

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİNİN
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Aytül TİMOÇİN

Ekim, 2019

İZMİR

TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİNİN ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

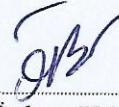
Aytül TİMOÇİN

Ekim, 2019

İZMİR

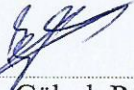
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

AYTÜL TİMOÇİN, tarafından DOÇ.DR. ÖZLEM KAYACAN yönetiminde hazırlanan “TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİNİN ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ” başlıklı tez, tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.



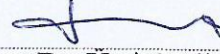
Doç. Dr. Özlem KAYACAN

Yönetici



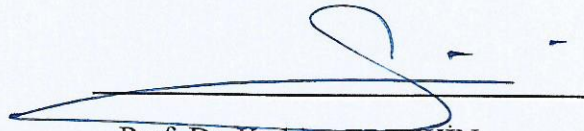
Doç. Dr. Gülşah PAMUK

Jüri Üyesi



Doç. Dr. Umit Halis ERDOĞAN

Jüri Üyesi



Prof. Dr. Kadriye ERTEKİN

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasına başlarken manevi desteği ile beni cesaretlendiren, çalışmam esnasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici olan ve bu tezin tamamlanmasında çok büyük bir katkısı olan değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Özlem Kayacan’a, sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Yüksek lisans eğitimim boyunca yardım, bilgi ve tecrübeleri ile bana destek olan Dokuz Eylül Üniversitesi Tekstil Mühendisliği bölümündeki kıymetli hocalarıma teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca yardımını ve desteğini hiç esirgemeyen değerli arkadaşlarım Billur İrem KALE ve Atike KÖKEN’e,

Bu çalışma esnasında maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan ailem, Aykut TİMOÇİN, Bilgi TİMOÇİN, Reşat TİMOÇİN, Burcu DOĞANAY ve Mübeyyen DOĞANAY’a

Ve son olarak da her aşamada anlayışıyla ve tüm desteğiyle yanımda olan eşim Bora DOĞANAY’A sonsuz teşekkürler ederim.

Aytül TİMOÇİN

TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİNİN ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZ

Tekstil materyalleri günlük hayatın her aşaması ile iç içe kullanılan malzemelerdir. Bu materyaller sadece kıyafet veya aksesuar olarak tercih edilmemekte, akıllı tekstiller olarak da fonksiyonel özellikleri ile kullanım alanı bulmaktadır.

Akıllı tekstil yapıları, sensör olarak kullanıldığında, spordan sağlık alanına kadar birçok alanda yeni nesil tekstil materyallerini oluşturmaktadır. Bu sensörler insanların fizyolojik parametrelerinin ve hareketlerinin ölçümünde kullanılmaktadır. Ticari olarak kullanılan elektronik sensörler basınç sensörleri, uzama sensörleri, kimyasal sensörler, optik sensörler, gaz sensörleri ve sıcaklık sensörleridir.

Bu çalışma kapsamında tekstil malzemelerindeki uzamayı algılamak amacıyla geliştirilen tekstil esaslı uzama sensörlerine odaklanılmıştır. Bu kapsamda çelik iletken iplikler kullanılarak üretilen farklı tipte örme kumaş yapılarının farklı uzama oranları altında direnç değişimleri incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Akıllı tekstiller, tekstil sensörleri, örme kumaş yapıları, tekstil esaslı uzama sensörleri

AN INVESTIGATION ON THE DESIGN AND THE EFFECTIVENESS OF TEXTILE STRETCH SENSORS

ABSTRACT

Textile materials are almost everywhere in our daily lives. These materials do not only used by people as clothing, but also preferred by them as smart textiles owing to their functional properties.

Smart textiles which are used as sensors provides new generation textile materials and they are mainly used in different areas such as sport and health. These sensors monitor body movements and physiological parameters of human. The commercial electronical sensors currently used are pressure sensors, strain sensors, chemical sensors, optical sensors, gas sensors and temperature sensors.

Textile based strain sensors senses the strain behavior in a textile material and these sensors were discussed within the scope of this thesis. In this context, the resistance changes of different types of knitted fabric structures, which were produced using steel conductive yarns; with under different elongation values were examined.

Keywords: Smart textiles, textile sensors, knitted fabric structures, textile based strain sensors

İÇİNDEKİLER

Sayfa

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	x

BÖLÜM BİR - GİRİŞ..... 1

1.1 Akıllı Tekstiller ve Giyilebilir Teknolojiler.....	2
1.2 Giyilebilir Teknolojilerde Sensörlerin Yeri	4
1.2.1 Giyilebilir Teknolojilerde Sensörlerin Kullanım Alanları.....	8
1.2.2 Giyilebilir Sensör Tipleri.....	12
1.2.2.1 Basınç ve Kuvvet Sensörleri.....	12
1.2.2.1.1 Kapasitif Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri.....	13
1.2.2.1.2 Rezistif Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri.....	15
1.2.2.1.3 Piezoelektrik Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri	17
1.2.2.2 Uzama Sensörleri.....	18
1.2.2.3 Kimyasal ve Gaz Sensörleri.....	19
1.2.2.4 Sıcaklık ve Nem Sensörleri.....	22
1.2.2.5 Optik sensörler	24

BÖLÜM İKİ - TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİ 27

2.1 Rezistif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri	30
2.1.1 İletken Polimerler İle Kaplanmış Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri.....	32

2.1.2 İletken İplikler İle Örölmüş Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri	34
2.1.3 İletken Nano Materyal Takviyeli Esnek Uzama Sensörleri	36
2.1.4 İletken Elastomerik Kompozit Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri.....	38
2.1.5 Sıvı Metal Katkılanmış Uzama Sensörleri	39
2.2 Kapasitif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri	40
2.3 İndüktif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri.....	42
2.4 Polimer Fiber Optik (POF) Bazlı Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri.....	42
2.5 Yapısında İletken İplik İçeren Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri Hakkında Yapılan Çalışmalar	43
2.6 Çalışmanın amacı	47
BÖLÜM ÜÇ - MATERYAL METOD	48
3.1 Materyal	48
3.2 Metod	48
BÖLÜM DÖRT - DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRME	50
BÖLÜM BEŞ - SONUÇLAR	63
KAYNAKLAR	64

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1 Örnek bir akıllı sistemin hiyerarşisi.....	4
Şekil 1.2 Giyilebilir teknolojilerde kullanılan tekstil sensörleri	6
Şekil 1.3 Çeşitli uzama sensörleri	7
Şekil 1.4 İnsan vücudundan ölçülebilen biyomedikal sinyaller.....	8
Şekil 1.5 Kapasitif Sensör Prensibi.....	14
Şekil 1.6 Piezorezistif ve kapasitif basınç sensörünün prensipleri	16
Şekil 1.7 Pailung firmasının ürettiği EKG, solunum ve kalp hızı ölçen kumaş.....	17
Şekil 1.8 Pailung firmasının ürettiği kumaş piyano	17
Şekil 1.9 Egzersizde kullanılan bir ter sensörünün grafiği	21
Şekil 1.10 Grafen kaplama ile elde edilen kumaş gaz tespit sensörü.....	22
Şekil 1.12 Kenarlara yakın yerlerde görülen Tungsten teller ile oluşturulmuş sıcaklık hissedilen kumaş.	24
Şekil 1.14 Optik sensör örneği	26
Şekil 2.1 Uzama kumaş sensörleri	28
Şekil 2.2 Uzama sensörü olarak kullanılabilecek bir örme bir kumaş yapısında, kuvvet sonrası meydana gelen değişimler	29
Şekil 2.3 Fiber optik bazlı uzama algılama yapısı	43
Şekil 2.4 Tüp örgü.....	44
Şekil 2.5 Çözümlü örme kumaş	44
Şekil 2.6 Diz hareketlerini takip etmek için sensör denemelerinden bir tanesi	45
Şekil 2.7 Solunum sensörü	46
Şekil 3.1 Uzama Ölçüm Düzenekleri.....	49
Şekil 3.2 Multimetre cihazı	49
Şekil 3.3 Elektriksel iletkenlik ölçüm bölgeleri	49
Şekil 4.1 Sık rib yapısının direnç değişimi	53
Şekil 4.2 Seyrek rib yapısının direnç değişimi	54
Şekil 4.3 Yarım selanik yapısının direnç değişimi.....	54
Şekil 4.4 Yarım milano yapısının direnç değişimi.....	55
Şekil 4.5 Kumaş tiplerine göre nisbi direnç değişimi	55

Şekil 4.6 Kumaş tiplerine göre GF değerleri (kuru halde ölçüm).....	57
Şekil 4.7 Sık rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri.....	58
Şekil 4.8 Seyrek rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri	58
Şekil 4.9 Yarım selanik yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri	59
Şekil 4.10 Yarım milano rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri .	59
Şekil 4.11 1.Yıkama sonrası GF değerleri	60
Şekil 4.12 2. Yıkama sonrası GF değerleri	60
Şekil 4.13 3. Yıkama sonrası GF değerleri	61
Şekil 4.14 4. Yıkama sonrası GF değerleri	61
Şekil 4.15 5. Yıkama sonrası GF değerleri	62



TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1.1 Giyim ortamında kullanılabilecek sensörler	13
Tablo 1.2 Basınç sensörlerinde bilgi işleme örnekleri	13
Tablo 2.1 İletken ilmeklerin iç içe geçmesi ile oluşturulmuş örme uzama sensörleri	47
Tablo 3.1 Kumaş özellikleri	48
Tablo 4.1 Örme kumaşlarda kuru halde elde edilen uzunluk değerleri	52
Tablo 4.2 Örme kumaşlarda kuru halde elde edilen kumaş eni değerleri	52
Tablo 4.3 Örme kumaşlarda yıkama işlemleri sonrasında elde edilen kumaş uzunluğu değerleri	52
Tablo 4.4 Örme kumaşlarda yıkama işlemleri sonrasında elde edilen kumaş eni değerleri	53

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

Spor, sağlık, eğlence, yapay zeka gibi alanlarda son yıllardaki gelişmeler incelendiğinde, günlük hayatta kullandığımız giysilere, hissetme, değerlendirme ve işleme özellikleri eklenmesiyle elde edilen akıllı tekstil yapılarının hızla büyüyen bir pazar haline geldiği görülmektedir. Bu alanlardaki çalışmaları kendine konu edinen akıllı tekstiller alanı, artık başlı başına bir araştırma sahasıdır ve yüksek potansiyel ve ilgi alanı sunmaktadır.

Akıllı tekstil yapıları genel olarak, çevresel uyarınları algılayarak bunlara karşı belirli tepkiler üreten yapılar olarak tanımlanabilirler. Bu uyarınlara; elektriksel, termal, kimyasal, manyetik yapıda olabilirler. Tao (2001) ve Cho ve diğer. (2009) kitaplarında akıllı tekstilleri çalışma şekline göre üç grup altında toplamaktadır;

- Pasif akıllı tekstiller; sadece çevresel etkenleri hissedebilen yapılardır ve bu yapılar sensörlerdir.
- Aktif akıllı tekstiller, sensör fonksiyonunun ötesinde, çevresel uyarınları hissederek ve aynı zamanda tepki verirler.
- Çok akıllı sistemler, uyarınlara adapte olma davranışı geliştiren akıllı tekstil yapılarıdır.

Akıllı tekstillerin beklenen fonksiyonelliği sağlayabilmeleri için gerçekleştirmeleri gereken işlevleri beş ana grupta toplayabiliriz. Bunlar; algılama, veri işleme, harekete geçirme, iletişim ve enerji alanlarıdır. Bu işlevler kullanılarak ısı, biyo potansiyeller (kardiyogram, miyograf, ensefalograf), akustik (kalp, akciğer, sindirim, eklemler), ultrason (kan akışı), biyolojik, kimyasal, hareket (solunum, hareket), basınç (kan), radyasyon (infrared, spektroskop), koku, ter, mekaniksel deri parametreleri ve elektriksel deri parametreleri gibi birçok veri ölçülebilmektedir (Langenhove, 2007).

Akıllı tekstillerin evrimini üç kategoride incelemek mümkündür:

1. Kategori: Giyilebilir bilgisayar görüşüne en yakın görüş budur. Tekstillerin içine yerleştirilip çıkarılabilecek, tek özellikli (örneğin elektriksel ya da optik iletken) lifler ve ipliklerle yapılan bağlantılardır. Bu bağlantılar tasarlanan sistemin performansını sağlayabilmek için, ticari bileşenler ile sistemi birleştirmişlerdir. Örneğin, Georgia Tech Wearable Motherboard (GTWM) 1996 yılında geliştirilen bir akıllı tekstil uygulamasıdır (Park, ve diğer., 2002).

2. Kategori: Hibrit akıllı tekstilleri üretmek için, dokuma, nakış gibi üretim tekniklerinden faydalanılarak tekstil tasarımları gerçekleştirilmektedir. Kumaş, genellikle tekstil devresi ya da aygıtının temel elemanı olmaktadır. Akıllı tekstil dizaynı bu aşamada klasik elektronik sistem dizaynı seviyesinde kalmaktadır. Bu kategorinin ilk örnekleri, MIT Media Lab tarafından 1997 ve 1998’de, kapitone ile ya da nakış ile oluşturulan klavyeler ve ateşböceği kıyafetleridir.

3. Kategori: Kumaş yüzeyi yerine, liften başlayan teknoloji ve sistem geliştirme üzerine çalışmalar 2000’li yılların başlarında gerçekleşmiştir. Bu tip araştırmalara “fibertroniks” de denilmektedir (Hamed ve diğer., 2007) . Aygıtları ve mantıksal devreleri lifler bazında oluşturularak daha yüksek seviyede elektronik fonksiyonelliği lif seviyesinde sağlamak amaçlanmıştır. Örneğin, basit ince film transistörler ile esnek şeritler kullanılarak elde edilen dokuma tekstil devreleri lif seviyesinde akıllı sistemler olarak tanıtılmıştır.

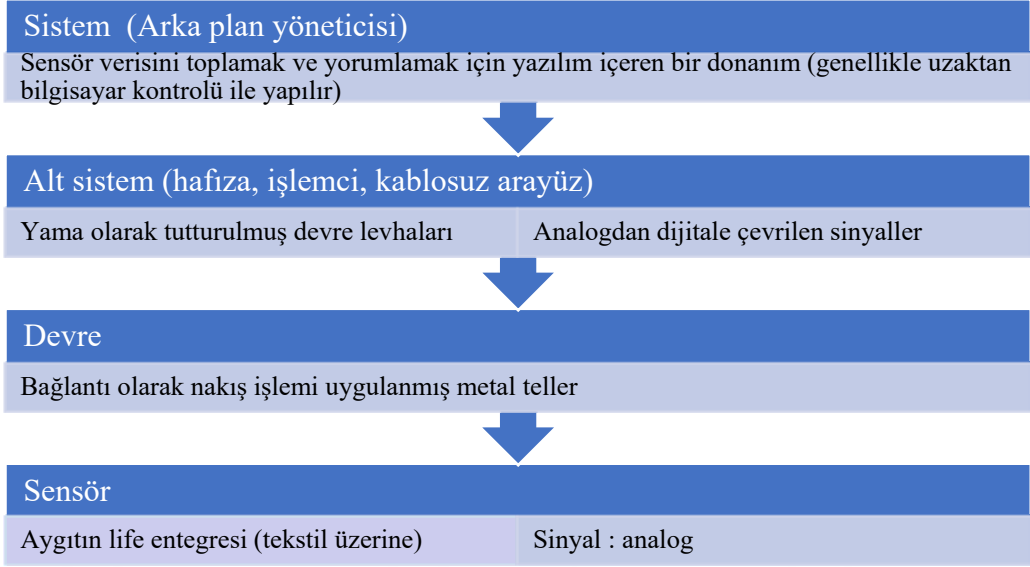
1.1 Akıllı Tekstiller ve Giyilebilir Teknolojiler

Günümüzde teknolojinin geldiği nokta ile birlikte, giyilebilir teknolojiler insan hayatını çok yakından ilgilendirmeye başlamıştır. Giderek gelişen ve giyilerek taşınabilir halde kullanılması hedeflenen sistemlerin akıllı tekstiller kullanılarak üretilmesi, kullanıcının bu sistemleri daha konforlu halde taşımalarını sağlayacaktır. Ancak giyilebilir teknolojiler için geliştirilen akıllı tekstil sistemlerinde ticari elektronik devre yapılarının kullanımı; geniş yüzey boyutları, yüzey sertliği ve kırılabilirliği gibi etkenler nedeni ile uygun olmamaktadırlar. Bu sebeplerle akıllı tekstil yapılarının hissetme özelliklerinin kendi iç yapılarında oluşturulması söz konusudur;

yani tekstil üretim tekniklerinin hızlı üretilebilir olma yeteneği ve elektronik üretim teknolojilerinin sağladığı fonksiyonellik bir araya getirilerek akıllı tekstil uygulamaları için elektronik bileşenler oluşturmak mümkündür.

Bahsedilen bu gerekçeler nedeniyle giyilebilir teknolojiler, akıllı tekstil araştırmalarının temel uygulama alanlarını oluşturmaktadır. Özellikle sağlık ve spor alanlarında, son kullanıcının cep telefonu vasıtasıyla bile rahatça ulaşabileceği birçok akıllı uygulama aracılığıyla, kişisel verilere ulaşılabilmesi, giyilebilir teknolojiler ile mümkün olmaktadır. İnsanlar, günlük hayatta, kollarına taktıkları saat aracılığı ile kişisel sağlık verilerine ulaşmak istemekte ya da spor esnasında takacakları göğüs bandı aracılığı ile antrenmanlarını şekillendirmektedirler. Uygulama alanlarına örnek vermek gerekirse; kalp atış hızı (Paradiso ve diğer., 2005), atletler için egzersiz ve rehabilitasyon rehberliği (Cheng, ve diğer., 2008) acil durum ilk yardım personeline asistanlık gibi fiziksel sinyallerin görüntülenmesinden (Mattman ve diğer., 2007) eğlence sektöründe kullanılan ticari uygulamalara (Jung ve diğer., 2003) kadar bir çok alanda uygulama mevcuttur.

Akıllı tekstil sistemlerinin yapısal seviyeleri Şekil 1.1’de şematize edilmiştir. En üst sistem seviyesinde; toplam performans, güç yönetimi, üretilebilirlik, fiyat ve tekstil tuşesi gibi yaklaşımlar ele alınmalıdır. Bir seviye aşağıda tekstil alt sistemleri, hafıza depolama ve iletimi, sensör işlemesi ve en üst seviye devre ve yazılım dizaynından sağlanan girdi ve çıktı dataları bulunmaktadır. Son olarak, bileşen seviyesinde, tekstillere adapte edilebilecek farklı sensörler ve girdi/çıkış aygıtları ele alınmalıdır. Örneğin, basit bir akıllı tekstil sistemi tekstil esaslı iletken iplikler kullanılarak data işleyiciye ve kullanılan hafıza depolama ünitesine bağlanan sensörlerden oluşabilmektedir. Çevresel değişiklikler sebebiyle sensör sinyallerinde meydana gelen değişiklikler tekstil içerisinde işlenebilir veya ileri analiz için bir bilgisayara aktarılabilir. Sonuçta, sistem sinyal gönderiminden sorumlu olan data işleyici ya da kablosuz bağlantı ile gönderim yapabilecek farklı çıkış aygıtları içermelidir.



Şekil 1.1 Örnek bir akıllı sistemin hiyerarşisi (Chenerack ve Pieterston, 2012)

Gittikçe artan giyilebilir teknolojiler ve akıllı tekstiller trendinin en önemli aktörlerinden biri, sistem içerisinde yer alan ve ölçümler için temel oluşturan sensörler olarak karşımıza çıkmaktadır.

1.2 Giyilebilir Teknolojilerde Sensörlerin Yeri

Bir sensör fiziksel bir büyüklüğü (ışık yoğunluğu, basınç, sıcaklık vb.) ölçen ve bu bilgiyi depolanabilir ve analiz edilebilir bir sinyale dönüştüren aygıttır (Chenerack ve Pieterston, 2012). Sensörler, dahil oldukları yapının, algılama mekanizmalarıdır. Ölçülmek istenen özneyi ya da dışsal uyarıyı fiziksel bir büyüklüğe (çoğu zaman elektriksel sinyale) dönüştüren aygıtlardır.

Sensörler elektriksel ekipman ile fiziksel dünya arasında bir köprü olan ve tipik olarak elektriksel olmayan fiziksel ya da kimyasal büyüklükleri, elektriksel sinyallere çeviren yapılar olarak adlandırılmaktadır (Zhang ve diğer., 2006a). Sensörler, genel olarak, basınç ve kuvvet sensörleri, uzama sensörleri, kimyasal ve gaz sensörleri, sıcaklık ve nem sensörleri, optik sensörler olarak sınıflandırılmaktadır.

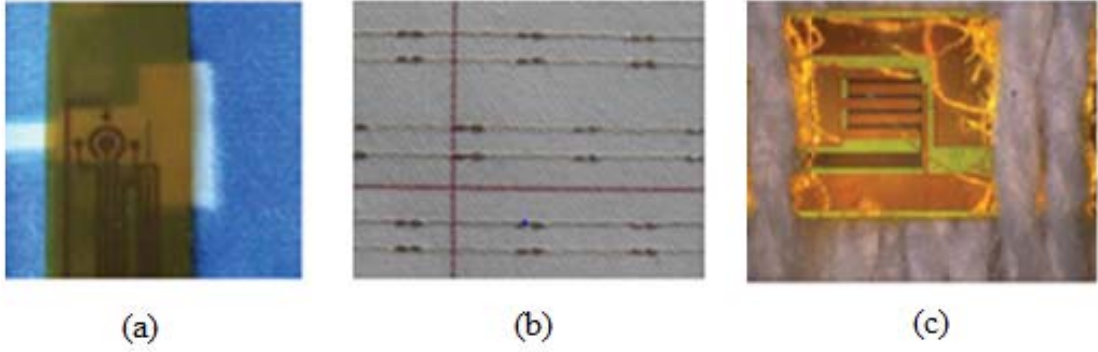
Birçok akıllı tekstil, geleneksel silikon bazlı sensörleri kullanarak işlem yapmaktadır. Fakat özgün fonksiyonel lifler, özelleştirilmiş kumaşlar ve kaplamalar

ile dikiş veya örme gibi klasik tekstil entegrasyon metotları kullanılarak üretilen tekstil sensör sistemleri ile yüksek hissetme yetenekleri başarılmıştır (Chenerack ve Pieterston, 2012).

Giyilebilir teknolojilerde sensörler, ilgilenilen fiziksel parametrenin ölçümü için kullanılacağı yapıya iki şekilde katılabilir. Yapıdaki bir bileşene elektronik aygıtın monte edilmesi ile harici ya da tekstil esaslı sensörlerin direkt olarak yapının içinde yer alması ile dahili eleman olabilmektedirler. Çok sayıda insanı etkilemekte olan; yürüyüş anomalileri, Parkinson rahatsızlığı gibi yaygın birçok hastalık, giyilebilir sensörler tarafından analiz edilebilmektedir (Mukhopadhyay, 2015). Giyilebilir sensörler; giysilere, aksesuarlara ya da bireyin çıplak vücuduna tutturularak kişisel parametrelerin ölçümüne olanak sağlamaktadır. Özellikle yaşlı ve bakıma muhtaç bireylerin düzenli takibinin yapılabilmesi, giyilebilir sensörler ile sağlanabilmektedir.

Giyilebilir sensörler, dinamik olarak yerleştirilebilmekte ve ihtiyaca göre yerleri değiştirilebilmektedir. Daima kullanımda kalmasına gerek olmayıp, belirli periyotlarda ölçüm yapması için ayarlanabilir ya da sadece ölçüm yapması istendiğinde aktif hale getirilebilirler. Ölçülecek farklı parametrelere göre tasarlanabilirler. Son olarak da, kullanıcıya uyum sağlayacak ve minimum rahatsızlığa neden olacak şekilde küçük boyutlarda tasarlanmaları ile konforlu bir kullanım sunmaktadırlar. Giyilebilir teknolojilerde yer alan bazı tekstil sensörleri Şekil 1.2’de gösterilmiştir.

Bu tezin konusu olan uzama sensörleri, deformasyon ölçümü ve solunum görüntülenmesi gibi alanlardaki geniş kullanım potansiyeli sebebiyle sıklıkla kullanılan sensörlerden biridir. Bir uzama sensörü, mekanik deformasyonları elektriksel sinyallere dönüştüren sensör yapısı olarak tanımlanabilir.

