir.

İletişim Bilgileri

Adres: Kurtismail Paşa 5. Sokak Pınar Apartmanı A blok 4/15

Yenişehir/DİYARBAKIR

E-posta: ramazan___demir@windowslive.com

Tel: 5425326321

