

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**PİEZO VE ISI TABANLI DÜŞÜK GÜÇ ENERJİ HASATLAYICI
UYGULAMASI**

Filiz ÇOLAK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

KASIM 2018

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**PİEZO VE ISI TABANLI DÜŞÜK GÜÇ ENERJİ HASATLAYICI
UYGULAMASI**

Filiz ÇOLAK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

KASIM 2018

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PİEZO VE ISI TABANLI DÜŞÜK GÜÇ ENERJİ HASATLAYICI
UYGULAMASI

Filiz ÇOLAK
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 27 /11 /2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Şükrü Özen

Doç.Dr.Mesud Kahrıman

Doç.Dr.Süleyman Bilgin

ÖZET

PİEZO VE ISI TABANLI DÜŞÜK GÜÇ ENERJİ HASATLAYICI UYGULAMASI

FİLİZ ÇOLAK

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Kasım 2018; 51 sayfa

Günümüz teknoloji çağında her alanda olduğu gibi enerji alanında da büyük yeniliklerle birlikte gelişmesini sürdürmektedir. Tüketilen enerji, geliştirilen teknoloji ile aynı doğrultuda artış göstermektedir. Ancak hızla gelişen teknoloji ile birlikte büyük miktarda enerji tüketimi, yeni enerji kaynakları arayışını önemli kılmış ve araştırmacılarını farklı alanlara ve farklı çözümlere yönlendirmiştir. Özellikle, insan vücudunun ısı yayılımı, eklem hareketleri ve hatta dokuların elastik deformasyonlarından uygulanabilir güç üretmede insan bir enerji kaynağı olarak konu edilmiştir. Günlük aktivitelerden elde edilen enerji kombinasyonları, uzun süre kullanılabilir veya kalıcı olarak tekrar şarj ve implante edilebilir tıbbi cihazlara güç sağlamak için gerekli enerjinin elde edilmesine imkân sağlamaktadır.

Günümüze kadar detaylı bir şekilde incelenmiş termal ve mekanik enerji, literatürde “Human-powered Based Energy Harvesting” olarak geçen İnsan Gücüne Dayalı Enerji Hasadı konusu ile birlikte ele alınmış ve önemi de vurgulanmıştır. Bu alanda şimdiye kadar yapılan çalışmalar hakkında bilgi vermek gerekirse, araştırmacılar yalnızca piezoelektrik malzeme kullanarak yalnızca mekanik enerjiden bile elde edilen elektrik enerjisini, giyilebilir sağlık izleme sistemleri, ayakkabıdan enerji elde edilmesi, otoyollardan enerji hasadı, MEMS uygulamaları gibi uygulamalarda kullanmıştır. Bununla birlikte elektromanyetik enerji, termal enerji, manyetik enerji ve yenilenebilir enerji alanlarında da hibrit şekilde uygulamıştır.

Bu tezde ise, insan gücüne dayanan, termal ve mekanik enerji sistemleri ile birlikte enerji hasadı hakkında detaylı bilgi verilmiştir. Kısaca belirtmek gerekirse, termal enerji vücut ısısına dayanırken, mekanik enerji ise genellikle uygulama ve hareket uyarımına dayanmaktadır. Dolayısıyla bahsi geçen çalışmada insandan enerji hasadı, peltierler yardımıyla vücut ısısından elde edilen enerjiyi elektriğe öte yandan mekaniksel kuvveti ve hareketi de doğrudan elektriğe çevirebilen piezoelektrik malzemeler yardımıyla sağlanmaktadır. Elde edilen hibrit enerjinin bir bataryaya depolanması ve özellikle sporcular için anlık sağlık izleme uygulamalarında nasıl kullanılabilirliği hakkında örnekli çalışmalar yapılmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: Enerji Hasadı, İnsan Gücünden Enerji Hasadı, Piezoelektrik Materyal Uygulamaları, Termoelektrik Uygulamalar

JÜRİ: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Doç. Dr. Mesud KAHRİMAN

Doç. Dr. Süleyman BİLGİN

ABSTRACT

LOW POWERED HYBRID PIEZOELECTRIC AND TERMAL ENERGY HARVESTER APPLICATIONS FİLİZ ÇOLAK

MSc Thesis in Electrical-Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

November 2018; 51 pages

Nowadays, technology is developing day by day along with great innovations in the field of energy as it is in every field. The energy consumption is increasing in the same direction as the developed technology. However, with the fast developing technology, the large amount of energy consumption has led to find the new search for new energy sources and has caused researchers to different areas and different solutions. Especially, the human body has been issued as a source of human energy to generate feasible power from heat dissipation, joint movements and even elastic deformations of tissues. The energy combinations obtained from daily activities allow the energy required to power the medical devices that can be used for a long time or permanently recharged and implanted.

The thermal and mechanical energy analyzed in detail as well as the discussed in the literature as "Human-powered Based Energy Harvesting", and emphasis has been highlighted of the importance in the thesis. If we want to give an brief about the reseaches which were done by researchers, with only usage of piezoelectric materials which Works about the transformation of the mechanical energy to electrical energy was applied on the wearable healthcare monitoring systems, energy harvesting from shoes, energy harvesting from road, MEMS applications etc. Additionally, piezoelectric harvesters are commonly combined and applied with electromagnetic, thermal, magnetic and renewable energies.

In the thesis, the studies are issued mainly Human-Powered Energy Harvesting with piezoelectricity and thermoelectricity. Briefly, thermal energy is based on body heat while mechanical energy is usually based on application and motion stimulation. Therefore, in the work mentioned above, the human energy is harvesting by implementation of by the help of thermoelectric generators from the body heat and then the mechanical force and the movement by the help of piezoelectric materials which can directly convert heat and mechanical energy to the electricity. It examplies how to store the hybrid energy stored in a battery and how it can be used for instant health monitoring applications, especially for sportives.

KEYWORDS: Human-powered Energy Harvesting, Piezoelectric Material Applications, Thermoelectricity Applications

COMMITTEE: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Assoc. Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

Assoc. Prof. Dr. Süleyman BİLGİN

ÖNSÖZ

Uzun soluklu gerçekleştirdiğim bu tez çalışmamda, bir Türk Mühendisin de ülkesine, memleketine ve gelecek nesillere ışık olacak çalışmaları başlatıp, ufak çalışmalarla başlayan ancak ileride öngöremediğimiz hastalıkların ya da ani ölümlerin önüne geçebilecek sistemler üretmeyi amaçladım.

Öte yandan, öncelikle tez konusunu seçerken isteklerimi göz önünde bulundurup bana yardımcı olan tez danışmanım Prof. Dr. Şükrü ÖZEN'e teşekkürlerimi sunarım. İlâveten bu zorlu tez sürecinde bana destek veren Araştırma Görevlisi aynı zamanda saygı değer arkadaşım Atalay KOCAKUŞAK'a ve tüm eğitim hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili aileme teşekkürlerimi bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ.....	v
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	13
2. KAYNAK TARAMASI	14
2.1. Piezoelektriğin Temelleri.....	14
2.1.1. Piezoelektrik etkinin oluşumu.....	15
2.1.2. Ters piezoelektrik etkinin oluşumu.....	15
2.1.3. Piezoelektrik malzemeler ve sınıflandırılması.....	15
2.1.4. Piezoelektrik malzemelerin güç sabitleri.....	16
2.1.4.1. Piezoelektrik yük sabiti (d).....	17
2.1.4.2. Piezo gerilim sabiti (g)	18
2.1.4.3. Dielektrik sabiti (K).....	19
2.1.4.4. Etkileşim sabiti (k).....	20
2.1.4.5. Frekans sabiti (N).....	20
2.1.4.6. Mekanik kalite sabiti (Qm).....	21
2.1.4.7. Elastik uyumluluk sabiti (S).....	22
2.1.5. Piezoelektrik malzemelerin güç hesabı.....	23
2.2. Termoelektriğin Temelleri.....	26
2.2.1. Termoelektrik malzemelerin güç hesabı.....	27
3. MATERYAL VE METOT	30
3.1. Devre Komponentlerinin Tanıtılması.....	30
3.2. Çalışmada İzlenilen Yol.....	35

4.BULGULAR VE TARTIŞMA.....	40
5.SONUÇLAR.....	48
6.KAYNAKLAR.....	49
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Düşük Güç Hibrit Piezoelektrik Enerji Hasadı ve Biyomedikal Uygulamalar” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

27/11/2018

Filiz ÇOLAK

SİMGELER VE KISALTMALAR

A : Amper

C: Kapasitans

° C: Santigrat derece

d : Piezoelektrik yük sabiti

g: Piezoelektrik gerilim sabiti

K: Dielektrik sabiti

k: Etkileşim sabiti

N:Frekans sabiti

Qm : Mekaniksel kalite sabiti

S: Elastik uyumluluk sabiti

f : Frekans

E : Elektriksel alan

F : Farad

g : Piezoelektrik gerilim sabiti

Hz : Hertz

K : Dielektrik sabiti

ϵ : Elektriksel geçirgenlik

R : Direnç

S : Elektriksel uygunluk sabiti

S : Mekaniksel gerinme

sn : Saniye

T : Mekaniksel gerilme

ω : Doğal frekans

t : Piezoelektrik seramiğin kalınlığı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. a) Mekanik kuvvet ve titreşim uygulanmadan önce piezoelektrik malzemenin görüntüsü.....	14
Şekil 2.1. b) Mekanik kuvvet uygulanan malzemenin oluşturduğu elektrik alan ve elektrik akımının yönü.....	14
Şekil 2.2. a) Piezoelektrik malzemeye gerilim uygulanmadan önceki görüntüsü.....	15
Şekil 2.2. b) Gerilim sonrası piezoelektrik malzemedeki değişim ve kutuplanma yönü.....	15
Şekil 2.3. Alt indis yönleri.....	16
Şekil 2.4. Rezonans ve anti rezonans eğrisi.....	22
Şekil 2.5. Ağırlık konmuş piezoelektrik malzeme yapısı.....	23
Şekil 2.6. AC-DC enerji hasadı devresi.....	24
Şekil 2.7. Seebeck etkisi.....	26
Şekil 2.8. Termoelektrik malzemelerin iç yapısı.....	27
Şekil 2.9. Termoelektrik jeneratörlerinin eşdeğer devresi.....	27
Şekil 2.10. Termoelektrik jeneratörlerinin çalışma prensibi	28
Şekil 3.1. LTC 3588-1 mikroişlemci blok diyagramı	30
Şekil 3.2. LTC 3588 ile tasarlanmış piezoelektrik enerji hasadı devresi.....	31
Şekil 3.3. TEC1-12705 sıcaklık grafiği.....	32
Şekil 3.4. Hibrit Piezoelektrik Enerjisi Hasadı Devre Şeması.....	32
Şekil 3.5. Proses Algoritması.....	34
Şekil 3.6. Test düzeneğinde kullanılan piezoelektrik malzeme dizisi.....	35
Şekil 3.7. Test düzeneğine kullanılan peltierlerin entegrasyonu	36
Şekil 3.8. Test düzeneğine Arduino Uno entegrasyonu.....	36
Şekil 3.9. Montaj adımları tamamlanan test düzeneği.....	37
Şekil 3.10. LTC 3588-1 enerji hasat modülü modifikasyonu	37
Şekil 3.11. Arduino serial port ekranında kod yazımı	38

Şekil 3.12. Verilerin PLX dosyası kullanılarak excele aktarılması.....	39
Şekil 4.1. İnsan vücudundan elde edilebilecek enerji hasat cihazları.....	40
Şekil 4.2. a) İnsan vücut sıcaklığının lazer termometre ile ölçülmesi.....	41
Şekil 4.2. b) Referans peltier malzemenin sıcaklığının lazer termometre ile ölçülmesi.....	41
Şekil 4.3. Oturma Pozisyonunda Piezo ve Isı Tabanlı Enerji Hasat Grafiği.....	42
Şekil 4.4. Oturma Pozisyonunda Test Düzeneği Görüntüsü.....	42
Şekil 4.5. Yürüyüş Pozisyonunda Piezo ve Isı Tabanlı Enerji Hasat Grafiği.....	43
Şekil 4.6 Sıkıştırılan ve Çömelme Hareketi Yapan Denek Üzerinde Test Düzeneği Görüntüsü.....	43
Şekil 4.7 Diz kapağının arkasına uygulanmış hibrit enerji hasat grafiği.....	44
Şekil 4.8 Ayakta stabil pozisyonda duran denek üzerinde test düzeneği görüntüsü.....	45
Şekil 4.9 Ayaktaki denek diz kapağı arkasına uygulanmış hibrit enerji hasat grafiği.....	45
Şekil 4.10 Kol üzerine uygulanan test düzeneği görüntüsü.....	46
Şekil 4.11 Kol üzerine uygulanan hibrit enerji hasat grafiği.....	46

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Alt indisler ve Kutuplanma Yönleri.....	17
Çizelge 3.1. Devre Çıkış Voltajı Seçimi	31
Çizelge 4.1. Belirli frekans aralıklarında peltier üzerinden alınan sıcaklık değerleri....	41
Çizelge 4.2. Elektronik uygulamalar ve onlara ait güç tüketimleri.....	47

1. GİRİŞ

Günümüzde herkesin rahatlıkla kullanıp alabileceği elektronik giyilebilir cihazların varlığı hızla artmaktadır ve bu cihazların gelişimi ve karmaşıklığı sınır tanımıyor gibi görünmektedir. Bu kullanımın getirdiği en önemli zorluklardan biri, bataryalarla ilgili kısıtlamaların ötesinde bir güç kaynağı sağlamaktır. Bu soruna çözüm ise, sınırsız güç sağlayan bir güç kaynağı veya alternatif enerji kaynaklarıdır.

Gelişen teknoloji ve azalan enerji kaynaklarımız nedeniyle alternatif enerji kaynaklarına ve uygulamalarına yönelik araştırmalar önem kazanmaktadır. Alternatif enerji kaynakları, güneş, rüzgâr, dalga ve jeotermal enerji ile sınırlandırılrsa da insan enerjisi de artık alternatif enerji kaynakları sayılabilmektedir. Özellikle, insanın günlük rutinlerinde yapmış olduğu eklem kas hareketleri ve sonuçlarında ortaya çıkan ısı yayılımı gibi biyolojik çıktılar insan gücünden elde edilen bir enerji kaynağı olarak konu edilmiştir. Bu tip enerjilerin hasat edilerek yenilenebilir ya da implante edilebilir cihazlara depolanması, günümüzde ve gelecekte uygulanan ve uygulanabilecek biyomedikal alanda yenilikleri gündeme getirmektedir. Bu tip insan vücudundan enerji toplayabilen cihazlar ile kinetik, ışık, elektromanyetik veya termal enerji, elektrik enerjisine dönüştürülebilir. Kinetik ve termal enerji dönüşümleri, endüstriyel alanda, tüketici elektroniği, savunma sanayi, medikal alanda ve müzikal uygulamalarda sıkça kullanılan piezoelektrik materyaller ve yenilebilir enerjiye sahip düşük güç üretebilen elektronik, medikal, telekomünikasyon ve havacılık sektörlerinde kullanılan termoelektrik jeneratörlerle sağlanabilmektedir.

