MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PDMS Tabanlı CNT-Grafen Nanokompozit Basınç Sensörü Fabrikasyonu ve Pedobarometrik Değerlerin Analizi

HASBİ ÖNER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

Mekatronik Mühendisliği

DANIŞMAN

Dr. Öğr.Üyesi Hüseyin YÜCE

İSTANBUL, 2022

MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PDMS Tabanlı CNT-Grafen Nanokompozit Basınç Sensörü Fabrikasyonu ve Pedobarometrik Değerlerin Analizi

HASBİ ÖNER
(523520016)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Fen Bilimleri Enstitüsü
Mekatronik Mühendisliği

DANIŞMAN
Dr. Öğr.Üyesi Hüseyin YÜCE

İSTANBUL, 2022

MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Öğrencisi 523520016 nolu Hasbi ÖNER'in "**PDMS Tabanlı CNT-Grafen Nanokompozit Basınç Sensörü Fabrikasyonu ve Pedobarometrik Değerlerin Analizi**" başlıklı tez çalışması 18/05/2023 tarihinde savunulmuş ve jüri üyeleri tarafından başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr.Üyesi Hüseyin YÜCE (Danışman)
Marmara Üniversitesi ..... (İMZA).....

Prof.Dr. Sezgin ERSOY (Üye)
Marmara Üniversitesi ..... (İMZA)……..

Doç.Dr. Binnur SAĞBAŞ (Üye)
Yıldız Teknik Üniversitesi ..... (İMZA).....

ONAY

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ……/……/…… tarih ve ……sayılı kararı ile Hasbi Öner'in Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Yüksek Lisans derecesi alması onanmıştır.

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü
Prof.Dr. BÜLENT EKİCİ

TEŞEKKÜRLER

Teşekkürüme tezimin tamamlanmasında destek olan ve katkıda bulunan herkese derin şükranlarımı sunarak başlamak isterim.

Araştırma sürecindeki değerli rehberliği ve uzmanlığı için danışmanım Hüseyin Yüce'ye en derin minnettarlığımı ayrıca ifade etmek istiyorum.

Bu araştırma sürecinde sürekli teşvikleri, verimli tartışmaları ve yardımlarıyla yanımda olan arkadaşlarıma ve meslektaşlarıma minnettarım.

Destekleri, akademik çabalarımı sürdürme ve zorlukları aşma motivasyonu sağlamıştır.

Bu yüksek lisans tezi Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinasyon Birimi (BAPKO) tarafından FYL-2022-10500 proje numarası ile desteklenmiştir.

YAZARLIK BEYANI

Ben, Hasbi ÖNER, başlığı, "PDMS Tabanlı CNT-Grafen Nanokompozit Basınç Sensörü Fabrikasyonu ve Pedobarometrik Değerlerin Analizi" olan tezin ve içinde sunulan bilgilerin şahsıma ait olduğunu beyan ederim. Ayrıca:

■ Bu çalışmanın bütünü veya esası bu üniversitede Yüksek Lisans derecesi elde etmek üzere çalıştığım süre içinde gerçekleştirilmiştir.

■ Daha önce bu tezin herhangi bir kısmı başka bir derece veya yeterlik almak üzere bu üniversiteye veya başka bir kuruma sunulduysa bu açık biçimde ifade edilmiştir.

■ Başkalarının yayımlanmış çalışmalarına başvurduğum durumlarda bu çalışmalara açık biçimde atıfta bulundum.

■ Başkalarının çalışmalarından alıntıladığımda kaynağı her zaman belirttim. Tezin bu alıntılar dışında kalan kısmı tümüyle benim kendi çalışmamdır.

■ Esaslı yardım aldığım bütün kaynaklara teşekkür ettim.

■ Tezde başkalarıyla birlikte gerçekleştirilen çalışmalar varsa onların katkısını ve kendi yaptıklarımı tam olarak açıkladım.

İmza

Tarih

İçindekiler

TEŞEKKÜRLER v

YAZARLIK BEYANI vi

ÖZET x

ABSTRACT xi

KISALTMALAR xii

TABLO LİSTESİ xiii

ŞEKİL LİSTESİ xiv

1. GİRİŞ 1

1.1 Problemin Anlatılması 1

1.2 Araştırmanın Hedefleri 2

1.3 Yürüyüş Mekanizması 3

1.3.1 Yürüyüş Analizi 4

1.3.2 Yürüyüş Döngüsü 5

1.4 Yerin Tepki Kuvveti & Yürüme Döngüsü 7

1.5 Yürüyüş Ölçümlerinde Değişkenlik 10

1.6 Kullanılan Sensörlerin Karakteristiği 12

1.7 Yürüyüş İzleme Sistemlerinin Sınıflandırılması 13

1.7.1 Kuvvet Plakaları & Basınç Matları 13

1.7.2 Görüntü İşlemeye Dayalı Sistemler 15

1.7.3 Atalet Sistemleri & Giyilebilir Sistemler 16

1.8 Ticari Sistemler 19

1.9 Akademik Çalışmalar & Literatür Özeti 21

2. MATERYAL & YÖNTEM 26

2.1 Piezodirenç Etkisi 26

2.2 Sızma Akımı 30
2.3 Grafen (GNP) 33
2.3.1 Grafenin Üretilmesi 34
2.3.2 Grafenin Özellikleri 35
2.3.3 Grafenin Kullanımı 36
2.4 Karbon Nanotüp (CNT) 37
2.4.1 Karbon Nanotüplerin Yapısı 38
2.4.2 Karbon Nanotüplerin Özellikleri 40
2.4.3 Karbon Nanotüplerin Üretilmesi 43
2.5 Polidimetilsiloksan (PDMS) 46
2.6 Sensör Üretimi & Karakterizasyonu 47
2.7 Sensör Karışımının Hazırlanması 47
2.8 Karakterizasyon 51
2.8.1 Elektriksel İletkenlik Ölçümleri 51
2.8.2 Nanokompozit Yapının SEM Görüntüleri 54
2.8.3 Nanokompozit Yapının FTIR Ölçümleri 56
3. SENSÖR UYGULAMASI 58
3.1 Sensörlü Ayakkabı Tabanlığının Tasarımı 58
3.1.1 Sensörlerin Tabanlıklar Üzerine Konumlandırılması 59
3.2 Elektronik Sistem & Yürüyüş Analiz Programı 61
3.3 Yürüyüş Analiz Verileri 65
3.4 Yürüyüş Verilerinin Görselleştirilmesi 68
4. SONUÇLAR & TARTIŞMA 72
Ek A 74
4.1 Arduino Kodu 74

Ek B 76
4.2 Şematik Görüntüleme Kodu 76
KAYNAKLAR 81
ÖZGEÇMİŞ 96

ÖZET

PDMS Tabanlı CNT-Grafen Nanokompozit Basınç Sensörü Fabrikasyonu ve Pedobarometrik Değerlerin Analizi

Yürüyüş biçimimiz ve ayak tabanımızın yapısı, vücudumuzun nörolojik ve biomekanik durumları ile ilgili birçok ilişkiyi içinde barındırır. Bu ilişkiler, klinik tanı ve rehabilitasyon için yardımcı uygulamaların geliştirilmesine olanak tanıyan adım analizinin güçlü bir araç olduğunu gösterir. Bu tezde, adım sırasında üretilen basınç sonucu yer tepkisi kuvvetlerini (YTK) izlemek ve analiz etmek için bir sistem tasarımını anlatmaktadır. Bu sistem için önce sistemde kullanılacak sensörlerin geliştirilmesi ve karakterizasyonu açıklanmıştır. Sistemde kullanılacak sensörlerin geleneksel sensörlerden farklı olarak yenilikçi malzemeler olarak literatürde bulunan karbon nanotüpler, grafen nano parçacıklar ve polimer malzemeler kullanılmıştır. Sistemin bütün hali, piezo dirençli nano kompozit sensörler entegre edilmiş bir sensör ayakkabı tabanlığından, veri işleme biriminden ve grafik arayüz sayesinde verilerin görselleştirilmesinden oluşmaktadır. Sensörlü tabanlık kablolu ve kablosuz gerçek zamanlı veri aktarımı sağlamaktadır. Ayrıca, tabanlıkta kullanılan piezodirençli nano kompozit basınç sensörlerinin karakterizasyonunun önemi literatürde bildirilmemiştir, bu nedenle ayakkabı tabanının doğal değişkenliğinin kuvvet / basınç ölçümlerine kattığı hata kompanse edilmeye çalışıldı. Elde edilen sistem ile birlikte kullanıcıların, mekaniksel olarak bozulmaya uğramış ayak tabanının basınç haritasından yararlanarak haritası çıkarılarak bireyin yürüyüş modelindeki bozukluklar ve aksaklıklar görüntülenebilir hale gelmiştir. Tezde örnek olarak normal tabana sahip kullanıcı ile düz tabana sahip ayak yapılarının analizi yapılmış ve basınç haritalarından ayak tabanının farklı bölgelerindeki basınç değişimleri gösterilmiştir.

ABSTRACT

Fabrication of PDMS-Based CNT-Graphene Nanocomposite Pressure Sensor and Analysis of Pedobarometric Values

Our gait and foot structure have many relationships with the neurological and biomechanical state of our body. These relationships indicate that gait analysis is a valuable tool for clinical diagnosis and rehabilitation, which can facilitate the development of supporting interventions. This thesis outlines a system design for monitoring and analyzing ground reaction forces (GRF) produced during the gait cycle. The system incorporates innovative sensors made from materials such as carbon nanotubes, graphene nanoparticles, and polymer materials, which are described and characterized. The system includes a sensor-based shoe sole, a data processing unit, and a graphical interface for visualizing the data. The sensors in the sole are piezoresistive nano composite sensors that provide real-time data transfer both wired and wireless. In addition, the importance of characterizing the piezoresistive nano composite pressure sensors used in the sole has not been reported in the literature, so an attempt was made to correct for the error introduced by the natural variability of the shoe sole into force and pressure measurements. With the system, users can use the pressure map of a foot with mechanical impairments and visualize deviations and abnormalities in their gait by interpreting the map. For example, the analysis of a normal foot and a flat foot structure was performed, and the changes in pressure in different regions of the foot were shown in the pressure maps.

KISALTMALAR

KL	Kısaltma Listesi
YTK	Yerin Tepki Kuvveti
YAS	Yürüyüş Analiz Sistemi
PBD	Plantar Basınç Dağılımı
2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
KAD	Kuvvet Algılama Direnci
CVD	Kimyasal Buhar Biriktirme
CNT	Karbon Nanotüp
MWCNT	Çok Duvarlı Karbon Nanotüp
SWCNT	Tek Duvarlı Karbon Nanotüp
GNP	Grafen Nano Parçacık
TEM	Geçirmeli Elektron Mikroskopu
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopu
PDMS	Polidimetilsiloksan
DC	Doğru Akım
IPA	İzopropil Alkol
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1: Mekâna & Uzaya Bağlı Parametreler [6] 7

Tablo 1.2: Kritik Noktalar için Normatif Aralıklar [13] 9

Tablo 1.3: Sensör Karakterizasyon Parametreleri 12

Tablo 1.4: Yürüyüş Analiz Sistemlerinin Karşılaştırılması 18

Tablo 1.5: Ticari Giyilebilir Sistemlerin Karşılaştırılması 19

Tablo 1.6: Ayak Tabanına Uygulanan Basıncın Takip Yerine Yönelik Çalışmalar 23

Tablo 2.1: Basınç sensörü Çalışmaları [90] 27

Tablo 2.2: Grafen/CNT/PDMS Kompozitlerin Gauge Faktörlerinin Karşılaştırılması . 29

Tablo 2.3: Çok Duvarlı & Tek Duvarlı Karbon Nanotüplerin Karşılaştırılması [119] .. 40

Tablo 2.4: Karbon Nanotüplerin Özellikleri [124,125] 42

Tablo 2.5: Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması [124] 46

Tablo 2.6: PDMS İçine Dolgu Malzemesi Olarak Kullanılan Karışımların Oranları 48

Tablo 2.7: Karışımların Fiziksel Özellikleri 51

Tablo 2.8: Yapıdaki bağ enerji seviyelerinin açıklamaları 56

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1: Yürüyüş Döngüsü Aşamaları [11] 6

Şekil 1.2: Yerin Tepki Kuvvetlerinin Ayak Üzerinde Etkisi [6] 8

Şekil 1.3: Dikey Kuvvetin Yürüme Döngüsüne Bağlı Değişkenleri [12] 9

Şekil 1.4: Normal Tabana Sahip Bireyin Basınç Haritası [12] 10

Şekil 1.5: Normal Yürüyüş Hızında Yük Dağılımı [12] 11

Şekil 1.6: Kuvvet Plakası Sistemi & Basınç Matı [17] 14

Şekil 1.7: Yürüyüş Analiz Laboratuvarı 15

Şekil 1.8: "RehaGait" (Hasomed GmbH, Magdeburg, Almanya) [23] 17

Şekil 2.1: Hedeflenen Nanokompozit Yapısı 26

Şekil 2.2: Piezodirençli Sensörlerin Çalışma Prensibi 28

Şekil 2.3: Stress Gerinim ve Sızma Akımı Grafikleri 31

Şekil 2.4: a) Grafit b) Grafen 33

Şekil 2.5: Grafen Üretim Teknikleri [103] 34

Şekil 2.6: Grafenin Endüstride Kullanımı [104] 36

Şekil 2.7: Karbon Nanotüp Tipleri [114,115] 39

Şekil 2.8: Ark Boşaltma Yöntemi [126] 43

Şekil 2.9: Kimyasal Buhar Biriktirme Prosesi [128] a) CNT Sentezi b) Taban CNT Büyütme Mekanizması c) Uçtan CNT Büyütme Mekanizması 44

Şekil 2.10: Lazer Ablasyon Yöntemi 45

Şekil 2.11: PDMS Kimyasal Formülü 47

Şekil 2.12: Üretim Aşamaları 50

Şekil 2.13: Kalıplama Aşamaları 50

Şekil 2.14: Elektriksel Ölçüm Düzeneği 52

Şekil 2.15: Karışımların Kuvvet Altında Direnç Değişimi 53

Şekil 2.16: Grafen Nano Parçacıkların SEM Görüntüsü 54
Şekil 2.17: Çok Duvarlı Karbon Nanotüplerin SEM Görüntüsü 55
Şekil 2.18: Çok Duvarlı Karbon Nanotüplerin SEM Görüntüsü 55
Şekil 2.19: Yüzde 5,7 ve 9 GNP/CNT İçeren Nanokompozit Basınç Sensörlerinin FTIR Sonuçları 57
Şekil 3.1: Sensör Yerleşimi için Kullanılan Pamuklu Tabanlık 59
Şekil 3.2: Sensörlerin Tabanlık Üzerinde Dağılımı 60
Şekil 3.3: Elektrotları Eklenmiş Tabanlık & Görselliği İyileştirilmiş Tabanlık 61
Şekil 3.4: Sensörlerin & Sistemin Bağlantı Şeması 62
Şekil 3.5: a) Arduino Uno b) HC-06 Bluetooth Modülü 63
Şekil 3.6: Sistemin Kullanıma Hazır Hali 64
Şekil 3.7: Arduino IDE Arayüzü 65
Şekil 3.8: Tüm Basınç Noktalarının İzlenmesi 66
Şekil 3.9: Metatarsal Noktaların İzlenmesi 66
Şekil 3.10: Metatarsal Bölgelerin ve Orta Ayağın Basınç Haritası 67
Şekil 3.11: Normal Taban Kullanıcıdan Alınan Basınç Verisi 67
Şekil 3.12: Üç Ana Basınç Noktası ve Metetarsal Bölgenin Ortalaması 68
Şekil 3.13: Metatarsal Bölgelerin ve Orta Ayağın Basınç Haritası 68
Şekil 3.14: Processing Program Arayüzü 69
Şekil 3.15: Analiz Sisteminin Grafik Arayüzünün Boştaki Hali 70
Şekil 3.16: Sağ Ayak Tabanına Uygulanan Basınç Sonrası Grafik Arayüzü 71

1. GİRİŞ

Günümüzde, kişinin sağlık bilgilerinin izlenmesi için [1], insan hareketlerinin takibi [2, 3] ve ayrıca vucüt üzerine yerleştirilebilir [4, 5] esnek ve elastik basınç sensörlerine çeşitli uygulamarda ihtiyaç bazında artan bir talep vardır. Bu talebin artmasındaki etken geleneksel sensörlerin, düşük hassasiyet, düşük esneklik ve elastikiyetinin sınırlı olması (ϵ <%5) gibi çeşitli sınırlamalarından dolayı ortaya çıkmıştır. Bu nedenle, özellikle cilde entegre edilebilen esnek elektroniklerin gereksinim olarak kabul edildiği bir dönemde yaşamaktayız. Sayılan etmenler göz önüne alındığında, modern sensör teknolojilerinden sayılan esnek ve elastik sensör üretimi ve kullanımı önem arz etmektedir. Bu talepler doğrultusunda giyilebilir esnek ve elastik sensör üretimi amaçlanmaktadır. Bu amaç doğrultusunda kullanılacak olan malzemelerin yine aynı şekilde günümüz ihtiyaçlarına cevap verecek yenilikçi malzemeler olması gerekmektedir.

Yenilikçi malzemeler ile yapılacak sensörlerin günümüzde insanın en doğal hareketlerinden sayılan yürüyüş döngüsünü takip etmesi halinde, her bireyin kullanımına sunulmuş olacaktır. Bireylerin, çoğu zaman zahmetsizce ve bilinçsizce yaptığı yürüyüş, gözlemlendiği taktirde birçok şey anlatabilir. Örneğin yürüyüş, nörolojik ve biyomekanik süreçlerin karmaşık etkileşimlerinin bir sonucu olarak, bir kişinin fizyolojik ve nörolojik durumunun bir göstergesi olabilir. Kişinin yürüyüş mekanizması analiz edilirken, zeminin tepki kuvvet dağılımı ve bu yüklerin ayak hattında nasıl dağıldığı (plantar basınç dağılımı), yürüyüş aşamalarinin etkileşim süreleri gibi çeşitli değişkenler izlenir. Bu parametrelerden yola çıkarak bireyin sağlık durumu ile ilgili çıkarımlar yapılabilmektedir.

1.1 Problemin Anlatılması

Geleneksel basınç sensörlerinin esneklik kabiliyetinin düşük olması nedeniyle ve ayrıca mimari tasarımlarından dolayı vücut üzerinde sürekli değişken olan topolojiye ayak uyduramamaları, insan uyarılarının izlenmesinde yetersiz kılmaktadır. Silikon tabanlı ve esnek olmayan sensörler bulunduğu günden itibaren birçok alanda yaşamı kolaylaştırmıştır fakat son dönemlerde insan vücudundaki uyarıların tatbikinin öneminin artması ile birlikte geleneksel sensörler yetersiz kalmıştır.

Yürüyüş analizi yapılması için ayak tabanının altına yerleştirilen sensörlerin hem esnek

hem de sürekli olarak basınç altında uzun süre çalışması gerekmektedir. Bluetooth gibi kablosuz teknolojilerin ortaya çıkması, giyilebilir sensörlerin geliştirilmesi ve ayrıca bilgisayar donanımı ve görüntü işleme algoritmalarındaki gelişmelerle birlikte görüntü işleme sistemleri de yürüyüş analizi sahnesinde yer bulmuştur.

Günümüzde kişinin yürüyüşü analiz edilecekse belli başlı sistemler kullanılmaktadır bunlar kuvvet plakaları veya görüntü işlemeye dayalı sistemler olaiblir. Her iki teknolojide kendi alanında yüksek hassasiyet göstersede maalesef laboratuvar ortamından uzakta analiz yapması mümkün değildir. Ayrıca maliyet olarakta bu sistemlerin maliyetleri yüksek olarak görünmektedir.

1.2 Araştırmanın Hedefleri

Giyilebilir sensörlerin en önemli avantajlarından biri, geleneksel sistemlerin sınırlamalarını ortadan kaldırarak kontrollü koşullar dışında kullanılabilmeleri ve çok yönlü olmalarıdır. Yürüyüş izleme ve analiz edilmesinde uygulama bazındaki önemi yüksektir. Araştırma grupları yürüşüz mekanizmasını analiz ederek hastalık önleme gibi sonuçlar veya hastalık teşhisi gibi önemli cikarimlar elde etmek istemektedir. Mevcut sensörlerde daha kesin sonuçlar elde etmek için sensörlerin veya metodolojilerin geliştirilmesi gerekir. Kalibrasyon metodolojileri, sistemin enerji verimliliği, estetik, konfor ve en önemlisi giyilebilir sensörlerin sosyal hayata etki etmeden kullanılması bu sensörler için önemli parametrelerdir. Bu zamana kadar yapılmış uygulamalarda sensör sistemleri ve yazılımları geliştiren çoğu araştırma grubu kullanılan sensörleri kendi geliştirmek yerine, endüstriyel kuvvet ve basınç sensörleri kullanmışlardır. Bu çalışma ile birlikte geleneksel sensör sınırlarının dışında, çok daha düşük maliyetle sensör geliştirilmesi ve yürüyüş analiz sistemine entegrasyonu yapılması planlanmaktadır.

Geleneksel sensörlerin esneklik limitlerinin olduğunu ve genellikle gevrek malzemeler (silikon pul, metal alaşımlar) üzerine yapıldığı göz önüne alındığında insan vücudunda direkt olarak kullanılması pek mümkün olmamaktadır. Bu tezin amacı direkt olarak uyarıları insan vücudu üzerinden toplayacak sensörün üretilmesidir ve üretilen sensörü ayrıca yürüyüş analiz sistemi içinde aktif olarak kullanmaktır.

Bu tez ile birlikte giyilebilir yürüyüş sistemlerinin araştırılması ve literatürde bulunan sistemlerin karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu sistemlerde kullanılan sensörlerin ayrıca araştırılarak gerekli bilgilerin sağlanması istenmiştir. Basınç sensörlerinin

giyilebilir sistemlerdeki önemi ve kullanım alanları araştırılacaktır. Düşük maliyetli piezodirençli basınç sensörü üretimi ve karakterizasyonu hedeflenmektedir. Üretilen sensörün giyilebilir sistemde kullanılması ayrıca uygulama alanında tezin hedefidir. Entegrasyonu yapılan sensörün giyilebilir yürüyüş analiz sisteminden alacak verilerin analizi son olarak hedeflenmekte ve spesifik olarak taban tiplerinin belirlenmesinde yardımcı olacaktır.

Aynı zamanda hipotez olarak karbon nanotüp ve polimer özellikli malzemeler kullanılarak üretilen piezodirençli basınç sensörü, plantar basınç ölçümlerinde kullanılabilir. Bu üretilen sistem ile alınan veriler ile yürüyüş analizi yapılabilir.

Çok disiplinli bir alan olarak irdelenecek bu tezin, piezodirençli sensör üretimi ve karakterizasyonu ile birlikte düşük maliyetli ve esnek basınç sensörleri elde edilecektir. Kullanılacak yenilikçi malzemelerin oranların değişimi aynı zamanda sensör karakteristiğine etki etmesi beklenmektedir. Literatürde bahsedilen üretim yöntemi geliştirmek veya farklılaştırmak ayrıca tez çıktısı olarak beklenmektedir.

Üretilen sensörlerin sonrasında bir ayakkabı tabanına yerleştirilmesi ve sinyal işleme metotları kullanılarak anlamlı veriler alınması amaçlanmıştır.

1.3 Yürüyüş Mekanizması

Bu bölümde, tezin temel kavramları açıklanmıştır. İlk olarak, yürüyüş analizi literatüre göre yürüyüş ve yürüyüş analizi tanımları verilmiştir. Ayrıca yürüyüşün incelenmesinins sebebi söylenmiştir. Ardından, çeşitli uygulamalarda yürüyüş analiz edilirken genellikle başlangıç noktası kabul edilen yürüyüş döngüsünün aşamaları, sensör mekanizmalarının mekâna ve zamana bağlı parametreleri açıklanır.

Yer tepki kuvvetlerinin (YTK) oluşması ve yürüyüş sırasında ayak boyunca nasıl dağıldığı açıklanmıştır. Tezin bölümünün takip eden kısımlarında ölçümlerin nasıl yapıldığı ve verilerin nasıl işlenmesi gerektiği anlatılmıştır. Bölümün sonunda ise yapılan kompozit sensörün tasarımı ve analiz edilecek yürürüş mekanizmasının biyolojik etmenlerden arındırılarak nasil analiz edilmesi gerektiği anlatılmıştır.

Yürüyüş analizi yapılırken bu parametreler dikkate alınmalı ve sensör değişkenleri bu parametreler üzerinden hesaplanarak oluşturulmalıdır. Bu tez kapsamında, oluşturulacak basınç sensörünün kalibrasyonu ve değişkenler ile ilgili kavramlar Bölüm 2'de ayrıntılı

olarak ayrıca açıklanacaktır.

Yürüyüş becerisi, bebeklikten itibaren deneme yanılma yöntemiyle kas gruplarımıza ve sinir ağlarımıza tecrübe yoluyla öğrettiğimiz bir alışkanlık olarak karşımıza çıkmaktadır. Tam olarak yürüyüş becerisi, vücudun ileri ya da geri hareket ettirmek için beyinden çıkan sinyallerin sinir ağları aktive etmesi ve sonrasında kas gruplarımızın devreye girmesi sonucu oluşan bir hareket olarak tanımlanabilir. Bu hareket süresince vücudu bir noktadan diğerine hareket ettiren bir dizi koordineli hareket gerçekleşir.

Eklemlerin hareket etmesi için öncelikli olarak kasların ürettiği enerji ile birlikte kemikler harekete geçer. Kas sinyalleri, yürüme sırasında sürekli olarak beyin ile etkileşim halinde iken, çevre ve diğer faktörleri hesaplayarak yürüyüş hızı gibi faktörlerin kontrolünü de sağlarlar. Gözlerimiz, derimiz, kulaklarımız sürekli olarak yürüme hızına etki eden parametreleri çevreden toplayarak gerekli hız ve denge ayarlarını aktif olacak şekilde eş zamanlı yapmaktadır.

Bunlar gibi temel kavramlar yürüyüş analizini yapmak için anlamamız gereken faktörlerdir. Bu tez içinde biyolojik kavramlardan uzak şekilde yürüyüş analizi yapabilmek için gerekli olan yürüyüş döngüsel hareketi; bunun mekâna ve zamana bağlı parametreleri gibi kavramlar ele alınacaktır.

1.3.1 Yürüyüş Analizi

Yürüyüş analizi, yürüme beceresinin bir parçası olarak gerçekleştirilen hareket modellerini gözlemlemek, kayıt altına almak, verileri işlemek ve yorumlamak için bir dizi prosedürün tamamıdır [6].

Geçmişten günümüze, yürüyüş analizinin temel çıktıları arasında, canlı hareketini anlamak ve yürüyüşü karakterize ederek bilgi toplamak bulunmaktadır. Bu bilgiler ışığında, hareket sırasındaki bozuklukları ve fonksiyonel sınırları belirleyerek, müdahale ve rehabilitasyon prosedürlerinin daha iyi sonuçlar vermesini sağlamaktır. Sonraki adımda, yürüyüş mekaniğinin analizi ile hastalık etkenlerinin ve mobilite kısıtlamalarının etkilerini yorumluyarak yürüyüş sisteminin biyomekanik analizlerini depolama ve anlamlandırma süreci olarak tanımlanabilir [7,8].

Yürüyüşü kontrol eden sistemlerden birindeki spesifik bozulmaların nedenlerini ve etkilerini anlamak zor olabilir, örneğin, sinir sistemindeki bozulmalar diğer yapılar

tarafından kısmen telafi edilebilir ve klinik yürüyüş analizi tarafından değerlendirildiğinde yeni adaptasyonlar, değişikliklere yol açarak analiz sonuçlarını etkileyebilir [9].

Literatürde iki farklı yaklaşım ile yürüyüş analizi sonuçları görmek mümkündür. Bunlardan ilki neden ve sonuç (yukarıdan aşağıya) ilişkine bağlı olarak analiz yapar, ikincisi ise ters dinamik yaklaşımdır (aşağıdan yukarıya). Bu tezde ikinci yaklaşım olan ters dinamik yaklaşım modellemesi ile analizler gerçekleştirilecektir.

Bu yaklaşımda, yürüyüşün analizi aşağıdan yukarıya doğru kontrol edilir. İlk olarak, yürüyüşü analiz edilecek bireyin, eklem açıları, yer tepki kuvveti ve bu gibi verileri yürüyüş analiz sistemleri ile toplanır. Bu sistemler, giyilebilir sensörler, görüntü işleme cihazları, kuvvet plakaları veya bunların tamamının birleşimi olabilir. Sonrasında, etkileşime giren sistemler arasaında iletilen veri demetleri eklemler ve kaslar olmak üzere bunlara bağlı olarak oluşan tepki kuvveti hesaplamalarini analiz etmek için matematiksel denklemler kullanılır [10].

Bütün bu parametreler dikkate alındığında, bireylerin yürüyüş döngülerini analiz edecek akıllı sistemler oluşturmak mümkündür. Rehabilitasyon prosedürlerini, sonuçların değerlendirilmesi ve iyileşme sürecinin takibi yine oluşturulacak sistemler ile netlik kazanacaktır.

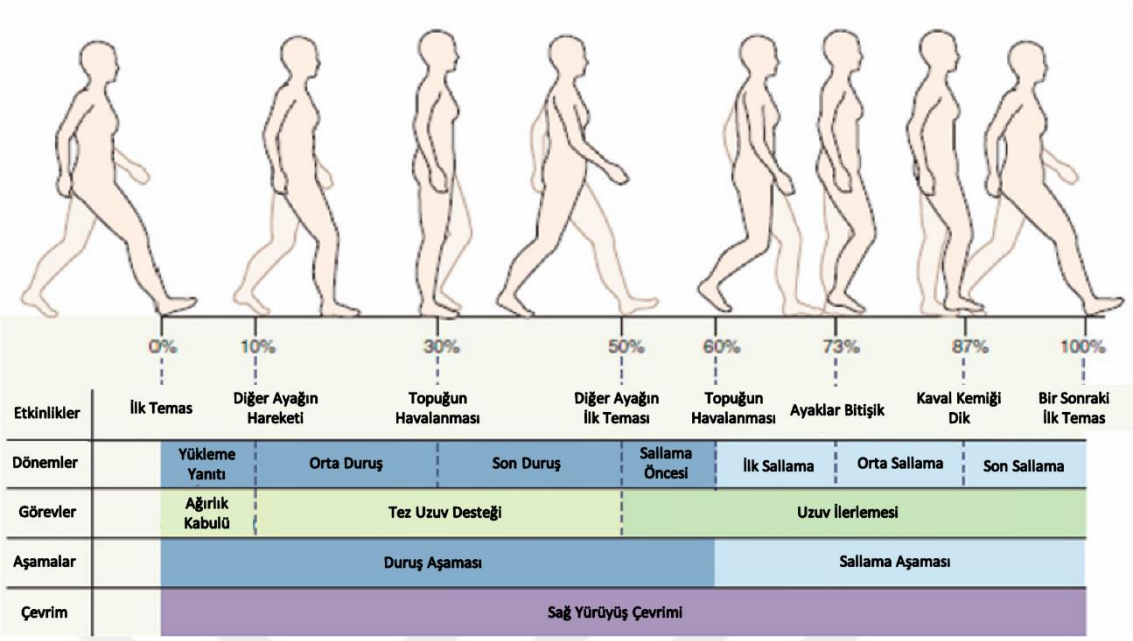
1.3.2 Yürüyüş Döngüsü

Bir ayağın yer ile temasından bir sonraki temasına kadar olan tüm hareketlerin bütününe yürüyüş döngüsü denmektedir [6]. Literatürde genellikle yürüyüş döngüsü iki döneme ayrılır:

- Ayağın yerle temas ettiği ayakta duruş periyodu,
- Aynı ayağın havada geçirdiği süredeki salınım periyodu.

Ayakta durma pozisyonunda, tek ayağın yerde olduğu (tek destek) durumda ve iki ayağında yerde olduğu çift destek durumu olarak adlandırılan iki ayağın yerle temas halinde olduğu zaman döngüsü durumu vardır.

Daha sonra bu aşamalar ayrı bölgelere ayrılarak incelenebilir. Bahsi geçen yürüyüş aşamaları Şekil 1.1'de gösterilmiş ve anlamlandırılmıştır.



Şekil 1.1: Yürüyüş Mekanizması Döngü Aşamaları [11]

Aşağıda açıklanan döngü durumları, yürüyüşün üzerinde çalışmak için gerekli olan verileri hangi aşamalarda aldığımızı göstermektedir. Analiz etmek için kullanılan bu döngü durumları ve gözlemler gereken önemli parametreleri ortaya koyar. Yürüyüş evreleri, yaygın olarak yürüyüşün mekânsal ve zamansal parametreleri olmak üzere farklı ölçülerle değerlendirilir.

I. **İlk Temas:** İlk temas, topuğun zeminle ilk temasını yaptığı aşamadır. Duruş döneminin başlangıcı ve ilk çifte destek döneminin ilk bölümüdür.

II. **Yükleme Yanıtı:** Çift destek periyodunun başlangıcıdır. Bu aşamada ağırlık kuvvet olarak zemine aktarılır.

III. **Orta Duruş:** Tek bacak döneminin ilk kısmıdır. Bu aşamanın sonu, vadinin ortaya çıkması veya dikey zemin reaksiyon kuvvetinin yerel minimumu ile ayırt edilir.

IV. **Son Duruş:** Tek bacak destek periyodunun ikinci kısmıdır. Ağırlık merkezi en yüksek noktasından "düşer" ve potansiyel enerji kinetik enerjiye geçer.

V. **Ön Salınım:** Bu aşamada son duruş, ayakta yerde olarak desteği oluşturur ve ikinci yükleme dönemidir. Dikey zemin reaksiyon kuvveti açısından, ikinci yükleme zirvesinin oluşumuna sebep olmaktadır.

VI. **İlk Sallanma:** Ayağın yerden ayrıldığı ve tüm bacağı esnettiği sallanma

periyodunun ilk kısmıdır.

VII. **Orta Sallanma:** Karşı bacağın, küçük bir destek tabanı ile tek bacakta olduğu sallanma periyodunun ikinci kısmıdır.