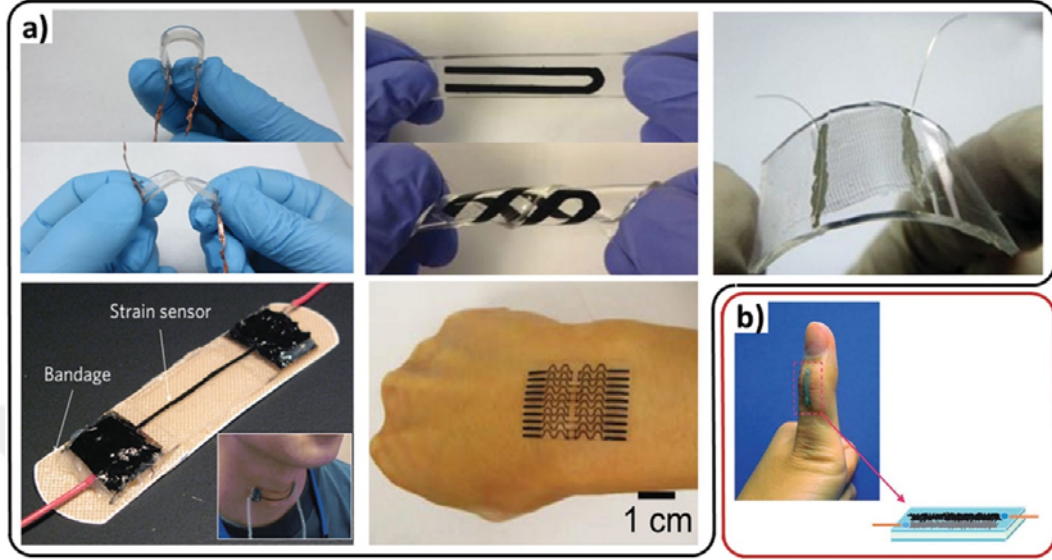


Şekil 1.2 Giyilebilir teknolojilerde kullanılan tekstil sensörleri a) Ter izlemede kullanılan, tekstil yapısı içinde sıvı toplayıcı iyonik sensör b) Isı sensörü olarak kullanılabilen, tekstil içerisine iletken teller yerleştirilmesi ile elde edilmiş yapı c) Lif üzerinde dokuma ince film transistor (Chenerack ve Pieterston, 2012)

Uzama sensörleri birçok materyal ve üretim yöntemi ile elde edilebilir, fakat kullanılacağı alanlar insan derisi gibi hassas ve esnek alanlar olduğu için, akıllı tekstillerde kullanılacak bu sensörlerin, insan vücuduna uyumlu davranış gösterecek seviyede esnek ve yumuşak olması gerekmektedir. Uzama sensörlerinin uzama karşısında özelliğini kaybetmeden (Raju ve diğer., 2014) ve kullanıcıya rahatsızlık hissi vermeden, insan vücudunun hareketine göre deforme olması ve sonrasında mümkün olduğunca eski haline dönmesi beklenmektedir. Farklı tiplerde uzama sensörleri bulunmaktadır. Çalışma prensiplerine göre düşünecek olursak uzama sensörleri; rezistif uzama sensörleri, kapasitif uzama sensörleri, induktif uzama sensörleri, polimer fiber optik bazlı uzama sensörleri olarak sınıflandırılabilir.

Giyilebilir teknoloji alanında kullanılan uzama sensörleri için yapılan çalışmalarda, çoğunlukla rezistif ve kapasitif ölçme teknolojilerinin kullanıldığı görülmektedir. Uzama sensörleri alanında kullanılabilecek olan sıvı metaller, triboelektrik ve piezoelektrik temelli birçok sensör yapısı olmasına rağmen (Hu ve diğer., 2008, 2013; Obitayo ve Liu, 2012; Frutiger ve diğer., 2015; Krehel ve diğer., 2014), bu yapıların pratikteki uygulamalarının giyilebilir ve deri uyumlu çalışmalar için kısıtlı birçok özelliği olduğu bilinmektedir. Bu kısıtlar özel ölçüm ekipmanları gerektirmeleri, düşük kararlılık ve zayıf dinamik özelliklerdir. Diğer bir taraftan rezistif ve kapasitif esaslı uzama sensörleri rakiplerine kıyasla daha kolay okuma sistemlerine sahiptir ve ayrıca yüksek esneklik ve uzama özellikleri sağlamaktadırlar (Amjadi, 2014).

Şekil 1.3'te çeşitli esnek, deri uyumlu ve giyilebilir sensör örnekleri gösterilmiştir.



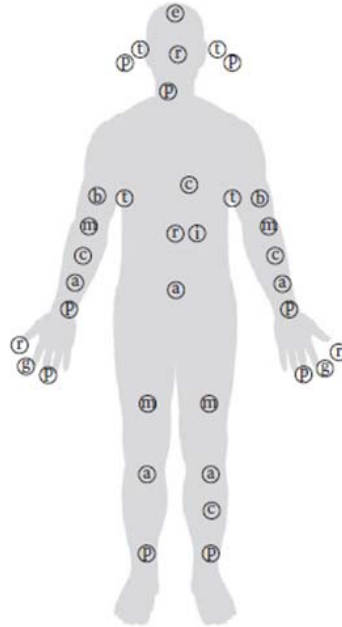
Şekil 1.3 Çeşitli uzama sensörleri a)Rezistif tip sensör b)Kapasitif tip sensör (Amjadi, 2014)

Tekstil materyaline hissetme özelliği kazandırmak amaçlı yapılacak olan çalışma her ne olursa olsun, karşılaşılabilecek belli başlı zorluklar bulunmaktadır ve bu zorluklar tüm metotlar için aynıdır. Hissetmeyi sağlayıcı devreler, günlük hayatta kullanımda çevresel etkenlere (giyim amaçlı kullanımlar gibi) ve üretim metotlarına karşın dayanıklı olmalıdır. Akıllı tekstilin konfor ve yıkanabilme özelliği devrelerin varlığından etkilenmemelidir. Devreler hem ağırlığı hafif olacak ve hem de saatlerce otonom faaliyetleri devam ettirecek (ya da son kullanıcının beklentisini karşılayacak kadar) kapasitede güç desteğine ihtiyaç duyacaklardır. Ticari akıllı tekstiller tekstil ve elektronik alanlarının her ikisinin de gereksinimleri ile uyumlu olmak zorundadır. Son olarak karşılaşılabilecek zorluk ise ürün geliştirme ve ticarileştirmedir. Günümüzde geline nokta moda ve elektroniğin tam entegrasi mümkün olmamakta ve akıllı tekstillerin kendisini hem ticari giyim endüstrisi hem de var olan elektronik aygıtlardan farklılaştırma zorluğu ile yüz yüze getirmektedir. Akıllı tekstiller ayrıca ortalama bir tüketici için fazla pahalı ürünler olarak karşımıza çıkmaktadır. Piyasada neredeyse 3000 \$'a satılan ürünler bulunmaktadır (Gough, 2004).

1.2.1 Giyilebilir Teknolojilerde Sensörlerin Kullanım Alanları

Akıllı tekstillerde algılama özelliği sağlayan sensörlerin birden fazla çeşidi bulunmaktadır. Bu sensörler, ölçülmek istenen büyüklüğe ve kullanılacak yapıya göre farklı tiplerde olabilmektedir. Kullanılan sensörlerin ölçtüğü büyüklükler; basınç, kuvvet, uzama, kimyasal, ısı, nem, gaz, koku, ışık vb. olabilmektedir. Bu büyüklüklere ait verilerin hissedilebilmesi için kullanılan sensör tiplerine örnekler; kapasitif, rezistif, piezoelektrik, ışık, kimyasal vb. sensörlerdir.

Giyilebilir sensörler ile algılanacak özellikler iki genel kategoriye ayrılabilir. Bunlardan biri, insan hareketi de dahil olmak üzere biyomedikal sinyaller diğeri ise çevresel değişkenlerdir. Giysiler günde 24 saat insan vücuduna yakın kalan nesneler olduğundan kullanıcıları rahatsız etmeden biyomedikal sinyalleri sürekli ölçmek için kullanılabilecek en iyi platformdur. Şekil 1.4 insan vücudundan ölçülebilen temsili sinyal tiplerini ve bunların ölçülebileceği konumları göstermektedir. Nispeten kolay ölçülebilen ve en sık kullanılan sinyaller vücut sıcaklığı, solunum, nabız, elektrokardiyogram (EKG), elektromiyogram (EMG), elektroensefalografi (EEG) ölçümleridir.



Şekil 1.4 İnsan vücudundan ölçülebilen biyomedikal sinyaller (Jeong ve Yoo, 2010)

Şekilde 1.4’de t Vücut sıcaklığı, r solunum, b kan basıncı, p sinyal, c EKG, e EEG, m EMG, r GSR (Galvanik deri tepkisi), i empedans, a hareket, g kan gazı (oksijen, karbondioksit, nitrojen) ölçülen bölgelerdir (Jeong ve Yoo, 2010).

Çevresel etkenleri ölçen sensörler; gaz, sıcaklık, nem, ultraviyole radyasyon, ışık, akustik ve benzeri olabilirler. Bahsedilenlerden farklı tipte birçok sensör de akıllı giysi sistemlerinin yapısına uygulanabilmektedirler. Tablo 1.1 ticari elektronik endüstrisinde bulunan ve akıllı giysi alanında kullanılan sensörlerden bazılarını göstermektedir.

Tablo 1.1 Giyim ortamında kullanılabilecek sensörler (Jeong ve Yoo, 2010)

Ölçülen değer	Sensör	Açıklama
Vücut ve Çevre Sıcaklığı	Termokapl Termistör	Çıktı :Potansiyel farkı Çıktı: Direnç farkı
Solunum	Gerinim ölçer Elektrot Termokapl	Göğüs hacmi değişimi ile basınç ölçümü Göğüs hacmi değişimi ile empedans ölçümü Nefes alış ve veriş sırasında meydana gelen sıcaklık farkı
EKG, EEG, EMG	Elektrot	Biyo potansiyel ya da elektrotlar arası empedans farkı ölçümü
Hareket	Akselerometre	2 ve ya 3 eksenli sensörler
Davranış	Gerinim ölçer ve akselerometre Optik lif	Hareket ve duruş ölçümü Optik lif iletimi aracılığı ile geçirgenlik değişiminin ölçümü
Sinyal	Gerinim ölçer (infrared) LED sensör	Vücut yüzeyinde sinyal basınç ölçümü Işık emişi değişimleri aracılığı ile damardaki kan akışının ölçümü
Kan gazı	Optik sensör	Kırmızı ve infrared ışığın emiliminin farkının ölçümü
Işık yoğunluğu	Fotodiyot Fototransistör	Ultraviyole (UV) ve güneş ışınlarının yoğunluğunun ölçümü
İletişim aygıtları (uzaktan kontrol gibi)		
Renk	CCD	Renk ve görüntü algılama
Pozisyon	GPS sensörü RFID, ultrason/infrared sensör	Kesin ve ilgili pozisyonun tayini
Ses	Mikrofon	Ses kaydı ve ya gürültü ölçümü
Gaz, aroma	Kimyasal sensör	Çevresel ölçüm
Nem	Higrometre	Çevresel ölçüm
Güneş ışını	Esnek güneş hücresi	Enerji kaynağı

Sensörlerin kullanım alanlarından bazıları detaylı incelenecek olursa;

- Vücut sıcaklığı; Normal bir vücut sıcaklığı 35 ile 38 °C aralığında değişkenlik göstermektedir (Mukhopadhyay, 2015). Bu aralığın dışına çıkılması, kişi için normal olmayan bir durumdur ve bazı rahatsızlıkların sebebi ya da habercisi olabilmektedir. Vücut sıcaklığı ölçümlerinde analog ya

da dijital termometreler kullanılmaktadır. Fakat bunlar sadece hastanın bilinci yerindeyken kendisi tarafından ya da bir rahatsızlığın farkına varıldığında başkaları tarafından kullanılarak vücut sıcaklığı tespit edilebilmektedir. Diğer durumlarda sıcaklık değişimlerinin tespit edilemiyor olması sorunlara neden olabilmektedir. Bu sebeplerle, vücut sıcaklığını bir sensör yardımı ile düzenli ölçmek, kritik durumları önlemek adına faydalı görülen bir çalışma şeklidir.

•Kalp atış kızı; vücudumuzdaki en önemli parametrelerden biridir. Kalp vücuda kam pompalama görevi yapan organdır ve onun çalışmasında meydana gelecek bir değişim pompalanan kanın miktarının değişmesine ve dolayısıyla başka birçok parametrenin değişmesine sebep olabilecektir. Sağlıklı bir insanda kalp atış hızı 72 atış/dakika olarak belirtilmektedir (Mukhopadhyay, 2015). Fakat gün içinde yapılan fiziksel aktiviteler ve fiziksel durum bu sayıda değişiklikler meydana getirebilmektedir. Kalp atış hızında normal sayılamayacak olan değişiklikler birçok kardiyovasküler rahatsızlığa sebep olabilecektir. Kalp atış hızını takip amacıyla geliştirilen giyilebilir sensörler kullanıcının göğüs kısmına temas edecek şekilde yerleştirilerek ölçüm yapabilmektedirler. Bu sensörlerin kablolu ve kablosuz tipleri bulunmaktadır.

•Solunum hızı; normalde insanlarda solunum hızı sabit bir parametre olmakla birlikte, yaşlı insanlar bazı durumlarda nefes alış konusunda zorluk yaşayabilmektedirler. Solunum ile ilgili yaşanabilecek bu sıkıntının tespiti için, giyilebilir sensörlerin kullanılması yaygınlaşmaktadır.

•Kan basıncı; kanın vücutta dolaşımı esnasında damara yaptığı basınçtır. Kan basıncındaki artış (hipertansiyon) ve azalış (hipotansiyon), vücut sistemini arızalı hale getirmektedir. Hem erkek hem de kadınlarda 45 yaşına kadar, bu değişimlerin çok zararlı olmadığı düşünülmekte ve sağlıklı bir bireyin kan basıncının 120/80 (sistol 120, diyastol 80) olduğu söylenmektedir (Mukhopadhyay, 2015). Kan basıncındaki olası zararlı değişimlerin önceden görülebilmesi için, sensörlerle izleme yapılması önemli olabilmektedir.

•Yürüyüş analizi; özellikle yaşlıların sağlıklı oluşunun takibi için kullanılan bir parametredir. Yaşlı nüfusunun artış gösterdiği ülkelerde, bu bireylerin uzaktan takibi önemli hale gelmektedir. Sorunlar yürüme hızının azalması ile ilgilidir, ani duruşlar düşmelere işaret etmektedir. Düşmelerin ön görülebilmesi için yürüyüşteki anormallikler izlenebilmelidir. Yürüyüşteki bozuklukların nedeni, kardiyovasküler rahatsızlıklar ya da psikolojik sorunlar gibi birçok başlık olabilir. Başka bir sebep ise düzensiz alışkanlıklar ya da obezitedir. Teknolojideki gelişmeler sonucunda fiziksel aktivitelerin azalması ile hareketsizlik sorunu kronikleşmiştir. Bu da yürüyüş anomalileri vakalarında artışlar meydana getirmiştir. Bu sebeplerden ötürü, özellikle yaşlılarda, yürüyüş ve duruş anlarında sürekli izleme önemi bir konu haline gelmiştir.

•Spinal duruş; yine özellikle yaşlılarda takip edilmesi gerekli bir parametre olarak karşımıza çıkmaktadır. Kemik erimesi sebebiyle omurilikte şekil bozuklukları meydana gelmektedir. Giyilebilir sensörler kullanılarak, kişinin omurilik yapısındaki değişiklikler izlenebilmekte ve kemik zayıflaması nedeni ile oluşabilecek kırıkların ya da düşmelerin önüne geçilmesi için çalışmalar yapılmaktadır (Mukhopadhyay, 2015).

•Terleme oranı; bir kişinin gerçekleştirdiği fiziksel aktivite ya da ortam koşulları ile birebir ilgili bir parametredir. Bir kişi sıkı egzersiz yaparsa, vücutta çok fazla glikoz içeriği ter formunda çıkar. Glikoz insanoğlunun birincil enerji kaynağıdır ve aktivite esnasında enerji sağlamak için vücutta parçalanır. Herhangi bir faaliyet fiziksel aktivite içerirse, bu parçalanma sonucu oluşan ter vücuttan çıkar. Örneğin, sporcular herhangi bir koşu etkinliğine katıldığında, vücut çok fazla ter üretir. Dolayısıyla, herhangi bir etkinlik yapıldığı zaman bir kişinin ter oranını izlemek için giyilebilir bir sensör kullanmak tercih edilmektedir.

•Kimyasal, Gaz, Nem ölçümü; toksik gaz ve kimyasalların tespiti özellikle bilinmeyen çevresel koşullar altında çalışılan işyerlerindeki güvenlik için önem kazanmaktadır. Ortamda bulunan herhangi bir zararlı gaz ya da

kimyasal, sağlığa zararlı durumlara sebep olabileceği için önceden tespiti önemli olmaktadır. Çevresel lmler ile gaz/kimyasal tespiti yapılabilmektedir. Literatürde bazı çalışmalarda, kloroform, THF, eter, NH₃, glikoz, albümin gibi kimyasalların hissedilmesinde kullanılan sensör yapılarına rastlanmaktadır (Wei ve diğer., 2014). Ayrıca kimyasal ve nem sensörleri, giyilebilir teknolojilerde biyolojik akışkanların kompozisyonlarını tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır (Chenerack ve Pieteron, 2012).

Tüm bu farklı parametreleri ölçmek için kullanılan çeşitli sensörler hali hazırda ticari olarak piyasada bulunmaktadır. Bu sensörlerden bazıları; piezoresistif sensörler, ter oranı sensörleri, ayakkabı izleme sensörleri, kan basıncı sensörleri, kişisel diğital asistanlar, akselerometreler, EKG, ışık sensörleridir. Ticari olarak bulunabilir bu elektronik bileşenlerin tekstil yapısına, dikiş, nakış vb. gibi çeşitli üretim teknikleri ile tutturulması ile elde edilen yapılar elektronik tekstiller ya da e-tekstiller olarak adlandırılmaktadır.

Tüm tekstil esaslı elektronik teknolojilerinin içinde en olgun ve başarılı olanları kumaş esaslı sensörlerdir, birçok makalede sadece prototip olarak değil aynı zamanda giyilebilir teknolojilerin ve kişisel korumanın gerçek uygulamalarında geniş oranda kullanıldığı gösterilmektedir.

1.2.2 Giyilebilir Sensör Tipleri

1.2.2.1 Basıncı ve Kuvvet Sensörleri

Basıncı sadece sanayide değil aynı zamanda günlük hayatta da kullanılan fiziksel bir büyüklüktür. Günlük hayatta kullanılabilecek bilginin çeşitli formlarına dönüştürülmesi için işlenmesi gerekmektedir (Jeong ve Yoo, 2010). Günlük bir cihazda kullanılacak aparata basıncı uygulandığında meydana gelenleri şematize edersek; yer çekimi bir objeyi etkilediğinde, basıncı devreye girer ve basıncı ağırlığa dönüştürülür. Bu yüzden, basıncın çıktısı bazen basıncın sayısal değerı olurken bazen de ikincil farklı fiziksel büyüklükler ya da bilgilere dönüştürülebilmektedir. Eğer

dokunma sensörü basınç sensöründen beslenirse, bu bilgi açma/kapama sinyaline dönüştürülerek kullanılabilir. Tablo 1.2’de görüleceği üzere, bazı bilgi işleme süreçleri basınç sensörlerinde kullanılmaktadır.

Tablo 1.2 Basınç sensörlerinde bilgi işleme örnekleri (Jeong ve Yoo, 2010)

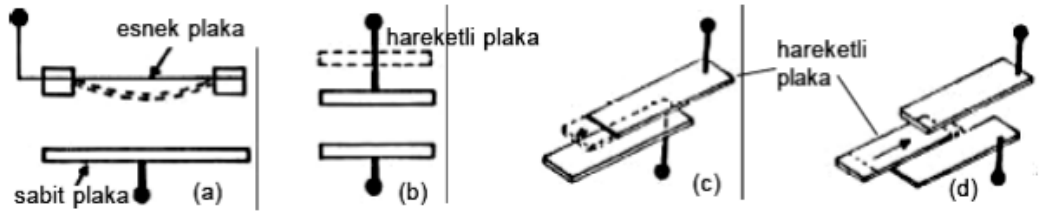
Uygulama	Bilgi İşleme Sırası
Ağırlık skalası	Yer çekimi - basınç - ağırlık
Anahtar	Dokunma basıncı - eşik seviyesi - açma/kapama
Solunum ölçer	Solunum - göğüs hacmi - giysi basıncı - solunum oranı
Jestlerin ölçümü	Hareket ile ivme - dinamik jestler - vücut yüzeyinin değişimi - piezorezistif değişim - dinamik/statik jestler
İvme ölçer, titreşim ölçer	Eylemsizlikle basınç değişimi - ivmelenme/titreşim

Bu sensörler tıp alanında hastaları takip amacıyla kullanılabilir. Ayrıca ticari alanda spor giyimde dokunmatik ekranlar ve tekstil klavyeleri vb. kullanımları da bulunmaktadır.

Basınç sensörlerinin tekstil alanında kullanılanlarını çalışma prensibine göre ayıracak olursak bunlar; kapasitif, rezistif ve piezoelektrik sensörlerdir.

1.2.2.1.1 Kapasitif Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri. Elektronik olarak, kondansatörler yapıları gereği elektriği depolayabilen elemanlardır ve depolama kapasiteleri dizaynın parametrelerine göre değişmektedir. Plakalar arası uzaklığın değiştirilmesi ya da iki plaka arasındaki yalıtkan malzemenin hareket ettirilmesi durumunda, kondansatörün kapasitesi değişir (Sandalcı, 2019).

Değişen kapasite ile birlikte alternatif akıma karşı gösterdiği direnç de değişir. Bu prensipten yararlanılarak kapasitif basınç sensörleri üretilmiştir (Şekil 1.5) (Sandalcı, 2019).



Şekil 1.5 Kapasitif sensör prensibi (Sandalcı, 2019)

Bu sensörler genellikle basınç ve dokunma algılama uygulamaları için dizayn edilmektedirler. Birçok farklı dizayn ve materyal kumaş uygulamaları için prototipleştirilmiş ve test edilmişlerdir. Bu yapıların genel özellikleri iki elektrotu birbirinden ayıran bir yalıtkan elemana sahip olmalarıdır. Entegre edilmiş elektroniklerde (e-tekstiller), geleneksel yöntemler kullanılarak kumaşa tutturulan ticari bir kapasitörü yapıda barındırırlar. Genellikle yapıya katılacak olan kapasitör kumaşa dikilebilecek, takılabilecek ya da yapıştırılabilecek ve diğer elektronik ve kablolarla lehimlenebilecek bir çerçeve üzerine yerleştirilmiştir (Castano ve Flatau, 2014). Kumaş kapasitörleri aynı zamanda uygun iletken materyallerden yalıtkanlarla ayrılan elektrot plakaları olarak üretilebilirler ve çeşitli özleri ayırabilirler. Bu plakalar iletken kablo/kumaş olduğu takdirde dokunabilir, dikilebilir ve işlenebilir veya iletken mürekkep, polimer ya da boya olmaları durumunda; boyanabilir, basılabilir, püskürtülebilir ya da şablon baskı halinde uygulanabilirler. Kullanılan yalıtkanlar tipik sentetik köpükler, kumaş tamponları ve/veya yumuşak polimerlerdir. Kapasitif lifler esnek elektroniklerin üretiminde kullanılan, metal püskürtülmüş silikon lifler gibi, benzer tekniklerle üretilebilmektedirler. Kumaş kapasitif sensörler tek bir eleman olarak kullanılabilir fakat dağıtılmış ölçümleri yapabilmeleri için dizi halinde yerleştirilmeleri gereklidir. Her iki durumda da genellikle klasik kapasitör yapısını izlemektedir. Kullanılan dizilerde, kapasitans, elektrotların kesişen dikey ve yatay bağlantı noktalarında ölçülmektedir. Diğer bir kapasitif algılama mekanizması, anahtarlar, dokunma teması ve bunların insan vücut kapasitansını kullanmaları ile sağlanmaktadır (Castano ve Flatau, 2014).

Kapasitif basınç sensörleri elektronik mühendisliğinin kapasitör prensibini kullanırlar (Şekil 1.5). Kapasitans geçirgenlikle (dielektrik sabiti) ve her metal

tabakanın alanı ile orantılıdır ve tabakalar arası mesafe ile ters orantılıdır (Jeong ve Yoo, 2010). Kapasitif basınç sensörü bu prensibe göre çalışır ve her iki yalıtkan tabakaya iletken kumaşlar yerleştirilmesiyle oluşan 3D yapı ve destekleyici tabakadan oluşur. Sensöre dikey yönde basınç uygulandığında, destek tabakalarında aralıklı değişiklikler meydana gelir ve bu da kapasitansta değişim meydana getirir. Bir kapasitif sensör dakikalık basınç ölçümleri için yeterince hassastır, fakat dış çevreden gelen mekanik gürültüler ve elektriksel etkenlere karşı zayıftır. Bu nedenle, kapasitif basınç sensörleri tasarlanırken, amaca uygun malzeme ve sensörün uygun kullanımı seçilmelidir. Ayrıca büyüklük ve şekil açıkça tanımlanmalıdır.

