



Numerical analysis, prototype implementation and in-vitro measurement of MICS/ISM band microstrip implant antennas for medical implant communication systems

Mustafa Hikmet Bilgehan Uçar^{1*}, Erdem Uras²

¹Information Systems Engineering Department, Faculty of Technology, Kocaeli University, 41001, Kocaeli, Turkey

²Turkish Airlines, THY Technic Inc., 34277, Istanbul, Turkey

Highlights:

- Numerical modeling, analysis and in-vitro measurements of implant antennas
- Numerical phantoms and effects on the antenna radiation performance
- Preparation of skin-mimicking liquids for MICS and ISM bands

Keywords:

- Medical implant communication
- Microstrip implantable antennas
- In-vitro measurement
- MICS-band
- ISM-band

Article Info:

Research Article
Received: 28.12.2020
Accepted: 14.12.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.848585

Acknowledgement:

The authors would like to thank the Scientific and Technological Research Council of Turkey (Project No: 115E597) and Kocaeli University Scientific Research Project Unit (Project No: 2015-87HD)

Correspondence:

Author: Mustafa Hikmet Bilgehan Uçar
e-mail: mhbuca@kocaeli.edu.tr
phone: +90 262 303 2261

Graphical/Tabular Abstract

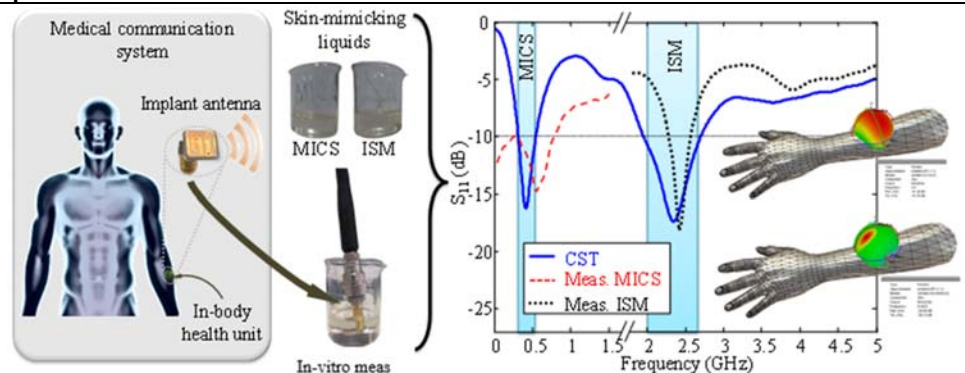


Figure A. The return loss measurement and radiation pattern simulation results of the MICS/ISM band microstrip implant antenna for medical implant communication systems in the skin-mimicking liquids.

Purpose: In this study, it was aimed to perform numerical analysis, design, modeling, and in-vitro measurements of the proposed miniature sized antenna for implant communication systems where physical space is limited, whose standards are determined by international organizations such as FCC, ITU and ETSI.

Theory and Methods:

Spiral or meander line antenna elements are generally preferred in medical applications where the electrical size in the operating band (i.e., $\lambda_0 \approx 75\text{cm}$, @ 400MHz) is considerably larger than the allocated physical dimensions ($\sim 0.01\lambda_0 \times 0.01\lambda_0$). Accordingly, the radiating elements in the antenna design consists of curved and @-shaped two microstrip lines that effectively use the radiating surface to perform dual-band operation covering MICS and ISM band. The numerical analyses of the implant antenna were performed using CST MWS based on the finite integral method. The human skin simulations of the implant antenna have been performed with numerical phantoms imported into the CST. Since the MICS/ISM implant antenna was projected to be placed in a human arm, the effect of simple skin, part of the arm and the entire arm simulation approaches on the antenna performance was examined to observe whether the skin tissue simulation was compatible with the relevant scenario.

Results:

The antenna with a compact size of $10.6 \times 10 \times 1.27 \text{ mm}^3$ is fabricated on a RO3210 substrate ($\epsilon_r=10.2$) and skin-mimicking liquids are also created, depicted in Figure A. As can be seen from Figure A, while some frequency shift in the ISM operating band and differences in S_{11} levels are observed, the MICS band S_{11} measurement and simulation results are quite compatible with each other. These discrepancies are thought to be due to the manufacturing /material tolerances during the creating of the antenna and mimicking liquids and the approximation between the measurement and the simulation setup. According to measurement the proposed antenna has bandwidths of 77% and 15%, at the corresponding MICS and ISM bands, respectively.

Conclusion:

In the paper CST based simulation of the proposed MICS/ISM band implant antenna for medical implant applications are presented. For validation, in-vitro measurements of the miniature sized implant antennas are performed in skin-mimicking liquids. The simulation and measurement results show that the miniature sized antenna with good radiation performance can be a good candidate for MICS/ISM-band implant communication applications when compared to the current literature.



