

**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**ERGONOMİK EMS (ELEKTRO KAS UYARIM) SİSTEMİ  
İLE DİYABETİK POLİNÖROPATİ AĞRI ETKİLERİNİN  
AZALTILMASI**

**Hazırlayan  
Şafak GÜZEL**

**Danışman  
Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
tarafından FYL-2017-7551 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Haziran 2018  
KAYSERİ**



**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**ERGONOMİK EMS (ELEKTRO KAS UYARIM) SİSTEMİ  
İLE DİYABETİK POLİNÖROPATİ AĞRI ETKİLERİNİN  
AZALTILMASI  
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Hazırlayan  
Şafak GÜZEL**

**Danışman  
Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN**

**Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
tarafından FYL-2017-7551 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Haziran 2018  
KAYSERİ**

## **BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK**

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Şafak GÜZEL

“Ergonomik Ems (Elektro Kas Uyarım) Sistemi İle Diyabetik Polinöropati Ağrı Etkilerinin Azaltılması” adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

**Hazırlayan**

Şafak GÜZEL

**Danışman**

Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN

**Mekatronik Mühendisliği ABD Başkanı**

Prof. Dr. Şahin YILDIRIM

**Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN** danışmanlığında **Şafak GÜZEL** tarafından hazırlanan “**Ergonomik Ems (Elektro Kas Uyarım) Sistemi İle Diyabetik Polinöropati Ağrı Etkilerinin Azaltılması**” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Mekatronik Mühendisliği** Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

... / ... / 20...

**JÜRİ:**

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN .....

Üye : Prof. Dr. Füsun Ferda Erdoğan .....

Üye : Doç. Dr. Serhan Yamaçlı .....

**ONAY:**

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun ..... tarih ve .....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

...../...../.....

Prof. Dr. Mehmet AKKURT

Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR

Bana çalışmalarım süresince her türlü yardımı ve fedakârlığı sağlayan, anlayışıyla, sevgisiyle, moral ve motivasyonu ile sürekli yanımda olan nişanlım Hürmet KETENCİOĞLU'na, yine desteğiyle amcam Bülent GÜZEL'e, maddi manevi her konuda arkamda olan sevgili aileme; annem Aynur GÜZEL, babam Hüseyin GÜZEL, kardeşim Mehmet Onur GÜZEL'e gönülden teşekkür ederim.

Tez çalışmasının seçiminden sonuçlanmasına kadar bilgi birikimiyle bana destek olan, tecrübeli bir mühendis yetiştirmenin bilinciyle hareket eden, disiplinli çalışma prensibiyle tez görüşmelerine sürekli vaktini ayıran danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN'a, lisans ve yüksek lisans öğrencilik hayatımda kapısı her zaman açık olan bölüm başkanımız Prof. Dr. Şahin YILDIRIM'a teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca bu tez çalışmasına maddi destek veren Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (Proje kodu: FYL-2017-7551) teşekkür ederim.

Şafak GÜZEL

Kasım 2018, KAYSERİ

# ERGONOMİK EMS (ELEKTRO KAS UYARIM) SİSTEMİ İLE DİYABETİK POLİNÖROPATİ AĞRI ETKİLERİNİN AZALTILMASI

Şafak GÜZEL

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi, Kasım 2018

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Muzaffer KANAAN

## ÖZET

Diyabet hastası olan ve kan şekerleri değerlerini düzene oturtamamış kişilerde bazı sinirsel hasarlar ortaya çıkar. Kandaki artan şeker miktarından kaynaklanan bu sinir hasarına diyabetik polinöropati denir. Nöropati hastalarında ayak bölgesinde yanma, batma, ağrı, uyuşma gibi belirtilerin görülmesi sık rastlanan bir durumdur.

Elektriksel kas uyarımı (electrical muscle stimulation; EMS), sinirleri deri üzerinden hafif elektrik darbeleri vererek uyarmaktır, ağrı giderici etkisi de vardır. TENS (transcutaneous electrical nerve stimulation), yani transkutanöz elektriksel sinir uyarımı da benzer yöntemdir ve deri yoluyla sinirlere elektrik darbeleri gönderilir. Diyabetik polinöropati ağrısının giderilmesine yardımcı olmaktadır.

TENS/EMS yöntemi ile daha önceki çalışmalarda diyabetik polinöropati etkilerinin azaldığı tespit edilmiştir. Tez çalışması kapsamında referans olarak TENS/EMS yöntemi ele alınmıştır. Hem estetik bakımdan hem de tedavinin uygulanması bakımından hastanın cihazı kolay ve rahat kullanacağı giyilebilir bir modeli tasarlanmıştır. Önerilen cihaz tasarımı bir Bluetooth modülü ve akıllı telefon uygulaması vasıtası ile kontrol edilebilir. Cihazın insan vücudu ile elektromanyetik uyumluluğu SAR (Specific Absorption Rate ; Özgül Soğurma Oranı) parametresi kullanılarak analiz edilmiş ve cihazın meydana getirdiği SAR değerlerinin azami değerlerin yaklaşık %1'i civarında olduğu tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** EMS, Elektro Kas Uyarım, TENS, Diyabet, Nöropati, Polinöropati.

# REDUCTION OF DIABETIC POLYNEUROPATHY PAIN EFFECTS USING AN ERGONOMIC EMS (ELECTRICAL MUSCLE STIMULATION) SYSTEM

Şafak GÜZEL

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Master Thesis, November 2018  
Supervisor: Assistant Professor Muzaffer KANAAN

## ABSTRACT

Neural dysfunction occurs in people who have diabetes and whose blood sugar values cannot be regulated. Nerve damage caused by increased glucose concentrations in the blood is known as *diabetic polyneuropathy*. It is common for patients with neuropathy to have abnormal sensations in their feet such as burning, stinging, pain and numbness.

The electrical muscle stimulation (EMS) technique stimulates nerves through low-power electrical pulses through the skin, resulting in pain relief. TENS (transcutaneous electrical nerve stimulation) is a similar method, where electrical pulses are sent to the nerves through the skin. This method also helps in reducing the abnormal sensations caused by diabetic polyneuropathy.

In prior literature, the effects of diabetic polyneuropathy were observed to be reduced with the TENS/EMS method. TENS / EMS method is used as a reference for the thesis study and a truly wearable TENS/EMS device design is proposed. The wearable form factor allows the device to be used by the patient anytime, anywhere. The proposed device can be controlled via a Bluetooth module and a smartphone application. In addition, the proposed design is analyzed with a view to its electromagnetic compatibility with the human body, using the SAR (Specific Absorption Rate) parameter. It is shown that the proposed device gives rise to SAR levels that are approximately 1% of the maximum allowable values, specified under regulations.

**Keywords:** EMS, Electrical Muscle Stimulation, TENS, Diabet, Polyneuropathy, Neuropathy.

## İÇİNDEKİLER

<b>ERGONOMİK EMS (ELEKTRO KAS UYARIM) SİSTEMİ İLE DİYABETİK POLİNÖROPATİ AĞRI ETKİLERİNİN AZALTILMASI</b>	
<b>BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....</b>	<b>ii</b>
<b>YÖNERGEYE UYGUNLUK.....</b>	<b>iii</b>
<b>KABUL VE ONAY .....</b>	<b>iv</b>
<b>ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR .....</b>	<b>v</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>vi</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>vii</b>
<b>İÇİNDEKİLER .....</b>	<b>viii</b>
<b>KISALTMALAR .....</b>	<b>xi</b>
<b>SİMGELER .....</b>	<b>xii</b>
<b>TABLolar LİSTESİ.....</b>	<b>xiv</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ.....</b>	<b>xv</b>
<b>GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>1. BÖLÜM.....</b>	<b>5</b>
<b>GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>5</b>
1.1. Araştırmanın Amacı .....	5
1.2. Araştırmanın Önemi.....	6
<b>2. BÖLÜM.....</b>	<b>8</b>
<b>TENS CİHAZLARININ SİNYAL KARAKTERİSTİKLERİ.....</b>	<b>8</b>
2.1. TENS Yöntemi.....	8
2.2. Yüksek frekanslı TENS (High – TENS).....	9
2.3. Alçak Frekanslı TENS (Low – TENS) .....	10
2.4. Brief TENS: Hiper-Stimulasyon .....	10

2.5. Burst TENS .....	11
2.6. Modülasyon.....	12
<b>3. BÖLÜM.....</b>	<b>13</b>
<b>GIYİLEBİLİR TENS/EMS CİHAZI İÇİN ELEKTRONİK DEVRE MODELLERİ.....</b>	<b>13</b>
3.1. Kontrol Bölümünde Uygulanan Devreler ve Hesaplamaları .....	13
3.2.1. NE555 ile Tasarım .....	13
3.2.2 Doğrudan Mikro Denetleyici ile Tasarım .....	20
3.3 Yapılan Cihaz ile Piyasada Bulunan Cihazların Karşılaştırılması.....	21
3.4 Kumanda Bölümü .....	23
3.4.1 El Terminali .....	23
3.4.2 Akıllı Telefon Uygulaması.....	24
<b>4. BÖLÜM.....</b>	<b>26</b>
<b>GIYİLEBİLİR TENS/EMS CİHAZI İÇİN SAR ANALİZİ.....</b>	<b>26</b>
4.1. Elektromanyetik Alan .....	26
4.1.1. Elektromanyetik Alanların İnsan Vücut Dokuları ile Etkileşimi.....	27
4.2. Elektromanyetikte Sayısal Yöntemler.....	28
4.2.1. FDTD Yöntemi .....	28
4.3. SAR (Özgül Soğurma Oranı) Hesapları.....	32
4.4. Simülasyon Modelleme Metodu .....	34
4.4.1 Senaryo 1: Oturan İnsan Modeli Simülasyonu .....	38
4.4.2 Senaryo 2: Ayakta İnsan Modeli Simülasyonu.....	41
<b>5. BÖLÜM.....</b>	<b>44</b>
<b>SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>44</b>
5.1. Sonuç ve Öneriler.....	44
<b>KAYNAKÇA .....</b>	<b>48</b>

<b>EKLER.....</b>	<b>54</b>
EK 1. Sistemin Çalışma Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tabloları.....	54
EK 2. Tabanlılık Çalışma Kodu .....	58
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>62</b>

## KISALTMALAR

EMS: Elektriksel Kas Uyarımı

TENS: Transkutanöz Elektriksel Sinir Uyarımı

$\mu$ s: Mikro saniye, saniyenin milyonda biri

mA: Mili amper, amperin binde biri

PWM: Darbe genişliği modülasyonu (Pulse Width Modulation)

SAR: Özgül soğurma oranı (Specific Absorption Rate)

Hz: Hertz

GHz: Giga Hertz, Hertzin bir milyon katı

DC: Doğru akım, Direct current

BAP: Bilimsel Araştırma Projeleri

CH: Kanal, Channel

FDTD : Zaman Sonlu Farklar Yöntemi, Finite Difference Time Domain

IFA: Terslenmiş F antenidir, Inverted F Antenna

Kg: Kilogram

## SİMGELER

$R_1$ : 1. Direnç değeri

$R_2$ : 2. Direnç değeri

C: Kondansatör değeri

$T_1$ : Lojik 1 sinyal periyodu

$T_2$ : Lojik 0 sinyal periyodu

T: Toplam sinyal periyodu

f: Sinyal frekansı

$\lambda$ : Dalga boyu

c: Işık hızı

$^\circ$ : Derece

$N_x, N_y, N_z$ : Sırasıyla Kartezyen koordinat sisteminde x,y,z yönündeki dikdörtgen prizma sayısı

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$ : Sırasıyla kartezyen koordinat sisteminde x,y,z yönündeki prizma boyutları

$T_f$ : Hesap süresi

n: Zaman adımı

$\Delta t$ : Hesaplama zaman aralığı

$\nabla$ : Rotasyon operatörü

$\vec{E}$ : elektrik alan şiddeti

$\vec{H}$ : manyetik alan şiddeti

$\vec{J}$ : akım yoğunluğu

$\vec{r}, t$ : sırasıyla konum, zaman fonksiyonları

$\epsilon$ : dielektrik sabiti

$\mu$ : manyetik geçirgenlik

$\sigma$ : iletkenlik

x,y,z: Vektörel büyüklüklerin koordinat sistemindeki yönü

$i,j,k$ : vektörel büyüklüklerin sırasıyla x,y,z yönlerindeki fonksiyonlar

$\Delta T$ : ısı artışı

$\Delta t_s$ : enerji uygulanan süre

$\dot{C}$ : ısı kapasitesi

$\rho$ : dokunun yoğunluğu

$|E|$ : elektrik alan ortalama şiddeti

## TABLolar LİSTESİ

<i>Tablo 4.1.</i> Simülasyonda kullanılan vücut dokularının iletkenlik, yoğunluk ve ısı kapasitesi değerleri [71].	33
<i>Tablo 4.2.</i> Analizde kullanılan anten, frekans ve zaman parametreleri	37
<i>Tablo Ek 1.1.</i> High-Tens Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tablosu	54
<i>Tablo Ek 1.2.</i> Low-Tens Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tablosu	56

## ŞEKİLLER LİSTESİ

<i>Şekil G.1.</i> Sabit TENS/EMS ünitesi (solda), taşınabilir TENS/EMS ünitesi (sağda).....	3
<i>Şekil 1.1.</i> Taşınabilir TENS/EMS cihazının ayak tabanına uygulandığı.....	5
<i>Şekil 1.2.</i> Cihazımızın ayakkabıya yerleşimi ve uygulandığı.....	6
<i>Şekil 1.3.</i> Diyabetik ayağın ağrıdan kangrene doğru olan evreleri .....	7
<i>Şekil 2.1.</i> TENS uygulamasının teknik özellikleri [48].....	9
<i>Şekil 2.2.</i> High TENS sinyali [48].....	9
<i>Şekil 2.3.</i> Low TENS sinyali [48]. .....	10
<i>Şekil 2.4.</i> A-Beta liflerine (dokunma, basınç) etki eden TENS darbe frekans grafiği [48] .....	11
<i>Şekil 2.5.</i> A-Delta liflerine (iğne batması gibi hızlı ağrılar ve sıcaklık algılama) etki eden TENS darbe frekans grafiği [48] .....	11
<i>Şekil 2.6.</i> Burst TENS darbe frekans grafiği [48] .....	11
<i>Şekil 2.7.</i> Modülasyon darbe frekans grafiği, A- Yoğunluk Değişken, B- Darbe Değişken, C- Frekans Değişken ([48]).....	12
<i>Şekil 3.1.</i> NE555 entegresi, astable mod için direnç ve kondansatör yerleşimi [52].....	14
<i>Şekil 3.2.</i> NE555 entegresi astable mod çıkış sinyali grafiği .....	15
<i>Şekil 3.3.</i> Ek 1.deki tabloya göre belirlenen dirençlerin ve kondansatörlerin yerleştirildiği frekans üreten devre şeması.....	16
<i>Şekil 3.4.</i> Dirençlerin yerine dijital potansiyometrelerin yerleştirildiği frekans üreten devre şeması .....	17
<i>Şekil 3.5.</i> Ayarlanabilir darbe genişliğini sağlayan devre parçasının eklendiği devre şeması.....	18
<i>Şekil 3.6.</i> Ayarlanabilir voltaj genliği sağlayan devre parçasının eklendiği devre şeması .....	19
<i>Şekil 3.7.</i> Sadeleştirilmiş devre şeması .....	20
<i>Şekil 3.8.</i> Yüksek Frekans TENS (High TENS) Sinyalleri Karşılaştırılması .....	21
<i>Şekil 3.9.</i> Alçak Frekans TENS (Low TENS) Sinyalleri Karşılaştırılması.....	22
<i>Şekil 3.10.</i> El terminali devre şeması .....	23
<i>Şekil 3.11.</i> Akıllı telefon uygulama ara yüzü .....	24

<i>Şekil 4.1.</i> Zamanla değişken elektrik ve manyetik alanlar [61] .....	26
<i>Şekil 4.2.</i> Birim Yee hücresi ve alan yerleşimi [66].....	31
<i>Şekil 4.3.</i> 3 B voxel modeli (A), oturan pozisyon modeli (B), ayakta pozisyon modeli (C) .....	34
<i>Şekil 4.4.</i> Cihazda kullanılan Bluetooth Modülü [74].....	35
<i>Şekil 4.5.</i> IFA standartlarına göre tasarlanmış F tipi anten .....	36
<i>Şekil 4.6.</i> Bluetooth modülün ayakkabıya yerleşimi.....	36
<i>Şekil 4.7.</i> Oturan insan modeli FDTD SAR simülasyonu .....	38
<i>Şekil 4.8.</i> Oturan insan modelindeki SAR etkisi gösterimi.....	39
<i>Şekil 4.9.</i> Oturan insan modelindeki en yüksek SAR etkisinin olduğu bölge.....	40
<i>Şekil 4.10.</i> Ayakta insan modeli FDTD SAR simülasyonu .....	41
<i>Şekil 4.11.</i> Ayakta insan modelindeki SAR etkisi gösterimi .....	42
<i>Şekil 4.12.</i> Ayakta insan modelindeki en yüksek SAR etkisinin olduğu bölge .....	43
<i>Şekil 5.1.</i> Tez kapsamında oluşturulan sistemin tabanlığa yerleşimi .....	44
<i>Şekil 5.2.</i> Sistemin detaylı gösterimi .....	45
<i>Şekil 5.3.</i> Oluşturulan sistemin içinde bulunduğu tabanlığın ayakkabı içine yerleşimi..	46

## GİRİŞ

Diyabet, vücudun glükozu kullanamadığı için oluşan kan şekeri yüksekliğine bağlı bir hastalıktır [1]. Diyet, ilaç ve insülin tedavisi ile kan şekeri değerlerinin kontrol altına alınması gereklidir. Uzun süredir diyabet hastası olan ve kan şekeri değerlerini düzene oturtamamış kişilerde yeni komplikasyonlar ortaya çıkar.

Hiperglisemi, yani kan şekeri yüksekliği sinir hasarına yol açabilir. Bu sinir hasarına polinöropati denir. Diyabetli hastaları etkileyen farklı türde polinöropatik rahatsızlıklar vardır [2]. Diyabetik polinöropatinin en bilinen şekli ayak ve bacaklardaki ağrı, dokunma ve sıcaklık duyularını beyne ileten sinirlerin hasar görmesidir.

Diyabet hastalarında yaygın olarak görülen rahatsızlıktır [3-6]. Diyabetik polinöropati ağrısı yanma ve batma olarak kendini gösteren, genellikle ayaklarda görülen şiddetli bir sinir ağrısıdır. Ayrıca dokunmaya ve sıcaklığa karşı aşırı duyarlılık ağrıya yol açar. Bu belirtiler geceleri ya da uzun süre hareketsiz kalındığında daha da kötüleşir. Ayakta uyuşukluk, karıncalanma, yanma ve iğne batması gibi rahatsızlıklar hastalığın ilk belirtileridir. His kaybına bağlı olarak hastalar ayaklarında yaralanma ve yanık olduğunda bunun farkına varmayabilirler.

Nöropati hastalarında bu tür ayak yaralanmaları ve enfeksiyonların görülmesi sık rastlanan bir durumdur. Bu sebeple diyabetik polinöropati hastalarının ayak sağlığına ayrı bir özen göstermeleri gerekmektedir [7-12]. Her gün ayaklarında bir hasar oluşup oluşmadığını kontrol etmelidirler.

Bu çalışmada odaklanılan problem diyabet hastalarının ayaklarında oluşan polinöropati etkilerinin azaltılmasıdır. Bilindiği gibi şeker hastalarının yaraları geç iyileşmektedir ve ayaktaki yaralar erken ve doğru müdahale edilmezse kangrene kadar ilerlemekte ve hastanın ayağını kaybetmesine sebep olmaktadır.

Çalışma kapsamında oluşturulan tabanlık, TENS/EMS mantığıyla çalışmakta olup ayak kaslarını elektriksel işaretlerle kasıp gevşeterek sinir hücrelerinin çalışmasını devam

ettirmektedir ve bu sayede ayaktaki polinöropatik etkilerin ve his kaybının azaltılması hedeflenmiştir.

Elektriksel kas uyarımı (electronic muscle stimulation; EMS), sinirleri deri üzerinden hafif elektrik darbeleri vererek uyarmaktır. Genellikle spor alanında kas egzersizlerine yardımcı olarak kas geliştirmek, vücuda istenilen şekli vermek ve ameliyat sonrasında rehabilitasyon için kullanılan bir yöntemdir. Kasları güçlendirici ve dinlendirici bir etkisi vardır [13-15].