Kapasitif kumaş basınç sensörleri nakış yöntemi ile iletken ipliklerden elde edilmiş elektrotlar arasında yer alan spacer kumaş yapılarından oluşabilirler. 0 ile 100 kPa basınç ölçüm aralığı ile, kas aktivitesi ve oturma duruşu tespiti amacıyla kullanılabilirler. Aynı zamanda çözgü ve atkı iletken ipliklerin bağlantı noktalarındaki kapasitansı ölçen kumaş sensörleri de mevcuttur. Sensör parçaları arasındaki parasitik kapasitans ve çapraz haberleşme dışında, bu sensörler daima kompleks okuma devreciliğini gerektirirler (Wei ve diğer., 2014).

1.2.2.1.2 Rezistif Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri. Kumaş basınç sensörleri oluşturmak için başka bir yol da basınç ve elektrik direnci arasında bir korelasyon kurmaktır (Castano ve Flatau, 2014).

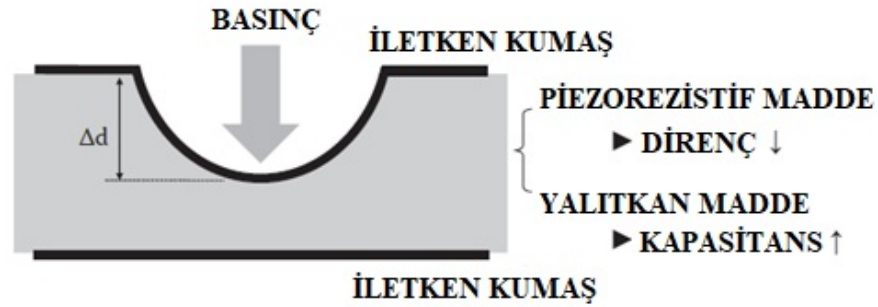
Elektronik alanda piezorezistif basınç algılayıcılarda, basınç hissedici, silikon diyafram formundadır. Dört piezorezistif, köprü (Wheatstone köprüsü) şeklinde diyafram üzerine yerleştirilmiştir. Bu diyafram üzerine basınç uygulandığında, direnç değerlerindeki değişime bağlı olarak çıkış voltajı da değişir. Bu direnç değişimi lineerdir ve basınç değişimi de lineer olarak tespit edilebilmektedir.

Piezorezistif algılayıcıların çalışma aralığı düşük, geri bildirim süreleri 1 ms'den küçüktür. Çalışma hassasiyetleri $\pm 0,2$ mertebesinde (Sandalcı, 2019).

Piezorezistif tip sensörler kumaş yapılarında, lif iplik ya da yüzeye kaplama gibi tüm seviyelerde üretilebilmektedirler. İletken ipliklerle işlenmiş kesişmeli kafes yapısına uygulanan basınç, bağlantı oluşturan ipliklerin temas direncinde bir değişim meydana getirir. Kumaş yüzeyinde uygulanan basıncın yeri, direncin olduğu pozisyonun yakalanması ile belirlenebilmektedir. Benzer hissetme prensibi, iletken elastik ipliklerle yapılan dokuma yüzeyde, yapıya uygulanan basıncın temas direncini artırması ile bulunmuştur (Castano ve Flatau, 2014).

Piezorezistif yüzeyler için, iletken polimer bileşenleri ya da metal partiküller içeren elastomerler kullanılmaktadır. Bu tip sensörler basınçtaki görece zayıf değişiklikleri ölçebilme avantajına sahiptirler. Diğer taraftan, bir klavye kullanımı vücut hareketine karşı aşırı hassastır ya da çok hafif bir sürtünmede bile hataya sebep olabilmektedir (Jeong ve Yoo, 2010).

Şekil 1.6’da piezorezistif ve kapasitif sensörün farklılığı görülebilmektedir.



Şekil 1.6 Piezorezistif ve kapasitif basınç sensörünün prensipleri (Jeong ve Yoo, 2010)

Rezistif sensör yapısına örnek bir çalışma 09-11.05.2017’de Frankfurt’ta düzenlenen Techtextil fuarında sunulmuştur. Tayvan firması Pailung; EKG, solunum ve kalp atış hızı ölçümleri yapabilen örme kumaş, basınç sensörü ürününü geliştirmiştir. Ürün akıllı telefon üzerindeki bir uygulamaya kablolu olarak bağlanmakta ve kumaşın üzerinde yer alan el simgelerine iki el birden konulduğunda ölçüm sonuçlarını telefonun ekranına yansıtmaktadır (Şekil 1.7).



Şekil 1.7 Pailung firmasının ürettiği EKG, solunum ve kalp hızı ölçen kumaş (Kişisel arşiv, 2017)

Yine aynı firmanın tanıtımını yaptığı şekil 1.8’deki ürün de piyano kumaştır. Dokunma algılama üzerine işlem yapan kumaş, yine kablolu olarak bağlanmış olduğu akıllı telefon üzerinden, kumaşta basılan tuşa göre ses vermeyi gerçekleştirmektedir.



Şekil 1.8 Pailung firmasının ürettiği kumaş piyano (Kişisel arşiv, 2017)

1.2.2.1.3 Piezoelektrik Prensibi İle Çalışan Basınç Sensörleri. Basınç algılayıcıları kapsamında incelenebilecek diğer bir sensör tipi de piezoelektrik basınç sensörleridir. Piezoelektrik etki, kristal yapıya sahip materyallerin üzerine mekanik bir güç veya basınç uygulandığında, materyal uçlarında elektrik akımı elde edilmesine denir (Ergün, 2018).

Elektronik alanında piezoelektrik özellikli algılayıcılarda kuartz, roşel tuzu, baryum, turmalin gibi kristal yapılu maddeler kullanılmaktadır. Bu elektrik akımının

değeri, basınç değeri ile doğru orantılıdır. Piezoelektrik özellikli elemanlar hızlı tepki verdiklerinden ani basınç değişikliklerini ölçmede kullanılırlar. Bu tip basınç algılayıcılar yüksek sıcaklık ve geniş aralıklarda sorunsuz olarak çalışabilmektedir ve boyut olarak küçüktürler. Geri bildirimleri çok hızlıdır ve yüksek hassasiyete sahiptirler (Sandalcı, 2019).

Giyilebilir teknolojilerde bu tip sensörlerde algılayıcı olarak kullanılan yapı, ince bir film tabaka üzerine kaplama ile elde edilmiş esnek malzemeden yapılmış piezoelektrik materyallerdir.

Örnek bir literatür çalışması (Wei ve diğer., 2014) incelendiğinde karbon nanotüplerin (KNT) piezorezistiflikleri; toksisiteleri ya da potansiyel zararları dikkate alınmadan, yaygın bir şekilde basınç sensörlerine yayılmış olduğu görülmektedir. Basınç ölçüm amacıyla, KNT'ler polimerler içerisine ya da membranlar içerisine yerleştirilmişlerdir. KNT içeren elastik filmler hem esnek hem de optik geçirgen olabilirler ve yapay deri oluşturulmasında yardımcı olacak şekilde hem uzama hem basınç sensörü gibi davranabilirler. Çalışmada KNT basınç sensörleri ultra yüksek hassasiyeti yakalayabilmişlerdir. Yapı dakikada gerçekleşen basınç tespitinde 67500 döngüde mükemmel stabilite gösterdiği gibi aynı zamanda, $1,80 \text{ kPa}^{-1}$ hassasiyet, 0,6 Pa düşük basınç tespit limiti, 10ms içinde hızlı tepki zamanı göstermektedir.

1.2.2.2 Uzama Sensörleri

Dış yük etkisi altında, cisimlerin moleküler yapıları değişmeye zorlanmaktadır. Cismin yapısında, etki eden dış kuvvetleri dengelemek için bazı içsel kuvvetler meydana gelir.

Birim alana düşen iç kuvvetin birim alana etki eden kuvvet miktarına gerilim denir. Uzama sensörleri bu gerilimi algırlar ve rezistif ve kapasitif algılayıcı tipleri mevcuttur (Sandalcı, 2019).

Tekstil uygulamalarında en yaygın olarak rezistif prensibi ile çalışılmaktadır. Kapasitif prensibi ile çalışmalar son zamanlarda hızlanmaya başlamıştır.

Bu konu Bölüm 2’de detaylı olarak incelenecektir.

1.2.2.3 Kimyasal ve Gaz Sensörleri

Kimyasal sensörler, analitlerin konsantrasyonlarını akımlar, emilim, kütle veya akustik değişkenler gibi tespit edilebilir diğer fiziksel sinyallere dönüştürür. Bir analitin buharına maruz bırakıldıktan sonra, algılayıcının aktif algılama malzemesi, algılama maddesinin fiziksel özellik değişikliklerine neden olan analitle etkileşime girer. Analitler ve algılama malzemeleri arasındaki etkileşimler, farklı analitler ve farklı aktif maddelere göre çok formlidir (Bai ve Shi, 2007).

Yeni üretim teknolojileri ve elektrokimyasal tekniklerden, yakın zamanda elde edilen bilgiler, kimyasal sensörlerin alışılmış ticari ölçümleri (kalp atışı EKG, EEG vb) yapabildiğini göstermektedir. Yeni nesil tekstil esaslı kimyasal sensörlerdeki son gelişmeler de ticari fiziksel sensörlerin daha fazla bilgi ile geliştirebileceğini göstermektedir. Esnek ve tekstil esaslı ekran baskı elektrokimyasal sensörler temassız izleme için aday olabilecektir fakat bu aygıtlar vücuda ve derinin bir bölgesine kolayca yerleştirilemezler (Stoppa ve Chiolerio, 2014).

Kimyasal ve gaz sensörleri, giyilebilir teknolojilerde biyolojik akışkanların kompozisyonlarını tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu sensörler polielektrotlar içerisine yerleştirilmiş karbon nanotüpler gibi hissetme özelliği bulunan malzemeler kullanılarak oluşturulmakta ve tekstil yüzeyine şablon baskı ile ya da tekstil liflerine kaplama yöntemi ile aktarılmaktadır (Chenerack ve Pieterston, 2012).

Toksik gaz ve kimyasalların tespiti özellikle bilinmeyen çevresel koşullar altında çalışılan işyerlerindeki güvenlik için önem kazanmaktadır. Kimyasal hissetme özellikli olan kumaş sensörleri; e-tekstiller ya da hissetme özellikli kaplama yapılmış polimerlerden elde edilebilmektedir. E-tekstil çalışmasında, minyatüre kimyasal veya

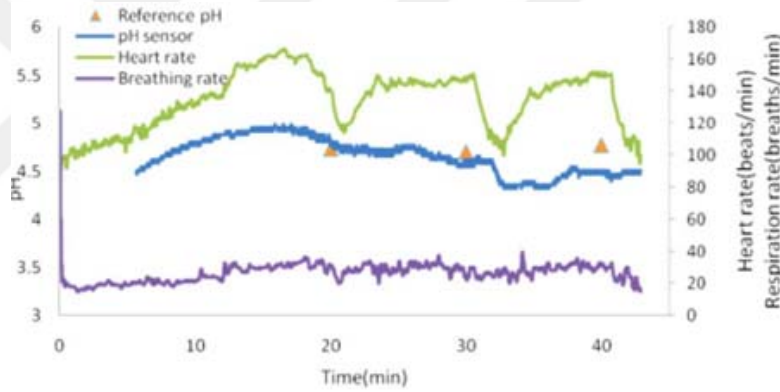
gaz sensörleri kumaş yüzeyine dikilir veya tutturulabilir. İkinci çalışma yönteminde, kimyasal hassasiyetli polimerler tekstil yüzeyi üzerine kaplama yapılarak kullanılabilirler. Kimo-resistörler kimyasal çevreye göre elektriksel direnci hassas olan sensörlerdir. Hidrojen ve karbon monoksit metalik katkıli iletken polimerler kullanılarak tespit edilebilmektedir. Bai ve Shi (2007) çalışmalarında kimyasal tespitinde yaygın olarak kullanılan içsel iletken polimer (ICP)'ler sunulmaktadır. Çalışmada sunulan örneklerden olarak bakır ve palladyum parçacık katkıli polipirol toksik gaz sensörleri polipirolün ince filmlerinin çöktürülmesi yöntemi ile üretilmektedirler. Veya nylon ya da PET üzerine polianilin çöktürmesi yapılabilir. Bu işlemler sonrası elde edilen iplik formatındaki yapılar kumaş yapısı içine dokunabilmektedirler. Amonyum ve nitrojen dioksit ppm seviyelerinde film tabakasına uygulandığında dirençte değişim gözlenmiştir. Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (PEDOT) nano tüpler, elektrospinning aracılığı ve buhar çöktürme polimerizasyonu ile üretilmektedirler ve amonyum tespitinde kullanılmaktadırlar. PEDOT nano kablo tabakaları nitrik oksit (NO) konsantrasyon seviyelerinin tespiti için kullanılmaktadır. Etanol ve ozon tespiti, elektrokimyasal çöktürme ile yapılan polipirol kaplı filament sensörleri ile yapılabilmektedir (Castano ve Flatau, 2014). Bir polianilin (PANi) esaslı optik lif, HCl ve NH₄O'ha maruz kaldığında ışık absorpsiyon özelliğinde değişiklik meydana gelmektedir (Bai ve Shi, 2007).

Karbon nano tüpler; kanın anahtar proteini albümine karşı hassasiyete sahiptirler. Tek duvarlı karbon nano tüp iplik kompozitleri; amonyum hidroksit, etanol, pridin ve trietilamin gibi uçucu amin bileşenlerine karşı hassastırlar. Polimerler ile gaz tespitinde kullanılan diğer mekanizmalar; optik aygıtlar, piezoelektrik kristaller ve amperometrik metotlardır (Castano ve Flatau, 2014).

İdeal bir kimyasal sensör bir çeşit kimyasala karşı hassas ve diğer kimyasallara karşı bağışık ya da en az seviyede hassasiyete sahip yapıda olmalıdır. Bununla birlikte yukarıdaki yukarıda bahsedilen çalışmalar incelendiğinde, birçok sensörün bir spesifik kimyasal yerine nem dahil farklı kimyasal uyarılarına karşı hassas olduğu ve bunun da uygulamada ciddi sorunlara neden olduğu görülmektedir.

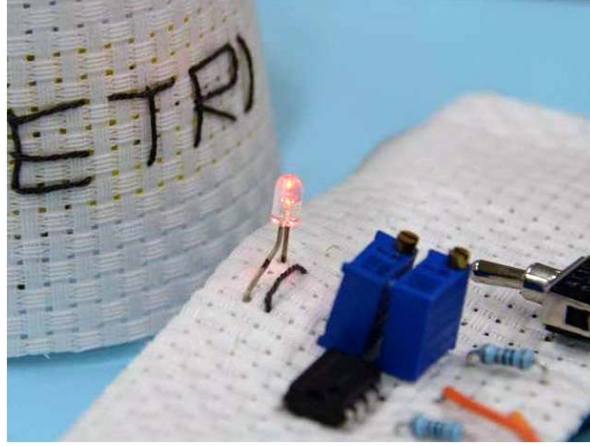
Kimyasal / biyokimyasal sensörlerin en yaygın dezavantajlarından birisi, sensörün kendi aktivitesindeki küçük değişiklikler ve / veya işletim esnasında sensör yüzeyinde meydana gelebilecek kontaminasyonlar sebebiyle, zaman içerisinde kalibrasyona ihtiyaç duymalarıdır. Bu durum, bu tip sensörlerin uzun süreli görüntüleme uygulamaları için ciddi bir biçimde kısıtlı uygulama alanında kullanılmasına sebep olmaktadır (Stoppa ve Chiolerio, 2014).

Bu limitler nedeniyle, sensör yapısında kablosuz iletişimler veya dikişsiz elektronik entegre metodları kullanımı uygun olmamaktadır. Şekil 1.9’da grafik bir egzersiz denemesinde kullanılan ter sensörünün performansını göstermektedir. Kalp hızı ve nefes alış hızı ile birlikte referans pH ölçümleri alınmaktadır. Analizler referans kumaş parçasına yerleştirilen bir elektrot ile gerçekleştirilmektedir (Coyle ve diğer., 2010).



Şekil 1.9 Egzersizde kullanılan bir ter sensörünün grafiği (Coyle ve diğer., 2010)

Güney Kore Konkuk Üniversitesi ve Elektronik ve Telekomünikasyon Araştırma Enstitüsü iş birliği ile yapılan çalışmada, grafen ile kaplanan kumaş yapısının tehlikeli gazların tespitinde kullanılabileceği ve kullanıcıya üzerindeki LED vasıtasıyla haber veren bir kumaş sensör yapısı geliştirilmiştir. Yapı özellikle nitrojen oksite karşı hassasiyet göstermekte ve 30 dakika boyunca milyonda 0,25 gaza maruz bırakılan kumaş sensörü, tehlikeli gaz alarmı vermektedir. Şekil 1.10’da yapı görülmektedir (Dexter, 2015).



Şekil 1.10 Grafen kaplama ile elde edilen kumaş gaz tespit sensörü (Dexter, 2015)

1.2.2.4 Sıcaklık ve Nem Sensörleri

Sıcaklık değişimleri, tekstiller içerisinde örülmüş ya da dokunmuş olan metal lifler ya da tekstiller üzerine baskı yapılmış iletken kaplamalardaki direnç değişimleri ile tahmin edilebilmektedir. Alternatif olarak, plastik şeritler üzerinde esnek ince film sıcaklık sensörlerinin dokuma tekstil yapılarına katılması gösterilebilmektedir (Chenerack ve Pieteron, 2012).

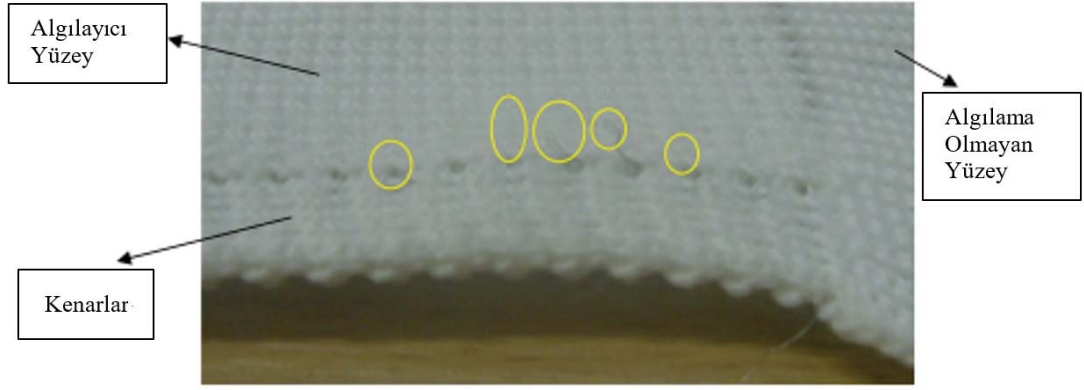
Medikal uygulamalar için, kesin bir durumda ölçülen vücut sıcaklığı, tek başına çok önemli bir bilgi haline gelebilmektedir. Sürekli olarak ölçülen vücut sıcaklığı ise çok daha önemli bir bilgi sağlar. İnsan vücudu günlük ritim olarak adlandırılan bir günlük döngüye sahiptir ve bu yapının dış etkenler ya da duygulardan etkilenebilen iç denge yani homeostazi sürdürülmeye çalışılır. Bu nedenle zamana bağlı sıcaklık değişimleri kullanıcının şartlarını anlamak için kullanışlı verilerdir. Dahası, ikincil etki ile ölçülen değerden tamamen farklı kesin sonuçlara ulaşabilmek de ayrıca mümkündür

Kumaşlarda çoklu nem hissetme mekanizmaları mümkündür. Polimerik esaslı nem sensörleri iki temel kategoriye ayrılmaktadır: rezistif tip ve kapasitif tip. İlki, yapıdaki iletkenlik değişimi yolu ile nem değişimi, ikincisi ise dielektrik sabitinin değişimi ile yapıdaki su buharına verilen tepkidir (Castano ve Flatau, 2014).

Kinkeldei ve diğer. (2011) çalışmalarında bir paslanmaz çelik (SS) ipliğin nem içeriği değiştiğinde direncinin değiştiğini belirtmişlerdir. Böyle bir değişim kumaş nem kolektörlerinin, hissetme iplikleri ile temasta kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Ayrıca bu amaçla kullanılan polimer/yüzey kombinasyonları; PEDOT-PSS/PAN nanolifler, PEDOT-PSS/poliimid, PEDOT-PSS/lycra tadel ve yapısında nem değişimlerine tepki olarak elektriksel iletkenliği değişen Polipirol olarak belirtilebilir. Bu sensörleştirilmiş yüzeyler sonrasında tekstil yüzeyleri içerisinde dokunarak kullanılabilirler.

Kapasitif nem sensörleri için uygun polimerler; polietilen sülfon(PES), polisülfon(PSF)ve divinil siloksan benzosiklobuten (BCB) ve benzerleridir. Kumaş üzerine kaplama ile oluşturulan sensörler, organik ya da karbon esaslı iseler, tipik olarak neme karşı tepki verirler. Su proton vericiliği ve Konjuge C=C çift bağları ile serbest proton etkileşimi ile tanınmaktadır (Castano ve Flatau, 2014). Neredeyse polimer esaslı nem sensörlerinin tamamı, polimerlerin ısıya karşı olan hassasiyetleri sebebiyle, oda sıcaklığında kullanılmalıdır.

Literatürde rastlanan bir çalışmada sıcaklık algılama sensörünün, bilgisayarlı düz yataklı örme makinesinde üretildiği görülmüştür. Bu çalışmada bakır, nikel ve tungsten tel elementli örgülü algılama kumaşları (Şekil 1.12), 3 ila 130 arasında değişen dirençlerle üretilmiştir. En başarılı numuneler tekstil sarılı emaye tel kullanılarak oluşturulmuştur ve algılama elemanının tekstil karakterinin yanı sıra çekme mukavemeti de arttırılmıştır. Örgü sensörlerin sıcaklığı ve direnci arasında bir matematiksel ilişki türetilmiştir. Bu bağlantının, hedeflenen bir referans direnci elde etmek amacıyla boyutlarını optimize etmek için kullanılabileceği belirtilmiştir. Sıcaklık direnci eğrilerinin, 0,99-0,999 aralığı içinde belirleyici katsayısı ile doğrusal bir eğilim gösterdiği ve cilt sıcaklıklarını takip için giysilerle bütünleştirilebilir olduğu saptanmıştır (Husain ve diğer., 2014).



Şekil 1.12 Kenarlara yakın yerlerde görülen Tungsten teller ile oluşturulmuş sıcaklık hisseden kumaş (Husain ve diğer., 2014).

Bir diğer çalışmada; pamuğu higroskopik malzeme olarak ve iletken lifleri elektrot olarak tekstil içine dokuyarak kullanan tekstil bazlı nem sensörü sunulmuştur. Ayrıca Polonya'daki bir araştırma ekibi, kombine bir çözüm araştırmıştır. Elektrotların basıldığı ve emme tabakasının çökeldiği bir tekstür olarak tekstili kullanmışlardır. ETH Zürih'deki araştırmacılar basılmış nem sensörlerini bir polimer bant üzerinde minyatürize etmişler ve daha sonra tekstil yapısına geçirmişlerdir. Ancak bu tür algılayıcı tasarımlarının uygulamaları jeo tekstiller ile sınırlıdır ve terleme hızı yüksek olduğunda veya cilde direnç yanıtı çok iyi olduğunda spor giyiminde bir dereceye kadar izlenebilir (Dias, 2015).

1.2.2.5 Optik sensörler

Optik bir lif genel olarak, düşük fraksiyon indeksine sahip transparan bir malzeme içine veya kaplama materyali içine kırılmış transparan bir iç kısımdan oluşmaktadır. Optik liflerin bazı içsel avantajları, düşük yoğunluk, küçük boyutlar, esneklik, yapıya kolay katılma ve elektromanyetik alanlara karşı dayanımdır. Ufak bir optik lif kumaş yapısına, dokuma yöntemi ya da diğer lif bağlama yöntemleri ile katılabilmektedir. Kumaşlarla birleştirilen plastik ve polimerik optik lif sensörleri ve aygıtları; uzama, sıcaklık, basınç, nem, organik ve inorganik bileşen varlığı ve rüzgar hızı ölçebilmektedirler. Lif Bragg kafesi sensörleri (FBGS) de kumaşlara farklı fiziksel büyüklükleri ölçmek için yerleştirilebilmektedirler (Castano ve Flatau, 2014). Bragg kafesleri; Polidimetilsilokan küp içine yerleştirilmiş iki polimer lif (biri yatay ve biri

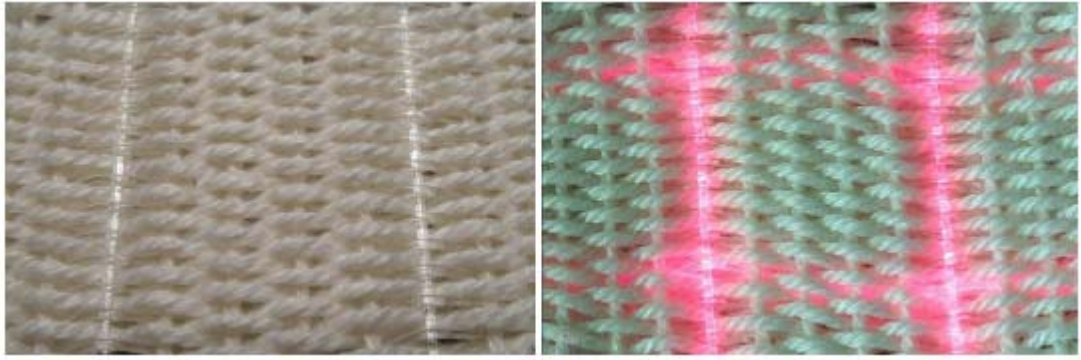
eğik) ile elde edilen yapılardır. Bu yapı dokunsal sensörlerde kullanılmaktadır. Normal ve kayma gerilimi basınçlarının hassasiyetleri 0,8 pm/Pa ve 2 pm/Pa, full skalada sırasıyla 2,4 kPa ve 0,6 kPa olarak görülmektedir. Optik lif sensörleri düşük basınç oranında yüksek hassasiyet sağlarlar. Fakat ışık rezistant basınç sensörleri ile karşılaştırıldığında ışık emişi ve kaynağı tespiti karmaşık ve yüksek maliyetlidir (Wei, ve diğer., 2014).