Bu çalışmada, insan vücuduna yerleştirilen piezoelektrik ve termoelektrik cihazların hibrit şekilde kullanılarak enerji elde edilmesi hedeflenmiştir.

Piezoelektrik malzemeler günlük hayatımızda oldukça yaygın olarak kullanılırlar. Başta endüstriyel alanlar olmak üzere savunma sanayi ve medikal alanlarda da sıklıkla kullanılmaktadırlar. Endüstriyel alanlarda motor darbe sensörleri, basınç sensörleri, sonar ekipmanları, dizel yakıt enjektörleri, hızlı tepkili solenoidler, optik ayar (fiber optik dönüştürücüler), ultrasonik kaynakta kullanılırken savunma sanayinde ise mikro robot uygulamalarında ve ısı güdümlü rota değiştirebilen mermilerin kuyruk kanatçık manipülasyonlarında yer alan aktüatörlerde kullanılmaktadırlar. Biyomedikal alanda ise, ultrasonik görüntüleme cihazlarında ve böbrek taşlarının parçalanması, kanserli hücrelerin yok edilmesi için tasarlanmış ultrasonik prosedürlerde yaygın olarak kullanılırlar. En basit halleriyle piezoelektrik malzemeler, elektronik diş fırçalarında, çakmak ve kulaklık gibi birçok elektronik cihazın çıkışında verimli şekilde yer almaktadırlar.

Oldukça çevre dostu olan termoelektrik jeneratörleri ise, askeri ve uzay araştırmalarında, lazer ve medikal uygulamalarda, endüstriyel sıcaklık kontrollerinde ve tüketiciye yönelik diğer soğutucu uygulamalarında kullanılmaktadırlar. Taşınabilir soğutucular, kızılötesi sensörlerin soğutulması PC ve mikroişlemcilerin soğutulmasında sıklıkla görev alan bu materyaller en basit halleriyle piknik soğutucularıyla karşımıza çıkmaktadır.

2.KAYNAK TARAMASI

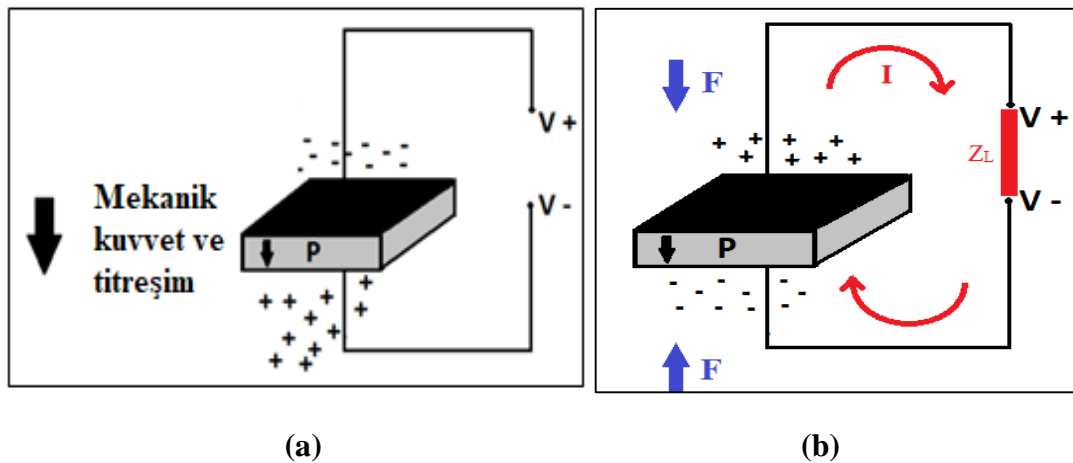
2.1. Piezoelektriğin Temelleri

İlk kez 1996 yılında Williams ve Yates tarafından gerçekleştirilen çalışmalar sonucunda, titreşim enerjisini elektrik enerjisine çevirmekte kullanılan üç dönüştürücü bulunmaktadır. Bunlar, elektromanyetik, elektrostatik ve piezoelektrik dönüştürücülerdir. Piezoelektrik dönüştürücüler maksimum güç ve minimum kapladığı alan ile diğer dönüştürücülere (elektrostatik ve elektromanyetik) göre daha kullanıma elverişli yapıdadırlar. Aynı zamanda, bir güç kaynağında ihtiyaç duymadan basit yöntemlerle dönüşüm yapabilirler ancak bu malzemelerden elde edilen akım oldukça düşük seviyelerdedir. Piezoelektrik özelliği, malzemelere uygulanan mekanik güç sonucunda, titreşim oluşturarak elektrik alan ya da elektriksel potansiyel değiştirme yeteneği ile alakalıdır ve bazı malzemelere hastır.

Piezoelektrik özellik ilk olarak 1882 yılında Fransız bilim adamları Pierre Curie ve Jacques Curie kardeşler tarafından keşfedilmiştir. Kuartz kristaline uyguladıkları basıncın elektrik akımı oluşturduğunu farketmeleri ile birlikte bazı kristalleri de deneylerinin birer parçası yaparak piezoelektrik kavramını ispatlamışlardır. Kısa zamanda kuartz kristallerine de akım vererek ters piezoelektrik etkiyi de keşfetmişlerdir. Yunanca basmak sıkıştırmak anlamına gelen piezo, bugün birçok elektronik cihazda ve mikrofon uygulamalarında kullanılmaktadır.

2.1.1. Piezoelektrik etkinin oluşumu

Piezoelektrik etki, bazı malzemelere uygulanan mekanik stres (güce) sonucunda elektrik yükü üretme yeteneğidir. Bu yeteneği detaylandırmak gerekirse, katı maddeler içerisinde dengede olan pozitif ve negatif yüklü parçacıkların mekanik bir kuvvet uygulanarak artı ve eksi yüklü parçacıkların kutuplaşması ile oluşan bir elektrik alan meydana getirmesiyle potansiyel fark oluşturmasıdır. Oluşan bu potansiyel fark ise, uygulanan güç, salınım frekansı ve cismin geometrisine bağlıdır.

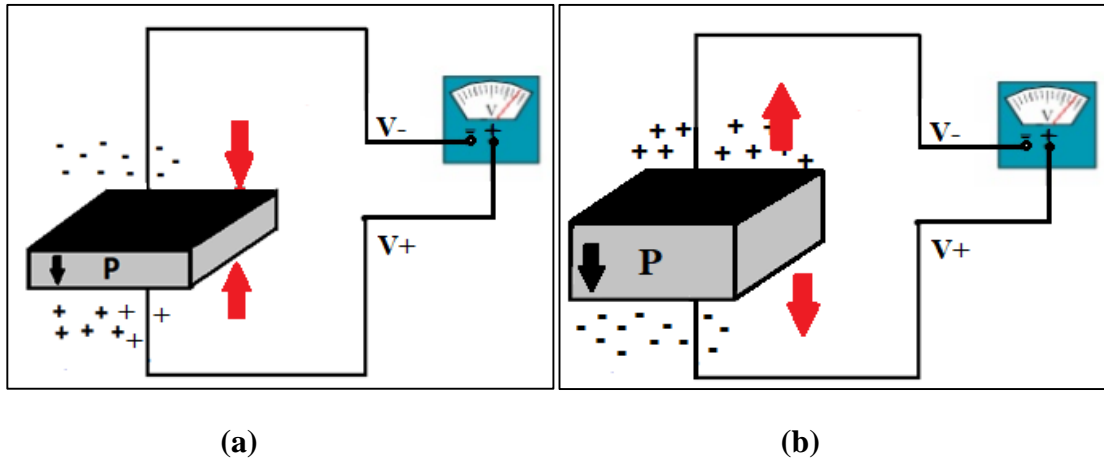


Şekil 2.1. a) Mekanik kuvvet ve titreşim uygulanmadan önce piezoelektrik malzemenin görüntüsü

b) Mekanik kuvvet uygulanan malzemenin oluşturduğu elektrik alan ve elektrik akımının yönü

2.1.2. Ters piezoelektrik etkinin oluşumu

Doğrudan piezoelektrik etkinin tam tersi şekilde görülen ters piezoelektrik etki, piezoelektrik malzemelerin karşılıklı kutuplarına uygulanan gerilim ile gerilimin uygulandığı elektroda bağlı olarak değişmektedir. (-) yükler (-) elektroda ve (+) yükler (+) yüklere bağlanırsa, aynı yükler birbirini iter ve kristalin boyu kısalır. Diğer taraftan, (+) yükler (-) elektroda, (-) yükler (+) elektroda bağlanırsa kristalin boyu uzar. Böylelikle elektriksel etki, mekanik büyüklüğü dönüşür.



Şekil 2.2. a) Piezoelektrik malzemeye gerilim uygulanmadan önceki görüntüsü

b) Gerilim sonrası piezoelektrik malzemedeki değişim ve kutuplanma yönü

2.1.3. Piezoelektrik malzemeler ve sınıflandırılması

Piezoelektrik malzemeler inorganik, organik ve kompozit piezoelektrik malzemeler olarak üç grupta sınıflandırılmaktadır.

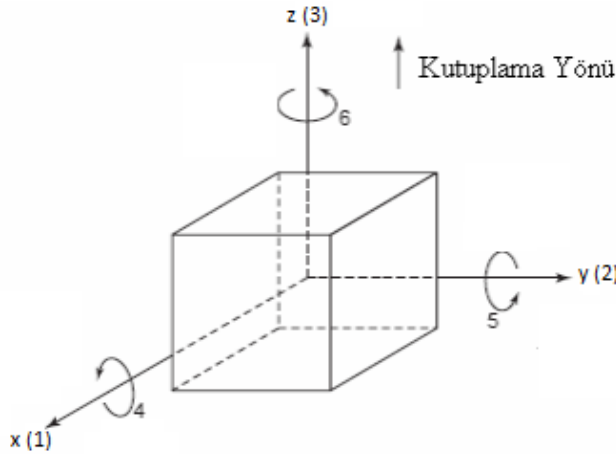
Piezoelektrik malzemelerin ilk türü olan inorganik piezoelektrik malzemeler piezoelektrik seramiklerden ve piezoelektrik kristallerden oluşmaktadır. Piezoelektrik seramikler, ince ve sert kristal yapıları, yüksek dielektrik katsayıları ve yüksek piezoelektrik özellikleriyle bilinirler. Avantajlı oldukları kadar mekaniksel kalite faktörleri ve yüksek elektrik kayıpları yönlerinden de dezavantajlı konumdadırlar. Şekillendirme konusunda esnek bir yapıya sahip olan bu malzemeler, özellikle geniş bant filtrelerde ve güç transduserlerinde kullanılmaktadır. En yaygın bilinen piezoelektrik seramik olan PZT'nin (Zirconium Lead Titanate) yanı sıra BaTiO₃ (Barium Titanate BT), Lead Metaniobate, Lithium Niobate Lead PBLN ve Modified Zirconium Lead Titanate (MnO₂) gibi piezoelektrik seramikler günümüz uygulamalarında ve birçok bilimsel araştırmada kullanılmaktadır. Piezoelektrik kristaller ise, yüksek mekaniksel kalite faktörü ve kararlılıklarıyla bilinirler. Ancak düşük dielektrik katsayıları, piezoelektrik özellikleri ve şekillendirme ve boyutlandırma problemleri sebebiyle sınırlı kullanım sağlamaktadır. Sınırlı kullanımları sebebiyle ise, titreşim üretici (vibratör) ve ultrasonik dönüştürücü olarak kullanılırlar.

PVDF (Poliviniliden Florid) ya da Piezoelektrik Polimerler olarak adlandırılan organik piezoelektrik malzemeler polimerik yapısı ile seramiklere malzemelere göre birçok avantaj sağlamaktadır. Düşük maliyet, yüksek esneklik, geniş alan, yüksek frekanslı çalışma ve düşük akustik empedanslarıyla su altı ses algılama, kızılötesi ile gözetleme, ultrasonik ses sondaları, basınç sensörü ve tüketici elektroniği gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Dezavantajları olarak ise, düşük gerinim katsayısına sahip olmalarıdır.

Piezoelektrik malzeme sınıflarından sonucusu olan kompozit piezoelektrik malzemeler “Piezokompozit” olarak adlandırılırlar. Piezoelektrik seramik ve polimerlerden oluşan yapıları ve mükemmel özellikleriyle umut veren malzemelerdir. Yüksek akuplaj faktörleri, düşük akustik empedans, su veya insan dokusuna uyum, mekanik esneklik, düşük mekanik kalite faktörü ile birlikte geniş bant özelliği gibi birçok avantaja sahiptirler. Piezoelektrik seramiklerin kırılkan ve sert yapıları ile yol açtığı dezavantajları, polimer malzeme kullanımı ile ortadan kalkarak dayanıklı ve istenilen şekil ve büyüklükte üretilebilme olanağı sağlamaktadırlar. Su altı sonar ve tıbbi teşhis ultrasonik transdüser uygulamaları için mükemmel materyallerdir.

2.1.4. Piezoelektrik malzemelerin güç sabitleri

Piezoelektrik malzemelerin performansında önemli rol oynayan ve yöne bağlı olarak değişkenlik gösteren piezoelektrik özellik tensörlerle ifade edilir. Yönü ve oryantasyonu tanımlayan alt indislerin yönleri aşağıdaki gibi verilmiştir. (Demir 2017)



Şekil 2.3. Alt indis yönleri

Çizelge 1. Alt indisler ve Kutuplanma Yönleri

İndis	Eksen
1	X
2	Y
3	Z
4	X etrafında kayma
5	Y etrafında kayma
6	Z etrafında kayma

Çizelge 1’de de belirtildiği gibi, “1” ve “2” alt indisleri “3” alt indisine dik eksenleri , “3” alt indisi kutuplanma yönünü gösterirken “4” ,”5” ve “6” alt indisleri ise, “1” ,”2” ve “3” yönlerinde oluşan kaymaları ifade eder.

Ayrıca “1” alt indis elektrik yönünü “2” ise mekanik gerilim yönünü ifade etmektedir.

2.1.4.1. Piezoelektrik yük sabiti (d)

Malzemeye uygulanan birim mekanik gerilme sonucu oluşan elektrik alan ya da malzemeye uygulanan birim elektrik alan sonucu oluşan mekanik gerilim sabitidir. “ d_{ij} ” ile gösterilir. (Demir 2017)

i : Uygulanan potansiyel farktan doğan elektrik alanının ya da ortaya çıkan potansiyel farktan oluşan elektrik yükünün yönünü ifade eder.

j : Uygulanan mekanik gerilme ya da ortaya çıkan gerilimin yönünü ifade eder.

