T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GİYİLEBİLİR KAN BASINCI ÖLÇÜM CİHAZININ GELİŞTİRİLMESİ

Halime KARAMAN

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Koray GÜRKAN

II. DANIŞMAN
Prof. Dr. Sedat BALLIKAYA

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

İSTANBUL, 2022

TEZ KABUL VE ONAYI

Halime KARAMAN tarafından, **Dr. Öğr. Üyesi Koray GÜRKAN ve Prof. Dr. Sedat BALLIKAYA** danışmanlığında hazırlanan **"Giyilebilir Kan Basıncı Ölçüm Cihazının Geliştirilmesi"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **10/06/2022** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	**Sonuç**
DANIŞMAN	Dr. Öğr. Üyesi Koray GÜRKAN İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Biyomedikal Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Erkan ATMACA İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Elektrik Tesisleri Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Cihat BOYRAZ Marmara. Üniversitesi Termodinamik Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret

Aileme ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

GİYİLEBİLİR KAN BASINCI ÖLÇÜM CİHAZININ GELİŞTİRİLMESİ

Bu çalışma, FYL-2021-35656 numarasıyla İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından, 119N120 numarasıyla TUBİTAK tarafından desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmalarım kapsamında, bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, tüm imkanlarıyla laboratuvar çalışmalarının yürütülmesi sürecinde destek ve yardımlarını esirgemeyen ve bu yolda her zaman yanımda olan, birlikte çalışmaktan onur duyduğum değerli danışmanlarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Koray GÜRKAN'a ve Sayın Prof. Dr. Sedat BALLIKAYA'ya büyük katkılarından dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez sürecinde termoelektrik ve elektronik konusunda edindikleri bilgiler ve deneyimleriyle bana destek olan değerli arkadaşlarım Aminu YUSUF ve Tuğçe BAYIRLI'ya, üniversite hayatımın en güzel günlerini beraber paylaştığım ve bugüne değin yanımda olan değerli dostlarım Emine YAŞAR, Büşra DALKILINÇ, Özlem KARAMAN, Safiye Pelin TAŞ'a, bu süreç boyunca manevi desteklerinden dolayı Çağla ÖZER'e en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasının gerçekleşmesinde maddi katkılarından dolayı İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa BAP Birimi'ne ve TUBİTAK'a teşekkür ederim. Ek olarak BEK Lazer Elektronik San. ve Tic. Ltd. Şti. ve Demsay Elektronik San. ve Tic. A.Ş.'ye katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak tüm hayatım boyunca, aldığım bütün kararlarda bana maddi manevi destek olan, güç veren ve bu yolda en az benim kadar emek harcamış değerli aileme tüm kalbimle teşekkür ederim.

Mayıs 2022 **Halime KARAMAN**

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **iv**
TEŞEKKÜR ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vi**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **viii**
TABLO LİSTESİ ..... **x**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xi**
ÖZET ..... **xiii**
ABSTRACT ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **4**
2.1. GELENEKSEL KAN BASINCI ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ 4
2.1.1. Katererizasyon 4
2.1.2. Oskültasyon 4
2.1.3. Tonometri 5
2.1.4. Osilometri 5
2.2. KAN BASINCI ÖLÇÜM PARAMETRELERİ 5
2.2.1. Kan Basıncı ve Nabız 5
2.2.2. Nabız Dalga Hızı (PWV) 7
2.2.3. Nabız Geçiş Süresi (PTT) 7
2.3. FOTOPLETİSMOGRAFİ 9
2.3.1. PPG Ölçüm Yöntemleri 9
2.3.2. PPG Ölçümünde Işık Dalga Boyu 10
2.3.3. PPG Dalga Özellikleri 11
2.4. TERMOELEKTRİK OLAY 15
2.4.1. Seebeck Etkisi 15
2.4.2. Peltier Etkisi 16
2.4.3. Thomson Etkisi 17

2.4.4. Bir Termoelektrik Malzemenin Termal Gücü ve Verimliliği 18
2.4.5. Bir Termoelektrik Modülün Genel Çalışma Prensibi 19
2.4.6. Bir Termoelektrik Modülün Performansı 20
3. YÖNTEM 26
3.1. PPG SENSÖR DEVRESİ 26
3.2. EKG SENSÖR DEVRESİ 27
3.3. VERİ AKTARIMI İÇİN HM-17 BLUTOOTH DEVRESİ 30
3.4. LTC3108 DC/DC ULTRA DÜŞÜK GERİLİM DÖNÜŞTÜRÜCÜ DEVRESİ 33
3.5. ATtiny13A MİKRODENETLEYİCİ DEVRESİ 35
3.6. DEVRE KARTI 38
3.7. TE BİLEŞİKLERİN SENTEZLENMESİ 38
3.7.1. Termal İletkenlik Ölçüm Sistemi 41
3.7.2. Seebeck Katsayısı ve Elektriksel İletkenlik Ölçüm Sistemi 42
3.7.3. Esnek Termoelektrik Modüllerin Üretimi 43
4. BULGULAR 46
4.1. TE Bileşiklerin Analizi 46
4.2. RTV 2710 Silikonun Termal Özellikleri 49
4.3. TEG Performansının Ölçülmesi 50
5. TARTIŞMA 53
5.1. TE Bileşikler için Deneysel Sonuçların Değerlendirilmesi 53
5.2. TEG'in Çıkış Performansının Değerlendirilmesi 54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 56
KAYNAKLAR 58
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 66

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1:Oskültasyon yöntemine dayalı invaziv olmayan KB ölçümü [11] 5

Şekil 2.2:Bir EKG sinyali üzerinde R-R tepe noktalarının gösterimi [14] 6

Şekil 2.3:(a) Kan basıncının proximal ve distal arterillerdeki dalga biçimi, (b) PTT-BP (KB) ilişkisi, PTT ve KB birbirleri ile ters orantılıdır [15] 9

Şekil 2.4:Sensörün iletim modu PPG (solda) ve yansıma modu PPG'de (sağ) yerleştirilmesi 10

Şekil 2.5:Farklı dalga boyuna sahip ışıkların deriden geçişi [22] 11

Şekil 2.6:PPG dalgasının gösterimi 11

Şekil 2.7:Filtrelenmiş EKG ve PPG dalgalarından PTT tespiti [25] 12

Şekil 2.8:Seebeck etkisinin açık bir devrede gösterimi [35] 16

Şekil 2.9:Bir termoelektrik modül için (a) Seebeck etkisi ve (b) Peltier etkisinin şematik gösterimi [37] 17

Şekil 2.10:Bir termoelektrik modülün genel yapısı [43] 20

Şekil 2.11:Bir TEG'in maksimum verimliliğinin TH sıcaklığına ve ZT parametresine bağlı değişimi [45] 22

Şekil 3.1: a) PPG devre şeması, b) PPG baskı devre çizimi, c) PPG devresi son hali 27

Şekil 3.2:Elektrot gürültülerinin ortadan kaldırılmasını sağlayan devre şeması [58] 28

Şekil 3.3:EKG devre şeması 30

Şekil 3.4:HM 17 Devre şeması 32

Şekil 3.5: Veri paketinin iletilmesi [60] 33

Şekil 3.6: LTC3108 devre şeması 34

Şekil 3.7: ATtiny13A devre şeması 37

Şekil 3.8:Arduino ve mikrodenetleyici bağlantı pinleri [61] 37

Şekil 3.9:Proteus ARES ile oluşturulan baskı devre çizimi 38

Şekil 3.10:Glove Box ve külçe halindeki saf TE elementi 39

Şekil 3.11:Zirkonyum kavanozlara yerleştirilen TE toz malzemelerinin Ball Mill işlemi öncesi ve sonrasındaki görünümleri 40

Şekil 3.12:Soğuk pres cihazı ve disk numune üretimi içim kullanılan kalıp 40

Şekil 3.13:Laser Flaş Analiz Cihazı 42

Şekil 3.14: Numunenin Elmas Kesici ile kesilmesi işlemi a), numunenin kesme işlemi sonucu farklı boyutlara ayrılmış hali b), Seebeck & Elektriksel İletkenlik Ölçüm Cihazı c). 43

Şekil 3.15:Üretilen TE bacaklar 44

Şekil 3.16:RTV-2710 Kalıp silikonu kaplanmadan önce ve sonra TEG 1'in görüntüsü 45

Şekil 3.17 RTV-2710 kaplanmadan önce ve sonra TEG 2'nin görüntüsü 45

Şekil 4.1:Seebeck katsayısının sıcaklığa bağlı değişimi 46

Şekil 4.2:Sıcaklığa bağlı elektriksel iletkenlik değişimi 47

Şekil 4.3:Sıcaklığa bağlı termal iletkenlik değişimi 48

Şekil 4.4:Sıcaklığa bağlı PF değişimi 48

Şekil 4.5:Sıcaklığa bağlı ZT değişimi 49

Şekil 4.6:RTV 2710 silikonunun sıcaklıkla beraber termal iletkenlik değişimi 49

Şekil 4.7:TEG ölçüm düzeneği 50

Şekil 4.8:TEG 1 için açık devre gerilimi ve anlık güç ölçüm değerleri 51

Şekil 4.9:TEG 2 için açık devre gerilimi, anlık güç ölçüm değerleri 52

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1:AD8232 entegresi sıcaklık-akım tablosu 28

Tablo 3.2: HM-17 sıcaklık-akım tablosu..... 31

Tablo 3.3:ATtiny13A çalışma gerilimi-akım tablosu 36

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
fs	: Örnekleme Frekansı
S	: Seebeck Katsayısı
T	: Sıcaklık
Π	: Peltier katsayısı
ρ	: Özdirenç
J	: Joule ısısı
σ	: Elektriksel İletkenlik
κ	: Termal İletkenlik
ZT	: Termoelektrik Figure of Merit
n	: Termoelektrik Bacak Sayısı
η	: TEG'in Verimliliği
V_S	: Transformatörün Sekonder Gerilimi
V_P	: Transformatörün Primer Gerilimi
N_S	: Transformatörün Sekonder Sarım Sayısı
N_p	: Transformatörün Primer Sarım Sayısı
L	: Endüktans
C	: Kapasitans
C_P	: Isı Kapasitesi
P	: Anlık Güç
P_D	: Güç Yoğunluğu
P_{max}	: Maksimum Güç
R_L	: Yük Direnci
ΔT	: Sıcaklık Farkı
E	: Damar Duvarının Elastiklik Parametresi
L	: Damar Uzunluğu
E_0	: Damar Duvarındaki Basınç
r	: Damar İç Yarıçapı

Kısaltmalar	Açıklama
KB	: Kan Basıncı
PPG	: Fotopletismografi
EKG	: Elektrokardiyografi
PTT	: Nabız Geçiş Süresi
TEG	: Termoelektrik Jeneratör
BLE	: Bluetooth Low Energy
bpm	: Dakikadaki Atım Sayısı
HR	: Kalp Atış Hızı
PWV	: Nabız Dalga Hızı
AC	: Alternatif Akım
DC	: Doğru Akım
LED	: Işık Yayan Diyot
IRLED	: Kızılötesi Işık Yayan Diyot
PCG	: Fonokardiyografi
CNN	: Konvolüsyonel Sinir Ağları
RMSE	: Kök Ortalama Kare Hatası
SCG	: Sismokardiyografi
IPG	: Empedans Pletismografi
TE	: Termoelektrik
ADC	: Analog Dijital Dönüştürücü
PDMS	: Polidimetilsiloksan
PU	: Poliüretan Köpük
IA	: Enstrümantasyon Yükselteci
SPI	: Seri Çevresel Arayüz
UART	: Evrensel Asenkron Alıcı/Verici
MISO	: Master In Slave Out
MOSI	: Master Out Slave In
SS	: Slave Select
SCK	: Serial Clock
SPS	: Kıvılcım Plazma Sinterleme

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GİYİLEBİLİR KAN BASINCI ÖLÇÜM CİHAZININ GELİŞTİRİLMESİ

Halime KARAMAN

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Koray GÜRKAN

II. Danışman: Prof. Dr. Sedat BALLIKAYA

Kan basıncı (KB), sağlık için önemli bir fizyolojik işarettir. Kan basıncının ölçümü ve izlenmesi, dünyada önde gelen ölüm nedeni olan kardiyovasküler hastalıkların önlenmesi ve tedavisi için büyük önem taşımaktadır. Kontrolsüz yüksek tansiyon, damarlarda tıkanmaya ve patlamaya, kanın beyinde sızması sonucu kanamaya ve felce, ilerleyen durumlarda kalp yetmezliğine yol açabilir. Hipertansiyon tespitinin ve kontrolü ve iyileştirilmesi için kan basıncının her yerde izlenmesi gereklidir. Bu tezde, geleneksel kan basıncı ölçüm yöntemlerine ve sınırlamalarına yer verilerek, elektrokardiyografi (EKG) ve fotopletismografi (PPG) sinyalleri ile nabız geçiş süresi (PTT) ölçümüne dayalı bir kan basıncı izleme yöntemi gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem, kan basıncı dalgasının vücudun iki farklı noktasından ölçülerek, bu noktalara ulaşma zamanı arasındaki farkın hesaplanmasına dayanır. Bu amaçla kullanıcıdan PPG ve EKG işaretlerinin alınması ve alınan verilerin Bluetooth ile uzak bilgisayara aktarımı için özel bir devre sistemi tasarlanmıştır. Giyilebilir cihazlarda, insan sağlığıyla ilgili verilerin sürekli izlenebilmesi için, pil kullanımına ihtiyaç vardır. Ancak pillerin sürekli değiştirilmesi gerekliliği ve toksik içerikleri bu tür cihazların çalışma ömrünü

kısaltmakta ve çevresel problemlere neden olmaktadır. Bu amaçla, vücut ısısından enerji kazanımı sağlayacak batarya kullanımına alternatif TEG önerilmiştir. TEG'ler sürdürülebilir çevreci enerji kaynakları olarak kabul edilir. Bu çalışmada, kan basıncı ölçüm sistemi için vücut ısısından enerji kazanımı sağlayacak bir esnek TEG geliştirilmiştir. Bir TEG'in vücut ısısını tam kullanabilmesi ve rahat giyilebilmesi için insan derisiyle uyumlu olması, esnek olması gerekir. Bu tezde, literatürdeki çalışmalar değerlendirilerek kan basıncı ölçüm sistemi için insan vücudundan ısı hasadı gerçekleştiren esnek bir TEG üretimi gerçekleştirilmiştir. TEG'in çıkış geriliminin, bir dönüştürücü entegresiyle yükseltilerek giyilebilir cihazın çalışması için yeterliliği denenmiştir. Son olarak ölçülen değerlerle PTT tahmini yapılarak referans değerlerle uygunluğu karşılaştırılmıştır.

Mayıs 2022 , 88 sayfa.

Anahtar kelimeler: Kan basıncı (KB), Elektrokardiyografi (EKG), Fotopletismografi (PPG), Nabız Geçiş Süresi (PTT), Giyilebilir Cihazlar, Termoelektrik Jeneratör (TEG)

ABSTRACT

M.Sc. THESIS

DEVELOPMENT OF A WEARABLE BLOOD PRESSURE MONİTOR

Halime KARAMAN

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Biomedical Engineering

Biomedical Engineering Program

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Koray GÜRKAN
Co-Supervisor: Prof. Dr. Sedat BALLIKAYA

Blood pressure (KB) is an important physiological marker for health. Measurement and monitoring of blood pressure is essential for the prevention and treatment of cardiovascular diseases, the leading cause of death in the world. Uncontrolled high blood pressure can cause congestion in the vessels and explosion, bleeding from the blood leakage in the brain, and paralysis can cause heart failure in later cases. Blood pressure must be monitored everywhere for hypertension detection and control and improvement. In this thesis, a blood pressure monitoring method based on electrocardiograph (ECG) and photopletismography (PPG) signals and pulse transition time (PTT) measurement was performed, including traditional blood pressure measurement methods and limitations. The method is based on calculating the difference between time and blood pressure wave measured from two different points of the body reaches these points. For this purpose, a dedicated circuitry is designed to receive PPG and ECG marks from the user and transfer the data received to the remote computer via Bluetooth. Wearable devices require battery use to continuously monitor human health data. However, the need for constant replacement of batteries and their toxic content limit the

working time of such devices and cause environmental problems. For this reason, which provides energy harvesting from body heat as an alternative to battery use, has been proposed. TEGs are sustainable enviromental friend energy sources. In this study, a flexible TEG for the blood pressure measurement system has been developed to generate energy from the temperature of the body. For a TEG to fully use body heat and wear comfortably, it needs to be flexible and compatible with human skin. In this thesis, the studies in the literature were evaluated and a flexible TEG production was performed for the blood pressure measurement system, which harvested heat from the human body. TEG's output voltage is enhanced by a boost converter, in order to provide sufficient power to the wearable devices. Finally, the PTT estimation was made with the measured values and their compatibility with the reference values was compared.

May 2022, 88 pages.

Keywords: Blood pressure (KB), Electrocardiography (ECG), Fotopletismography (PPG), Pulse Transition Time (PTT), Wearable devices, Thermoelectric Generator (TEG)

1. GİRİŞ

Vücudumuzun sürekli sağlıklı kalmasını sağlamak amacıyla düzenli olarak izlenmesi önemlidir. Kan basıncı (KB), kardiyovasküler problemlerin erken teşhisi, önlenmesi ve tedavisi için düzenli olarak izlenmesi gereken birincil yaşamsal parametrelerden birisidir. Sağlığın sürdürülmesi için kan basıncının düzenli olarak ölçülmesi tavsiye edilir ve bu özellikle ileri yaştaki ve kalp hastalığı olan veya gelişme riski yüksek olan kişiler için önemlidir. Kan basıncı, yaş, zihinsel stres, aktivite, hastalık, yorgunluk gibi çeşitli sebeplere bağlı olarak zamanla değişim gösteren, dinamik bir fizyolojik parametredir. Sağlığın sürdürülebilmesi için kan basıncının düzenli olarak kontrol edilmesi, ölçülmesi gereklidir. Epidemiyolojik verilere bakıldığında erişkin nüfusta %25-35 aralığında hipertansiyon sıklığı gözlemlenmiştir [1]. Dünyada 60 yaş öncesi ölümler olarak nitelendirilen erken yaştaki ölümlerin en büyük nedeni olan hipertansiyon, her yıl ortalama 9.4 milyonun ölüm nedenidir [2]. Özellikle ileriki yaşlara gelindiğinde de, hipertansiyon ya da yüksek tansiyon, ölümlerin başlıca sebeplerinden biri olmaya devam etmiştir. Hipertansiyon, yaşla birlikte artmakta, 50 yaşlardan sonra %50'ye, 70 yaşlardan sonraki insanlarda ise %70'lere uzanan oranlara çıkmaktadır. Elde edilen veriler, ülkemizde 18 yaş üzerinde bulunan her üç erişkinden birinin hipertansiyon hastası olduğunu göstermiştir [3]. Bu rahatsızlığın devam etmesi, felç, kalp yetmezliği gibi başta kardiyovasküler hastalıklar dahil olmak üzere ciddi hastalıklara sebep olmakta ve ölüm riskini artırmaktadır. Kan basıncı yüksek olsa bile, hastada ilk başta herhangi bir semptom gözlenmemekte, hasta bu durumun farkında olmamaktadır. Kan basıncındaki yükselmenin önceden semptomlarını gözlemlemek oldukça zor olduğundan kan basıncını sürekli kontrol etmek gerekmektedir. Ölçülen kan basıncına göre uygun tedavi yöntemleriyle daha sağlıklı ve uzun yaşam mümkün olabilmektedir. KB tahmini için çeşitli ölçüm yöntemleri mevcuttur. Ana yöntemler arasında kateterizasyon, tonometri, oskültasyon ve osilometri bulunur [4]. Bu yöntemlerin çoğu invaziv olup manşetle kullanıma dayalı olmasına rağmen kullanıcının kan basıncı ölçümünü kısıtlar. Manşetle ölçüme dayanan cihazlarda çoğunlukla eğitimli bir personele ihtiyaç duyulmaktadır. Manşonun tekrarlanarak indirilip şişirilmesi hastalarda tahrişe ve rahatsızlığa neden olabilir. Ölçümdeki hataları minimuma indirmek amacıyla kan basıncının iki ölçümü arasında en az 1-2 dakika beklemek gerektiğinden, düzenli kan akımını kesintiye uğratan ağrılı manşet şişmesinden dolayı hastalar uzun süreli izlenmeden rahatsızlık duyacaklardır. Bunun yanında,

ev veya klinik gibi ortamlarda, özellikle kalp atımının arttığı, koşma, yürüme vb. belirli fiziksel aktiviteler sırasında, bu tür cihazlar, hastaların kullanımlarını sınırlar. Özellikle nabız genliği düşük olabilen obez hastalarda manşon boyu yeterli olmadığında doğru okumalar sağlanmaz. Manşet tabanlı cihazların tekrarlanarak kullanımı, hastaların enfeksiyonuna sebep olur. Ayrıca pandemi gibi durumlarda sağlık personeli tarafından temaslı şekilde ölçümün zorunluluğu hasta ve sağlık çalışanı için risk teşkil eder.

Günümüzde, geleneksel yöntemleri kullanan birçok kan basıncı izleme cihazları vardır; ancak invaziv olmayan, hastanın kol ya da bilek bölgelerini sıkıştırmayan, rahatsızlık vermeyen, kullanımı sırasında başka bir sağlık personeli gerektirmeyen, göze batmayan, denetimsiz, doğru ve sürekli olan bir sisteme ihtiyaç duyulmaktadır. Ek olarak bu cihazlar evde günlük sağlık bakımı için kişinin kendi kendine ölçüm yapması, sağlık çalışanlarının ve personellerin hastanelerde ve bakım evlerinde iş yükünü hafifletmesi için yeterli değildir.

Bu tezde, geleneksel KB ölçümlerinin uygunsuzluğunu ortadan kaldırmak amacıyla, giyilebilir KB ölçümü üzerinde çalışılmıştır. Fotopletismografi (PPG), fizyolojik durumlarının izlenmesi için son 10 yıldır popülerliği artan teknolojilerden biri olarak, hem kardiyovasküler hem de solunum sistemi hakkında bilgiler sağlaması, invaziv olmaması ve sürekli ölçüme olanak tanıması nedeniyle hem taşınabilir cihazlar için hem de nabız oksimetrelerinde kullanımı yaygın bir ölçüm yöntemidir [5]. PPG, kan hacmi değişikliklerini optik olarak algılayarak ortalama arteriyel kan basıncını ölçer [6]. Elektrokardiyografi (EKG) sinyali, elektrotların bileğe yerleştirilmesiyle ölçülürken, PPG sinyali parmak ucuna uygulanan bir fotodedektörden elde edilir. Nabız geçiş süresi (PTT), kalpten yayılarak ilerleyen basınç dalgasının iki arter bölgesi arasında hareketi esnasında oluşan zaman zaman farkıdır ve bu basınç dalgasının hızı kan basıncı ile doğru orantılıdır [7]. PTT, ölçülen EKG ve PPG'den tahmin edilebildiğinden, bu yöntem KB'yi sürekli ve uygun bir şekilde ölçmek için kullanılabilir.

Son yıllarda giyilebilir elektronik cihaz ve sensör teknolojilerindeki hızla gelişme ve pazar payındaki büyümeye rağmen, giyilebilir cihazların genelinde, güç kaynağı olarak piller kullanılmaktadır; ancak pillerin sınırlı kapasitesi kullanım ömürlerini kısıtlamakta, bazı sistemlerde kullanılan pillerin boyutlarının büyük olması da sistemin giyilebilirliği ve taşınabilirliği açısından dezavantajlar oluşturmaktadır. Buna ek olarak pillerin büyüklüğü, kullanıcının günlük aktiviteler esnasında cihaz kullanımını zorlaştırmaktadır. Bu giyilebilir cihazlara güç sağlamak üzere önerilen yaklaşımlardan biri; termoelektrik jeneratör (TEG)

kullanarak, insan vücudunda oluşan ısı enerjisini toplayarak elektrik üretmektir. TEG'ler, taşınabilir elektronik cihazlar için geliştirilen en yeni teknolojilerden biri olup üzerine uygulanan sıcaklık farklılıklarından elektrik enerjisi üreten cihazlardır ve vücutta oluşan atık ısıyı güvenilebilir ve yenilenebilir bir şekilde doğrudan elektrik enerjisine dönüştürebilir [8]. TEG'ler, sessizlik, boyutlarının küçük olması, uygulama sahasına göre ölçeklenebilirlik, dayanıklılık gibi birçok istenilen özelliklere sahiptir. Buna ek olarak TEG'ler kullanımı kısıtlayan hareketli parçalar içermezler ve sessiz çalışırlar, kimyasal ürünler içermedikleri için çevre dostudurlar, sürekli bakım istemezler, ışığa ihtiyaç duyan güneş enerjisi uygulamaları gibi gece-gündüz ayrımı yapmaksızın uzun süre çalışabilirler.

Bu tezin amacı, bilekte oluşan atık ısı enerjisini kullanarak, kan basıncı tahminine yönelik, invaziv olmayan giyilebilir bir cihaz tasarımı gerçekleştirmektir. Bu amaçla tezin kavramsal çerçeve kısmında genel kavramlarla beraber literatürde yapılan çalışmalar geliştirilen ticari ürünlerle beraber değerlendirilmiş, artı ve eksi yönleri tartışılmıştır. Yöntem kısmında; ilk aşamada PGG ve EKG devrelerinin tasarımına yer verilmiştir. TEG üreteçlerin gücü sıcaklık farkı azken düşüktür, çıkışlarının DC/DC çevirici ile yükseltilmesi ve üretilen enerjinin depolanması gerekir. Bu nedenle TEG'lerden yüksek verimli elektrik üretimi için öncelikle DC/DC çevirici entegresi (LTC3108) için gerekli devre topojisi tasarlanmıştır. Daha sonra EKG ve PPG verilerindeki gürültülerin bastırılması için filtre uygulanmış, filtrelenmiş sinyallerin, Bluetooh (BLE) ile aktarımı yapılarak eş zamanlı izlenmesi sağlanmıştır. Bulgular bölümünde, EKG ve PPG sensöründen elde edilen veriler, bu verilerle yapılan kan basıncı tahminleri, üretilen TE malzemelerinin ölçümünden elde edilen sonuçlar ve TEG'in performansının ölçüm sonuçları verilmiştir. Tartışma bölümünde elde edilen kan basıncı tahminleri, TEG üretiminde kullanılan bileşiklerin ve TEG'in performansı literatürdeki değerlerle karşılaştırılarak mevcut çalışmanın özgün yanları ortaya konulmuştur. Tezin son bölümünde, yapılan çalışmalar avantaj ve dezavantajlarıyla birlikte değerlendirilerek gelecekte yapılabilecek çalışmalar için önerilerde bulunulmuştur.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

Bu kısımda literatürdeki mevcut kan basıncı ölçüm metotları ve terimleri hakkında bilgiler verilmiş, genel termoelektrik terimlerin tanıtımıyla beraber esnek termoelektrik modüllerin gelişimi ve tasarımı incelenmiş, ticari ürünlere de yer verilerek avantajları ve dezavantajları ile birlikte önerilen çözümlere ulaşmak için yapılan çalışmalar gözden geçirilmiştir.