Plastik optik lifler (POL) giysiler içerisine entegre edilmekte ve lif deformasyonu sonrasında ışık yoğunluğundaki değişimlerin ölçülmesi ile oksimetri görüntüleme ve basınç sensörü geliştirme amaçları için kullanılmaktadır. Bu prensiple esnek POL malzemesinden yapılmış bir tekstil basınç sensörü örneği bir çalışmada sunulmuştur (Rothmaier ve diğer., 2008). Basıncadaki değişim yapıda ve ışık akışında kapı görevi üstlenen plastik optik lifin şeklinde değişime sebep olmaktadır. Bu etki tekstil basınç sensörüne uygulanmıştır. Genel olarak, POL, radyal yönde uygulanan basınç karşısında form ve şekil değiştirmez. Bu nedenle, radyal yönde uygulanan basınç karşısında fiziksel tepki verilecek başka bir materyale ihtiyaç duyulmaktadır.

Hissetme mekanizmaları, ışığı emiş ve geçirme yoğunluklarındaki değişimlerle ilgilidir. Bunlar tipik olarak, lif enine kesiti değişimleri, yalıtım materyalinin refraktif indeksi, boşlukların spektral dalga boyu, iletim ve diğer içsel materyal özellikleri ile meydana gelmektedirler. İç materyal olarak kullanılabilen malzemeler; poli(metil metasirlat), polikarbonat, polistirol, termoplastik silikon, polieter sulfon, polisulfon, polieter-imid ve polistirendir (Castano ve Flatau, 2014).

İndüktif pletismografiye dayalı solunumu ölçme ilkesi, askeri üniformalara dahil edilebilir (Cho ve diğer., 2009). Verilerin kablosuz iletimi için gerekli ekipman ve bir kablosuz vücut sensörü ağ birimi, göğüs veya karın etrafında rahatça takılabilir. Kan hücreleri tarafından taşınan oksijen miktarı, nabız oksimetresini tekniklerle ölçülebilir (Dias, 2015). Bu teknikte, uygun bir gövde parçasının etrafına yerleştirilmiş optik bir sensör kullanır.

Bir diğ er çalışmada; dokuma tekstil yapısı içine entegre edilebilen termoplastik silikon liflere üzerinedir. Tekstilin belli bir alanındaki basınç bu liflere uygulandığında, elastomerik özelliklerinden dolayı kesitlerini tersine çevrilebilir hale getirirler ve aynı anda iletilen ışık yoğunluğundaki değişim tespit edilebilir. Çözgü ve atkı yönünde 0,51 ve 0,98 mm çapında liflerle iki farklı dokunmuş numuneyi üretilmiş ve basın a duyarlı bir matris oluşturulmuştur. Kullanılabilir  alışma aralığı 0 ile 30 N arasındadır. 25 y k çevriminde, % 0,2 ila% 4,6 aralığında k  k kaymalar ölçülebilmektedir. Son olarak, 2 x 2 optik elyaftan oluşan bir sensör dizisi, keşişmelerdeki lifler arasındaki duyarlılık, uzaysal   z n rl  k ve ışık bağlaması açısından test edilmiştir (Rothmaier ve diğer., 2008). şekil 1.14'de örnek numuneler görülebilir.



şekil 1.14 Optik sensör  rneği (Rothmaier ve diğer., 2008)

BÖLÜM İKİ

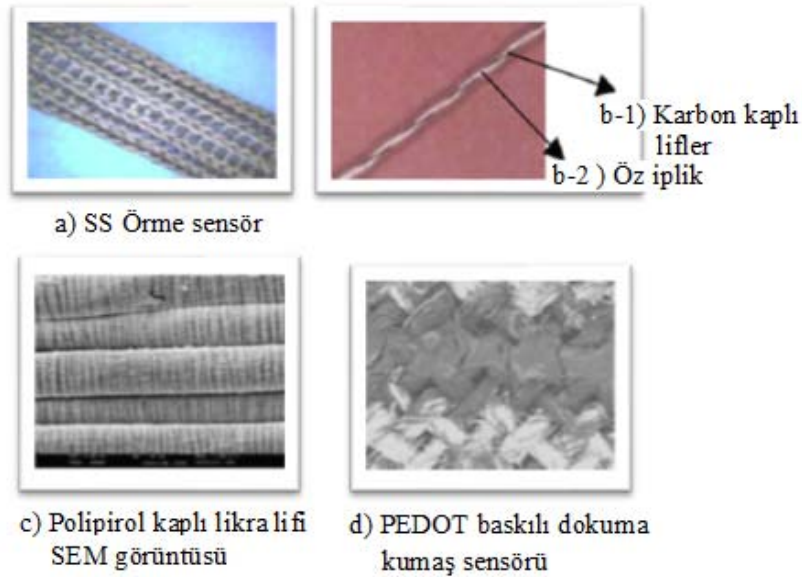
TEKSTİL ESASLI UZAMA SENSÖRLERİ

Son yıllarda, birçok ticari elektronik uzama sensörü insan vücut hareketlerini tespit etmek ve duruş analizi yapmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu yapıların tarihteki gelişimleri incelendiğinde elde edilen ilk kumaş sensörlerinin günlük hayatta kullanılan kumaşlara benzemeyen ve onlar kadar konforlu olmayan, kumaş yüzüne iletken kaplamalar yapılması ile elde edilen kumaş uzama sensörleri olduğu görülmektedir. Bu kaplamalı ya da baskılı uzama sensörlerinin algı mekanizmaları, iletken kaplama / baskı malzemesinde uzama esnasında meydana gelen direnç değişimi ve kumaş deformasyonları sebebiyle iplik içindeki etkileşimlerinin değişmesi sonucu oluşan piezorezistif etkiye dayanmaktadır. Tarihsel gelişimde sonraki aşama tekstil liflerine iletken kaplamaların yapılması olmuştur. İletken metal partikül katkılı kaplamaların, ticari liflere yapılmaya başlamasıyla elde edilen metalize iplikler ile, gerçek kumaş uzama sensörleri, iplik çekimi, dokuma ve örme yöntemleri kullanılarak elde edilmeye başlanmıştır. Bu tip sensörler ilk dönem üretilen kumaş sensörlerine göre daha iyi konfor özelliklerine ve esnekliğe sahiptiler. Yine de ticari tekstil kumaşları ile karşılaştırıldığında, bu metalize ipliklerle üretilmiş kumaş sensörleri, kumaş yüzeyinde bulunan metalik partiküllerin doğası gereği sert bir tuşeye (zayıf ten teması özellikleri) sahiptirler. Bu yapının diğer bir dezavantajı ise metal partiküllerin çoklu kullanımlar ve tekrarlanan yıkamalar sonrası dökülmeleri nedeniyle elektriksel özelliklerinin kaybolmaya başlamasıdır. Belirtilen bu sebeplerden kaçınmak için yeni bir tekstil uzama sensörü yaklaşımına ihtiyaç duyulmaktadır (Xie ve diğer., 2016).

Uzama sensörleri, tekstillerin vücudun geniş bir deri yüzeyi ile temasta olmaları sayesinde, baskın olarak vücut parametrelerini hissetme ve görüntüleme amacıyla kullanılmaktadırlar. Bu yapıların deri ile maksimum uyumda hareket etmesi, fakat bu hareketlilikten minimum deformasyon ile etkilenmesi beklenmektedir. Vücut yüzeylerine temas sayesinde görüntülemenin vücudun çeşitli bölgelerinde yapılması mümkün olmaktadır. Örneğin, bu sensörler, kalp atışı, solunum, hareket ve kan basıncı parametrelerini belirlemek için kullanılmaktadır (Stoppa ve Chiolerio, 2014). Ya da vücut duruşunu ve eklem hareketlerini tespit etmek için kullanılabilir. Bu bilgi,

sporcuların eğitilmesi, hastaların rehabilitasyonu için veya işleri sırasında acil ilk yardım memurlarının (örneğin itfaiyecilerin) desteklenmesi için yararlıdır (Chenerack ve Pieterston, 2012).

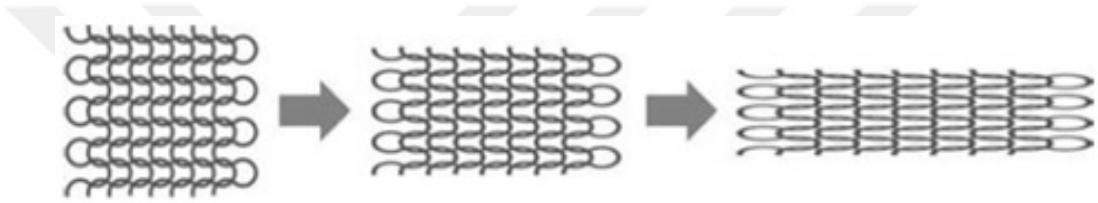
Tekstil esaslı uzama sensörleri, iplik ve lif seviyesinde elde edilebileceği gibi, kumaş yapısı oluştuktan sonra uygulanan bazı işlemlerle de oluşturulabilmektedir. Örnek bazı tekstil esaslı uzama sensörleri Şekil 2.1’de gösterilmektedir. a maddesindeki gibi metal esaslı olan paslanmaz çelik (SS) lifleri örülerek piezorezistif tekstiller meydana getirilebilmektedir. Yapı ilmek yönünde esnetildiğinde, örme sensör yapıdaki direnç ilk olarak artacak, daha sonra da azalacaktır. Dirençteki ilk artış yapıdaki uzunluğun artması sebebiyledir. Bununla birlikte düşen direnç fazında, iplikler arası mesafe azalır ve paralel iletken yollar sayesinde daha iyi temasa izin verir ve sonuç olarak net direnç azalır. Ayrıca bu algılama teorisi b ve c örneklerindeki gibi iletken tel, metal lifler ve karbon liflere de uygulanabilir. Bu yapılara elastik bir öz eklenerek lif/iplik rezilyans özelliği artırılabilir. Kumaş halindeki bir yapıya iletkenlik ve dolayısıyla uzama hissetme özelliği adapte etmek için ise d maddesindeki gibi baskı yöntemi kullanılabilir.



Şekil 2.1 Uzama kumaş sensörleri a)SS örme sensör, b-1 ve b-2)Elastik ve poliester lifler ile karbon kaplı liflerin(CCF) iplik sensör yapısı c) polipirol kaplı lycra liflerinin %6 lık uzama altındaki SEM görüntüsü d)PEDOT baskılı dokuma kumaş sensörü (Castano ve Flatau, 2014)

Lif aşamasında iletkenlik elde edilerek oluşturulan tekstil materyalleri, genellikle iletken kısımların birden fazla temas yaptığı ve kompleks ağ yapılarından oluşmaktadır. Bu yapılarda uzama sonrası deformasyon esnasında birkaç mekanizma meydana gelir;

- temas eden nokta sayısı değişir,
- lifler uzatılır,
- lif enine kesiti değişir (Stoppa ve Chiolerio, 2014).



Şekil 2.2 Uzama sensörü olarak kullanılabilen bir örme kumaş yapısında, kuvvet sonrası meydana gelen değişimler (Jeong ve Yoo, 2010)

Kumaş yapısını kullanan bir hareket sensörü; kumaştaki mekanik değişimleri elektriksel bir değere çevirerek ölçülebilir hale getirebilmektedir. Örme kumaşlar, herhangi bir dışsal kuvvet etki etmediğinde gevşek bir yapıya sahiptirler, fakat kumaş esnetildiğinde Şekil 2.2’de şematize edilmiş olan deformasyonlar meydana gelir ve sıkı yoğunluklu bir örme yapısına dönüşürler. İletken tekstillere bu etkiyi elektriksel değere dönüştürmek amacıyla ihtiyaç duyulmaktadır. İletken bir kumaş örüldüğünde ve gevşek yapıda iken, örme tabaka üzerinden en yüksek düzeyde elektriksel akım geçişi olmaktadır. Eğer kumaş tek iplikte örülürse, ipliğin her iki ucundaki elektriksel direnç, iplik uzunluğu ile orantılıdır. Eğer kumaş yapısı dışsal bir kuvvet tarafından esnetilirse, iplikler arası boşluk daralır ve bu da temas direnci ya da ipliklerin birbirine temasında artmaya sebep olur. İplikler arası temas artarsa, çeşitli akım yolları meydana gelir. Bu da paralel direnç devresi oluşturularak direncin düşmesine sebep olur. Her ne kadar direnç değeri değişimi ilmek bacağı açısı ile alakalı olarak doğrusal değişime uğramasa da tekrarlı deneyler ile açı ve direnç arasında bir korelasyon eğrisi elde

etmek mümkündür (Jeong ve Yoo, 2010). Tüm bu faktörler esnek sensör kalitesini etkilerler.

Polimerler, yüksek uzamalar altındaki uzama sensörlerini geliştirmede ilgilenilen yapılardır (Stoppa ve Chiolerio, 2014).

Uzama sensörleri tipleri aşağıda gibidir,

1. Rezistif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri
2. Kapasitif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri
3. İndüktif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri
4. Polimer Fiber Optik (Pof) Bazlı Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri

2.1 Rezistif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri

Uzama sensörleri için, uzama karşısında yapıdaki direncin değişiminin hassas olarak hissedilmesi ve ölçümü, ana gerekliliktir. Bu ölçüm rezistif sensörlerde, piezorezistif etki olarak adlandırılan prensip ile sağlanmaktadır. Piezorezistif etki, yarı iletken ya da metal bir yapıya, mekanik bir gerilim etkisi uygulandığında, yapının elektriksel direncinin değişmesi olarak tanımlanabilir.

Rezistif uzama sensörünün davranışı Gauge Faktör (GF) olarak adlandırılan hassasiyet terimi ile tanımlanmaktadır. GF, elektriksel direnç artışının kesrinin, birim uzamadaki ifadesi olarak tanımlanabilir (Tao, 2001).

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

Formülde R_0 uzama sensörünün ilk direnç değeridir. ΔR deformasyon sebebiyle dirençteki değişim ve ε uygulanan uzama değeridir.

Bakır-Nikel, platinyum levhalar ve silikon malzemeler içeren bazı ticari uzama sensörlerinin gauge faktörleri sırasıyla 2,0, 4,0-6,0 ve -100 ile 150 arası olduğu belirtilmiştir (Tao, 2001). Halihazırda ticari kullanımı bulunan bu sensörlerin hassasiyet değerlerini bilmek, GF'yi anlamak için bize genel bir fikir kazandırabilir.

Metal folyolarla yapılan ticari uzama ölçerler genellikle nispeten düşük direnç, yüksek doğruluk ve kararlı yanıtta avantajlar sergiler. Bununla birlikte, hepsi katıdır ve test edilen malzemelerin gerçek uzama değişimini yansıtamaz; ayrıca, uzamaları, %0,1 – 0,5 arası bir aralıkta sınırlıdır, bu da akıllı tekstiller alanında bütünleşik uygulama ve doğru ölçümü engellemektedir. Silikon bazlı uzama ölçüm cihazlarının çalışma aralığı nispeten yüksektir ve metal tabaka bazlı sensörlerden daha esnektirler, fakat tekstil malzemelerine kıyasla, bunlar hala çok daha serttir ve deformasyon altında doğru uzama verilerini ölçmek için yüzey malzemeleri ile aynı şekilde ve oranda deforme olmazlar. Sonuç olarak, geleneksel uzama sensörlerinin performansları, bu sensörlerin giyilebilir alandaki entegre uygulamalarını sınırlamaktadır (Weijing, 2015).

Rezistif tip uzama sensörlerin giyilebilir uygulamalarda kullanılmasını kolaylaştıracak olan düşük modüllü karakteristik, yüksek çalışma aralığı, iyi tekrarlanabilirlik, yüksek hassasiyet vb. özelliklerin sağlanması için bu özelliklere sahip farklı malzemeler, yapılar ve uygulama yöntemleri kullanılabilir. Kendinden iletken polimerler veya elastik olmayan elektrik iletken lifler/ipliklere, elastikiyet katılması ile bu yapılar uzama sensörleri çalışmaya uygun hale getirilebilir. Esneyebilen bir yapı olan örme yapısı içerisine iletken lif/iplik katılması, ticari lif/ipliklerin yüzeylerinin kendinden iletken polimerler ile kaplanması gibi yöntemler kullanılarak hissetme özelliği olan ve deformasyon altında, temas direncinde değişim meydana gelen yapılar üretilmesi sağlanabilir.

Rezistif özellikte uzama sensörlerini elde etmek için birçok farklı metot kullanılmaktadır. Bu metotlar sırasıyla incelenecektir.

2.1.1 İletken Polimerler İle Kaplanmış Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri

Weijing (2015) çalışmasında elektriksel olarak iletken polimerlerin, zincirler boyunca çift bağların tam konjuge dizilerine sahip olan makro moleküllerden oluştuğunu ve bunun da onlara içsel iletken olma özelliği kattığını belirtmiştir. Son birkaç yılda, kimyasal sensörler, biyo sensörler, aktüatörler, tekrar şarj edilebilir piller vb gibi birçok uygulamada polipirol (PPy), polianilin (PANI), politiyofenler (PT'ler), vb. gibi kendiliğinden iletken polimerler (ICP) yaygın olarak incelenmiştir. Bununla birlikte, PPy ve PANI gibi rapor edilen çoğu ICP'nin gevrek kırılğan özellikleri ve düşük elastikiyeti nedeniyle, her ne kadar direkt olarak uzama sensörü olarak kullanılamasalar da bunlar doğrudan esneklik ve büyük deformasyona sahip esnek alt tabakalar ile birleştirilerek giyilebilir uzama sensörü olmaya aday gösterilebilirler.

Tekstil malzemelerin her yönden esnekliği ve kolay deforme olabilirliği, özellikle de başlangıçtaki fiziksel özellikleri bozmadan büyük deformasyonları destekleme kabiliyetleri olduğundan, PPy veya diğer ICP'leri kaplayarak iletken lifler, iplikler veya kumaşlar haline getirilebilirler. Bu iletken materyaller, insan hareketlerini ve aktivitelerini ölçmek ve kontrol etmek için potansiyel algılama elemanı olarak kullanılabilirler.

1997 yılında De Rossi ve diğer. PPy kaplı likra ipliklerini kullanarak bir kumaş geliştirmiş ve bu kumaşlardan eldivenler ve çoraplar üreterek uzama-algılama davranışını incelemişlerdir. Uzama gerilmesi %1 e kadar arttığı esnada iletken kumaşın elektrik direnci yaklaşık % 20 azalırken, %1 in ötesindeki uzamalarda yaklaşık -13,25'lik bir gauge faktörüne karşılık gelen hassasiyet sağlanmıştır ve bu uzamada direnç değişikliği doyum sınırına ulaşmıştır. Bu noktadan sonra başka bir algılama davranışı gözlenmemiştir. İletken kumaş ayrıca döngüsel ölçüm altında nispeten iyi tekrarlanabilirlik göstermiştir. Fakat maalesef, aynı zamanda sıcaklık hassasiyetini de göstermiştir. Sıcaklık 20 C'den 60 C'ye yükseldiğinde direnç yaklaşık %60 azalmıştır ve bu da ölçüm doğruluğunu etkilemiştir. Düşük çalışma aralığı da gerçek giysi uygulamalarını sınırlamıştır.

PPy ile ayrıca, elastik naylon / spandeks ve polyester (PET) / spandeks kumaş üzerine kaplanarak sensörler elde edilmiştir (Weijing, 2015). Çalışmalarda bu kumaşların gerilim algılama davranışları incelenmiştir. İletken kumaşın elektriksel direnci, %50'ye varan oranlarda artmıştır. İlk sensör için yaklaşık 0,7 ve ikincisi için 3'lük bir gauge faktörü değeri elde edilmiştir. İletken polimerin kumaştaki lifler üzerine homojen bir şekilde kaplanması sayesinde bu hassasiyet sağlanmıştır. Ayrıca yapılan iki farklı çalışmada aynı kaplama yöntemi ile PPy kullanılarak, likra kumaşlar üzerinde denemeler yapılmıştır (Tognetti ve diğer., 2003; Lorussi ve diğer., 2004). Ancak gerilme aralığı %1,2 ile sınırlı kalmış ve gauge faktörü sırasıyla 12 ve 13'e artmıştır. Düşük sıcaklıkta kimyasal buharla çökeltme yöntemi kullanılarak PPy kaplı örme kumaşın gauge faktörü %50'lik maksimum uzamada 210'a yükselmiştir (Tsang ve diğer., 2007).

İletken PPy ve tekstiller / kauçuklar arasındaki belirgin elastikiyet farkından dolayı, kumaş kaplandıktan sonra iletken PPy yüzey katmanında belirli bir uzama sonrasında bazı mikro çatlaklar ortaya çıkmaktadır, bu da PPy kaplı sensörlerde ilk ve ardışık uzantılar esnasında senkronize olmayan mekanik ve elektriksel davranışa sebep olmaktadır. Bu sebeple bu tip sensörler uygulama öncesi çalışma aralığının ötesinde bir gerilimle ön işlemden geçirilerek stabilize edilebilmektedir (Tsang ve diğer., 2007). Sensöre uygulanan yükleme / boşaltma döngülerinde, çatlakların açılması / kapanması hareketinden kaynaklanan temas direncindeki değişim, PPy kaplı sensörlerin yüksek gerilim duyarlılığına katkıda bulunmuş ve algılayıcı mekanizma olarak kabul edilmiştir (Wang ve diğer., 2014a; Weijing, 2015). Wang ve Weijing yaptıkları çalışmalarda bu yapının SEM morfolojisini anlatmışlardır. Gerilim arttıkça, bazı yeni mikro çatlaklar görülmüştür. Bununla birlikte, çalışılabilir uzama aralığından daha yüksek bir gerilme ile ön işlem uygulanırsa, çalışma esnasında ortaya yeni mikro çatlaklar çıkmayacak ve sensörler kararlı yüksek duyarlılık sergileyecektir. Ne yazık ki, PPy'nin çevre stabilitesi yeterince iyi değildir, bu da bu tür sensörlerin endüstriyel uygulamasını engelleyen önemli bir sorundur (Weijing, 2015).

Guo, Berglin ve Mattila (2010), farklı seviyelerde uzamaları ölçmek için 4 farklı tekstil esaslı uzama sensörü üzerinde çalışmıştır. Çalışılan yapılardan ikisi kaplama ile elde

edilmiş iletkenliğe sahipken, diğer ikisi paslanmaz çelik iplik ile örülerek içsel iletkenlik elde edilmiştir. Her iki tipte de biri elastomer içeren diğeri ise içermeyen elastik ve elastik olmayna yapılar çalışılmıştır. Sonuçlar içsel iletken dokuma sensörler göreceli olarak daha az kararlı iken, kaplamalı sensörün daha iyi bir stabilite sağladığını göstermiştir. Kaplamalı yapılarda esnek olmayan tekstil alt katmanına sahip yapının, malzemelerin kırılmasından kaynaklanan histerezis hatasını azalttığı görülmüştür. Elastik özellikli dokuma sensör % 6'ya kadar olan uzamayı algılarken elastik kumaş üzerine iletken silikon kaplanmış diğeri elastik sensör % 40'a kadar uzamayı algılar. Sert algılayıcılar sadece %2'ye varan küçük uzamayı hissedebilmektedirler. Sıradaki başlık, yukarıdaki makalede bahsi geçen iletken ipliklerle örülmüş tekstil esaslı uzama sensörleri üzerine yapılacaktır.

2.1.2 İletken İplikler İle Örülmüş Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri

İletken kumaş yapısı oluşturmak ve bu yapıdan yararlanılarak uzama ölçme sensörü oluşturmak için kullanılan bir diğeri yol iletken iplikler kullanılarak tekstil malzemesi üretmektir. İletken iplikler içsel iletken malzemelerin lif yapısına katılması ya da lif/iplik yapısının iletken polimerik bir malzeme ile kaplanması yöntemleri ile elde edilebilir.