- ✓ Doğrudan piezoelektrik etki;

$$d_{ij} = \left(\frac{\partial D_i}{\partial T_j} \right)^E \text{ (Columb/ Newton)} \quad (2.1)$$

- ✓ Ters piezoelektrik etki;

$$d_{ij} = \left(\frac{\partial S_i}{\partial E_j} \right)^T \text{ (Metre/ Volt)} \quad (2.2)$$

T: Mekanik gerilme sonucu oluşan polarizasyon

S: Uygulanan birim elektrik alan sonucu oluşan mekanik gerinim

D: Malzemeye uygulanan birim elektrik yükü

E: Elektriksel Alan

Örneğin;

$$d_{33} = k_{33} \sqrt{\epsilon_0} K_3^T S_{33}^E \quad C/N$$

d_{33} , 3 yönünde uygulanan birim gerilimin,

3 yönünde oluşturduğu kutuplanmayı ifade eder.

$$d_{31} = k_{31} \sqrt{\epsilon_0} K_3^T S_{11}^E \quad C/N$$

d_{31} ise, 1 yönünde uygulanan birim gerilimin,

3 yönünde oluşturduğu kutuplanmayı ifade eder.

Diğer bir deyişle, 3 yönünde uygulanan elektrik alanın 1 yönünde oluşturduğu mekanik gerinimi ifade eder.

k_{ij} : Elektromekanik bağlaşma katsayısı

S_j^E = Elastik katsayısı, m^2/N

K_i^T = Bağıl dielektrik sabiti

2.1.4.2. Piezoelektrik gerilim sabiti (g)

Piezoelektrik gerilim sabiti, g_{ij} , voltaj sabiti olarak da bilinir. Uygulanan birim mekanik gerilme sonucu piezoelektrik malzeme tarafından oluşturulan elektrik alan (doğrudan piezoelektrik etki) veya uygulanan birim elektrik alan sonucu piezoelektrik malzeme tarafından oluşturulan mekanik gerinimdir (ters piezoelektrik etki). (Demir 2017)

g_{ij} i, oluşturulan elektrik alanın yönünü gösterir.

j ise, uygulanan gerilme yönünü gösterir.

Aynı zamanda piezoelektrik gerilim sabiti, d (piezoelektrik yük sabiti) ile ilişkilidir ve aralarındaki ilişki aşağıdaki denklemde (2.3)'te gösterilmiştir. ,

$$g_{33} = d_{33} / \epsilon_0 K_3^T \quad (\text{Volt. Metre/Newton}) \quad (2.3)$$

Doğrudan piezoelektrik etki;

$$\frac{\text{Oluşan Birim Elektrik Alan}}{\text{Mekanik Gerilme}} = g_{ij} = - \left(\frac{\partial E_i}{\partial T_j} \right)^D \quad (2.4)$$

Ters piezoelektrik etki;

$$\frac{\text{Uygulanan Birim Elektrik Alan}}{\text{Mekanik Gerinim}} = g_{ij} = \left(\frac{\partial S_i}{\partial T_j} \right)^T \quad (2.5)$$

Doğrudan piezoelektrik etki için örneklendirmek gerekirse,

- ✓ g_{33} , 3 yönünde uygulanan mekanik gerilme sonucu 3 yönünde oluşan elektrik alanı ifade etmektedir.
- ✓ g_{31} , 1 yönünde uygulanan mekanik gerilme sonucu 3 doğrultusunda oluşan elektrik alanı ifade etmektedir.
- ✓ g_{15} ise 2 yönünde uygulanan birim kayma gerilmesi sonucu 1 doğrultusunda oluşan elektrik alanı ifade eder.

2.1.4.3. Dielektrik sabiti (K)

Manyetik geçirgenlik olarak da bilinen dielektrik sabiti “K” ile gösterilir ve malzemenin elektriksel geçirgenliğinin boşluğun elektriksel geçirgenliğe oranı olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle malzemenin polarize olma yeteneğidir. Normal şartlarda akım ve voltaj arasındaki faz açısının 90° olması gerekirken gerçekte bu açının hiçbir zaman 90° olmaması bize malzemelerde sonlu bir direnç olduğunu ve bu sebeple de kayıpların oluştuğunu göstermektedir. Bu kayıplar akım veya ısının açığa çıkması şeklinde görülebilir. Kayıp açısı δ olarak tanımlanırken, dielektrik kayıp $\tan \delta$ olarak tanımlanır.(Demir 2017)

Dielektrik sabitinin matematiksel karşılığı denklem (2.6)’de verilmiştir.

$$K = \frac{\text{Malzemenin Elektriksel Geçirgenliği}}{\text{Serbest Alanın Elektriksel Geçirgenliği}} = \frac{\epsilon}{\epsilon_r} = \frac{C \times t}{\epsilon_0 \times A} \quad (2.6)$$

K= Bağlı dielektrik katsayısı

ϵ = Vakumun geçirgenliği (8.85×10^{-12} F/m)

ϵ_r = Malzeme geçirgenliği (F/m)

C= Kapasitans (F)

t= Elektrotlar arasındaki mesafe (m)

A= Elektrotların yüzey alanı (m²)

2.1.4.4. Etkileşim sabiti (k)

Elektromekanik etkileşim sabiti, k_{ij} , bir piezoelektrik materyalin elektrik enerjisini mekanik enerjiye dönüşüm veya mekanik enerjiyi elektrik enerjisine dönüşüm oranıdır. Diğer bir deyişle, enerji verimliliğidir. K 'ye ait indisler doğrudan ya da ters piezoelektrik etki ile birlikte değişmektedir. (Demir 2017)

Doğrudan piezoelektrik etki:

$$k_{ij} = \sqrt{\frac{\text{Oluşan Elektrik Enerjisi}}{\text{Uygulanan Mekanik Enerji}}} \quad (2.7)$$

i, oluşan elektrik akımın yönü

j, uygulanan kuvvetin ya da gerilim yönü

Ters piezoelektrik etki:

$$k_{ij} = \sqrt{\frac{\text{Oluşan Mekanik Enerji}}{\text{Uygulanan Elektrik Enerjisi}}} \quad (2.8)$$

i: uygulanan elektrik akımın yönü

j: oluşan kuvvetin ya da gerilim yönünü ifade eder.

Ayrıca, bir seramik elemanın boyutları, k 'nın ifadelerini belirleyebilir. İnce bir piezoelektrik seramik eleman için, düzlemsel birleştirme faktörü, k_p , radyal kuplajı ifade eder. Yüzey boyutları kalınlığına göre büyük olan bir disk veya plaka için, k_{33} 'ün benzersiz bir ifadesi olan kalınlık kuplaj faktörü, k_t , 3 yönünde bir elektrik alanı ve aynı yönde mekanik titreşimler arasındaki bağlantıyı ifade eder.

Örneğin, 3 eksen yönünde uygulanan elektrik alanına karşılık, piezoelektrik malzemede 1 yönünde gerinim oluşursa, bu etkileşim k_{31} ile ifade edilir ve bu etkileşime yanlamasına etkileşim katsayısı denir. 3 eksen yönünde uygulanan elektrik alanına karşılık 3 yönünde oluşan mekanik gerinim ise k_{33} ile ifade edilir ve buna boylamasına etkileşim katsayısı denir. Ve son olarak 1 yönünde uygulanan elektrik alanına karşılık 2 yönünde oluşan mekanik gerinim sonucu 5 yönünde kaymaya karşılık bu etkileşim k_{15} ile ifade edilir ve buna kayma etkileşim katsayısı denir.

2.1.4.5. Frekans sabiti (N)

Frekans sabiti (N), piezoelektrik seramiğin geometrik boyutunun rezonans frekansı ile arasındaki ilişkiyi tanımlar. Frekans sabitine ait genel matematiksel denklem aşağıdaki gibidir.

$$N=fs \times A \quad (2.9)$$

N =Frekans sabiti

fs = Rezonans frekansı

A = Boyut

Ancak bu genel denklemin yanı sıra bu frekans sabitinin seramik elemanın çapına, kalınlığına ve uzunluğuna bağlı olarak da değişiklik gösterir.

Hareketsiz bir piezoelektrik seramik eleman yüksek frekanslı alternatif bir elektrik alanına maruz kaldığında, radyal rezonans frekansı, seri rezonans frekansı ile çakışır, fs . Radyal mod rezonans frekans sabiti, NP ve seramik elemanın ($D\Phi$) çapı arasındaki ilişki şöyle ifade edilir:

$$NP = fs \times D\Phi \quad (2.10)$$

Daha yüksek rezonans, eksenel rezonans frekansı ile karşılaşılır. Kalınlık modu frekans sabiti, NT , seramik elemanın kalınlığına bağlıdır, h ve aralarındaki ilişki şöyle ifade edilir:

$$NT = fs \times h \quad (2.11)$$

Üçüncü bir frekans sabiti, uzunlamasına mod frekans sabiti, elemanın uzunluğu, L ile ilgilidir ve aralarındaki ilişki şöyle ifade edilir:

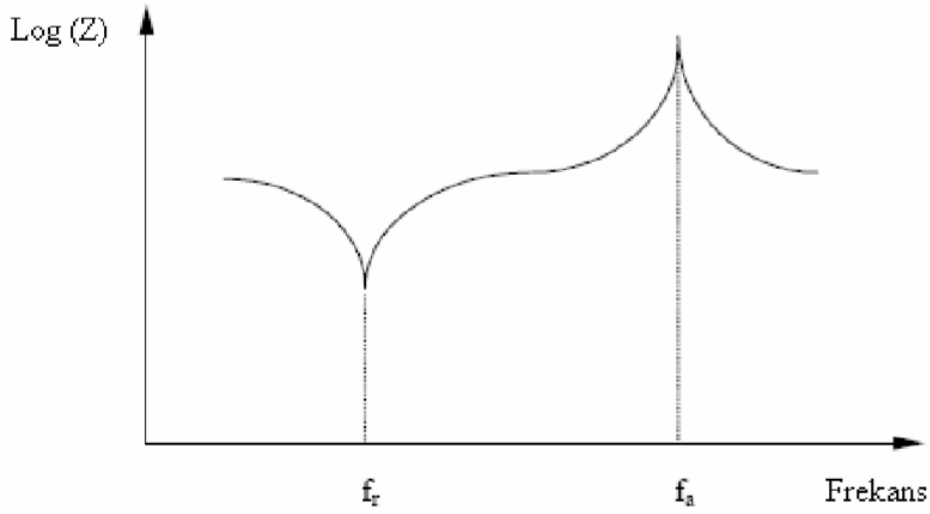
$$NL = fs \times L \quad (2.12)$$

2.1.4.6. Mekanik kalite sabiti (Q_m)

Mekanik kalite sabiti (Q_m), seramik kalitesinin ölçülebildiği boyutsuz bir sayıdır. Bu değer, rezonans ve anti rezonans metoduyla yani frekansa bağlı impedansın ölçülmesiyle bulunur.

Piezoelektrik malzemeler rezonans frekanslarında (f_r) minimum, anti rezonans frekanslarında (f_a) maksimum impedansa sahiptir. Rezonans frekansında minimum impedansa sahip olması, anti rezonans frekansında maksimum impedansa sahip olması, bu frekans değer aralıklarında indükleyici gibi davranmasına bu değerlerin altında ve üstünde kapasitör gibi davranmasına sebep olur.

Öte yandan, aşağıda verilen rezonans ve anti rezonans eğrisinde bulunan piklerin keskinliği ve genişliği malzeme hakkında bize bilgi verir. Piklerin keskin ve dar olması yüksek mekanik kalite faktörüne sahip olduğunu gösterirken, geniş ve dar olması da düşük mekanik kalite faktörüne sahip olduğunu gösterir.



Şekil 2.4. Rezonans ve Anti Rezonans Eğrisi

Mekanik kalite faktörünün matematiksel denklemi aşağıda verilmiştir.

$$Q_m = \frac{1}{2\pi Z_m f_r C_0} \left(\frac{f_a^2}{f_a^2 - f_r^2} \right) \quad (2.13)$$

f_r= Rezonans frekansı (Hz)

f_a= Anti rezonans frekansı (Hz)

Z_m= Rezonanstaki empedansı (Ω)

C₀= 1 kHz'de ölçülen kapasitans (F)

2.1.4.7. Elastik uyumluluk sabiti (S)

Elastik uyumluluk sabiti, uygulanan mekanik gerilme başına bir piezoelektrik malzemede oluşan gerinimdir ve S_{ij} ile gösterilir. Alt indislerine bakacak olursak i, oluşan gerinimin yönünü ifade ederken, j ise, uygulanan mekanik gerilmenin yönünü ifade eder. Aynı zamanda 11 ve 33 yönleri için, esneklik modülünün (Young modülü, Y) tam tersidir. (Demir 2017)

$$S = \frac{\text{Gerinim}}{\text{Gerilme}} = \frac{1}{Y} \quad (2.14)$$

Young Modülü (Young's modulus) ise, bir seramik malzemenin sertliğinin (esnekliğinin) bir göstergesidir. Y, malzemeye uygulanan gerilme değerinden, elde edilen gerilme için aynı yöndeki değere bölünen değerden belirlenir.

Örneğin;

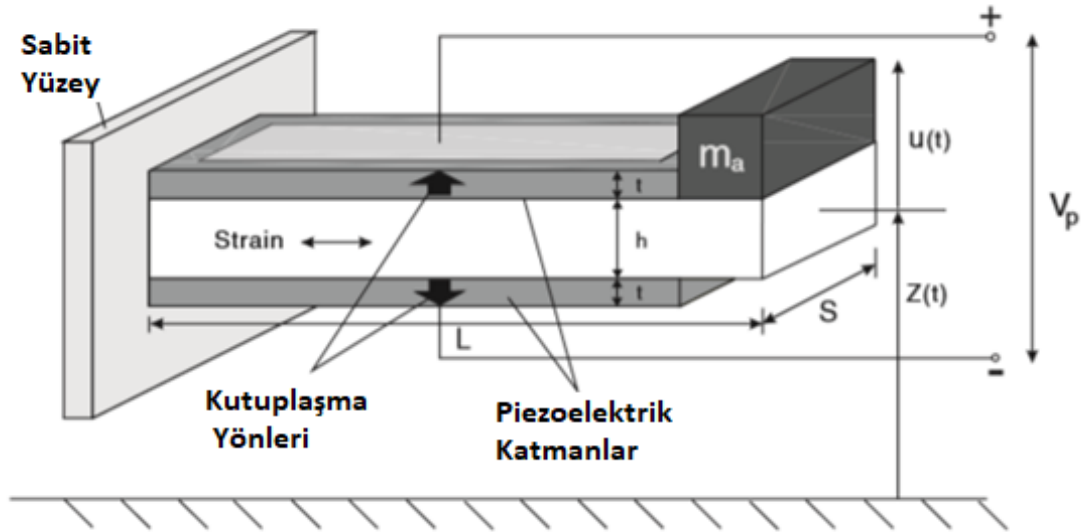
S_{11}^E , Sabit elektrik alan altında (kapalı devre koşulları), 1 yönünde uygulanan gerilme sonucu, yine 1 yönünde oluşan gerinim için elastik uygunluğu,

S_{33}^D , Sabit elektrik yer değişimi altında (açık devre koşulları, 3 yönünde uygulanan gerilme sonucu, yine 1 yönünde oluşan gerinim için elastik uygunluğu ifade eder.