VIII. **Son Sallanma:** Döngünün üçüncü ve son kısmıdır. Ayak tekrar ilk temas aşamasına girdiğinde sona erer.

Yürüyüş hızı, adım büyüklüğünün, yere farklı zamanlarda değen ayaklar arasındaki zaman farkı gibi farklı parametrelerin bir araya gelmesi ile oluşur. Tablo 1.1'de yürüyüş anındaki mekâna ve uzaya parametreleri açıklanmaktadır. Alt ekstremite eklemleriyle ilgili başka yürüme parametreleri de vardır, bazıları doğrudan kişinin yaşına, cinsiyetine, yürünen yüzeye hatta duygulara dahi bağlı olabilir.

Tablo 1.1: Mekâna & Uzaya Bağlı Parametreler [6]

Parametreler	**Tanım**
Adım Uzunluğu	Ayağın temas noktası ile karşı ayağın ilk temas noktası arasındaki mesafe
Adım Genişliği	Her iki ayak yerle temas halindeyken ayakların merkezleri arasındaki mesafe
Döngü Uzunluğu	Aynı ayağın ardışık yer temasları arasındaki mesafe
Adım Süresi	Bir bacağın ayak teması ile aynı bacağın sonraki ayak teması arasında geçen süre
Kadans	Mesafenin zamana göre değişim oranı
Yürüme Hızı	Zamana göre mesafedeki değişim oranı olarak tanımlanır (hız = mesafe/zaman)

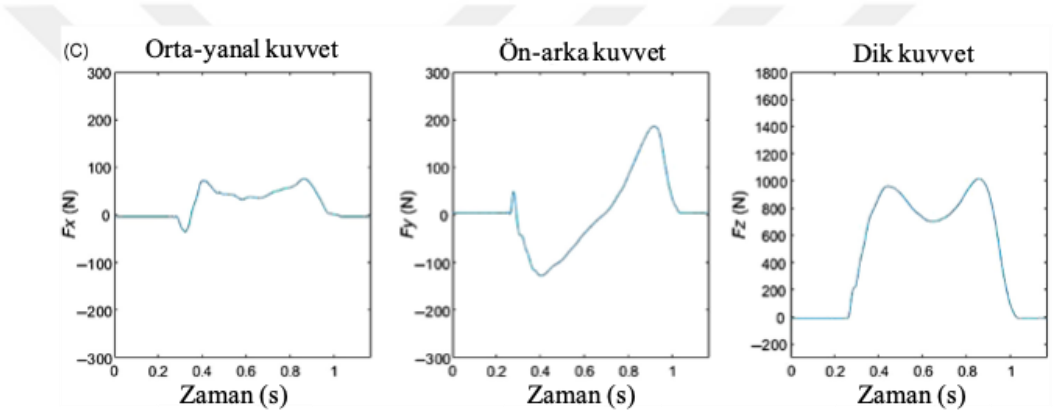
Bu çalışmada, özel sensörler kullanacaktır. Kişinin ağırlığı sonucu, yerin tepkisi ve sensörler üzerine uygulanan basınç takip edilecek ve analizi yapılacaktır.

1.4 Yerin Tepki Kuvveti & Yürüme Döngüsü

Newton'un üçüncü yasasına göre, herhangi bir kuvvetin tepkimesi sonucu eşit kuvvette

ters yönde bir kuvvet oluşur. Yerin tepki kuvveti, vücut kütlesinin ayaklar üzerinden yere bir kuvvet uygulaması ve yerin de ters yönde bir kuvvet uygulaması sonucu oluşmaktadır. Örnek olarak, ayakta duran bir canlı için yer canlının kütlesi ile eşdeğer bir kuvveti, yere dik olarak canlı üzerine uygular. Lakin, yürüyüş esnasında yerin tepki kuvveti ivme altında değişerek farklı parametrelere bölünür.

- İki yatay bileşen, sürtünmeden dolayı ayak tabanı ve yer arasında oluşur, ayrıca kesme kuvveti olarak adlandırılır. İleri doğru ve geriye doğru ayak üzerinde etkileri vardır (F_x). Ayak sürtünme haricinde yatay kuvvetlere de maruz kalmaktadır (F_y).
- Yere dik, dikey bileşen (F_z) yerin tepki kuvvetidir.



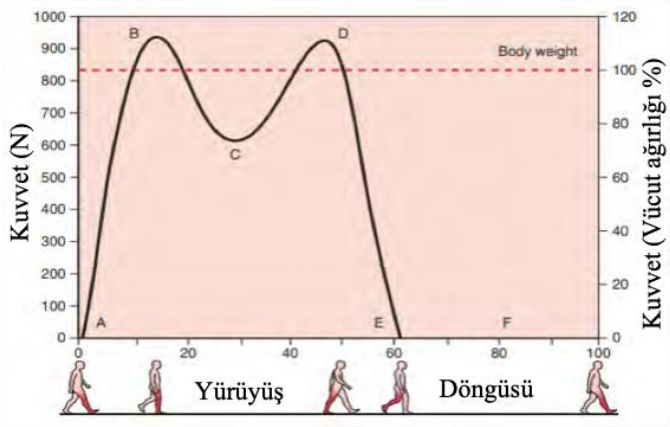
Şekil 1.2: Yerin Tepki Kuvvetlerinin Ayak Üzerinde Etkisi [6]

Şekil 1.2'de görüldüğü üzere yataydaki kuvvetlerin niceliği, dikey olan kuvvetlerin niceliğinden 10 kat daha küçüktür. Lakin, bu tezde yatay kuvvetler göz ardı edilerek sadece dikey kuvvet üzerinden analiz çalışması yapılacaktır.

Dikey kuvveti, yürüme döngüsüne bağlı bir değişken olarak tanımlarsak altı farklı adımda tanımlayabiliriz. Bunlar Şekil 1.3'de verilmiş ve şekil altında açıklanmıştır. Yürüyüş esnasında oluşan bu döngünün analizi taban altına yerleştirilecek dikey basınç sensörleri ile takip edilebilmektedir. Bu takip sırasında kişinin kütlesi maksimum tepe noktalarını ve minimum noktaları etkilemekle birlikte literatürde ortalama yaklaşım yapılmıştır.

A. Çift destek sırasında, ağırlık kontralateral uzuvdan aktarılırken kuvvet artar.
B. Kuvvet, ilk duruşta vücut ağırlığının üzerine çıkar.
C. Kuvvet, orta duruş sırasında vücut ağırlığının altına düşer.

D. Kuvvet, son duruşta tekrar vücut ağırlığının üzerine çıkar.
E. Son çift destek sırasında, ağırlık kontralateral uzva aktarılırken kuvvet düşer.
F. Salınım aşamasında ayak yerden kesilir, bu nedenle YTK yoktur.



Şekil 1.3: Dikey Kuvvetin Yürüme Döngüsüne Bağlı Değişkenleri [12]

Literatüre bakıldığında, Giakas ve arkadaşları, yerin tepki kuvvetinin kritik noktalardaki değerlerini (B, C, D) vücut ağırlığı yüzdesi olarak ortalama değerlerde ölçtükten sonra standart sapmasını almışlardır. Yürüme döngüsündeki değişikliklere bağlı olarak normatif aralıklarla verileri analiz etmiş ve literatüre sunmuştur [13].

Tablo 1.2: Kritik Noktalar için Normatif Aralıklar [13]

Kuvvet(F)	**Ortalama**	**Zaman Değişkeni**	**Ortalama**
F(B)	117 ± 9	T(B)	23 ± 2
F(C)	75 ± 6	T(C)	48 ± 3
F(D)	109 ± 5	T(D)	76 ± 2

Bu değerlere göre, sensörlerden alınacak verilerin hangi referans değerleri arasında olması gerektiği anlaşılır. Diğer değişkenlerin, sensör sisteminin, ölçüm sisteminin, analiz ve veri işleme sistemlerinin düzgün ve kararlı çalıştığından emin olmalıyız.

Bunlar göz önüne alındığında, tasarımı ve üretimi yapılacak sistemin doğru aralıklarda çalıştığını ve kalıtsal değişkenlere bağlılık göstermeden (yaş, ayak açıklığı, cinsiyet) analiz yaptığını kanıtlamalıyız. Bununla alakalı nitel deneyler ve çalışmalar sonraki

bölümlerde açıklanacaktır.

Ayak tabanı altındaki kuvvet dağılımını anlatacağımız bu bölümde, kuvvet dağılımının yürüyüş döngüsüne etkisi ayrıca bahsedilecektir. Örnek vermek gerekirse, topuk kısmında oluşan kuvvet dağılımı, topuğun yere basma hızı, bacak uzunluğu, topuk altındaki tabanlığın kalınlığı, yaş ve cinsiyet gibi parametrelere bağlı olarak değişmektedir. Düz taban, çukur taban ya da normal taban türleri içinde bu dağılım değişmektedir.



Şekil 1.4: Normal Tabana Sahip Bireyin Basınç Haritası [12]

Bu tezde düz taban ve normal taban karşılaştırmasına yer verilmiştir. Ayrıca geri kalan teoriler normal tabana sahip bireyler için anlatılmış ve anlatılacaktır. Şekil 1.4'de normal bir tabana sahip bireyin, yürüyüş döngüsünde tabanında oluşan basınç dağılımı gösterilmektedir. Bu analizler yapılırken mutlaka kas gruplarındaki aktivite takip edilmiştir. Fakat, bu tezde biyolojik etmenler daha önce belirtildiği gibi hesaplara katılmayacaktır.

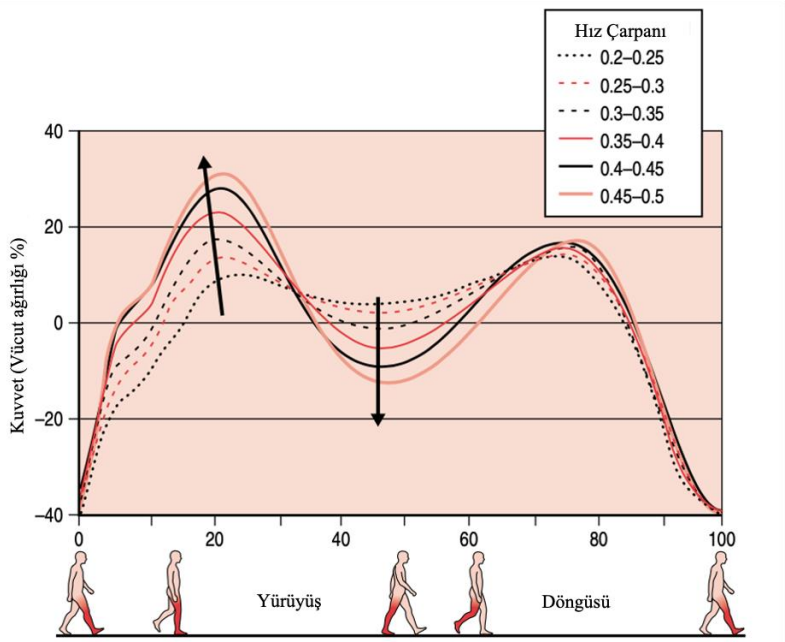
Şekilde renk yoğunluğunun değişmesi kuvvet merkezini görmemize olanak sağlayarak ölçüm yapılması gereken noktaları çıkarmamıza yardımcı olacaktır. Basınç merkezlerini ve yürüyüş döngüsündeki problemleri anlattığımıza göre bu ölçümlerin nasıl sistemler ile toplandığını anlamamız sensör sisteminin doğruluğu açısından uygun olacaktır.

1.5 Yürüyüş Ölçümlerinde Değişkenlik

Normal bir bireyin ayak tabanı analizinde dikkate alınacak faktörler arasında birçok parametre olsa da bu tez nezdinde bakılacak parametreler olarak ölçüm yapılacak bireylerin ayak tabanlarının düz taban, çukur taban ve normal tabanlardan hangisine sahip

olduğu, ağırlığı, adımlama hızı ve bağlı olarak yaşı olarak sıralanmaktadır.

Yürüyüş hızı, ayak tabanının yer ile buluşma süresine etki ettiğinden direkt olarak sistemin vereceği cevapları değiştirecektir. Literatürde bununla alakalı veriler Şekil 1.5'te gösterildiği gibidir.



Şekil 1.5: Normal Yürüyüş Hızında Yük Dağılımı [12]

Ayrıca tepe plantar basınçları, özellikle topuk, 1. metatars, lateral ön ayak ve halluks altında, genellikle yürüme hızı ile artar. Öte yandan, basınç lateral orta ayağın altına düşer ve yüklemenin mediale kayma eğilimi vardır [14].

Bireylerin yürüme hızını etkileyen faktör olarak belirttiğimiz yaş, bireyin yaşı arttıkça ortalama yürüme hızının azaldığını gösterir. Ayrıca kişinin mental durumu yürüme hızını etkilemektedir. Sloman ve arkadaşları depresyondaki insanların YTK profillerinde daha az belirgin bir M şekline sahip olduğunu ölçtüklerinden, ruh halinin yalnızca yürüme hızını etkilemekle kalmayıp aynı zamanda YTK'de dalgalanmalar ürettiğini bulmuşlardır. Bunun nedeni, yürüyüş sırasında bireylerin ruh halinin direkt olarak sinirler vasıtasıyla yürüyüş sırasındaki ivmelenme hareketlerine etki etmesidir [15].

Bireysel faktörleri dışarıda bıraktığımızda bu tez nezdinde önemli olan konu sensör sisteminin hangi parametreler tarafından etkilendiğini anlamak ve daha kesin sonuçlar ortaya koyan sensör sistemleri üretmektir.

1.6 Kullanılan Sensörlerin Karakteristiği

Geçmişteki çalışmalara bakıldığında, yürüyüş analizi sistemlerinin birçok parametreye bağlı olduğu görülür. Bu parametreler kullanılacak sensörlerde etkili olmakla birlikte sensörün kendi karakteristik özellikleri aynı şekilde ölçümlerde farklı sonuçlar alınmasına neden olabilir. Tablo 1.3'te bazı sensör karakteristik özellikleri belirtilmiştir.

Tablo 1.3: Sensör Karakterizasyon Parametreleri

Parametre	Tanım
Kesinlik	Bilinen basınç ile sensör tarafından ölçülen değerin, sensörün kalibre edilmiş aralığının yüzdesi olarak ifade edilen maksimum fark
Doğrusallık	Tek bir değer için sensör okumaları arasındaki maksimum tutarsızlık Doğrusal Regresyon- Tutarsızlık
Histerezis	Yükleme sırasında ölçülen basınç ile yükün uzaklaştırılması sırasında ölçülen basınç arasındaki fark
Sürünme-Sürüklenme	Sabit bir yük uygulandığında sensör okumasının zamanla kademeli olarak değişme eğilim
Dinamik Yanıt	Sensörün, yüklemedeki hızlı değişikliklere yanıt verme yeteneği
Sıcaklık	Sıcaklığın sensörün tepkisi üzerindeki etkisi
Sinyal Gürültüsü	Sensöre uygulanan yükün etkisi, ona bitişik olanlardan gelen okumaları etkilemesi
Eğrilik Katsayıları	Sensörlerin bükülmesinin ölçümlere etkisi (Esneklik)

Bu özellikler, dayandıkları teknolojiye bağlı olarak sensörleri farklı şekilde etkiler. Uygun sensör karakterizasyonu, sensör sistemlerinden doğan hataların rastgele ve sistematik olsalar dahi en aza indirmenin anahtarıdır.

Bu tezde kullanılacak sensör sistemi piezodirençli sensörlerden oluşan bir haritalama matrisi kullanacaktır. Sonraki bölümlerde hem sensör karakterizasyonu hem de sensörde kullanılan teknolojiler daha ayrıntılı olarak açıklanacaktır.

1.7 Yürüyüş İzleme Sistemlerinin Sınıflandırılması

Bu başlık altında, yürüyüş analiz sistemleri (YAS) ile ilgili literatürde yer etmiş çalışmaların bir kısmı sunulmaktadır. Literatürdeki araştırmalar ve ticari sistemler ilk olarak yer tepki kuvveti (YTK) ve plantar basınç dağılımı (PBD) izleme sistemlerine odaklanmaktadır. Sonrasında, yürüyüş analiz sistemleri kategorize edilerek anlatılır ve mevcut yaklaşımların iyi ve kötü olduğu alanlar bahsedilir.

Yürüyüş sistemleri incelenirken, iki ana kısma ayrılarak yürüyüşle ilgili literatür sunulmaktadır. İlk kısım da giyilebilir YAS'nin geliştirilmesinden bahsedilmiştir. Sonrasında ticari sistem örnekleri sunulur ve sensör konfigürasyonları, karakterizasyonu ve kalibrasyonuna odaklanarak, akademik sistemler ayrıntılı şekilde anlatılır. Devamında yürüyüş analizinin uygulamalarından bahsedilmiştir. Analizi yapmak için gereken sensör verileri ve yürüyüşü analiz etme metodolojisi anlatılmıştır.

Yürüyüş analizi sistemlerinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bu teknikler sıralanırsa; görüntü işleme üzerine kurulan hareket yakalama kameraları, durağan sistemlere örnek olarak atalet sistemleri, elektrogonyometreler, basınç matları, ayakkabı içi kuvvet/basınç sensörleri, kuvvet plakası mekanizmaları, elektromiyografi gibi tekniklerle modern [16] teknolojiyi kullanır. Bunların arasından en çok üç tip sistem göze çarpmaktadır.

Bu sistemler; Platform sistemler (kuvvet plakaları ve basınç matları), görüntü işleme sistemleri ve giyilebilir sistemler (giyilebilir sensörler ve atalet sistemleri) olarak ortaya çıkmaktadır.

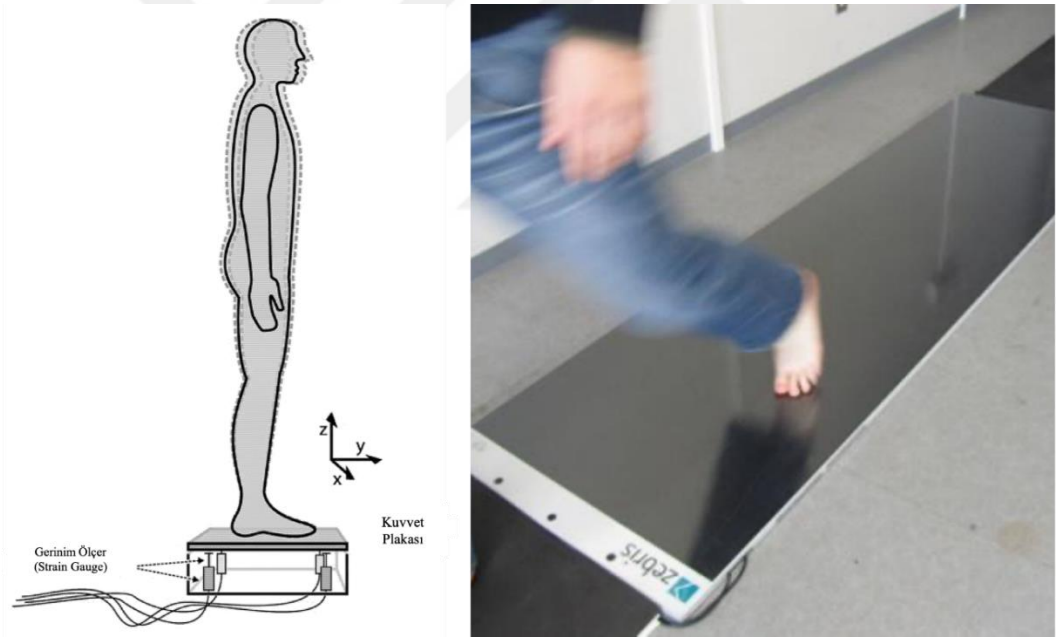
1.7.1 Kuvvet Plakaları & Basınç Matları

Platform sistemleri genelde iki tiptir. Sabit sistemler ile kuvvet yakalama sistemleri ve mobilize edilmiş kuvvet ve basınç algılama sistemleri olarak ikiye ayrılır.

Kuvvet plakaları, yürüyüş analizinde kullanılan bir araçtır ve her bir köşeye bağlı yük ölçmeye yarıyan hücreleri olan metal plakalar kullanarak çalışır. Kullanılan mekanizma,

kullanıcının yürümesinden kaynaklanan kuvvetin dik bileşenini analiz etmek için yararlıdır. Kuvvet plakası kullanılan sistemler, zemin üzerinde oluşan tepki kuvvetinin farklı 3 bileşenini ölçebilir ve doğru sonuçlar verir. Bu ölçümler, yürüyüş sırasında ayak basış kuvvetleri ve diğer dinamik değişkenleri analiz etmek için kullanılır. Kuvvet plakaları zeminde sabit bir konuma sahip olduklarından, yürüyüş sırasında kullanıcının basınç merkezi hesaplaması görece kolaydır [16].

Kuvvet plakalarının avantajı, patolojik yer tepki kuvvetinin modelini çıkarmak için tek başına kullanılabilmeleridir. Lakin, tek başına kuvvet plakasından alınan veri genelde yetersiz gelmektedir. Bu nedenle kuvvet plakalarından alinan veriler ayrıca eklem kinematiği denklemleri ve verileri ile birleştirilir. Maliyet açısından bu plakalar pahalı olup sürekli olarak sabit kalmaları gerekmektedir. Bu nedenle biyomekanik laboratuvarlarında kullanımı azalmaktadır.



Şekil 1.6: Kuvvet Plakası Sistemi & Basınç Matı [17]

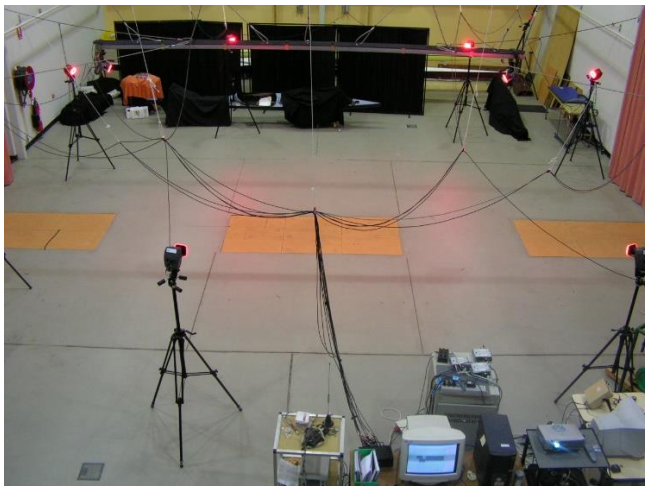
Basınç matları, kuvvet veya basınç sensörlerine sahip sistem bütünlüğüne sahip paspaslardır. Basınç matları sistemleri mekanik yapı olarak kuvvet plaka sistemleri ile benzerlikleri bulunur. Maliyet bakımından basınç matlarından ucuzdur ve kuvvet plakaları kadar hassas ölçüm verileri elde edilemez. Basınç matları genel olarak yerin tepki kuvvetinin yalnızca tek bileşeni ölçer bu bileşende dikey tepki kuvvetidir. Matın

kuvvet ölçüm hassasiyeti ve aralığı kullanılan sensörlerin teknolojisi ile sınırlandırılmıştır. Paspasın geometrisi genelde kara ya da dikdörtgen olarak tasarlanmaktadır. Matın uzunluğu yürüyüş döngüsünü ölçmek için bir metreden daha az (bir adım ölçmek için) veya birkaç metre arasında farklı boyutlara sahip olabilir.

Bu sistemler, görece düşük maliyetle ve daha düşük hassasiyete sahip olmasına rağmen kuvvet plakalarından daha iyi mobil etkinlik sağlar. Lakin bu sistemler ayağın teması ve plantar basınç dağılımı hakkında güvenli bilgiler elde edilmesine yardımcı olur.

1.7.2 Görüntü İşlemeye Dayalı Sistemler

Görüntü işlemeye dayalı sistemler günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Araştırma grupları, farklı amaçlar için farklı sistemler geliştirmektedir. Görüntü işleme sistemlerinden alınan veriler olarak, eklemlerin konumları, eklem hareket yörüngeleri, eklem açıları gibi değişkenlerdir. Yürüyüş analizi yapmak için genelde vucüt üzerine yerleştirilen işarateciler kullanılmaktadır. Yürüyüşün iki boyutlu (2B) analizi için, kullanıcının hareket düzlemine paralel kamera sistemi yeterli olmaktadır. Üç boyutlu (3B) analiz için karmaşık kamera sistemleri gerekmektedir. Ardışık olarak yürüyüşün parametreleri matematiksel verilerden yararlanılarak analiz edilir. Bu analizde sensör füzyonu ayrıca önem arz etmektedir.



Şekil 1.7: Yürüyüş Analiz Görüntü İşleme Laboratuvarı

Bu sistemlerin avantajları genellikle, diğer sistemlere göre yüksek doğrulukları ve sensör sistemlerinden aynı anda alına bilen farklı parametreleri çıkarma özellikleridir. Bununla birlikte, büyük güçle birlikte bazı kısıtlamalar gelmektedir, ekipmanın maliyeti, kontrolü

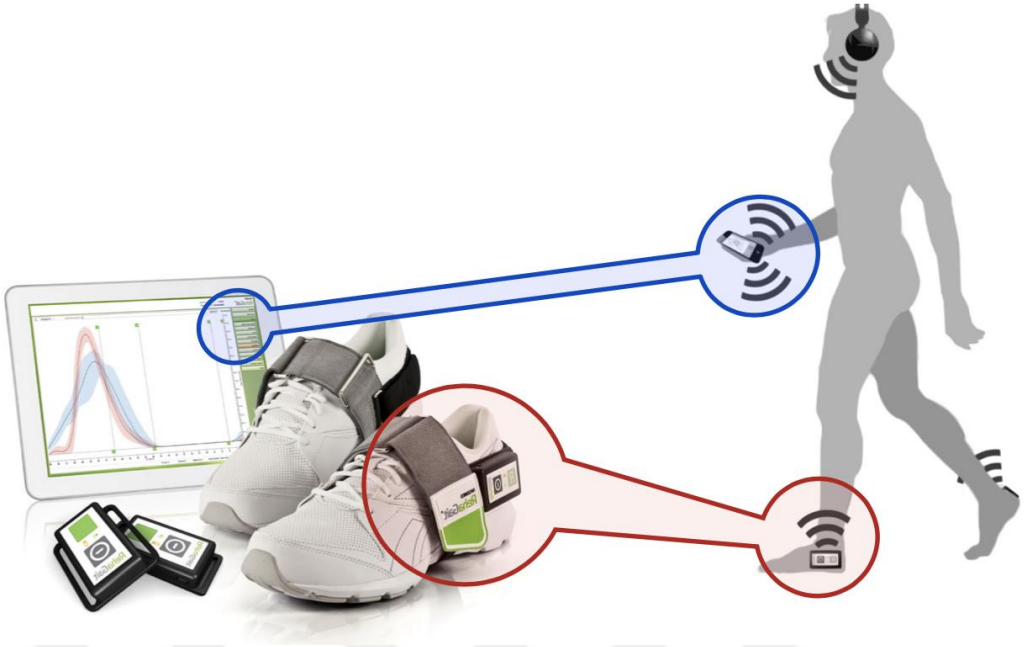
yüksek ortamlara (ışık, odak mesafesi, vb.) olan ihtiyaç, ayrıca işaretleyiciler kullanıldıysa teknisyenlerin tüm işaretleri yerleştirmek için zaman ihtiyacı ve buna rağmen, belirteçlerin kayması nedeniyle cilt artefaktları meydana gelirse ölçüm hataları meydana gelebilir. Görüntü işleme sistemleri, yürüyüş analizi için gelişmiş ve kullanılabilecek sistemlerdi. Fakat, kullanımlarını yalnızca laboratuvar ortamı ile kısıtlı kalmaktadır. Son yıllarda, görüntü işleme sistemlerindeki büyük ilerlemeler genellikle yapay zekâ öğrenimi algoritmalarındaki ilerlemeler tarafından ileri taşındı [18-21].

1.7.3 Atalet Sistemleri & Giyilebilir Sistemler

En yaygın yürüyüş izleme sistemi türü giyilebilir sensörlerdir. Araştırma gruplarının içinde kendine oldukça geniş bir yer elde eden atalet sistemleri sensörlü ayakkabılar veya tabanlık sistemleri olarak geniş bir yelpazeye sahiptir.

Atalete bağlı sistemler, yürüyüş analizi için hızlanma ve oryantasyon verilerini incelemek için farklı sistem elemanlarına (ivmeölçerleri ve jiroskopları) sahip sistemlerdir. Örneğin eklem ivmesi, eklem oryantasyonu ve eklem pozisyonu [22] ölçümleri bu sistemler ile yapılır. Giyilebilir sistemlerde kullanılacak sensörler küçük ve hafif olmalıdır ki sistemin boyutu kullanıcı için günlük hayatta rahatsız edici olmamalıdır. Rahatsız edici olabilen sensörlerin vücuda takılması gerektiğidir. Sinyal bozulması gerçekleşebilir. Bu sistemlere en büyük olumsuz etki kullanıcının cildinin kendisi tarafından yapılmaktadır. Cilde bozulmalar olması durumda sistem yanlış veri üretebilir.

Ayakkabı içi sistemler genellikle iki tipte bulunur. Kullanıcı için üretilen ayakkabıya gömülü, sensörlü tabanlıklardan oluşan sistemler birinci tip sistemler olarak literatürde bulunur. İkinci tip ise, sensör entegre edilerek ve modifiye edilmiş ayakkabılardır. Ayakkabı içi giyilebilir cihazlarda en çok kullanılan sensörler kuvvet ve basınç sensörleridir. Sensör miktarı ve sensörde kullanılan teknoloji türü sistemin özelliklerini değiştirmektedir. Sensörlü ayakkabının tasarımı ve kalibrasyonu kullanacak kişiyi etkileyebilmektedir.



Şekil 1.8: "RehaGait" (Hasomed GmbH, Magdeburg, Almanya) [23]

Sensörlü ayakkabının avantajları, tasarım ve maliyet açısından çok yönlülüğü ve günlük yaşam aktiviteleri sırasında analize olanak sağlayan mükemmel taşınabilirliğidir. Sınırlandırma olarak yere uygulanan basıncın sadece dik bileşenini kaydetmesi olarak söylenebilir. Bu durum kapsamlı analiz için birden fazla sistemin aynı anda kullanılmasına yol açar.

Yürüyüş analizi literatüründe doğru yer tepki kuvvetinin karşılaştırılması amacıyla kuvvet plakaları öndü durumunda olmuştur [24]. Görüntü işleme sistemleri kinematik ölçümlerde ve kuvvet levhaları kinetik ölçümlerde doğruluğunu kanıtlamıştır. Hem kuvvet levhaları hem de diğer sistemlerin bazı kısıtlamaları bulunmaktadır. Bu kısıtlamalar araştırma gruplarının güncel ajandasında olup bu kısıtlamaların üstesinden gelmek için çalışmalar devam etmektedir. Güncel teknolojilerin karşılaştırması Tablo 1.4'de gözlemlenebilir [22].

Tablo 1.4: Yürüyüş Analiz Sistemlerinin Karşılaştırılması

Alet	**Hareket Yakalama Sistemi**	**Kuvvet Plaka Sistemi**	**Giyilebilir Ataletsel Sensörler**	**Giyilebilir Ayakkabı**
Ölçümler	Kinematik Ölçümler	Kinetik Ölçümler	Kinematik Ölçümler	Kinetik Ölçümler
Sistem Tutarı (USD)	>$30,000	$200-$30,000	<$2000	<$3000
Pratiklik	Ön kurulum ve uzman gerekli	Ön kurulum ve uzman gerekli	Vücuda bağlı sensörler	Kolay ve kullanışlı
Doğrusallık Hassaslık	Yüksek	Yüksek	Sensör ve algoritmaya	Sensör ve algoritmaya
Hesaplama Maliyeti	Yüksek	Düşük	Düşük	Düşük
İzleme Süresi	<10 dakikadan	<10 dakikadan	>2 Saat	>2 Saat

Fark edebileceğimiz ilk şey, giyilebilir teknolojilerin, atalet ve sensörlü ayakkabılarının, sırasıyla görme sistemleri ve kuvvet plakalarının sunduğu yürüyüş parametrelerini elde etmek için kullanılabileceğidir. Sistemler arasındaki maliyet farkına bakıldığında tek bir parametre ile bunları incelemek yanlış bir yaklaşımdır. Kuvvet plakası sistemlerinin aynı hassasiyet ve doğruluğu düşük bir maliyetle ortaya koyduğu görülmektedir. Bu kıyas görüntü işleme sistemlerine göre yapılmaktadır. Maliyet önemli bir husustur, ancak bazı araştırmacılar için daha büyük önem taşıyan bir konu pratikliktir. Hem görüntü işleme sistemleri hem de kuvvet plakalarının çalışacakları çevreye önceden monte edilmiş olmaları gerekir, bu da analiz laboratuvarlarında kullanımlarını yürüyüş için kısıtlamaktadır.

Giyilebilir teknolojilerin yürüyüş mekanizmasını analiz ederek günlük hayata katkı sağladığı en önemli özelliklerden biri, yaşam aktiviteleri sırasında eş zamanlı analiz almasıdır. Bu tezinde konusu olarak sensör entegre edilmiş sistemler ve giyilebilir sistemler üzerinde odaklanarak diğer sistemler konu dışı olarak sayılacaktır.

1.8 Ticari Sistemler

Yürüyüş izleme amaçlı kullanılan giyilebilir sensörlerin geçmişi 1872'de Carlet G. tarafından geliştirilen ilk sistem ile başlamaktadır [25]. Bu sistem ile birlikte ayak ile taban arasındaki basınç değerleri elde edilmiştir. Daha sonra, 1963'te Bauman ve Brand, ayağa bağlı ince basınç dönüştürücülerini kullanarak tabansal basınç dağılımını ölçmek için bir teknik sundular. Yapılan sistem kullanıcının bel bölgesine takıldı ve daha sonra kablo ile verilerin kaydedileceği alana bağlandı [26]. Sonrasında, 90'lı yıllarda, ilk kablosuz ayakkabı tabanlık sistemleri ortaya çıkmaya başladı [27]. Sensörlü tabanlık ve ayakkabı araştırmaları ise kablosuz teknolojilerin yaygın hala gelmesi ile birlikte ivme kazanarak hızlandı. 21. yüzyıl başladığında, yürüyüş izleme için giyilebilir sensörler alanı sürekli olarak yeni çalışmalar ortaya çıkararak büyümeye devam etti. Bundan sonra, yürüme laboratuvarlarını ve spor analizlerini hedefleyen bazı yürüyüş izleme sistemlerinin ticari olarak kullanıma sunulması uzun sürmedi.