Tüm bunların haricinde ağrı giderici etkisi de vardır [15-20]. Dokunma ve sıcaklık sinyallerini taşıyan duyularla ağrıyı ileten sinirler omurilikte aynı yere gider. Elektriksel kas uyarımı ile bu sinirler uyarıldığında ağrı sinyallerinin beyne gitmesi engellenmiş olur. Ayrıca motor sinirlere gönderilen hafif sinyaller beyin tarafından egzersiz olarak algılanır ve vücudun doğal ağrı kesicisi olan endorfin salınımı artar [22-30]. TENS (transcutaneous electrical nerve stimulation), yani transkutanöz elektriksel sinir uyarımında bu yöntem kullanılır ve deri yoluyla sinirlere elektrik darbeleri gönderilir ([14],[16-21]). Diyabetik polinöropati ağrısının giderilmesine yardımcı olmaktadır. TENS/EMS yöntemi ile daha önceki çalışmalarda diyabetik polinöropati etkilerinin azaldığı tespit edilmiştir ([30-34],[38]).

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde diyabetik polinöropati hastalığında piyasada hali hazırda kullanılan TENS/EMS cihazları mevcuttur ([35],[36],[39-44]).

Bu cihazların genel olarak bazı problemleri gözlemlenmiştir;

- Bir cihaz ve vücut problemlerinden oluşur,
- AC elektrikle çalışan cihazların prize bağlanması gerekmektedir,
- Pille çalışan cihazların maliyetinin yüksektir,
- Her yerde kullanıma uygun değildir.

Bu durum göz önüne alınarak giyilebilir bir TENS/EMS cihazı yapılması amaçlanmıştır. Bundan dolayı tez kapsamında literatüre diyabetik polinöropatik ağrı etkilerinin azaltılması konusunda ayakkabı tabanlılığı formatında tasarlanmıştır. Kablo karmaşasından kurtulmak ve kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla Bluetooth iletişimi olan, akıllı telefon uygulaması kontrolü ile hasta tarafından kolaylıkla uzaktan kontrol edilebilir bir cihaz eklenmesi amaçlanmıştır. Tezin bölümlerinde yapılanlar aşağıda özetlenmiştir.



Şekil G.1. Sabit TENS/EMS ünitesi (solda), taşınabilir TENS/EMS ünitesi (sağda)

Birinci bölümde TENS/EMS cihazlarının özellikleri temel olarak anlatılmıştır.

Tez kapsamında geliştirilen cihazın özelliklerinden bahsedilmiştir. Ardından diyabetik polinöropatinin TENS/EMS cihazlarıyla ağrı etkilerinin azaltılması uygulamalarından bahsedilmiştir.

İkinci bölümde TENS/EMS cihazlarının sinyal karakteristikleri incelenmiş, bu karakteristikler göz önüne alınarak diyabetik polinöropatinin etkilerinin azaltılmasında kullanılan sinyal karakterleri irdelenmiş ve çalışmamıza uyarlanarak sistemin nihai haline gelme sürecinden bahsedilmiştir.

Üçüncü bölümde TENS/EMS cihazlarının çalışma prensiplerine uygun, tez çalışması kapsamında tasarlanmış olan elektronik devrenin modellemeleri üzerinde durulmuştur. Farklı varyasyonlar denenmiş en ergonomik modelin seçimi ve kullanımından bahsedilmiştir.

Dördüncü bölümde tabanlıkta bulunan Bluetooth modüllerin elektromanyetik dalga karakteristikleri göz önüne alınarak simülasyon ortamında insan vücuduna olan etkileri gözlemlenmiş ve cihazın SAR değerleri bakımından vücuttaki tahribatı irdelenmiştir.

Beşinci ve son bölümde yapılan çalışmanın hali hazırda bulunan cihazlara göre verimliliği ve diyabetik ayağa sahip hastaların hangi evrelerde kullanacağına ilişkin tartışma yapılmıştır.

## 1. BÖLÜM

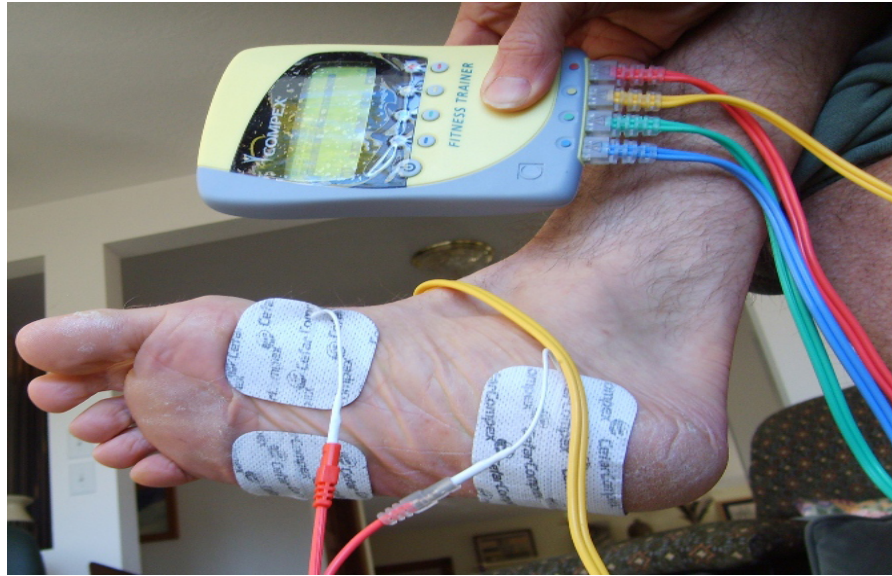
### GENEL BİLGİLER

Bu bölümde, tez kapsamında yapılan giyilebilir TENS/EMS cihazının amacı ve önemi anlatılmaktadır. Bununla birlikte giriş bölümünde belirtilen, hali hazırda kullanılan cihazların ve giyilebilir cihazın kullanımı gösterilmiştir.

#### 1.1. Araştırmanın Amacı

Giriş bölümünde anlatıldığı gibi diyabet hastalarının, polinöropatik etkileri azaltması için TENS/EMS cihazı kullanılmaktadır. Giyilebilir cihazın geliştirilmesinin amacı ise TENS/EMS mantığını hastaların ergonomik ve kolay kullanımını sağlamak için yeni bir yöntem oluşturmaktır. Bundan dolayı bu çalışmada ayakkabı tabanlılığı geliştirilmiştir. Bu yöntem sayesinde TENS/EMS cihazı ayakkabı tabanına entegre edildiği için tedavi daha mobil ve estetik hale getirilmiştir. Hastanın tedaviyi uygulaması için zaman harcaması yerine günlük hayatının içerisinde tedavinin uygulanmasına olanak sağlanmıştır.

Hali hazırda, bir diyabet hastasının TENS/EMS tedavisini uygulaması için özel bir vakit ve çaba sarf etmesi gerekmektedir. Çünkü TENS/EMS uygulamaları için hastanelere gidilmesi ya da taşınabilir cihazların ayak tabanına yerleştirilerek tedavinin uygulanması gerekmektedir.



Şekil 1.1. Taşınabilir TENS/EMS cihazının ayak tabanına uygulanışı

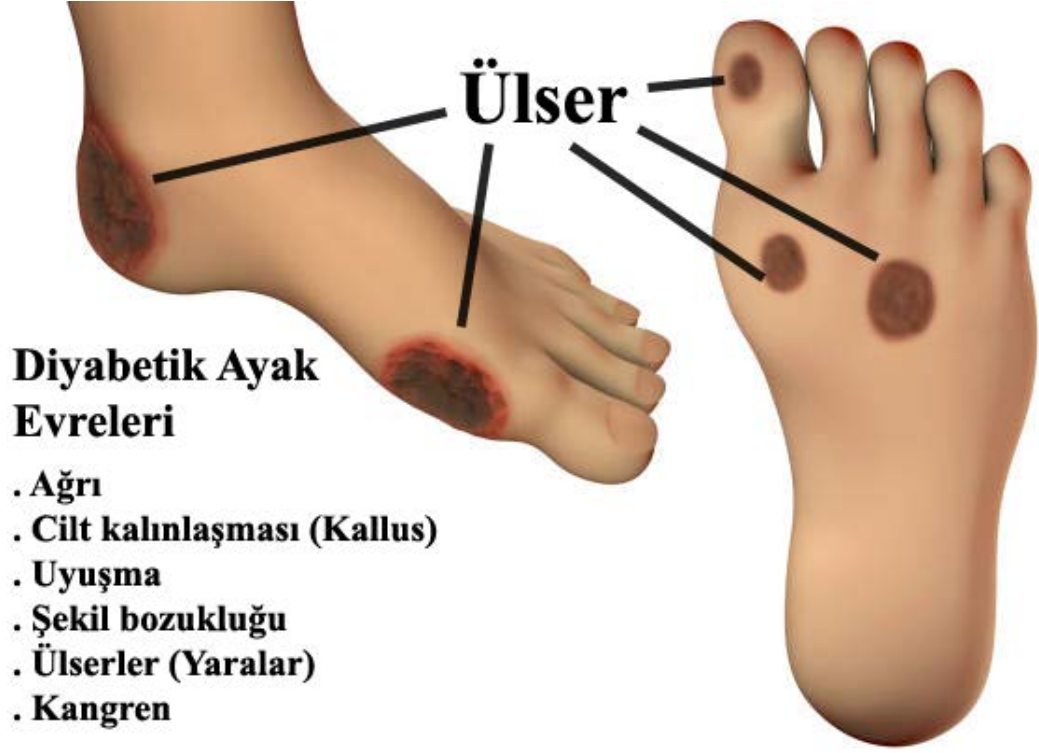
Bu çalışma kapsamında geliştirilen giyilebilir TENS/EMS sistemi esnek kullanıma sahiptir. Hasta tedavisini istediği ortamda (çalışırken, dinlenirken, seyahat ederken vb.) gerçekleştirebilir. Tedaviyi gerçekleştirirken yanında taşınması gereken ayrıca bir cihaz olmamakla birlikte, tedaviyi gerçekleştirirken normal yaşantısını değiştirmek zorunda kalmayacaktır.



Şekil 1.2. Cihazımızın ayakkabıya yerleşimi ve uygulanışı

## 1.2. Araştırmanın Önemi

Diyabet rahatsızlığında hastaların polinöropatik etkenlere bağlı olarak ayaklarında oluşan yanma, batma, ağrı gibi anormal hisler hastanın yaşam kalitesini ciddi derecede etkilemektedir ([5], [6], [12]). Diyabet hastalarında ayak problemleri, anormal hisler, ayaklarda his kaybı, buna bağlı olarak ayaktaki yaraların fark edilememesi, ve neticede amputasyona kadar gidebilen sancılı bir süreçtir [11]. Bu çalışma kapsamında bu sürecin yavaşlatılması hedeflenmiştir.



Şekil 1.3. Diyabetik ayağın ağrıdan kangrene doğru olan evreleri

TENS/EMS yöntemini seçilmesindeki önemli etkenler rahatlatıcı, dinlendirici ve ağrı giderici etkileri olmasıdır [13-15]. Elektriksel sinyaller ağrı ileten sinirlerin uyarılmasıyla ağrı sinyallerinin beyne gitmesi engellenmiş olur. Motor sinirlere hafif sinyaller gönderilmesi de ağrı kesici enzim olan endorfin salgılanmasına neden olur ([14], [16-21]). Böylece polinöropatik ağrıların giderilmesi de mümkün olmaktadır.

## 2. BÖLÜM

### TENS CİHAZLARININ SİNYAL KARAKTERİSTİKLERİ

Bu bölümde giriş ve birinci bölümde bahsedilen ve tedavide kullanılan TENS/EMS yönteminin ne olduğu anlatılmaktadır. Bu yöntemin içerdiği elektriksel sinyallerin ne oldukları, hangi amaçla kullanıldıkları ve etkilerinden bahsedilmiştir.

TENS, elektrik sinyallerinin farklı frekansları ile farklı etkiler göstermektedir. Yüksek frekanslı uygulamada ani rahatlama hissi etkisi gösterirken, alçak frekansta ise ağrı kesici etki uzun süre boyunca devam eder. Brief adı verilen yüksek frekanslı uygulamaya benzer uygulama ise yine yüksek frekanslı uygulama gibi ani ağrı kesici etkiye sahiptir fakat farklı olarak daha yoğundur ve daha şiddetli ağrılar için kullanılır. Burst adı verilen uygulamada ise birden fazla sinir lifleri uyarılarak çoklu ağrı tedavisi yapılmaktadır. Bu uygulamaların normal frekanslı ve modülasyon olmak üzere iki farklı çeşiti vardır. Modülasyon, tedavide kullanılan işaretin belirli düzeyde değişimini gerçekleştirmektedir. Bu uyuşma hissini ortadan kaldırmak için kullanılır.

#### 2.1. TENS Yöntemi

TENS (Transkutanöz (Deri yoluyla) Elektriksel Sinir Stimülasyonu), duyu sinirleri tarafından bir dereceye kadar ağrının giderilmesini sağlamayı ve böylece opioid sistemini uyarımayı amaçlayan bir elektriksel uyarım yöntemidir [45-46]. Uyarılan opioid sistemi endojen opioid salgılar. Opioid, vücutta morfine benzer etkileri olan kimyasal maddelere verilen isimdir. Opioidlerin asıl kullanım amacı ağrı kesici olarak görev görmektir. Vücutta doğal olarak üretilen opioidlerin (endojen opioidler) en iyi ağrı kesici olanı endorfindir. Endorfinler, ağrıyı azaltmak için merkezi sinir sistemi ve periferik (çevresel) sinir sistemi üzerinde etkilidir. Morfin olarak benzer kimyevi etkiye sahiptirler [47].

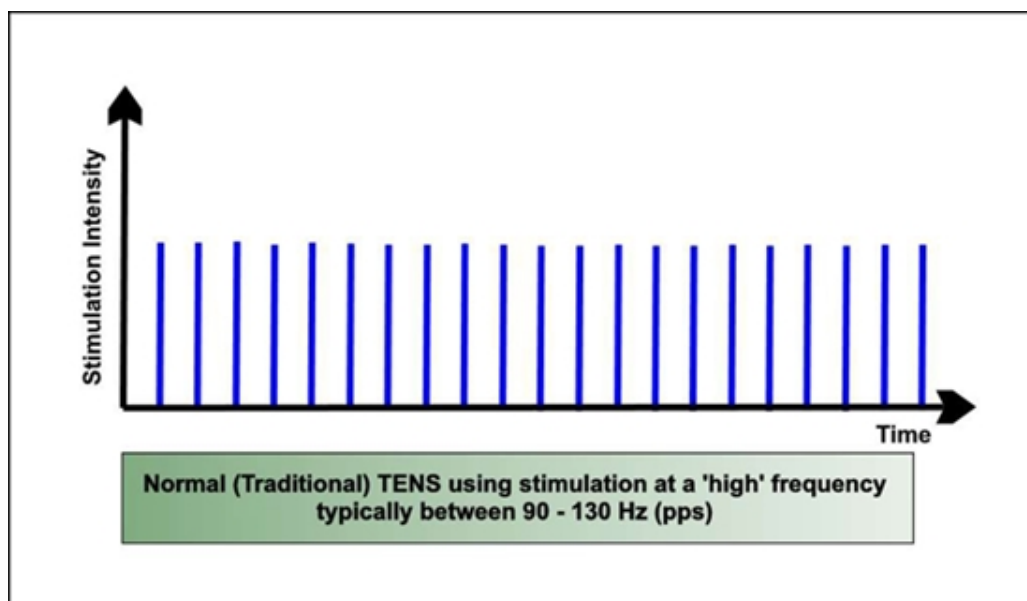
Aşağıda TENS uygulamasının etki noktaları ve teknik özellikleri belirtilmiştir [48].

Parametre	High-TENS	Low-TENS	Brief-TENS
Darbe frekansı(Hz)	60 – 100 Hz	2 – 4 Hz	80 – 130 Hz
Darbe genişliği (mikro saniye)	60 - 100	150 – 250	300 - 1000
Mod	Modülasyon	Modülasyon Burst	Modülasyon
Tedavi süresi	İhtiyaç kadar	30 dk	15 – 30 dk
Burst-TENS: A-Beta & A-Delta liflerine birlikte, birleşik frekans, 20 – 60 dk			

Şekil 2.1. TENS uygulamasının teknik özellikleri [48].

## 2.2. Yüksek frekanslı TENS (High – TENS)

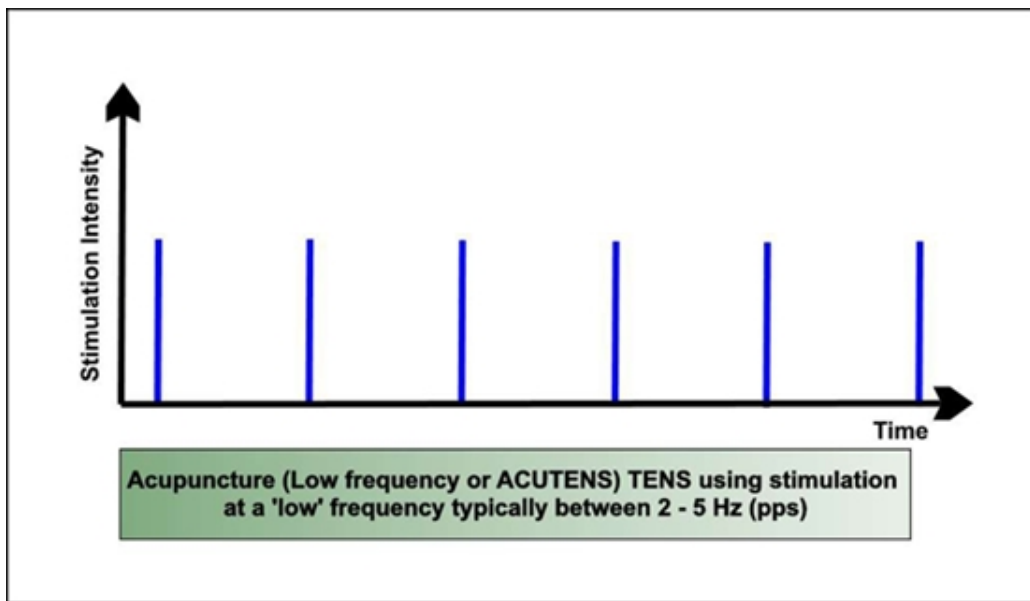
Genellikle frekans aralığı 80 – 130 Hz bandındadır ve dar (kısa süreli) darbeler kullanılır. Çoğu hasta 200  $\mu$ s de en iyi etkiyi bulmaktadır. Bu uyartım normal yoğunlukta verilir. 24 saat içinde 30 dakika uygulanır. En hızlı rahatlama hissini verir. Rahatlık hissi kısa sürelidir [48].



Şekil 2.2. High TENS sinyali [48].

### 2.3. Alçak Frekanslı TENS (Low – TENS)

Daha düşük bir frekans aralığında (2 – 5 Hz bandında) ve 200 – 250 $\mu$ s darbe genişliğinde kullanılır. Kullanılan yoğunluk genellikle hastanın ağrı eşiğinde değildir fakat etkili bir tedavi yöntemidir. Bu elektriksel işaret endorfin seviyesinin yavaşça artırır. Bu nedenle ağrının hafifletilmesi uzun sürer. Bununla birlikte yeterli opioid salınımı yapıldıktan sonra uyarımın kesilmesinden sonra bile ağrıyı azaltma etkisi devam etmektedir. Yapılan çalışmalarda düşük frekanstaki uyarımın gün boyunca belirli aralıklarla kullanılması faydalıdır [48].



Şekil 2. 3 Low TENS sinyali [48].

### 2.4. Brief TENS: Hiper-Stimulasyon

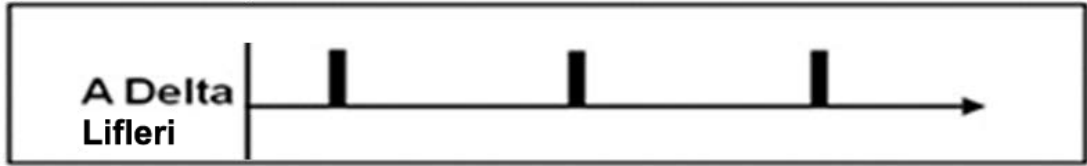
High frequency TENS özelliklerine benzer, hızlı bir ağrı kesici sağlamak için kullanılır, fakat bazı hastalar uyarımın gücünün çok yoğun bulabilir. Uygulanan darbe frekansı yüksek 80 – 130 Hz bandında ve darbe genişliği 200  $\mu$ s den fazladır. Tedavi süresi en fazla 15 -20 dakika önerilmektedir. Eğer rahatlık hissi oluşmazsa 2-3 dakika daha devam edebilir. Arı sokması hissi verebilir [48].