2.1.5. Piezoelektrik malzemelerin güç hesabı

Piezoelektrik enerji hasat devreleri genellikle kütle, yay, titreşim sönümleyici (damper) ve piezo malzeme ile birlikte yük depolayan sistemlerden oluşur.

Bu yapıda kütle M , uygulanan kuvvet $F(t)$, yay sertliği K , damper katsayısı η , piezoelektrik malzeme katsayısı Θ ve kapasitans C_p olarak tanımlanır. Üç katmanlı piezoelektrik bir yapıda elektrik alan aksel yönde gerilen piezo tabakaların kalınlığı yönünde oluşur. Bu, sistemin katsayıları, malzemenin geometrik yapısı ve sabitleri ile model analizi ile elde edilebilir. (Hagood, N. W., Chung, W. H., & Flotow, A. V. (1990); R.Mhetre, P., S.Nagdeo, N., & H.K.Abhyankar, P. (2011); Wang, Q. M., & Cross, L. E. (1999))



Şekil 2.5. Ağırılık konmuş piezoelektrik malzeme yapısı

$$M = \beta_M (m_p + m_b) m_a , \quad (2.15)$$

$$K = \beta_K S \left\{ \left(\frac{2}{3} \frac{t^3}{L^3} + \frac{ht^2}{L^3} + \frac{1}{2} \frac{ht^2}{L^3} \right) c_{p11}^E + \frac{1}{12} \frac{h^3}{L^3} c_{b11}^E \right\} , \quad (2.16)$$

$$\Theta = \beta_\Theta \frac{S(h+t)}{2L} e_{31} , \quad (2.17)$$

$$C_p = \frac{SL}{2t} \epsilon_{33}^S \quad (2.18)$$

Burada β_M , β_K ve β_Θ sabitleri Rayleigh-Ritz yaklaşımından elde edilir. e_{31} ve ϵ_{33}^S piezoelektrik dielektrik sabitleri, S malzeme genişliği, L malzemenin aksel uzunluğu, t ve h piezoelektrik malzeme kalınlığı, c_{p11}^E ve c_{b11}^E elastiklik katsayısı, mb ve mp piezoelektrik malzeme katman ağırlıkları ve ma ise, sisteme sonradan eklenen ağırlığı ifade etmektedir.

Titreşen bir piezoelektrik malzeme AC voltaj oluşturur ve oluşan voltajı bir pile depolamak için DC voltaja ihtiyaç vardır. Dolayısıyla yaygın enerji hasadı devrelerinde, pil ile piezoelektrik devrenin arasına AC-DC doğrultucu devre konulur. Akabinde filtreleme görevi gören C_e kapasitör ile birlikte regülatör devresi ve depolama amacıyla batarya kullanılır.

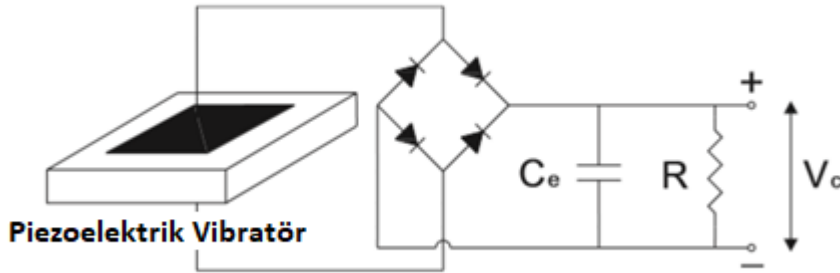
u kadar yer değiştiren M kütesinin V_p gerilimi karşısındaki piezoelektrik malzemenin denklemlerini şu şekilde elde edebiliriz.

$$M\ddot{u}(t) + \eta\dot{u}(t) + Ku(t) + \Theta V_p(t) = F(t), \quad (2.19)$$

$$-\Theta\dot{u}(t) + C_p\dot{V}_p(t) = -I(t). \quad (2.20)$$

Güç üreticine bağlanan bir AC-DC hasat devresinde, $I(t)$ akımının doğrultulan V_c gerilimi ile olan ilişkisini aşağıdaki denklemlerle açıklayabiliriz.

$$I(t) = \begin{cases} C_e V_c(t) + \frac{V_c}{R}, & \text{Eğer } V_p = V_c \text{ ise,} \\ -C_e V_c(t) - \frac{V_c}{R}, & \text{Eğer } V_p = -V_c \text{ ise,} \\ 0, & \text{Eğer } |V_p| < V_c \text{ ise,} \end{cases} \quad (2.21)$$



Şekil 2.6. AC-DC Enerji Hasadı Devresi

Titreşim uygulanan bir kütleye doğrudan uygulanan periyodik bir kuvvet aşağıdaki denklemlerle ifade edilir.

$$F(t) = F_0 \sin \omega t \quad (2.22)$$

Burada F_0 titreşim genliğini ve ω ise, açısal frekansını (rad/s) verir. Titreşime dayalı enerji hasadı devrelerinde $F(t)$ kaynağı, Şekil 2.6'da görüldüğü gibi

$$u(t)=u_0 \sin(\omega t-\theta) \quad V_p(t)= g(\omega t -\theta) \quad (2.23)$$

$$\int_a^b I(t)dt = \frac{T V_c}{2 R} \quad (2.24)$$

$$\int_a^b C_e V_c(t)dt = 0 \quad (2.25)$$

$$-2\theta u_0 + 2C_p V_c = \frac{T V_c}{2 R} \quad (2.26)$$

$$V_c = \frac{\omega \theta R}{\omega C_p R + \frac{\pi}{2}} u_0 \quad (2.27)$$

$$P = \frac{V_c^2}{R} = \frac{\omega^2 \theta^2 R}{\left(\omega C_p R + \frac{\pi}{2}\right)^2} u_0^2 \quad (2.28)$$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad k_e^2 = \frac{\theta^2}{K C_p} \quad \zeta = \frac{\eta}{2\sqrt{KM}} \quad \Omega = \frac{\omega}{\omega_n} \quad r = C_p \omega_n R \quad (2.29)$$

Burada;

ω_n : Doğal frekans

k_e : Alternatif elektromekanik bağlaşım katsayısı

ζ : sönümleme katsayısı

r : Normalize frekans

Son olarak açık ve kısa devrenin rezonans değerleri de aşağıdaki gibidir.

$$\Omega_{sc} = 1 \quad \Omega_{oc} = \sqrt{1 + k_e^2} \quad (2.30)$$

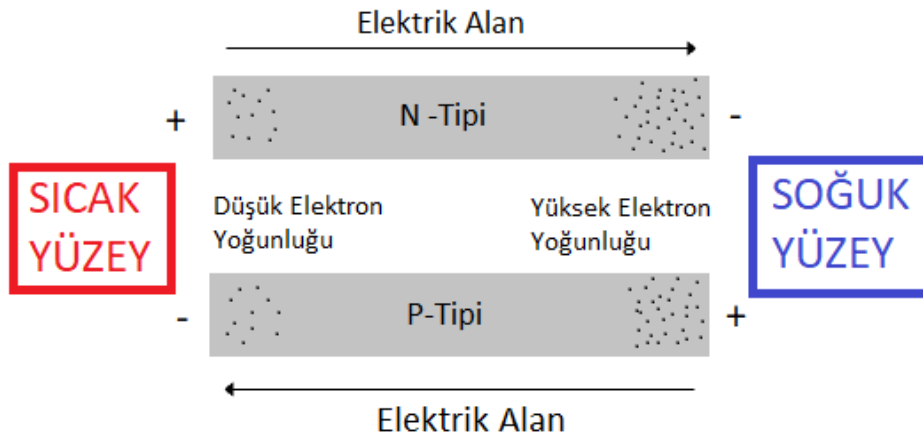
Kısa devre (sc) ve açık devre (oc) frekans oranlarıdır.

2.2. Termoelektriğin Temelleri

1821-1823 yılları arasında Thomas Johann Seebeck iki farklı metal içeren bir devrenin farklı sıcaklıktaki bir pusula mıknatısını bozduğunu keşfetmesi ile termoelektriğin temelleri atılmıştır. Thomas Seebeck, başlangıçta bunun sıcaklık farkından dolayı oluşan manyetizmadan kaynaklandığını düşünse de kısa bir süre sonra Ampere Yasası'na göre mıknatısın saptırdığı bir elektrik akımının indüklediğini tespit etmiştir.

Termoelektrikte, ısı-elektrik dönüşümlerinde 3 farklı etki vardır. Bunlar; Seebeck, Peltier ve Thomson etkileridir.

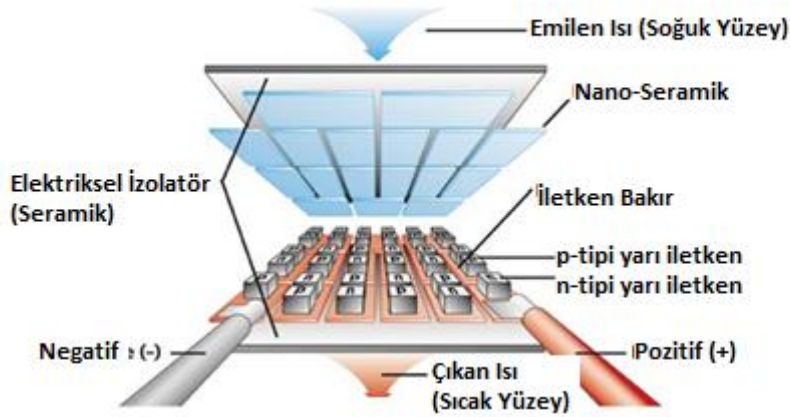
Bir N-tipi veya P-tipi yarı-iletken uzun bir çubuğun bir tarafı ısıtıldığında, elektronlar sıcak tarafta daha düşük yoğunluğa sahip olurlar ve daha hızlı hareket ederler. Bu da elektronların soğuk tarafa doğru hareket etmesine neden olur. Bu hareket ise, çubuk boyunca bir elektrik alanı oluşturur. Buna "Seebeck Etkisi" denir.



Şekil 2.7. Seebeck Etkisi

1834 yılında Charles Peltier tarafından Thomas Seebeck 'in yaptığı çalışmaların yani Seebeck etkisinin tersi şeklinde elektrik akımını metallere uygulamıştır. Ve sonucunda metallerin birinin ısınırken diğerinin soğuduğunu keşfetmiştir. Bu ise literatürde "Peltier Etkisi" olarak tanımlanmaktadır. Diğer bir deyişle, termoelektrik etkinin tek yönlü olmadığını ortaya koymuştur. Isınma ise, uygulanan elektrik akımının yönüne ve metallerin elektriksel dirençlerine bağlıdır.

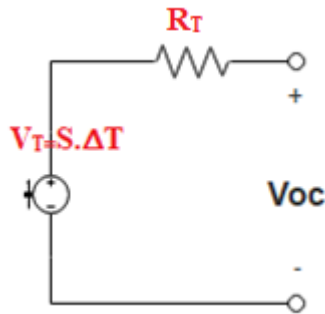
Yaklaşık 20 yıl sonra 1851 yılında W. Thomson adında bir bilim adamı tarafından termoelektrik etkilerin üçüncüsü keşfedilmiştir. Bu etki ise, homojen bir iletken uçlarının farklı sıcaklıklara maruz kaldığı durumda akım yönü ile bağlantılı olarak enerjinin iletken üzerinde soğurulması ya da absorbe olmasıdır. Ve de "Thomson Etkisi" olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 2.8. Termoelektrik malzemelerin iç yapısı

Tipik termoelektrik jeneratörleri, birbirine seri olarak bağlanan p ve n tipi malzemelerden oluşur ve kenarlarına uygulanan farklı sıcaklıklar sonrasında elektronların zıt yönlerde hareket etmesi ile voltaj farkı oluşturur. Voltaj sürekliliği, stabil sıcaklık farklarını gerektirir.

2.2.1. Termoelektrik malzemelerin güç hesabı



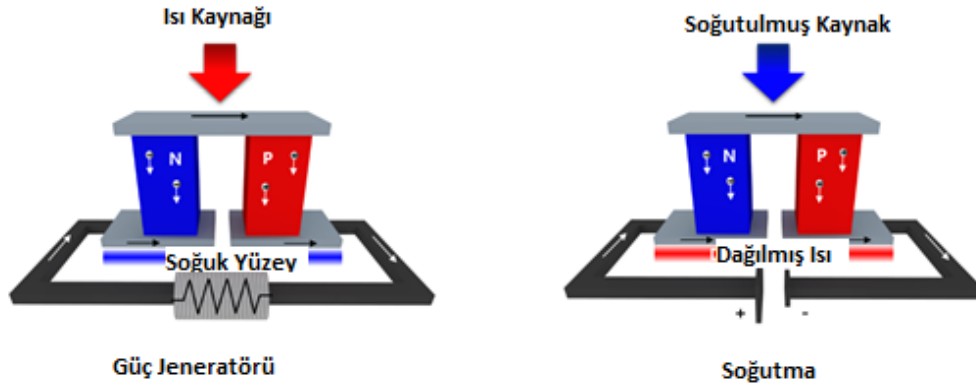
Şekil 2.9. Termoelektrik jeneratörlerinin eşdeğer devresi

Termoelektrik jeneratörleri Şekil 2.16'da görüldüğü gibi bir dirençle seri olarak bağlanan voltaj kaynağı olarak modellenirler ve üretilen açık devre çıkış voltajı (V_T),

$$V_T = S \cdot \Delta T$$

Eşittir.

Burada S, Seebeck sabiti ve ΔT , TEG'ler arasındaki sıcaklık farkıdır. Seebeck sabiti aynı zamanda α olarak da gösterilir.



Şekil 2.10. Termoelektrik Jeneratörlerinin çalışma prensibi

Termoelektrik jeneratörlerinde maksimum verimlilik, yük ile iç rezistansın birbirine yaklaşık olarak eşit olmasıyla sağlanır. Çünkü maksimum güç yükten kazanılır.

$$V = S \cdot \Delta T - I R_{TE} \quad (2.31)$$

S: Seebeck sabiti

ΔT : TEG'ler arasındaki sıcaklık farkı

I: Akım

R_{TE} : Termoelektrik jeneratörü direnci

Öte yandan, termoelektrik materyallerin dirençleri uzunluklarına ve yüzey alanlarına bağlıdır.

$$R_i = \rho_i \frac{l}{A_i} \quad (2.32)$$

Burada R_i , i elementinin rezistansı, ρ_i , elektriksel özdirenç, l uzunluk ve A_i ise, i elementinin yüzey alanıdır.

$$K_i = K_i \frac{A_i}{l} \quad (2.33)$$

Burada K_i , i elementinin termal iletkenliği, l uzunluk ve A_i ise, i elementinin yüzey alanıdır. Bunlara göre, termoelektrik jeneratörünün çıkış gücü aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$P = \frac{V^2}{R} = \frac{(S \cdot \Delta T)^2}{\rho \frac{l}{A_{TE}}} = \Delta T^2 \cdot \frac{S^2}{\rho} \cdot \frac{A_{TE}}{l} \quad (2.34)$$

Termoelektrik jeneratörlerinin maksimum verimlilik hesabı ise, aşağıda verilmiştir.

$$\eta_{max} = \frac{\Delta T}{T_h} \frac{\sqrt{1+ZT}-1}{\sqrt{1+ZT}+1} \quad (2.35)$$

$$ZT = \frac{S^2 T \sigma}{K} \quad (2.36)$$

S: Seebeck katsayısı

T: Mutlak sıcaklık

σ : Elektriksel İletkenlik

K:Termal iletkenlik

ZT, literatürde “Figure of merit” olarak adlandırılan, termoelektrik elemanların özellikleri ölçümlemeye yarayan boyutsuz bir parametredir. ZT değeri, sıcaklık farkı, elektriksel iletkenlik ve Seebeck katsayısının karesi ile orantılı ve termal iletkenlik ile ters orantılıdır.