Ticari giyilebilir sistemler genellikle sensör tabanlık, kablosuz bir iletim modülü ve izleme yazılımı olarak farklı üç ana bileşenden oluşmaktadır.

Tablo 1.5'de, Plantar basınç dağılımını izlemek için piyasada satışı bulunan bazı sistemler gösterilmektedir.

Tablo 1.5: Ticari Giyilebilir Sistemlerin Karşılaştırılması

Sistem	Algılama Teknolojisi	Sensör Sayısı	Basınç Aralığı (kPa)	Veri Hızı (Hz)	İletişim
Pedar [28]	Kapasitif	85-99	15-1200	0-100	USB Bluetooth
F-Scan [29]	Dirençli	960	345-860	0-750	USB/Wi-Fi
Medilogic [30]	Dirençli	240	6-640	100-400	Wi-Fi
BioFoot [31]	Piezoelektrik	64	0-1200	50-250	Wireless

Sistem	Algılama Teknolojisi	Sensör Sayısı	Basınç Aralığı (kPa)	Veri Hızı (Hz)	İletişim
FlexinFit [32]	Dirençli	214	0-1000	25-50	Bluetooth
W-inshoe [33]	Dirençli	9	9-964	100	Bluetooth
WalkinSense [34]	Dirençli	8	*	100	Bluetooth
MoveSole [35]	Kapasitif	7	*	*	Bluetooth
Moticon [36]	Kapasitif	13	0-400	5-100	ANT
Footwork [37]	Kapasitif	80	0-1200	400	Bluetooth
Dynafoot 2 [38]	Dirençli	58	10-490	100	Bluetooth
Orpyx LogTM [39]	Dirençli	37	0-517	256	Bluetooth
Tactilus [40]	Dirençli	16	7-330	*	Bluetooth

Ticari sistemler, 25 ila 750 Hz. frekans aralığında örneklenmiş 9 ile 1000 sensör arasında değişen çeşitli sensör teknoloji türlerini kullanırlar. Çok sayıda sensör ve yüksek örnekleme oranları elbette detaylı yürüyüş analizi sunar, ancak Munoz-Organero ve arkadaşları az sayıda sensör (4 sensör) ile yürüyüş değerlendirmesinin yapılabileceğini ve böylece cihazın maliyetini azalttığını göstermişlerdir [41]. Sistemlerin verimlilikleri ve başarı oranları toplam sensör sayısı ve sensörlerin konumlandırılmasıyla doğru orantılıdır. Sistemin mükemmelleştirilmesi için çok sayıda sensör ve kayıt sistemi gerekmektedir. Bunlar göze alındığında ticari sistemlerin bazılarının 5000 Amerikan Dolar'ına kadar fiyat bazında çıktığı görülmektedir.

Ticari sistemler ayrıca günlük hayattı olumsuz etkileyebilecek özelliklere sahiptir. Günlük hayat ile birlikte sistemlerin gerek hacimsel gerekse ağırlıksal özelliklerinden dolayı doğal yürüyüş mekanizması da bozulabilmektedir. Bu ticari sistemler günlük kullanımdan çok araştırma gruplarına veri vermek üzere tasarlanmışlardır.

Geliştirilecek sistemler düşük maliyetli ve taşınabilir olmalıdır. Araştırma grupları yukarıda sayılan sebeplerden dolayı enerji açısından verimli cihazlar geliştirmeye odaklandılar. Bu sistelerin ölçüm doğruluğu yüksek ve hassas olmaları gerekiyordu.

Sensörlü ayakkabılar son kullanıcıya hitap etmesi açısından mümkün olan en düşük maliyetle piyasaya sürülmelidir. Giyilebilir sensörlü ayakkabılar laboratuvar ortamından dışarıya çıkarak gündelik hayata mümkün olduğunca karışmalıdır. Örnek verilirse, Hua ve arkadaşları [42], ayakkabı içine koyulan 2 basınç sensörü ve ivmeölçer ile birlikte düşük maliyetli giyilebilir ve düşük güç tüketimine sahip ayakkabı geliştirmişlerdir. Bu sistem gün içinde aktivite takibine yaramıştır. Ayrıca Wu ve ark. [43], aynı şekilde düşük güç tüketimine sahip günün 11 saati kayıt yapabilen bir sistem geliştirdi. Bahsedilen sistemler kablosuz sistemler olmaması nedeniyle uzun kullanım saatlerine sahiptirler.

Taşınabilirlik ve sosyal hayatta kabul görmesi sensörlü ayakkabı geliştirmenin önem arz eden değişkenlerindendir. Tasarımları üzerinde iyi bir iş çıkaran bazı çalışmalar [42–44] olup, bu cihazların günlük hayata doğal entegrasyonunu sağlayacaktır. Buna karşılık, diğer cihazlar, bazı bileşenlerin vücuda bağlanması gereken ayakkabılara [45, 46] entegre edilmesi zor olan hantal veya hacimli elektroniklerle tasarlanmıştır. Bu hacimden dolayı günlük kullanımda kullanıcı olumsuz etkilenmiştir.

Mükemmel giyilebilir cihazlar, tüm bu yönleri dikkate almalıdır. Klinik uygulamalar, güvenilir veriler üretmek için yüksek doğruluk ve hassasiyete ihtiyaç duyarlar.

1.9 Akademik Çalışmalar & Literatür Özeti

Kullanıcının klinik verilerinin analizi ve takibi için ayak ve ayağın yere uyguladığı basıncın izlenmesi ve analizi önemlidir. Günlük yaşamda plantar basınç dağılımının takibi ve bu takibe izin veren teknolojiler geliştirilmesi gerekmektedir. Araştırmacılar, son on yılda, maliyeti düşürmek ile birlikte, hassasiyet [47], enerji tüketimi [42, 43] taşınabilirliği [44] ele alan giyilebilir ayakkabı içi; nicelik, teknoloji ve sensör konumlandırması açısından değişen çok çeşitli sistemler geliştirmektedirler.

Sensörlerin miktarı ve ayakkabı içinde konumları, belli bir hastalığa veya uygulamaya göre değişebilir. Passas ve arkadaşları toplamda 4 sensör ile birlikte yürüyüş analizi yapabilen bir sistem geliştirmişlerdir [48]. Şeker hastalığının bir sonucu olarak oluşan diyabetik ayak yaralarıda aynı şekilde izlenebilmektedir. Nöropati hastalarında, yüksek basıncın neden olduğu yara oluşumunu önlemek amacıyla toplamda 3 farklı bölgenin basınç değerleri izlenmiştir. Bunlar topuk, ayak parmağı ve metatars başlarıdır [49].

Ayrıca biri birinci metatars başında ve diğeri dış orta ayak bölgesinde olmak üzere iki kuvvet sensörü ile Munoz-Organero ve arkadaşları tarafından inme sonrası hastaları izlemek için yürüme değişkenliği ölçülmüştür [41]. Diz ağrıları çeken hastaların, ayak basınç haritalarini çıkarmak için sekiz farklı sensör kullanıldı [50]. Topuk, metatarslar ve ayak parmakları, hemen hemen her uygulama tarafından izlenen yaygın algılama bölgeleridir. Claverie ve araştırma grubu on-iki farklı noktayı inceleyerek optimal basınç haritası bölgelendirmesi yaptı [51]. Diğer uygulamalar aynı şekilde literatürde bulunmaktadır.

Ayakkabı içi kuvvet/basınç sensörleri, diğer algılama teknolojileri türlerinin yanı sıra kapasitif [52, 53], piezoelektrik [44, 54] ve optik olabilmektedir [45, 55]. Plantar basınç dağılımı izlemede en çok kullanılan sensör sistemlerindendir [42, 46, 56]. Kuvvet algılama dirençleri (KAD) maliyet bakımından en etkin çözümdür. KAD'lar üzerlerine bir dış kuvvet uygulandığında direnç değişir. Direnç değişiminin lineer olmadığını belirtmekte birlikte karakteristik özelliklerinden faydalanarak lineer bölgede çalıştırılır. Direnç değişikliklerini mikto denetleyicinin okuyabileceği bir değişkene dönüştürmek için sinyalın analizi gerekmektedır. Abdelhady ve diğerleri, KAD'lerin yanıtını lineerleştirmek için bir trans frekans koşullandırma devresi kullandı [46], ancak devre 15 V ile beslenir ve bu da yürüyüşün doğallığını etkileyen hacimli elektroniklerle sonuçlanır.

Tablo 1.6: Ayak Tabanına Uygulanan Basıncın Takip Yerine Yönelik Çalışmalar

Yıl	Algılama Teknolojisi	Sensör Sayısı	İlgili Plantar Bölge	Veri Aktarımı
1983	Piezodirençli	6 [57]	Topuk, Baş Parmak, 2. ve 5. MTH	Kablolu
2000	Piezodirençli	3 [58]	Topuk, 1. ve 3. MTH veya 2. ve 4.MTH	Kablolu
2001	Piezodirençli	4 [59]	Topuk, 1. 3. ve 5. MTH;	Kablolu
2003	Piezoelektrik	4 [60]	Topuk, Baş Parmak, 1. ve 5. MTH	Kablolu
2010	Piezodirençli	6 [61]	Topuk, 1. ve 3. MTH	Bluetooth
2011	Piezodirençli	16 [62]	Topuk, Parmaklar, Ön Ayak, Orta Taban	Bluetooth
2011	Piezodirençli	7 [63]	Topuk, Baş Parmak, 1. MTH, Orta ve Yan Ayak	Kablosuz
2012	Piezodirençli	5 [64]	Topuk, Baş Parmak, 1. 2. ve 5. MTH	Kablolu
2012	Piezodirençli	48 [65]	Tabanlığa Eşitçe Dağıtılmış	Bluetooth
2012	Kapasitif	4 [66]	Topuk, Baş Parmak, 1. ve 2. MTH	Kablosuz (XBee)
2014	Piezodirençli	3 [67]	Topuk, 1. ve 5. MTH	Wireless
2015	Piezodirençli	6 [68]	Topuk, Baş Parmak, Orta ve Yan Ayak	Bluetooth
2015	Kapasitif	32 [69]	Tabanlığa Eşitçe Dağıtılmış	Bluetooth
2015	Kapasitif	24 [70]	Topuk, Ön Ayak MTH	Bluetooth

2016	Piezodirençli	6 [71]	Topuk, Baş Parmak, Orta ve Yan Ayak	Kablolu
2016	Piezoelektrik	3 [72]	Topuk, Orta ve 1. ve 3. MTH	Kablolu
2016	Piezoelektrik	4 [73]	1. ve 2. MTH	Bluetooth
2017	Piezodirençli	5 [74]	Topuk, Baş Parmak, 1. ve 4. MTH, Orta Ayak	Bluetooth
2017	Piezoelektrik	8 [75]	Topuk, Baş Parmak, 1. ve 5. MTH	Kablolu
2018	Piezodirençli	8 [76]	Topuk, Baş Parmak, 1. ve 3. MTH	Kablolu
2019	Piezodirençli	5 [77]	Topuk, Baş Parmak, Orta Ayak	Bluetooth (ESP32)
2019	Piezodirençli	3 [78]	Topuk, Baş Parmak ve Orta Ayak	DAQ Kablolu
2020	Piezodirençli	2 [79]	Topuk	DAQ Kablolu
2022	**Piezodirençli**	**6**	**Topuk, Baş Parmak, Orta Ayak, 1. 3. ve 5. MTH**	**Bluetooth (*)**

(*) Tabloya son eklenen veri bu tezdeki çalışmadır.

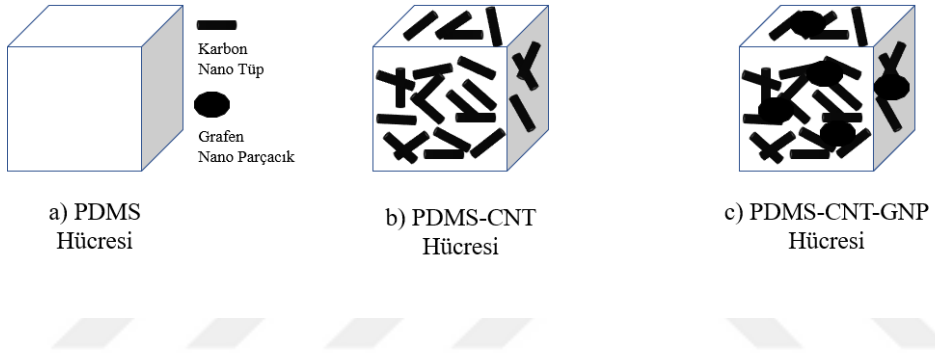
Sensörün malzemelerinin nitel analizi, karakterizasyonu ve nadiren bahsedilen kalibrasyonu önemlidir. Sensör karakterizasyonu bahsi geçtiğinde sonuçlar belirsizdir. Lin ve arkadaşları [44] piezodirenç sensörlü tabanlık geliştirdi. Literatürde basınç sensörlerine ait kalibrasyon verisi oldukça azdır. Abdelhady ve araştırma grubu bu kalibrasyon verisini elde etmek için [46] 0,1 ila 10 kilogram arasında ağırlıklar ile testler yapmıştır. Fakat, iç tabanlarının üzerindeki sensörlere karakterizasyon yapılıp yapılmadığını belirtilmemiştir. Bamberg tarafından ayakkabının dışındaki yük hücreleri ile bireysel sensör kalibrasyonu rapor edilmiştir [56]. Orlin ve McPoil, üretilen tabanlıkların kalibrasyonunu yapmak için kalibrasyon tekniğini literatüre sunmuşlardır [24]. Bu teknik, bilinen basınç seviyelerine uygun hava kesesi sistemini uygulamaktan

ibarettir. Yapılan sistemin sensör matrisi için etkin bir kalibrasyon eğrisi oluşturmaya izin verdiğinden bahsetmişlerdir. Ayrıca, herhangi bir ayakkabı üzerinde kullanılmak üzere tasarlanmış algılama tabanlık sistemlerinin [44, 46, 56], taban kabartmasından dolayı her ayakkabının doğal PBD'yi değiştirdiğini düşünmemektedirler. Hastalar arasında kantitatif PBD karşılaştırmasının gerekli olduğu uygulamalarda, sonuçlar esas olarak iki faktörden etkilenecektir: birincisi, farklı ayakkabılarda sensör tabanlık kullanıldığında, bireylerin doğal PBD'si, ayakkabılarındaki kabartmalardan etkilenecek ve nesnel karşılaştırmayı devre dışı bırakacaktır. Ölçümler arasında ve ikinci olarak, her ayakkabının taban malzemesi, kabartması ve kalınlığı farklı olduğundan, YTK ölçümlerinin doğruluğu ve değişkenliği etkilenecektir.

Bu tezde kullanılacak sistem değişkenlerden minimum seviyede etkilenecek şekilde tasarlandı. Deneyler tek bir düz tabanlık ve düz tabanlı ayakkabı seçilerek yapıldı. Ortopedik özelliği olduğu belirtilen sistemlerden uzak duruldu. Üretilen sensörlerin karakterizasyon verileri ilerleyen bölümlerde ayrıca sunuldu.

2. MATERYAL & YÖNTEM

Bu bölümde, piezoelektrik basınç etkileşimlerinin teorik olarak nasıl ortaya çıktığı anlatılacaktır. Piezodirençli sensörlerin nasıl çalıştığı ve bu sensörlerde kullanılan malzemelerin üretim metotları ile birlikte karakteristik özellikleri açıklanacaktır. Kullanılacak basınç sensörünün literatürdeki akranları ve çalışan gruplardan bahsedilmiş ve günümüze kadar üretilen sensörler karşılaştırılarak, bizim kullanacağımız malzemelerin birbiri ile olan etkileşimi, bu etkileşimin sensörü nasıl değiştireceği anlatılacaktır.



Şekil 2.1: Hedeflenen Nanokompozit Yapısı

2.1 Piezodirenç Etkisi

Piezodirenç kavramının keşfi 1856 yılına kadar uzanır ve Lord Kelvin'e atfedilir (Sir William Thomson, Belfast, 1824–1907) [80, 81]. 1954'te silikon ve germanyumda piezodirenç etkisinin keşfedilmesiyle piezodirençli cihazların geliştirilmesinde ileriye doğru bir adım atılmıştır. Entegre devre teknolojisinin katkısı ile 1950'lerin sonlarında ilk nesil ticari silikon gerinim sensörleri ve gerinim ölçerler ortaya çıkmıştır [82, 83].

İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra, bu tür cihazların benimsenmesi, robotik gibi gelişmekte olan alanlarda, dokunsal sensörlerin ilk örnekleriyle, çeşitli gereksinimlere uyan yeni malzeme sınıflarının doğuşunu destekleyen yeni senaryolar ortaya çıkarmaya başladı ki örnek olarak yüksek sıcaklığa dayanıklı silisyum karbür entegre edilen cihazlar gösterilebilmiştir [84–86].

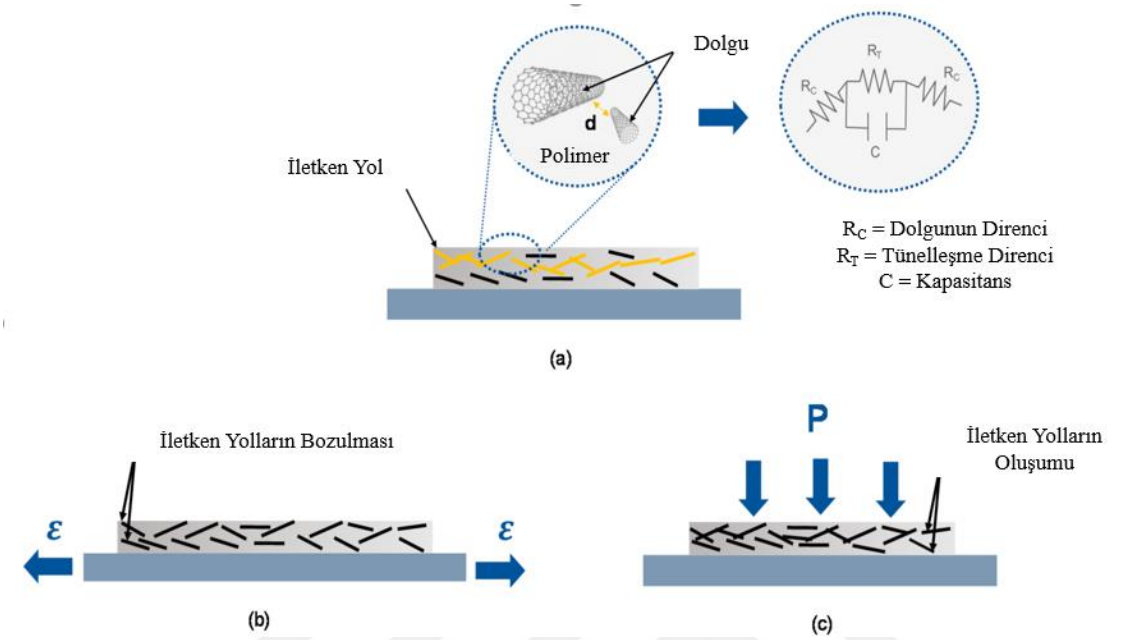
Piezodirenç etkisi enerji iletimi fenomeni yönünden piezoelektrikten doğası gereği farklı olmasına rağmen, piezoelektrik etkiye benzer şekilde ortaya çıkmıştır. Tanımlayacağımız sensörlerin elektriksel doğasına ve "piezodirençli" kelimesinin etimolojik anlamına atıfta bulunarak, böyle bir etkinin bir elektrik iletkeninin ($R=\rho.l/A$) direncinde "R" değişiklik içerdiğini iddia edebiliriz. Burada ρ (Ω.cm) malzeme özdirencidir, "l" iletken uzunluğu ve "A" enine kesit alanıdır. Bununla birlikte bazı malzemelerde piezodirenç etkisinin eşit derecede önemli bir kısmı, özdirençteki değişimden kaynaklanmaktadır [82–87]. Önemli çalışmalar, enerji bandı teorisinden yararlanan yarı iletken malzemelere odaklanırken, yalıtkan bir matris içinde dağılmış iletken parçacıklardan oluşan yeni bir kompozit sınıfı üzerinde araştırmalar başlamıştır ki bizimde üzerinde duracağımız alan bu olacaktır [88, 89].

Tablo 2.1: Basınç sensörü Çalışmaları [90]

Algılama Katmanı	Elektrot Malzemesi	CNT Konsantrasyonu	Basınç Aralığı	Sensor Mimarisi Çalışma Şekli
PDMS-CNT	ITO	%7 Ağırlıkça	0-3.5 kPa	Paralel Elektrot Piezodirençli
PDMS-MWCNT	Alüminyum	%1 Ağılıkça	0.45 MPa 1.2 MPa	Paralel Elektrot Piezodirençli
PDMS-MWCNT	Krom-Gümüş	%8 Ağırlıkça	0-1.4 N	Inter dijital Elektrot Piezodirençli
PDMS-CNT	Bakır	%15 Ağırlıkça	1.25kPa 43.75 kPa	Inter dijital Elektrot Piezodirençli
PDMS-CNT	İyon Jel	%1,5 Ağırlıkça	0-8 kPa	Paralel Elektrot Piezokapasitif
PDMS-MWCNT	Gümüş	%1 Ağırlıkça	10 mN 180 N	Inter dijital Elektrot Piezokapasitif

Piezoelektrik malzemeler kendiliğinden bir elektrik potansiyeli farkı oluşturur. Piezodirençli malzemeler farklı olarak, gerildiğinde doğal olarak bir elektrik sinyali oluşturamazlar. Harici bir voltaj kaynağından beslenmesi gerekir. Uygulanan kuvvetlerin sonucu olarak geometrisi deformasyona uğrayan iletken kompozitin uçları arasına voltaj uygulanırsa, akım da dirençteki değişime göre değişir. Kompozitten akan akım, doğrudan dış uyaranla ilgilidir. Piezodirençli sensörler genellikle literatürde “aktif sensörler” olarak tanımlanır.

İnovatif malzemeler kullanılarak üretilen nanokompozitlerin, direnç değerleri uygulanan kuvvete bağlı olarak önemli ölçüde değişir ve bu nedenle çeşitli uygulamalarda kullanılmak için büyük bir potansiyel sağlar.



Şekil 2.2: Piezodirençli Sensörlerin Çalışma Prensibi

Hazırlanan nanokompozitlerin davranışı Şekil 2.2'te gösterilmiştir. Çekme stresi durumunda, esas olarak aşağıdaki fenomenler meydana gelir: Dolgu malzemelerinin azalması ile birlikte iletken yol yoğunluğu matris oranına bağlı olarak azalmaktadır (a). Dolgu malzemeleri arasındaki boşluk varyasyonu nedeniyle komşu CNT-GNP iletkenlik değişimini etkileyen tünelleşme iletim mekanizması (b) ve deformasyon nedeniyle oluşan içsel iletkenlik değişiklikleri gösterilmiştir(c). Bu nedenle, gerilmenin kompozit üzerine uygulanması, polimerde dolgu malzemelerinin şekil değiştirmesine ve yeniden şekillenmesine yol açar, bu da yeni iletim yollarının oluşmasına ve bazılarının yok olmasına neden olur. Bu sistem ayrıca kuantum tünelleme olarak literatürde bulunmaktadır.

Çekme gerilmesi durumunda, dolgu malzemesi konsantrasyonundan bağımsız olarak piezodirenci etkileyen en baskın etki tünelleşme etkisi iken, basınç stresinde tünelleşme etkisinin kaybı ve yeni yolların oluşumu piezodirenci etkileyen en önemli faktörlerdendir. Nano kompozitin piezodirençli davranışının değerlendirilmesi için, duyarlılık veya gerinim faktörü (GF) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanabilir:

$$GF = \varepsilon \Delta R / R_0 \quad (2.1)$$

Bu denklemde ΔR sensör direncinin değişimi, $\varepsilon 0 = 0$'daki R0 başlangıç direncidir ve alana bağlı olarak değişen öz dirençte "Δl" uzunluk değişimi ve "l_0" nominal uzunluktur. Son olarak, "ε" uygulanan gerilmedir.

Denklem (2.1)'deki denkleme göre, küçük bir dış yük, büyük bir direnç değişimi ile birlikte olduğunda daha yüksek hassasiyet elde edilebilecektir. Nanokompozitler için piezodirençli duyarlılık genellikle süzülme eşiğine yakın maksimum değerlere ulaşır. Çekme yüklerine karşı daha yüksek hassasiyet elde etmek için, sızma eşiği yakınında çalışmak önerilir çünkü küçük bir dış yük, tünelleşme etkilerinden dolayı ağ üzerinde önemli bir değişikliğe neden olacaktır. Bu etki, yükün artmasıyla daha da güçlenir ve sonunda ağın sızma eşiğinin üzerine çıkmasıyla birlikte, piezodirençli duyarlılık hızla düşmeye başlar.

Buna ek olarak, yüksek konsantrasyondaki nano dolgu maddeleri sert bir kompozit oluşumuna neden olur ve bu kompozit, harici yük altında kolayca deformasyona uğramaz. Ancak, basınç altındayken, tünelleşme etkilerini önemli ölçüde kaybetmek için, sızma eşiğinin altında veya yakınında çalışmak önerilir. Aksi takdirde, ağdaki tünelleşme etkileri artar ve piezodirençli duyarlılık düşük kalır. Sonuç olarak, nano-kompozitlerin tasarımında, sızma eşiği ve tünelleşme etkilerinin dikkate alınması gerekmektedir.Aynı şekilde bu değişken üzerine yapılan çalışmalar Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2: Grafen/CNT/PDMS Kompozitlerin Gauge Faktörlerinin Karşılaştırılması

Malzemeler	GF	Gerinim	Referanslar
CNT-PDMS	20	2%	[91]
CNT-Fiber	5.34	1.80%	[92]
CNT+rGO-PDMS	1.6	80%	[93]
CB-PDMS	5.5	10%	[94]
MWCNT-PDMS	1.2	45%	[95]
CNT-GNP-PDMS	0.36	-	[96]
CNT-GNP-PDMS	11.4	9%	[97]
CNT-GNP-PDMS	11	80%	[98]

2.2 Sızma Akımı

Dolgu malzemelerinin, grafen ve karbon nanotüp, polimer ile kombinasyonu elektriksel iletkenlikte radikal değişikliklere yol açar. Üç boyutlu olarak düşünüldüğünde iletkenlik ağlarının inşası polimer matris içinde oluşur. Aslında, dolgu malzemelerinin eklenmesiyle yalıtkandan iletkene geçiş, polimer matrisinin elektriksel iletkenliği ile dolgu malzemeleri arasındaki büyük eşitsizlikten kaynaklanan sızma teorisini takip eder. Bu nedenle Şekil 2.3(B)'de gösterildiği gibi üç geçiş fazı görülmektedir. Bu teori aşağıdaki denklemle temsil edilir:

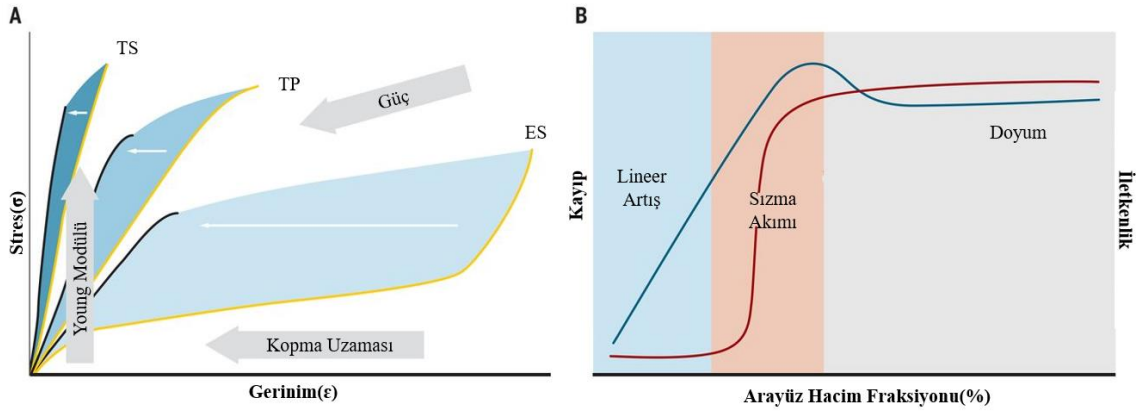
$$\rho > \rho_C \rightarrow \sigma = \sigma_0(\rho - \rho_c)^t \tag{2.2}$$

Bu denklemde, "σ_0", dolgu malzemelerinin içsel iletkenliğine atfedilen fiziksel parametredir ve t, sistemin boyutsallığının hâkim olduğu kritik üstür. Bu teoriye göre, elektriksel iletkenliğin aniden arttığı kritik bir dolgu konsantrasyonunda, yani sızma eşiğinde "ρc" bulunur.

İletkenlik ağının toplam direnci farklı iki dirençten oluşur; Dolgu malzemelerinin içsel direnci R_{CNT}, R_{GNP} ve kendi aralarında oluşan direnç R_{eklem}'dır. Toplam direnç, fiziksel temas halindeki dolgu malzemelerinin temas direnci R$eklem$, metalik elektrotla omik temas halinde olan malzemeler veya küçük bir boşlukla ayrılmış dolgu malzemelerinin tünel direnci R_T ve polimerin öz direnci ile birlikte her iki direncin kombinasyonudur. Düşük konsantrasyon bölgesinde, elektriksel iletkenlik, belirli bir konsantrasyona kadar dolgu malzemesinin konsantrasyonuna bağlı olarak doğrusal olmayan bir artışa sahiptir. Değişimin büyüklüğünün düşük olmasının sebebi karbon nanotüplerin grafen ve polimer ile birlikte iç içe geçmesinden dolayıdır. Bu nedenle, iletim mekanizması, tünelleme direncinin doğrudan malzemelerin temaslarının direncinden daha büyük olduğu kuantum tünelleme yoluyla toplam dirence etkisi hesaplanır. Toplam direnç, polimer dielektrik özellikleri, ardışık nanotüpler arasındaki kuantum tüneli boşluğu ve nanotüp-grafen kompozitinin elektriksel yapısı gibi çeşitli değişkenlere bağlıdır.

Sızma akımı, birbirleriyle daha fazla temas halinde olan dolgu malzemelerinin üstünden akımın geçmesine izin veren iletken yollar inşa edilmeye başlanır. Sızma eşiğinin ötesinde dolgu malzemesinin konsantrasyonlarına bağlı olarak, iletken dolgu ağı daha çok

klasik geometrik süzülme teorisini takip eder. Bu faktörler temel olarak dispersiyon hazırlama süreci, karbon nanotüplerin en-boy oranı, karbon nanotüplerin oryantasyonu, grafenin durumu, polimer viskozitesi gibi sıralanabilir.



Şekil 2.3: Stress Gerinim ve Sızma Akımı Grafikleri

(A) CNT veya grafen dolgu fraksiyonu termoset polimerlerin (TS, koyu mavi bölge), termoplastik polimerlerin (TP, mavi kısım) ve elastomerlerin (ES, açık mavi alan) etkilediği için üç farklı polimerin çekme gerilimi-gerinim davranışlarının şematik bir temsili gösterilmiştir. Çekme gerilimi-gerinim eğrileri, bozulmamış termoset, termoplastik polimerler, elastomerler ve bunların sırasıyla CNT veya grafen takviyeli nanokompozitleri için karşılaştırılmıştır. Bozulmamış polimerler için, stres-gerinim eğrileri sarı çizgilerle gösterilirken, karşılık gelen CNT veya grafen nanokompozitler için eğriler siyah çizgilerle gösterilmiştir. CNT veya grafen yüklemesi arttıkça (yatay beyaz oklarla gösterilmiştir), her bozulmamış polimerin stres-gerinim eğrisi sarı çizgiden siyah çizgiye kayar. Bu kayma, CNT veya grafen yükleme fraksiyonunun artmasıyla, polimerin Young modülünün orantılı olarak artabileceğini gösterir; aksine, kopma uzaması önemli ölçüde azaltılabilir. Çekme mukavemetinde hafif bir azalma da gösterilmiştir.

Hem elastomer hem de termoplastik polimerler, CNT'lerin veya grafenin yüksek yükleme fraksiyonlarında benzer sünek-kırılgan geçiş davranışı sergilerken, termoset nanokompozitler bozulmamış polimer üzerinde giderek daha kırılgan hale gelir. CNT veya grafen takviyeleri ile gerilim-gerinim eğrilerinin kayması, Young modülü ile tokluk arasında, gerilim-gerinim eğrisinin alanı karakterize edilerek ölçülebilen bir uzlaşma olduğunu açıkça göstermektedir.

(B) CNT veya grafen nanokompozitlerde ara yüzey hacim fraksiyonu ile ilgili kayıp modülü ve elektriksel iletkenlik görselleştirilmiştir. CNT veya grafen dolgu maddeleri ile polimer matris arasındaki artan ara yüzey hacmi ve mukavemeti ile, viskoelastik sönümleme özelliklerini temsil eden kayıp modülü, dispersiyon kalitesi korunana kadar dolgu-matris kaymasının bir sonucu olarak doğrusal olarak artabilir. Bununla birlikte, CNT'lerin veya grafenin daha yüksek bir yükleme fraksiyonunda, polimer zincirlerinin hareketliliği kademeli olarak azalttığı ve sonunda kayıp modülünde daha fazla artışa yol açmadığı görülmektedir.

Elektriksel iletkenliğe gelince, CNT'lerin veya grafenin ara yüzey hacim fraksiyonu arttıkça, nanokompozitlerin iletkenliği yalıtkandan perkolatif iletken rejimlere değişir ve S-şekilli bir eğri gösterir. Rastgele iletken ağ oluşturulduğunda, kompozitlerin iletkenliği, sızma eşiği olarak nitelendirilen keskin bir şekilde yükselir. Bunun ötesinde, kompozitler iletken hale gelir. Polimer kompozitlerdeki CNT'lerin veya grafenin tipik düşük sızma eşikleri, birçok elektrostatik ve elektromanyetik uygulama için oldukça avantajlıdır.