Medikal implant haberleşme sistemleri için MICS/ISM bandı mikroşerit implant antenlerin sayısal analizi, prototip gerçekleştirilmesi ve in-vitro ölçümü

Mustafa Hikmet Bilgehan Uçar^{1*}, Erdem Uras²

¹Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Bilişim Sistemleri Mühendisliği Bölümü, 41001, Kocaeli, Türkiye

²Türk Hava Yolları, Teknik Anonim Şirketi, İstanbul Havalimanı, 34277, İstanbul, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- İmplant antenlerin sayısal modellenmesi, analizi ve in-vitro ölçümleri
- Sayısal fantomlar ve antenin ışıma performansına etkisi
- MICS ve ISM bantları için insan derisini taklit eden sıvıların hazırlanması

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi
Geliş: 28.12.2020
Kabul: 14.12.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.848585

Anahtar Kelimeler:

Medikal implant haberleşme,
mikroşerit implant antenler,
In-vitro ölçüm,
MICS-bandı,
ISM-bandı

ÖZ

Bu çalışmada, MICS-bandı (Medical Implant Communication Systems; 402-405 MHz) ve ISM-bandı (Industrial, Scientific and Medical; 2,4-2,48 GHz) tıbbi haberleşme uygulamaları için mikroşerit implant anten yapılarının sayısal analizleri ve tasarımları değerlendirilerek, önerilen çift bantlı implant antene ait benzetim ve ölçüm sonuçlarına yer verilmiştir. Çalışma kapsamında, öncelikle tıbbi uygulamalar için ayrılan çalışma bantları, implant anten ışıma geometrileri ve özgül soğurma oranı (SAR) sınırlamaları hakkında genel değerlendirmeler yapılmış ve bir implant antenin sahip olması gereken özellikler sunulmuştur. Mikroşerit implant antenlerin laboratuvar ortamındaki ölçümlerinin yapılmasında kullanılan gerçek doku ve suni jel yöntemleri karşılaştırılarak avantaj ve dezavantajları da ayrıca tartışılmıştır. Son olarak, MICS/ISM bandı örnek bir implant antenin modelleme yaklaşımlarına, sayısal analiz ve ölçüm sonuçlarına yer verilmiştir. Benzetimler zamanda sonlu integral metodunu temel alan CST-MWS programı ile gerçekleştirilmiştir. RO3210 ($\epsilon_r=10,2$) dielektrik malzemesi kullanılarak üretilen implant antenin, literatürde önerilen MICS ve ISM bandı deri taklit sıvıları içindeki ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçüm ve benzetim sonuçlarının, fabrikasyon ve ölçüm toleranslarından kaynaklı bir takım frekans kaymaları ve seviye farklılıkları dışında oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. MICS ve ISM bantlarında sahip olduğu sırasıyla %77'lik ve %15'lik bant genişlikleri, $10,6 \times 10 \times 1,27 \text{ mm}^3$ lük minyatür boyutları ve uluslararası standartlarla uyumlu düşük SAR değerleri ile ölçülen anten, çift-bant implant haberleşme uygulamalarında kullanılmak üzere iyi bir alternatiftir.

Numerical analysis, prototype implementation and in-vitro measurement of MICS/ISM band microstrip implant antennas for medical implant communication systems

H I G H L I G H T S

- Numerical modeling, analysis and in-vitro measurements of implant antennas
- Numerical phantoms and effects on the antenna radiation performance
- Preparation of skin-mimicking liquids for MICS and ISM bands

Article Info

Research Article
Received: 28.12.2020
Accepted: 14.12.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.848585

Keywords:

Medical implant
communication,
microstrip implantable
antennas,
In-vitro measurement,
MICS-band,
ISM-band

ABSTRACT

In this study, the numerical analysis and designs of microstrip implant antenna structures for MICS-band (Medical Implant Communication Systems band; 402-405 MHz) and ISM-band (Industrial, Scientific and Medical band; 2.4-2.48 GHz) medical communication applications are evaluated and simulation and measurement results of the proposed dual-band implant antenna are included. Within the scope of the study, first of all, general evaluations about operating bands allocated for medical applications, implant antennas with different radiation geometries, and specific absorption rate (SAR) were made and the features that an implant antenna should have, were presented. By comparing the real tissue and skin-mimicking gel methods used to measure microstrip implant antennas in the laboratory environment, the pros and cons were also discussed. Finally, modeling approaches, numerical analysis and measurement results of an exemplary MICS/ISM-band implant antenna were given. Simulations have been carried out with the CST-MWS, which is based on the finite integral method in time domain. Measurements of the implant antenna, fabricated using RO3210 ($\epsilon_r=10.2$) dielectric material, in MICS and ISM band skin mimicking liquids proposed in the literature were performed. It has been observed that the measurement and simulation results are fairly compatible, except for some frequency shifts and level differences due to fabrication and measurement tolerances. The measured implant antenna with fractional bandwidths of 77% and 15% respectively in MICS and ISM bands, compact size of $10.6 \times 10 \times 1.27 \text{ mm}^3$ and low SAR values compatible with international standards, is a good alternative that can be used in dual-band implant communication applications.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

