

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



VÜCUT İÇİ HABERLEŞMENİN  
İLETİM HATTI MODELİ İLE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

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

HAZİRAN 2019

ANTALYA

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



VÜCUT İÇİ HABERLEŞMENİN  
İLETİM HATTI MODELİ İLE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

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

HAZİRAN 2019

ANTALYA

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

VÜCUT İÇİ HABERLEŞMENİN  
İLETİM HATTI MODELİ İLE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 10/06/2019 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

## ÖZET

### VÜCUT İÇİ HABERLEŞMENİN İLETİM HATTI MODELİ İLE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Haziran 2019; 48 sayfa

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte, insan vücudu iletim hattı şeklinde modellenerek elektriksel veri sinyallerinin hava yerine dokuda iletilmesine olanak sağlanmıştır. Bu durum, ilgilenilen dokunun farklı frekanslardaki elektriksel ve fizyolojik özelliklerine bağlıdır ve vücut içi haberleşme olarak adlandırılmaktadır. Vücut içi haberleşme, problem senaryosunun tanımına göre farksal bağlaşımlı ve sığa bağlaşımlı olmak üzere iki ana alt başlığa ayrılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusu hesaplamalı mühendislik yaklaşımları sayesinde hem analitik hem de nümerik yöntemlerle incelenmiştir. Analitik yöntemlerle gerçekleştirilen çalışmalarda, deri katmanının iletim hattı modeli incelenmiştir ve buna bağlı olarak sinyalin devre modelindeki davranışı ele alınmıştır. Nümerik analizler için sonlu elemanlar yöntemini temel alan simülasyonlar ve iletim hattının zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi ile çözümü yapılmıştır. İncelemeler sırasıyla 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekanslarında gerçekleştirilmiştir. Zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi tabanlı incelemeler sonucunda, sinyal iletiminin frekans ve doku parametrelerine bağlı olduğu gözlenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi tabanlı simülasyonlar sayesinde, araştırmacılar tarafından karşılaşılabilecek farklı durumlar ele alınmıştır. Doku modeli olarak çok katmanlı silindirik kol modeli incelenmiştir ve sırasıyla deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemik olarak modellenmiştir. Söz konusu simülasyonlar, dokuda gözlenen sinyal davranışının farklı frekanslarda farklı sonuçlara sebep olduğunu göstermiştir ve ortamın elektriksel özellikleri ile ilişkilendirilmiştir. 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekansındaki kaynak sinyaline sahip sonuçlar karşılaştırıldığında; dokuların elektriksel özelliklerinin ilgilenilen frekanslardaki eğiliminin farklı olduğu, bunun sonucunda da hem sinyalin davranışının hem de iletim hattı modelinin değiştiği gözlenmiştir.

**ANAHTAR KELİMELELER:** Vücut içi haberleşme, İletim hattı modeli, Hesaplamalı bilim ve mühendislik, Hesaplamalı elektromanyetik, Sonlu elemanlar yöntemi, Zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi, Biyoelektromanyetik.

**JÜRİ:** Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF THE INTRABODY COMMUNICATION THROUGH THE TRANSMISSION LINE MODEL

**Kayhan ATEŞ**

**MSc Thesis in Department of Electrical and Electronics Engineering**

**Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN**

**June 2019; 48 pages**

With the development of technology, human body have been modelled as a transmission line and the electrical signals can be transmitted through the tissue instead of air. This case depends on electrical and physiological properties of interested tissue and titled as intrabody communication. Intrabody communication is divided into two main topics, which are capacitive coupling and galvanic coupling, according to the definition of the problem scenario.

In this thesis, galvanic coupled intrabody communication has been studied by analytical and numerical methods due to the computational engineering approximations. In the studies performed with analytical methods, transmission line model of the skin layer has been investigated and accordingly, behaviour of the signal in circuit model has been discussed. Finite element method based simulations and finite difference time domain based solutions of the transmission line have been carried out for numerical analyses. Investigations have been performed at 1 MHz, 10 MHz and 21 MHz, respectively. As a result of the finite difference time domain method based investigations, it was observed that signal transmission depends on frequency and tissue parameters. Different circumstances that may be encountered by researchers are discussed in virtue of finite element method based simulations. Multi-layered cylindrical arm model has been examined as the tissue model and modelled as skin, fat, muscle, cortical bone, cancellous bone, respectively. Mentioned simulations showed that the signal behaviour observed in the tissue caused different results at various frequencies and it was related with the electrical properties of media. When the source signals at 1 MHz, 10 MHz and 21 MHz results have been compared, it was observed that the bias of the electrical properties of the tissues have been differed at the interested frequencies, and consequently, it was observed that both behaviour of the signal and the transmission line model have been varied.

**KEYWORDS:** Intrabody communication, Transmission line model, Computational science and engineering, Computational electromagnetics, Finite element method, Finite difference time domain method, Bioelectromagnetics.

**COMMITTEE:** Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Assist. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK

Assist. Prof. Dr. Gürkan BİLGİN

## ÖNSÖZ

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte birçok alanda olduğu gibi biyomedikal sektöründe de kayda değer ilerlemeler gerçekleşmiştir. Bu doğrultuda, hastaların tanı, teşhis ve tedavisinde kullanılan cihazların gereksiz zaman ve maliyet kayıplarının azaltılmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir. Son yıllarda irdelenen ve veri haberleşmesinde kullanılan yöntemlerden birisi olarak kabul edilen vücut içi haberleşme tekniği sayesinde insan dokusu, iletim hattı olarak ele alınmaktadır. Söz konusu yöntemin uygulanması ve geliştirilmesi için araştırmacılar tarafından gerek deneysel gerekse teorik çalışmalar gerçekleştirilmektedir.

Bu tez çalışmasında; son yıllarda gelişen ve dünyanın farklı noktalarındaki araştırmacıların yoğun bir şekilde ele aldığı farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği, ülkemizde öncelikli alan olarak belirlenen hesaplamalı bilim ve mühendislik konusu altında ele alınmıştır. Bu bağlamda, analitik yaklaşımlar, nümerik yöntemleri temel alan hesaplamalar ve simülasyon çalışmaları sayesinde çözümlenmeler gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, özel durumlar ile farklı bakış açıları için değişik senaryolar oluşturulmuştur ve sonuçları tartışılmıştır.

Lisans ve lisansüstü eğitimim boyunca hem akademik hem de hayat tecrübesiyle bana yol gösteren, ufkumu genişleten ve fikirlerimin olgunlaşmasını sağlayan değerli danışman hocam Sn. Prof. Dr. Şükrü ÖZEN'e en içten saygı ve sevgilerimi sunarım.

Ayrıca, bana karşı maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen başta Elektrik-Elektronik Mühendisi Sn. Halil İbrahim KESKİN'e, çok kıymetli hocalarım ve arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Son olarak, hayatım boyunca desteklerini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan ağabeyim Sn. Şahan ATEŞ'e, ablam Sn. Burcu ATEŞ'e, annem Sn. Gül Deniz ATEŞ'e ve babam Sn. Mustafa ATEŞ'e sonsuz şükran ve minnetlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

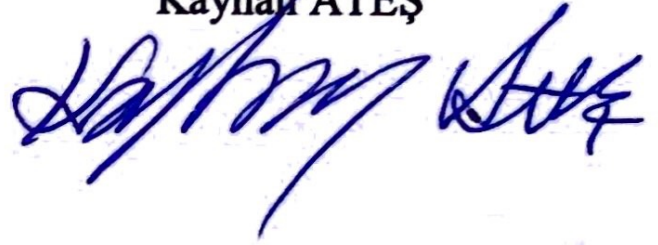
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	4
2.1. Vücut İçi Haberleşme.....	4
2.1.1. Sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme.....	5
2.1.2. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme.....	8
2.2. İletim Hatları için Toplu Eleman Devre Modeli.....	12
2.2.1. İletim hattının karakteristik empedansının elde edilmesi.....	16
2.3. Biyolojik Dokuların Elektriksel Özellikleri.....	16
2.4. Bir Boyutlu ZDSF Yöntemi İle İletim Hattı Denklemlerinin Modellenmesi.....	17
2.4.1. İletim hattı denklemlerinin ZDSF analizi için kararlılık şartı.....	19
3. MATERYAL VE METOT.....	20
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	26
4.1. Analitik Yöntemlerle Hesaplanan Sonuçlar.....	26
4.2. Bir Boyutlu ZDSF Yönteminin İletim Hattı Modeline Uygulanması.....	28
4.3. SEY Tabanlı Nümerik Simülasyonlar.....	31
5. SONUÇLAR.....	39
6. KAYNAKLAR.....	41
7. EKLER.....	46
ÖZGEÇMİŞ	

## AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum "Vücut İçi Haberleşmenin İletim Hattı Modeli İle İncelenmesi" adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

10/06/2019

Kayhan ATEŞ





## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

<b>A</b>	: Amper
<b>A</b>	: Manyetik vektör potansiyeli
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>AgCl</b>	: Gümüş klorür
<b>C</b>	: Sığa
<b>C</b>	: Coulomb
<b>Cl</b>	: Klor
$\frac{\partial}{\partial t}$	: $t'$ 'ye göre türev işlemi
<b>E</b>	: Elektrik alan
<b>f</b>	: Frekans
<b>F</b>	: Farad
<b>G</b>	: Kondüktans
<b>H</b>	: Manyetik alan
<b>H</b>	: Henry
<b>I</b>	: Akım
<b>J</b>	: İndüklenen akım yoğunluğu
<b>j</b>	: Karmaşık birim sayı
<b>J</b>	: Joule
<b>k</b>	: ZDSF yönteminde ayırık uzay sayacı
<b>K</b>	: İlgilenilen doku ile ilgili sabit
<b>L</b>	: İndüktans
<b>l</b>	: Bir malzemenin en büyük uzunluğu
<b>n</b>	: ZDSF yönteminde ayırık zaman sayacı
<b>PL</b>	: Yol kaybı

$R$	: Direnç
$R_x$	: Alıcı
$S_{2l}$	: İletim katsayısı
$S$	: Siemens
$T_x$	: Verici
$t$	: Zaman
$u_p$	: İletim hattının faz hızı
$V$	: Gerilim
$W$	: Watt
$Z_0$	: Karakteristik empedans
$Y$	: Admittans
$\varepsilon^*$	: Karmaşık dielektrik sabiti
$\varepsilon_0$	: Boşluğun dielektrik sabiti
$\varepsilon'$	: Karmaşık dielektrik sabitinin gerçek kısmı
$\varepsilon''$	: Karmaşık dielektrik sabitinin sanal kısmı
$\omega$	: Açısal hız
$\tau$	: Gevşeme sabiti
$\delta$	: Deri kalınlığı
$\Omega$	: Ohm
$\mu$	: Manyetik geçirgenlik sabiti
$\sigma$	: İletkenlik
$\Gamma$	: Yansıma katsayısı
$\alpha$	: Zayıflama sabiti
$\beta$	: Faz sabiti
$\gamma$	: Yayılma sabiti
$\lambda$	: Dalga boyu

$\Delta z$	: İletim hattının incelenmesi için ele alınan birim uzaklık
$\Delta x$	: ZDSF yönteminde ele alınan birim uzay
$\Delta t$	: ZDSF yönteminde ele alınan birim zaman
$\nabla$	: Nabla operatörü

### **Kısaltmalar**

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ATSE	: Avustralya Teknoloji Bilimleri ve Mühendislik Akademisi
dB	: Desibel
bps	: Bit Bölü Saniye
cm	: Santimetre
EEG	: Elektroensefalografi
EMU	: Elektromanyetik Uyumluluk
EMG	: Elektromanyetik Girişim
FCC	: Federal İletişim Komisyonu
Hz	: Hertz
IEEE	: Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
kg	: Kilogram
LAN	: Lokal Alan Ağı
PAN	: Kişisel Alan Ağı
SAR	: Özgül Emilim Oranı
SC	: Derinin Dış Katmanı ( <i>Stratum Corneum</i> )
SNR	: Sinyal Gürültü Oranı
NEHI	: Yeni İngiltere Sağlık Enstitüsü
RF	: Radyo Frekansı
SEY	: Sonlu Elemanlar Yöntemi

ZDSF : Zaman Düzleminde Sonlu Farklar  
ICNIRP : Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu  
WBAN : Kablosuz Vücut Alan Ağı  
WLAN : Kablosuz Lokal Alan Ağı

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.1.</b> WBAN tabanlı anlık takip sistemi senaryosu .....	2
<b>Şekil 2.1.</b> Sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği için alıcı ve verici elektrot bağlantısı örneği ile sinyal akış algoritması .....	5
<b>Şekil 2.2.</b> Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği için alıcı ve verici elektrot bağlantısı örneği ile sinyal akış algoritması .....	9
<b>Şekil 2.3.</b> İletim hatları için toplu eleman eşdeğer devre modeli .....	13
<b>Şekil 2.4.</b> İletim hattı modelinin ZDSF yöntemi ile uzay-zaman ayrıklaştırma algoritması .....	18
<b>Şekil 3.1.</b> Deri dokusunun iletim hattı modeli ile incelenmesi .....	20
<b>Şekil 3.2.</b> Deri dokusunun alıcı ve verici elektrotlar ile eşdeğer devre modeli .....	21
<b>Şekil 3.3.</b> İnsan dokusunun çok katmanlı iletim hattı devre modeli .....	22
<b>Şekil 3.4.</b> Çalışma boyunca incelenen farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme senaryosu <b>a)</b> İncelenen kol modeli; <b>b)</b> Kol modelinin enine kesiti .....	24
<b>Şekil 4.1.</b> İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme ekseni boyunca elde edilen sinyalin genliği .....	27
<b>Şekil 4.2.</b> İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme ekseni boyunca elde edilen akım yoğunluğu.....	27
<b>Şekil 4.3.</b> İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme ekseni boyunca elde edilen yol kaybı .....	28
<b>Şekil 4.4.</b> 1 MHz frekansındaki sinyalin farklı zamanlar için deri katmanında ilerlediğini modelleyen bir boyutlu ZDSF çözümü .....	29
<b>Şekil 4.5.</b> Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzay ile zaman adımının 1 MHz'e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü .....	29
<b>Şekil 4.6.</b> Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzay ile zaman adımının 10 MHz'e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü .....	30

<b>Şekil 4.7.</b> Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzay ile zaman adımının 21 MHz'e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü .....	30
<b>Şekil 4.8.</b> 1 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı .....	31
<b>Şekil 4.9.</b> 10 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı .....	32
<b>Şekil 4.10.</b> 21 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı .....	32
<b>Şekil 4.11.</b> Farklı frekanslardaki sinyalin kol modelindeki katmanlarda oluşturduğu iki boyutlu elektrik alan ve indüklenen akım yoğunluğu sonuçları .....	33
<b>Şekil 4.12.</b> 1 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları .....	34
<b>Şekil 4.13.</b> 10 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları .....	34
<b>Şekil 4.14.</b> 21 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları .....	35
<b>Şekil 4.15.</b> $d$ mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin kol yarıçapı boyunca farklı katmanlarda indüklediği akım yoğunluğu sonuçları .....	36
<b>Şekil 4.16.</b> Deri katmanı üzerinde gözlenen farklı frekanslardaki yol kaybı .....	36
<b>Şekil 4.17.</b> $d$ mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin implantlı kol modelindeki katmanlarda oluşturduğu iki boyutlu elektrik alan ve indüklenen akım yoğunluğu sonuçları .....	37
<b>Şekil 4.18.</b> $d$ mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin üç boyutlu implantlı kol modelinde oluşturduğu indüklenen akım yoğunluğu sonuçları .....	38

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 3.1.</b> İnsan kolunu modellemek için kullanılan farklı dokular ve kalınlıkları .....	24
<b>Çizelge 4.1.</b> İnsan kolunu modellemek için kullanılan farklı dokuların frekansa bağlı elektriksel özellikleri .....	26
<b>Çizelge 4.2.</b> ZDSF çözümlemesinde her frekans için ele alınan birim uzay adımları ile birim zaman adımları .....	28

## 1. GİRİŞ

Günlük yaşamımızı sürdürürken sağlığımızın sürekli izlendiğini düşünelim. Bu izleme sayesinde, kalp krizi veya felç gibi anlık oluşabilecek sağlık sorunları için tıbbi personele ihtiyaç azalabilir (Smith 2011). Böylece, hastaneye gereksiz başvurular en aza indirilebilir, hem hasta hem de sağlık sistemi için maliyetler azaltılabilir ve sağlık hizmeti kalitesi iyileştirilebilir. New England Healthcare Institute (NEHI, 2009) tarafından yapılan araştırmaya göre, sadece ABD’de kalp yetmezliği riski olan hastaların hastane ziyaretleri ve ilgili tıbbi masrafları en aza indirilerek yılda yaklaşık 6.4 milyar dolara kadar tasarruf sağlanabilmekteyken 2010 yılında Avustralya Teknoloji Bilimleri ve Mühendislik Akademisi (ATSE) tarafından hazırlanan rapora göre ise hastaların sağlık bakımlarının evden takibi sayesinde hükümet için yılda 520 milyon dolar tasarruf yapıldığı tahmin edilmiştir (Seyedi ve Lai 2017).

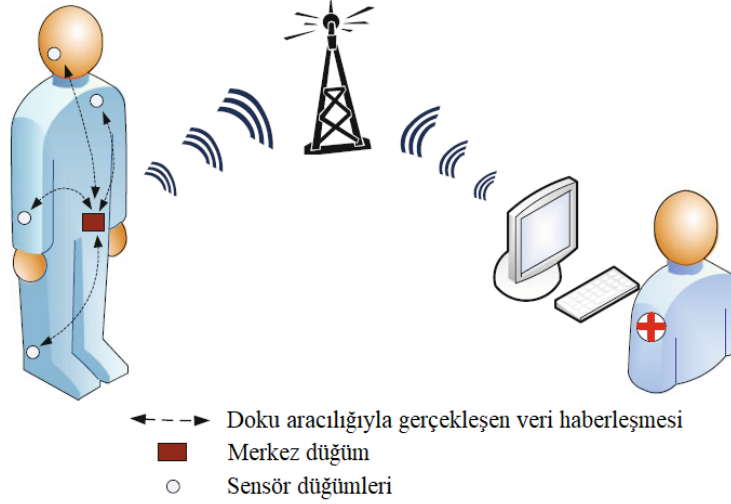
Medikal uygulamaların yanı sıra gerçek zamanlı sağlık takip ve izleme sistemi spor camiasında, özellikle profesyonel takımların performanslarını geliştirmek için, antrenörler tarafından her sporcuya bireysel olarak antrenman programı geliştirilmesine yönelik kullanılmaktadır. Bu amaçla fizyolojik aktiviteler, fiziksel yetenekler ve sporcuların hayati fonksiyonları uzun süreli izleme ile antrenörler tarafından yakından takip edilmekte ve kaydedilmektedir (Dhamdhare vd. 2010). ABI Research adlı şirket tarafından yayınlanan raporda, spor ve sporla ilgili takip ve izleme cihazları pazarının 2016 yılına kadar 80 milyon cihaz satışına ulaştığı tahmin edilmiştir (Seyedi ve Lai 2017).

Günümüzde taşınabilir takip ve izleme cihazları, sağlık sistemlerinde devrim niteliğinde bir değişimin habercisi olarak görülmektedir. Bu cihazlar fizyolojik verileri kaydetme, izleme ve rutin olarak temel yaşamsal belirtileri belleğinde tutma yeteneğine sahiptirler. Sağlık hizmetlerinde mevcut uygulama, sensörlü elektronik cihazlar kullanarak sürekli uzaktan hasta izlenmesi üzerinedir. Bu alanda kullanılan sensörler küçük ve hafiftir. Ayrıca, genellikle vücuda giyilmekte veya implante edilmektedir. Günümüzde, kişilerin yaşamsal bulgularını izlemek için vücudunun farklı konumlarına yüksek tanıma doğruluğu ve düşük hesaplama yüküne sahip sensörler takılmaktadır (Wu vd. 2007). Örneğin, Parkinson hastalığı olan hastalarda beyin ve kas aktivitelerinin sürekli izlenmesi gerekir (Mariani vd. 2012). 192 kanallı kayıt sistemi, yani çok sayıda elektroensefalografi (EEG) sensörü, kişinin kafasının daha geniş bir alanından daha fazla veri almak için kullanılır. Bu nedenle, sensör ağı oluşturmak ve WBAN gibi yeni kablosuz standartlara uygun sistemler üretmek, tüm sensörleri işleme ünitesine iletkenler ile bağlamak yerine taşınabilirliği artıracaktır. Unutulmamalıdır ki daha fazla sensör kullanmak daha yüksek veri çözünürlüğü sağlar, ancak ağı bant genişliği gereksinimini ve güç tüketimini artırır.

Kablosuz haberleşme teknolojileri sayesinde, uzmanlar hastaların verilerine uzaktan inceleyebilmektedir (Yuce ve Dissanayake 2012). WLAN gibi iyi bilinen kablosuz protokoller ve IEEE 802.15.1 (Bluetooth) ve IEEE 802.15.4 (ZigBee) gibi kısa menzilli haberleşme protokolleri kullanılarak hastanın takibi ve izlenmesi gerçekleştirilmektedir (Varshney 2007). Genellikle bu kablosuz protokoller, uzun veya kısa mesafelerde veri iletişimi için radyo frekansı (RF) bantlarında çalışır. Paris Maratonu’na katılmış 40.000 koşucunun WBAN tabanlı anlık takip ve izleme uygulamasında, veri iletişimi için IEEE 802.15.4 protokolü tabanlı vücutta çalışan 120.000 sensör (sporcu başına 3 sensör) kullanılmıştır (Lauzier vd. 2012). Şekil.1, vücut



içinde ve çevresinde WBAN teknolojilerini kullanan ve karar verici (genellikle hub düğümü) ile kablosuz LAN teknolojileri arasındaki haberleşme bağlantısını sağlayan sensörler arasındaki veri iletişimini göstermektedir. Paris Maratonu'nda kurgulanan merkez düğümü sistemi, tüm yarış boyunca koşucunun birkaç metre ilerisinde bir motosiklet üzerinde konumlandırılmıştır.



**Şekil 1.1.** WBAN tabanlı anlık takip sistemi senaryosu

2012'nin başlarında, yeni bir WBAN protokolü tanımlanmıştır. IEEE 802.15.6 standardını belirten bu protokole, vücut etrafındaki sensörler için yeni ve özel fiziksel katmanlar belirtilmiştir. Bu fiziksel katmanlar sırasıyla dar bant, ultra geniş bant ve vücut içi haberleşme olarak adlandırılmıştır. İlk ikisinin çalışması RF tabanlı yayılımla açıklanırken, üçüncüsü ise insan vücudu dokuları sayesinde veri aktarımına dayanan yeni bir RF dışı haberleşme tekniğidir (Seyedi ve Lai 2017).

Vücut içi haberleşme, insan vücudunu sinyal iletim ortamı olarak kullanan yeni bir veri haberleşmesi tekniğidir. Başka bir deyişle, insan vücudunun iletim hattı olarak görev yapmasıdır. Bu yöntemi temel alan tıbbi takip ve izleme cihazlarında hem kablo bağlantısı hem de alıcı-verici antenler içeren sistemler gerekmez.