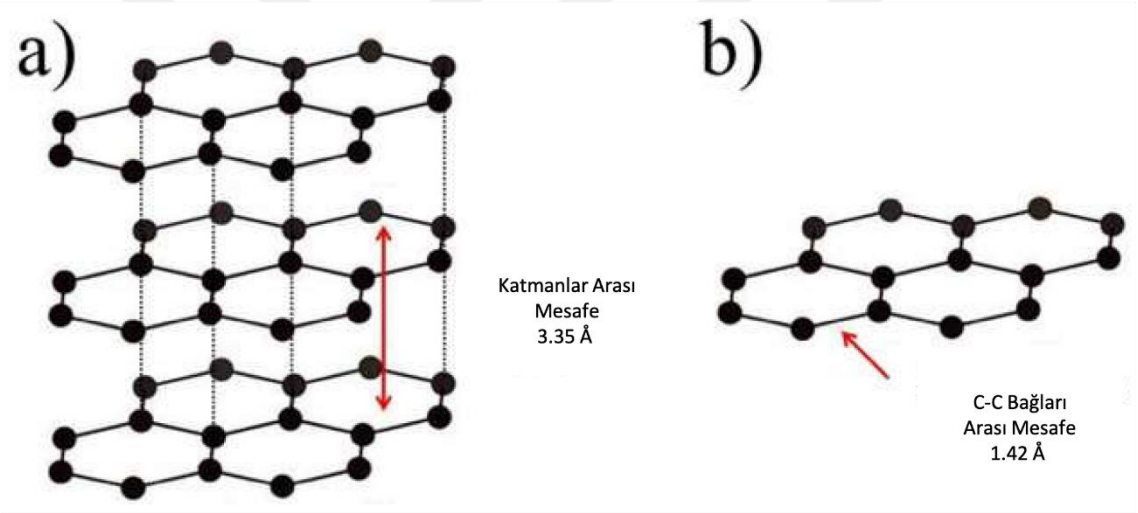
Geng ve arkadaşları [99] nanokompozitin elektriksel özelliklerinin CNT'nin karışım içindeki miktarına bağlı olduğunu bulmuştur. CNT'lerin iki farklı yüzey aktif madde ile muamele edilmesinin, nanokompozitin nihai elektriksel iletkenliğinde değişikliklere yol açtığı bulunmuştur. İyonik olmayan yüzey aktif maddenin hidrofobik ve hidrofilik segmentleri tarafından sunulan CNT'ler ve epoksi matris arasında güçlü bir ara yüz oluşumu nedeniyle Triton X-100'ün polimerdeki karbon nanotüplerin dağılımında silan kimyasal muamelesinden daha etkili olduğu bulundu. CNT'lerin karışım içindeki dağılımları, threshold eşiğinin daha düşük değerlere çekilmesine sebep olabilir. Bu nedenle iyi bir hassasiyet yakalamak için gerekli nano doldurucu miktarını düşük seviyelere çekilebilir. Örneğin, Du ve çalışma ekibi [100], PDMS polimerinde tek duvarlı CNT'lerin (SWNCT) hizalanmasının kompozitin elektriksel iletkenliği üzerindeki etkisini incelemiştir. CNT'lerin kompozit içinde hafif hizalanmasıyla daha yüksek iletkenliklerin gerçekleştirilebileceği deneylerle gösterdiler.

Polimer özellikleri olarak düşük polimer viskozitesi, üretim adımları için önemlidir ve düşük sızma eşiğinin sağlanmasında yardımcı faktör olarak belirlenir. Bu bağlamda, birkaç çalışma viskoziteyi düşürmek için çözücüler uygulamıştır. Örneğin, Thostenson [101] sızma eşiğini CNT'lerin ağırlıkça %0,1 kullanılmasıyla elde etti ve buna vinil ester monomerine ağırlıkça %40 stiren ilavesiyle ulaşarak viskoziteyi azalttı. Sızma eşiği

böylece klasik vinil ester monomerinden beş kat daha düşük oldu ve bu önemli bir gelişme olarak literatürde yerini aldı.

2.3 Grafen (GNP)

Karbon atomlarının tek bir katman olacak şekilde, kendini tekrar eden altıgenler oluşturması ile oluşan malzemeye grafen denir. Grafen çok önemli ve olağanüstü özelliklere sahiptir. Elmas ve çelikten daha sert fakat aynı zamanda oldukça hafif ve esnek bir malzemedir. Grafenin bu güçlü özellikleri, grafeni oluşturan karbon tabakasındaki 2p orbitalinin oluşturduğu delokalize π bantlarından kaynaklanmaktadır. Serbest elektron bulutunu delokalize elektronlar oluşturur. Bu sayede elektrik iletkenliği bakırdan bir milyon kat daha iyidir ve ayrıca elektron hareketliliği silikondan 100 kat daha hızlıdır ayrıca ısıyı elmastan 2 kat daha iyi iletir.



Şekil 2.4: a) Grafit b) Grafen

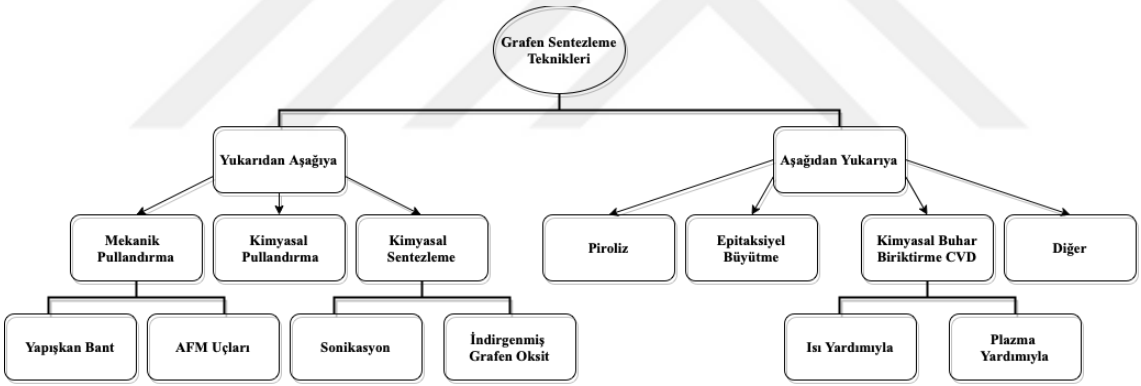
Grafen, iki boyutlu (2D) malzemeler sınıfındadır. Bunun nedeni, yalnızca iki boyutta, uzunluk ve genişliğe sahip olmasıdır. Grafen, grafit ve karbon nanotüp gibi malzemelerin yapı taşıdır [102].

Grafen ilk olarak 1947'de PR Wallace tarafından katı hal fiziğinin hesaplamaları için teorik olarak çalışıldı. Orbitalinde bulunan elektronların uyarılması için dalga denklemi 1956'da JW McClure tarafından bulundu. Ardından, 2002'de Andrei Geim ve öğrencilerinden biri, kalemlerin ucundaki grafitten, bant kullanarak grafen elde etti. 2004 yılında grafen, Geim ve Konstantin Novoselov tarafından deneysel olarak gösterildi ve

kanıtlandı. Bant türevli grafenden sonra, grafenin üretimi ve gelişiminde hızlı bir artış görüldü. Grafenin keşfiyle birlikte, 2025 yılına kadar literatürde ve markette birçok üründe görüleceği düşünülüyor [102].

2.3.1 Grafenin Üretilmesi

Grafenin çeşitli üretim yöntemleri vardır. Aşağıdan yukarıya yöntemler arasında kimyasal buhar biriktirme yöntemi gösterilebilir. Kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemini kısaca açıklamak gerekirse, kapalı bir ortamda buhar halindeki bir taşıyıcı gazın kimyasal reaksiyonu sonucu oluşan katı malzeme ile ısıtılan malzeme yüzeyinin kaplanması olarak tanımlayabiliriz. Bu şekilde üretilen, grafen yüksek kalitededir ancak bu yöntem kolayca ölçeklenebilir ve yüksek maliyetlidir. Yukarıdan aşağıya yöntemler ise çok daha az maliyetli ve kolay ölçeklenebilir yöntemlerdir. Bu yöntemleri kullanan birçok büyük ölçekli sentez, grafen oksidin pul şeklinde dökülmesi ve grafen oksidin indirgenmesinin ara adımlarından oluşur. Bunların dışında kullanılan yöntemler aşağıdaki Şekil 2.5'de gösterilmiştir.



Şekil 2.5: Grafen Üretim Teknikleri [103]

Grafenin pek çok üretim yöntemi olmasına rağmen, ticari uygulamalar ve araştırmalar sonucunda üretilen malzemenin çoğunun kalitesiz olması veya kalitesinin bilinmemesi grafen üretiminde karşılaşılan zorluklardan biridir. Grafen üretiminde kalite çok önemli bir faktördür.

Üretilen grafenin yapısal kusurları ve safsızlıkları gibi kusurların grafenin elektriksel ve optik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu bilinmektedir. Diğer bir zorluk ise, geleneksel yöntemlerle üretilen grafenin sentezinde toksin kimyasalların kullanılmasının zehirli gaz ve zehirli atık oluşumuna neden olabilmesidir [102].

2.3.2 Grafenin Özellikleri

Grafenin dikkat çekici özellikleri arasında kendine özel mekanik, termal, elektriksel ve optik davranışlar yer alır. Bu özelliklerin çoğunun mükemmel, bozulmamış grafen levhalarla ilgili olduğunu unutulmamalı. Grafendeki kusurlar (bazıları üretim süreçlerinden veya örneğin "birbirine yapışmış" birkaç küçük grafen pulunun bağlantı noktalarından kaynaklanır) grafeni daha zayıf ve oldukça farklı özelliklere sahip hale getirebilir. Ancak kusurlar, grafeni belirli uygulamalar için daha uygun hale getiren yeni ve farklı özellikler ortaya çıkarabilir.

Grafen hafiftir; metrekare başına sadece 0,77 miligram ağırlığındadır. Tek bir 2D levha olduğu için tüm malzemeler arasında en yüksek yüzey alanına sahiptir. Kendi haline bırakıldığında, grafen levhalar, normal koşullar altında karbonun en kararlı 3D formu olan grafit yığını oluşturacaktır. Bu ayıca kalemlerimizin ucunda kullanılan malzemedir.

Grafen tabakaları esnektir ve aslında grafen en esnetilebilir kristaldir, grafeni kırmadan ilk boyutunun %20'sine kadar esnetebilirsiniz. Son olarak, mükemmel grafen de oldukça geçirimsizdir ve helyum atomları bile içinden geçemez.

Grafenin şekli sayesinde, karbon atomlarının benzersiz atomik düzeni, elektronlarının son derece yüksek bir hızda kolay hareketlilik kazanmasını sağlar. Bu, diğer iletken malzemelerde olduğu gibi kayıp enerjinin korunmasına yol açar ve grafeni en iyi iletken malzemelerden biri yapar.

Grafenin iletkenlik bandı ile değerlik bandı arasındaki boşluk neredeyse sıfırdır. Bu yüzden, süper iletken olarak adlandırılabilir. Grafenin elektronik bant yapısı çıkarıldığında, 6 atomlu altıgen yapısında her atomun Dirac konileri oluşturduğu görülür [105].

Grafenin çeşitli düzlem içi deformasyonlara karşı oluşturduğu sp2 bağlarının kararlılığı hem kendi başına hem de bir kompozit olarak kullanıldığında grafenin etkileyici bir içsel mekanik özelliğini ortaya çıkarır. Bu önemli özellikler; sertlik, dayanıklılık ve dayanıklılık olarak karşımıza çıkar.

Grafen günümüzde test edilmiş en dayanıklı malzemedir. Gerilme kuvveti olarak, 130 Gpa'a kadar, Young modülü 1 TPa'a kadar çıkabilmektedir [106].



Şekil 2.6: Grafenin Endüstride Kullanımı [104]

2.3.3 Grafenin Kullanımı

Daha önceki kısımlarda görüldüğü gibi şimdilik grafenin kullanım alanı bizim hayal gücümüzle sınırlı olacaktır. Grafenin özellikleri sayesinde tıp alanından, tarım alanına; sensor alanından, uzay araçlarının dış kaplamalarında birçok yerde kullanılmaktır. Grafen üzerinde çalışan araştırmacılara göre çok yeni olan bu malzeme için bunlar daha ilk adımlar olarak karşımıza çıkmakta ve gelecekte grafen her alanda bir şekilde kullanım alanı bulacaktır. Bazı kullanım alanlarını tezle alakalı olarak ele aldığımızda bunlar biyomedikal, elektronik ve sensör alanları olmaktadır.

Biyomedikal: Grafenin hedefe duyarlı ilaç taşınmasında ve salınımında, beyin kılcal damar bariyerinin aşılmasında, evde kullanılacak akıllı tanı kitlerinde kullanılması planlanmakta ve üzerinde çalışmalar yapılmaktadır [107].

Elektronik: Grafenin bir sonraki elektronik devrimi başlatacağını şu an ki karakteristik özelliklerinden görebilmekteyiz. Esnek elektronik ekranlar, daha hızlı ve daha az enerji tüketen bilgisayar bileşenleri, giyilebilir elektronik cihazlarda ve transistörlerde yani elektriğin olduğu her yerde kullanılmaya uygundur [108].

Sensör Teknolojileri: Bu tezde kullanılma amaçlarından biri olan yüksek elektriksel iletkenliği termal dayanıklılığı grafeni yine sensör teknoloji alanında vaz geçilmez bir malzeme yapacaktır. Bir sonraki kısımda basınç sensörümüzde neden grafen kullandığımızı daha ayrıntılı anlatılacaktır. Bununla birlikte sadece basınç sensörü olarak değil birçok kimyasal ve fiziksel sensörün aktif malzemesi olmaya adaydır. Biyo-bozunur özelliği sayesinde vücut içi implantlarda ve birçok giyilebilir sensörde kullanılmaktadır.

2.4 Karbon Nanotüp (CNT)

Birçok köklü malzemeye göre yeni sayılabilecek karbon nanotüp (CNT), 1991 yılında Sumio Iijima tarafından ele alınan bir makalede literatürdeki popülerliğini kazanmıştır. Nippon Elektrik laboratuvarlarında fulleren üretmek için yapılan bir deneyde yüksek ark akımının grafen çubuklar üzerinden geçmesi sonucu “karbonlu malzemeler” olarak adlandırılmış ve sonrasında duvarlı karbonlu malzemeler olarak daha önce literatürde bahsedilen malzemenin, çok duvarlı karbon nanotüp olduğu anlaşılmıştır [109].

1952 yılında Rus araştırmacı Radushkevich ve arkadaşları CNT tanımının olduğu bir makale yayınlamışlardır. Bu erken çalışmanın ardından, kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemi ile elde edilen MWCNT, geçirmeli elektron mikroskopu (TEM) altında görüntülenmiştir [110]. Bundan sonraki aşamalarda araştırmalar hızlanarak ve genişletilerek artırılmış ve Tennent ve arkadaşları 3.5 nanometre ile 70 nanometre arasında çapa sahip çok duvarlı karbon nanotüpler için Amerika Birleşik Devletlerinden patent başvurusu yaparak patenti aldı [111].

Bunlarla birlikte o dönemde bazı önemli araştırma grupları aynı şekilde CNT’lerin

varlığının farkında olarak çalışmalarına devam etmekteydi. Bunların başında Massachusetts Teknoloji Araştırma Enstitüsü'ndeki araştırma grupları ve ABD Deniz Araştırma Laboratuvarları örnek verilebilir. Bu gruplar karbon nanotüpleri, karbon fiberler olarak adlandırmakta ve onun karakteristik özelliklerini çalışmaktaydı [112].

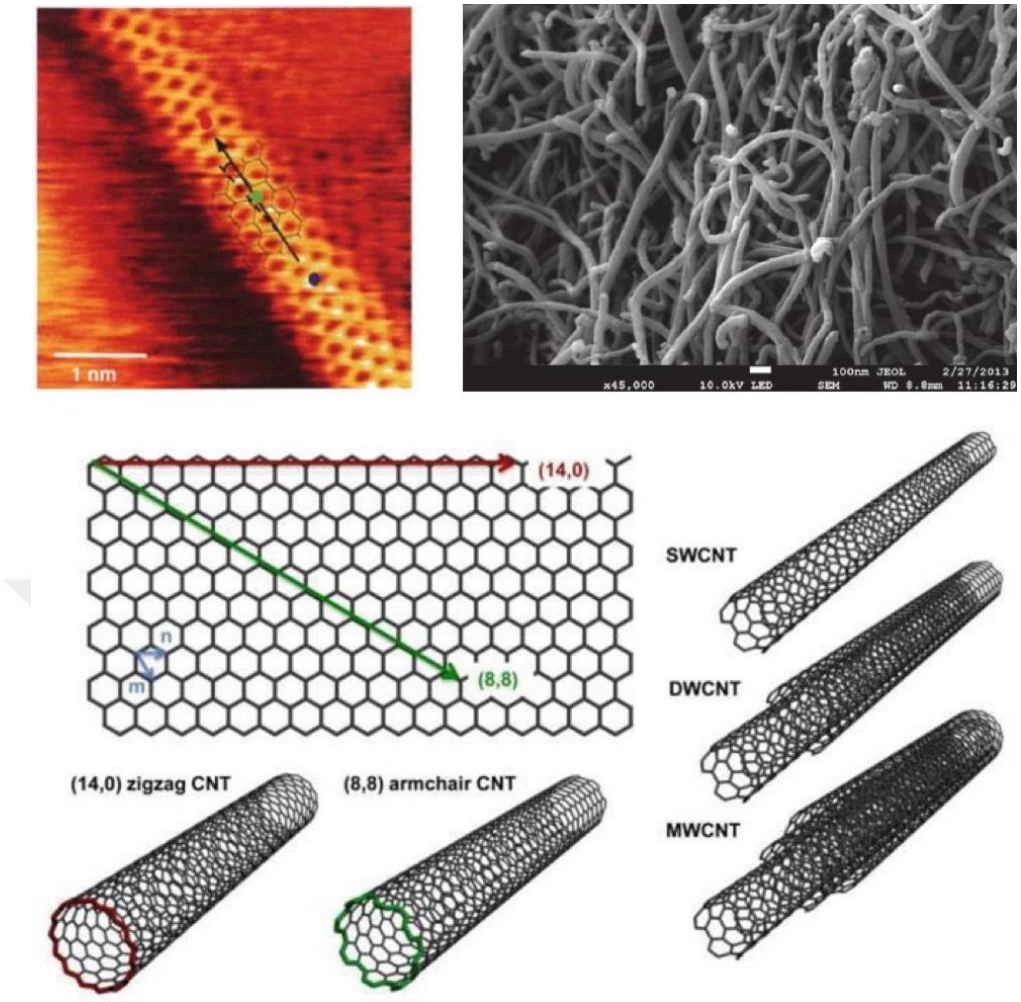
Karbon nanotüpler, yarıiletken ya da metal olarak sınıflandırılır. Bu sınıflandırma yapılırken karbon nanotüplerin "chirality" oranına bakılır. Bu oran bir sonraki kısımda anlatılmıştır. Elektriği bakırdan 1000 kat daha iyi iletebilirler. Elmastan daha sert ve çelikten daha güçlüdürler. Nano yapıda olan karbon nanotüpler silindirik yapılarından dolayı geniş yüzey alanına sahiptirler. Karbon nanotüpler kimyasal olarak stabil malzemelerdir. Tüm bu özellikleri sayesinde grafenden oluşan bu yapılar grafen gibi birçok alanda kullanıma uygundurlar [113].

Tüm bunlar göz önüne alındığında 1991 yılında Iijima, grafen çubuklara ark deşarj uygulaması ile literatürde önemli yer etmeye başlayan karbon nanotüpler 1900'lu yılların ortasından itibaren bilinçli bir şekilde çalışılmaktadır. Bu yüksek lisans tezinde ise bir sensor yapısında olarak görev alacaktır.

2.4.1 Karbon Nanotüplerin Yapısı

Karbon elementinin bir allotropu olan karbon nano tüp, yine başka bir allotropu olan düzlemsel şekildeki grafenin silindirik şekilde dürülmesi ile oluştuğu söylenebilir. Bu silindirik şekiller sadece tek duvarlı ise tek duvarlı karbon nanotüp (SWCNT) eğer birden fazla duvarı olup iç içe olduğunda ise çok duvarlı karbon nanotüp (MWCNT) olarak adlandırılır. Bunların dışında literatürde duvar sayılarına göre ya da karbon atomlarının birbiri arasında yaptığı bağ açısına göre farklı isimlendirmeler mevcuttur.

Şekil 2.7'de farklı duvar sayılarına ve bağ açılarına göre adlandırılmış karbon nanotüpleri görebiliriz. Aynı zamanda TEM ve taramalı elektrom mikroskopu (SEM) altında resimleri de gösterilmiştir.



Şekil 2.7: Karbon Nanotüp Tipleri [114,115]

Grafen düzlemi üzerinde altı karbon atomunun oluşturduğu bir birim hücreden yola çıkarak, bu birim hücrelerin çoğalması ve silindir şeklini alması sonucu oluşan karbon nanotüp modelleri adlandırılırken matematiksel modellemeden yararlanılmıştır. Literatürde, iki vektör ile birlikte bu adlandırılma yapılır. Grafenindeki bir birim hücrenin sol üst köşesinden çıkan iki vektör m ve n, n vektörü sağ üst köşede biterken, m vektörü birim hücre olan altıgenin en altında biter. Bu vektörler sayesinde karbon nanotüp farklı isimler ile adlandırılır. Bu iki vektörün oluşturduğu vektör "chirality" olarak adlandırılır.

$$C_h = nm + nm \tag{2.3}$$

Denkleme göre (n,m) karbon nanotüpün özelliklerini belirleyen iki parametredir. Şekil 2.7'de "(14,0) CNT" matematiksel ismi olur iken, özel isim olarak "zigzag, armchair" veya genel olarak "chiral" olarak adlandırılır. Bu isimler grafen silindir hali alırken

kenarların şekline göre belirlenir. “Zigzag” karbon nanotüplerde, m parametresi sıfırdır. “Armchair” modelinde n ve m parametreleri birbirine eşittir. “Chiral” ise n ve m birbirinden farklı herhangi iki sayı olabilir.

Mükemmele yakın şekillerdeki altıgenler deneylerle elde edilmiş küçük çaplı üretimlerle mümkündür ancak bunu ticari bir ürün ya da büyük çaplı üretimlerde mükemmel altıgenler elde etmek zordur. Ayrıca büyük çaplı üretimlerle birlikte oluşumdaki hatalar her zaman ortaya çıkabilir, altıgenler yerine beşgenler veya bazı karbon atomları arasındaki bağlar kopmuş olabilir, bu tarz kusurlar teorik olarak hesaplanmış parametrelerin düzgün çalışmamasına sebep olmaktadır. Deneysel veriler göstermiştir ki karbon nanotüpler içindeki karbonların ortalama olarak %3’u bu tarz hatalar barındırır [116–118].

2.4.2 Karbon Nanotüplerin Özellikleri

Karbon nanotüplerin özellikleri kendi içinde değişebildiği gibi yine grafen gibi kusurlar oluştuğunda değişebilir. Bununla birlikte elektriksel iletkenliği, dayanıklılığı, sertliği, termal özellikleri ve hafifliği gibi parametrelerin her birinin kullanılacak alan bazında incelenmesi gerekir. Bu tez kapsamında mekanik, elektriksel ve termal özelliklerine kısa bakışlar atılacaktır.

Tablo 2.3: Çok Duvarlı & Tek Duvarlı Karbon Nanotüplerin Karşılaştırılması [119]

Tek Duvarlı Karbon Nanotüp	Çok Duvarlı Karbon Nanotüp
Tek grafen katmanından oluşur	Çoklu grafen katmanlarından oluşur
Sentez için katalizöre ihtiyaç vardır	Katalizör olmadan üretilebilir
Toplu olarak üretilmesi zordur	Toplu olarak üretilmesi kolaydır
İşlevselleştirme sırasında daha fazla kusur	Kusurlar az, işlevselleştirme zordur
Saflık düşüktür	Saflık yüksektir
Vücutta daha az birikir	Vücutta birikimi fazladır
Karakterizasyonu ve değerlendirmesi kolaydır	Karakterizasyonu ve değerlendirmesi zordur
Kolayca şekil değiştirilebilir	Şekil değiştirme sırasında bozulmalara uğrar

Karbonlar arasındaki C-C bağlarının gücü, karbon nanotüplerin mekanik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Teorik olarak, karbon nanotüpler birçok malzemeden daha güçlü malzemelerdir. Tek duvarlı karbon nanotüpün Young modülü, en güçlü metal alaşımı olan çelikten 10 kat daha güçlüdür. Yine Young modülleri karşılaştırıldığında çok duvarlı karbon nanotüpler çelikten 5 kat daha güçlü olduklarını göstermektedir. Karbon nanotüplerin Young modülleri 270 ile 290 GPa arasında değişmektedir ve gerilme mukavemetleri 11 ile 63 GPa aralığındadır [120].

Yayınlanmış raporlar arasında, yanal darbeye maruz kalan karbon nanotüplerin oldukça kırılgan ve yumuşak olabileceği açıklanmıştır. Bu yumuşaklık veya elastiklik kanıtlanmış ve van der Walls kuvvetlerinin dahi yan yana duran karbon nanotüpler üzerinde etki ederek deforme edebileceği geçirimli elektron mikroskopu ile gözlenmiştir. Ayrıca karbon nanotüplerin çapları ve uzunlukları direk olarak mekanik özelliklerine etki etmektedir [121].

Sensörümüz üretilirken ne kadar mekanik özelliklerini kullanım dışında tutuyor olsakta matris içindeki karbon nanotüplerin baskıya karşı yüksek dayanımlı olması sensörün tekrar kullanılabilirliği ve doğrusal tepkiler vermesi açısından önemlidir.

Tüme gidim yöntemiyle bu konunun tartışılması gerektiğinde, teorik olarak tek bir SWCNT'un elektriksel özellikleri bulunabilir ve sonrasında deneysel olarak üretilen diğer karbon nanotüpler için bu değerler yaklaşık olarak uygulanabilir olması gerekir. Teorik olarak karbon nanotüpler, yüksek veya düşük bant boşluğu değerine sahip bir yarıiletken ya da iletken özellik gösteren bir metal olabilir ve bunun belirleyicisi önceki bölümde anlatılan chiral vektör ve bağlanma açısı parametreleriyle alakalıdır.

Çeşitli yöntemlerle üretilen farklı CNT'ler farklı karakteristik özelliklere sahip olurlar. Arc discharge ve lazer ablation yöntemleri ile elde edilen, SWNT'ler ve MWNT'ler, üretim anındaki yüksek sıcaklıktan (>3000 ◦C) ötürü mükemmel yapıya daha yakınlardır [122]. Daha düşük sıcaklıklarda üretim yapmayı sağlayan Chemical Vapour Deposition yöntemi (<700 ◦C) daha fazla üretim imkânı sunarken CNT'lerde fazlaca kusur bulunur [123], bu durumda yapısal özelliklerin yanı sıra elektriksel ve termal özellikleri de olumsuz etkilenir.

Tablo 2.4: Karbon Nanotüplerin Özellikleri [124,125]

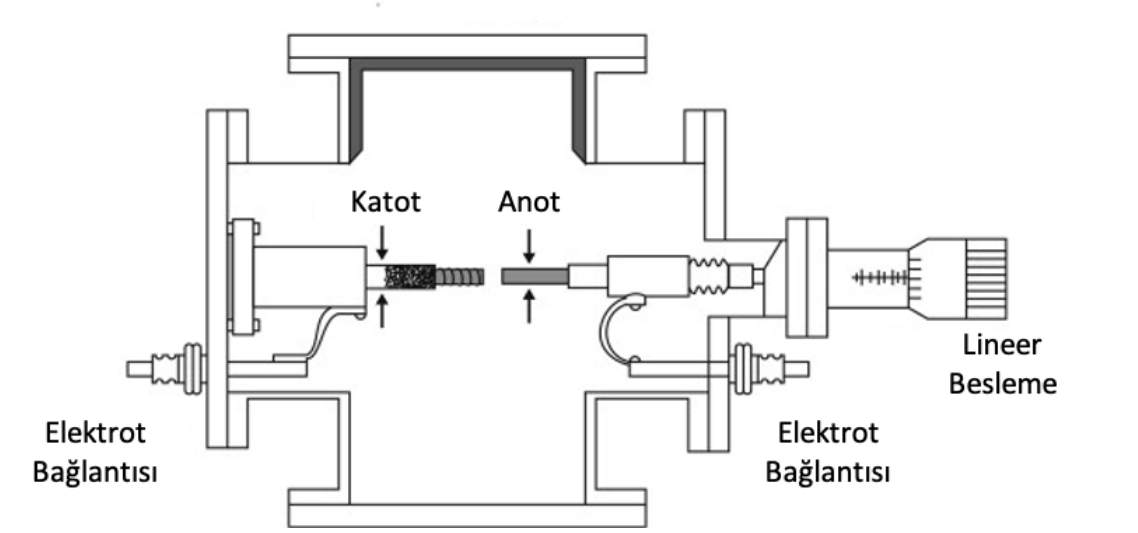
Fiziksel özellikler		Değerler
Denge Yapısı	SWCNT'un Ortalama Çapı	1.2 ile 1.4 nm
	C-C bağlarının enerjisi	Yaklaşık olarak 2.5 eV
	Kafes Örüntüsü	Üçgen kafes(2D)
Kafes Parametreleri	(10, 10) Armchair	16.78 Å
	(17, 0) Zigzag	16.52 Å
	(12, 6) Chiral	16.52 Å
Yoğunluk	(10, 10) Armchair	1.33 g/cm3
	(17, 0) Zigzag	1.34 g/cm3
	(12, 6) Chiral	1.40 g/cm3
Ara Katman Aralığı	(n, n) Armchair	3.38 Å
	(n, 0) Zigzag	3.41 Å
	(2n, n) Chiral	3.39 Å
Temel Boşluk	(n,m) vektörünün farklı 3'ün katı ise metaliktir.	0 eV
	Fark 3'ün katı değil ise yarı iletkendir.	Yaklaşık 0.5 eV
	İletkenlik Kuantalaması	(12.9 k O)-1
	Direnç	10-4 O -cm
	Maksimum Akım Yoğunluğu	1,013 A/m2
Termal Özellikler	Termal İletkenlik	Yaklaşık 2,000 W/m/K
	Fononların Ortalama Serbest Yolu	Yaklaşık 100 nm
	Geri Dönüm Zamanı	Yaklaşık 10 to 11 s
Elastik Davranış	Young's modulus (SWNT)	Yaklaşık 1 TPa
	Young's modulus (MWNT)	1.28 TPa
	Maksimum Çekme Mukavemeti	Yaklaşık 100 GPa

Diğer özellikleri gibi, karbon nanotüplerin termal özellikleri de birçok malzemeden yüksek ve iyi durumdadır. Karbon nanotüplerin kuantum etkileşimleri termal özelliklerini

geliştirir. Kompozitlerdeki küçük miktarlarda özellikleri geliştirilmiş karbon nanotüpler termal iletkenliği ikiye katlayabilir. Kim ve arkadaşları çok duvarlı karbon nano tüplerin termal iletkenliğinin grafitten bile daha iyi olduğunu kanıtladı. Karbon nano tüplerin termal özellikleri çeşitli koşullara bağlıdır. Bunlar, tüplerin çapları, atomik düzeni, yapısal kusurları, safsızlık oranını ve morfolojiyi içerir [121].

2.4.3 Karbon Nanotüplerin Üretilmesi

Genel olarak bakıldığında karbon nano tüplerin üretiminde farklı metotlar bulunsa da bu tez kapsamında 3 farklı metotta bakılacaktır. Bunlar; ark deşarj yöntemi, kimyasal buhar biriktirme (CVD) ve lazer ablasyonu olarak sıralanmaktadır. Bunların arasındaki fark ve avantaj dezavantaj tablosu kısım sonunda verilmiştir. Sonrasında ayrıntılı olarak her metot açıklanacaktır.



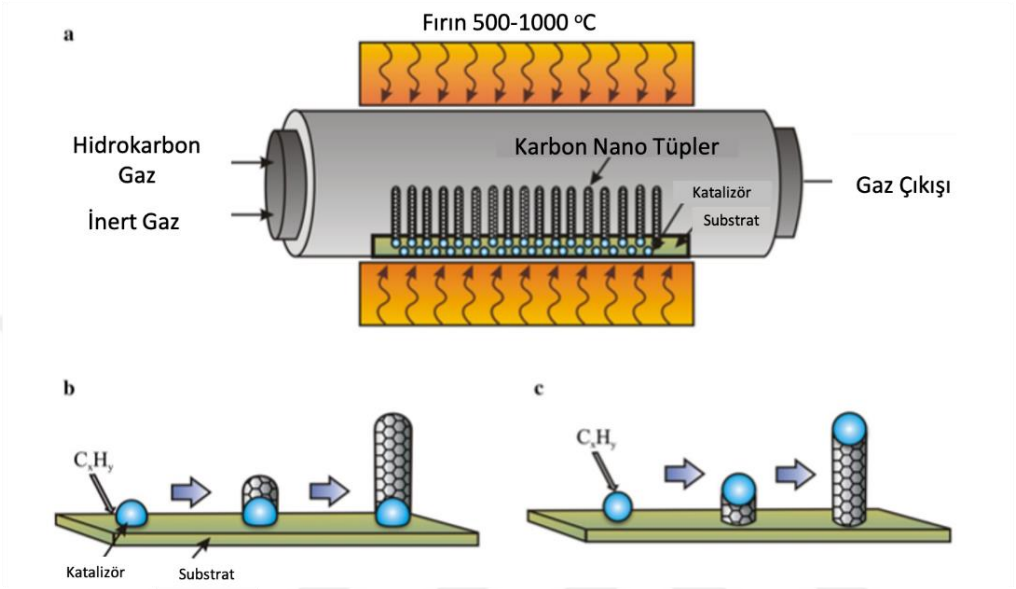
Şekil 2.8: Ark Boşaltma Yöntemi [126]

1.1.1.1 Ark Boşaltma Yöntemi

Bu yöntem, düşük maliyeti ve diğer yöntemlere göre daha kısa sürede karbon nano tüp üretmesi yönünden avantajlıdır lakin çıkan karbon nano tüplerin kalitesi düşüktür. 2000 yılında Ishigami ve arkadaşları sıvı nitrojen içinde çok duvarlı karbon nano tüp üretimi için düşük maliyetli bir ark deşarj yöntemi gösterdi [126].

Ark deşarj yönteminde anot ve katot olmak üzere iki elektrot kullanılır. Grafit çubuklar anot ve katot olarak kullanılır. Ark üretimi, elektrotlar arasında 100-200 akım voltajı ve 20-30 V sağlayabilen direk akım (DC) güç kaynağı tarafından indüklenir. Reaksiyon ortamı, de iyonize su içeren bir helyum atmosferinde sağlanır. Elektrotlar arasında 1

dakikadan daha kısa bir süre ark oluşturulur ve daha sonra üretimi durdurmak için elektrotlar arasındaki mesafe değiştirilir. Karbon nano tüpler ve diğer karbon yapıları, anot elektrotunun ark etkisi altında süblimleştiği katot üzerinde biriktirilir. Bu biriken karbon örnekleri alınır ve analize gönderilir. Şekil 2.8'de ark deşarj üretim yöntemi gösterilmiştir.