İlk kez bir kalp pilinin yirminci yüzyılın ortalarında insan vücudu içerisine yerleştirilmesi ile medikal implant teknolojileri günlük hayatımızda yerini almıştır [1]. Günümüzde kullanılan medikal implant sistemlere örnek olarak koklear (kulak salyangozu) implantı, vücut-içi ilaç pompaları ve kapsül endoskopi uygulamaları sıralanabilir. Öte yandan, vücut içerisine yerleştirilen elektronik implant sistemlerinin sağlıklı çalışması, implant sistemleri ile sağlanacak kesintisiz iletişim ile mümkündür. İletişim kapsamındaki veriler sistemin çalışmasını sağlayacak veriler olduğu gibi, kişilerin sağlık verileri de olabilir. Şekil 1’de medikal haberleşme sistemi kapsamında geliştirilmiş, biyomedikal telemetri uygulamasına (medical telemetry/ biotelemetry) dair bir senaryo yer almaktadır. Görüldüğü üzere, bu senaryoya göre kişinin hayati sağlık verileri (sıcaklık, kandaki oksijen ve glikoz miktarı gibi) vücut-içi sağlık birimindeki bir implant anten aracılığıyla radyo sinyalleriyle uzaktan ölçülerek toplanmakta ve uzaktaki bir zamanın değerlendirilmesine sunulmaktadır. Biyomedikal telemetri sistemlerinin temelleri ilk olarak 1958 yılında Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi (National Aeronautics and Space Administration, NASA) tarafından ortaya atılmıştır. Astronotların fizyolojik verilerinin, yeryüzündeki sağlık çalışanlarına iletilmesi için yapılan araştırmalar biyotelemetri sistemlerinin temelini oluşturmaktadır [2]. Biyotelemetri sistemlerinin amacı, canlıların hayati değerlerin uzaktan takibini yaparak hastalıkların teşhis, takip ve tedavisine yardımcı olmaktır. Günümüz biyotelemetri sistemlerinde; elektrokardiyografi (EKG), elektromiyografi (EMG), elektroensefalografi (EEG), kan basıncı, kan akışı, kandaki oksijen doygunluğu (SpO₂) ve vücut sıcaklığı gibi birçok fizyolojik değer anlık olarak uzaktan ölçülebilmektedir.

Tümleşik devre ve haberleşme teknolojilerindeki ilerlemeler, yeni nesil implant haberleşme sistemlerinin gereksinimlerini karşılayacak bileşenlerin (sensor, mikroişlemci/mikrodenetleyici, anten gibi) geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. İmplant haberleşme sistemlerinin hayati bileşenlerinden biri olan anten yapısı, vücut-içi ve vücut-dışı birimler arası, ISM [3] ve/veya MICS [4, 5]

bandındaki kablosuz iletişimi sağlarken, sistem boyutunun minyatürleşmesinde de oldukça kritik öneme sahiptir [6]. Bu özellikleri ile anten elemanı yeni nesil implant haberleşme sistemlerinin geliştirilmesinde oldukça hayati bir tasarım ögesi olarak ön plana çıkmaktadır. Bu kapsamda araştırmacılar tarafından, uygulama gereksinimlerini [1-4] karşılayan, minyatür boyutlu ve biyo uyumlu antenlerin geliştirilmesi sistemin başarımı için üstesinden gelinmesi gereken başlıca tasarım zorluğu olarak değerlendirilmektedir [6]. Bu çalışmada, medikal implant haberleşme sistemleri hakkında genel bir değerlendirmede bulunarak; MICS-bandı (Medical Implant Communication Systems band; 402-405 MHz) [3] ve ISM-bandı (Industrial, Scientific and Medical band; 2,4-2,48 GHz) [4, 5] medikal haberleşme uygulamaları için mikroşerit implant anten yapılarının, modellenmesi, sayısal analizi ve başarımları ele alınmaktadır. Ayrıca tıbbi uygulamalar için tahsis edilen çalışma bantları ve implant sistemler için uluslararası kuruluşlarca belirlenen özgül soğurma oranı (Specific Absorption Rate, SAR) gibi tanımlamalara yer verilerek, bir implant antende olması gereken özellikler ortaya konulmaktadır. Mikroşerit implant antenlerin laboratuvar ortamındaki ölçümlerinde kullanılan gerçek doku ve yapay doku yöntemleri karşılaştırılarak avantaj ve dezavantajları da değerlendirilmektedir. Bu çalışmada, [7]’de geliştirilen MICS/ISM bandı implant anten yapısına ait farklı modelleme yaklaşımlarına ve ilgili modele ait benzetim sonuçlarına yer verilmektedir. Son olarak, antenin fabrikasyon gerçekleştirilerek, laboratuvar ortamında hazırlana deri taklit çözeltisi içerisindeki, in-vitro ölçüm sonuçlarına da yer verilmektedir. Benzetim çalışmaları zamanda sonlu integral metodunu temel alan CST-MWS [8] programı ile gerçekleştirilmiştir.