Vücut içi haberleşme tekniği, diğer yöntemlere birçok avantaja sahiptir. Bunlar, kısaca şu şekilde açıklanabilir:

- *Enerji verimliliği:* Taşınabilir cihazlarda RF tabanlı propagasyonun ana sorunu, pil ömrünü hızlı bir şekilde tüketmesidir. Örneğin, ZigBee 26.5 mW'da maksimum 250 kbps veri hızına sahiptir ve sonuçta alınan bit başına 106 nJ enerji harcamaktadır (Bae vd. 2012). Veri hızı 16.7 Mbps olduğunda ultra geniş bant tabanlı iletişimin enerji tüketimi 2.5 nJ/b olmaktadır. Son araştırma sonuçları, vücut içi haberleşmenin 10 Mbps'ye kadar veri hızlarında daha az enerji harcadığını (0.24 nJ/b) ve bu sayede WBAN uygulamaları için daha az maliyetli bir iletişim yöntemi haline geldiğini göstermektedir.

- *Güvenlik:* Vücut içi haberleşme sistemleri, doğal güvenli ve düşük girişimli iletişim sağlayan korumalı ve özel bir haberleşme ağıdır (Xu vd. 2011). Vücut içi haberleşme için gerekli çalışma frekansı, RF sistemlerine kıyasla çok daha düşüktür. Bu da veri sinyallerinin bireyin belirli bir fiziksel sınırlarına kadar gözlenebildiği anlamına gelir. Vücut içi haberleşmede verilerin okunması için vücutla temas kurulması gereklidir (Falck vd. 2007). Daha yüksek frekanslarda (yaklaşık olarak 100 MHz'den birkaç GHz'e kadar) sinyalin dalga boyu, insan dokusunun fiziksel uzunluğu ile karşılaştırılabilir hale gelir ve insan dokusu bir anten gibi davranır. Vücut içi haberleşme sistemlerinde ise çalışma frekansı birkaç MHz'dir.
- *Frekans bantlarının yeniden kullanımı:* Vücut içi haberleşmede, insan vücudunun içinde ve çevresinde kısa menzilli bir haberleşme ağı oluşturulur. Böylece, aynı frekans bandının diğer kullanıcılarda en az parazit ile yeniden kullanılmasına olanak sağlar.

Bu tez çalışmasında, son yıllarda araştırmacılar tarafından irdelenmeye başlanan vücut içi haberleşme konusu ele alınmıştır. Çalışma boyunca, vücut içi haberleşme konusu hesaplamalı elektromanyetik teknikleri kullanılarak tek ve çok katmanlı iletim hattı eşdeğer devre modeli sayesinde incelenmiştir. Tez çalışması, iletim hattı modelinin analitik incelemesini, bir boyutlu zaman düzleminde sonlu farklar (ZDSF) algoritmasına bağlı iletim hattı denklemlerini ve sonlu elemanlar yöntemi (SEY) tabanlı simülasyonları içermektedir. Önerilen bu tez sayesinde, son yıllarda gelişen bilgisayar tabanlı benzetim modelleri ile teknoloji geliştirme işlemleri arasındaki mevcut boşluğun açıklığa kavuşturulması amaçlanmıştır. Ayrıca, literatürdeki deneysel çalışmalara ışık tutmak ve ilgili hesaplamalı elektromanyetik çözümlerini bu konuya tanımlamak amaçlanmıştır. Tez çalışmasının ilerleyen başlıkları sırasıyla konu ile ilgili kaynak taramasını, vücut içi haberleşmeyi açıklayan tek katmanlı ve çok katmanlı iletim hattı modellerini, iletim hattı modeli için ZDSF algoritmasını ve sonlu elemanlar yöntemi tabanlı simülasyon programını açıklamaktadır. Ardından, benzetim sonuçları sunulmuş ve tartışılmıştır.

## 2. KAYNAK TARAMASI

Bu tez çalışmasında insan dokusu, vücut içi haberleşme tekniğine göre iletim hattı modeli temel alınarak incelenmiştir. Vücut içi haberleşme tekniği, iletim hatları teorisi, biyolojik dokuların elektriksel özellikleri ve zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi, çalışmanın teorik zeminini hazırlayan konular olarak belirtilmiştir ve ilerleyen bölümlerde açıklanmıştır.

### 2.1. Vücut İçi Haberleşme

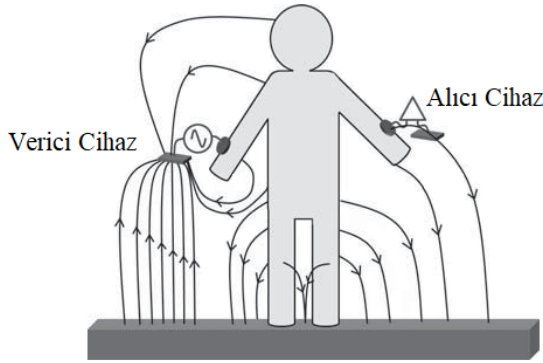
Tıbbi tanı, teşhis ve tedavi gibi biyomedikal disiplinin yardımı ile gerçekleştirilen uygulamalarda, elektriksel sinyaller kullanılmaktadır (Lee vd. 2003). Söz konusu bu sinyaller, vücudun farklı bölgelerinde oluşan potansiyel farklarının tespit edilmesi için kullanılır. Vücut içi haberleşme ile açıklanabilen bu durum, doku üzerindeki sinyal iletiminin temel mekanizması olarak da belirtilebilir, yukarıda belirtilen elektriksel sinyallerin algılanmasıdır. Vücut içi haberleşme yönteminde, insan vücudu iletim hattı olarak incelenir. Çalışma frekansı, genlik, sinyal iletim teknikleri gibi vücut içi haberleşmenin temel özellikleri IEEE 802.15.6 standardında yayınlanmıştır (IEEE 2012).

Vücut içi haberleşmede, sığa bağlaşım (elektrik alan yöntemi) ve farksal bağlaşım (dalga kılavuzu yöntemi) olmak üzere iki ana teknik kullanılmaktadır (Nikita 2014; Seyedi ve Lai 2017). Söz konusu yöntemlerde ilgilenilen sinyal, gerilimle ya da akımla kontrol edilir. Yukarıda bahsedilen her iki yöntem için, elektrotlar önemli bir faktördür. Biyopotansiyel elektrotlar, sinyalin hem iletilip hem de algılanmasında insan vücudu ile ilgilenilen bölge arasında uyumluluğu sağlar. Başka bir deyişle, vücutta iyon döngüleri sonucu oluşan akımın elektronik devreler için Ohm kanununda belirtilen akıma dönüştürülmesinde görev alan sistemler şeklinde belirtilebilir. Elektrotların karakteristik özellikleri, malzemenin polarizasyonu, fiziksel boyutu, eğrilik yarıçapı veya elektrotların insan vücudu üzerindeki konumu gibi parametreler, ilgilenilen sinyali etkileyen unsurlardır (Bronzino 1999; Northrop 2003; Hachisuka vd. 2005; Hachisuka vd. 2006; Wegmueller vd. 2007b). Elektrotlarda bahsedilen davranışların yanı sıra empedans uyumsuzluğu, elektriksel gürültü ve yapışma gibi sorunlar oluşabilir ve bu etkilerin üstesinden gelinememesi durumunda işlem açısından ciddi sorunlar ortaya çıkabilir (Wegmueller vd. 2007b).

Her iki yöntemde de sinyal doku üzerinde iletilirken; söz konusu dokuya doğrudan temas eden vücut içi haberleşme sistemlerinin, sağlık yönünden güvenlik ve elektromanyetik uyumluluk (EMU) standartları için uygun olması beklenmektedir. Sağlık yönünden olumsuz etkilerden kaçınmak ve biyopotansiyel sinyallere girişimi engellemek açısından, uluslararası kuruluşların yayınladıkları kısıtlamalar göz önüne alınarak elektromanyetik girişim (EMG) azaltılmalıdır (ICNIRP 1998).

### 2.1.1. Sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme

Bu yöntemin temel mantığı, insan vücudu ile bulunduğu çevre arasında sığa bağlaşımlı bir bağlantı kurulmasıdır. Sığa bağlaşım yönteminde, verici elektrotlarının sinyal elektrotu ile toprak elektrotu arasında elektrik alan meydana gelir (Zimmerman 1996). Bu elektrik alanın bir kısmı, vericinin sinyal elektrotundan toprak elektrotuna doğru hava yoluyla ya da insan vücudu üzerinden elektriksel toprak bağlantısına doğru akarak devresini tamamlar. Sinyalin göreceli olarak çok az bir kısmı ise alıcı sistemin sinyal ve toprak elektrotlarına doğru akarak alıcı-verici elektrotları arasında iletilmiş olur. Bu konfigürasyonda, insan vücudu bir iletken olarak davranır ve elektrotların insan vücuduyla, havayla ve dış toprakla elektriksel bağlantısı ise eşdeğer kondansatör şeklinde modellenir. Hava sayesinde oluşan sığa bağlaşım değerleri, femtofarat seviyelerinde olacak şekilde son derece küçüktür (Zimmerman 1996). Vücut boyunca iletimdeki düşük genlikli sinyal; genel olarak zayıf geri dönüş yolu bağlantıları sayesinde devresini tamamlar. Başka bir deyişle, düşük bağlantı genliklerine sahip insan vücudu dokusu sayesinde devresini tamamlamaz. Sinyalin büyük bir kısmı insan vücuduyla sınırlandığından geleneksel RF yöntemlerine kıyasla güç tüketimi azdır ve veri iletimi güvenliği göreceli olarak daha fazladır. Şekil 2.1, sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniğini ve sinyalin akış algoritmasını göstermektedir.



**Şekil 2.1.** Sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği için alıcı ve verici elektrot bağlantısı örneği ile sinyal akış algoritması

Zimmerman (1996) yaptığı çalışmada yakın alan vücut içi haberleşmede kişisel alan ağlarını tanıtmış ve günün teknolojisine uygun olduğunu ifade etmiştir. Bu kapsamda sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi önermiş ve detaylı bir şekilde bu modeli açıklamıştır. Kişisel alan ağları haberleşme kanalının temeli, alıcı ve verici elektrotlar arasındaki empedans simetrisinin bozulmasına dayanır ve bu yöntemde verici elektrottan alıcı elektrotta doğru deplasman akımlarıyla iletim gerçekleşir. Elektriksel toprak elektrotunun haberleşme devresinde kısa devreye sebep olmaması için vücuttan izole edilmesi gerekir. Yayınlanan bu çalışmada, radyo ve dijital haberleşme teknikleri kişisel alan ağlarının cihazlara uygulanabilir olduğuna değinilmiştir.

Cho vd. (2007) yaptıkları çalışmada, RC dağılımlı devre elemanları ve elektriksel bağlaşımı sağlayan şönt kapasitörlü model geliştirmişlerdir ve frekans ile kanal uzunluğuna göre kanal özelliklerinin değişimini analiz etmişlerdir. Bunun yanında çalışmada toprak düzleminin vücut kanalı modeline etkisi incelenmiş ve minimum toprak boyutu için ampirik formül elde edilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada vücudun anten etkisi de incelenmiş ve buna göre maksimum güç seviyesi ile optimum frekans aralığı, FCC kısıtlamaları göz önüne alınarak belirlenmiştir. Çalışma, hem bilgisayar ortamında simüle edilerek hem de deneysel ölçüm yapılarak gerçekleştirilmiştir. Deneysel ölçümler 100 kHz – 150 MHz frekans aralığında yapılmış olup ölçüm sonuçları ile simülasyon sonuçlarının birbirini desteklediği gözlenmiştir. Ölçümler sonucunda, frekans düzlemi için iletilen dalga parametresi ( $S_{21}$ ) elde edilmiştir. Zaman düzlemi kanal karakteristiği için geçici adım tepkisi, vücut modeli boyunca incelenmiştir. Yapılan çalışmada frekans arttıkça daha uzun boylu insanların rezonans frekansları düşeceği için daha çok ışıma yaptıkları belirtilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, vücut kanal modelinin 4 MHz frekans altında kapasitif bağlaşımlardan dolayı yüksek geçiren filtre gibi davrandığı, 10 MHz'in üzerinde ise vücut kanalının frekans ve mesafeye göre geniş çaplı değişkenliğe sahip olduğu vurgulanmıştır. İletişim frekansının düşürülmesi ve kanalın kısaltılması ile daha iyi bir hata performansı elde edilebilir sonucuna ulaşılmıştır.

Xu vd. (2011), yaptıkları çalışmada ilk defa sonlu elemanlar yöntemini (SEY) sığa bağlaşım vücut içi haberleşmeye uyarlamışlardır ve deneysel ölçümler ile doğrulamışlardır. Ölçümler ve simülasyonlar, 1 MHz – 180 MHz frekans bandında gerçekleştirilmiştir. Vücut içindeki sinyal yolu pi şekilli devrelerin kaskad bağlanması ile modellenmiştir. Çalışmada, SEY modeline dayanarak etkili bir verici devresi tasarımı için basitleştirilmiş bir devre modeli sunulmuştur. SEY analizi için ANSYS programı kullanılmışken deneysel ölçümlerde ise alıcı olarak spektrum analizör, verici olarak ise sinyal jeneratörü kullanılmıştır. Ölçümler ve simülasyonlar, elektrotlar arası uzaklık 1 metreye kadar değişen farklı mesafeler için yapılmıştır. Sığa bağlaşım vücut içi haberleşme, kapasitif geri dönüş yolları sebebiyle yüksek geçiren sistem olarak nitelendirilmiştir. SEY tabanlı incelemelere göre kapasitif geri dönüş yolları, bu yöntemin karakteristiği için hayati öneme sahiptir. Geri dönüş kapasiteleri; alıcı ve verici toprakları, harici toprak ve vücut dokusu arasındaki bağlaşımaya bağlıdır. Ayrıca elektriksel toprak yüzeylerinin insan dokusuna uzaklığı 4.5 cm ve altında olduğu zaman minimum kapasitansa sebep olduğu gözlenmiştir. Bu da  $9 \times 11 \text{ cm}^2$  toprak yüzeyleri için 1.2 pF'dır.

Lucev vd. (2012), vücut içi haberleşmede sığa bağlaşım tekniğini 100 kHz – 100 MHz frekans aralığında incelemişlerdir. Deneysel incelemelerinde, ağ analizörü ve balun kullanmışlardır. İlgilenilen frekans bandında daha iyi iletim yolunu analiz etmek için farklı elektrot düzenleri, kişileri, deney ortamları ve vücudun farklı pozisyonları ile hareketleri ele alınmıştır. İletim kazancı, alıcı-verici arasındaki uzaklık ile elektrot düzenine bağlı olmakla birlikte yapılan çalışmada iletim kazancı frekansla beraber 20 dB/dec artmıştır. Uygun vücut içi haberleşme konfigürasyonunda deneyin yapıldığı çevre, kişinin vücut pozisyonu ve hareketi iletim kazancını 2 dB'den az etkilemiştir.

Yapılan çalışma, 5 kadın ve 6 erkek üzerinde gerçekleştirilmiştir. Vücut içi haberleşmenin gerçekçi olabilmesi için, portları elektriksel topraktan balunla izole edilmiş ağ analizörü kullanılmıştır. Elektrot olarak iletken macunlu Ag/AgCl elektrotlar ile bakır iletken macunlu ve bakır iletken macunsuz elektrotlar kullanılmıştır. Deneysel ölçümler, yansız odada ve laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir.

Zhang vd. (2014) yaptıkları çalışmada, sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi implantlı doku modeli için incelemiştir. Çalışmanın ilk aşamasında, implantlı dokudaki sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme modelinin transfer fonksiyonu elde edilmiştir. Ardından, transfer fonksiyonuna karşılık gelen parametreler tartışılmıştır. Belirlenen parametrelere dayalı gerçekleştirilen simülasyonlar ile deneysel ölçümlerin yapıldığı çalışma sonucu elde edilen bulgular, yüksek veri oranı ve yüksek iletim kalitesiyle implantlı dokunun haberleşme mekanizmasının anlaşılmasına yardımcı olmuştur. Yapılan çalışmaya ait frekans aralığı 100 kHz – 40 MHz olarak belirlenmiştir. Elde edilen bulgulara göre, simülasyon sonuçları ile ölçüm sonuçları tutarlı çıkmıştır. Bununla birlikte uygulanan yöntemde sinyal, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yöntemine kıyasla daha az zayıflamış ve 2 MHz – 40 MHz frekans aralığında daha stabil bir frekans cevabı gözlenmiştir. Yine çalışmaya göre uzaklık ile sinyal zayıflaması arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Vücut ile elektriksel toprak arasındaki uzaklık arttıkça sinyal zayıflamasının azaldığı ve 30 cm uzaklıktan sonra sinyal zayıflamasının stabil hale geldiği gözlenmiştir.

Wang vd. (2016) yaptıkları çalışmada RC dağılımlı devre elemanları ve iletim hattı teorisini temel alan yeni, kompakt fakat doğru bir vücut iletim kanalı modeli önermişlerdir. Kapasitif bağlaşımlı vücut içi haberleşme modeli daha yüksek oranlarda veri oranına sahip olduğu için yapılan çalışma ve önerilen yöntem bu model üzerinedir. Deneysel ölçümlerin yanında yapılan simülasyonlar ile deneysel ölçümlere ait bulgular desteklenmiştir. Modülasyon tekniği olarak bit hata oranı iyileştirmesini değerlendirmek için ikili faz kaydırmalı anahtarlama modülasyon yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada alıcı ve verici taraftaki empedans uyumlandırma sayesinde güç aktarımının maksimum olduğuna ve iletim performansının arttığına değinilmiştir. Yapılan bu çalışmada frekans bandı 1 Hz – 10 MHz olarak belirlenmiştir. Elde edilen simülasyon bulgularına göre güç kazancı, uyumlandırma işlemi ile 16 dB'ye kadar artırılabilir sonucuna ulaşılmıştır.

Hwang vd. (2016),  $2 \times 2$  cm<sup>2</sup> boyutlara sahip elektrotlarla gerçekleştirdikleri çalışmada, sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşmenin ölçüm sonuçlarını ve vücut içi haberleşmenin darbe cevabını sunmuşlardır. Darbe cevabı ve ölçüm sonuçları vücut içi haberleşmenin performansını modellemek için kullanılmıştır. Ölçümler, 10 MHz – 100 MHz frekans aralığında 53 erkek ve 41 kadın kişi üzerinde yapılmıştır. Söz konusu bu çalışmada, toprak elektrotunun sinyal kayıplarını artırdığı için kullanılmadığı belirtilmiştir. Alıcı ve verici için toprak düzlemi ise  $4 \times 7$  cm<sup>2</sup> olarak belirlenmiştir. Elde edilen çıkarımlara göre vücut içi haberleşme cihazının tasarımı için sinyal kayıpları, zaman gecikmesi ve vücut içi haberleşme kanalının bant genişliği gibi özelliklerin iyi

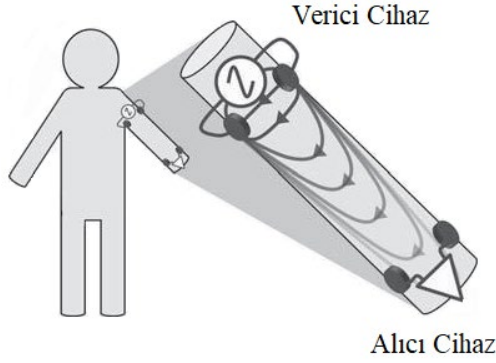
anlaşılmasının gerektiği vurgulanmıştır. Ayrıca vücut içi haberleşme kanalı kapasitif bağlaşımdan dolayı sinyal iletiminde gecikmeye neden olduğu ve vücut içi haberleşme kanalının iletim özelliklerinin elektriksel toprağın boyutuna ve durumuna bağlı olduğu anlaşılmıştır. Ölçümler sonunda gözlenen sinyal kayıplarının kişiden kişiye değiştiği gözlenmiştir.

Zhu vd. (2017), insan vücudu boyunca iletim kapasitesini incelemişlerdir. Ölçüm sonuçlarını doğrulamak için vücut içi haberleşme senaryosu nümerik olarak modellenmiştir. Elektrik alan dağılımı simülasyonları için eşdeğer devre modeli önerilmiştir ve devre parametreleri SEY kullanılarak elde edilmiştir. Simülasyon çalışmaları CST Microwave Studio ile yapılmış olup simülasyonlarda deri, yağ, kas, sert kemik, ilik kemiği ve kalp olmak üzere 6 doku incelenmiştir. Ölçümlerde ise harici batarya ile beslenen alıcı ve verici cihazlar kullanılmıştır. Harici batarya kullanılmasının sebebi parazittik geri dönüşleri engellemektir. Ölçümler, 173 cm boyunda 65 kg erkek model üzerinde  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  elektrotlar kullanılarak farklı frekanslarda gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre nümerik ve devre modeli simülasyon sonuçları, deneysel ölçümleri desteklemektedir.

Kang vd. (2018) gerçekleştirdiği çalışma, sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme için IEEE 802.15.6. standardını temel alan özel tasarım rehberi olarak yayımlanmıştır. Yapılan çalışmada, 3.7 V batarya ile beslenen ve toprak elektrotu temas yüzeyi  $27 \times 50 \text{ mm}^2$  olan cihazlar kullanılmıştır. Vücut dokusu üzerindeki sinyal iletim yönü, vericinin ve alıcının yerleri ve vücut duruşu sayesinde belirlenen 30 çeşit ölçüm koşulu göz önüne alınarak 10 MHz – 100 MHz frekans aralığında incelemeler gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma sayesinde maksimum veri hızını elde etmek için ölçüm koşulları, çalışma frekansı ve alıcı filtresinin bant genişlikleri bakımından kanalda ölçülen verilerin sonuçlarına dayanarak gerekli olan minimum sembol kod uzunluğu türetilmiştir. Bu sayede alıcı yapılara bağlı olarak insan vücudu kanalında daha güvenilir bit hata oranı sağlanmıştır. Böylelikle sinyaller arası girişim gibi hataların önüne geçilmesi mümkün kılınmıştır.

### 2.1.2. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme

Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yöntemine göre elektriksel sinyal, vücuda bağlı bir çift alıcı ve bir çift verici elektrot arasında akar (Wegmueller vd. 2006; Gao vd. 2009). Aynı elektrot çiftleri arasında büyük miktarda akım yoğunluğu akmaktadır. Ancak, az miktarda akım yoğunluğu diğer elektrot çiftine doğru akar. Küçük akım yoğunluğunun genliği, biyolojik dokuların elektriksel özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Söz konusu bu zayıf akım, bir enstrümantasyon yükselticisi tarafından algılanabilen düşük genlikli gerilim düşümlerine sebep olur (Wegmueller 2007a; Wegmueller vd. 2009). Bu sayede, vücut üzerindeki iki elektrot çifti arasında sinyal iletimi gerçekleşmiş olur. Akan sinyalin genliği çok düşük olduğu için bu yöntem diğer kablosuz RF sistemlerine göre enerji açısından daha verimlidir (Wegmueller vd. 2007b). Şekil 2.2, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modelini göstermektedir.