2.1. GELENEKSEL KAN BASINCI ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

2.1.1. Katererizasyon

Kateterizasyon, genellikle yoğun bakım ünitelerinde, kalp nakil ameliyatı gibi kalp nabzı alınamayan durumlarda kullanılmakta olup arteriyel bir damar içerisine bir kateter iğnesi yerleştirilmesi yolu ile kanın arter duvarında oluşturduğu basıncın, monitörden izlenmesine dayanan invaziv bir yöntemdir. İnvaziv ölçüm, hastanın damarlarına sensörler veya problar yerleştirerek kan basıncını doğrudan ölçümüdür. İğnenin ucundaki basıncı algılamak amacıyla basınç sensörleri bulunur. Bu sistemin en büyük dezavantajı oldukça ağrılı bir yöntem olup takılan kateterin sürekli sabit kalması gerekir, bu da hastanın rahatsızlığını ve enfeksiyon riskini artırır. Kateterizasyon ile her an doğrudan tansiyon değeri ölçülebilir ve doğruluğu çok yüksektir. Bu ölçüm yönteminin, hastaların güvenliği açısından, eğitilmiş bir personel olmadığı sürece klinik dışında kullanımı imkansızdır. Maliyetli bir yöntem olup ölçüm alınırken hastada komplikasyon oluşma olasılığı nispeten yüksektir [9].

2.1.2. Oskültasyon

Oskültasyon yöntemi, kalp atımı ve solunum gibi vücutta üretilen sesleri dinlemeye dayalı bir yöntemdir. Kan basıncı ölçümü esnasında ortaya çıkan sesler 1905 yılında ilk defa Dr. Nikolai Korotkoff tarafından keşfedilmiş olup “Korotkoff Sesleri” olarak adlandırılmaktadır [10]. Bu yöntemde; bir manşet, manşete bağlanmış bir basınç pompası, basınç monitörü ve stetoskoptan oluşan dört bileşen bulunmaktadır. Hastanın kolu ile manşet arasında, damarların olduğu boşluğa steteskop yerleştirilir. Manşet, arterdeki kan akışını kesmek amacıyla sistolik basıncın üzerine çıkacak seviyede şişirilir. Basıncın maksimuma ulaştığı bir seviyeden sonra manşonun basıncı yavaşça azalmaya başlar. Bir süre sonra belirli bir noktaya gelindiğinde, dinleyici kalp atış sesi duymaya başlar. Bu ses, basınç monitöründen okunarak sistolik kan

basıncı olarak işaretlenir. Daha sonra, sesler azalana kadar basınç düşürülmeye devam edilir. Sesin azalıp kaybolduğu nokta diyastolik basınç olarak işaretlenir. Bu yöntem uzun yıllardan beri doğruluk nedeniyle klinik ve ev ortamlarında kullanılmaya devam edilmektedir. Ancak bu işlemin olumsuz yönleri ise stetoskop dinleyen, Korotkoff seslerini anlayabilen eğitimli bir kimseye ihtiyaç duyulmasıdır.



Şekil 2.1: Oskültasyon yöntemine dayalı invaziv olmayan KB ölçümü [11]

2.1.3. Tonometri

Non-invaziv yöntemlerden biri olan tonometri yönteminde ise, kandaki basınç değişiklikleri ölçüm yapılacak arterin kemik arasına sıkıştırılması yolu ile yapılır. Elde edilen dalga formu karmaşık olması nedeniyle ölçüm yapılabilmesi için bir program gereklidir. Ölçüm yapılacak olan arterin kemik doku ile desteklenmesi gerektiği için ölçüm alanı kısıtlı bir yöntemdir.

2.1.4. Osilometri

Osilometri, klinik gözetime gerek duymadan kan basıncı ölçülmesinde kullanılan en popüler non-invaziv otomatik yöntemdir. Bu yöntem, bir basınç sensörü ile bir manşon kullanılarak ortalama diyastolik ve sistolik kan basıncını ölçer. Manşonun hastanın kol bölgesine takılması, belirli bir basınca kadar şişirilmesi daha sonra kontrollü olarak indirilmesi sırasında oluşan ses değişimlerinin dinlenmesiyle diyastolik ve sistolik kan basıncı belirlenmiş olur. Manşete yerleştirilen bir basınç sensörü, manşonun sönmesi esnasında arteriyel nabızları kaydeder ve bu nabız genlikleri, diyastolik ve sistolik KB'yi hesaplamak için kullanılır [12].

2.2. KAN BASINCI ÖLÇÜM PARAMETRELERİ

2.2.1. Kan Basıncı ve Nabız

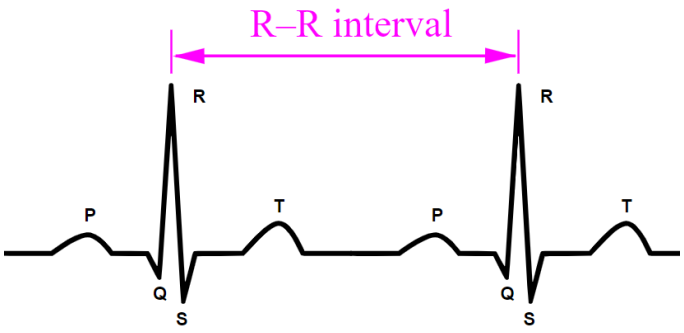
Kalbin kasılması ile beraber akciğerlere gönderilip temizlenen kan, kalbin sol ventrikülünden pompalanarak aort atardamarı ile tüm vücuda gönderilir. Kalbin sistolü esnasında sol

ventrikülün kasılması ve kanın aorttan güçlü bir şekilde geçişi, aort duvarında genişlemeye sebep olur ve arteriyel damarlar boyunca ilerleyen bir basınç dalgası meydana getirir, bu basınç, kan basıncı ya da tansiyon olarak tanımlanır; sabit olmamakla beraber kalbin kasılıp gevşemesi sırasındaki değişikliklere bağlı olarak değişir. Kalbin kanı pompaladığı ya da kasılma halinde olduğu an, kan damarlarında basıncın yüksekliği en üst seviyedir. Bu basınca sistolik kan basıncı adı verilir; ortalama olarak 120-130 mmHg aralığındadır. Ventrikül gevşeme haline geçtiği zaman basınç hızla düşer ve aorttan vücuda iletilen kanın azalması sebebiyle kan damarlarındaki basınç da düşer ve bu basınca da diastolik kan basıncı denir, 70-90 mmHg ortalama değerleri arasında olması beklenir. Kan basıncı kişinin fiziksel özelliklerinden, sağlık durumuna, yaşına ve birçok etkene bağlı olarak değişir.

Kalp döngüsü, atrium ve ventriküllerin sistolü ile diyastolünden oluşan bir döngüdür ve her bir kalp döngüsü ortalama 0,8 saniye sürer. Kalp atış hızı (HR), kalbin bir dakikalık süre içerisindeki atım sayısını (bpm) ifade eder, bu atım sayısı nabız olarak da adlandırılır. Yüzeysel arterlere dokunulduğunda dalgalar halinde olan bu atımlar, dokunulduğunda hissedilebilir. Kalp hızı yaşa bağlı olarak değişmekle birlikte, bebeklerde 100-140, çocuklarda 80-120, yetişkinlerde 60-100 bpm arasındadır. Kalp atış hızı aşağıdaki formül ile standart EKG ve PPG sinyalleri kullanılarak hesaplanabilir [13]:

$$\boldsymbol{HR = \frac{f_s * 60}{N}} \qquad (\mathbf{2.1})$$

Burada *N*, EKG sinyalinin ardışık iki R tepe noktası arasındaki örnek sayısını, f_s ise örnekleme frekansını ifade eder.



Şekil 2.2: Bir EKG sinyali üzerinde R-R tepe noktalarının gösterimi [14]

2.2.2. Nabız Dalga Hızı (PWV)

Kan dolaşım sistemi damarları boyunca ilerlerken, sol ventrikülden (karıncık) aorta doğru geçer ve aorttan tüm vücuda yayılır. Kalbin sistolü esnasında sol ventrikülün kasılması ve kanın aortadan güçlü bir şekilde geçişi, aort duvarında genişlemeye sebep olur ve arteriyel damarlar boyunca ilerleyen bir basınç dalgası meydana getirir. Dolaşım sistemi hattında ortaya çıkan bu kan basıncı darbesinin, bir arterden diğer artere doğru yayılırken oluşturduğu hıza nabız dalga hızı (PWV) denir. Arter duvarı; endotel, kollajen, elastin ve düz kas olmak üzere dört ana bileşenden oluşur. Endotel, kaslardaki kasılmaların düzenlenmesinde görev alan hücre tabakasıdır. Elastin, esnek bir yapıya sahip olup arter duvarının her hareketinde gerilim üretir. Kollajen, elastinden daha sert bir yapıya sahip olup yüksek kan basıncına karşı gerilim meydana getirerek esnekliği artırır ve dayanıklılık sağlar. Düz kas ise arteriyel elastikiyeti düzenlemede görev alıp fizyolojik kontrolle yahut ilaç alımı sonucunda kasılarak gerilim meydana getirir. Bu tabakaların yoğunlukları vücudun her bölgesinde farklılık gösterir. Merkezi arterlerde basınç yüksek olduğundan dolayı elastin tabakası, perifer arterlerde ise düz kas tabakası daha yaygındır. Bu nedenle "kaslı arterler" ve "elastik arterler" olmak üzere farklı şekilde gruplandırmalar mevcuttur [15]. Arterlerdeki esneklik, kanın yayılma hızında önemli rol oynar; bu sebeple ölçüm yapılacak olan bölge ona göre belirlenmelidir. Basınç dalgaları, yukarıda verilen farklı duvar özelliklerine sahip arteriyel damarlar boyunca ilerler. Vücudun kan basıncı değiştiğinde damarlardaki esneklik de değişerek kanın arterlerden akış hızında farklılıklar oluşur; bu da nabız ölçümünde farklı sonuçlar elde edilmesine neden olur. Yaşlanma veya hastalık gibi etkenlerle arter duvarında meydana gelen değişiklikler damarlarda sertleşmeye yol açarak kan akışını etkiler, basınç dalgalarının hareket etme hızı artar, bunun sonucunda hipertansiyon gibi kritik rahatsızlıklar meydana gelebilir [16].

2.2.3. Nabız Geçiş Süresi (PTT)

Nabız geçiş süresi (PTT), kalpten çıkarak arteriyel damar boyunca ilerleyen nabız dalgasının, kalbe yakın bir bölgeden, bilek veya parmak gibi daha uzak bir bölgeye ulaşması esnasında geçen zaman aralığıdır. Arter duvarı boyunca, nabız dalgasının yayılma süresini ölçmek için, iki noktada yayılma zamanlarını ölçmek gereklidir. Nabız dalga hızının tersi olarak da tanımlanabilir. Kan basıncındaki artış damar tonusunu artırarak arter duvarını sertleştirerek PTT'nin kısalmasına sebep olur. Geçen zaman ne kadar uzun olursa damar basıncı da o kadar düşük olacağından dolayı PTT kan basıncı ile ters orantılı olup, PWV ile birlikte genellikle kan basıncının invaziv olmayan ölçümlerinde oldukça tercih edilen ölçüm yöntemidir. PTT'nin KB

ile ilişkisi fiziksel modellere dayandırılarak ölçülebilir. Yapılan çalışmalarda genellikle bu sürelerin kan basıncı ile olan ilişkisi üzerinden dolaylı ölçüm hedeflenmiştir. Fiziksel modellerin çoğu, KB ile damarlardaki arteriyel esneklik ilişkisine dayanan, Moens-Kortweg ile Bramwell-Hill denklemlerini kaynak alır. Bu modellerden hareketle, PTT'yi ölçmek ve noninvaziv KB izlemek için optimal arter bölgelerinin tespitine, farklı deneysel yaklaşımlarla sonuçta oluşabilecek sınırlamalara ve dalga formlarından yola çıkılarak PTT'nin tam olarak nasıl ölçülebileceğine dair sonuçlar elde edilebilir.

Moens-Kortweg denklemine göre [17]:

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \frac{\sqrt{E.h}}{\sqrt{2rp}} \tag{2.2}$$

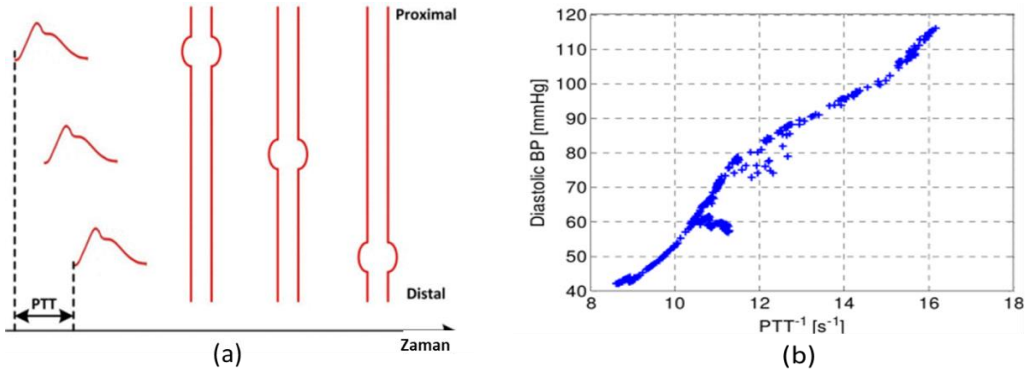
Bu denklemde, L damar uzunluğu olup, kan basıncının bu damar boyunca aldığı zaman PTT, ρ kan yoğunluğu, r damarın iç yarıçapı, E damar duvarının elastiklik parametresi ve h damar duvarının kalınlığıdır. E, aşağıda verilen bağıntıya göre KB ile ilişkilidir:

$$E = E_0 . e^{\alpha,p} \tag{2.3}$$

Burada α bir sabit, E_0 damar duvarındaki basınç, p damar içindeki KB'dir. Bu iki denklemden hareketle; KB, diğer tüm parametreler sabit tutularak PTT'den hesaplanabilir:

$$KB = -\frac{2}{\alpha} \cdot lnPTT + \frac{ln\frac{2r\rho L^2}{hE_0}}{\alpha} \tag{2.4}$$

Formülde görüldüğü üzere damar hacmi, damarların direnci ve kanın yoğunluğu gibi kalp debisini ve kan basıncını etkileyen birçok fiziksel parametre vardır. Yukarıda özetlenen PTT-KB ilişkisi teori olarak KB dalga formu ölçümüne dayansa da, günümüzdeki araştırmalarda kullanılan yöntemlerin birçoğu bu şekilde dalga biçimlerini ölçmez. Tipik PTT modelinde, referans dalga formu olarak elektrokardiyografiyi (EKG) ve ölçüm yapılacak bölgeye uygun olarak fotopletismografiyi (PPG) kullanır. EKG yöntemindeki en büyük avantaj, algılanmasının kolay ve hareketteki bozulmalara karşı daha az hassas olan R dalgasının daha güvenilir olmasıdır.



Şekil 2.3:(a) Kan basıncının proximal ve distal arterillerdeki dalga biçimi, (b) PTT-BP (KB) ilişkisi, PTT ve KB birbirleri ile ters orantılıdır [15]

2.3. FOTOPLETİSMOGRAFİ

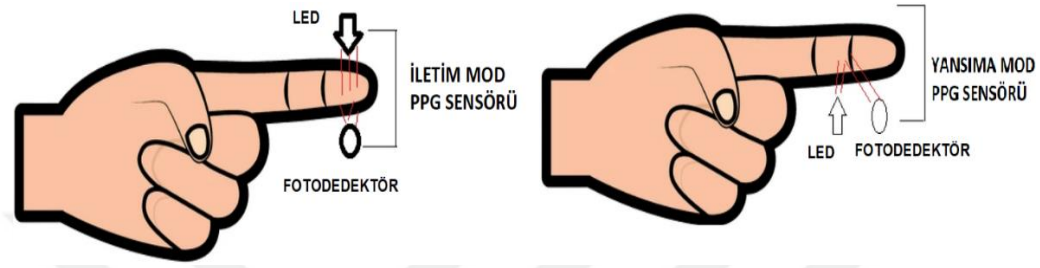
PPG, ışık tabanlı bir teknoloji kullanarak parmak ucu, bilek gibi sınırlı bir alandaki kan hacmi değişikliklerini ölçmeye yarayan optik bir tekniktir. PPG ile nabız dalga biçimi analizi daha uygulanabilir hale gelmiştir. PPG, ölçülen dokudaki damarlar tarafından emilen veya yansıtılan ışık miktarını ölçer ve ışık yayan bir diyot (LED) ile bir fotodiyottan oluşur. Küçük bir ölçüm alanına LED'ten ışık yansıtılır. LED, sabit bir dalga boyunda ışık yayar ve fotodedektöre geri yansıyan ışığın miktarı, kan hacmindeki değişikliklere karşılık gelir.

Yansıyan ışık; kemik, deri dokusu, kandaki pigmentler de dahil olmak üzere farklı yapılar tarafından emilir. PPG sinyalinden yansıyan ışık, filtrelenerek AC (Alternatif Akım) ve DC (Doğru Akım) olmak üzere iki bileşene ayrılır. AC bileşen arteriyel kan hacmindeki değişiklikleri gösterir, kan hacmindeki temel değişiklikler esas olarak arterlerde meydana geldiği için kalp hızı ile ilişkilidir. DC bileşen ise pulsatil olmayan, kemik, deri ve diğer dokuların emdiği ışık miktarı ile ilgilidir [18]. Bu şekilde ölçülen ışık miktarındaki farklılıklar ve yansımalar, kardiyovasküler sistemde kalple ilgili bilgilerin belirlenmesinde yardımcı olabilir. Klinik uygulamalarda PPG, parmak, bilek, alın, kulak memesi ve gibi periferik bölgelerde bulunan damarlarda kan hacmindeki değişiklikleri izlemek için rutin olarak kullanılmaktadır

2.3.1. PPG Ölçüm Yöntemleri

PPG sensörleri; yansıtma ve iletim modu olmak üzere iki farklı modda tasarlanmıştır. İletim modunda ışık kaynağı ve fotodedektör karşılıklı olacak şekilde yerleştirilir. İletim modunda yapılan ölçümler, kalınlığın az olduğu kulak memesi, ayak parmağı ve parmak ucu gibi

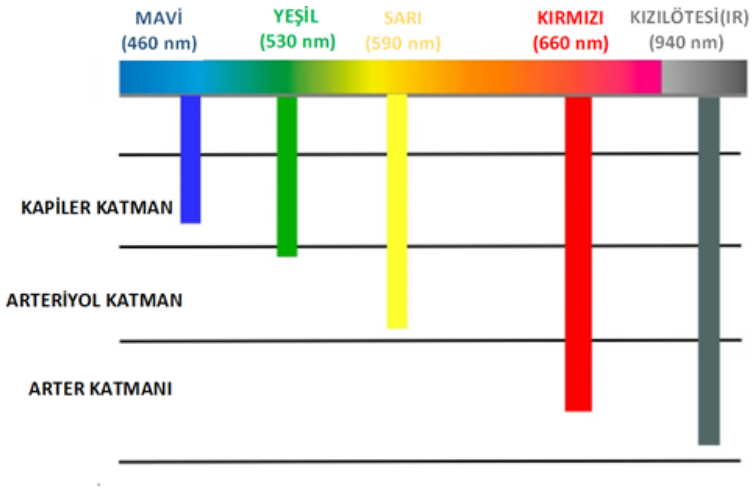
bölgelerde yapılır. Yansıtma modundaki ölçümlerde ışık kaynağı ve fotodetektör, gelen sinyalleri algılayabilmek için yatay bir yüzey üzerinde yan yana yerleştirilir. Yansıtma modu PPG ölçümlerinde, ölçüm sahası daha geniş olmakla beraber, kullanıcının fiziksel aktiviteler esnasında da kullanımıyla sinyalde artefaktlar gerçekleşebilir. Yansıtma modunda sensörler, bilek ve göğüs gibi çok çeşitli ölçüm bölgelerine yerleştirilebilirler. İletim modundaki sensörler, yansıma modundaki sensörlere nazaran daha iyi sinyal elde etme becerisine sahiptir [19].



Şekil 2.4: Sensörün iletim modu PPG (solda) ve yansıma modu PPG'de (sağ) yerleştirilmesi

2.3.2. PPG Ölçümünde Işık Dalga Boyu

EKG dalgalarına benzer olarak, PPG dalgaları da kalp aktivitesindeki değişiklikleri algılayarak kalp atışındaki düzensizlikleri teşhis etmeye yardımcı olurlar. PPG dalga formundaki farklı noktalar, genlik ve konum değişiklikleri, farklı vasküler durumları temsil eder. PPG sensörlerinde ışık kaynağı olarak kızılötesi bir ışık yayan diyot (IRLED) ya da yeşil veya sarı LED'ler kullanılır [20]. Kan hücrelerinin solunumla sirkülasyonu esnasında, kızılötesi (IR) dalga boyunda ışık ve kırmızı ışık, oksijence zengin kandaki hemoglobin tarafından daha çok emilir. Bu nedenle, IR ve kırmızı ışık dalga boyu LED'ler, genellikle hemoglobin konsantrasyonunu hesaplamak üzere pulseoksimetrelerde kullanılır [21]. Hareket artefaktlarının PPG sinyali üzerinde oluşturduğu etkiler, kullanılan ışığın dalga boyuna bağlı olarak sinyal kalitesini etkiler.

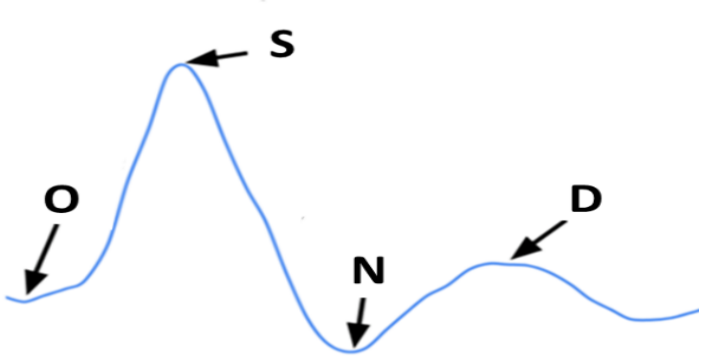


Şekil 2.5: Farklı dalga boyuna sahip ışıkların deriden geçişi [22]

Yukarıda görüldüğü gibi, daha uzun dalga boyuna sahip ışıklar dokunun daha derinlerine nüfuz eder. Kızılötesi ve IR dalga boyuna sahip ışınlar daha uzun dalga boyuna sahip oldukları için, dokunun derinlerine inildikçe hareket artefaktları artacağından dolayı KB ölçümleri için genellikle önerilmez. Yeşil LED, kısa dalga boyuna sahiptir ve yansıyan yeşil ışıktaki değişiklik daha az olacağından dolayı, IR ve kırmızı ışığa göre daha iyi bir sinyal-gürültü oranı sağlar. Bu nedenle, ticari olarak kullanılan bilek tabanlı ölçüm cihazlarında da genellikle yeşil LED'ler kullanılmaktadır. Örneğin, Apple geliştirdiği Watch serisinin tüm akıllı saatlerinde yeşil LED tercih etmiştir [23].

2.3.3. PPG Dalga Özellikleri

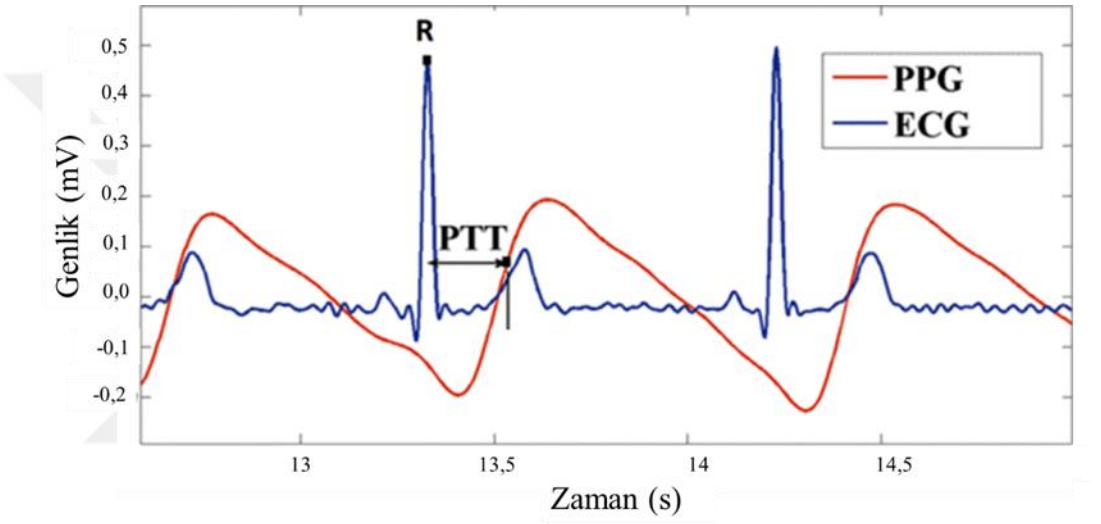
Sağlıklı bir denekten kaydedilen PPG dalga formu temel olarak dört noktadan oluşur: Sistolik Dalganın Başlangıcı (O), Sistolik Tepe Noktası (S), Diyastolik Tepe Noktası (D) ve Dikrotik Çentik (N).



Şekil 2.6:PPG dalgasının gösterimi

O noktası, PPG dalga formundaki en alt noktadır ve ventriküler kasılmanın başlangıcıdır. S noktası dalga formunun zirvesi olup ölçüm yapılan bölgedeki vasküler kan akımının maksimum olduğu noktadır. N Noktası, dalga formunun azalan kısmının ilk bükülme noktasıdır, bu anda aort kapağı kapanır. D noktası dalga formundaki yerel maksimumum noktasıdır ve kalp gevşemeye başladığında damar duvarındaki basınçtır [24].