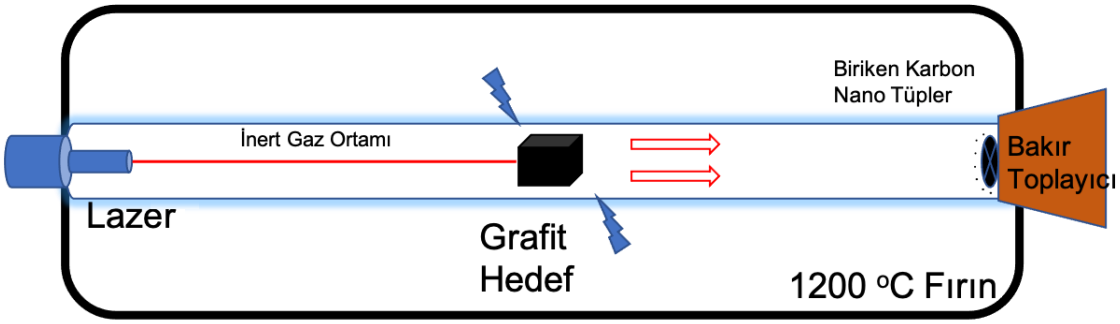


Şekil 2.9: Kimyasal Buhar Biriktirme Prosesi [128] a) CNT Sentezi b) Taban CNT Büyütme Mekanizması c) Uçtan CNT Büyütme Mekanizması

1.1.1.2 Kimyasal Buhar Biriktirme

Kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemi karbon nano tüp üretme yöntemleri arasında en çok kullanılandır. Bunun nedenlerini sıralamamız gerektiğinde öncelikli olarak; düşük maliyeti, kolay proses kontrolü, ölçeklenebilir olması ve yüksek verimliliktir.

Kimyasal buhar biriktirme yöntemi, yüksek sıcaklıklara çıkan vakum ortamı kullanır. Vakum odasının içindeki tüm gazlar ortamdan uzaklaştırılır ya da yerine inert gazlar doldurulur. Bu, atmosferik oksijen gazlarının oksidasyonunu önlemek içindir. Karbon öncüleri (precursors), genellikle hidrokarbonlar, helyum veya argon gibi bir soy gazla birlikte reaksiyon odasına taşınır. Fırın, gazlar nedeniyle oluşan reaktif türler arası katalizör ile reaksiyona neden olan gazları buharlaştırmak ve daha sonra bunları ayırmak için ısıtılır. Isıtmadan sonra, alt taş üzerinde biriken karbon gözlenir. Sonrasın gaz halindeki hidrojen, uzaklaştırma sistemi tarafından sistemden boşaltılır. Sonuç olarak istenilen ebat ve yapıda karbon nanotüp üretimi gerçekleştirilir [127].



Şekil 2.10: Lazer Ablasyon Yöntemi

1.1.1.3 Lazer Ablasyon Yöntemi

Lazer ablasyon, yüksek sıcaklıkta ve inert bir atmosferde lazer kullanılarak karbon nanotüp üretimi gerçekleştirilen bir yöntemdir. Lazer ablasyon yöntemi, ark deşarj yöntemiyle üretilen CNT'lerden daha yüksek saflıkta CNT'ler üretir. Ancak bu yöntemin dezavantajı, üretim hızının düşük olmasıdır.

Karbon nano tüpleri lazer ablasyon yöntemini kullanarak ilk olarak Smalley ve grubu 1995 yılında üretmişlerdir [114]. Bu yöntem, karbonu yüksek sıcaklıktaki grafitten buharlaştırmak için güçlü bir lazer kullanır. Bu yöntem ile tek duvarlı ve çok duvarlı karbon nanotüp üretimi yapılabilmektedir. Bu yöntemde, ark boşaltma yöntemine benzer şekilde grafite metal katalizör parçaları eklenir. Temel malzemeler, yaklaşık 1200 santigrat derece sıcaklıktaki inert bir fırındadır. Buharlaşan karbonlar yoğunlaşır ve reaktörün soğutma yüzeyinde nanotüpler şeklinde büyürler. Bu yöntemle karbon nanotüp sentez verimi ortalama yüzde yetmiş civarındadır [129].

Aşağıdaki tabloda tezde anlatılan üç farklı yöntemin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu tezde kullanılacak karbon nanotüpler kimyasal buhar biriktirme yöntemi ile elde edilmiştir.

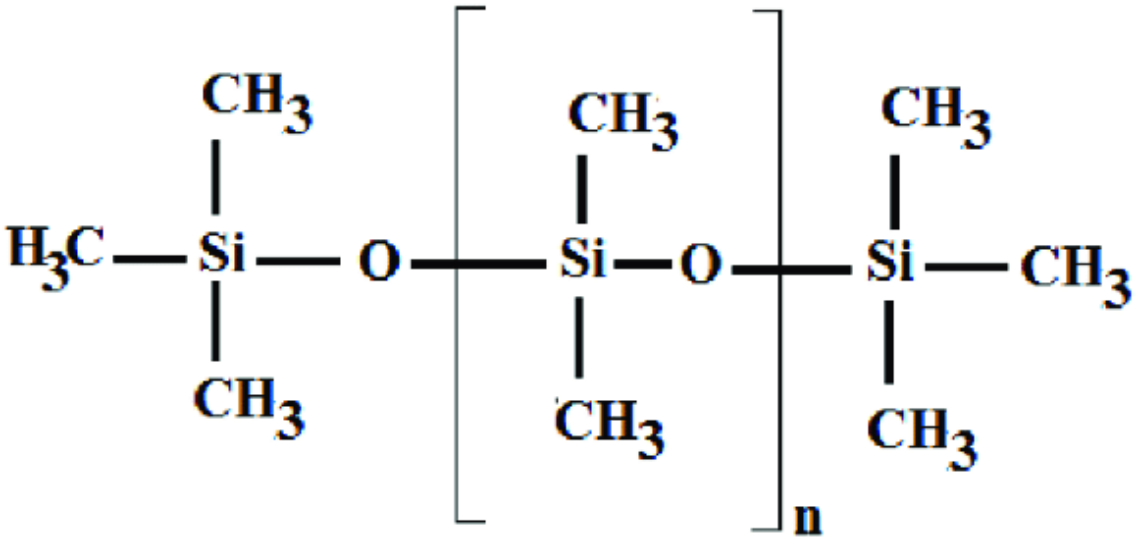
Tablo 2.5: Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması [124]

Metot	Arc Deşarj	Lazer Ablasyon	CVD
Verimlilik	>75%	>75%	>75%
Avantajları	Basit, Ucuz, Yüksek Kaliteli CNT	Yüksek Saflıkta Sentez, Kısmı Oda Sıcaklığında	Basit, Düşük Sıcaklıkta, Ölçeklenebilir
Dezavantajları	Yüksek Sıcaklık, Düşük Saflık Oranı, Karmaşık CNT	Küçük Ölçekli Üretim, Ham Ürünün Saf Olması Gerekiyor	MWCNT Üretebilir Kusur Sayıları Fazladır

2.5 Polidimetilsiloksan (PDMS)

Polidimetilsiloksan (PDMS), siloksan kimyasal ailesinden organik polimer olarak karşımıza çıkmaktadır. Mikro akışkan çip üretimi ve prototip çalışmalarında yaygın olarak kullanılmasının yanı sıra şampuan ve gıda katkı maddeleri gibi alanlarda da kullanılmaktadır. Mikro akışkan sistemlerde kullanılan PDMS, çapraz bağlama maddesi ile birlikte döküldüğü kalıbın elastomerik bir kopyasının elde edilmesine hizmet eder. Bu çapraz bağlanma gerçekleştikten sonra PDMS, hidrofobik bir elastomer davranışı sergiler.

Polidimetilsiloksan, avantajları sebebiyle kalıp çıkarma işlemlerinde oldukça fazla kullanılır. Kimyasal açıdan inert olması, iyi gaz geçirgenliğine sahip olması, iyi termal stabilite ve şeffaf olmasıyla optik açıdan fayda sağlamaktadır. Fiziksel özellikleri arasında yüksek gerilme modülü (1.8 MPa) ve yüksek fiziksel dayanıklılık (4.77 MPa), kürleme sonrası düşük çekme (%1,1) ve yüksek uzama (%160) bulunur. PDMS ayrıca, PDMS yapılarının kalıptan kolayca ayrılmasını mümkün kılan düşük serbest yüzey enerjisine sahiptir. Ayrıca PDMS iyi biyo-uyumluluk oranına sahip olduğundan dolayı sağlık alanında da kullanılmaktadır. Toksin özellikler barındırmaması, polimerin vücuda implantasyonunu mümkün kılmıştır. Öte yandan güçlü hidrofobik malzeme olması çalışmalarda zorluklara sebep olabilmektedir. Sıvı çözeltilerin yüzeyde toplanıp kabarcık oluşturmasına neden olabilmektedir [130].



Şekil 2.11: PDMS Kimyasal Formülü

2.6 Sensör Üretimi & Karakterizasyonu

Bu başlık altında, yürüyüş analizinde kullanılmak üzere PDMS/CNT/GNP nanokompozit basınç sensörlerinin üretimi ve karakterizasyonu ele alınacaktır. Aynı zamanda karakterize edilmesi için kullanılan cihazlar alt başlıklar olarak karakterizasyon testleri öncesi açıklanacaktır. Bu bölüm kendi içinde üç ana başlık ile idame ettirilecektir.

- Birinci olarak, nanokompozit karışımın literatüre bağlı kalarak hazırlanması ve hazırlanırken dikkat edilen parametreler açıklanacaktır. Bu karışım hazırlanırken basınç sensörü olarak en iyi şekilde tepki veren karışım seçilmiştir.
- Karışımların karakterizasyonu sonucu elde edilecek verilerin değerlendirilerek basınç sensörü olarak sınıflandırılmasına fayda sağlayacak veriler sonucu en doğru karışım oranı ile yürüyüş analizi çalışmalarında kullanılmak üzere sensörler geliştirilecektir.
- Hazırlanan sensörlerin yürüyüş analizi için kullanılmasına hazır hale getirmek için gerekli karakterizasyon ve ölçümler yapılacaktır.

2.7 Sensör Karışımının Hazırlanması

Literatürde farklı tekniklerle hazırlanmış karışımların farklı karakteristik özellikler gösterdiği ve ayrıca içine katılan dolgu malzemenin oranının nanokompozit yapısını değiştirdiği önceki bölümlerde açıklanmış ve literatür taramalarıyla gösterilmiştir. Bu araştırmalar sonucu kullanacağımız PDMS ve dolgu malzemesi olarak CNT/GNP karışımı ve yapılacak nanokompozit malzeme içine katılan dolgu malzemelerinin birbiri ile bağlantıya geçmesi ve yükseltici etki göstererek özelliklerini bir ileriki seviyeye taşıması uygulama açısından önemlidir. Sadece CNT kullanılan iletken nanokompozitlerde öz direnç görece daha yüksek iken iki malzemenin birlikte kullanılması iletkenlik ağını geliştirerek karışımın öz direncini ve çalışma aralığını değiştirmektedir. Bu yüzdendir ki sadece CNT kullanmak yerine hazırlanan sensörlerde CNT/GNP dolgu malzemelerinin karışımı tercih edilmiştir. Sensör karışımı hazırlanır iken 9 farklı oran test edilmiş ve en iyi özellikli karışımı basınç sensörü olarak kullanılması kararlaştırılmıştır. Bu dokuz oran Tablo 2.6'de gösterilmiştir.

Tablo 2.6: PDMS İçine Dolgu Malzemesi Olarak Kullanılan Karışımların Oranları

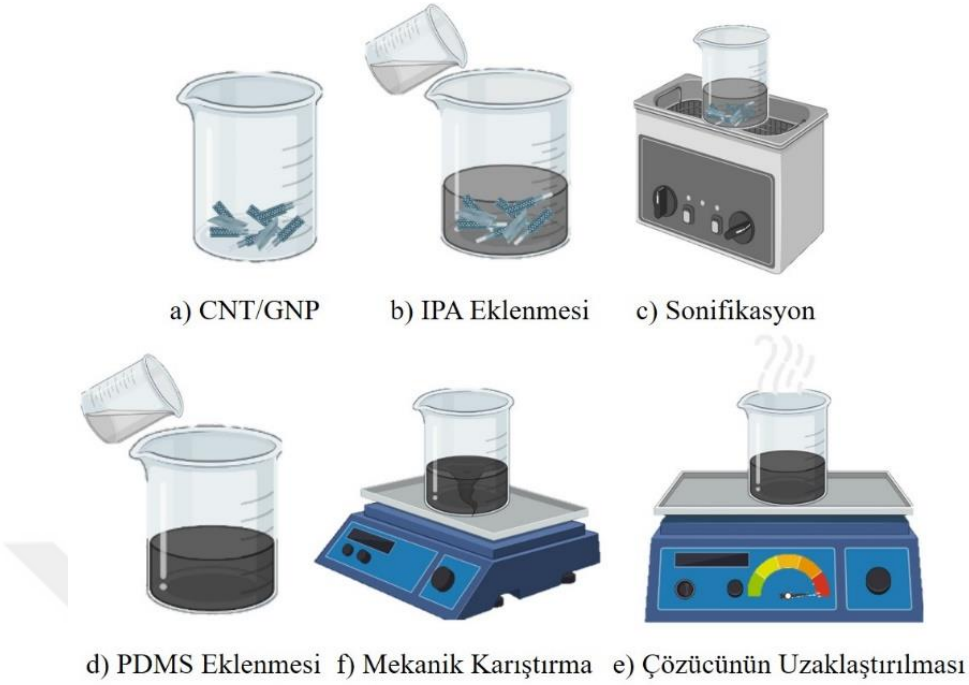
Yoğunluklar	MWCNT: GNP Oranı	Ayırt Edici İsmi	Miktar(g) PDMS/CNT/GNP
%5 Ağırlıklı	4:1	K541	10 / 0.4 / 0.1
	6:1	K561	10 / 0.43 / 0.07
	8:1	K581	10 / 0.45 / 0.05
%7 Ağırlıklı	4:1	K741	10 / 0.56 / 0.14
	6:1	K761	10 / 0.6 / 0.1
	8:1	K781	10 / 0.63 / 0.07
%9 Ağırlıklı	4:1	K941	10 / 0.72 / 0.18
	6:1	K961	10 / 0.77 / 0.13
	8:1	K981	10 / 0.8 / 0.1

Bu karışımlarda kullanılan çok duvarlı karbon nanotüpün (Saflık: >96%, Dış Çap: 8- 18 nm, Uzunluk: 9-14 μm) temini Nanografi NANO Technology (Ankara, Türkiye) şirketinden, Grafen (Saflık: 99.9+%, Boyut: 5 nm, Yüzey Alanı: 170 m2/g, Çap: 18 μm)

yine aynı şirket olan Nanografi NANO Technology (Ankara, Türkiye)'den temin edilmiştir. Üretimde kullanılacak bir diğer materyal olan polidimetilsiloksan (Slygard-184 Silicone Elastomer) ise Dow-Corning (United States)'den alınmıştır. Son olarak çözücü olarak kullanılan izopropil alkol (IPA) ise Sigma Aldrich (United States)'den temin edilmiştir.

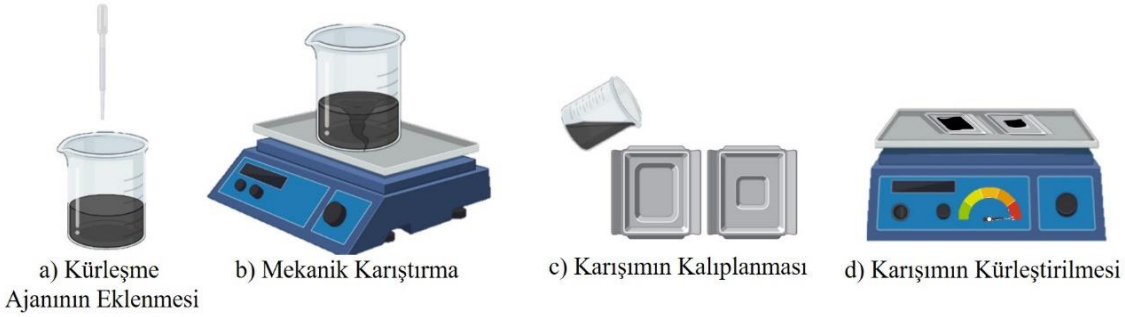
Üretim aşamaları, Şekil 2.12'da gösterildiği şekilde öncelikle CNT/GNP oranları hassas tartı (Radwag AS60/220 R2 Analitik Terazi 60/220gr-0.00001/0.0001) ile ölçülmüştür. Sonrasında topaklanan karbon nanotüplerin ve grafenlerin dağıtılmasında yardımcı olarak izopropil alkol karışıma eklenmiştir. İzopropil alkol (IPA) oranı kullanılan toplam dolgu ve matris malzemesinin toplam ağırlığının 7 katı olarak literatürde belirtildiği şekilde kullanılmıştır. Ürünler İntersonik marka sonifikasyon cihazında 30 dakika boyunca tutularak hem topaklanma önlenmiştir hem de karbon nanotüpler ile grafenler arasındaki pi bağları aktifleştirilerek homojenizasyön sağlanmıştır.

Oda sıcaklığındaki karışımın üzerine hesaplanan yüzdeye göre PDMS A formu eklenmiştir. İzopropil alkol aynı zamanda PDMS içindeki polimer zincirlerini kırarak karışımın daha hızlı birbiri ile etkileşime geçmesini sağlamaktadır. PDMS eklenen karışım 30 dakika süresince manyetik balık ile birlikte dakikada 600 çevrim sağlayan karıştırıcı ile mekanik olarak karıştırılmıştır. Son olarak çözücü olarak kullanılan izopropil alkolün uzaklaştırılması için 90 santigrat dereceye ısıtılmış sıcak tabla üzerinde 6 saat boyunca tutulmuştur. Bu işlemden sonra tekrar ağırlıkları hassas tartı ile ölçülmüş ve içinde çözücü madde kalmadığından emin olunmuştur.



Şekil 2.12: Üretim Aşamaları

Çözücü IPA'dan arındırılan karışımlara PDMS polimerinin ajanı olarak geçen PDMS B maddesi 10:1 oranında eklenerek kürleştirme işlemi başlatılmıştır. Bu kürleşme ultraviyole ışık altında ya da sıcaklık ile olmalıdır. Kürleşme ajanının karışması için karışımlar mekanik karıştırıcı ile 10 dakika boyunca oda sıcaklığında 600 rpm hızında karıştırılır. Hazırlanan karışım önceden hazırlanmış kalıplar içine alınarak. Sıcak tabla üzerine bırakılır. Kalıplanmış karışım 110 santigrat derece sıcaklıkta 30 dakika süresince bekletilmiş ve kürleştirilmiştir.



Şekil 2.13: Kalıplama Aşamaları

2.8 Karakterizasyon

Üretilen sensörlerin karakterini anlamak için, sırayla elektriksel iletkenlik ölçümü, elektron mikroskopu ölçümü ile birlikte FTIR ölçümleri yapılmıştır. Bunlar sayesinde kullanılacak sensörün özellikleri belirlenmiş ve aralarında yüksek basınç rejiminde lineer olarak hareket edecek sensör seçilmiştir. Elektron mikroskopu görüntülerinde nanokompozit yapının iç yapısı incelenmiş ve inceleme sonucu karbon nanotüp, grafen ve PDMS malzemelerinin ne denli birbiri ile etkileşimde olduğu not edilmiştir.

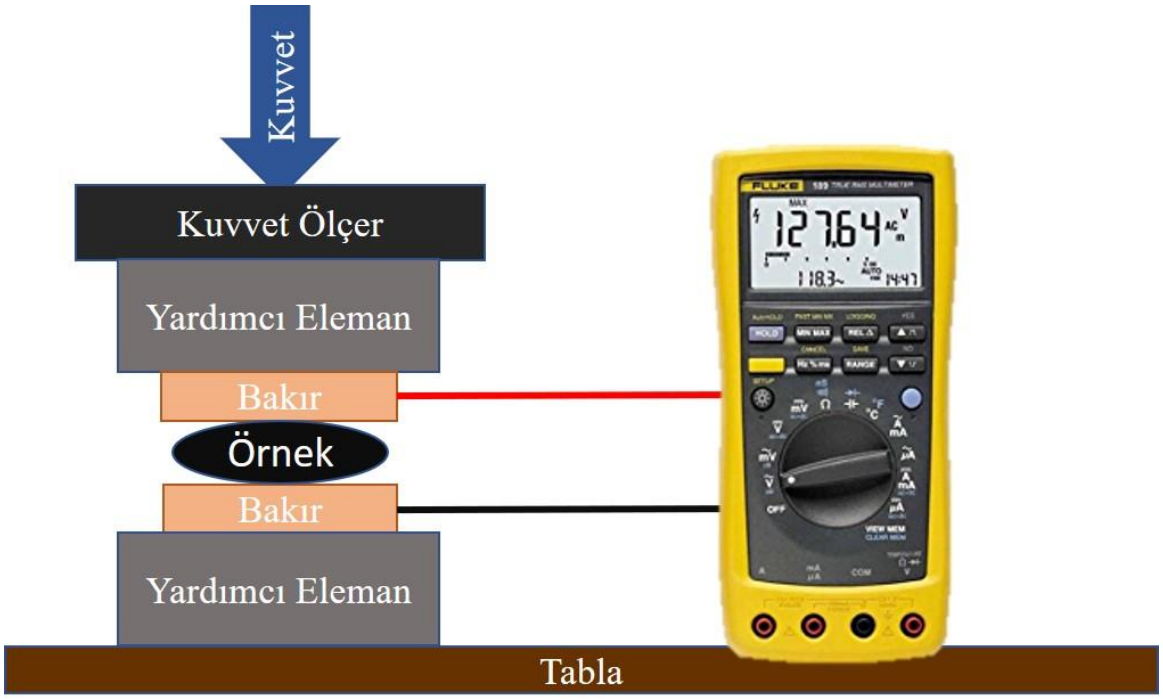
2.8.1 Elektriksel İletkenlik Ölçümleri

Kullanıma hazır hale gelen K541, K561, K581, K741, K761, K781, K941, K961 ve K981 adlı örneklerin fiziksel boyutları hassas kumpas ile ölçülmüş ve Tablo 2.7 verilmiştir. Ölçümler 3 farklı noktadan yapılmış ve bunların ortalamaları alınmıştır. Kalınlıkları ve yüzey alanları öz direnç hesaplanmasında kullanılmıştır. Sonrasında her bir örnek 3 mm kalınlık ve 27 mm çapında olacak şekilde hazırlanarak ölçüm düzeneğinde ölçümleri alınmıştır.

Tablo 2.7: Karışımların Fiziksel Özellikleri

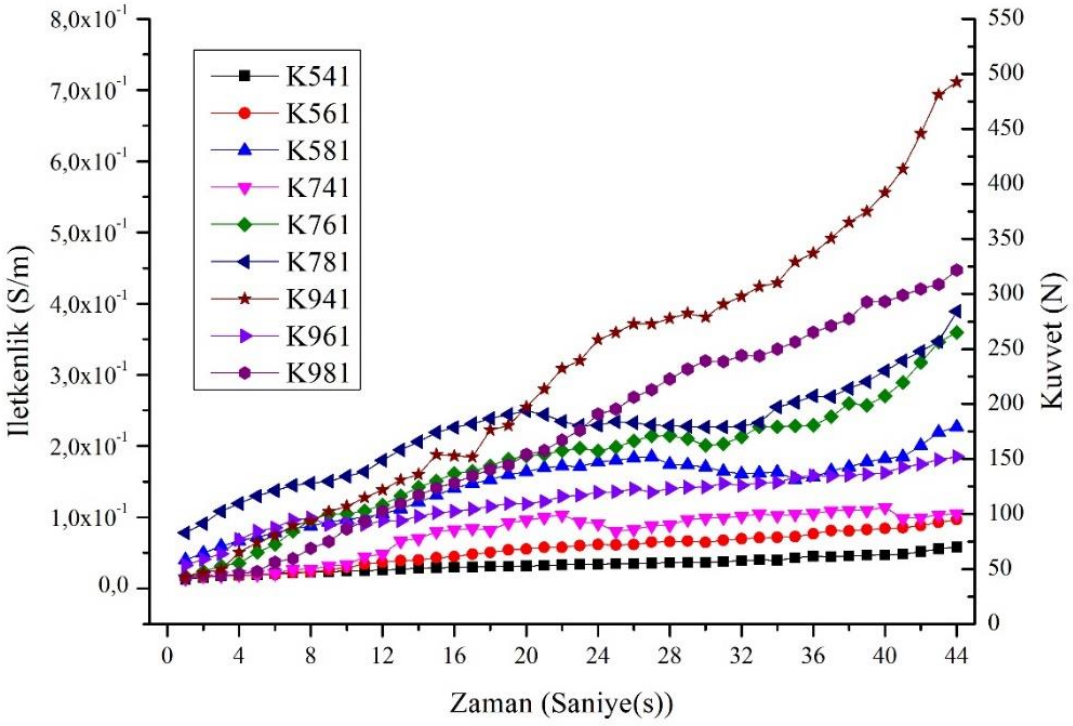
İsmi	Kalınlık (mm)	Yüzey Alanı (mm^2)	Özdirenç (ρ)
K541	4,6	540,84	25,0162
K561	3,57	539,69	12,8042
K581	4,725	518,606	9,06202
K741	5,6	593,656	9,01085
K761	4,575	557,67	5,43429
K781	5,74	573,272	5,23028
K941	5,4	581,217	7,20482
K961	5,7	578,6	3,57462
K981	6,07	582,726	2.61262

Elektriksel ölçümler Fluke 189 Digital Multimetre ile gerçekleştirilmiş olup ölçüm sırasında sensörler üzerine 0-500 Newton aralığında kuvvet uygulanmış ve 45 saniye boyunca ölçüm yapılıp ortalama değer alınmıştır. Kuvvet lineer şekilde arttırılarak uygulanmıştır. Ölçüm düzeneği Şekil 2.14'de gösterilmiştir.



Şekil 2.14: Elektriksel Ölçüm Düzeneği

Bu düzenek ile yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar Şekil 2.15 verilmiştir.



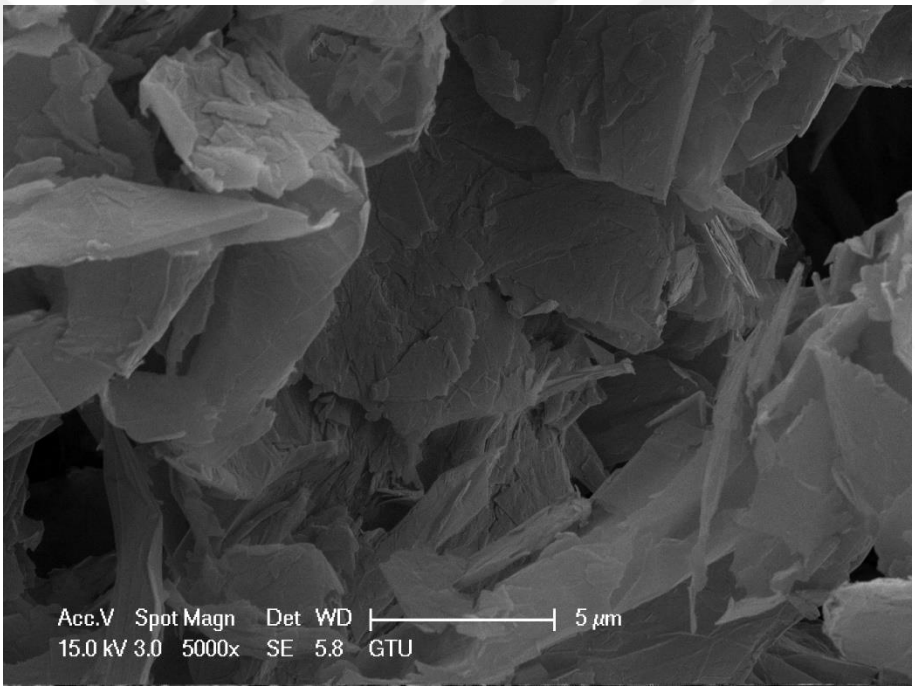
Şekil 2.15: Karışımların Kuvvet Altında Direnç Değişimi

Bu ölçümler sonucu ortaya çıkan durumda K941 en iyi kuvvet direnç tepsine sahip olduğu gözlenmiştir. Bunun sebebi hem dirençlerin tepkiselliklerinin sızma akımlarıyla alakalı olması hem de piezodirençli malzemedeki dolgu malzemesinin miktarına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. K941 için üretim tekrarlanmış ve sisteme yerleştirilecek sensörler ayrıca üretilmiştir. Üretilen bu sensörler son hal olarak boyut ve şekil açısından optimize edilmiştir ve ölçümler tekrar belli kuvvetler altında tekrarlanmıştır.

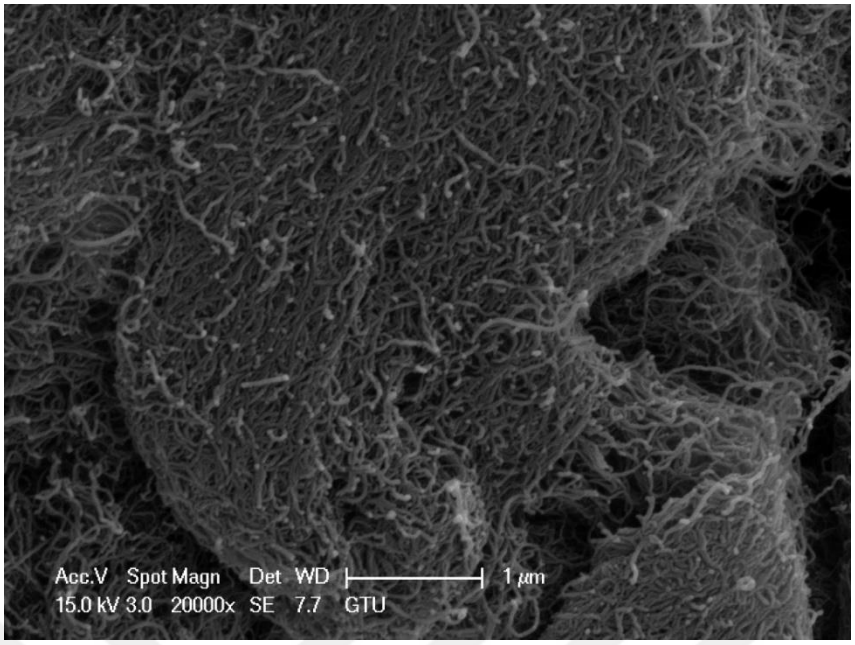
2.8.2 Nanokompozit Yapının SEM Görüntüleri

Elektron mikroskobu, elektron demetlerini görüntü elde etmek için kullanan modern karakterizasyon cihazıdır. Işık mikroskobu ile görüntülenemeyen nano boyutlu malzemelerin görüntülenmesine olanak sağlayan bir mikroskoptur. Elektronların manipüle edilerek malzemeye gönderilmesi ve malzeme ile temas eden elektronların saçılması sonucu detektörler yardımıyla tespit edilmesiyle görüntüler elde edilir.

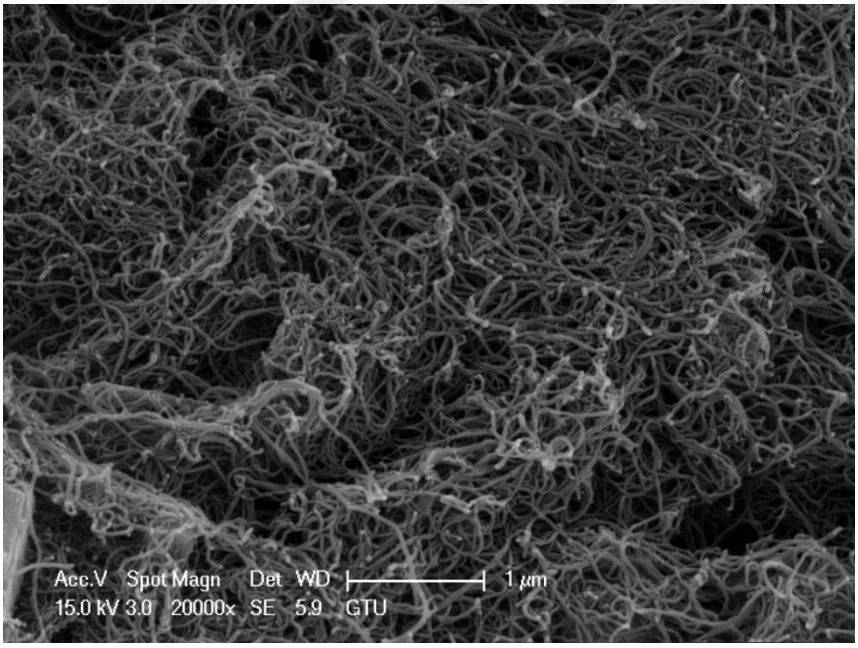
Gebze Teknik Üniversitesi bünyesinde bulunan Philips XL 30 SFEG marka SEM cihazı kullanılmıştır. Bu cihazda karakterize edilecek malzemelerin önceden 1 santimetrekare yüzey alanının olması beklenmektedir ve bu yüzden malzemeler tekrar boyutlandırılarak ölçümler yapılmıştır.



Şekil 2.16: Grafen Nano Parçacıkların SEM Görüntüsü



Şekil 2.17: Çok Duvarlı Karbon Nanotüplerin SEM Görüntüsü



Şekil 2.18: Çok Duvarlı Karbon Nanotüplerin SEM Görüntüsü

Elektron mikroskopu resimleri gösterdiği üzere topaklanmanın önüne geçilmesi için IPA içinde sonifikasyon gereklidir. Ayrıca birbiri içine homojen olarak dağılması yine sonifikasyon ve mekanik karıştırma sonucu oluşmaktadır.

2.8.3 Nanokompozit Yapının FTIR Ölçümleri

Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi katı, sıvı ve gaz bir malzemenin soğurma ve kızılötesi spektrumdaki emisyonlarını kullanarak karakterize edilmesidir. Hazırlanan kompozit malzemenin yapılarındaki fonksiyonel gruplar, iki bileşiğin aynı olup olmadığı, yapıdaki bağların durumu, bağlanma yerleri ve yapının ne derece bağ yaptığı gözlemlenebilir.