**Şekil 2.2.** Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği için alıcı ve verici elektrot bağlantısı örneği ile sinyal akış algoritması

Wegmueller vd. (2007b), yaptıkları çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi hem nümerik simülasyonlarla hem de deneysel ölçümlerle ele almışlardır. Gerçekleştirilen çalışmada doku katmanları ve vücudun farklı geometrileri incelenirken aynı zamanda farklı elektrot konfigürasyonları karşılaştırılmıştır. İnsan dokusu olarak kol modeli, çok katmanlı silindirik bir yapı şeklinde incelenmiştir ve katmanlar dıştan içe doğru sırasıyla deri, yağ, kas, sert kemik ve kemik iliği olarak belirtilmiştir. İncelenen her doku, kendi fiziksel ve elektriksel özellikleri ile incelenmiştir. Deneysel ölçümler 10'u erkek 10'u kadın olmak üzere 20 kişi üzerinde 10 kHz – 1 MHz frekans aralığında gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre vücut gövdesinde SNR değeri 20 dB olarak gözlenmiştir ve bu durum, iletimin mükemmel olarak gerçekleştiği anlamına gelmektedir. Ayrıca düşük frekanslardaki sinyal iletiminde en önemli faktörün zayıflama olduğu ve zayıflamanın uzuvlarda arttığı belirtilmiştir. Son olarak vücut içi haberleşmenin klinik tedavilere uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Song vd. (2011), gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede farklı sinyal yolları için devre modelleri oluşturmuş, bu modeller ile sinyallere ait transfer fonksiyonlarını çıkarmış ve hat parametrelerini elde etmişlerdir. İnsan vücudu kafa, kol, gövde ve bacak olarak modellenmiş ve katmanlı silindirik yapılar olarak ele alınmıştır. İncelemelerde, silindirik doku katmanları dıştan içe doğru deri, yağ, kas, sert kemik ve kemik iliği olarak modellenmiştir. Çalışma, 100 kHz – 5 MHz frekans aralığında hem deneysel olarak hem de teorik olarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen deneysel ve matematiksel simülasyon sonuçlarının birbirini desteklediği gözlenmiştir. Ayrıca önerilen yöntem hem teorik incelemelerde hem de farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme incelemelerinde birçok avantaj sağladığı sunulmuştur.

Chen vd. (2012), yaptıkları çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi kuasi-statik yöntemlerle 100 Hz – 1 MHz frekans aralığında incelemişlerdir ve sonuçları deneysel ölçümler ile doğrulamışlardır. Çalışmada, problemin transfer fonksiyonu hata düzeltme faktörü ile belirlenmiştir. İnsan dokusu olarak kol ele alınmış ve kol modeli deri, yağ, kas ve kemik olmak üzere dört katmanda incelenmiştir. Farklı modülasyon



tekniklerinin bit hata oranının da ele alındığı çalışmada harmonik bozulmalar kare dalga girişi için analiz edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre sinyal kanalının yüksek geçiren karakteristiğe sahip olduğu gözlenmiştir.

Callejon vd. (2014), gerçekleştirdikleri çalışmada insan kolunun çok katmanlı ve üç boyutlu modelinin vücut içi haberleşme mekanizmasını COMSOL Multiphysics'de SEY analizleri yaparak açıklamaya çalışmışlar ve bulguları deneysel ölçümler ile doğrulamışlardır. Yaptıkları çalışma sayesinde farklı dokulardaki elektrik alan ve akım yoğunluğu dağılımlarının yanında biyoempedans ve yol kaybı da analiz edilmiştir. İletim kanalının, frekans ve elektrotlar arası mesafeye bağlı olması nedeniyle analiz için farksal elektrot konfigürasyonu ele alınmıştır. Deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemik ile modellenen insan kolunda dokuların elektriksel özellikleri 4. mertebeden Cole-Cole modeli kullanılarak elde edilmiştir. Simülasyonlar, 1 kHz – 100 MHz frekans aralığında gerçekleştirilmekle birlikte verici elektrotlardaki gerilim farksal olarak uygulanmış ve Dirichlet sınır koşulları göz önünde bulundurulmuştur. Deneysel ölçümlerde verici olarak sinyal jeneratörü, alıcı olarak da dijital osiloskop kullanılmıştır ve izolasyon için balun kullanılmıştır. Çalışma sonunda elde edilen bulgulara göre biyoempedansın 1 MHz frekansa kadar dispersiyon özelliği baskındır ve elde edilen Cole-Cole parametrelerine göre biyoempedans düşük frekanslarda  $k\Omega$  mertebelerindeyken yüksek frekanslarda  $\Omega$  mertebelerindedir. 1 kHz – 100 MHz frekans aralığında elektrik alan genellikle dış katmanda gözlenmiştir. 1 MHz'e kadar genelde deri dokusunda görülen elektrik alanın, 100 MHz'e kadar 5 dB azaldığı gözlenmiştir. Elektriksel akımın bir kısmının yüksek iletkenlik ve geniş alan sebebiyle kas dokusu üzerinden aktığı gözlenmiştir. Yol kaybının  $T_x - R_x$  arası mesafeye bağlı olduğu belirlenmiştir.  $T_x - R_x$  arası mesafe, yani kanal uzunluğu, arttıkça yol kaybı çok büyük oranlarda düşmektedir. Bu çalışmada hem teorik hem de deneysel sonuçlar, kanal uzunluğunun 5 cm arttığında yol kaybının 20 dB'ye kadar artabildiğini belirtmiştir. Bu yüzden optimum kanal uzunluğu en kısa mesafe olarak belirtilmişken pratik kısıtlamalar buna izin vermemektedir. Daha düşük zayıflamanın daha uzak mesafeyle gözlenmesinin temel nedeni, elektrotlar arası mesafe arttıkça akımın alıcı elektrotlara doğru akarken kol modeli boyunca yayılmasıdır, olarak belirtilebilir.

Kibret vd. (2014), gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tabanlı basitleştirilmiş eşdeğer devre modelini insan üst kolu için sunmuşlar ve elektrot-deri temas empedansının hesabı için yeni bir yöntem önermişlerdir. Önerilen model ve deneysel ölçümlere göre farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede dokuların etkisi, fiziksel boyutlar ve elektrot konfigürasyonunun sinyal iletimine etkisi incelenmiştir. Deneysel ölçümler 6 kişi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma boyunca gerçekleştirilen tüm incelemeler, 200 kHz – 10 MHz frekans aralığında yapılmıştır ve dokuların elektriksel parametreleri ikinci mertebeden Cole-Cole modeli ile elde edilmiştir. Çalışmada frekansı içinde göreceli olarak yüksek frekanslarda sinyalin dalga boyu, insan kolundan daha büyüktür. Bu yüzden problem senaryosu yakın alan bölgesinde belirtilmektedir ve bu bölgedeki incelemeler statik devre modeli ile gerçekleştirilebilir. Elde edilen bulgulara göre kas dokusunun dielektrik özellikleri, eğer

verici elektrotu alıcı elektrotuna göreceli olarak yakın konumlandırılırsa sinyal iletiminde önemli bir etkiye sebep olduğu anlaşılmış ve verici elektrotla alıcı elektrot arası mesafenin artışıyla derinin dielektrik özelliklerinin iletilen sinyalde önem kazandığı gözlenmiştir.

Gao vd. (2016), gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmedeki kanal kazancını COMSOL Multiphysics ile SEY tabanlı modeller oluşturarak simüle etmişlerdir. Çalışmada insan modeli; uygun silindirik modele kemik, kas, yağ ve deri dokuları ile uyarlandıktan sonra bu model farklı senaryoları oluşturan empedans elemanlarıyla birlikte incelenmiştir. Bu sayede elektrotların parazitik empedansı, vericinin giriş ve çıkış empedansı gibi parametreler de ele alınmıştır. Simülasyon çalışmalarının yanında 10 kişi üzerinde deneysel ölçümler de gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre kanal uzunluğu 4 cm ile 20 cm arasında değişirken ölçüm sonuçları ile simülasyon sonuçları birbirini desteklemektedir. Kanal uzunluğu 4 cm'den 20 cm'ye artarken zayıflama da artmış, kanal uzunluğu 20 cm'den 40 cm'ye çıktığında ise zayıflama ile kanal uzunluğu arasında ilişki olmadığı gözlenmiştir.

Swaminathan vd. (2016), gerçekleştirdikleri çalışmada üç boyutlu çok katmanlı doku yapısı için teorik incelemeler ve deneysel ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Teorik incelemeler için analitik model, SEY tabanlı çalışan HFSS programı sayesinde gerçekleştirilen simülasyonlar ile doğrulanmıştır. Üç boyutlu çok katmanlı devre modeli ile dış yüzeyden iç yüzeylere doğru haberleşme kanalı analitik olarak modellenmiştir. Deneysel ölçümler ise domuz dokusu üzerinde gerçekleştirilmiştir. Farklı ağ ve donanım parametrelerinin 100 kHz – 1 MHz frekans aralığında 1 mA akım uygulanarak belirlendiği çalışmada, güvenlik için ICNIRP'nin yayınladığı limitler göz önüne alınmıştır. Doku kalınlığı, elektrot boyutu ve elektrotlar arası uzaklık gibi parametreler için analizler yapılmıştır. Böylelikle doku içerisindeki uygun implant pozisyonu hakkında bilgi sağlanmıştır. Teorik ve deneysel sonuçlar birbirine yakın olmakla birlikte elde edilen bulgular literatürdeki sonuçlar ile uyum sağladığı gözlenmiştir. Ayrıca hızlı ve doğru kanal karakterizasyonu için model belirtilmiş ve implant edilmiş sensör ağlarının parametre tahmini yapılmıştır.

Gao vd. (2018), gerçekleştirdikleri çalışmada 2 kadın ve 4 erkek kişinin kol modellerini deneysel olarak modellemiş ve ICNIRP'nin kısıtlamalarını göz önünde bulundurarak insan kolu üzerinde ortalama elektrik alan değerleri, 10 gr'lık doku modelleri için SAR simülasyonları ve SEY tabanlı hesaplamalar yapmışlardır. Çalışmada SEY analizleri COMSOL Multiphysics'de yapılmıştır. Verici elektrotlardan Dirichlet sınır koşullarını sağlayacak sinyaller uygulandığı belirtilmiştir. Uygulanan sinyal 10 kHz – 1 MHz arasında değişen 1 mA veya 1 V genliğe sahiptir. Elde edilen sonuçlara göre, genliği 1 mA olarak uygulanan sinyaller 20 kHz'in altında ICNIRP elektrik alan kısıtlamaları geçmektedir. Genliği 1 V olan sinyallerde ise 50 kHz frekansın üzerindeki sinyaller ICNIRP değerlerini sağlamaktadır. Akım uygulaması sonucu SAR limitleri aşılmamışken gerilim uygulaması sonucu bazı kişilerde güvenlik limitleri aşılmıştır.

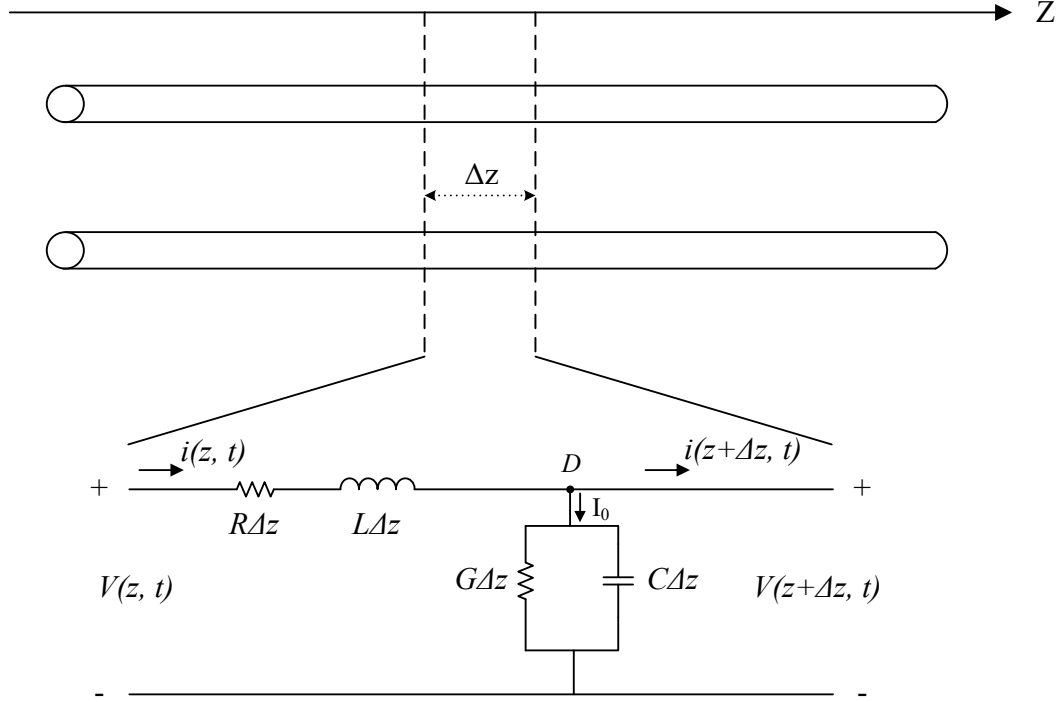
Chen vd. (2018), gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme için çok katmanlı devre modeli önermişlerdir. İncelemelerinde uzaklık 5 cm'den 10 cm'ye kadar değişirken, ölçümler 10 MHz – 20 MHz frekans aralığında yapılmıştır. Temel olarak silindirik kol modeli ele alınmakla birlikte sırasıyla koldaki deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemik tabakaları incelemeye dâhil edilmiştir. Ayrıca elektriksel özellikler dördüncü mertebeden Cole-Cole denklemleri sayesinde elde edilmiştir. Önerilen çok katmanlı model, devre teorisi ve iletim hattı denklemleriyle analiz edilmiştir. Sonuçlara göre, 10 MHz – 20 MHz frekans bandında insan vücudu kanalı yüksek geçiren karakteristiğe sahiptir ve iletim uzaklığı arttıkça iletilen sinyal genliği eksponansiyel olarak zayıflamaktadır.

Callejon vd. (2018), yaptıkları çalışmada deri-elektrot arası empedans modeli analizi, sinyal kaynağı için sabit gerilimin veya akımın kullanımı ve sinyalin doku modeli üzerindeki zayıflaması gibi bazı biyoelektrik özellikleri hesaplamalı yöntemler ile incelemeyi amaçlamışlardır. Bu bağlamda COMSOL Multiphysics ile SEY tabanlı benzetimler insan kolu modeli üzerinde belirtilen parametrelere bağlı olarak gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen çalışma düşük frekans seviyesi bölgesinde vücut içi haberleşmeye yönelik olmakla birlikte incelenen kol dokusu çok katmanlı silindir ile modellenmekte ve bu katmanlar sırasıyla deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemikten oluşmaktadır. Model, kuasi-statik Maxwell çözümlenmeleri ile açıklanmaktadır. Bununla birlikte dokuların elektriksel özellikleri ise Cole-Cole modeli ile sunulmuştur. Simülasyonlarda  $2 \times 2$  cm<sup>2</sup> boyutlarında AgCl ve bakır elektrotlar kullanılmış olup çalışma frekansı 100 Hz – 1 MHz'dir. Sinyal olarak vericiden farksal sinyal uygulanmıştır. Gerilim seviyesi 1 V ve akım seviyesi ise 2 mA'dır. Akım ve gerilim uyartımı sonucu tasarım ve güvenlik açısından önemli farkların bulunduğu belirtilmiştir.

## 2.2. İletim Hatları için Toplu Eleman Devre Modeli

İletim hattı teorisi, elektromanyetik temelli analiz ile devre teorisi analizi arasında bir köprü oluşturur (Pozar 2011). Birçok uygulamanın açıklanması esnasında karşılaşılan bu teoriye göre, iletim hatlarının fiziksel boyları ilgilenilen dalğanın dalga boyu ile kıyaslanabilecek durumdadır. Fakat devre teorisini temel alan analizlerde dalga boyu, devre elemanlarının fiziksel boyutlarına göre çok daha büyüktür.  $l/\lambda$  göreceli olarak küçük olduğunda, başka bir deyişle dalga boyu iletim hattının incelenen en büyük uzunluğundan büyük olduğu zaman, iletim hattı etkileri ihmal edilebilir (Ulaby vd. 2010). Fakat  $l/\lambda \geq 0.01$  olduğunda, sadece zaman gecikmesine bağlı faz kaymasına değil, aynı zamanda yükten kaynağa doğru geri dönerek yansıyan sinyallerin varlığını da hesaba katmak gerekir. Bu doğrultuda, klasik devre teorisi ile yapılan analizlerde gerilim ve akımın fiziksel uzunluklar boyunca değişmeyen toplu devre elemanları ile gerçekleştirildiği bilinmektedir. Bunun yanında, iletim hatları teorisi temelli hesaplar sonucu genlik ve faz ifadesi hat boyunca değişebilmektedir.

İletim hatları, elektromanyetik dalgaları kılavuzlayan sistemlerdir. Bir iletim hattı, genellikle bir uçtaki kaynağı diğer uçtaki yüke bağlar. Şekil 2.3’de, bir iletim hattının konuma bağlı toplu eleman eşdeğer devre modeli gösterilmiştir.



**Şekil 2.3.** İletim hatları için toplu eleman eşdeğer devre modeli

burada, iletim hattının herhangi bir  $\Delta z$  uzunluğundaki kesiti gösterilmiştir.  $R$  ve  $L$ , her iki iletken için sırasıyla birim uzunluktaki seri rezistansı ( $\Omega/m$ ) ve seri indüktansı ( $H/m$ ) göstermektedir.  $C$  ve  $G$  ise sırasıyla birim uzunluktaki kapasitans ( $C/m$ ) ile kondüktansı ( $S/m$ ) temsil etmektedir.  $V(z, t)$  ve  $i(z, t)$ , sırasıyla iletim hattının incelenen kesitindeki bilinen gerilim ve akımlarını belirtmekteyken  $V(z+\Delta z, t)$  ve  $i(z+\Delta z, t)$  ise iletim hattının incelenen kesitinden  $\Delta z$  uzaklıktaki bilinmeyen gerilim ve akımlarını temsil etmektedir. Yukarıdaki şekilde, konuma bağlı olarak devrede gözlenen gerilim ve akımların farklılık gösterdiği belirtilmiştir.

Şekil 2.3’deki devreyi analiz etmek için Kirchhoff Gerilim Kanunu uygulanırsa, Eşitlik 2.1 elde edilir.

$$V(z, t) = R\Delta z \cdot i(z, t) + L\Delta z \frac{\partial i(z, t)}{\partial t} + V(z + \Delta z, t) \quad (2.1)$$

$$V(z, t) - V(z + \Delta z, t) = R\Delta z \cdot i(z, t) + L\Delta z \frac{\partial i(z, t)}{\partial t} \quad (2.2)$$

Eşitlik 2.2’kinin her iki tarafı  $\Delta z$ ’ye bölünür ve  $\Delta z = 0$  için limit yaklaşımı uygulanırsa, ilgilenilen fonksiyonun  $\Delta z$ ’ye bağlı türevi elde edilir. Bu da Eşitlik 2.3’de gösterilmiştir.

$$\frac{V(z, t) - V(z + \Delta z, t)}{\Delta z} = R \cdot i(z, t) + L \frac{\partial i(z, t)}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$-\frac{\partial V(z, t)}{\partial z} = R \cdot i(z, t) + L \frac{\partial i(z, t)}{\partial t} \quad (2.4)$$

Yukarıda incelenen eşitlikler sayesinde devrenin gerilim eşitliği elde edilmiş olur. Dikkat edilmelidir ki, Eşitlik 2.4'deki gerilim eşitliğine etki eden parametreler devrenin rezistif ve indüktif elemanları ile akımdır.

$D$  noktası için Kirchhoff Akım Kanunu'na göre akım eşitliği, Eşitlik 2.5'deki gibi yazılır. Eşitlik 2.3'de belirtildiği şekilde  $\Delta z = 0$  için limit alınır, Eşitlik 2.6'da gösterilen akım eşitliği elde edilmiş olur. Burada, Şekil 2.3'de belirtilen  $C\Delta z$  kapasitesi için gerilime bağlı uç denklemleri de göz önüne alınmıştır.

$$i(z, t) = i(z + \Delta z, t) + G\Delta z \cdot V(z, t) + C\Delta z \frac{\partial V(z+\Delta z, t)}{\partial t} \quad (2.5)$$

$$-\frac{\partial i(z, t)}{\partial z} = G \cdot V(z, t) + C \frac{\partial V(z, t)}{\partial t} \quad (2.6)$$

Bu sayede devrenin akım eşitliği çözümlenmiş olur. Eşitlik 2.6'daki akım eşitliğine etki edenler kapasitif ve kondüktif elemanlar ile gerilimdir.