Ardışık PPG sinyallerinin (S-S) tepeden tepeye aralığının hesaplanması, kalp atış hızı hakkında bilgi sağlar. S-S aralığı, bir EKG dalgasındaki RR aralığı ile ilişkilidir. Kalp atış hızını doğru bir şekilde tespit etmek için PPG sinyalindeki S Noktası tespit edilmelidir.



Şekil 2.7: Filtrelenmiş EKG ve PPG dalgalarından PTT tespiti [25]

Yukarıdaki dalga formunun analizinde PTT, EKG dalgası üzerindeki R tepesi ile ölçüm yapılan bölgedeki fotopletismografik algılayıcı tarafından kaydedilen nabız dalga sinyalinin tespit edilmesi arasında kaydedilen zaman farkı kullanılarak ölçülmüştür [25]. PPG nabız dalgasının analizinde filtreleme, özellik çıkarma gibi sinyal işleme teknikleri kullanılır. EKG ve PPG sensörlerinden alınan dalga biçimleri ile bir distal arteriyel dalga biçimi arasındaki zaman gecikmesi, yukarıda verilen formüllerden hareketle, kan basıncı tahmininde önemli sonuçlar sunar. Çalışmalarda genellikle bu sürelerin kan basıncı ile olan ilişkisi üzerinden dolaylı ölçüm hedeflenmiştir. Sistol başlangıcı EKG dalgasından elektriksel olarak ölçülebildiği gibi kalbe yakın noktadan kalp atımının göğüs kafesi üzerinde neden olduğu hareket ivmesi, basınç ya da ses (PCG) değişiminden de belirlenebilmektedir. Marzorati ve ark. [26], PTT ve kan basıncı (KB) arasındaki ilişkiden yararlanarak, PPG ve PCG sinyallerini alan deneğin göğsüne yerleştirilecek bir cihaz üzerine çalışmışlardır. Cihaz, PCG için gaz basınç sensörü, PPG tespiti

için bir LED-fotodiyot çifti, bir mikrodenetleyici, bir kablosuz iletişim modülü ve güç içerir. Operasyonel olarak, stetoskop parçası göğüs kafesinin sol tarafına yakın yerleştirilirken, optik kısım sternum bölgesine yakın olacak şekilde, aralarında yaklaşık 50 mm'lik bir mesafeye yerleştirilmiştir. PCG ve PPG sinyallerinin yerleşik olarak alınmasından sonra veriler bilgisayara aktarılarak MATLAB ile işlenmiştir. Sırasıyla 4.36, 6.96 ve 4.58 mmHg referansına göre diyastolik, sistolik ve ortalama kan basıncında ortalama mutlak farkların elde edildiği belirtilmiştir. Kadın katılımcılar için cihazı konumlandırma açısı, göğüs büyüklüğünün farklılık kişiden kişiye farklılık göstermesi gibi nedenler çalışmayı sınırlandırmıştır.

Shimazaki ve ark. [27], PTT kullanmadan sadece PPG sinyalini kullanarak bir yöntem ortaya koymuştur. Önerilen yöntemin doğruluğu geleneksel yöntemle karşılaştırılarak, konvolüsyonel sinir ağlarını (CNN) kullanılarak sadece PPG'den kan basıncı tahmininin etkinliği incelenmiştir. Özellikle sistolik kan basıncı tahmininde büyük bir hata olduğu ve örnek sayısının öğrenme için yetersiz olduğu belirtilmiştir.

Diğer bir çalışmada [28], bir dizi biyoempedans sensörünü kullanan ve bilekte takılan bir cihaza entegre edilebilen yeni bir yöntem sunulmuştur. KB'yi tahmin etmek için başka bir invaziv olmayan manşetsiz yöntem de biyoempedans ölçümüdür. Bu yöntemde, deriye yapıştırılan jelleştirilmiş Ag/AgCl sensörler ile vücuda akım verilir ve deri empedansını ve arterlerdeki kan hacmi değişiklikleri, cilt yüzey hareketlerinden gerilim farkı olarak algılanır. El bileği arterleri üzerinden PTT'yi ölçmek için, radyal arter boyunca bileğe bir çift ve ulnar arter boyunca başka bir çift Ag/AgCl sensörler yerleştirilmiştir. Sistolik ve diyastolik kan basıncı, biyo-empedans sinyallerinden elde edilen farklı özelliklere dayalı AdaBoost regresyon modeli kullanılarak ölçülmüştür. Her kullanıcı için, bilek arterlerinin kişiden kişiye değişen benzersiz vasküler özelliklerini karakterize etmek için bir model oluşturulmuştur. Sonuçlar egzersiz sonrası KB, ortalama korelasyon katsayısı; diyastolik KB için 0,77-2,6 mmHg ve sistolik KB için 0,86-3,4 mmHg'lik bir hata ile doğru bir şekilde tahmin edilmiştir.

Huynh ve ark. [29], KB, PTT ve IPG (empedans pletismografi) arasındaki ilişki üzerinde çalışmıştır. PTT'yi ölçmek için PPG sensörü RP320 (Laxtha, Güney Kore) işaret parmağına takılırken, IPG sensörü olarak gümüş kaplamalı polyesterden yapılmış iletken elektrotlar bileğe yerleştirilmiştir, referans olarak kullanılan tansiyon aleti üst kola takılarak eş zamanlı ölçümler gerçekleştirilmiştir. PTT yöntemleriyle karşılaştırıldığında, PTT-IPG tabanlı KB tahmini, SBP ve DBP için sırasıyla 8.47 ± 0.91 mmHg ve 5.02 ± 0.73 mmHg'lik daha düşük bir kök ortalama kare hatası (RMSE) elde etmiştir.

Lazazzera ve diğerleri [30], CareUp ismiyle ticari bir ürün sunmuştur. Bu çalışmada, KB tahmini için kaynak olarak iki adet PPG sinyali kullanılmıştır. Sistem, kan basıncını gerçek zamanlı olarak tahmin etmek için 537 nm dalga boyunda iki adet yeşil LED içerir: LED'lerden biri cihazın arkasına ve diğeri cihazın önüne yerleştirilir. Bilek derisine temas eden saatin arka sensöründen bir PPG dalga şekli alınır ve ikincisi, diğer elin işaret parmağının ön oksimetre sensörüne dokundurulmasıyla elde edilir. İki sensörden alınan işaret filtrelenir ve aralarında PTT elde etmek için ilişkilendirilir. Kalp hızı ve PTT daha sonra Sistolik ve Diyastolik KB'nin bir tahminini vermek için doğrusal bir model uygulanır, elde edilen sonuçların sapma değerlerinin referans verilerinin altında olduğu tespit edilmiştir. Bu sistem, her kullanıcı için özel bir kalibrasyon gerektirmektedir.

Carek ve diğerleri [31], SeismoWatch adlı çalışmada, kalp atışıyla ilişkili göğüs duvarının mikro titreşimlerini tespit etmek için saati sternuma tutmak suretiyle, nabız dalgası kalpten bileğe doğru ilerlerken, ivmeölçer ve optik sensör kullanılarak KB'yi tahmin etmek için PTT'yi ölçen bir saat tasarlamıştır. Kalp atışı ADXL354 (*Analog Devices, Norwood, MA*) ivmeölçerle algılanmaktadır. Bilekte ise üç adet IR LED ve fotodiyot bulunmaktadır. Bu iki ölçümdeki referans noktaları arasında hesaplanan PTT kalibrasyon adımının ardından kan basıncını vermektedir. Ortalama, diyasyolik ve sistolik kan basıncı için minimum sapmalar sırasıyla 3.4 mmHg, 2.9 mmHg ve 4.8 mmHg bulunmuştur. Titreşim sinyalinin mekanik yapısı nedeniyle, hareket artefaktları sinyali bozabilir. Cihazın gövdeye düzgün bir şekilde yerleştirilip yerleştirilmediğini otomatik olarak değerlendiren bir sistem bulunmadığı için sonuçların doğruluğu değişebilmektedir.

Diğer bir çalışmada [32], ev kullanımı için invaziv olmayan manşonsuz kan basıncı tahmini sağlamak için tasarlanan giyilebilir saat sunulmuştur. PTT hesaplamak için tek uçlu elektrokardiyogram (EKG), sternumdan PPG sinyali almak için (SCG) üç eksenli ivmeölçer ve yeşil, kırmızı ve IR LED'lerden oluşan çok dalga boylu fotopletismogram (PPG) sinyalleri kullanılmıştır. LED'ler bilekten ve sternumdan PPG sinyallerini algılar, saatin arkasına yerleştirilmiş olan paslanmaz çelik elektrotlar, EKG ölçümlerinin yapılmasını sağlar. Sternum PPG'leri, PTT hesaplamalarında ek bir zamanlama referansı sağlamak üzere kullanılmıştır. Diyastolik, ortalama ve sistolik kan basıncı için sapma değerleri sırasıyla 2,24 mmHg, 2,50 mmHg ve 4,03 mmHg bulunmuştur. 150 mAh lityum iyon pil 24 saatlik ölçüme izin vermesi uzun süreli kullanımı sınırlandırmıştır.

Yukarıda yapılan çalışmalardan da görüldüğü üzere, kan basıncının sürekli ölçümüne yönelik tekniklerin değerlendirilmesi ve geliştirilmesi üzerine kapsamlı çalışmalar yapılmıştır, üretim maliyeti olarak bakıldığında, PPG sensörlerinin kullanımı yukarıda bahsedilen diğer teknolojilere göre daha uygun ve kolaydır. Piyasada bulunan PPG tabanlı ölçüm cihazlarının çoğu akıllı saaatlere entegre edilerek sunulmakta, maliyet açısından dezavantaj oluşturmakla birlikte, sürekli kalibrasyona gerek duydukları için tıbbi cihaz olarak kabul edilmemektedir. Literatürdeki çalışmaların genellikle büyük ve kablolu sistemler olması, enerji gereksiniminin batarya ile sağlanması, kullanıcı için ergonomik olmayan tasarımlar içerdiği belirlenmiştir. Termoelektrik malzemeler, düşük sıcaklıklardan yüksek sıcaklıklara kadar, insan vücudunda metabolik faaliyetler sonucu oluşan atık ısı enerjisini geri kazanarak yüksek verimlilikle güç üretebilir. Bu tezde, sistemdeki elektriksel enerji, ısıl enerji hasatlayıcı termoelektrik üreteçlerle sağlanmıştır.

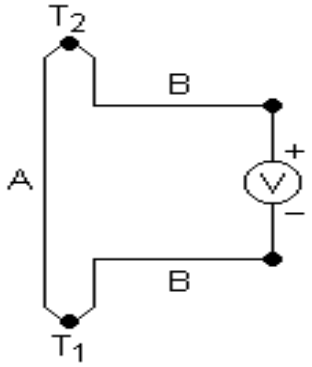
2.4. TERMOELEKTRİK OLAY

Termoelektrik (TE) olay, bir sıcaklık farkının doğrudan elektrik enerjisine dönüşümünü veya tersi şekilde elektrik enerjisinin ısı enerjisine dönüşümünü sağlayan uygulamaların temelidir. Her iki tarafında sıcaklık farkı bulunan bir termoelektrik cihaz, bu sıcaklık farkına bağlı olarak elektrik gerilimi üretir, ya da termoelektrik cihaza bir elektrik gerilimi uygulandığı zaman ısı enerjisi bir taraftan diğerine aktarılarak sıcaklık farkı oluşturur. Bu nedenle termoelektrik malzemelerin; elektrik üretimi, sıcaklık ölçümleri, soğutma ve ısıtma, enerji hasadı gibi birçok alanda uygulamaları mevcuttur. Termoelektrik olay, ilk olarak 1821 yılında fizikçi Thomas Seebeck ve daha sonra 1834 yılında Jean Peltier'in araştırmalarına dayandığı için Peltier-Seebeck etkisi olarak da anılmaktadır [33]. Termoelektrik etki, Seebeck, Peltier ve Thomson etkisi olarak bilinen üç ayrı olaydan oluşur.

2.4.1. Seebeck Etkisi

Termoelektrik enerji üretiminin temeli Seebeck etkisidir; 1821'de Thomas Seebeck iki metali, iki metali, iki ayrı uçlarından birleştirerek kapalı bir döngü oluşturup birleşim noktalarından birini ısıttığında pusula iğnesinde sapma olduğunu keşfetmiştir [34]. Bir TEG yüzeyleri üzerinde bir sıcaklık farkı uygulandığında malzeme içerisinde yük dengesi bozulur (sıcaktan soğuğa doğru elektron geçişi olur) ve elektrik potansiyelinin oluşmasına yol açar, bu da TEG terminallerinde gerilim farkı elde edilmesini sağlar. Oluşan bu potansiyel farkın, sıcaklık farkına oranı Seebeck kat sayısını verir. Seebeck katsayısının birimi Kelvin başına volt olup

tipik bir yarıiletken bileşikte oda sıcaklığında bu katsayı 50-250 μV/K dir. Seebeck etkisinin tasviri Şekil 2.8'deki gibidir:



Şekil 2.8: Seebeck etkisinin açık bir devrede gösterimi [35]

S_A ve S_B sıcaklığın bir fonksiyonu olmakla beraber A ve B numunelerinin Seebeck katsayılarıdır. T_1 ve T_2 iki metalin bağlantı noktalarındaki sıcaklıklarıdır (T_2>T_1). İki ucu arasında sıcaklık farkı oluşturulmuş bir numunenin potansiyel farkı:

$$V= \int_{T_1}^{T_2}\big(S_B(T) - S_A(T)\big)dT \tag{2.4}$$

$$V=(S_B - S_A).(\,T_2 - T_1) \tag{2.5}$$

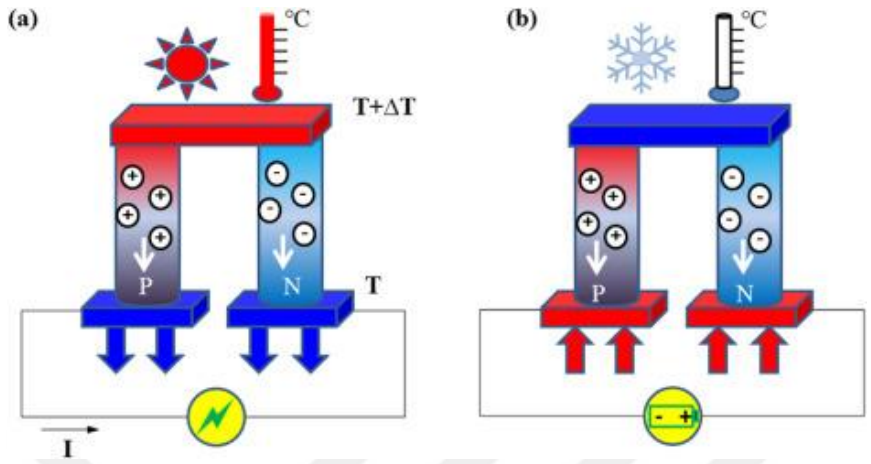
ile hesaplanabilir. Seebeck katsayısı S ile ifade edilmiş olup; SI birimi μV/K'dir. S değerinin yüksek olması termoelektrik malzemenin ürettiği elektriksel gerilimin de yüksek olduğunu gösterir; bu da verimlilik için oldukça önemlidir.

2.4.2. Peltier Etkisi

1834'te Jean Peltier, Seebeck etkisinin tersi olarak iki farklı iletkenin birleşiminden oluşan yapıda iletken uçlarına bir elektrik akımı uyguladığında, iletkenlerin birleşim noktalarının birinde ısının yayıldığını ve diğerinde soğurulduğunu keşfetmiştir. Bu olayın temeli yüklü taşıyıcıların farklı fermi enerji seviyesi olan iki iletken arasındaki geçişi sırasında enerji soğurması ve yayınlaması ilkesine dayanır [36]. Peltier etkisi, Seebeck etkisinin tersi eğilim gösterir; Seebeck etkisinde sıcaklık akısının varlığı, elektrik akımını oluşturur, Peltier etkisinde ise elektrik akımını, iki iletken arasında bir sıcaklık akısı meydana getirir. Yayılan ısı miktarı aşağıdaki denklemden hesaplanabilir:

$$\dot{Q}= \Pi_{AB}I= (\Pi_A - \Pi_B)I \tag{2.6}$$

Burada A ve B iletkenlerinin Peltier katsayısı Π_A ve Π_B ile gösterilmiştir. Peltier katsayıları malzeme üzerinde birim yük başına taşınan ısı miktarını gösterir.



Şekil 2.9: Bir termoelektrik modül için (a) Seebeck etkisi ve (b) Peltier etkisinin şematik gösterimi [37]

Peltier katsayısı, akım n tipi malzemeden p-tipine geçerken oluşan soğutma etkisi ve p tipi malzemeden n tipine geçtiğinde oluşan ısıtma etkisi ile ilgilidir. Akımın ters yönden verilmesi, sıcak ve soğuk uçların yönünü tersine çevirir. Akımın miktarı arttıkça, sıcaklık farkı ve buna bağlı olarak iletilen ısı artar, sonuç olarak Peltier soğutma etkisi artar. Bir termoelektrik malzemenin soğutma kapasitesi, malzemenin Seebeck gerilimine, elektriksel direncine ve soğuk ve sıcak uçlar arasındaki sıcaklık aralığı üzerindeki termal iletkenliğin etkisine bağlıdır.

2.4.3. Thomson Etkisi

1851'de William Thomson (Lord Kelvin), Seebeck ve Peltier olayının birleşimi olup, iki ucu arasında bir sıcaklık farkı olan tek bir iletkenden akım geçirildiğinde, akım yönüne bağlı olarak iletken üzerinde ısının hem soğurulması hem de yayımlanması gerçekleşir. Thomson etkisi pozitif ve negatif olarak iki şekilde gerçekleşir. Çinko (Zn) ve Bakır (Cu) gibi metallerde yüksek potansiyeldeki sıcak uç ve düşük potansiyeldeki soğuk uç üzerinden akım geçtiğinde, akım yüksek potansiyelden düşük potansiyele doğru ilerler ve ısı yayılımı meydana gelir, buna Pozitif Thomson Etkisi denir. Kobalt, nikel ve demir gibi yüksek potansiyelde soğuk uç ve düşük potansiyelde sıcak uç bulunan metallerde akım sıcak uçtan soğuk uca doğru geçirilirken düşük potansiyelden yüksek potansiyele doğru ilerler, dolayısıyla ısı soğurulur; buna Negatif Thomson Etkisi denir. [38]

J akım yoğunluğu homojen bir iletkenden geçirildiğinde, soğurulma ve yayılma olayları için birim hacime düşen ısı miktarı:

$$q = \rho J^2 - \mu J \frac{dT}{dx} \quad (2.7)$$

ile ifade edilir. Bu denklemde ρ malzemenin iç direncini, $\frac{dT}{dx}$ iletken boyunca sıcaklık gradyanını, μ Thomson katsayısını gösterir. Denklemdeki ilk terim ρJ^2, birim hacim için üretilen Joule ısısıdır. Denklemdeki ikinci terim $\mu J \frac{dT}{dx}$, J yön değiştirdiğinde işaret değiştiren Thomson ısısıdır.

Seebeck, Peltier ve Thomson etkileri birbiri ile ilişkili olup, bu üç termoelektrik katsayıyı ilişkilendiren iki denklem bulunmaktadır, Kelvin İlişkileri olarak da bilinen bu olay, Thomson tarafından aşağıdaki denklemler ile ortaya konulmuştur:

$$\Pi_{AB} = S_{AB}.T \quad (2.8)$$

$$\frac{\mu_A - \mu_B}{T} = \frac{dS_{AB}}{dT} \quad (2.9)$$

2.4.4. Bir Termoelektrik Malzemenin Termal Gücü ve Verimliliği

Termoelektrik bir malzemenin elektronik ve ısıl performansının incelenmesinde bazı parametrelere ihtiyaç duyulur. Bir malzemedeki termoelektrik güç veya Seebeck katsayısı değeri, genel bilinen bir kanının aksine elektrik gücünü değil, o malzemenin sıcaklık farkına tepki olarak oluşturduğu gerilimin büyüklüğünü gösterir. Termoelektrik gücün birimi olarak genellikle $\mu V/K$ kullanılır. Malzemenin iki ucu arasındaki sıcaklık farkına bağlı olarak bir malzemenin termoelektrik gücü aşağıdaki denklemle gösterilir [39]:

$$S_{AB} = S_B - S_A = \frac{\Delta V_B}{\Delta T} - \frac{\Delta V_A}{\Delta T} \quad (2.10)$$

Termoelektrik güç, bir malzemendeki verimliliği belirleyen önemli bir parametredir. Belirli bir sıcaklık farkında büyük termoelektrik gerilim değerine ulaşılması, verimin artmasında önemli rol oynar.

Bir malzemenin termoelektrik uygulamalar için uygunluğunu belirleyen en önemli parametrelerden biri Z olup "figure of merit" yani değerlilik kat sayısı olarak ifade edilir ve aşağıdaki eşitlikle gösterilir:

$$Z = \frac{S^2 \sigma}{K} \quad (2.11)$$

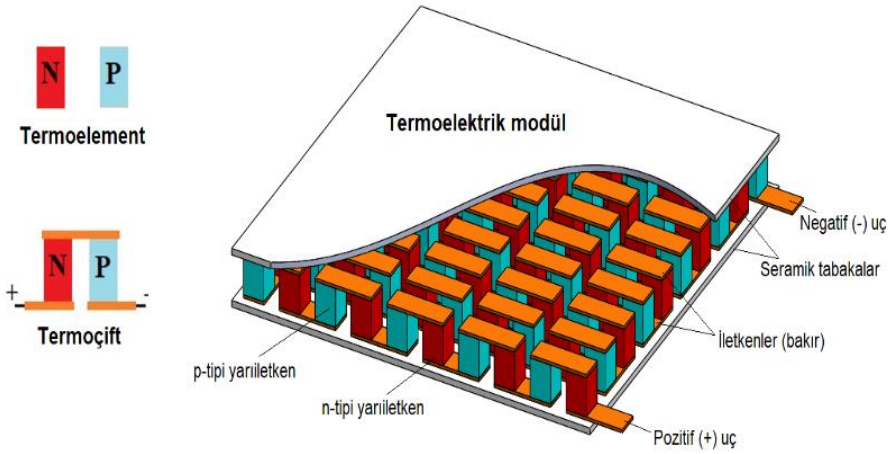
Burada S, σ ve κ sırasıyla Seebeck katsayısı ($\mu V/K$ cinsinden), elektriksel iletkenlik ve termal iletkenliği temsil etmektedir. Bu parametrenin boyutsuz değeri olan ZT, mutlak sıcaklığa bağlı olarak tek bir termoelektrik cihazdaki verimliliği ifade eder. İyi bir termoelektrik malzeme demek, güç faktörünün büyük ($S^2\sigma$), termal iletkenliğin düşük olması demektir, güç faktörü değeri yüksek olan termoelektrik malzemeler, daha fazla enerji üretebilir. Bundan dolayı ZT, farklı termoelektrik malzemeler kullanılan cihazlardaki potansiyel verimliliği karşılaştırmak için çok uygun bir rakamdır. Malzeme içerisine uygun katkılama ya da nano ölçekli kusurlar oluşturularak bu parametreler değiştirilebilir ve ZT değeri artırılabilir. Ancak; Seebeck katsayısındaki değişimler, elektriksel iletkenliği ya da elektriksel iletkenlikteki artış termal iletkenliğin de artmasına neden olduğundan, diğer bir deyişle bütün bu parametrelerin kendi aralarında bağlantılı olmaları, ZT değerinin istenen oranda artırılmasını güçleştirmektedir. Örneğin metallerin elektriksel iletkenlikleri yüksektir, ancak Seebeck katsayıları çok düşüktür, yalıtkan malzemeler ise yüksek Seebeck katsayısına ve düşük elektriksel iletkenliğe sahiptir. Yarı iletkenler ise, yüksek Seebeck katsayısı ve elektriksel iletkenlik değerine sahip olmaları nedeniyle termoelektrik uygulamalar için ideal malzeme sınıfındadırlar. Termoelektrik cihazlarda kullanılmak üzere; organik inorganik ve hibrit termoelektrik malzemelerin araştırılması uzun yıllar boyunca devam etmektedir; ZT değerinin artırılmasına yönelik temel strateji malzemenin elektronik özelliklerini korurken termal iletkenliği maksimum oranda düşürmektir.

Geleneksel inorganik termoelektrik malzemeler, Bizmut Telluride (Bi_2Te_3), Kurşun Tellür (PbTe), Silisyum Germanyum (SiGe), Antimon Tellür (Sb_2Te_3), Kalay Selenit (SnSe) ve alaşımlarından oluşmaktadır [40]. Özellikle Bi_2Te_3 ve PbTe gibi malzemeler, 1950'lerden beri uzay uygulamalarında, Apollo görevlerinde üretilen termoelektrik modüllerde kullanılmıştır. 1990'ların ortalarından bu yana, TE alanındaki araştırmalar bu inorganik malzemelerin fiziksel boyutlarını azaltarak TE özelliklerini geliştirmeye odaklanmıştır [37]. Halihazırda bulunan TE malzemelerin ZT'si yaklaşık 1 veya daha altındadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda Bi_2Te_3 endüstriyel termoelektrik modüllerde kullanılan yegane malzemelerden biri olmuştur; bu malzemenin modüllerdeki ortalama ZT değeri 0,5 ile 0,8 arasındadır [41].

2.4.5. Bir Termoelektrik Modülün Genel Çalışma Prensibi

Bir TEG'in, genellikle metal yollar aracılığıyla elektriksel olarak seri bağlanmış, p ve n tipi yarı iletken malzemelerden üretilen bacaklardan oluştuğu ifade edilmişti. Bacakların seri olarak bağlanmalarının nedeni, her bir elemanda oluşan sıcaklık farkından elde edilen gerilim değerini

maksimuma taşımaktır. Genel olarak, insan vücut sıcaklığının (~37 °C) ortam sıcaklığından (~22 °C) daha yüksek olması nedeniyle; vücudun içindeki ısı, iletim yoluyla deriden TEG'in sıcak taraf yüzeyine yani cilt ile temasta olduğu yere ulaşır böylece hava ile temas eden yüzey (soğuk) cilde temas eden yüzey arasında oluşan sıcaklık farkı elektriksel gerilim oluşmasını sağlar ve daha sonra TEG aracılığıyla, bacaklar üzerinden kalan ısının dağıtıldığı tabana doğru akar [42]. Bu nedenle vücuttaki fizyolojik durumlar, canlı dokuların fiziksel özellikleri, çevresel koşullar ve TEG'de kullanılan bacakların elektriksel ve termal özellikleri gibi birçok faktör, vücut ısısından enerji hasadı sağlayan bu sistemin performansını etkiler.