1999 yılında, Philips Research Laboratories, eklem pozisyonlarında üst uzuv ve vücut hareketi ölçümü için tekstil esaslı uzama sensörlerine sahip bir ceket geliştirmiştir (Farringdon ve diğeri., 1999). İletken karbon kaplı lifler ile üretilen kumaşlar ile sensörler elde edilmiştir. Sensörün elektriksel direnci, uzama ile ilmekler arasındaki temas direncinin değişmesi sonucunda farklılaşmakta ve elektriksel sinyal, iletken teller içeren örme bant ile sensörden ölçüm cihazlarına iletilmektedir.

Farklı çalışmalarda, paslanmaz çelik multi filament iplik (Yang ve diğeri., 2006; Zhang ve diğeri., 2005; 2006a) ve poliakrilonitril (PAN) oksitlenmiş karbon fiber (Zhang ve diğeri., 2006b) ile oluşturulmuş örme iletken kumaşların fizibilitesi incelenmiştir. Uzama esnasında yapıdaki değişim ile üst üste gelen iletken iplikler arasındaki temas direncinin değişimi, yapının algılama mekanizması olarak

düşünülmüştür. Gauge faktör terimi ile tanımlanan uzama sensörü hassasiyeti, paslanmaz çelik yapıda maksimum uzama %20 ye ayarlandığında 5 iken, karbon fiber olan yapıda maksimum uzama %30 a ayarlandığında 3 olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre paslanmaz çelik yapının hassasiyetinin karbon fiber yapıdan daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Örme yapının doğal elastikiyeti ve bahsi geçen çalışmalarda kullanılan malzemelerin iyi ısı direnci sayesinde, oluşturulan örme kumaş uzama sensörleri sadece iyi esneklik ve geniş uzama ölçüm aralığı sağlamakla kalmamış, ayrıca değişken kumaş yapıları sayesinde ayarlanabilir hassasiyete sahip olarak yüksek sıcaklıklarda düzgün çalışabilme imkanı sunmuşlardır. Ancak oluşturulan kumaş yapılarının ağır olması, paslanmaz çeliğin sertliği ve karbon elyafın gevrek yapısı, uzun süreli uygulamalarda konforu ve güvenilirliği azaltmaktadır.

Gümüş kaplı naylon iplikler genellikle diğer iletken liflerden / ipliklerden daha esnektir, kumaş uzama sensörü olarak örüldükten sonra giyilebilir uygulamalar için daha yumuşak ve rahattırlar (Atalay ve diğer., 2015; Wang ve diğer., 2014). Bu tür kumaş uzama sensörünün algılama prensibi, ilmekler arasındaki temas direncinin değişmesine dayanırken, örgü kumaşın deformasyonu kolaydır, bu da uzama ölçümü sırasında doğruluğu etkileyecek olan, sensörün kararsız başlangıç direnci oluşturmaya sebep olur.

Atalay (2014), bir çalışmada gümüş kaplı nylon elastomerik iplikler ile örme yapıları oluşturarak uzama sensörleri oluşturmuştur. Çalışmada aynı iplik numarası ve aynı iplik karakteristiği ile örülmüş farklı sıklıklar ve farklı besleme gerilimleri gibi farklı üretim parametrelerinin, gauge faktör, çalışma aralığı ve düzgünlük gibi sensör değerlerini yüksek oranda etkilediği gözlemlenmiştir. Çalışma sonuçlarından biri olarak düşük uzama oranlarına sahip örme yapılarının düşük GF değerlerine ve düşük çalışma aralıklarına sahip olduğu görülmüştür.

Bir diğer çalışmada elastik lif ve polyester çekirdek kullanılarak, iletken karbon-kaplı elastik liflerin çekirdeğe sarılmasıyla, iplik bazlı esnek bir uzama sensörü üretilmiştir (Huang ve diğer., 2008). İletken ipliklerin ve büküm seviyelerinin ayarlanması ile, sensörün hassasiyeti yaklaşık %25'lik bir uzama aralığında 3 ile 9

arasında ayarlanabilmektedir. Sensöre bağı olarak, solunum sinyali izleme için elastik kayış, bant ve hatta giysi üretilebilmektedir. Sensörün tekrarlanabilirliği iyi seviyededir.

İletken lifler / iplikler ile yapılan yukarıda belirtilen kumaş uzama sensörleri genellikle çok esnektir ve hatta doğrudan giysi haline getirilebilir. Yapıdaki temas direnci değişimi, liflerin veya ipliklerin elektriksel direncindeki değişiklikler bu tür bir sensörün ana algılama mekanizmasıdır. Yapıda herhangi bir direnç olmadığı zaman, yapının başka bir destek ile desteklenmemesi durumunda kolay deformasyon özelliği göstermesi nedeniyle iletken örme kumaş için temas direnci sabit değildir.

2.1.3 İletken Nano Materyal Takviyeli Esnek Uzama Sensörleri

Karbon black, karbon nanotüpler (CNT), grafen vb. gibi bazı iletken nano materyaller mükemmel mekanik, elektriksel ve termal özellikler sergilerler ve genellikle elastik malzemelerle birleştirilerek esnek uzama sensörleri haline getirilebilirler. Bu çalışmalara örnek olarak incelenen bazı literatür çalışmaları aşağıdaki gibidir.

Bir çalışmada piezorezistif özellik gösteren saf CNT lifleri veya iplikleri yaklaşık 11,5'lik bir gauge faktörü olan bir uzama sensörü olmak üzere bir polimer alt tabakasına aktarılmıştır. Fakat meydana gelen sensörün uzama çalışma aralığı, polimerin sertliği sebebiyle, %1'den daha azdır. CNT bazlı uzama sensörünün çalışma aralığını arttırmak için, CNT, uzama eksenine dik bir ince tabakaya hizalanmış ve daha sonra elastik poli dimetilsiloksan (PDMS) yüzeyine yapıştırılmıştır; detaylı üretim süreci referans olarak bulunabilir (Riekeberg ve diğer., 2010). Bu yöntemle üretilen uzama sensörü, CNT'ler arasındaki boşlukların açılması ve kapanması nedeniyle %200'e varan çok yüksek bir çalışma aralığı göstermektedir.

CNT'lerin uzama algılaması, insan hareket tespiti için kullanılabileceğini gösteren kısa tepki süresinin yanı sıra, %150'lik uzama aralığında 10000 devire kadar iyi tekrarlanabilirlik ve iyi tepki süresinde bile iyi bir doğrusallık göstermektedir. CNT ve

PDMS tabanlı sensör, nano tüplerin hizalanması ve aktarılması için karmaşık üretim süreci dışında, çok iyi performans göstermiştir ancak yüksek maliyetlidir. Ayrıca, CNT bazlı malzemelerin güvenliği de insan cildinin yakınında kullanıldığında dikkatle düşünülmelidir, çünkü ihtiyaç duyulan CNT'nin insan derisine nüfuz etmesi kolaydır (Zhao ve diğer., 2010).

Grafen nano tabakalar (GNP), esnek uzama sensörleri olarak, kontrol edilebilir kalınlıktaki katmanlarla farklı türde esnek iplik tabakaları üzerine kaplanarak incelenmiştir (Park ve diğer., 2015). Kaplama için ana yapı olarak üç farklı iplik seçilmiştir. Bunlar lastik, naylon kaplı kauçuk ve yün ipliğidir. İplik yapısına ve kaplamanın kalınlığına bağlı olarak, sensörlerin hassasiyeti ve uzaması ayarlanabilir. GNP ile kaplanan kauçuk ve naylon kaplı kauçuk sensörler için, elektrik direnci uzama karşısında artarken, yün iplikleri için bu tam zıttıdır. Bu sebeple de algılama davranışı, uzama sırasında ipliklerin farklı türdeki deformasyon davranışlarından kaynaklı olarak farklılıklar göstermektedir. PPy kaplı elastik ipliğe benzer olarak, uzama sırasında kauçuk üzerindeki GNP kaplamasında üretilen birçok çatlak, uzama altında belirgin direnç artışına katkıda bulunmaktadır. Öte yandan, naylon ipliğin iç lastik boyunca sarmal yapısı nedeniyle, GNP ile naylon iplikler, ilk önce doğrudan uzatma yerine deforme edilerek, GNP kaplı kauçuk sensördekine kıyasla çok daha düşük bir duyarlılık elde edilmiştir. Yün iplikleri kıvrımlı ve bükülmüş ince yün liflerinden oluşur ve uzama esnasında hizalanıp sıkıştırılarak, birbirleri arasında temasın artması sağlanır, dolayısıyla karbona benzer olarak uzama ile elektrik direncinde bir azalmaya olur. Naylon kaplı kauçuk iplik sensörü için %150'ye varan çok yüksek uzayabilirlik ve GNP kaplı kauçuk sensör için çok yüksek bir hassasiyet elde edilebilir ve bunlar, boğaz ve göğüs gibi küçük ölçekli hareketler için insan vücudu izlemede kullanılabilir ve ayrıca seçilen sensöre bağlı olarak kol ve elin bükülmesi gibi büyük ölçekli hareketler üzerine de çalışılabilir.

Mattmann ve diğer. (2008) tarafından yapılan bir çalışmada ağırlıkça %50 termoplastik elastomer (TPE) ve %50 karbon black partikül karışımı kullanılmış ve 0,315 mm çapta lif şekillendirilmiştir. Bu sensör konfigürasyonu uzama ölçer kullanılarak karakterize edilmiş ve direnç ölçümü (esnetme-serbest bırakma

döngüleri) ile ölçülmüştür. Bu ölçümler uzama karşısında doğrusal direnç, küçük bir histerizis, yaşlanma efekti göstermeyen ve uzama hızına karşı bağımsızlık sonuçları göstermiştir. Sensörün tekstil yapısına tutturulması silikon film ile sağlanmıştır. Sensör 200 mm/dk hızla ve minimum ve maksimum uzamalarda 2 dk'lık bekletme ile %0 ve %80 uzamalara maruz bırakılmıştır. Tepe noktalarda ölçülen direnç 2 k Ω ve 19 k Ω arasında ölçülmüştür.

2.1.4 İletken Elastomerik Kompozit Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri

Kompozit esaslı uzama sensörlerinin yapısı plastik veya elastomer yalıtım malzemesinden oluşmaktadır. Bu yalıtım malzemeleri, metalik parçacıklar, karbon siyahı (CB), grafit tozu (GP), karbon fiber (CF), karbon nanotüpler (CNT'ler), vb. gibi iletken dolgu maddeleriyle doldurulmaktadır. İletken dolgu maddelerinin konsantrasyonu, iletken kompozitlerin elektriksel özelliklerini etkileyen en önemli parametrelerden biridir. Dolgu malzemesi yapıya az katıldığında, kompozitlerin elektrik direnci yalıtkan matrise benzer olmaktadır. İletken dolgu maddesinin yapıdaki konsantrasyonunun artmasıyla, elektrik öz direnci azalmaktadır (Weijing, 2015).

İletken elastomerik kompozitlerin piezorezistif etkisi, büyük tekrarlı uzama veya yer değiştirmeyi ölçmek için esnek uzama sensörleri olarak kullanılabilir.

GP ve CF iyi iletkenliğe sahiptir ve sensör uygulamaları için iletken kompozitlerde çalışılmıştır. Bununla birlikte, GP'nin giyimdeki aşınma davranışının ve CF'nin kırılma dayanıklılığının dezavantajları, döngüsel ölçüm altında daha kötü tekrarlanabilirlik ve elektromekanik özellikler ile sonuçlanmaktadır (Beruto, 2005; Das ve diğer., 2002).

İletken dolgu maddeleri olarak karbon nanotüpler (Hu, 2010) ve grafen (Yu ve diğer., 2008), diğer iletken dolgu maddelerine göre çok daha düşük konsantrasyonlarda kullanılarak algılama özellikli kompozit haline getirilebilir. Bununla birlikte, çalışmalarda belirtildiği üzere, yüksek fiyat, karmaşık üretim süreci, insanlar üzerindeki sağlık etkisinin belirsizliği, küçük uzama ölçüm aralığı ve büyük ölçekli endüstriyel üretimin zorluğu gibi zorluklar sebebiyle, bu yapıların akıllı, esnek

ve geniş çalışma aralığı olan uzama sensörü olarak tekstil uygulamalarını sınırlandırmaktadır.

CNT ve grafene kıyasla, iletken CB'nin fiyatı çok daha düşüktür ve iyi dispersiyon özelliğine sahiptir, CB'nin sıfır boyutlu yapısı, tek boyutlu bir CNT'ye kıyasla, kompozitlerde matris malzemelerin deformasyonunu önler bu da çalışma aralığının iyileşmesini sağlamaktadır. Ayrıca kimyasal direnç özelliği ve düşük CB yoğunluğu ile sağlanan büyük ve tekrarlanan gerilim ölçüm özelliğine sahip olması sebebiyle, esnek uzama sensörleri için kompozitlerde daha çok tercih edilen bir elektrik iletken dolgu maddesidir (Novak ve diğer., 2005).

Xie ve diğer., (2007), geniş uzama karşısında CB ile dolu NR'nin elektrik davranışını, sonsuz bir devre yapısı ile simüle etmiştir. Simülasyon sonuçları ile elde edilen deneysel veriler arasında iyi bir uyum yakalanmıştır De Rossi, (2006), uzama altındaki elektriksel direncin değiştiği doğrulanmış ve CB devresinin elektriksel direncinin düşmesine ve CB kümelerinin hizalanmasının katkıda bulunduğu gösterilmiştir.

CB dolgulu elastomerlerin esnek ve büyük deformasyon özellikleri, düşük moleküllü, iyi elastik özellikleri ve piezorezistif davranışları tekstil malzemelerinin deformasyonunu ölçmek üzere uzama sensörleri için iyi bir adaydır, ancak bunların algılama davranışları CB yapıları gibi birçok parametreden etkilenir.

2.1.5 Sıvı Metal Katkılanmış Uzama Sensörleri

Sıvı metal yapılarına örnek olarak Eutectic gallium-indium (EGaIn) alaşımı kullanılmaktadır. Bu alaşım oda sıcaklığında sıvı formda bir metaldir ve elastik bir malzeme gibi davranır. Kritik bir yüzey gerginliğini deneyimleyene kadar yapısal stabiliteyi korur ki bu noktada kolayca akar. Malzeme bu özellikleri nedeniyle, esnek malzemeler içindeki kanallara doldurulduğunda veya kapsüllendiğinde esnek uzama sensörü olmaya uygundur. (Dickey ve diğer., 2008) Malzemenin uzadığında, kompozit de uzama yönlerinde gerilecek ve ortogonal yönlerde büzülerek, benzer

geometrik değişimin kanallarda da meydana gelmesine ve sıvı metalin elektriksel direncinin buna bağlı olarak artmasına neden olacaktır (Weijing, 2015).

2.2 Kapasitif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri

Rezistif teknolojiyi kullanan uzama sensörlerine alternatif olarak, son zamanlarda kapasitif teknoloji ile çalışan tekstil sensörü çalışmaları dikkat çekmeye başlamaktadır. Kapasitif sensörlerin rezistif sensörlere nazaran bazı avantajları olduğu belirtilmektedir. Bunlar gerçek yaşam senaryoları için düşünöldüğünde oldukça önemli olan doğrusallık, düşük histerizis, hızlı tepki süresi gibi parametrelerdir. (Atalay, 2018).

Şimdiye kadar, çoğunlukla silikon esaslı yumuşak sensörler bu alanda baskın olarak yer almaktadır ve hissetme yapısını kurmak için seçilen yöntem paralel tabaka kapasitör aranjmanıdır. Bu tarz sistemlerde, yumuşak, yalıtkan tabaka, iletken yapılar arasında sandviç şeklinde yer alır ve iletken elementler yapıdaki hissetmeyi sağlayan elektrotlar olarak bulunurlar. Bu amaçla, nanoteller (Lipomi ve diğer., 2011), nanotupler (Amjadi., 2014), grafen (Chen, 2013), karbon black (Tsouti ve diğer., 2016) ve iletken kumaş (Atalay ve diğer., 2017) kullanılan çalışmalar mevcuttur.

Kapasitans değişimi iki temel parametrenin değişimi ile meydana gelir. Bunlardan birincisi elektrot alanı ve yalıtkan kalınlığı iken, ikincisi uygulanan gerilime bağlı meydana gelen değişimin geometrisidir. (Atalay ve diğer., 2017)

İletken kumaş esaslı kapasitif sensörler, iletken ipliklerin tekstil yapısının içersine, örme, dokuma ya da nakış yöntemlerinden biri ile entegre edilebilir (Min ve diğer., 2014; Nelson ve diğer., 2015; Hoffman, 2011; Cheng ve diğer., 2015) veya tekstil yapısı üzerine baskı ya da kaplama yöntemleri ile iletken hale getirilen tekstil yapıları kapasitif sensörlerin oluşturulmasında kullanılabilir. Her iki yöntemin de kendilerine göre kısıtlı olduğu alanlar vardır.

Genel olarak tekstil esaslı kapasitif sensörlerin kısıtlı kaldığı alanlar, zayıf elastik operasyon oranı, düşük temel kapasitans değerleri, mekanik sürtünmeye hassas yüksek histerisiz değerleridir. (Atalay, 2018)

Rezistif uzama sensörleri ile kıyasladığımızda görülen farklılıklar şu şekildedir. Rezistif uzama sensörlerinde GF değeri, %30 ve altındaki esneme değerlerinde bile, yapıda meydana gelen mikro çatlaklar nedeniyle, GF 1000 ve ötesi değerlere çıkabilmektedir (Li ve diğer., 2012) ya da daha düşük GF değerlerine sahip olan fakat maksimum uzama değerleri sağlayan yapılar elde edilebilmektedir. (Xiao ve diğer., 2011) Kapasitif sensörler için yapılan bazı çalışmalardan edilen bilgiler ise, bu tip sensörler için GF nin maksimum 1 değeri alarak düşük hassasiyete sahip olduğunu göstermektedir (Atalay ve diğer., 2017). Örneğin gümüş nanoteller-Ekoflex ve CNT ile oluşturulan kapasitif uzama sensörlerinin hassasiyeti deneysel olarak 1 ile 0,5 GF arasında tespit edilmiştir (Lipomi ve diğer., 2011; Xu ve Zhu, 2012).

Başka bir parametre olan düzgünlük performansı, bir sensörün kalibrasyonu için önemli bir özelliktir. Rezistif sensörler her ne kadar yüksek hassasiyetleri ile ön plana çıksalar da, uzama esnasında yapıdaki homojen olmayan değişim sebebiyle (Tadikaluru ve diğer., 2014) çoğu düzgünsüz hareket gösterir (Amjadi, 2014). Buna karşın kapasitif sensörlerin çok iyi doğrusal davranış sergilediği belirtilmektedir (Le, 2013; Yao ve Zhu, 2014). Ayrıca tekrarlı dinamik uzamalar altında incelendiğinde, kapasitif sensörler rezistif sensörlere nazaran geliştirilmiş histerisiz ve tepki süresine sahiptirler. (Le ve diğer., 2013; Liu ve Choi, 2014). Her iki özellik de sensörlerin çalışma mekanizmalarında kullanılan malzemelerin yapısal esnekliği ile alakalı olan özelliklerdir.

İki yapının farkını anlamak için gümüş nanotellerden oluşan bir rezistif sensör (Amjadi., 2014) ve bir kapasitif sensör (Yao ve Zhu., 2014) kıyaslanmıştır. Rezistif sensörün tepki süresi 200 milisaniye olurken, kapasitif sensörün tepki süresi 40 milisaniye olmuştur. Her iki sensör tipi de aşırı salınım sergiler (Yamada ve diğer., 2011; Cai ve diğer., 2013) fakat rezistif sensörler kapasitif sensörlere kıyasla daha geniş aşırı salınım özelliği gösterirler.

2.3 İndüktif Esaslı Tekstil Uzama Sensörleri

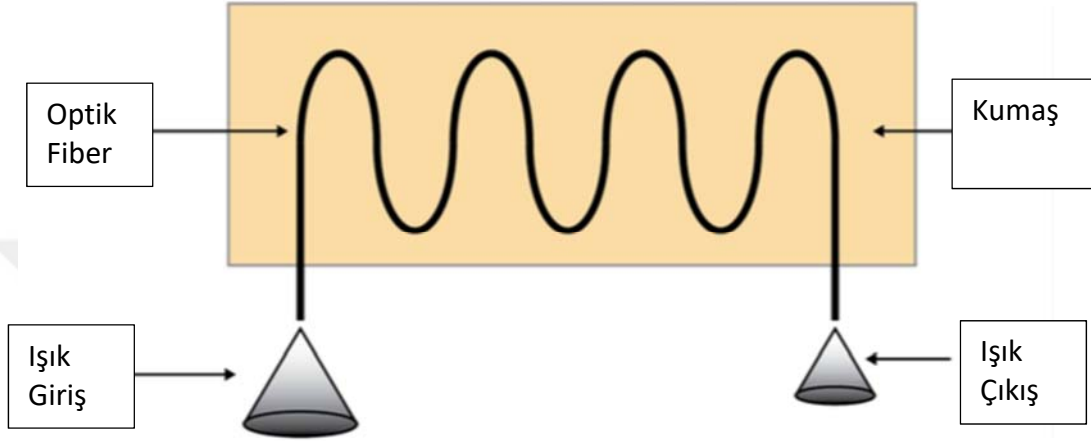
İletken bobinlerdeki boyutsal değişimler yapının içsel indüktansında yani direncinde değişimine sebep olur. İletken bobin yapısında meydana gelen elektromanyetik indüksiyon değişimi aracılığı ile uzama ve hassasiyetin ölçümü ve hatta yer değiştirmelerin tespiti mümkün olmaktadır.

Bir çalışmada, bobin üzerindeki sarmal yollarda farklı iletkenlik seviyelerinde elektro iletken fiberlerin (polimerik ve metalik) kullanılmasıyla, indüktif esnek bir tekstil esaslı sensör üretilmiştir. Bu sensör V yataklı düz örme makinesi kullanılarak, üç farklı materyal ile örülmüştür. Yapıda, iletkenlik özelliği olan bobinleri oluşturmak için metalik iletken lifler, elde edilen bobine ihtiyaç duyulan esnekliği vermek için elastomerik lifler ve konforu iyileştirmek için iletken olmayan tekstüre lifler kullanılmıştır. Bu tür sensörler kullanılan malzemeler ve örme yapısı sayesinde esnek ve yumuşaktırlar. Bu yapılar büyük yer değiştirmeleri ve hatta açısal yer değiştirmeyi bile yaklaşık olarak ölçebilirler. Solunum ölçüm sistemlerinde ve hareket yakalama sistemlerinde bu sensörler kullanılmıştır. Bununla birlikte, tekrarlanan ölçümlerde sensörün doğruluğu ve güvenilirliği gelişmeye açıktır ve sensörün dairesel konfigürasyonu nedeniyle uygulamaları sınırlıdır (Weijing, 2015).

2.4 Polimer Fiber Optik Bazlı Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri

Bir optik fiber, ışık yansımalarının iç yansıma yoluyla fiber boyunca aktaracak bir tüneldir. Genellikle bir ışık kaynağı, bir foto dedektör ve diğer elektronik ekipmanlardan oluşur. Optik fiberler genellikle cam malzemeden yapılır ve bu yapıdaki optik fiberler, tekstil materyalinde kullanım için, çok sert ve kırılğan yapıları nedeniyle uygun olmamaktadır. Buna karşın polimer bazlı optik fiberler daha esnektirler. Ayrıca bu tip küçük çaplı (mikron seviyesinde) optik fiberlerden elde edilmiş uzama sensörleri, dikişsiz tekstil entegrasyon uygulamalarında kullanılmak için elverişlidir. Yapının ışık algılama kaynağı küçük ışık emisyon diyotu (LED) olabilir ve optik fiberin sonunda ışık algılaması küçük bir foto dedektör ile sağlanabilir. Tekstil yapısının hareketine bağlı olarak, algılanan ışık miktarının

yoğunluğu ile değişimler algılanacaktır. Bu tip sensörler elektrik akımlarının tekstil yüzeylerinden geçemediği durumlar için kullanılabilir. Kumaş esnetildiğinde liflerden geçen ışık yoğunluğu artacak ve bu da fiber optik tünellerin sonundaki foto dedektör tarafından algılanan çıkış voltajını artıracaktır. Şekil 2.3'te optik bazlı uygulama yapısı görülebilir. (Gonçalves ve diğer., 2018).



