T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİ İÇİN VÜCUT İÇİ HABERLEŞME KANALININ MODELLENMESİ VE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

KASIM 2024

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİ İÇİN VÜCUT İÇİ HABERLEŞME KANALININ MODELLENMESİ VE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından FDK-2022-6051 no'lu proje ile ve TÜBİTAK 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı tarafından 1059B142201521 no'lu proje ile desteklenmiştir.

KASIM 2024

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİ İÇİN VÜCUT İÇİ HABERLEŞME KANALININ MODELLENMESİ VE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez, 08/11/2024 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)
Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Prof. Dr. Selçuk HELHEL
Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN
Prof. Dr. Özlem COŞKUN

ÖZET

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİ İÇİN VÜCUT İÇİ HABERLEŞME KANALININ MODELLENMESİ VE İNCELENMESİ

Kayhan ATEŞ

Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Kasım 2024; 75 sayfa

COVID-19 pandemisinden sonraki süreçte bireyselleşmiş teknolojilerin gelişmesi, veri haberleşmesinin ilerlemesine hız kazandırmıştır. Yeni nesil sistemlerin veri haberleşmesi ve haberleşme kanalı, araştırmacılar tarafından ele alınan önemli konuların arasındadır. Vücut içi haberleşme, güncel yöntemlerden birisidir.

Bu tez çalışmasında, yeni nesil haberleşme sistemleri için vücut içi haberleşme kanalı ele alınmıştır. Bu kapsamda, farksal bağlaşımlı yönteme göre 0 – 100 MHz frekans bandında teorik ve deneysel incelemeler gerçekleştirilmiştir. Teorik incelemeler ile dokunun haberleşme kanalı karakterizasyonu analiz edilmiştir. Ayrıca, sonlu elemanlar yöntemi (SEY) temelli benzetimler ile sinyalin doku modelindeki davranışı hesaplanmıştır. Teorik çalışmalar, literatürdeki gerçekçi değerler sayesinde yapılmıştır. Deneysel incelemelerde ise farklı frekans bantlarında doku modellerinin haberleşme kanalları modellenmiştir.

Sonuçlar göstermektedir ki doku üzerinden iletilen sinyalin güncel yöntemlerle modülasyonu, kanal kazancını etkilemektedir. Ayrıca, alıcı ile verici arasındaki uzaklığın artması sonucu kanal kazancı düşmektedir. Çalışmalar sonucu elde edilen değerlerin biyomedikal uygulamalar için uygunluğu tartışılmıştır. Sinyalin dokudaki dozimetri sonuçlarını ele almak için sayısal benzetimler gerçekleştirilmiştir ve uluslararası standartlara göre değerlendirilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Biyoelektromanyetik, Farksal bağlaşım, Haberleşme kanal parametreleri, İletim hattı teorisi, Sonlu elemanlar yöntemi, Vücut içi haberleşme.

JÜRİ: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

Prof. Dr. Özlem COŞKUN

ABSTRACT

MODELING AND INVESTIGATION OF THE INTRABODY COMMUNICATION CHANNEL FOR NEW GENERATION COMMUNICATION SYSTEMS

Kayhan ATEŞ

PhD Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

November 2024; 75 pages

The development of individualized technologies, particularly following the COVID-19 pandemic, has accelerated the data communication. The data communication and communication channels of next-generation systems are considered as one of critical topics by researchers. Intrabody communication is one of the state-of-the-art methods.

This thesis investigates the intrabody communication channel for next-generation communication systems. Theoretical and experimental studies were conducted in the 0 – 100 MHz frequency band using the galvanic coupling method. Theoretical investigations focused on the characterization of the tissue communication channel. Additionally, the behavior of the signal within the tissue model was examined through simulations based on the finite element method (FEM). Theoretical studies were conducted using realistic values from the literature. In the experimental investigations, communication channels of tissue models were modeled across various frequency bands.

Results indicate that the modulation of signals transmitted through tissue using current methods impacts the communication channel gain. Furthermore, an increase in the distance between the receiver and the transmitter results in a decrease in channel gain. The suitability of the values obtained from these studies for biomedical applications was also discussed. Numerical simulations were conducted to evaluate the dosimetry effect of the signal within the tissue and assessed according to international standards.

KEYWORDS: Bioelectromagnetics, Communication channel parameters, Finite element method, Galvanic coupling, Intrabody communication, Transmission line theory.

COMMITTEE: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

Prof. Dr. Özlem COŞKUN

ÖNSÖZ

Vücut içi haberleşme, insan dokusunu iletim hattı olarak modelleyen bir yaklaşımdır ve literatürde farklı uygulamaları bulunmaktadır. Bu çalışma sayesinde insan vücudunun yeni nesil haberleşme sistemleri için vücut içi haberleşme kanalı, teorik ve deneysel olarak incelenmiştir. Bu çalışma, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından FDK-2022-6051 no'lu proje ile desteklenmiştir.

Eğitim hayatım boyunca bana yol gösteren danışman hocam Prof. Dr. Şükrü ÖZEN'e teşekkür ederim. Pavia Üniversitesi, İtalya'dan Asst. Prof. Dr. Anna VIZZIELLO'ya tüm yardımları için minnettarım. Ayrıca, bu süreçte yanımda olan başta Dr. Niyazi İL, Yük. Müh. Ahmet Yaşar YOLDAŞ ve Yük. Müh. Mesut EROL olmak üzere herkese teşekkür ederim.

Son olarak, hayatımın her anında yanımda olan, motive eden ve destekleyen aileme minnettarım.

Bu doktora tezi için Pavia Üniversitesi, İtalya'da yaptığım çalışmalara olanak sağlayan TÜBİTAK 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı'na teşekkür ederim (Proje No: 1059B142201521).

İÇİNDEKİLER

ÖZET i
ABSTRACT ii
ÖNSÖZ iii
İÇİNDEKİLER iv
AKADEMİK BEYAN vi
SİMGELER VE KISALTMALAR vii
ŞEKİLLER DİZİNİ x
ÇİZELGELER DİZİNİ xiii
1. GİRİŞ 1
1.1. Tez Çalışmasının Literatüre Katkısı 2
1.2. Tezin Yapısı 4
2. KAYNAK TARAMASI 6
2.1. Vücut Alan Ağı ve Farksal Bağlaşımlı Vücut İçi Haberleşme 6
2.2. Yüz Felci 10
2.3. Vücut İçi Haberleşmede Kanal Darbe Cevabı 11
2.4. Dokuların Dielektrik Özellikleri 13
2.5. Vücut İçi Haberleşmede Elektromanyetik Dozimetri 17
3. MATERYAL VE METOT 19
3.1. Vücut İçi Haberleşme Kanal Parametreleri 19
3.2. Vücut İçi Haberleşme Benzetim Uzayı 20
3.3. Vektörel Ağ Analizörü Tabanlı Deneysel Ölçüm Sistemi 22
3.4. Bilgisayar Ses Kartı Tabanlı Deneysel Ölçüm Sistemi 23
3.5. Haberleşme Kanal Modeli için Deneysel Ölçüm Sistemi 25
3.6. İstatistiksel Analiz 28
4. BULGULAR 29
4.1. Doku Modelinin Haberleşme Kanal Parametreleri 29
4.2. Vücut İçi Haberleşme Kanalının Benzetim Sonuçları 33
4.3. Deneysel Ölçüm Sonuçları 36
4.3.1. Vektörel ağ analizörü tabanlı deneysel ölçüm sonuçları 36
4.3.2. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sonuçları 39
4.3.3. Haberleşme kanal modelinin deneysel ölçüm sonuçları 44

4.4. Vücut İçi Haberleşmede Elektromanyetik Dozimetri Değerlendirmesi 46
5. TARTIŞMA 49
6. SONUÇ 55
7. KAYNAKLAR 57
8. EKLER 67
ÖZGEÇMİŞ

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Yeni Nesil Haberleşme Sistemleri için Vücut İçi Haberleşme Kanalının Modellenmesi ve 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.

08/11/2024

Kayhan ATEŞ

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

f	: Frekans
$\mathbf{J}$	: İndüklenen akım yoğunluğu
$\mathbf{E}$	: Elektrik alan
ε'	: Dielektrik sabitinin gerçek kısmı
ε''	: Dielektrik sabitinin sanal kısmı
σ	: Elektriksel iletkenlik
ω	: Açısal frekans
α	: Zayıflama sabiti
β	: Faz sabiti
γ	: Yayılma sabiti
ε_0	: Boşluğun dielektrik sabiti ($8{,}854\times10^{-12}$ F/m)
μ_0	: Boşluğun manyetik geçirgenliği ($4\pi\times10^{-7}$ H/m)
σ	: Elektriksel iletkenlik
μ	: Manyetik geçirgenlik
ρ	: Dokunun özkütlesi (kg/m^3)
$\mathbf{D}$	: Elektriksel akı yoğunluğu
$\mathbf{J_c}$	: İletkenlik akım yoğunluğu
σ_i	: Statik iyonik iletkenlik
RX	: Alıcı sistem
TX	: Verici sistem
S_{21}	: İletim katsayısı

Kısaltmalar

5G	: Beşinci nesil hücresel haberleşme ağı
6G	: Altıncı nesil hücresel haberleşme ağı
BER	: Bit hata oranı
BPSK	: İkili faz kaydırmalı anahtarlama
CIR, KDC	: Kanal darbe cevabı
EEG	: Elektroensefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
GGP	: Güç gecikme profili
ICNIRP	: İyonize Olmayan Işımadan Korunma Komisyonu
IEEE	: Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
IoT	: Nesnelerin interneti
ISM bandı	: Endüstriyel, bilimsel ve medikal frekans bandı
LAN	: Lokal Alan Ağı
LTI	: Doğrusal zaman bağımsız
MAN	: Metropol Alan Ağı
MIT	: Massachusetts Teknoloji Enstitüsü
MIMO	: Çoklu giriş çoklu çıkış
OOK	: Açma-kapama anahtarlama
ÖSO	: Özgül soğurma oranı
PN Sequence	: Sözde rastgele gürültü dizisi
RF	: Radyo frekansı
RMS	: Karekök-ortalama-karesi
SEY	: Sonlu elemanlar yöntemi
SNR	: Sinyal gürültü oranı
SOLT	: Kısa-açık-yük-geçiş kalibrasyon yöntemi

VNA : Vektörel ağ analizörü

WBAN : Kablosuz Vücut Alan Ağı

WLAN : Kablosuz Lokal Alan Ağı

WMAN : Kablosuz Metropol Alan Ağı

WPAN : Kablosuz Bireysel Alan Ağı

WSN : Kablosuz Sensör Ağı

WHO : Dünya Sağlık Örgütü

"Simgeler ve Kısaltmalar" başlığında belirtilmeyenler, tezin içerisinde açıklanmıştır. Eşitlikler ise metinde parantez içerisinde eşitlik numarası ile belirtilmiştir.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. IEEE 802.15.6 standardında belirtilen yöntemlerin güç ve veri hızı arasındaki ilişkileri (Drude 2007). 2

Şekil 2.1. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği ve sinyal akışı 7

Şekil 2.2. İletim hattı eşdeğer devre modeli (Ateş 2019) 7

Şekil 2.3. Fasiyal sinirin yüzde dağılımı (Tzou ve Rodríguez-Lorenzo 2021) 10

Şekil 2.4. Yüz felci örneği (Zandian vd. 2014) 10

Şekil 2.5. Tek bir zaman sabiti ve $\alpha = 0$ için Cole-Cole denklemini belirten eşdeğer devre modeli 15

Şekil 2.6. Zamanla değişen elektriksel akımın dokudaki davranışı 16

Şekil 2.7. Hücrenin eşdeğer devre modeli 16

Şekil 3.1. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalının SEY tabanlı benzetim uzayı a) Kol modeli ve elektrot bağlantısı; b) Çok katmanlı kol model kesiti (Ateş ve Özen 2019) 21

Şekil 3.2. Üç boyutlu SEY benzetim uzayı 22

Şekil 3.3. VNA tabanlı farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme deneysel ölçüm sistemi 23

Şekil 3.4. a) Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sistemi; b) Ölçüm elektrotları 24

Şekil 3.5. TX'in blok diyagramı 24

Şekil 3.6. RX'in blok diyagramı 25

Şekil 3.7. Vücut içi haberleşme kanal modelinin deneysel ölçüm sistemi 26

Şekil 3.8. İzolasyon devresinin şeması 27

Şekil 4.1. Rezistans devre elemanının frekansa bağlı değişimi 29

Şekil 4.2. Kapasitif devre elemanının frekansa bağlı değişimi 30

Şekil 4.3. Kondüktans devre elemanının frekansa bağlı değişimi 30

Şekil 4.4. Karakteristik empedansın frekansa bağlı değişimi 31

Şekil 4.5. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede deri dokusunun eşdeğer devre modelindeki zayıflama sabitinin frekansa bağlı değişimi 31

Şekil 4.6. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede deri dokusunun eşdeğer devre modelindeki faz sabitinin frekansa bağlı değişimi 32

Şekil 4.7. Deri dokusu üzerinde farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modeli için farklı frekanslarda uzaklığa bağlı elektriksel güç değerleri 32

Şekil 4.8. Doku üzerindeki farksal bağlaşımın eşdeğer devre modeli 33

Şekil 4.9. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede SEY tabanlı benzetimler sonucu elde edilen frekansa bağlı kazanç 34

Şekil 4.10. SEY tabanlı benzetimler sonucu doku modelinde elde edilen farklı frekanslardaki gerilim ve elektrik alan dağılımları 35

Şekil 4.11. Farklı elektrot uzaklıklarına göre balunsuz ölçüm sonuçları 36

Şekil 4.12. TX ile RX arası 5 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları 37

Şekil 4.13. TX ile RX arası 10 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları 38

Şekil 4.14. TX ile RX arası 15 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları 38

Şekil 4.15. Bilgisayar ses kartı tabanlı ölçümler için geliştirilen TX GKA'sının ekran görüntüsü 40

Şekil 4.16. Bilgisayar ses kartı tabanlı ölçümler için geliştirilen RX GKA'sının ekran görüntüsü 41

Şekil 4.17. Vücut içi haberleşme kanalının bilgisayar ses kartı tabanlı deney sistemiyle farklı taşıyıcı frekanslarındaki ölçüm sonuçları 42

Şekil 4.18. Vücut içi haberleşme kanalının farklı parametrelere bağlı ses kartı temelli deneysel ölçüm sonuçları 43

Şekil 4.19. Haberleşme kanal modeli için deneysel ölçüm sistemi 44

Şekil 4.20. Osiloskopla ölçülen TX tarafındaki zamana bağlı giriş sinyali 45

Şekil 4.21. Osiloskopla ölçülen RX tarafındaki zamana bağlı çıkış sinyali 45

Şekil 4.22. TX elektrotlarından kaynaklı dokudaki indüklenen akım yoğunluğu (mA/m^2) ve elektrik alan (V/m) dağılımı benzetim sonuçları 47

Şekil 4.23. RX elektrotlarından kaynaklı dokudaki indüklenen akım yoğunluğu (mA/m^2) ve elektrik alan (V/m) dağılımı benzetim sonuçları 48

Şekil 5.1. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçümlere göre çapraz korelasyon sonuçları..... 51

Şekil 5.2. Haberleşme kanal modelinin deneysel ölçümlere göre çapraz korelasyon sonuçları..... 52

Şekil 5.3. Deneysel ölçümler ve benzetimler sonucu elde edilen haberleşme kanal kazancının karşılaştırılması 52

Şekil 5.4. 10 gr ortalama dokuda indüklenen *ÖSO*'nun limit değerlerle karşılaştırılması 54

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. 100 kHz – 6 GHz frekans bandı için *ÖSO* limit değerleri (W/kg) (ICNIRP 2020) 18

Çizelge 3.1. İnsan kolunu modellemek için kullanılan farklı dokular ve kalınlıkları (Chen vd. 2018) 21

Çizelge 3.2. İzolasyon devresindeki devre elemanlarının değerleri ve açıklamaları 27

Çizelge 4.1. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sistemi için tanımlanan parametreler 39

1. GİRİŞ

Haberleşme, günlük hayatımızda sıklıkla kullandığımız ve gerçekleştirdiğimiz ihtiyaçların temelinde bulunmaktadır. Alessandro Volta tarafından 1799 yılında pilin icadı, Samuel Morse tarafından 1837 yılında telgrafın geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Proakis ve Salehi 2005). Bu durum, haberleşmenin gelişmesine olanak sağlamıştır. İlerleyen yıllarda elektriksel teknolojinin ilerlemesiyle birlikte veri haberleşmesinde farklı yenilikler gözlenmiştir ve Moore Yasası gözetiminde bireyselleşmiş teknolojilerin gelişmesine olanak sağlamıştır.

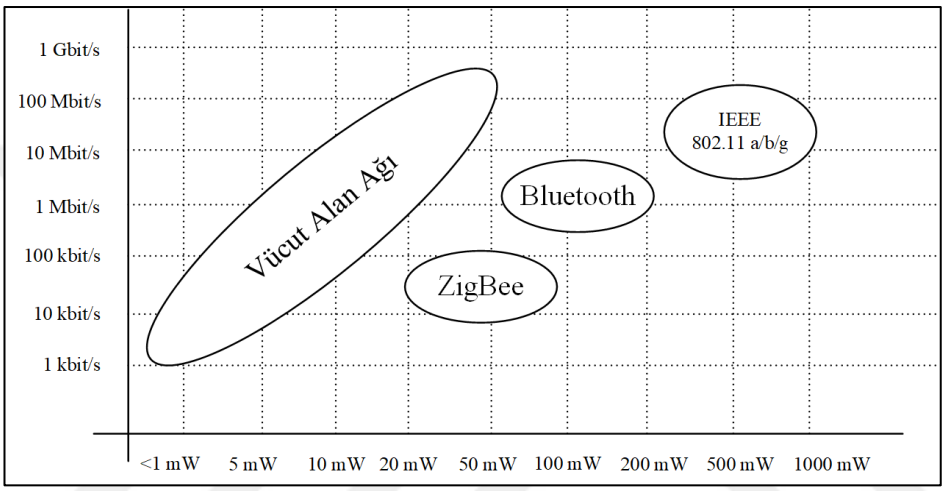
Birçok sektörde gelişmeler gözlenmesine rağmen tıp alanındaki ilerlemeler, insan hayatını doğrudan ilgilendirdiği için daha fazla göz önüne çıkmaktadır. COVID-19 pandemisi ve etkileri sonucunda insanlar daha fazla bireysel hareket etmeye başlamıştır. Örneğin, pandemiden sonra hastanelere olan rağbet azalmaya başlamış; doktorların tanı, teşhis ve tedavide kullandığı teknikler uzaktan kullanıma evrilmiştir (Cosoli vd. 2021; Troller-Renfree vd. 2021; Gigena vd. 2022; Mishra vd. 2022). Sağlık hizmetlerinin kalitesini arttırmak ve maliyetleri azaltmak, önemli yaklaşımlardan birisi olarak belirtilebilir. Sağlık kurumları, çalışanlarına daha fazla hasta bilgisi sunmak için farklı yöntemler uygulamaktadır. Geleneksel medikal sistemlerde çoğu sensör, cihazlara kablolu olarak elektriksel bağlantı gerçekleştirir. Bu yöntemde, bazı durumlarda hastanın konforu ve sinyal kayıt yöntemi uygun olmayabilir. Günümüzde bu durum, kablosuz elektriksel bağlantıyı uygulanabilir duruma getirmiştir. Kablosuz teknolojiler, hastalara daha fazla hareket özgürlüğü sunmaktadır. Ayrıca, uzun süreli takip gerektiren vakalarda hastalara ve sağlık çalışanlarına kolaylık sağlayabilir (Wegmüller 2007).

Sağlık uygulamalarının haricinde güncel sorunların çözümünde kullanılan cihazların haberleşmesi de önemlidir. Eğlence sektörü, eğitim uygulamaları, savunma sanayi gibi teknolojilerin daha önemli olduğu günümüzde, cihazların kendi içerisinde ve bulundukları çevreyle uyumlu bir şekilde haberleşmesi beklenmektedir. Yeni nesil haberleşme sistemlerinde veri hızının artması, gecikmenin düşük olması ve daha fazla cihazın birbiri ile bağlantısı önemlidir. Kablosuz alan ağları içinde bulunan ve nesnelerin internetiyle birbirine bağlı cihazların haberleşmesi, günümüz teknolojisinde önemli konular arasında bulunmaktadır.

Yukarıda bahsedilen problemler için teorik ve uygulamalı çözümler üretilmektedir (Saeed vd. 2020). İncelenen yöntemler arasında vücut içi haberleşme tekniği de bulunmaktadır. Vücut içi haberleşme tekniğinde amaç, insan vücudunu haberleşme kanalı olarak modellemektir. Birçok sensörün vücutta daha az enerji ihtiyacı sebebiyle ve daha güvenilir işlem yapması ile vücutların interneti kavramı oluşmuştur (Chatterjee vd. 2023). Bu yöntem ile kan basıncı, glikoz seviyesi, elektrokardiyografi ve elektroensefalografi gibi veriler kaydedilebilir. Sağlık uygulamalarının yanında literatürde farklı sektörlerde de vücutların interneti uygulamalarından bahsedilmektedir (Celik vd. 2021). İş sağlığı ve güvenliği uygulamalarında, eğlence sektöründeki arttırılmış gerçeklik ve paylaşımlı deneyimlerde, spor aktivitelerinde ihtiyaç duyulan sanal koçluk ve beslenme takibinde kullanılmaktadır. Bütün bu çalışmalar yapılırken vücut dokusundaki iyonize olmayan dozimetrik etkilerin de incelenmesi gerekmektedir. Bu tez çalışması kapsamında yeni nesil haberleşme sistemleri için vücut içi haberleşme kanalı detaylı bir şekilde ele alınmıştır.

1.1. Tez Çalışmasının Literatüre Katkısı

Vücut içi haberleşme yöntemi, IEEE tarafından 802.15.6 standardında belirtilmiştir (IEEE 2012). Literatürde farklı kablosuz haberleşme teknikleri bulunmasına rağmen harcanan enerji, bilgi güvenliği ve yol kaybı gibi parametrelerden dolayı vücut içi haberleşme tercih edilmektedir (Alam ve Ben Hamida 2014). Enerji kaybını azaltmak için belirtilen cihazların merkezi işlem biriminde saat sinyalleri ayarlanabilir. Ancak, hayati öneme sahip senaryolara bu çözümü uygulamak zorlaşacaktır. Şekil 1.1'de farklı kablosuz haberleşme standartlarının karşılaştırılması sunulmuştur. Burada, vücut alan ağının diğer yöntemlere kıyasla daha az enerji tüketerek daha yüksek veri hızına olanak sağladığı gösterilmektedir. Yatay eksen güç gereksinimi, dikey eksen veri hızını belirtir.



Şekil 1.1. IEEE 802.15.6 standardında belirtilen yöntemlerin güç ve veri hızı arasındaki ilişkileri (Drude 2007).

İnsan vücudunun farklı frekanslardaki haberleşme kanal modeli ve doku karakteristiğinden kaynaklı doğrudan sinyal iletimi, doku üzerinde yüksek gerilim ve elektriksel güç indüklemektedir (Seyedi vd. 2014). Bu yüzden çeşitli medikal cihazlar tarafından üretilen sinyallerin doku üzerinden doğrudan iletimi her zaman uygun değildir. Haberleşme kuramında bir bilgi sinyalinin taşıyıcı sinyal ile haberleşme kanalında iletilmesi işlemine modülasyon denir (Lathi 1998). Sayısal modülasyon teknolojileri, daha fazla veri taşıma kapasitesi, daha iyi haberleşme kalitesi, veri koruması ve frekans spektrumu paylaşımı sağlar (Srinivasan vd. 2023). Bunun yanında, ulaşılabilir veri hızının sembol başına bit sayısına karşı dengesi sağlanmalıdır.

Vücut içi haberleşme sistemlerinin tasarımında modülasyon yöntemi kullanılmaktadır (Cai vd. 2017; Tomlinson vd. 2019). Bu sistemlerde bant genişliği ile düşük güç tüketimi gerektiği için, ikili faz kaydırmalı anahtarlama (BPSK), ve açma-kapama anahtarlama (OOK) gibi daha düşük modülasyon mertebesi olan teknikler uygundur (Vizziello vd. 2020). BPSK, hem düşük güç tüketimi hem de düşük mertebeli modülasyon imkânına sahiptir. OOK modülasyonu, faz ve frekans hatalarından etkilenmemesine rağmen BPSK'ya göre 3 dB daha düşük performans göstermektedir (Vizziello vd. 2020). Bu çalışmada modülasyon tekniği olarak BPSK seçilmiştir. BPSK,

yeni nesil haberleşme sistemlerinde kullanılan ve ikilik veriyi temsil etmek için bir taşıyıcı dalganın iki farklı fazını kullanan bir sayısal modülasyon tekniğidir (Celik vd. 2021; Shah vd. 2021). BPSK'da ikili tabanda 0, 0° fazda bir taşıyıcı dalgayla temsil edilirken, ikili tabanda 1 ise 180° fazda bir taşıyıcı dalgayla temsil edilir.

Literatürde, vücut içi haberleşmenin farklı mühendislik uygulamaları bulunmasına rağmen dokunun haberleşme kanalıyla sağlık sorunlarına çözüm modeli sunan ve bunun etkilerini inceleyen bir yaklaşım çok az bulunmaktadır (Zhao vd. 2016; Callejón vd. 2017; Nezu vd. 2018). Vücut içi haberleşme yöntemi farklı hastalıkların tanı, teşhis ve tedavisinde kullanılabilir hale gelmiştir. Literatürde, vücut içi haberleşme mekanizmasını temel alan yüz felcinin tedavisi üzerine çalışmalar gerçekleştirilmektedir (Vizziello vd. 2022b). Geleneksel yöntemler; tanımlanmış yapay sinyallerle sinirlerin uyarılmasını, farklı problemlerde ise ameliyat önermektedir. Bu tez çalışmasının özgün değerleri, insan dokusunun haberleşme kanal modelinin incelenmesi ve belirtilen yöntem ile güncel mühendislik problemlerinden birisi olan kısmi yüz felci geçirmiş hastaların rehabilitasyonu, olarak belirtilebilir. Bu hususta, insan doku modeli hem teorik hem de deneysel olarak incelenmiştir. Teorik incelemeler için iletim hattı denklemleri analitik olarak ele alınmıştır. Ayrıca, sonlu elemanlar yöntemi (SEY) tabanlı çalışan Comsol Multiphysics sayesinde benzetimler yapılmıştır. Deneysel analizlerde ise doku modelinin yeni nesil haberleşme sistemleri için haberleşme kanal modeli yaklaşık 0 – 100 MHz arasında analiz edilmiştir. Söz konusu incelemelerde kaynak sinyali olarak ana-bant ve BPSK modüleli sinyaller kullanılmıştır. Dokunun haberleşme kanal modeliyle kısmi yüz felci geçirmiş hastalar için bir rehabilitasyon modeli önerilmiştir. Çalışma kapsamında elektriksel sinyalin dokudaki iyonize olmayan dozimetrik etkilerini incelemek için bilgisayar tabanlı benzetimler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, uluslararası standartlar ışığında değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışmasının amacı, vücut içi haberleşme kanalının yeni nesil haberleşme sistemlerine uyarlanması ve farklı mühendislik problemlerine çözüm sunulması olarak belirtilebilir. Bu tezin hedefleri olarak vücut içi haberleşmenin iletim hattı modeli ile incelenmesi, vücut içi haberleşme kanalı modelinin ele alınması, kısmi yüz felci çözüm modeli ve dozimetri değerlendirmesidir.

Tez kapsamında yapılan çalışmalar, aşağıda belirtildiği şekilde güncel literatüre sunulmuştur:

- Kayhan Ateş, Anna Marcucci, Pietro Savazzi, Şükrü Özen, Fabio Dell'Acqua, Anna Vizziello. Channel Characterization of Implantable Intrabody Communication through Experimental Measurements. 11th ACM International Conference on Nanoscale Computing and Communication, 28 – 30 Ekim 2024, Milano, İtalya.

- Kayhan Ateş, Niyazi İl, Pietro Savazzi, Fabio Dell'Acqua, Anna Vizziello, Şükrü Özen. Comparison of Galvanic and Capacitive Coupled Intrabody Communication Channel by using Isolation Transformer. 2024 Medical Technologies Congress, TIPTEKNO'24, 10 – 12 Ekim 2024, Muğla, Türkiye.

- Bilgisayar Kontrollü Dielektrik Sabiti ve Elektromanyetik Ekranlama Ölçüm Sistemi Yazılımı. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, Başlangıç Tarihi: Mart 2024.

- Yüz Felci Geçirmiş Hastalarda Vücut İçi Haberleşme Tekniğine Dayalı Bir Tedavi Yönteminin Geliştirilmesi. 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı, Başlangıç Tarihi: Eylül 2023.

- Kayhan Ateş, Anna Marcucci, Francesco Silino, Fabio Dell'Acqua, Pietro Savazzi, Anna Vizziello. Biomedical Applications of Telecommunication Technologies. Poster Week 2023 Organized by IEEE Student Branch Pavia. 21 Kasım 2023 – 1 Aralık 2023, Pavia, İtalya.

- Bilgisayarlı Görü Teknolojisi ile Yüz Felcinin Teşhisi ve Vücut İçi Haberleşme Tekniğine Dayalı Rehabilitasyon Sürecinin İzlenmesi. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, Başlangıç Tarihi: Eylül 2023.

- Yeni Nesil Haberleşme Sistemleri için Vücut İçi Haberleşme Kanalının Modellenmesi ve İncelenmesi. Akdeniz Üniversitesi BAP Araştırma Projesi, Rolü: Araştırmacı, Başlangıç Tarihi: 2022.

Ayrıca, ilerleyen süreçlerde bu tez kapsamında yapılan çalışmaların literatüre sunulması planlanmaktadır.

1.2. Tezin Yapısı

Tez çalışması, bu bölüm dahil olmak üzere altı ana başlıktan oluşmaktadır. İlerleyen kısımlar şu şekilde organize edilmiştir:

İkinci bölümde ilgili teorik altyapı, kaynak taramasıyla beraber açıklanmıştır. Vücut içi haberleşme konusu, literatür incelenerek tanımlanmıştır. Ardından bir haberleşme kanalının analizinde kullanılan kanal sondalama yöntemi ve vücut içi haberleşmede kanal darbe cevabı incelenmiştir. Devamında ise yüz felci açıklanmıştır. Sonrasında biyolojik dokunun dielektrik özellikleri belirtilmiştir. Burada, doku modelinin elektriksel devre ve matematiksel modelleri sunulmuştur. Ardından vücut içi haberleşmede elektromanyetik dozimetri açıklanmıştır. Sinyalin doku boyunca iletimi esnasında incelenen parametreler, literatür ışığında detaylandırılmıştır. Olası etkileri engellemek için uluslararası kuruluşların yayınladığı limitler belirtilmiştir.

Üçüncü bölümde, bu tez çalışmasının referans aldığı materyal ve metot ayrıntılandırılmıştır. Burada, teorik ve deneysel çalışmaların altyapısı sunulmuştur. Vücut içi haberleşmede ele alınan kanal parametreleri belirtilmiştir. Teorik çalışmalarda haberleşme kanalı, SEY tabanlı benzetim programındaki problem uzayı sayesinde açıklanmıştır. Vücut içi haberleşme modelinde uygulanan temel yaklaşımlar tanımlanmıştır. Ayrıca, tez çalışması için oluşturulan farklı deneysel ölçüm sistemleri belirtilmiştir. Vektörel ağ analizörü (VNA) ile kurulan ve bilgisayar ses kartı ile

oluşturulan deney sistemleri açıklanmıştır. Vücut içi haberleşme kanal karakterizasyonu çalışmaları için İtalya'nın Pavia Üniversitesi'ndeki deney düzeneği sunulmuştur. Deneylerde kullanılan sistemler ve matematiksel altyapı da bu bölümde detaylandırılmıştır. Elde edilen sonuçların hangi istatistiksel yöntemlerle incelendiği bu bölümde açıklanmıştır.

Dördüncü bölümde ise elde edilen bulgular sunulmuştur. Vücut dokusunun haberleşme kanal karakteristiği teorik ve deneysel olarak incelenmiştir. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme için SEY tabanlı benzetim sonuçları belirtilmiştir. Tez çalışması boyunca incelenen üç farklı deneysel ölçüm sistemi sonuçları açıklanmıştır. Vücut içi haberleşme için dozimetri analizleri de bu bölümde sunulmuştur. Bu sayede vücut dokusunun insan vücudu üzerinde iletimi esnasında oluşabilecek dozimetrik etkileri incelenmiştir.

Beşinci bölümde elde edilen bulgular, bu tez çalışmasının araştırma soruları ışığında tartışılmıştır. Sonuçlar, literatürle karşılaştırılmıştır. Bunun yanında, elde edilen sonuçların istatistiksel değerlendirmesi yapılmıştır. Ayrıca, yüz felci için rehabilitasyon yöntemi olarak vücut içi haberleşme tekniğine bağlı rehabilitasyon yöntemi incelenmiştir. Elektromanyetik dozimetri çalışmaları sonucunda elde edilen bulgular, uluslararası standartlar ışığında bu bölümde tartışılmıştır.

Son kısımda ise tez çalışması genel olarak özetlenmiştir. Elde edilen bulgular, uluslararası standartlara göre değerlendirilmiştir. Günümüz teknolojisinde vücut içi haberleşmenin yeni nesil haberleşme sistemlerine uygunluğu belirtilmiştir. Çalışmanın sonucunda vücut içi haberleşmenin yeni nesil haberleşme teknolojilerine uygulanması hakkında ve bu tekniğin gelecekte nasıl geliştirilebileceğine dair önerilerde bulunulmuştur.

2. KAYNAK TARAMASI

Vücut içi haberleşme tekniği, farksal bağlaşımlı, sığa bağlaşımlı, RF, ultrasonik, indüktif bağlaşımlı ve moleküler haberleşme gibi farklı yöntemlerle incelenmektedir (Tomlinson vd. 2018). Söz konusu teknikleri değerlendirmek için elektromanyetik model ve eşdeğer devre modeli olmak üzere iki farklı yaklaşım uygulanmaktadır (Callejón vd. 2013; Kibret vd. 2014). Burada, problemi ele alan teorik yaklaşımlar ve model analizleri farklılık göstermektedir. Modele bağlı olarak teorik ve deneysel analizler gerçekleştirilebilir (Maldari vd. 2020; Wei vd. 2021). Bu tez çalışmasında farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusu, farklı yaklaşımlarla incelenmiştir. Bu kapsamda, yeni nesil haberleşme sistemlerine ve güncel problemlere uygulanabilirliğine bağlı olarak farklı modeller ele alınmıştır. Tezin bu bölümünde vücut içi haberleşme kanalı ve ilişkili konulara dair kaynak taraması sunulmuştur.