Şekil 2.10: Bir termoelektrik modülün genel yapısı [43]

Mevcut TEG'ler, genellikle bilek, kol vb. gibi vücudun kavisli yüzeylerinde takılmaya uygun olmayan sert seramik plakalardan ve büyük termoelektrik bacaklardan oluşmaktadır. Piyasada Peltier modülü olarak satılan ve soğutma amacıyla kullanılan modüller ısı farkı yaratıldığında üreteç olarak görev yapmaktadır. Peltier modüller son derece iyi performans göstermelerine rağmen yapıları gereği sert ve ağır olduklarından dolayı, insan vücudu ısısını toplayan giyilebilir cihazlar için uygun değildirler. Termoelektrik jeneratörün kavisli cilt yüzeyine uyumlu bir şekilde sarılabilmesi için bükülebilir ve esnek olması ısı hasadını en üst düzeye çıkarması bakımından önemlidir. Esnek termoelektrik modüller hafiftir ve insan derisiyle uyumlu bir şekilde çalışabilmeleri vücut ısısından doğrudan elektrik toplanmasını sağlayarak enerji transferi esnasında oluşacak ısı kayıplarını en aza indirir.

2.4.6. Bir Termoelektrik Modülün Performansı

Termoelektrik bir modülün işlevselliği, cihazın verimliliğine bağlıdır. Verimlilik hesaplanırken ısıtıcı tarafından aktarılan ısı enerjisinin her iki TE bacağa de eşit aktarıldığı varsayılır, TE

bacaklar ile ısıtıcının teması esnasında kontak direnci ihmal edilerek her iki bacak için de S_{AB} (A ve B termoelektrik bacaklarının toplam Seebeck katsayısı), κ (termal iletkenlik), σ (elektriksel iletkenlik) değerlerinin değişmediği kabul edilir. Bu kriterler göz önüne alındığında elektrik üretimi için ideal bir TEG'in verimliliği η ile ifade edilir ve şu şekilde tanımlanır:

$$\eta = \frac{dış\ yüke\ verilen\ enerji}{soğurulan\ ısı\ enerjisi} = \frac{W}{Q} \tag{2.12}$$

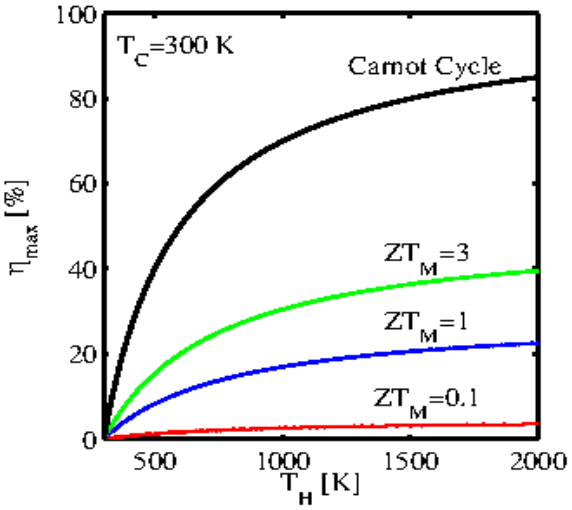
Termoelektrik bir bacağın sıcak ve soğuk bağlantı noktaları T_H ve T_C olarak gösterilir, sıcaklık farkının sebep olduğu potansiyel fark $\Delta V = S_{AB}(T_H - T_C)$ ile, potansiyel farka bağlı olarak meydana gelen akım $I = S_{AB}(T_H - T_C)/(R_B + R)$ ile hesaplanır. Bu denklemde R_B batarya direncini, R ise TE bacaklarının direncini göstermektedir. Bu şekilde tasarlanmış bir TEG'de batarya gibi harici bir dış yüke aktarılan enerji; $W = I^2 R_B$ ile ifade edilir. Isıtıcı tarafından TE bacaklara aktarılan enerjinin bir bölümü (Q), termal iletkenliğin sağlanması ile yok olur ve diğer bir kısmı da TE bacaklarının sıcak yüzündeki devrede üretilen akıma bağlı olarak Peltier soğumasının dengelenmesinde harcanır. Sonuç olarak TE bacaklar tarafından soğurulan net enerji; $Q = \kappa(T_H - T_C) + S_{AB} I T_H$ ile hesaplanır. Bu denklemlere göre verimlilik ifadesi:

$$\eta = \frac{I^2 R_B}{\kappa(T_H - T_C) - S_{AB} I T_H} \tag{2.13}$$

olarak düzenlenmiş olur. Denklem Carnot verimlilik ifadesi eklenerek ve R_B değeri verimliliği maksimuma çıkaracak şekilde belirlenerek tekrar düzenlendiğinde, maksimum verimlilik denklemi:

$$\eta = \frac{T_H - T_C}{T_H} \frac{\sqrt{1+ZT} - 1}{\sqrt{1+ZT} + \frac{T_C}{T_H}} \tag{2.14}$$

olarak gösterilir. Yukarıda verilen denklemde, $\frac{T_H - T_C}{T_H}$ ısı pompası olarak çalışan TEG'in Carnot verimlilik ifadesi, *ZT* ise TEG için ifade edilen ''*figure of merit''* parametresidir, sonuç olarak bir TEG'in verimliliği TE malzemenin özellikleriyle bağlantılıdır [44]. Tipik olarak, termoelektrik jeneratörlerin verimliliği %5-8 civarındadır.



Şekil 2.11:Bir TEG'in maksimum verimliliğinin TH sıcaklığına ve ZT parametresine bağlı değişimi [45]

Belirli bir boyutta, belirli bir sıcaklık farkından elde edilecek maksimum gerilim değeri için, çıkış gücü ve gerilimi, TEG'in yüzey alanıyla doğru orantılıdır. TEG boyutları, kesit alanı, kalınlık, esneklik ve termal iletim için kullanılacak olan polimerin doldurma faktörü uygun şekilde tasarlanarak, belirli malzeme özelliklerinde ve çevresel koşullarda, bir TEG'in güç ve gerilim çıkışı optimize edilebilir. 2000'li yıllardan bu yana giyilebilir termoelektrik modüller için farklı üretim tekniklerini kullanan pek çok araştırma gerçekleştirilmiştir. Bunlar arasında ince film buharlaştırma, serigrafi, püskürtme, kimyasal buhar biriktirme gibi yaygın olarak kullanılan yöntemler bulunmaktadır. Bileğe takılabilen ve kablosuz sensörler için enerji sağlayan ilk giyilebilir TEG'lerin üretimi 2004 yılında olmuştur, genişliği 0.21 mm ve uzunluğu 1.27 mm olan küçük boyutlardaki toplamda 128 adet Bi-Te bacakları kullanılarak üretilen TEG,den yaklaşık 22.7 °C 'de 250 µW güç elde edilmiş, MAX1722 DC/DC dönüştürücüsünün verimliliğinin düşük olması nedeniyle % 60 kayıp gerçekleşmiş ve üretilen gücün 100 µW kadarı çıkış elde edilmiştir [46].

Torfs ve diğ. [47], 22°C ortam sıcaklığında 100 µW çıkış gücüne sahip saat şeklinde bir TEG ile kırmızı (660nm) ve IR (910nm) LED'lerin kullanıldığı silikon fotodiyotlu ticari bir parmak sensörünü birleştirmişler, vücut ısısını kullanarak ticari nabız oksimetresini çalıştırmayı başarmışlardır.

Weber ve diğ. [48], polimer bir folyo şeridini alttaş olarak kullanarak Bi ve Sb tabanlı termoelektrik bileşikleri püskürtme yöntemi ile kaplayarak üzerinde 900 bacak bulunan yaklaşık uzunluğu 1.8 m olan bir şerit üretmişlerdir. Püskürtülen Bi yüksekliği yaklaşık olarak

6-7 μm kalınlığındadır. Üretilen TEG şerit, sarmadan önce ölçüldüğümde 75 kΩ'luk bir direnç göstermiştir ve güç üretimi 5 K sıcaklık farkında 0.8 μW olup oldukça düşüktür. Püskürtmeli termokupllardan güç elde edebilmek için temasın çok iyi olması gerekmektedir. Ayrıca püskürtme ve buharlaştırma gibi tekniklerin maliyetlidir ve üretimdeki maliyeti azaltmak için alternatif yöntemler kullanılmalıdır.

Yadav ve diğ. [49], termal olarak buharlaştırılmış Nikel-Gümüş (Ni-Ag) malzemeleriyle ince filmler oluşturarak fiber şekilli TEG tasarımı gerçekleştirmişlerdir. 7 çift p ve n tipi TE bacaktan oluşan modül 6.6 K sıcaklık farkında 2nW güç çıkışına sahiptir. Wahbah ve diğ. [50], 3×3 cm^2 boyutlarında ticari bir TEG kullanmış içdirenci 7.6Ω olan TEG'i bilekte kullanarak 22 °C'de 20 μW ürettiğini ölçmüşlerdir.

Kim ve diğ. [51], alttaş olarak kullandıkları polimer bazlı bir kumaşın üzerine 12 adet termoelektrik bacak yerleştirerek giyilebilir bir TEG tasarlamışlardır. $Bi_{0.5}Sb_{1.5}Te_3$ ve $Bi_2Se_{0.3}Te_{2.7}$ termoelektrik malzemelerini toz halinde bağlayıcı bir solüsyon kullanarak vorteks karıştırıcı ile karıştırdıktan sonra mürekkep ile eşit dağıtılması için dispenser kullanmışlardır. Kumaştaki delikler termoelektrik malzeme ile kaplandıktan sonra gümüş içeren iplik ile ara bağlantılar sağlanmıştır. TEG bir gömlek kumaşına entegre edildikten sonra insan vücudunda test edilmiş 25°C'lik ortam sıcaklığında 8.1 nW güç ürettiği saptanmıştır. Soğuk ortamda test edildiğinde (5 °C) üretilen güç artmıştır. Dispenser baskı yöntemi basit olmasına rağmen seri üretim için uygun olmadığı görülmüştür.

Eom ve diğ. [52], kıvılcım plazma sinterleme (SPS) yöntemiyle hazırladıkları $Bi_2Te_{2.7}Se$ (ZT>0.5) ve $Bi_{0.5}Sb_{1.5}Te_3$ (ZT>1) malzemeleri ile 3 × 5 × 5 mm boyutlarında TE bacaklar elde etmiş, 40 adet TE bacağı 50 μm kalınlığındaki bakır folyolarla seri bağlayarak bileklik şeklinde giyilebilir bir TEG tasarımı gerçekleştirmişlerdir. TEG ile kullanıcının cildi arasındaki elektrik yalıtımını sağlamak için cihaz, yaklaşık 10 μm kalınlığında ince bir vinil filme sarılmıştır. TEG'in elektriksel direnci 337 mΩ, ortam sıcaklığının 20°C, cilt sıcaklığının 32°C olarak olarak ölçüldüğü 12°C sıcaklık farkında güç çıkışı 80 μW olarak bulunmuştur. TE ayaklarının temas direncinin küçük olmasının yüksek verimli TE cihazlarının üretimine olanak sağladığı görülmüştür.

Wang ve diğ. [53], giyilebilir uygulamalarda TEG'e esneklik kazandırmak için alt tabaka olarak özel deliklere sahip esnek baskılı devre kartları kullanmışlar, 300-450 K sıcaklık aralıklarında, ZT değerleri 0.6-1.2 olan $Bi_2Se_{0.5}Te_{2.5}$ ve $Bi_{0,5}Sb_{1,5}Te_3$ toz malzemelerini basınçla sıkıştırarak

1,5 mm genişliğinde ve 2,0 mm yüksekliğinde 52 çift dikdörtgen şekilli termoelektrik bacaktan oluşan bir modül geliştirmişlerdir. 25 μm kalınlığında PI filmli ince bir PCB tabakası üzerine özel tasarlanmış paslanmaz çelik bir maske yardımıyla bakır elektrotların üzerine bir $Sn_{96.5}Ag_3Cu_{0.5}$ (SAC305) lehim pastası ile bacaklar tutturulmuş, iletkenlik bakır elektrotlar ile sağlanmıştır. Kaplama malzemesi olarak PDMS (Polidimetilsiloksan) kullanılmıştır. TEG'nin 1.8 Ω iç direnci ile ΔT=5K'de çıkış gücü 3.9 μW iken, ΔT = 50 K'de 37,2 mV açık devre gerilimine karşılık gelen çıkış gücü ve güç yoğunluğu 192,6 μW ve 16.7 $\mu W/cm^2$ olarak hesaplanmıştır. TEG bileğe takıldığında ΔT = 5,8 K altında 6,6 mV olarak açık devre gerilimi ölçülmüştür.

Wen ve diğ. [54], esnek poliimid (PI) film üzerine P ve N tipi termoelektrik malzemeleri serigrafi tekniğiyle kaplayarak esnek termoelektrik jeneratör geliştirmişlerdir. Termoelektrik bacak zincirleri arasındaki boşluğun kapatılması için, boşluklar ipek fibroinle kaplanmış; ancak kaplamadan sonra cihazın açık devre geriliminde sıcaklığa bağlı sapmalar meydana gelmiştir. Elde edilen termoelektrik cihazdan 50 °C sıcaklık farkında 151 mV çıkış elde edilmiştir. Üretilen TEG'in, suya karşı hassas bir kapasitif tepkiye sahip olması cihazı sınırlandırmıştır.

Proto ve diğ. [55], bir ivmeölçer ile birlikte, vücut ısı enerjisini toplamak için bacağın alt kısmına yerleştirdikleri ticari esnek bir termoelektrik jeneratörü kullanarak oturma, yürüme, dinlenme şeklinde farklı motor aktiviteleri gerçekleştirirken TEG ile birlikte ivmeölçerin çalışma performansını test etmişlerdir. TEG'in boyutları 1,6 mm×1,6 mm×2.0 mm olan 170 çift p ($Bi_{0.3}Sb_{1.7}Te_3$) ve n tipi ($Bi_2Se_{0.3}Te_{2.7}$) bacak kullanılmıştır. Kullanıcı oturma halinde iken 1,1°C'lik bir sıcaklık gradyanında 8.3 $\mu W/cm^{-2}$ güç yoğunluğuna ulaşılmıştır. Güç yoğunluğunun maksimum olduğu değer, kullanıcı yürüme durumundayken 1.5 °C'lik sıcaklık farkında 20.3 $\mu W/cm^{-2}$ olarak hesaplanmıştır. Analog ivmeölçerin çalışma süresi 25 sn olarak ölçülmüştür; bu da çalışan giyilebilir sistemin tasarımında elektrik yükünün çok daha az tüketilmesi gerektiğini göstermiştir.

Ramesh ve diğ. [56], 0,7× 0,7×3 mm boyutlarında ticari kaynaklı p tipi $Bi_{0.5}Sb_{1.5}Te_3$ ve n tipi $Bi_2Se_{0.3}Te_{2.7}$ termoelektrik bacakları arasına galyum-indiyum (EGaIn) sıvı metalleri ara bağlantısı oluşturmuş, ısı sızıntısını önlemek için dolgu malzemesi olarak PDMS silikon elastomeri ile havadan daha düşük termal iletkenliğe sahip aerojel partiküllerini karıştırırarak aerojel-silikon kompozitten oluşmuş esnek bir TEG üretmişlerdir. GaIn ara bağlantıları, 2.94 μΩ/cm'lik bir özdirenç ile cihazdaki parazitik termal direnci önleyerek, yaklaşık 3000 kat daha iyi iletkenlik sağlamıştır. Üretilen TEG'in, bilekte yapılan ölçümlerde, 3.4°C sıcaklık farkında

35 μW/cm^2 güç yoğunluğuna sahip olduğu hesaplanmıştır. TEG, 6 mm çapında bükme döngülerine tabi tutularak test edilmiş, 100 bükme döngüsüne kadar arıza tespiti olmamıştır.

Yusuf ve diğ. [57], yaptıkları çalışmada, TE bacaklar arasına yerleştirilen dolgu malzemelerinin, TEG'in performansına etkisini araştırmışlardır. Bacak boyutları 1×1×3 mm^3 olan ticari n tipi Bi-Se-Te ve p tipi Bi-Sb-Te TE malzemelerden oluşmuş esnek modül üzerinde; PDMS, PU (poliüretan köpük) ve havadan oluşan dolgu malzemeleri kullanılarak ölçümler yapılmış; TE bacaklar arasında hava olan TEG'lerin diğer dolgu malzemelerine göre performanslarının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. TE bacakları arasında hava olan bu esnek TEG'in 10.3 °C sıcaklık farkındaki güç yoğunluğu 137.7 μW/cm^2, kavisli ısı kaynağının sıcaklığı 52 °C, ve ortam sıcaklığı 23 °C olduğundaki güç yoğunluğu 11.12 μW/cm ^{2} olarak hesaplanmıştır. Bu çalışma, bir termoelektrik dolgu malzemesinin düşük termal iletkenliğe sahip olması gerektiğini kanıtlar niteliktedir.

Uyumluluk, sessizlik ve yüksek güvenilirlik gibi avantajlara sahip olması nedeniyle TEG'ler giyilebilir ve esnek elektronik cihazlar için güvenilir bir enerji kaynağıdır. Literatürdeki çalışmaların genelinde giyilebilir cihazlarda uygulanmak üzere kullanılan TEG'ler ticari olarak elde edilmiş, TEG üretimine ve ölçümüne dayalı çalışmalarda ise TE malzemeler toz olarak veya TE bacak halinde temin edilerek çalışmalar gerçekleştirilmiştir. TE malzemenin üretim, ölçüm ve analizinden TEG haline getirilerek, giyilebilir bir cihaz tasarımı ile beraber bu cihazda kullanımına kadar bütünüyle yapılan çalışmalar oldukça sınırlıdır. Buna ek olarak bir TEG'in dayanıklılığını ve esnekliğini sağlamak üzere dolgu faktörü olarak kullanılan polimerlerin iletkenliklerinin yüksek olması ısının yayılımı için istenmeyen bir etki yaratır ve TEG'in performansını etkiler.

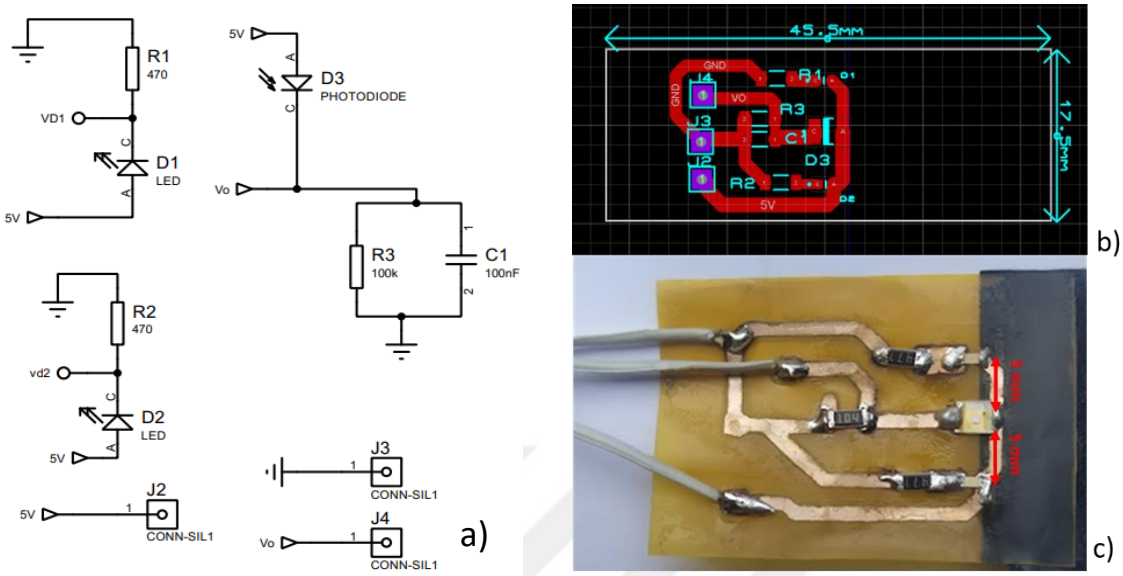
3. YÖNTEM

Bu bölüm iki aşamadan oluşmaktadır; ilk aşama EKG ve PPG işaretlerini yüksek çözünürlükte alabilecek şekilde elektronik cihaz tasarımı gerçekleştirmek ve algoritmayı oluşturmaktır; öncelikle parmak ve bilekten alınacak olan işaretlerin gerçek zamanlı olarak algılanması amacıyla PPG ve EKG sensör devrelerinin üretimi yöntemin ilk adımını oluşturmaktadır. Daha sonraki aşamalar; EKG ve PPG işaretlerinin yükseltilmesi ve dalgalarının gürültüden arındırılması amacıyla filtre tasarımı, verilerin düşük enerjili Bluetooh (BLE) modül ile uzak bilgisayara aktarımı, TEG'lerden gelen düşük çıkış geriliminin LTC 3108 DC/DC dönüştürücü devresi ile yükseltilmesi adımlarından oluşmaktadır. İkinci aşama; TE malzemelerin sentezlenme sürecinden başlayarak, ölçümde kullanılan cihazlar ve ölçümler hakkında verilen bilgiler ile birlikte giyilebilir esnek bir TEG tasarımına kadar olan süreci kapsamaktadır. Son olarak üretilen TEG, tasarlanan sisteme entegre edilerek, bilek ve parmaktan alınan sinyaller ile kalp atış hızı ve PTT ölçümleri yapılmıştır.

3.1. PPG SENSÖR DEVRESİ

PPG tasarımında LED ve PD'nin konumu, sinyal kalitesini ve sensörün hareket artefaktlarına karşı sağlamlığını etkileyen önemli bir konudur. Tasarlanan esnek PPG, sensör performansını optimize etmek için bilek ve parmakta denenmiş; yüksek sinyal genliği nedeniyle parmaklar tercih edilmiştir. Tasarlanan esnek PPG devresinde 530 nm dalga boyunda iki adet yeşil led (*LT Q39G, OSRAM opto semiconductors, Almanya*), ve en yüksek dalga boyu duyarlılığı 630 nm'de bir fotodedektör (*IN-S32GTLS, Inolux, ABD*) kullanılmıştır. LED'ler fotodedektör ile aralarında 5 mm mesafe olacak şekilde yan yana yerleştirilerek PPG yansıma modu oluşturulmuştur. Esnek PCB üretimi, kapton bant üzerine 35 μm bakır kaplı olarak temin edilen esnek levha kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Rijit PCB'lerde yolları oluşturan bakır yolun kalması diğer bakırın yok edilmesi işlemi kazıma, aşındırma ya da kimyasal olarak sağlanmaktadır. Esnek üretimde ise vinil tek taraflı yapışkan bant, 15W lazer CNC kesici ve bakır folyo kullanılmıştır. Folyo üzerine yapıştırılan bant, devre şeklinde göre lazerli engrave işleminin ardından, $HN0_3$ çözeltisine batırılmıştır. Bantın olduğu bölgelerde kimyasal tepkime

olmayacağından geri kalan bölgelerdeki Cu aşındırılmış ve yollar oluşturulmuştur. Oluşan esnek PCB üzerine yüzey montajlı elemanlar lehimlenerek yerleştirilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: a) PPG devre şeması, b) PPG baskı devre çizimi, c) PPG devresi son hali

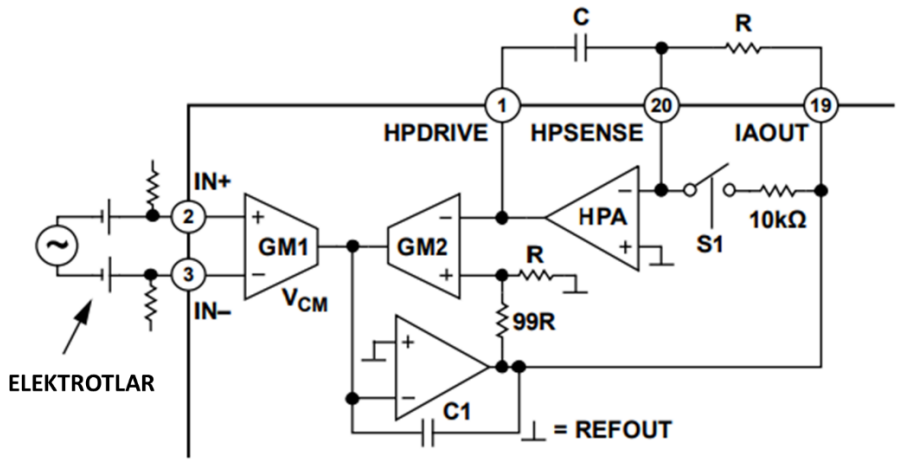
3.2. EKG SENSÖR DEVRESİ

EKG sinyalleri genel olarak göğüsten, koldan ve bileklerden alınır. EKG sensörünün PPG sensörüne yakın olarak ortak veri alabileceği bölge bilek bölgesidir. Bilekten verilerin alınmasını sağlayan tasarım, akıllı saatlere de benzetilebilir. EKG sensörü için, güç tüketiminin kritik olduğu taşınabilir uygulamalar için kullanıma olanak sağlaması, kullanım kolaylığı ve maliyet bakımından uygun olması nedeniyle AD8232 (*Analog Devices, ABD*) entegresi tercih edilmiştir. Sensör devresinin temeli olan AD8232, başta kalbin elektriksel aktivitesini ölçmek üzere EKG ölçümünde ve diğer biyopotansiyel uygulamarın ölçümünde kullanılmak üzere, hareket artefaktları ve elektrot yerleşimleri nedeniyle oluşan gürültüleri elimine ederek biyoelektriksel sinyalleri büyütmek ve filtrelemek amacıyla tasarlanmış bir enstrümantasyon yükselteç entegresidir. Bu entegrenin çalışma gerilimi 3.3 V olup, entegre ile elde edilen analog çıkış sinyalleri Analog Dijital Dönüştürücü (ADC) veya mikroişlemci tarafından kolayca alınması sağlanır. Tablo 3.1'de AD8232'nin çalıştığı akım değerleri sıcaklığa bağlı olarak gösterilmiştir.