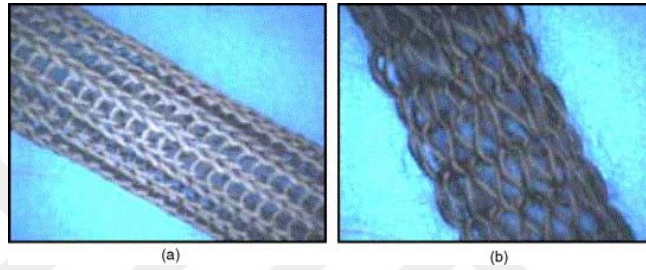
Şekil 2.3 Fiber optik bazlı uzama algılama yapısı (Gonçalves ve diğer., 2018)

Optik fiberler, yüksek doğruluk, stabilite, hafif ve küçük boyutlar için uzama ve / veya uzama dağılımlarını ölçmek üzere küçük boyutlu yapılara gömülebilirler. POF'un doğal uzama aralığı geniş değildir; bununla birlikte, elastik malzemelerle, özellikle tekstil kumaşlar ile birbirini izleyen, iç içe geçmeli veya makul yapıya sahip diğer yöntemlerle taranarak, POF sensörünün uzama aralığı büyük ölçüde genişleyecektir (Weijing, 2015). Bu tip sensörlerde verilerin elde edilmesi için karmaşık bir ölçüm prosedürü ve nispeten pahalı aksesuarlara ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak yüksek doğruluk oranlarına sahip olmaları sebebi ile solunumun izlenmesinde geniş potansiyel uygulamalar sağlamaktadır.

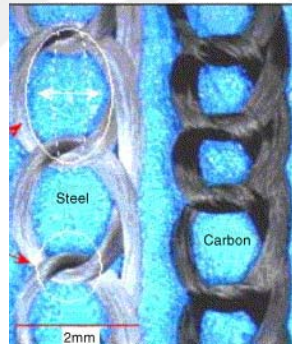
2.5 Yapısında İletken İplik İçeren Tekstil Esaslı Uzama Sensörleri Hakkında Yapılan Çalışmalar

Zhang ve diğer. (2006a) çalışmalarında yüksek sıcaklıkta ve yüksek uzama değerlerinde kullanılan tekstil esaslı uzama sensörleri geliştirme üzerine

odaklanmışlardır. Çelik ve karbon iplikler kullanarak yuvarlak örme makinesinde tüp örgü üretimini gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca tek bir kroşe iğnesinde elle tek bir zincir şeklinde çözgü örme kumaş yapısı oluşturmuşlardır. (Şekil 2.4 ve Şekil 2.5). Deneysel sonuçlar sonrasında karbon fiberlerden yapılan kumaş göstergeleri, küçük iç sürtünme ve içsel özellikler nedeniyle paslanmaz çelikten yapılanlara göre daha yüksek tekrarlanabilirlik ve hassasiyet göstermiştir. Tüp yapısı tek zincir yapısından daha yüksek gerilme seviyesine sahiptir, ancak ikincisinden daha düşük hassasiyet gösterir. Sıcaklığın hassasiyet üzerindeki etkisi gerilme oranından daha fazla olmuştur.



Şekil 2.4 Tüp örgü (Zhang, 2006)



Şekil 2.5 Çözgü örme kumaş (Zhang, 2006)

Metcalf ve diğer. (2009) diz hareketlerini takip etmek için sensör yapıları geliştirmişlerdir. Farklı örme tiplerinin yapıya etkisini gözlemlemek amacıyla yuvarlak ve düz örme makineleri kullanarak 30 farklı kumaş yapısı üretmişlerdir. %40 Bakır sülfat / %40 PES / %20 çelik karışımı iletken iplik ile yün, PES ve elastan iplikler kullanmışlardır. Her kumaş yapısından 8 farklı numune üretilmiş ve bu numunelerin tekrarlı yük-uzama değerleri ölçülmüştür. Çalışmalarından bir örnek Şekil 2.6'de görülmektedir.



Şekil 2.6 Diz hareketlerini takip etmek için sensör denemelerinden bir tanesi (Metcalf ve diğer., 2009)

Atalay ve diğer. (2013), interlok yapısında iletken kumaşlar üretmişlerdir. Bu kumaşların üretiminde gümüş kaplı naylon ve elastomer iplikler kullanmışlardır. Elastomerin besleme gerginliğini ve iplik numarasını değiştirerek üç farklı tipte kumaş yapısı elde etmişlerdir. İnsan vücudunda hareket sırasında oluşabilecek uzama oranını simüle etmek için kumaşlara %40 oranında uzama uygulayarak kumaşların elektriksel dirençlerini ölçmüşlerdir. Holm teorisine göre yüksek çubuk sıklığı yüksek olan kumaşlarda ilmek kesişim yerlerinde temas daha fazla olduğu için temas sayısının arttığını ve dolayısıyla kumaşın temas direncinin azaldığını gözlemlemişlerdir. Yapılan çalışmalarda kumaş yapısı ile sensör özellikleri arasında oldukça önemli bir ilişki olduğunu tespit etmişlerdir.

Farklı örme yapılarını inceleyen diğer bir çalışma da Ehrmann ve diğer. (2014) tarafından yapılmıştır. 8 gauge elektronik düz örme makinesinde %20 çelik/%80 PES karışımı iplikler kullanarak farklı sıklıklarda rib ve tam selanik kumaş yapılarının (35 cm uzunluğunda) uzama sırasındaki direnç değişimlerini incelemişlerdir. Ayrıca solunum için kullanılan sensörleri simüle etmek için zamana bağlı bir ölçüm tekniğini kullanmışlardır. Bu kumaşlar 30 dakika boyunca 40 cm'e kadar uzatılmış ve daha sonra 45 cm'e gelene kadar direnç ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak uzama ölçümlerinde uzama değerleri %20 - %60 arasındayken kumaşa ve ipliğe bağlı olarak elektriksel dirençte %90 oranında azalmalar olabildiğini tespit etmişlerdir. Tüm sonuçlar karşılaştırıldığında orta sıklıktaki tam selanik örgünün en iyi değerleri verdiğini belirtmişlerdir.

Atalay ve diğer. (2015) tekstil esaslı bir uzama sensörü kullanarak solunum kemeri geliştirmişlerdir. Malzeme olarak gümüş kaplı naylon iplik, elastomer iplik

kullanmışlardır. Örme kumaş yapısı interlok olarak seçilmiştir. Solunum sensörünü oluştururken sensörlerinin göğüs kafesi ve karın bölgesindeki %2 veya %3 lük enine değişimlerini ölçebilecek düzeyde hassas olmasına dikkat etmişlerdir. Oluşturdukları sensörün ölçme kabiliyetini incelemişlerdir (Şekil 2.7) .



Şekil 2.7 Solunum sensörü (Atalay ve diğer., 2015)

Diğer bir çalışmada mevcut metalize ipliklerden yapılmış kumaş uzama sensörlerinin düşük hassasiyete, düşük rahatlığa ve yıkamaya karşı düşük dayanıklılığa sahip olması eleştirilmiştir (Xie, 2016). Bu soruna çözüm aranan çalışmada metalize ipliklerden örülmüş sensörlerden çok daha yüksek hassasiyet gösteren pamuk / paslanmaz çelik (SS) elyaf karışımı iplikten yapılmış örme kumaş uzama sensörü tasarladıkları sonucuna varmışlardır. Bahsi geçen kumaşın, çok ince paslanmaz çelik lifler sayesinde saf pamuk tekstillerden daha yumuşak bir his verdiği ve yıkamadan sonra elektriksel özelliğini kaybetmediği belirtilmiştir. Pamuk / SS örme kumaş sensörün yüksek hassasiyetinin sebebi, algılama mekanizması metalize ipliklerden yapılmış örme kumaş sensörle karşılaştırılarak keşfedilmiştir. Sonuçlar, pamuk / SS iplikten ipliğe temas direncinin, örme yapısındaki ilmeklere uygulanan gerilime karşı oldukça duyarlı olduğunu göstermektedir.

2017 yılında yayımlanan Atalay ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, atkı örme uzama sensör yapıları elektronik düz örme makinesinde üretilmiştir. İletken iplik olarak kullanılan gümüş kaplı naylon iplik ve polyester karışımı paslanmaz çelik iplik, farklı tasarımların üretimi için denenmiştir. Örgü sensörlerini karakterize etmek için bir laboratuvar testi seti hazırlanmış ve farklı uzama seviyelerinde eş değer dirençler incelenmiştir. En başarılı örnekler, gümüş kaplamalı naylon ipliğin tek sıra halinde interlok örme kumaş yapısı içerisine katıldığı sensörler olarak belirlenmiştir. Bu yapı

diğerlerine göre daha hassas, tekrarlanabilirliği daha yüksek ve daha düşük elektrik sinyali sapmasına sahiptir (Atalay ve diğer., 2017). Çalışmada kullanılan yapıların özellikleri Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1 İletken ilmeklerin iç içe geçmesi ile oluşturulmuş örme uzama sensörleri (Atalay ve diğer, 2017)

ÖRME YAPISI	İLETKEN İPLİK TİPİ	İLETKEN OLMAYAN İPLİK TİPİ
Düz	%20 Paslanmaz Çelik(SS) içeren Polyester kesikli iplik	Polyester İplik
Düz	%20 SS içeren Polyester kesikli iplik	800 dtex çift katlı elastomerik iplik
Düz	Gümüş kaplama nylon iplik	Polyester İplik
Düz	Gümüş kaplama nylon iplik	800 dtex çift katlı elastomerik iplik
İnterlok	%20 Paslanmaz Çelik(SS) içeren Polyester kesikli iplik	Polyester İplik
İnterlok	%20 Paslanmaz Çelik(SS) içeren Polyester kesikli iplik	800 dtex çift katlı elastomerik iplik
İnterlok	Gümüş kaplama nylon iplik	Polyester İplik
İnterlok	Gümüş kaplama nylon iplik	800 dtex çift katlı elastomerik iplik

2.6 Çalışmanın Amacı

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, iletken ipliklerle uzama sensörlerinin üretiminde genellikle SS/Pes vb. karışım iplikler veya iletken polimer kaplamalı iplikler kullanıldığı görülmüştür.

Bu tez kapsamında yapılan çalışmada ise %100 çelik iplik kullanılarak üretilen farklı örme kumaş yapılarının hem kuru halde hem de yıkama sonrasında sensör etkinliğinin incelenmesi amaçlanmıştır.

BÖLÜM ÜÇ

MATERYAL METOD

3.1 Materyal

Bu çalışma kapsamında 15/1 Nm paslanmaz çelik iplik (SS) kullanılmıştır. Kullanılan çelik esaslı ipliğin elektriksel iletkenlik değeri 200 ohm/m'dir. 8E incelikle, Diamant marka V yataklı düz el örme makinasında, ön ve arka yatakta 10'ar iğne kullanılarak, 236,5 gr ağırlık altında dört farklı tipte kumaş üretilmiştir. Kumaş yapısı ve en-boy ölçüleri Tablo 3.1 de verilmektedir.

Tablo 3.1 Kumaş özellikleri

Kumaş Tipi	Uzunluk (cm)	En (cm)	Sıra Sayısı
Rib (sık)	15,70	2,63	100
Rib (seyrek)	15,77	2,73	100
Yarım Selanik	15,00	2,9	138
Yarım Milano Rib	17,03	2	100

Yarım Selanik, Yarım Milano örgülerinin makine üzerindeki sıklık ayarı sık rib örgü ile aynı alınmıştır. 9 ayarında sıklık değeri kullanılmıştır. Seyrek rib ise 11 ayarında örülmüştür.

3.2 Metod

Kumaşların sabit oranda uzama değerlerini ölçebilmek amacıyla bu çalışma kapsamında bir ölçüm aparatı tasarlanmıştır. Bu aparat iki adet ahşap çene ve bir cetvelden oluşmaktadır. Bu çenelerden biri sabit iken, diğeri istenen uzama oranını sağlamak için hareketli olarak aparata monte edilmiştir (Şekil 3.1a). Kumaşlar iki çene arasına yerleştirilerek cetvel üzerinde istenen uzama değerine göre sabitlenmektedir (Şekil 3.1b).



Şekil 3.1 Uzama Ölçüm Düzenekleri a) Uzama ölçüm düzeneği b) Ölçüm sırasındaki düzenek (Kişisel arşiv, 2019)

Kumaşların elektriksel iletkenlik ölçümleri Keithley 2400 marka multimetre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.2). Kumaşlar üzerindeki elektriksel iletkenlik ölçümleri çenelerden yani başlangıç ve bitiş noktalarından 3'er cm uzaklıktaki bölgelerden alınmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.2 Multimetre cihazı (Kişisel arşiv, 2019)



Şekil 3.3 Elektriksel iletkenlik ölçüm bölgeleri (Kişisel arşiv, 2019)

Numune kumaşların elektriksel iletkenlik değerlerindeki değişimleri kuru halde iken ve tekrarlı yıkamalar sonrasında kurutulduktan sonra ölçülmüştür.

Vücut hareketleri sırasında tekstil sensörlerinin uzama yüzdeleri incelendiğinde çok farklı yüzdeler ile çalışıldığı tespit edilmiştir. Solunum için kullanılan sensörler incelendiğinde Guay ve diğer. (2017) göğüs kafesinin genişlemesi sırasında %5'lik bir uzamanın solunumu tespit etmek için yeterli olduğunu tespit etmişlerdir. Querishi ve diğer. (2011) yaptıkları çalışmada sensörler için %5'lik bir uzama yüzdesini solunumun tespiti için kullanmışlardır. Bu sebeple bu çalışma da çelik esaslı kumaşlarda %5 lik bir uzama yüzdesinin kullanılması tercih edilmiştir. Ayrıca %10'luk bir uzama yüzdesi de testlerde kullanılarak her iki ölçüm grubu arasında nasıl bir değişiklik olacağı gözlemlenmiştir.

Kumaşlar kuru halde iken en-boy ve direnç ölçüm işlemleri her dört tip kumaş için 3'er adet numune üzerinde gerçekleştirilmiştir. Her kumaş numunesinden 5'er kez ölçüm alınarak aşağıdaki sıraya göre gerçekleştirilmiştir:

- a) Kumaş serbest halde iken
- b) % 5 uzama altında
- c) % 10 uzama altında

Her ölçüm grubu sonrasında numuneler 24 saat süreyle bekletilmiş ve ölçüm işlemleri tekrarlanmıştır.

Tekrarlı yıkama işlemleri ev tipi çamaşır makinasında 30°C su sıcaklığında 30 dakika kısa yıkama programı ve ev tipi toz deterjan kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Numunelere toplamda 5 yıkama çevrimi uygulanmıştır. Yıkama işlemleri sonrasında kumaşlar düz bir yüz üzerinde 24 saat bekletilerek kumaşların kuruması sağlanmıştır. Her yıkama sonrasında her kumaş tipinden 3'er numune üzerinde en-boy ve direnç ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümler aşağıdaki sıraya göre uygulanmıştır:

- a) Yıkama sonrası kuruyan kumaş serbest halde iken
- b) % 5 uzama altında
- c) % 10 uzama altında

BÖLÜM DÖRT

DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRME

Çelik örme kumaşların kuru halde ve yıkama işlemleri sonrasında ölçülen en ve uzunluk değerlerinin her kumaş tipi için ortalaması Tablo 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4’de verilmiştir.

Tablo 4.1 Örme kumaşlarda kuru halde elde edilen uzunluk değerleri (cm)

Kumaş tipi/ Ölçüm	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	Ortalama
Rib sık	15,70	15,70	15,63	15,63	15,70	15,67
Rib gevşek	15,77	15,77	15,80	15,80	15,77	15,78
Yarım selanik	15,00	15,03	14,83	14,87	14,97	14,94
Yarım milano rib	17,03	17,00	16,93	16,97	16,97	16,98

Tablo 4.2 Örme kumaşlarda kuru halde elde edilen kumaş eni değerleri (cm)

Kumaş tipi/ Ölçüm	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	4.Ölçüm	5.Ölçüm	Ortalama
Rib sık	2,63	2,77	2,67	2,80	2,73	2,72
Rib gevşek	2,73	2,80	2,70	2,73	2,77	2,75
Yarım selanik	2,90	3,00	2,73	2,90	2,93	2,89
Yarım milano rib	2,00	2,00	1,93	1,93	1,95	1,96

Tablo 4.3 Örme kumaşlarda yıkama işlemleri sonrasında elde edilen kumaş uzunluğu değerleri (cm)

Kumaş tipi/ Ölçüm	1.Yıkama	2.Yıkama	3.Yıkama	4. Yıkama	5.Yıkama
	Sonrası	Sonrası	Sonrası	Sonrası	Sonrası
Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm
Rib sık	14,07	14,03	14,20	13,97	13,97
Rib gevşek	14,67	14,10	14,53	14,53	14,47
Yarım selanik	13,00	13,03	13,00	12,97	13,00
Yarım milano rib	17,03	16,87	16,73	16,87	16,93

Tablo 4.1 ve Tablo 4.3’deki kumaş uzunluğu değerleri incelendiğinde üretilen kumaşlarda kuru halde yapılan ölçümlere göre yıkama işlemine bağlı olarak kumaş uzunluğunda azalmalar tespit edilmiştir. Kumaş konstrüksiyonunda askı yapıları bulunması sebebi ile en fazla uzunluk değişimi yarım selanik örgüde, kumaş

yapısındaki atlamalar sebebi ile de en az değişim yarım milano rib örgüde gözlenmiştir.

Tablo 4.4 Örme kumaşlarda yıkama işlemleri sonrasında elde edilen kumaş eni değerleri (cm)

	1.Yıkama	2.Yıkama	3.Yıkama	4. Yıkama	5.Yıkama
Kumaş tipi/ Ölçüm	Sonrası	Sonrası	Sonrası	Sonrası	Sonrası
Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm	Ölçüm
Rib sık	3,20	3,03	2,83	3,03	3,00
Rib gevşek	2,70	2,97	2,70	2,63	2,63
Yarım selanik	3,00	3,00	3,07	3,03	3,00
Yarım milano rib	1,93	1,67	1,70	1,80	1,73

Tablo 4.2 ve Tablo 4.4'deki kumaş eni değerleri incelendiğinde üretilen sık rib ve yarım selanik örgü yapılarında kuru halde yapılan ölçümlere göre yıkama işlemine bağlı olarak kumaş eninde genellikle artışlar meydana gelmiştir ya da örgü eni kuru haldeki ölçümler ile aynı kalmıştır. Yarım Milano örgü ve seyrek rib örgü yapısında yıkama işlemleri sonrasında kuru haldeki ölçümlere göre kumaş eninde azalma meydana geldiği tespit edilmiştir.

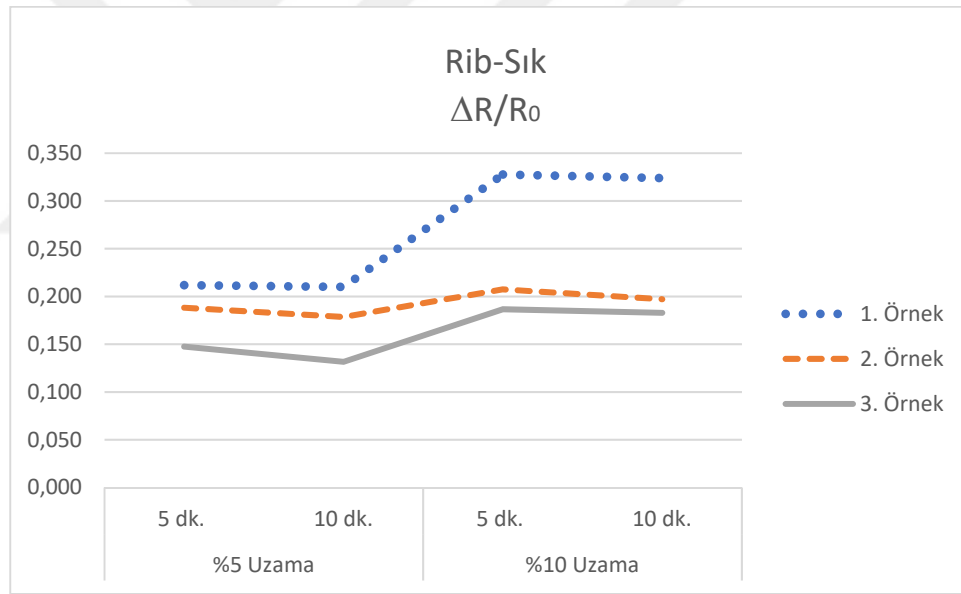
Çelik örme kumaşların uzamaya bağlı olarak direnç ölçümlerinin değerlendirilmesinde nisbi direncin değişimi göz önünde bulundurularak yorumlar yapılmıştır. Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'deki grafiklerde sırasıyla sık rib, seyrek rib, yarım selanik ve yarım milano örgülerine ait kuru halde %5 ve %10 oranlarındaki uzama ölçümlerinden elde edilen nisbi direnç değişimi grafikleri verilmektedir.

Holm teorisine göre iletken bölümler arasındaki temas noktaları ve temas basıncı arttıkça temas direnci azalmaktadır. Uzama altında tellerin temas noktası azalacağından direnç artmaktadır (Atalay, 2014). Dolayısıyla uzama oranı arttıkça nisbi direnç değişiminin de artması beklenmektedir.

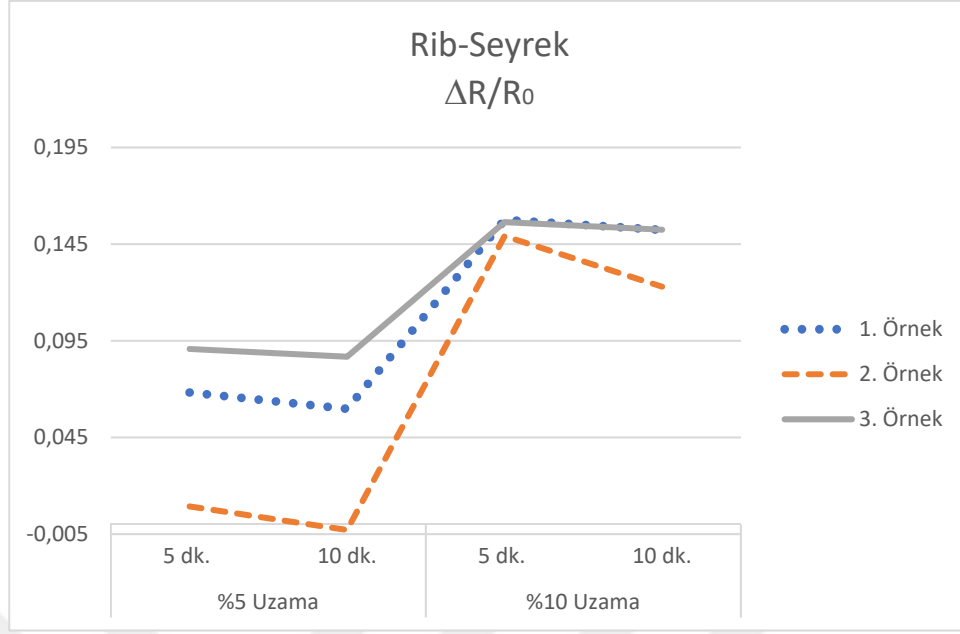
Kuru halde yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde ilk 5 dakika içinde yapılan %5 uzama ve %10 uzamaya ait direnç değişimleri karşılaştırıldığında rib (sık ve seyrek) ve selanik kumaşlarda her üç örnek için uzama arttıkça direnç

değişiminin arttığı gözlenmiştir. Ancak yarım milano rib'e ilişkin özellikle 3. örnekte kısmi bir azalma görülmüştür. Yarım milano örgü, yarım selanik ve rib (sık) örgü yapılarını aynı şartlar altında üretebilmek için V yataklı düz örme makinesinde aynı sıklık değerleri kullanılmıştır. Bundan dolayı yarım milano örgü, örgü yapısı gereği, rib (sık) ve yarım selanik örgüye göre oldukça sık bir örgü yapısı oluşturmuştur. Bu durumda ölçümlere etki ettiği düşünülmektedir. Yarım Milano rib örgü yapısı direnç değişimleri incelendiğinde ilk 5 dakika içinde %5 ve %10 uzama oranları altında yapılan ölçüm sonuçları arasında 1. örnekte + 0,018'lik bir fark, 2. örnekte +0,058'lik bir fark ve 3. örnekte 0,017'lik bir fark bulunduğu görülmektedir.

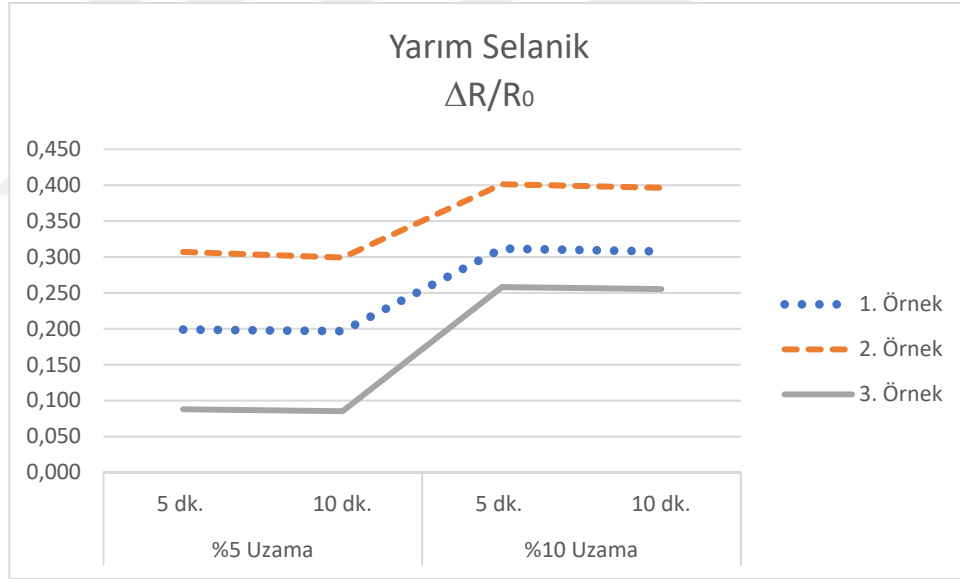
10. dakikada yapılan ölçümlerde tüm kumaş yapılarında zamana bağlı olarak direnç değişimlerinde azalma meydana gelmiştir.