Bu çalışma ile birlikte CNT/GNP/PDMS nanokompozit yapının birbiri ile ne derece etkileşime girdiği gözlenmiştir. Fonksiyonel grupların ve bağların enerji spektrumları ayrıca açıklanmıştır.

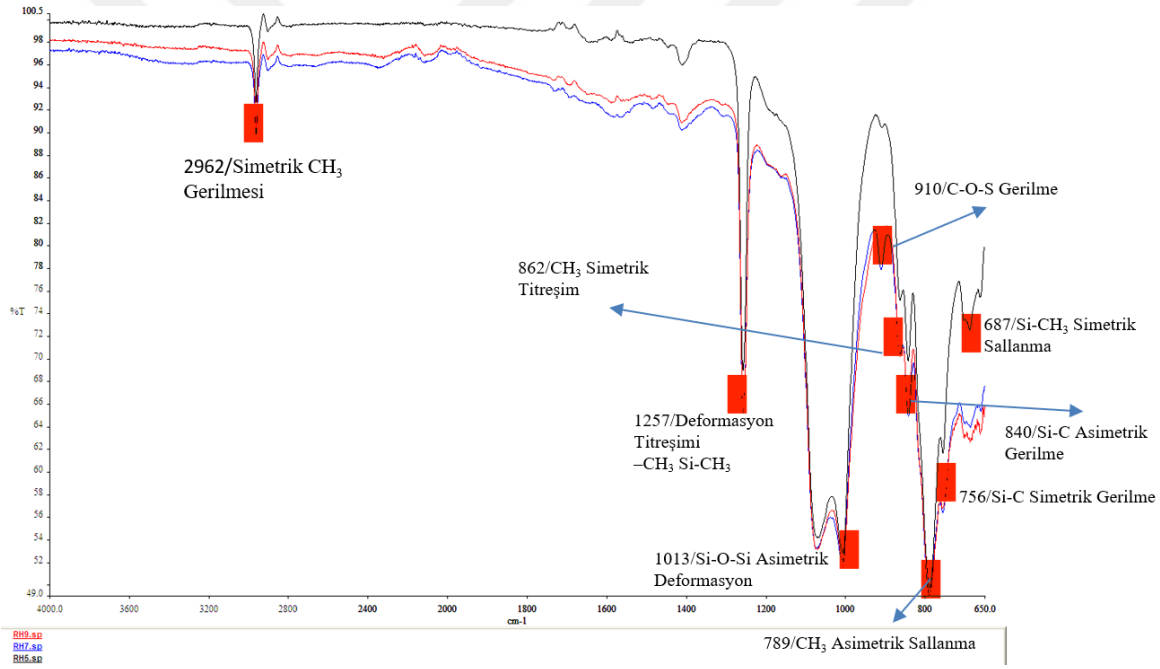
Marmara Üniversitesi laboratuvarında bulunan Perkin Elmer Spectrum 65 Fourier Transform Infrared (FTIR) cihazı kullanılarak testler yapılmıştır. Test sonuçları ve bağların enerji seviyeleri literatürle belirtilenler üzere Tablo 2.8 ve Şekil 2.16'de açıklanmıştır.

Tablo 2.8: Yapıdaki bağ enerji seviyelerinin açıklamaları

Dalga Boyu (cm^{-1})	**Tercümesi**
~3000–3600	OH Esnemesi
~2962	Simetrik CH_3 Gerilmesi
~2908	Asimetrik CH_3 Gerilmesi
1830-1560	H_2O Bükülme
~1443	CH_2 Bükülme
~1404	CH_3 Asimetrik Bükülme
~1259	Deformasyon Titreşimi $–CH_3$ in Si-CH_3
1176	S=O Simetrik Gerilme. C=O Gerilme
~1015	Si-O-Si Asimetrik Deformasyon
910	C-O-S Gerilme
864	CH_3 Simetrik Sallanma
843	Si-C Asimetrik Gerilme
~792	CH_3 Asimetrik Sallanma
756	Si-C Simetrik Gerilme
687	Si-CH_3 Simetrik Sallanma

Bu tercümeler nanokompozit içinde kullanılan malzemelerin farklı oranların yapısal özelliklerinin 650-4000 cm^{-1} aralığında FTIR spektroskopisi ile ölçüldüğünü

göstermektedir. AMWCNT/GNP/PDMS'in FTIR spektrumu, 2962 cm^{-1}'de -CH_3 simetrik gerilme titreşimine, 1257 cm^{-1}'de Si-CH_3'de -CH_3 deformasyon titreşimine, 1005 cm^{-1}'de Si-O-Si asimetrik deformasyona, 911 cm^{-1}'de C-O-S gerilmeye karakterizedir. 863,789 cm^{-1}'de görülen emilim bandı, -CH_3 simetrik kayma için, 843,758 ve 687 cm^{-1}'de Si-C asimetrik gerilme, Si-C simetrik gerilme ve Si-CH_3 simetrik kayma için nanokompositlerde görülen maksimum enerji bantlarıdır. Elde edilen sonuçlardan görülebileceği gibi, PDMS'e AMWCNT/GNP karıştırılması artan oranlarda PDMS'in bantlarının yoğunluklarını değiştirir ve spektrumda AMWCNT/GNP'ye atfedilebilecek yeni bantların ortaya çıkışına yol açar. Bu, PDMS ve AMWCNT/GNP arasında bir etkileşim olduğunu gösterir. Şekil 2.17'de sonuç grafiği gösterilmiş ve enerji spektrumları işaretlenmiştir.



Şekil 2.19: Yüzde 5,7 ve 9 GNP/CNT İçeren Nanokompozit Basınç Sensörlerinin FTIR Sonuçları

Enerji bantlarından da anlaşılacağı gibi yüzde 9'luk karışımın en çok etkileşime girerek bağ yaptığı görülmektedir. Yüzde 7'lik karışım çok az bir farkla gerisinde gelmektektedir. Yüzde 5'lik karışımda ise simetrik gerinimlerin ve deformasyonların çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu öncelikli olarak sızma akımının değişimini etkilemektedir. Dolgu malzemesinin matriks malzeme içinde dağılımı ile doğru orantılı olarak nanokompozit basınç sensörünün karakteristik özelliğini değiştirmektedir.

3. SENSÖR UYGULAMASI

Bu bölümde, bir önceki bölümde üretimi ve karakterizasyonu yapılan PDMS/CNT/GNP nanokompozit basınç sensörlerinin ayakkabı tabanlığına yerleştirilmesi sistemin kullanılabilir hale getirilmesi ele alınmıştır. Bu bölüm kendi içinde üç bölüme ayrılmıştır.

- Birinci bölümde, basınç sensörlerinin mekanik gürültüden etkilenmemesi için sensör tabanlık sisteminin geliştirilmesine ve tasarımı sunulacaktır.
- İkinci bölümde, sensörler üzerinden gelecek verilerin işlenmesine yönelik kullanılan Arduino UNO ve kablosuz veri iletim sisteminin tasarımı anlatılacaktır.
- Son olarak, sensörlü ayakkabının entegrasyonu anlatılmaktadır. Sensörlü ayakkabı literatüründe rapor edilmemesi ile birlikte sensörlerin tepkilerinde değişkenlik bulunması doğru plantar basınç dağılımını etkilemektedir. Bu yüzden ayakkabı içi karakterizasyonu ayrıca dikkat edilmiştir. Sol ve sağ ayak arasındaki farklılıklarında ortaya çıktığı bu bölümde sistemin mümkün olduğunca gürültüden ve karakterizasyon probleminden uzak şekilde çalışması hedeflenmiştir.

3.1 Sensörlü Ayakkabı Tabanlığının Tasarımı

Sensörlü tabanlık, giyilebilir plantar basınç dağılımı sisteminin ana bileşeni olarak karşımıza çıkmaktadır. Basınç veya kuvvet ölçümlerinde mekanik gürültüyü önlemek için taban malzemesi ve kablolama dikkatlice yapılmalıdır. Düşük deformasyon ve kuvvet sönümlemeleri nedeniyle sensör yerleşimi için ince, düz ve pamuklu tabanlar seçilmiştir. Bu seçim yapılırken ticari olarak satılan ayakkabı iç tabanlıkları incelenmiş ve silikon tabanlıkların, kuvveti sönümlemesi nedeniyle kullanılmamasına karar verilmiştir. Ayrıca ortopedik özelliklere sahip tabanlıkların basınç dağılımını ve tabana etkisi düşünüldüğünde ayrıca problemlerle karşılaşacağından tabanlık olarak

kullanılmaması kararlaştırılmıştır.

Şekil 3.1'de gösterilen seçilen tabanlıklar kullanılarak sensörlü tabanlık haline getirilecektir. Bu tabanlıkların kabloların düzenlenmesini kolaylaştıracak şekilde iğne ile dokunacak kadar ince ve yumuşak olması kuvvet dağılımına minimum etki edeceğinden ve ayrıca tamamen düz olması ayak tabanına tepki kuvveti uygulamayacağından kullanılmasına karar verilmiştir.



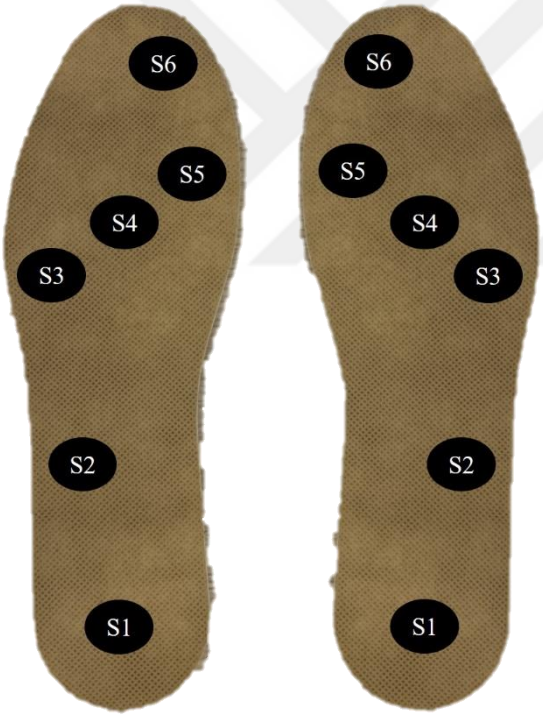
Şekil 3.1: Sensör Yerleşimi için Kullanılan Pamuklu Tabanlık

3.1.1 Sensörlerin Tabanlıklar Üzerine Konumlandırılması

Sensörlerin konumlandırılması, tasarlanan sistemin amacı ve beklenen sonuçlar ile direkt ilişkilidir. Örneğin, biyomekanik araştırmalarda kullanılan cihazların geniş sensör matrislerine sahip olması yüksek uzaysal çözünürlüğe de sahip oldukları anlamına gelmektedir. Akademik çalışmalarda bahsedilenden ayrı olarak daha çok tabandaki basınç noktalarına yönelik olarak sensörlerin yerleştirilmesi daha yaygın yaklaşımdır. Plantar basınç izleme için kritik noktalar uygulamanın amacına göre değişim gösteriyor

olsa da topuk, metatarsal ve baş parmak altında bulunan sensörler her uygulamada görülmektedir.

Yürüyüş analiz sistemi için kullanılacak sensörlerin yerleşimleri, Giriş ’de anlatılan yürüyüş mekanizması dikkate alındığında ve ayrıca Şekil 1.3 ve Şekil 1.4’de tabanda oluşan basınç noktaları gözlemlendiğinde toplamda altı adet sensör tabanlık üzerine yerleştirilmesi kararlaştırıldı. PBD izlemek amaçlı yerleştirilen bu sensörlerin ilki topuk bölgesinde, baş parmak bölgesinde, üç tanesi metatarsal bölgede ve son olarak orta ayak bölgesinde konuşlandırılmıştır. Bu tasarım, yürüyüş analizi literatüründe bulunan PBD sistemlerinde kullanılan bölgelerin çoğunu kapsamaktadır. Önerilen sensör konfigürasyonu ve bölgeler Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Sensör Numarası	Temsili Alan
1	Topuk
2	Alt Orta Taban
3	Yüksek Orta Taban
4	3. & 4. Metatarsal
5	1. Metatarsal
6	Baş Parmak

Şekil 3.2: Sensörlerin Tabanlık Üzerinde Dağılımı

Sistemin son hali ve elektrot olarak kullanılan bakır plakaların yerleşimi Şekil 3.3’te gösterilmiştir. Paralel elektrotlar arasına koyulan basınç sensörü sonrasında hava geçirmeyen yapıştırıcılar ile kapatılmış ve sistem atmosferden yalıtılmıştır. Sistem elektronik sisteme bağlanarak kullanıma hazır hale getirilmiştir. Elektronik sistem

Arduino UNO ve Bluetooth modülü ile birlikte yazılımdan oluşmaktadır. Bunlar ayrıca bir sonraki başlıkta açıklanacaktır.



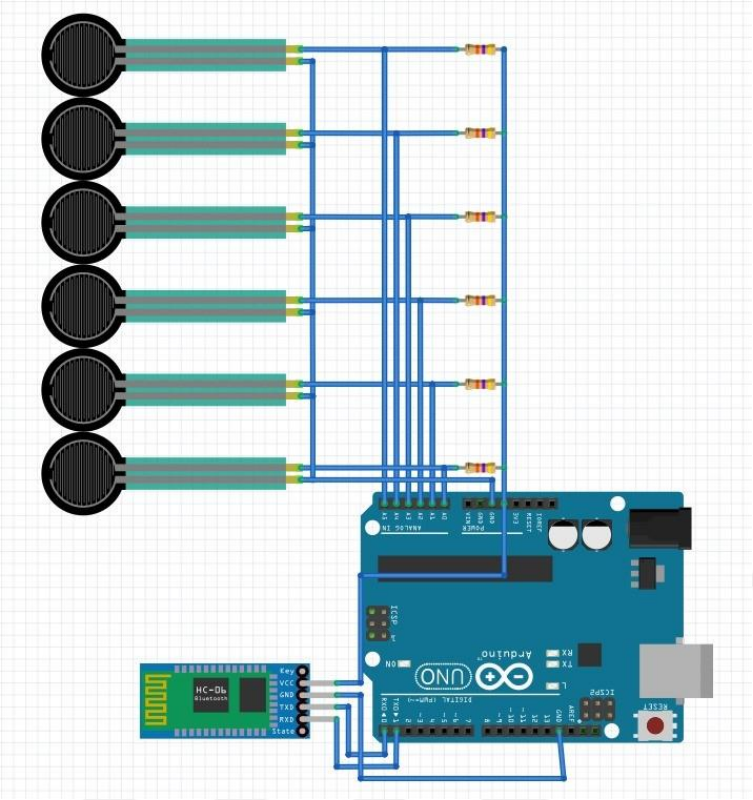
Şekil 3.3: Elektrotları Eklenmiş Tabanlık & Görselliği İyileştirilmiş Tabanlık

Bu geliştirilmeler yapıldıktan sonra paralel elektrotlar arasına üretilmiş sensörler koyulmuş ve elektronik sistem ile birlikte ölçümler yapılmıştır.

3.2 Elektronik Sistem & Yürüyüş Analiz Programı

Üretilen sensörlerin kontrolü ve yürüyüş analizinin yapılması amacıyla elektronik sistem tasarlanmıştır. Tabanlıkların kontrolü ve sensör üzerinden voltaj verilerin toplanması için kablosuz veri aktarım sistemi kullanılmıştır. Bu bölümde bunları yaparken kullanılan sistemler ve yazılım açıklanmıştır.

Elektronik devrede Arduino UNO ve HC-06 kablosuz veri aktarım modülü kullanılmıştır. Kurulan devrenin temel görevleri sinyal okuma, voltaj verisi toplama ve kablosuz veri iletimi olarak sıralanmaktadır. Tasarlanan devre Şekil 3.3'de gösterildiği gibidir.

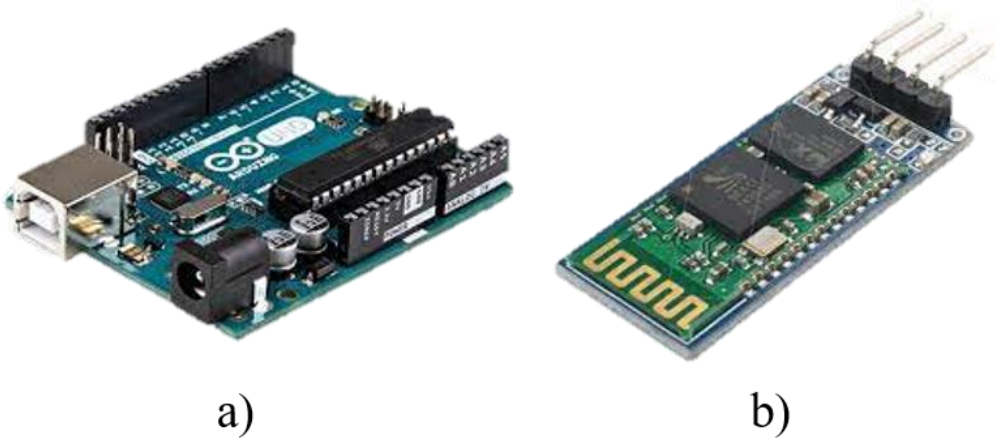


Şekil 3.4: Sensörlerin & Sistemin Bağlantı Şeması

Devre şemasında veri aktarımı şu şekilde oluşmaktadır;

- Ayakkabı tabanına bağlı olan sensörler uyarıldığında dirençte değişim gözükür.
- Değişim Arduino UNO ile algılanır ve analog değişim sayısal değerlere yazılım yardımıyla dönüştürülür.
- Her sensör ile güç kaynağı arasına direnç bağlanarak ölçüm yapılır.
- Elde edilen sayısal veriler kablosuz veri aktarımı ile işleneceği yazılıma gönderilir.

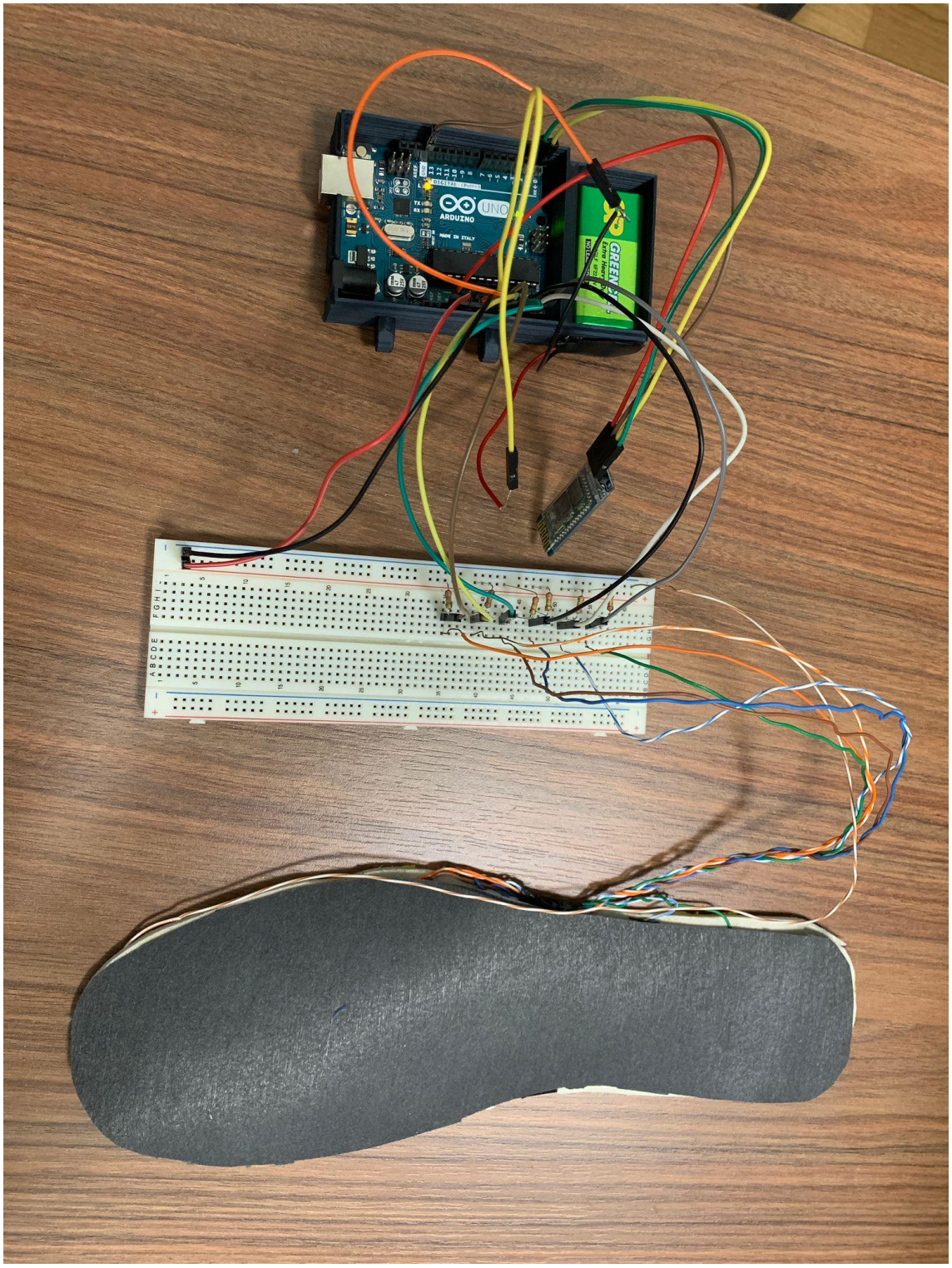
Elektronik devreler oluşturulurken birçok veri aktarım sistemi kullanılabilmektedir. Literatürde farklı iletim türlerinden XBEE, Bluetooth, DAQ kartları vb. görülmektedir. Bu sistem kurulurken Arduino UNO ve HC-O6 Bluetooth modülü kullanarak hem düşük güç tüketimi hem de minimum maliyeti sağlayacak şekilde ilerlenmiştir. Daha güçlü iletim ve hız sağlayan diğer sistemeler yüksek maliyet ve yüksek güç tüketiminden dolayı tercih edilmemiştir.



Şekil 3.5: a) Arduino Uno b) HC-06 Bluetooth Modülü

Bu sistemin görevi bakımında diğer tasarım hususlarının ayrıca değerlendirilmesi gerekir. Yürüyüşü engellememesi açısından mümkün olduğunca küçük olması ve elektronik devrelerde gürültünün önlenmesi ayrıca çalışılabilecek konulardır. Arduino UNO içinde koşturulan kod Ek-A'da sunulmuştur. Bu koda ek olarak grafik kullanıcı ara yüzü ayrıca Ek-B'de sunulmuştur. Arduino UNO'nun 10 bit analog dijital çeviricisi ile 0-5 V'un 0-1023 ADC birim aralığına dönüştürülmesiyle sonuçlanan voltaj sinyalleri alınır. Sinyaller yazılıma gönderilerek işlenir.

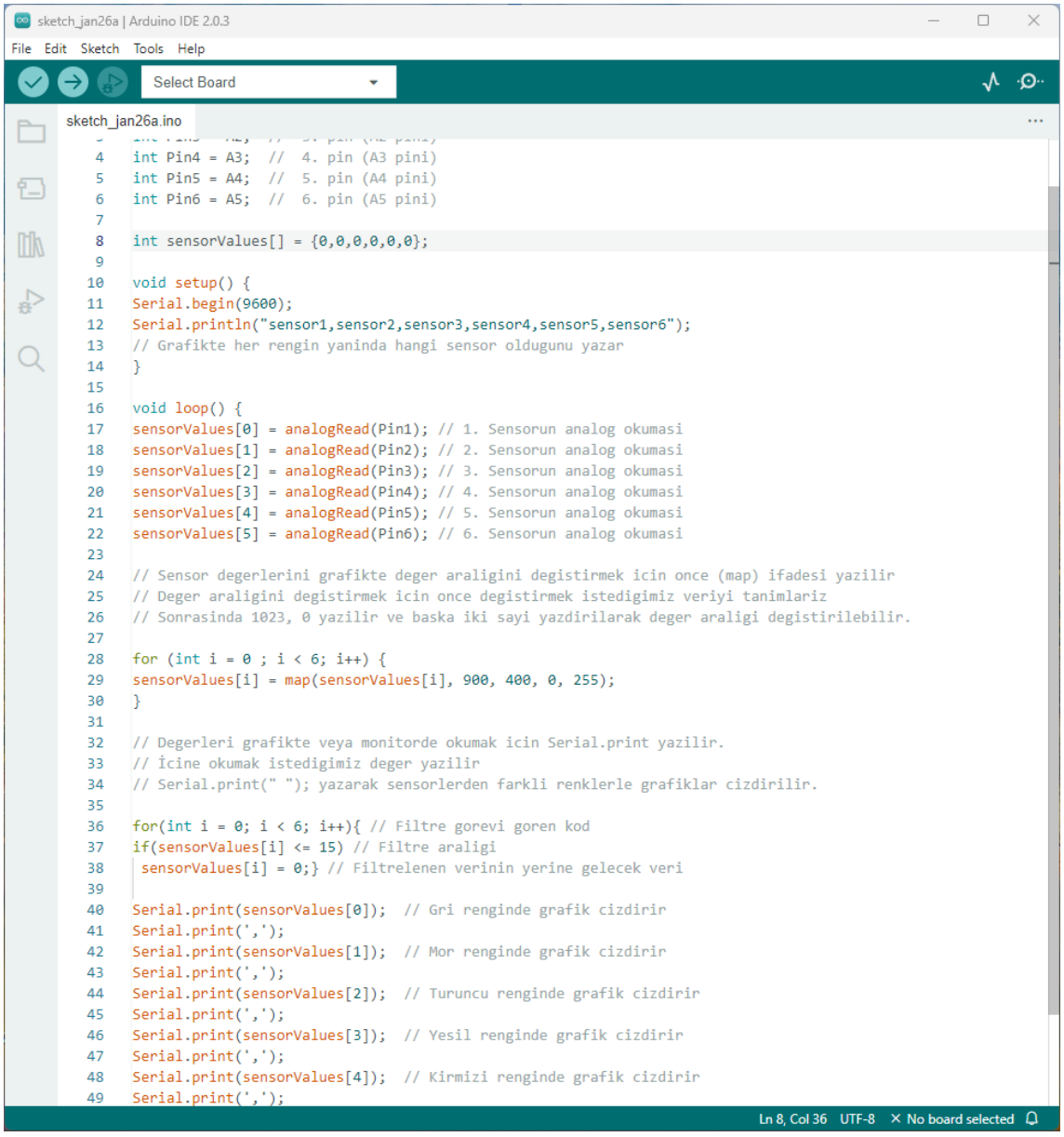
İşlem sırasında dışarıdaki gürültüden ve görüntü olarak esnetik olması açısından sistem özel olarak tasarlanmış kutu içine yerleştirildi. Bu kutu içinde sistem için gerekli güç kaynağı, kablosuz iletim modülü ve mikroişlemci bulunmaktadır.



Şekil 3.6: Sistemin Kullanıma Hazır Hali

3.3 Yürüyüş Analiz Verileri

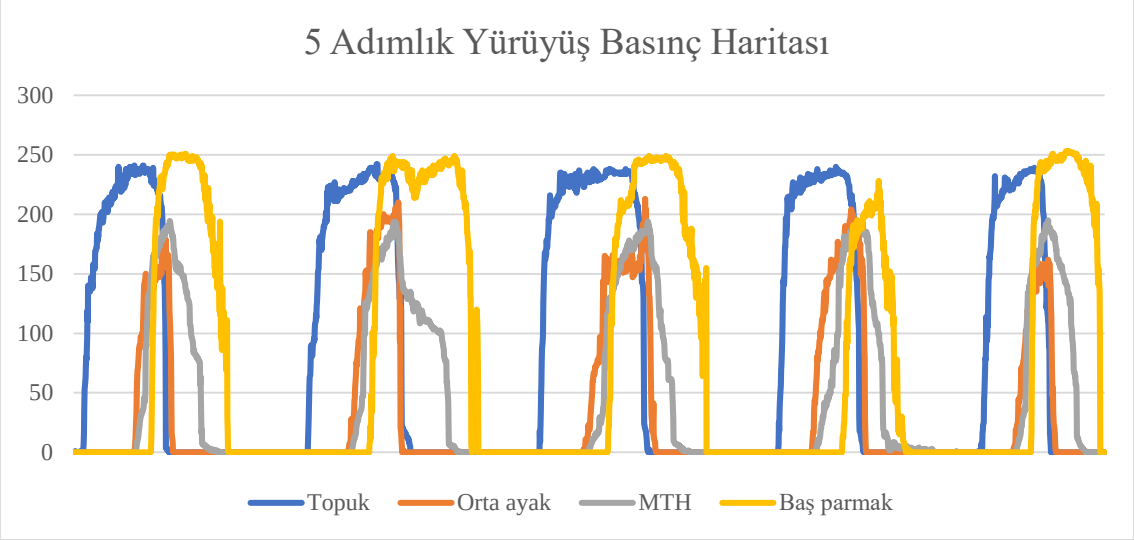
Sistemin son hali Şekil 3.6'da gösterildiği gibidir. Bu sistem ayakkabı tabanlığı olarak tasarlandığından uygun gereksinimleri sağlayan ayakkabıya entegrasyonu sonrasında sistem çalışacaktır. Bu sayede veriler kullanıcıdan gerçek zamanlı olarak toplanır ve işlenir. Bu verilerin toplanması için Arduino IDE 2.0 kullanılmıştır. Şekil 3.6 programın ara yüzünü göstermektedir.



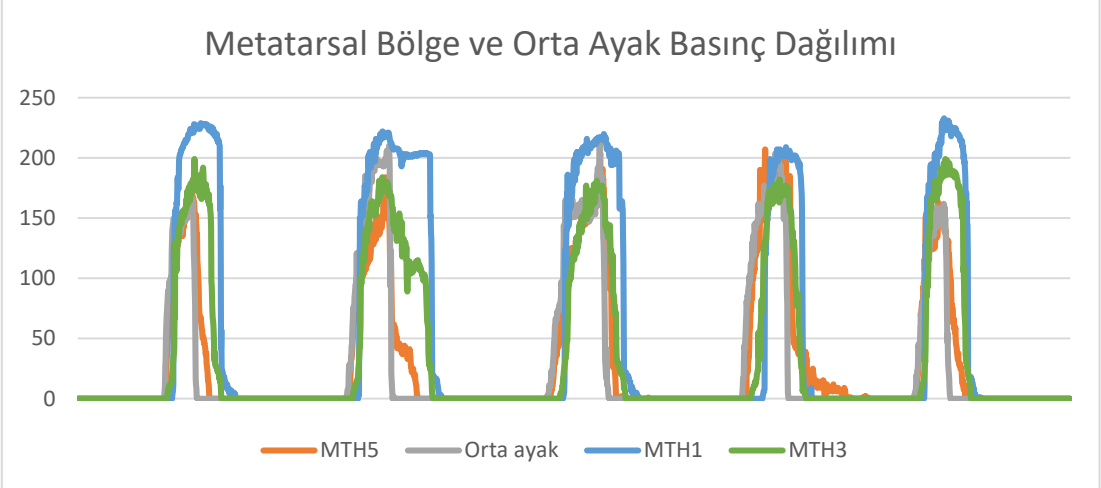
Şekil 3.7: Arduino IDE Arayüzü

Bu sistem ile düz tabana sahip bir kullanıcıdan alınan veriler Şekil 3.8'de gösterilmiştir.

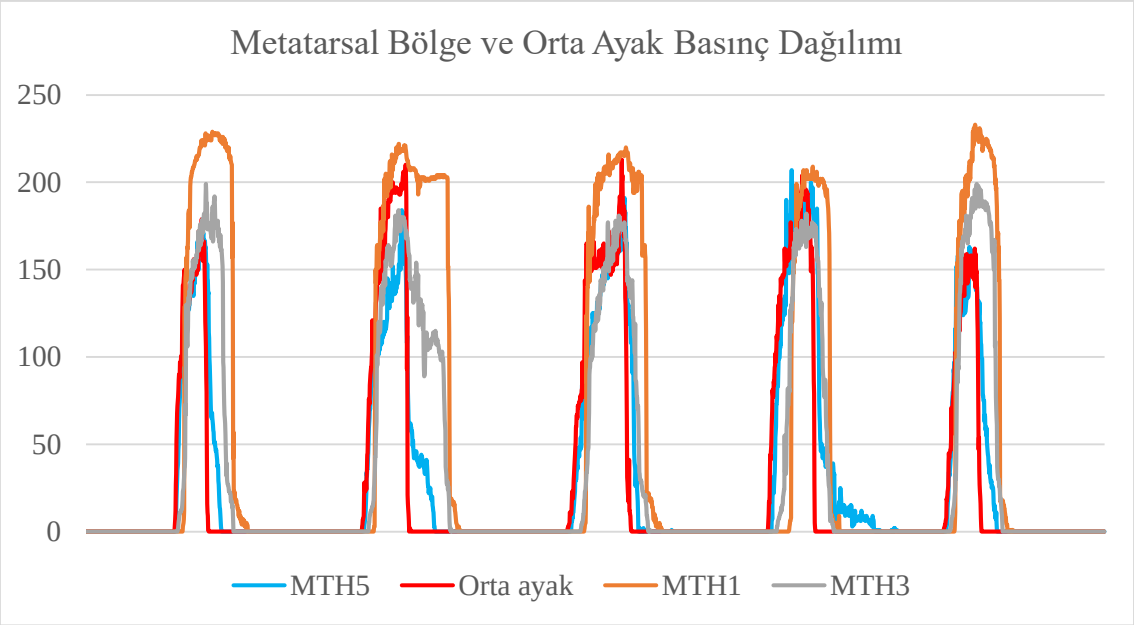
Kullanıcı düz tabana sahip olduğundan dolayı orta ayak ve metatarsal bölgedeki basınçların birbirine oldukça yakın değerler vermesi beklenmektedir. Grafiklerden anlaşıldığı üzere metetarsal basınç ve orta ayak basıncı birbirine yakındır.