Tablo 3.1:AD8232 entegresi sıcaklık-akım tablosu

Sıcaklık (°C)	Akım Tüketimi (µA)
-40	110
-20	122
0	140
20	157
40	166

AD8232 entegresi, aşağıdaki şekilde görüldüğü üzere özel bir enstrümantasyon yükselteci (IA), bir işlemsel yükselteç, bir sağ bacak sürücü yükselteci ve bir orta besleme referans tamponundan oluşur. Bununla beraber AD8232 entegresinde, elektrot algılama (lead off) devresi bulunmaktadır ve bu devre elektrotların yeniden bağlanmasından hemen sonra sinyalin geri gelmesini sağlayan hızlı bir otomatik geri yükleme devresidir.



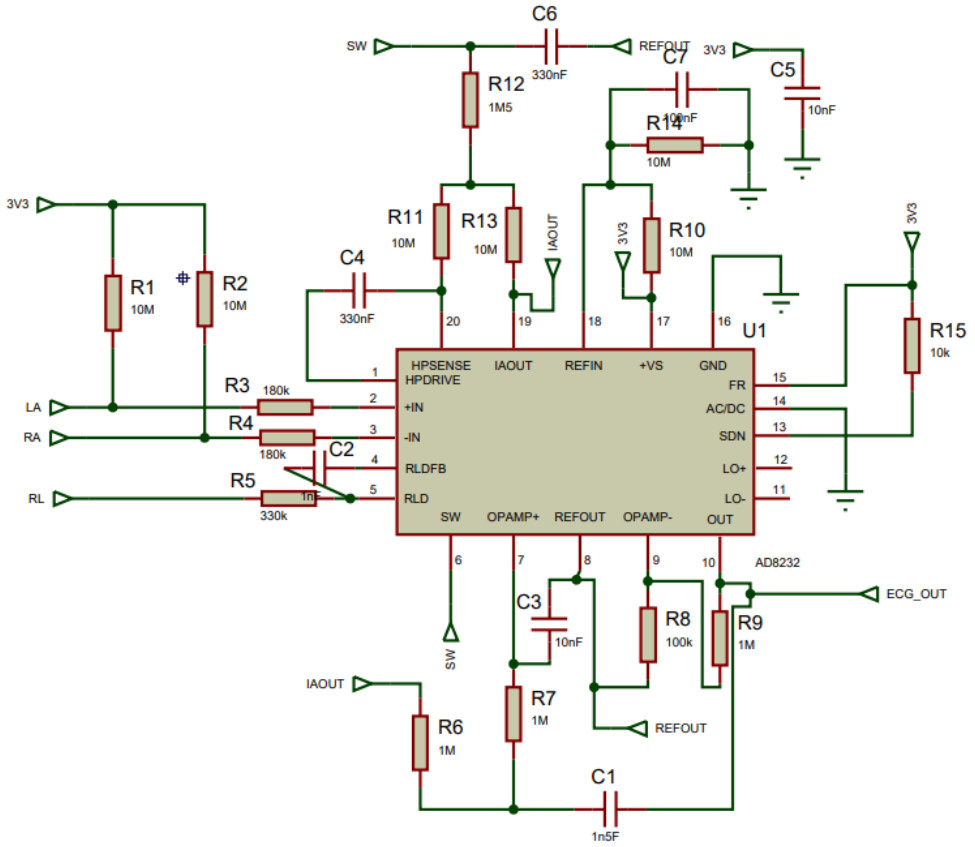
Şekil 3.2:Elektrot gürültülerinin ortadan kaldırılmasını sağlayan devre şeması [58]

AD8232 içerisindeki işlemsel yükselteç, eş zamanlı olarak; giriş sinyalleri üzerinde DC kaynaklı sinyalleri filtrelemek ve bu sinyallere kazanç uygulamak için tasarlanmıştır. Bu özellikle beraber, Şekil 3.2'te yükseltecin geri beslemesinde (GM2) kullanılan dirençlerle EKG sinyali 100 kat yükseltilmiş, artefaktlar nedeniyle gerçekleşen gürültüler ±300 mV kadar önlenmiştir. Gürültülerin kaldırılması için enstrümantasyon yükseltecinin çıkış uçları olan HPSENSE ve HPDRİVE uçları arasına RC devresi bağlanmıştır. Enstrümantasyon

yükseltecinin girişinde bulunan gürültüleri engellemek için bir yüksek geçiren filtre kullanılmıştır. Filtrenin kesme frekansı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

$$f = \frac{100}{2\pi RC} \tag{3.1}$$

Bu ifadede R (direnç) ohm ve C (kondansatör sığası) Farad cinsindendir. Elektrotlar, bileğin doğru noktalarına yerleştirilir ve bu elektrotların bağlantı uçları, AD8232 entegresi üzerinde enstrümantasyon yükseltecinin pozitif giriş noktası olan +IN, negatif giriş noktası -IN ve yükseltecin pozitif ve negatif girişlerine uygulanan ortak mod sinyalini tersine çevirerek vücuttan algılanan gürültülerin azaltılmasını sağlayan RL pinlerine bağlanır. +IN ve -IN'den çıkan uçlar sol kol elektroduna (LA), RL'den çıkan uç sağ kol elektroduna bağlanır. Entegre içinde mV seviyesinde olan EKG sinyali, yükseltilerek enstrümansayon yükseltecinin çıkış terminali olan IAOUT pininden çıkmaktadır. Entegre içerisindeki dahili bir işlemsel yükselteç ile sinyallerin yükseltilmesi ile oluşan gürültü ve parazitlerin engellenmesi için farklı uygulama türlerine uyacak şekilde filtre tasarımı yapılabilir. AD8232 entegresinin çıkış pininden elde edilen sinyalin dijital sinyale dönüştürülmesi için bir ADC kullanılması gerekir. Bunun için Attiny13A mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Aşağıda üretilen EKG devresinin şeması gösterilmiştir. Bu çalışmada yapılan devre çizimleri ve simülasyonları *Proteus* programı ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3:EKG devre şeması

3.3. VERİ AKTARIMI İÇİN HM-17 BLUTOOTH DEVRESİ

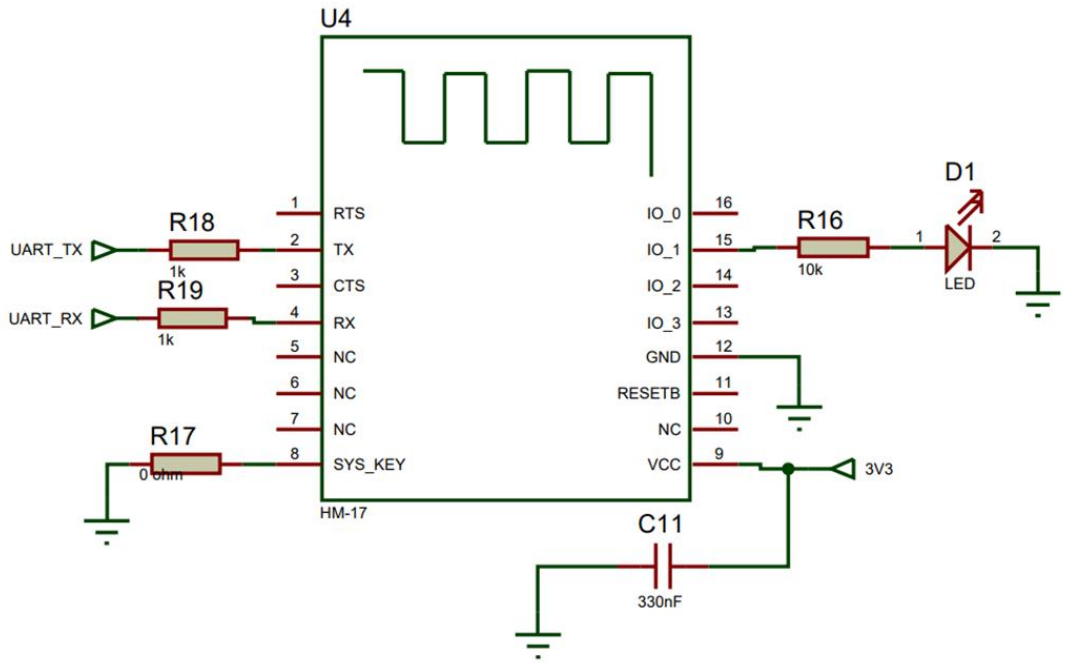
Bu çalışmada verilerin seri ve kablosuz olarak bilgisayara iletimini sağlamak üzere tasarlanan HM-17 Bluetooth İletişim Modülünde, CC2640 bluetooth entegresi (*Texas Instruments, ABD)* bulunmaktadır. Bluetooth Low Energy (BLE) olarak da adlandırılan Bluetooth 4.1 versiyonu, genellikle giyilebilir cihazlar başta olmak üzere düşük enerji tüketimi uygulamaları için geliştirilmiş olup çalışma gerilimi 1.9V-3.7 V aralığındadır. Aşağıda HM-17'nin 2 dBm ve 5 dBm'de sıcaklığa bağlı olarak çalıştığı akım değerleri gösterilmiştir. HM-17 sıcaklık-akım tablosu Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2: HM-17 sıcaklık-akım tablosu

Sıcaklık (°C)	**Akım (mA)**	
	2 dBm	**5 dBm**
-40	6,10	8,30
-20	6,15	8,40
0	6,20	8,50
20	6,25	8,60
40	6,30	8,70

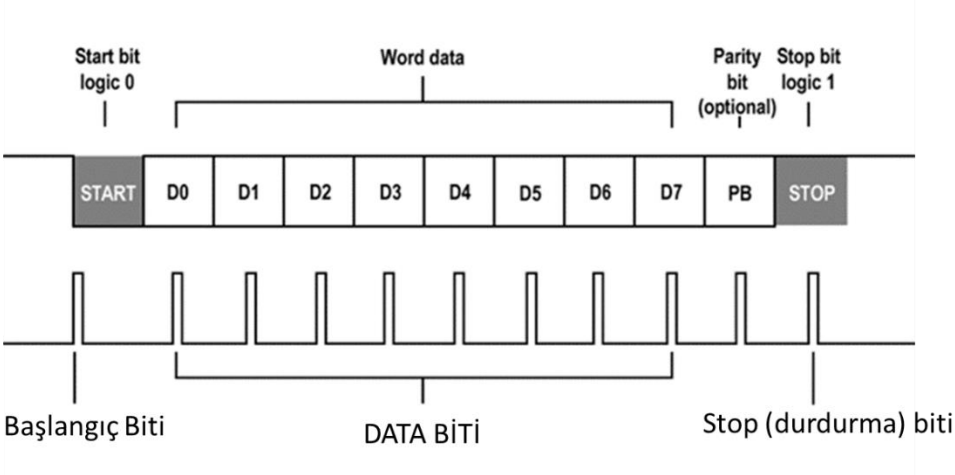
İletişim mesafesi 100 metreye kadar olan BLE modül devresi, 2.4 GHz (gigahertz) bandında çalışma frekansına sahiptir, veri transfer hızı saniyede 3-8 kB (kilobayt) arasında değişir [59]. Bir BLE modülde, belirli özellikleri taşıyan parametreler vardır bu özellikler AT komut sistemi ile konfigüre edilebilir. HM 17'yi aktif hale getirmek için "AT?" komutu gönderilir, eğer BLE çalışır durumdaysa cihaz tarafından "OK+WAKE" yanıtı gelir, devre üzerinde bulunan LED kesikli durumdan sürekli duruma geçer. "AT+BAUD" komutuyla bu çalışmada belirlenen hız 9600 sembol gönderim oranı olarak belirlenir.

Bu komutlar mikrodenetleyici ile Bluetooth modülü ve bilgisayar üzerindeki haberleşme UART (Evrensel Asenkron Alıcı/Verici) seri iletişim protokolü ile sağlanır. UART, asenkron olarak çalıştığından dolayı, vericiden iletilen verilerin alıcı tarafından alınan verilerle senkronize edilmesini sağlayacak ya da doğrulayacak "clock" sinyali bulunmaz ve "baud rate" yani bağlantı hızı da denilen zamanlama parametreleri sayesinde karşılıklı veri gönderim hızları ayarlanmış olur. Aşağıdaki şekilde verilen HM-17 devresinde UART haberleşmesinin yapılabilmesi için, mikrodenetleyici ile Blueetooth arasında, RX-TX pinleri ile ters olarak bağlanır.



Şekil 3.4:HM 17 Devre şeması

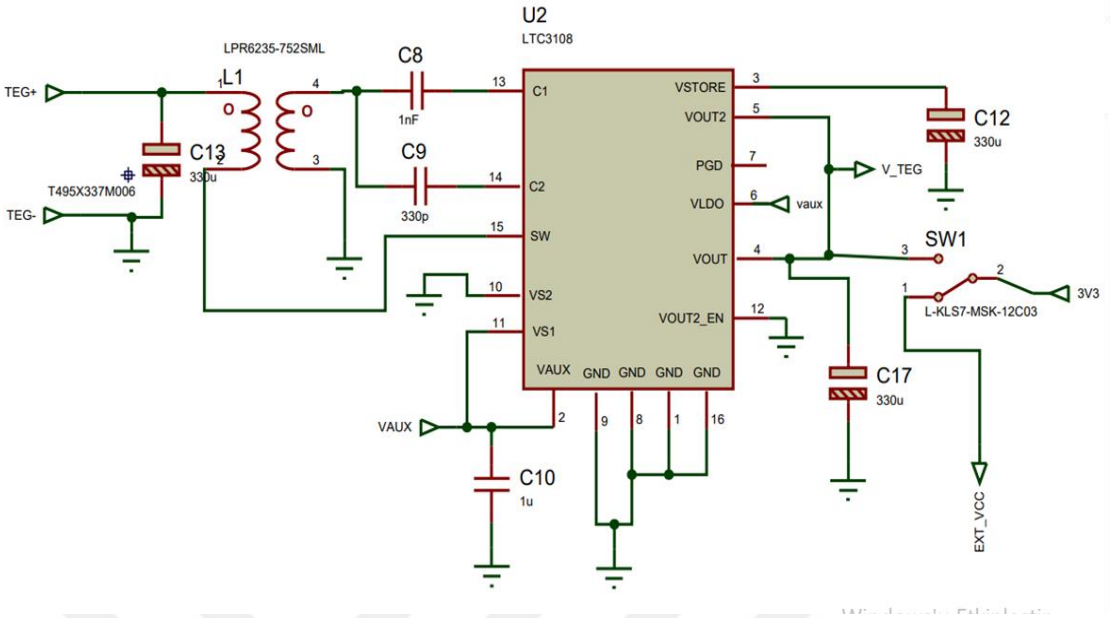
Veriler, UART üzerinde bir paket halinde iletilir. Bu paket üzerinde bir başlangıç biti, daha sonra data bitleri, parity biti ve en son bitiş biti gönderilir ve iletim sonlandırılır. Bu işlem sırasında hatanın minimuma inmesi için alıcı ve verici tarafından, veri iletim hızlarının aynı olması gerekir. İletim gerçekleşmediğinde, iletim hattı lojik 1 yani HIGH durumunda tutulur. İletimin başlaması için, lojik 1 seviyesindeki iletim hattı lojik 0 yani LOW seviyesine çekilir. Başlangıç olarak işlev gören bu geçişin amacı, alıcıya verinin gönderileceği hakkında bilgi vermektir. Alıcı, HIGH-LOW geçişini algıladığında, veri çerçevesini baudrate hızında okumaya başlar. Daha sonra, gönderilmek istenilen veriler başlangıç bitinin ardına eklenir. Veri çerçevesindeki toplam bit sayısının çift veya tek olması parity bitini belirler. 1 değeri olan bitler sayılır ve parity biti “0” ise veri çerçevesinde çift sayıda, “1” ise tek sayıda bit vardır. Eğer verilerle eşlik bitleri uyuşmuyorsa, UART hata tanımı verir. Son olarak veri paketinin sonunu belirlemek için, UART durdurma (stop) biti gönderir ve veri iletim hattı lojik 0’dan lojik 1’e yönlendirilir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Veri paketinin iletilmesi [60]

3.4. LTC3108 DC/DC ULTRA DÜŞÜK GERİLİM DÖNÜŞTÜRÜCÜ DEVRESİ

Termal enerjinin hasadı sonucu üretilen gücü kullanmak için TEG'den ölçülen düşük değerlerdeki gerilimin kullanılabilir bir gerilim değerine yükseltilmesi gerekir, bunun için önerilen çözüm, güç yönetim devrelerinin ve DC/DC dönüştürücülerin kullanılmasıdır. DC/DC yükseltici-dönüştürücülerin gerilimini, düşük güçlü mikro denetleyiciler, kablosuz vericiler ve bağlı analog sensörler tarafından kullanılabilir bir seviyeye yükseltmek için yaygın olarak kullanılan bir entegre devre, yaklaşık 20 mV'luk hasat gerilimi seviyelerine izin veren LTC3108'dir (*Linear Technology, Kaliforniya, ABD)*. LTC3108 tasarımı, 1°C kadar düşük sıcaklık farkı uygulanan bir TEG'in çalışmasını sağlayarak, sıcak-soğuk yüzeyler arasında ya da yüzey ve ortam arasında sıcaklık farklılıklarının olduğu uygulamalarda enerji toplamak için idealdir.



Şekil 3.6: LTC3108 devre şeması

Şekil 3.6'daki devre şemasında görüldüğü gibi, TEG'den gelen gerilimin regüle edilmesi için 330 µF küçük bir kapasitör (C13) ve LTC3108 Armstrong tipi bir osilatör bulunur. Armstrong tipi bir osilatör, sabit frekansta sinozoidal dalga çıkışı elde etmek için kullanılır ve geri besleme kısmında kapasitör ve indüktör bulunur. Osilatör giriş gerilimin yükseltilmesi için MOSFET, harici bir yükseltici transformatör ve bir LTC3108 dahili entegre, giriş gerilimini artırarak diğer devrelere güç sağlamak için regüle edilmiş ve yükseltilmiş farklı çıkış gerilimleri sağlar. Transformatörler, elektromanyetik indüksiyon aracılığıyla elektronik devreler arasında gerilim ve akımın seviyesini değiştirerek elektrik enerjisinin aktarılmasını sağlayan devre elemanlarıdır ve birbirine yakın primer ve sekonder olarak adlandırılan iki sargıdan oluşur; primer ve sekonder sarım sayılarının ve gerilim değerlerinin birbirlerine oranı transformatörün çevirme oranını verir:

$$\frac{V_S}{V_P} = \frac{N_S}{N_P} \tag{3.1}$$

Burada V_S sekonder gerilim, V_P primer gerilim, N_S sekonder sarım sayısı, N_p primer sarım sayısıdır. Yükseltici transformatörün dönüşüm oranı, dönüştürücünün başlaması için eşik giriş geriliminin ne kadar düşük olabileceğini belirleyecektir. Burada, 1:100 oranının kullanılması, 20mV kadar düşük başlatma gerilimleri sağlayabilir. Transformatör performansı etkileyen diğer faktörler ise transformatör sargılarının DC direnci ve endüktansıdır. Daha yüksek DC

direnci, doğal olarak daha düşük verimlilikle sonuçlanacaktır. Sekonder sargı endüktansı, osilatörün rezonans frekansını aşağıdaki formüle göre belirler:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{3.2}$$

Burada transformatör sekonder sargısının endüktansı L ile ve sekonder sargıdaki yük kapasitansı C ile gösterilir. Önerilen rezonans frekansı 10kHz ile 100kHz aralığındadır. Bu frekans aralığı için önerilen bir transformatör olan 1:100 kazançlı LPR6235-752S (*Coilcraft Inc., ABD)* kullanılmıştır. Şekildeki devre şemasında giriş geriliminin (V_{in}) osilatör çıkışı tarafından ilk yükseltilmesinden sonra, pin C1'de ortaya çıkan sinyal dahili bir doğrultucu ile doğrultulur. Doğrultulan gerilimi, V_{AUX} pinine bağlı C_{AUX}=1µF (C10) kondansatörü şarj eder. Doğrultucu devre, akımı V_{AUX} pinini besleyerek harici kondansatöre ve diğer çıkışlara şarj sağlar böylece V_{AUX}, kalan devre için dahili bir güç kaynağı olarak çalışır. LTC3108 üzerinde, düşük güçlü işlemcilere güç sağlamak üzere düzenlenmiş bir 2.2V çıkış sağlayan bir V_{LDO} pini bulunmaktadır. Bu pin, V_{OUT} depolama kapasitörünün şarjı esnasında V_{AUX} 2.3V'a şarj olur olmaz aktif hale gelmesini sağlar.

LTC3108 DC/DC dönüştürücünün giriş gerilimi aralığı, enerji toplamak ve yönetmek için, TEG'ler gibi çok düşük giriş gerilim kaynakları kullanıldığında, seçilebilir çıkış gerilimlerinden (2.35V, 3.3V, 4.1V ve 5V) birine yükseltilerek kullanılır. V_{OUT} üzerindeki ana çıkış gerilimi V_{AUX} kaynağından şarj edilir.

3.5. ATtiny13A MİKRODENETLEYİCİ DEVRESİ

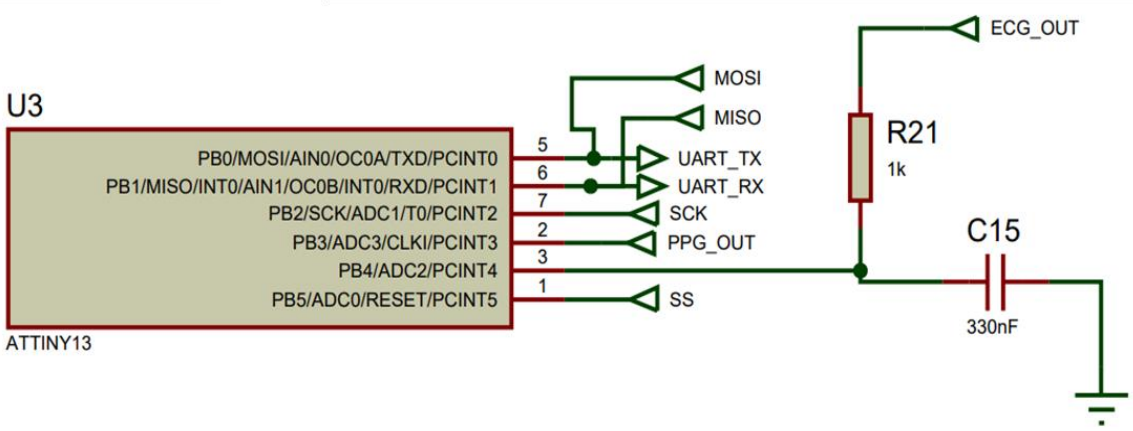
Devre programlamada kulllanılan ATtiny13A (*Atmel, ABD*), 8 pinden oluşan ve 6 pini I/O pini olarak kullanılabilen, RISC (İndirgenmiş komut seti) mimarisine dayalı, 1.8V ile 5.5V besleme aralığında uygun maliyetli, yüksek performanslı bir mikrodenetleyicidir. Harici 20 Mhz kristal ile çalışır maksimum ADC çözünürlüğü 10 bit'tir. Güç tüketimi oldukça düşüktür ve bu özellik TEG üreteçlerle çalışan bir sistem için oldukça önemlidir.

Tablo 3.3'te ATtiny13A için 25 °C, 9.6 MHz'te aktif çalışma gerilimi ve akım değerleri verilmiştir.

Tablo 3.3:ATtiny13A çalışma gerilimi-akım tablosu

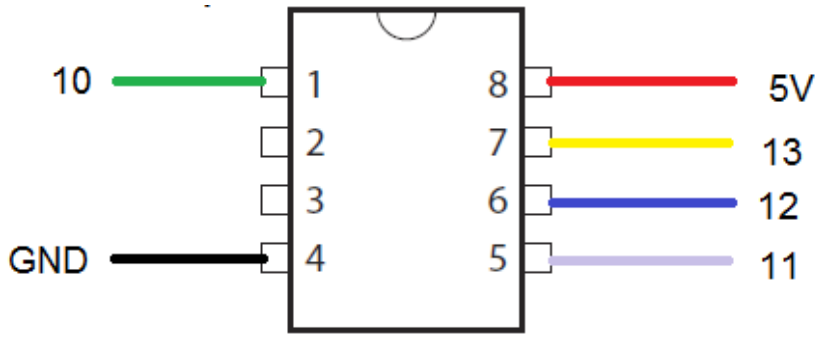
V_{CC} (V)	I_{CC} (mA)
2	1,30
2,50	1,80
3	2,30
3,50	2,80
4	3,30
4,50	3,80
5	4,30

ATtiny13A, SPI (Seri Çevresel Arayüz) haberleşme protokolünü kullanır. SPI, senkron clock darbeleriyle verilerin eş zamanlı aktarıldığı çift yönlü bir haberleşme protokolü olup SPI protokolüne sahip cihazlarda master-slave ilişkisi bulunur. Master hattı, diğer cihazlara bağlantı sağlar ve yönetici olarak onlara işlem yaptırır, Slave hattı ise Master'dan gelen verilere göre işlem yapar. ATtiny13A mikrodenetleyicisinde, MISO (master in slave out) pini, çevredeki slave cihazlardan master cihaza, MOSI (master out slave in) pini ise master cihazdan çevredeki slave cihazlara verilerin gönderildiği hattır. Bir master cihazdan slave cihaza veri gönderilebilmesi için slave cihaz aktif duruma geçmelidir. SS (Slave Select) pininin lojik 0 seviyesine çekilmesi ile slave cihaz aktif hale gelir ve master cihazla iletişim başlatılır. Slave cihaz aktif hale geldikten sonra haberleşmenin başlatılabilmesi için clock darbesine ihtiyaç vardır. SCK (Serial Clock) pini ile lojik olarak clock pinleri iletilir ve haberleşme sağlayan iki cihazın da çalışma hızları eşitlenerek senkronizasyon sağlanır.