2.1. Vücut Alan Ağı ve Farksal Bağlaşımlı Vücut İçi Haberleşme

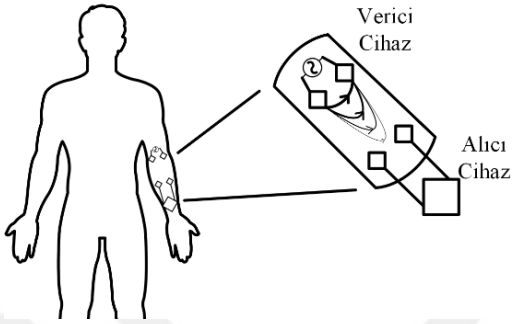
IEEE 802 LAN/MAN Standart Komitesi küresel anlamda yerel, şehirsel ve diğer haberleşme alan ağlarını geliştirmektedir (IEEE 1979). En yaygın olarak bilinen ağlar olarak ethernet, WLAN, WMAN, WPAN belirtilebilir. Söz konusu komitenin alt çalışma gruplarından birisi, 802.15 WSN çalışma grubudur (IEEE 2003). Bu grup, IoT sistemler için kablosuz özel ağlar üzerine çalışmalar yaparak, gelişen teknoloji ile günümüzde kullanılan cihazların hem kendi içinde hem de diğer ağlarla haberleşme ihtiyacını karşılayan standartlar yayınlamaktadır.

Elektronik cihazların boyutunun küçülmesi ve yeteneklerinin artmasıyla, insan vücudu çevresinde haberleşme için taşınabilir cihazlar daha fazla kullanılır hâle gelmiştir. Bazı cihazlar giyilebilirken bazıları implant edilebilir durumdadır. Söz konusu ihtiyaçlar göz önüne alındığı zaman, IEEE'nin 802.15.6-2012 numaralı standardı öne çıkmaktadır (IEEE 2012). Bu sayede kısa mesafede, insan vücudunun içinde veya çevresinde kablosuz haberleşme kavramı standardize edilmiştir. Vücut haberleşme tekniği ise belirtilen bu standart ışığında incelenmektedir.

İlk defa Thomas G. Zimmerman tarafından 1995 yılında MIT'de yapılan yüksek lisans tez çalışmasında belirtilen vücut içi haberleşme tekniği, insan vücudunu haberleşme kanalı olarak modelleyen bir yaklaşımdır (Zimmerman 1995). Bu tanımlamadan önce insan dokusu ile sinyal iletimi, EKG ve EEG gibi farklı uygulamalarla ele alınmaktaydı (Thakor ve Webster 1980; Gevins vd. 1994). Ancak bu uygulamalarda temel amaç dokunun haberleşme kanalını modellemek değildi. Vücut içi haberleşme ile insan dokusu haberleşme kanalı olarak incelenmeye başlanmıştır.

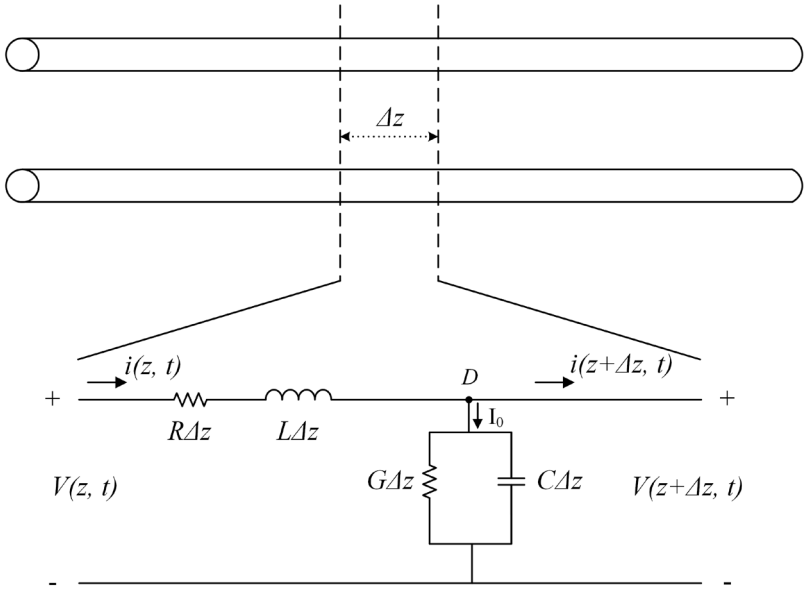
Vücut içi haberleşme tekniğinde birçok sinyal iletim yöntemi bulunmaktadır (Swaminathan 2017). Bu tez çalışmasında farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği ele alınmıştır. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede iki tane alıcı ve iki tane verici elektrot bulunmaktadır (Song vd. 2010). Bu teknik sayesinde herhangi bir elektriksel toprağa ihtiyaç yoktur. Akım yoğunluğu, doku üzerindeki verici elektrot çifti arasında akmaktadır. Düşük seviyelerdeki akım yoğunluğu ise alıcı elektrot çiftine doğru farksal olarak akar. Bu sayede, vücut üzerindeki iki elektrot çifti arasında sinyal iletimi gerçekleşmiş olur. Akan akım yoğunluğunun genliği, dokunun elektriksel özelliklerine

bağlıdır (Naranjo-Hernández vd. 2018). Ayrıca, elektrot bağlantılarında farksal bağlantı topolojisi kullanıldığı için parazitik sinyallere karşı daha dayanıklıdır (Naranjo-Hernández vd. 2018). Bu yöntem, daha çok giyilebilir ve implant edilebilir sistemler için uygulanabilir (Chen vd. 2018). Şekil 2.1, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modelini göstermektedir.



Şekil 2.1. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği ve sinyal akışı

Literatürde biyolojik dokuyu iletim hattı olarak modelleyen farklı çalışmalar yapılmıştır (Mao vd. 2018; Lodi vd. 2020). 100 MHz'in altında, insan vücudunun boyutları, doku üzerinde iletilen elektriksel sinyalin dalga boyuna göre küçük olduğu için incelemelerde iletim hattı modeli kullanılabilir (Swaminathan vd. 2016). Buna göre, iletim hattı birim devreleri seri bağlanarak periyodik bir model tasarlanır. Daha önceki çalışmalarda söz konusu iletim hattı yaklaşımı detaylı bir şekilde açıklanmıştır (Ateş 2019). Şekil 2.2, bir iletim hattının eşdeğer devresini belirtmektedir. Burada elektriksel sinyal, hat modeli boyunca yayılmaktadır. Modelde belirtilen devre elemanları, ilgilenilen dokunun sinyal yayılım karakteristiğini de etkiler.



Şekil 2.2. İletim hattı eşdeğer devre modeli (Ateş 2019)

Yukarıda, iletim hattının Δz uzunluğu boyunca eşdeğer devre modeli belirtilmiştir. Burada R, birim uzunluktaki direnç modelini belirtir ve birimi Ω/m'dir. L ise devre modelindeki seri indüktansı temsil eder ve birimi H/m'dir. C ve G ise sırasıyla kapasitans (C/m) ile kondüktansı (S/m) modeller. $V(z, t)$, iletim hattının bilinen gerilimiyken $V(z+\Delta z, t)$ ise Δz uzaklıktaki bilinmeyen gerilimdir. Aynı şekilde $i(z, t)$ ve $i(z+\Delta z, t)$, sırasıyla iletim hattının bilinen ve Δz uzaklıktaki bilinmeyen akımıdır. Devre modelinin çözümü için Kirchhoff Gerilim Kanunu ile Kirchhoff Akım Kanunu uygulanır ve (2.1) – (2.3) elde edilir. Bu sayede, devre parametrelerine bağlı olarak konuma ve zamana göre akım ile gerilim karakteristiği elde edilmiş olur.

$$-\frac{\partial v(z,t)}{\partial z} = R\, i(z,t) + L\frac{\partial i(z,t)}{\partial t} \tag{2.1}$$

$$-\frac{\partial i(z,t)}{\partial z} = G\, v(z,t) + C\frac{\partial v(z,t)}{\partial t} \tag{2.2}$$

$$\gamma = \sqrt{(R + j\omega L)(G + j\omega C)} = \alpha + j\beta \tag{2.3}$$

(2.1) ve (2.2), devrenin gerilim ve akım denklemlerini belirtirken (2.3) ise devre parametrelerine bağlı yayılma sabitine karşılık gelmektedir. (2.3)'te belirtilen α zayıflama sabitiyken (Np/m) β ise faz sabitidir (rad/m). ω, açısal frekansı belirtir ($\omega = 2\pi f$, rad/s).

Literatürde yapılan çalışmalara göre dokunun eşdeğer devre modeli ile dielektrik özellikleri arasında bir ilişki bulunmaktadır (Chen vd. 2018). Bu yönteme göre frekans değiştikçe dielektrik özellikler değişecek, dolayısıyla farklı eşdeğer devreler oluşacaktır. Bu sayede iletim ortamının karakteristiği değişecektir. Devre modelindeki indüktif eleman elektriksel potansiyelin değişimine kıyasla ihmal edilir (Wegmüller 2007). Bu yüzden vücut içi haberleşmenin eşdeğer devre modelinde göz ardı edilebilir. Deri dokusunun iletim hattı modelindeki eşdeğer devre elemanları (2.4) – (2.6)'da belirtilmiştir (Callejón vd. 2012).

$$G = \frac{A}{d}\omega\varepsilon_0\varepsilon'' \tag{2.4}$$

$$R = \frac{1}{G} \tag{2.5}$$

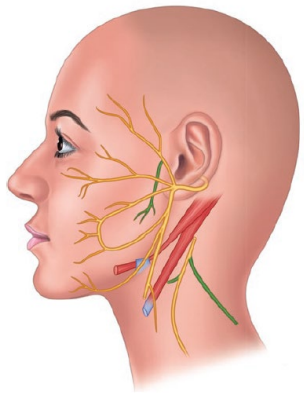
$$C = \frac{A}{d}\omega\varepsilon_0\varepsilon' \tag{2.6}$$

Buradaki A elektrot yüzeyi, d ise dokunun kalınlığı olarak belirtilmektedir. ε_0 boşluğun dielektrik sabiti ($\varepsilon_0 = 8{,}854\times10^{-12}$ F/m), ε' dokunun dielektrik sabitinin gerçek kısmı, ε'' ise dielektrik sabitinin sanal kısmıdır. Belirtilen devre elemanlarına göre deri katmanının eşdeğer devre modeli oluşturulabilir.

Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusu, araştırmacılar tarafından son yıllarda yoğunlukla incelenmektedir. Noormohammadi vd. (2021), giyilebilir ve implant edilebilir cihazlar için farksal darbe yöntemi ile ultra düşük güç tüketimine sahip vücut içi haberleşme yöntemi önermişlerdir. Haberleşme sistemi 1-5 MHz aralığı için tasarlanmış olup, doku eşdeğer sıvısı ve *in-vivo* deneylerle incelenmiştir. Sonuçlara göre 14 cm derinlikteki implantta 64 kbps veri hızı için 45 μW güç tüketimi elde edilmiştir ve BER %0,5'in altında hesaplanmıştır. 10 cm derinlik için ise %2,5 BER hesaplanmıştır. Chen vd. (2020), direkt dizi yayılım spektrumu (DDYS) açısından farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi ve faz modülasyonunu incelemişlerdir. Modülasyon yöntemi olarak farksal faz kaydırmalı anahtarlama (FFKA) kullanılmıştır. İncelemeler, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme için *in-vivo* deneyler sayesinde gerçekleştirilmiştir ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Önerilen sistemde vericilerin SNR, iletim mesafesi ve insan aktivitelerinden etkilendiği gözlenmiştir. Sonuçlara göre 30 cm kanal uzunluğunda FFKA'lı sinyalin BER değerinin DDYS-FFKA durumuna göre 40 kat daha büyük olduğu belirtilmiştir. BER'in $1{,}4\times10^{-1}$'den $1{,}51\times10^{-6}$'ya değiştiği durumda DDYS-FFKA'lı sinyalin SNR değeri sadece 16 dB iyileştirilmelidir. FFKA'lı sinyalde ise $1{,}54\times10^{-1}$'den $1{,}65\times10^{-5}$'e değiştiğinde SNR değeri 25 dB iyileştirilmelidir. SNR'ın -5 dB olduğu durumda FFKA'lı sinyalin BER değeri DDYS-FFKA'dan 7 kat daha büyüktür. Ayrıca, DDYS-FFKA'nın FFKA'lı sinyale göre harekete daha duyarlı olduğu belirtilmiştir. Modak vd. (2022), farklı parametreler ve senaryolara göre farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi 400 kHz çalışma frekansında ele almışlardır. Bu kapsamda dokuların elektriksel özellikleri ve elektrotlar arasındaki kapasitans etkisini inceleyen detaylı bir analiz gerçekleştirmişlerdir. Çalışma kapsamında teorik ve deneysel çalışmalar yürütülmüştür. Teorik çalışmalarda SEY tabanlı benzetimler gerçekleştirilmiştir. Deneysel sonuçlar, farksal yanıtın sadece kanal uzunluğuyla ilgili olmadığını, bunun yanında alıcı ile verici arasındaki uyuşmazlığa da bağlı olduğunu göstermiştir. Yüksek uyumsuzluk durumunda sistemin farksal bağlaşımlı olsa bile sığa bağlaşımlı bir cevap vereceğini belirtmişlerdir. Zhang vd. (2019), haberleşme kanal modellerindeki hatayı engellemek ve hassasiyeti arttırmak için insan kas dokusunun kanal karakteristiğini modellemişlerdir. Bu yöntemde Maxwell denklemleri ile farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanal modeli, silindirik koordinatlarda çözümlenmiştir. Çalışma esnasında analitik modeldeki parametrelerle aynı değerlere sahip sayısal model oluşturulmuştur ve analitik çözümün doğru olduğu kanıtlanmıştır. Kas dokusunun anizotropik ve izotropik model analizleri ile deneysel sonuçlarına göre kas dokusunun anizotropik modelinin kas dokusu olmayan izotropik modele göre üstünlüğü belirtilmiştir. Anizotropik modelin hassasiyeti %200 arttırıldığı için daha doğru olarak belirtilmiştir. Optimum kanal haberleşme frekansını belirlemek için 50 farklı sağlıklı kişi ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Sonuçlara göre insan kolunun optimum haberleşme frekans bandı 10-50 kHz frekans bandı olarak belirtilmiştir. Bu frekans bandında kanal kazancı en fazladır ve ortalama sapması 2 dB'den azdır. Wei vd. (2021) farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede paralel ölçüm metodolojisi önermişlerdir. Bu sayede hareket eden senaryolar için dinamik ölçüm sistemine ve zaman-frekans analizi yaklaşımına olanak sağlanmıştır. Modelin doğruluğu için *in-vivo* deneylerle hareketsiz ve hareketli senaryolar kıyaslanmıştır ve klasik yöntemlerle önerilen yöntem karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, önerilen yöntemin daha zaman-verimli ve tutarlı performansa sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca, hareketli vücut içi haberleşme uygulamalarına uygun olduğu belirtilmiştir. Bu sayede kardiyak kanal modelleri gibi yaklaşımların analizi yapılabilir.

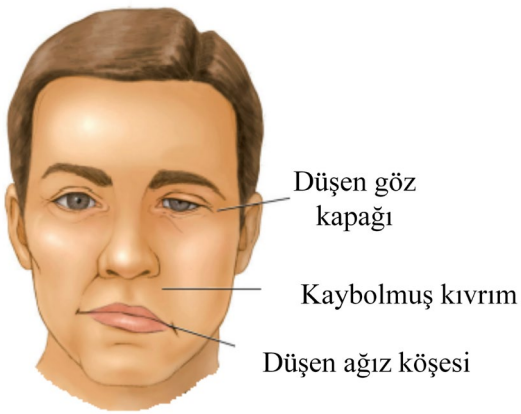
2.2. Yüz Felci

Fasiyal sinir; motor, sensitif, sensöriyal ve sekrotomotor lifleri barındıran ve yüz bölgesindeki mimik kaslarını yöneten yedinci kraniyal sinirdir (Özçelik Korkmaz 2016; Tzou ve Rodríguez-Lorenzo 2021). Aynı zamanda Wrisberg ara siniri tarafından taşınan parasempatik ve duyusal bileşenleri de içermektedir. Bu yüzden, işlevsel ve psikolojik olarak önemlidir (Özçelik 2022). Bu sinir, kortikal bölgeden çıkarak beyne, beyin sapına, temporal kemiğe ve tükürük bezine kadar gelen, uzun ve ayrılmaz bir motor yoluna sahiptir. Şekil 2.3'te fasiyal sinirin yüz bölgesindeki dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Fasiyal sinirin yüz bölgesinde dağılımı (Tzou ve Rodríguez-Lorenzo 2021)

Bu uzun yol, fasiyal siniri yaralanma ve hastalıklara karşı duyarlı kılmaktadır. Yaralanmanın konumuna ve hastalığın kökenine bağlı olarak fasiyal sinir bozuklukları klinikte farklı şekillerde ortaya çıkmaktadır. Sinir anatomisine ek olarak, fasiyal sinir fonksiyon bozukluğunun tanı ve tedavisinde önemli olan, siniri etkileyen hastalıkların klinik belirtilerinin bilinmesidir. Sık karşılaşılan hastalıklardan birisi de yüz felcidir. Amerika Birleşik Devletleri'nde 2019 verilerine göre her 100.000 kişi içinde 70 kişinin yüz felcine sahip olduğu belirtilmiştir (Trotman vd. 2020). Şekil 2.4'te yüz felci örneği gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Yüz felci örneği (Zandian vd. 2014)

Yüz felçleri, merkezi ve çevresel yüz felci (Bell paralizisi) olmak üzere iki şekilde incelenmektedir (Garro ve Nigrovic 2018). Her iki yüz felci tipinin kıyaslamasını yapmak mümkündür (Tzou ve Rodríguez-Lorenzo 2021). Merkezi yüz felcinde alın bölgesi normal uyartım alırken Bell paralizisinde ise zayıf uyartım gerçekleşir. Göz kapakları ise merkezi yüz felcinde normal iken Bell paralizisinde ise tam hâkimiyet sağlanamamaktadır. Ağız bölgesinde ise her iki durumda da aynı davranış gözlenmektedir. Doktorlar tarafından yüz felcinin tipini tespit etmek için hastanın gülümseme ve her iki gözünü kırpma hareketleri değerlendirilmektedir (Garro ve Nigrovic 2018).

Yüz felci geçiren bireylerin dış görünüşü incelendiğinde, bu durumun çeşitli belirtilerini görmek mümkündür. Bu belirtiler arasında yüz kaslarını kontrol edememe veya istemsiz hareketler, çiğneme gerçekleştirememe ve yüzde asimetri belirtilebilir. Aşık (2009), yapmış olduğu yüksek lisans tez çalışmasında yüz felcine sahip hastaların yaş veya cinsiyet ayrımı yapılmaksızın %71'i tamamen iyileşmişken %4'ünde ise kalıcı orta dereceli yüz felci veya buna bağlı kısıtlı yüz hareketleri bulunduğunu belirtmiştir.

2.3. Vücut İçi Haberleşmede Kanal Darbe Cevabı

Kanal darbe cevabı (KDC), haberleşme kanalının karakteristiğini incelemek için kullanılan zaman düzleminde ölçüme dayalı kanal sondalama yöntemidir (Arslan vd. 2006). Bu yöntem sayesinde alıcı ile verici arasındaki çoklu kanal iletim karakteristiği analiz edilir. Avantajlarından birisi, darbe cevabı gerçek değerlere göre kaydedilir. Ayrıca, kaydedilen bilgilere göre sistem benzetimleri tekrar edilebilir. Çünkü veriler ulaşılabilirdir ve farklı sistem benzetimleri için kullanılabilir. Bu yöntemin dezavantajları olarak; (i) bilgilerin algılanması ve kaydedilmesi zordur, (ii) sadece belirli bir ortam için karakterize edilir.

Haberleşme sistemlerinde çıkış sinyali, $y(t)$, şu şekilde belirtilir (Vizziello vd. 2022a):

$$y(t) = x(t) * h(t) + n(t) \tag{2.7}$$

Burada $x(t)$ giriş sinyali, $h(t)$ kanal darbe cevabı, $*$ ifadesi konvolüsyon operatörü ve $n(t)$ ise gürültüdür. Eğer belirtilen bu denklemde eşitliğin her iki tarafı $x(t)$ ile korelasyon işlemine sokulursa, (2.8)'deki korelasyon denklemi elde edilir.

$$R_{xy}(\tau) = h(\tau) R_{xx}(\tau) \tag{2.8}$$

Yukarıdaki denklemde belirtilen $R_{xy}(\tau)$ ifadesi giriş ve çıkış sinyali arasındaki çapraz korelasyondur. $h(\tau)$ ifadesi zaman gecikmesindeki darbe cevabı ve $R_{xx}(\tau)$ ifadesi $x(t)$'nin oto-korelasyonudur. τ ifadesi zaman gecikmesidir. Kablosuz haberleşmede darbe cevabı, çoklu kanal etkilerinden dolayı zamanla değişmektedir (Hwang vd. 2015). Buradaki her kanal, kendi rastgele sinyal kayıplarına ve gecikmelere sahiptir. Bu yüzden darbe cevabı, zaman ve gecikmenin fonksiyonudur ve zamanla yavaşça değişen kanallarda şu şekilde belirtilir (Molisch 2011):

$$h(t,\ \tau) = \alpha(t)\delta(\tau) \tag{2.9}$$

Burada $\alpha(t)$, zamanla oluşan zayıflamayı temsil ederken $\delta(\tau)$ ise gecikmenin dirac-delta fonksiyonunu belirtir. Buna göre bir haberleşme kanalı, zamana ve gecikmeye bağlıdır. $h(t, \tau)$ ifadesi haberleşme kanalında yavaşça değiştiği için darbe cevabı ifadesi zaman bağımsız değerlendirilir (Vizziello vd. 2024). Bu tez kapsamında yapılan incelemeler, bu fenomen üzerinden gerçekleştirilmiştir. Bu kabul üzerine darbe cevabı, zaman bağımsız hale gelir ve güç gecikme profili darbe cevabının karesine karşılık gelir. Güç gecikme profili (GGP), olası bir Doppler kaymasından bağımsız olarak (τ, $\tau + d\tau$) arasındaki bir gecikmeyle TX'ten RX'e ne kadar gücün iletildiğini belirtir (Grami 2015). GGP, (2.10)'da belirtildiği şekilde darbe cevabının karesi ile hesaplanır.

$$P(\tau) = |\, h(\tau)\,|^2 = |\, R_{xy}(\tau)\,|^2 \tag{2.10}$$

KDC, frekans düzleminde ele alındığında kanal frekans cevabı olarak belirtilmektedir (Sharif ve Sha'ameri 2007). Vücut içi haberleşme için KDC analizinde sinyal kaybı ve güç gecikme profili sayesinde aşağıda belirtilen kanal parametreleri incelenmektedir (Hwang vd. 2015).

- Ortalama sinyal kaybı (*MSL*)
- Bant genişliği tutarlılığı (B_c)
- Ortalama gecikme (τ_{mean})
- RMS gecikme (τ_{rms})

MSL, tüm frekans bandında meydana gelen sinyal kaybının genliklerinin ortalamasıdır (Vizziello vd. 2024). B_c, tüm sinyal bileşenlerinin birbirleriyle ilişkilendiği maksimum bant genişliğidir ve (2.11)'de belirtilmiştir. Sinyal zayıflamasının olmadığı durumdaki en yüksek bant genişliğini temsil eder (Debaenst vd. 2020).

$$\begin{aligned} R_T(\Delta f) &= \int_{-\infty}^{+\infty} P_h(\tau) e^{-2\pi f \tau} d\tau \\ B_c &= \min(\Delta f) \leftrightarrow |\, R_T(\Delta f)\,| = c \end{aligned} \tag{2.11}$$

(2.11)'de belirtilen c, korelasyon seviyesidir ve genelde 0,5, 0,7 veya 0,9 değerlerini alır. τ_{mean} ile τ_{rms} ise güç gecikme profili kullanılarak hesaplanır ve sırasıyla (2.12) ile (2.13)'te gösterildiği şekilde elde edilir. Yapılan çalışmalarda, B_c ile τ_{rms} arasında ilişki olduğu belirtilmiştir (Santagati vd. 2014).

$$\tau_{mean} = \frac{\int_0^{\tau_{\max}} \tau P_h(\tau) d\tau}{\int_0^{\tau_{\max}} P_h(\tau) d\tau} \tag{2.12}$$

$$\tau_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{\int_0^{\tau_{\max}} (\tau - \tau_{\text{mean}})^2 P_h(\tau) d\tau}{\int_0^{\tau_{\max}} P_h(\tau) d\tau}} \tag{2.13}$$

Literatürde vücut içi haberleşme kanalının karakteristiğini incelemek için kanal darbe cevabı ile gerçekleştirilen çalışmalar bulunmaktadır. Tomlinson vd. (2015), farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalının deneysel değerlendirmesini gerçekleştirmiştir. Çalışma kapsamında, katmanlı model analizi için domuz derisi, yağı ve kası kullanılmıştır. Bu sayede, 100 kHz – 1 MHz frekans bandında tek taşıyıcılı BPSK modüleli sözde rastgele gürültü dizisi (PN Sequence) kaynak sinyali iletimi sağlanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde kanal cevabının ilgilenilen frekans bandında görece olarak düz olduğu ve kanal kapasitesinin Mbps mertebelerine ulaşabileceği belirtilmiştir. Analitik hesaplamalarla deneysel incelemeler karşılaştırıldığında benzer kanal kapasitesi değerlerine erişilmişken kanal frekans cevabının ise ±5 dB değiştiği gözlenmiştir. Hwang vd. (2015) tarafından yapılan diğer bir çalışmada ise vücut içi haberleşme kanalının ve kanal darbe cevabının iletim özellikleri ölçülmüştür. Buna göre, 10 – 100 MHz frekans bandında sığa bağlaşımlı yaklaşım gerçekleştirilmiştir. Deneysel çalışmalar kapsamında 94 farklı kişiden ölçümler alınmıştır. Ölçümlerde bir el alıcıya ve diğer el vericiye bağlanmıştır. Elde edilen kanal darbe cevabı sayesinde vücut içi haberleşme cihazlarının performanslarının incelenebileceği belirtilmiştir. Li vd. (2022) tarafından yapılan çalışmada ise farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmenin kanal karakteristiği incelenmiştir. Bu kapsamda, haberleşme kanalının doğru frekans bandı için veri iletimi ve farklı modülasyonların teorik bit hata oranı performansları ele alınmıştır. Kanal kazancı, 1 kHz – 1 MHz frekans bandı için ölçülmüştür ve transfer fonksiyonu hesaplanmıştır. Ayrıca, kanalın doğrusallığı doğrulanmış ve haberleşme kanalının kapasitesi hesaplanmıştır. Sonuç olarak bu çalışma, sağlık alanındaki vücut alan ağlarının fiziksel katman tasarımındaki temel parametrelerin seçimine derinlemesine içgörüler sunmaktadır.

2.4. Dokuların Dielektrik Özellikleri

Vücut içi haberleşmede sinyal iletim ortamı, insan dokusudur. Bir ortamla etkileşimde bulunan elektriksel sinyal, elektrik yüklerinin hareketine ve ortamdaki elektrik dipollerinin yeniden yönlenmesini sağlar (Balanis 2012). Bu etkileşim, ortamın dielektrik özelliklerine bağlıdır. Dokuların dielektrik özellikleri, ortama ve frekansa göre değişiklik gösterir.

Dielektrik özellikler, dielektrik sabiti ve elektriksel iletkenlik ile tanımlanır. Dielektrik sabiti, malzemenin elektrik alan depolama yeteneğidir. Elektriksel iletkenlik ise uygulanan elektrik alanla beraber doku üzerinden akan elektriksel akımı açıklar. Dokunun dielektrik özellikleri frekansla değişmektedir (Gabriel C. vd. 1996). Maxwell

denklemleri ile malzemenin dielektrik özellikleri arasında bir ilişki bulunmaktadır. Elektrik alan ile elektriksel akı yoğunluğu arasında (2.14)'teki gibi bir ilişki kurulabilir:

$$\mathbf{D} = \varepsilon_0[\varepsilon'(\omega) - j\varepsilon''(\omega)]\mathbf{E} \tag{2.14}$$

Burada, ε_0 boşluğun dielektrik sabiti, $\varepsilon'(\omega)$ karmaşık dielektrik sabitinin gerçek kısmı ve $\varepsilon''(\omega)$ ise dielektrik sabitinin sanal kısmıdır (Ates vd. 2017). Uygulamada vücut dokularının manyetik geçirgenliği boşluğunkine eşit kabul edilir (Barnes ve Greenebaum 2007). Bu nedenle biyolojik doku için Maxwell denklemlerinin manyetik alan bileşenleri şu şekilde ilişkilendirilebilir:

$$\mathbf{B} = \mu_0\mathbf{H} \tag{2.15}$$

Burada, μ_0 boşluğun manyetik geçirgenliğidir. Dış kaynaklı bir elektrik alandan kaynaklı dokuda oluşan iletkenlik akım yoğunluğu, $\mathbf{J_c}$, (2.16)'daki gibi belirtilir:

$$\mathbf{J_c} = \sigma_i\mathbf{E} \tag{2.16}$$

Burada σ_i, statik iyonik iletkenliktir. Yukarıdaki formüller doğrultusunda ilgilenilen doku için Ampère Yasası, (2.17)'deki gibi revize edilir:

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J_c} + j\omega\mathbf{D} = \mathbf{J_c} + \mathbf{J_d} = \mathbf{J} \tag{2.17}$$

Burada, yer değiştirme akım yoğunluğu $\mathbf{J_d} = j\omega\mathbf{D} = \omega\varepsilon_0[\varepsilon''(\omega) + j\varepsilon'(\omega)]\mathbf{E}$ iken, toplam akım yoğunluğu **J**'dir. Toplam akım yoğunluğu ise şu şekilde ifade edilebilir:

$$\mathbf{J} = j\omega\varepsilon_0\varepsilon^*(\omega)\mathbf{E} \tag{2.18}$$

Burada, $\varepsilon^*(\omega)$ karmaşık dielektrik sabitidir ve şöyle tanımlanır:

$$\varepsilon^*(\omega) = [\varepsilon'(\omega) - j\varepsilon''(\omega)] - j\frac{\sigma_i}{\omega\varepsilon_0} \tag{2.19}$$

Çoğu dokunun α, β ve γ olmak üzere frekansa bağlı üç farklı dielektrik dağılım bölgesi bulunmaktadır (Kibret 2016). 1 Hz ile 100 kHz frekans aralığında bulunan α dağılımı, biyolojik zar boyunca iyonların geçişiyle ilişkilidir. α dağılımında dokunun elektriksel iletkenliğinde bir artış nadiren belirginken dielektrik sabiti önemli bir düşüş gösterir. Hücre zarının kutuplanması, iyonların hücreye girip çıkmasına engel olur ve β dağılımına sebep olur. Ayrıca protein kutuplanması da β dağılımını etkiler. Bu bölge, yaklaşık 100 kHz – 10 MHz arasını temsil etmektedir. Mikrodalga frekans bölgesinde ise su moleküllerinin polarizasyonu sonucunda güçlü olmayan γ dağılımı bölgesi oluşur.

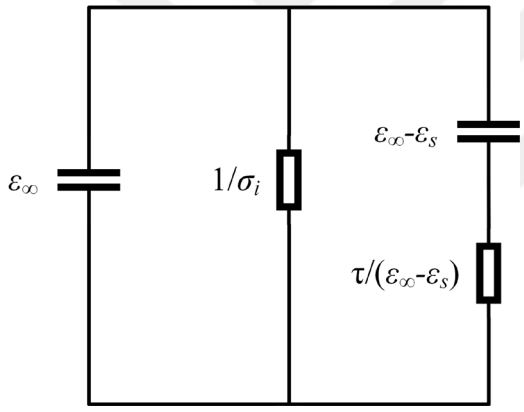
Dielektrik sabitinin matematiksel modeli için dokuların eşdeğer devresi dikkate alındığı zaman, Gabriel ve arkadaşları tarafından Cole-Cole dağılım modeli sunulmuştur

(Gabriel S. vd. 1996). Cole-Cole denklemi, geniş bir frekans aralığında bir dokunun dielektrik özelliklerinin değişimini şu şekilde belirtmektedir:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} - j\frac{\sigma_i}{\omega\varepsilon_0} \tag{2.20}$$

Burada ε_∞, $\omega\tau>>1$ koşulunu sağlayan frekanslarda dielektrik sabiti ve $\Delta\varepsilon_n$ ise belirtilen noktadaki $\omega\tau<<1$ koşulunu sağlayan frekanstaki dielektrik sabiti ile ε_∞ arasındaki farkı belirtir. τ_n ise belirtilen noktadaki zaman sabitidir. α_n, ilgili noktadaki dağılımın genişlemesinin bir ölçüsüdür. Dokuların dielektrik sabitleri, belirtilen yöntem ile her dokunun sabitleri sayesinde hesaplanabilir.

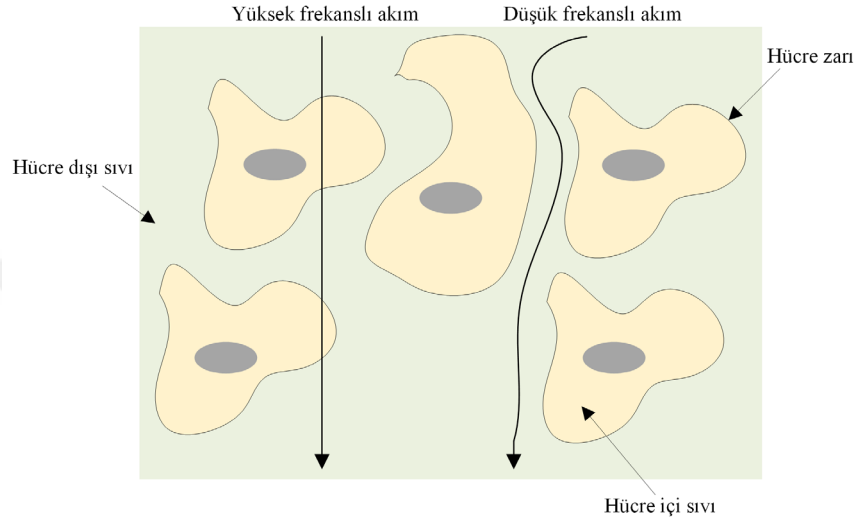
Bir malzemenin dielektrik parametrelerini bilerek eşdeğer devre modeli türetilebilir. Bu sayede malzemenin elektriksel davranışı modellenebilir (Polat vd. 2019). Bir dokunun dielektrik özellikleri, genellikle kapasitif ve rezistif elemanların bir kombinasyonu olarak temsil edilir (Golombeck vd. 2002). Şekil 2.5, tek bir zaman sabiti ve $\alpha = 0$ için (2.20)'nin eşdeğer devre modelini göstermektedir (Wegmüller 2007).