## 2.5. Burst TENS

Şekil 2.4 deki grafikte görülen high TENS işareti normal olarak başlar. Burst modu devreye girdiğinde şekil 2.5 deki grafikteki gibi 2-3 burst/saniyelik işaretler araya girer. Bu işaret low TENS işaretine benzemektedir. Bu mod hem ağrı kapılarını (omurilikte bulunan bölge) hem de endorfin mekanizmasını aynı anda ve etkili bir şekilde uyarabileceği gözlemlenmiştir [48].



Şekil 2.4. A-Beta liflerine (dokunma, basınç) etki eden TENS darbe frekans grafiği [48]



Şekil 2.5. A-Delta liflerine (iğne batması gibi hızlı ağrılar ve sıcaklık algılama) etki eden TENS darbe frekans grafiği [48]



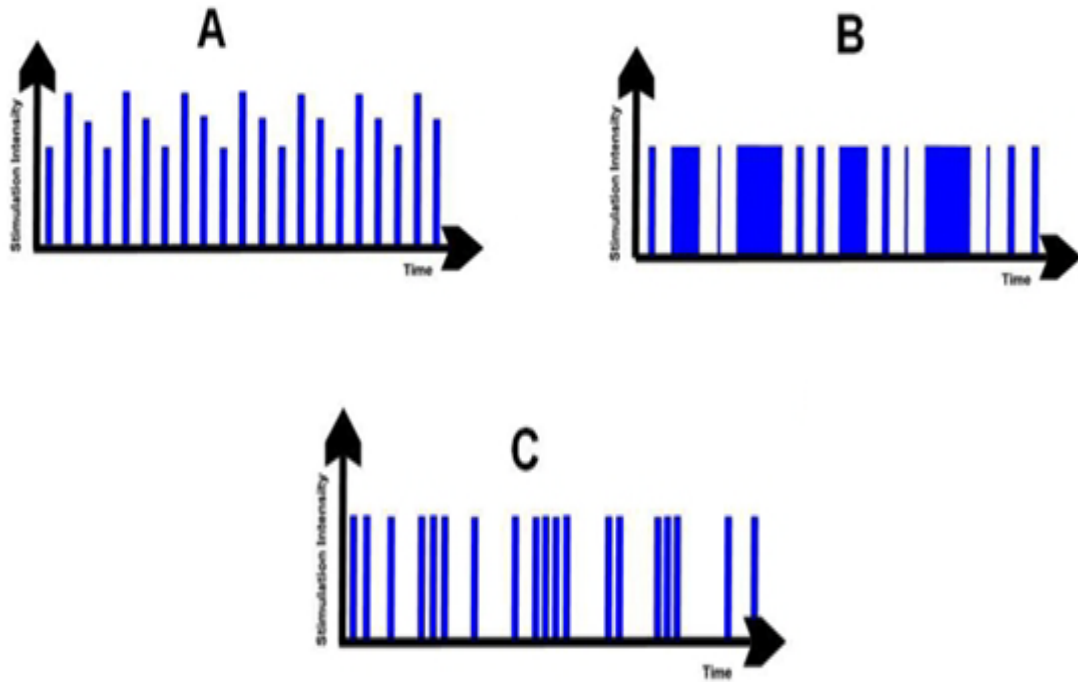
Şekil 2.6. Burst TENS darbe frekans grafiği [48]

Şekil 2.4 deki Burst TENS işareti, şekil 2.5 deki A Beta(100 Hz) karakterindeki işaret ve şekil 2.6 daki A Delta (2-3 Hz) karakterindeki işaretin birleşiminden oluşur.

Darbelerin duty-cycle frekansı değişiklik gösterir. Burst frekansı saniyede 1-5 defa olabilir. Tedavi süresi 20-60 dakika arasında olabilir [48].

## 2.6. Modülasyon

Modülasyon modunda cihazlar düzenli biçimli uyarımların uyuşma etkilerini en aza indirmek için daha az düzenli bir TENS uyarımı modelini uygular. Cihazlar uyarım modelini değiştirirken farklı yöntemler kullanırlar. Bazıları frekans değiştirir, bazıları yoğunluğu değiştirir, bazıları darbe süresini değiştirir veya bazı cihazlar bunlar arasından seçim yaparlar. Potansiyel olarak 1 saat kullanımı hastalar için daha faydalıdır, uyuşma daha yavaş bir hızda gerçekleştiğinden yoğunluğun da daha az orana ayarlanması gerekebilir [48].



Şekil 2.7. Modülasyon darbe frekans grafiği, A- Yoğunluk Değişken, B- Darbe Değişken, C- Frekans Değişken ([48])

### 3. BÖLÜM

#### GİYİLEBİLİR TENS/EMS CİHAZI İÇİN ELEKTRONİK DEVRE MODELLERİ

Bu bölümde, ikinci bölümde özellikleri anlatılan TENS işaretlerini üreten devrenin tasarımından bahsedilmiştir. Çalışma kapsamında oluşturulan giyilebilir TENS/EMS cihazının elektronik devresinin geliştirilme aşamaları gösterilmiştir. Ayakkabı tabanlılığına yerleştirilen devrenin hem ayağı rahatsız etmemesi hem de tabanlık içerisinde istenilen şekilde çalışması esaslarına bağlı olarak gelişen evreler detaylı şekilde anlatılmıştır. Ayrıca devrenin TENS elektriksel işaretlerini sağlayacak matematiksel hesapları da gösterilmiştir.

İlk olarak çalışmanın merkezini oluşturan, TENS/EMS sinyalini üreten; genliğini, frekansını ve darbe genişliğini ayarlayan kontrol bölümünden bahsedilmiştir. Ardından kumanda bölümünden bahsedilmiş olup burada el terminali ve akıllı telefon uygulaması gösterilmiştir.

#### 3.1. Kontrol Bölümünde Uygulanan Devreler ve Hesaplamaları

Kontrol bölümü; elektriksel darbe karakteristiklerini hesaplayan, üreten ve iletimini sağlayan devre elemanlarının olduğu bölümdür ve bu çalışmanın temel bileşenidir. İletişim bölümünden gelen komutlara bağlı olarak işaretlerin oluşumunu, başlangıcını, bitişini, genliğini, darbe genişliğini ve şiddetini ayarlayan bölümdür.

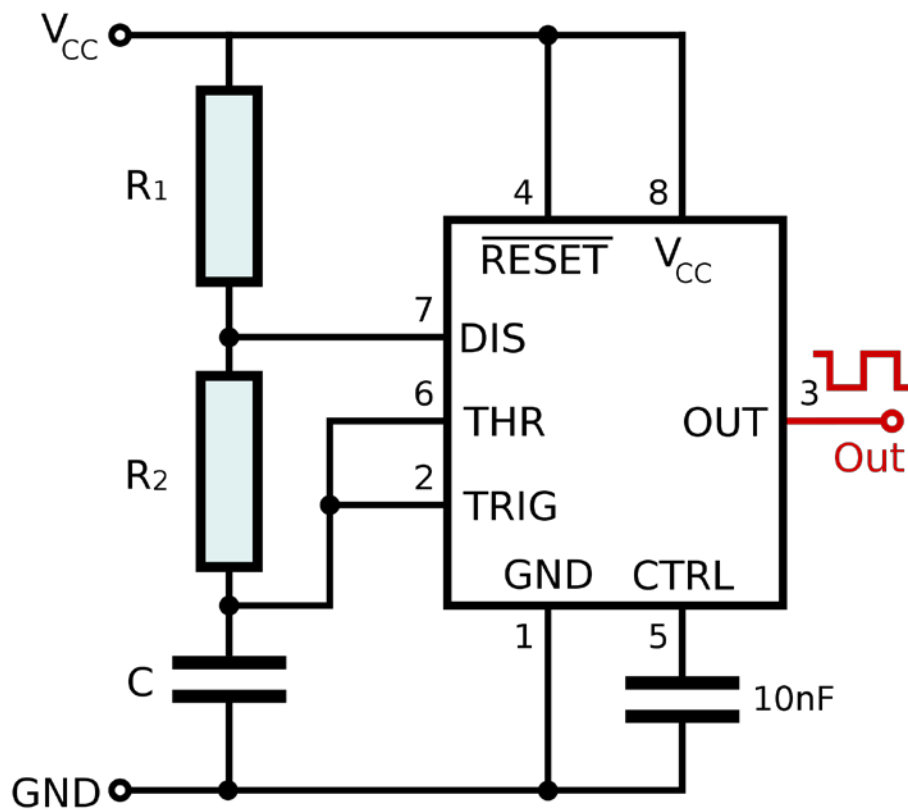
##### 3.2.1. NE555 ile Tasarım

NE555 zamanlayıcı entegresi kare dalga sinyal üretmek için kullanılan bir entegre devre elemanıdır. Keskin darbe genişliğine sahiptir, darbe genişliği güç kaynağından etkilenmez, uzun darbe genişliği sağlayabilir, 200 mA kadar akım çıkışı verebilir [49]. Kullanılan direnç ve kondansatör elemanlarının değişimine göre darbe genişliği değiştirilebilir.

İnsan vücut direnç değeri 500 ohm kabul edilir ve en fazla 100 mA akım TENS cihazları için sık kullanılan akım değeridir [50]. Çünkü bu akım değerinden sonrası vücutta tahribatlara sebep olabilir (200 mA sonrası yanık izleri oluşturur) [51]. Yukarıda özellikleri verilen NE555 entegre devre elemanı ve devreye bağlı yük direnci

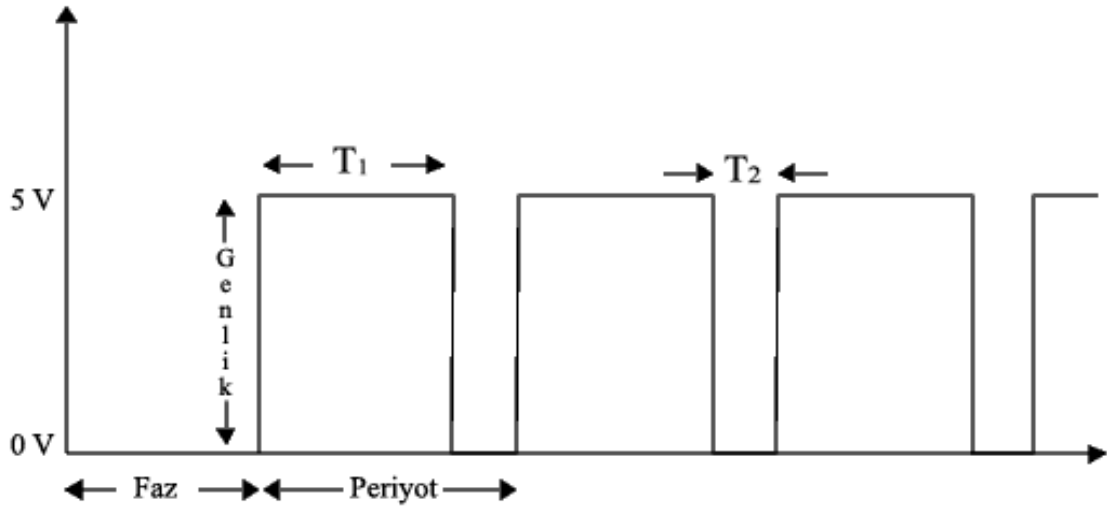
(vücut direnci) ile kullanılacak akım değeri göz önüne alındığında, voltaj değeri akım ve direnç değerinin çarpımına eşit olduğundan dolayı çalışmada kullanılan voltaj değeri 0 – 50V DC değer aralığında olmalıdır.

Bu entegrenin monostable (tek kararlı), bistable (çok kararlı) ve astable (kararsız) olmak üzere 3 çeşit uygulama yöntemi vardır. Bu çalışma kapsamında tasarlanan devrede astable çalışma modu tercih edilmiştir. Astable mod, darbenin lojik 1 ve lojik 0 periyotlarını istediğimiz seviyede ayarlamamız için en uygun moddur.



Şekil 3.1. NE555 entegresi, astable mod için direnç ve kondansatör yerleşimi [52]

Yukardaki şekil 3.1 de astable mod çalışma düzeni gösterilmektedir. Cihazın darbe karakteristiklerinden lojik 1 periyodu  $T_1$ , lojik 0 periyodu  $T_2$ , toplam periyot  $T$  ve frekansı  $f$  olarak adlandırılmıştır.



Şekil 3.2. NE555 entegresi astable mod çıkış sinyali grafiği

Periyotların hesapları aşağıdaki gibidir [49].

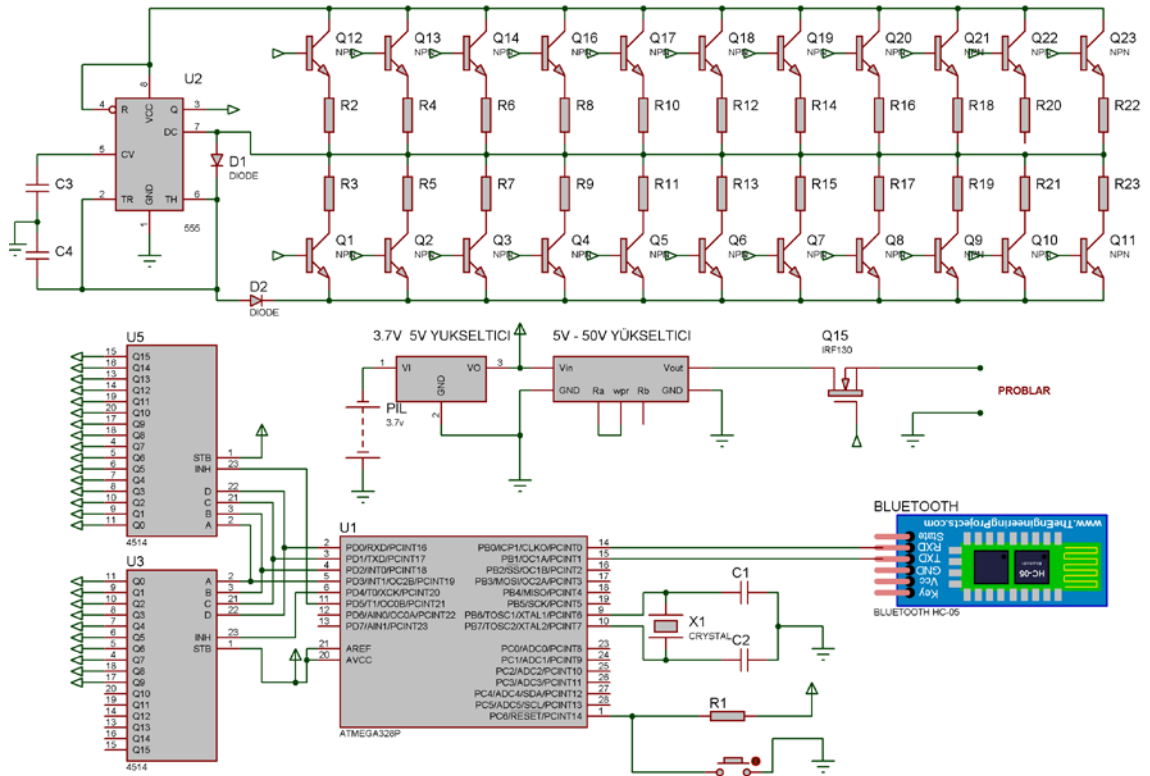
$$T_1 = 0.7(R_1 + R_2)C \quad (3.1)$$

$$T_2 = 0.7(R_2)C \quad (3.2)$$

$$T = 0.7(R_1 + 2R_2)C \quad (3.3)$$

$$f = \frac{1.45}{(R_1 + 2R_2)C} \quad (3.4)$$

Yukardaki denklemler, devre elemanlarının sinyal karakteristikleri üzerindeki etkisini gösterir. Bu denklem hesaplarına göre ve elde edilmek istenen frekanslara (2, 3, 4, 60, 70, 80, 90, 100 Hz) göre Ek 1. de verilen tabloda, devrede kullanılacak  $R_1$ ,  $R_2$  ve  $C$  değerleri listelenmiştir. Ek 1. de gösterilen tabloya göre yapılan ilk devre şeması şekil 3.3 deki gibidir.



Şekil 3.3. Ek 1.deki tabloya göre belirlenen dirençlerin ve kondansatörlerin yerleştirildiği frekans üreten devre şeması

Şekil 3.3 deki devrede her bir frekans değeri için ayrı ayrı direnç değerleri kullanılması için transistör ve decoder (lojik entegre devre elemanı) yardımı ile direnç değiştirme yolu izlenmiştir. Bu sayede her bir frekans için gerekli direnç değeri seçilecek ve istenilen frekans değeri üretilmiş olacaktır.

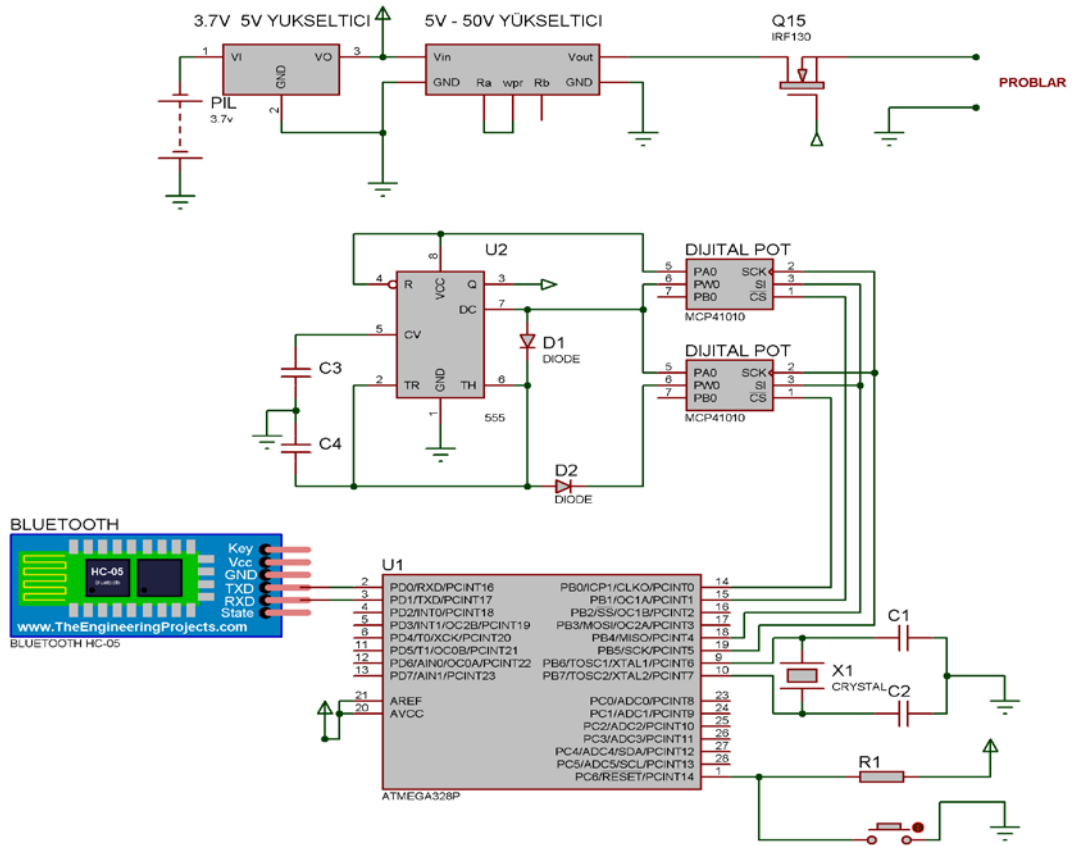
Bu devrede sadece frekans üreten devre oluşturmuştur, kararlı bir yapı oluşturduktan sonra darbe genişliği ve genlik değişimi üzerinde çalışmalar yapılmıştır.

Oluşturulan frekans devresinde üretilen frekans değerleri %5 tolerans ile doğru üretilmiştir. Tolerans değerleri dirençlerin üretimiyle alakalı olmaktadır. Bu durum ile ilgili de bir iyileştirme yapılmıştır.

Bir önceki paragraflarda anlatılan devrenin şu dezavantajları bulunmaktadır.

- Frekans üretimi için istenen dirençlerin günlük hayatta sık kullanılan dirençler olmaması bundan dolayı maliyetin yüksek olması,
- Dirençler elde edilse bile bu kadar devre elemanın tabanlığa yerleştirilmesinin zor olması,
- Fazla devre elemanı için fazla enerji tüketimi olması ve enerji verimliliği sağlamaması.

Bu durumlardan dolayı devre yeniden düzenlenmiştir.