Şekil 3.7: ATtiny13A devre şeması

Yukarıda bu çalışma için tasarlanmış devre şeması görülmektedir. PPG ve EKG devrelerinin çıkışları ATtiny13A'nın 2 ve 3 numaralı analog giriş pinlerine bağlanmıştır. Devrenin programlanması için Arduino Uno kartı kullanılmıştır. İlk olarak Arduino IDE yazılımı üzerinden Arduino ISP programlayıcısı seçilir. ATtiny13A donanım paketi yüklenmesi için MicroCore kütüphanesi ile yazılım dosyası Arduino'ya yüklenir. Daha sonra mikrodenetleyici ve Arduino Uno'nun ISP pinleri arasında Şekil 3.8'deki gibi bağlantı sağlanır:

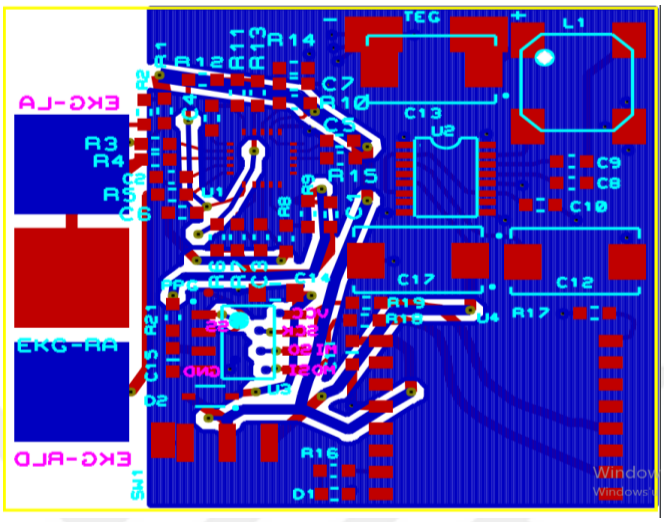


Şekil 3.8: Arduino ve mikrodenetleyici bağlantı pinleri [61]

Önyükleyici (Burnbootloader), mikrodenetleyicide bulunan ve harici bir programlamaya gerek duymaksızın seri iletişim yoluyla yeni kodların yüklenmesini sağlayan bir donanım yazılımıdır. ATtiny13'ü programlamaya başlamak için önyükleyici yazdırılır ve daha sonra kod satırı yüklenerek mikrodenetleyici programlanır.

3.6. DEVRE KARTI

ADC sensör bağlantıları, HM17 Bluetooth bağlantısı, LTC3108 ve ATtiny13'ten oluşan baskı devre kartı şekildeki gibidir. Çizimler *Proteus ARES* programı ile yapılmıştır.



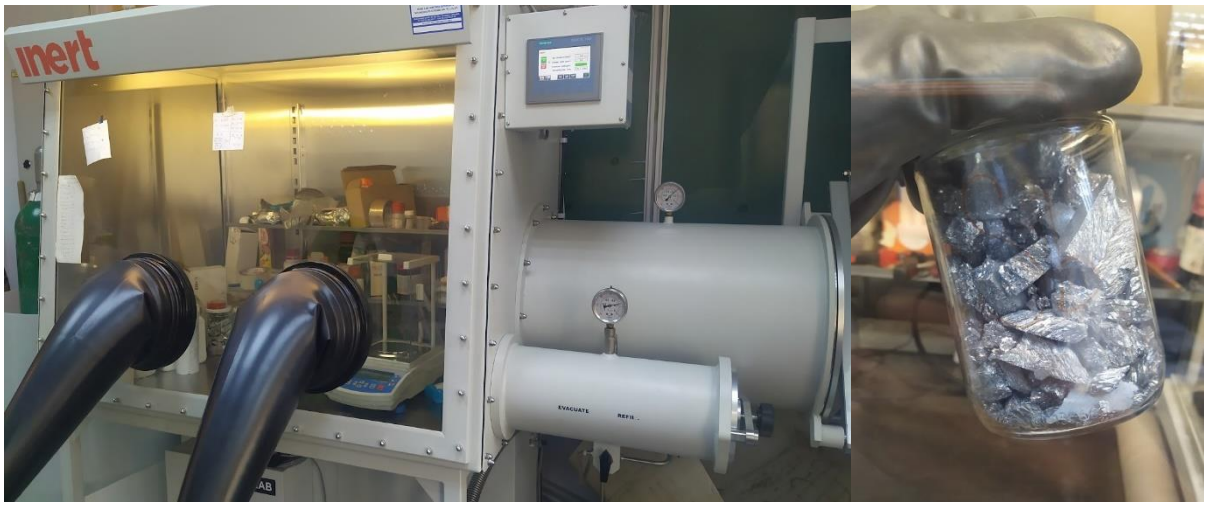
Şekil 3.9:Proteus ARES ile oluşturulan baskı devre çizimi

3.7. TE BİLEŞİKLERİN SENTEZLENMESİ

Termoelektrik malzemelerin eldesinde kullanılan yöntemlerden biri de yüksek sıcaklıklarda katı hal reaksiyonuna (solid state reaction) dayalı sentez yöntemidir; bu yöntem, katı haldeki saf elementlerin stokiyometrik oranda karıştırıldıktan sonra ısıtılarak yüksek sıcaklıkta reaksiyona sokulma prensibine dayanır. Termoelektrik bileşiklerin oluşturulmasında kullanılan elementler çoğunlukla reaktif oldukları için, nem ve oksijenden arındırılmış özel bir eldivenli kabin-cihaz (Glove Box) içerisinde tutulmakta, stokiyometrik karışım burada hazırlanmaktadır. Bu cihaz içerisine yerleştirilecek her bir malzeme, cihaza ait olan özel bir bölgede vakum altında bekletilmektedir. Termoelektrik malzeme sentezinde kullanılacak olan elementlerin (Bi, Te, Sb) saflıkları ortalama % 99.99 oranındadır ve bu elementler saflıklarının korunması amacıyla Glove Box içinde muhafaza edilmektedir. Külçe halinde olan bu elementler kesici malzemeler yardımıyla küçük parçalara ayrıldıktan sonra birleşikler için stokiyometrik (bileşiklerin kimyasal formülüne göre) hassas terazide tartılarak seramik bir havanda toz haline getirilip daha sonra mekanik öğütme için bilyelerle birlikte jarlara yerleştirilmektedir. Yüksek ZT değerine sahip termoelektrik malzemelerin üretilmesinde, kullanılacak elementlerin bir

araya getirilmesi stokiyometrik hesaplamalara dayanmaktadır. Stokiyometrik oran; malzeme sentezinde kullanılacak elementlerin periyodik tabloda var olan atom kütlelerinden yararlanılarak, bileşik formülüne dayalı, kütle miktarlarını belirleyen bir hesaplamadır.

Bu çalışmada, n tip Bi_2Te_3, $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ ve p tip $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ bileşikleri için stokiyometrik oranlar ayrı ayrı hesaplanmıştır. Reaksiyon kapları, temizlemede kullanılan fırçalar, tartım kapları, sızdırmazlık bantları ürünlerle reaksiyonu önlemek için inert haldedir ve işlem Glove Box içerisinde gerçekleşmektedir. Ezme işleminde kullanılan havan seramik-agat malzemeden, bilyeler ve kavanozlar çarpma ve mekanik darbelere karşı oldukça dayanıklı zirkonyum alaşımından üretilmiştir.



Şekil 3.10: Glove Box ve külçe halindeki saf TE elementi

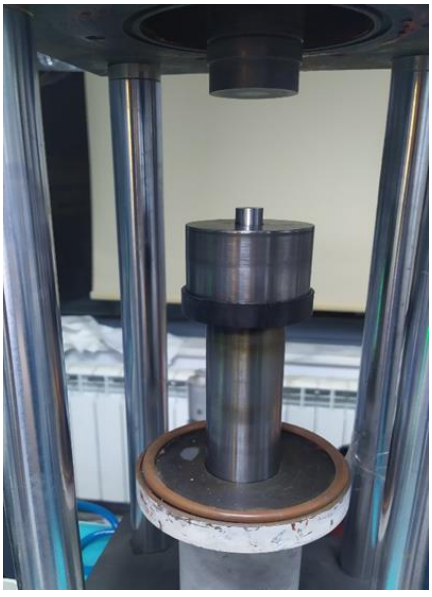
İşlem tamamlandıktan sonra, malzemelerin karıştırılması ve öğütülmesi için jarlar yüksek devir hızında bilyeli öğütücü bir cihazda (*High Energy Ball Mill, Optosense, ABD*) mekanik alaşımlama sürecinden geçirilmektedir. Bu amaçla toz reaktifler havandan alınıp tartım kaplarına alınarak ölçülmüş, bir n tip Bi_2Te_3 ve p tip $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ bileşikleri için mevcut birleşik ağırlığının 20 katı olacak şekilde hesaplanarak kavanozlara yerleştirilmiştir. Bilyeli değirmen sistemi ile bileşikler 6 saatlik süre ile 600 rpm (dakikadaki devir hızı) hızla bu cihazda tutularak homojen termoelektrik birleşik eldesi sağlanmıştır. İşlem tamamlandıktan sonra zirkonyum kavanozlar, vakumlanıp Glove Box içine alınarak bilyeler ve toz malzemeler birbirinden ayrıştırılmış, elde edilen homojen toz karışımları isimleri yazılı özel tüplere alınmıştır. Toz malzemeler, termal ve elektrik özelliklerinin karakterizasyonu için, disk şeklinde numuneler haline getirilerek ölçüme hazırlanmaktadır.



Şekil 3.11: Zirkonyum kavanozlara yerleştirilen TE toz malzemelerinin Ball Mill işlemi öncesi ve sonrasındaki görünümleri

TE BİLEŞİKLERİN ÖLÇÜLMESİ

Ölçüm için ayrı ayrı olmak üzere, numune elde etmek amacıyla her toz malzemeden sırasıyla 1.5 gramlık örnekler ayrılmıştır. 1.5 gramlık toz karışım, disk olarak hazırlanmak üzere, herhangi bir sıcaklık uygulaması gerekmeksizin 13,75 mm'lik iç çapa sahip demir bir silindir kalıba alınarak, kalıbın iç kısmında iki silindir levha arasına döküldükten sonra presleme işlemine tabii tutulmaktadır. Soğuk presleme işlemi uygulanan toz karışım disk haline getirilmiş olup daha sonra diski kalıptan ayrıştırmak için, kriko yardımı ile kalıptan çıkarılmıştır.



Şekil 3.12: Soğuk pres cihazı ve disk numune üretimi içim kullanılan kalıp

3.7.1. Termal İletkenlik Ölçüm Sistemi

Termal iletkenlik (thermal conductivity), malzemeye özgü bir özellik olup, malzeme boyunca aktarılan ısı iletimini veren bir kat sayıdır. Bir malzemenin termal iletkenliği κ ile ifade edilmekte olup birimi $Wm^{-1}K^{-1}$' dir.

$$\kappa = \alpha.\rho.C_P \tag{3.3}$$

Burada α termal yayılım hızı (thermal diffusivity, SI birimi m^2/s), C_P ısı kapasitesini (malzemede depolanan ısı enerjisi miktarını, SI birimi $J.g^{-1}.K^{-1}$), ρ malzemenin yoğunluğunu verir. Disk şeklindeki numunenin hacmi ve kütlesi kullanılarak geometrik olarak yoğunluk hesaplanabilir.

Malzemelerdeki termal iletkenliğin belirlenmesi için en yaygın yöntem lazer flaş analizidir. Lazer flaş analiz cihazında, lazer ışık kaynakları ile numune alt kısımdan kontrollü olarak belirli sıcaklık değerlerinde ısıtılır ve ortaya çıkan enerji ile numunenin diğer yüzeyindeki sıcaklık artışı, üst tarafta bir dedektör tarafından algılanır. Ölçümdeki hatayı en aza indirmek için numunenin alt ve üst yüzeyleri birbirine paralel olmalıdır; bu amaçla sabit bir kalınlık değeri elde etmek üzere numune yüzeylerinde zımparalama işlemi gerçekleştirilir. Ölçümler *Linseis LFA 1000* cihazı kullanılarak vakum altında gerçekleştirilmiştir. Ölçüme başlamadan önce çapı 13.75 mm, kalınlıkları 2-3 mm arasında değişen disk numunelerin yoğunluk değerleri geometrik olarak hesaplanarak kalınlık bilgileri ile kaydedilmiştir. Alınan sinyalin kalitesini artırmak üzere, ölçümler esnasında hedeflenen sıcaklığın numune tarafından daha iyi tutulmasını sağlamak için, grafit sprey kullanılarak numunelerin alt ve üst yüzeyleri ince bir grafit tabakayla kaplanmış olup, numune tutucusuna yerleştirilmiş, 10^{-2} Torr vakum altında, 28-325 °C (300-600 K) arasında ölçümler gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.13: Laser Flaş Analiz Cihazı

Ölçümü tamamlanan disk şeklindeki numune, LFA'dan alınarak malzemelerin milimetrik olarak hassas kesimi için tasarlanmış elmas kesici cihaza hazırlanır.

3.7.2. Seebeck Katsayısı ve Elektriksel İletkenlik Ölçüm Sistemi

Numuneler Seebeck ölçüm cihazı için geometrik olarak kesilir. Numunenin Seebeck katsayısı ve elektriksel iletkenlik ölçümü yarıiletkenlerdeki özdirenci ölçmekte sıklıkla kullanılan dört nokta ölçüm tekniğine dayanır. Dört nokta ölçüm yöntemi, elektriksel iletkenliğin hızlı ve doğru bir şekilde belirlenmesinin uygun bir yoludur ve düz bir yüzey gerektirir. Bu yöntemde; belirli bir kalınlık ve uzunluğa sahip yarıiletkenin iki uç noktasından sabit bir akım geçirilir ve ortadaki iki nokta boyunca potansiyel düşüş gerilim olarak ölçülür. Numunenin Seebeck katsayısının ölçümü için bilgisayar kontollü cihazda; numune belirli bir sıcaklıkta tutulurken, sıcaklık gradyanı sağlanması amacıyla alt bloktaki ısıtıcı tarafından ısıtılır, *LabVIEW* programı ile her adımda 50 K artırılarak belirlenmiş bir sıcaklık gradyanı (10, 15, 20 K) oluşturularak numunenin davranışı sıcaklıktaki artışla incelenmiş olur. Seebeck gerilimini ölçmek için kullanılan bağlantı telleri ve sıcaklıkları ölçmede kullanılan termokupllar düşük Seebeck katsayısına sahip olduğu için platin rhodium malzemeden yapılmıştır. Platin rhodium bağlantı noktaları, numune ile birlikte sıcaklık farkının oluşturulmasını, numunenin sağlıklı bir şekilde ölçülmesini ve uygun elektrik bağlantısının oluşturulmasını sağlar.

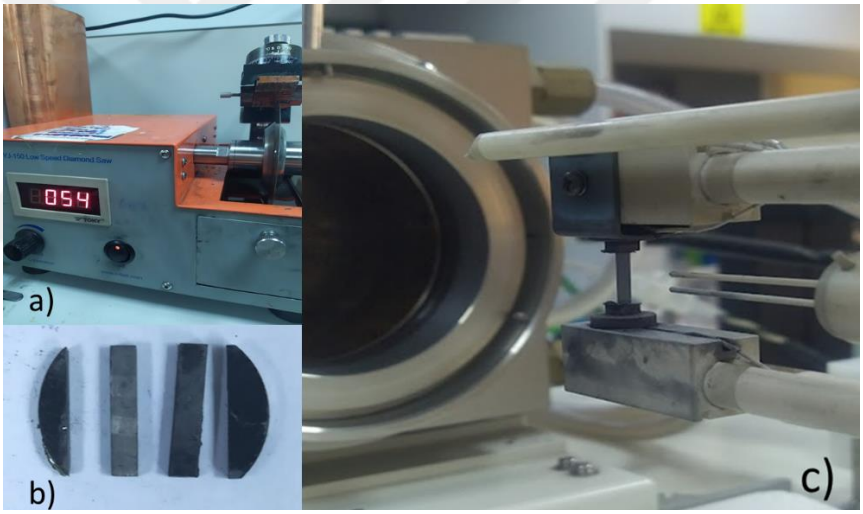
Numunenin Seebeck katsayısı, numunenin T_1 ve T_2 üst ve alt uçtaki sıcaklıkları arasındaki potansiyel farkın bu uçlar arasındaki sıcaklık farkına oranı ile birlikte termokupların Seebeck katsayısının toplamını verir:

$$S_{numune} = \frac{V_C - V_H}{\Delta T} + S_{termokupl} \quad (3.4)$$

Termokupların Seebeck katsayısı cihazın yazılımı tarafından ölçülen değerden çıkarılır böylece TE bileşiğe ait gerçek Seebeck katsayısı ölçülür. Numunenin elektriksel iletkenliği;

$$\sigma = \frac{l}{RA} \quad (3.5)$$

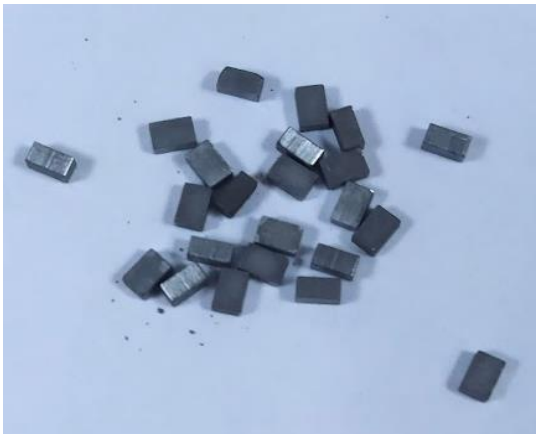
ile hesaplanır. Burada *R=V/I* bağlantısı ile hesaplanmış olan numuneye ait direnç değerini, A ise kesit alanını ifade eder. Bu kapsamda ölçümler *ZEM-3 Seebeck Cofficient/Electrical Resistance Measurment System* ile, düşük basınçlı helyum atmosferinde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.14: Numunenin Elmas Kesici ile kesilmesi işlemi a), numunenin kesme işlemi sonucu farklı boyutlara ayrılmış hali b), Seebeck & Elektriksel İletkenlik Ölçüm Cihazı c).

3.7.3. Esnek Termoelektrik Modüllerin Üretimi

Bu çalışmada iki farklı termoelektrik modül üretilmiştir. Termoelektrik modül üretiminin ilk aşaması; yukarıda termal ve elektriksel ölçümleri yapılmış toz haldeki Bi_2Te_3, $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ ve $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ bileşiklerinden bacak elde edilmesidir. Elde edilen bacakların boyutları modül 1 için 2 x 3 x 1.6 mm, modül 2 için 2 x 3 x 2 mm ‘dir.

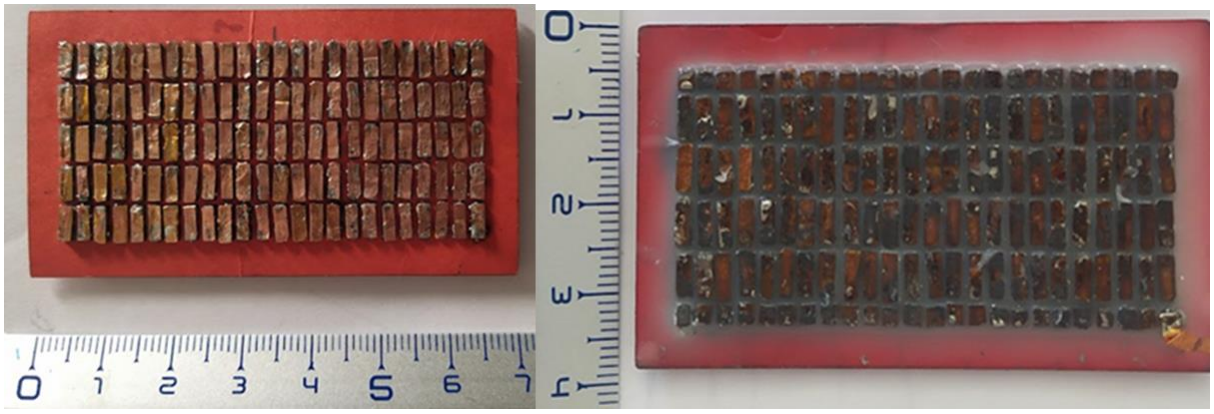


Şekil 3.15:Üretilen TE bacaklar

Bir termoelektrik modülün yüzey alanı genişledikçe, temas alanı arttığından dolayı vücut ısısından elde edilebilecek verim de artar; hem çıkış gücü hem de gerilim değeri TEG'in yüzey alanıyla doğru orantılıdır. Ek olarak; daha geniş bir alana dağıtılmış olan ağırlık, kullanıcı için daha rahat olmaktadır. Bu nedenle; üretilen iki TEG de oldukça esnektir, vücutta ağırlık oluşturmaz ve bir yetişkinin bilek çevresini kapsayacak şekildedir.

Modül 1 için 3,8 cm genişliğinde ve 7 cm uzunluğunda alan belirlenmiş olup, modülde Ball Mill aşamasında 15 kat bilye eklenerek 6 saat 600 rpm hızla öğütülen toz $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ ve $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ malzemelerden üretilmiş 120 adet ve 120 adet p tip termoelektrik bacak kullanılmıştır. Termoelektrik bacaklar birbirlerine seri bağlı olarak ince bakır şeritlerle bağlanmış olup, lehimleme malzemesi olarak Sn/Bi/Ag/Cu alaşımı içeren krem lehim (*M40-LS720 Type4, SMIC Senju Metal Industry Company, China)* kullanılmıştır.

TEG'e esneklik kazandırmak, bacakların hareket etmesini önlemek, darbelere karşı koruyucu bir yapı oluşturmak amacıyla; RTV-2710 kalıp silikonu kullanılmıştır. Silikon elastomer, TEG'in mekanik bütünlüğünü geliştirmenin yanında Cu ara bağlantıların birbirine temas ederek kısa devre olmasını önler, bununla birlikte parazit iletim ısı kaybını en aza indirerek bir ısı yalıtkanı görevi görür.



Şekil 3.16:RTV-2710 Kalıp silikonu kaplanmadan önce ve sonra TEG 1'in görüntüsü

Modül 2 için 4 cm genişliğinde ve 6.5 cm uzunluğunda alan belirlenmiş olup, TE bacakların yerleştirildiği kısım substrat olarak tamamen RTV-2710 silikondan yapılmıştır. Üretilen bu modülde 120 adet n tip ve 120 adet p tip TE bacaklar kullanılmıştır. TE bacaklar yerleştirildikten sonra Modül 1'de kullanılan ince Cu şeritler ile 360 °C sıcaklıkta lehimlenerek birbirlerine elektriksel olarak seri bağlanmıştır. Son olarak modül RTV-2710 silikonuyla kaplanmıştır.



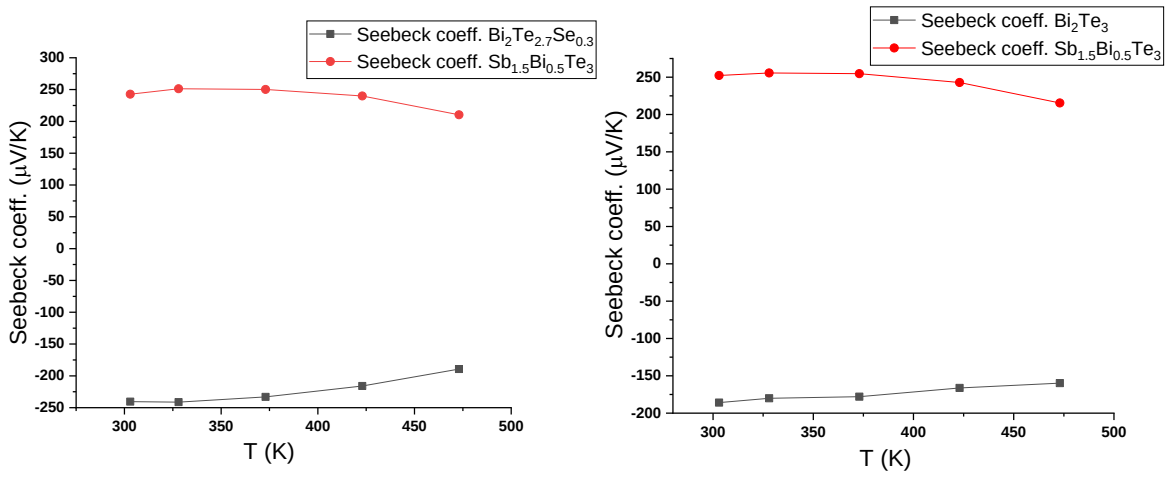
Şekil 3.17 RTV-2710 kaplanmadan önce ve sonra TEG 2'nin görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. TE Bileşiklerin Analizi

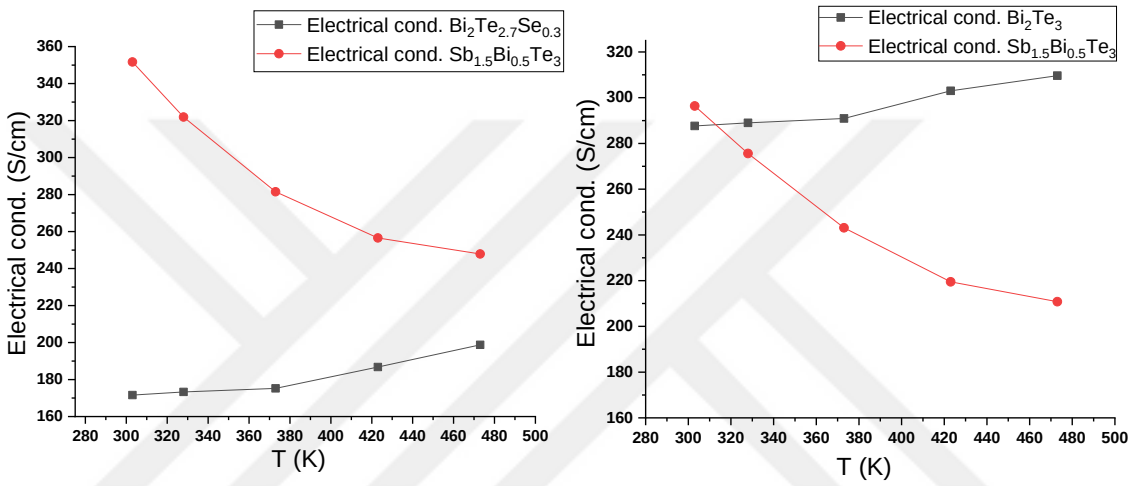
Tipik olarak, giyilebilir uygulamalarda kullanılan TE malzemelerin çalışma sıcaklıkları yaklaşık 300 K'dir. Bi_2Te_3 tabanlı bileşikler, oda sıcaklığında diğer termoelektrik malzemelere göre nispeten daha yüksek değerlere (ZT) sahiptir. Bi_2Te_3 tabanlı bileşiklerin bu özelliği onları giyilebilir uygulamalar için ilgi noktası haline getirilmiş, bun anlamda bu bileşiklerin verimliliğini artırmak üzere çok sayıda araştırma gerçekleştirilmiş, bu araştırmalar teorik modeller geliştirilerek desteklenmeye çalışılmıştır. Bu çalışma sonuçlarında elde edilen değerler göz önüne alınarak yüksek verimliliğe sahip p ve n tipi TE bileşikler belirlenmiştir. Bu bağlamda tez çalışmasında Solid State reaksiyon yöntemiyle modül 1 için üretilen $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ ve $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ ve modül 2 için üretilen Bi_2Te_3 ve $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ TE malzemelerinin 300-500 K sıcaklıkları arasında elektriksel iletkenlik, termal iletkenlik ve Seebeck katsayısı ölçümleri yapılarak, ZT ve güç (power) faktör değerleri hesaplanmıştır. Ölçüm sonuçlarına göre elde edilen değerler *OriginPro Data Analysis 2018* programı ile işlenmiş grafikler halinde hazırlanarak gösterilmiştir.