Şekil 2.3'de belirtilen eşdeğer devredeki sinyal sinüzoidal ise, iletim hattının herhangi bir noktası ve zamanı için zamanda harmonik dalgalar ifade edilebilir. Bu sayede, matematiksel işlemleri kolaylaştırmak için akım ve gerilimin fazör formları kullanılabilir. Akım ve gerilim ifadelerine Euler yaklaşımı uygulanır ve reel kısımları göz önüne alındığında, sırasıyla Eşitlik 2.7 ve Eşitlik 2.8'deki ifadeler elde edilmiş olur.

$$V(z, t) = Re[V_s(z)e^{j\omega t}] \quad (2.7)$$

$$i(z, t) = Re[I_s(z)e^{j\omega t}] \quad (2.8)$$

Fazör formdaki akım ve gerilim ifadeleri ile Eşitlik 2.4 ve Eşitlik 2.6'daki iletim hattı denklemleri güncellenirse, Eşitlik 2.9 ve Eşitlik 2.10'da gösterilen eşitlikler elde edilmiş olur.

$$\frac{\partial V_s(z)}{\partial z} = -(R + j\omega L)I_s(z) \quad (2.9)$$

$$\frac{\partial I_s(z)}{\partial z} = -(G + j\omega C)V_s(z) \quad (2.10)$$

Eşitlik 2.9 ve Eşitlik 2.10'daki denklemlerin çözümü sayesinde gerilim ve akımın davranışı analiz edilebilir. Gerilim ifadesi için Eşitlik 2.9'daki denklemin  $z$ 'ye bağlı türevi alınır ve elde edilen eşitlikte akım ifadesinin  $z$ 'ye bağlı türevi için Eşitlik 2.10 yerine koyulursa, Eşitlik 2.11'deki ikinci mertebeden homojen diferansiyel denklem elde edilmiş olur.

$$\frac{\partial^2 V_s(z)}{\partial z^2} - \gamma^2 V_s(z) = 0 \quad (2.11)$$

burada,  $\gamma$  yayılma sabitini ifade etmektedir ve Eşitlik 2.12'de belirtildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$\gamma = \sqrt{(R + j\omega L)(G + j\omega C)} = \alpha + j\beta \quad (2.12)$$

Şekil 2.3'deki iletim hattı eşdeğer devre modeli sebebiyle yayılma sabiti karmaşık sayı olarak ifade edilmektedir.  $\alpha$ , gerçek kısmı belirtmektedir ve zayıflama sabitini (Np/m) temsil etmektedir.  $\beta$  ise yayılma sabitinin sanal kısmıdır ve faz sabitidir (rad/m). Bu bilgi ışığında, Eşitlik 2.11'deki diferansiyel denklemin çözümünün anlık ifadesi Eşitlik 2.13 ve Eşitlik 2.14'de gösterildiği şekildedir.

$$V(z, t) = \text{Re}[V_s(z)e^{j\omega t}] = \text{Re}[Ae^{-\alpha z}e^{-j\beta z}e^{-j\omega t}] \quad (2.13)$$

$$V(z, t) = Ae^{-\alpha z}\cos(\omega t - \beta z) \quad (2.14)$$

Yukarıdaki eşitliklerde A, gerilim ifadesinin genliğini ifade etmektedir. Eşitlik 2.12'deki ikinci mertebeden homojen diferansiyel denklemin iki çözümünün olduğu bilinmektedir. Bu durum, fiziksel olarak söz konusu dalganın ileri ve geri yönde ilerleyen bileşenleri olarak nitelendirilebilir. +z yönünde ilerleyen ve  $e^{-\alpha z}$  ile zayıflayan bileşen için  $A = V_0^+$  yazılır. Diğer çözüm için de aynı yaklaşımdan hareketle genlik ifadesi  $A = V_0^-$  olarak kabul edilir. Eşitlik 2.16 ve Eşitlik 2.17, diferansiyel denklemin iki ayrı çözümünü göstermektedir.

$$V_1(z, t) = V_0^+e^{-\alpha z}\cos(\omega t - \beta z) \quad (2.15)$$

$$V_2(z, t) = V_0^-e^{+\alpha z}\cos(\omega t + \beta z) \quad (2.16)$$

Her iki çözümün süperpozisyon prensibine göre toplamı alınırsa Eşitlik 2.17'deki fazör ifade elde edilir.

$$V_s(z) = V_1(z) + V_2(z) = V_0^+e^{-\gamma z} + V_0^-e^{+\gamma z} \quad (2.17)$$

$V_s(z)$ 'nin zamana bağlı anlık ifadesi, Eşitlik 2.18 ve Eşitlik 2.19'da belirtildiği şekilde ifade edilebilir.

$$V(z, t) = \text{Re}[V_0^+e^{-\alpha z}e^{-j\beta z}e^{j\omega t} + V_0^-e^{+\alpha z}e^{+j\beta z}e^{+j\omega t}] \quad (2.18)$$

$$V(z, t) = V_0e^{-\alpha z}\cos(\omega t - \beta z) + V_0^-e^{+\alpha z}\cos(\omega t + \beta z) \quad (2.19)$$

Eşitlik 2.11'deki akım eşitliği için ikinci mertebeden homojen diferansiyel denklem Eşitlik 2.21'deki gibi elde edilir.

$$\frac{\partial^2 I_s(z)}{\partial z^2} - \gamma^2 I_s(z) = 0 \quad (2.20)$$

Eşitlik 2.20'de belirtilen ikinci mertebeden diferansiyel denklem, yukarıda belirtilen aynı işlemler ve bakış açıları ile ele alındığı zaman Eşitlik 2.21'deki çözüm elde edilir.

$$I_s(z) = I_0^+e^{-\gamma z} + I_0^-e^{+\gamma z} \quad (2.21)$$

$I_s(z)$ 'nin zamana bağlı anlık ifadesi ise, başka bir deyişle Şekil 2.3'deki  $i(z, t)$ , Eşitlik 2.22 ve Eşitlik 2.23'de gösterilmiştir.

$$i(z, t) = R_e [I_0^+ e^{-\alpha z} e^{-j\beta z} e^{j\omega t} + I_0^- e^{+\alpha z} e^{+j\beta z} e^{j\omega t}] \quad (2.22)$$

$$i(z, t) = I_0^+ e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z) + I_0^- e^{+\alpha z} \cos(\omega t + \beta z) \quad (2.23)$$

### 2.2.1. İletim hattının karakteristik empedansının elde edilmesi

Bir iletim hattının karakteristik empedansı, tek yönde ilerleyen sinyalin genliğinin akıma oranı olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.3'deki iletim hattı modelinin karakteristik empedansının hesaplanması için Eşitlik 2.9'daki  $V_s(z)$  ve  $I_s(z)$  parametreleri için Eşitlik 2.17 ve Eşitlik 2.21 yerine yazılırsa, Eşitlik 2.24 ve Eşitlik 2.25'de belirtilen eşitlikler elde edilir.

$$\frac{\partial}{\partial z} (V_0^+ e^{-\gamma z} + V_0^- e^{+\gamma z}) = -(R + j\omega L)(I_0^+ e^{-\gamma z} + I_0^- e^{+\gamma z}) \quad (2.24)$$

$$-\gamma V_0^+ e^{-\gamma z} + \gamma V_0^- e^{+\gamma z} = -(R + j\omega L)(I_0^+ e^{-\gamma z} + I_0^- e^{+\gamma z}) \quad (2.25)$$

Yukarıda belirtilen eşitliklerde,  $e^{+\gamma z}$  içeren ifadeler ihmal edilmelidir. Bu parametrelerin ihmal edilmemesi durumunda,  $z$ 'ye bağlı olarak  $e^{+\gamma z}$  ifadesi artış gösterecektir ki bu da fiziksel olarak mümkün değildir (Cheng 1989). Bu doğrultuda,  $e^{-\gamma z}$  ifadeli terimler, Eşitlik 2.26'da gösterildiği gibi eşit olur.

$$-\gamma V_0^+ e^{-\gamma z} = -(R + j\omega L)(I_0^+ e^{-\gamma z}) \quad (2.26)$$

Eşitlik 2.26'daki ifadede sadeleştirmeler yapıldığında,  $+z$  yönündeki gerilimin genliğinin akımın genliğine oranı sonucu karakteristik empedans elde edilir. Eşitlik 2.27'de, iletim hattı parametreleri ile karakteristik empedans arasındaki ilişki gösterilmiştir.

$$Z_0 = \frac{V_0^+}{I_0^+} = \frac{R + j\omega L}{\gamma} = \frac{\sqrt{R + j\omega L}}{\sqrt{G + j\omega C}} \quad (2.27)$$

### 2.3. Biyolojik Dokuların Elektriksel Özellikleri

Dielektrik sabiti, bir maddedeki polarizasyonun nasıl oluşabileceğinin bir ölçüsüdür. Uygulanan bir alanla, birim hacimde birçok yeni dipol oluşur veya mevcut dipoller düzgün sıralı net bir düzen alırsa, bu duruma göre dielektrik sabiti yüksektir denebilir. İletim yüklerinin hareketi, iletkenlik olarak adlandırılan nicelik sayesinde hesaplanır. İletkenlik, uygulanan bir elektrik alan sonucu oluşacak sürüklenme miktarının ölçüsüdür. Sürüklenme fazla ise iletkenlik yüksek demektir. Sinüzoidal ve sürekli uygulanan alanlar için, iletim yüklerinin sürüklenmesi ve dipol yüklerinin her ikisinin hesabı için karmaşık dielektrik sabiti tanımlanmıştır. Elektrik alanının maddelerle etkileşimi, karmaşık dielektrik sabiti ile tanımlıdır. Kompleks dielektrik sabiti, Eşitlik 2.28'deki gibi belirtilir (Gabriel Camelia vd. 1996).

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (2.28)$$

burada,  $\epsilon'$  dielektrik sabiti ve  $\epsilon''$  kayıp faktörüdür. Başka bir deyişle,  $\epsilon'$  elektrik alan depolayabilmenin ölçüsüyken  $\epsilon''$  ise frekansa bağlı malzemedeki enerji kaybını tanımlar. Malzemenin iletkenliği, şu şekilde tanımlanır:

$$\sigma = \omega \varepsilon_0 \varepsilon'' = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'' \quad (2.29)$$

Debye denklemi kullanılarak dokuların elektriksel özellikleri belirlenebilirken değişik iterasyon yaklaşımları ile farklı değerler de elde edilebilmektedir. Farklı nümerik yöntemler nedeniyle Debye sabitleri farklılık göstermektedir. İki gevşeme zamanı ile Debye denklemi şu şekildedir (Gabriel Sami vd. 1996; Vander Vorst vd. 2006).

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_0 - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau^2} + \frac{(\varepsilon_0 - \varepsilon_\infty)\omega\tau}{1 + j\omega^2\tau^2} \quad (2.30)$$

burada,  $\tau$  gevşeme zamanını temsil etmektedir. Gevşeme zamanı, elektrik alan etkisindeki biyolojik dokunun söz konusu alanın ortadan kalkması durumunda ilk haline dönmesi için geçen süre olarak tanımlanabilir. Yukardaki bağıntı sayesinde istenen frekansta dokuların elektriksel parametreleri elde edilebilir. Bu değerler de, elektromanyetik alanlarının biyolojik dokular ile etkileşimini teorik ve deneysel olarak incelemek için gereklidir. Unutulmamalıdır ki biyolojik dokuların elektriksel özellikleri, söz konusu dokuların su içerme oranlarına bağlıdır (Schepps ve Foster 1980; Smith ve Foster 1985).

#### 2.4. Bir Boyutlu ZDSF Yöntemi İle İletim Hattı Denklemlerinin Modellenmesi

Zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi, herhangi bir elektromanyetik problemin benzetimini yapmak için kullanılan sayısal yöntemlerden birisidir ve ilk defa 1966'da Yee tarafından öne sürülmüştür (Yee 1966). Bu teknik, herhangi bir senaryo için uygulanması basit, yüksek performanslı ve kolay kurgulanabilmesi gibi avantajları sayesinde diğer sayısal yöntemler arasında en yaygın yöntemlerden biri olmasına rağmen, eğik ve kıvrımlı problemler için uygun değildir (Wu vd. 1992). Bu yöntem, diferansiyel denklemlerin çözümlerine ve söz konusu çözümlerin bilgisayar tabanlı benzetimlerinin kolayca elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Bilindiği üzere, bilgisayar tabanlı çözümler için her şeyin ayrıklaştırılması gerekmektedir. Bu yöntemde problem senaryosu, uzay ve zamana göre ayrıklaştırılarak çözüm gerçekleştirilir.

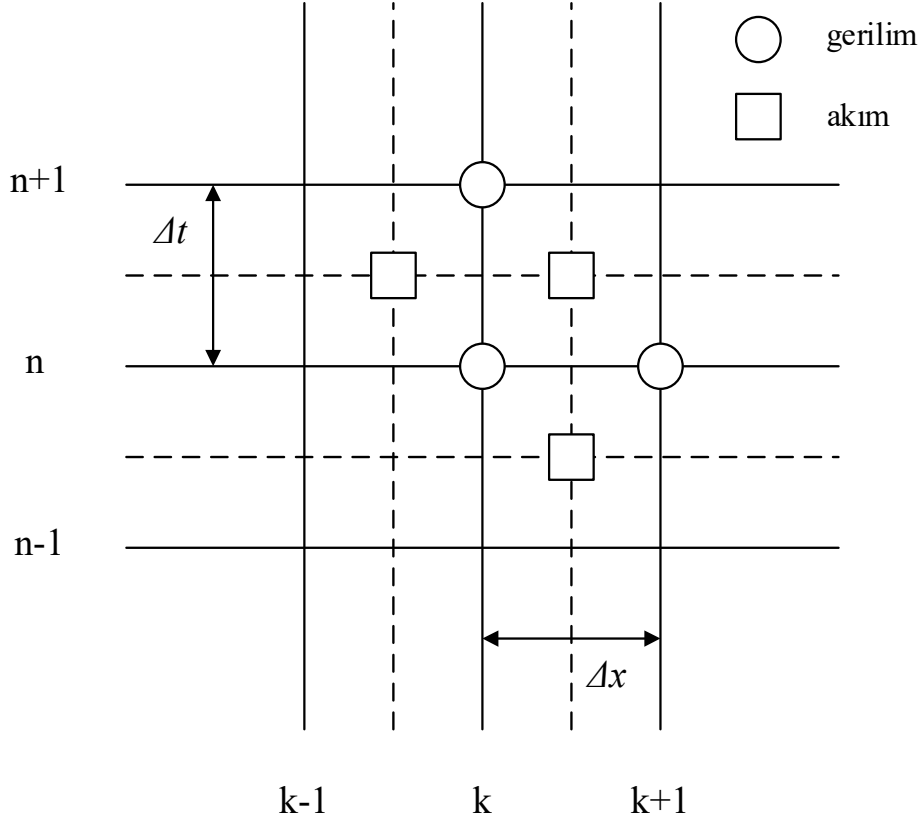
Eşitlik 2.4 ve Eşitlik 2.6'da belirtilen konuma ve zamana bağlı gerilim ile akım ifadelerine merkezi farklar yaklaşımı uygulanırsa, Eşitlik 2.31 ve Eşitlik 2.32'de gösterilen gerilim ve akıma ilişkin denklemler elde edilir (Roden vd. 1996).

$$-\frac{V^n(k+1) - V^n(k)}{\Delta x} = R \cdot I^n(k) + L \frac{I^{n+1}(k) - I^n(k)}{\Delta t} \quad (2.31)$$

$$-\frac{I^n(k+1) - I^n(k)}{\Delta x} = G \cdot V^n(k) + C \frac{V^{n+1}(k) - V^n(k)}{\Delta t} \quad (2.32)$$

burada,  $V$  ve  $I$  iletim hattındaki gerilim ve akımı temsil eder.  $k$  iletim hattının uzaysal olarak ayrıklaştırılmış konumunu,  $Z_0$  iletim hattının karakteristik empedansını ve  $\Delta x$  ile  $\Delta t$  sırasıyla birim uzay ve zaman adımını belirtmektedir.  $n$  ise ZDSF senaryosunun ayrık zamanını göstermektedir. Yukarıda belirtilen bu denklemlerin uygun şartlar altında düzenlenmesi sayesinde gerilim ve akıma ilişkin çözümler gerçekleştirilebilir. Şekil 2.4, bir iletim hattının ZDSF algoritmasına göre analizini açıklamaktadır.





**Şekil 2.4.** İletim hattı modelinin ZDSF yöntemi ile uzay-zaman ayrıklaştırma algoritması

Yukarıdaki algoritmaya göre istenen değer, önceki değer ve ele alınmayan değerlerin yarım zaman öncesi ile sonrası sayesinde elde edilir. İletim hattı teorisinde, ilgilenilen hat boyunca akım ve gerilimin konum ve zamanla değiştiği belirtilmişti. Bunun yanında, gerilim ve akımın konum ve zaman olarak iç içe geçtiği kabul edilir (Paul 1994). Bu bilgiler ve Şekil 2.4'e göre gerilim ve akım için düzenlenmiş ZDSF denklemleri, Eşitlik 2.33 ve Eşitlik 2.34'de belirtilmektedir (Maloney vd. 1994; Song vd. 2012).

$$V^{n+1}(k) = V^n(k) - Z_0 \left( \frac{u_p \Delta t}{\Delta x} \right) [I^{n+0.5}(k+0.5) - I^{n+0.5}(k-0.5)] \quad (2.33)$$

$$I^{n+0.5}(k+0.5) = I^{n-0.5}(k+0.5) - \left( \frac{1}{Z_0} \right) \left( \frac{u_p \Delta t}{\Delta x} \right) [V^n(k+1) - V^n(k)] \quad (2.34)$$

burada  $u_p$ , söz konusu sinyalin iletim hattındaki faz hızını temsil eder. İletim hattı parametreleri, hat boyunca tekdüze kabul edilir. Buna bağlı olarak, merkezi farklar yaklaşımını temel alan ZDSF çözümü sayesinde, iç içe geçmiş akım ve gerilim değerleri elde edilebilir. Bu yöntemde, iletim hattı uzaysal olarak  $k$  segmente ayrılır ve her segment boyu  $\Delta x$  kadardır. Aynı şekilde toplam zaman da segmentlere ayrılır ve her segment  $\Delta t$  süresini belirtir. ZDSF yöntemine göre, akım ve gerilim değerleri arasında  $\Delta x/2$  ve  $\Delta t/2$  kadar ayrıklık bulunmaktadır. Zaman ve uzay ayrıklığı Şekil 2.4'de gösterilmiştir.

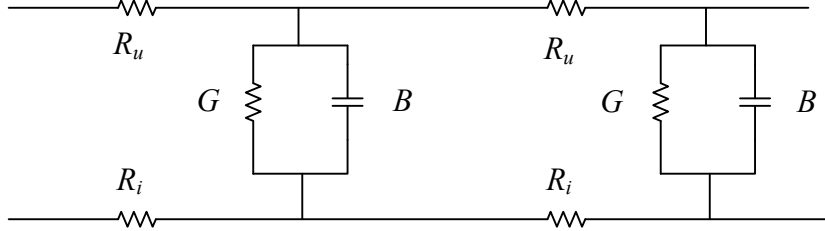
### 2.4.1. İletim hattı denklemlerinin ZDSF analizi için kararlılık şartı

Kararlılık, genel hesaplamalar boyunca hatanın belirli sınırlar içerisinde kalmasıdır. Lax denklik teoremi; doğrusal bir probleme sonlu fark yaklaşımı uygulanırsa, kararlılığın yakınsaklık için gerekli ve yeter koşul olduğunu belirtir (Davidson 2010). Kararlılık önemlidir. Çünkü yanlış zaman adımı veya uzay adımı sayesinde hesaplamalar yanlış sonuçlara yakınsayabilir. Bu çalışmada, Courant koşulu temel alınmıştır. Buna göre, bilinen bir düzlem dalga ayrıklaştırılır ve zaman adımı ilerledikçe genliğin sabit kalması amaçlanır. Kararlılık koşulu, aşağıdaki şekilde belirtilir:

$$\frac{u_p \cdot \Delta t}{\Delta x} \leq 1 \quad (2.35)$$

### 3. MATERYAL VE METOT

Önceki bölümlerde belirtildiği gibi, insan vücudunu iletim hattı olarak modelleyen birçok çalışma yapılmıştır. Vücut içi haberleşmede sinyal yayılımının ağırlıklı olarak deriden gerçekleştiği bilinmektedir (Nikita 2014). Bu çalışmada ele alınan deri dokusunun eşdeğer devre modeli, Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



**Şekil 3.1.** Deri dokusunun iletim hattı modeli ile incelenmesi

burada,  $R_u$  derinin dış katmanı yüzeyinde sinyal iletimini açıklarken  $R_i$  ise iç katmanlarda sinyal iletimini belirtmektedir.  $B$ , SC'nin keratinli hücreleri ve iki tabakalı lipit dokusunu nitelemektedir. Frekansa bağlı olarak keratinli hücreler için çok, lipit dokusu için daha az düzeydedir. Derinin kondüktif bağıntısı olan  $G$ , ise ter bezleri ve hücre membranının iyonik kanalları sayesinde oluşur.

SC katmanı, alt katmanlara kıyasla yüksek dirence sahip olduğu için  $R_i$  ihmal edilebilir. Bu nedenle, yalnızca  $R_u$  ifadesi analitik modele dâhil edilirken  $R_i$  kısa devre edilir. Bu bilgi ışığında, Şekil 3.1’de belirtilen deri dokusunun iletim hattı denklemleri şu şekilde güncellenebilir:

$$\frac{\partial^2 V(z, \omega)}{\partial z^2} - R_u(G + jB)V(z, \omega) = 0 \quad (3.1)$$

$$V(z, \omega) = V^+ e^{-\gamma z} + V^- e^{+\gamma z} \quad (3.2)$$

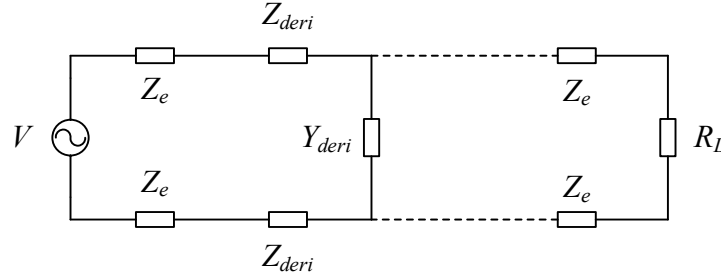
$$\gamma = \sqrt{R_u[G + jB]} = \alpha + j\beta \quad (3.3)$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{R_u}{G + jB}} \quad (3.4)$$

burada,  $V(z, \omega)$  konuma ve frekansa bağlı kaynak sinyalini temsil etmektedir. Deri dokusu sayesinde sinyal iletimine ilişkin yayılım karakteristikleri, Eşitlik 3.3 ve Eşitlik 3.4 ile elde edilebilir. Bu karakteristik değerler de Şekil 3.1’de verilen devre ile ilgilidir. Böylelikle, sinyalin iletimi ve derinin elektrofizyolojik özellikleri arasında ilişki kurulabilir.

Derinin yayılma sabiti tanımlanırken bazı güncellemeler yapılmalıdır. Elektrot konfigürasyonu, bu güncellemelerden birisidir. Çünkü elektrot bağlantısına ek olarak oluşacak temas empedansları, eşdeğer devre modelini etkilemektedir. Deri ve elektrotların elektriksel eşdeğer devre modelleri, işlemleri etkileyen temel unsurlardır. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yönteminde, ikişer tane alıcı ve verici elektrot kullanılır. Tek katmanlı deri dokusunun elektrotlar ile beraber oluşturduğu eşdeğer devre

modeli Şekil 3.2’de gösterilmiştir. Eşdeğer devre modelinde, alıcı ile vericinin aynı elektrot empedansına sahip olduğu kabul edilmiştir.



**Şekil 3.2.** Deri dokusunun alıcı ve verici elektrotlar ile eşdeğer devre modeli

burada,  $V$  kaynak gerilimini temsil etmekteyken,  $Z_e$  ise elektrotların empedansını belirtmektedir.  $Z_{deri}$  ve  $Y_{deri}$ , sırasıyla deri katmanının eşdeğer devre modelinin empedansı ile admittansını temsil etmektedir.  $R_L$  ise alıcı elektrodu temsil etmektedir.

Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yönteminde elektrotlar farksal olacak şekilde ele alındığı için, düzeltme faktörü olarak 2 ile çarpılır. Bu bilgi ışığında, Şekil 3.2’deki iletim hattı modeline karşılık gelen  $\gamma$  ifadesi şu şekilde güncellenebilir:

$$\gamma = \sqrt{Z_{deri} Y'_{deri}} = \alpha + j\beta \quad (3.5)$$

Eşitlik 3.5’deki denklemde belirtilen  $Y'_{deri}$  ifadesi ise Eşitlik 3.6’daki gibi ifade edilir.

$$Y'_{deri} = 2Y_{deri} = 2(G + jB) \quad (3.6)$$

Şekil 3.2’deki devre modelinde,  $Z_e$  empedansına sahip alıcı ve verici elektrotlardan kaynaklı elektrot-deri empedans uyumsuzluğu oluşur. Bu durum,  $\Gamma$  yansıma katsayısı ile modellenir ve Eşitlik 3.7’deki gibi elde edilir.

$$\Gamma(z, \omega) = \frac{Z_l - Z_0}{Z_l + Z_0} e^{2\gamma(z-l)} \quad (3.7)$$

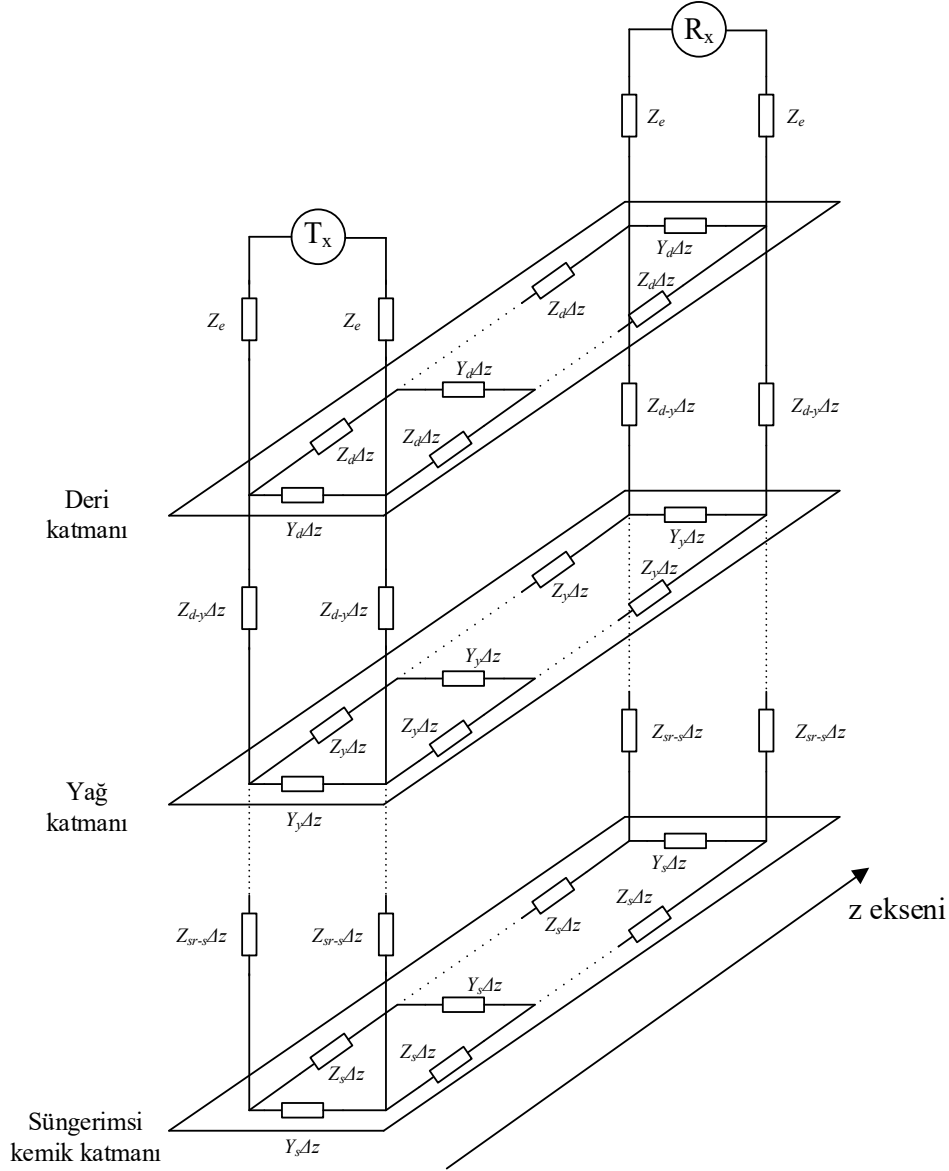
burada,  $z$  anlık konumu göstermektedir.  $l$  ifadesi, elektrotlar arası mesafeyi tanımlarken,  $Z_l$  ise  $z = l$  de görünen empedansı belirtmektedir. Şekil 3.2’deki modelde,  $Z_l = Z_e$  olur. Bu durumda, sinyalin konum ve frekansa bağlı güncel hali Eşitlik 3.8’deki gibi ifade edilir.

$$V(z, \omega) = V^+ e^{-\gamma z} [1 + \Gamma(z, \omega)] = V^+ e^{\alpha z} e^{-j\beta z} \quad (3.8)$$

Devre modelinin genel yol kaybı ise, Eşitlik 3.9’da belirtilmiştir ve  $PL$  ile simgelenmiştir.

$$PL (dB) = 20 \log_{10} \left( \frac{\left(1 + \frac{Z_l - Z_0}{Z_l + Z_0}\right) e^{-2\gamma l}}{\left(1 + \frac{Z_l - Z_0}{Z_l + Z_0}\right) e^{-\gamma l}} \right) \quad (3.9)$$

Daha gerçekçi incelemeler için literatürde çok katmanlı modeller ele alınmıştır. Söz konusu bu incelemelerde, insan dokusunun her katmanını bir dokuyu modellemektedir. Yukarıda bahsedildiği şekilde söz konusu çok katmanlı modeller, iletim hattı yöntemi ile incelenebilir. Şekil 3.3, bu tez çalışmasında incelenen çok katmanlı insan dokusunun iletim hattı devre modelini göstermektedir.



**Şekil 3.3.** İnsan dokusunun çok katmanlı iletim hattı devre modeli

Elektriksel sinyal, Şekil 3.3'e göre z eksenine boyunca yayılmaktadır. Çok katmanlı devre modeli, Kirchhoff Akım Kanunu ve Kirchhoff Gerilim Kanunu ile çözümlenebilir. Burada, her insan dokusu iletim hattı devre modelini ele alacak şekilde modellenmiştir. Her dokunun devre modellenmesinde, iletim hattı hücreleri birbirine seri bağlanarak periyodik bir yapı oluşturulur. Bu periyodik yapı, bu tez çalışmasında önceki bölümlerde belirtildiği gibi Z ve Y'den meydana gelir. Bu parametreler, ilgilenilen dokunun yayılım karakteristiğini etkiler.

$Z$ ,  $R$  ve  $L$ 'den oluşur.  $R$  rezistif karakteristiği,  $L$  ise indüktif etkiyi açıklar. Söz konusu bu parametreler, iletim doğrultusu boyunca tanımlıdır. İndüktif etki,  $|\omega\mathbf{A}| \ll \nabla\varphi$  olduğu zaman göz ardı edilir (Plonsey ve Heppner 1967; Gulrajani 1998; Wegmueller 2007a). Diğer bir değişle manyetik indüksiyondan kaynaklı alan genliği, potansiyelin gradyantına (değişimine) kıyasla ihmal edilebilir. Zamanla değişen akım zamanla değişen manyetik akı oluşturur. Bu da Eşitlik 3.10'daki  $-j\omega\mathbf{A}$  terimine karşılık gelir. Bu sebepten ötürü devre modelinde indüktif eleman ihmal edilir.

$$\mathbf{E} = -j\omega\mathbf{A} - \nabla\varphi \quad (3.10)$$

$Y$  ise,  $G$  ve  $B$ 'den oluşan şönt devre elemanıdır.  $G$  dokunun kondüktif yolunu belirtirken,  $B$  aynı düzlem üzerindeki iletim doğrultusuna dik gelecek şekilde tanımlıdır. Farklı katmanlar arası doku eşdeğer devreleri, birbiri ile sinyal iletimini tanımlayan admittans ile bağlıdır. Aşağıdaki elektriksel parametreler, ilgili doku için hesaplanır ve Şekil 3.3'deki her bir katmanın eşdeğer devre elemanını temsil etmektedir.

$$\varepsilon_r = \varepsilon' \quad (3.11)$$

$$\sigma = \omega\varepsilon_0\varepsilon'' \quad (3.12)$$

$$K = \frac{s}{l} \quad (3.13)$$

$$G = \sigma K \quad (3.14)$$

$$B = C = \varepsilon_0\varepsilon_r K \quad (3.15)$$

$$Z = R = \frac{1}{G} \quad (3.16)$$

$$Y = G + j\omega C \quad (3.17)$$

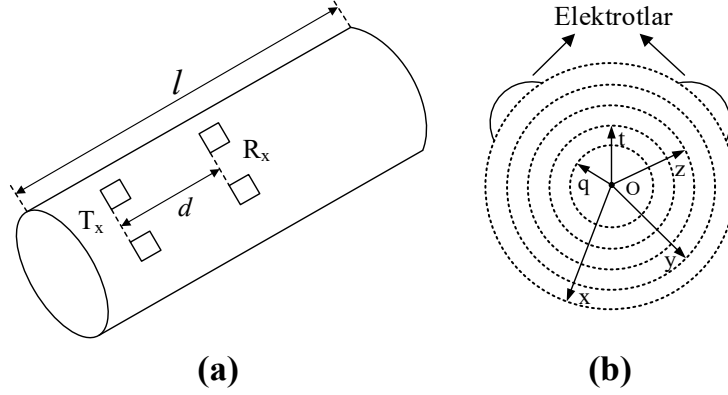
Vücut içi haberleşme yöntemi, deneysel gözlemlerle ve teorik yaklaşımlarla incelenmektedir. Deneysel incelemelerde, biyolojik doku veya dokunun eşdeğeri ile analizler gerçekleştirilmektedir (Callejon vd. 2015; Khorshid vd. 2018). Teorik incelemelerde ise analitik yaklaşımlar ve nümerik çözümler ele alınmaktadır. Bu tez çalışması kapsamında, nümerik yöntemleri ele alan simülasyonlar yardımıyla vücut içi haberleşme konusu incelenmiştir. Nümerik simülasyonlar için, sonlu elemanlar yöntemi tabanlı simülasyon programı kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar yöntemi (SEY), kısmi diferansiyel denklemleri ve sınır koşullarını kullanarak sınır değer problemlerini çözen bir nümerik yöntemdir. İlk kez 1943 yılında Richard Courant tarafından ele alınmıştır (Courant 1943). Ana fikir, problem uzayını sonlu elemanlar olarak adlandırılan küçük parçalara bölüp uygun sınır koşulları gözetiminde genel çözüme ulaşmaktır.

Sonlu elemanlar yönteminde çözüm, dört aşamada gerçekleştirilir. Problem uzayı, sonlu elemanlar adı verilen küçük parçalara ayrılır. Bu aşama hafıza gereksinimini, hesaplama zamanını ve nümerik sonuçların doğruluğunu etkilediği için sonlu elemanlar analizinin en önemli aşaması olarak kabul edilir. Ardından, her eleman için bilinmeyen çözümlerin yaklaşımı (interpolasyonu) gerçekleştirilir. Bu sayede, elemanlar ve

düğümünün sınır koşullarına göre bilinmeyen çözümü elde edilmiş olur. Sonrasında, denklemler sisteminin formülleri elde edilir ve bu denklemler sisteminin çözümü sayesinde evrensel sonuç elde edilir.

Şekil 3.4’de, simülasyonlarda modellenen çok katmanlı insan kolunu ve farklı bağlaşımlı vücut içi haberleşmede ele alınan elektrot konfigürasyonu gösterilmiştir.



**Şekil 3.4.** Çalışma boyunca incelenen farklı bağlaşımlı vücut içi haberleşme senaryosu **a)** İncelenen kol modeli; **b)** Kol modelinin enine kesiti

Şekil 3.4.a’da  $d$  değişkeni, alıcı elektrotlar ( $R_x$ ) ile verici elektrotlar ( $T_x$ ) arası uzaklığı göstermekteyken  $l$  ise kol modelinin uzunluğunu belirtmektedir. Şekil 3.4.b’de ise kol modelinin elektrotlarla beraber enlemesine kesiti bulunmaktadır. Katmanların hangi dokuyu modellediği ve kalınlıkları, Çizelge 3.1’de belirtilmiştir.

**Çizelge 3.1.** İnsan kolunu modellemek için kullanılan farklı dokular ve kalınlıkları (Chen vd. 2018)

Konum	Doku	Kalınlık (mm)
x-y arası mesafe	Deri	1.5
y-z arası mesafe	Yağ	8.5
z-t arası mesafe	Kas	27.5
t-q arası mesafe	Sert Kemik	6
q-O arası mesafe	Süngerimsi Kemik	6.5

Çalışmada, elektrotların ebatları  $1 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$  ve her elektrot çiftinin birbirine en yakın noktalar arası mesafesi  $6.3 \text{ cm}$  olarak belirlenmiştir. Söz konusu bu problem için kuasi-statik yaklaşım ile çözüm açıklanmaktadır. Eşitlik 3.18’de, Ampere Kanunu’nun iraksaması olarak belirtilmektedir. Unutulmamalıdır ki herhangi bir vektör alanının

dönelinin ıraksaması özdeş olarak sıfırdır (Cheng 1989). Bu sayede, SEY sayesinde söz konusu problemin kuasi-statik yaklaşımı ile çözümü gerçekleştirilebilir.

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)\nabla V] = 0 \quad (3.18)$$

burada,  $\sigma$  ve  $\epsilon_r$  sırasıyla ilgilenilen dokunun iletkenliği ve dielektrik sabiti iken  $V$  ise elektriksel potansiyeldir. İlgilenilen dokudaki elektrik alan ve akım yoğunluğu dağılımı ( $A/m^2$ ), aşağıdaki eşitlikler ile belirlenir.

$$\mathbf{E} = -\nabla V \quad (3.19)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (3.20)$$

Sinyal uyarımı için  $T_x$  elektrotları diferansiyel (farksal) çalışacak şekilde düşünülmüştür ve Dirichlet sınır koşullarına uygun olarak birinci elektrottan 1 V ( $V_1 = 1$  V) ve ikinci elektrottan -1 V ( $V_2 = -1$  V) uygulanmıştır. Böylece  $T_x$  elektrot çiftinde gözlenen farksal sinyal,  $V = V_1 - V_2 = 2$  V olarak elde edilmiş olur. İncelemeler esnasında  $T_x$  elektrotları sinyal kaynağı olarak görev alırken  $R_x$  elektrotları sıfır potansiyelli referans olarak kabul edilmiştir. Elektriksel sinyal, verici elektrotlar arasında akar. Alıcı elektrotlara ise ikincil alanlar akmaktadır.



#### 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Çalışmanın bu bölümünde, vücut içi haberleşme konusu hem analitik hem de nümerik yöntemlerle ele alınmıştır. Analitik yöntemlerde, deri katmanı iletim hattı modeli olarak incelenmiştir. Bunun sebebi olarak, yukarıda da belirtildiği gibi sinyal iletiminin ağırlıklı olarak deri üzerinden gerçekleşmesidir. Nümerik simülasyonlarda ise ZDSF ve SEY tabanlı incelemeler gerçekleştirilmiştir. ZDSF incelemelerinde, deri dokusuna ilişkin iletim hattı denklemleri, farklı frekanslarda çözümlenmiştir. SEY tabanlı simülasyonlarda ise, literatürde de sıklıkla karşılaşılan çok katmanlı silindir modeli farklı frekanslarda ele alınmıştır. Tüm incelemelerde ele alınan dokuların frekansa bağlı elektriksel özellikleri, Çizelge 4.1’de belirtilmiştir.

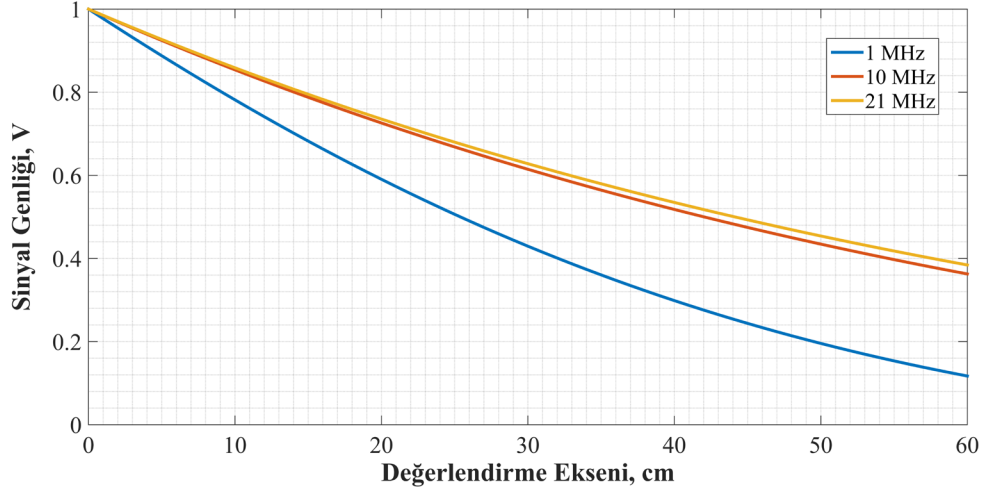
**Çizelge 4.1.** İnsan kolunu modellemek için kullanılan farklı dokuların frekansa bağlı elektriksel özellikleri (Andreuccetti vd. 2012)

İlgilenilen Doku	1 MHz		10 MHz		21 MHz	
	$\epsilon'$	$\sigma$ (S/m)	$\epsilon'$	$\sigma$ (S/m)	$\epsilon'$	$\sigma$ (S/m)
<b>Deri</b>	990.76	0.013237	361.66	0.19732	201.3	0.2959
<b>Yağ</b>	27.222	0.025079	13.767	0.029152	9.4882	0.032039
<b>Kas</b>	1836.4	0.50268	170.73	0.61683	107.9	0.6445
<b>Sert Kemik</b>	144.5	0.024353	36.772	0.042822	24.349	0.04934
<b>Süngerimsi Kemik</b>	248.97	0.090399	70.779	0.12282	47.168	0.13684

##### 4.1. Analitik Yöntemlerle Hesaplanan Sonuçlar

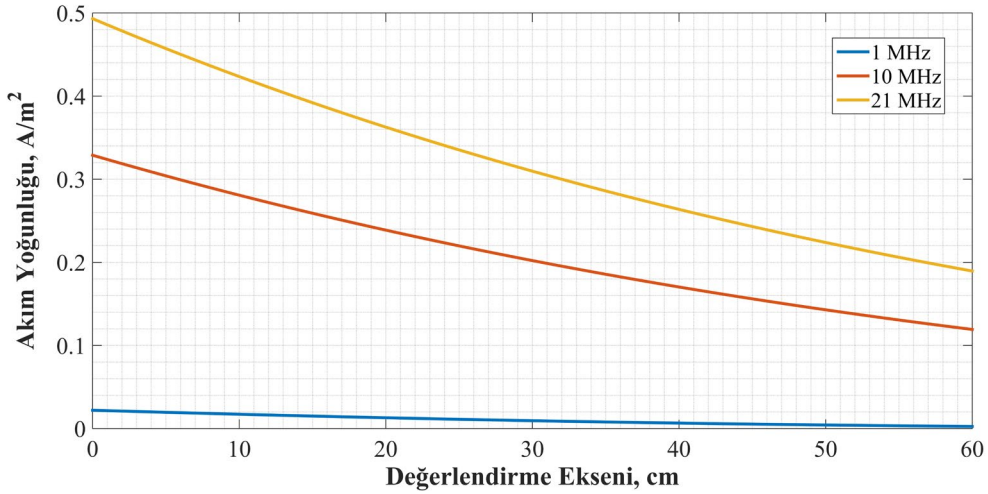
Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği, önceki konularda belirtilen yöntemler eşliğinde analitik olarak tez çalışmasının bu başlığı altında incelenmiştir. İncelemeler, sayısal analiz programı olan Matlab sayesinde gerçekleştirilmiştir. Bu doğrultuda deri katmanı, iletim hattı teorisine göre çözümlenmiştir. Çizelge 4.1’de belirtilen elektriksel özellikler ışığında, kuasi-stasyonel yaklaşım da göz önüne alınarak deri dokusunun devre parametreleri elde edilmiştir. Elektrotlar arası mesafe ve kanal uzunluğu, başka bir deyişle kol uzunluğu, 60 cm olarak kabul edilmiştir.

Şekil 4.1, farklı frekanslardaki sinyalin iletim hattı teorisine göre incelenmesi sonucu değerlendirme ekseni boyunca sinyalin genliği belirtilmiştir. Sonuçlara göre, 1 MHz’deki sinyalin genliğinin değerlendirme ekseni boyunca diğer frekanslara göre daha çabuk zayıfladığı gözlenmiştir. Ayrıca, 21 MHz’deki sinyalin genliğinin ise daha az zayıfladığı gözlenmiştir. Sonuçlar ışığında, alıcı tarafta gözlenen sinyalin frekansa ve iletim hattının devre elemanlarına, dolayısıyla elektriksel özelliklerine bağlı olduğu sonucu çıkarılabilir.



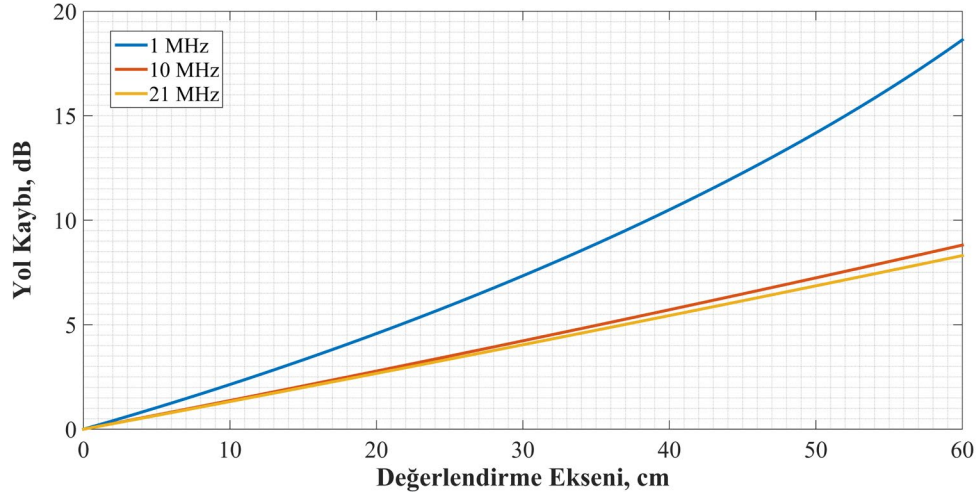
**Şekil 4.1.** İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme eksenine boyunca elde edilen sinyalin genliği

Şekil 4.2’de, değerlendirme eksenine boyunca yayılan sinyalin doku üzerinde gözlenen akım yoğunluğu sonuçları bulunmaktadır. Sonuçlar göstermektedir ki 1 MHz frekansındaki sinyal ile gerçekleştirilen vücut içi haberleşme işleminde, değerlendirme eksenine boyunca diğer frekanslara göre daha az akım yoğunluğu elde edilmektedir. Ayrıca, 21 MHz’deki sinyalde ise daha fazla oluşmaktadır. Unutulmamalıdır ki Çizelge 4.1’e göre frekans arttıkça deri dokusunun iletkenliği artmaktadır. Sonuçlar ışığında, akım yoğunluğunun verici elektrottan uzaklaştıkça zayıfladığı gözlenmiştir.



**Şekil 4.2.** İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme eksenine boyunca elde edilen akım yoğunluğu

Şekil 4.3 ise, değerlendirme eksenine boyunca yol kaybını dB olarak göstermektedir. Buna grafikteki sonuçlarda, sinyalin değerlendirme eksenine boyunca davranışı ele alınmıştır. Grafikte, 1 MHz’deki sinyalin yol kaybının diğer frekanslara göre daha fazla olduğu gözlenmişken 10 MHz ile 21 MHz arasındaki yol kaybının göreceli olarak daha az olduğu sonucuna varılmıştır.