Şekil 3.8: Düz Tabana ait Bireyin Tüm Basınç Noktalarının İzlenmesi

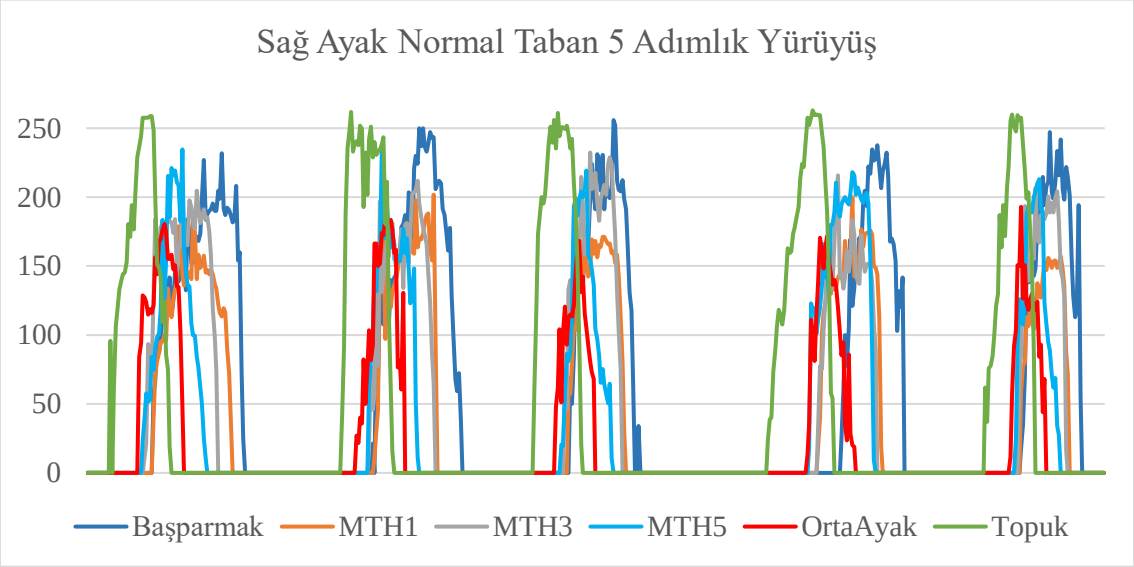


Şekil 3.9: Düz Tabana Sahip Bireyin Metatarsal Noktaların İzlenmesi

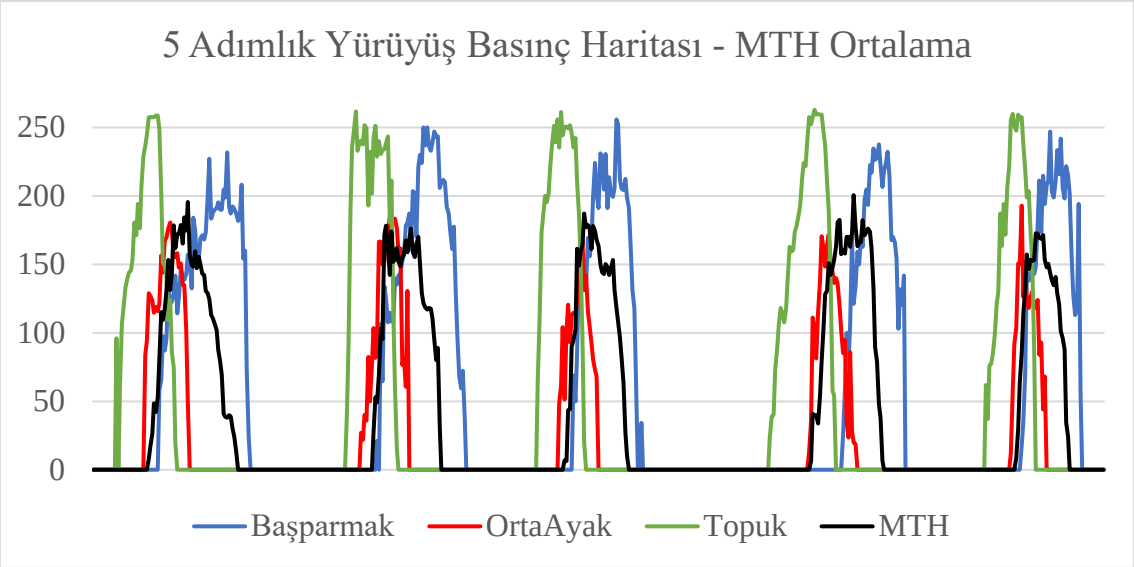


Şekil 3.10: Metatarsal Bölgelerin ve Orta Ayağın Basınç Haritası

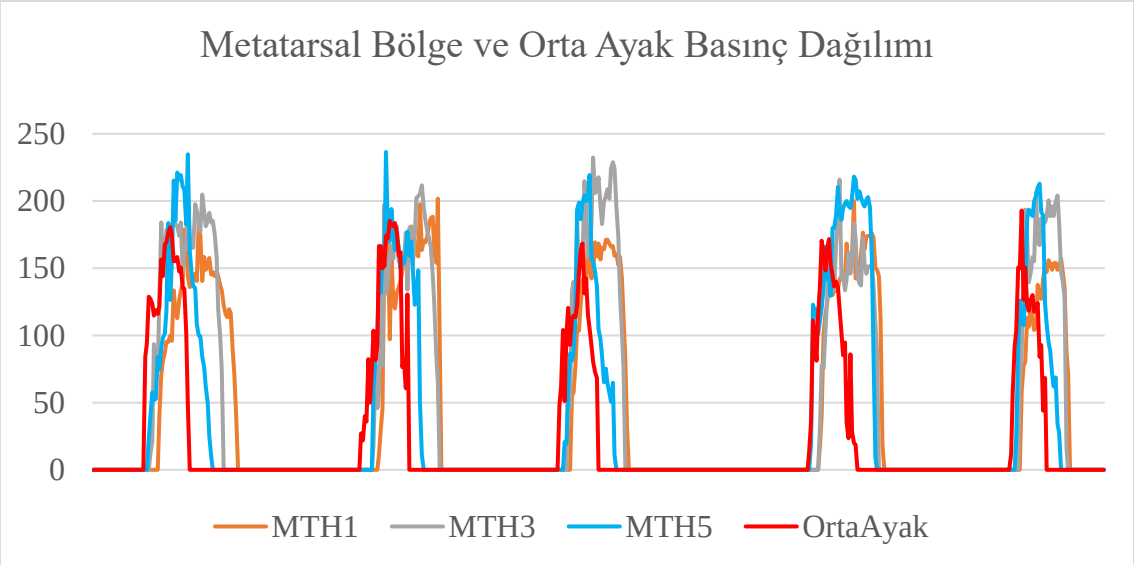
Aynı sistemin normal ayak tabanına sahip bir kullanıcı tarafından kullanılması sonucu ortaya çıkan veriler Şekil 3.11'de verilmiştir. Bu kullanıcı normal ayak yapısına sahip olduğundan orta ayaktakı basınç miktarinin metetarsal bölgenin basınç dağılıma göre düşük olması beklenir.



Şekil 3.11: Normal Taban Kullanıcıdan Alınan Basınç Verisi



Şekil 3.12: Üç Ana Basınç Noktası ve Metetarsal Bölgenin Ortalaması

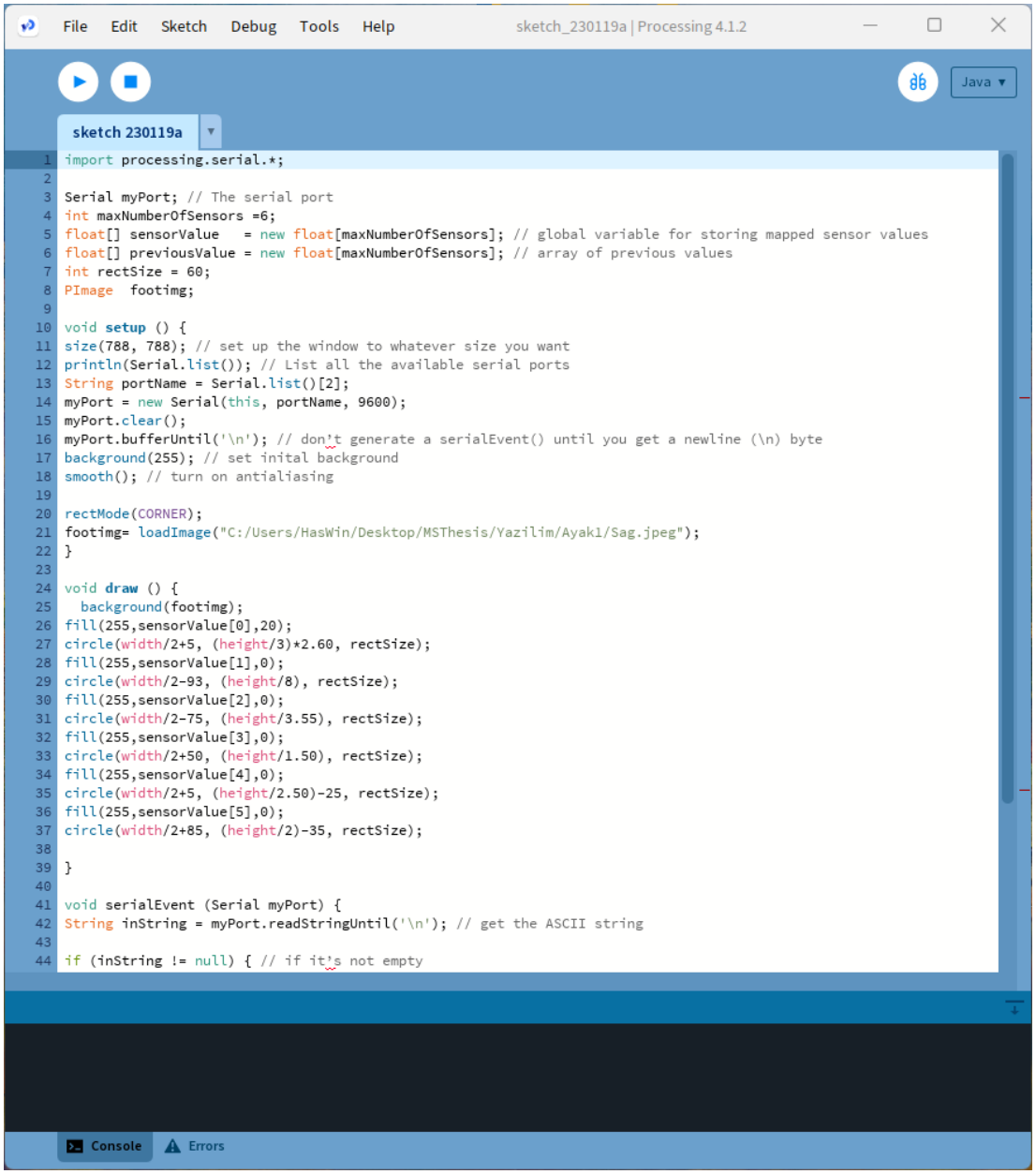


Şekil 3.13: Metatarsal Bölgelerin ve Orta Ayağın Basınç Haritası

3.4 Yürüyüş Verilerinin Görselleştirilmesi

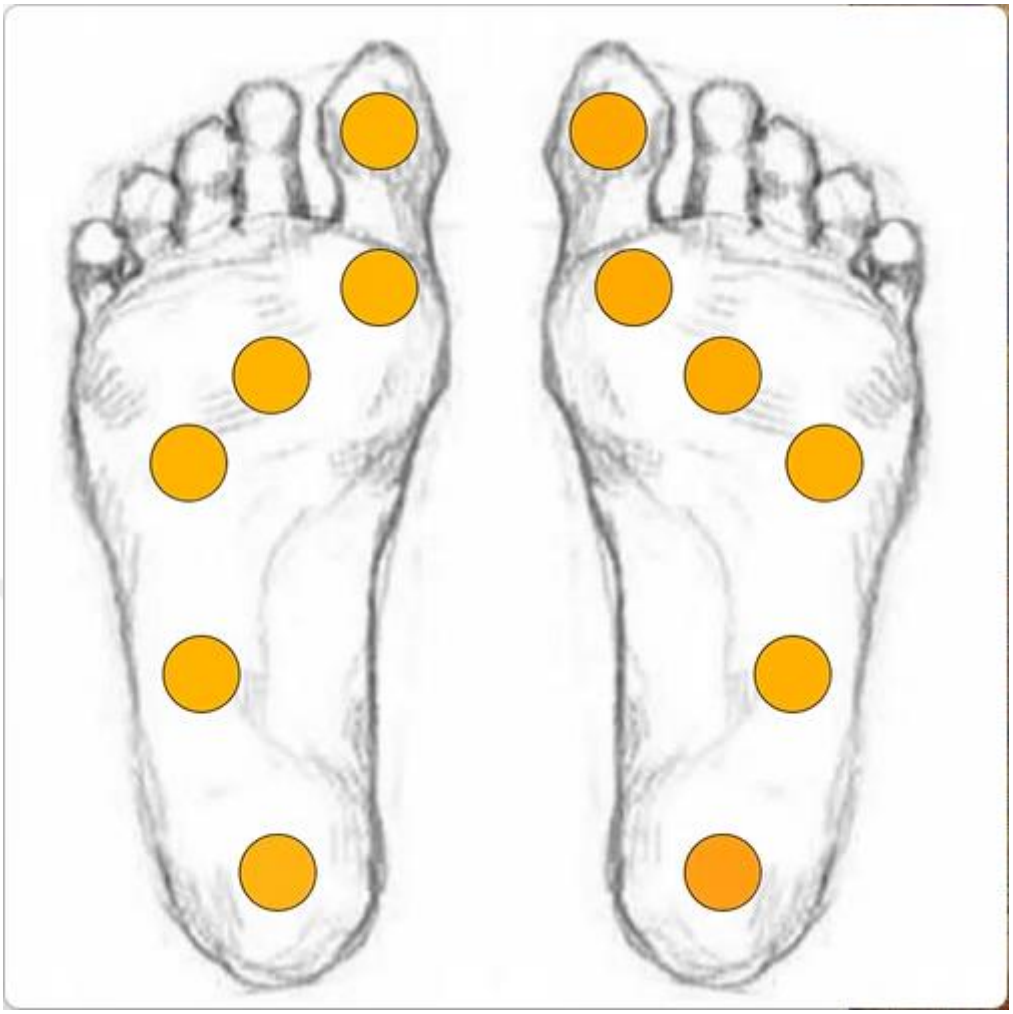
Yürüyüş verilerinin son kullanıcıya en anlamlı şekilde iletilmesi ve ticarileştirilmesi durumunda kullanımının kolaylaştirilmasi için verilerin görselleştirilmesi gerektiği anlaşılmıştır. Bunun için "Processing" adlı görselleştirme program kullanılmış ve mikro denetleyici üzerinden gelen veriler bu program ile birlikte anlamlı olacak şekilde

görselleştirilmiştir.

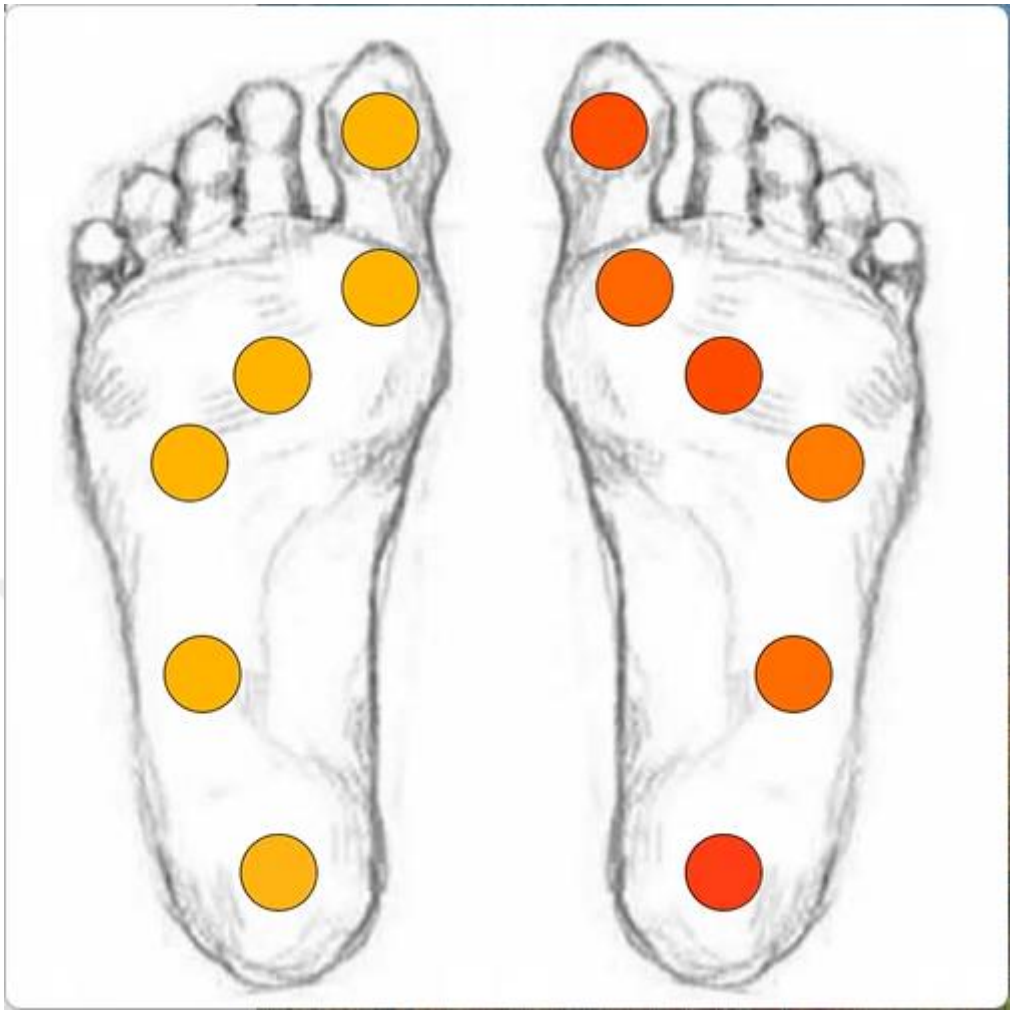


Şekil 3.14: Processing Program Arayüzü

Bu program ile birlikte, sensörlerden alınan veriler grafik arayüzü yardımı ile okunması ve anlaşılması kolay hale gelmiştir. Ayak tabanı altında bulunan 6 farklı sensörden veriler kullanıcı ile eş zamanlı olarak alınarak kırmızı turuncu renk skalasında haritalandırılmış ve ısı haritasına benzer bir görünüm elde edilmiştir.



Şekil 3.15: Analiz Sisteminin Grafik Arayüzünün Boştaki Hali



Şekil 3.16: Sağ Ayak Tabanına Uygulanan Basınç Sonrası Grafik Arayüzü

4. SONUÇLAR & TARTIŞMA

Genel olarak yürüyüş analizi birçok araştırma grubunun ajandasında yer bulmuştur ve bulacaktır. Yürüyüş analizi sayesinde literatürde bulunan hastalıkların ve problemlerin gerçek zamanlı olarak izlenmesi ve önlemler alınması mümkündür.

Genel olarak yürüyüş analizi birçok araştırma grubunun ajandasında yer bulmuştur ve bulacaktır. Yürüyüş analizi sayesinde literatürde bulunan hastalıkların ve problemlerin gerçek zamanlı olarak izlenmesi ve önlemler alınması mümkündür.

Yer tepki kuvvetlerini (YTK) izlemek için sensörlü ayakkabı geliştirirken ilk karar, sensör teknolojisinin seçimidir. Giyilebilir sensör tabanlı veya ayakkabı tabanlı teknolojiler arasında kapasitif, dirençli, piezoelektrik, optik vb. literatürde kullanılmıştır. Her biri farklı avantajlar ve dezavantajları olan bu sistemlerin maliyet bakımından en uygunu piezodirençli sistemlerdir. Geliştirilen prototip için, popüler maliyet-kesinlik seçeneklerinden olan kuvvete duyarlı sensörlerin yerini alacak inovatif bir yaklaşım yapılmıştır.

Karbon nanotüp, grafen nano parçacık ve polimer olarak PDMS kullanılarak üretilen basınç sensörlerinin günümüzde ticari olarak kullanılan basınç sensörlerine üstünlükleri olarak söyleyebileceğimiz alanlar bulunmaktadır. Bunlar, biyo-uyumluluk başta olmak üzere düşük maliyet ve istenen şeklin kolayca verilmesi olarak sıralanabilir.

Bu tez kapsamında üretilen PDMS/CNT/GNP basınç sensörleri ayak tabanı analizinde kullanılmak üzere üretildi. Üretilen sensörler ayakkabı tabanı olarak tasarlanan prototip üzerinde kullanıldı. Gerekli bilgi işleme sistemi tasarlandı ve elde edildi. Mikro işlemci olarak Arduino kullanılarak düşük maliyet ve hızlı prototipleme imkanından yararlanıldı. Bununla yapılan sistem aktif olarak görev aldı. Bu sistem sayesinde kullanılan basınç sensörleri yürüyüş analizi sistemi olarak kullanılarak denekler üzerinden normal taban ve düz taban için farklı grafikler alındı ve başarı şekilde yorumlandı.

Araştırmacıların ürettiği sistemler genel olarak laboratuvar ortamlarından dışarı çıkamamaktadır. Günlük hayatta kullanılabilecek sistemlerin çıkmasıyla birlikte bu sistemlerin rehabilitasyon gibi sistemlerde kullanılması önemli hale gelecektir. Bilgi birikimini artırmak amacıyla kullanılması gereken veri işleme tesisleri olması gerekir. Bu istatistikler, hastaların yürümeyle ilgili patolojilerinin evrimini, rehabilitasyonlarını ve

takibini değerlendirmek için faydalı olabilir. Şu an ki sistemler ile birlikte önerilen sistem gerçek zamanlı görselleştirme, test kaydı, bulut veritabanı senkronizasyonu, kaydedilmiş testlerin çoğaltılması ve yer tepki kuvvetlerinin istatistiklerinin görüntülenmesini sağlamaktadır.

Ayrıca, geliştirilen sistemin sensör verilerini standartlaştırmak için bir test edinme yöntemi ve bir yürüme ön işleme veri sistemi olması önerilir. Sistemin testleri laboratuvar ortamında kontrollü bir koridorda gerçekleştirilmesi gerekir. Bu kaydedilen testler daha sonra test edinme yöntemini tamamlamak için tasarlanmış bir algoritmada ön işleme tabi tutulur. Ön işleme algoritması, testin ilgili yürüme döngülerini otomatik olarak bölerek, bireyin karakteristik yer tepki kuvvetini yanı basınç haritası dağılımını elde etmek için tasarlanmıştır. Sonrasında elde edilen veriler diğer bireyler ile karşılaştırılmalı olarak bulut veri depolama sistemine gönderilir ve analizleri yapılır.

Yürüyüş izleme ve analizinin potansiyeli dünya genelinde büyüktür ve büyümeye devam edecektir. Ancak, gerçek yaşam koşullarında uygulanması, sağlam, güvenilir ve düşük maliyetli izleme sistemlerinin geliştirilmesine ve geliştirilen analiz araçlarının teşhis, rehabilitasyon veya diğer laboratuvar dışı uygulamalar için gerçek bir yardımcı araç olarak yararlı olduğunun gösterilmesine bağlı olacaktır.

Ek A

4.1 Arduino Kodu

```
int Pin1 = A0;  //  1. pin (A0 pini)

int Pin2 = A1;  //  2. pin (A1 pini)

int Pin3 = A2;  //  3. pin (A2 pini)

int Pin4 = A3;  //  4. pin (A3 pini)

int Pin5 = A4;  //  5. pin (A4 pini)

int Pin6 = A5;  //  6. pin (A5 pini)

int sensorValues[] = {0,0,0,0,0,0};


void setup() {

Serial.begin(9600);

Serial.println("sensor1,sensor2,sensor3,sensor4,sensor5,sensor6");

// Grafikte her rengin yaninda hangi sensor oldugunu yazar

}

void loop() {

sensorValues[0] = analogRead(Pin1); // 1. Sensorun analog okumasi

sensorValues[1] = analogRead(Pin2); // 2. Sensorun analog okumasi

sensorValues[2] = analogRead(Pin3); // 3. Sensorun analog okumasi

sensorValues[3] = analogRead(Pin4); // 4. Sensorun analog okumasi

sensorValues[4] = analogRead(Pin5); // 5. Sensorun analog okumasi

sensorValues[5] = analogRead(Pin6); // 6. Sensorun analog okumasi


// Sensor degerlerini grafikte deger araligini degistirmek icin once (map) ifadesi yazilir

// Deger araligini degistirmek icin once degistirmek istedigimiz veriyi tanimlariz
```

```
// Sonrasinda 1023, 0 yazilir ve baska iki sayi yazdirilarak deger araligi degistirilebilir.


for (int i = 0 ; i < 6; i++) {
sensorValues[i] = map(sensorValues[i], 1023, 0, 0, 255);}
// Degerleri grafikte veya monitorde okumak icin Serial.print yazilir.
// İcine okumak istedigimiz deger yazilir
// Serial.print(" "); yazarak sensorlerden farkli renklerle grafiklar cizdirilir.


for(int i = 0; i < 6; i++){ // Filtre gorevi goren kod
if(sensorValues[i] <= 40) // Filtre araligi
  sensorValues[i] = 0;} // Filtrelenen verinin yerine gelecek veri
Serial.print(sensorValues[0]);  // Gri renginde grafik cizdirir
Serial.print(',');
Serial.print(sensorValues[1]);  // Mor renginde grafik cizdirir
Serial.print(',');
Serial.print(sensorValues[2]);  // Turuncu renginde grafik cizdirir
Serial.print(',');
Serial.print(sensorValues[3]);  // Yesil renginde grafik cizdirir
Serial.print(',');
Serial.print(sensorValues[4]);  // Kirmizi renginde grafik cizdirir
Serial.print(',');
Serial.print(sensorValues[5]);  // Mavi renginde grafik cizdirir
Serial.println();
}
```

Ek B

4.2 Şematik Görüntüleme Kodu

```
// Com portlari ve arka plan resmi duzenlenmelirdir satirlar *** ile isaretlenmistir.
import processing.serial.*;
Serial myPort; // Serial tipinde Port degiskeni tanimlanir
Serial myPort2;

int maxNumberOfSensors =6;  // sensor sayisi degiskeni tanimlanir
int maxNumberOfSensors2 =6;

float[] sensorValue = new float[maxNumberOfSensors];
// Maplanmis sensor verilerinin tutulacagi
//global degisken tanimlanir
float[] sensorValue2 = new float[maxNumberOfSensors2];

int rectSize = 60;  // Cizdirilen dairelerin cap degerleri
PImage footimg;
// Arka planda gosterilecek ayak fotografinin dosya yolunun atandigi degisken

void setup () {
size(788, 788);
// Gosterilen pencerenin boyutu (resmin boyutuyla ayni olmak zorundadir)
println(Serial.list());
// Kullanilabilecek portlari terminale yazdirir
```

```
String portName = Serial.list()[3];
// Port listesinin 4. elemanini portName degiskenine atar
//COM5 COM6 COM12 elemanlarindan olusan bir listede COM13 secilmis olur.

myPort = new Serial(this, portName, 9600);
// Saniyede 9600 bitlik haberlesme hizi ile secilen portta haberlesme baslatilir.
myPort.clear();
//   bufferda bulunan verileri temizler.
myPort.bufferUntil('\n');
// Yeni veri satiri gelmeden serialEvent olusturulmaz.
String portName2 = Serial.list()[0]; // Port listesinin 1. elemanini portName degiskenine atar
// COM5 COM6 COM12 elemanlarindan olusan bir listede COM5 secilmis olur.
myPort2 = new Serial(this, portName2, 9600);
// Saniyede 9600 bitlik haberlesme hizi ile secilen portta haberlesme baslatilir.
myPort2.clear();
//   bufferda bulunan verileri temizler.
myPort2.bufferUntil('\n');
// Yeni veri satiri gelmeden serialEvent olusturulmaz.
background(255);
// Arka plan rengi tanimlanir
smooth();
//  kenar yumusatma kullanilir

footimg= loadImage("D:/Users/Esma/Downloads/Foots.jpg");
```

```
// arka plan resminin dosya yolu verilir.
}
void draw () {//daire cizdirme isleminin gerceklestigi fonksiyondur.
 background(footimg);
// ayak resmi arka plana verilir.
fill(255,sensorValue2[0],20);
// bir alttaki cizdirilen daire icin renk fonksiyonu tanimlanmistir
//RGB olmak uzere 3 parametre almaktadir.

circle(width/2+170, (height/3)*2.60, rectSize);// sag ayak topuk
// daire cizdiren fonksiyondur sirasiyla x duzlemindeki konum
//y duzlemindeki konum ve cap parametrelerini alir.

fill(255,sensorValue2[1],0);
circle(width/2+80, (height/8), rectSize); // sag ayak bas parmak
fill(255,sensorValue2[2],0);
circle(width/2+100, (height/3.55), rectSize); // sag ayak ust 2
fill(255,sensorValue2[3],0);
circle(width/2+225, (height/1.50), rectSize); // sag ayak topuk ustu
fill(255,sensorValue2[4],0);
circle(width/2+170, (height/2.50)-25, rectSize); // sag ayak ustten ucuncu
fill(255,sensorValue2[5],0);
circle(width/2+250, (height/2)-35, rectSize); // sag ayak ustten 4.

// İkinci Arduino verileri
```

```
fill(255,sensorValue[0],20);
circle(width/2-180, (height/3)*2.60, rectSize); // sol ayak topuk
fill(255,sensorValue[1],0);
circle(width/2-100, (height/8), rectSize); // sol ayak bas parmak
fill(255,sensorValue[2],0);
circle(width/2-100, (height/3.55), rectSize); // sol ayak ustten ikinci
fill(255,sensorValue[3],0);
circle(width/2-240, (height/1.50), rectSize); // sol ayak topuk ustu
fill(255,sensorValue[4],0);
circle(width/2-185, (height/2.50)-25, rectSize); // sol ayak ustten 3.
fill(255,sensorValue[5],0);
circle(width/2-250, (height/2)-35, rectSize); // sol ayak ustten 4.
}
void serialEvent (Serial myPortt) { // Seri haberlesmenin gerceklestigi fonksiyondur
if(myPortt == myPort){// 2 arduino kullanilmasi dolayisiyla 2 bluetooth modulu
//farkli portlardan bilgisayara baglanmaktadir
//karar mekanizmasiyla haberlesme fonksiyonuna gelen parametrenin
//hangi modulun baglandigi port oldugu saptanir.
String inString = myPort.readStringUntil('\n'); //  ASCII string degiskeni alinir.

if (inString != null) { // Stringin dolu olup olmadigi kontrol edilir.
inString = trim(inString); // Verideki bosluklar temizlenir.
int incomingValues[] = parseInt(split(inString, ","));
// Gelen veri İnteger dizisine cevirilir.
```

```
if (incomingValues.length <= maxNumberOfSensors && incomingValues.length > 0) {
// gelen deger uzunlugu 0'dan buyuk ve Sensor sayisindan kucukse for dongusune girilir.
for (int i = 0 ; i < incomingValues.length ; i++) {
// Sensor verilerini tutan dizinin her bir elemaninda mapleme isleminin
//gerceklestirilmesi icin for dongusune girilir.
// 0-255 arasinda gelen her bir sensor verisinin 180-0 arasinda maplenme islemi gerceklestirilir.
sensorValue[i] = map(incomingValues[i], 0, 255, 180, 0);
}}
}} else if(myPortt == myPort2){
String inString = myPort2.readStringUntil('\n');  //  ASCII string degiskeni alinir.
if (inString != null) { // Stringin dolu olup olmadigi kontrol edilir.
inString = trim(inString);  // Verideki bosluklar temizlenir.
int incomingValues2[] = parseInt(split(inString, ","));
// Gelen veri integer dizisine cevirilir.
if (incomingValues2.length <= maxNumberOfSensors2 && incomingValues2.length > 0) {
// gelen deger uzunlugu 0'dan buyuk ve Sensor sayisindan kucukse for dongusune girilir.
for (int i = 0 ; i < incomingValues2.length ; i++) {
// Sensor verilerini tutan dizinin her bir elemaninda mapleme isleminin
//gerceklestirilmesi icin for dongusune girilir.
// 0-255 arasinda gelen her bir sensor verisinin 180-0 arasinda maplenme islemi gerceklestirilir.
sensorValue2[i] = map(incomingValues2[i], 0, 255, 180, 0); }}}} }
```

KAYNAKLAR

[1] F. Yin, D. Ye, C. Zhu, L. Qiu, and Y. Huang. Stretchable, highly durable ternary nanocomposite strain sensor for structural health monitoring of flexible aircraft. Sensors (Basel), 17(11), 2017. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s17112677.

[2] Jin-Seo Noh. Conductive elastomers for stretchable electronics, sensors and energy harvesters. Polymers, 8:123, 04 2016. doi: 10.3390/polym8040123.

[3] E. Roh, B. U. Hwang, D. Kim, B. Y. Kim, and N. E. Lee. Stretchable, transparent, ultrasensitive, and patchable strain sensor for human-machine interfaces comprising a nanohybrid of carbon nanotubes and conductive elastomers. ACS Nano, 9(6):6252–61, 2015. ISSN 1936-0851. doi: 10.1021/acsnano.5b01613.

[4] Jaemin Kim, Mincheol Lee, Hyung Joon Shim, Roozbeh Ghaffari, Hye Rim Cho, Donghee Son, Yei Hwan Jung, Min Soh, Changsoon Choi, Sungmook Jung, Kon Chu, Daejong Jeon, Soon-Tae Lee, Ji Hoon Kim, Seung Hong Choi, Taeghwan Hyeon, and Dae-Hyeong Kim. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis. Nature Communications, 5(1):5747, 2014. ISSN 2041-1723. doi: https://doi.org/10.1038/ncomms6747.

[5] Hyosang Lee, Donguk Kwon, Haedo Cho, Inkyu Park, and Jung Kim. Soft nanocomposite based multi-point, multi-directional strain mapping sensor using anisotropic electrical impedance tomography. Scientific Reports, 7(1):39837, 2017. ISSN 2045-2322. doi: https://doi.org/10.1038/srep39837.

[6] Nicholas Stergiou. Biomechanics and gait analysis. Academic Press, 2020. ISBN 0128134402.

[7] W. Pirker and R. Katzenschlager. Gait disorders in adults and the elderly a clinical guide. Wiener Klinische Wochenschrift, 129(3-4):81–95, 2017. ISSN 0043-5325. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

[8] R. Baker, A. Esquenazi, M. G. Benedetti, and K. Desloovere. Gait analysis: clinical facts. European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 52(4): 560–574, 2016. ISSN 1973-9087.