Şekil 2.5. Tek bir zaman sabiti ve $\alpha = 0$ için Cole-Cole denklemini belirten eşdeğer devre modeli

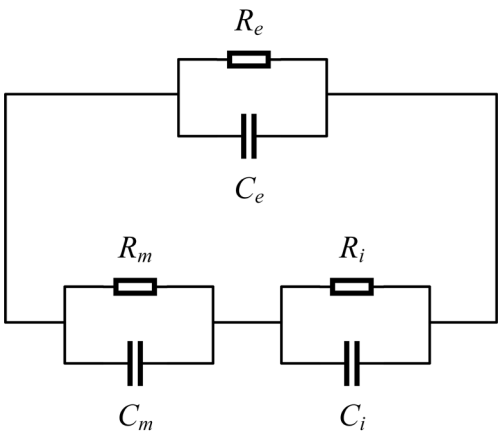
İnsan dokularının dielektrik özellikleri, doku hücrelerinin özelliklerine dayanır. Hücreler, belirli kimyasallar ve tuz konsantrasyonuna sahip bir çözelti ile dolu, zarla kaplı bölmelerdir. Hücre grupları özelleşmiş işlevler gerçekleştirir ve karmaşık bir haberleşme sistemi ile birbirine bağlıdır. Hücre zarı, hücre içi ve hücre dışı boşluklar arasında bir iyon konsantrasyonu farkı oluşturur. Hücre zarı boyunca oluşturulan bu fark, hücrenin hayatta kalabilmesi için gerekli olan elektriksel potansiyel farkı yaratır. Elektriksel farklar, oksijen, karbon, karbondioksit ve besinlerin taşınmasını desteklemek için gereklidir. Bu nedenle, hücre zarı elektriksel olarak yalıtkan niteliklere sahiptir ve elektriksel potansiyel farkı korumak için çalışır. Biyolojik olarak hücre zarı, hücre içi (sitoplazma) ve hücre dışı bileşenleri ayıran geçirgen bir bariyer görevi görür (Wegmüller 2007). Şekil 2.6, zamanla

değişen akıma maruz kalan hücrenin davranışını göstermektedir. Dokuya düşük frekanslı bir gerilim uygulandığında, hücre zarının empedansı düşük frekanslarda çok büyük olduğu için hücre dışı sıvıdan akan bir akım oluşur. Daha yüksek frekanslarda akım, hücre dışı ve hücre içi sıvılardan etkilenmeksizin en kısa yolu takip ederek akar. Bunun nedeni, yukarıda da belirtilen hücre eşdeğer devre modelindeki kapasite modelinin yüksek frekanslarda çok düşük değerler aldığı için kısa devre etkisidir.



Şekil 2.6. Zamanla değişen elektriksel akımın dokudaki davranışı

Hücre dışı sıvıda bulunan bir hücrenin eşdeğer devresi Şekil 2.7'de sunulmuştur. Burada R_e hücre dışı sıvı direncini ve C_e ise hücre dışı sıvı akımının frekansa bağlı olarak akışını modeller. Hücre zarı, paralel bağlı R_m ve C_m ile temsil edilir. Hücre içi sıvı ise R_i ve C_i ile belirtilir.



Şekil 2.7. Hücrenin eşdeğer devre modeli

2.5. Vücut İçi Haberleşmede Elektromanyetik Dozimetri

Vücut içi haberleşmede birincil endişe, biyolojik dokunun elektriksel ve dozimetrik güvenliğidir. Dış kaynaklı bir sinyalin vücuda maruziyeti sonucunda dokuda elektrik alan indüklenir. Vücut üzerinde indüklenen yükler, vücudun maruz kaldığı koşullara bağlı olarak indüklenen akımlara dönüşür. Bu etkileri sınırlamak amacıyla uluslararası kuruluşlar tarafından maruziyet limit değerleri belirlenmiştir (Bedeloğlu vd. 2021). Önceki standartlarda, Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından tanınan ve İyonize Olmayan Işımadan Korunma Komisyonu (ICNIRP) adlı uluslararası bir komisyon tarafından yayınlanan, indüklenen akım yoğunluğu üzerine odaklanılmıştı. Günümüzde, anatomik modellerin gelişmesi ve dokuların elektriksel özelliklerinin daha iyi modellenmesiyle birlikte, vücutta indüklenen elektrik alan da dikkate alınabilmektedir. ICNIRP'nin yayınlamış olduğu standartlar, genel halk ve mesleki maruziyeti tanımlamaktadır. Genel halk maruziyeti, profesyonel bir maruziyetten korunma eğitimi almayan farklı koşullardaki kişilerin maruziyetini tanımlamaktadır. Mesleki maruziyet ise profesyonel maruziyet eğitimi almış ve kontrollü olarak elektromanyetik maruziyete uğramış kişiler için belirtilir.

Dış kaynaklı alanların doku içinde oluşturduğu elektrik alan, özellikle su molekülleri olmak üzere hem polar moleküllere hem de serbest hareket eden yüklü parçacıklara, örneğin elektronlar ve iyonlar, bir kuvvet uygular. Her iki durumda da elektromanyetik enerjinin bir kısmı kinetik enerjiye dönüşür; bu da polar moleküllerin dönmesine ve yüklü parçacıkların akım olarak hareket etmesine sebep olur. Polar moleküllerin dönmesi ve yüklü parçacıkların hareket etmesi sonucunda diğer polar moleküller ve yüklü parçacıklarla etkileşime girerler, bu da kinetik enerjinin ısıya dönüşmesine yol açar. Bu ısı, çeşitli sağlık sorunlarına olumsuz etki edebilir. Eğer indüklenen elektrik alan yaklaşık 10 MHz'in altında ve yeterince güçlüyse, sinir hücrelerini uyarabilir. Ayrıca, dokuda indüklenen elektrik alan yeterince yüksek genlikli ve kısa süreliyse, başka bir deyişle darbeli alanlar, hücre zarlarının dielektrik kırılmasına neden olacak kadar güçlü elektriksel kuvvetleri uygulayabilir (ICNIRP 2020).

Bir kişi zamanla değişen elektromanyetik alanlara maruz kalırsa, ICNIRP standartlarına göre 1 Hz – 10 MHz frekans aralığında dokuda indüklenen elektrik alan analizleri yapılabilir. ICNIRP tarafından 1 Hz – 3 kHz ve 3 kHz – 10 MHz frekans bantlarında genel halk için vücut dokusunda indüklenen elektrik alan değerleri sırasıyla 0,4 ve $1.35\times10^{-4}f$ (V/m) sınır değer olarak kabul edilmektedir (ICNIRP 2010). Burada f, çalışma frekansıdır ve birimi Hz'dir. Dokuda indüklenen akım yoğunluğu, (2.21)'de belirtilmiştir (Ates vd. 2022).

$$\mathbf{J} = \sigma\mathbf{E} \tag{2.21}$$

Burada, $\mathbf{J}$ indüklenen akım yoğunluğunu (A/m^2), σ ilgilenilen dokunun elektriksel iletkenliğini (S/m) ve $\mathbf{E}$ ise dokuda gözlenen elektrik alanı ifade eder (V/m). (2.21)'de görüldüğü $\mathbf{E}$ ile $\mathbf{J}$ orantılıdır. Yani, dokuda indüklenen elektrik alan artarsa indüklenen akım yoğunluğu da artacaktır.

Vücut içi haberleşme uygulamalarında sinyal iletimi esnasında vücut dokusu tarafından elektriksel sinyal enerjisi soğurulur. Soğurulan bu enerji nedeniyle dokuda

indüklenen elektrik alan ve özgül soğurma oranını (*ÖSO*) belirlemek için Maxwell denklemleri çözülmelidir. Elektromanyetik sinyal biyolojik dokularla etkileşime girdiğinde, elektromanyetik enerji dokular tarafından emilir (Vander Vorst vd. 2006). Bu enerji, *ÖSO* ile tanımlanır ve aşağıdaki denklemle incelenir (Ates ve Carlak 2017):

$$\ddot{O}SO = \frac{\sigma}{\rho}|\mathbf{E}|^2 \tag{2.22}$$

burada |**E**| dokudaki elektrik alanın genliğini (V/m) ve ρ ise dokunun kütle yoğunluğunu (kg/m^3) gösterir (İl vd. 2023). ICNIRP'nin 2020'de yayınlamış olduğu *ÖSO* limit değerleri, 10 gr ortalama doku için aşağıdaki çizelgede belirtilmiştir.

Çizelge 2.1. 100 kHz – 6 GHz frekans bandı için *ÖSO* limit değerleri (W/kg) (ICNIRP 2020)

Maruziyet senaryosu	**Bütün vücut ortalama *ÖSO***	**Bölgesel kafa/gövde *ÖSO***	**Bölgesel uzuv *ÖSO***
Genel halk	0.08	2	4
Mesleki maruziyet	0.4	10	20

3. MATERYAL VE METOT

Yeni nesil haberleşme sistemleri için incelenen vücut içi haberleşme yönteminde biyolojik doku farklı yöntemlerle modellenebilmektedir (Swaminathan vd. 2016). Başlıca yöntemler olarak kuasi-statik yaklaşım, elektromanyetik dalga yaklaşımı ve eşdeğer devre modeli belirtilebilir. Literatür incelendiği zaman eşdeğer devre modeli haricinde diğer iki yaklaşımın eksikleri bulunmaktadır. Kuasi-statik yaklaşımın hesaplamalı olarak uygun olduğu, ancak yüksek frekans çalışmalarında kullanılamayacağı belirtilmiştir (Swaminathan vd. 2016). Literatürde, vücut içi haberleşmede kuasi-statik frekans bölgesinin 1 MHz'den düşük çalışma frekansları olduğu belirtilmiştir (Nath vd. 2021). Elektromanyetik dalga yaklaşımı ise daha doğru sonuçlar vermesine rağmen vücut alan ağları için fazla işlem yükü oluşturmaktadır ve hızlı tasarımlar için uygun değildir (Callejón vd. 2013). Bu bölümde, vücut içi haberleşme kanalının modellenmesi için kullanılan yöntem ve araçlar açıklanmıştır.

3.1. Vücut İçi Haberleşme Kanal Parametreleri

Literatürde yapılan çalışmalarda (Tomlinson vd. 2015; Vizziello vd. 2020) vücut dokusunun haberleşme kanal kapasitesi ele alınmıştır. Haberleşme kanalındaki sinyal iletimi esnasında Shannon kanal kapasitesi hesaplanır. Shannon kanal kapasitesi, tek kullanıcılı bir haberleşme kanalının mümkün olan en yüksek veri hızını belirtir (Callejón vd. 2013). (3.1)'deki eşitlik sayesinde hesaplanmaktadır.

$$C = BG.\log_2\left(1+\frac{P_{RX}}{N_0.BG}\right) \tag{3.1}$$

Burada C kanal kapasitesini (bps), BG frekans bant genişliğini (Hz), P_{RX} alıcı taraftaki sinyalin gücünü (W) ve N_0 ise sinyal gürültüsünü (W) belirtmektedir. Yukarıdaki formülde bazı kabuller yapılırsa vücut içi haberleşme kanalının kapasitesi elde edilebilir. N_0, sıfır ortalamalı toplama beyaz Gauss gürültüsü (AWGN) olarak tanımlanır ve kanal kapasitesi tahmini bu şekilde yapılır. İnsan vücudundaki elektriksel gürültü esas olarak çeşitli biyoelektrik sinyallerden, ortamdan ve elektrotlar ile insan vücudu arasındaki temas empedansından gelir. EKG, EMG ve EEG gibi biyoelektrik sinyallerin frekans bantları 10 kHz'den düşük olduğu için geçiş bandına katkıda bulunan gürültü esas olarak elektrotlar ile insan vücudu arasındaki temastan ve diğer arka plan gürültülerinden gelir (Bronzino 2000; Chen vd. 2012). Literatürde, alıcı elektrotta gözlenen arka plan gürültüsünün yaklaşık -123 dBm olduğu belirtilmiştir (Chen vd. 2012).

(3.1)'deki logaritma ifadesi içindeki kesirli kısım, sinyal gürültü oranını (SNR) belirtir ve bir sistemdeki istenen sinyalin istenmeyen gürültüye oranıdır. Bu oran, haberleşme kalitesini veya ölçüm hassasiyetini değerlendirmek için kullanılır. Literatürde, BPSK modüleli vücut içi haberleşme sistemleri için SNR'nin bit başına enerjinin gürültüye oranı olduğu belirtilmiştir (Vizziello vd. 2020).

Kanal parametrelerinden bir diğeri ise veri hızıdır. Burada, modüleli bir sinyalin hangi hızda iletildiğini incelemek için ele alınmaktadır. Literatürde, veri iletimi esnasında sinyal içi girişimin oluşmasını engellemek ve uygun taşıyıcı frekansını seçmek için

yükseltilmiş-karekök-kare-kosinüs (SRRC) filtre kullanılmıştır (Vizziello vd. 2020). Aşağıdaki eşitlikte belirtilen kriterde taşıyıcı sinyalin frekansı, örnekleme frekansı ve sinyalin bant genişliği arasında bir ilişki belirtilmiştir. Tasarım esnasında en önemli nokta, örnekleme sinyalinin Nyquist örnekleme teoremini sağlamasıdır (Proakis ve Salehi 2008).

$$\begin{aligned} 2f_c + BG &\leq f_s / 2 \\ 2f_c - BG &> BG \end{aligned} \tag{3.2}$$

Burada, f_c taşıyıcı sinyalin frekansı ve f_s ise örnekleme frekansıdır. Bir başka kanal parametresi olarak haberleşme kanalının yayılma sabiti belirtilebilir. Yayılma sabiti, dokunun elektriksel özelliklerine bağlıdır. İletim hattı modeline göre incelenen dokudaki yayılma sabiti, (2.3)'te ifade edilmiştir. Bu yönteme göre frekans değiştikçe dielektrik özellikler değişecek, dolayısıyla farklı eşdeğer devreler oluşacaktır. Bu sayede iletim ortamının karakteristiği değişecektir. Deri dokusunun iletim hattı modelindeki eşdeğer devre elemanları (2.4) – (2.6)'da belirtilmiştir. Literatürde, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme için yayılma sabiti şu şekilde ifade edilmiştir (Nikita 2014):

$$\gamma(\omega) = \sqrt{2(R(\omega))(G(\omega) + jC(\omega))} = \alpha(\omega) + j\beta(\omega) \tag{3.3}$$

Burada belirtilen 2 çarpanı, elektrotların farksal bağlaşımlı şekilde doku modelinde bulunması sonucu devre modelinde oluşturdukları geri dönüş empedanslarından dolayıdır (Callejón vd. 2012). Elde edilen yayılma sabiti karmaşık bir sayıdır. Bu ifadenin gerçek kısmı zayıflama sabitini, sanal kısmı ise faz sabitini belirtir. Doku üzerinde iletilen gücü bulmak için kaynak gücü ve zayıflama sabiti kullanılabilir. Literatürde, iletilen gücün zayıflama sabiti ve kaynağa olan uzaklığı arasındaki ilişki için eşitlik sunulmuştur (Pozar 2011; Tomlinson vd. 2015):

$$P(d) = P(0)e^{-2\alpha d} \tag{3.4}$$

$P(0)$, kaynak gücü temsil etmekteyken $P(d)$ ise kaynaktan d mesafedeki gücü belirtmektedir. α ise zayıflama sabitidir. α katsayısı, (3.3)'te belirtildiği gibi elde edilir. Buradan hareketle kaynaktan ilgilenilen mesafedeki güç elde edilebilir.

Özet olarak, yukarıda belirtilenler ışığında bir haberleşme kanalının parametreleri olarak kanal kapasitesi, veri hızı, zayıflama ve faz sabitleri ile kaynaktan ilgilenilen uzaklıktaki güç hesaplanmış olur.

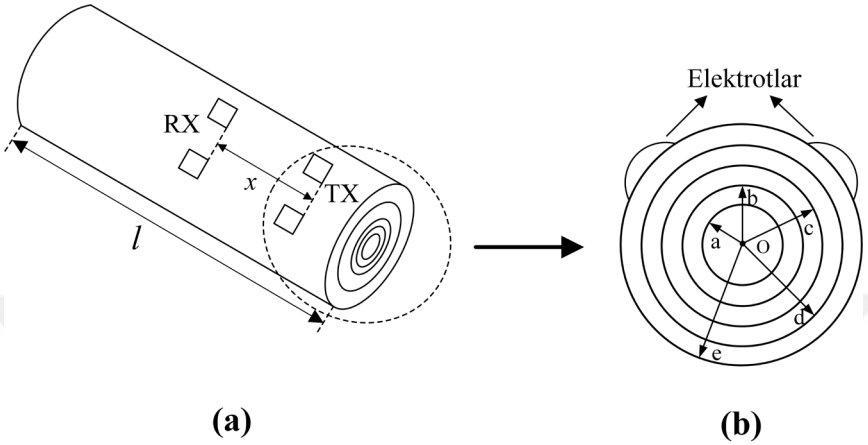
3.2. Vücut İçi Haberleşme Benzetim Uzayı

Vücut içi haberleşme kanalını modellemek için SEY temelli çalışan Comsol Multiphysics sayesinde benzetimler gerçekleştirilmiştir (Comsol Multiphysics 2022). Bu çalışma kapsamında tasarlanan benzetim uzayları, aşağıdaki koşullara göre tanımlanmıştır (Ates vd. 2016; Ates vd. 2019; İl vd. 2023; Gökçek-Saraç vd. 2024).

- Problem senaryosu üç boyutlu olarak modellenmiştir.
- Biyolojik dokular, elektriksel sinyallerden doğrudan etkilenmiştir.

- Problem senaryosunun dışı, sonsuz uzay olarak kabul edilmiştir.
- Dokuların dielektrik özellikleri, ilgilenilen frekanslarda homojendir.

Şekil 3.1'de SEY benzetim uzayı belirtilmiştir. Burada, insan kolu modelindeki farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme için elektrot bağlantısı sunulmuştur. İnsan kolu, çok katmanlı silindir olarak modellenmiştir.



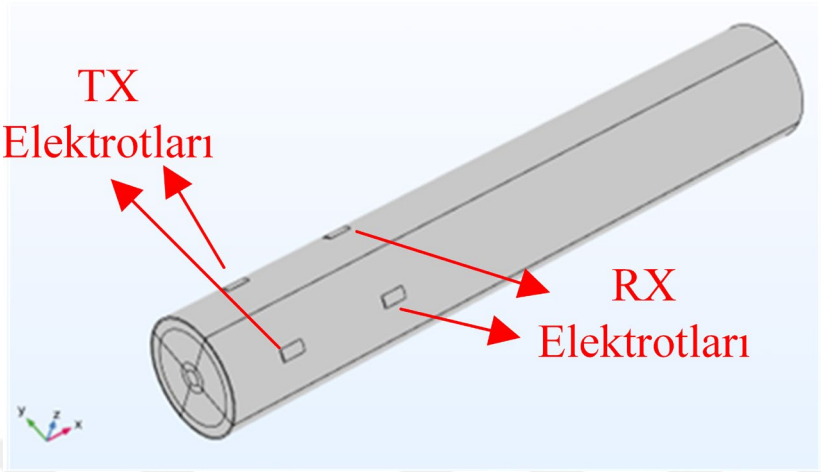
Şekil 3.1. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalının SEY tabanlı benzetim uzayı a) Kol modeli ve elektrot bağlantısı; b) Çok katmanlı kol model kesiti (Ateş ve Özen 2019)

Şekil 3.1'de belirtilen *x* değişkeni, TX ile RX çiftleri arasındaki uzaklıktır. Kol modelinin uzunluğu ve kesit kalınlıkları, literatürdeki benzer çalışmalarda belirtildiği şekilde referans alınmıştır ve Çizelge 3.1'de sunulmuştur. *l* uzunluğu 60 cm'dir. 1 cm × 2 cm boyutlarındaki bakır elektrot çiftlerinin arası 6,3 cm'dir. Dokuların elektriksel özellikleri ise ilgilenilen frekansa bağlı olarak değişmektedir. Bu bağlamda, literatürde bulunan kol modelinin gerçekçi dielektrik özellikleri kullanılmıştır (Andreuccetti vd. 2012).

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

Konum	Doku	Kalınlık (mm)
e-d arası	Deri	1,5
d-c arası	Yağ	8,5
c-b arası	Kas	27,5
b-a arası	Sert Kemik	6
a-O arası	Süngerimsi Kemik	6,5

Comsol Multiphysics ile tasarımı yapılan üç boyutlu problem uzayı, Şekil 3.2'de belirtilmiştir. Burada, çok katmanlı silindirik kol modeli ve elektrotlar gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Üç boyutlu SEY benzetim uzayı

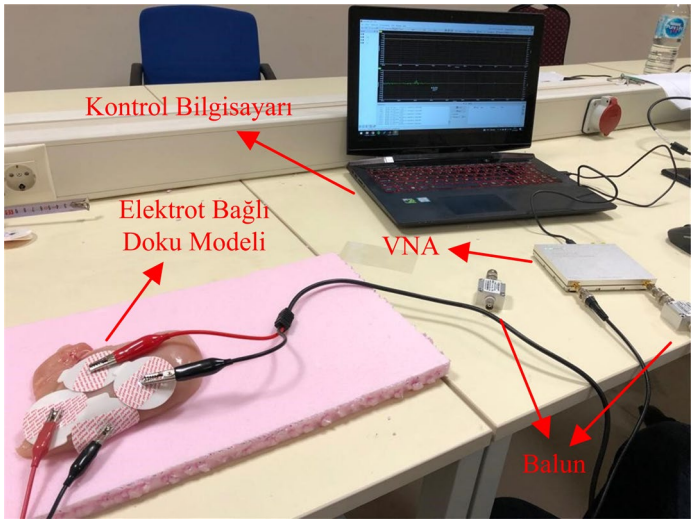
Problem uzayının genel eşitliği, (3.5)'te belirtilmiştir. Bu denklem sayesinde doku üzerindeki elektriksel sinyalin davranışı, SEY tabanlı benzetimlerle incelenmiştir (Vizziello vd. 2024).

$$\nabla.(j\omega\varepsilon_0\varepsilon'\nabla V)+\nabla.(\sigma\nabla V)+\nabla.J_{source}=0 \tag{3.5}$$

Burada, V elektriksel potansiyeli ve J_{source} ise kaynak akım yoğunluğunu belirtir. Problem uzayındaki elektrotların farksal çalışacak şekilde benzetimi yapılmıştır. TX kısmının gerilimi, V_{TX}, 1 V_{pp}'tir. Benzetimler, 0 – 100 MHz arasında tekrarlanmıştır ve dozimetri analizleri de bu benzetimler sonucunda gerçekleştirilmiştir.

3.3. Vektörel Ağ Analizörü Tabanlı Deneysel Ölçüm Sistemi

VNA kullanılarak ele alınan vücut içi haberleşme kanalının deneysel ölçüm sistemi, Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anten ve Mikrodalga Laboratuvarı'nda Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmaları Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından FDK-2022-6051 numaralı proje desteğiyle kurulmuştur. Proje kapsamında, iki tane balun (RF izolasyon trafosu, Mini Circuits FTB-1-6, 10 kHz – 125 MHz) ve bir tane 2 portlu VNA (LibreVNA, 100 kHz – 6 GHz) alınmıştır. Alınan cihazlar ve kurulan deneysel ölçüm sistemi Şekil 3.3'te sunulmuştur. Bilgisayar kontrollü VNA ile daha önceki çalışmalarda belirtildiği gibi ölçümler gerçekleştirilebilir ve sonuçlar matematiksel olarak incelenebilir (Gülmez vd. 2022). Satın alınan cihazların yanında uygun kablo ve konektörler de temin edilmiştir.



Şekil 3.3. VNA tabanlı farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme deneysel ölçüm sistemi

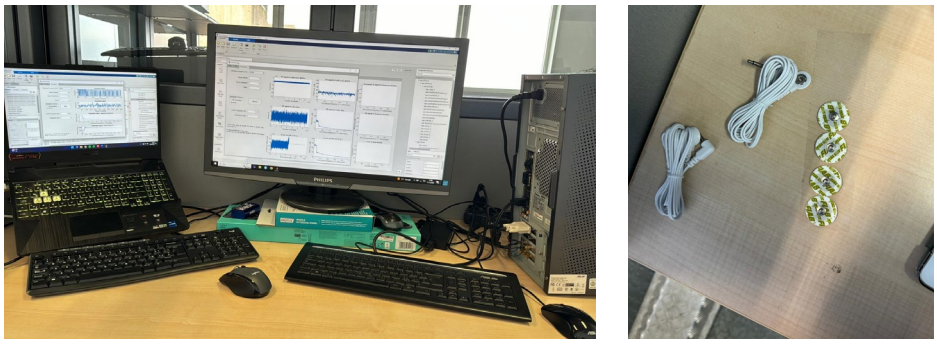
Literatürde, vücut içi haberleşme deneyleri için eşdeğer doku modelleri ve ölü hayvan dokusu kullanılmıştır (Banou vd. 2018; Khorshid vd. 2018). Bunun yanında, tavuk göğsünde yapılan vücut içi haberleşme çalışmaları da bulunmaktadır (Vizziello vd. 2020). Bu tez çalışmasında dielektrik özellikleri insan dokusu gibi davranan tavuk göğsü kullanılmıştır (Vizziello vd. 2024).

Tez kapsamında VNA ile yapılan ölçümler, literatür taraması sonucunda 100 kHz ile 100 MHz frekans bandında gerçekleştirilmiştir. İnsan vücudundan kaydedilen fizyolojik sinyallerin frekansının 10 kHz'in altında olduğu önceki bölümlerde belirtilmiştir. Bu yüzden, vücut içi haberleşmeye engel olmaması adına çalışma frekans bandının alt sınırı güven aralığıyla beraber 100 kHz'dir. Dokuda iletilen sinyal, (2.17)'de gösterildiği şekilde iletkenlik akımı ve deplasman akımı olmak üzere iki bileşene sahiptir. Kuasi-statik yaklaşıma göre dokunun dielektrik özelliklerinin sebep olduğu deplasman akımları ihmal edildiği için iletkenlik akımları ele alınmaktadır (Barchanski vd. 2005). Yüksek frekanslarda ise kapasitif etki, dolayısıyla deplasman akımları artar (Miklavčič vd. 2006). Deplasman akımları, vücudu çevreleyen bölgede sinyal bilgisinin kaybolmasına, olası girişim problemlerine ve bunların sonucunda alıcı elektrotlara kısıtlı sinyalin iletimine sebep olur (Swaminathan vd. 2016). Bu çalışmada, üst frekans olarak 100 MHz seçilmiştir.

3.4. Bilgisayar Ses Kartı Tabanlı Deneysel Ölçüm Sistemi

Çalışmanın bu bölümünde, Vizziello vd. (2020) tarafından önerildiği üzere TX ve RX için iki farklı bilgisayar ses kartı kullanılarak deneysel ölçümler gerçekleştirilmiştir. Test ortamı, Şekil 3.4'te gösterilmektedir. Burada, haberleşme kanalı olarak tavuk göğsü kullanılmıştır. Elektrot olarak 3,5 mm konektörlü tek kanallı (bir sinyal ve bir toprak kanalı) EMG elektrotları kullanılmıştır. Sistem, kısaca şöyle çalışmaktadır: Öncelikle TX'te sinyal üretilir ve ardından BPSK ile modüle edilir. Bunu takiben sinyal örnekleri arttırılır ve ardından SRRC yöntemiyle filtrelenir. Daha sonra filtrelenen sinyal lokal

osilatör ile çarpılarak ses kartının çıkışına gönderilir. Gönderilen sinyal doku modeli üzerinden RX'e iletilir. RX tarafında ikinci bilgisayarın ses kartı sayesinde sinyal kaydedilir. Kaydedilen sinyal demodüle edilir ve tekrar filtrelenir. Elde edilen sinyal ile istenilen parametreler hesaplanır.

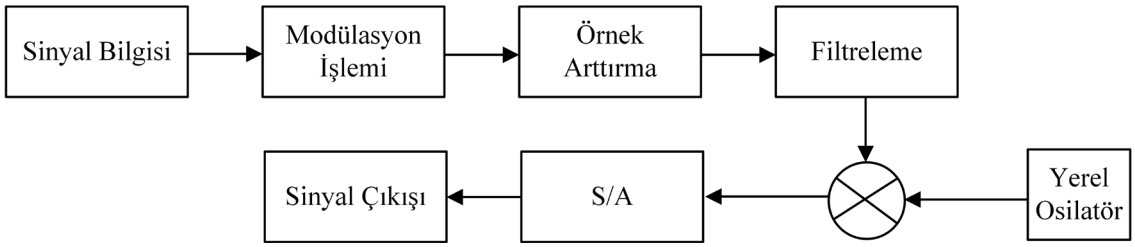


(a) **(b)**

Şekil 3.4. a) Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sistemi; b) Ölçüm elektrotları

Tüm sinyallerin ana dezavantajlarından birisi, frekans bant genişliği içindeki güç yayılımlarını çok iyi kontrol edebilmelerine rağmen, aynı zamanda yüksek miktarda güç göndermeleridir. Bu sayede yan bantlara doğru sinyal yayılımı gerçekleşir. Sinyal spektrumundaki yan huzmeleri azaltmanın pratik bir yolu, literatürde belirtildiği gibi SRRC filtresidir (Yao ve Chien 2005; Hmamou vd. 2021). SRRC filtresinin tasarımında yuvarlama ve gecikme katsayıları önemli parametrelerdir. Yuvarlama katsayısı, bant geçişini etkiler ve belirli bir bant genişliğinin üzerinde ne kadar güç yayıldığını belirtir (Ávila Rodríguez 2011). Gecikme katsayısı ise filtrenin yan loblarının süresini belirtir. Başka bir deyişle, düşük yuvarlama katsayısı haberleşme frekans spektrumunun daha etkili kullanılmasını sağlarken sinyal içi girişimlere de sebep olmaktadır. Bunu engellemek için, gecikme kullanılmaktadır.

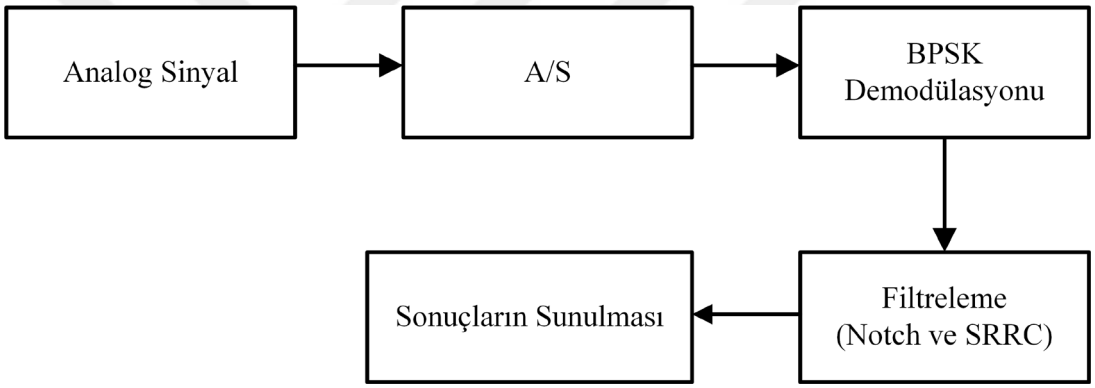
Verici sistemin blok diyagramı Şekil 3.5'te sunulmuştur. Burada, öncelikle PN Sequence üretilmiştir. Ardından modülasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Sonrasında örnek arttırma yapılmıştır. Örneklenen sinyal filtrelendikten sonra yerel osilatör ile çarpılıp sayısal sinyalden analog sinyale dönüştürülmüştür (S/A) ve bilgisayarın ses kartından çıkış sağlanmıştır.



Şekil 3.5. TX'in blok diyagramı

(2.10)'da belirtildiği üzere vücut içi haberleşme kuramında eğer alıcı ve verici sabit ise haberleşme kanalı darbe cevabıyla beraber zaman bağımsız kabul edilir. Bu durumda, doğrusal zaman bağımsız (LTI) sistem teorisi uygulanabilir (Oppenheim ve Schafer 2010). Doğrusal sistem teorisine göre eğer beyaz gürültü sinyali doğrusal sisteme uygulanırsa çıkış sinyali, giriş sinyalinin zamanla gecikmiş hali ile çapraz korelasyon bakımından ilişkilidir (Tomlinson vd. 2015). Bu sayede elde edilen çapraz korelasyon ifadesi, gecikme anındaki darbe cevabı ile orantılıdır. Kablosuz haberleşme gibi doğrusal sistemlerin darbe cevabı, beyaz gürültü kullanılarak değerlendirilebilir. Uygulamada, beyaz gürültü üretimi mümkün olmadığı için davranışı gürültü gibi olan dalga formları kullanılır (Tomlinson vd. 2015). En çok kullanılan dalga formu olarak en fazla uzunluktaki PN Sequence belirtilir.

Alıcı tarafta elektrotlar sayesinde ses kartı tarafından bilgi sinyali kaydedilmiştir. Ardından analogdan sayısal dönüşüm (A/S) gerçekleştirilmiştir. Sayısal sinyal demodüle edilip filtrelenmiştir. Şebeke gürültüsünü engellemek için dizüstü bilgisayar batarya ile çalıştırılmıştır.



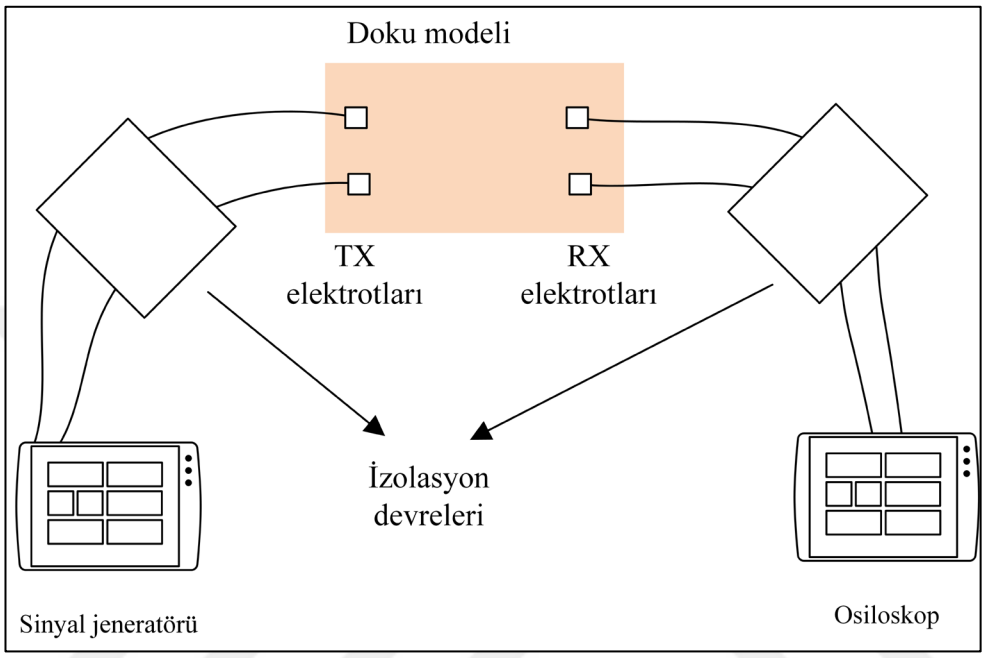
Şekil 3.6. RX'in blok diyagramı

3.5. Haberleşme Kanal Modeli için Deneysel Ölçüm Sistemi

Bu çalışma kapsamında daha geniş frekans bandı analizine yönelik planlanan deneysel sistem, Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Öncelikle bilgisayar tarafından istenilen özelliklerde PN sinyali tanımlanmıştır ve sinyal üretecine yüklenmiştir. Sinyalin örnekleme frekansı 5 MHz olarak ayarlanmıştır ve Nyquist teoremine göre 2,5 MHz'e kadar deneyler gerçekleştirilmiştir. Daha sonra sinyal doku modeli üzerinden iletilmiştir ve haberleşme kanalını analiz etmek için osiloskopla kaydedilmiştir.