2. MATERYAL VE METOD (MATERIAL AND METHOD)

2.1. Medikal İmplant Haberleşme Teknikleri (Medical Implant Communication Techniques)

Geleneksel olarak, implantlarla iletişim düşük frekansta endüktif bağlantı sayesinde gerçekleştirilmekteydi. Kalp pili örneğinde, biri harici diğeri kalp pilinin içinde olmak üzere iki bobin arasındaki endüktif bağlantı, veriyi dış birimden



Şekil 1. Medikal İmplant Haberleşme Sistemi (Biyomedikal Telemetri Uygulaması)
(Medical Implant Communication System (Biomedical Telemetry Application))

implanta ve implanttan dış birime aktarmak için kullanılmaktaydı [1]. Günümüzde ise farklı senaryolar doğrultusunda, biyotelemetri sistemleri gibi birden fazla verinin aynı anda iletilip alınmasını sağlayacak yüksek veri oranlarına dolayısıyla bant genişliğinde artışlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu doğrultuda yüksek frekansta geniş mesafe haberleşmeyi sağlayabilecek MICS-bant [3] ve ISM-bant [4, 5] iletişim standartları geliştirilmiştir.

2.1.1. Endüktif haberleşme (Inductive communication)

Endüktif kuplaj ile bağlantıda düşük frekans (LF, Low Frequency) 9-15 kHz bantı kullanılmaktadır. Bu bağlantı türünde, güvenilir bağlantının sağlanması için iletişim oldukça yakın mesafede, alıcı ve vericinin doğru yerleşimiyle gerçekleştirilebilir. Endüktif bağlantının en büyük dezavantajı bant genişliğinin, dolayısıyla veri hızının (bit rate) oldukça düşük olmasıdır [1].

2.1.2. MICS-bant haberleşme (MICS-band communication)

MICS-bandı, Federal İletişim Komisyonu (Federal Communication Commission, FCC) ve Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (European Telecommunications Standards Institute, ETSI) tarafından medikal implant cihazlar için tahsis edilmiş 402-405 MHz UHF bandında, özel amaçlı bir frekans bandıdır [3]. İletişim ve algılayıcı teknolojilerindeki ilerlemelerle, spektrum gereksinimleri yeniden değerlendirilmiş hem ETSI hem de FCC frekans tahsislerini 401 MHz ile 402 MHz ve 405 ile 406 MHz arasındaki ek bantlara genişletmiştir. ETSI için bu kanat bantları MEDS, FCC standardı için MedRadio olarak bilinmektedir. MICS-bandı diğer geniş bant haberleşme teknolojilerinden etkilenmemesi için bant-genişliği dar tutulmuş ve sadece medikal uygulamalardaki kullanımlara tahsis edilmiştir. Ayrıca MICS bandı düşük güç tüketimi ve gürültüsüz iletişim gibi avantajlara sahiptir. Bu nedenle MICS bandı, bina içi (in door) implant haberleşme sistemlerinde sıkça tercih edilmektedir [1, 3].

2.1.3 ISM-bant haberleşme (ISM-band communication)

ISM-bandı endüstriyel, bilimsel ve medikal alanlarda kullanımı için Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (International Telecommunication Union, ITU) tarafından tahsis edilmiş genel amaçlı bir frekans bandıdır [4, 5]. WiFi, Bluetooth, mikrodalga fırınlar, kablosuz telefonlar ve tıbbi diyatermi gibi birçok uygulama bu frekans bandında çalışmaktadır. ISM-bandı, kısa mesafe ve düşük güçlü haberleşme sistemleri için oldukça elverişlidir. ISM-bandı, lisans veya sertifikasyona gerek duyulmaması ve düşük güçlü sistemlerde çalışabilmesi ile medikal uygulamalarda tercih edilmektedir. Bu bandın dezavantajı aynı bandın aynı anda diğer kullanıcılar ve bahsi geçen uygulamalar tarafından paylaşılıyor olmasıdır. Bu durumda da, haberleşme sisteminde güvenlik ve çoklu çalışma gereksinimi ortaya çıkmaktadır [1].