**Şekil 4.3.** İletim hattı denklemlerinin deri katmanı için farklı frekanslarda çözülmesi sonucu değerlendirme eksenini boyunca elde edilen yol kaybı

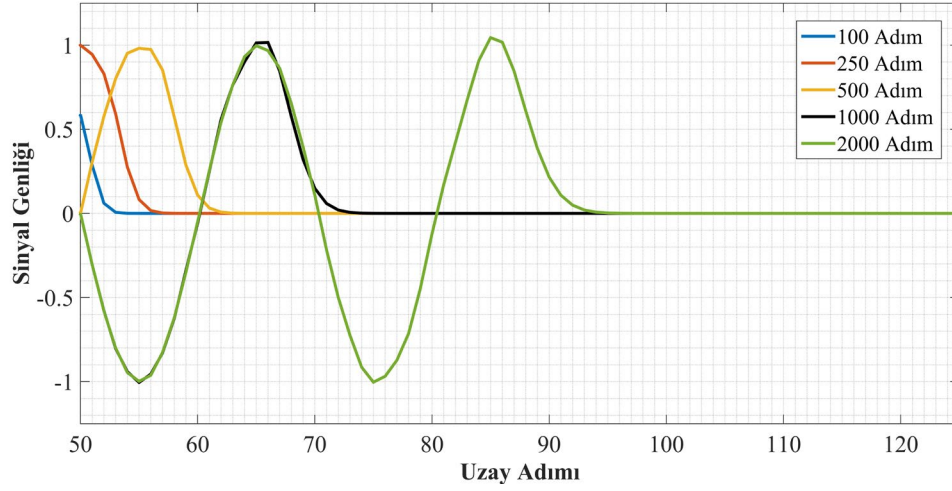
#### 4.2. Bir Boyutlu ZDSF Yönteminin İletim Hattı Modeline Uygulanması

Deri katmanının iletim hattı modelinin hesaplamalı elektromanyetikte kullanılan başlıca yöntemlerden birisi olan zaman düzleminde sonlu farklar yöntemiyle incelendiği bu bölümde, sinyalin farklı parametrelere bağlı sonuçları ele alınmıştır. Frekansa bağlı olarak dokunun elektriksel özellikleri yardımıyla hat parametreleri elde edilmiştir. Kaynak olarak sinüs sinyali uygulanmıştır. ZDSF algoritması gereği farklı frekanslarda ve ilgili hat parametreleriyle analizleri gerçekleştirmek için, kararlılık şartlarına uygun olarak birim uzay ve zaman adımları seçilmiştir. Çizelge 4.2, deri dokusunun iletim hattı modelinin farklı frekanslardaki ZDSF modellenmesi için kararlılık şartlarına uygun olarak belirlenen birim uzay ve zaman adımlarını belirtmektedir.

**Çizelge 4.2.** ZDSF çözümlemesinde her frekans için ele alınan birim uzay adımları ile birim zaman adımları

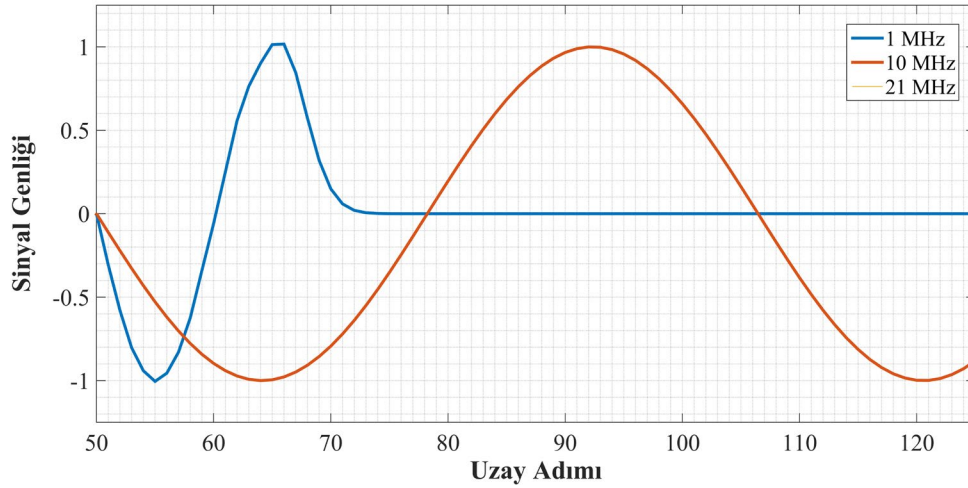
Çalışma Frekansı	$\Delta t$ (s)	$\Delta x$ (m)
1 MHz	$10^{-9}$	0.17
10 MHz	$10^{-10}$	0.4
21 MHz	$5 \times 10^{-11}$	0.59

Şekil 4.4, bir boyutlu ZDSF çözümlemesinin 1 MHz'deki farklı zamanlara göre sinyalin iletim hattındaki davranışını göstermektedir. Grafikte, x eksenini her bir uzay adımını ele almaktayken y eksenini ise sinyalin genliğini belirtmektedir. Sonuçlar incelendiğinde, toplam zaman adımı arttıkça iletim hattındaki sinyalin yayılımının hat boyunca devam ettiği gözlenmiştir.



**Şekil 4.4.** 1 MHz frekansındaki sinyalin farklı zamanlar için deri katmanında ilerlediğini modelleyen bir boyutlu ZDSF çözümü

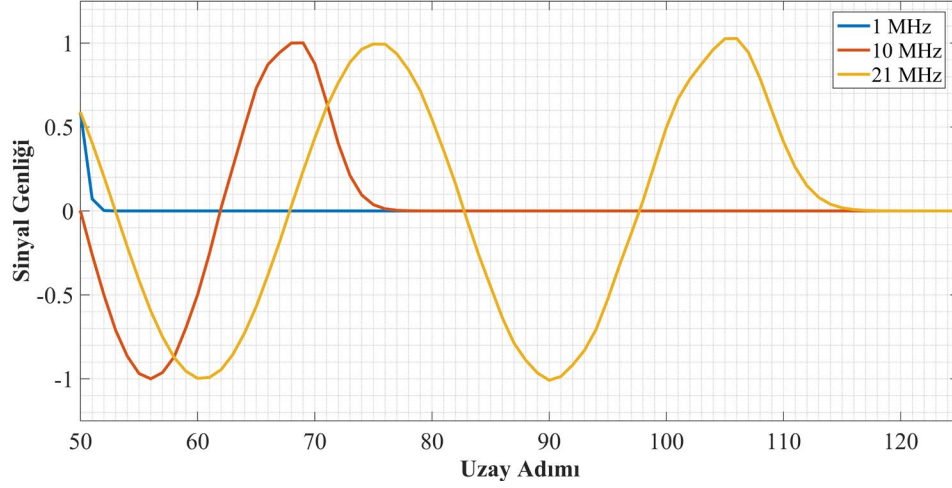
Şekil 4.5’de, Çizelge 4.2’de belirtilen 1 MHz’lik uzak ve zaman adımlarını temel alan ve 1, 10 ve 21 MHz frekanslarda sinyal yayılımını modelleyen ZDSF analiz sonuçları bulunmaktadır. İncelemeler, 1000 zaman adımına göre gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, kararlılık şartına uymadığı için 21 MHz’lik frekansa sahip sinyalin hat üzerinde oluşmadığı gözlenmiştir. Ayrıca, iletim hattı modeli üzerinde sinyalin ilerlemesinin frekansa bağlı olarak değiştiği gözlenmiştir.



**Şekil 4.5.** Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzak ile zaman adımının 1 MHz’e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü

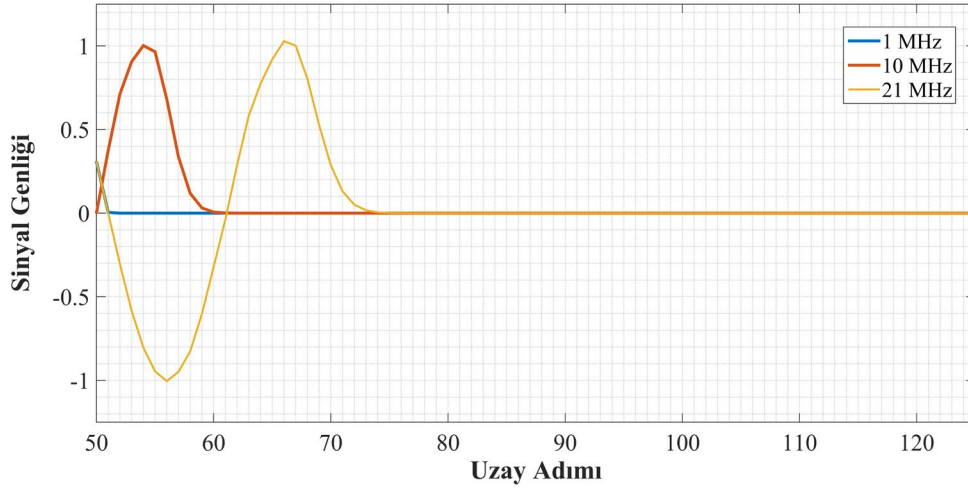
Şekil 4.6, iletim hattı denklemlerinin bir boyutlu ZDSF analizi ile farklı frekanslardaki sinyalin uzak boyunca yayılımını belirtmektedir. Hesaplamalar için, 10 MHz frekansına ilişkin uzak ve zaman adımları kullanılmıştır. Simülasyonlar, 1000 zaman adımı için gerçekleştirilmiştir. Sonuçlara göre, frekansa bağlı olarak sinyalin oluşumunun ve hat boyunca ilerlemesinin değiştiği gözlenmiştir. Ayrıca, frekans düştükçe sinyalin hat boyunca ilerlediği mesafe azalmaktadır. Ek olarak doku üzerindeki 1 MHz’lik sinyal incelendiğinde, diğer frekanstaki sinyallere kıyasla iletim hattı boyunca ilerlemediği sonucu çıkarılabilir. Söz konusu bu durumun sebebi olarak kararlılık

koşuluna uymayan uzay ve zaman adımları belirtilebilir. Bunun yanında, 21 MHz'lik sinyalin deri dokusu boyunca 10 MHz'lik sinyale göre daha fazla ilerlediği gözlenmiştir.



**Şekil 4.6.** Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzay ile zaman adımının 10 MHz'e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü

Şekil 4.7'de ise Çizelge 4.2'de belirtilen 21 MHz'lik uzay ve zaman adımlarını temel alan, 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekanslarda sinyal yayılımını modelleyen ZDSF simülasyon sonuçları bulunmaktadır. Simülasyonlar, 1000 zaman adımı için gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, frekansa bağlı olarak iletim hattı modeli üzerinde sinyalin ilerlemesinin değiştiği gözlenmiştir. Şekil 4.5 ile Şekil 4.6 kıyaslandığında ise, uzay ve zaman adımlarının değişmesi sonucu ilgilenilen frekanstaki sinyallerin konumları değişmekteyken yüksek frekanstaki sinyallerin daha fazla yol aldığı sonucuna ulaşılmıştır.

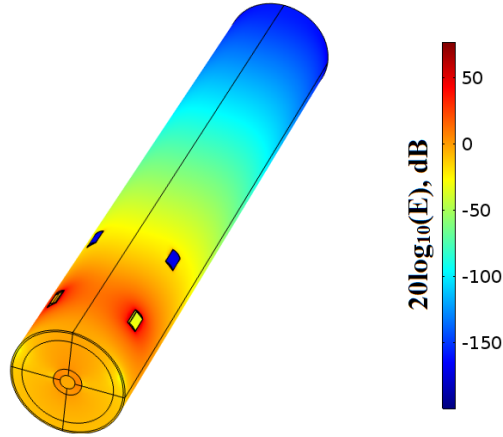


**Şekil 4.7.** Farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanında birim uzay ile zaman adımının 21 MHz'e göre modellenerek ilerlediğini ele alan bir boyutlu ZDSF çözümü

### 4.3. SEY Tabanlı Nümerik Simülasyonlar

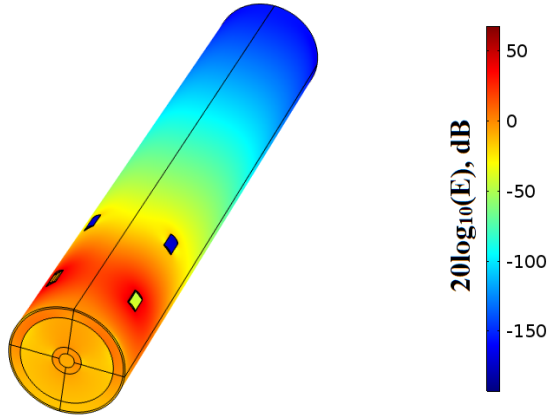
Çalışmanın bu bölümünde, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusuna ilişkin farklı senaryolarda simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Bu sayede, insan dokusunun iletim hattı karakteristiği ve cevabı elde edilmiştir. Çalışma, sonlu elemanlar yöntemi tabanlı çalışan COMSOL Multiphysics 5.3 ile gerçekleştirilmiştir. Çözümlemede, AC/DC modülünün Electric Currents ara yüzü kullanılmıştır. İnsan dokusu, Şekil 3.4’de belirtildiği gibi çok katmanlı silindir olarak modellenmiştir. Çalışmada, ağ işlemi için finer mesh yapısı kullanılmıştır. COMSOL Multiphysics programında sınır şartları olarak akım yoğunluğunun normal bileşeni için dış yüzeylerde elektriksel izolasyon sağlanmışken iç tarafta ise süreklilik korunmuştur. Simülasyon sonuçlarında, ağ yapısı ve oluşturulan denklemlerin bazı kabuller ışığında değerlendirilmesi sonucu gözlenen hata payları, analitik sonuçlardan farklılıklara sebep olmaktadır.

Şekil 4.8’de, deri katmanı üzerindeki  $T_x$  elektrotları kaynaklı 1 MHz frekansındaki sinyalin elektrik alan yayılımı modellenmiştir. Benzetim için, Şekil 3.4.a’daki elektrotlar arası  $d$  mesafesi 10 cm olarak kabul edilmiştir. Buna göre, deri katmanı üzerindeki  $T_x$  elektrotlarının ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 14.01 dB iken  $R_x$  elektrotlarının deri katmanı üzerinde gözlenen en büyük değeri -15.31 dB’dir. Sinyalin genliğinin  $T_x$  elektrotlarından  $R_x$  elektrotlarına doğru azaldığı gözlenmektedir.



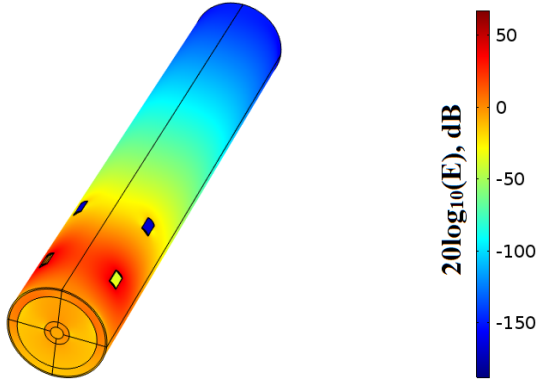
**Şekil 4.8.** 1 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

Şekil 4.9’da ise deri katmanı üzerinde yayılan 10 MHz frekansındaki sinyalin davranışı belirtilmiştir. Elektrotlar arası mesafe ( $d$ ), 10 cm olarak modellenmiştir.  $T_x$  elektrotlarının ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 18.91 dB iken deri katmanı üzerindeki  $R_x$  elektrotlarının ortasında gözlenen en büyük değeri -22.06 dB olarak modellenmiştir.



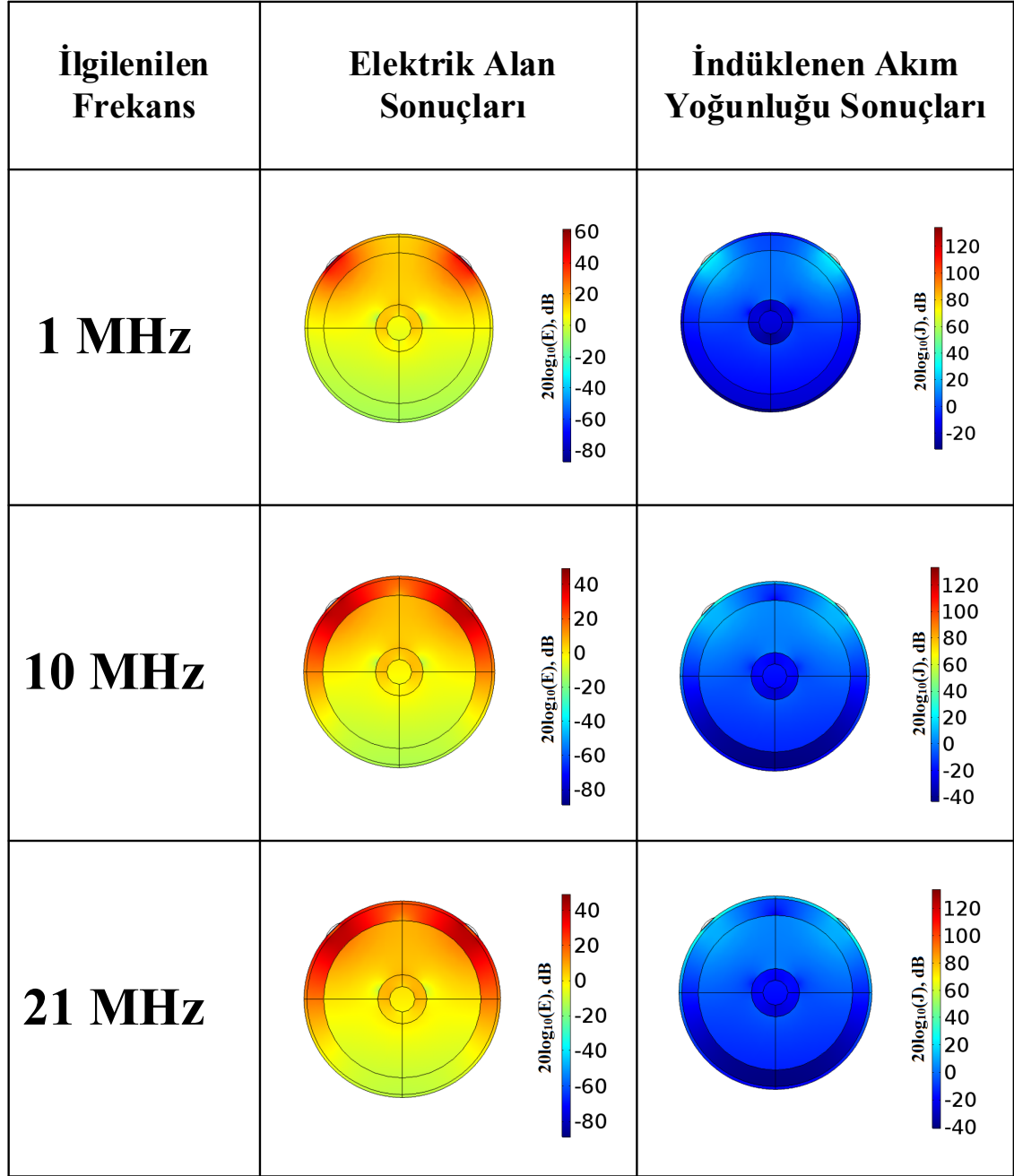
**Şekil 4.9.** 10 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

10 cm aralıklı  $T_x$  elektrotları ile  $R_x$  elektrotları sayesinde yayılan 1 MHz frekansındaki sinyalin elektrik alan dağılımı Şekil 4.10'da gösterilmiştir. Deri katmanı üzerindeki verici elektrotların ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 19.72 dB olarak modellenmişken alıcı elektrotların orta noktasında elde edilen en büyük sinyal genliği değeri ise -20.34 dB'dir.



**Şekil 4.10.** 21 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

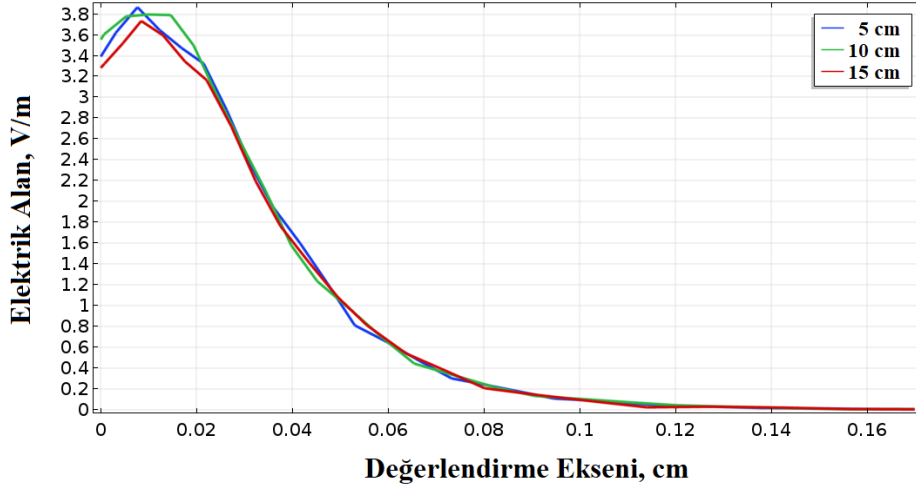
Şekil 4.11'de, verici elektrotlardan farklı frekanslarda yayılan sinyalin farklı dokularda sebep olduğu elektrik alan ve bu elektrik alanın söz konusu dokularda indüklediği akım yoğunluğu davranışı, logaritmik eksenle ele alınmıştır. İncelemeler 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekansları için gerçekleştirilmiştir ve  $d$  mesafesi 10 cm kabul edilmiştir. Sonuçlar doğrultusunda, elektrik alan yayılımının elektrotlara yaklaştıkça arttığı gözlenmişken indüklenen akım yoğunluğu ise Eşitlik 3.20'de belirtildiği gibi farklı dokuların elektriksel özelliklerine bağlıdır. Elektrik alan dağılımı, her üç frekans için genellikle elektrotlara yakın yağ katmanında gözlenmiştir. İndüklenen akım yoğunluğu ise elektrotlara yakın deri ve yağ katmanlarında göreceli olarak daha fazla gözlenmiştir.