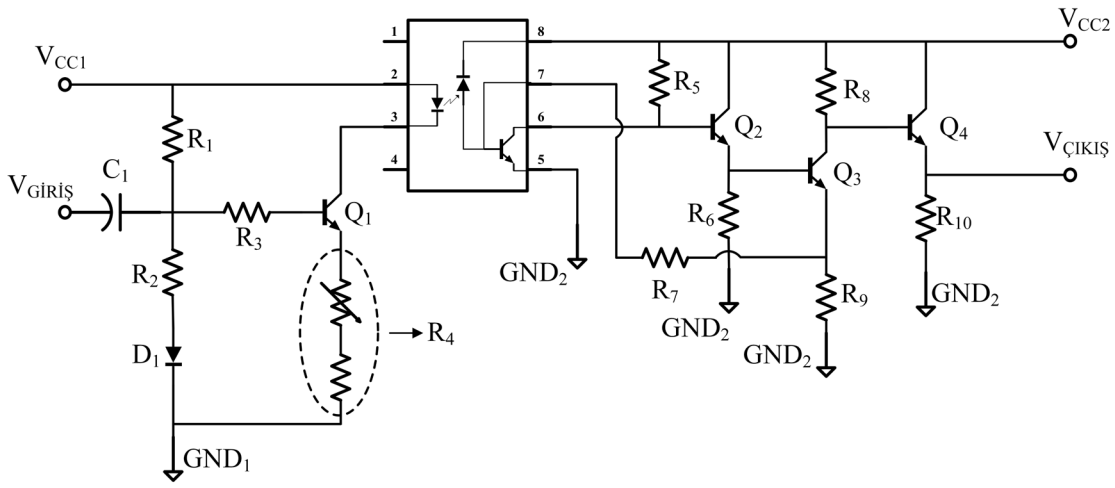
Vücut içi haberleşme kanalı çalışmaları, 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı (Başvuru No: 1059B142201521) desteğiyle Pavia Üniversitesi, İtalya'daki Telecommunications and Remote Sensing Laboratory imkânları sayesinde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmadaki amaç, vücut içi haberleşme yöntemi ile kısmi yüz felcine rehabilitasyon modeli geliştirmektir. Bu kapsamda, yüzün sağlıklı tarafından nöral sinyal kaydedilmesi ve doku üzerinden hasarlı kısma iletimi modellenmiştir. Sinyal iletimi esnasında doku modelinin haberleşme kanal parametreleri incelenmiştir.

Şekil 3.7'deki deneysel ölçüm sisteminde belirtilen sinyal jeneratörü olarak laboratuvarda bulunan sinyal jeneratörü (T3DSO1000-FG, Teledyne, ABD) kullanılmıştır. Bilgisayar ortamında üretilen sinyal, sinyal jeneratörüne yüklenmiştir ve doku modeline uygulanmıştır. Sonuçlar, osiloskop yardımıyla (T3DSO3204, Teledyne, ABD) gözlenmiştir ve incelemek üzere veri seti olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.7. Vücut içi haberleşme kanal modelinin deneysel ölçüm sistemi

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, yeni nesil haberleşme sistemlerinde farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalı incelenmiştir ve günümüz mühendislik problemlerine çözüm önerilmiştir. Bu kapsamda, kısmi yüz felci için çözüm modeli sunulmuştur. Önerilen bu yöntemde, yüzün sağlıklı tarafından kaydedilen nöral sinyaller, haberleşme kanalı görevi gören doku aracılığıyla hasarlı tarafa iletilmiştir. Bu yöntemde elektriksel gürültü, dozimetrik etkiler, çoklu sinyal yayılım kanalları, biyolojik dokunun iletim hattı karakterizasyonu gibi konuların modellenmesi ve analiz edilmesi gerekmektedir. Bu nedenle ortak mod gürültüsünü azaltmak için optokuplör tabanlı bir izolasyon devresi tasarlanmıştır. Optokuplör olarak literatürde vücut içi haberleşme çalışmalarında da kullanılan HCPL-4562 tercih edilmiştir (Maamir vd. 2018). İzolasyon devresi, optokuplörün üretici kataloglarında belirtilen devre elemanlarıyla beraber tasarlanmıştır (HCPL-4562 2017). Söz konusu izolasyon devresinin şeması ve kullanılan devre elemanlar, sırasıyla Şekil 3.8'de ve Çizelge 3.2'de belirtilmiştir.



Şekil 3.8. İzolasyon devresinin şeması

Çizelge 3.2. İzolasyon devresindeki devre elemanlarının değerleri ve açıklamaları

Sembol	Açıklaması	Sembol	Açıklaması
GND_1	Giriş kısmının toprak bağlantısı	R_8	270 Ω direnç
GND_2	Çıkış kısmının toprak bağlantısı	R_9	100 Ω direnç
C_1	47 μF kondansatör	R_{10}	470 Ω direnç
D_1	1N4150 diyot	Q_1	2N3904 NPN transistör
R_1	6.8 kΩ direnç	Q_2	2N3904 NPN transistör
R_2	1 kΩ direnç	Q_3	2N3904 NPN transistör
R_3	100 Ω direnç	Q_4	2N3904 NPN transistör
R_4	51 Ω direnç ve ayarlanabilir direnç	V_{CC1}	12 V_{DC} gerilim
R_5	9.1 kΩ	V_{CC2}	2 V_{DC} gerilim
R_6	1 kΩ	$V_{GİRİŞ}$	Giriş sinyali
R_7	15 kΩ	$V_{ÇIKIŞ}$	Çıkış sinyali

3.6. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmadaki bağımsız değişkenlerden birisi olarak çalışma frekansı belirtilebilir. Araştırma kapsamında dokunun eşdeğer devre elemanları, Shannon kanal kapasitesi, sinyal veri hızı, iletilen güç, dokunun iletim sabiti ve kanal kazancı incelenmiştir. Bu parametreler, tez çalışmasının bağımlı değişkenleri arasında gösterilebilir.

Bu çalışmada literatürde de incelendiği şekilde elde edilen TX ile RX sinyallerinin karşılaştırılması, istatistiksel olarak çapraz korelasyon ile gerçekleştirilmiştir (Tomlinson vd. 2015; Wolling vd. 2021; Vizziello vd. 2022a). Çapraz korelasyon, iki veri seti arasındaki benzerlik derecesinin ölçülebileceği bir yöntemdir. İki zaman serisi veri seti çapraz korele edildiğinde, zamansal benzerlik ölçülür. (3.6)'daki eşitlikte, iki sinyalin zaman düzlemindeki çapraz korelasyonu belirtilmiştir (Rabiner ve Gold 1975).

$$R_{xy}[m] = \lim_{N\to\infty} \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n]y[n-m], \quad -\infty < m < \infty \tag{3.6}$$

Burada N, veri serisinin uzunluğudur. x, birinci veri serisini, y ise ikinci veri serisini belirtir. R_{xy} ise çapraz korelasyon değeridir.

Haberleşme sistemlerinde çapraz korelasyon, sinyaller arasındaki ilişkiyi anlamak ve sistem performansını değerlendirmek için kritik bir öneme sahiptir. Çapraz korelasyon, iki sinyal arasındaki benzerlik derecesini ölçen bir metrik olarak kullanılır ve bu, çeşitli uygulama alanlarında aşağıda belirtildiği şekilde önemli avantajlar sağlar.

- Sinyaller arasındaki eşleşmeyi belirleme konusunda güçlü bir araçtır. Özellikle kablosuz haberleşme sistemlerinde, farklı antenlerden alınan sinyaller arasındaki korelasyon, sinyallerin güçlü bir şekilde ilişkilendirilip ilişkilendirilmediğini belirlemede yardımcı olur (Mikki ve Antar 2015). Bu, haberleşme kalitesi için önemlidir.

- Anten sistemlerinde kullanıldığında, sinyal gücünü artırmak için stratejik bir araçtır. Antenler arasındaki çapraz korelasyon optimize edilerek sinyal güçlendirme ve girişim azaltma hedeflenir (Ashtekar vd. 2021). Bu, özellikle yüksek frekanslı haberleşme ortamlarında daha güvenilir ve etkili haberleşme sağlamak için önemlidir.

- Zaman içinde sinyaller arasındaki dinamik değişiklikleri anlamak için kullanılır. Bu, sinyal bozulmalarının zaman içinde nasıl değiştiğini anlamak ve haberleşme sistemlerini bu değişikliklere uyarlamak için önemlidir. Frekans ve zaman analizi ile çapraz korelasyon, sinyallerin davranışlarını daha iyi anlamak için incelenir (Sharif ve Sha'ameri 2007).

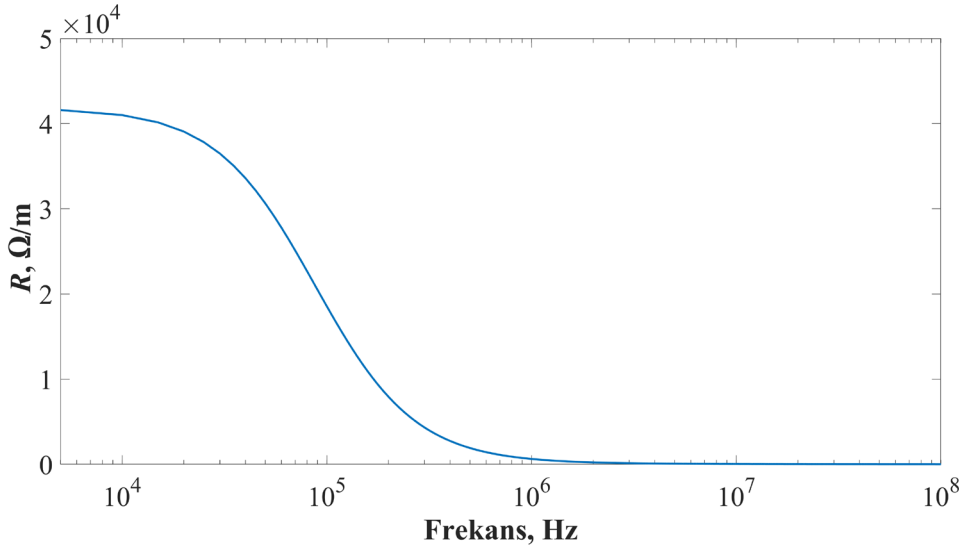
- Çapraz korelasyon, sistem performansını değerlendirmek için önemli bir ölçüdür. Bu, sistem tasarımında ve optimizasyonunda kritik bir rol oynar (Miao vd. 2005; Padois vd. 2019).

4. BULGULAR

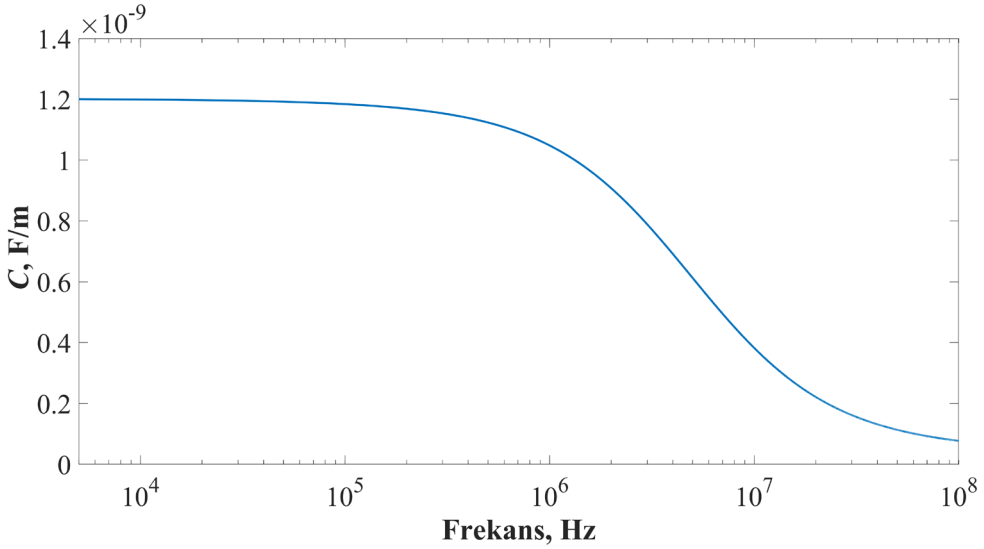
Tez çalışmasının bu bölümünde, haberleşme kanalı olarak insan vücudunun davranışı sunulmuştur. Bu kapsamda, benzetim ve deneysel ölçüm sonuçları belirtilmiştir. Tez çalışması boyunca yapılan deneysel çalışmalar ve elde edilen sonuçlar, bu bölümde incelenmiştir. Araştırmacılar tarafından yapılan daha önceki çalışmalarda ölü tavuk (Ku vd. 2005) ve domuz (Swaminathan vd. 2016) gibi hayvan dokuları, farklı biyomedikal uygulamalar için kullanılmıştır. Literatürde domuz dokusunun dielektrik özellikleri, vücut yüzey alanı, lipit yapısı gibi parametrelerinden dolayı insan dokusuna benzemektedir. Ayrıca tavuk göğsü dokusunun insan kas dokusuna benzer olduğu belirtilmiştir (Vizziello vd. 2024). Bu çalışmadaki vücut içi haberleşme deneylerinde tavuk göğsü kullanılmıştır. Dokuda sinyal iletimi sırasında oluşabilecek dozimetrik etkiler, benzetimler sayesinde bu bölümde sunulmuştur.

4.1. Doku Modelinin Haberleşme Kanal Parametreleri

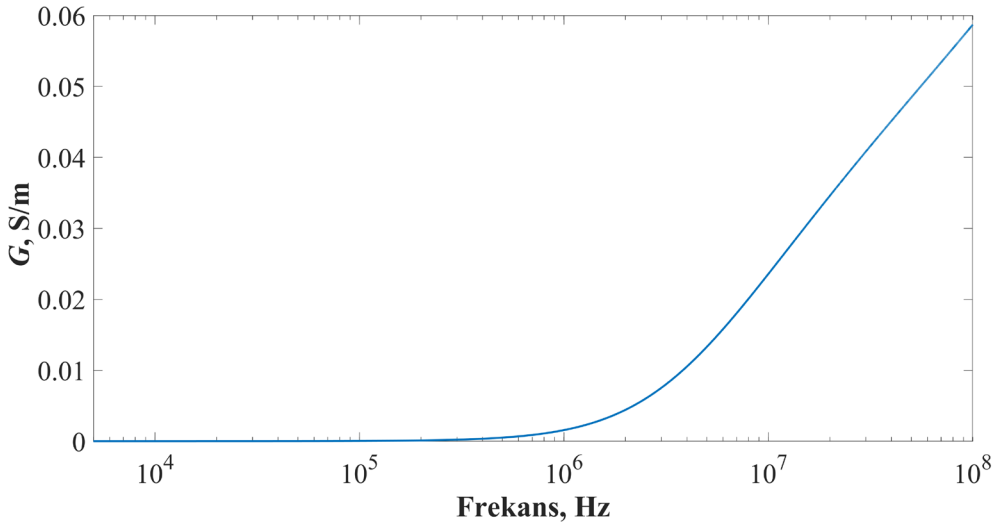
Yapılan çalışmalar, giyilebilir sistemler için vücut içi haberleşmenin çoğunlukla deri dokusu üzerinden gerçekleştiğini göstermektedir (Nikita 2014). Deri dokusunun iletim hattı eşdeğer devre modelinde, dış ve iç katmanlarında sinyal iletimini belirten eşdeğer direnç elemanları, bu iki dirence şönt bağlı epidermisin en üst tabakasındaki keratinli hücrelerle çift tabakalı yağ dokusunu modelleyen kapasitif devre elemanı ve buna paralel bağlı ter bezleri ile hücre membranının iyonik kanalları sayesinde oluşan kondüktans bulunmaktadır (Ateş 2019). İç katmandaki direnç, dış katmanlara kıyasla çok küçük olduğu için ihmal edilir. Bu devre elemanları, (2.4) – (2.6)'da belirtildiği üzere dokunun elektriksel özellikleriyle ilişkilidir. Deri dokusunun devre elemanlarının frekansa bağlı olarak değişimi, Şekil 4.1– 4.3'te sunulmuştur. Burada, rezistif ve kapasitif devre elemanları frekansa bağlı olarak azalmaktayken kondüktans ise artmaktadır. Rezistans yaklaşık 10 kHz'den itibaren, kapasitif devre elemanı yaklaşık 1 MHz'den itibaren yüksek bir eğimle azalmaya başlamıştır ve 100 MHz'de değerleri sırasıyla 17,03 Ω/m ve 0,77 pF/m olarak hesaplanmıştır. Kondüktans ise yaklaşık 1 MHz'den itibaren yüksek bir eğimle artmaya başlamıştır. 100 MHz'de yaklaşık 58,7 mS/m'ye ulaşmıştır.



Şekil 4.1. Rezistans devre elemanının frekansa bağlı değişimi

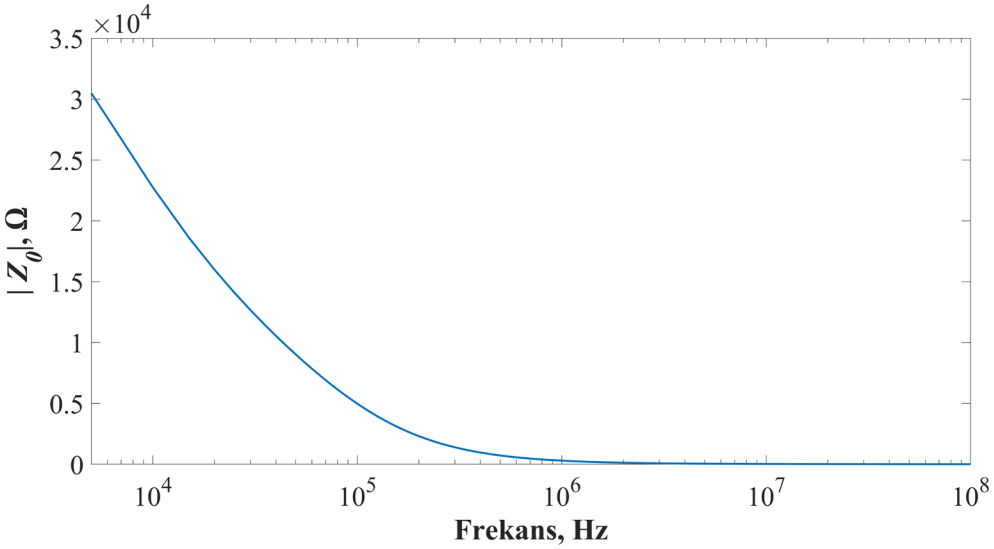


Şekil 4.2. Kapasitif devre elemanının frekansa bağlı değişimi



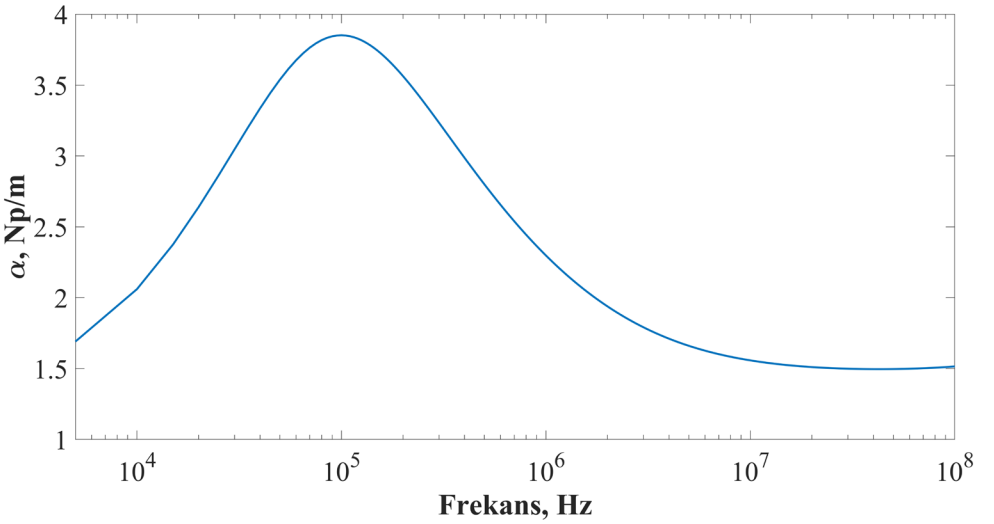
Şekil 4.3. Kondüktans devre elemanının frekansa bağlı değişimi

Eşdeğer devre elemanları sayesinde doku modelinin karakteristik empedansı hesaplanabilir. Daha önceki başlıklarda, 2.1 başlığı, indüktif elemanın ihmâl edildiği belirtilmiştir. Buna göre, deri dokusunun karakteristik empedansı Şekil 4.4'te sunulmuştur. Burada, frekans arttıkça empedansın düştüğü gözlenmiştir. 100 kHz'de 4986 Ω, 1 MHz'de 305 Ω ve 10 MHz'de ise 35,6 Ω olarak hesaplanmıştır. 100 MHz'de yaklaşık 14,96 Ω olarak elde edilmiştir.

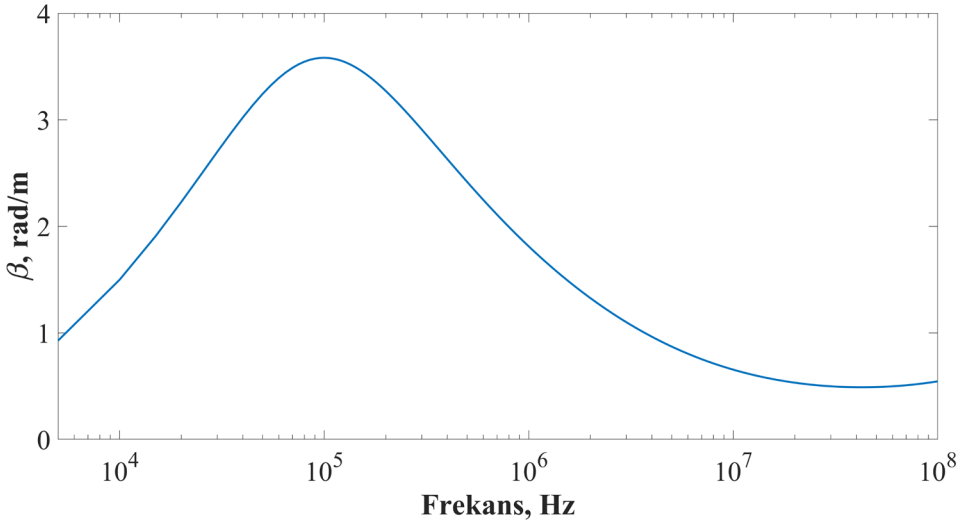


Şekil 4.4. Karakteristik empedansın frekansa bağlı değişimi

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da ise deri dokusunun yayılma sabitinin gerçek ve sanal kısımları gösterilmiştir. Söz konusu değerler, (3.3)'te belirtildiği şekilde farksal bağlaşıma göre hesaplanmıştır. α ve β sabitlerinin 100 kHz'de en yüksek seviyeye ulaştığı gözlenmiştir ve sırasıyla yaklaşık 3,85 Np/m ve 3,58 rad/m hesaplanmıştır. Frekans arttıkça α ve β sabitlerinin düştüğü gözlenmiştir. 100 MHz'de ise α ve β sırasıyla yaklaşık 1,51 Np/m ve 0,54 rad/m olarak elde edilmiştir.

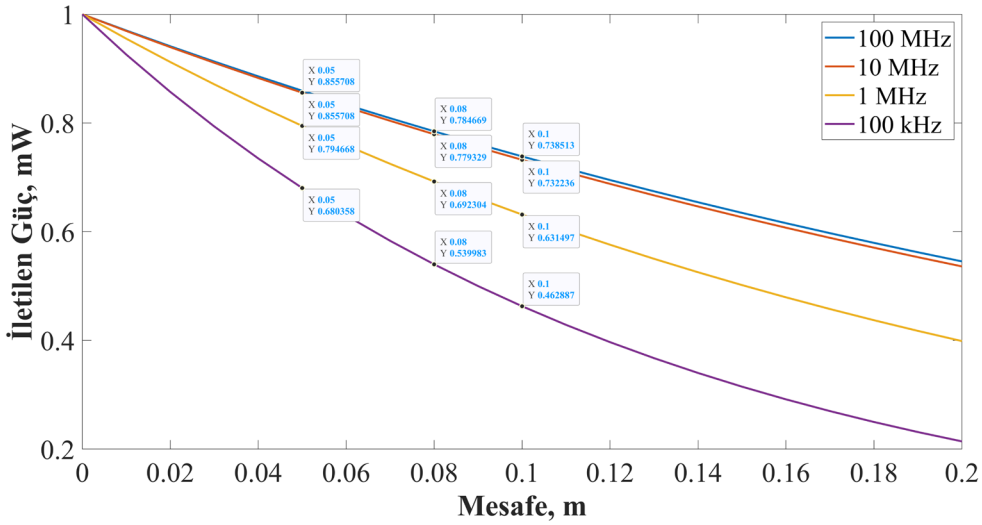


Şekil 4.5. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede deri dokusunun eşdeğer devre modelindeki zayıflama sabitinin frekansa bağlı değişimi



Şekil 4.6. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede deri dokusunun eşdeğer devre modelindeki faz sabitinin frekansa bağlı değişimi

Deri dokusunda iletilen gücün farklı frekanslardaki değişimi, Şekil 4.7'de sunulmuştur. Burada; kaynaktan 5 cm, 8 cm ve 10 cm uzaklıklardaki elektriksel güç değerleri hesaplanmıştır. Hesaplamalar, (3.3) ve (3.4)'te belirtildiği şekilde yapılmıştır. Giriş gücü olarak 1 mW güç değeri referans alınmıştır. Buna göre, frekans arttıkça doku üzerinde iletilen gücün arttığı ve uzaklıkla beraber düştüğü gözlenmiştir. Tüm uzaklıklarda en yüksek güç değeri 100 MHz'de elde edilmiştir. Aynı uzaklıklardaki en düşük güç değeri ise, başka bir deyişle en fazla zayıflama gözlenen senaryo, 100 kHz frekansındaki güç iletiminde elde edilmiştir.

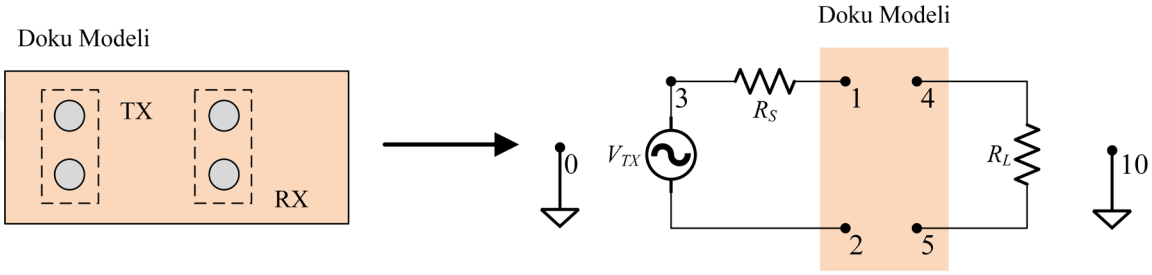


Şekil 4.7. Deri dokusu üzerinde farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modeli için farklı frekanslarda uzaklığa bağlı elektriksel güç değerleri

4.2. Vücut İçi Haberleşme Kanalının Benzetim Sonuçları

SEY benzetimleri için Comsol Multiphysics 6.1 programı kullanılmıştır (Pola 2023; Pola vd. 2023). Benzetimler, AMD Ryzen Threadripper 3990X model işlemcili ve 64 GB 3200 MHz RAM donanıma sahip bilgisayarda gerçekleştirilmiştir. Benzetimlerde, 1.048.504 eleman sayısı elde edilmiştir. Evrensel çözüm, bu elemanların başlangıç ve sınır koşullarına göre çözümlenmesi sayesinde hesaplanmıştır.

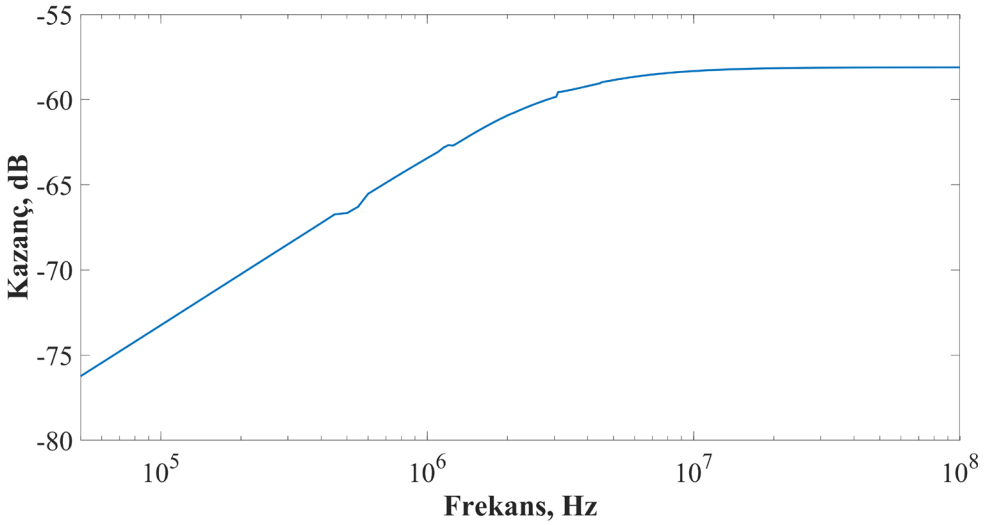
Benzetim programında vücut içi haberleşme problem uzayının eşdeğer devresi tanımlanmıştır. Buna göre, farksal bağlaşımla dokuya bağlanmış TX ve RX elektrot sisteminin eşdeğer devre modeli kullanılmıştır. Bağlantı senaryosunun eşdeğer devre modeli ve devredeki düğümler, Şekil 4.8'de belirtilmiştir.



Şekil 4.8. Doku üzerindeki farksal bağlaşımın eşdeğer devre modeli

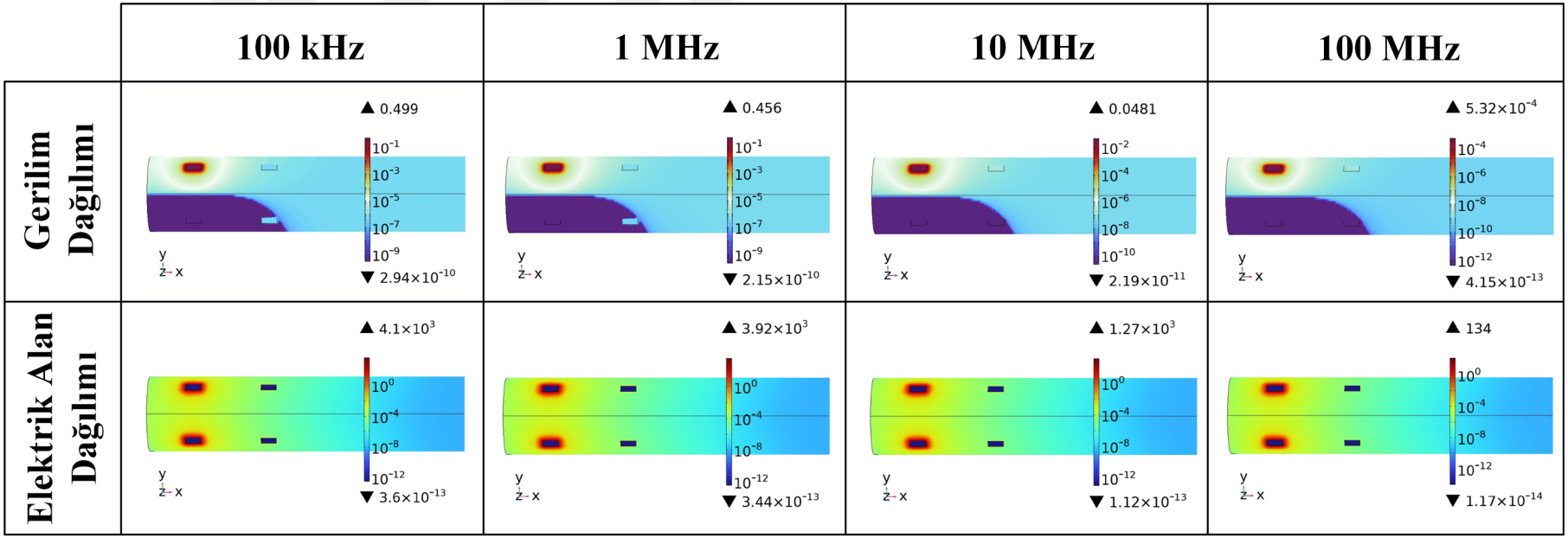
Burada, benzetim uzayının dış kısmı sonsuz eleman düzlemi olarak belirlenmiştir ve elektriksel toprak olarak işaretlenmiştir. Şekil 4.8'de üçüncü ve ikinci düğümler arasındaki V_{TX} gerilimi 1 V_{pp}, üçüncü ve birinci düğümler arasındaki R_s ile dördüncü ve beşinci düğümler arasındaki R_L dirençleri ise 50 Ω'dur. Farksal bağlaşımda elektriksel toprak dokuya bağlı olmasına karşın benzetim programında elektriksel toprağın belirtilmesi gerekmektedir. Sıfırıncı ve onuncu düğümler, elektriksel toprak olarak işaretlenmiştir. Elektrotları modellemede kullanılan bakırın dielektrik sabiti 1 iken elektriksel iletkenliği ise $5{,}998\times10^7$ S/m'dir (Comsol Multiphysics 2022). TX elektrotlarındaki gerilim V_{TX} iken RX elektrotlarının gerilimi ise V_{RX} olarak tanımlanmıştır.

Şekil 4.9'da frekansa bağlı kazanç grafiği, $20\log_{10}(V_{RX}/V_{TX})$ formülü kullanılarak sunulmuştur. İlgilenilen frekans bandında kazancın yaklaşık -76 dB'den -58 dB'ye kadar değiştiği gözlenmiştir. Frekans yükseldikçe doku modelinin haberleşme kanal kazancı artmıştır. Burada, 100 kHz'de yaklaşık -73,25 dB, 1 MHz'de yaklaşık -63,44 dB, 10 MHz'de -58,32 dB ve 100 MHz'de ise yaklaşık -58,1 dB hesaplanmıştır. Düşük frekanslarda ise kanal kazancı daha düşük hesaplanmıştır. 10 kHz'de kanal kazancı yaklaşık -73,22 dB olarak elde edilmiştir.