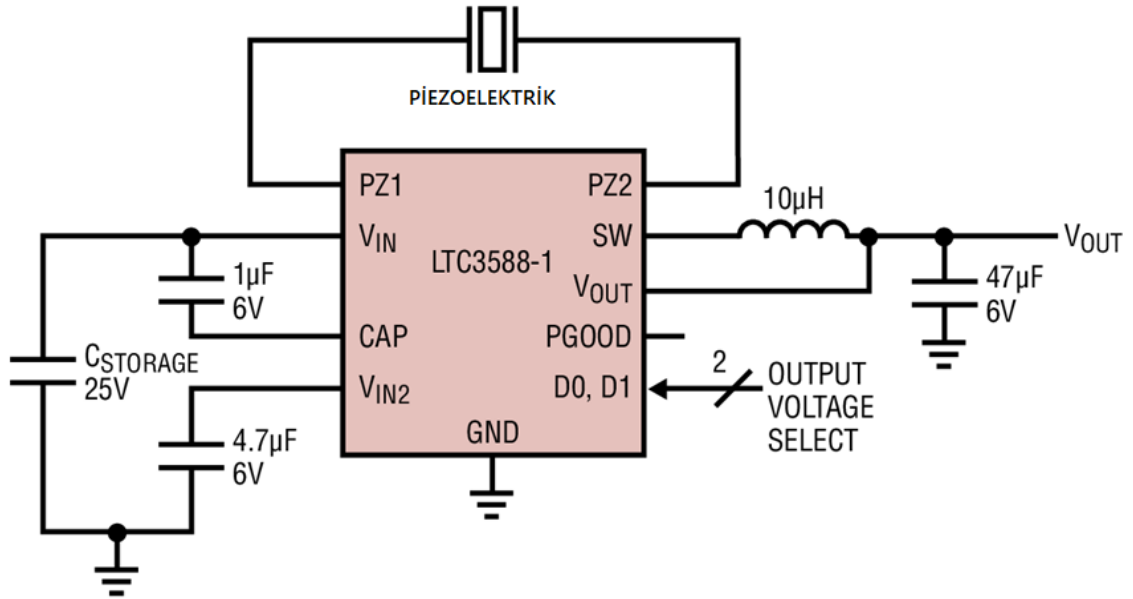
modülü ayarlanabilir dört farklı 1,8 V 2,5 V, 3,3 V ve 3,6 V olmak üzere çıkış gerilimleri mevcuttur. Çıkış voltaj değerleri Çizelge 3.1.'deki gibi modül üzerinde bulunan D1 ve D0 üzerinde proses ederek ayarlanabilmektedir.

Çizelge 3.1. Devre Çıkış Voltajı Seçimi

D1	D0	Vout	Vout Akım Değeri (Ivout)
0	0	1.8 V	44 nA
0	1	2.5 V	62 nA
1	0	3.3 V	81 nA
1	1	3.6 V	89 nA

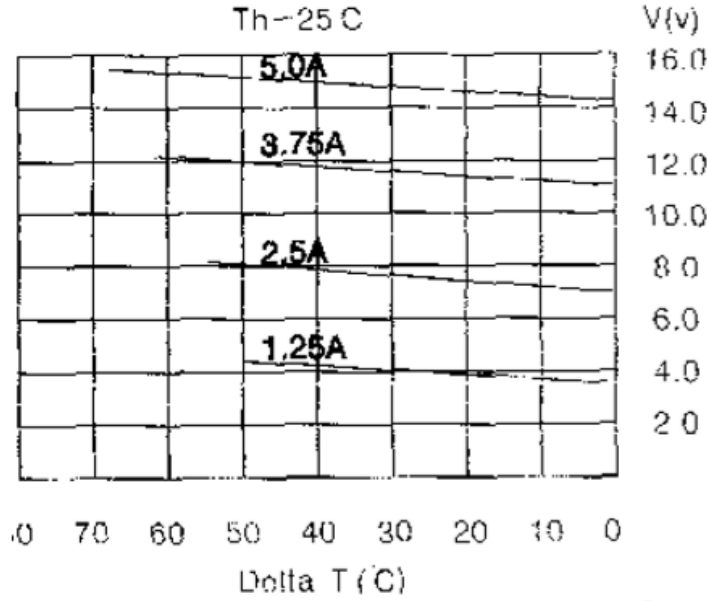
Projemizde ise, D1 ve D0 1 konumunda olmak ve Vout 3.6V olarak ayarlanmıştır.

Çıkış akım ve gerilim değerleri karar verildikten sonra hasat modülünün temel yapısı aşağıdaki gibidir.



Şekil 3.2. LTC 3588 ile tasarlanmış piezoelektrik enerji hasadı devresi

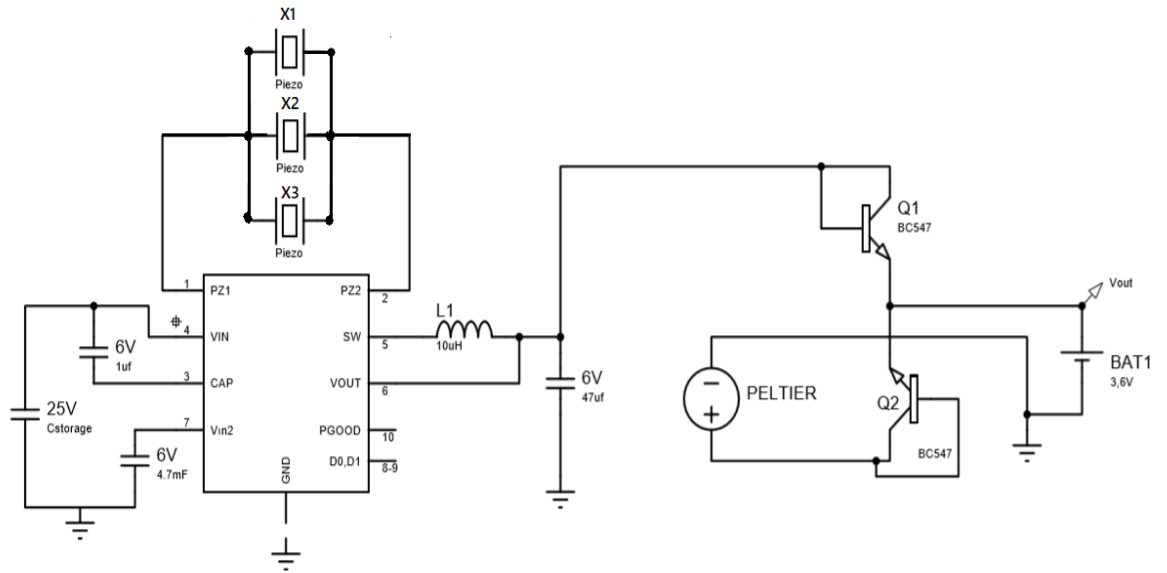
Isı tabanlı hasat devresinde ise, 40 x 40 x 0.4 mm'lik 3 adet TEC1-12705 kullanılmıştır. Materyal spesifikasyonlarına baktığımızda bize sıcak tarafı 25°C sıcaklıkta maksimum 66 °C sıcaklık farkı oluşturduğu (Delta Tmax), 5.3 A maksimum akım değeri ve 14.2 volt maksimum voltaj değeri verebilmektedir. 138°C'ye kadar dayanıklı bu materyal %2 hata oranı ile sonuç verebilmektedir.



Şekil 3.3. TEC1-12705 sıcaklık grafiği

Vücut sıcaklığını baz aldığımızda, Şekil 3.3'te belirtilen grafikte uygulanan gerilime göre sıcaklık farkı sonucu çıkış akım değerini göstermektedir.

Peltier'in ana devreye entegrasyonu Şekil 3.4'teki devre şemasında verilmiştir.

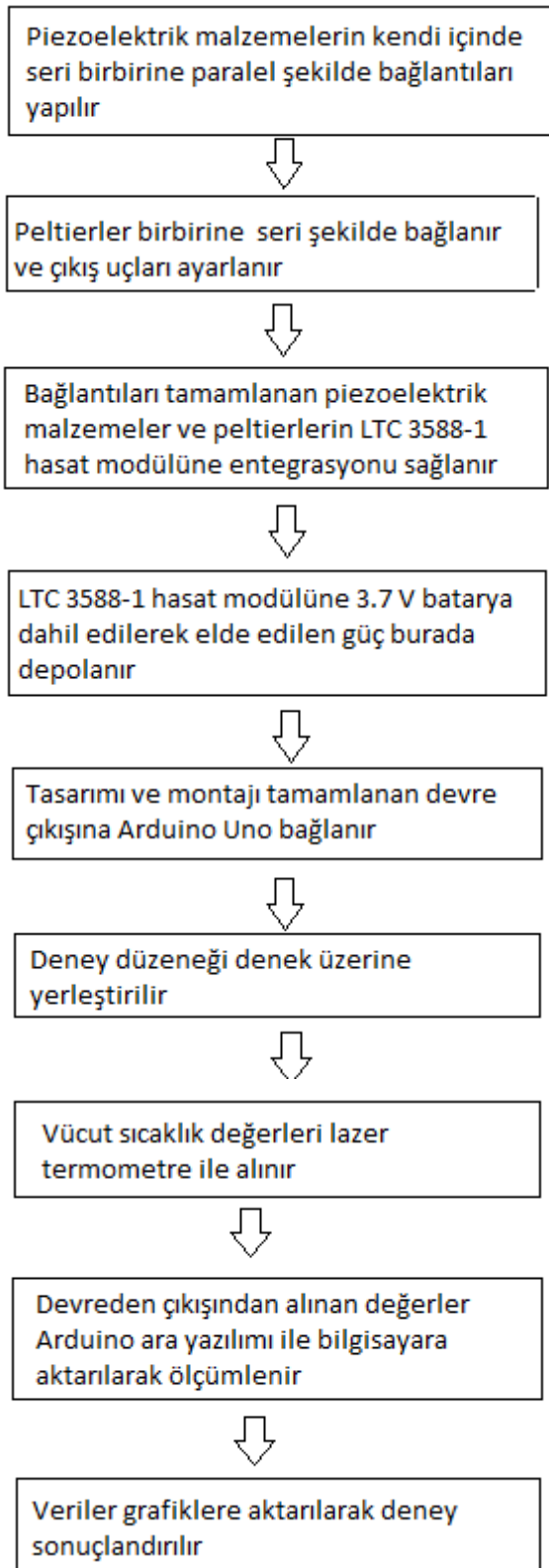


Şekil 3.4. Hibrit Piezoelektrik Enerjisi Hasadı Devre Şeması

Temelde tasarlanan enerji hasadı devre şematığı Şekil 3.4'teki gibidir. Buna göre, klasik bir enerji hasadı devresindeki gibi piezoelektrik malzemeden hasat edilen enerji LTC 3588-1 enerji hasat modülü ile birlikte devrede bulunan 6 adet piezoelektrik malzeme kendi içerisinde seri bağlı 2'li grup olmak üzere birbirine paralel bağlı 3 grup piezoelektrik malzemeden gerekli çıkış voltajını elde etmekteyiz. Ayrıca, piezoelektrik

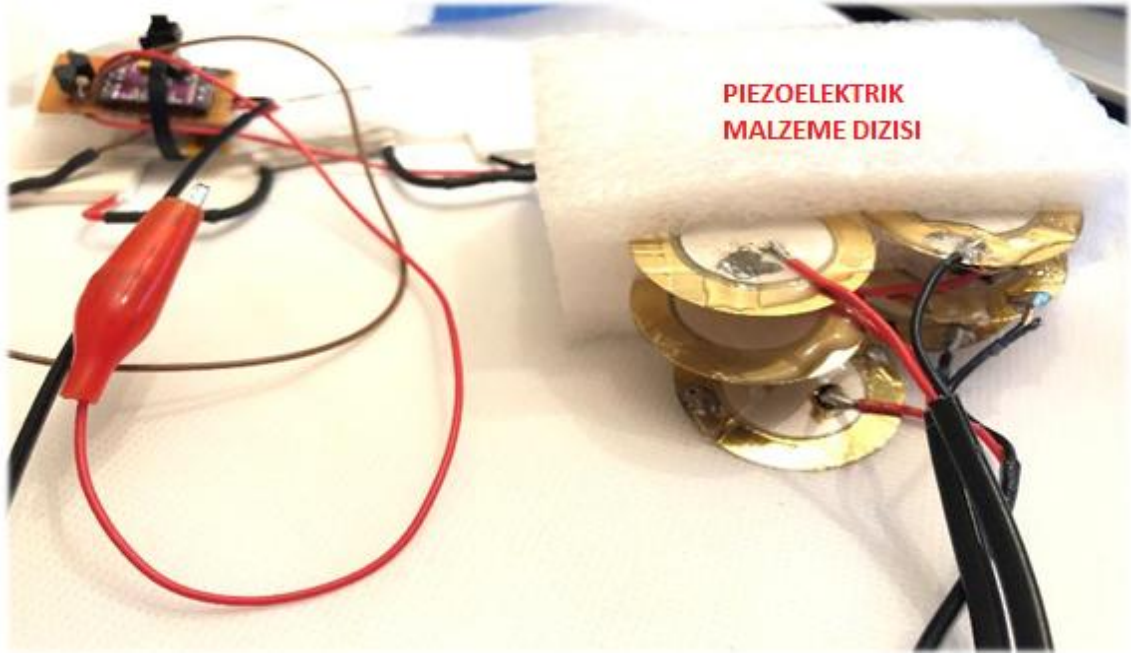
malzemeden aldığımız gerilim ısı tabanlı peltier malzememize giriş voltajı olarak kullanılmakta ve uygulanan gerilim ile sıcaklık farkı oluşturmak hedeflenmektedir. Ayrıca devrede bulunan 2 adet BC 547 transistör ile enerji hasat devresinin bataryayı beslerken aynı zamanda bataryadan devreye herhangi bir gücün gitmemesi sağlanmıştır.