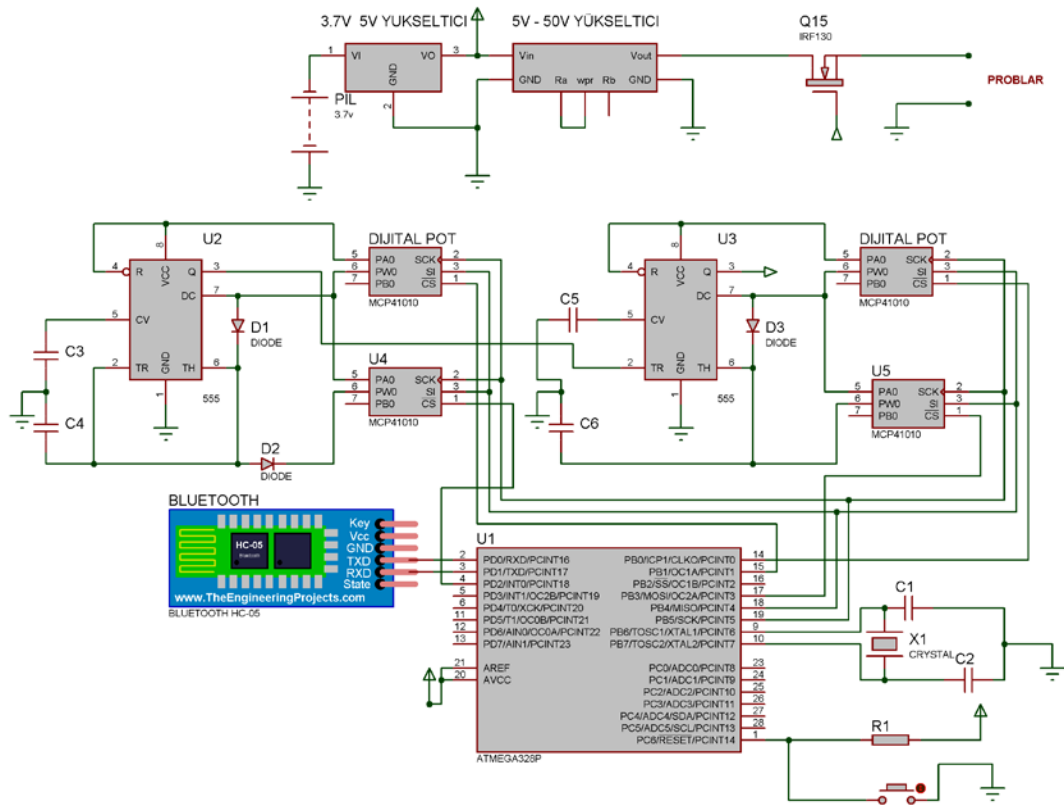
Şekil 3.4. Dirençlerin yerine dijital potansiyometrelerin yerleştirildiği frekans üreten devre şeması

Şekil 3.4 de gösterilen devrede şekil 3.3 de anlatılan direnç karmaşası çözülmüş olmaktadır. Bu devrede ise direnç değişimini sağlayan eleman dijital potansiyometre olmuştur.

Dijital potansiyometre mikro denetleyiciden aldığı PWM, yani darbe genişliği modülasyonu (Pulse Width Modulation), sinyalleri doğrultusunda içindeki direnç değerlerini değiştirerek çıkışta istenilen direnç değerini veren bir potansiyometre devre elemanıdır. Farklı hassasiyete sahip çeşitleri mevcuttur.

Bu devrede  $R_1$  ve  $R_2$  ile gösterilen dirençlerin yerine dijital potansiyometreler koyarak devredeki frekans üretim ve değiştirme işlemini daha sade biçime indirgenmiştir. Böylece hem yer hem de enerjiden tasarruf edilmiştir.

Bununla birlikte frekans değiştirme işlemini daha kontrollü bir ortama taşınmıştır. Şekil 3.5 deki devre şemasında ise darbe genişliği değişimi işlemini gerçekleştirecek devre kısmının tasarımı gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Ayarlanabilir darbe genişliğini sağlayan devre parçasının eklendiği devre şeması

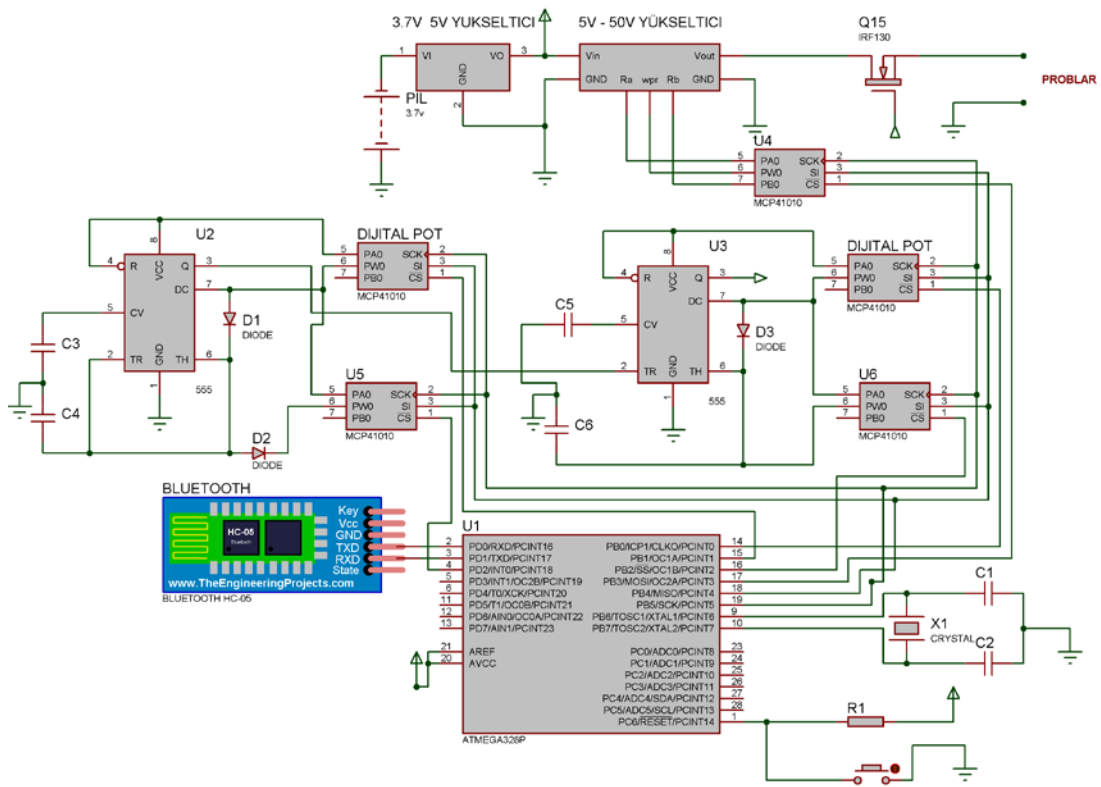
Şekil 3.5 de gösterilen devrede değişken frekans üretmek için kullanılan 555 entegre kullanılan devre düzeneği değişken darbe genişliği düzenlemek için de kullanılmıştır. Böylece darbe genişliğini de kontrol altına almak mümkün olmuştur.

Frekans ve darbe genişlikleri değişimi kontrol altına alındıktan sonra darbe genliği değişimi konusunda araştırma yapılmıştır. Birkaç farklı devre düzeneği incelenmiş ve çoğunda transformatör yardımlı darbe genliği ayarı yapıldığı gözlemlenmiştir [53-56].

Transformatörler iki tarafı bakır sargısı olan ve dalgalı elektriğin genliğini değiştirmek için kullanılan elektrik ve elektronik elemandır. Sistemimizin problara giden çıkış işareti kare dalga işareti olduğundan kullanılabilir. Fakat transistör kullanırsak devremizde yine yerleştirme problemi olacaktır. Bundan dolayı transistörlü devrelerin yapıları incelenmiş ama onunla alakalı çalışmalar yapılmamıştır.

Transformatör kullanmak yerine ayarlı ve mikro denetleyici kontrolü ile değiştirilebilir güç kaynakları araştırılmıştır [57-60]. Araştırmalar neticesinde piyasada bulunan 50v ayarlı güç kaynakları genelde fazla akım da kullanılan araçlar için kullanıldığından hem çok maliyetli hemde çok büyük bir hacme sahiptir.

Bundan dolayı elimizde bulunan 5-50v dönüştürücü modifiye edilerek dijital potansiyometre kontrollü devre ortaya çıkmıştır.



Şekil 3.6. Ayarlanabilir voltaj genliği sağlayan devre parçasının eklendiği devre şeması

Şekil 3.6 da görüldüğü gibi darbe genliği ayarı da mikro denetleyici kontrolü ile sağlanmıştır. Sistemimiz tamamen kullanıcı tarafından dijital olarak ayarlanabilir hale dönüşmüştür.



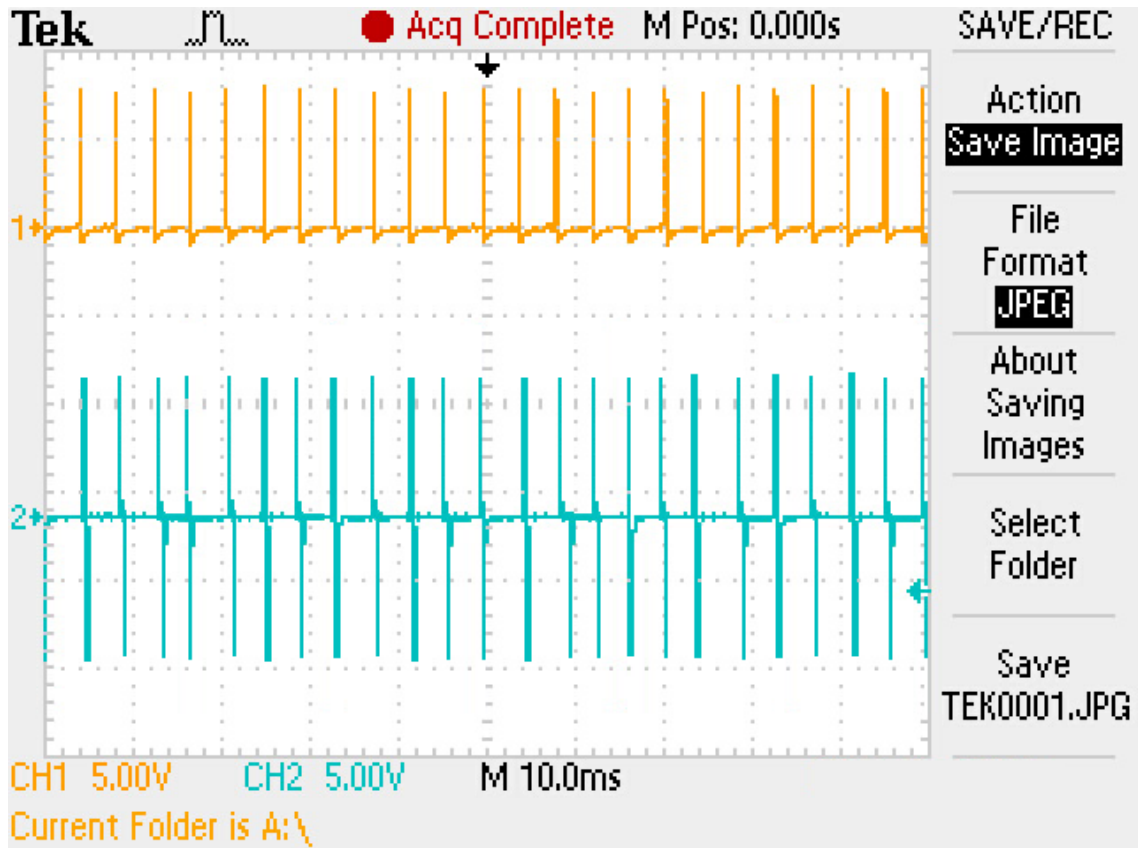
Ayrıca kalabalık bir devre yapısı olmadığından dolayı devrede kullanılan mikro denetleyicinin çok fazla boş pinleri kaldığı için daha küçük bir mikro denetleyici kullanarak devre daha da küçültülmüştür. Bu sayede tabanlığa yerleşimi daha rahat olmuştur.

Frekans ve darbe genişliği için mikro denetleyiciye kütüphane olarak adlandırılan sabit kod parçaları yazılmıştır. Bu şekilde kullanıcının istediği frekans, darbe genişliği ve genlik değerleri Bluetooth vasıtasıyla mikro denetleyiciye aktaracaktır. Mikro denetleyici, frekans ve darbe genişliği için yazılmış olan ilgili kütüphaneyi, genlik için de kendi içerisinde bulunan PWM kütüphanesini kullanarak istenen parametrelerde TENS sinyali üretebilecektir.

Mikro denetleyici kodu bu tezin sonunda Ek-2’de belirtilmiştir.

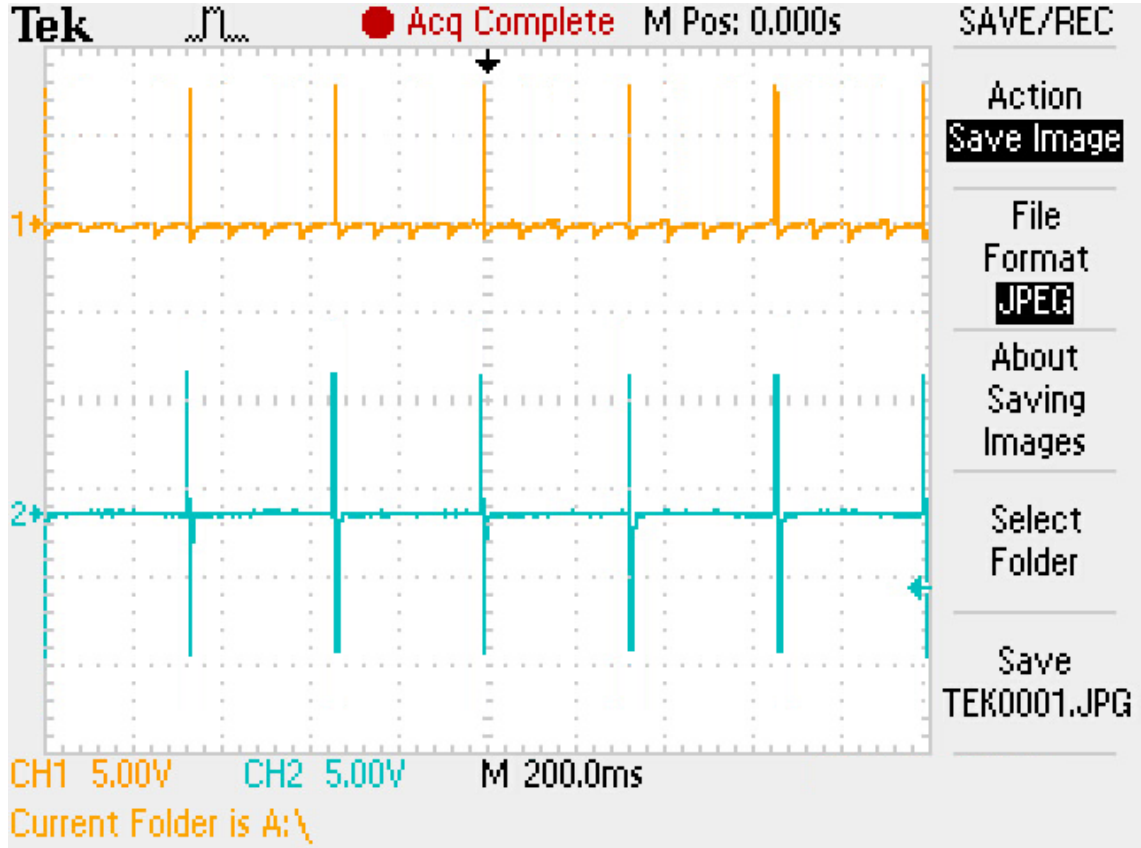
### 3.3 Yapılan Cihaz ile Piyasada Bulunan Cihazların Karşılaştırılması

Proje bünyesinde tasarlanan devrenin, çalışmanın amacına uygun çalıştığını anlamak için hali hazırda bulunan ve hastaların kullandığı cihazlar ile karşılaştırmalar yapılmıştır. Bu çalışmanın yapılabilmesi için Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) biriminin sağladığı kaynak ile alınan TENS cihazından (F.Bosch TENS/EMS cihazı FB2405) elde edilen sinyal ve proje için tasarlanan şekil 3.7 de gösterilen devre karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.8. Yüksek Frekans TENS (High TENS) Sinyalleri Karşılaştırılması

Şekil 3.8 de yüksek frekanslı işaretler karşılaştırılmıştır. Kanal 1 (CH1) çalışma kapsamında tasarlanan devrenin, kanal 2 (CH2) proje kapsamında temin edilen TENS cihazının sinyal çıktısıdır. Frekans değeri 100 Hz dir.



Şekil 3.9. Alçak Frekans TENS (Low TENS) Sinyalleri Karşılaştırılması

Şekil 3.9 da ise alçak frekanslı işaretler karşılaştırılmıştır. Kanal 1 (CH1) çalışma kapsamında tasarlanan devrenin, kanal 2 (CH2) proje kapsamında temin edilen TENS cihazının sinyal çıktısıdır. Frekans değeri 5 Hz dir.

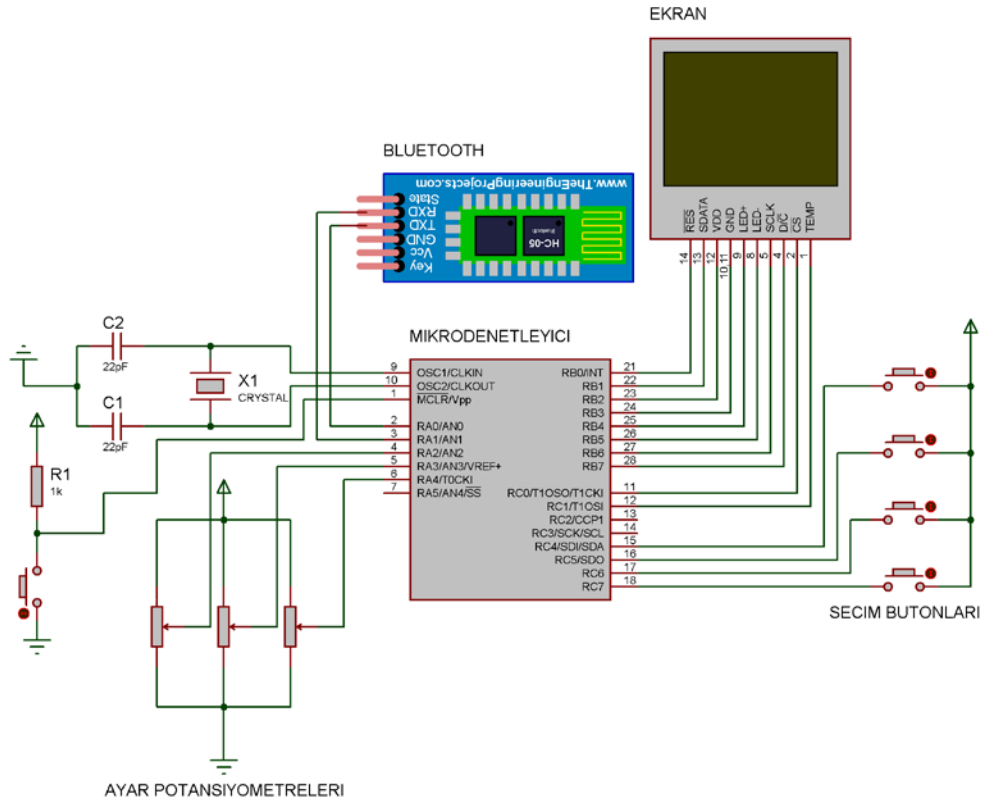
### 3.4 Kumanda Bölümü

Kumanda bölümü; sistemin kullanıcı ile tabanlılık arasındaki haberleşmeyi sağlayan bölümdür. Telefon ya da el kumandası ile gerekli komutların iletilmesini sağlar.

Burada en önemli faktör Bluetooth haberleşmesidir. Bir sonraki bölümde çalışma kapsamında tasarlanan sistemin insan üzerindeki etkisini irdelemek için simülasyon ortamında gerçeğe yakın değerler üzerinde çalışma yapılmıştır.

İletişim sağlayan 2 adet sistem vardır. Bunlardan birincisi el terminali, ikincisi ise akıllı cihazlardır. El terminalide buton, potansiyometre, ekran ve mikro denetleyici bulunur.