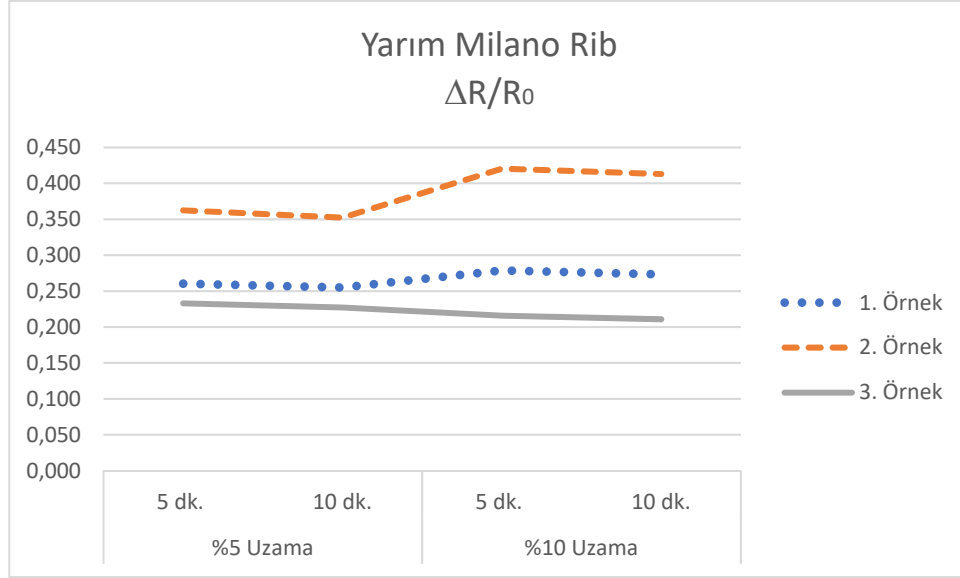
Şekil 4.1 Sık rib yapısının direnç değişimi



Şekil 4.2 Seyrek rib yapısının direnç değişimi

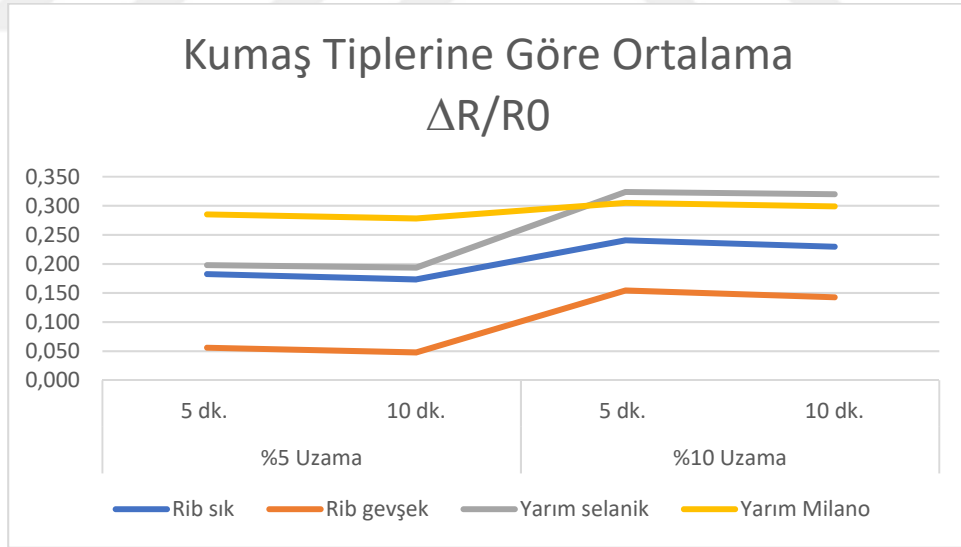


Şekil 4.3 Yarım selanik yapısının direnç değişimi



Şekil 4.4 Yarım milano yapısının direnç değişimi

Kumaş değerlerinin ortalaması alınıp, kumaş tipleri karşılaştırıldığında (Şekil 4.5) uzamaya bağlı olarak en az nisbi direnç değişiminin yarım milano rib örgü yapısında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.5 Kumaş tiplerine göre ortalama nisbi direnç değişimi

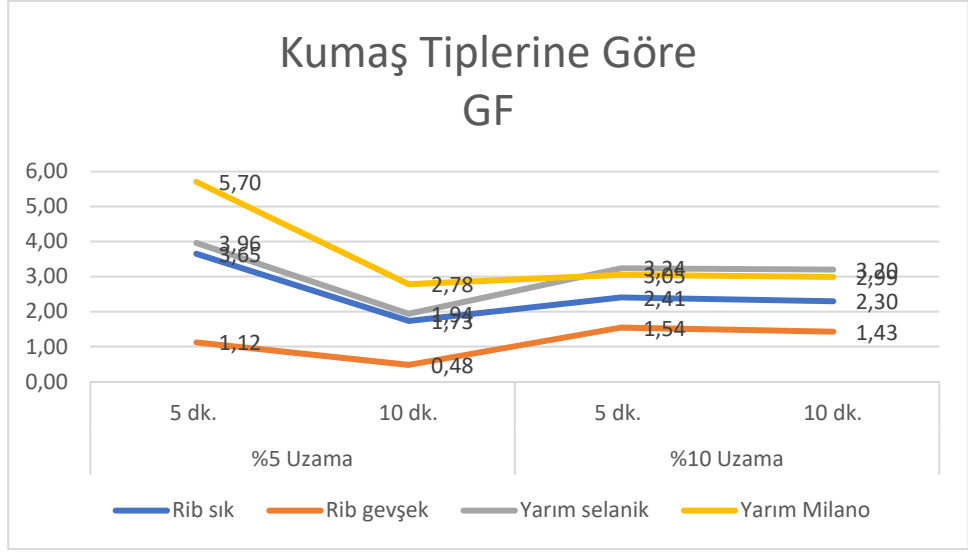
Yarım milano örgü yapısı diğer örgülere göre aynı şartlar altında üretilmiş olsa da en sık yapıyı oluşturmaktadır. Holm Teorisi göz önünde bulundurulduğunda, uzamaya bağlı olarak en az direnç değişiminin bu örgüye ait olmasının sebebi de budur. Diğer örme tiplerine nazaran uzama altında kumaş yapısı daha az temas basıncı

oluşturmaktadır ve bu durumun direnç değişimlerini Şekil 4.5’deki gibi etkilemiş olduğu düşünülmektedir.

Yarım selanik örme kumaşın askılı bir örme yapısı olması sebebi ile kumaş yapısı enine doğru yayılıp boyuna yönünde bir miktar kendini toplamaktadır. Bu sebeple diğer kumaşlara göre uzama artışıyla birlikte en yüksek boy değişimini bu yapı yaşamakta ve ortalama ölçümlerde en yüksek direnç değerini almaktadır. Askı yapısının normal ilmek şeklinden farklı olması ve uzunluğunun biraz daha kısa olmasından dolayı uzama esnasında sık ribe göre temas noktalarının daha fazla azaldığı düşünülmektedir. Dolayısıyla rib örgülere göre direnç değişimi biraz daha fazla olmaktadır. Yarım milano ile karşılaştırıldığında ise milano ribin hem sık yapıda olması hem de kumaş konstrüksiyonu gereği 1 sıra düz örgünün kumaş yapısında bulunması sebebi ile yarım selanik örgüde direnç değişimi milanoya göre daha az olmaktadır.

Seyrek rib örme kumaş yapısı diğerlerine göre daha düşük değerler almaktadır. Kumaş yapısının seyrek olması sebebi ile uzama arttıkça diğer örme tiplerine göre ilmekler arası temas daha fazla azalmaktadır ve bu da direnç değişiminde yüksek farklılık olarak etki etmektedir.

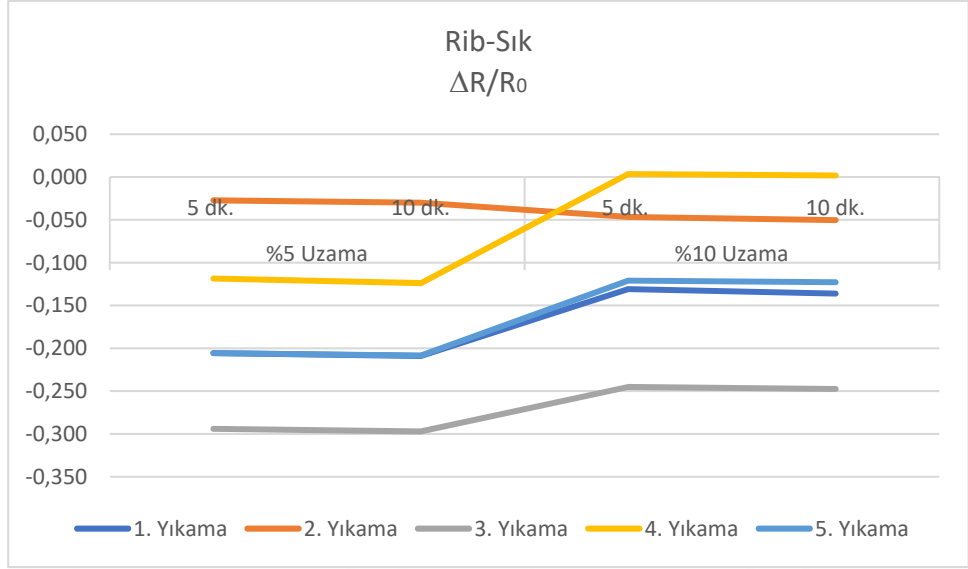
Kuru halde yapılan ölçümlerden elde edilen nisbi direnç değişimi ve uzunluk değişimlerinin birbirine oranıyla elde edilen gauge faktör (GF) değerleri hesaplandığında, tüm örme tipleri için %5 uzama altında karşılaşılan tablo, uzama değerine karşın nisbi direnç değişimindeki artışın daha az oluşudur. Bu da karşımıza uzama arttıkça sensörün hassasiyeti olarak adlandırılan gauge faktörün düşmesi sonucunu çıkarmaktadır. Fakat %10 uzama altında nisbi direnç değişimlerinin artması ile birlikte GF değerlerinde de nispeten artışlar görülmüştür. Sonuç olarak tüm kumaşların yıkama öncesi değerlerinde nisbi direnç değişimi ile tersine yönde bir orantı ile GF değerleri elde ettiği görülmektedir. Şekil 4.6’da bahsi geçen GF değerleri görülebilir.



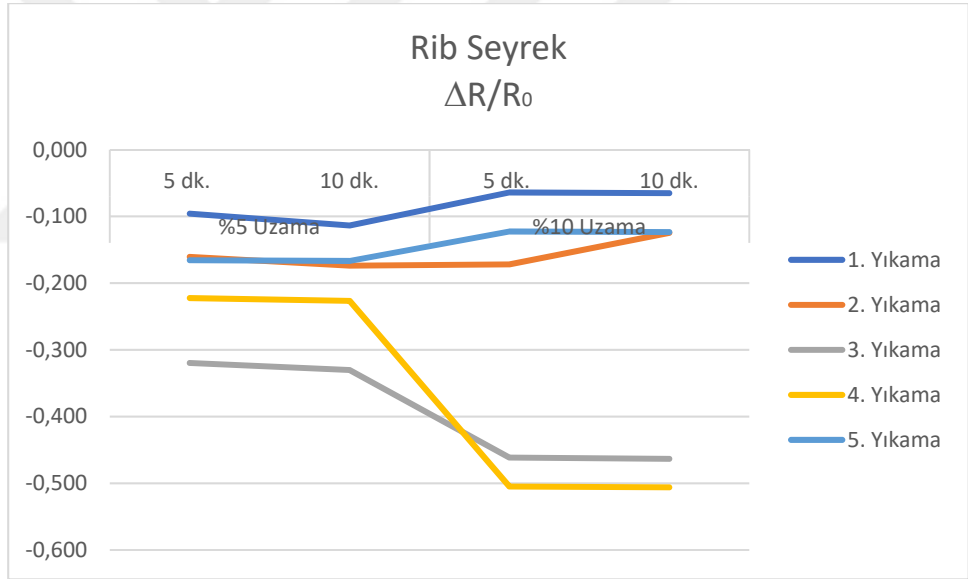
Şekil 4.6 Kumaş tiplerine göre GF değerleri (kuru halde ölçüm)

Örme kumaş yapılarının yıkama sonrası direnç değişimleri Şekil 4.7, 4.8, 4.9 ve 4.10'da verilmektedir. Her kumaş tipi için her yıkama grubunda 3'er adet ölçüm alınmıştır ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak her yıkama grubuna ait şekiller elde edilmiştir.

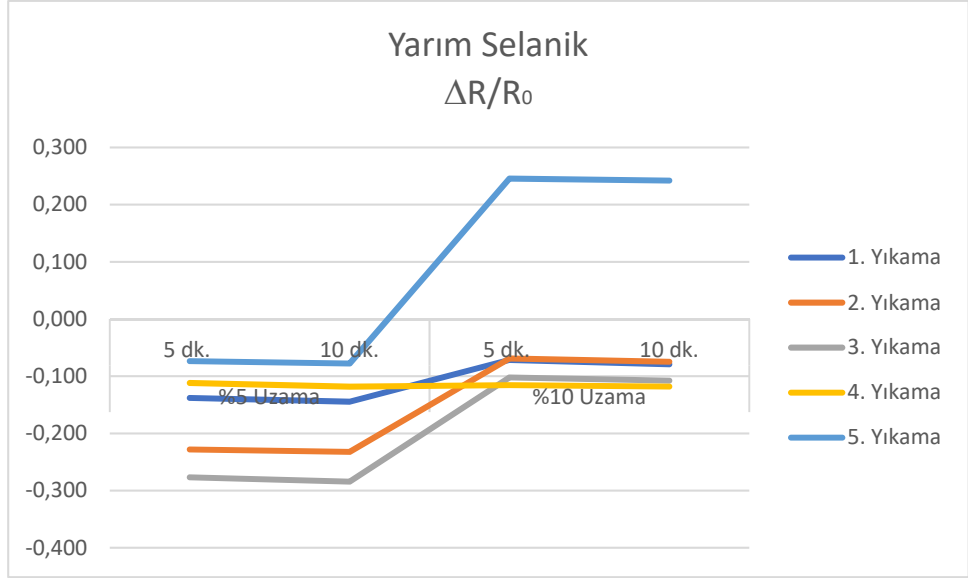
Yıkama işlemleri sonrasında tüm kumaşlarda direnç değişimi yıkama öncesine göre farklılık göstermiştir. Yıkama sonrasında kumaşların uzunluklarında meydana gelen kısaltmalar sonucu, elde edilen direnç değerleri serbest halde yapılan ölçümlerden düşük değerlerde çıkmıştır. Dolayısıyla direnç değişimleri de negatif olacak şekilde azalmıştır. Özellikle %5 uzama altında yapılan ölçümlerde bu durum daha belirgindir.



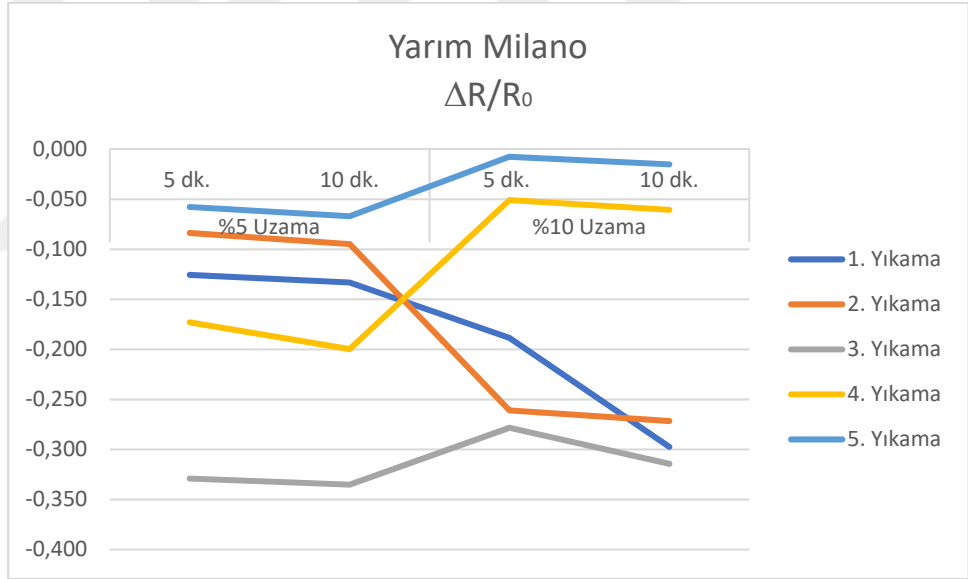
Şekil 4.7 Sık rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri



Şekil 4.8 Seyrek rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri



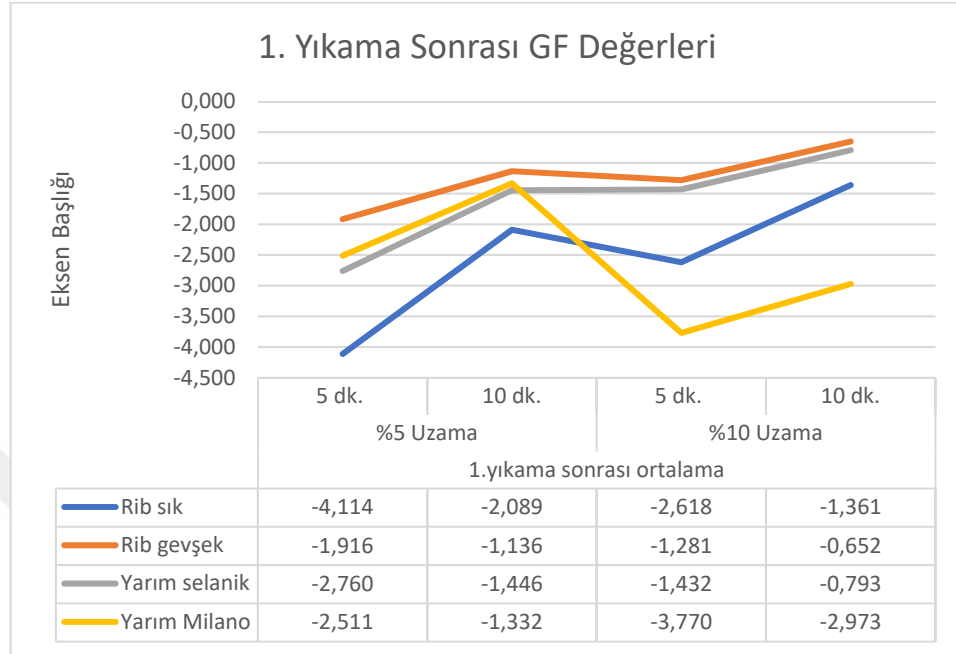
Şekil 4.9 Yarım selanik yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri



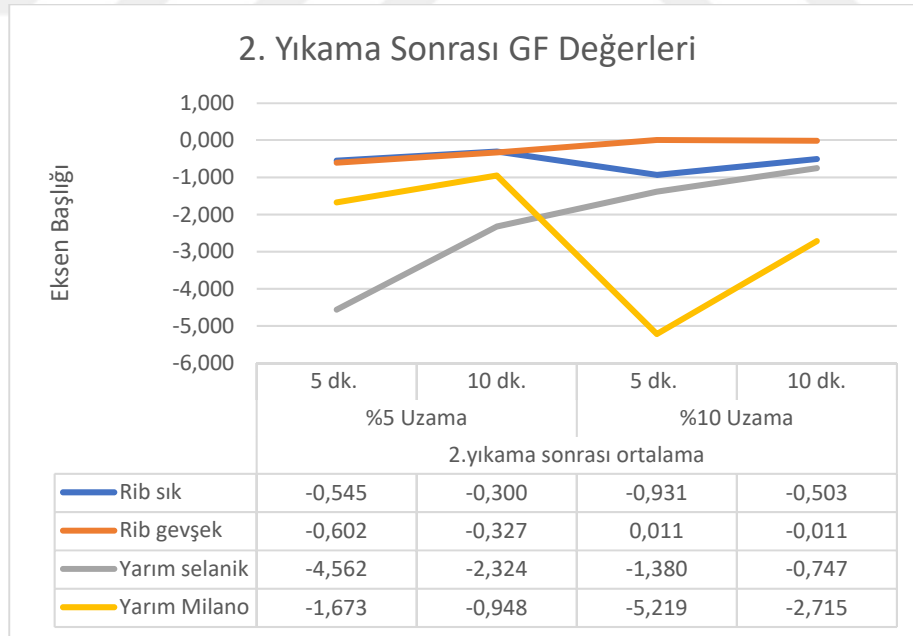
Şekil 4.10 Yarım milano rib yapısının yıkama işlemleri sonrası direnç değişimleri

Ancak Şekil 4.7 ile 4.10 arasındaki direnç değişimleri incelendiğinde yıkama işlemleri sonrasında elde edilen ölçümlerden net bir sonuç elde edilemediği görülmüştür. Her kumaş grubunda uzama arttıkça yıkama işlemleri arasında direnç değişimleri farklı artış veya azalış değerleri göstermektedir. Sonuç olarak yıkama sonrasında elde edilen yapıların kararsız yapılar haline dönüştüğü söylenebilir. Bu kararsızlık yıkama sonrası yapıların gauge faktörlerinin hesaplanması ile de

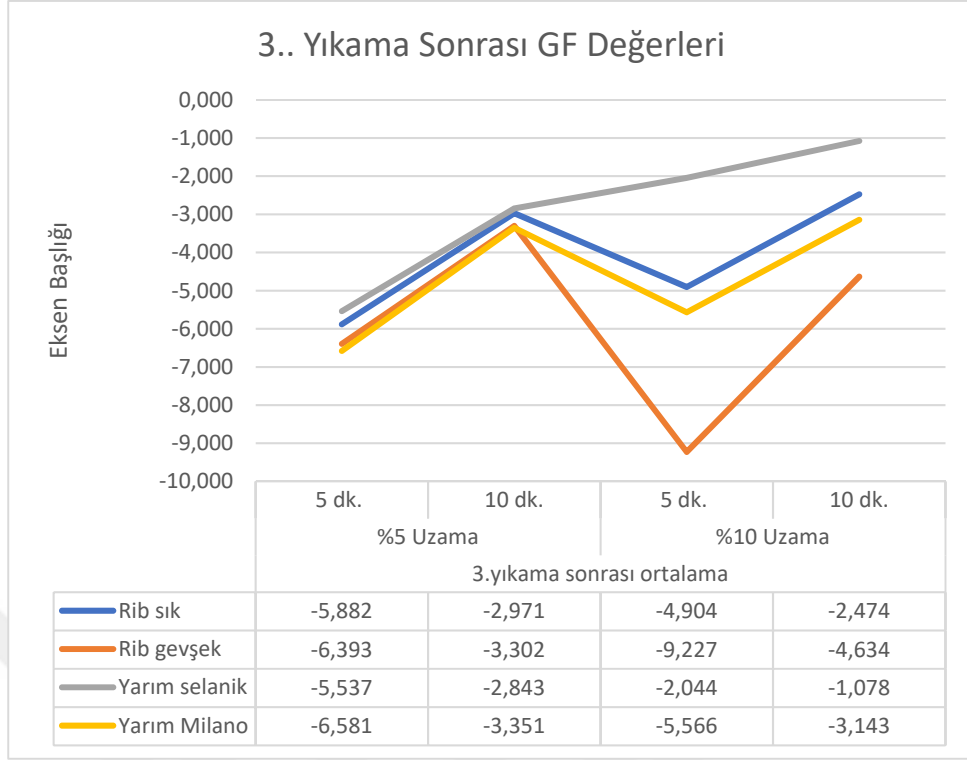
görülebılır. Şekil 4.11, 4.12, 4.13, 4.14 ve 4.15'te her yıkama sonrası, tüm kumaş tipleri için GF değeri incelenebilir.