**Şekil 4.11.** Farklı frekanslardaki sinyalin kol modelindeki katmanlarda oluşturduğu iki boyutlu elektrik alan ve indüklenen akım yoğunluğu sonuçları

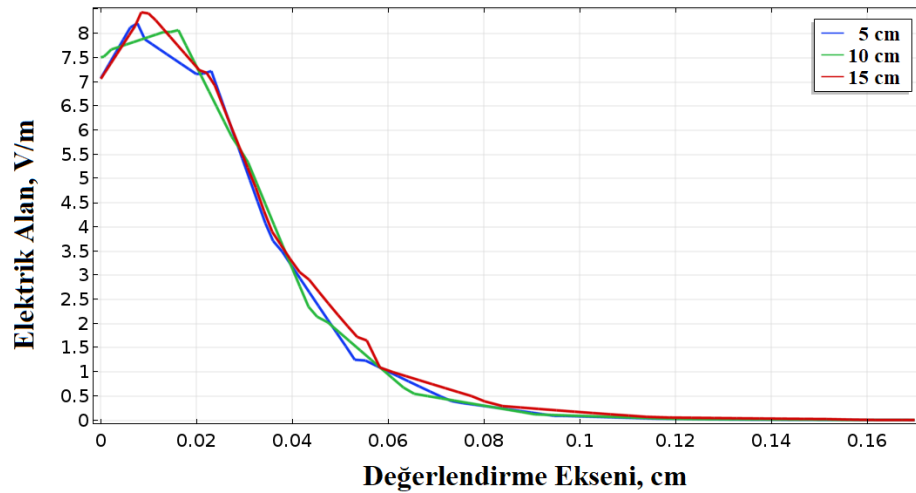
Şekil 4.12, deri dokusu üzerindeki  $T_x$  elektrotlarından yayılan 1 MHz frekansındaki sinyalin sebep olduğu elektrik alanın  $R_x$  elektrotlarına doğru yayılımı, farklı  $d$  mesafeleri için incelenmiştir. Söz konusu mesafe sırasıyla 5 cm, 10 cm ve 15 cm olarak ele alınmıştır. Sonuçları elde etmek için tanımlanan değerlendirme eksenini, deri katmanı üzerindeki  $T_x$  elektrotlarının orta bölgesindeki başlangıç hizalarından 17 cm uzağa kadar belirtilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki, elektrotların arasındaki uzaklığa orantılı bir elektrik alan iletimi gözlenmemiştir. Fakat tüm uzaklıklar için değerlendirme ekseninin 13 cm'den sonrasındaki deri dokusu üzerindeki elektrik alan yayılımı simülasyonlarında sabit bir eğilim gözlenmiştir.





**Şekil 4.12.** 1 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları

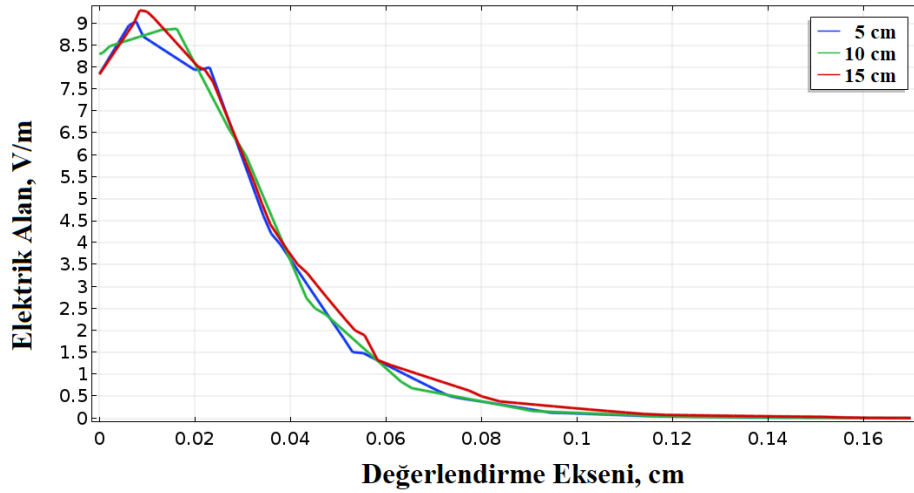
Şekil 4.13, 10 MHz frekansında ve deri dokusu üzerinde yayılan sinyalin sebep olduğu elektrik alan, nümerik tabanlı simülasyonlar sayesinde incelenmiştir. Simülasyon çalışmaları, Şekil 3.4.a'da belirtilen  $d$  mesafesinin 5 cm, 10 cm ve 15 cm değerleri için gerçekleştirilmiştir. Belirtilen değerlendirme eksenine,  $T_x$  elektrotlarının orta tarafında ve başlangıç hizalarından 17 cm uzağa kadar tanımlanmıştır. Sonuçlara göre,  $d$  mesafesi ile elektrik alan yayılımı arasında bir orantılı bir ilişki bulunamamıştır. Elektrik alan değerleri, incelenen  $d$  mesafeleri için yaklaşık 13 cm'den sonra sabit bir eğilimle değiştiği elde edilmiştir. Ayrıca, farklı  $d$  mesafeleri için 10 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerindeki belirli noktalarda gözlenen elektrik alan değerleri, 1 MHz frekansındaki sinyalin iletimine göre fazladır. Uygulanan sinyalin genliği değişmediği için, bu durum frekansa ve dokunun elektriksel özelliklerine bağlıdır. Ayrıca, diğer katmanların sinyal iletimine etkisi göz ardı edilmemelidir.



**Şekil 4.13.** 10 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları

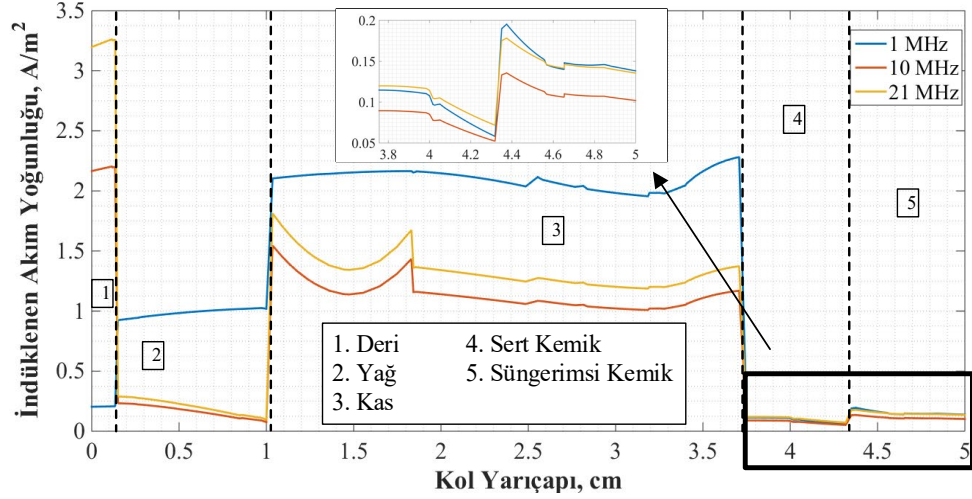
Deri dokusu üzerindeki  $T_x$  elektrotlarından yayılan 21 MHz frekansındaki sinyalin  $R_x$  elektrotlarına doğru iletimi esnasında gözlenen elektrik alan değerleri, farklı  $d$

mesafeleri için Şekil 4.14’de incelenmiştir. 5 cm, 10 cm ve 15 cm olacak şekilde elektrotlar arası  $d$  mesafesi modellenmiştir. Simülasyonlar, kol modelinde kullanılan doku katmanlarının 21 MHz için elektriksel özelliklerine göre gerçekleştirilmiştir. Değerlendirme eksenini, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’de belirtildiği şekilde kabul edilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki sinyalin Tx elektrotlarından Rx elektrotlarına doğru iletimi esnasında deri katmanı üzerindeki en yüksek elektrik alan değerleri, bu frekansta gerçekleştirilen farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme simülasyonlarında gözlenmiştir. Bunun yanında, elektrotların arasındaki uzaklığa ilişkili bir elektrik alan yayılımı gözlenmemiştir. Tüm  $d$  mesafeleri için değerlendirme ekseninin yaklaşık 13 cm’den sonrasındaki elektrik alan dağılımında sabit bir eğilim gözlenmiştir.



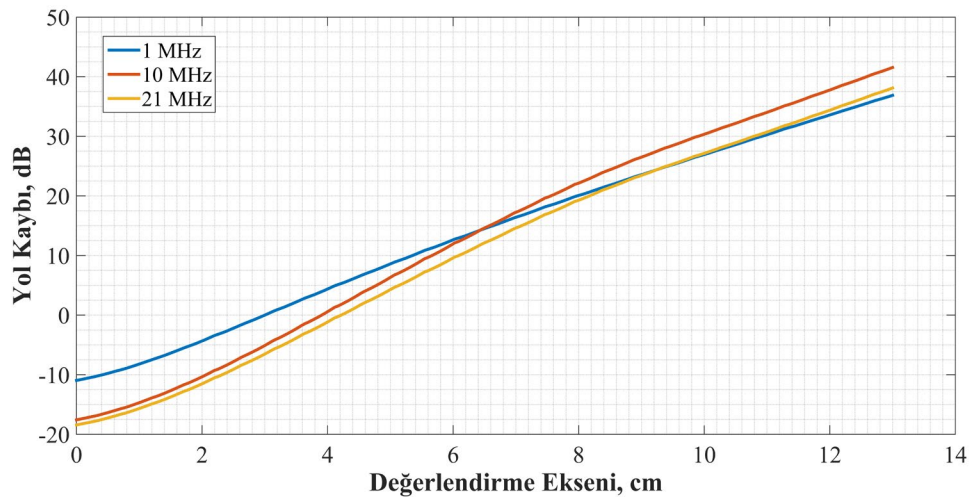
**Şekil 4.14.** 21 MHz frekansındaki sinyalin deri katmanı üzerinde sebep olduğu elektrik alan sonuçları

Şekil 4.15,  $T_x$  elektrotlarından yayılan farklı frekanslardaki sinyalin sebep olduğu kol modelindeki katmanlarda indüklenen akım yoğunluğu sonuçlarını göstermektedir. İncelemeler esnasında, 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekansındaki kaynak sinyali ve Çizelge 4.1’de belirtilen elektriksel özellikler kullanılmıştır. Kol modeli dıştan içe doğru sırasıyla deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemik olmak üzere, Çizelge 3.1’de belirtilen kalınlıklar ile incelenmiştir. Sonuçlar, silindirik kol modelinin merkezinden geçen yarıçap uzunluğu boyunca değerlendirilmiştir. Buna göre, deri katmanında indüklenen akım yoğunluğu en fazla 21 MHz frekansındaki sinyal sayesinde gözlenmiştir. En az ise 1 MHz frekansındaki sinyal ile gözlenmiştir. Yağ katmanı için en yüksek indüklenen akım yoğunluğu, 1 MHz için elde edilmiştir ve en az 10 MHz frekansındaki sinyal için gözlenmiştir. Kas dokusunda en fazla indüklenen akım yoğunluğu sonuçları 1 MHz frekansındaki sinyal ile gözlenmişken en az ise 10 MHz frekansına göre gerçekleştirilen simülasyonlarla elde edilmiştir. Şekil 4.15’e göre sert kemikte gözlenen indüklenen akım yoğunluğu sonuçlarında en az indüklenen akım yoğunluğu 10 MHz frekansındaki sinyal sebep olmuşken en fazla ise 21 MHz için yapılan benzetim çalışmaları sebep olmaktadır. Süngerimsi kemik için ise en az 10 MHz frekansındaki sinyal kaynaklı indüklenen akım yoğunluğu hesaplanmışken en fazla 1 MHz frekansı için yapılan simülasyonlarla elde edilmiştir.



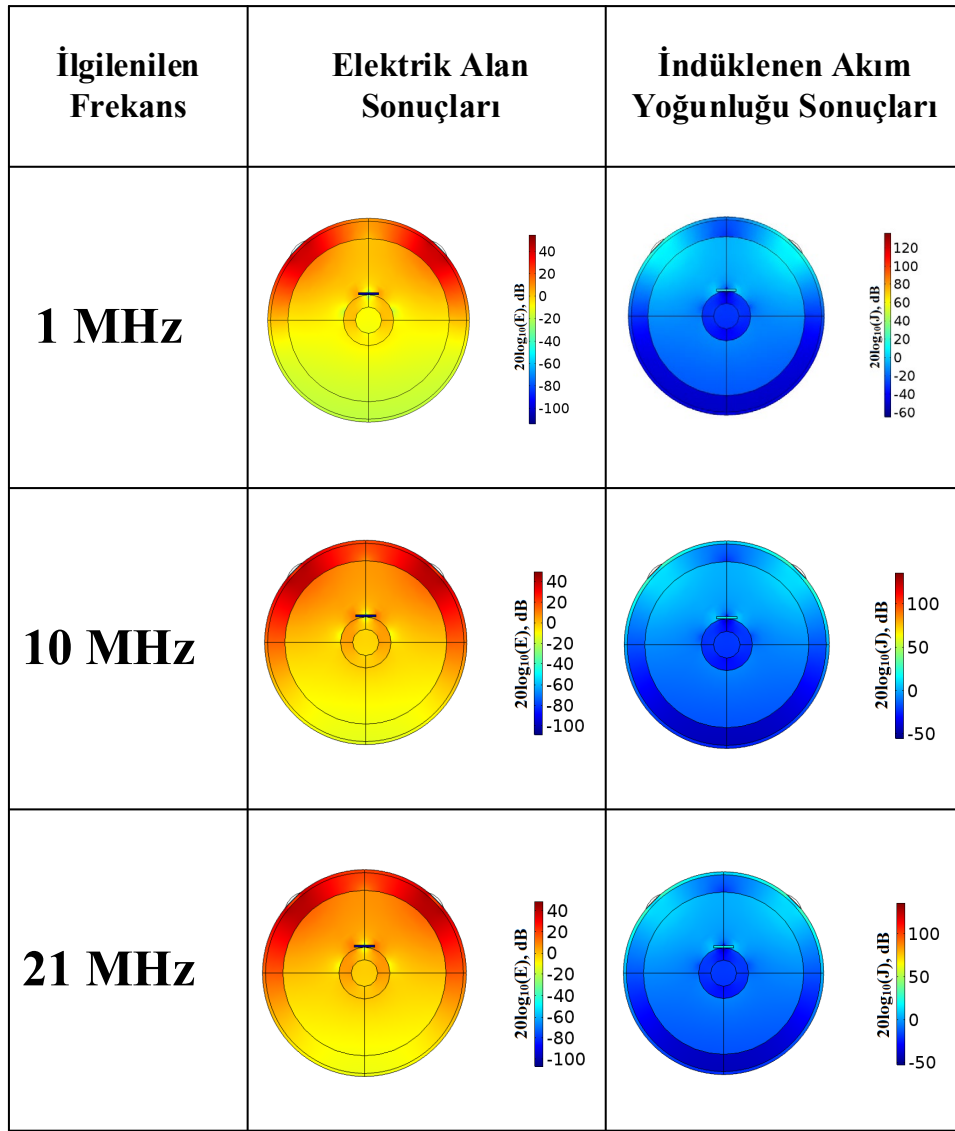
**Şekil 4.15.**  $d$  mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin kol yarıçapı boyunca farklı katmanlarda indüklediği akım yoğunluğu sonuçları

Şekil 4.16,  $T_x$  elektrotlarından yayılan farklı frekanslardaki sinyalin deri katmanı üzerindeki değerlendirme eksenini boyunca gözlenen yol kaybını göstermektedir. Değerlendirme eksenini,  $T_x$  elektrotlarının bittiği noktadan  $R_x$  elektrotlarının başladığı noktaya kadar 10 cm olarak belirlenmiştir. Deri katmanı üzerinde iletilen sinyalin davranışı, dokunun frekansa bağlı elektriksel özelliklerine göre değişmektedir.  $T_x$  elektrotlarının başladığı noktada, başka bir deyişle değerlendirme ekseninin başladığı noktada, 1 MHz frekansındaki sinyalin yol kaybı, 10 MHz ve 21 MHz frekanslarına sahip sinyallere göre daha fazla iken değerlendirme ekseninin son noktasında daha az gözlenmiştir. Bu durum, elektrik alanının deri dokusunun elektriksel özelliklerine bağlı davranışı ile açıklanabilmektedir. Ayrıca, 10 MHz frekansındaki sinyal için gerçekleştirilen simülasyonların yol kaybı sonuçları, 21 MHz frekansı için gerçekleştirilen benzetimlerden daha az gözlenmiştir. Yol kaybı sonuçlarının büyük olması, daha fazla kayıpların olduğu anlamına gelmektedir.



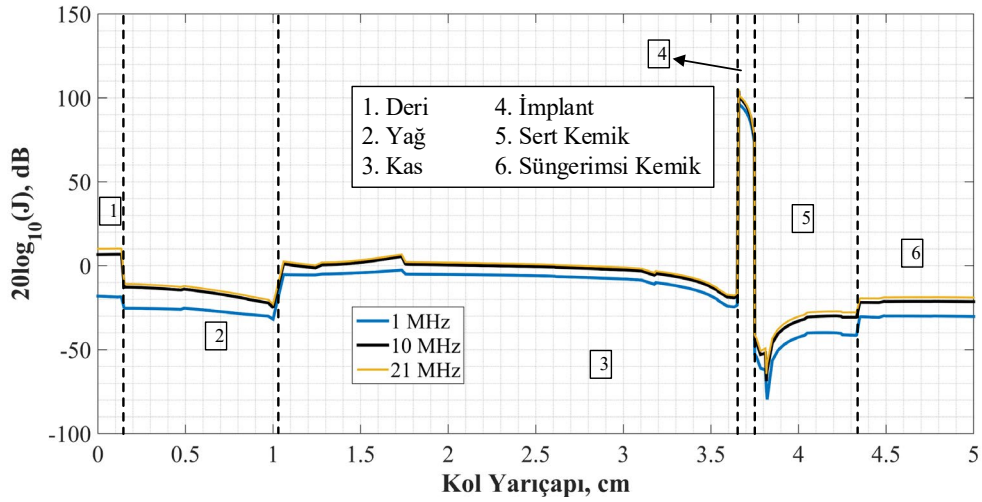
**Şekil 4.16.** Deri katmanı üzerinde gözlenen farklı frekanslardaki yol kaybı

Şekil 4.17’de, implantlı durumda verici elektrotlardan yayılan sinyalin sebep olduğu elektrik alanın farklı katmanlarda gözlenen değeri ve bu elektrik alanın indüklediği akım yoğunluğu davranışı, logaritmik eksenle ele alınmıştır. İmplant olarak, kol boyunca  $60 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 0.1 \text{ cm}$  boyutlarında paslanmaz çelik modellenmiştir. Çeliğin elektriksel iletkenliği, COMSOL malzeme kütüphanesinde belirtilene göre  $1.3 \text{ MS/m}$  iken bağıl dielektrik sabiti 1 olarak belirtilmiştir. İncelemeler, kaynak sinyalinin 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekansları için gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar doğrultusunda, hem elektrik alan yayılımının hem de indüklenen akım yoğunluğunun implant modelinden etkilendiği ve Şekil 4.11’deki sonuçlara kıyasla değiştiği gözlenmiştir. Beklendiği şekilde, dokunun verici elektrotlara yakın kısımlarında elektrik alan daha yoğun gözlenmektedir. Ayrıca, implant modelinin iletkenliği diğer dokulara kıyasla daha fazla olduğu için implantlı model üzerinde indüklenen akım yoğunluğu implantsız dokularda indüklenen akım yoğunluğu sonuçlarından çok daha yüksektir.



Şekil 4.17.  $d$  mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin implantlı kol modelindeki katmanlarda oluşturduğu iki boyutlu elektrik alan ve indüklenen akım yoğunluğu sonuçları

Şekil 4.18, Tx elektrotlarının farklı frekanslardaki sinyal iletimi esnasında implantlı kol modelinin katmanlarında indüklediği akım yoğunluğu sonuçları bulunmaktadır. Grafik, farklı frekanslar için logaritmik eksenle değerlendirilmiştir. Değerlendirme eksenini olarak her iki Tx elektrodunun orta noktasından çok katmanlı silindirin merkezine kadar tanımlanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde Çizelge 3.1’de belirtilen dokularda ve implant modelinde gözlenen akım yoğunluğu sonuçları kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. Ayrıca, her üç frekanstaki sinyal iletimi esnasında implant modelinde 100 dB’ye yakın akım yoğunluğu indüklendiği rahatlıkla gözlenebilir. Bu da diğer dokulara kıyasla yaklaşık  $10^5$  kat daha fazladır. Her üç frekans için yapılan simülasyonlar ele alındığında, hem dokularda hem implantta en fazla indüklenen akım yoğunluğu sonuçları 21 MHz’de gözlenmişken en az ise 1 MHz’de hesaplanmıştır.



**Şekil 4.18.**  $d$  mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin üç boyutlu implantlı kol modelinde oluşturduğu indüklenen akım yoğunluğu sonuçları

## 5. SONUÇLAR

Biyomedikal elektromekanik sistemler (Bio-MEMS), biyomedikal mühendisliği, biyomedikal sensörler ve doku mühendisliği gibi disiplinler arası çalışma gerektiren ve teorik çalışmaların yanında deneysel gözlemlerin de önem arz ettiği konuların başında gelen vücut içi haberleşme tekniği ile biyolojik dokunun davranışları ele alınmaktadır. Farklı senaryoları içeren ve insan sağlığını yakından ilgilendiren bu durumun birçok avantajı bulunmaktadır. Düşük çalışma frekansı, düşük girişimli kablosuz iletişim ve güvenlik (örneğin, iletilen verileri elde etmek için fiziksel temasın gerekliliği) gibi özelliklere sahip vücut içi haberleşme, kısa mesafeli iletişim için cazip hale gelmektedir. İnsan vücudu, vücut içi haberleşme tekniğinde iletim ortamı olarak kullanıldığı için farklı durumlarda ilgililenen dokunun fiziksel, kimyasal ve elektriksel özellikleri bile vücut içi haberleşme sistemleri tasarımı üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bunun yanında ilgililenen doku, yaş faktörü, kas, yağ ve su oranları gibi ilgililenen dokunun özelliklerini birçok bağlamda değiştiren fizyolojik koşullar da vücut içi haberleşmeyi yakından ilgilendirmektedir.

Bu çalışma ile son yıllarda araştırmacılar tarafından irdelenmeye başlanan vücut içi haberleşme konusu ele alınmıştır. Çalışma kapsamında, vücut içi haberleşme konusu detaylı olarak açıklanmıştır. İnsan dokusunun iletim hattı modeli açıklanmıştır ve devre elemanları için ilgililenen dokunun elektriksel özellikleri hakkında bilgiler sunulmuştur. Bu tez çalışması için insan kolu incelenmiştir ve çok katmanlı silindir olarak modellenmiştir. Analitik çözümler, iletim hattı modelinin zaman düzleminde sonlu farklar yöntemi tabanlı çözümlenmesi ve sonlu elemanlar yöntemini temel alan COMSOL Multiphysics tabanlı simülasyonlar sayesinde farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusu incelenmiştir. Bunun yanında, farklı senaryolar ve durumlar için incelemeler de gerçekleştirilmiştir. Çalışma frekansı sırasıyla 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz olarak seçilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, sinyal iletimi beklenildiği gibi vücudun elektriksel parametrelerine bağlıdır. Dokuların 1 MHz ve 10 MHz ile 21 MHz'deki elektriksel özellikleri frekans bantlarına bağlı olduğu için eğilimleri farklılık göstermektedir. Bu yüzden, hem analitik hem de nümerik sonuçlar göstermektedir ki 1 MHz sonuçları ile 10 MHz ve 21 MHz sonuçları arasında göreceli olarak büyük farklar gözlenmekteyken 10 MHz ile 21 MHz arasında göreceli olarak daha az sayısal farklılıklardan bahsedilebilir.