#### 3.4.1 El Terminali



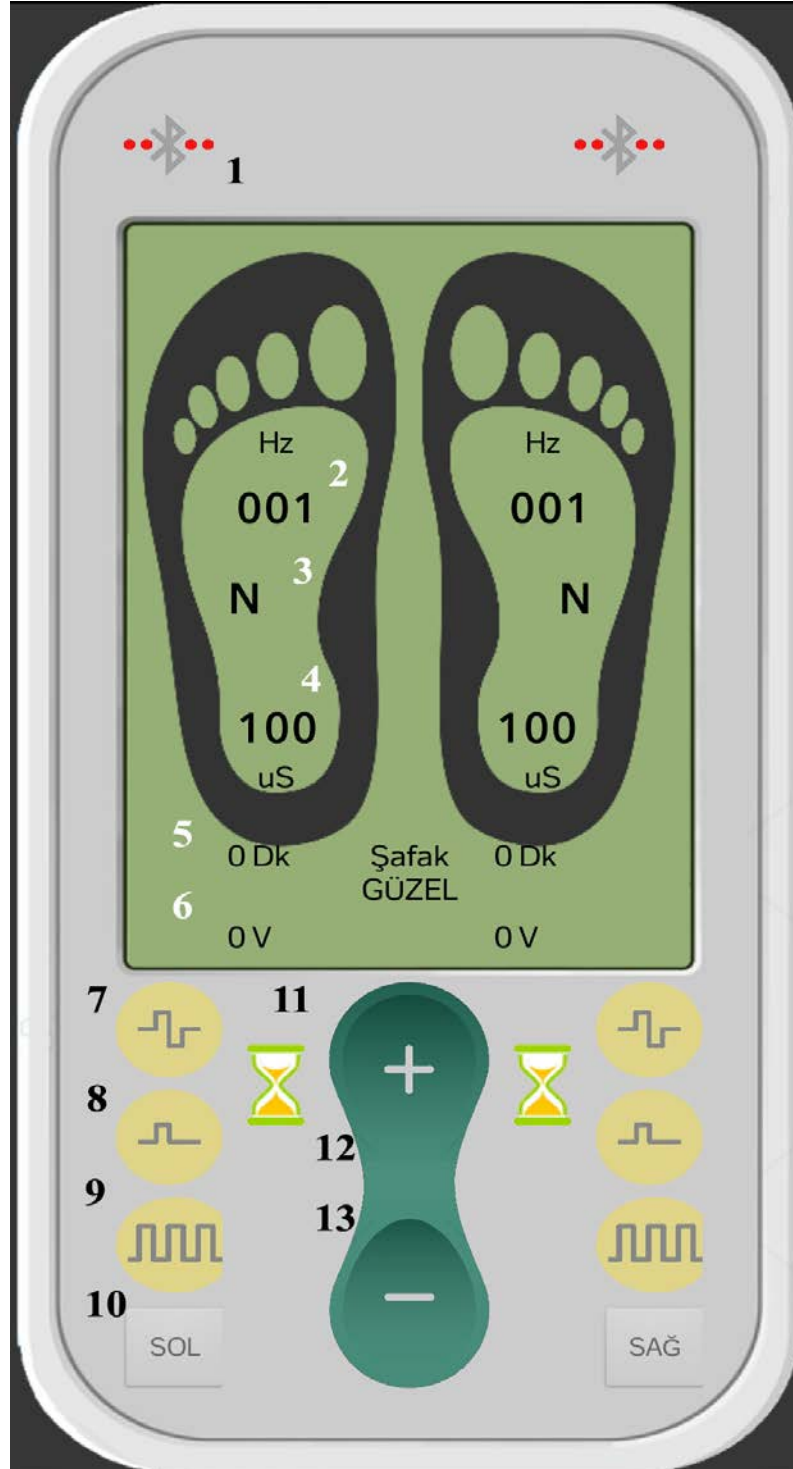
Şekil 3.10. El terminali devre şeması

Seçim butonları ile TENS çeşitleri arasında geçiş, başlatma, durdurma, zaman ayarı vb. işler yaparken; potansiyometreler ile de frekans, darbe genişliği ve genlik değerleri değiştirilebilir.

Bu terminal ile teknoloji kullanımı iyi olmayan, akıllı cihaz kullanacak kadar bilgi sahibi olmayan kişilerin kullanımı daha kolay olacaktır. Kullanımı basit ve 2 veya 3 hamle ile istenilen TENS işlemi başlatılabilir formdadır.

### 3.4.2 Akıllı Telefon Uygulaması

Akıllı cihaz uygulamasında kullanım mobil cihaz uygulaması ile olmaktadır.



Şekil 3.11. Akıllı telefon uygulama ara yüzü

Şekil 3.11 de numaralı gösterilen uygulama şeklinde, yukarıdan itibaren buton ve gösterge sıralaması aşağıda yer almaktadır.

1. Bluetooth bağlantı göstergesi,
2. Frekans değeri göstergesi,
3. TENS modu göstergesi,
4. Darbe genişliği göstergesi,
5. Zaman göstergesi,
6. İşaret genliği göstergesi,
7. Frekans seçim butonu,
8. Darbe genişliği seçim butonu,
9. TENS modu değiştirme butonu,
10. Belirlenen TENS sinyali başlatma/durdurma butonu,
11. Zaman butonu,
12. Değer artırma butonu,
13. Değer azaltma butonu.

Uygulamanın özellikleri şöyledir;

- Aynı anda iki seçim/değiştirme butonu aktif olmaz (mod değiştirme güvenliği için),
- Başlatma butonuna basıldığında 5 saniye boyunca sadece değer artırma ve azaltma butonları genlik değiştirmek için aktif olur,
- Durdurma butonuna basılmadığı müddetçe diğer butonlar çalışmaz (tedavinin devamlılığı için),
- Zaman dolduğunda sistem otomatik olarak durur ve yeni komut bekler.

Uygulamanın çalışma şekli, sistemin çalışması boyunca Bluetooth bağlantısı kesilmesi dışında yanlışlıkla değişiklik yapılmasını engellemek üzerine kurulmuştur. Her hangi bir değişiklik yapılmak istenirse o an ki TENS modu durdurulup yeniden programlanan mod gönderilebilir.

Eğer Bluetooth bağlantısı çalışma esnasında kesilir ve 5 dakika içinde yeniden bağlantı sağlanmaz ise sistem otomatik olarak 5 dakika içinde geri sayarak kendini durdurur.

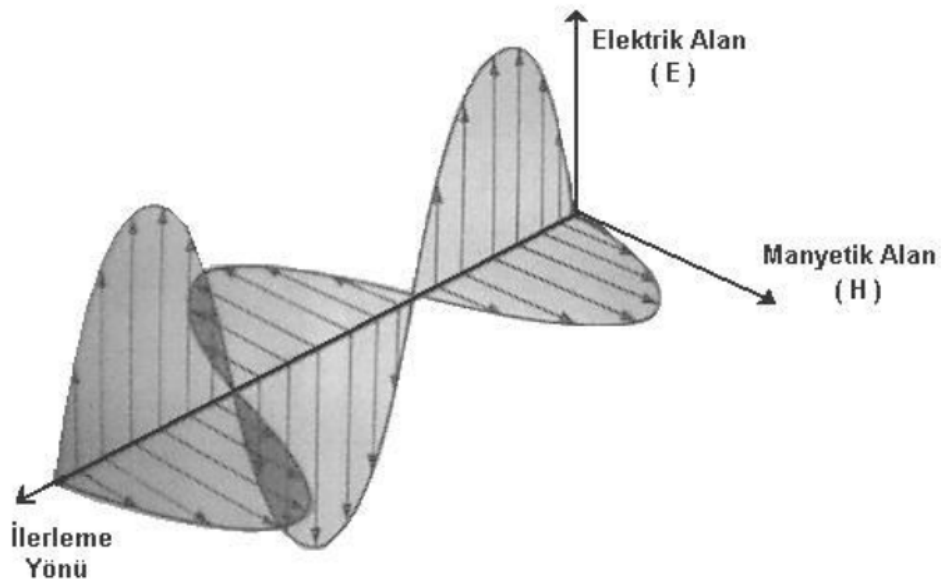
## 4. BÖLÜM

### GİYİLEBİLİR TENS/EMS CİHAZI İÇİN SAR ANALİZİ

Bu bölümde, üçüncü bölümde anlatılan devredeki iletişimi sağlayan Bluetooth modülünün yaydığı elektromanyetik alanın insan vücudu üzerindeki SAR etkisi analiz edilmiştir. Bununla birlikte elektromanyetik alanın oluşumu, analiz için kullanılan yöntem, simülasyon ortamı ve bunlara bağlı hesaplama değerlerinden de bahsedilmiştir.

#### 4.1. Elektromanyetik Alan

Durağan elektrik yükü elektrik alanı, hareket halindeki yük ise akım oluşturur ve elektrik alan ile birlikte manyetik alan oluşturur. Zamanla değişen bir elektrik alanına bir manyetik alan eşlik eder ve bunun tersi de geçerlidir. Bir başka deyişle, zamanla değişen elektrik ve manyetik alanlar bağılıktır ve bir elektromanyetik alan oluştururlar. Durağan elektrik yükü ya da düzgün doğrusal hareketli elektrik yükü, elektromanyetik dalga yaymaz, yükün ivmeli olması gerekir. Zamanla değişkenlik gösteren durumlarda, elektrik alan ve manyetik alan birbirine bağlıdır. Değişken bir elektrik alan ile bir manyetik alan, değişken bir manyetik alan ile bir elektrik alan birbirine eşlik eder. Maxwell denklemleriyle tanımlanırlar. Boş uzayda bu iki alan birbirine diktir ([61],[62]).



Şekil 4.1. Zamanla değişken elektrik ve manyetik alanlar [61]

Elektromanyetik dalgalar boşlukta ışık hızıyla yayılır. Elektromanyetik dalgalar, dalga boylarına bağlı olmasından dolayı birbirinden farklıdır.  $\lambda = c/f$  ( , dalga boyu, c, ışık hızı, f, frekans) denkleminde gösterildiği gibi frekans ile dalga boyu ters orantılıdır [63].

#### 4.1.1. Elektromanyetik Alanların İnsan Vücut Dokuları ile Etkileşimi

Düşük frekanslı elektromanyetik alan, yüzey elektrik akımlarının meydana gelmesine, dokularda yönelmiş elektrik dipollerinin, uygulanan polarizasyon yönünde kuvvet uygulamasına neden olur. Etkiler; frekansa, uygulanan elektromanyetik dalganın polarizasyonuna, dokunun elektriksel özelliklerine, vücudun boyut ve pozisyonuna bağlıdır. Düşük frekanslı manyetik alan, vücutta elektrik alan indüklenmesine ve elektrik akımı akmasına neden olur [64].

Akım yoğunluğu, dokuların iletkenliğine, akım çevriminin büyüklüğüne, manyetik alanın değişim hızı ile genliğine bağlıdır [65].

100 KHz'in üzerinde enerjinin soğurulması ve ısınma meydana gelir. Homojen bir düzlem dalga, vücutta homojen olmayan bir enerji dağılımı oluşturur. 100KHz-20MHz'de frekansın artmasıyla gövdedeki soğurulma da artar. En büyük soğurulma boyun ve bacaklarda oluşur. 20MHz-300MHz gövdedeki soğurma daha fazladır. Gövdenin boyu nedeniyle rezonans oluştuğunda kafa ve kollarda da yüksek soğurulma görülür [64].

300MHz-10GHz'de lokal olarak en büyük soğurulma oluşur. Soğurulma vücudun çeşitli bölgelerinde homojen değildir. 10GHz üzerinde enerji soğurulması özellikle vücut yüzeyinde oluşur. Elektromanyetik dalga iç organlara nüfuz edemez.

Elektromanyetik enerjinin güç yoğunluğunun dokularda oluşturduğu etkilerini belirlemek için bir ölçüt olarak SAR değeri (özellik soğurma oranı, Spesific Absorption Rate) kullanılmaktadır [64]. SAR, vücudun 1 kg'ının sıcaklığını 1° C yükselten elektromanyetik enerji miktarıdır. Elektromanyetik dalga yayan tüm cihazlar için SAR ölçümü yapıp kullanım süresi, vücuda uzaklığı vb. ölçütlerin belirlenmesi gereklidir.

## 4.2. Elektromanyetikte Sayısal Yöntemler

Herhangi bir ortamdaki elektrik ve manyetik alanların hesaplanmasında analitik çözümler ancak basitleştirilmiş ve idealleştirilmiş yapılar için elde edilebilmektedir. Örneğin, ele alınan yapı karmaşık olsa da başlangıçta küresel, silindirik ya da dikdörtgen olarak düşünülür. Bu basitleştirme yapının kendisi açısından ne kadar aykırı olursa olsun problemin fiziği hakkında bilgi taşıdığından gereklidir. Bu tip basit yapılarda elde edilen fiziksel bilgi sayesinde karmaşık yapılarda ve gerçeğe yakın koşullarda analitik yaklaşık ya da salt sayısal yöntemlerin güvenli olarak uygulanması sağlanabilir [65].

Elektromanyetik problemlerin çözümünde birçok yöntem bulunmaktadır. Birden çok yönteme gereksinim duyulmasının sebebi her problem için farklı çözüm gereksinimidir. Yani, her yöntem belli koşullarda, belli problemlerde iyi sonuç verirken, farklı problemlerde aynı yöntem istenilen hassas sonuçları verememektedir [65]. Bu çalışmada bu yöntemlerden Zaman Sonlu Farklar Yöntemi FDTD (Finite Difference Time Domain) yöntemi kullanılmıştır.

### 4.2.1. FDTD Yöntemi

Elektromanyetik alanlara maruz kalmanın sonucu olarak insan vücudundaki SAR değerinin bilinmesi, bu alanların insanlara zararlı etkilerin değerlendirilmesinde temel bir öneme sahiptir. Bu sebeple SAR hesabında kullanılan, insan vücudunu ve onun anatomik özelliklerini ayrıntılarıyla modelleyen bir çok metot geliştirilmiştir.

FDTD yöntemi, Maxwell denklemlerinden kısmi türev operatörlerinin merkezi farklara dayalı sonlu farklar karşılıkları ile değiştirilip, doğrudan zaman ve konum uzayında sayısallaştırılmasına dayanır. Bu yöntemle elektrik ve manyetik alanlar ve bunlardan faydalanarak da SAR değerleri hesaplanır. Maxwell denklemlerindeki diferansiyel operatörler sayısallaştırılıp sonlu farklar eş değerleri ile değiştirilir. Bu sayede bulunan ayrık denklemler analizi yapılacak yapıya ait limit şartları da sağlanarak iteratif olarak çözülür. Bu yöntem ilk defa 1966 yılında Yee tarafından ortaya atılmıştır [66].

### *FDTD Yönteminin Avantajları*

- FDTD yönteminde sinüzoidal işaretlerin simülasyonu yapılabildiği gibi, Gauss darbesi gibi darbesel işaretlerin de simülasyonu yapılabilmektedir. Dolayısıyla çok geniş frekans aralığı için çözüm yapılabilmektedir. FDTD, rezonans frekansının tam bilinmediği veya herhangi bir anda istenilen geniş bantlı sonuçların elde edilemediği uygulamalarda oldukça elverişli bir metottur.
- FDTD yöntemi kullanılarak, zaman uzayında saklanan verilerin frekans uzayına kolaylıkla çevrilmesi ile istenilen frekans spektrumuna tek adımda ulaşılabilir.
- FDTD yöntemi ile üzerinde çalışılan yapılar yüksek doğrulukla ve kolaylıkla modellenebilmektedir.
- FDTD yöntemi, diğer bazı sayısal yöntemlerdeki gibi çok büyük matris yapıları içermemekte ve matris tersi alma gereksinimi olmadığı için ulaşılan çözümler oldukça güçlü olmaktadır.
- FDTD yöntemi kullanılarak zaman boyutunda yapılan çözümler sonucu elektromanyetik dalgaların, görsel olarak istenilen zamanlarda hareketleri izlenebilmekte ve incelenen yapının dalga yayılımı açısından anlaşılması kolay olmaktadır.
- FDTD metodu ile elektrik ve manyetik alan bileşenleri, hesap uzayının her noktasında doğrudan bulunur.
- FDTD yöntemi özünde hacimsel olmasına karşın, ince plakaları ve ince çubuk antenleri de başarılı bir şekilde ele almaktadır. Model hücrelerinin yeterliliği kullanılarak bunun kesinliği istenildiği kadar yüksek yapılabilir [67].

### *FDTD Yönteminin Dezavantajları*

- FDTD yöntemi hesap uzayını ızgaralamayı gerektirir. Bu ızgaraların boyutları modelde belirlenen en küçük dalga boyundan daha küçük olmalıdır. Bu da çok geniş hesap uzayı ve çözüme ulaşmak için uzun zaman gerektirir [66].

Ele alınan problemde üç boyutlu hesap uzayının, eş özellikli  $N_x \times N_y \times N_z$  adet dikdörtgen prizmadan oluştuğu varsayılır. Birbirinin özdeşi olan bu küçük prizmaların boyutları,  $\Delta x \times \Delta y \times \Delta z$  olup, FDTD hücresi olarak isimlendirilir. Hücre numaraları (i,j,k) sırasıyla x'de, y'de ve z'deki hücre numarası olmak üzere tam sayılarla belirtilir. İlk kez belirtildiği gibi, her hücrede farklı yerlerde konuşlandırılan üç elektrik ve üç manyetik alan bileşeni ayrıca aralarında zaman farkı olacak şekilde, iteratif olarak istenen zaman süresince hesaplanır [64].

$T_f$  hesap süresi, n (tam sayı) zaman adımı,  $\Delta t$  hesaplama zaman aralığı olmak üzere,  $T_f = n \times \Delta t$  süresince her hücrede bütün bileşenler için hesaplama yapılır. Çözümler iteratif olduğunda zaman ve konum aralıkları arasında belli bir kararlılık kriteri söz konusudur. Yani, konumda ayrıklaştırma yapıldıktan sonra zaman aralığı keyfi seçilemez [63].

Ayrıca, FDTD ile zaman domaininde geniş bantlı darbesel işaretlerin simülasyonu da söz konusu olduğundan simüle edilen en yüksek frekanslı (en küçük dalga boyu,  $\lambda_{min}$ ) bileşen için sayısal dispersiyona neden olmayacak konum örneklemesine dikkat etmek gerekir. Pratikte sayısal dispersiyon sınırı, problemden probleme ve istenen doğruluğa bağlı olarak değişmekle birlikte ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$  yada  $\Delta z$  'nin en büyüğü)  $\lambda_{min} / 100$  ile  $\lambda_{min} / 4$  arasında seçilebilmektedir [64].

Maxwell denklemleri bilindiği gibi uzayın belli bir noktasında ve anında elektrik ve manyetik alan değerlerini birbirine bağlar;

$$\nabla \times \bar{E}(\bar{r}, t) = -\mu \frac{\partial \bar{H}(\bar{r}, t)}{\partial t} \quad (4.1)$$

$$\nabla \times \bar{H}(\bar{r}, t) = -\varepsilon \frac{\partial \bar{E}(\bar{r}, t)}{\partial t} + \bar{J}(\bar{r}, t) \quad (4.2)$$

Bu denklemlerde,  $\bar{E}$  elektrik alan şiddetinin,  $\bar{H}$  manyetik alan şiddetinin,  $\bar{J}$  akım yoğunluğunun ( $\bar{r}$ ,  $t$ ) konum-zaman fonksiyonlarıdır. Elektrik alanın konuma göre kısmi türevi manyetik alanın zaman göre kısmi türevine ortam parametreleri  $\varepsilon$  (dielektrik sabiti),  $\mu$  (manyetik geçirgenlik) ve  $\sigma$  (iletkenlik) ile bağlıdır ([68],[69]).

Verilen bu iki denklem merkezi farklara göre ayrıklaştırılıp düzenlenirse uzayın her noktasında üç elektrik ve üç manyetik alan bileşenini içeren iteratif denklemler elde edilir.