2.2. Vücut-merkezli Antenler (Body-centric Antennas)

Bilindiği üzere antenin bulunduğu ortam, antenin çalışma performansını doğrudan etkilemektedir. Medikal uygulamalarda anten elemanları, bir ortamın içinde yahut yüzeyinde olabilir, bu durumda modelleme aşamasında anten bulunduğu ortamdan bağımsız düşünülemez. Tıbbi uygulamalarda kullanılan vücut-merkezli anten tasarımları genel olarak, yutulabilir (edible), giyilebilir (wearable) ve ekit (implantable) antenler olmak üzere 3 grupta değerlendirilmektedir. Belirli bir zaman aralığında ve belli bir bölgedeki vücut-içi sağlık verilerinin (ısı ve kan akışı gibi) aktarıldığı tıbbi telemetri sistemlerinde (örneğin, kapsül endoskopi) yutulabilir antenler kullanılmaktadır [9, 10]. Yine sağlık verilerinin (EKG, SpO₂ gibi) görüntülemesi için vücut yüzeyine veya yakınına yerleştirilen sistemlerde de giyilebilir antenler geliştirilmiştir [11]. Vücut içerisinde belirli bir konuma yerleştirilerek hastalıkların teşhis ve tedavisi için biyo-uyumlu, düşük hacimli implant antenler tasarlanmaktadır [12]. Literatürde bulunan birçok implant anten, sahip oldukları küçük hacim, düşük kayıp/maliyet/saçılma karakteristikleri ve fabrikasyonlarının kolay olması sebebiyle yüzey uyumlu mikroşerit anten teknolojisi ile tasarlanmaktadır [13-16]. Mikroşerit antenlerin bu özellikleri implant edilebilir sistemler için yeterli değildir. Tasarlanacak implant antenlerin, bahsi geçen avantajlara ek olarak vücut yüzey uyumlu (fiziksel ve fizyolojik olarak), düşük özgül soğurma oranı (SAR) ve düşük güç tüketimine sahip olmalıdır. Ayrıca medikal haberleşme sistemleri için tasarlanacak antenlerin FCC ve ITU'nun belirlemiş olduğu MICS [3] ve/veya ISM [4, 5] frekans bantlarında çalışması gerekmektedir. Literatürde fiziksel alanın kısıtlı, elektriksel boyutların çalışma bandına göre (Örneğin 400 MHz'de $\lambda_0 \approx 75$ cm) büyük olduğu medikal uygulamalarda genel olarak spiral [13], kıvrımlı [14-16] ve akım yolunun uzatıldığı çeşitli ışın elemanları [17-20] tercih edilmektedir. Ayrıca literatürde implant antenlerin fiziksel boyutlarının minyatürleştirilmesi için anten ile toprak düzleminin bir kısa devre pimi [14] ya da metal bir yüzey [21] ile birleştirilmesiyle, tasarımın elektriksel boyutunun artırılarak rezonans frekansının düşürüldüğü, yani antenin fiziksel boyutlarının minyatürleştirilmesinin sağlandığı da gösterilmiştir.

2.2.1. Işıma elemanı geometrileri (Radiating element geometries)

Mikroşerit antenler, bir dielektrik tabakanın yüzeylerine yerleştirilmiş metalik ışın yüzeyi ve toprak düzleminde meydana gelmektedir. Işın, iletken yüzeyin kenarları ile toprak düzleminin dış alanlarında oluşmaktadır. Arzu edilen ışın performansının (geri-dönüş kaybı, ışın huzmesi ve polarizasyon gibi) elde edilmesinde yüzey geometrisi en önemli tasarım ögesi olarak ön plana çıkmaktadır. Günümüz yeni nesil kablosuz iletişim teknolojilerinin geniş bant ve yüksek kazanç gibi gereksinimleri, mikroşerit yapıdaki farklı ışın yüzey geometrilerinin ortaya çıkmasına yol açmıştır [22-25]. Temelde ışın yüzeyleri yama ya da bu yapıların tamamlayıcısı olan açıklık elemanlarından oluşmaktadır. Diğer taraftan, fiziksel alanın kısıtlı ve minyatürleşmenin

oldukça önemli olduğu medikal uygulamalar (Örneğin MICS-bant, $\rightarrow \lambda_o \cong 75$ cm) için önerilen anten tasarımları genel olarak kıvrımlı ve dairesel yapılardan oluşmaktadır. İmplant haberleşme sistemlerinde Şekil 2’de yer alan; dairesel spiral [13], kıvrımlı hat [14, 15], kare spiral [16], tamamlayıcı yarık halka (Complementary Split-Ring Resonator, CSRR) [17], yarık halka (Split-Ring Resonator, SRR) [18] ve kıvrımlı kare spiral [19] mikroşerit ışım elemanları araştırmacılar tarafından önerilmiştir. Mikoşerit spiral ışım elemanı, medikal haberleşme sistemlerinde ilk olarak MICS bandı (430–500 MHz) endoskop sisteminde kullanılmıştır [13].

2.2.2. Kayıplı ortamda antenler (Antennas in lossy media)

Medikal implant ve giyilebilir uygulamalarda olduğu gibi anten elemanları, bir ortamın içinde (implant) veya yüzeyinde (giyilebilir) yer alabilir. Antenin bulunduğu ortam, antenin ışım performansını doğrudan etkilediği göz önünde bulundurulduğunda, modelleme veya uygulama aşamasında antenin bulunduğu ortamın elektriksel olarak modellenmesi oldukça önemlidir. Bu değerler frekansa bağlı kompleks değerler olup, farklı ölçüm teknikleri ile tek bant ya da geniş bant frekansa bağlı karakteristikler elde edilebilir [1].

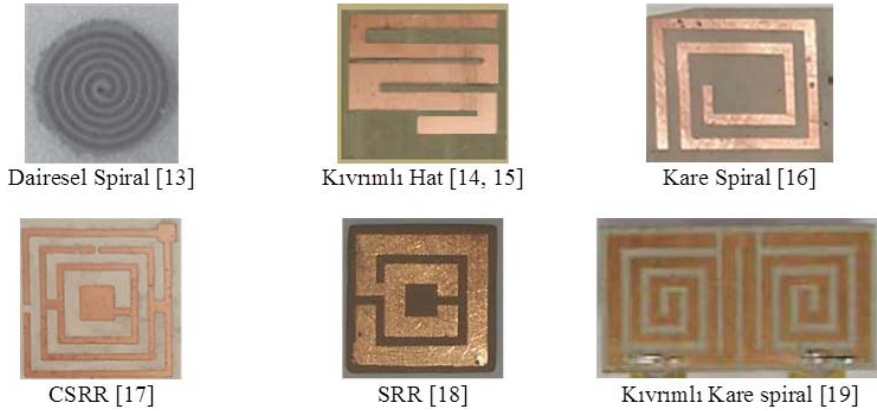
2.2.3. Dokuların elektriksel özellikleri (Electrical properties of tissues)