Şekil 4.9. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede SEY tabanlı benzetimler sonucu elde edilen frekansa bağlı kazanç

Şekil 4.10'da ise farklı frekanslarda doku üzerindeki gerilim ve elektrik alan dağılımı gösterilmiştir. Görsel sunumda kolaylık olması açısından renklendirme işlemi logaritmik eksende gerçekleştirilmiştir. Burada; 100 kHz, 1 MHz, 10 MHz ve 100 MHz için üç boyutlu sonuçlar sunulmuştur. Gerilim dağılımı sonuçları incelendiğinde frekans arttıkça doku modelindeki en yüksek gerilim değeri azalmıştır. En yüksek gerilim dağılımı, TX elektrotlarının sinyal elektrodu çevresinde gözlenmiştir. Pozitif gerilime sahip dağılımın doku modelinde baskın olduğu gözlenmiştir. TX elektrotlarının toprak elektrodunda ve yakınındaki dokularda ise negatif değerli gerilim dağılımları elde edilmiştir. Benzetim uzayında 100 kHz'deki potansiyel dağılımı en yüksek olarak yaklaşık 0,499 V elde edilmişken en düşük olarak -0,499 V hesaplanmıştır. 100 MHz'de ise TX için en yüksek ve en düşük gerilim sırasıyla 0,53 mV ve -0,53 mV'tur. Bu durum, farksal bağlaşımlı sinyal ve toprak elektrotlarındaki gerilim dağılımını açıklamaktadır. RX elektrotları çevresinde gözlenen en yüksek değerdeki gerilim, frekans arttıkça azalmıştır. Dokudaki elektrik alan dağılımı incelendiğinde ise elektrik alanın doğası gereği en yüksek alan indüklenmesi doku modelinin TX elektrotlarına en yakın olduğu bölgelerde gerçekleşmiştir. 100 kHz'de en yüksek yaklaşık olarak 4,1 V/mm elde edilmiştir. 100 MHz'de ise en yüksek elektrik alan değeri 134 V/m olarak hesaplanmıştır. Ayrıca, frekans arttıkça dokuda indüklenen en yüksek genlikteki elektrik alanın azaldığı hesaplanmıştır.



Şekil 4.10. SEY tabanlı benzetimler sonucu doku modelinde elde edilen farklı frekanslardaki gerilim ve elektrik alan dağılımları

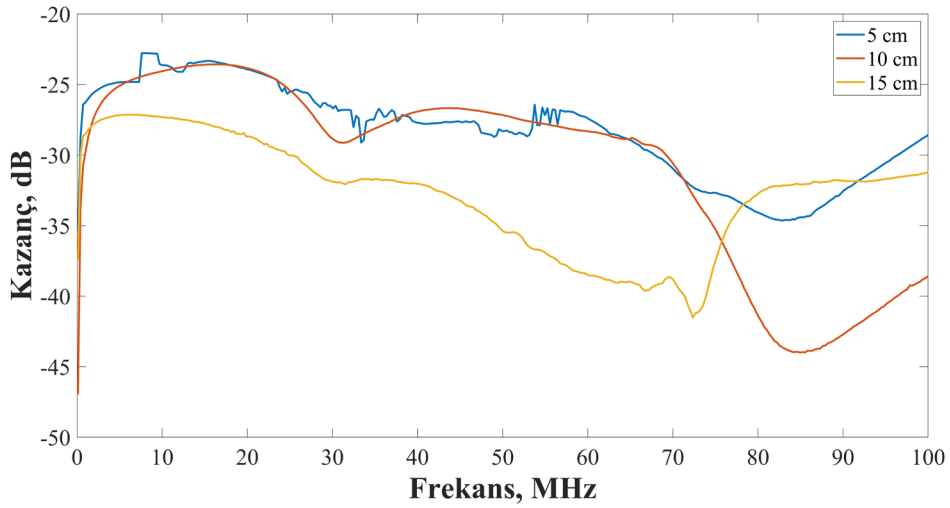
4.3. Deneysel Ölçüm Sonuçları

Bu tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen deneysel ölçümler, üç başlık altında sunulmuştur. Öncelikle, VNA tabanlı gerçekleştirilen ve 100 kHz – 100 MHz frekans bandını kapsayan deneysel ölçümler belirtilmiştir. Burada, izolasyon trafosu kullanımına bağlı olarak bulgular sunulmuştur. Ardından, tez çalışması kapsamında İtalya'da gerçekleştirilen bilgisayar ses kartı temelli çalışmalar ve haberleşme kanal modeli ölçüm sonuçları açıklanmıştır. Deneysel ölçümler, tavuk göğsü kullanılarak yapılmıştır.

4.3.1. Vektörel ağ analizörü tabanlı deneysel ölçüm sonuçları

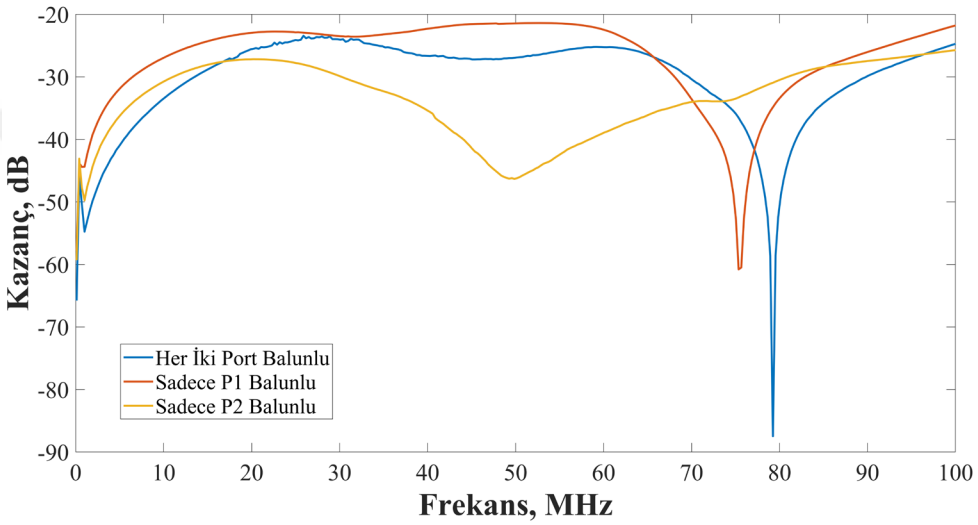
Ölçümler, şebekenin etkisini engellemek için pil destekli bilgisayar sayesinde USB bağlantılı VNA ile yapılmıştır. Ortak mod gürültülerini engellemek için balun kullanılmıştır ve farklı bağlantı konfigürasyonlar sayesinde sonuçlar sunulmuştur. Balunlar ile VNA'nın ortak dönüş yolları izole edilmiştir (Callejón vd. 2012). Literatürde balunun dengeli ucunun ölçüm yapılacak noktaya, dengesiz ucunun ise ölçüm cihazına bağlanacağı belirtilmiştir (Vasić vd. 2016). Ölçümler esnasında VNA, kısa-açık-yük-geçiş (SOLT) yöntemi ile 100 kHz – 150 MHz aralığında kalibre edilmiştir (Ates vd. 2023). Deney sistemi sayesinde S_{21} ölçülmüştür ve literatürde belirtildiği şekilde kazanç olarak değerlendirilmiştir (Moon vd. 2010; Maamir vd. 2021).

Şekil 4.11'de TX ile RX arasındaki farklı uzaklıklara bağlı olarak balunsuz gerçekleştirilen deneysel ölçüm sonuçları sunulmuştur. Burada, yaklaşık 100 kHz ile 75 MHz frekans spektrumu arasında 10 cm ile 15 cm arasında uzaklık arttıkça kazancın düştüğü gözlenmişken aynı ilişki 5 cm elektrotlar arası uzaklık için kurulamamıştır. 5 cm uzaklık için deneysel sonuçlar ile 10 cm uzaklık için gerçekleştirilen ölçümlerle neredeyse benzerlik göstermektedir. Bu durum, yaklaşık 72 MHz'den sonra değişmektedir.



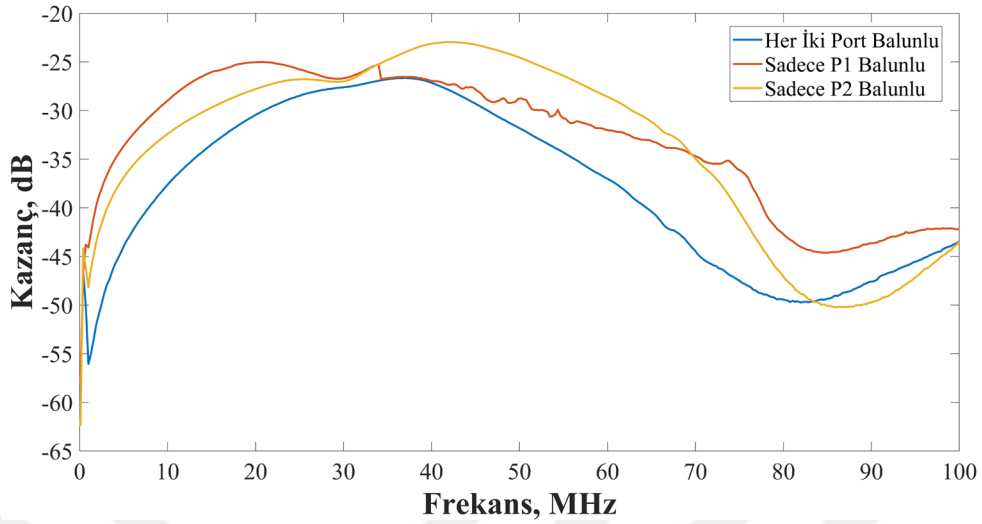
Şekil 4.11. Farklı elektrot uzaklıklarına göre balunsuz ölçüm sonuçları

Şekil 4.12'de TX ile RX elektrot çiftlerinin arasındaki uzaklık 5 cm iken yapılan ölçüm sonuçları sunulmuştur. Ölçüm sonuçlarına göre port kullanımları sayesinde yaklaşık 75 MHz'lik frekans bandında düz bir şekilde kazanç elde edilmiştir. Her iki portun balun ile sonlandırılması sonucunda yaklaşık 80 MHz'de kazanç azalmıştır ve tekrar artmıştır. Başka bir deyişle, kazanç grafiklerine göre elde edilen düzlük değişmektedir. Aynı durum, sadece birinci portun (P1) balun ile sonlandırılmasında ise yaklaşık 75 MHz'de gerçekleşmektedir. Sadece ikinci portun (P2) balun ile sonlandırılması sonucu bu durum yaklaşık 50 MHz'de ortaya çıkmaktadır. Belirtilen frekans bandındaki sonuçlar incelendiğinde, yüksek geçiren bir davranış gözlenmiştir.



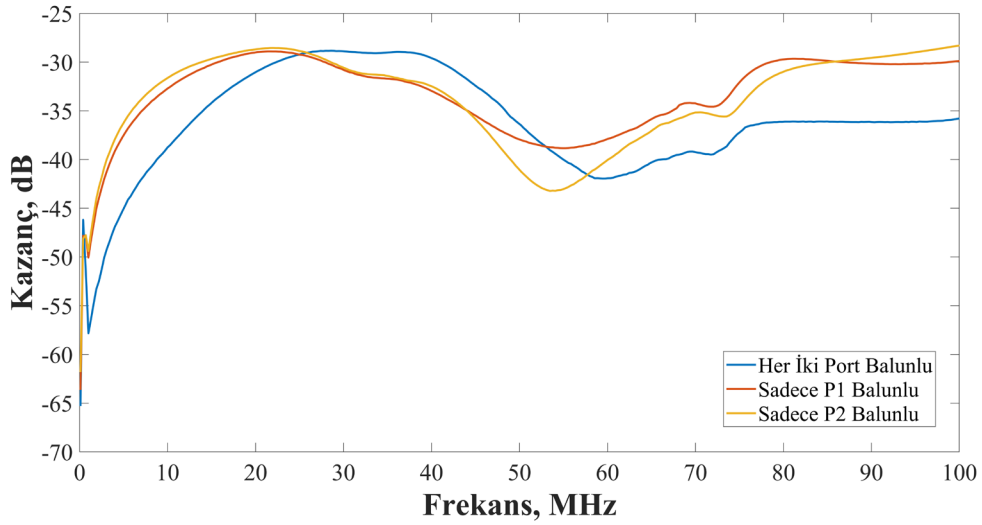
Şekil 4.12. TX ile RX arası 5 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları

Şekil 4.13'te ise TX ile RX elektrot çiftleri arasındaki uzaklığın 10 cm olduğu durumda farklı balun bağlantı konfigürasyonları sonucu elde edilen kazanç sunulmuştur. Haberleşme kanal kazancı, tüm durumlara göre yaklaşık 25 MHz'lik frekans bandında düzlük sergilemektedir. Bunun yanında, balun bağlantılarına göre kazanç sonuçları değişmektedir. Her iki portun balun ile sonlandırılması sonucunda kazanç değeri yaklaşık 40 MHz'den sonra değişmektedir. Aynı durum, P1 ve P2 senaryoları için sırasıyla yaklaşık 32 MHz ve 30 MHz'den sonra değişmektedir. Tüm durumlar için kazanç ifadesi 100 MHz'de yaklaşık olarak -40 dB ile -45 dB arasındadır.



Şekil 4.13. TX ile RX arası 10 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları

Şekil 4.14, TX ile RX arasındaki uzaklığın 15 cm olduğu sonuçları göstermektedir. Burada, her iki portun balun ile sonlandırılmasına göre yaklaşık 15 MHz'lik bir frekans bandında düzlük gözlenmiştir ve yaklaşık 40 MHz'den sonra kazanç ifadesi düşmektedir. 100 MHz'de ise her iki portun balun ile sonlandırılması sonucu kazanç yaklaşık olarak -38 dB olarak ölçülmüşken P1 ve P2 konfigürasyonları için sırasıyla yaklaşık -32 dB ve -30 dB elde edilmiştir.



Şekil 4.14. TX ile RX arası 15 cm uzaklıktayken farklı balun bağlantılarına göre ölçüm sonuçları

4.3.2. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sonuçları

Deney sistemi; verici taraftaki sayısal analiz programı yüklü kontrol ünitesi, verici elektrotlar, doku modeli, alıcı elektrotlar ve alıcı taraftaki sayısal analiz programı yüklü kontrol ünitesinden oluşmaktadır. Elektrotlar, farksal bağlaşımlı haberleşmeyi sağlamak amacıyla doku örneğine bağlanmıştır. Ölçümlerde iki alıcı ve iki verici elektrot kullanılmıştır. Elektrot çiftleri arasındaki mesafe 11 cm'dir. Bilgisayarlar, elektriksel sinyalin üretimi, kaydedilmesi ve işlenmesi için kullanılmıştır. Üretilen sinyal, alıcı ve verici bilgisayarların ses kartı üzerinden gönderilip kaydedilmiştir. Verici tarafta, BPSK modüleli sinyal üretilmiştir ve ses kartı sayesinde kontrolü ve iletimi sağlanmıştır. Şebeke gürültüsünü engellemek için bilgisayarlar pil üzerinden çalıştırılmıştır.

Deneyler, Çizelge 4.1'de belirtilen parametrelere göre gerçekleştirilmiştir. Çizelgede belirtilen değerler ve deneysel ölçüm sistemi için literatürde daha önceden gerçekleştirilen çalışmalar referans alınmıştır (Vizziello vd. 2020).

Çizelge 4.1. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sistemi için tanımlanan parametreler

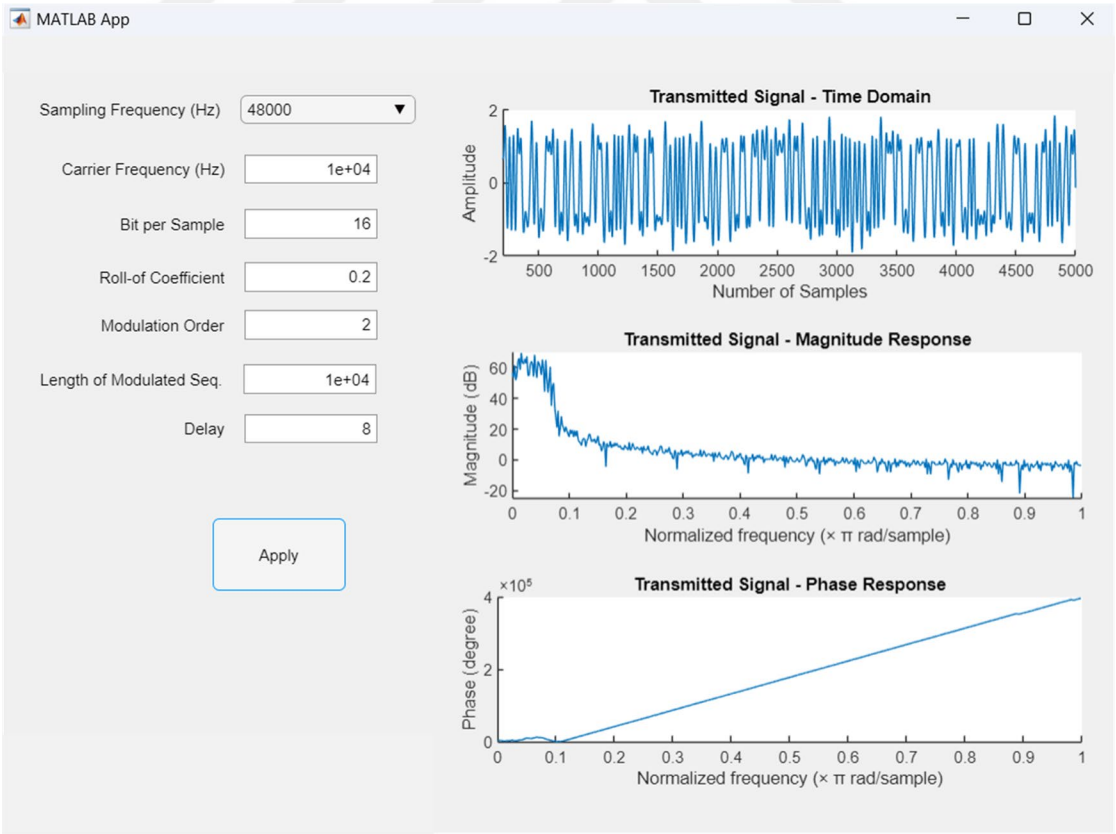
Parametreler	Değerler
Taşıyıcı Frekansı (kHz)	10
Ses Kartının Örnekleme Frekansı (kHz)	48
Örnek başına bit	16
Örnekleme Zamanı (ms)	0,66
SRRC filtresinin yuvarlama katsayısı	0,2
SRRC filtresinin gecikme katsayısı	8
Sinyal örnek sayısı	10.000

Bilgisayar ses kartı tabanlı inceleme için (3.2)'ye göre tasarım gerçekleştirilirse, f_c = 10 kHz, f_s = 48 kHz, örnek arttırma oranı (*ÖA*) 16 ve filtrenin yuvarlama katsayısı (*rolloff*) 0,2 olarak kabul edilmiştir. Bu sayede taşıyıcı sinyal ile veri hızı arasında ilişki kurulabilir. Bu ilişki, (4.1)'de belirtilmiştir.

$$
\begin{aligned}
&R_{symrate} = \frac{f_{Nyq}}{\ddot{O}A} = \frac{24\ kHz}{16} = 1,5\ kHz \\
&BG = R_{symrate}(1 + rolloff) = 1,5\ kHz(1,2) = 1,8\ kHz \\
&Veri\ Hızı = R_{symrate}(\log_2 M) = 1512\ bps
\end{aligned}
\tag{4.1}
$$

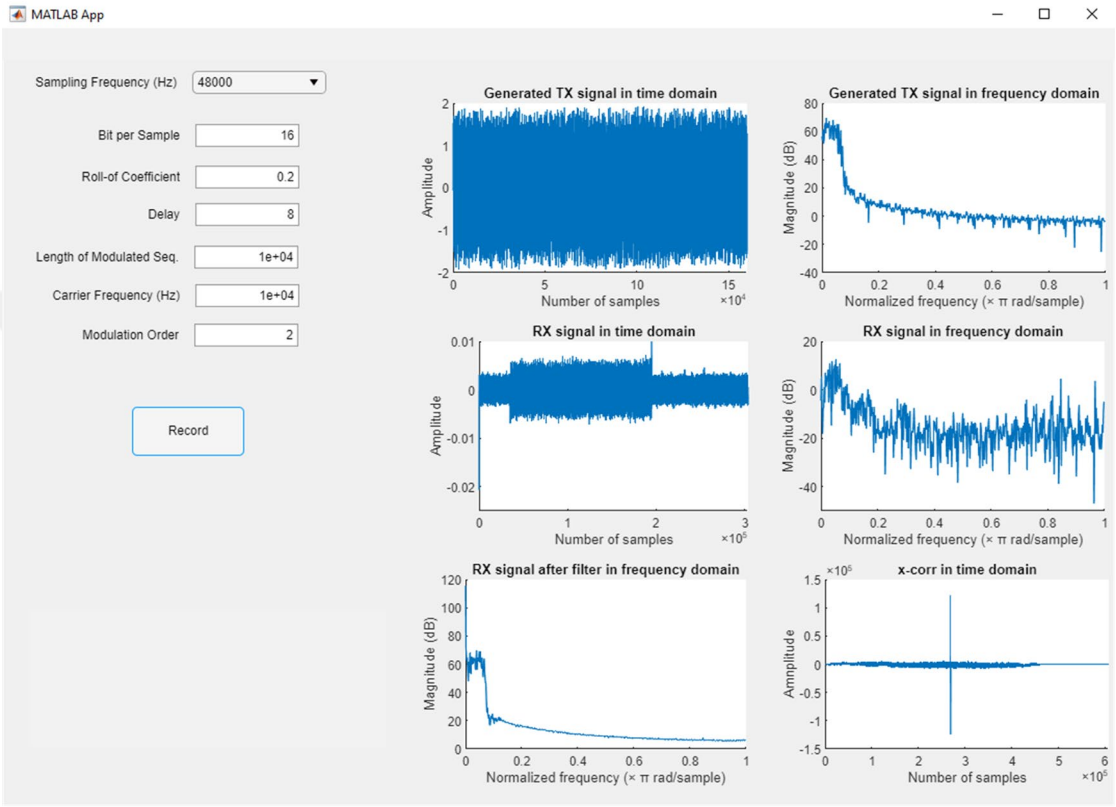
Burada, $R_{symrate}$ sembol oranı olarak belirtilir. f_{Nyq} ise örnekleme frekansının Nyquist kriterini sağlaması için yarısını açıklar. *BG* ifadesi bant genişliğine karşılık gelmektedir ve 1,8 kHz olarak hesaplanır. Böylece (3.2)'deki koşul sağlanmış olur. BPSK modüleli bir sinyalin *Veri Hızı*'nı hesaplamak için yukarıdaki eşitliğin son satırındaki parantez içinde bulunan logaritmik ifade 1 olarak tanımlanır. Çünkü BPSK'nın modülasyon mertebesi, *M*, 2'dir (Proakis ve Salehi 2008). (4.1)'de belirtilen işlemler sonucunda *Veri Hızı* 1512 bps olarak elde edilmiş olur. Elde edilen veriler ışığında haberleşme kanal kapasitesini bulmak için (3.1)'deki Shannon denklemi uygulandığında yaklaşık 51 kbps hesaplanmış olur. (3.1)'e göre SNR değeri ise yaklaşık 15,34 dB olarak elde edilir.

Hem TX hem de RX için geliştirilen grafik kullanıcı arayüzleri (GKA) sırasıyla Şekil 4.15'te ve Şekil 4.16'da sunulmuştur. Bu arayüzdeki örnekleme frekansı, sayısal sinyalden analog sinyale ve tersi için gereken dönüşümdeki örneklemeyi belirtir. Ölçümler sırasında sinyal 48 kHz frekansında ve 16 bit değerinde kaydedilmiştir. GKA'da bilgisayarın ses kartına göre 192 kHz'e kadar kayıt işlemleri yapılabilmektedir. Geliştirilen program sayesinde yuvarlama ve gecikme katsayıları ile örnek başına bit gibi filtre parametreleri kullanıcı tarafından tanımlanabilmektedir. Ayrıca, modülasyon mertebesi ve taşıyıcı frekansı da kullanıcı tarafından tanımlanabilmektedir. Modülasyon yöntemi olarak BPSK seçilmiştir.



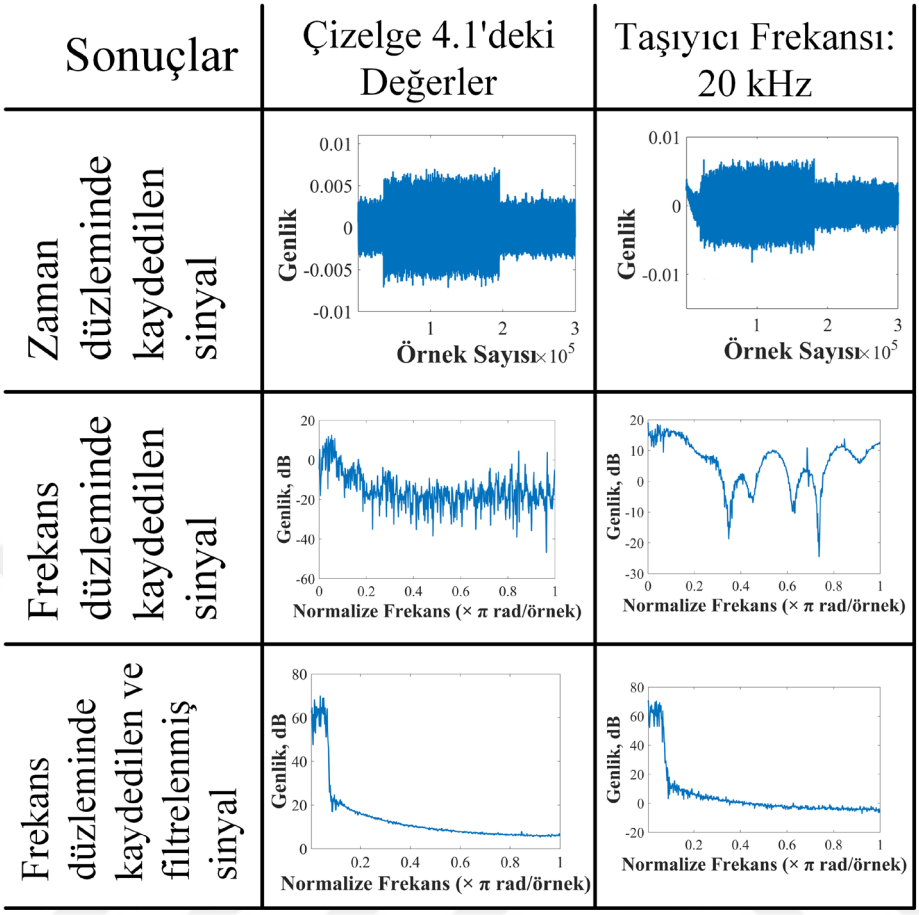
Şekil 4.15. Bilgisayar ses kartı tabanlı ölçümler için geliştirilen TX GKA'sının ekran görüntüsü

RX tarafında sinyal kayıt işlemi, TX sinyalinin uygulanmasıyla beraber başlatılmaktadır ve güven aralığıyla beraber 3 saniye daha fazla olarak gerçekleştirilmektedir. Bu sayede RX tarafında bilgi sinyalinin kaydı gerçekleştirilmiş olur. Sonuçları incelemek için sinyalin hem zaman hem de frekans alanındaki filtrelenmiş ve filtrelenmemiş grafikleri elde edilmektedir.



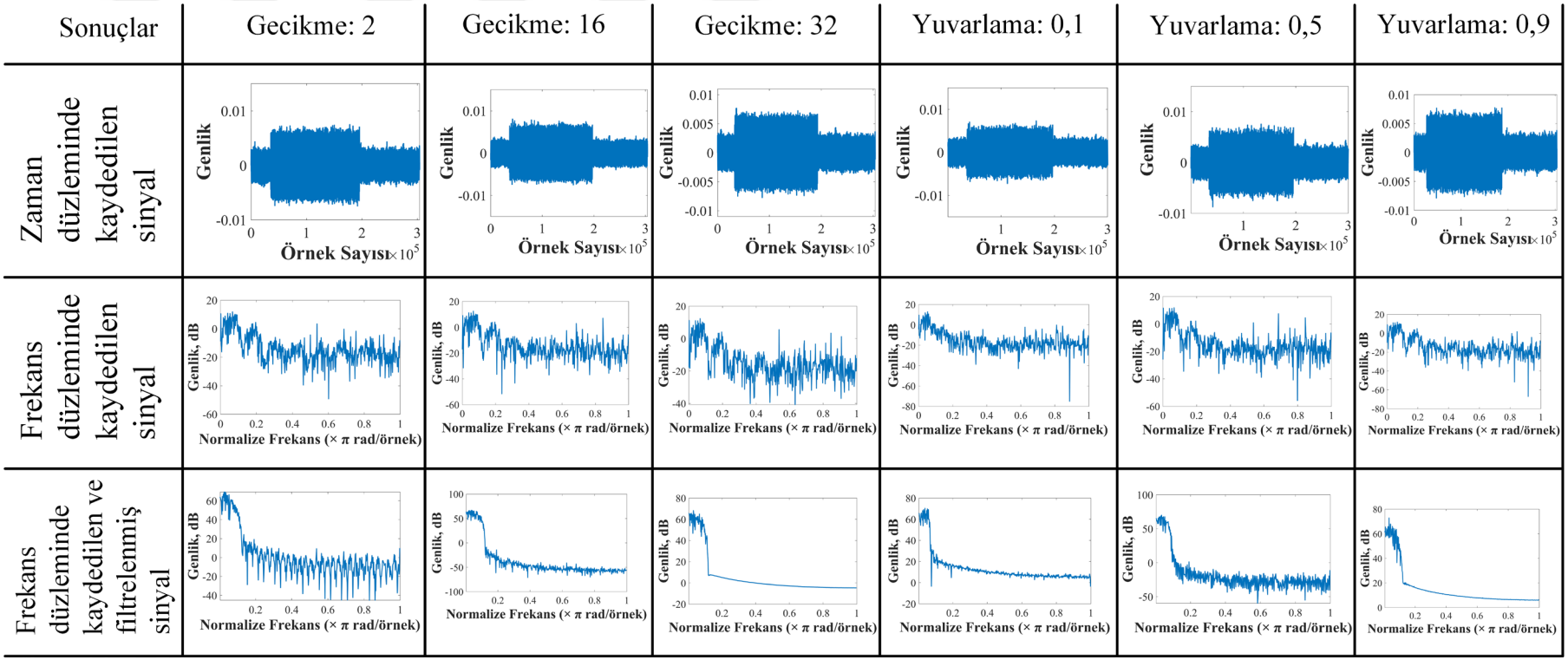
Şekil 4.16. Bilgisayar ses kartı tabanlı ölçümler için geliştirilen RX GKA'sının ekran görüntüsü

Şekil 4.17'de vücut içi haberleşme kanalının modellenmesi için bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçüm sonuçları bulunmaktadır. Burada, Çizelge 4.1'deki değerler ışığında farklı modülasyon taşıyıcı frekansları karşılaştırılmıştır. 10 kHz ve 20 kHz taşıyıcı frekansı için elde edilen sonuçlara göre zaman düzleminde ve frekans düzleminde sinyaller sunulmaktadır. Taşıyıcı frekansın artması sayesinde kaydedilen sinyalin frekans düzlemindeki filtresiz ve filtreli sonuçları değişmiştir. Filtresiz sonuçlara göre bozulmalar azalmaktadır. Ayrıca, taşıyıcı sinyalin frekansının artması sonucu kaydedilen sinyalin zaman düzleminde ilk kısımda bozulmalar saptanmıştır.



Şekil 4.17. Vücut içi haberleşme kanalının bilgisayar ses kartı tabanlı deney sistemiyle farklı taşıyıcı frekanslarındaki ölçüm sonuçları

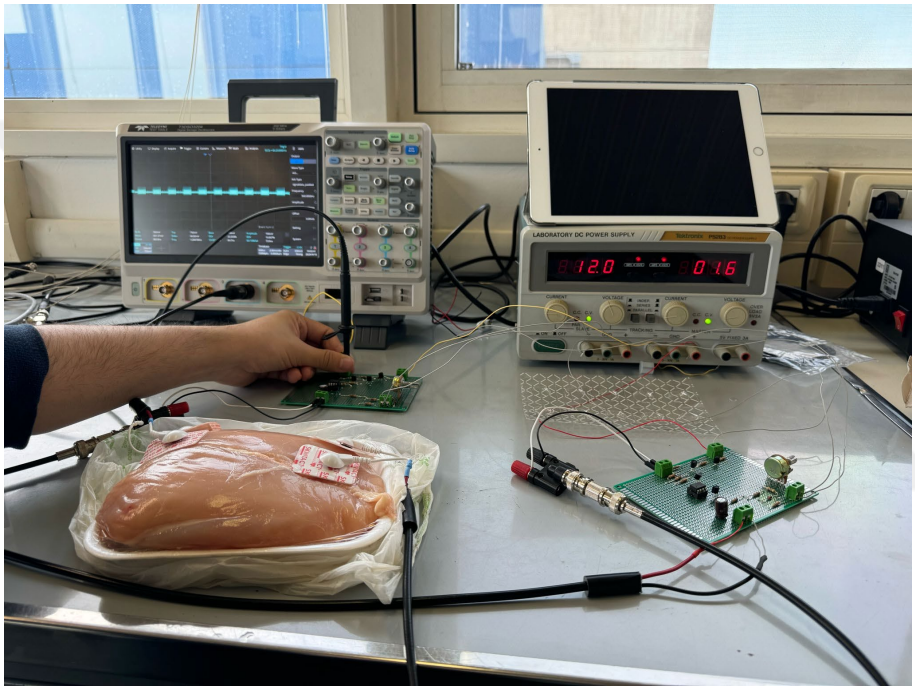
Şekil 4.18'de farklı filtre parametrelerine bağlı olarak tekrarlı kaydedilmiş sinyaller sunulmaktadır. Burada, taşıyıcı frekansı 10 kHz'de sabit tutularak gecikme ve yuvarlama katsayılarının etkileri incelenmiştir. Referans ölçümler olarak Şekil 4.17'de belirtilen ve Çizelge 4.1'deki değerler sonucu gerçekleştirilen ölçümler belirtilebilir. Şekilde belirtilen veriler, RX tarafında kaydedilen sinyalin demodüle edildikten sonra elde edilen sonuçları göstermektedir. Gecikme katsayısının artıp azalması, kaydedilen sinyalin zaman düzlemindeki genliğini etkilemektedir. Bunun yanında, frekans düzlemindeki filtrelenmiş sinyalde bozulmaların azalmasına sebep olmuştur. Gecikme katsayısının düşmesi, frekans düzlemindeki filtrelenmiş sinyalde daha fazla bozulmaya sebep olmuştur. Gecikme katsayısının 8'den daha yüksek değer alması sonucu frekans düzleminde sunulan ve filtrelenen sinyalin daha az bozulmasına sebep olmaktadır. Yuvarlama katsayısının değişmesi sayesinde sinyalin frekans düzlemindeki davranışı değişmektedir. Frekans düzlemindeki sonuçlara göre yuvarlama katsayısının 0,2'den 0,1'e düşmesi sonucu filtrelenmiş sinyaldeki bozulmaların arttığı gözlenmişken 0,9'a yükselmesi sonucunda ise azaldığı belirlenmiştir.