Öte yandan, tasarlanan devreden hasat edilen gücün görüntülenebilmesi ve veri analizlerini yapabilmesi için devre Arduino Uno ile entegre edilmiş, verilerin bilgisayar üzerinden alınabilmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.5. Proses Algoritması

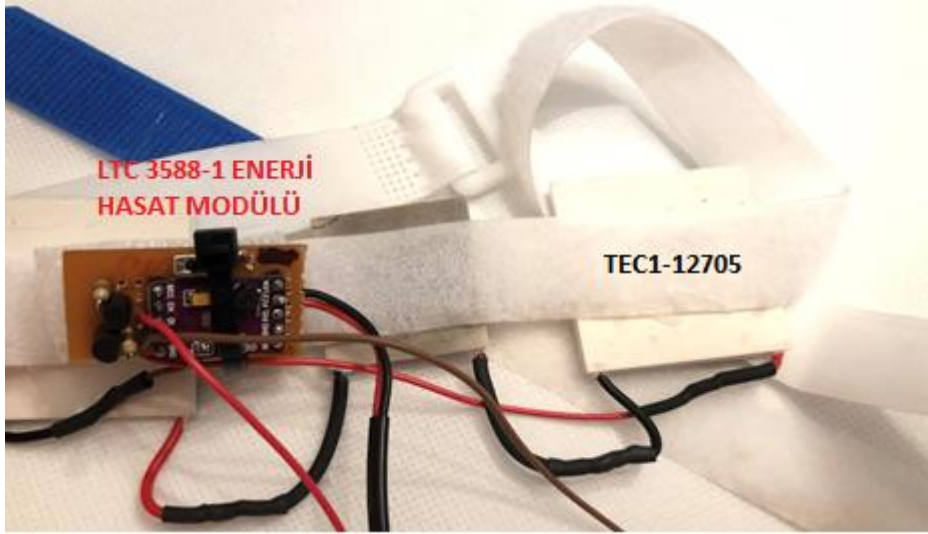
3.2. Çalışmada İzlenilen Yol



Şekil 3.6. Test düzeneğinde kullanılan piezoelektrik malzeme dizisi

Şekil 3.6.'da da görüldüğü üzere piezoelektrik malzeme seramiklerinin çok hassas olması sebebiyle yumuşak malzeme içerisine kendi içlerinde seri ve grup olarak birbirine paralel bağlanarak dizi haline getirilmiştir.

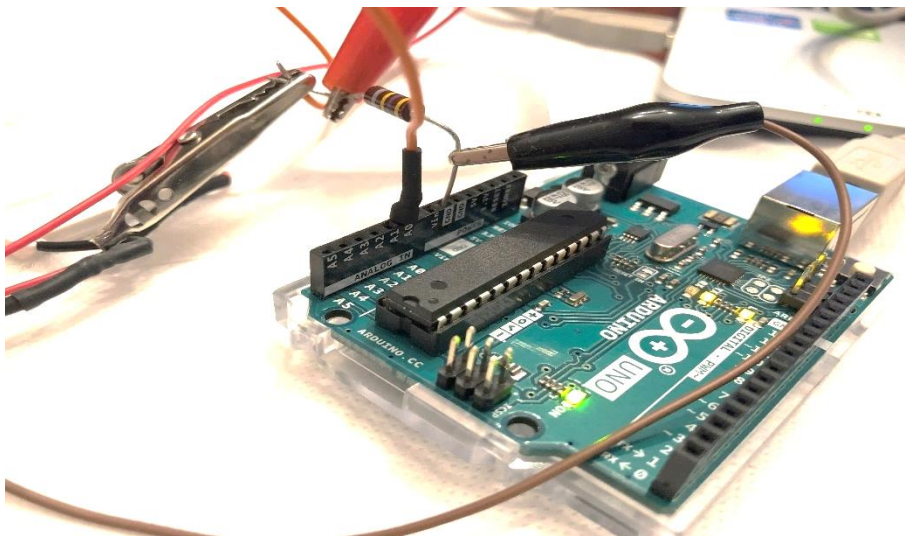
Yumuşak malzeme arasına konulmasının sebebi ise, noktasal uygulanan basınç sonucu kırılan seramiklerin bu yöntemle daha az kırılmasıdır. Aksi halde anlık yüksek basınca dayanamayan piezoelektrik materyaller kırılmakta ve çalışmaz hale gelmektedir. Bu yöntem ile bölgesel ve anlık uygulanan basınç yüzeye daha seviyeli dağılmakta ve farklı ayakkabı içi, diz kapağı arkası ve avuç içi gibi bölgelere kolayca adapte edilebilmektedir. Kullanıcı ergonomisi açısından da oldukça verimli olduğu deney sırasında gözlemlenmiştir.



Şekil 3.7. Test düzeneğine kullanılan peltierlerin entegrasyonu

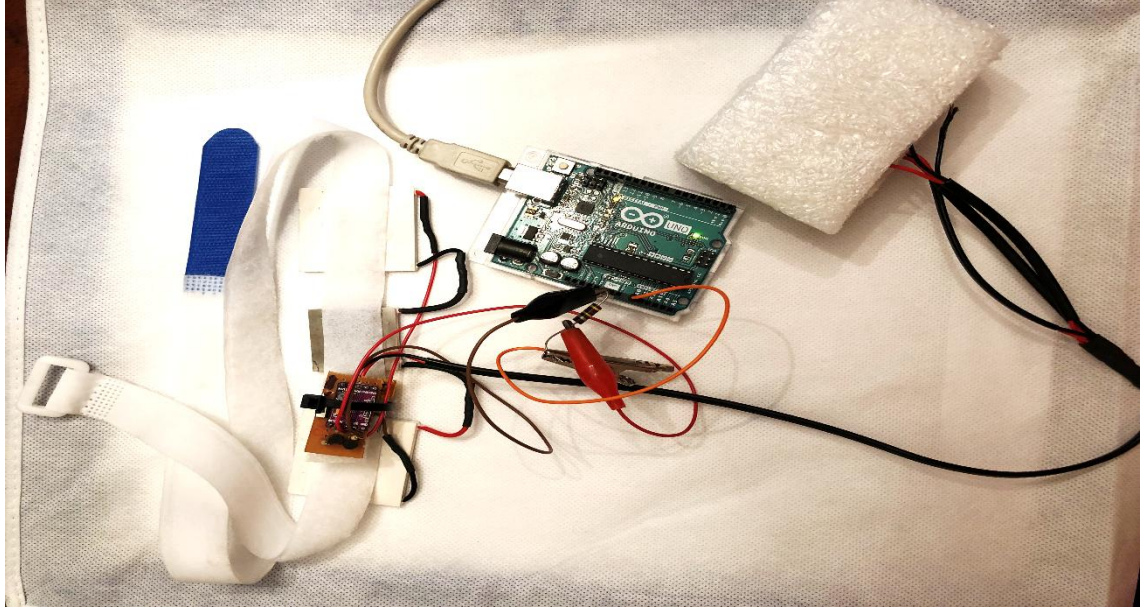
Bir diğer proses adımımız ise, peltierlerin birbirine seri şekilde bağlanarak giyilebilir olabilmesi için çift taraflı cırtlı tekstil kumaş üzerine yapıştırılmıştır. Bilindiği üzere peltierlerin yapısı gereği bir yüzeyleri sıcakken diğer yüzeyleri ise soğuktur. Düzeneğin montaj edileceği platformun bu kuralı göz önünde bulundurularak seçilmesi ve akabinde bu yönde bir montaj işlemi yapılması gerekmektedir. Seçilen tekstil kumaş için peltier yönleri sıcak tarafının insan vücuduyla temas edip soğuk yüzeyinin ise, hareket sırasında hava akımını karşılayacak soğuk yüzeyde olmasının mümkün olması dolayısıyla Şekil 3.7’de görüldüğü gibi düzenek hazırlanmıştır.

Ve son olarak enerji hasat devresinin çıkış voltaj değerlerini görebilmek için Arduino Uno kullanılmış ve böylelikle voltaj değerleri anlık olarak PC üzerinden ölçümlenebilmiştir.

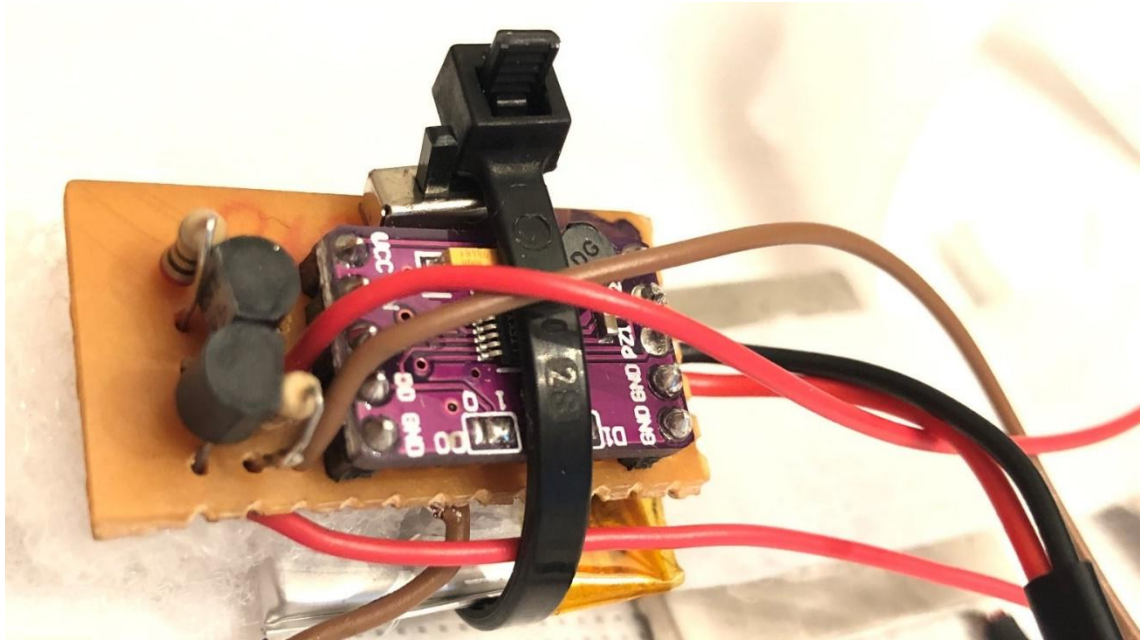


Şekil 3.8. Test düzeneğine Arduino Uno entegrasyonu

Gerekli montaj adımlarının tamamlanmasının akabinde enerji hasat modülü Şekil 3.9'daki gibi tamamlanmış ve giyilebilir hale getirilmiştir. Akabinde bu hasat devresi denek üzerine montajlanarak vücudun çeşitli yerlerinden ve farklı hareketlerde olmak üzere değerler alınmıştır.



Şekil 3.9. Montaj adımları tamamlanan test düzeneği



Şekil 3.10. LTC 3588-1 enerji hasat modülü modifikasyonu

Hasat modülü, elde edilen çıkış gerilimini 2 adet BC 247 transistör yardımıyla diyotlara göre daha az kayıpla 3.7 V bataryaya güç depolayacak şekilde tasarlandı.


```

sketch_oct23a | Arduino 1.8.5
Dosya Düzenle Taslak Araçlar Yardım

unsigned long int milli_time; //variable to hold the time
float gerilim; //variable to hold the voltage form A0
void setup() {
  Serial.begin(115200); //Fastest baudrate
  Serial.println("CLEARDATA"); //This string is defined as a
  // command for the Excel VBA
  // to clear all the rows and columns
  Serial.println("LABEL,Computer Time,Süre (Milisaniye.),mVolt,Volt");
  //LABEL command creates label for
  // columns in the first row with bold font
}

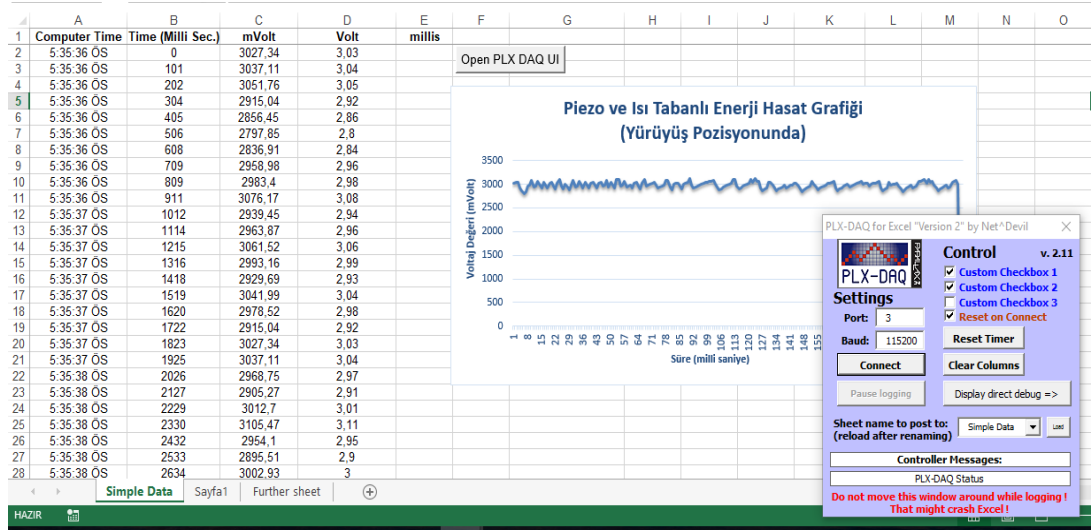
void loop()
{
  milli_time = millis();
  gerilim = 5 * analogRead(A0) / 1024.0;
  Serial.print("DATA,TIME,");
  Serial.print(milli_time);
  Serial.print(",");
  Serial.print(voltage*1000);
  Serial.print(",");
  Serial.println(gerilim);

  delay(100); //Take samples every one second
}