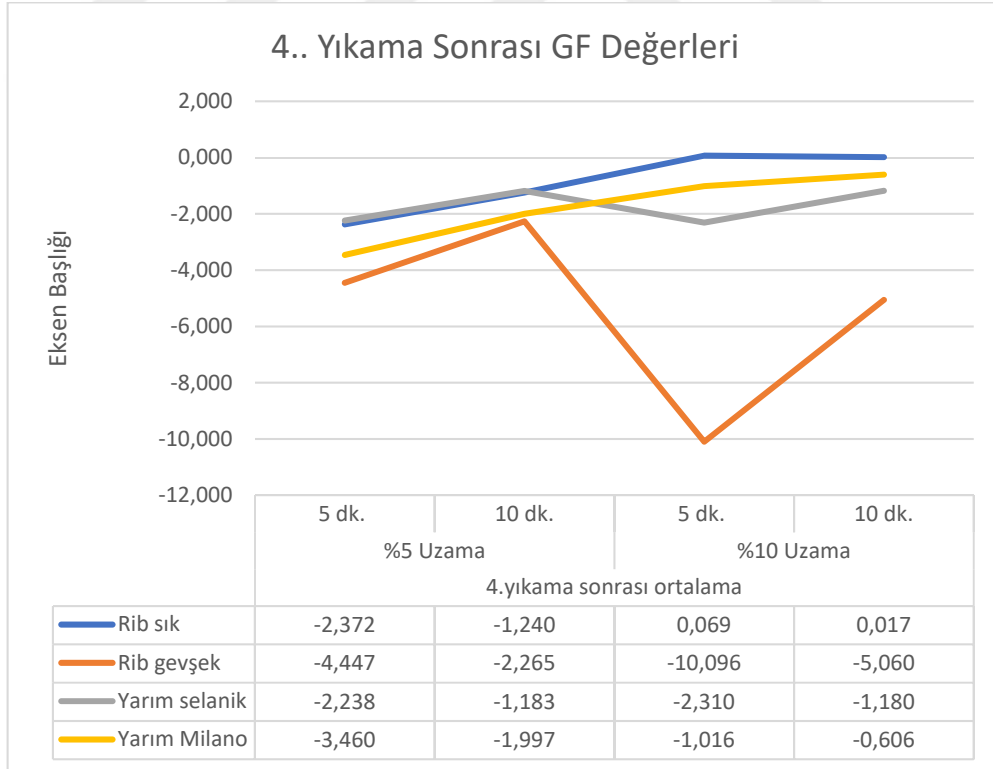
Şekil 4.11 1.Yıkama sonrası GF değeri



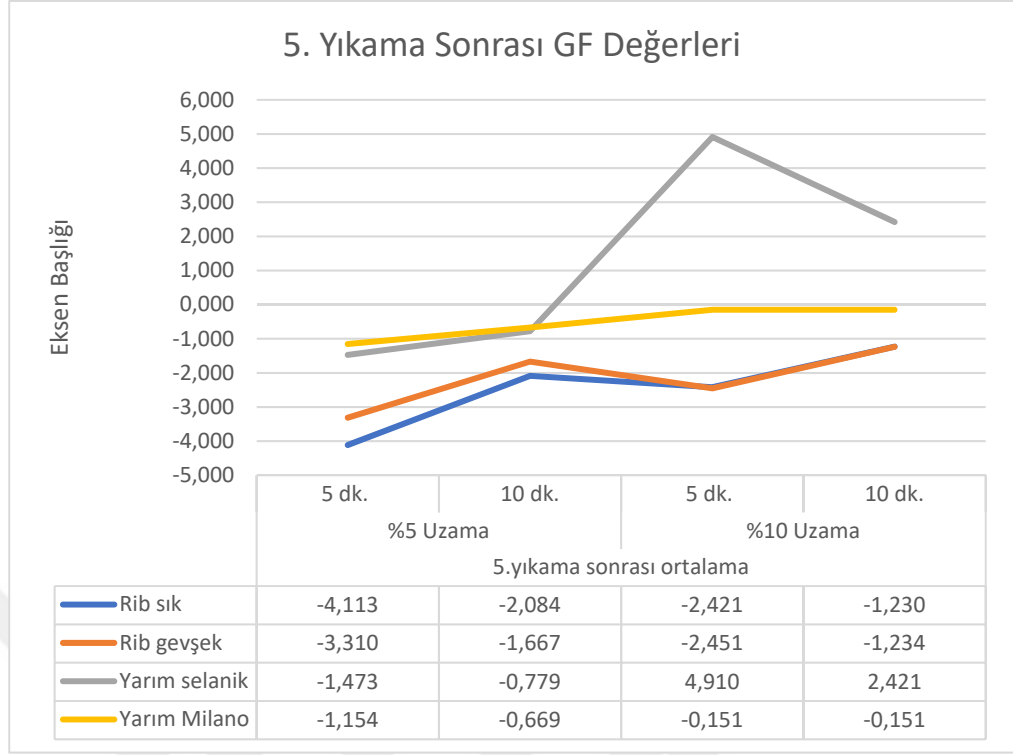
Şekil 4.12 2. Yıkama sonrası GF değeri



Şekil 4.13 3. Yıkama sonrası GF değerleri



Şekil 4.14 4. Yıkama sonrası GF değerleri



Şekil 4.15 5. Yıkama sonrası GF değerleri

BÖLÜM BEŞ

SONUÇLAR

Çalışmada paslanmaz çelik iplik kullanılarak seyrek ve sık rib, yarım selanik ve yarım milano rib örgüler üretilmiştir. Bu örgü yapılarının %5 ve %10 uzama altında, 5. ve 10. dakikada direnç değerleri ölçülerek direnç değişimleri hesaplanmıştır. Deneyler iki grup halinde gerçekleştirilmiştir. Birinci grup deneylerde kumaşlar kuru halde iken ölçümler yapılmış, ikinci grupta ise tekrarlı yıkamalar sonrasında direnç değişimleri ölçülmüştür.

Kuru halde yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde Holm teorisine benzer sonuçlar elde edilmiştir. Rib (sık ve seyrek) ve selanik kumaşlarda her üç örnek için uzama arttıkça direnç değişimi artmıştır. Sadece yarım milano rib de 3. örnekte kumaş sıklığına bağlı olarak kısmi bir azalma görülmüştür.

Kuru halde yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak kumaşlar karşılaştırıldığında; sık bir yapı olmasından dolayı yarım milano rib en az direnç değişimi elde edilen örgü yapısıdır. Yarım selanik örgü ise kumaş yapısında bulunan askıların kumaşın en ve boyunu etkilemesi, uzama sırasında kumaştaki temas noktalarının azalması sebepleri ile direnç değişimi en yüksek olan kumaş olarak tespit edilmiştir.

Yıkama işlemleri sonrasında uzama işlemlerine bağlı olarak tüm değişim sonuçları incelendiğinde direnç değişimlerinin farklı artış veya azalış değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. Dolayısıyla yıkama sonrasında elde edilen yapıların kararsız yapılar haline dönüştüğü söylenebilir.

Sonuç olarak bu tez kapsamında sadece çelik ipliklerin kullanıldığı sensör yapıları üzerinde çalışılmıştır. İleriki çalışmalarda farklı iletken ipliklerin kullanıldığı farklı kumaş yapılarının da aynı anda denenmesi önerilmektedir. Ayrıca yıkama işlemleri yerine kuru temizleme işleminin daha net sonuçlar vereceği ön görülmektedir.

KAYNAKLAR

- Amjadi, M. P. (2014). Highly stretchable and sensitive strain sensor based on silver nanowire–elastomer nanocomposite. *Acs Nano*, 8 (5), 5154–5163.
- Atalay, O., Kennon, W., R. , Husain, M., D. (2013) Textile-based weft knitted strain sensors: effect of fabric parameters on sensor properties. *Sensors*, 13 (8), 11114-11127.
- Atalay, O., Kennon, W., R. (2014). Knitted strain sensors: impact of design parameters on sensing properties. *Sensors*, 14 (3), 4712-4730.
- Atalay, O., Kennon, W., R., Demirok, E. (2015). Weft-knitted strain sensor for monitoring respiratory rate and its electro-mechanical modeling. *IEEE Sensor Journal*, 15 (1), 110–122.
- Atalay, A., Sanchez, V., Atalay, O., Vogt, D., M., Haufe , F., Wood, R., J., ve Walsh, C., J. (2017). Batch fabrication of customizable silicone-textile composite capacitive strain sensors for human motion tracking. *Advanced Material Technologies*, 2, 1-8.
- Atalay, O., T. (2017). Comparative study of the weft-knitted strain sensors . *Journal Of Industrial Textiles*, 46 (5), 1212–1240.
- Atalay, O. (2018). Textile-based, interdigital, capacitive, soft-strain sensor for wearable applications. *Materials*, 11 (5), 768-779.
- Bai, H. ve Shi, G. (2007). Gas sensors based on conducting polymers. *Sensors*. 7 (3), 267–307.
- Beruto, D., T. (2005). Piezoresistance behavior of silicone-graphite composites in the proximity of the electric percolation threshold. *Sensors And Actuators A: Physical*, 117 (2), 301–308.

- Cai, L., Song, L., Luan, P., Zhang, Q., Zhang, N, Gao, Q., ve diğeri. (2013). Super-stretchable, transparent carbon nanotube-based capacitive strain sensors for human motion detection. *Scientific Reports*, 3 (3048), 1-8.
- Castano, M., L., Flatau, A., B. (2014). Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review. *Smart Materials And Structures*, 23 (5), 1-27.
- Chen, T., X. (2013). Transparent and stretchable high-performance supercapacitors based on wrinkled graphene electrodes. *Acs Nano*, 8 (1), 1039–1046.
- Chenerack, K., Pieterston, V., L. (2012). Smart textiles: challenges and opportunities. *Journal Of Applied Physics*. 112 (9), 1-14.
- Cheng, M., H., Chen, L., C., Hung, Y., C. ve Yang, C., M. (2008). A real-time maximum-likelihood heart-rate estimator for wearable textile sensors. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, 254–257.
- Cheng, Y., Wang, R., Sun, J. Ve Gao, L. (2015). A stretchable and highly sensitive graphene-based fiber for sensing tensile strain, bending, and torsion. *Advanced Materials*. 27, 7365-7371.
- Cho, G., Lee, S., Cho, J. (2009). Review and reappraisal of smart clothing. *International Journal Of Human-Computer Interaction*, 25(6), 582-617.
- Coyle, S., Lau, K. T., Moyna, N., O’gorman, D., Diamond, D., Di Francesco, F., ve diğeri. (2010). Biotex—biosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 14 (2), 364–370.
- Das, N., C., Chaki, T., K., Khastgir, D. (2002). Carbon fiber-filled conductive composites based on EVA, EPDM and their blends. *Journal of Polymer Engineering* 22(2), 115–136 .

- De Rossi, D., Della Santa, A., ve Mazzoldi, A. (1997). Dressware: wearable piezo- and thermoresistive fabrics for ergonomics and rehabilitation. *Engineering in medicine and biology society. Proceedings of the 19th annual international conference of the IEEE*, 5. 1880–1883
- De Rossi, D., Bartalesi, R., Lorissi, F., Tognetti, A. ve Zupone, G. (2006). Body gesture and posture classification by smart clothes. *The First IEEE/ RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics* .
- Dexter, J. (2017). *Graphene-coated fabric makes for a wearable gas sensor*. 14 Mayıs 2017, <http://spectrum.ieee.org/nanoclast/semiconductors/materials/graphenecoated-fabric-makes-for-a-wearable-gas-sensor>
- Dias, T. (2015). *Electronic Textiles Smart Fabrics And Wearable Techology* (1.Baskı). Birleşik Krallık: Elsevier LTD.
- Dickey, M., D., Chiechi, R., C., Larsen, R., J., Weiss, E., A., Weitz, D., A. ve Whitesides, G., M. (2008). Eutectic gallium-indium (egain): a liquid metal alloy for the formation of structures in microchannels at room temperature. *Advanced Functional Materials*. 18 (7). 1097–1104.
- Ehrmann, A., Heimlich, F., Brücken, A., Weber, M., ve Haug, R. (2014). Suitability of knitted fabrics as elongation sensors subject to structure, stitch dimension and elongation direction. *Textile Research Journal*, 84 (18), 2006–2012.
- Engin, M., Demirel, A., Engin, E., Z. ve Fedakar, M. (2005). Recent developments and trends in biomedical sensors. *Measurement*, 37 (2), 173–188.
- Ergün, A. (2018). *Basınç (Gerilme) Transdüserleri*. 13 Temmuz 2018. <http://kisi.deu.edu.tr/userweb/asli.ergun/4-Basinc%20Transduserleri.pdf>

- Farrington, J., Moore A.J., Tilbury N., Church J., Biemond, P.D. (1999). Wearable sensor badge and sensor jacket for contextual awareness. . *The 3rd International Symposium on Wearable Computers*. San Francisco, 107-113
- Frutiger, A., Muth, J., T., Vogt, D., M., Mengüç, Y., Campo, A., Valentine, A. D., ve diğer. (2015). Capacitive soft strain sensors via multicore-shell fiber printing. *Advanced Materials*, 27 (15), 2440-2446
- Gough, P. (2004). Electronics and clothes: Watt to wear?. Proceedings *Wearable Electronic And Smart Textiles Conference*, Leeds, UK, 11 Haziran 2004, 3.
- Gonçalves, C., Da Silva, A., F., Gomes, F. ve Simoes, R. (2018). Wearable E-Textile Technologies: A review on sensors, actuators and control elements. *Inventions*, 3 (14), 100-113.
- Guay, P., Gorgutsa, S., LaRochelle S. ve Messaddeq, Y. (2017). Wearable contactless respiration sensor based on multi-material fibers integrated into textile. *Sensors* . 17 (5), 1050-1063.
- Guo, L., Berglin, L., ve Mattila, H. (2010). Textile strain sensors characterization - Sensitivity, linearity, stability and hysteresis. *Nordic Textile Journal*, 2010, 51-63.
- Hoffman, T., E. (2011). Respiratory monitoring system on the basis of capacitive textile force sensors. *IEEE Sensors Journal*, 11 (5), 1112-1119.
- Hu, N., Karube, Y., Yan, C., Masuda, Z., ve Fukunaga, H. (2008). Tunneling effect in a polymer/carbon nanotube nanocomposite strain sensor. *Acta Materiala*, 56 (13), 2929-2936.
- Hu, N., K. (2010). Investigation on sensitivity of a polymer/carbon nanotube composite strain sensor. *Carbon*, 48 (3), 680-687 .

- Hu, N., Itoi, T., Akagi, T., Kojima, T., Xue, J., Yan, C., ve diğer. (2013). Ultrasensitive strain sensors made from metal-coated carbon nanofiller/epoxy composites. *Science Direct*, 51, 202-212.
- Huang, C., T., Shen, L., C., Yang, C., F., ve Chang, S., H. (2008). A wearable yarn-based piezo-resistive sensor. *Sensors and Actuators A: Physical*, 141 (2), 396–403
- Husain, M., D., Kennon, R. ve Dias, T. 2014. Desing and fabrication of temperature sensing fabric. *Journal Of Industrial Textiles*, 44 (3), 398-417.
- Jeong K.S., Yoo, S.K. (2010). Electro-Textile Interfaces Textile-Based Sensors and Actuators. Cho, G. (Ed.). *Smart clothing technology and applications (89-111)*. Amerika Birleşik Devletleri: CRD Press.
- Jung, S., Lauterbach, C., Strasser, M., ve Weber, W. (2003). Enabling technologies for disappearing electronics in smart textiles, *IEEE International Solid-State Circuits Conference*, 26–29 Şubat 2003, 1–8.
- Kinkeldei, T., Zysset, C., Cherenack, K., H., ve Troster, G. (2011). A textile integrated sensor system for monitoring humidity and temperature, *16th International Solidstate Sensors, Actuators And Microsystems Conference*, Pekin, 1156-1159.
- Krehel, M., Schmid, M., Rossi, R., M., Boesel, L. F., Bona, G. L., ve Scherer, L. J. (2014). An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring. *Sensors*, 14 (7), 13088–13101.
- Langenhove, V., L. (2007). *Smart textiles for medicine and healthcare*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited.
- Le, C., L., Luan, P., Zhang, Q., Zhang, N., Gao, Q., Zhano, D., ve diğer. (2013). Super-stretchable, transparent carbon nanotube-based capacitive strain sensors for human motion detection. *Scientific Reports*, 3, 3048.

- Li, X., Zhang, L., Yu, W., Wang, K., Wei, J., Wu, D. ve diğer. (2012). Stretchable and highly sensitive graphene-on-polymer strain sensors. *Scientific Reports*, 2, 870.
- Lipomi, D., J., Vosgueritchian, M., Tee, B., C., K., Hellstrom, S., L., Lee, J., A., Fox., C., H., ve diğer. (2011). Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. *Nature Nanotechnology*, 6, 788-792.
- Liu, X., C., Choi, J., W., (2014). Analyzing resistance response of embedded pdms and carbon nanotubes composite under tensile strain. *Microelectronic Engineering*, 117 (4), 1-7.
- Lorussi F., R., Rocchia, W., Scilingo, E., P., Tognetti, A., De Rossi, D. (2004). Wearable, redundant fabric-based sensor arrays for reconstruction of body segment posture. *IEEE Sensors Journal*, 4 (6), 807–818 .
- Mattman, C., Amft, O., Harms, O., Tröster, G., ve Clemens, F. (2007) Recognizing upper body postures using textile strain sensors. *11th International Symposium On Wearable Computers*, 29–36.
- Mattmann, C., Clemens, F., ve Tröster, G. (2008). Sensor for measuring strain in textile. *Sensors*, 8 (6), 3719–3732.
- Metcalf, C., D., Collie, S., R., Cranny, A., W., Hallett, G., James, C., Adams, J., ve diğer. (2009). Fabric-based strain sensors for measuring movement in wearable telemonitoring applications. *IET Conference on Assisted Living 2009*, 13-17.
- Min, D., S., Yun, Y., Shin, H. (2014). Simplified structural textile respiration sensor based on capacitive pressure sensing method. *IEEE Sensors Journal*, 14 (9), 3245-3251.
- Mukhopadhyay, C., S. (2015). *Wearable electronics sensors for safe and healthy living*. Switzerland: Springer International Publishing.

- Nelson, A., Singh, G., Robucci, R., Patel, C., ve Banerjee, N. (2015). Adaptive and personalized gesture recognition using textile capacitive sensor arrays. *IEEE Transactions On Multi-Scale Computing Systems*, 1 (2), 62-75.
- Novak, I., Krupa, I., Janigova, I. (2005). Hybrid electro-conductive composites with improved toughness, filled by carbon black. *Carbon*, 43 (4), 841–848.
- Obitayo, W., ve Liu , T. (2011). A review: carbon nanotube-based piezoresistive strain sensors. *Journal of Sensors*, 2012, 1-15.
- Paradiso, R., Loriga, G., Taccini, N., Gemignani, A., ve Ghelarducci, B. (2005). Wealthy – a wearable healthcare system: new frontier on e-textile. *Journal of Telecommunication and Information Technology*. 4, 105–113.
- Park, S., Mackenzie, K., ve Jayaraman, S. (2002). The wearable motherboard: a framework for personalized mobile information processing (pmip). *39th Annual Design Automation Conference*, 11 (2), 170–174.
- Park, J., J., Hyun, J., W., Mun, S., C., Park, T., Y., ve Park, O., O. (2015). Highly stretchable and wearable graphene strain sensors with controllable sensitivity for human motion monitoring. . *ACS Applied Materials & Interfaces*, 7 (11), 6317–6324 .
- Qureshi, W., Guo, L., Peterson, J., Berglin, L, Kalantar M. A., Skrifvars, M. (2011). Knitted wearable stretch sensor for breathing monitoring application, *Ambience 2011*, At Borås, Sweden, 64-68.
- Raju, A., Lewis, A., Derby, B., Young, R., J., Kinloch, I., A., Zan, R., ve diğer. (2014). Wide-area strain sensors based upon graphene-polymer composite coatings probed by raman spectroscopy. *Advanced Functional Materials*, 24 (19), 2865-2874.
- Riekeberg, S., Büttner, J., Müller, J. (2010). A carbon nanotube based temperature independent strain sensor on a flexible polymer . *Sensors*, 647–651 .

- Rothmaier, M., Luong, M., P., ve Clemens, F. (2008). Textile pressure sensor made of flexible plastic optical fibers. *Sensors*, 8(7), 4318-4329.
- Sandalcı,T., (2019). *Gerilme ve basınç algılayıcıları ders notları*. 13 Mayıs 2019. <http://www.yildiz.edu.tr/~sandalci/dersnotu/alg/2strain.pdf>
- Stoppa ve Chiolerio, M., Chiolerio, A. (2014). Wearable electronics and smart textiles: a critical review. *Sensors*, 14 (7), 11957-11992.
- Tadakaluru, S., Thongsuwan, W., ve Singiai, P. (2014). Stretchable and flexible high-strain sensors made using carbon nanotubes and graphite films on natural rubber. *Sensors*, 6 (14), 868-876.
- Tao, X. M. (2001). *Smart Fibres, Fabrics And Clothing*. Cambridge: Woodhead Publishing.
- Tognetti, A., Carpi, F., Lorussi, F., Mazzoidi, A. (2003). Wearable sensory-motor orthoses for tele-rehabilitation. *25th Annual International Conference Of The IEEE-Engineering-in Medicine And Biology Society, Cancun*, 3724-3727.
- Tsang, J., Leung, S., Tao, X., M., ve Yuen, M., C., W. (2007). Effect of fabrication temperature on strain-sensing capacity of polypropylene-coated conductive fabric. *Polymer International*, 56 (7), 827-833.
- Tsouti, V., Mitrakos, V., Broutas, P., ve Chatzandroulis, S. (2016). Modeling and development of a flexible carbon black-based capacitive strain sensor. *IEEE Sensors Journal*, 16 (9), 3059–3067.
- Wang, J., Xue, P., Tao, X., Yu, ve T., X. (2014a). Strain sensing behaviour and its mechanisms of electrically conductive PPY-coated fabric. *Advance Engineering Materials*, 16 (5), 565-570.

- Wang, F., Zhu, B., Shu, L., ve Tao, X. (2014b). Flexible pressure sensors for smart protective clothing against impact loading. *Smart Materials and Structures*, 23 (1), 1-12.
- Wei, Z., Shu, L., Chen, S., Wang, F., ve Tao, X., M. (2014). Fiber-based wearable electronics: a review of materials, fabrication, devices, and applications. *Advanced Materials*, 26 (31), 5310-5336.
- Weijing, Y. (2015). Flexible fabric strain sensors. X. Tao, (Ed.), *Handbook Of Smart Textiles* (294-312). Singapore: Springer Reference.
- Xiao, X., Yuan, L., Zhong, J., Liu, Y., Cai, Z., ve diğer. (2011). High-strain sensors based on zno nanowire/polystyrene hybridized flexible films. *Advanced Materials*, 23 (45), 5440-5444.
- Xie, Z., Yum, Y., J., ve Lee, C., K. (2007). Simulation of electrical resistivity of carbon black filled . *Journal of Macromolecular Science Part B Physics*, 46 (3), 561–567.
- Xie, J., Long, H., ve Miao, M. (2016). High sensitivity knitted fabric strain sensors. *Smart Materials Structures*, 25 (10), 105008-105015.
- Xu, F., ve Zhu, Y. (2012). Highly conductive and stretchable silver nanowire conductors. *Advanced Materials*, 24 (37), 5117-5122.
- Yamada, T., Hayamizu, Y., Yamamoto, Y., Najafabadi, A., I., Futaba, D., N., ve Hata, K. (2011). A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nature Nanotechnology*, 6, 296-301.
- Yang, B., Tao, X., ve Yu, J. (2006). A study on the relation between resistance and strain based on stainless steel fabric. *Rare Metal Materials Engineering*, 35 (1), 96-99.
- Yao, S., Zhu, Y. (2014). Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires. *Nanoscale*, 2014 (4), 2345-2352.

- Yu, T., Ni, Z., Chaoling, D., Yumeng, Y., Wang, Y., ve Shen, Z. (2008). Raman mapping investigation of graphene on transparent flexible substrate: the strain effect. *The Journal Of Physical Chemistry C*, 112 (33), 12602–12605 .
- Zhang, H., Tao, X., Wang, S., ve Yu, T. (2005). Electro-mechanical properties of knitted fabric made from conductive multi-filament yarn under unidirectional extension . *Textile Research Journal*, 75 (8) , 598–606 .
- Zhang, H., Tao, X., Yu,T., ve Wang, S. (2006a). Conductive knitted fabric as large-strain gauge under high temperature. *Sensors And Actuators A Physcial*, 126 (1), 129–140.
- Zhang, H., Tao, X., Yu, T., Wang, S., ve Cheng, X. (2006b). Novel sensate ‘string’ for large- strain measurement at high temperature . *Measurement Science And Technology*, 17 (2) , 450–458 .
- Zhao, H., Zhang, Y., Bradford, P., D., Zhou, Q. Jia, Q., Yuan, G., F, ve diğer. (2010). Carbon nanotube yarn strain sensors. *Nanotechnology*, 21 (30), 5502.