Şekil 4.18. Vücut içi haberleşme kanalının farklı parametrelere bağlı ses kartı temelli deneysel ölçüm sonuçları

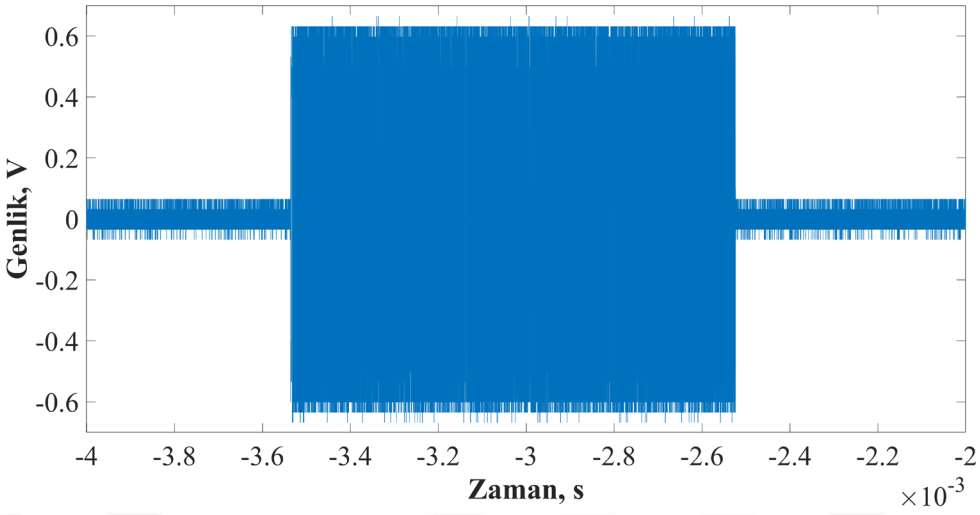
4.3.3. Haberleşme kanal modelinin deneysel ölçüm sonuçları

Deneysel ölçüm sistemi Şekil 4.19'da gösterilmiştir. Tez çalışması kapsamında ele alınan TX sinyali, deney sisteminin sınırlamaları nedeniyle $m = 13$ mertebesine sahip PN dizisi olarak modellenmiştir. Doğru kanal sondalama için TX sinyalinin önüne ve arkasına sıfır dizisi tanımlanmıştır. Bilgisayar ortamında üretilen PN dizisi, 5 MHz ile örneklendikten sonra sinyal jeneratörüne yüklenmiştir ve TX izolasyon devresinin giriş kısmına uygulanmıştır. Sinyal, TX izolasyon devresinin çıkışından EKG elektrotlarıyla tavuk göğsüne uygulanmıştır. Sinyalin genliği, 1 V_{pp} olarak ayarlanmıştır. Oda koşullarında 120'den fazla ölçüm gerçekleştirilmiştir.



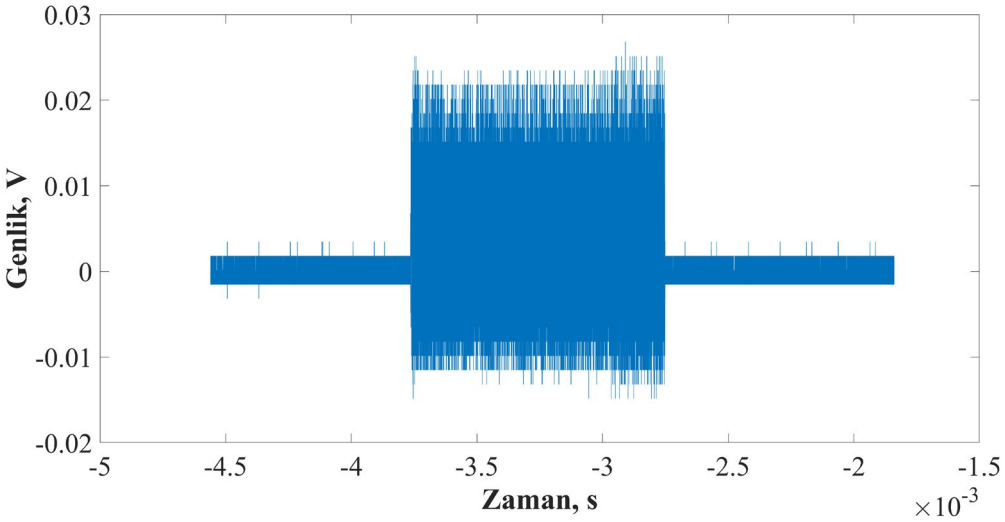
Şekil 4.19. Haberleşme kanal modeli için deneysel ölçüm sistemi

TX izolasyon devresinin girişinde osiloskop yardımıyla ölçülen sinyal, Şekil 4.20'de gösterilmiştir. Burada, zamana bağlı gerilim değişimi gösterilmiştir. Belirtilen TX sinyali, elektriksel gürültüye sahiptir. Ölçümler esnasında TX ve RX, sinyal treni olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyaller, kesik sinyaller olarak ele alınmıştır ve incelemeler buna göre gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.20. Osiloskopla ölçülen TX tarafındaki zamana bağlı giriş sinyali

Alıcı kısmında ise EKG elektrotlarıyla PN sinyali algılanmıştır ve RX izolasyon devresinin giriş kısmına iletilmiştir. İletilen sinyal, RX izolasyon devresinin çıkış kısmında saniyede 125.000.000 örnek kaydeden osiloskop yardımıyla ölçülmüştür ve .csv formatında kaydedilerek bilgisayarda sayısal analiz programları sayesinde incelenmiştir. Ölçümler sonucunda çıkış sinyalinin genliği yaklaşık olarak 0,02 V_{pp} olarak kaydedilmiştir.



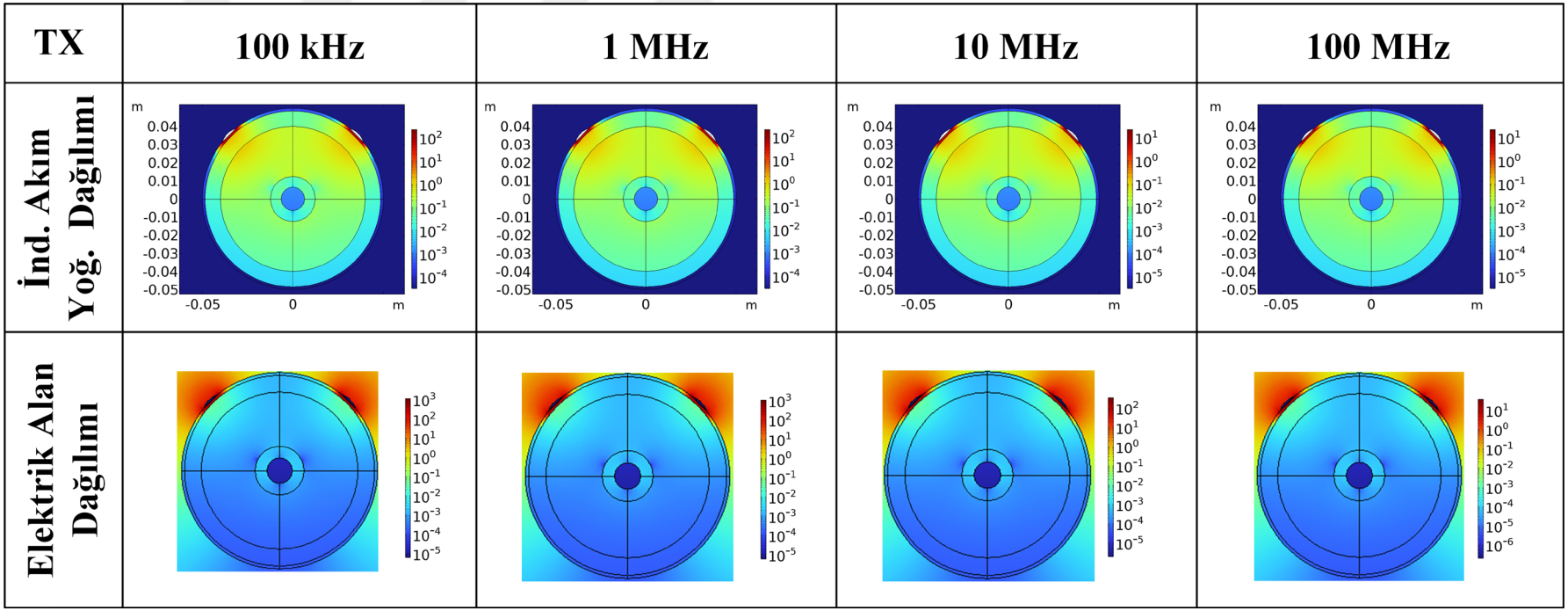
Şekil 4.21. Osiloskopla ölçülen RX tarafındaki zamana bağlı çıkış sinyali

4.4. Vücut İçi Haberleşmede Elektromanyetik Dozimetri Değerlendirmesi

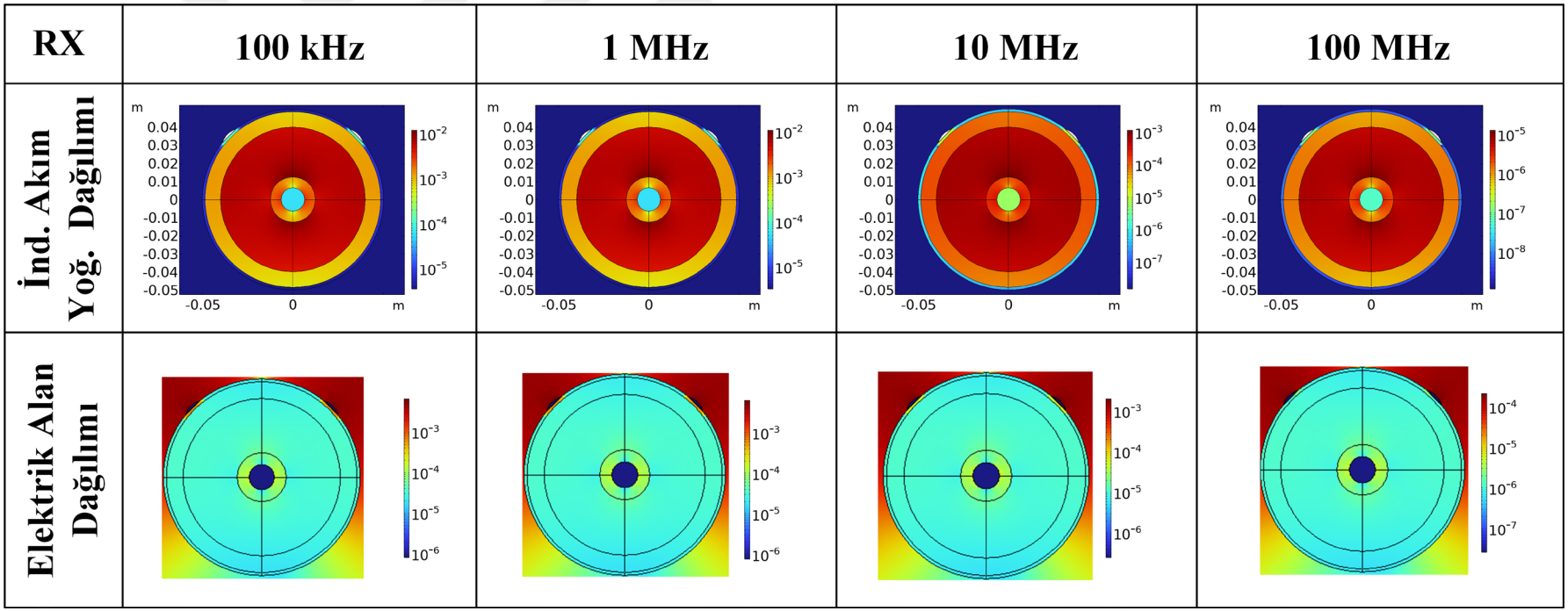
Vücut içi haberleşmenin dozimetrik etkilerini incelemek için SEY temelli benzetimler ele alınmıştır. "2.5. Vücut İçi Haberleşmede Elektromanyetik Dozimetri" başlığı altında elektromanyetik dozimetri kavramı detaylı bir şekilde açıklanmıştır. Bu çalışmada, TX ve RX elektrotlarından kaynaklı dokuda indüklenen elektrik alan ve akım yoğunlukları değerlendirilmiştir. Benzetimler, 4.2 başlığında belirtilen benzetim uzayında gerçekleştirilmiştir.

Benzetim sonuçları, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te sunulmuştur. Şekil 4.22'de TX elektrotları çevresindeki dokularda indüklenen akım yoğunluğu (mA/m^2) ve elektrik alanı (V/m) belirtilmişken Şekil 4.23'te ise RX elektrotları çevresindeki katmanlı dokuda indüklenen akım yoğunluğu ve elektrik alan dağılımı sunulmuştur. Sonuçlar, farklı frekans değerlerine göre belirtilmiştir. Buna göre, elektrik alanın elektrotlardan dokuya ve boş uzaya doğru yayıldığı belirlenmişken akım yoğunluğunun ise sadece dokuda indüklendiği gözlenmiştir. Şekil 4.22'deki sonuçlara göre, elektrik alanın elektrotlara yakın noktalarda daha yüksek değerlere sahip olması nedeniyle indüklenen akım yoğunluğu daha yüksek hesaplanmıştır. Ayrıca, frekans arttıkça dokuda indüklenen elektrik alan ve akım yoğunluğunun azaldığı belirlenmiştir. Dıştan içeri doğru dokular incelendiğinde tüm frekanslarda deri dokusunda daha yüksek elektrik alan ve akım yoğunluğu indüklenmiştir. Yağ tabakasının elektriksel özellikleri nedeniyle elektrotlara yakın bölgelerde daha yüksek indüklenme hesaplanmasına rağmen genel olarak kas dokusunda yağ dokusuna göre daha fazla akım yoğunluğu ve elektrik alan indüklenmiştir. Sert kemik ve süngerimsi kemiklerde ise hem konum hem de elektriksel özellikler itibariyle en az seviyede elektrik alan indüklenmiştir. Süngerimsi kemikte sert kemiğe kıyasla daha az elektrik alan ve akım yoğunluğu indüklenmiştir. Şekil 4.23'teki sonuçlar incelendiğinde ise dokunun elektriksel özelliklerinden dolayı dokuda akım yoğunluğu indüklenmiştir. Bu akım yoğunluğuna TX kaynak elektrotlarının sebep olduğu unutulmamalıdır. En yüksek akım yoğunluğu, tüm frekanslarda deri dokusunda indüklenmişken en düşük ise süngerimsi kemikte gözlenmiştir. RX elektrotları tarafında gözlenen indüklenen elektrik alan dağılımı ise özellikle deri dokusunda daha fazla oluşmuştur. Sonuçlar incelendiğinde, frekans arttıkça en yüksek değerli indüklenen alan değerlerinin azaldığı belirlenmiştir. Haberleşme kanal modelinde en yüksek akım yoğunluğu, deri dokusunda 100 kHz için 1,06 A/m^2, 1 MHz için 0,97 A/m^2 ve 10 MHz için 0,1 mA/m^2 olarak elde edilmiştir. Dokuda indüklenen en yüksek değerli elektrik alan ise 100 kHz'de 5,33 V/mm, 1 MHz'de 5,1 V/mm ve 10 MHz frekansında 1,66 V/mm olarak hesaplanmıştır.

Deri dokusunda indüklenen *ÖSO*'yu incelemek için ICNIRP standartlarında belirtildiği şekilde 10 gr ortalama doku modeli referans alınmıştır ve incelemeler buna göre gerçekleştirilmiştir (ICNIRP 2020). Benzetim sonuçlarına göre 10 MHz'de 0,78 nW/kg ve 100 MHz'de 1,9 nW/kg elde edilmiştir.



Şekil 4.22. TX elektrotlarından kaynaklı dokudaki indüklenen akım yoğunluğu (mA/m^2) ve elektrik alan (V/m) dağılımı benzetim sonuçları



Şekil 4.23. RX elektrotlarından kaynaklı dokudaki indüklenen akım yoğunluğu (mA/m^2) ve elektrik alan (V/m) dağılımı benzetim sonuçları

5. TARTIŞMA

Yeni nesil bireyselleşmiş sistemlerin günlük hayatta kullanımının ve buna bağlı olarak veri boyutlarının gün geçtikçe artması, veri haberleşmesi ve telekomünikasyon mühendisliği konularını yakından ilgilendirmektedir. İncelenen çözümler, problemlerin doğası gereği disiplinler arası çalışmalar sayesinde gerçekleştirilmektedir. Bu sayede geliştirilen teknolojiler, günlük hayatta karşımıza çıkmaktadır. Özellikle COVID-19 pandemisinden sonra vücut alan ağları kavramı önemli bir konuma gelmiştir. Bu tez çalışmasının amacı, vücut alan ağları yöntemlerinden olan farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalının yeni nesil haberleşme sistemlerine uygulamalarını ele almaktır. Bu kapsamda teorik ve deneysel incelemeler, 100 MHz'e kadar olan frekans bandı için gerçekleştirilmiştir. İncelenen bu yöntem sayesinde yüz felcine olası bir rehabilitasyon yöntemi ele alınmıştır. Ayrıca, iyonize olmayan dozimetri analizleri sayesinde insan dokusundaki olası etkileri incelenmiştir.

Bu tez çalışması kapsamında aşağıda belirtilen araştırma sorularının cevapları elde edilmiştir:

- Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmenin yeni nesil sistemlere uygulanabilirliği incelenmiştir. Güncel tekniklere göre sinyalin doku modelinde iletimi araştırılmıştır.
- Haberleşme kanal parametrelerinin ele alınması sonucu ileride geliştirilmesi planlanan yeni nesil teknolojilerin veri haberleşmesi isterlerine yönelik çalışmalar yapılmıştır.
- Bu yöntemin biyomedikal mühendisliği problemleri arasında bulunan yüz felci rehabilitasyonuna uygulanabilirliği ele alınmıştır.
- Bunun yanında, olası dozimetrik etkilerini incelemek için sayısal benzetimler gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, uluslararası standartlar ışığında tartışılmıştır.

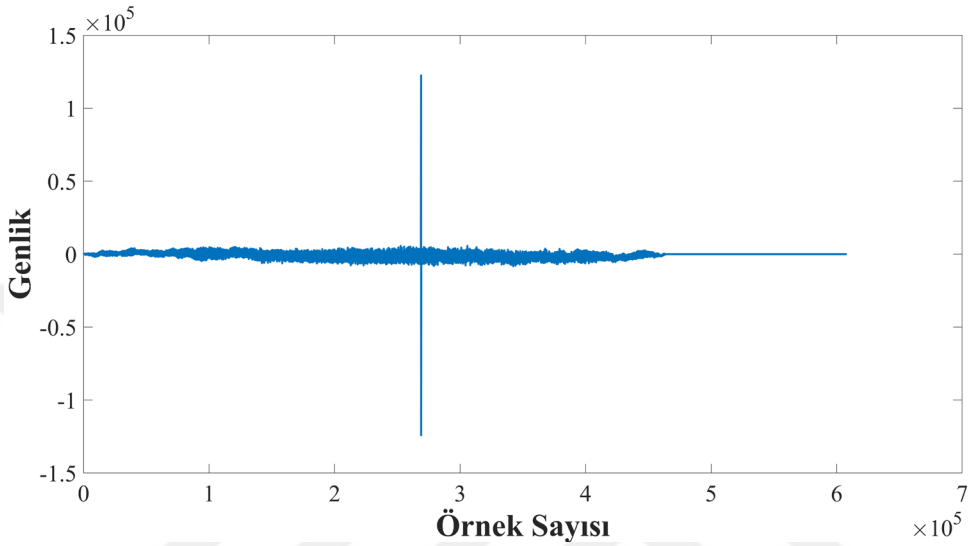
Deri dokusunun vücut içi haberleşme kanal parametreleri, analitik olarak Şekil 4.1 – 4.7'de ve (4.1)'de sunulmuştur. Burada, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalı için iletim hattı modeli ele alınmıştır. Devre parametrelerinin frekansa bağlı olarak değiştiği gözlenmiştir. Bu durum, dokuların frekans bağımlı elektriksel özelliklerden kaynaklıdır. Şekil 4.5'te belirtilen α ve Şekil 4.6'da belirtilen β sabitlerinin yaklaşık 10 kHz – 1 MHz arasında doğrusal olmayan bir şekilde artıp azaldığı gözlenmiştir. Her iki sabitin de 100 kHz'de en yüksek değeri hesaplanmıştır. Buna göre, α yaklaşık 3,85 Np/m ve β ise 3,58 rad/m olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda Şekil 4.7'de iletilen güç grafiği sunulmuştur. Burada, kaynaktan aynı mesafelerdeki en düşük güç seviyesi 100 kHz'de elde edilmiştir. Callejón vd. (2012), gerçekleştirdikleri çalışma sayesinde farksal ve sığa bağlaşımlı vücut içi haberleşme yöntemi için deri dokunun iletim hattı parametrelerini incelemişlerdir. Ayrıca, elde ettikleri modeli deneysel sonuçlarla kıyaslamışlardır. Geliştirdikleri model sayesinde düşük frekanslarda dielektrik özelliklerle farksal bağlaşım yöntemi arasında bir ilişki ortaya koyulmuştur. Bu tez çalışması kapsamında elde edilen haberleşme kanal parametreleri, literatüre sunulmuştur ve yeni nesil teknolojilerin tasarım süreçleri bu parametrelere göre gerçekleştirilebilir.

Vücut içi haberleşme benzetim sonuçları Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da sunulmuştur. Burada, katmanlı doku modelinin haberleşme kanal karakteristiği incelenmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, doku modeli yüksek geçiren davranışa sahiptir ve kesim frekansı yaklaşık 1,93 MHz'dir. Kanal kazancının ilgilenilen frekans bandında yaklaşık -76 dB ile -58 dB arasında değiştiği hesaplanmıştır. Şekil 4.8'deki devre modeline göre elde edilen sonuçlar incelendiğinde, TX tarafındaki gerilim yaklaşık 2,4 MHz'e kadar artarken, RX tarafındaki gerilim ise aynı frekans bandında azalmıştır. Kanal kazancının düşük frekanslarda daha yüksek bir eğimle artması, bu durumla açıklanabilir. 2,4 MHz'den 100 MHz'e kadar hem V_{RX} hem de V_{TX} farklı seviyelerde azalmıştır. Bu durum, düşük frekanslara göre yavaşça artan bir kanal kazancını göstermektedir. Ahmed vd. (2018) tarafından yapılan çalışmada, giyilebilir sistemler için farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalı sayısal benzetimlerle incelenmiştir. İncelemelerinde, SEY tabanlı çalışan Comsol Multiphysics ile insan kolunu katmanlı silindir şeklinde incelemişlerdir. 10 kHz – 1 MHz arasında yaptıkları çalışmada, kol modelinde -87 dB ile -65 dB arasında değişen sonuçlar elde edilmiştir. Li vd. (2019) tarafından yapılan çalışmada ise implant edilebilir sistemler için sığa ve farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modeli birlikte sunulmuştur. İncelemeler, 100 kHz ile 100 MHz arasında benzetim ve deneysel sonuçları içermektedir. Burada, TX ile RX arası 10 cm mesafede iken implant edilebilir farksal bağlaşımlı benzetim sonuçları -43 dB ile -40 dB arasında elde edilmiştir. Şekil 4.10'da belirtilen gerilim ve elektrik alan dağılımı ise frekansa bağlı olarak değişmektedir. Bu durum, dokunun dielektrik özellikleri ile ilişkilendirilebilir.

Deneysel inceleme sonuçları, Şekil 4.11 – 4.21 arasında sunulmuştur. VNA ile gerçekleştirilen ölçüm sonuçları Şekil 4.11 – 4.14 arasında belirtilmiştir. Burada, farklı TX ve RX çiftleri arasındaki uzaklıklar ve balun bağlantı konfigürasyonları ele alınmıştır. Şekil 4.11'de belirtilen balun kullanılmayan sonuçlarda, TX ile RX arasındaki mesafe 15 cm iken kazanç ifadesi yaklaşık 100 kHz ile 70 MHz frekans bandında diğer mesafelerden daha düşüktür. Şekil 4.12 – 4.14'te ise farklı uzaklıklarda balun kullanım durumlarına göre kazanç ölçümleri sunulmuştur. Elektrotlar arasındaki mesafe arttıkça kazanç sonuçlarındaki frekansa bağlı düzlük azalmaktadır. Frekansa bağlı haberleşme kanalı kazancındaki düzlüğün azalması, veri haberleşmesi için daha dar frekans bantlarının kullanımına sebep olabilir. Callejón vd. (2015), farklı vücut içi haberleşme ekipmanları ve senaryolarını incelemişlerdir. Çalışma kapsamında, VNA ile gerçekleştirilen ölçümlerde balun kullanımını kıyaslamışlardır. Sonuçlara göre P1'in balun ile sonlandırılmasının batarya ile kullanımına iyi bir alternatif olduğunu belirtmişlerdir. Sadece P2'nin balun ile sonlandırıldığı ve her iki portun balun ile sonlandırıldığı senaryolarda ise benzetimlerle fark gözlenmiştir. Şekil 4.12 ve Şekil 4.14'te P1'in balun ile sonlandırıldığı durumlarda kazançta düzlük gözlenmiştir. Şekil 4.13'te ise sapmalar oluşmuştur. Bu durum, kablo-konektör kayıplarından veya kalibrasyon hatalarından olabileceği varsayılmaktadır.

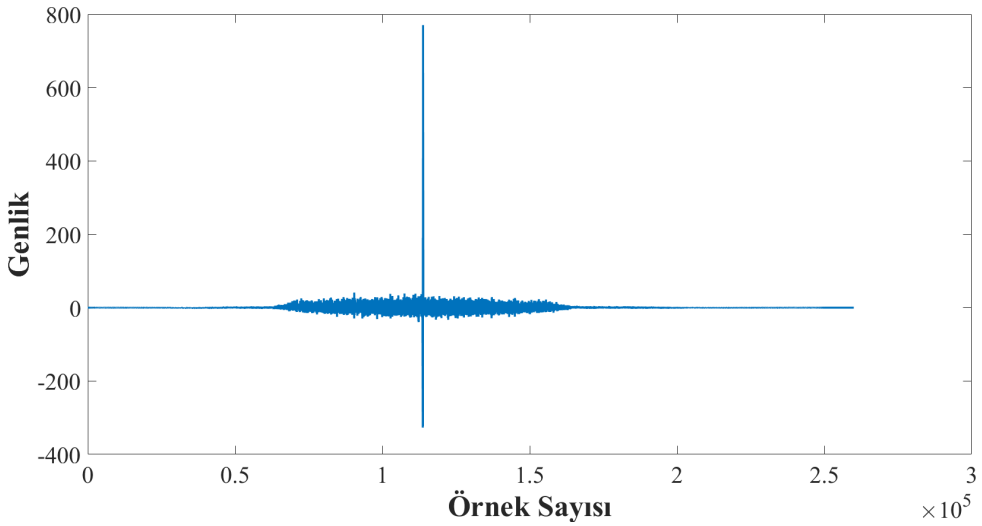
Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçümler Şekil 4.15 – 4.18'de belirtilmiştir. Burada, BPSK modüleli sinyalin doku modeli sayesinde iletimi ve haberleşme kanal parametreleri incelenmiştir. Ölçümler, Çizelge 4.1'deki değerlere göre gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerde kullanılmak üzere TX ve RX için ayrı GKA'lar tasarlanmıştır ve sırasıyla Şekil 4.15 ile Şekil 4.16'da sunulmuştur. Farklı parametrelere göre elde edilen deneysel sonuçlar Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de gösterilmiştir. TX ile RX arasındaki çapraz korelasyon, Şekil 5.1'de sunulmuştur. Bu durum, literatürde KDC

olarak değerlendirilmektedir (Tomlinson vd. 2015). Burada görüleceği üzere bir tane tepe ve dip noktası gözlenmektedir. Vizziello vd. (2024), yaptıkları çalışmada kaynak sinyal olarak PN dizisi kullanımı ile çapraz korelasyon analizi sonucunda çoklu haberleşme kanallarının tespit edilebileceğini belirtmişlerdir. Şekil 5.1'de belirtilen çapraz korelasyon, bir tane haberleşme kanalı olduğunu belirtmektedir. Bu durum, Hwang vd. (2015) tarafından önerilen senaryoyu doğrulamaktadır.



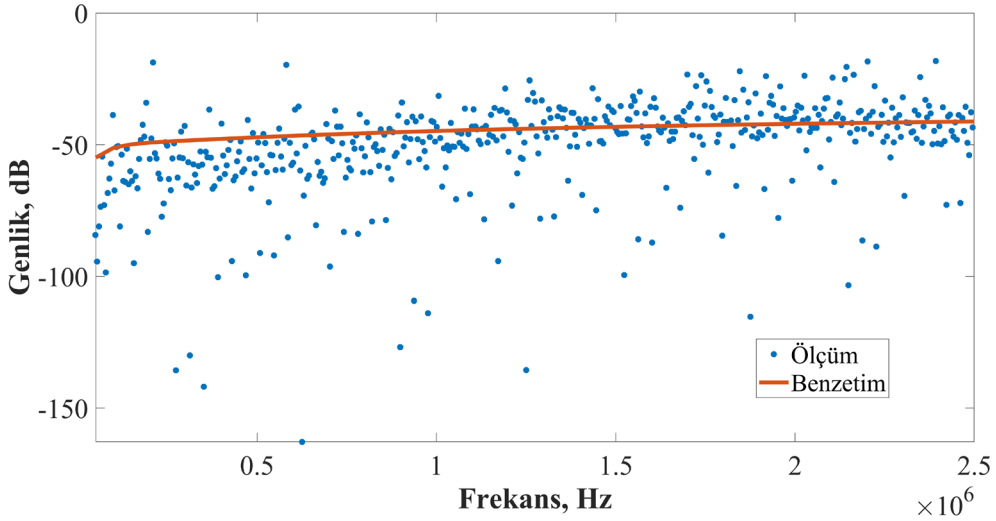
Şekil 5.1. Bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçümlere göre çapraz korelasyon sonuçları

Haberleşme kanal modelinin ölçüm sonuçları Şekil 4.19 – Şekil 4.21'de gösterilmiştir. Ölçümlerde izolasyon devresi kullanılmıştır. İzolasyon devresi kullanılmadığı durumda yapılan ölçümlere göre kaydedilen sinyal 50 Hz frekansında gürültüye sahiptir. Söz konusu gürültüden dolayı çapraz korelasyon beklendiği gibi tek tepe ve dip olarak elde edilememiştir. Şekil 4.20'de ve Şekil 4.21'de belirtilen sinyallerde kablo ve konektörlerden kaynaklı gürültüler gözlenmiştir. Ayrıca, izolasyon devresinde kullanılan devre elemanlarından ve bağlantılarından kaynaklı gürültü de oluşmuş olabilir. Giriş sinyalinde sıfır dizisinin tanımlanmadığı durumda, çapraz korelasyon sonuçları elde edilememiştir. Bu durum, TX sinyalinin incelemeler için modifiye edilmesini gerektirmiştir. İncelemeleri gerçekleştirmek için TX sinyalinin önüne ve arkasına sıfır dizisi tanımlanmıştır. Tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmalarda ele alınan kanal sondalama sinyali, düzenli aralıklarla iletilen darbelerden oluşmaktadır. Ölçümler sonucu elde edilen çapraz korelasyon, Şekil 5.2'de belirtilmiştir. RX tarafında algılanan sinyal, çeşitli tekniklerle ele alınmıştır (Tomlinson vd. 2015). Bu çalışmada, yüksek tepe değerine sahip korelasyon ve düşük yan huzmeler gibi oto-korelasyon davranışı nedeniyle en fazla uzunlukta PN dizisi kullanılmıştır. Bu sayede haberleşme kanalının çoklu kanal etkileri tespit edilebilir (Vizziello vd. 2022a). Şekil 5.2'de belirtilen çapraz korelasyon sonuçlarında yüksek tepe değeri ve düşük seviyelerdeki yan bileşenler elde edilmiştir. İlerleyen çalışmalarda, farklı teknikler kullanılarak TX'ten uygulanan sinyal modüle edilebilir ve haberleşme kanal karakteristiği geliştirilebilir.



Şekil 5.2. Haberleşme kanal modelinin deneysel ölçümlere göre çapraz korelasyon sonuçları

Şekil 5.3'te ise 4.3.3 başlığında belirtilen deneysel ölçümlerle aynı frekans bandındaki benzetimler karşılaştırılmıştır. Haberleşme kanal kazancı ile kanal frekans cevabı arasındaki ilişki göz önüne alındığında (Oliveira vd. 2016), birbirine yakın sonuçlar elde edildiği yorumlanmaktadır. Her iki durumda da yüksek geçiren davranış gözlenmiştir. Ölçümler ile benzetimler arasındaki farkların, çok katmanlı benzetim modeli ile tavuk göğsü üzerinde yapılan deneylerin karşılaştırılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, deneysel ölçümlerdeki olası kayıplar da söz konusu farklılığa sebep olabilir.