```

Şekil 3.11. Arduino serial port ekranında kod yazımı

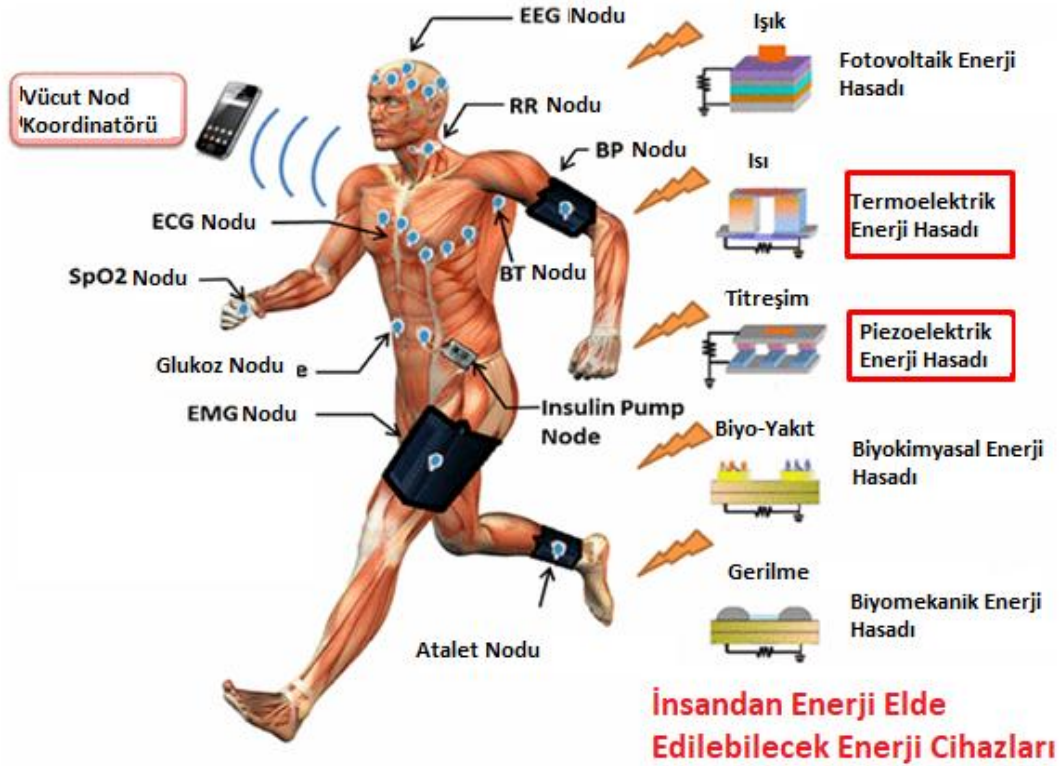
Bilindiği üzere Arduino Uno kartları 0'dan başlayıp 13'e kadar olmak üzere toplamda 14 adet dijital pime sahiptirler. Bu pimlerden dijital 0 (**RX**) ve dijital 1 (**TX**) pimleri seri port için diğer bir deyişle bilgisayarımız ile devremizin arasındaki bağlantı için ayrılmıştır. Bu haberleşme aynı zamanda USB kablo ile de sağlanabilmektedir. Mevcut deney düzeneğimizde bu bağlantı USB kablosu ile sağlanmıştır. Bilgisayarımız ve kartımız arasındaki bağlantıyı sağladıktan sonra bu verilerin bir kod yardımıyla işlenerek excele veri halinde gelmesini sağlamak için Arduino'nun kendi programını indirerek verinin hangi porttan alınacağı, hangi hızda işleneceği ya da varsa farklı parametrelerin tanımlanabileceği bir kod yazmak gereklidir. Mevcut düzeneğimizden voltaj değerlerimizin görüntülenebilmesi için Şekil 3.11'deki gibi serial port ekranında kod yazımı yapıldı. Bilgisayarımız ile kart haberleşme hızımız 115200 olarak belirlendi. Akabinde serial port ekranında anlık verilerin doğruluğundan emin olduktan sonra verilerin excele aktarılması gerçekleştirildi. Bunun için Şekil 3.12'deki PLX programı kullanılarak gerekli grafikleme ve veri analizi yapıldı.



Şekil 3.12. Verilerin PLX dosyası kullanılarak excele aktarılması

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Alternatif enerji kaynağı olarak literatüre geçen insan vücudunun belirli noktalarından elde edilen çeşitli enerjileri hasat edebilmek için kullanılan cihazlar mevcuttur. Bunlara örnek olarak fotovoltaik, termoelektrik, piezoelektrik, biyokimyasal, biyomekanik enerji hasat ediciler verilebilirler.



Şekil 4.1. İnsan vücudundan elde edilebilecek enerji hasat cihazları

Çalışmamızda ise, vücutta taşınabilen elektronik cihazların ihtiyaç duyduğu gücün piezoelektrik ve termoelektrik teknolojisi kullanılarak vücuttan elde edilmesi planlanmış ve bu amaçla da hibrit piezoelektrik enerji dönüşüm devre ve mekanizmaları oluşturulmuştur.

Bu enerji dönüşüm devresi için, piezoelektrik malzemeden elde edilecek enerjinin Şekil 4,1’de görüldüğü gibi vücudun hem titreşim hem basınç hem de ısısından yararlanılabileceği ortak lokasyonda olan diz kapağının arka kısmı, ayak bileği ve koldan elde edilecek enerji ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmalar ilk olarak, deney düzeneğini insan vücuduna entegre etmeden önce peltier malzemelerden bir tanesini referans alacak şekilde sıcaklık ölçümünün yapılmasıyla başlamıştır. İnsan vücuduna yerleştirilmeden önce sıcak ve soğuk yüzey 28.1°C ve 28.3 °C olarak ölçümlenmiştir. Akabinde deney düzeneği insan vücuduna

entegre edildikten sonra sıcaklığın yaklaşık olarak 27 °C olduğu ortamda 15 dakika, 30 dakika ve 45 dakika süre ile deneğin oturma pozisyonunda bulunması sağlanmıştır. Belirlenen frekans aralıklarında ise, referans alınan peltier üzerinden alınan ölçümler Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Belirli frekans aralıklarında peltier üzerinden alınan sıcaklık değerleri

Süre (dk)	Ortam sıcaklığı (°C)	Vücut Sıcaklığı (°C)	Peltier Soğuk Yüzey Sıcaklığı (°C)	Sıcaklık Farkı (Δt)
0	27,1	29,8	29	0,8
15	27,6	30,1	29	1,1
30	28,2	29,7	29,3	0,4
45	27,8	30,6	29,6	1



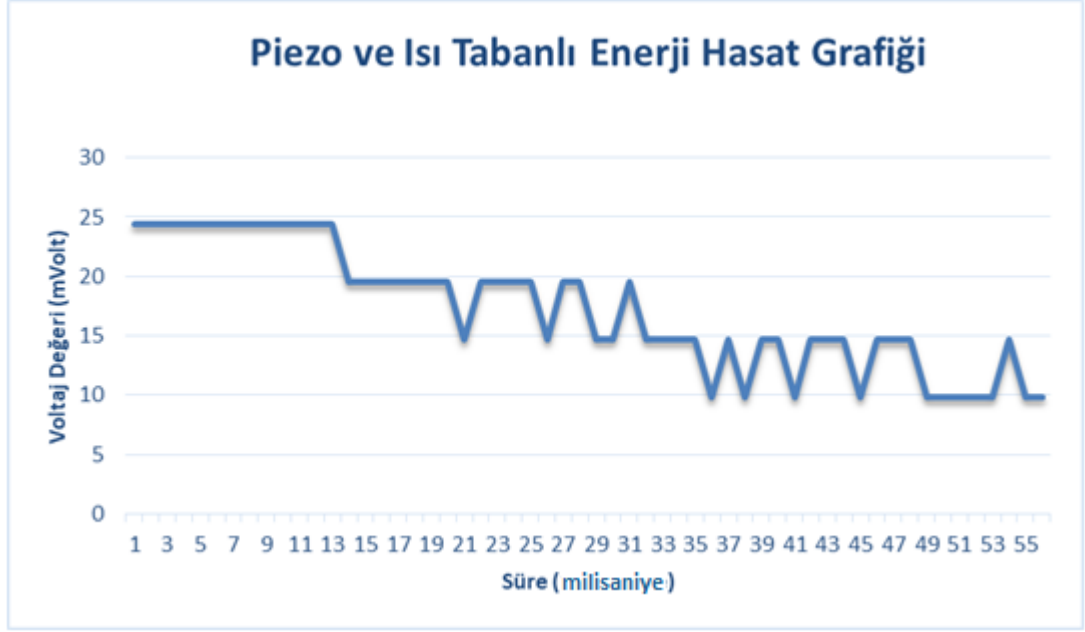
(a)

(b)

Şekil 4.2. a) İnsan vücut sıcaklığının lazer termometre ile ölçülmesi

b) Referans peltier malzemenin sıcaklığının lazer termometre ile ölçülmesi

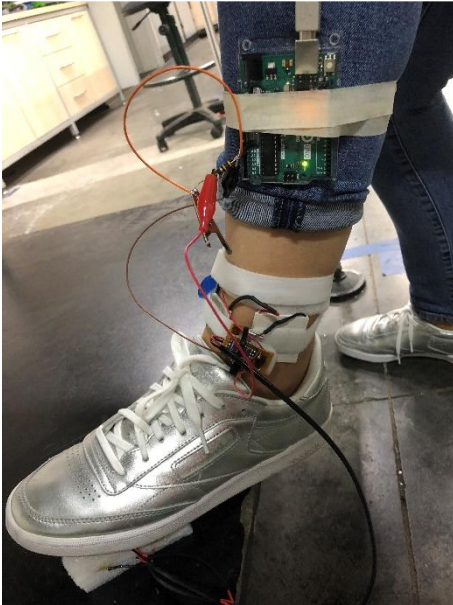
Belirli frekans aralıklarında alınan ölçümler sonucu insan vücuduna entegre edilen peltier malzemedan ancak Çizelge 4.1’deki gibi 1°C kadar sıcaklık farkı oluşturulabildiği tespit edilmiştir. Bu sıcaklık farkının oluşturduğu gerilimin zamana bağlı değişimi ise, aşağıdaki belirtilen Şekil 4.3’teki gibidir.



Şekil 4.3. Oturma Pozisyonunda Piezo ve Isı Tabanlı Enerji Hasat Grafiği

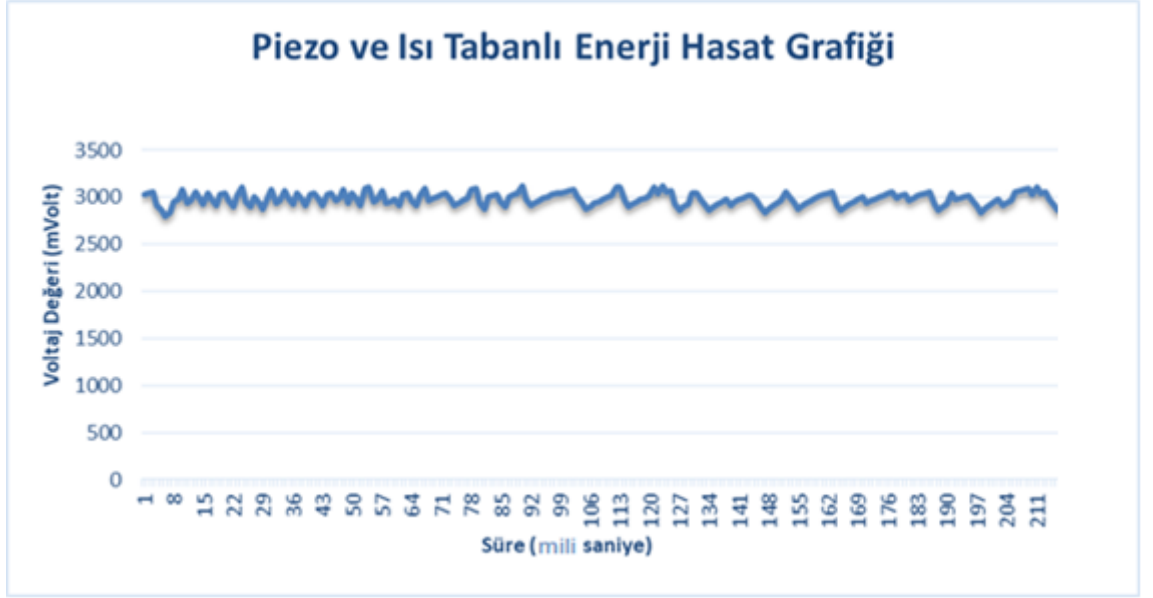
Oturma pozisyonunda yalnızca vücut ısısından elde ettiğimiz enerjinin oldukça verimsiz olması sebebiyle peltier malzemenin birkaç veri için aynı yerde sabitlenmesi ve piezoelektrik malzemenin farklı şekillerde uygulanması sağlanmıştır.

İlk olarak, piezoelektrik malzemeler seramiklerinin korunması amacıyla yumuşak bir malzeme aralarına sabitlenmiş ve ayakkabının altına konacak şekilde ayarlanmıştır. Seri koşullarda ayakkabıların içerisine ya da çorap tabanlarına uygulanan şekilleriyle karşımıza çıkmaktadır. Deneysel olarak açıklanabilmesi ve uygulamanın daha net anlaşılması için ölçüm düzeneği Şekil 4.4'te verilmiştir.



Şekil 4.4. Oturma Pozisyonunda Test Düzeneği Görüntüsü

Yürüyüş pozisyonunda piezo ve ısı tabanlı enerji hasat ölçümüne ait voltaj zaman grafiği Şekil 4.5'te sunulmuştur.



Şekil 4.5. Yürüyüş Pozisyonunda Piezo ve Isı Tabanlı Enerji Hasat Grafiği

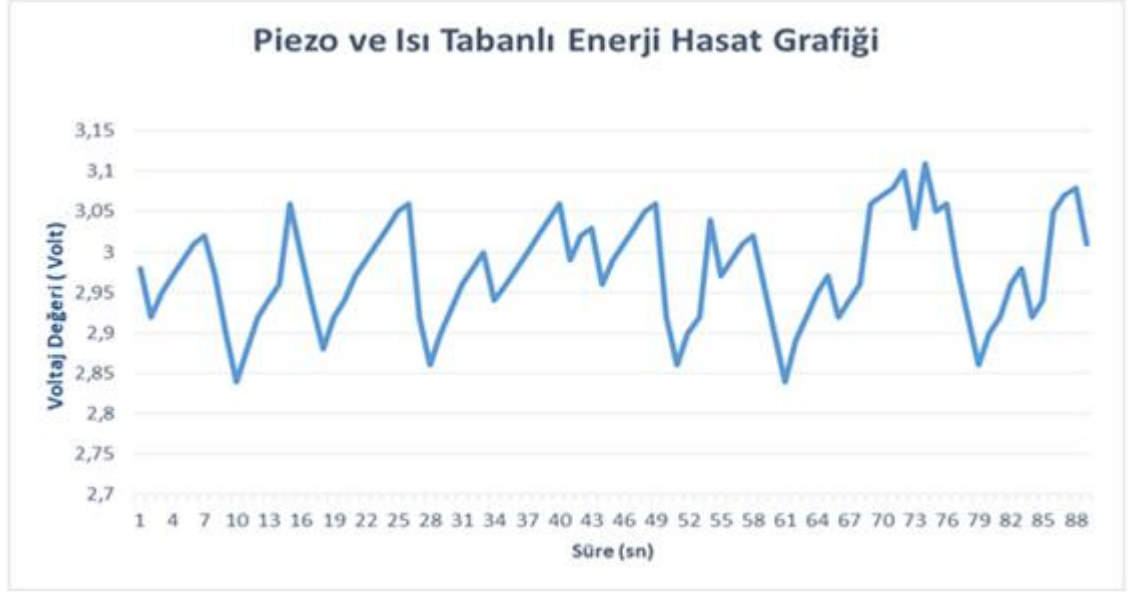
Yürüyüş anında bir adımda denek üzerinden ölçümlenen 0-225 milli saniye aralığında çıkış voltaj değeri yaklaşık olarak 3000 mV (3V) olarak ölçümlenmiştir.