Şekil 4.1'de, örneklerdeki Seebeck katsayısının sıcaklığa bağlı değişimini göstermektedir. Seebeck katsayısının işareti, bir malzemenin p veya n tipi olarak belirlenmesini sağlar; n tip malzemelerin Seebeck katsayısı negatif işaretlidir. Seebeck katsayısı verimlilik için son derece önemli olup, Bi-Te tabanlı TE malzemeler oda sıcaklığında daha yüksek verimlilik gösterdiğinden dolayı malzemelerin Seebeck katsayısındaki değişim, oda sıcaklığında yüksek olup sıcaklık arttıkça azalan bir eğilim göstermiştir.



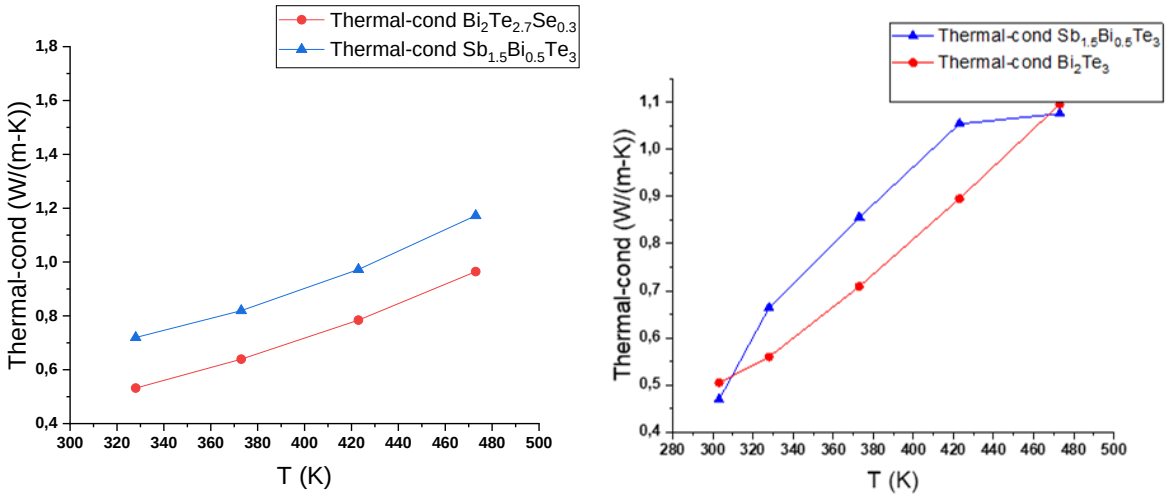
Şekil 4.1: Seebeck katsayısının sıcaklığa bağlı değişimi

Şekil 4.2'de elektriksel iletkenliğin sıcaklığa bağlı değişimi gösterilmektedir. Oda sıcaklığında malzemelerdeki değerler en yüksek durumda olup sıcaklık arttıkça elektriksel iletkenlik azalmıştır. Sıcaklıklar elektriksel iletkenliğin azalması metalik bir davranış sonucu olup, hazırlanan bu örneklerin yüksek katkılı yarıiletkenler olduğunu işaret etmektedir. Elektriksel iletkenlikle Seebeck katsayısının sıcaklıkla değişimi genel olarak ters eğilimlidir. Diğer bir deyişle özel durumlar hariç bir bileşiğin Seebeck katsayısı arttıkça elektriksel iletkenliği düşer.



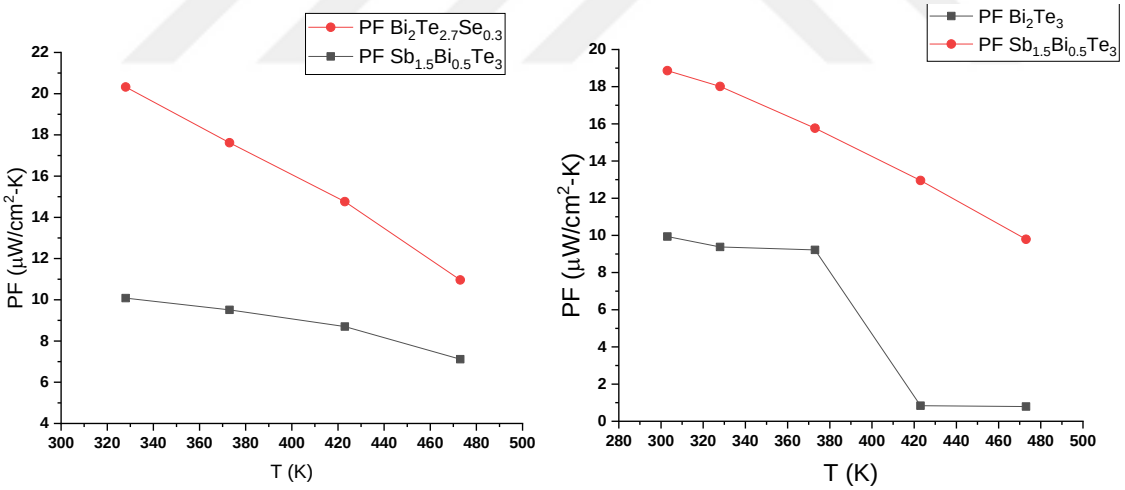
Şekil 4.2:Sıcaklığa bağlı elektriksel iletkenlik değişimi

Şekil 4.3, malzemenin termal iletkenlik değerinin sıcaklığa bağlı değişimini göstermektedir. Termal iletkenlik, *ZT* değerini belirleyen önemli bir parametredir; ideal bir malzemede termal iletkenliğin düşük olması beklenir. Aşağıda her iki tipteki malzemenin de termal iletkenliğinin sıcaklıkla birlikte arttığı görülmüştür; bunun nedeni malzeme içinde bulunan ikincil taşıyıcıların (n tipi için delikler, p tipi için elektronlar) termal enerji kazanarak ısı iletimine katkıda bulunmalarından kaynaklanmaktadır.



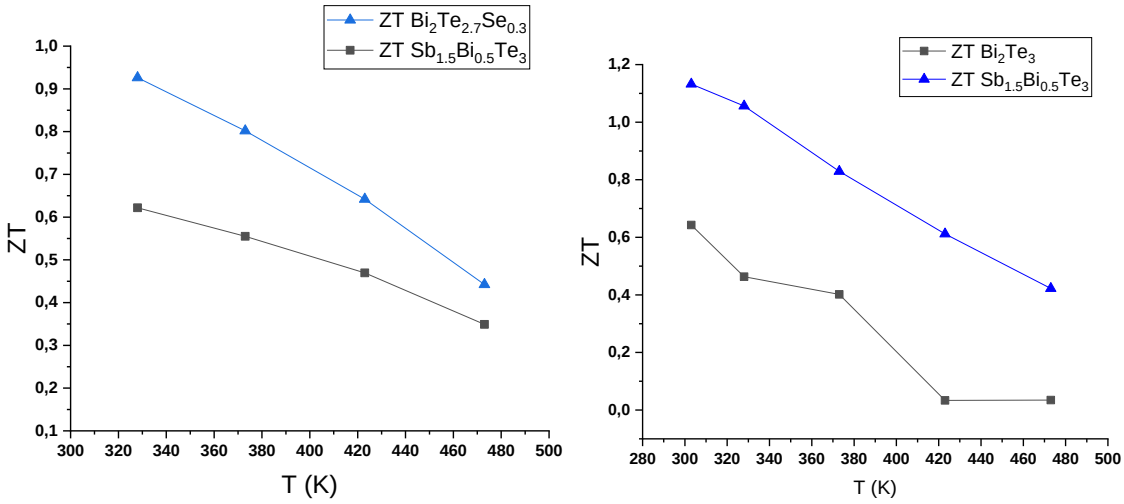
Şekil 4.3:Sıcaklığa bağlı termal iletkenlik değişimi

Şekil 4.4'te verilen güç faktörü (power factor) ZT parametresini etkileyen önemli bir parametredir. Güç faktörü; bir TE malzemenin ısıl enerjiyi elektrik enerjisine dönüştürme gücünü yansıtır; TE cihazlarının çıkış gücü ZT'den ziyade doğrudan güç faktörüne bağlıdır. İncelenen bileşikler içerisinde, güç faktörü en yüksek bileşiğin 300 K sıcaklıkta 18,863 $\mu W/cm^2$-K ile modül 2 için üretilmiş $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ olduğu görülmektedir.



Şekil 4.4:Sıcaklığa bağlı PF değişimi

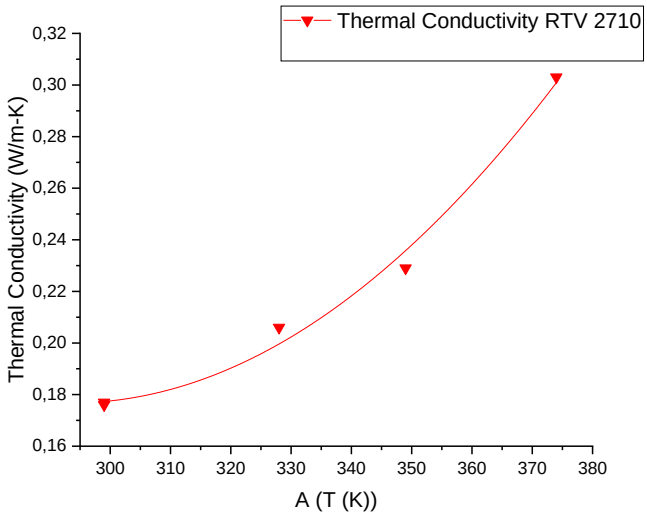
Şekil 4.5'te iki modülde de kullanılan malzemelerin ZT değerlerinin sıcaklıkla değişimi gösterilmektedir. 300-308 K sıcaklığında modül 1 için; $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ malzemesinin ZT değeri 0.59, $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ malzemesinin ZT değeri 0.90 bulunmuştur. Modül 2'de kullanılan; Bi_2Te_3 için ZT değeri 0.64, $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ için ZT değeri 1.13 bulunmuştur. Kullanılan malzemelerdeki ZT değerlerinin oda sıcaklığında maksimum, artan sıcaklıklarda azalarak düşmesi beklenir ve aşağıda gösterilen grafikler bunu kanıtlar niteliktedir.



Şekil 4.5:Sıcaklığa bağlı ZT değişimi

4.2. RTV 2710 Silikonun Termal Özellikleri

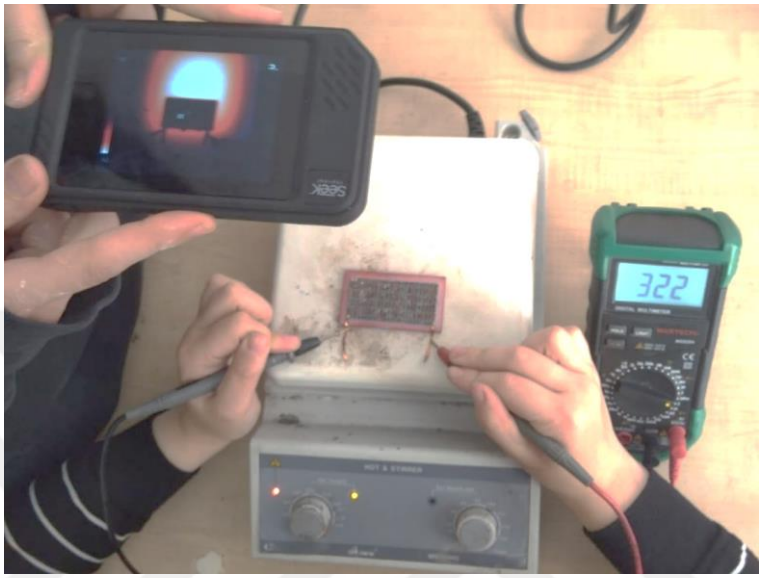
Doldurma faktörü olarak kullanılan 2710 silikonu; ortama yayılan ısı kaybını önleyerek TEG'in bütünlüğünü sağlar ve dışarıdan gelebilecek darbelere karşı TEG'i korur. Bu nedenle TEG için oldukça önemli olan doldurma faktörünün niteliği oldukça önemlidir; ideal bir doldurma faktörü oda sıcaklığında yapılan ölçümlerdeki gibi düşük sıcaklık farklılıklarında ısı iletimini mümkün minimum hızda yapabilmeli, yüksek sıcaklıklarda yapılacak ölçümler için dayanıklı ve kararlı malzemelerden geliştirilmelidir. Dolgu malzemesinin termal iletkenliği dolgu malzemesinden bacaklara akan ısı miktarını belirler. Bu sebeple saf olarak RTV 2710'un 298, 328, 350 ve 375 K sıcaklıklarında termal özellikleri ölçülmüş, sonuçlar aşağıda gösterilmiştir. Ölçümler *Linseis LFA 1000* cihazında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.6:RTV 2710 silikonunun sıcaklıkla beraber termal iletkenlik değişimi

4.3. TEG Performansının Ölçülmesi

Geliştirilen TEG'in performansının karakterize edilmesi giyilebilir cihaza sağladığı güç bakımından önemlidir. Bu çalışmada, aşağıda gösterildiği gibi, ısı hasadı ile ilgili olarak TEG'lerin çıkış performansını incelemek üzere bir deney düzeneği kurulmuştur.



Şekil 4.7:TEG ölçüm düzeneği

TEG, şekilde görüldüğü gibi ısı kaynağı olarak kullanılan bir ısıtma platformunun üst yüzeyine yerleştirilmiştir. TEG'in çıkış elektotları, üretilen gerilimi ölçmek için bir dijtal multimetre (*MS8264, Mastech Technologies*) ile bağlanır. Isıtıcı plakanın sıcaklığı ve ölçümlerin gerçekleştiği ortamın sıcaklığı bir termal kamera ile (*Seek ShotPro, Seek Thermal Comp.*) ölçülmüştür. TEG'in ortam havasına maruz kalan üst yüzeyindeki soğuk taraf sıcaklığı (T_C), termal kamera ile ölçülen ortam oda sıcaklığına eşittir. Isı kaynağı ile ortam sıcaklığı arasındaki farkın (ΔT) değeri, $\Delta T = T_H - T_C$ olarak hesaplanır. Oda sıcaklığının sabit olması nedeniyle soğuk taraftaki sıcaklık değişimi oldukça düşüktür ve ihmal edilebilir. Isıtma platformu 35 °C'den 50°C'ye kontrollü olarak ısıtılmış, her ΔT için, üretilen açık devre gerilimi (V_{OC}) hem de yükleme gerilimi (V_L) dijital multimetre ile kaydedilmiştir. TEG tarafından üretilen anlık güç (P) şu şekilde hesaplanır:

$$P = V_{OC}.I_L \tag{4.1}$$

$$P = \frac{(V_{OC})^2}{(R_L+R_{TEG})2} \tag{4.2}$$

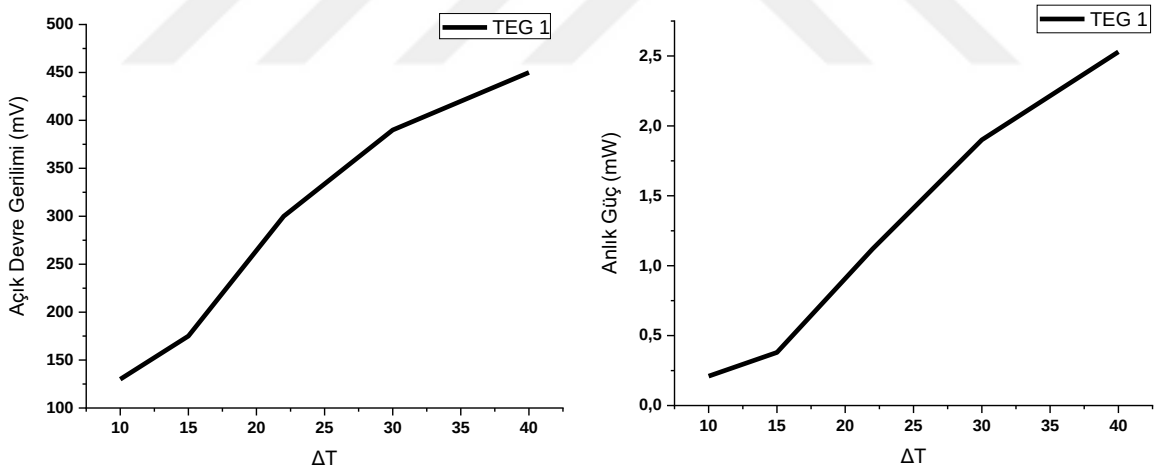
Burada I_L elektrik akım çıkışıdır, R_L yük direncidir ve R_{TEG} termoelektrik bacakların iç direncidir. İç dirence eşit bir yük direnci seçilerek pratik uygulamalar sırasında TEG'in en yüksek çalışma performansı elde edilir. İç direnç, yük direncine eşit olduğunda maksimum güç (P_{max}) elde edilir ve şu şekilde hesaplanır:

$$Pmax = \frac{(V_{OC})^2}{4R} \tag{4.3}$$

Güç yoğunluğu (P_D), TEG'in performansını incelemek için yaygın olarak kullanılan parametrelerden biridir, ticari olarak da ısıdan güç üretme yeteneklerini tanımlamak için TEG'lerin önemli bir özelliğidir:

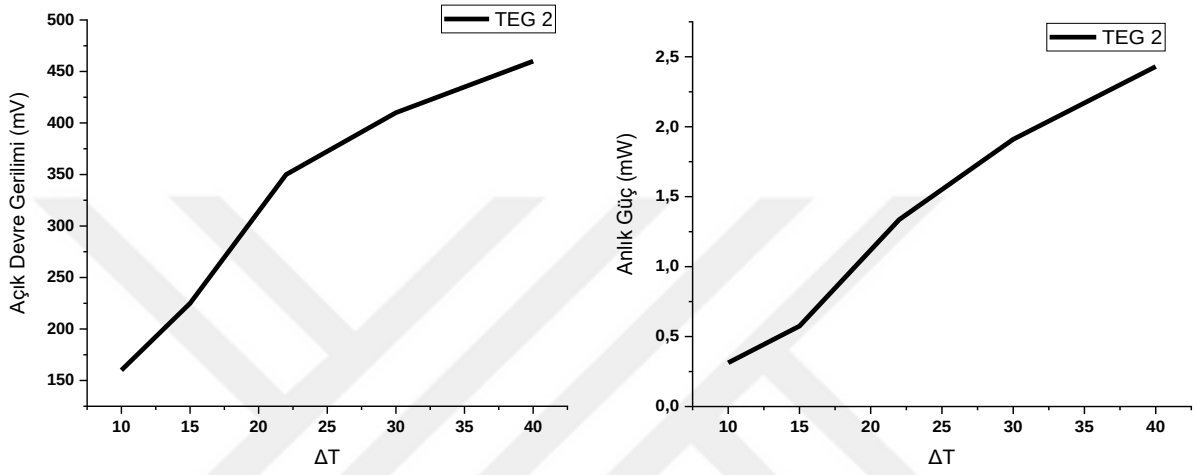
$$P_D = \frac{P_{max}}{A} \tag{4.4}$$

TEG 1 ve için ölçüm sonuçları aşağıda gösterilmiştir. TEG 1'in ortam sıcaklığın 28 °C, ısıtıcı sıcaklığının 37 °C olduğu 10 °C sıcaklık farkında 130 mV açık devre gerilimine, 0.21 mW anlık güce, 11.66 μW/cm^2 güç yoğunluğuna sahip olduğu görülmüştür. TEG'in iç direnci 20 Ω'dur.



Şekil 4.8:TEG 1 için açık devre gerilimi ve anlık güç ölçüm değerleri

TEG 2 için ölçüm sonuçları aşağıda verilmiştir. Ortam sıcaklığının 25 °C, ısıtıcı sıcaklığının 35 °C olduğu 10 °C farkında TEG 2'nin açık devre gerilimi 166 mV, anlık gücü 0,31 mW, güç yoğunluğu 12.9 μW/cm^2'dir. TEG 2'nin iç direnci 22 **Ω**'dur.



Şekil 4.9:TEG 2 için açık devre gerilimi, anlık güç ölçüm değerleri

5. TARTIŞMA

5.1. TE Bileşikler için Deneysel Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu tezde; Katı Hal (Solid State) Reaksiyon yöntemiyle sentezlenen Bi_2Te_3, $Bi_2Te_{2.7}Se_3$ ve $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ bileşiklerinin oda sıcaklığında ve yüksek sıcaklıklarda termal ve elektriksel özellikleri ölçülerek analiz edilmiştir. Son yıllarda yüksek ZT değerlerini elde etmek için Skutterudites [62], süper örgüler [63], ve nano yapılı filmler [64] akıllı termoelektrik malzemeler üretilmiştir ancak; bu malzemelerin üretilme ve işlenme yöntemleri oldukça pahalı ve karmaşık olmakla beraber bu tip malzemeler yalnızca yüksek sıcaklıklarda kullanılmak üzere optimize edilmiştir; bu çalışmada kullanılan mekanik alaşımlama ve sinterleme metodunda, bileşiklerin sentezlenme süresi daha kısadır; azaltılmış maliyet, işlem olarak basitlik ve çevre için kirlilik oluşturmaması gibi nedenlere dayalı olarak avantajları yüksektir ve bu faktörler endüstride de tercih sebebidir. Bu bileşikler üzerinde çalışılmasının en önemli nedenleri arasında giyilebilir uygulamalar için üretilen TEG'lerde en çok çalışılan ve oda sıcaklığında en iyi termoelektrik güce sahip malzemeler olmaları ve bu sıcaklıklarda verimliliklerinin yüksek olmasıdır.

Malzemelerin verimlilik değerleri; malzeme içerisindeki yük taşıyıcı konsantrasyonuna, içsel kusurlara (atom boşlukları gibi) ve bileşiklere eklenen katkı maddelerine (safsızlıklar) bağlıdır. Sıcaklıkla beraber taşıyıcı konsantrasyonundaki değişim, bileşiğin yapısı içerisindeki iletkenlik mekanizmasının açıklanması bakımından oldukça önemlidir; Seebeck katsayısı, elektriksel ve ısıl iletkenlik, yük taşıyıcı konsantrasyonundan etkilenir. Örneğin negatif Seebeck katsayısına bağlı olan malzemelerde, esas taşıyıcılar elektronlardır ve bu malzemeler n tipidir. Elektriksel iletkenlik, taşıyıcı konsantrasyonu ile doğru orantılıdır; sıcaklık arttıkça elektron-elektron etkileşimi artar. Ancak, artan sıcaklıkla beraber taşıyıcı konsantrasyonu arttıkça Seebeck katsayısı azalmaya başlar bunun nedeni; elektronların yoğunluğundaki artmaya bağlı olarak titreşimlerinin ve çarpışma hızlarının artması, buna bağlı olarak da bu çarpışmalar esnasında kaybedilen enerjinin artmasıdır. Katkı malzemeleri, taşıyıcı konsantrasyonundaki değişiklik oluşturduğundan dolayı yarı iletkenlerin elektriksel özelliklerini etkiler; Bi atomlarının Sb_2Te_3'e katılması Seebeck değerinde kayda değer bir artış sağlamıştır, bu artışın nedeni kusurların artması ile bir bölgedeki yük taşıyıcı yoğunluğunun azalarak çarpışma ile oluşan

kayıp enerji miktarını düşürmesidir. Metaller yüksek elektriksel iletkenliğe, düşük Seebeck katsayısına sahiptir [65] ve bu çalışmada sentezlenen bileşikler metalik özellikler göstermektedir, bu da bu malzemelerin dejenere yarıiletkenler olduğunu gösterir. Bu tez çalışmasında hazırlanan tüm bileşikler için Seebeck katsayıları, ZT'si 1 olarak kabul edilen p ve n tip Bi_2Te_3 alaşımı malzemeler için oda sıcaklığına yaklaşık değer olan 300 K'de elde edilen değerlerin çok daha üzerinde bulunmuştur, bu da yüksek verimliliğin elde edilmesinde önemli bir kilit noktasıdır. [66], [67], [68]. İdeal bir TE malzemede termal iletkenliğin düşük değerlerde olması gereklidir ve bu çalışma kapsamındaki TE bileşiklerinin termal iletkenlik değerleri ortalama olarak belirlenmiş değerlerin altındadır [69]. Bununla birlikte, termal iletkenlik değerlerindeki azalmaya bağlı olarak, ZT değerlerinde önemli bir artışın gerçekleştiği tespit edilmiştir, Modül 2 için üretilmiş olan $Sb_{1.5}Bi_{0.5}Te_3$ için 1.13 ZT değeri bulunarak ortalama olarak 1 kabul edilen Sb_2Te_3 bileşiklerinden daha verimli bir malzeme üretilmiştir. Elde edilen ZT değerleri ticari olarak üretilen bileşiklerle karşılaştırıldığında (n tip > 0.5, p tip > 0.8) %20-45 arasında daha yüksek değerlere ulaşıldığı görülmüştür [41]. Elektriksel iletkenlik ve Seebeck katsayısı davranışlarına paralel olarak, üretilen TE malzemelerinin güç faktörü oda sıcaklığında maksimum değere ulaşmış ve daha sonra yüksek sıcaklıklarda azalmıştır; bu da üretilen malzemelerin tutarlı olduğunu göstermiştir. Böylece üretilen bacaklar için kullanılan p ve n tipi malzemeler aynı koşullar altında aynı sıcaklık faklarında daha yüksek gerilim üretebilmektedir. TEG'in çıkış gücü performansı, yüksek oranda TE malzemelerin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Piyasada bulunan Bi-Te yapılı ticari malzemeler esas olarak soğutma için kullanılırken bu çalışmada üretilen malzemeler düşük termal iletkenlik ve yüksek ZT değerlerine sahip olmaları nedeniyle elektriksel uygulamalar için tercih edilebilir. Bu nedenle, bu malzemeler, ısıyla hasat uygulamaları için TEG'nin performansının arttırılmasında faydalı olacaktır.