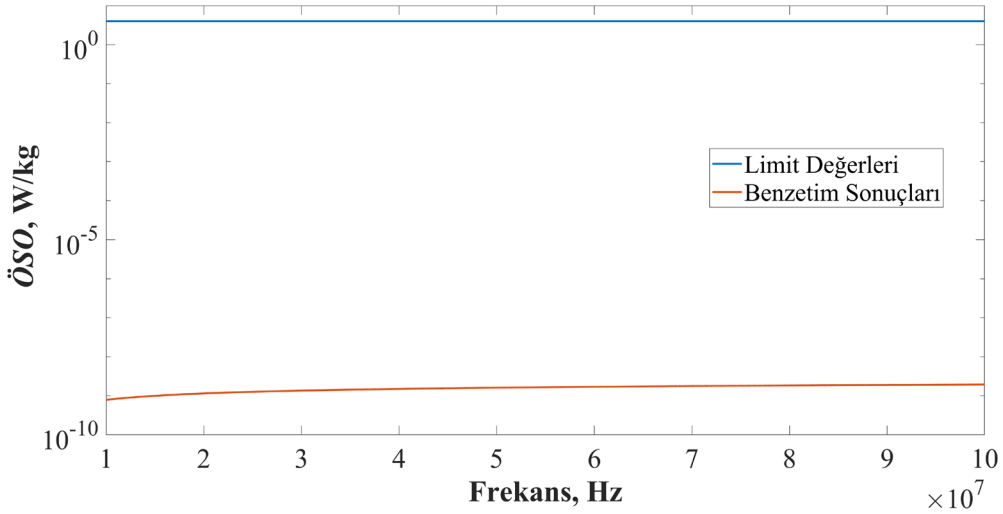
Şekil 5.3. Deneysel ölçümler ve benzetimler sonucu elde edilen haberleşme kanal kazancının karşılaştırılması

Bu tez çalışması kapsamında elde edilen sonuçların yeni nesil haberleşme sistemleri ile uygun çalışması için gerekli olan teorik ve deneysel altyapı tartışılmıştır. Sonuçların geliştirilmesi ve gelecek çalışmalar açısından öneriler sunulmuştur. Literatürde, vücut içi haberleşmenin 5G ağlarına uygulandığı belirtilmektedir (Cornet vd. 2022). Bunun yanında, 5G ağlarının sağlık uygulamaları için yüksek potansiyele sahip olduğu vurgulanmıştır (Vizziello vd. 2023). 6G haberleşme çalışmalarında, implant edilebilir sensörler sayesinde gerçekleştirilen vücut içi haberleşmede temel ağ gereksinimleri olarak çok sayıda sensör verisini destekleyecek veri hızları, yüksek güvenlik ve gizlilik ile medikal veri haberleşmesi sırasında hızlı müdahale için gerekli altyapı belirtilmiştir (Tataria vd. 2021). Modülasyon yöntemi, veri haberleşmesindeki bu parametrelerde önemli bir etkiye sahiptir (Wei vd. 2020). Bilgi sinyalinin modüle edilmesi sayesinde tüm sistemde daha fazla avantaj sağlanabilir. Literatürde, BPSK modülasyonu ile gerçekleştirilen 5G çalışmaları bulunmaktadır (Domathoti vd. 2022; Kumar ve Krishnan 2022). Ayrıca, daha önceki çalışmalarda vücut içi haberleşme sistemlerinde çeşitli modülasyon tipleri değerlendirilmiştir (Nikita 2014). İncelemeler doğrultusunda en uygun modülasyon yöntemlerinin BPSK ve minimum kaymalı anahtarlama (MSK) olduğu açıklanmıştır. Vizziello vd. (2020) ise vücut içi haberleşme sistemlerinde BPSK ve OOK'nin uygunluğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan TX sinyali, düşük güç tüketiminden dolayı BPSK tekniği sayesinde modüle edilmiştir. Nikita (2014), vücut içi haberleşmede BPSK kullanımının 30 cm'ye kadar olan kanal uzunlukları için uygun bir teknik olduğunu ve deri dokusundaki kayıplara karşı oldukça dayanıklılığını açıklamıştır.

Vücut içi haberleşmenin farklı biyomedikal problemler üzerindeki etkisi, uygun haberleşme kanal modellerine dayalı teknikler kullanılarak analiz edilebilir. Bu sayede, haberleşme sistemlerinin performansı farklı modülasyon şemaları, veri hızları ve kanal uzunlukları altında değerlendirilebilir (Nikita 2014). Tez kapsamında yapılan araştırmalarda ele alınan bilgisayar ses kartı tabanlı deneysel ölçümlerde, taşıyıcı frekansı 10 kHz iken veri hızı 1512 bps'dir. Vizziello vd. (2020), çeşitli biyomedikal uygulamalar için bu değerlerin yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışması kapsamında önerilen yöntem ile literatürde yüz felcinin çözümü için bir model sunulmuştur (Vizziello vd. 2022b). Buna göre, yüzün sağlıklı kısmındaki sinir hücrelerinden elektrotlar yardımıyla kaydedilen sinyal, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yöntemi ile doku üzerinden hasarlı kısımdaki sinir hücrelerini uyaracaktır. Uyarılan sinir hücreleri ise kas dokusunu tetikleyecektir. Gerçekleştirdikleri canlı deneylerinde, dokudaki sinyal iletimi esnasında modülasyon ve filtreleme gibi haberleşme teknikleri sayesinde bilgi sinyali incelenmiştir. Öncelikle, 20 kHz örnekleme frekansında 1.000 örnek sayısı ile 10 s boyunca net örnekleme oranı 100 Hz olacak şekilde bilgi sinyali kaydedilmiştir. Söz konusu sinyal, 10 Hz taşıyıcı frekansına göre modüle edilmiştir ve iletimden önce 8 bit kuantalama gerçekleştirilmiştir. BPSK yöntemi ile modüle edilen sinyal bu sayede doku üzerinden iletilmiştir. Ölçüm sonuçlarına göre SNR değeri 2-6 cm arasında 20 dB civarında elde edilmişken 11 cm'de ise 16 dB civarında ölçülmüştür. TX tarafındaki güç yaklaşık olarak 10 μW iken RX tarafındaki güç ise 3 μW olarak belirtilmiştir. Bu tez çalışması kapsamında elde edilen SNR değeri, 11 cm uzaklık için yaklaşık 15,34 dB'dir. Bu tez kapsamında incelenen yöntem, yüz felcinin rehabilitasyonu için alternatif bir çözüm modeli olarak sunulabilir.

Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te dozimetri benzetim sonuçları sunulmuştur. Elektromanyetik dozimetri, araştırmacılar tarafından ele alınan önemli konulardan birsidir (Gökçek-Saraç vd. 2021; Gunes vd. 2021; Erol vd. 2023). Vücut içi haberleşmede TX tarafından yayılan sinyalin dokudaki iletimi esnasında oluşabilecek dozimetrik etkiler, ICNIRP tarafından belirtilen standartlar kapsamında değerlendirilebilir. Burada, akım yoğunluğu sadece dokuda indüklenmiştir. Bu durum, (2.21) eşitliği sayesinde açıklanabilir. Doku modelinde en yüksek akım yoğunlukları ve elektrik alan, deri dokusunda indüklenmiştir. İndüklenen akım yoğunluğu benzetim sonuçlarına göre 100 kHz'de 1,06 A/m^2 olarak hesaplanmıştır. 1 MHz ve 10 MHz için ise sırasıyla 0,97 A/m^2 ve 0,1 mA/m^2 elde edilmiştir. Bu değerler, ICNIRP'nin yayınladığı indüklenen akım yoğunluğu limit değerlerinin altındadır (ICNIRP 1998). Dokuda indüklenen elektrik alan sonuçları ise 100 kHz, 1 MHz ve 10 MHz için sırasıyla 5,33 V/mm, 5,1 V/mm ve 10 MHz 1,66 V/mm'dir. Söz konusu değerler, ICNIRP limitlerinin üzerindedir (ICNIRP 2010). Farklı doku katmanlarında indüklenen akım yoğunluğu ve elektrik alanın elektriksel ve fiziksel özelliklere bağlı olduğu unutulmamalıdır.

ÖSO, uluslararası standartlarda belirtilen ve elektromanyetik alanların biyolojik etkilerini değerlendirmede kullanılan bir parametredir. ICNIRP tarafından 10 gr ortalama dokuda indüklenen *ÖSO*'yu bulmak için 2,15 cm × 2,15 cm × 2,15 cm boyutlarına sahip kübik bir doku modelinin analizi gerçekleştirilebilir (ICNIRP 2020). Bu çalışma kapsamında gerçekleştirilen frekansa bağlı *ÖSO* benzetim sonuçları ve limit değerleri, Şekil 5.3'te gösterilmiştir. *ÖSO* benzetim çalışmaları kapsamında, en yüksek elektrik alan indüklenen ve elektrotlara en yakın doku olan deri dokusu modellenmiştir. Burada, TX ile RX elektrotlarının orta noktasına yerleştirilen ve yoğunluğu 1109 kg/m^3 olarak literatürden elde edilen doku modelinin orta noktası referans alınmıştır (Hasgall vd. 2022). İlgilenilen frekans bandında 0,78 nW/kg ile 1,9 nW/kg arasında değişen değerler hesaplanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde 10 MHz – 100 MHz frekans bandı için 10 gr ortalama dokudaki *ÖSO*'nun ICNIRP limit değerlerinin altında olduğu gözlenmiştir.



Şekil 5.4. 10 gr ortalama dokuda indüklenen *ÖSO*'nun limit değerlerle karşılaştırılması

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında vücut içi haberleşme kanalı, yeni nesil haberleşme sistemleri için incelenmiştir. Bu kapsamda 0 – 100 MHz frekans bandında farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kanalı teorik ve deneysel çalışmalarla ele alınmıştır. Ayrıca, farklı deney sistemleriyle doku modellerinin vücut içi haberleşme uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler ışığında, yüz felci için yeni ve özgün bir rehabilitasyon modeli olarak vücut içi haberleşmenin uygulanması tartışılmıştır.

Teorik çalışmalar göstermektedir ki farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniğinde dokunun elektriksel özellikleri ve buna bağlı olarak transfer fonksiyonu, sinyal iletimi için önemli parametrelerdir. SEY tabanlı benzetimler sonucunda doku modelindeki haberleşme kanal kazancı elde edilmiştir. Bu sayede deri modelinin vücut içi haberleşme uygulamalarında yüksek geçiren davranışa sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Deneysel ölçümler, üç farklı deney sistemi sayesinde gerçekleştirilmiştir. VNA tabanlı ölçümlerde 100 kHz – 100 MHz frekans bandındaki doku modelinin kazancı incelenmiştir. Balun kullanımına göre elde edilen sonuçlara göre uzaklık arttıkça frekans spektrumundaki düz kanal kazancı azalmaktadır. Bilgisayar ses kartı tabanlı incelemeler ile 10 kHz taşıyıcı frekansına sahip BPSK modüleli sinyal incelenmiştir. Burada, doku modelinin haberleşme kanal parametreleri gözlenmiştir. Sinyal jeneratörü ve osiloskop temelli incelemeler sayesinde ise 2,5 MHz'e kadar vücut içi haberleşme kanalı ele alınmıştır.

Vücut içi haberleşme teknolojisinin olumlu yönlerinin artması ve risklerin en aza indirilmesi, insan sağlığı açısından önemlidir. Bu tez çalışması kapsamında elektromanyetik dozimetri analizleri, SEY tabanlı benzetimler ile uluslararası standartlar ışığında ele alınmıştır. Dozimetri sonuçlarına göre dokuda indüklenen elektrik alan, genel olarak TX elektrotlarının çevresinde ICNIRP limitlerinin üzerinde gözlenmişken RX elektrotlarının çevresinde indüklenen elektrik alan dağılımı ise limit değerlerinin altındadır. İndüklenen akım yoğunluğu ise hem TX hem de RX kısımlarında ICNIRP limit değerlerinin altındadır. 10 gr ortalama dokuda indüklenen *ÖSO*'nun, 10 MHz – 100 MHz frekans bandı için limit değerlerinin altında olduğu belirlenmiştir.

Teknoloji geliştikçe haberleşme sistemlerinin faydalarının en üst düzeye çıkarılması ve potansiyel risklerinin en aza indirilmesi için çalışmalar yapmak gerekmektedir. Biyoelektromanyetik prensiplere dayanan bu yöntem, çoklu disiplinli araştırmalarla geliştirilebilir. Bu tez çalışmasında elde edilen birikim ile gelecekte yapılması planlanan çalışmalar ve literatüre sunulan öneriler aşağıda belirtilmiştir:

- SEY tabanlı benzetimlerde sığa bağlaşımlı problem uzayı tanımlanabilir. Ayrıca, implant edilebilir vücut içi haberleşme uygulamalarında benzetim uzayı sayesinde ön inceleme gerçekleştirilebilir.

- Deneysel ölçüm sisteminde frekans bandı genişletilebilir. Bu sayede veri hızı arttırılabilir. Örneğin, TX'ten uygulanan bilgi sinyali farklı tekniklerle modüle edilebilir.

- Çoklu giriş çoklu çıkış (MIMO) temelli çalışan vücut içi sensör ağları tasarlanabilir. Bu sayede, TX ile RX arasında eş zamanlı olarak çok kanallı haberleşme gerçekleştirilebilir ve veri hızı, kanal kapasitesi gibi haberleşme parametreleri iyileştirilebilir.

- İnsan vücudunun anten davranışı ele alınabilir ve yeni nesil haberleşme sistemleri ile insan vücudunun ışıma davranışı beraber incelenebilir. Literatürde insan vücudunun teorik olarak 90-100 MHz frekans bandında ışıma yaptığı belirtilmiştir (Kibret vd. 2015).

- R bandı ve ISM bandı gibi radyo frekansı bölgesinde doku modelinin dalga kılavuzu olarak modelleyen çalışmalar yapılmaktadır (Asan vd. 2018; Asan vd. 2021). Bu yaklaşımlar ile doku modeli incelenebilir ve yüksek frekans bantlarında vücut içi haberleşme uygulamaları yapılabilir.

- Vücut içi haberleşmenin farklı problemlere uygulaması incelenebilir. Bu tez çalışmasında ele alınan yüz felci rehabilitasyonu modeli, doku eşdeğer modelleri ve tavuk göğsünde gerçekleştirilmiştir. Sunulan bu yöntemin ileride deney hayvanları ile uygulaması yapılabilir. Ayrıca, doku nakillerinin yapıldığı kuruluşlarda da bu tez çalışmasında önerilen yöntem uygulanabilir.

Sonuç olarak teknoloji geliştikçe cihazlar arasındaki veri haberleşmesi önemli bir konuma gelmektedir. Yeni nesil haberleşme sistemleri ve vücut içi haberleşme konusu sayesinde vücut alan ağları kavramı, yerini vücutların interneti kavramına bırakmıştır. Bu sayede son teknoloji cihazlarla olan bağlantı daha da güçlenmektedir. Bu tez çalışmasında incelenen yöntemin ilerleyen yıllarda daha fazla gelişeceği ve uygulamalarının artacağı öngörülmektedir.

7. KAYNAKLAR

Ahmed, D., Kirchner, J. and Fischer, G. 2018. Signal Transmission with Intra-Body and Inter-Body Communications: Simulation-Based Models. 13th EAI International Conference on Body Area Networks, ss. 171-184, 2-3 Ekim, Oulu.

Alam, M.M. and Ben Hamida, E. 2014. Surveying wearable human assistive technology for life and safety critical applications: Standards, challenges and opportunities. *Sensors*, 14(5): 9153-9209.

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: 04.05.2024].

Arslan, H., Chen, Z.N. and Di Benedetto, M.G. 2006. Ultra Wideband Wireless Communication. John Wiley & Sons, New Jersey, 500 s.

Asan, N.B., et al. 2018. Characterization of the fat channel for intra-body communication at R-band frequencies. *Sensors*, 18(9): 2752.

Asan, N.B., Emadeldeen, H., Perez, M.D., Joseph, L., Berggren, M., Voigt, T. and Augustine, R. 2021. Fat-intrabody communication at 5.8 GHz: verification of dynamic body movement effects using computer simulation and experiments. *IEEE Access*, 9: 48429-48445.

Ashtekar, S., Kumar, P. Bharath, K.P. and Kumar, R. 2021. Study of Generalized Cross Correlation Techniques for Direction Finding of Wideband Signals. 2021 5th International Conference on Computing Methodologies and Communication (ICCMC), ss. 707-714, 8-10 Nisan, Erode.

Aşık, M.D. 2009. A device for functional and cosmetic improvement of lagophtalmos due to facial paralysis. Yüksek Lisans Tezi, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, 39 p.

Ates, K., Carlak, H.F. and Ozen, S. 2016. Magnetic field exposures due to underground power cables: A simulation study. 2nd World Congress on Electrical Engineering and Computer Systems and Science (EECSS'16), ss. 1-7, 16-17 Ağustos, Budapeşte.

Ates, K., Ozen, S. and Carlak, H.F. 2017. The freshness analysis of an apple and a potato using dielectric properties at the microwave frequency region. 2017 Progress In Electromagnetics Research Symposium-Spring (PIERS), ss. 1688-1693, 22-25 Mayıs, St Petersburg.

Ates, K. and Carlak, H.F. 2017. Dosimetry analysis of the human head model due to mobile phone usage at Gsm-850 frequency band. 2017 International Conference on Engineering and Technology (ICET), ss. 1-5, 21-23 Ağustos, Antalya.

Ateş, K. 2019. Vücut içi haberleşmenin iletim hattı modeli ile incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 48 s.

Ates, K., Ozen, S., Keskin, H.I. and Polat, L.N.O. 2019. Design and Modeling of a Microstrip Patch Antenna by Using Finite Difference Time Domain (FDTD) Method and Computer Aided Simulations. 2019 Photonics and Electromagnetics Research Symposium-Spring (PIERS-Spring), ss. 2291-2297, 17-20 Haziran, Rome.

Ateş, K., ve Özen, Ş. 2019. Modelling of Galvanic Coupled Intrabody Communication due to Finite Element Method. 2019 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), ss. 175-178, 3-5 Ekim, Aydın.

Ates, K., Carlak, H.F. and Ozen, S. 2022. Dosimetry analysis of the magnetic field of underground power cables and magnetic field mitigation using an electromagnetic shielding technique. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 28(3): 1672-1682.

Ates, K., Kocaer T.Z., Ozen, S. and Kockal, N.U. 2023. Electromagnetic interference shielding effectiveness and microwave absorption performance of plaster mortars containing metal waste chips in X-band frequency range. *Journal of Microwave* Power and Electromagnetic Energy, 57(3): 230-244.

Ávila Rodríguez, J.A. 2011. Square-Root Raised Cosine Signals (SRRC). https://gssc.esa.int/navipedia/index.php/Square-Root_Raised_Cosine_Signals_%28SRRC%29 [Son erişim tarihi: 6 Haziran 2023].

Balanis C.A. 2012. Advanced Engineering Electromagnetics. John Wiley & Sons, New Jersey, 1018 s.

Banou, S., Swaminathan, M., Muns, G.M., Duong, D., Kulsoom, F., Savazzi, P., Vizziello, A. and Chowdhury, K.R. 2018. Beamforming galvanic coupling signals for IoMT implant-to-relay communication. *IEEE Sensors Journal*, 19(19): 8487-8501.

Barchanski, A., De Gersem, H., Gjonaj, E. and Weiland, T. 2005. Impact of the displacement current on low-frequency electromagnetic fields computed using high-resolution anatomy models. *Physics in Medicine & Biology*, 50(19): N243.

Barnes, F.S. and Greenebaum, B. 2007. Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields, 3rd Ed. CRC press, ABD, 467 s.

Bedeloğlu, M., İl, N., Ateş, K., and Özen, Ş. 2021. Measurement and analysis of electric and magnetic field strength in grid-tied photovoltaic power system components. *Radiation Protection Dosimetry*, 194(1): 57-64.

Bronzino, J.D. 2000. The Biomedical Engineering Handbook, 2nd Edition, Vol.1. CRC press, ABD, 3189 s.

Cai, Z., Seyedi, M., Zhang, W., Rivet, F. and Lai, D.T.H. 2017. Characterization of impulse radio intrabody communication system for wireless body area networks. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 37, 74–84.

Callejón, M.A., Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J. and Roa, L.M. 2012. Distributed circuit modeling of galvanic and capacitive coupling for intrabody communication. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(11): 3263-3269.

Callejón, M.A., Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J. and Roa, L.M. 2013. Galvanic coupling transmission in intrabody communication: A finite element approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(3): 775-783.

Callejón, M.A., Reina-Tosina, J., Naranjo-Hernández, D. and Roa, L.M. 2015. Measurement issues in galvanic intrabody communication: Influence of

experimental setup. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(11): 2724-2732.

Callejón, M.A., Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J. and Roa, L.M. 2017. Galvanic Intrabody Communication for Brain Stimulation: A Finite-Element Simulation Study. 2017 IEEE MTT-S International Conference on Numerical Electromagnetic and Multiphysics Modeling and Optimization for RF, Microwave, and Terahertz Applications (NEMO), ss. 19-21, 17-19 Mayıs, Seville.

Celik, A., Salama, N.S. and Eltawil, A.M. 2021. The internet of bodies: A systematic survey on propagation characterization and channel modeling. *IEEE Internet of Things Journal*, 9(1): 321-345.

Chatterjee, B., Mohseni, P. and Sen, S. 2023. Bioelectronic sensor nodes for the internet of bodies. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 25: 101-129.

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, W.K., Wei, Z., Gao, Y.M., Vasić, Ž.L., Cifrek, M., Vai, M.I, Du, M. and Pun, S.H. 2020. Design of galvanic coupling intra-body communication transceiver using direct sequence spread spectrum technology. *IEEE Access*, 8: 84123-84133.

Chen, Z.Y., Gao, Y.M. and Du, M. 2018. Multilayer distributed circuit modeling for galvanic coupling intrabody communication. *Journal of Sensors*, 2018, 8096064, 1-8.

Comsol Multiphysics. 2022. Reference Manual v.6.1. https://doc.comsol.com/6.1/doc/com.comsol.help.comsol/COMSOL_Reference Manual.pdf [Son erişim tarihi: 3 Nisan 2023].

Cornet, B., Fang, H., Ngo, H., Boyer, E. W. and Wang, H. 2022. An overview of wireless body area networks for mobile health applications. *IEEE Network*, *36*(1): 76-82.

Cosoli, G., Spinsante, S., Scardulla, F., D'Acquisto, L. and Scalise, L. 2021. Wireless ECG and cardiac monitoring systems: State of the art, available commercial devices and useful electronic components. *Measurement*, 177: 109243.

Debaenst, W., Feys, A., Cuiñas, I., Garcia Sanchez, M. and Verhaevert, J. 2020. RMS delay spread vs. coherence bandwidth from 5G indoor radio channel measurements at 3.5 GHz band. *Sensors*, 20(3): 750.

Domathoti, B., Ch, C., Madala, S., Berhanu, A.A. and Rao, Y.N. 2022. Simulation analysis of 4G/5G OFDM systems by optimal wavelets with BPSK modulator. *Journal of Sensors*, 2022(1): 8070428.

Drude, S. 2007. Requirements and Application Scenarios for Body Area Networks. 2007 16th IST Mobile and Wireless Communications Summit. ss. 1-5, Temmuz, Budapeşte.

Erol, M., Ateş, K. and Özen, Ş. 2023. Elektrikli Araçlarda Kablosuz Güç Transferi Sistemi Tasarımı ve Elektromanyetik Alan Maruziyetinin Değerlendirilmesi. *Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 6(1): 605-618.

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.W. 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.

Garro, A. and Nigrovic, L.E. 2018. Managing peripheral facial palsy. *Annals of Emergency Medicine*, 71(5): 618-624.

Gevins, A., Le, J., Martin, N.K., Brickett, P. and Reutter, B. 1994. High resolution EEG: 124-channel recording, spatial deblurring and MRI integration methods. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 90(5): 337-358.

Gigena, C., Di Vincenzo, M., Toselli, L., Bellia-Munzon, G., Sanjurjo, D., Martinez, J., Vallee, M., Nazar-Peirano, M. and Martinez-Ferro, M. 2022. Remote treatment of pectus carinatum (Telepectus) during the COVID-19 pandemic. *Journal of Pediatric Surgery*, 57(8): 1609-1613.

Golombeck, M-A., Riedel, C.H. and Dössel, O. 2002. Calculation of the dielectric properties of biological tissue using simple models of cell patches. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 47(s1a): 253-256.

Gökçek-Saraç, Ç., Akçay, G., Karakurt, S., Ateş, K., Özen, Ş. and Derin, N. 2021. Possible effects of different doses of 2.1 GHz electromagnetic radiation on learning, and hippocampal levels of cholinergic biomarkers in Wistar rats. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 40(1): 179-190.

Gökçek-Saraç, Ç., Çetin, E., Ateş, K., Özen, Ş. and Karakurt, S. 2024. Different duration of exposure to a pulsed magnetic field can cause changes in mRNA expression of apoptotic genes in oleic acid-treated neuroblastoma cells. *International Journal of Radiation Biology*, 1-10.

Grami, A. 2015. Introduction to Digital Communications. Academic Press, New York, 604 s.

Gunes, M., Ates, K., Yalcin, B., Akkurt, S., Ozen, S. and Kaya, B. 2021. An evaluation of the genotoxic effects of electromagnetic radiation at 900 MHz, 1800 MHz, and 2100 MHz frequencies with a SMART assay in *Drosophila melanogaster*. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 40(2): 254-263.

Gülmez, N., Koçkal, N.U., Özen, Ş. and Ateş, K. 2022. Corrosion potential and electromagnetic shielding effectiveness of geopolymer tiles produced with waste metal particles. *Sādhanā*, 47(3): 115.

Hasgall, P.A., Di Gennaro, F., Baumgartner, C., Neufeld, E., Lloyd, B., Gosselin, M.C., Payne, D., Klingenböck, A., Kuster, N. 2022. IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, version 4.1. [Son erişim tarihi: 07.05.2024].

HCPL-4562. 2017. High Bandwidth, Analog/Video Optocouplers Data Sheet. https://docs.broadcom.com/doc/AV02-1361EN [Son erişim tarihi 18 Aralık 2023].

Hmamou, A., Ghzaoui, M.E., Jaouad, F., Mestoui, J., Elbasset, A. and Das, S. 2021. Performance analysis of oversampled OFDM over PLC network. *Journal of Nano-and Electronic Physics*, 13(3): 03035.

Hwang, J.H., Kang, T.W., Kim, Y.T., Park, S.O. 2015. Measurement of transmission properties of HBC channel and its impulse response model. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65(1): 177-188.

IEEE. 802 LAN/MAN Standards Committee. 1979. https://www.ieee802.org/ [Son erişim tarihi: 8 Ekim 2023].

IEEE. 802.15 Working Group for Wireless Specialty Networks (WSN). 2003. https://www.ieee802.org/15/ [Son erişim tarihi: 10 Ekim 2023].

IEEE. 2012. IEEE standard for local and metropolitan area networks-part 15.6: wireless body area networks. *IEEE std.*, 802, (6): 2012.

International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). 1998. For limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, 74(4): 494-522.

International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). 2010. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). *Health Physics*, 99(6): 818-836.

International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). 2020. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). *Health Physics*, 118(5): 483-524.

İl, N., Ates, K. and Özen, Ş. 2023. Electromagnetic field exposure to human head model with various metal objects at sub-6 GHz frequencies. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 42(3): 114:122.

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.H. and Faulkner, M. 2014. Investigation of galvanic-coupled intrabody communication using the human body circuit model. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(4): 1196-1206.

Kibret, B., Teshome, A.K. and Lai, D.T.H. 2015. Characterizing the human body as a monopole antenna. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(10): 4384-4392.

Kibret, B.M. 2016. The human body antenna: Characteristics and its application. PhD Thesis, Victoria University, Melbourne, 204 s.

Ku, G., Fornage, B.D., Jin, X., Xu, M., Hunt, K.K. and Wang, L.V. 2005. Thermoacoustic and photoacoustic tomography of thick biological tissues toward breast imaging. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 4(5): 559-565.

Kumar, A. and Krishnan, P. 2022. RoFSO system based on BCH and RS coded BPSK OFDM for 5G applications in smart cities. *Optical and Quantum Electronics*, 54(1): 18.

Lathi, B. 1998. Modern Digital and Analog Communication Systems. Oxford University Press, New York, 781 s.

Li, M., Song, Y., Hou, Y., Li, N., Jiang, Y., Sulaman, M. and Hao, Q. 2019. Comparable investigation of characteristics for implant intra-body communication based on galvanic and capacitive coupling. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13(6): 1747-1758.

Li, J.W., Chen, X.M., Sekar, B.D., Lam, C.T., Du, M., Mak, P.U., Vai, M.I., Gao, Y.M. and Pun, S.H. 2022. Channel characteristics analysis of galvanic coupling intra-body communication. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology,* 6(3): 364-372.

Lodi, M.B. vd. 2020. A periodic transmission line model for body channel communication. *IEEE Access*, 8: 160099-160115.

Maamir, F., Guiatni, M., Tedjini, S., Gaoua, S., Touhami, R. and Abed, F. 2018. Optocoupler Effect on *in-vivo* Measurements Characterization for Human Body Communication. 2018 18th Mediterranean Microwave Symposium (MMS), ss. 345-348, 31 Ekim-2 Kasım, İstanbul.

Maamir, F., Touhami, R., Tedjini, S. and Guiatni, M. 2021. Human body communication *in-vivo* measurement using different test equipment. *International Journal of Wireless Information Networks*, 28: 437-450.

Maldari, M., Albatat, M., Bergsland, J., Haddab, Y., Jabbour, C. and Desgreys, P. 2020. Wide frequency characterization of intra-body communication for leadless pacemakers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(11): 3223-3233.

Mao, J., Yang, H., Lian Y. and Zhao, B. 2018. A five-tissue-layer human body communication circuit model tunable to individual characteristics. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 12(2): 303-312.

Miao, B., Zane, R., and Maksimovic, D. 2005. System identification of power converters with digital control through cross-correlation methods. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 20(5): 1093-1099.

Mikki, S.M. and Antar Y.M.M. 2015. On cross correlation in antenna arrays with applications to spatial diversity and MIMO systems. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(4): 1798-1810.

Miklavčič, D., Pavšelj, N. and Hart, F.X. 2006. Electric Properties of Tissues. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/9780471740360.ebs0403 [Son erişim tarihi: 5 Mart 2024].

Mishra, S., González-Briones, A., Bhoi, A.K., Mallick, P.K. and Corchado, J.M. 2022. Connected e-Health. Springer Nature, Cham, İsviçre, 492 s.

Modak, N., Nath, M., Chatterjee, B., Maity, S. and Sen, S. 2022. Bio-physical modeling of galvanic human body communication in electro-quasistatic regime. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* 69(12): 3717-3727.

Molisch, A.F. 2011. Wireless Communications. John Wiley & Sons, West Sussex, 827 s.

Moon, J. H., Baek, D. H., Choi, Y. Y., Lee, K. H., Kim, H. C. and Lee, S. H. 2010. Wearable polyimide–PDMS electrodes for intrabody communication. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 20(2): 025032.

Naranjo-Hernández, D., Callejón-Leblic, A., Vasić, Z.L., Seyedi M. And Gao, Y.M. 2018. Past results, present trends, and future challenges in intrabody communication. *Wireless Communications and Mobile Computing*, 2018: 9026847.

Nath, M., Maity, S., Avlani, S., Weigand, S. and Sen, S. 2021. Inter-body coupling in electro-quasistatic human body communication: Theory and analysis of security and interference properties. *Scientific Reports*, 11(1): 4378.

Nezu, K., Ashizawa, R. Shingawa, M., M., Saito, D., Seo, K. and Oohashi, K. 2018. Analysis of Transient Signal Due to Person Movement in Gate System Using Intra-Body Communication. 2018 12th International Conference on Sensing Technology (ICST), ss. 363-366, 4-6 Aralık, Limerick.

Nikita, K.S. 2014. Handbook of Biomedical Telemetry. Wiley, 701 s.

Noormohammadi, R., Khaleghi, A. and Balasingham, I. 2021. Galvanic impulse wireless communication for biomedical implants. *IEEE Access*, 9: 38602-38610.

Oliveira, T., Andrade, F., Picorone, A., Latchman, H., Netto, S. and Ribeiro, M. 2016. Characterization of hybrid communication channel in indoor scenario. *Journal of Communication and Information Systems*, 31(1): 224-235.

Oppenheim, A.V. and Schafer, R.W. 2010. Discrete-Time Signal Processing, 3rd edition, Prentice Hall, Teksas, 1108 s.

Özçelik, N. 2022. Tek taraflı yüz felcinde iki kulak arasında odyolojik incelemede rahatsız edici ses seviyesinin karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi, Kapadokya Üniversitesi, Nevşehir, 56 s.

Özçelik Korkmaz, M. 2016. Fasiyal sinir hastalıklarında tedavi yaklaşımları. *Sakarya Tıp Dergisi*, 6(3): 115-119.

Padois, T., Doutres, O., Sgard, F. and Berry, A. 2019. Optimization of a spherical microphone array geometry for localizing acoustic sources using the generalized cross-correlation technique. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 132: 546-559.

Pola, M. 2023. Body-coupled communication for microscale implants in human brain. Master's Degree Thesis, Politecnico di Torino, Torino, 106 s.

Pola, M., Giagka, V., Serdijn, W.A., Demarchi, D. and Rashidi, A. 2023. Galvanic Brain-Coupled Communication Among Freely Floating Micro-Scale Implants. 2023 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), ss. 1-5, 19-21 Ekim, Toronto.

Polat, T.G., Ateş, K., Bilgin, S., Duman, O., Özen, Ş. and Tunç, S. 2019. Carbon nanotube, poly (3, 4-ethylenedioxythiophene): Poly (styrenesulfonate) and Ag nanoparticle doped gelatin based electro-active hydrogel systems. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 580, 123751.

Pozar, D.M. 2011. Microwave Engineering. John Wiley & Sons, 752 s.

Proakis, J.G. and Salehi M. 2005. Fundamentals of Communication Systems. 2nd Edition. Pearson Education, New Jersey, 903 s.

Proakis, J.G. and Salehi M. 2008. Digital Communications. McGraw-Hill, Higher Education, 1150 s.

Rabiner, L.R. and Gold, B. 1975. Theory and Application of Digital Signal Processing. Prentice-Hall, New Jersey, 762 s.

Saeed, N., Bader, A., Al-Naffouri, T.Y. and Alouini, M.S. 2020. When wireless communication responds to Covid-19: Combating the pandemic and saving the economy. *Frontiers in Communications and Networks*, 1: 566853.

Santagati, G.E., Melodia, T., Galluccio, L. and Palazzo, S. 2014. Medium access control and rate adaptation for ultrasonic intrabody sensor networks. *IEEE/ACM Transactions on Networking*, 23(4): 1121-1134.

Seyedi, M., Cai, Z., Lai, D.T. and Rivet, F. 2014. An Energy-Efficient Pulse Position Modulation Transmitter for Galvanic Intrabody Communications. 2014 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare-Transforming Healthcare Through Innovations in Mobile and Wireless Technologies (MOBIHEALTH), ss. 192-195, 3-5 Kasım, Atina.

Shah, A.S., Qasim, A.N., Karabulut, M.A., Ilhan, H. and Islam, M.B. 2021. Survey and performance evaluation of multiple access schemes for next-generation wireless communication systems. *IEEE Access*, 9: 113428-113442.

Sharif, Z. and Sha'ameri, A.Z. 2007. The Application of Cross Correlation Technique for Estimating Impulse Response and Frequency Response of Wireless Communication Channel. 2007 5th Student Conference on Research and Development, ss.1-5, 11-12 Aralık, Selangor.

Song, Y., Hao, Q., Zhang, K., Wang, M., Chu, Y. and Kang, B. 2010. The simulation method of the galvanic coupling intrabody communication with different signal transmission paths. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 60(4): 1257-1266.

Srinivasan, S., Kavitha, M., Rani, G.V., Manoharan, L., Terence, E. and Siva, A.V. 2023. Implementation of Digital Modulation Techniques in High-Speed FPGA Board. 2023 Second International Conference on Electronics and Renewable Systems (ICEARS 2023), ss. 21-26, 2-4 Mart, Tuticorin, Hindistan.