Manyetik alan sonlu farklar eşitlikleri:

$$\bar{H}_x^{(i,j,k)} \mu_{xx}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{E_z^{(i,j+1,k)} - E_z^{(i,j,k)}}{\Delta y'} - \frac{E_y^{(i,j,k+1)} - E_y^{(i,j,k)}}{\Delta z'} \right] \quad (4.3)$$

$$\bar{H}_y^{(i,j,k)} \mu_{yy}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{E_z^{(i+1,j,k)} - E_z^{(i,j,k)}}{\Delta x'} - \frac{E_x^{(i,j,k+1)} - E_x^{(i,j,k)}}{\Delta z'} \right] \quad (4.4)$$

$$\bar{H}_z^{(i,j,k)} \mu_{zz}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{E_y^{(i+1,j,k)} - E_y^{(i,j,k)}}{\Delta x'} - \frac{E_x^{(i,j+1,k)} - E_x^{(i,j,k)}}{\Delta y'} \right] \quad (4.5)$$

Elektrik alan sonlu farklar eşitlikleri:

$$E_x^{(i,j,k)} \varepsilon_{xx}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{\overline{H}_z^{(i,j,k)} - \overline{H}_z^{(i,j-1,k)}}{\Delta y'} - \frac{\overline{H}_y^{(i,j,k)} - \overline{H}_y^{(i,j,k-1)}}{\Delta z'} \right] \quad (4.6)$$

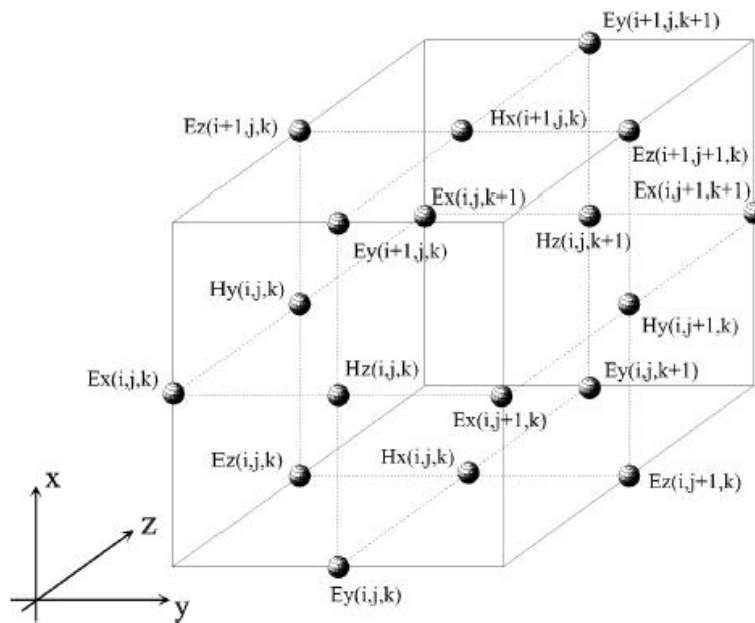
$$E_y^{(i,j,k)} \varepsilon_{yy}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{\overline{H}_x^{(i,j,k)} - \overline{H}_x^{(i,j,k-1)}}{\Delta z'} - \frac{\overline{H}_z^{(i,j,k)} - \overline{H}_z^{(i-1,j,k)}}{\Delta x'} \right] \quad (4.7)$$

$$E_z^{(i,j,k)} \varepsilon_{zz}^{(i,j,k)} = \left[ \frac{\overline{H}_y^{(i,j,k)} - \overline{H}_y^{(i-1,j,k)}}{\Delta x'} - \frac{\overline{H}_x^{(i,j,k)} - \overline{H}_x^{(i,j-1,k)}}{\Delta y'} \right] \quad (4.8)$$

Alt indislerde belirtilen x,y,z harfleri vektörel büyüklüklerin koordinat sistemindeki yönünü belirtir. Bununla birlikte i,j,k harfleri vektörel büyüklüklerin sırasıyla x,y,z yönlerindeki fonksiyonlarını ifade eder. Üst indis olan n harfi ise vektörel büyüklüğün derecesini ifade eder

İteratif denklemlerden görüldüğü gibi, uzayın bir noktasındaki manyetik alan bileşeni aynı noktada bir önceki kendi değerine ve diğer eksenlerdeki komşu elektrik alan değerlerine bağlıdır. Örneğin;  $H_x$  bileşeni kendisinin zamanda önceki değeri ile komşu  $E_y$  ve  $E_z$  değerlerine bağlıdır [69].

Benzer şekilde,  $E_z$  bileşeni de zamanda önceki değeri ile komşu  $H_x$  ve  $H_y$  değerleri ile belirlenir. Bu durumda, hiçbir bileşen verildiği noktadaki diğer bileşenlere gerek duymamaktadır. Yee bu mantıktan yola çıkılarak şekil 4.2 de verilen hücre yerleşimini ortaya atmıştır [66].



Şekil 4.2. Yee hücresi ve alan yerleşimi [66]

### 4.3. SAR (Özgül Soğurma Oranı) Hesapları

Mevcut çalışmada kullanılan Bluetooth haberleşme modülü elektromanyetik enerji yayar. Bundan dolayı bu enerjinin insan vücudundaki etkileri incelenmiştir. Elektromanyetik enerjinin dokularda yarattığı etki farklı biçimde elde edilir. Bu işlem için SAR parametre olarak kullanılır. Belli bir dokuda SAR değeri aşağıdaki denklem ile hesaplanır.

$$\Delta T = \Delta t_s \frac{SAR}{\dot{c}} \quad (4.9)$$

Buradaki ifadeler,

$\Delta T$ : ısı artışı

$\Delta t_s$ : enerji uygulanan süre

$\dot{c}$ : ısı kapasitesi [J/kg °K]

SAR: özgül soğurma oranı [W/kg] ifade eder.

Bu değer elektromanyetik alan büyüklükleri ile ısıya dönüşen enerji olarak,

$$SAR = \Delta t_s \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (4.10)$$

denklemini ile ifade edilir. Buradaki ifadeler ise,

$\sigma$ : dokunun iletkenliği [S/m]

$\rho$ : dokunun yoğunluğu [kg/m<sup>3</sup>]

|E|: elektrik alan ortalama şiddeti [V/m] ni ifade eder.

Elektromanyetik enerjinin dokularda yarattığı etkileri belirlemek zordur. Çünkü dokuların özellikleri karmaşıktır, zamanla ve frekansla değişmektedir. SAR sadece ısı etkileri içermektedir, oysa bu etkileşimde kimyasal hatta organik değişimler bile olabilir [70].

Mevcut çalışmada 2,4 GHz (Bluetooth modülü frekans değeri) frekans yayılımında elektromanyetik dalgaların insanın modelinin belden aşağısı için SAR hesabı yapılmıştır.

Tüm sayısal hesaplarda ortalama güç yoğunluğu 1 W/m<sup>2</sup> olan dalga kullanılmıştır. Hücre boyutu koordinat düzlemine göre  $\Delta x = \Delta y = 2\text{mm}$ ,  $\Delta z = 0,5\text{mm}$  dir. Yapılan hesaplarda her bir sayısal hesap  $\Delta t \approx 2.5\text{psn}$  süresince yapılmıştır. Zaman adımı sayısı en fazla 10000 adımdır. 21 farklı doku hücresinde hesap yapılmıştır.

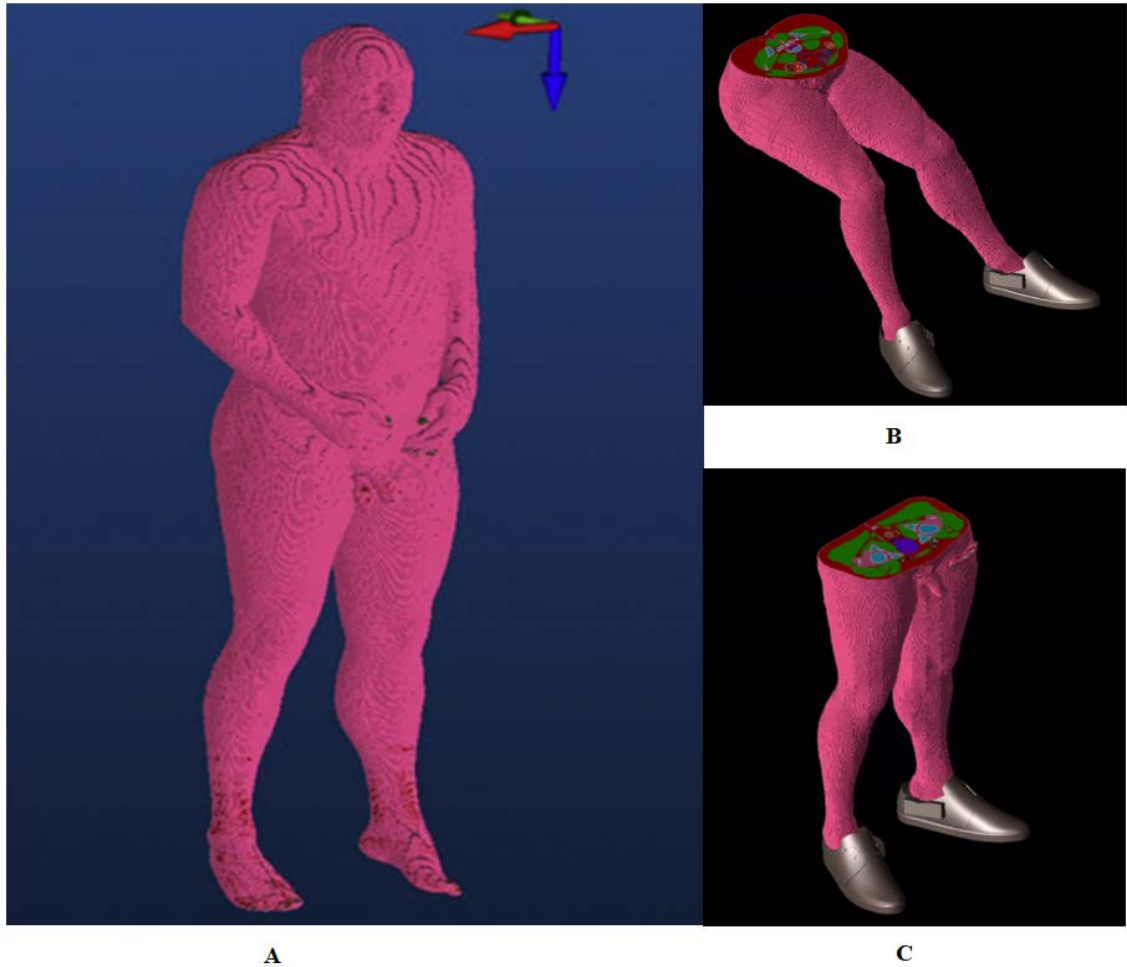
*Tablo 4.1.* Simülasyonda kullanılan vücut dokularının iletkenlik, yoğunluk ve ısı kapasitesi değerleri [71].

<b>Doku Adı</b>	<b>İletkenlik (<math>\sigma</math>)</b>	<b>Yoğunluk (<math>\rho</math>)</b>	<b>Isı Kapasitesi (<math>c</math>)</b>
Vücut sıvısı	0.7	1050	3617
Yağ	0.035	911	2348
Lenf	0.5	1035	3739
Mukoza zarı	0.2	1102	3150
Ayak tırnakları	0.02	1908	1313
Omurga	0.006	1075	3630
Kas	0.2	1090	3421
Salgı bezleri	0.5	1028	3513
Kan damarı	0.25	1102	3306
Kemik	0.02	1908	1313
Kıkırdak	0.15	1100	3568
Bağdoku	0.25	1142	3432
Deri	0.0002	1109	3391
Kalın bağırsak	0.01	1088	3655
İnce bağırsak	0.5	1030	3595
Kan	0.7	1050	3617
Beyin omurilik sıvısı	2	1007	4096
Kemik iliği	0.1	1029	2666
Mesane	0.2	1086	3581
Hayalar	0.4	1082	3778
Süngerimsi kemik	0.07	1178	2274

#### 4.4. Simülasyon Modelleme Metodu

Proje kapsamında kullanılan devrenin, SAR değerini hesaplamak için simülasyon programı kullanılmıştır. Simülasyon programları, projelerin gerçek zamanda belirlenen etkenlere karşı oluşabilecek durumların önceden gözlemlenmesi için sıklıkla kullanılan programlardır. Proje kapsamında BAP desteğiyle lisansı satın alınan simülasyon programı kullanılmıştır.

Simülasyon programı insan vücudundaki elektromanyetik değerlerin etkilerini hesaplarken, insan vücudunun 3 boyutlu voxel (3 boyutlu uzayda tanımlanan grafik bilgisi) modelini kullanır. Bu tür birkaç model vardır. Mevcut çalışmada kullanılan model, ABD Ulusal Tıp Kütüphanesinin oluşturduğu görünür insan projesi (Visible Human Project) için geliştirilen modeldir [72].

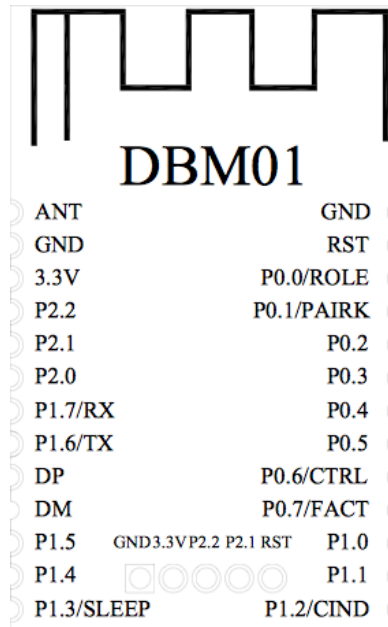


Şekil 4.3. 3 B voxel modeli (A), oturan pozisyon modeli (B), ayakta pozisyon modeli (C)

Şekil 4.3 de 3 boyutlu voxel modeli, mevcut çalışmada kullanılan oturan pozisyon ve ayakta duran pozisyon gösterilmiştir. Tam dalga elektromanyetik simülasyon yazılımı SAR değerini hesaplamak için bu voxel modelini kullanır. Bu çalışmada kullanılan yazılım REMCOM tarafından üretilen XFDTD yazılımıdır [73].

Mevcut çalışmada oluşturulan tabanlılık sistemini insanlar cihazı kullanma pozisyonlarına göre oturarak ve ayakta durarak olmak üzere 2 farklı pozisyonda kullanacaktır. Bundan dolayı 2 farklı pozisyonda simülasyon yapılmıştır.

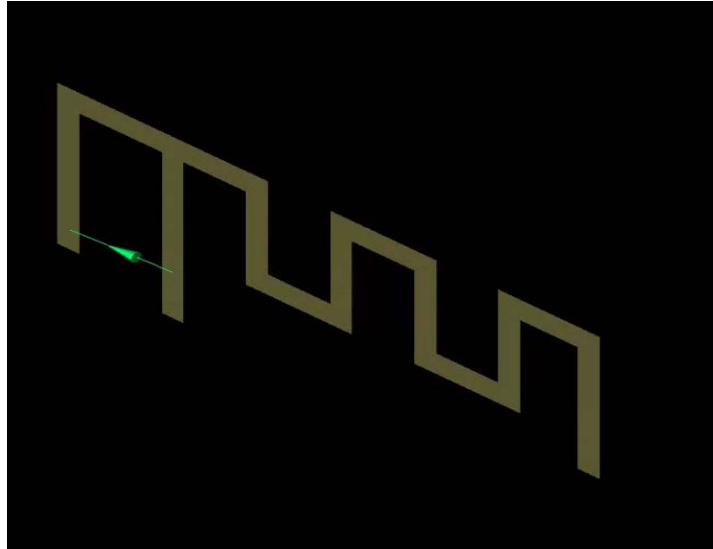
Simülasyon ortamında insan vücudunun belden aşağı kısmı ele alınmıştır. Mükemmel uyumlu katman (The Perfectly Matched Layer (PML)) sınır koşulu, yansımaların vücut ortamından etkilerini atmak için simülasyon modeline uygulanmıştır. SAR ölçüm parametreleri denklem 4.9 ve 4.10 da ki eşitliklere, Tablo 4.1. deki doku değerlerine ve maxwell denklemlerinin denklem 4.1 den 4.8 e kadar gösterilen şekilde, Yee'nin modelinde, FDTD yöntemiyle uygulanmıştır.



Şekil 4.4. Cihazda kullanılan Bluetooth Modülü [74]

3 boyutlu voxel modeli ile birlikte cihazın iletişimini sağlayan anten yapısı simülasyon ortamında tasarlanmıştır.

Tasarlanan anten yapısı, cihazda kullanılan terslenmiş F antenidir (IFA, Inverted F Antenna). Anten empedansı IFA standartlarına göre 2.4 GHz frekansta 50 ohm olarak belirlenmiş, giriş 1 mW güç ile beslenmiştir ve şekil 4.5 de gösterilmiştir ([75],[76]).



Şekil 4.5. IFA standartlarına göre tasarlanmış F tipi anten

Şekil 4.6 da tabanlığın ayakkabıya yerleşimi ve Bluetooth modülün konumlandırılması gösterilmiştir. İletişim modülleri her iki ayakkabıda, ayağın iç kısmına gelen tarafında bulunmaktadır. Bu hem estetik olarak dış görünüşü fazla etkilememekte, hem vücudun daha az SAR etkisinde kalmasını sağlamakta hem de kumanda elemanları ile iletişimi dış etkilerden korumaktadır.



Şekil 4.6. Bluetooth modülün ayakkabıya yerleşimi

Simülasyon ortamında insan vücuduna etki edecek SAR değerinin gerçek hayattakiyle aynı olmasını sağlamak amacıyla simülasyon ortamı parametreleri tablo 4.2 de gösterilen değerlere göre ayarlanmıştır.

*Tablo 4.2. Analizde kullanılan anten, frekans ve zaman parametreleri*

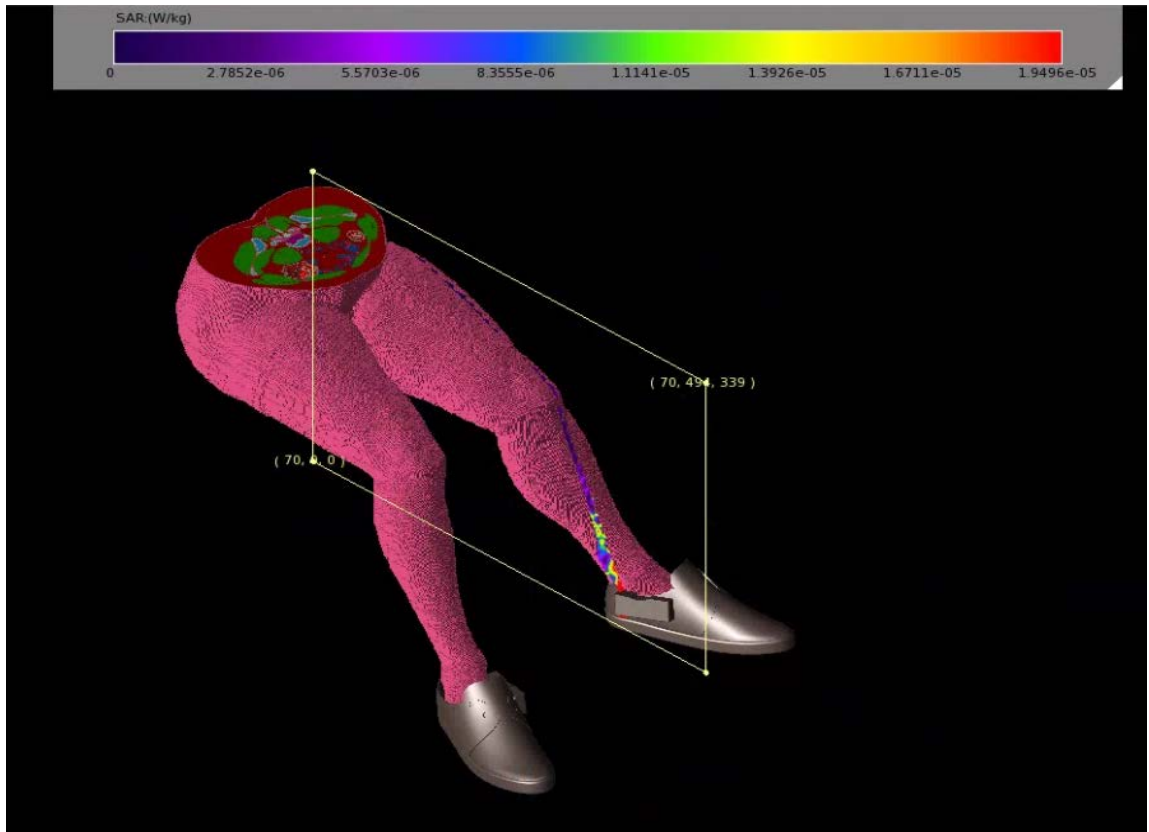
Çalışma 1 (Run 1)		
	Aktif Portlar (Active Ports)	Port1, Port2
	Denge Durumu Frekansı (Steady-state Frequencies)	2.4 GHz
	Zaman Dilimi Örnekleme (Timestep Sampling)	Otomatik, Aralık Sayısı: 41
	Zaman Dilimi (Timestep)	2,53473E-06
	Azami Çözülebilir Frekans (Minimum Resolve Frequency)	14.9896
	Frekans Aralığı (Frequency Range)	2.0 - 2.5 GHz
	Sonlandırma Kriterleri (Termination Criteria)	
	Proje İçeriğini Analiz Etme: (Analyze Project Contents Set)	Hayır
	Yakınsaklık Tespiti: (Detect Convergence)	Etkin
	Eşik Değeri: (Threshold)	-20 dB
	Düz Algılama: (Flatline Detection)	Etkin
	Uzaysal Örnekleme Yoğunluğu: (Spatial Sampling Density)	Orta
	Geçici Örnekleme Aralığı: (Temporal Sampling Interval)	100
	Asgari Simülasyon Zaman Dilimi: (Minimum Simulation Timesteps)	0
	Azami Simülasyon Zaman Dilimi: (Maximum Simulation Timestep)	10000