Diğer bir test noktası ise, çömelme hareketi yapan bir insanın diz kapağının arka bölgesine yerleştirilen piezo modülüdür. Burada sıkışan ve basınca maruz kalan piezo malzemelerin çıkış gerilimlerinin ölçüm düzeneği Şekil 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.6. Sıkıştırılan ve Çömelme Hareketi Yapan Denek Üzerinde Test Düzeneği

Şekil 4.6’da görülen ölçüm düzeneğine ile elde edilen diz kapağı arkasında uygulanmış hibrit enerji hasat grafiği, Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7. Diz kapağının arkasına uygulanmış hibrit enerji hasat grafiği

Burada görüldüğü üzere çömelme hareketi sırasında iniş pozisyonunda basınca maruz kalan piezo dizileri ile birlikte 3,1 volta kadar çıkış gerilimleri gözlenmiştir. Kalkış pozisyonunda ise, özellikle LTC 3588-1 enerji hasat modülünün içerisinde bulunan kapasitörlerden dolayı lineer bir düşüş yerine kademe kademe azalan voltaj değerleri gözlemlenmiştir.

Kalkıştan sonra ayakta stabil halde duran deney düzeneğine ise, Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8. Ayakta Stabil Pozisyonda Duran Denek Üzerinde Test Düzenegi Görüntüsü

Şekil 4.8’de görülen test düzeneginin stabil baldır kasları üzerine sabitlenmesi sonrası alınan değerler sonucu Şekil 4.9’da görülen grafik elde edilmiştir. Grafikte kişi bulunduğu pozisyondan düzenekle birlikte 10 m kadar yürümüş ve akabinde resimlenen sabit konumuna ulaşmıştır. Bununla birlikte vücut ısısından alınan enerjinin ya da sabit konumda yalnızca kas kasılmalarından elde edilen enerjinin kurulan test düzenegi ile verimli olmadığı ve ölçülemediği gözlemlenmiştir. 25 mV’tan başlayan voltaj değerleri zamanla azalarak 0 V’lara kadar inmiştir.



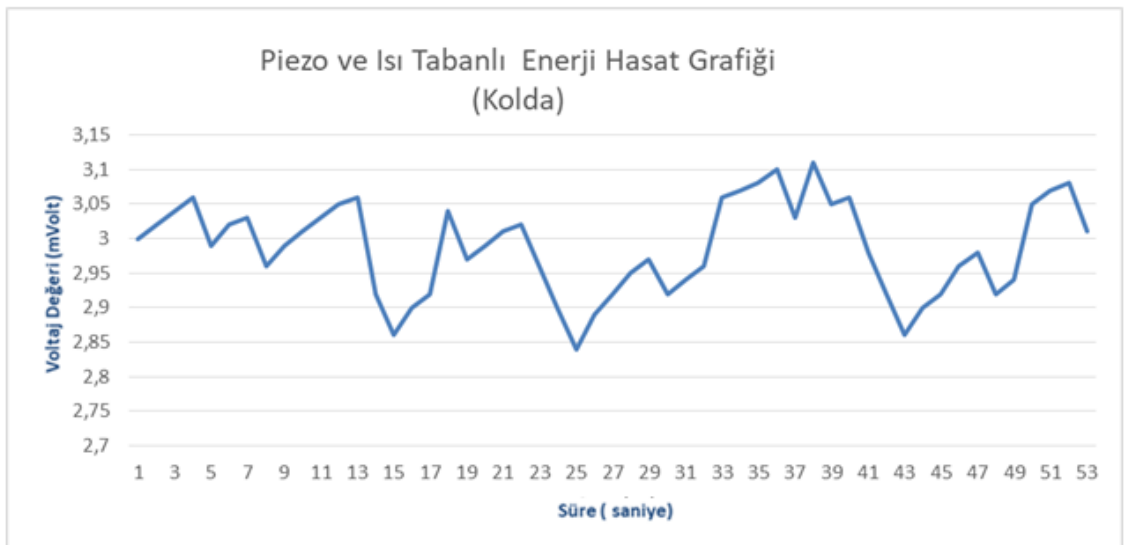
Şekil 4.9. Ayaktaki denek diz kapağı arkasına uygulanmış hibrit enerji hasat grafiği



Şekil 4.10. Kol üzerine Uygulanan Test Düzenegi Görüntüsü

Son olarak kol üzerine uygulanan test düzenegi, ısıdan elde edilecek enerjiyi koldan piezodan elde edilecek enerjiyi ise el ile basınç uygulayacak şekilde gerçekleştirildi. Basınç yüzeyinin azalması ve periyodik sıkıştırma hareketleri sebebiyle max. Çıkış voltajı 3.6 volta ayarlanan LTC 3588-1 hasat devresinde 3.12 V ‘a kadar voltaj değerleri gözlemlenmiştir.

Gözlemlenen voltaj değişimi Şekil 4.11’de sunulmuştur.



Şekil 4.11. Kol üzerine Uygulanan Hibrit Enerji Hasat Grafiği

Çizelge 4.2’de elektronik uygulamalar ve bu uygulamalara ait güç tüketimlerini yer almaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda mevcut çalışmamızda anlık olarak görüntülenen ve elde edilen yaklaşık 3 μW gücün günlük bazda bir çok uygulamanın ihtiyaç duyduğu enerjiyi karşılayabileceği görülmüştür.

Çizelge 4.2. Elektronik uygulamalar ve onlara ait güç tüketimleri

Elektronik Uygulamalar	Güç Tüketimleri
Kalp pili	15-50 μW
Tansiyon ölçüm cihazları	<10 μW
İşitme cihazları	1mW
MP3 oynatıcılar	80-150mW
Saat	10 μW
Akıllı telefonlar	820mW
WSN	100 μW

Termal ısı ve basınçtan elde edilmesi temeline dayanan çalışmada daha verimli peltier ve piezoların kullanılması, kullanılan peltier ve piezo malzeme sayılarının artırılması ya da insan vücudunda birden farklı yöntemlerle hibrit olarak tasarlanabilecek (elektromanyetik, fotovoltaiik, rüzgar enerjisi) sistemlerle birlikte elde edilen gücün artırılabilceği de gözlenmiştir.

5. SONUÇLAR

Tez çalışmasında vücutta taşınabilen düşük güçlü medikal cihazlar için, örneğin kulak ve kalp pili gibi ihtiyaç duyduğu gücü pil kullanmaksızın insan yaşamını sürdürdüğü süre içerisinde piezoelektrik ve termoelektrik enerji dönüşüm mekanizmasıyla vücuttan elde edilebileceği gösterilmiştir.

Çalışmada; diz kapağı arkasına uygulanan enerji hasadında 3.1 V'lara kadar çıkış voltajı gözlemlendiği ve bunun ise 2.75 μ W güce, ayak altına uygulanan hibrit enerji hasadından 3 V 'lara kadar çıkış voltajı gözlemlendiği ve bu ise 2.6 μ W güce, kola ve el basıncına maruz kalan enerji hasadında 3.12V'lara kadar çıkış voltajının gözlemlendiği ve bunun da 2.7 μ W güce karşılık geldiği görülmüştür. Çizelge 4.2'de yer alan elektronik uygulamalar ve bu uygulamalara ait güç tüketimlerinden görüldüğü üzere elde edilen yaklaşık 3 μ W gücün günlük bazda depolanması ile vücutta taşınabilen birçok cihazın güç ihtiyacını karşılayabileceği değerlendirilmiştir.

Son yıllarda medikal elektronik alanındaki gelişmeler bu cihazların gelecekte yaygınlaşacağı dikkate alındığında, vücuttan elde edilebilecek düşük güçlü enerji hasadının önem arz edeceği görülmektedir.

Bu tez çalışması ile vücutta taşınabilen medikal cihazlar için düşük güçlerde enerji üretilebileceği gösterilmiş olup, bu alanda yapılacak ileri çalışmalar için bir referans kaynak oluşturulmuştur. Ayrıca, vücudun farklı bölgelerine uygulanan test düzeneklerinde en uygun ve verimli bölgeler bacak arkası ve elle yapılabilecek baskı merkezlerinin olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda bu bölgeler için özel tasarlanabilecek kıyafet vb. ekipmanlar ve daha verimli devre komponentleri ile insan vücudundan enerji hasadı konusunda daha verimli uygulamalar gerçekleştirilebileceği değerlendirilmiştir.

Öte yandan, bundan sonra bu alanda yapılması ve geliştirilmesi gereken özellikle spor müsabakalarında ani kalp krizi nedeniyle hayatını kaybeden, kalp pillerinin düzenli aralıklarla değiştirilmemesi ve buna bağlı ölümlerin ortadan kaldırılması adına bu tip kendi kendini yenileyen sistemlere ihtiyaç bulunmaktadır. Vücudun farklı yerlerine uygulanacak farklı uygulamalar ile birlikte de elde edilen güç miktarı ayakaltına yerleştirilen uygulamalara benzer şekilde artırılabilir. Böylelikle insan sağlığını tehdit eden unsurların önceden incelenip gözlenebilmesi, önlemler alınabilmesi ve insan ömrünün uzatılabilmesi söz konusu olabilir.

6. KAYNAKLAR

- A.Sh.Kherbeet, Salleh, H., B.H.Salman, & Salim, M. (2015). Vibration-based Piezoelectric Micropower Generator for Power Plant Wireless Monitoring Application. *Sustainable Energy Technologies and Assessments* 11, 42-52.
- Becker, P., Hymon, E., Folkmer, B., & Manoli, Y. (2013). High Efficiency Piezoelectric Energy Harvester with Synchronized Switching Interface Circuit. *Sensors and Actuators A* 202, 155-161.
- Buric, M. K. (2006). Piezo-Electric Energy Harvesting for Wireless Sensor Networks. *WAMICON 2006*.
- Cheng, Q., Peng, Z., & Lin, J. (2015). Energy Harvesting from Human Motion for Wearable Devices. *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems(IEEE-NEMS 2015)*. Xi'an: IEEE.
- Demir, F. (2017, Şubat). Piezoelektrik Malzeme ile Rüzgardan Enerji Hasatı Doktora Tezi. Karabük.
- Edwards, B., C.Aw, K., P.Hu, A., & Tang, L. (2015). Hybrid Electromagnetic-Piezoelectric Transduction for a Frequency Up-Converted Energy Harvester. *2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. Busan: IEEE.
- G.M'boungui, K.Adendorff, R.Naidoo, A.A.Jimoh, & D.E.Okojie. (2015). A Hybrid Piezoelectric Micropower Generator for Use in Low Power Applications. *Renewable and Sustainable Energy Reviews* 49, 1136-1144.
- Gatto, A., & Frontoni, E. (2014). Energy Harvesting System for Smart Shoes. *IEEE*.
- Hagood, N. W., Chung, W. H., & Flotow, A. V. (1990). Modelling of Piezoelectric Actuator Dynamics for Active Structural Control. *Journal of Intelligent Material System Structure*, 327-354.
- Khaligh, A., Zeng, P., & Zheng, C. (2010, Mart). Kinetic Energy Harvesting Using Piezoelectric and Electromagnetic Technologies-State of Art. *IEE Transactions on Industrial Electronics*.
- Khaligh, A., Zeng, P., Wu, X., & Xu, Y. (2008). A Hybrid Energy Scavenging Toplogy for Human-Powered Mobile Electronics.
- Leonov, D., Gyselinckx, D., Hoof, P. V., Torfs, T., Yazıcıoğlu, R. F., J.M.Vullers, D., & Fiorini, P. (tarih yok). Wearable Self-Powered Wireless Devices with Thermoelectric Energy Scavengers. Netherland.

- M.Hanif, M.Ramli, M.Hazwan, M.Yunus, Low, C. Y., & Jaffar, A. (2014). Scavenging Energy from Human Activities Using Piezoelectric Material . *2nd International Conference on System-Integrated Intelligence: Challenges for Product and Production Engineering* (s. 827-831). Elseiver.
- M.K.Kim, M.S.Kim, S.E.Jo, H.L.Kim, S.M.Lee, & Y.J.Kim. (2013, Haziran). Wearable Thermoelectric Generator for Human Clothing Applications. *Transducers 2013*. Barcelona: IEEE.
- M.Magno, L.Benini, C.Spagnol, & E.Popovici. (2013). Wearable Low Power Dry Surface Wireless Sensor Node for Healthcare Monitoring Application. *1st International Workshop on e-Health PErvasive Wireless Applications and Services (eHPWAS'13)*. IEEE.
- Magno, M. ,. (2013). Wearable Low Power Dry Surface Wireless Sensor Node for Healthcare Monitoring Application. *IEEE*.
- MIDE Piezoelectric Materials*. (tarih yok). MIDE: <https://info.mide.com/piezo-products/download-piezo-products-datasheets> adresinden alınmıştır
- Mo, C., & Davidson, J. (tarih yok). Energy Harvesting Technologies for Structural Health Monitoring Applications. *2013 1st IEEE Conference on Technologies for Sustainability(SusTech)*. Oregon: IEEE.
- P.Pillatsch, E.M.Yeatman, & Holmes, A. (2013). A Wearable Piezoelectric Rotational Energy Harvester. *IEEE*.
- R.Mhetre, P., S.Nagdeo, N., & H.K.Abhyankar, P. (2011). Micro Energy Harvesting for Biomedical Applications: A Review. *IEEE*.
- Shun, Y. C., & Lien, I. C. (2006). Analysis of Power Output for Piezoelectric Energy Harvesting Systems. *Smart Materials Structure* 15 , 1499-1512.
- Siddique, A. R., Mahmud, S., & Heyst, B. V. (2015). A Comprehensive Review on Vibration Based Micro Power Generators Using Electromagnetic and Piezoelectric Transducer Mechanisms. *Energy Conversion and Management* 106, 728-747.
- Swee-Leong, K., Rahman, A., & Fauzi, M. (2012). Design Considerations of MEMS Based Piezoelectric Cantilever for Harvesting Energy. *2012 IEEE Asia-Pacific Conference on Applied Electromagnetics (APACE 2012)*. Melaka: IEEE.
- Tellurex Product Specification*. (tarih yok). Tellurex : https://www.tellurex.com/media/uploads/product_pdfs/c2-50-1514-specifications.pdf adresinden alınmıştır

- Wahbah, M., Alhawari, M., Mohammad, B., Saleh, H., & Ismail, M. (2014, Eylül). Characterization of Human Body-Based Thermal and Vibration Energy Harvesting for Wearable Devices. *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*.
- Wang, Q. M., & Cross, L. E. (1999). Constitutive Equations of Symmetrical Triple Layer Piezoelectric Benders. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* , 1343-1351.

ÖZGEÇMİŞ

Filiz ÇOLAK

filizcolak1@windowslive.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2014-	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Antalya
Lisans 2008-2013	Çankaya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, Ankara

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

ARGE Mühendisi 2015-Devam Ediyor	Wagner Kablo Mühendislik ve ARGE departmanı
-------------------------------------	--