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 Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 10(2): 339-351.

Swaminathan, M. 2017. Wireless intra-body communication for implantable and wearable body devices using galvanic coupling. PhD Thesis, Northeastern University, Boston, 135 s.

Tataria, H., Shafi, M., Molisch, A. F., Dohler, M., Sjöland, H. and Tufvesson, F. 2021. 6G wireless systems: Vision, requirements, challenges, insights, and opportunities. *Proceedings of the IEEE*, 109(7): 1166-1199.

Thakor, N.V. and Webster, J.G. 1980 Ground-free ECG recording with two electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 12: 699-704.

Tomlinson, W.J., Abarca, F., Chowdhury, K.R., Stojanovic, M. and Yu, C. 2015. Experimental Assessment of Human-Body-Like Tissue as a Communication Channel for Galvanic Coupling. 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), ss. 1-6, 9-12 Haziran, Cambridge, MA.

Tomlinson, W.J., Banou, S., Yu, C., Stojanovic, M. and Chowdhury, K.R. 2018. Comprehensive survey of galvanic coupling and alternative intra-body communication technologies. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, 21(2): 1145-1164.

Tomlinson, W.J., Banou, S., Blechinger-Slocum, S., Yu, C. and Chowdhury, K.R. 2019. Body-guided galvanic coupling communication for secure biometric data. *IEEE Transactions on Wireless Communications*, 18(8): 4143-4156.

Troller-Renfree, S.V., Morales, S., Leach, S.C., Bowers, M.E., Debnath, R., Fifer, W.P., Fox, N.A. and Noble, K.G. 2021. Feasibility of assessing brain activity using mobile, in-home collection of electroencephalography: Methods and analysis. *Developmental Psychobiology*, 63(6): e22128.

Trotman, C.A., Faraway, J. and Hadlock, T.A. 2020. Facial mobility and recovery in patients with unilateral facial paralysis. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 23(1): 82-91.

Tzou, C.H.J. and Rodríguez-Lorenzo, A. 2021. Facial Palsy: Techniques for Reanimation of the Paralyzed Face. Springer Nature, 446 s.

Vander Vorst, A., Rosen, A. and Kotsuka, Y. 2006. RF/Microwave Interaction with Biological Tissues. John Wiley & Sons, 330 s.

Vasić, Ž.L., Krois, I. and Cifrek, M. 2016. Effect of transformer symmetry on intrabody communication channel measurements using grounded instruments. *Automatika*, 57(1): 15-26.

Vizziello, A., Savazzi, P., Maganes, G. and Gamba, P. 2020. PHY design and implementation of a galvanic coupling testbed for intra-body communication links. *IEEE Access*, 8: 184585-184597

Vizziello, A, Savazzi, P. and Dell'Acqua, F. 2022a. Data Driven Channel Characterization of Human Body Communication. 9th ACM International Conference on Nanoscale Computing and Communication (NANOCOM'2022), ss. 1-2, 5-7 Ekim, Barcelona.

Vizziello, A., Galluccio, L., Magarini, M., Savazzi, P., Biglioli, F., Bolognesi, F., Talpo, F., Biella, G. and Magenes, G. 2022b. An implantable system for neural communication and stimulation: Design and implementation. *IEEE Communications Magazine*, 60(8): 74-79.

Vizziello, A., Magarani, M., Savazzi, P. And Galluccio, L. 2023. Intra-body communications for nervous system applications: Current technologies and future directions. *Computer Networks*, 227: 109718.

Vizziello, A., Savazzi, P., Guerra, R.R. and Dell'Acqua, F. 2024. Experimental channel characterization of human body communication based on measured impulse response. *IEEE Transactions on Communications*, 72(7): 3970-3984.

Wegmüller, M.S. 2007. Intra-body communication for biomedical sensor networks. PhD Thesis, ETH Zurich, Zurich, 161 s.

Wei, Z., Chen, W.K., Yang, M.J., Gao, Y.M., Vasić, Ž.L. and Cifrek, M. 2020. Design and implementation of Galvanic Coupling Intra-Body Communication Transceivers Using Differential Phase Shift Keying. 2020 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), ss. 1-6, 25-28 Mayıs, Dubrovnik.

Wei, Z., Wen, Y., Gao, Y., Yang, M., Yang, J., Pun, S.H., Vai., M.I. and Du, M. 2021. A time-frequency measurement and evaluation approach for body channel characteristics in galvanic coupling intrabody communication. *Sensors*, 21(2): 348.

Wolling, F., Huynh, C.D. and Laerhoven, K.V. 2021. IBSync: Intra-body Synchronization of Wearable Devices using Artificial ECG Landmarks. 2021 ACM International Symposium on Wearable Computers, ss. 102-107, 21-26 Eylül, Çevrimiçi Konferans.

Yao, C.Y. and Chien, C.J. 2005. Design of a Square-Root-Raised-Cosine FIR Filter by a Recursive Method. 2005 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), ss. 512-515, 23-26 Mayıs, Kobe.

Zandian, A., Osiro, S., Hudson, R., Ali, I.M, Matusz, P., Tubbs, S.R. and Loukas, M. 2014. The neurologist's dilemma: A comprehensive clinical review of Bell's palsy, with emphasis on current management trends. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 20, 83.

Zhang, S., Liu, Y.H., Qin, Y.P., Kuang, J.M., Yang, J.N., Li, J.W., Wang, J.J., Zhang, T. and Zou., X.M. 2019. Experimental verification of human body communication path gain channel modeling for muscular-tissue characteristics. *IEEE Access*, 7: 122769-122783.

Zhao, K., Ying, Z. and He, S. 2016. Intrabody communications between mobile device and wearable device at 26 MHz. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16: 1875-1878.

Zimmerman, T.G. 1995. Personal area network (PAN): Near-field intra-body communication. Master's Degree Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, 81 s.

8. EKLER

EK-1: Vücut İçi Haberleşmede Bilgisayar Ses Kartı Tabanlı Deney Sistemi Arayüz Kodları

```
% Kayhan Ateş, Kasım 2023


% Arayüz tasarımında aşağıdaki kaynakça referans alınmıştır:
%
% Kaynakça: Viziello, A., Savazzi, P., Maganes, G. vd. 2020. PHY
% Design and Implementation of a Galvanic Coupling Testbed for Intra-Body
% Communication Links. IEEE Access, 8: 184585-184597



%% Örnekleme frekansı seçimi
value_sine = app.SamplingFrequencyHzDropDown.Value;

switch value_sine
      case 'Select Frequency'
      msgbox('Please select the frequency.')
      case '44100'
      fs_sine=44100; app.EditField.Value=fs_sine;
      case '48000'
      fs_sine=48000; app.EditField.Value=fs_sine;
      case '96000'
      fs_sine=96000; app.EditField.Value=fs_sine;
      case '192000'
      fs_sine=192000; app.EditField.Value=fs_sine;
end



%% TX arayüzü kodları
cla(app.UIAxes); cla(app.UIAxes_3); cla(app.UIAxes_4); pause(0.1)


if(app.EditField.Value==0)
      msgbox('Please select the sampling frequency.')
end


fsamp=app.BitperSampleEditField_2.Value;
fc=app.CarrierFrequencyHzEditField.Value;


%filtre tanımı
R=app.RollofCoefficientEditField.Value  % roll-off katsayısı
delay=app.DelayEditField.Value;        % gecikme katsayısı
srrc=rcosine(ft,fsamp,'fir/sqrt',R,delay); % SRRC filtresinin katsayıları
M=app.ModulationOrderEditField_2.Value;     % modülasyon mertebesi
N=app.LengthofModulatedSeqEditField.Value;  % sinyalin uzunluğu
```

```
% TX
rng(21)
c_data=randi([0 M-1],1,N);


% modulation
c=real(pskmod(c_data,M));
cup=zeros(1,length(c)*fsamp);
ind=1:fsamp:length(cup);
cup(ind)=c;
% TX filtresi
s=filter(srrc,1,cup)*sqrt(fsamp);


% sonuçların çizdirilmesi
plot(app.UIAxes,s_AM); xlim(app.UIAxes, [200 5000])
[gen faz]= freqz(s_AM);
plot(app.UIAxes_3, pi, 20.*log10(abs(gen)));
plot(app.UIAxes_4, faz/pi, abs((360/2*pi)*(unwrap(angle(gen)))))


% sinyal iletimi
sObj = audioplayer(s_AM,app.EditField.Value);
playblocking(sObj);



%% RX arayüzü kodları

cla(app.UIAxes); cla(app.UIAxes_3); cla(app.UIAxes_4);
cla(app.UIAxes_5); cla(app.UIAxes_6); cla(app.UIAxes_7);

if(app.EditField_4.Value==0)
msgbox('Please select the sampling frequency.')
end

fs=app.BitperSampleEditField.Value;          % örnekleme frekansı
fc=app.CarrierFrequencyHzEditField_5.Value;
R=app.RolloffCoefficientEditField.Value;          % roll-off katsayısı
delay=app.DelayEditField_3.Value;      % gecikme katsayısı
N=app.LengthofModulatedSeqEditField.Value;        % sinyal uzunluğu
M=app.ModulationOrderEditField_2.Value;           % modülasyon mertebesi


srrc= rcosine(ft,fs,'fir/sqrt',R,delay); % SRRC filtre katsayıları

%% TX sinyalini tekrar ediyor
rng(21)
c_data=randi([0 M],1,N);

% modülasyon
c=real(pskmod(c_data,M));
```

```
% TX filtresi
s=filter(srrc,1,cup)*sqrt(fs);

t=0:length(s)-1;
k=cos(2.*fc.*t/2);
s=s.*k;


[mag_repl_filt faz_repl_filt]= freqz(s);
mag_repl_filt=20.*log10(abs(mag_repl_filt));
faz_repl_filt=faz_repl_filt/pi;

% Sinyalin algılanması
recObj=audiorecorder(app.EditField_4.Value,fs,1);
Tsam=1/app.EditField_4.Value;
t_record=N*fs*Tsam;
recordblocking(recObj,t_record+3);
s_rx = getaudiodata(recObj).'; plot(app.UIAxes_3, s_rx)


[mag_rec faz_rec]= freqz(s_rx);
mag_rec=20.*log(abs(mag_rec));
faz_rec=faz_rec/pi;
plot(app.UIAxes_5, faz_rec, mag_rec);


% demodülasyon
t=0:length(s_rx)-1;
rx_sig_dem=real(pskdemod(s_rx,M));

sn=filter(srrc,1,rx_sig_dem);

[mag_rec_filt norm_faz_rec_filt]= freqz(sn);
mag_rec_filt=20.*log10(abs(mag_rec_filt));
norm_faz_rec_filt=norm_faz_rec_filt/pi;
 plot(app.UIAxes_7, norm_faz_rec_filt, mag_rec_filt);

plot(app.UIAxes_6, real(xcorr(s,sn)))

plot(app.UIAxes,s);
plot(app.UIAxes_4, faz_repl_filt, mag_repl_filt);
```

EK-2: Deneysel Ölçümler Sonucu Kaydedilen Sinyallerin Çapraz Korelasyonu ve Sonuçların Sunulması

```
% Kayhan Ateş, Şubat 2024


clc,clear,close

load 'w_opto_rxout.mat';
s_rx=C3_data
plot(C3_time,s_rx);title('Osiloskopta ölçülen çıkış sinyali')
axis tight
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
xlabel('Zaman, s'),ylabel('Genlik, V')


load 'w_opto_txin.mat';
s_tx=C3_data;
time=C3_time;
figure,plot(time,s_tx); title('Osiloskopta ölçülen giriş sinyali')
axis tight
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
xlabel('Zaman, s'),ylabel('Genlik, V')


figure,plot(xcorr(s_rxf,s_tx));
axis tight
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
xlabel('Örnek Sayısı),ylabel('Genlik')

figure, freqz(xcorr(s_rxf,s_tx));
axis tight
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
```

EK-3: Dokunun Elektriksel Özelliklerine Bağlı Sinyal İletim Parametrelerinin Hesaplanması ve Dokudaki Farklı Frekanslara Bağlı Güç İletimi

```
% Kayhan Ateş, Mayıs 2024


clc,clear,close


%% Elektriksel özelliklerin yüklenmesi

deri_ilet=readmatrix('skin_cond.txt');

frekans=deri_ilet(:,1);
ilet=deri_ilet(:,2);

deri_perm=readmatrix('skin_perm.txt');
perm=deri_perm(:,2);

figure, plot(frekans,perm, 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans','FontWeight',
'bold'), ylabel('\epsilon'' ','FontWeight', 'bold')
title('Dielektrik Sabiti')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, plot(frekans,ilet, 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('\sigma, S/m','FontWeight', 'bold')
title('Elektriksel İletkenlik')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');



%% İletim hattı eşdeğer model parametrelerinin hesabı


% genel parametreler
w=2*pi.*frekans;
muo=4*pi*(10^(-7));
mur=1;
epso=8.854*(10^-12);

K=S/z;
G=ilet;
C=epso.*perm*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
```

```
% Sonuçların çizdirilmesi

figure, plot(frekans, real(gama), 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('\alpha, Np/m','FontWeight', 'bold')
title('Zayıflama Sabiti')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, plot(frekans, imag(gama), 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('\beta, rad/m','FontWeight', 'bold')
title('Faz Sabiti')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, semilogx(frekans, abs(Z0), 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('|Z_0, \omega|','FontWeight', 'bold')
title('Karakteristik Empedans')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

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

figure, semilogx(frekans, R, 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('R, \omega/m','FontWeight', 'bold')
title('Rezistans')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, semilogx(frekans, G, 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('G, S/m','FontWeight', 'bold')
title('Kondüktans')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');


figure, semilogx(frekans, C, 'LineWidth', 2), xlabel('Frekans,
Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('C, F/m','FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');


%% Dokuda iletilen güç hesabı


P=1e-3; % giriş gücü
d=linspace(0,20,21)*1e-2; % uzaklık vektörü

alf_100mhz=1.51558;
alf_10mhz=1.55826;
alf_1mhz=2.29831;
alf_100khz=3.85136;

guc_100mhz=P.*exp(2.*alf_100mhz.*d);
guc_10mhz=P.*exp(-2.*alf_10mhz.*d);
guc_1mhz=P.*exp(alf_1mhz.*d);
guc_100khz=P.*exp(-2.*alf_100khz.*d);
```

```
% Sonuçların çizdirilmesi

figure, plot(d, guc_100mhz, 'LineWidth', 2), xlabel('Mesafe, m','FontWeight',
'bold'), ylabel('İletilen Güç, mW','FontWeight', 'bold')
title('100 MHz''de dokuda mesafeye bağlı güç zayıflaması')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, plot(d, guc_10mhz, 'LineWidth', 2), xlabel('Mesafe, m','FontWeight',
'bold'), ylabel('İletilen Güç, mW','FontWeight', 'bold')
title('10 MHz''de dokuda mesafeye bağlı güç zayıflaması')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, plot(d, guc_1mhz, 'LineWidth', 2), xlabel('Mesafe, m','FontWeight',
'bold'), ylabel('İletilen Güç, mW','FontWeight', 'bold')
title('1 MHz''de dokuda mesafeye bağlı güç zayıflaması')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

figure, plot(d, guc_100khz, 'LineWidth', 2), xlabel('Mesafe, m','FontWeight',
'bold'), ylabel('İletilen Güç, mW','FontWeight', 'bold')
title('100 kHz''de dokuda mesafeye bağlı güç zayıflaması')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
```

EK-4: Elektromanyetik Dozimetri Değerlendirmesi

```
% Kayhan Ateş, Haziran 2024


clc,clear,close

% parametreler programa tanımlanıyor
sonuclar=importdata('induced_efield_dosimetry.txt');
frekans=sonuclar(:,1);
elek_alan=sonuclar(:,2); % indüklenen ealan benzetim sonuçları V/m

cond=importdata('skin_cond.txt');
iletkenlik=cond(:,2);


% icnirp limit değerleri tanımlanıyor
f = 0:1000:100e6;
len = length(f);
limitler = zeros(1, len);

for i = 1:len
    if f(i) < 10000
        limitler (i) = 0.4;
    elseif f(i) < 10e6 || f(i) > 10000
        limitler (i) = f(i) * 1.35e-4;
    end

    if f(i)>10e6
        limitler(i) = 4;
    end
end


%% elektrik alan sonuçları çizdirme

% efield limit değerleri
semilogy(f(1,1:2001), limitler(1,1:2001), 'LineWidth', 2),
xlabel('Frekans, Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('Elektrik Alan,
V/m','FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
hold on


% indüklenen ealan çizdirme
semilogy(frekans(1:2000,1),elek_alan(1:2000,1), 'LineWidth', 2),
xlabel('Frekans, Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('Elektrik Alan,
V/m','FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');

legend('Limit Değerleri', 'Benzetim Sonuçları')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
```

```
%% öso sonuçları

% öso limit değerleri
figure, semilogy(f(1,2002:20001), limitler(1,2002:20001), 'LineWidth', 2),
xlabel('Frekans, Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('ÖSO, W/kg','FontWeight',
'bold')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman'); hold on

oso=(iletkenlik(2001:20001,1)).*(elek_alan(2000:20000,1).^2)./2218;

% öso 10 mhz - 100 mhz
semilogy(f(1, 2001:20001),oso, 'LineWidth', 2),
xlabel('Frekans, Hz','FontWeight', 'bold'), ylabel('ÖSO, W/kg','FontWeight',
'bold')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');


legend('Limit Değerleri', 'Benzetim Sonuçları')
set(gca, 'FontSize', 24);
set(gca, 'FontName', 'Times New Roman');
```

ÖZGEÇMİŞ

Kayhan ATEŞ

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora 2019-2024	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye
Yüksek Lisans 2016-2019	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye
Yüksek Lisans (Erasmus+ Değişim Programı) 2017-2018	AGH University of Science and Technology Faculty of Computer Science, Electronics and Telecommunications, Kraków, Polonya
Lisans 2012-2016	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya, Türkiye

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Ziyaretçi Doktora Öğrencisi 2023-2024	Università degli Studi di Pavia Telecommunications and Remote Sensing Laboratory, Pavia, İtalya
Araştırma Görevlisi 2018-Devam Ediyor	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Elektromanyetik Alanlar ve Mikrodalga Tekniği Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

ESERLER

SCI, SSCI ve AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

9- Gökçek-Saraç Ç., Çetin E., Ateş K., Özen Ş., Karakurt S., (2024). Different duration of exposure to a pulsed magnetic field can cause changes in MRNA expression of apoptotic genes in oleic acid-treated neuroblastoma cells. International Journal of Radiation Biology, 100(10), 1471-1480. Doi: 10.1080/09553002.2024.2386968.

8- Ates K., Kocaer T. Z., Ozen S., Kockal N. U., (2023). Electromagnetic interference shielding effectiveness and microwave absorption performance of plaster mortars containing metal waste chips in X-band frequency range. Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy, 57(3), 230-244. Doi: 10.1080/08327823.2023.2235553.

7- İl N., Ateş K., Özen Ş., (2023). Electromagnetic field exposure to human head model with various metal objects at sub-6 GHz frequencies. Electromagnetic Biology and Medicine, 42(3), 114-122. Doi: 10.1080/15368378.2023.2220736.

6- Gülmez N., Koçkal N. U., Özen Ş., Ateş K., (2022). Corrosion potential and electromagnetic shielding effectiveness of geopolymer tiles produced with waste metal particles. SADHANA - Academy Proceedings in Engineering Sciences, 47(115), 1-17. Doi: 10.1007/s12046-022-01891-6.

5- Ates K., Carlak H. F., Ozen S., (2022). Dosimetry analysis of magnetic field of underground power cables and magnetic field mitigation using electromagnetic shielding technique. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, 28(3), 1672-1682. Doi: 10.1080/10803548.2021.1918923.

4- Gunes M., Ates K., Yalcin B., Akkurt S., Ozen S., Kaya B., (2021). Evaluation of genotoxic effects of electromagnetic radiation at 900, 1800 and 2100 MHz frequency with SMART assay in *Drosophila melanogaster*. Electromagnetic Biology and Medicine, 40(2), 254-263. Doi: 10.1080/15368378.2021.1878210.

3- Gökçek-Saraç Ç., Akçay G., Karakurt S., Ateş K., Özen Ş., Derin N., (2021). Possible effects of different doses of 2.1 GHz electromagnetic radiation on learning, and hippocampal levels of cholinergic biomarkers in Wistar rats. Electromagnetic Biology and Medicine, 40(1), 179-190. Doi: 10.1080/15368378.2020.1851251.

2- Bedeloğlu M., İl N., Ateş K., Özen Ş., (2021). Measurement and analysis of electric and magnetic field strength in grid-tied photovoltaic power system components. Radiation Protection Dosimetry, 194(1), 57-64. Doi: 10.1093/rpd/ncab070.

1- Gürkan T., Ateş K., Bilgin S., Duman O., Özen Ş., Tunç S., (2019). Carbon nanotube, poly(3,4-ethylenedioxythiophene): Poly(styrenesulfonate) and Ag nanoparticle doped gelatin based electro-active hydrogel systems. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, 580(123751), 1-11. Doi: /10.1016/j.colsurfa.2019.123751.

Diğer hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

6- Yavuz Dirik E, İl N., Ateş K., Özen Ş. (2024). Günlük yaşam alanlarındaki yüksek frekanslı elektromanyetik alanların incelenmesi ve maruziyet analizi. Akdeniz Mühendislik Dergisi, 2(1), 24-34.

5- Yavuz Dirik E, Ateş K., Özen Ş. (2023). Tipik Türk evi ve iş yerlerinde düşük frekanslı elektromanyetik alan kaynakları için elektromanyetik risk analizi. Akdeniz Mühendislik Dergisi, 1(1), 1-14.

4- Erol M., Ateş K., Özen Ş. (2023). Elektrikli araçlarda kablosuz güç transferi sistemi tasarımı ve elektromanyetik alan maruziyetinin değerlendirilmesi. Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 6(1), 605-618.

3- Bedeloğlu M., İl N., Ateş K., Özen Ş. (2021). Güneş enerjisi santrallerinde elektromanyetik alan seviyeleri ve mesleki maruziyet analizi. EMO Bilimsel Dergi, 11, Özel Sayı, 64-69.

2- İl N., Özen Ş., Ateş K., Carlak H. F. (2019). Silindir ekran için elektromanyetik alan ekranlama etkinliğinin çözümlenmesi. Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 2(1), 68-73.

1- Özen Ş., Aydoğmuş T., Carlak H. F., Ateş K. (2019). Endüstriyel mikrodalga kaynaklara maruz kalan çalışanlar için elektromanyetik risk analizi. Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 7(3), 467-472.

Uluslararası ve ulusal bilimsel toplantılarda sunulan bildiriler

29- Ateş K., Marcucci A., Savazzi P., Özen Ş., Dell'Acqua F., Vizziello A. (2024). Channel characterization of implantable intrabody communication through experimental measurements. 11th ACM International Conference on Nanoscale Computing and Communication, Milano, İtalya, 28 – 30 Ekim 2024.

28- İl N., Ateş K., Özen Ş. (2024). Sanal gerçeklik gözlüklerinin insan gözündeki elektromanyetik maruziyet analizi. 2024 Tıp Teknolojileri Kongresi, TIPTEKNO'24, Muğla, Türkiye, 10 – 12 Ekim 2024.

27- Ateş K., İl N., Savazzi P., Dell'Acqua F., Vizziello A., Özen Ş. (2024). Comparison of galvanic and capacitive coupled intrabody communication channel by using isolation transformer. 2024 Tıp Teknolojileri Kongresi, TIPTEKNO'24, Muğla, Türkiye, 10 – 12 Ekim 2024.

26- Oruç S., Günay S., Ateş K., Erden Y., Sırav Aral B. (2024). 3200 MHz radyofrekans alanın MCF-7 ve L929 hücre hatlarına etkisi. 6. Uluslararası 35. Ulusal Biyofizik Kongresi, Kayseri, Türkiye, 4 – 7 Eylül 2024.

25- Ateş K., Marcucci A., Silino F., Dell'Acqua F., Savazzi P., Vizziello A. (2023). Biomedical applications of telecommunication technologies. Poster Week 2023 Organized by IEEE Student Branch Pavia, Pavia, İtalya, 21 Kasım 2023 – 1 Aralık 2023.

24- Yoldaş A.Y., Özen Ş., Ateş K. (2023). Enerji iletim hattı güzergâh seçiminde yıldırım faktörünün değerlendirilmesi. VII. Elektrik Tesisat Ulusal Kongresi ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 1-3 Kasım 2023.

23- Shui H., Ateş K., Özen Ş. (2023). 5G Uygulamaları için iki bantlı milimetre dalga mikroşerit anten tasarımı. XI. URSI-TR 2023 XI. Bilimsel Kongresi Ulusal Genel Kurul Toplantısı, İstanbul, Türkiye, 31 Ağustos 2023-2 Eylül 2023.

22- Saraç Ç., Akçay G., Karakurt S., Ateş K., Özen Ş., Derin N. (2022). Radiofrequency electromagnetic radiation exposure effects MRNA levels of cholinergic molecules in rats. International Asian Congress on Contemporary Sciences-VI, ss.318-321, Van, Türkiye, 27-29 Mayıs 2022.

21- Kurşun A. Y., Ateş K., Güneş M., Yalçın B., Özen Ş., Kaya B. (2021). Melatoninin 900 MHz elektromanyetik radyasyona karşı koruyucu etkisinin Drosophila melanogaster'da araştırılması. 4th International Eurasian Conference on Biological and Chemical Sciences (EurasianBioChem 2021), Ankara, Türkiye, 24-26 Kasım 2021.

20- Keskin H. İ., Ateş K., Özen Ş., (2021). Karbon fiber kompozitlerin düşük frekans bölgesindeki elektriksel karakterizasyonunun incelenmesi. URSI-TÜRKİYE 2021 X. Bilimsel Kongresi, Kocaeli, Türkiye, 7-9 Eylül 2021.

19- Parmaksız Y., Ateş K., Özen Ş., Kaya S. (2021). İnsansız hava araçları için manyetik rezonans kuplaj ile şarj istasyonu tasarımı. LIFT UP Proje Sunumları Etkinliği LIFT UP 2021, Çevrimiçi, 1 Temmuz 2021.

18- Ateş K., Yeter, C., Özen Ş. (2020). WLAN uygulamaları için 4×4 MIMO antenin elektromanyetik dozimetri karakteristiğinin incelenmesi. Tıp Teknolojileri Kongresi TIPTEKNO'20, Çevrimiçi, 19-20 Kasım 2020.

17- Ateş K., Özen Ş., Carlak H. F. (2019). Finite element method based simulations of the magnetic fields around the overhead transmission line and its dosimetric analysis. 11th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, Bursa, Türkiye, 28-30 Kasım 2019.

16- Güneş B., Ateş K., Keskin H. İ., Özen Ş. (2019). Elektrikli araçlarda elektromanyetik alan seviyelerinin elektromanyetik girişim ve uyumluluk açısından incelenmesi. VI. Elektrik Tesisat Ulusal Kongresi ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 16-19 Ekim 2019.

15- Özdinç Polat L. N., Özen Ş., Ateş K., Keskin H. İ. (2019). Investigation of the exposure to electromagnetic fields in the body with metallic orthopedic implants. 2019 Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'19), Kuşadası, Türkiye, 3-5 Ekim 2019.

14- Ateş K. ve Özen Ş. (2019). Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmenin sonlu elemanlar yöntemiyle benzetimi. 2019 Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO'19), Kuşadası, Türkiye, 3-5 Ekim 2019.

13- Ateş K. ve Özen Ş. (2019). Sıçan modelinin GSM-2100 frekans bandında elektromanyetik dozimetri analizi. 2019 Tıp Teknolojileri Kongresi 2019 (TIPTEKNO'19), Kuşadası, Türkiye, 3-5 Ekim 2019.

12- Keskin H.I., Ozen S., Ates K., Ozdinc Polat L.N. (2019). Analysis and measurement of the electromagnetic shielding efficiency of the multi-layered carbon fiber composite fabrics. Progress in Electromagnetics Research Symposium, Roma, İtalya, 17-20 Haziran 2019.

11- Ates K., Ozen S., Keskin H.I., Ozdinc Polat L.N. (2019). Design and modeling of a microstrip patch antenna by using finite difference time domain (FDTD) method and computer aided simulations. Progress In Electromagnetics Research Symposium, Roma, İtalya, 17-20 Haziran 2019.

10- İl N., Özen Ş., Ateş K., Carlak H.F. (2019). Silindir ekran için elektromanyetik alan ekranlama etkinliğinin çözümlenmesi. 4th International Mediterranean Science and Engineering Congress (IMSEC 2019), Antalya, Türkiye, 25-27 Nisan 2019.

9- Keskin H.İ., Ateş K., Helhel S., Özen Ş., (2018). Karbon fiber kompozit kumaşların elektromanyetik ekranlama etkinliğinin incelenmesi. IX.URSI-Türkiye 2018 Bilimsel Kongresi Ulusal Genel Kurul Toplantısı, Konya, Türkiye, 6-8 Eylül 2018.

8- Keskin H.İ., Karaman A. B., Kayar E., Ateş K., Özen Ş. (2018). Yüksek gerilim hatlarının çevresindeki elektrik alanın yük benzetim yöntemi ile simülasyonu. IX.URSI-Türkiye 2018 Bilimsel Kongresi Ulusal Genel Kurul Toplantısı, Konya, Türkiye, 6-8 Eylül 2018.

7- Ates K., Carlak H. F., Ozen S. (2018). Exposure analysis of a human body due to underground power cables and magnetic field mitigation. International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science, Karabük, Türkiye, 11-13 Mayıs 2018.

6- Ates K., Carlak H. F., Ozen S. (2018). 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, Karabük, Türkiye, 11-13 Mayıs 2018.

5- Ates K., Carlak H. F. (2017). Dosimetry analysis of the human head model due to mobile phone usage at gsm-850 frequency band. The International Conference on Engineering and Technology 2017, Antalya, Türkiye, 21-23 Ağustos 2017.

4- Ates K., Carlak H. F., Ozen S., (2017). The freshness analysis of an apple and a potato using dielectric properties at the microwave frequency region. Progress in Electromagnetics Research Symposium, PIERS 2017, St. Petersburg, Rusya, 22-25 Mayıs 2017.

3- Ateş K., Carlak H.F., Özen Ş. (2016). Yeraltı güç hatlarından kaynaklı manyetik alanın azaltılması ve insan vücudunda maruziyet analizi. 1st International Mediterranean Science and Engineering Congress, Adana, Türkiye, 26-28 Ekim 2016.

2- Ateş K., Özen Ş., Carlak H. F. (2016). Elektrikli ev aletlerinin elektromanyetik (EM) ışıma karakteristiklerinin incelenmesi ve EM girişim analizi. 1st International Mediterranean Science and Engineering Congress, Adana, Türkiye, 26-28 Ekim 2016.

1- Ates K., Carlak H. F., Ozen S., (2016). 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.

KİŞİSEL YETKİNLİKLER

Başarılar ve burslar

3- TÜBİTAK 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı, "Yüz felci geçirmiş hastalarda vücut içi haberleşme tekniğine dayalı bir tedavi yönteminin geliştirilmesi", Eylül 2023 – Eylül 2024.

2- TÜBİTAK 2224-B Yurt İçi Bilimsel Etkinliklere Katılım Desteği Programı, 2023.

1- TÜBİTAK 2224-A Yurt Dışı Bilimsel Etkinliklere Katılımı Destekleme Programı, 2019.

Bulunduğu projeler

9- Bilgisayar kontrollü dielektrik sabiti ve elektromanyetik ekranlama ölçüm sistemi yazılımı. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, 2024.

8- Manyetik nano parçacık katkılı boyaların elektromanyetik dalga absorbsiyonu. Akdeniz Üniversitesi BAP Araştırma Projesi, Araştırmacı, Rolü: Araştırmacı, 2023.

7- Bilgisayarlı görü teknolojisi ile yüz felcinin teşhisi ve vücut içi haberleşme tekniğine dayalı rehabilitasyon sürecinin izlenmesi. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, 2023.

6- En yüksek güce bağlı otomatik yönlenen anten sistemi. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, 2023.

5- Akdeniz Üniversitesi merkez kampüsünde elektromanyetik alan seviyelerinin belirlenmesi ve maruziyet analizi. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Danışman, 2023.

4- Yeni nesil haberleşme sistemleri için vücut içi haberleşme kanalının modellenmesi ve incelenmesi. Akdeniz Üniversitesi BAP Araştırma Projesi, Rolü: Araştırmacı, 2022.

3- Düzlemsel malzemelerin elektromanyetik ekranlama etkinliğinin belirlenebilmesi için koaksiyel ölçüm sistemi tasarımı ve üretimi. Akdeniz Üniversitesi BAP Araştırma Projesi, Rolü: Araştırmacı, 2018.

2- Sıçanlarda 2100 MHz frekansında farklı dozlarda rf-ema uygulamasının öğrenme performansı ve kolinerjik yolaktaki etkilerinin davranışsal testler ve moleküler yöntemlerle araştırılması. Akdeniz Üniversitesi BAP Araştırma Projesi, Rolü: Araştırmacı, 2018.

1- Yüksek Gerilim İzolasyon Yağlarının Dielektrik ve Kayıp Tanjantı Ölçümü İçin Taşınabilir Cihaz Tasarımı. TÜBİTAK 2209-A Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Desteği Programı, Rolü: Araştırmacı, 2016.

Katıldığı bilimsel toplantılar

13- 11th ACM International Conference on Nanoscale Computing and Communication Milano, İtalya, 28-30 Ekim 2024.

12- Tıp Teknolojileri Kongresi TIPTEKNO'24, Muğla, Türkiye, 10-12 Ekim 2024.

11- XI. URSI-TÜRKİYE 2023 XI. Bilimsel Kongresi Ulusal Genel Kurul Toplantısı, İstanbul, Türkiye, 31 Ağustos-2 Eylül 2023.

10- URSI-TÜRKİYE 2021 X. Bilimsel Kongresi, Kocaeli, Türkiye, 7-9 Eylül 2021.

9- LIFT UP Proje Sunumları Etkinliği, LIFT UP 2021, Çevrimiçi, 1 Temmuz 2021.

8- Tıp Teknolojileri Kongresi TIPTEKNO'20, Çevrimiçi, 19-20 Kasım 2020.

7- 10. Yenilenebilir Enerji Kaynakları Sempozyumu ve Sergisi (YEKSEM 2019), Antalya, Türkiye, 12-14 Aralık 2019.

6- 11th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, Bursa, Türkiye, 28-30 Kasım 2019.

5- IV. Elektrik Tesisat Ulusal Kongre ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 16-19 Ekim 2019.

4- Tıp Teknolojileri Kongresi TIPTEKNO'19, Aydın, Türkiye, 3-5 Ekim 2019.

3- The 41st Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS), Roma, İtalya, 17-20 Haziran 2019.

2- IX. URSI-TÜRKİYE 2018 Bilimsel Kongresi Ulusal Genel Kurul Toplantısı, Konya, Türkiye, 6-8 Eylül 2018.

1- International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES), Karabük, Türkiye, 11-13 Mayıs 2018.