Sayısal olarak ışım performans analizi gerçekleştirilecek implant antenlerin modellenmesinde, içinde yer alması

düşünülen ilgili dokunun efektif dielektrik geçirgenliği (ϵ_{er}) ve efektif iletkenliği (σ_e) gibi elektriksel özelliklerinin doğru bir şekilde tanımlanması oldukça önemlidir. Benzetim programlarında, ilgili doku ortamları yazılımın malzeme kütüphanesinden doğrudan çağrılacağı gibi bazı durumlarda da elle tanımlanması gerekebilir. Bu doğrultuda implant haberleşme bantları (MICS ve ISM bandı) için, daha önce literatürde yer alan Tablo 1’deki çeşitli insan dokularının efektif dielektrik geçirgenlik (ϵ_{er}) ve efektif iletkenlik (σ_e) değerleri kullanılabilir.

2.2.4. İmplant anten ölçümleri (Implant antenna measurements)

Benzetim programlarında sayısal doku modelleri içinde analizleri gerçekleştirilen implant antenlerin gerçekçi dokulardaki ölçümleri anten performansının doğrulanması açısından oldukça önemlidir. Hedeflenen ışım performansına sahip sayısal olarak modellenen implant antenlerin gerçekçi ölçümleri canlı dokular içerisinde [17] gerçekleştirilebileceği gibi ölü organizma doku örneklerinde [20, 21] ya da laboratuvar ortamlarında hazırlanan yapay dokularda da [18–21] gerçekleştirilebilmektedir. Literatürde implant anten tasarımlarının ışım performansı ölçümleri; in-vivo (canlı organizma dokusunda), ex-vivo (ölü organizma dokusu örneği içinde) ve in-vitro (laboratuvar ortamında hazırlanan yapay dokuda) olmak üzere üç yaklaşımla ele alınmaktadır. Bir sonraki bölümde sırasıyla bu yöntemlere ve bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajlarına yer verilecektir.



Şekil 2. Medikal implant haberleşme sistemleri için önerilen ışım elemanları (The proposed radiating elements for medical implant communication systems)

Tablo 1. Çeşitli insan dokularının 403 ve 2450 MHz’deki elektriksel özellikleri [1] (Electrical properties of various human tissues at 403 and 2450 MHz [1])

Doku	ϵ_{er} [F/m]		σ_e [S/m]	
	@403 MHz	@2450 MHz	@403 MHz	@2450 MHz
Kas	57,1	52,7	0,797	1,7
Yağ	5,6	5,3	0,041	0,1
Deri (kuru)	46,7	38,0	0,690	1,5
Deri (nemli)	49,8	42,8	0,670	1,6
Kemik	22,4	18,5	0,235	0,8
Beyin gri	57,4	48,9	0,739	1,8
Beyin beyaz	42,0	36,2	0,445	1,2

2.2.4.1. İmplant antenlerin In-vivo ölçümleri (In-vivo measurements of implant antennas)

In-vivo ölçüm yönteminde fabrikasyonu gerçekleştirilen implant antenin EM ölçümleri canlı doku içerisinde, Vektör Network Analizörü ile (VNA) yapılmaktadır. Anten ölçümlerinde gerçek dokuların kullanılması sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmasa da sağladığı yüksek ölçüm tutarlılığı in-vivo yöntemini diğer ölçüm yöntemine göre üstün kılmaktadır. In-vivo yönteminin sağlamış olduğu avantaj ve dezavantajlar Tablo 2’de listelenmektedir.

2.2.4.2. İmplant antenlerin ex-vivo ölçümleri (Ex-vivo measurements of implant antennas)

Ex-vivo yöntemi, hedef dokunun canlı organizmadan alınmasını ve ardından laboratuvar ortamında antenin canlıdan ayrılan doku içerisine yerleştirilip ölçümlerinin gerçekleştirilmesi işlemlerini içermektedir. In-vivo yönteminde yapılan ölçümlerde canlının tüm dokularının elektriksel özellikleri dikkate alınırken, ex-vivo yönteminde ise sadece ilgili dokunun elektriksel özellikleri göz önünde

bulundurulur. Tablo 3’te ex-vivo yönteminin avantaj ve dezavantajları verilmektedir.