#### 4.4.1 Senaryo 1: Oturan İnsan Modeli Simülasyonu



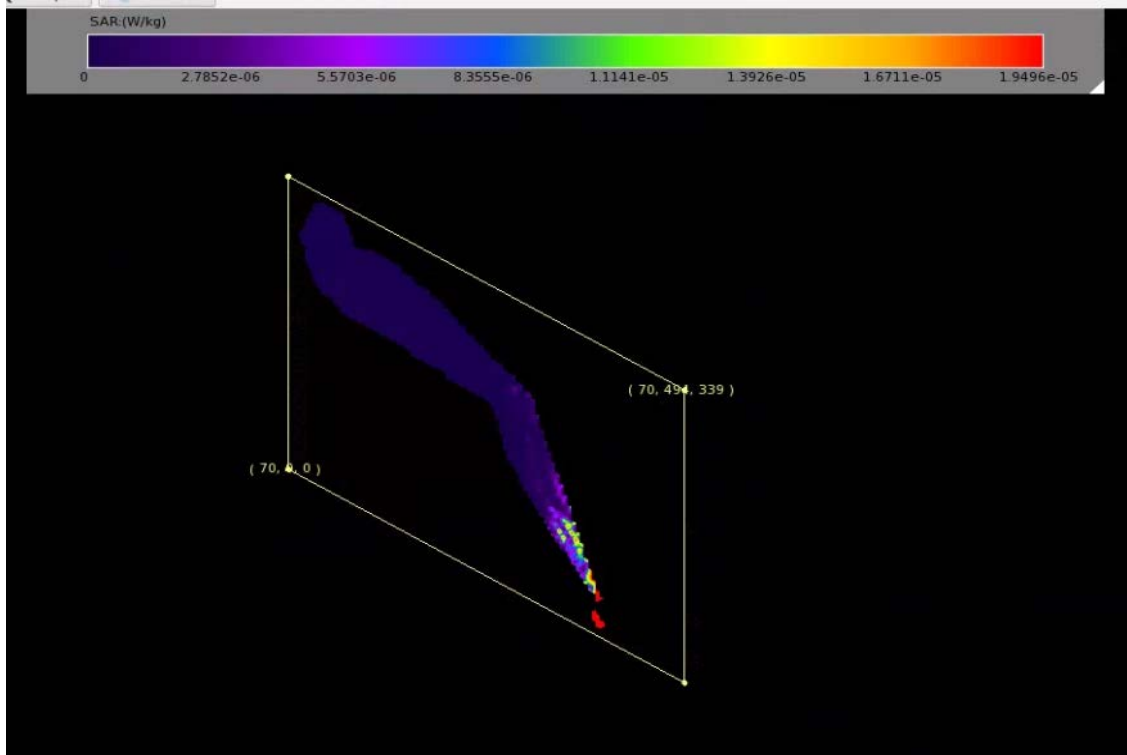
Şekil 4.7. Oturan insan modeli FDTD SAR simülasyonu

Şekil 4.7 de tez kapsamında tasarlanan sistemi simülasyon ortamında insanın otururken kullandığında maruz kalacağı elektromanyetik alan ve SAR değeri analizi çalışması gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Oturan insan modelindeki SAR etkisi gösterimi

Şekil 4.8 de oturan insan modelindeki anten kaynağının yanında bulunan dokularda, elektromanyetik etkinin yoğun olduğu bölge gösterilmiştir. SAR analizi sonuçlarına göre; toplam dağıtılmış güç (total power dissipated)  $2.275e-04$  W/kg, maksimum değer (maximum value) bulunduğu yer ayak içi denilen, antenin bulunduğu bölgededir.



Şekil 4.9. Oturan insan modelindeki en yüksek SAR etkisinin olduğu bölge

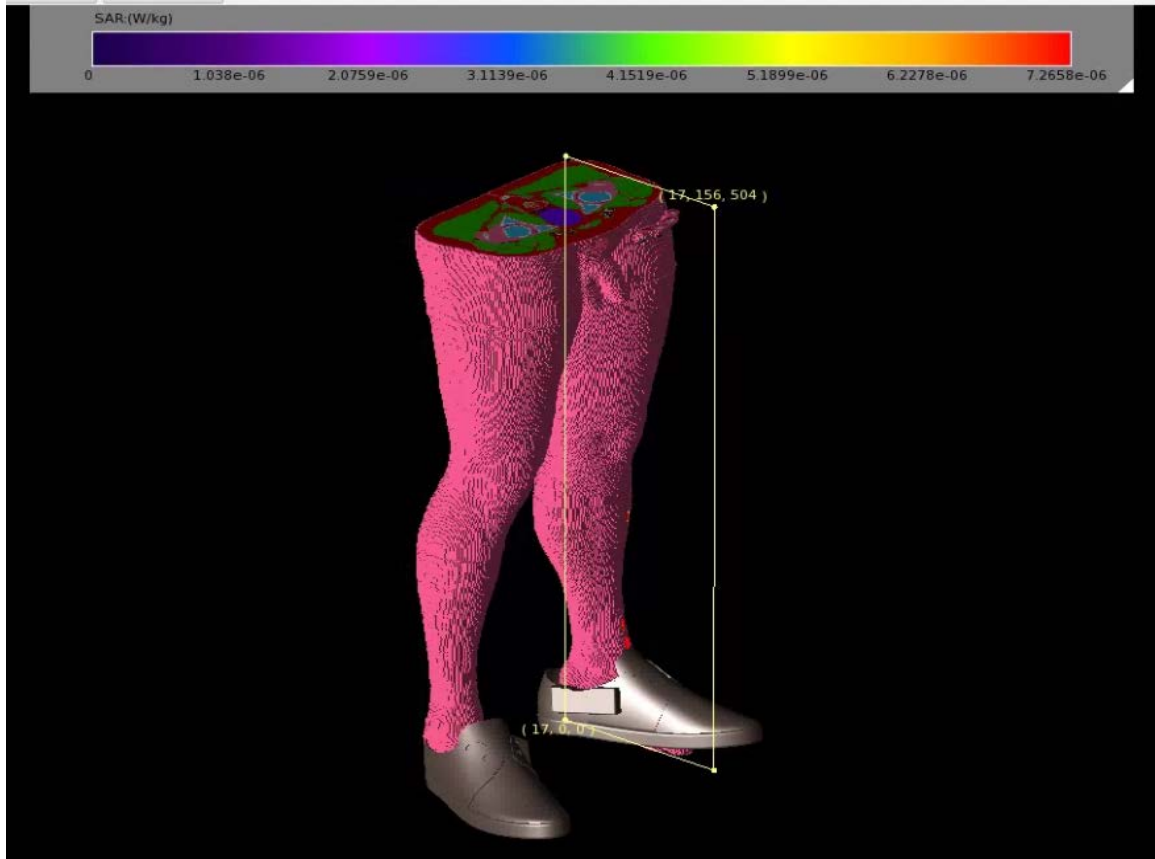
Şekil 4.9 da yapılan analiz sonucu oturan insan modelinin dokular üzerindeki en yüksek SAR etkisi gösterilmiştir. Kırmızı renkte gösterilen, antenin bulunduğu bölgedeki değer  $1.95e-02$  W/kg dır. Koyu mavi renkte gösterilen bölgelerde bu değer sıfıra yakındır. Tüm modele etki eden ortalama değer (average value) ise  $4.293e-06$  W/kg dır. Simülasyon ortamında ele alınan toplam kütle 53 kg dır.

#### 4.4.2 Senaryo 2: Ayakta İnsan Modeli Simülasyonu



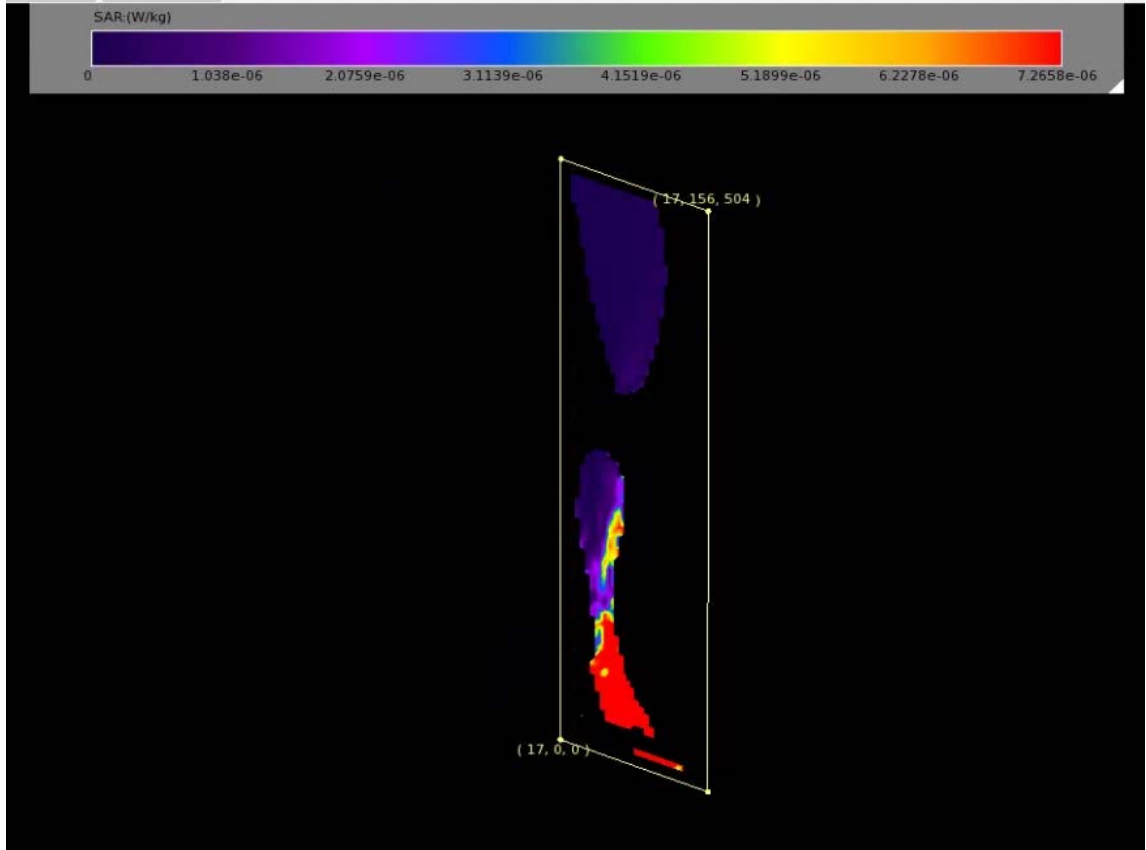
Şekil 4.10. Ayakta insan modeli FDTD SAR simülasyonu

Şekil 4.10 da tez kapsamında tasarlanan sistemi simülasyon ortamında insanın ayakta iken kullandığında maruz kalacağı elektromanyetik alan ve SAR değeri analizi çalışması gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Ayakta insan modelindeki SAR etkisi gösterimi

Şekil 4.11 de ayakta insan modelindeki anten kaynağının yanında bulunan dokularda, elektromanyetik etkinin yoğun olduğu bölge gösterilmiştir. SAR analizi sonuçlarına göre; toplam dağıtılmış güç (total power dissipated)  $1.817e-04$  W/kg, maksimum değer (maximum value) bulunduğu yer ayak içi denilen, antenin bulunduğu bölgededir.



Şekil 4.12. Ayakta insan modelindeki en yüksek SAR etkisinin olduğu bölge

Şekil 4.12 de yapılan analiz sonucu ayakta insan modelinin dokular üzerindeki en yüksek SAR etkisi gösterilmiştir. Kırmızı renkte gösterilen, antenin bulunduğu bölgedeki değer  $1.7266e-02$  W/kg dır. Koyu mavi renkte gösterilen bölgelerde bu değer sifıra yakındır. Tüm modele etki eden ortalama değer (average value) ise  $4.612e-06$  W/kg dır. Simülasyon ortamında ele alınan toplam kütle 53 kg dır.

İzin verilen SAR değer oranı  $1.6 - 2$  W/kg dır [77]. Bu değerler göz önüne alındığında cihazımızın SAR oranı çok düşüktür. Bulduğu konum dolayısıyla vücuda etkisi de daha da azdır, gerçek zamanlı simülasyonla da kanıtlanmıştır.

## 5. BÖLÜM

### SONUÇ VE ÖNERİLER

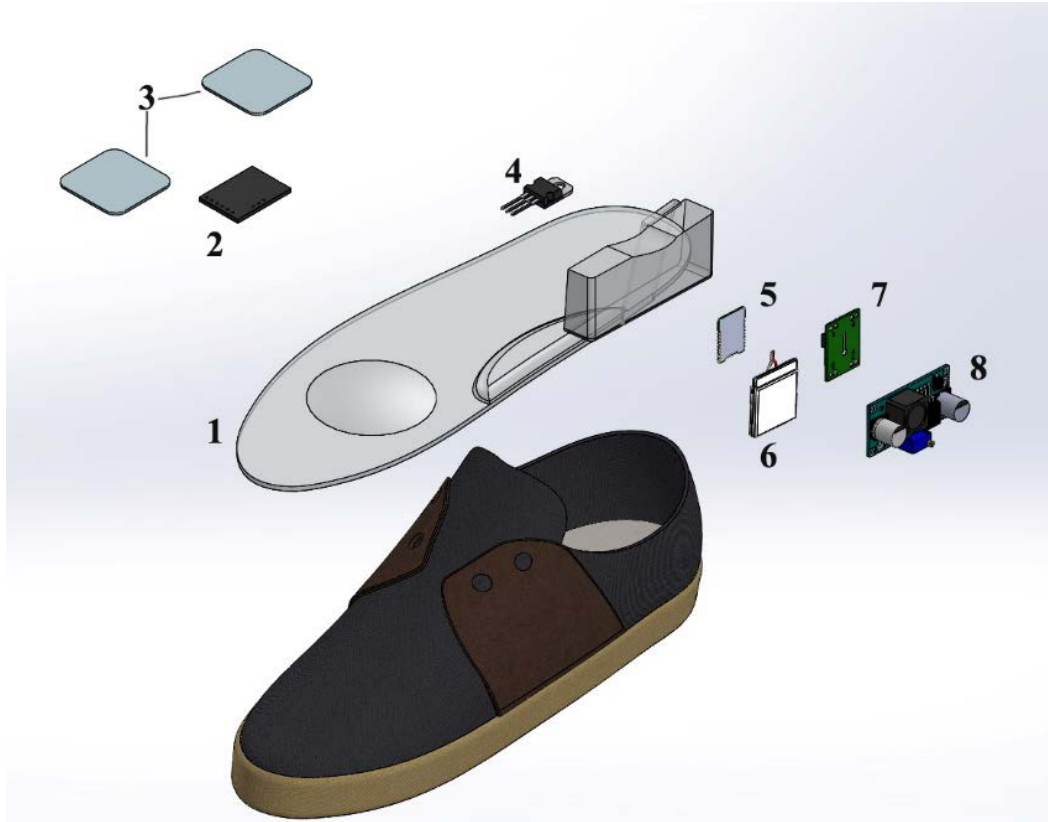
#### 5.1. Sonuç ve Öneriler

Bu çalışma kapsamında diyabetik polinöropati hastaları özelinde giyilebilir, mobil teknolojiler ile de desteklenen bir EMS sistemi tasarlanmıştır. Sistemin giyilebilir olması temel amaçtır ve bu kapsamda tasarlanan sistem bir ayakkabı tabanlığına entegre edilmiştir.



Şekil 5.1. Tez kapsamında oluşturulan sistemin tabanlığa yerleşimi

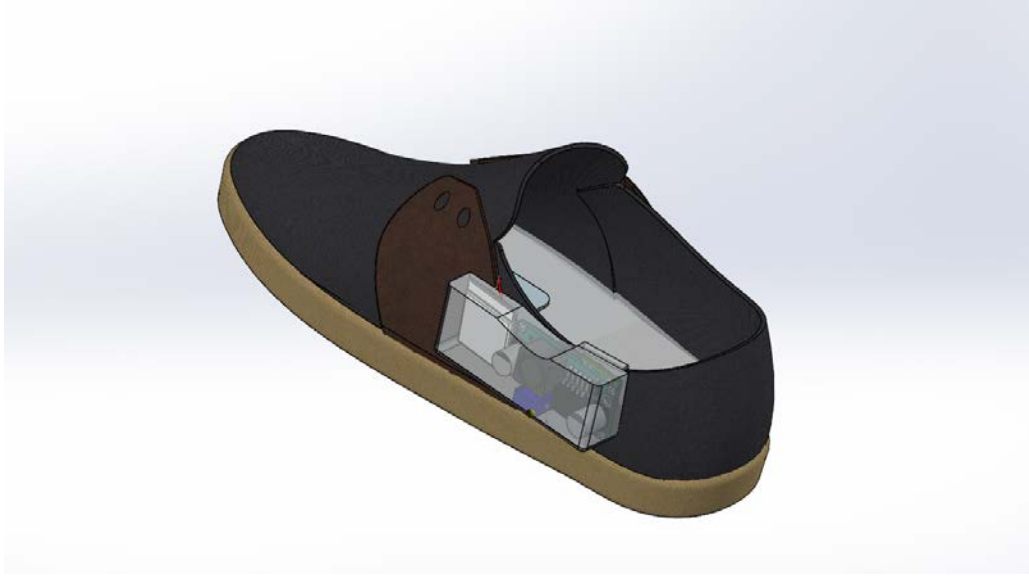
Şekil 5.1 de tez çalışması ile oluşturulan devre ve sistemin tabanlık içerisindeki yerleşimi gösterilmiştir. Kontrol görevinde bulunan elektronik elemanlar tabanlığın içerisinde ayak basıncının en düşük olduğu bölgelerde tabanlığa gömülü, vücut problemleri TENS/EMS tedavisi uygulanacak bölgelerde ve ayağa temas edecek şekilde tabanlığın dışında ve Bluetooth, batarya, voltaj regülatörleri ayakkabının dışına gelecek şekilde bulunmaktadır.



Şekil 5.2. Sistemin detaylı gösterimi

Şekil 5.2 de, çalışma kapsamında oluşturulan sistemin yerleşimi detaylı olarak gösterilmiştir. Sistemde bulunan elemanlar aşağıda listelenmiştir.

1. Silikon tabanlık
2. Mikro denetleyici
3. Elektrik iletken vücut probu
4. Yüksek voltaj tetikleme transistörü (MOSFET)
5. Bluetooth Düşük Enerji Modülü
6. Pil
7. 3.3 volttan 5 volta yükseltme devresi
8. 5 volttan 50 volta yükseltme devresi



Şekil 5.3. Oluşturulan sistemin içinde bulunduğu tabanlığın ayakkabı içine yerleşimi

Bu kapsamda yapılan çalışmanın iki temel bileşeni bulunmaktadır:

1. Elektronik bileşenler: düşük güçlü bir mikro denetleyici vasıtası ile kontrol edilen bir elektriksel kas uyarım sistemi problemleri ile birlikte tasarlanacak, ve standart bir ayakkabı tabanlığına entegre edilecektir.
2. Mobil uygulama bileşeni: Akıllı telefon ortamları için tasarlanan bir uygulama vasıtası ile ayakkabı tabanlığına entegre edilen EMS sistemi kontrol edilebilecektir.

Kullanıcı bu uygulama arayüzü vasıtası ile tedavinin süresi, uygulanan tedavi şekli gibi bazı parametreleri kontrol edebilecektir.

Elektronik bileşenlerin tamamının tabanlıkta bulunması ile birlikte cihazın taşınması kolay hale gelmiş ve tedavi sırasında fazladan çaba harcanmaması sağlanmıştır. Bununla birlikte tedavi sırasında cihaz görünmediği için, cihazın takılıp çıkarılma ihtiyacı olmadığı için cihazın kullanımı piyasada bulunan cihazlara göre daha rahat hale getirmiştir. Cihaz kullanımı telefon uygulaması ile olduğu için kablo karmaşası ortadan kalkmıştır.