[9] E. Sebastiao, R. E. Bollaert, E. A. Hubbard, and R. W. Motl. Gait variability and

energy cost of oveground walking in persons with multiple sclerosis: A cross- sectional study. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 97(9): 646–650, 2018. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/Phm.0000000000000935.

[10] M. P. T. Silva and J. A. C. Ambrosio. Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems. Multibody System Dynamics, 8(2): 219–239, 2002. ISSN 1384-5640. doi: Doi10.1023/A:1019545530737.

[11] Raffaele Di Gregorio and Lucas Vocenas. Identification of gait-cycle phases for prosthesis control. Biomimetics, 6(2):22, 2021. ISSN 2313-7673. doi: https://www.mdpi.com/2313-7673/6/2/22.

[12] Christopher Kirtley. Clinical gait analysis: theory and practice. Elsevier Health Sciences, 2006. ISBN 0443100098.

[13] Giannis Giakas and Vasilios Baltzopoulos. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. Gait & Posture, 5(3):189–197, 1997. ISSN 0966-6362. doi: https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01083-1.

[14] D. Rosenbaum, S. Hautmann, M. Gold, and L. Claes. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. Gait & Posture, 2(3): 191–197, 1994. ISSN 0966-6362. doi: https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90007-8

[15] L. Sloman, M. Pierrynowski, M. Berridge, S. Tupling, and J. Flowers. Mood, depressive illness and gait patterns. The Canadian Journal of Psychiatry, 32(3): 190–193, 1987. ISSN 0706-7437. doi: 10.1177/070674378703200306.

[16] Md Akhtaruzzaman, A.A. Shafie, and Md Raisuddin Khan. Gait analysis: Systems, technologies, and importance. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 16:1630003, 03 2016. doi: 10.1142/S0219519416300039.

[17] Baoliang Chen, Peng Liu, Feiyun Xiao, Zhengshi Liu, and Yong Wang. Review of the upright balance assessment based on the force plate. International Journal of Environmental Research and Public Health, 18(5), 2021. ISSN 1660-4601. doi: 10.3390/ijerph18052696.

[18] A.S. Alharthi, S.U. Yunas, and K.B. Ozanyan. Deep learning for monitoring of human gait: A review. IEEE Sens. J, 19(21):9575–9591,, 2019-11. doi: 10.1109/JSEN.2019.2928777.

[19] O. Costilla-Reyes, P. Scully, and K.B. Ozanyan. Temporal pattern recognition in gait activities recorded with a footprint imaging sensor system. IEEE Sens. J, 16 (24):8815–8822,, 2016. doi: 10.1109/JSEN.2016.2583260.

[20] A. Jamshidi, J.P. Pelletier, and J. Martel-Pelletier. Machine-learning-based patient specific prediction models for knee osteoarthritis. Nat. Rev. Rheumatol, 15 (1):49–60,, 2019. doi: 10.1038/s41584-018-0130-5.

[21] H. Zhang, Y. Guo, and D. Zanotto. Accurate ambulatory gait analysis in walking and running using machine learning models. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabilitees Eng, 28(1):191–202,, 2020. doi: 10.1109/TNSRE.2019.2958679.

[22] S. Chen, J. Lach, B. Lo, and G. Z. Yang. Toward pervasive gait analysis with wearable sensors: A systematic review. IEEE J Biomed Health Inform, 20(6): 1521–1537, 2016. ISSN 2168-2194. doi: 10.1109/jbhi.2016.2608720.

[23] Daniel Schließmann, Maria Nisser (Glöckner), Christian Schuld, Till Gladow, S. Derlien, Laura Heutehaus, Norbert Weidner, Ulrich Smolenski, and Rüdiger Rupp. Trainer in a pocket - proof-of-concept of mobile, real-time, foot kinematics feedback for gait pattern normalization in individuals after stroke, incomplete spinal cord injury and elderly patients. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 15, 05 2018. doi: 10.1186/s12984-018-0389-4.

[24] M.N. Orlin and T.G. McPoil. Plantar pressure assessment. Phys. Ther, 80(4): 399–409,, 2000. doi: 10.1093/ptj/80.4.399.

[25] Richard Baker. The history of gait analysis before the advent of modern computers. Gait & posture, 26(3):331–342, 2007.

[26] P.W. Brand and J.H. Bauman. Measurement of pressure between foot and shoe. JAMA J. Am. Med. Assoc, 184:164,, 1963. doi: 10.1001/jama.1963. 03700220126088.

[27] T.L. Lawrence and R.N. Schmidt. Wireless in-shoe force system. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc, 5:2238–2241,, 1997.

[28] Novel. The pedar system novel gmbh, 2019. URL https://www.novel.de/products/pedar/

[29] Tekscan. F-Scan Systems, 2016. URL https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system

[30] Medilogic. Medilogic WLAN Insole m. gmbh, 2017. URL https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/

[31] Universitat Politecnica de Valencia. Biofoot / IBV system, 2018. URL https://www.ibv.org/wp-content/uploads/2020/01/CB04_calzado_english.pdf

[32] S.M.T in Motion. FlexinFit sensorized system, 2015. URL https://www.sensormedica.com/en/flexinfit/

[33] Medicapteurs France SAS. W-inshoe System, 2019. URL https://www.medicapteurs.com/produits/winshoe-2/

[34] Kinematix SA. WalkinSense, 2017. URL http://www.vph-dare.eu/index.php/partner/to

[35] Movesole. Movesole-Insole, 2017. URL http://www.movesole.com/en/

[36] Moticon. Sensing Foot Dynamics, 2017. URL https://moticon.com/rego/sensor-insoles

[37] Amcube. Footwork Insole, 2018. URL http://www.amcube.com/index.php/nosproduits/podometre/footinsole

[38] Dynafoot2. Technoconcept, 2018. URL http://www.technoconcept.fr/shop/gait-rehabilitation/26-httpwwwtechnoconceptfr-shop-productphpidproduct26.html

[39] LogRTM. Orpyx Medical Technologies, 2018. URL http://orpyxlogr.orpyx.com/

[40] Tactilus. Foot Insole Sensor System, 2018. URL https://www.sensorprod.com/dynamic/foot-insole.php

[41] Mario Muñoz-Organero, Jack Parker, Lauren Powell, Richard Davies, and Sue Mawson. Sensor optimization in smart insoles for post-stroke gait asymmetries using total variation and l1 distances. IEEE Sensors Journal, 17(10):3142–3151, 2017. doi: 10.1109/JSEN.2017.2686641.

[42] Rui Hua and Ya Wang. Monitoring insole (moni): A low power solution toward daily gait monitoring and analysis. IEEE Sensors Journal, 19(15):6410–6420, 2019. doi: 10.1109/JSEN.2019.2910105.

[43] Yingxiao Wu, Wenyao Xu, Jason J. Liu, Ming-Chun Huang, Shuang Luan, and Yuju Lee. An energy-efficient adaptive sensing framework for gait monitoring using smart insole. IEEE Sensors Journal, 15(4):2335–2343, 2015. doi: 10. 1109/JSEN.2014.2372694.

[44] Feng Lin, Aosen Wang, Yan Zhuang, Machiko R. Tomita, and Wenyao Xu. Smart insole: A wearable sensor device for unobtrusive gait monitoring in daily life. IEEE Transactions on Industrial Informatics, 12(6):2281–2291, 2016. doi: 10.1109/TII.2016.2585643.

[45] Arnaldo G. Leal-Junior, Anselmo Frizera, Leticia M. Avellar, Carlos Marques, and Maria José Pontes. Polymer optical fiber for in-shoe monitoring of ground reaction forces during the gait. IEEE Sensors Journal, 18(6):2362–2368, 2018. doi: 10.1109/JSEN.2018.2797363.

[46] Mohamed Abdelhady, Antonie J. van den Bogert, and Dan Simon. A high-fidelity wearable system for measuring lower-limb kinetics and kinematics. IEEE Sensors Journal, 19(24):12482–12493, 2019. doi: 10.1109/JSEN.2019.2940517.

[47] Simone Minto, Damiano Zanotto, Emily Marie Boggs, Giulio Rosati, and Sunil K. Agrawal. Validation of a footwear-based gait analysis system with action-related feedback. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 24(9):971–980, 2016. doi: 10.1109/TNSRE.2015.2498287.

[48] Pappas, Milos R. Popovic, Thierry Keller, Volker Dietz, and Manfred Morari. A reliable gait phase detection system. IEEE Sensors Journal, 9(2):113–125, 2001. doi: 10.1109/7333.928571.

[49] Lefan Wang, Dominic Jones, Graham J Chapman, Heidi J. Siddle, David A Russell, Ali Alazmani, and Peter Culmer. A review of wearable sensor systems to monitor plantar loading in the assessment of diabetic foot ulcers. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 67(7):1989–2004, 2020. doi: 10.1109/TBME.2019.2953630.

[50] Mario Muñoz-Organero, Chris Littlewood, Jack Parker, Lauren Powell, Cheryl

Grindell, and Sue Mawson. Identification of walking strategies of people with osteoarthritis of the knee using insole pressure sensors. IEEE Sensors Journal, 17(12):3909–3920, 2017. doi: 10.1109/JSEN.2017.2696303.

[51] Laetitia Claverie, Anne Ille, and Pierre Moretto. Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses. Medical Engineering Physics, 38(12): 1489–1494, 2016. ISSN 1350-4533. doi: https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.09.021.

[52] Tzung Min Tsai, Shuenn Yuh Lee, and Soon Jyh Chang. Detection system for capacitive plantar pressure monitoring. IEEE Access, 8:42633–42655, 2020. ISSN 2169-3536. doi: 10.1109/ACCESS.2020.2976772.

[53] Shibin Wu, Jianlin Ou, Lin Shu, Guohua Hu, Zhen Song, Xiangmin Xu, and Zhuoming Chen. Mhnet: Multi-scale spatio-temporal hierarchical network for real-time wearable fall risk assessment of the elderly. Comput. Biol. Med., 144 (C), may 2022. ISSN 0010-4825. doi: 10.1016/j.compbiomed.2022.105355.

[54] Satu Rajala, Raisa Mattila, Ilkka Kaartinen, and Jukka Lekkala. Designing, manufacturing and testing of a piezoelectric polymer film in-sole sensor for plantar pressure distribution measurements. IEEE Sensors Journal, 17(20):6798–6805, 2017. doi: 10.1109/JSEN.2017.2750241.

[55] Maria Fátima Domingues, Cátia Tavares, Cátia Leitão, Anselmo Frizera-Neto, Nélia Alberto, Carlos Marques, Ayman Radwan, Jonathan Rodriguez, Octavian Postolache, Eduardo Rocon, Paulo André, and Paulo Antunes. Insole optical fiber bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring. Journal of Biomedical Optics, 22(9):091507, 2 2017.

[56] Stacy J. Morris Bamberg, Ari Y. Benbasat, Donna Moxley Scarborough, David E. Krebs, and Joseph A. Paradiso. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 12 (4):413–423, 2008. doi: 10.1109/TITB.2007.899493.

[57] JP Pollard and LP Le Quesne. Method of healing diabetic forefoot ulcers. Br Med J (Clin Res Ed), 286(6363):436–437, 1983.

[58] R Hosein and M Lord. A study of in-shoe plantar shear in normals. Clinical

biomechanics, 15(1):46–53, 2000.

[59] Katrina S Maluf, Robert E Morley Jr, Edward J Richter, Joseph W Klaesner, and Michael J Mueller. Monitoring in-shoe plantar pressures, temperature, and humidity: reliability and validity of measures from a portable device. Archives of physical medicine and rehabilitation, 82(8):1119–1127, 2001.

[60] Mohammad A Razian and Matthew G Pepper. Design, development, and characteristics of an in-shoe triaxial pressure measurement transducer utilizing a single element of piezoelectric copolymer film. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 11(3):288–293, 2003.

[61] Lin Shu, Tao Hua, Yangyong Wang, Qiao Li, David Dagan Feng, and Xiaoming Tao. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. IEEE Transactions on information technology in biomedicine, 14(3):767–775, 2010.

[62] Samuel Pfaffen, Philipp Sommer, Christian Stocker, Roger Wattenhofer, and Samuel Welten. Planipes: Mobile foot pressure analysis. In Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare, pages 1–6, 2011.

[63] M Saito, K Nakajima, C Takano, Y Ohta, C Sugimoto, R Ezoe, K Sasaki, H Hosaka, T Ifukube, S Ino, et al. An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. Medical engineering & physics, 33(5):638–645, 2011.

[64] Sarah Ostadabbas, Adnan Saeed, Mehrdad Nourani, and Matthew Pompeo. Sen- sor architectural tradeoff for diabetic foot ulcer monitoring. In 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 6687–6690. IEEE, 2012.

[65] Wenyao Xu and Ming-Chun Huang. Total health: Toward continuous personal monitoring. In Wearable Electronics Sensors, pages 37–56. Springer, 2015.

[66] Oishee Mazumder, Ananda Sankar Kundu, and Subhasis Bhaumik. Development of wireless insole foot pressure data acquisition. In 2012 International Conference on Communications, and Intelligent Systems (CODIS), pages 302–305. IEEE, 2012.

[67] Hussein Abou Ghaida, Serge Mottet, and Jean-Marc Goujon. Plantar pressure

cartography reconstruction from 3 sensors. In 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 578–581. IEEE, 2014.

[68] Anwar S Benbakhti, Samir Boukhenous, Cherif Zizoua, and Mokhtar Attari. An instrumented shoe for ambulatory prevention of diabetic foot ulceration. In 2014 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare-Transforming Healthcare Through Innovations in Mobile and Wireless Technologies (MOBIHEALTH), pages 43–46. IEEE, 2014.

[69] YS Ashad Mustufa, John Barton, Brendan O'Flynn, Richard Davies, Paul Mc Cullagh, and Huiru Zheng. Design of a smart insole for ambulatory assessment of gait. In 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), pages 1–5. IEEE, 2015.

[70] Kaur Leemets, Tõnis Terasmaa, Paul Jaakson, Alar Kume, and Tarmo Tamm. Development of a smart insole system for gait and performance monitoring. In 2015 International Conference on Material Science and Applications (icmsa-15), pages 713–718. Atlantis Press, 2014.

[71] Carina Gerlach, Dominik Krumm, Marko Illing, Justin Lange, Olfa Kanoun, Stephan Odenwald, and Arved Hübler. Printed mwcnt-pdms-composite pressure sensor system for plantar pressure monitoring in ulcer prevention. IEEE Sensors Journal, 15(7):3647–3656, 2015.

[72] Satu Rajala, Timo Salpavaara, and Sampo Tuukkanen. Testing and comparing of film-type sensor materials in measurement of plantar pressure distribution. In 2016 38th Annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pages 251–254. IEEE, 2016.

[73] Ayumi Amemiya, Hiroshi Noguchi, Makoto Oe, Hiromi Sanada, and Taketoshi Mori. Establishment of a measurement method for in-shoe pressure and shear stress in specific regions for diabetic ulcer prevention. In 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pages 2291–2294. IEEE, 2016.

[74] Hsiao H Huang, Wan R Cheng, Gu R Chen, and Liang Y Shyu. Portable Bluetooth

low energy system for synchronize foot pressure measurement. In 2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE), pages 1–2. IEEE, 2017.

[75] Satu Rajala, Raisa Mattila, Ilkka Kaartinen, and Jukka Lekkala. Designing, manufacturing and testing of a piezoelectric polymer film in-sole sensor for plantar pressure distribution measurements. IEEE Sensors Journal, 17(20):6798–6805, 2017.

[76] Fenlan Xu, Xiuyan Li, Yue Shi, Luhai Li, Wei Wang, Liang He, and Ruping Liu. Recent developments for flexible pressure sensors: A review. Micromachines, 9 (11), 2018. ISSN 2072-666X. doi: 10.3390/mi9110580.

[77] Xuefeng Zhang, Running Chai, Haitao Wang, and Xiangdong Ye. A plantar pressure sensing system with balancing sensitivity based on tailored mwcnts/pdms composites. Micromachines, 9(9):466, 2018.

[78] Debarun Sengupta, Yutao Pei, and Ajay Giri Prakash Kottapalli. Ultralightweight and 3d squeezable graphene-polydimethylsiloxane composite foams as piezoresistive sensors. ACS Applied Materials & Interfaces, 11(38):35201–35211, 2019. doi: 10.1021/acsami.9b11776.

[79] Zhenhua Tang, Shuhai Jia, Chenghao Zhou, and Bo Li. 3d printing of highly sensitive and large-measurement-range flexible pressure sensors with a positive piezoresistive effect. ACS applied materials & interfaces, 12(25):28669–28680, 2020.

[80] William Thomson. Xix. on the electro-dynamic qualities of metals: effects of magnetization on the electric conductivity of nickel and of iron. Proceedings of the Royal Society of London, pages 546 – 550, 1944.

[81] John W. Cookson. Theory of the piezo-resistive effect. Phys. Rev., 47:194–195, Jan 1935. doi: 10.1103/PhysRev.47.194.2.

[82] Charles S. Smith. Piezoresistance effect in germanium and silicon. Phys. Rev., 94:42–49, Apr 1954. doi: 10.1103/PhysRev.94.42.

[83] H. A. NIELSEN. From locomotives to strain gages: the true story of a tortuous conversion from smokestack to high-technology industry. Vantage Press, New York,

[84] B S Massey and I Kavrak. A miniature pressure transducer. Journal of Scientific

Instruments, 43(8):569–571, aug 1966. doi: 10.1088/0950-7671/43/8/327.

[85] E Stern. Solid-state sensors in process control. Electrical Engineering, 82(5): 332–335, 1963.

[86] Hoang-Phuong Phan, Dzung Viet Dao, Koichi Nakamura, Sima Dimitrijev, and Nam-Trung Nguyen. The piezoresistive effect of sic for mems sensors at high temperatures: A review. Journal of Microelectromechanical Systems, 24(6): 1663–1677, 2015. doi: 10.1109/JMEMS.2015.2470132.

[87] Vladimir Lumelsky, Michael S Shur, Sigurd Wagner, and Mingzhou Ding. Sensitive skin, volume 18. World Scientific, 2000.

[88] Luheng Wang and Yanling Li. A review for conductive polymer piezoresistive composites and a development of a compliant pressure transducer. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 62:495–502, 2013.

[89] Luheng Wang and Yanling Li. A review for conductive polymer piezoresistive composites and a development of a compliant pressure transducer. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 62(2):495–502, 2013. doi: 10.1109/TIM.2012.2215160.

[90] Olfa Kanoun, Ayda Bouhamed, Rajarajan Ramalingame, Jose Roberto Bautista-Quijano, Dhivakar Rajendran, and Ammar Al-Hamry. Review on conductive polymer/cnts nanocomposites based flexible and stretchable strain and pressure sensors. Sensors, 21(2), 2021. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s21020341.

[91] Kuniharu Takei, Zhibin Yu, Maxwell Zheng, Hiroki Ota, Toshitake Takahashi, and Ali Javey. Highly sensitive electronic whiskers based on patterned carbon nanotube and silver nanoparticle composite films. Proceedings of the National Academy of Sciences, 111(5):1703–1707, 2014. doi: 10.1073/pnas.1317920111.

[92] Hongbo Dai, Erik T. Thostenson, and Thomas Schumacher. Processing and characterization of a novel distributed strain sensor using carbon nanotube-base nonwoven composites. Sensors, 15(7):17728–17747, 2015. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s150717728.

[93] Mengting Chen, Ling Zhang, Shasha Duan, Shilong Jing, Hao Jiang, and Chunzhong Li. Highly stretchable conductors integrated with a conductive carbon nanotube/graphene network and 3d porous poly(dimethyl siloxane). Advanced Functional Materials, 24(47):7548–7556, 2014. doi: https://doi.org/10.1002/adfm.201401886.

[94] Jeong-Ho Kong, Nam-Su Jang, Soo-Hyung Kim, and Jong-Man Kim. Simple and rapid micropatterning of conductive carbon composites and its application to elastic strain sensors. Carbon, 77:199–207, 2014. ISSN 0008-6223. doi: https://doi.org/10.1016/j.carbon.2014.05.022.

[95] Chao-Xuan Liu and Jin-Woo Choi. Analyzing resistance response of embedded pdms and carbon nanotubes composite under tensile strain. Microelectronic Engineering, 117:1–7, 2014. ISSN 0167-9317. doi: https://doi.org/10.1016/j.mee.2013.11.013.

[96] Jidong Shi, Xinming Li, Huanyu Cheng, Zhuangjian Liu, Lingyu Zhao, Tingting Yang, Zhaohe Dai, Zengguang Cheng, Enzheng Shi, Long Yang, Zhong Zhang, Anyuan Cao, Hongwei Zhu, and Ying Fang. Graphene reinforced carbon nanotube networks for wearable strain sensors. Advanced Functional Materials, 26(13): 2078–2084, 2016. doi: https://doi.org/10.1002/adfm.201504804.

[97] Mingxuan Bai, Yujiang Zhai, Fu Liu, Yanan Wang, and Sida Luo. Stretchable graphene thin film enabled yarn sensors with tunable piezoresistivity for human motion monitoring. Scientific Reports, 9:18644, 12 2019. doi: 10.1038/s41598-019-55262-z.

[98] T Kumpika, E Kantarak, A Sriboonruang, W Sroila, P Tippo, W Thongpan, P Pooseekheaw, A Panthawan, N Jumrus, P Sanmuangmoon, N Jhuntama, M Hankhuntod, R Nuansri, O Wiranwetchayan, W Thongsuwan, and P Singjai. Stretchable and compressible strain sensors for gait monitoring constructed using carbon nanotube/graphene composite. Materials Research Express, 7(3):035006, mar 2020. doi: 10.1088/2053-1591/ab748d.

[99] Yan Geng, Ming Yang Liu, Jing Li, Xiao Mei Shi, and Jang Kyo Kim. Effects of surfactant treatment on mechanical and electrical properties of cnt/epoxy nanocomposites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 39(12): 1876–1883, 2008. ISSN 1359-835X. doi: https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2008.09.009.

[100] Fangming Du, John E. Fischer, and Karen I. Winey. Effect of nanotube alignment on percolation conductivity in carbon nanotube/polymer composites. Phys. Rev.B, 72:121404, Sep 2005. doi: 10.1103/PhysRevB.72.121404.

[101] Erik T Thostenson and Tsu-Wei Chou. Vinyl ester nanocomposites for damage sensing in naval applications, 2017.

[102] Michael Berger. Nanoengineering. The Royal Society of Chemistry, 2020. ISBN 978-1-78801-867-8. doi: 10.1039/9781839160363.

[103] Md Sajibul Alam Bhuyan, Md Nizam Uddin, Md Maksudul Islam, Ferdaushi Alam Bipasha, and Sayed Shafayat Hossain. Synthesis of graphene.International Nano Letters, 6(2):65–83, 2016. ISSN 2228-5326. doi: 10.1007/s40089-015-0176-1.

[104] Graphene Flagship. European roadmap for graphene science and technology. https://graphene-flagship.eu/innovation/industrialisation/roadmap/, 2019.

[105] Daniel R. Cooper, Benjamin D'Anjou, Nageswara Ghattamaneni, Benjamin Harack, Michael Hilke, Alexandre Horth, Norberto Majlis, Mathieu Massicotte, Leron Vandsburger, Eric Whiteway, and et al. Experimental review of graphene. ISRN Condensed Matter Physics, 2012:1–56, Apr 2012. ISSN 2090-7400. doi:10.5402/2012/501686.

[106] Changgu Lee, Xiaoding Wei, Jeffrey W. Kysar, and James Hone. Measurement of the elastic properties and intrinsic strength of monolayer graphene. Science, 321(5887):385–388, 2008. doi: doi:10.1126/science.1157996.

[107] Xinxing Ma, Huiquan Tao, Kai Yang, Liangzhu Feng, Liang Cheng, Xiaoze Shi, Yonggang Li, Liang Guo, and Zhuang Liu. A functionalized graphene oxide iron oxide nanocomposite for magnetically targeted drug delivery, photothermal therapy, and magnetic resonance imaging. Nano Research, 5(3):199–212, 2012.

[108] F. Withers, O. Del Pozo-Zamudio, A. Mishchenko, A. P. Rooney, A. Gholinia, K. Watanabe, T. Taniguchi, S. J. Haigh, A. K. Geim, A. I. Tartakovskii, and K. S. Novoselov. Light-emitting diodes by band-structure engineering in van der waals heterostructures. Nature Materials, 14(3):301–306, 2015. ISSN 1476-4660. doi:10.1038/nmat4205.

[109] Sumio Iijima. Helical microtubules of graphitic carbon. Nature, 354(6348): 56–58, 1991. ISSN 1476-4687. doi: 10.1038/354056a0.

[110] A. Oberlin, M. Endo, and T. Koyama. Filamentous growth of carbon through benzene decomposition. Journal of Crystal Growth, 32(3):335–349, 1976. ISSN 0022-0248. doi: https://doi.org/10.1016/0022-0248(76)90115-9.

[111] Howard G. Tennent. Carbon fibrils, method for producing same and compositions containing same, 1984.

[112] M. S. Dresselhaus, G. Dresselhaus, and R. Saito. Carbon fibers based on c60 and their symmetry. Phys Rev B Condens Matter, 45(11):6234–6242, 1992. ISSN 0163-1829 (Print) 0163-1829. doi: 10.1103/physrevb.45.6234.

[113] Takahiro Maruyama. Carbon nanotubes. In Handbook of Carbon-Based Nano-materials, pages 299–319. Elsevier, 2021.

[114] Sander J. Tans, Michel H. Devoret, Hongjie Dai, Andreas Thess, Richard E. Smalley, L. J. Geerligs, and Cees Dekker. Individual single-wall carbon nanotubes as quantum wires. Nature, 386(6624):474–477, 1997. ISSN 1476-4687. doi: 10.1038/386474a0.

[115] P. M. Ajayan. Nanotubes from carbon. Chemical Reviews, 99(7):1787–1800, 1999. ISSN 0009-2665. doi: 10.1021/cr970102g.

[116] K. Balasubramanian and M. Burghard. Chemically functionalized carbon nanotubes. Small, 1(2):180–92, 2005. ISSN 1613-6810. doi: 10.1002/smll.200400118.

[117] M. F. De Volder, S. H. Tawfick, R. H. Baughman, and A. J. Hart. Carbon nanotubes: present and future commercial applications. Science, 339(6119):535–9, 2013. ISSN 0036-8075. doi: 10.1126/science.1222453.

[118] Shiren Wang, Zhiyong Liang, Tina Liu, Ben Wang, and Chuck Zhang. Effective amino-functionalization of carbon nanotubes for reinforcing epoxy polymer composites. Nanotechnology, 17(6):1551–1557, 2006. ISSN 0957-4484 1361-6528. doi: 10.1088/0957-4484/17/6/003.

[119] Hua He, Lien Ai Pham-Huy, Pierre Dramou, Deli Xiao, Pengli Zuo, and Chuong Pham-Huy. Carbon nanotubes: Applications in pharmacy and medicine. BioMed Research International, 2013, 2013.

[120] B. P. Singh, Veena Choudhary, V. N. Singh, and R. B. Mathur. Growth of carbon nanotube filaments on carbon fiber cloth by catalytic chemical vapor deposition. Applied Nanoscience, 4(8):997–1003, 2014. ISSN 2190-5517. doi: 10.1007/s13204-013-0281-2.

[121] Khalid Saeed Ibrahim. Carbon nanotubes-properties and applications: a review. Carbon letters, 14(3):131–144, 2013.

[122] P. G. Collins and P. Avouris. Nanotubes for electronics. Sci Am, 283 (6):62–9, 2000. ISSN 0036-8733 (Print) 0036-8733. doi: 10.1038/scientificamerican1200-62.

[123] X. H. Chen, C. S. Chen, Q. Chen, F. Q. Cheng, G. Zhang, and Z. Z. Chen. Nondestructive purification of multi-walled carbon nanotubes produced by catalyzed cvd. Materials Letters, 57(3):734–738, 2002. ISSN 0167-577x. Doi 10.1016/S0167-577x(02)00863-7.

[124] Ali Eatemadi, Hadis Daraee, Hamzeh Karimkhanloo, Mohammad Kouhi, Nosratollah Zarghami, Abolfazl Akbarzadeh, Mozhgan Abasi, Younes Hanifehpour, and Sang Woo Joo. Carbon nanotubes: properties, synthesis, purification, and medical applications. Nanoscale Research Letters, 9(1):393, 2014. ISSN 1556- 276X. doi: 10.1186/1556-276X-9-393.

[125] Marcio Loos. Carbon nanotube reinforced composites: CNT Polymer Science and Technology. Elsevier, 2014.

[126] Masa Ishigami, John Cumings, A. Zettl, and S. Chen. A simple method for the continuous production of carbon nanotubes. Chemical Physics Letters, 319: 457–459, 03 2000. doi: 10.1016/S0009-2614(00)00151-2.

[127] A Jan'ah and Teguh Saraswati. Synthesis of carbon nanotubes (cnt) by chemical vapor deposition (cvd) using a biogas-based carbon precursor: A review. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 959:012019, 10 2020. doi: 10.1088/1757-899X/959/1/012019.

[128] Olga Zaytseva and Günter Neumann. Carbon nanomaterials: Production, impact on plant development, agricultural and environmental applications. Chemical and Biological Technologies in Agriculture, 3, 07 2016. doi: 10.1186/ s40538-016-0070-8.

[129] Ritu Sharma, Anup Kumar Sharma, and Varshali Sharma. Synthesis of carbon nanotubes by arc-discharge and chemical vapor deposition method with analysis of its morphology, dispersion and functionalization characteristics. Cogent Engineering, 2(1):1094017, 2015. doi: 10.1080/23311916.2015.1094017.

[130] Inês Miranda, Andrews Souza, Paulo Sousa, João Ribeiro, Elisabete Castanheira, Rui Lima, and Graça Minas. Properties and applications of pdms for biomedical engineering: A review. Journal of Functional Biomaterials, 13(1):2, 2022.

ÖZGEÇMİŞ

Education

Marmara University — Istanbul, TUR
M.Sc. in Mechatronics Engineering GPA: 3.79/4 (High Honor Student) — Feb 21 – Feb 23
Thesis: Fabrication of PDMS Based CNT-GNP Nanocomposite Pressure Sensor & Gait Analysis
Specialist at Marmara University MEMS/NEMS/MOEMS Center

Istanbul Technical University — Istanbul, TUR
M.Sc. in Nano Science & Nano Engineering GPA: 3.64/4 — Jan 19 – Feb 21
Voluntary Withdrawal
Member of ITU MEMS Fabrication Facility

Marmara University — Istanbul, TUR
B.Sc. in Mechatronics Engineering GPA: 2.97/4 — Sep 13 – Oct 18
Thesis: Fabrication Processes of Micro-Electro-Mechanical Systems
Establishment and Operation of Marmara University MEMS/NEMS/MOEMS Center

Experience

Marmara University Mechatronics Engineering Department — IST, TUR
Research & Teaching Assistant — Feb 21 – Recent

- TA for MEMS/NEMS Devices & Application and also Sensors & Actuators
- Design, fabrication, and characterization of high-performance PANI gas sensors and PDMS/CNT/GNP piezoresistive pressure sensors for gait analysis
- Train a team of six and plan for the laboratory to work on accepted projects

Capital Semiconductor (Nero Industry) — ANK, TUR
Strategic Planning Specialist — Oct 20 – Feb 21

- Strategic planning and interviews with firms in the investment phase for semiconductor factories
- Examination of laboratories carrying out semiconductor studies
- Making international agreements with companies such as IMEC and Corning

NANOTAM Bilkent University — ANK, TUR
Research & Development Engineer — Apr 19 – Sep 19

- Design, fabrication, and characterization of MOX gas and thin film temperature sensors
- Research and design of AMR (Magnetic) sensors
- Design, fabrication, and characterization of the airflow sensor

Marmara University MEMS, MOEMS & NEMS Laboratory — IST, TUR
Research Intern — Feb 18 – Mar 19

- Training & Operation of Maskless Lithography Micro Writer ML3 Baby
- Training & Operation of NANOVAK NVTS Sputtering Device (RF-DC-Thermal Sputtering)
- Training & Operation of Sensofar S Lynx 3D Surface Profiler

Renault MAIS A.S. — IST, TUR
Quality Control Intern — Sep 17 – Jan 18

- Controls of sensors and bodyworks of Renault Clio & Talisman

ASFEN Machinery Agricultural Equipment & Industry — IST, TUR
Trainee Engineer — Jun 16 – Aug 16

- Taking part in the development and design of spare parts production

Papers & Conferences

Publication

- Ege, G. K., Yüce, H., Akay, Ö., **Öner, H.**, & Genc, G. (2021). Fabrication and characterization of luffa/PANI/PEO bio-composite nanofibers by means of electrospinning. Pigment & Resin Technology.
- Fabrication and Characterization Of PANI/PEO/LUFFA-ZnO Composite Nanofibers Based Chemiresistor Sensor (Submitted)
-

International Textile Conference at ITU

Presenter

- Polyaniline Nanofiber Gas Sensors: Examination of Response Mechanisms

Research & Projects

Marmara University Mechatronics Department

Research Assistant

- Microfluidic biosensor design with surface acoustic wave (SAW) method for GMO detection
- Development of vegetative fiber reinforced bio-composite gas sensor based on SAW principle
- Development of thin film coatings for imparting electromagnetic shielding properties to polymer parts produced by powder bed fusion additive manufacturing method

TEKNOFEST RoboTex Therapy

Contestant

Skills

Programming: LaTeX, MatLab, Arduino, LabView, Python

Laboratory: MWML3 Maskless Lithography, MA6 Photolithography, NANOVAK DC-RF-Thermal Sputtering, Samco PECVD, Wet Bench Skills, 3D Surface Characterization, Dicer, Wire Bonder, FTIR, FourPoint Conductivity Measurement

Language: Turkish (Native) – English (IELTS 7.5 Overall

Extracurricular Activity

Beykoz Cycling Club TUR

Member 2020 – Recent

- Preparing as a team for national races

Yıldız Technical University Mountaineering Club TUR

Core Member & Instructor 2016 – 2020

- Giving training to new members and teaching advanced mountaineering techniques

Marmara University Mountaineering and Outdoor Sports Club TUR

Club President 2015 – 2018

- Organizing the club and providing advanced mountaineering training activities

Private Lessons TUR

Volunteer 2014 – Recent

- Providing mathematics and science lessons to primary and high school students