2.2.4.3. İmplant antenlerin in-vitro ölçümleri (In-vitro measurements of implant antennas)

In-vitro ölçümler özel laboratuvar ortamlarında gerçekleştirilen ölçümlerdir. Medikal implant haberleşmede in-vitro ölçümler, benzetim ortamının elektriksel özelliklerinin sağlandığı ölü dokularda ya da bu benzetim ortamının yapay bir şekilde oluşturulduğu yapay dokularda, başka ifadeyle doku taklit (suni) ortamlarda gerçekleştirilebilir. Doku taklit yönteminde, fabrikasyonu gerçekleştirilen implant antenin ölçümleri, elektriksel olarak ilgili dokunun özelliklerinin (ϵ , σ) sağlandığı bir sıvı yahut jel içerisine yerleştirilmez ile yapılmaktadır. Tablo 4’te laboratuvar ortamında hazırlanan doku taklit çözeltilerinde gerçekleştirilen ölçümlerin, in-vivo ölçümlere göre avantaj ve dezavantajları yer almaktadır. Buna göre in-vitro yöntemi, in-vivo ve ex-vivo yöntemlerine göre daha zahmetsizdir. Ayrıca doku taklit çözeltilerinin yapımının kolay olması ve

Tablo 2. In-vivo ölçümlerin avantaj ve dezavantajları
(The pros and cons of in-vivo measurement)

Avantaj	Dezavantaj
<ul style="list-style-type: none"> Gerçek dokunun kullanılıyor olması. Yüksek ölçüm tutarlılığı. 	<ul style="list-style-type: none"> Özel olarak istenilen uygun doku örneğinin bulunması zordur. Ölçüm süresi kısıtlıdır. Yöntem ölçümü yapılacak olan dokunun parçalara ayrılmasını gerektirebilir. Ölçümde deney hayvanları kullanılacak ise özel izinler ve ekipmanlar gerekmektedir. Deney hayvanlarının kullanımı, uygun ortam şartlarının sağlanması gibi nedenlere bağlı olarak maliyet artabilir.

Tablo 3 Ex-vivo ölçümlerin avantaj ve dezavantajları (The pros and cons of ex-vivo measurement)

Avantaj	Dezavantaj
<ul style="list-style-type: none"> Gerçek dokunun kullanılıyor olması. Hedef dokuya yönelik yüksek ölçüm tutarlılığı sağlar. Hedef dokunun temin edilebilmesi in-vivo yöntemine göre daha kolaydır. Cerrahi işlem öncesi veya sonrası hayvan bakımı gerektirmez. Hedef doku tekrar kullanılabilmesi için belirli koşullar altında saklanabilir. Etik açıdan avantajlı olup herhangi bir özel izin veya eğitim gerektirmez. 	<ul style="list-style-type: none"> Özel olarak istenilen uygun doku örneğinin bulunması zordur. Saklanan dokular zamanla bozunuma uğrayacağından elektriksel özellikler gittikçe yitirilir. Yöntem ölçümü yapılacak hedef dokunun parçalara ayrılmasını gerektirebilir. Deney hayvanlarının dokularının kullanımı, uygun saklama koşullarının sağlanması, kullanılan dokuların bir daha kullanamayacak şekilde parçalanacak olması ve doku örneklerinin temini gibi nedenlere bağlı olarak maliyet artar.

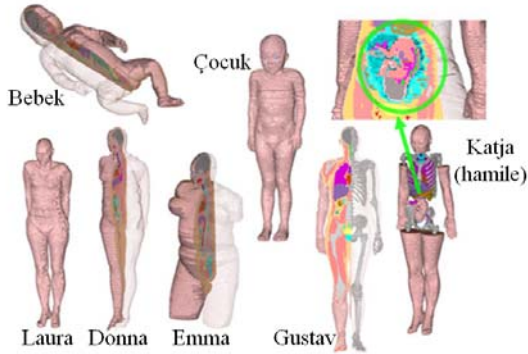
Tablo 4 In-vitro ölçümlerin avantaj ve dezavantajları (The pros and cons of in-vitro measurement)

Avantaj	Dezavantaj
<ul style="list-style-type: none"> • Doku taklit çözeltisinin yapımında kullanılan malzemelerin birçoğuna erişim kolaydır. • Ölçüm süresi diğer ölçüm yöntemlerine göre daha makul düzeydedir (kullanılan karışımın özelliğine göre değişebilir). • İstenilen sıcaklıkta ölçüm yapılabilir. • Doku taklit çözeltisi canlı olmadığından çözeltiliye istenilen şekil verilebilir. • Yöntemin kullanılabilmesi için özel izine veya eğitime ihtiyaç yoktur. • Maliyet düşüktür. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ölçümün tutarlılığı gerçek doku yöntemine göre daha düşüktür. • Hazırlanan çözeltinin dielektrik geçirgenlik katsayısını ayarlamak için özel ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır.

kullanımında herhangi bir özel izin gerektirmemesi yöntemin en önemli avantajlarından.

2.2.5. Fantomlar (Phantoms)

İmplant anten tasarımını ışınma performans analizini gerçekleştirmek için insan vücudunun gerçekçi bir şekilde modellenmesi gerekmektedir. Temelde fantomlar (insan modelleri) benzetim için sayısal, ölçümler için fiziksel olmak üzere iki çeşittir. Şekil 3'te CST MWS benzetim programında [8] yer alan, farklı yaş ve cinsiyetteki sayısal fantomlar yer almaktadır. Burada yer alan fantomlar, kullanıcının amacına yönelik, homojen veya homojen olmayan şekilde seçilebilir. Ölçümlerde kullanılan fantomlar da homojen ve homojen olmayan olmak üzere iki çeşittir. Homojen olmayan fantomların üretimi kolay ancak gerçekçi insan modelinden uzaktır. Çünkü homojen olmayan modelde sıralı doku katmanları (deri-yağ-kas ve diğer organların) modellenmemektedir [1].