Çalışmanın geliştirilmesi ile birlikte uygulanan tedavi ile ilgili veriler, arşivlenebilir ve gerektiğinde daha detaylı analizler / klinik araştırma çalışmalarına esas teşkil etmek üzere ilgili tıbbi uzmana gönderilebilir. Ülkemizde halihazırda kullanılan e-nabız sistemi ile entegre çalışan bir altyapı oluşturulması ile hasta verileri ulusal sağlık sisteminde barındırılabilir ve hasta istediği doktor ile bu verilerin takibini sağlayabilecektir.

## KAYNAKÇA

1. <http://diyabet.gov.tr/index.php?lang=tr&page=25> (Son erişim: 09.11.2018)
2. [http://istanbulsaglik.gov.tr/w/sb/per/belge/yuksekk\\_dusuk\\_kan.pdf](http://istanbulsaglik.gov.tr/w/sb/per/belge/yuksekk_dusuk_kan.pdf)  
(Son erişim: 09.11.2018)
3. Lipsky BA. A report from the international consensus on diagnosing and treating the infected diabetic foot. *Diabetes Metab Res Rev* 2004;20 (Suppl 1):S68–77.
4. Jeffcoate WJ, Harding KG. Diabetic foot ulcers. *Lancet* 2003;361: 1545–51.
5. Tennvall GR, Apelqvist J, Eneroth M. Costs of deep foot infections in patients with diabetes mellitus. *Pharmacoeconomics* 2000;18: 225–38.
6. Ramsey SD, Newton K, Blough D, et al. Incidence, outcomes, and cost of foot ulcers in patients with diabetes. *Diabetes Care* 1999;22: 382–7.
7. Crane M, Werber B. Critical pathway approach to diabetic pedal infections in a multidisciplinary setting. *J Foot Ankle Surg* 1999;38: 30–3; discussion 82–3.
8. Todd WF, Armstrong DG, Liswood PJ. Evaluation and treatment of the infected foot in a community teaching hospital. *J Am Podiatr Med Assoc* 1996;86:421–6.
9. Dargis V, Pantelejeva O, Jonushaite A, Vileikyte L, Boulton AJ. Benefits of a multidisciplinary approach in the management of recurrent diabetic foot ulceration in Lithuania: a prospective study. *Diabetes Care* 1999;22:1428–31.
10. Schaper NC, Apelqvist J, Bakker K. The international consensus and practical guideline on the management and prevention of the diabetic foot. *Curr Diab Rep* 2003;3:475–9.
11. Ragnarson Tennvall G, Apelqvist J. Prevention of diabetes-related foot ulcers and amputations: a cost-utility analysis based on Markov model simulations. *Diabetologia* 2001;44:2077–87.
12. Armstrong DG, Harkless LB. Outcomes of preventative care in a diabetic foot specialty clinic. *J Foot Ankle Surg* 1998;37:460–6
13. Reichstein L, Labrenz S, Ziegler D, Martin S. Effective treatment of symptomatic diabetic polyneuropathy by high-frequency external muscle stimulation. *Diabetologia* 2005;48:824–8.
14. Kumar D, Marshall HJ. Diabetic peripheral neuropathy: Amelioration of pain with transcutaneous electrostimulation. *Diabetes Care* 1997;20:1702–5.

15. Watkins ES, Koeze TH. Spinal cord stimulation and pain relief. *BMJ* 1993;307:462.
16. Kumar D, Alvaro M, Julka I, Marshall HJ. Diabetic peripheral neuropathy. Effectiveness of electrotherapy and amitriptyline for symptomatic relief. *Diabetes Care*. 1998;21(8):1322. <http://dx.doi.org/10.2337/diacare.21.8.1322>
17. Forst T, Nguyen M, Forst S, Disselhoff B, Pohlmann T, Pfützner A. Impact of low frequency transcutaneous electrical nerve stimulation on symptomatic diabetic neuropathy using the new Salutaris® device. *Diabetes Nutr Metab*. 2004;17(3):163-8. PMID:15334794.
18. Cheing G, Luk M. Transcutaneous electrical nerve stimulation for neuropathic pain. *J Hand Surg Br*. 2005;30(1):50-5. PMID:15620492. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsb.2004.08.007>
19. Gossrau G, Wähler M, Kuschke M, Konrad B, Reichmann H, Wiedemann B, et al. The microcurrent transcutaneous electric nerve stimulation in painful diabetic neuropathy: a randomized placebo-controlled study. *Pain Medicine*. 2011;12(6):953-960. PMID:21627767. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1526-4637.2011.01140>.
20. Julka IS, Alvaro M, Kumar D. Beneficial effects of electrical stimulation on neuropathic symptoms in diabetes patients. *J Foot Ankle Surg* 1998; 37: 191–194.
21. Alvaro M, Kumar D, Julka IS. Transcutaneous electrostimulation: emerging treatment for diabetic neuropathic pain. *Diabetes Technol Ther* 1999; 1: 77–80
22. Ainsworth L, Budelier K, Clinesmith M, Fiedler A, Landstrom R, Leeper BJ, et al. (2006). Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) reduces chronic hyperalgesia induced by muscle inflammation. *Pain* 120:182–187.
23. Buonocore M, Camuzini N (2007). Increase of the heat pain threshold during and after high frequency transcutaneous peripheral nerve stimulation in a group of normal subjects. *Eura Medicophys* 47:155–160.
24. Cheing GL, Hui-Chan CW (1999). Transcutaneous electrical nerve stimulation: nonparallel antinociceptive effects on chronic clinical pain and acute experimental pain. *Arch Phys Med Rehabil* 80:305–312.

25. Cruccu G, Aziz TZ, Garcia-Larrea L, Hansson P, Jensen TS, Lefacheur JP, et al. (2007). EFNS guidelines on neurostimulation therapy for neuropathic pain. *Eur J Neurol* 14:952–970.
26. DeSantana JM, Walsh DM, Vance C, Rakel BA, Sluka KA (2008). Effectiveness of transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of hyperalgesia and pain. *Curr Rheumatol Rep* 10:492–499.
27. Dyck PJ, Dyck PJB, Velosa JA, Larson TS, O'Brien PC (2000). The Nerve Growth Factors Study Group. Patterns of quantitative sensation testing of hypoesthesia and hyperalgesia are predictive of diabetic polyneuropathy: a study of three cohorts. *Diabetes Care* 23:510–517.
28. Ekberg H, Brismar T, Johansson BL, Jonson B, Linstrom P, Wahren J (2003). Amelioration of sensory nerve dysfunction by C-peptide in patients with type 1 diabetes. *Diabetes* 52:536–541.
29. Gardner EP, Martin JM, Jessel TM (2000). The bodily senses. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, editor. *Principles of neural sciences*. New York: McGraw-Hill; pp. 430–450.
30. Hijmans JM, Geertzena JHB, Schokkerd B, Postema K (2007). Development of vibrating insoles. *Int J Rehab Res* 30:343–345.
31. Kalra A, Urban MO, Sluka KA (2001). Blockade of opioid receptors in rostral ventral medulla prevents antihyperalgesia produced by transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). *J Pharmacol Exp Ther* 298:257–263.
32. Moharic M, Marinek E, Vidmar G, Burger H (2009). Transcutaneous electrical nerve stimulation, pregabalin and their combination in patients with painful diabetic neuropathy: effects on pain and quality of life. *Zdrav Vestn* 78:371–379.
33. Okamoto T, Yamagishi SI, Inagaki Y, Amano S, Yoshimura A, Makita Z (2002). Angiogenesis induced by advanced glycation end products and its prevention by cerivastatin. *FASEB J* 16:1928–1930.
34. Otto M, Bak S, Bach FW, Jensen TS, Sindrup SH (2003). Pain phenomena and possible mechanism in patients with painful neuropathy. *Pain* 101: 187–192.
35. Palmer ST, Martin DJ, Steedman WM, Ravey J (2004). Effects of electric stimulation on C and A delta fiber-mediated thermal perception thresholds. *Arch Phys Med Rehabil* 85:119–128.

36. Sabino GS, Santos CM, Francischi JN, de Resende MA (2008). Release of endogenous opioids following transcutaneous electrical nerve stimulation in an experimental model of acute inflammatory pain. *J Pain* 9:157–163.
37. Schmader KE (2002). Epidemiology and impact on quality of life of postherpetic neuralgia and painful diabetic neuropathy. *Clin J Pain* 18:350–354.
38. Sluka KA, Chandran P (2002). Enhanced reduction in hyperalgesia by combined administration of clonidine and TENS. *Pain* 100:183–190.
39. Sluka KA, Walsh D (2003). Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain* 4:109–121.
40. Sluka KA, Deacon M, Stibal A, Strissel S, Terpstra A (1999). Spinal blockade of opioid receptors prevents analgesia produced by TENS in arthritic rats. *J Pharmacol Exp Ther* 289:840–846.
41. Somers DL, Somers MF (1999). Treatment of neuropathic pain in patients with diabetic neuropathy using transcutaneous electrical nerve stimulation applied to the skin of the lumbar region. *Phys Ther* 79:767–775.
42. Valk GD, Groothuis AP, van Eijk JT, Bouter LM, Bertelsamnn FW (2000). Methods for assessing diabetic polyneuropathy validity and reproducibility of the measurement of sensory symptoms severity and nerve function tests. *Diabetes Res Clin Pract* 47:87–95.
43. Vinik AI, Mehrabyan A (2004). Diabetic neuropathies. *Med Clin N Am* 88:947–999.
44. Woolf CJ, Mannion RJ (1999). Neuropathic pain: aetiology, symptoms, mechanisms, and management. *Lancet* 353:1959–1964.
45. Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *Journal of Pain* 2003;4:109–21.
46. Chesterton, L. S., et al. (2002). "Sensory stimulation (TENS): effects of parameter manipulation on mechanical pain thresholds in healthy human subjects." *Pain* 99: 253-262.
47. Bidlack JM. Detection and Function of Opioid Receptors on Cells from the Immune System. *Clinical and Diagnostic Laboratory Immunology*. 2000;7:719–723.

48. Chesterton, L. S., et al. (2003). "Effects of TENS frequency, intensity and stimulation site parameter manipulation on pressure pain thresholds in healthy human subjects." *Pain* 106: 73-80.
49. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ne555.pdf>
50. National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) Department of Health and Human Services; Cincinnati (OH): 1998. Worker deaths by electrocution, a summary of NIOSH surveillance and investigative findings; pp. 98–131.
51. EMO İŞ GÜVENLİĞİ İzmir EMO - 18 Ekim 2012 (pdf).
52. <http://www.ece.rutgers.edu/sites/default/files/uploads/SwitchingVoltageRegulator-Report.pdf> (Son erişim: 09.11.2018)
53. <http://320volt.com/en/ir2155-ve-mc34063-ile-elektronik-kas-uyarim-cihaz/> (Son erişim: 09.11.2018)
54. [http://www.learningelectronics.net/circuits/transcutaneous-electrical-nerve\\_03.html](http://www.learningelectronics.net/circuits/transcutaneous-electrical-nerve_03.html) (Son erişim: 09.11.2018)
55. <http://chemelec.com/Projects/Tens/Tens.htm> (Son erişim: 09.11.2018)
56. <https://www.instructables.com/id/Build-A-TENS-Machine-to-Remove-Pain/> (Son erişim: 09.11.2018)
57. <https://www.edn.com/design/analog/4363990/Control-an-LM317T-with-a-PWM-signal> (Son erişim: 09.11.2018)
58. <https://www.digikey.com/en/articles/techzone/2014/oct/voltage-and-current-mode-control-for-pwm-signal-generation-in-dc-to-dc-switching-regulators> (Son erişim: 09.11.2018)
59. Maxim Integrated, MAX618
60. Texas Instruments, LM3310
61. Gürdal, O., 2007, Elektromanyetik Alan Teorisi, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara.
62. D. K. Cheng, "Fundamentals of Engineering Electromagnetics," Addison-Wesley, New York, 1993. Türkçesi: Mühendislik Elektromanyetiğinin Temelleri, Adnan Köksal ve Birsen Saka, Palme Yayıncılık, Ankara, 2009.
63. Erol, Y., 2001, Zaman Domeninde Sonlu Farklar Metodu ile Tek Boyurlu Yapılarda Elektromanyetik Dalga Yayılımının Simülasyonu, Fırat Üniversitesi.
64. ICNIRP Guidelines, 1998. ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) Guidelines: Guidelines for Limiting Exposure to Time-

- Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz), Health Physics, Vol.74, No.4, 494-522.
65. Sevgi, L., 1999, Elektromanyetik Problemler ve Sayısal Yöntemler, Birsen Yayınevi Ltd. Şti., İstanbul.
66. Yee K.S., 1966. Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations, IEEE Trans. Antenna and Prop., Vol.14, No.13, 302-307.
67. Yalçın, S., Elektromanyetik Dalga Yayılımının Zamanda Sonlu Farklar Metodu İle Analizi, Gazi Üniversitesi, 2006.
68. [https://www.colorado.edu/physics/phys4510/phys4510\\_fa05/Chapter1.pdf](https://www.colorado.edu/physics/phys4510/phys4510_fa05/Chapter1.pdf)  
(Son erişim: 09.11.2018)
69. Taflove, A., 1995, Computational Electrodynamics: The Finite Difference Time Domain Method, Artech House, 510 s. Boston.
70. Bernardi P., Cavagnaro M., 2000. Specific Absorption Rate and Temperature Increases in the Head of a Cellular-Phone User, IEEE Trans. Microwave Theory and Techn., Vol. 48, No. 7, 1118-1125.
71. REMCOM FDTD 7.6.0
72. US National Library of Medicine, The Visible Human Project, [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)  
(Son erişim: 09.11.2018)
73. REMCOM XFDTD 7
74. Dorji Applied Technologies, DBM01
75. Texas Instruments, SWRA117D
76. <http://www.antenna-theory.com/antennas/aperture/ifa.php>  
(Son erişim: 09.11.2018)
77. IEEE, 1528-2013, "IEEE Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques", 2013.

## EKLER

### EK 1. Sistemin Çalışma Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tabloları

*Tablo Ek 1.1. High-Tens Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tablosu*

Frekans (Hz)	Darbe Genişliği (uSn)	R1 (Ohm)	R2 (Ohm)	C (Farad)
60	60	2400,00	8,66	0,000010
60	70	2400,00	10,00	0,000010
60	80	2400,00	11,50	0,000010
60	90	2400,00	12,90	0,000010
60	100	2400,00	14,40	0,000010
70	60	2050,00	8,66	0,000010
70	70	2050,00	10,00	0,000010
70	80	2050,00	11,50	0,000010
70	90	2050,00	12,90	0,000010
70	100	2050,00	14,40	0,000010
80	60	1790,00	8,66	0,000010
80	70	1790,00	10,00	0,000010
80	80	1790,00	11,50	0,000010
80	90	1790,00	12,90	0,000010

80	100		1790,00	14,40	0,000010
90	60		1590,00	8,66	0,000010
90	70		1590,00	10,00	0,000010
90	80		1590,00	11,50	0,000010
90	90		1590,00	12,90	0,000010
90	100		1590,00	14,40	0,000010
100	60		1430,00	8,66	0,000010
100	70		1430,00	10,00	0,000010
100	80		1430,00	11,50	0,000010
100	90		1430,00	12,90	0,000010
100	100		1430,00	14,40	0,000010

*Tablo Ek 1.2. Low-Tens Frekansları Ve Darbe Genişliklerine Göre Direnç Ve Kondansatör Değerler Tablosu*

2	150		72100,00	21,60	0,000010
2	160		72100,00	23,00	0,000010
2	170		72100,00	24,50	0,000010
2	180		72100,00	25,90	0,000010
2	190		72100,00	27,40	0,000010
2	200		72100,00	28,80	0,000010
2	210		72100,00	30,20	0,000010
2	220		72100,00	31,70	0,000010
2	230		72100,00	33,10	0,000010
2	240		72100,00	34,60	0,000010
2	250		72100,00	36,00	0,000010
3	150		48000,00	21,60	0,000010
3	160		48000,00	23,00	0,000010
3	170		48000,00	24,50	0,000010
3	180		48000,00	25,90	0,000010
3	190		48000,00	27,40	0,000010
3	200		48000,00	28,80	0,000010
3	210		48000,00	30,20	0,000010
3	220		48000,00	31,70	0,000010

3	230		48000,00	33,10	0,000010
3	240		48000,00	34,60	0,000010
3	250		48000,00	36,00	0,000010
4	150		36000,00	21,60	0,000010
4	160		36000,00	23,00	0,000010
4	170		36000,00	24,50	0,000010
4	180		36000,00	25,90	0,000010
4	190		36000,00	27,40	0,000010
4	200		36000,00	28,80	0,000010
4	210		36000,00	30,20	0,000010
4	220		36000,00	31,70	0,000010
4	230		36000,00	33,10	0,000010
4	240		36000,00	34,60	0,000010
4	250		36000,00	36,00	0,000010

**EK 2. Tabanlılık Çalışma Kodu**

```
#include <BluetoothTens.h>

#include <SPI.h>

byte address = 0x00;

int CS= 10;

tens pulse;

char bilgi[8],inChar,on_bilgi;

int sayi1,sayi2,sayi3,sayi4,sayi5pulseWidth,hertz,i=0;

boolean stringBitti = false;

void setup() {

pinMode (CS, OUTPUT);

SPI.begin();

Serial.begin(9600);

}

void loop() {

if (stringBitti) {

tensSecim();

stringBitti = false;

}

}

void serialEvent() {
```

```
while (Serial.available()) {

    inChar = (char)Serial.read();

    bilgi[i] = inChar;

    i+=1;

    if (inChar == '\n') {

        i=0;

        stringBitti = true;

    }

}

}

void tensSecim()

{

    on_bilgi = bilgi[0];

    if(on_bilgi == 't' || on_bilgi == 'T'){

    switch(bilgi[1]){

    case 'N' :

    case 'n' :

        { sayi1= bilgi[2];

            sayi2= bilgi[3];

            sayi3= bilgi[4];

            sayi4= bilgi[5];

            sayi5=bilgi[6]

            hertz = 100*(sayi1)+10*(sayi2)+(sayi3);

            pulseWidth = 100*(sayi4);
```

```
    pulse.tensNorm(pulseWidth,hertz);
    digitalPotWrite(sayi5);

    }
    break;

case 'M' :
case 'm' :
    { sayi1= bilgi[2];
      sayi2= bilgi[3];
      sayi3= bilgi[4];
      sayi4= bilgi[5];
      sayi5= bilgi[6]
      hertz = 100*(sayi1)+10*(sayi2)+(sayi3);
      pulseWidth = 100*(sayi4);
      pulseWidth = pulseWidth -50;
      pulse.tensMod(pulseWidth,hertz);
      digitalPotWrite(sayi5);

    }
    break;

case 'B' :
case 'b' : pulse.tensBurst(sayi5);
    break;
```

```
case 'D' :  
case 'd' : pulse.tensNorm(000,001,sayi5);  
        break;  
  
default :  
        break;}  
}  
  
int digitalPotWrite(int value)  
{  
digitalWrite(CS, LOW);  
SPI.transfer(address);  
SPI.transfer(value);  
digitalWrite(CS, HIGH);  
}  
}
```

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı Soyadı:** Şafak GÜZEL  
**Uyruğu:** Türkiye (T.C)  
**Doğum Tarihi ve Yeri:** 06.11.1991 - Kayseri  
**Medeni Durum:** Bekar  
**E-mail:** safakxxguzel@msn.com  
**Yazışma Adresi:** Köşk Mahallesi Kelebek Sokak Numanoğlu Sitesi A Blok  
 11/10 Melikgazi Kayseri 38030

### EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Üniversite İsmi, Bölüm	Yıl
Lisans	Erciyes Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği	2014
Lise	Mustafa Eminoğlu Anadolu Lisesi, Kayseri	2009

### İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2017-2018	Spika Teknoloji Ltd. Şti.	1
2016-2017	Aral Makine Madeni Eşya San. ve Tic. Ltd. Şti.	1

### YABANCI DİL

İngilizce (YDS – 62.5 / YÖKDİL – 72.5)

### YAYINLAR

1. MeMÖK 2014-Atılım Üniversitesi, Universal El Mekanizmasına Sahip Otonom Taşıma Robotu Tasarımı, Sf. 75

### Onur ve Ödüller

1. TÜBİTAK 2241/A 2014-3. Dönem Lisans Bitirme Projesi Destek Bursu (3.750 TL)
2. Erciyes Üniversitesi BAP Desteği Y. Lisans Proje Desteği (9.708,33 + 815,28 TL)