Çalışma sonucunda, bilgisayar tabanlı benzetim modelleri ile teknoloji geliştirme işlemleri arasındaki mevcut boşluğun açıklığa kavuşturulması amaçlanmıştır. Literatür incelemesine göre, bu çalışma sonunda elde edilen çıktıların vücut içi haberleşme sistemlerinin mikro ve nano-MEMS, sensör teknolojisi, doku mühendisliği gibi mevcut ve gelecekteki gelişmeler tarafından göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Ayrıca, ülkemizin hedefleri doğrultusunda yerli ve milli teknolojiye ön ayak olması planlanan bu çalışma yardımı ile ilgililenen dokunun iletim hattı modeline göre davranışı ele alınmıştır. Söz konusu bu çalışmada, teorik benzetimler ve insan vücudunun elektriksel özelliklerine bağlı iletim hattı karakteristiği arasındaki belirsizlik ele alınıp birbirleri ile ilişki kurmak amaçlanmıştır. Bu tez çalışması sayesinde, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir ve literatüre sunulmuştur:

- Vücut içi haberleşme ile ilgili kaynakların incelenmesi sonucu, bu tekniği temel alan cihazların tasarımını ve haberleşme ilkelerinin doğasını açıklayan

biyoelektrik modellerin eksikliği ortaya çıkmaktadır. Söz konusu bu durum için, vücut dokusunun elektriksel parametrelerine bağlı iletim hattı modeli, farklı frekanslarda analitik ve nümerik yöntemlerle incelenmiştir. Bu sayede, vücut içi haberleşme yönteminde dokunun elektriksel özelliklerinin önemi irdelenmiştir.

- Tasarlanan simülasyon uzayları ile hesaplamalı bilim ve bilgisayar tabanlı mühendislik konusunda ilerlemeler kaydedilmiştir. Ayrıca, ileriki dönemlerde yapılması planlanan deneysel analizler için bir öngörü oluşturulmuştur.
- Sinyalin canlı dokusu üzerindeki davranışı, beklenmedik bir şekilde sağlık sorunlarına sebep olabilir. Bu çalışma kapsamında, canlı dokusu bilgisayar tabanlı simülasyonlar sayesinde elektromanyetik dozimetri bakımından ele alınmıştır. Bunun sonucunda, vücut içi haberleşme yönteminin kullanılabilirliğinin yanı sıra insan sağlığı açısından uyumluluğu da irdelenmiştir.
- Bu tez sonunda elde edilen çıktılar, konuyla ilgili yeni çalışmalara ışık tutacağı öngörülmektedir. Örneğin, son dönemde araştırmacılar tarafından sıklıkla ele alınan insan vücudu dokusunun anten davranışı da vücut içi haberleşmenin bir alt başlığı olarak incelenmektedir. Bu bağlamda, vericiden yayılan sinyalin modülasyonu, alıcıda gözlenen sinyalin demodülasyonu, farklı tekniklerle modüle edilmiş sinyalin dokudaki davranışı ve dokunun iletim hattı karakteristiği gibi parametrelere ilişkin çalışmaların yapılması amaçlanmaktadır.

Vücut içi haberleşme sistemlerinden elde edilen mantıklı ve sorgulanabilir sonuçlara rağmen, bu teknik üzerine çalışmalar yoğun bir şekilde devam etmektedir. Teorik olarak vücut içi haberleşme sistemlerinin diğer yöntemlere kıyasla performans, bit hızı ve enerji tüketimi gibi konularda daha iyi performans göstermesine rağmen, söz konusu sistemlerin bazı istisnalar haricinde tasarım özelliklerinin belirlenmesi için henüz yaygın bir yöntem bulunmamaktadır. Bu durum, biyolojik dokular yoluyla sinyal iletimini ele alan elektromanyetik teorisinin karmaşıklığı sebebi ile hala çözümlenememesinden kaynaklanmaktadır.

## 6. KAYNAKLAR

- Andreuccetti, D., Fossi, R. and Petrucci, C. 2012. An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop> [Son erişim tarihi: 06.03.2019].
- Bae, J., Song, K., Lee, H., Cho, H. and Yoo, H.-J. 2012. A low-energy crystal-less double-FSK sensor node transceiver for wireless body-area network. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 47, (11): 2678-2692.
- Bronzino, J.D. 1999. Biomedical Engineering Handbook. CRC press, 1656 s.
- Callejon, M.A., Del Campo, P., Reina-Tosina, J., Roa, L.M., 2018. A parametric computational analysis into galvanic coupling intrabody communication. *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, 22, (4): 1087-1096.
- Callejon, M.A., Reina-Tosina, J., Naranjo-Hernandez, D. and Roa, L.M. 2014. Galvanic coupling transmission in intrabody communication: a finite element approach. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 61, (3): 775-783.
- Callejon, M.A., Reina-Tosina, J., Naranjo-Hernandez, D. and Roa, L.M. 2015. Measurement issues in galvanic intrabody communication: influence of experimental setup. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 62, (11): 2724-2732.
- Chen, X.M., Mak, P.U., Pun, S.H., Gao, Y.M., Lam, C.T., Vai, M.I. and Du, M. 2012. Study of channel characteristics for galvanic-type intra-body communication based on a transfer function from a quasi-static field model. *Sensors*, 12, (12): 16433-16450.
- Chen, Z.Y., Gao, Y.M. and Du, M. 2018. Multilayer distributed circuit modeling for galvanic coupling intrabody communication. *Journal of Sensors*, 2018, 1-8.
- Cheng, D.K. 1989. Field and Wave Electromagnetics. Pearson Education India, 703 s.
- Cho, N., Yoo, J., Song, S.-J., Lee, J., Jeon, S. and Yoo, H.-J. 2007. The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 55, (5): 1080-1086.
- Courant, R. 1943. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 49, (1): 1-23.
- Davidson, D.B. 2010. Computational Electromagnetics for RF and Microwave Engineering. Cambridge University Press, 411 s.
- Dhamdhere, A., Chen, H., Kurusingal, A., Sivaraman, V. and Burdett, A. 2010. Experiments with wireless sensor networks for real-time athlete monitoring. *IEEE Local Computer Network Conference*, ss. 938-945.
- Falck, T., Baldus, H., Espina, J. and Klabunde, K. 2007. Plug'n play simplicity for wireless medical body sensors. *Mobile Networks and Applications*, 12, (2-3): 143-153.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, y.E. 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine & Biology*, 41, (11): 2231.



- Gabriel, S., Lau, R. and Gabriel, C. 1996. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine & Biology*, 41, (11): 2271.
- Gao, Y.M., Pun, S.H., Du, M., Vai, M.I. and Mak, P.U. 2009. Quasi-static field modeling and validation for intra-body communication. 2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, ss. 1-4.
- Gao, Y.M., Wu, Z.M., Pun, S.H., Mak, P.U., Vai, M.I. and Du, M. 2016. A novel field-circuit FEM modeling and channel gain estimation for galvanic coupling real IBC measurements. *Sensors*, 16, (4): 471.
- Gao, Y.M., et al. 2018. Electrical exposure analysis of galvanic-coupled intra-body communication based on the empirical arm models. *Biomed Eng. Online*, 17, (1): 71.
- Gulrajani, R.M. 1998. Bioelectricity and Biomagnetism. J. Wiley, 744 s.
- Hachisuka, K., Takeda, T., Terauchi, Y., Sasaki, K., Hosaka, H. and Itao, K. 2005. Intra-body data transmission for the personal area network. *Microsystem Technologies*, 11, (8-10): 1020-1027.
- Hachisuka, K., Terauchi, Y., Kishi, Y., Sasaki, K., Hirota, T., Hosaka, H., Fujii, K., Takahashi, M. and Ito, K. 2006. Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices. *Sensors and actuators A: physical*, 130, 322-330.
- Hwang, J.-H., Kang, T.-W., Kim, Y.-T. and Park, S.-O. 2016. Measurement of transmission properties of HBC channel and its impulse response model. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65, (1): 177-188.
- ICNIRP. 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health phys.*, 74, (4): 494-522.
- IEEE. 2012. IEEE standard for local and metropolitan area networks-part 15.6: wireless body area networks. *IEEE std.*, 802, (6): 2012.
- Kang, T., Oh, K.-I., Hwang, J.-H., Kim, S., Park, H. and Lee, J. 2018. Measurement and analysis of electric signal transmission using human body as medium for WBAN applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 67, (3): 527-537.
- Khorshid, A.E., Alquaydheb, I.N., Eltawil, A.M. and Kurdahi, F.J. 2018. Physical multi-layer phantoms for intra-body communications. *IEEE Access*, 6, 42812-42821.
- Kibret, B., Seyedi, M., Lai, D.T. and Faulkner, M. 2014. Investigation of galvanic-coupled intrabody communication using the human body circuit model. *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, 18, (4): 1196-1206.
- Lauzier, M., Ferrand, P., Parvery, H., Fraboulet, A. and Gorce, J.-M. 2012. WBANs for live sport monitoring: an experimental approach, early results and perspectives. EURO-COST IC1004-EUROPEAN COOPERATION IN THE FIELD OF SCIENTIFIC AND TECHNICAL RESEARCH-24-26 September, 2012, ss.
- Lee, B.I., Oh, S.H., Woo, E.J., Lee, S.Y., Cho, M.H., Kwon, O., Seo, J.K., Lee, J.-Y. and Baek, W.S. 2003. Three-dimensional forward solver and its performance analysis

- for magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) using recessed electrodes. *Physics in Medicine & Biology*, 48, (13): 1971.
- Lucev, Ž., Krois, I. and Cifrek, M. 2012. A capacitive intrabody communication channel from 100 kHz to 100 MHz. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61, (12): 3280-3289.
- Maloney, J.G., Shlager, K.L. and Smith, G.S. 1994. A simple FDTD model for transient excitation of antennas by transmission lines. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 42, (2): 289-292.
- Mariani, B., Jiménez, M.C., Vingerhoets, F.J. and Aminian, K. 2012. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with Parkinson's disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60, (1): 155-158.
- Nikita, K.S. 2014. Handbook of Biomedical Telemetry. Wiley Online Library, 701 s.
- Northrop, R.B. 2003. Analysis and Application of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation. CRC Press, 542 s.
- Paul, C.R. 1994. Incorporation of terminal constraints in the FDTD analysis of transmission lines. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 36, (2): 85-91.
- Plonsey, R. and Heppner, D.B. 1967. Considerations of quasi-stationarity in electrophysiological systems. *The Bulletin of Mathematical Biophysics*, 29, (4): 657-664.
- Pozar, D.M. 2011. Microwave Engineering. John Wiley & Sons, 752 s.
- Roden, J.A., Paul, C.R., Smith, W.T. and Gedney, S.D. 1996. Finite-difference, time-domain analysis of lossy transmission lines. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 38, (1): 15-24.
- Schepps, J.L. and Foster, K.R. 1980. The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content. *Physics in Medicine & Biology*, 25, (6): 1149.
- Seyedi, M.H. and Lai, D. 2017. A Novel Intrabody Communication Transceiver for Biomedical Applications. Springer, 108 s.
- Smith, J.M. 2011. The doctor will see you always. *IEEE Spectrum*, 48, (10): 56-62.
- Smith, S.R. and Foster, K.R. 1985. Dielectric properties of low-water-content tissues. *Physics in Medicine & Biology*, 30, (9): 965.
- Song, J., Liu, Y. and Yu, Y. 2012. Numerical analysis of transmission line telegraph equation based on FDTD method. *Journal of Convergence Information Technology*, 7, (20): 258-265.
- Song, Y., Hao, Q., Zhang, K., Wang, M., Chu, Y. and Kang, B. 2011. The simulation method of the galvanic coupling intrabody communication with different signal transmission paths. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 60, (4): 1257-1266.
- Swaminathan, M., Cabrera, F.S., Pujol, J.S., Muncuk, U., Schirner, G. and Chowdhury, K.R. 2016. Multi-path model and sensitivity analysis for galvanic coupled intra-

- body communication through layered tissue. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, 10, (2): 339-351.
- Ulaby, F.T., Michielssen, E. and Ravaoli, U. 2010. Fundamentals of Applied Electromagnetics. Pearson, 528 s.
- Vander Vorst, A., Rosen, A. and Kotsuka, Y. 2006. RF/Microwave Interaction with Biological Tissues. John Wiley & Sons, 330 s.
- Varshney, U. 2007. Pervasive healthcare and wireless health monitoring. *Mobile Networks and Applications*, 12, (2-3): 113-127.
- Wang, H., Tang, X., Choy, C.S. and Sobelman, G.E. 2016. Cascaded network body channel model for intrabody communication. *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, 20, (4): 1044-1052.
- Wegmueller, M.S., Oberle, M., Kuster, N. and Fichtner, W. 2006. From Dielectrical Properties of Human Tissue to Intra-Body Communications. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, ss. 613-617, Seoul, Korea
- Wegmueller, M.S. 2007a. Intra-body communication for biomedical sensor networks. PhD Thesis, ETH Zurich, Zurich, 161 s.
- Wegmueller, M.S., Kuhn, A., Froehlich, J., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N. and Fichtner, W. 2007b. An attempt to model the human body as a communication channel. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54, (10): 1851-1857.
- Wegmueller, M.S., Huclova, S., Froehlich, J., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N. and Fichtner, W. 2009. Galvanic coupling enabling wireless implant communications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 58, (8): 2618-2625.
- Wu, C., Wu, K.-L., Bi, Z.-Q. and Litva, J. 1992. Accurate characterization of planar printed antennas using finite-difference time-domain method. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 40, (5): 526-534.
- Wu, W.H., Bui, A.A., Batalin, M.A., Liu, D. and Kaiser, W.J. 2007. Incremental diagnosis method for intelligent wearable sensor systems. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11, (5): 553-562.
- Xu, R., Zhu, H. and Yuan, J. 2011. Electric-field intrabody communication channel modeling with finite-element method. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 58, (3): 705-712.
- Yee, K. 1966. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 14, (3): 302-307.
- Yuce, M.R. and Dissanayake, T. 2012. Easy-to-swallow wireless telemetry. *IEEE Microwave Magazine*, 13, (6): 90-101.
- Zhang, K., Hao, Q., Song, Y., Wang, J., Huang, R. and Liu, Y. 2014. Modeling and characterization of the implant intra-body communication based on capacitive coupling using a transfer function method. *Sensors*, 14, (1): 1740-1756.
- Zhu, X.Q., Guo, Y.X. and Wu, W. 2017. Investigation and modeling of capacitive human body communication. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, 11, (2): 474-482.

Zimmerman, T.G. 1996. Personal area networks: near-field intrabody communication.  
*IBM Systems Journal*, 35, (3.4): 609-617.

## 7. EKLER

### EK-1: Analitik Olarak İletim Hattı Denklemlerini İnceleyen Matlab Programı

```

% Kayhan ATEŞ

clear, close, clc,

t_kas=27.5*10^-3; % kas kalınlığı (m)
t_yag=8.5*10^-3; % yağ kalınlığı (m)
t_der=1.5*10^-3; % deri kalınlığı (m)
z=0.6; % elektrotlar arası uzunluk
d_e=6*10^-2; % iki elektrot arasındaki yay uzunluğu

% genel parametreler
V0=1; % giriş gerilimi
f=1e6; % çalışma frekansı
w=2*pi*f;
muo=4*pi*(10^(-7)); mur=1; epso=8.854*(10^-12);

% parametreler (deri için) 1 MHz
epsr=990.76; % deri katmanı epsilon'
sigma=0.013237; % deri katmanı S/m

r_kol=5e-2; % silindir kol modelinin yarıçapı (m)
teta=d_e/r_kol; % iki elektrot arası açı-radyan

% dokunun devre parametreleri
K=S/z; % sabit katsayı
G=sigma*K;
C=epso*epsr*K;
R=1/G;
L=0;

Z=R+i*w*L;
Y=G+i*w*C;

gama=sqrt(Z*2*Y); % yayılma sabiti
alfa=real(gama); beta=imag(gama);
l=0:0.01:z;
V=V0.*exp(-alfa.*l).*cos(beta.*l);
Z0=sqrt(Z/Y);

I=V/Z; I=I/S;
pathloss=20*log10(1./V);
figure, plot(100*l,pathloss), grid minor
xlabel('Değerlendirme Eksen, cm'), ylabel('Yol Kaybı, dB'), hold on

```

**EK-2: ZDSF Yöntemiyle İletim Hattı Denklemlerini İnceleyen Matlab Programı**

```

% Kayhan ATEŞ

clc, clear, close

KE=400;      % bir boyutlu problem uzayını belirtir
kc=50;      % kaynak sinyalinin başladığı noktayı belirtir
T=0;        % sayaç
dt=1e-9;    % zaman adımı
dx=0.17;    % uzay adımı

Nstep=input('Toplam Zaman Adımı= ');

t_kas=27.5*10^-3; % kas kalınlığı (m)
t_yag=8.5*10^-3; % yağ kalınlığı (m)
t_der=1.5*10^-3; % deri kalınlığı (m)
z=0.6;       % elektrotlar arası uzunluk
d_e=6*10^-2; % iki elektrot arasındaki yay uzunluğu

% genel parametreler
V0=1; % giriş gerilimi
f=input('Frekans giriniz= '); % çalışma frekansı
w=2*pi*f;
muo=4*pi*(10^(-7));
mur=1;
epso=8.854*(10^(-12));

% parametreler (deri için)
epsr=990.76; % deri katmanı epsilon'
sigma=0.013237; % deri katmanı S/m

% hesaplamalar
r_kol=5e-2; % silindirik kol modelinin yarıçapı (m)
değiştirildiğinde sonuç değişmiyor
teta=d_e/r_kol; % iki elektrot arası açı-radyan

% deri dokusunun devre parametreleri
K=S/z; % sabit katsayı
G=sigma*K;
C=epso*epsr*K;
R=1/G;
L=0;

Z=R+i*w*L;
Y=G+i*w*C;

gama=sqrt(Z*2*Y); % yayılma sabiti
Z0=sqrt(Z/Y); % karakteristik empedans

```

```
up=(w/imag(gama)); % iletim hattı modelinin faz hızı

% ana ZDSF döngüsü
for n=1:Nstep
    T=T+1;

    for k=2:KE
        V(k)=V(k)+abs(Z0)*(dt/dx)*up*(I(k-1)-I(k));
    end

    signal=V0*sin(w*T*dt);

    for k=2:KE
        I(k)=I(k)+(1/abs(Z0))*up*(dt/dx)*(V(k)-V(k+1));
    end

end

plot(V), grid minor, xlabel('Uzay Adımı'), hold on
ylabel('Sinyal Genliği')
```

## ÖZGEÇMİŞ

**Kayhan ATEŞ**

**kayhanates@akdeniz.edu.tr**



### ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2016 - 2019	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya/Türkiye
Yüksek Lisans 2017 - 2018	AGH University of Science and Technology Faculty of Computer Science, Electronics and Telecommunications, Krakow/Polonya
Lisans 2012 - 2016	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya/Türkiye

### MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Araştırma Görevlisi Nisan 2018 – Devam Ediyor	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Elektromanyetik Alanlar ve Mikrodalga Tekniği A. B. D.
Stajyer Mühendis Haziran 2015 – Ağustos 2015	Akdeniz Üniversitesi Endüstriyel ve Medikal Uygulamalar Mikrodalga Uygulama ve Araştırma Merkezi
Stajyer Mühendis Temmuz 2014 – Ağustos 2014	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Teknik Hizmetler Bölümü Biyomedikal ve Kalibrasyon Laboratuvarı



## ESERLER

### Hakemli Kongre / Sempozyumların Bildiri Kitaplarında Yer Alan Yayınlar

- 1- Ates K., Ozen S., Keskin H. İ., Ozdinc Polat L. N., "Design and Modeling of a Microstrip Patch Antenna by Using Finite Difference Time Domain (FDTD) Method and Computer Aided Simulations", The 41st PIERS, ROMA, İTALYA, 17-20 Haziran 2019.
- 2- Keskin H. İ., Ozen S., Ates K., Ozdinc Polat L. N., "Analysis and Measurement of the Electromagnetic Shielding Efficiency of the Multi-layered Carbon Fiber Composite Fabrics", The 41st PIERS, ROMA, İTALYA, 17-20 Haziran 2019.
- 3- İl N., Özen Ş., Ateş K., Carlak H. F., "Silindir Ekran İçin Elektromanyetik Alan Ekranlama Etkinliğinin Çözümlemesi", 4th International Mediterranean Science and Engineering Congress, ANTALYA, TÜRKİYE, 25-27 Nisan 2019.
- 4- Keskin H.İ. , Karaman A.B., Kayar E., Ateş K., Özen Ş., "Yüksek Gerilim Hatlarının Çevresindeki Elektrik Alanın Yük Benzetim Yöntemi ile Simülasyonu", IX.URSI-TÜRKİYE 2018 BİLİMSEL KONGRESİ ULUSAL GENEL KURUL TOPLANTISI, KONYA, TÜRKİYE, 6-8 Eylül 2018, ss.1-3
- 5- Keskin H.İ. , Ateş K., Helhel S., Özen Ş., "Karbon Fiber Kompozit Kumaşların Elektromanyetik Ekranlama Etkinliğinin İncelenmesi", IX.URSI-TÜRKİYE 2018 BİLİMSEL KONGRESİ ULUSAL GENEL KURUL TOPLANTISI, KONYA, TÜRKİYE, 6-8 Eylül 2018, ss.px1-px2
- 6- Ateş K., Carlak H.F., Özen Ş., "The Distance Effect in the Dosimetry Analysis of a Rat Model at GSM-900 Frequency Band: a Simulation Study", International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES), KARABÜK, TÜRKİYE, 11-13 Mayıs 2018, pp.1-4
- 7- Ateş K., Carlak H.F., Özen Ş., "Exposure Analysis of a Human Body due to Underground Power Cables and Magnetic Field Mitigation", International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES), KARABÜK, TÜRKİYE, 11-13 Mayıs 2018, pp.1-4
- 8- Ateş K., Özen Ş., Carlak H.F., "The Freshness Analysis of an Apple and a Potato Using Dielectric Properties at the Microwave Frequency Region", Progress In Electromagnetics Research Symposium (PIERS), St. PETERSBURG, RUSYA, 22-25 Mayıs 2017, pp.1-6
- 9- Ateş K., Carlak H.F., "Dosimetry Analysis of the Human Head Model due to Mobile Phone Usage at Gsm-850 Frequency Band", The International Conference on Engineering & Technology (ICET 2017), ANTALYA, TÜRKİYE, 21-23 Ağustos 2017, pp.1-5
- 10- Ateş K., Özen Ş., Carlak H.F., "Elektrikli Ev Aletlerinin Elektromanyetik (EM) Işıma Karakteristiklerinin İncelenmesi ve EM Girişim Analizi", 1st International Mediterranean Science and Engineering Congress (IMSEC 2016), ADANA, TÜRKİYE, 26-28 Ekim 2016, pp.3006-3014

11- Ateş K., Carlak H.F., Özen Ş., "Yeraltı Güç Hatlarından Kaynaklı Manyetik Alanın Azaltılması ve İnsan Vücudunda Maruziyet Analizi", 1st International Mediterranean Science and Engineering Congress (IMSEC 2016), ADANA, TÜRKİYE, 26-28 Ekim 2016, pp.2921-2928

12- Ateş K., Carlak H.F., Özen Ş., "Magnetic Field Exposures due to Underground Power Cables: A Simulation Study", 2nd World Congress on Electrical Engineering and Computer Systems and Science (EECSS'16), BUDAPEŞTE, MACARISTAN, 16-17 Ağustos 2016, pp.1-7