5.2. TEG'in Çıkış Performansının Değerlendirilmesi

Seri bağlantı nedeniyle TEG'in çıkış gücü ve gerilim değerleri, her bir çift TE bacak Seebeck etkisi nedeniyle elektrik gücü üreteceğinden, kullanılan bacak sayısının (n) büyük olması, çıkış gücü ve gerilim değerinin de büyük olmasını sağladığından dolayı üretilen TEG'lerde n sayısı 240 olarak belirlenmiştir ve bu değer, bacak boyutları göz önüne alındığında literatürde incelenen esnek giyilebilir çalışmalara nazaran sayı bakımından oldukça yüksektir. TEG'lerin yüksek çoğunluğu hala giyilebilir enerji uygulamaları için yeterli çıkış değerlerine sahip değildir; yaklaşık %60 kadarı, 100 K veya altındaki sıcaklık farklarında 1 μW'tan daha az güç çıkışına sahiptir, bunların bazıları kablosuz bir sensöre, bir LED'e ve bir hesap makinesine güç

sağlamak için yeterlidir [70]. Daha önce geliştirilen TEG'ler ile karşılaştırıldığında, bu tez çalışmasında geliştirilen giyilebilir TEG'ler daha yüksek çıkış gerilimi ve güç değerlerine sahiptir. Geliştirilen yapısal tasarım ve üretim süreci kullanılarak üretilen TEG'ler, nispeten düşük güç uygulamalarında giyilebilir elektronik cihazlara güç sağlamak için büyük bir potansiyele sahiptir. Giyilebilir TEG'lerin geliştirilen yapısal tasarımı ile vücut ısısını toplamak için, ısı hasadında yüksek verimlilik ve yeterli esneklik sağlanmıştır. Esnekliğin sağlanması, sağlamlığın artırılması ve dolgu yoluyla ısı kaybının en aza indirilmesi için kullanılan silikonun termal iletkenliği çok düşük tutulmalıdır; bu çalışmada kullanılan RTV 2710 silikonun 300 K'de 0.176 W/m-K termal iletkenlik değeri piyasada kullanılan PDMS silikonunun termal iletkenlik değerine (0.16 W/m-K) çok yakın değerde bulunmuştur [71] ve daha uygun maliyetle tasarım gerçekleştirilmiştir.

Termoelektrik bacaklar ve bakır şeritler farklı malzeme özelliklerine sahip olduğundan, lehim malzemesinin doğru seçimi de önemlidir. Bu çalışmanın sınırlılığı ise TE bacaklar ile bakır yollar arasındaki temas direncinin çıkış gerilimini ve güç üretimini azaltarak TEG'in performansını etkilemesidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

PPG sensör teknolojisine sahip bu giyilebilir cihaz, insanlara sağlık durumlarını her zaman ve her yerde ölçme esnekliği sağlar. PTT, ölçümün kolay olması, kullanıcının tek başına uygulanabilmesi, nispeten ucuz olması ve tamamen taşınabilir olması dolayısıyla evde yapılan çalışmalara uygun olması açısından geleneksel ölçüm yöntemlerine göre büyük avantaj sunar. Bu çalışma, PTT'nin sağlam bir şekilde algılanmasını sağlayan gömülü sistem yenilikleri ile birlikte, klinik ortam dışındaki ölçümler için, giyilebilir PTT tabanlı KB tahmini ve izlenmesi için önemli bir adımdır. Vücut fonksiyonlarındaki herhangi bir anormalliğin tespit edilmesi için kalp atış hızının doğru olarak tahmin edilmesi gerekir. Giyilebilir PPG tabanlı izleme araçlarının doğruluğu ve kalp hızı tahminindeki güvenilirlik, hareket artefaktlarıyla ilgili değişimlerden etkilenebilmektedir. PPG sinyal dalgası, sensör ile ölçümün yapıldığı alan arasındaki temas kuvvetinden etkilenebilir. Bu sebeple, akıllı giyilebilir sağlık izleme cihazlarını tasarlarken, hareket artefaktlarının mümkün olduğunca azaltılması ve gerçek zamanlı, doğru kalp atış hızı tahmini üzerinde odaklanılması gereklidir. Fiziksel aktiviteler ile birlikte doğru kalp atış hızını ölçmek için daha hızlı ve güvenilir yöntemlere ihtiyaç vardır. PTT tabanlı yöntemde karşılaşılan zorluklar arasında, ölçümler arasındaki mesafe, kan yoğunluğu ve atriyal duvar kalınlığına bağlı parametreler insanlar arasında değişiklikler göstermektedir, bu sorunlara yönelik optimal çözümün sağlanması için, ölçüm sayısı artırılarak değişken parametreler için bir kalibrasyon eğrisi keşfedilmelidir.

Bu tezde TEG performansını iyileştirmeye yönelik verimli TE malzemeleri geliştirilmiş ve verimli bir TEG dönüştürme cihazı üretilmiştir. Giyilebilir TEG'in yapısal tasarımı, çalışma prensibi ve üretim yöntemi detaylı olarak sunulmuştur. Yapılan çalışmalar düşük maliyetli, performansı yüksek esnek TEG üretimi için umut verici sonuçlar içermektedir. Yüksek verimli termoelektrik malzemeleri üretmede başarılı olunmasına rağmen, araştırma laboratuvarlarında geliştirilen termoelektrik malzemelerin çoğu için ticarileştirme zorluğu bulunmaktadır, bu zorluk TEG yapımındaki pratikliğin artırılması ile çözüme kavuşturulabilir. Termoelektrik malzeme üretimi üzerinde yapılan çalışmalar bütünüyle incelendiğinde, malzeme sentezinde daha teknolojik yöntemlerin kullanılarak üretim hızının artırılmasına, malzeme araştırmalarındaki doğruluğun, farklı çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile birlikte incelenerek optimize edilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Büyük veri ve yapay zekaya dayalı makine öğrenmesi yöntemleri ile yeni TE malzemeleri tahmin edilebilir ve veri analizi ile TE

malzemelerin performansını iyileştirmenin yolları bulunabilir. Giyilebilir TEG'ler için üretilen p ve n tipi bacakların ZT değerleri tipik olarak eşit değildir, bu nedenle TE bacak üretimi esnasında p ve n tipi bacakların geometrik kesit alanları uygun yöntemlerle optimize edilmelidir. Bununla beraber, TEG'in takıldığı kol ve bilek gibi bölgelerdeki boyut oranının kişiden kişiye değişiklik göstererek TEG'in sarıldığı alanı etkilemesi, insan ısısının dönüştürme verimliliğini değiştirir; bu nedenle, tasarlanan cihazın boyutu ve geometrisi, bacakların yerleştirilme düzeni vs. gibi parametreler ile giyilebilir TEG yapılarının optimize edilmesi için yapılan çalışmaların artırılması gerekmektedir. TEG'lerin giyilebilir cihazlarda kullanımında enerji dönüştürücü gereksinimi hala devam etmektedir; bu modüllerin verimliliğini ve maksimum çıkış gücünün artırılması için modern üretim teknolojileri ile insan vücudunun ısısını ortam ışığıyla birleştirerek ikili güç kaynağı olarak kullanımları geliştirilebilir; yani hibrit bir termoelektrik-fotovoltaik jeneratör tasarımı yapılabilir.

Ergonomik ve izlenebilir ürünlerin bir taraftan hasta konforunu arttırması diğer taraftan ticarileşmesi ve katma değeri yüksek ürünler haline gelmesi olasıdır. Bu nedenle bu çalışmadan elde edilen çıktılar ile, insan vücudundan ısıl enerji hasadı sağlayan giyilebilir medikal ürünlerin geliştirilmesi konusunda uzun vadede topluma ve ekonomiye katkılar söz konusudur.

KAYNAKLAR

[1] S. Yurdakul, S. Aytekin, T. İstanbul Bilim Üniversitesi, K. Anabilim Dalı, F. Nightingale Hastanesi, and K. Bölümü, "Kadınlarda hipertansiyon Hypertension in women," *Türk Kardiyol. Dern Arş-Arch Turk Soc Cardiol*, vol. 38, no. 1, 2010.

[2] H. Nedir, "DÜNYA HİPERTANSİYON GÜNÜ 17 Mayıs 2021."

[3] B. Lent Altun, M. Arici, G. Khan, N. ˘ Lu B , U ¨ Lver Derici, and O. Karatan, "Prevalence, awareness, treatment and control of hypertension in Turkey (the PatenT study) in 2003," *J. Hypertens.*, vol. 23, pp. 1817–1823, 2005, Accessed: Apr. 24, 2022. [Online]. Available: https://journals.lww.com/jhypertension.

[4] R. Mukkamala *et al.*, "Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 8, pp. 1879–1901, Aug. 2015, doi: 10.1109/TBME.2015.2441951.

[5] J. L. Moraes, M. X. Rocha, G. G. Vasconcelos, J. E. Vasconcelos Filho, V. H. C. de Albuquerque, and A. R. Alexandria, "Advances in Photopletysmography Signal Analysis for Biomedical Applications," *Sensors (Basel).*, vol. 18, no. 6, Jun. 2018, doi: 10.3390/S18061894.

[6] D. Oreggia *et al.*, "Physiological parameters measurements in a cardiac cycle via a combo PPG-ECG system," *2015 AEIT Int. Annu. Conf. AEIT 2015*, 2015, doi: 10.1109/AEIT.2015.7415214.

[7] R. P. Smith, J. Argod, J. L. Pépin, and P. A. Lévy, "Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications," *Thorax*, vol. 54, no. 5, pp. 452–457, May 1999, doi: 10.1136/THX.54.5.452.

[8] A. R. M. Siddique, S. Mahmud, and B. Van Heyst, "A review of the state of the science on wearable thermoelectric power generators (TEGs) and their existing challenges," *Renew. Sustain. Energy Rev.*, vol. 73, pp. 730–744, Jun. 2017, doi: 10.1016/J.RSER.2017.01.177.

[9] A. S. Meidert and B. Saugel, "Techniques for non-invasive monitoring of arterial blood

pressure," *Front. Med.*, vol. 4, no. JAN, 2017, doi: 10.3389/FMED.2017.00231/FULL.

[10] Y. L. Shevchenko and J. E. Tsitlik, "90th Anniversary of the development by Nikolai S. Korotkoff of the auscultatory method of measuring blood pressure.," *Circulation*, vol. 94, no. 2, pp. 116–118, 1996, doi: 10.1161/01.CIR.94.2.116.

[11] "HEMODİNAMİK İZLEM İÇERİK." Accessed: May 19, 2021. [Online]. Available: www.gemed.com.tr.

[12] G. Drzewiecki, R. Hood, and H. Apple, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios," *Ann. Biomed. Eng. 1994 221*, vol. 22, no. 1, pp. 88–96, Jan. 1994, doi: 10.1007/BF02368225.

[13] K. Meddah, M. Kedir-Talha, and H. Zairi, "FPGA-based system for heart rate calculation based on PPG signal," *2017 5th Int. Conf. Electr. Eng. - Boumerdes, ICEE-B 2017*, vol. 2017-January, pp. 1–5, Dec. 2017, doi: 10.1109/ICEE-B.2017.8192157.

[14] Lilly and S. Leonard, "Pathophysiology of Heart Disease: A Collaborative Project of Medical Students and Faculty (sixth ed.)," p. 74, 2016.

[15] R. Mukkamala *et al.*, "Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 8, pp. 1879–1901, Aug. 2015, doi: 10.1109/TBME.2015.2441951.

[16] M. Ghamari, "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, no. 4, p. 195, 2018, doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.

[17] R. Wang, W. Jia, Z.-H. Mao, R. J. Sclabassi, and M. Sun, "Cuff-Free Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Heart Rate," doi: 10.1109/ICOSP.2014.7014980.

[18] J. Allen and A. Murray, "Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics," *Comput. Cardiol.*, vol. 31, pp. 485–488, 2004, doi: 10.1109/CIC.2004.1442980.

[19] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable Photoplethysmographic

Sensors—Past and Present," *Electron. 2014, Vol. 3, Pages 282-302*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, Apr. 2014, doi: 10.3390/ELECTRONICS3020282.

[20] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, and H. Nazeran, "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, no. 4, p. 195, 2018, doi: 10.15406/IJBSBE.2018.04.00125.

[21] J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, and R. Erts, "Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multiwavelength photoplethysmography," in *Applied Optics*, Apr. 2007, vol. 46, no. 10, pp. 1754–1759, doi: 10.1364/AO.46.001754.

[22] Pankaj, A. Kumar, R. Komaragiri, and M. Kumar, "A Review on Computation Methods Used in Photoplethysmography Signal Analysis for Heart Rate Estimation," *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 29, no. 2, pp. 921–940, Mar. 2022, doi: 10.1007/S11831-021-09597-4/TABLES/2.

[23] "Green Lights On Apple Watch: What They Mean & How To Turn Them Off." https://screenrant.com/apple-watch-green-lights-reason-why-turn-off-how/ (accessed Apr. 28, 2022).

[24] C. Yi, C. Jian, and J. Wenqiang, "Continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography," *2019 14th IEEE Int. Conf. Electron. Meas. Instruments, ICEMI 2019*, pp. 1656–1663, Nov. 2019, doi: 10.1109/ICEMI46757.2019.9101774.

[25] S. S. Thomas *et al.*, "BioWatch - A wrist watch based signal acquisition system for physiological signals including blood pressure," in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, Nov. 2014, vol. 2014, pp. 2286–2289, doi: 10.1109/EMBC.2014.6944076.

[26] D. Marzorati, D. Bovio, C. Salito, L. Mainardi, and P. Cerveri, "Chest Wearable Apparatus for Cuffless Continuous Blood Pressure Measurements Based on PPG and PCG Signals," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 55424–55437, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2981300.

[27] S. Shimazaki, S. Bhuiyan, H. Kawanaka, and K. Oguri, “Features Extraction for Cuffless Blood Pressure Estimation by Autoencoder from Photoplethysmography,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, Oct. 2018, vol. 2018-July, pp. 2857–2860, doi: 10.1109/EMBC.2018.8512829.

[28] B. Ibrahim and R. Jafari, “Cuffless Blood Pressure Monitoring from an Array of Wrist Bio-impedance Sensors using Subject-Specific Regression Models: Proof of Concept,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 13, no. 6, pp. 1723–1735, Dec. 2019, doi: 10.1109/TBCAS.2019.2946661.

[29] T. H. Huynh, R. Jafari, and W. Y. Chung, “Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and impedance plethysmography,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, no. 4, pp. 967–976, Apr. 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2865751.

[30] R. Lazazzera, Y. Belhaj, and G. Carrault, “A newwearable device for blood pressure estimation using photoplethysmogram,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 11, Jun. 2019, doi: 10.3390/s19112557.

[31] A. M. CAREK, J. CONANT, A. JOSHI, H. KANG, and O. T. INAN, “SeismoWatch: Wearable Cuffless Blood Pressure Monitoring Using Pulse Transit Time,” *Proc. ACM interactive, mobile, wearable ubiquitous Technol.*, vol. 1, no. 3, 2017, doi: 10.1145/3130905.

[32] V. G. Ganti, A. Carek, B. N. Nevius, J. Heller, M. Etemadi, and O. Inan, “Wearable Cuff-less Blood Pressure Estimation at Home via Pulse Transit Time,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, pp. 1–1, 2020, doi: 10.1109/JBHI.2020.3021532.

[33] P. L. Taylor, “Comment on ‘seebeck coefficient at the curie temperature: Specific heat of charge carriers in ferromagnets,’” *Phys. Rev. B*, vol. 7, no. 3, pp. 1197–1198, 1973, doi: 10.1103/PHYSREVB.7.1197.

[34] A. Alashkar and A. H. Alami, “Overview of Thermoelectric Materials,” *Encycl. Smart Mater.*, pp. 319–325, Jan. 2022, doi: 10.1016/B978-0-12-815732-9.00093-0.

[35] P. Taylor and R. R. P. D, “Materials and Manufacturing Processes A Review of : ‘ Thermoelectric Handbook , Macro to Nano , D . M . Rowe (editor),’” no. December 2014, 2008.

[36] I. Terasaki, “Introduction to thermoelectricity,” *Mater. Energy Convers. Devices A Vol. Woodhead Publ. Ser. Electron. Opt. Mater.*, pp. 339–357, Jan. 2005, doi: 10.1533/9781845690915.3.339.

[37] Y. Du, J. Xu, B. Paul, and P. Eklund, “Flexible thermoelectric materials and devices,” *Appl. Mater. Today*, vol. 12, pp. 366–388, Sep. 2018, doi: 10.1016/J.APMT.2018.07.004.

[38] W. Thomson, “4. On a Mechanical Theory of Thermo-Electric Currents,” *Proc. R. Soc. Edinburgh*, vol. 3, pp. 91–98, 1857, doi: 10.1017/S0370164600027310.

[39] P. L. Taylor, “Comment onCo" Seebeat Curie Temperature: Specific Heat of Charge Carriers in Ferromagnets",” *Fiz. İnceleme B*, vol. 7, no. 3, p. 1197, Feb. 1973, doi: 10.1103/PhysRevB.7.1197.

[40] D. Y. Chung *et al.*, “Complex bismuth chalcogenides as thermoelectrics,” *Int. Conf. Thermoelectr. ICT, Proc.*, pp. 459–462, 1997, doi: 10.1109/ICT.1997.667185.

[41] D. Champier, “Thermoelectric generators: A review of applications,” *Energy Convers. Manag.*, vol. 140, pp. 167–181, May 2017, doi: 10.1016/J.ENCONMAN.2017.02.070.

[42] Y. Du *et al.*, “Thermoelectric Fabrics: Toward Power Generating Clothing,” *Sci. Reports 2015 51*, vol. 5, no. 1, pp. 1–6, Mar. 2015, doi: 10.1038/srep06411.

[43] “Termoelektrik Modüller ve Sistemler.” https://www.pau.edu.tr/termoelektrik/tr/sayfa/termoelektrik-modul (accessed May 09, 2022).

[44] A. F. Ioffe, L. S. Stil’bans, E. K. Iordanishvili, T. S. Stavitskaya, A. Gelbtuch, and G. Vineyard, “Semiconductor Thermoelements and Thermoelectric Cooling,” *Phys. Today*, vol. 12, no. 5, p. 42, Jan. 2009, doi: 10.1063/1.3060810.

[45] “1.2 Device Efficiency.” https://www.iue.tuwien.ac.at/phd/karamitaheri/node10.html

(accessed May 09, 2022).

[46] V. Leonov, T. Torfs, P. Fiorini, and C. Van Hoof, “Thermoelectric converters of human warmth for self-powered wireless sensor nodes,” *IEEE Sens. J.*, vol. 7, no. 5, pp. 650–656, May 2007, doi: 10.1109/JSEN.2007.894917.

[47] T. Torfs, V. Leonov, C. Van Hoof, and B. Gyselinckx, “Body-heat powered autonomous pulse oximeter,” *Proc. IEEE Sensors*, pp. 427–430, 2006, doi: 10.1109/ICSENS.2007.355497.

[48] J. Weber, K. Potje-Kamloth, F. Haase, P. Detemple, F. Völklein, and T. Doll, “Coin-size coiled-up polymer foil thermoelectric power generator for wearable electronics,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 132, no. 1, pp. 325–330, Nov. 2006, doi: 10.1016/J.SNA.2006.04.054.

[49] A. Yadav, K. P. Pipe, and M. Shtein, “Fiber-based flexible thermoelectric power generator,” *J. Power Sources*, vol. 175, no. 2, pp. 909–913, Jan. 2008, doi: 10.1016/J.JPOWSOUR.2007.09.096.

[50] M. Wahbah, M. Alhawari, B. Mohammad, H. Saleh, and M. Ismail, “Characterization of human body-based thermal and vibration energy harvesting for wearable devices,” *IEEE J. Emerg. Sel. Top. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 3, pp. 354–363, Sep. 2014, doi: 10.1109/JETCAS.2014.2337195.

[51] M. K. Kim, M. S. Kim, S. Lee, C. Kim, and Y. J. Kim, “Wearable thermoelectric generator for harvesting human body heat energy,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 23, no. 10, p. 105002, Sep. 2014, doi: 10.1088/0964-1726/23/10/105002.

[52] Y. Eom, D. Wijethunge, H. Park, S. H. Park, and W. Kim, “Flexible thermoelectric power generation system based on rigid inorganic bulk materials,” *Appl. Energy*, vol. 206, pp. 649–656, Nov. 2017, doi: 10.1016/J.APENERGY.2017.08.231.

[53] Y. Wang, Y. Shi, D. Mei, and Z. Chen, “Wearable thermoelectric generator to harvest body heat for powering a miniaturized accelerometer,” *Appl. Energy*, vol. 215, pp. 690–698, Apr. 2018, doi: 10.1016/J.APENERGY.2018.02.062.

[54] D. L. Wen, H. T. Deng, X. Liu, G. K. Li, X. R. Zhang, and X. S. Zhang, “Wearable

multi-sensing double-chain thermoelectric generator," *Microsystems Nanoeng. 2020 61*, vol. 6, no. 1, pp. 1–13, Sep. 2020, doi: 10.1038/s41378-020-0179-6.

[55] A. Proto *et al.*, "A Flexible Thermoelectric Generator Worn on the Leg to Harvest Body Heat Energy and to Recognize Motor Activities: A Preliminary Study," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 20878–20892, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3054405.

[56] V. Padmanabhan Ramesh *et al.*, "Flexible thermoelectric generator with liquid metal interconnects and low thermal conductivity silicone filler," *npj Flex. Electron. 2021 51*, vol. 5, no. 1, pp. 1–12, Mar. 2021, doi: 10.1038/s41528-021-00101-3.

[57] A. Yusuf *et al.*, "Experimental and Theoretical Investigation of the Effect of Filler Material on the Performance of Flexible and Rigid Thermoelectric Generators," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 13, no. 51, pp. 61275–61285, Dec. 2021, doi: 10.1021/ACSAMI.1C20004/ASSET/IMAGES/LARGE/AM1C20004_0009.JPEG.

[58] "AD8232 Front-End Datasheet pdf - Monitor Front-End. Equivalent, Catalog." https://datasheetspdf.com/pdf/825297/AnalogDevices/AD8232/1 (accessed May 20, 2022).

[59] "DSD TECH Official Website: DSD TECH HM-17 Bluetooth 4.2 Module with CC2640 Chip Compatible with iOS Devices." http://www.dsdtech-global.com/2018/06/dsdtech-hm-11.html (accessed May 23, 2022).

[60] "UART Protokolü - Tech Destek UART Protokolü Hakkında Genel Bilgiler." https://techdestek.net/2021/07/15/uart-protokolu/ (accessed May 23, 2022).

[61] "Arduino ISP'den ATTiny85'e: 7 Adım - Talimatlar." https://www.instructables.com/Arduino-ISP-to-ATTiny85/ (accessed May 24, 2022).

[62] S. Ballikaya, G. Wang, K. Sun, and C. Uher, "Thermoelectric Properties of Triple-Filled Ba x Yb y In z Co4Sb12 Skutterudites," *J. Electron. Mater. 2010 405*, vol. 40, no. 5, pp. 570–576, Dec. 2010, doi: 10.1007/S11664-010-1454-3.

[63] T. C. Harman, P. J. Taylor, M. P. Walsh, and B. E. LaForge, "Quantum dot superlattice thermoelectric materials and devices," *Science (80-.).*, vol. 297, no. 5590, pp. 2229–2232, Sep. 2002, doi:

10.1126/SCIENCE.1072886/SUPPL_FILE/HARMANSOM2.PDF.

[64] S. Chander and M. S. Dhaka, “Influence of thickness on physical properties of vacuum evaporated polycrystalline CdTe thin films for solar cell applications,” *Phys. E Low-dimensional Syst. Nanostructures*, vol. 76, pp. 52–59, Feb. 2016, doi: 10.1016/J.PHYSE.2015.09.044.

[65] “1.3 Thermoelectric Materials.” https://www.iue.tuwien.ac.at/phd/karamitaheri/node11.html (accessed May 19, 2022).

[66] H. J. Goldsmid, “Bismuth Telluride and Its Alloys as Materials for Thermoelectric Generation,” *Materials (Basel).*, vol. 7, no. 4, p. 2577, 2014, doi: 10.3390/MA7042577.

[67] Z. H. Zheng, P. Fan, J. T. Luo, G. X. Liang, and D. P. Zhang, “Enhanced Thermoelectric Properties of Antimony Telluride Thin Films with Preferred Orientation Prepared by Sputtering a Fan-Shaped Binary Composite Target,” *J. Electron. Mater. 2013 4212*, vol. 42, no. 12, pp. 3421–3425, Oct. 2013, doi: 10.1007/S11664-013-2779-5.

[68] J. Tan *et al.*, “Thermoelectric properties of bismuth telluride thin films deposited by radio frequency magnetron sputtering,” *https://doi.org/10.1117/12.609819*, vol. 5836, pp. 711–718, Jul. 2005, doi: 10.1117/12.609819.

[69] M. Takiishi, S. Tanaka, K. Miyazaki, and H. Tsukamoto, “THERMAL CONDUCTIVITY MEASUREMENTS OF BISMUTH TELLURIDE THIN FILMS BY USING THE 3 OMEGA METHOD.”

[70] J. H. Bahk, H. Fang, K. Yazawa, and A. Shakouri, “Flexible thermoelectric materials and device optimization for wearable energy harvesting,” *J. Mater. Chem. C*, vol. 3, no. 40, pp. 10362–10374, Oct. 2015, doi: 10.1039/C5TC01644D.

[71] J. Wei *et al.*, “Enhanced thermal conductivity of polydimethylsiloxane composites with carbon fiber,” *Compos. Commun.*, vol. 17, pp. 141–146, Feb. 2020, doi: 10.1016/J.COCO.2019.12.004.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

Halime_Kahraman

ORİJİNALLİK RAPORU

%5	%3	%1	%3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%3
2	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
3	cdn.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	journals.sagepub.com İnternet Kaynağı	<%1
5	www.coursehero.com İnternet Kaynağı	<%1
6	Mehmet Burak Aykenar, Gokhan Soysal, Murat Efe. "Design and Implementation of a Lightweight SPI Master IP for Low Cost FPGAs", 2020 28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2020 Yayın	<%1
7	Submitted to Ondokuz Mayıs Universitesi Öğrenci Ödevi	<%1