Şekil 3. CST MWS benzetim programında tanımlı fantomlar (CST Voxel ailesi) [8] (The phantoms defined in the CST MWS simulator (CST Voxel family) [8])

2.2.6. Özgül soğurma oranı (SAR)

(Specific absorption rate (SAR))

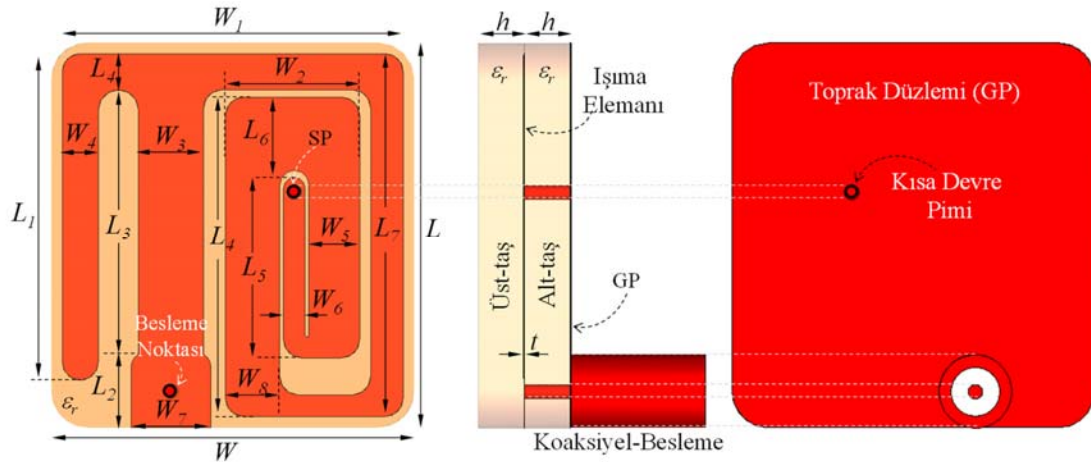
Özgül soğurma oranı, elektromanyetik alana maruz kalındığında insan dokusu tarafından birim ağırlık başına soğurulan güç miktarı olarak tanımlanmaktadır ve birimi W/kg'dır. Günümüzde çoğunlukla cep telefonları ve

manyetik rezonans görüntüleme (MRI) cihazlarından soğurulan gücü ölçmek için kullanılan SAR, implant edilebilir medikal cihaz teknolojileri içinde bir standart haline getirilmiştir. FCC'ye göre özgül soğurma oranı 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha az olması gerekmektedir. Avrupa Birliği için ise bu standart Avrupa Elektroteknik Standardizasyon Komitesi (European Committee for Electrotechnical Standardization, CENELEC) tarafından 10 g'lık doku için 2 W/kg veya daha az olmalıdır [1]. İnsan derisine göre tasarlanan implant antenlere ait giriş güç değerleri ilgili SAR seviyelerini aşmayacak üzere sayısal olarak hesaplanmalı ve anten girişlerine uygulanacak maksimum güç miktarı belirlenmelidir.

2.3. Medikal İmplant Haberleşme Sistemleri için MICS/ISM bandı İmplant Antenin Sayısal Olarak Modellenmesi ve Benzetimi

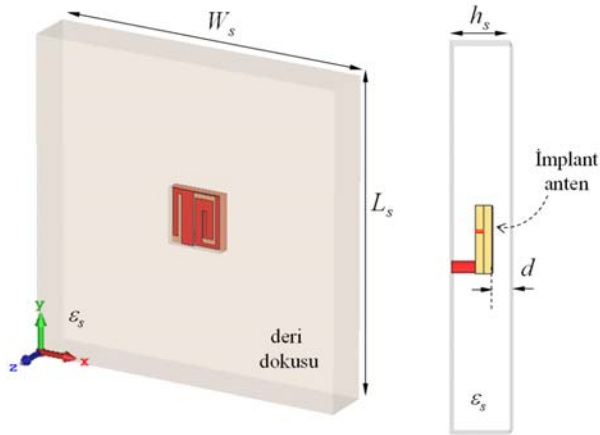
(Numerical Modeling and Simulation of MICS/ISM band antenna implant for Medical Implant Communication Systems)

Daha önceki bölümlerde implant haberleşme sistemleri tanıtılmış ve bu tür sistemlerin en önemli bileşenlerinden olan anten tasarımlarının gereksinimlerinden bahsedilmişti. Bu bölümde daha önce bahsi geçen değerlendirmeler ışığında [7]'de tanıtılan MICS/ISM bandı implant antenin modellenmesi, benzetim ve ölçümlerin yer verilerek sonuçlar tartışılacaktır. Şekil 4'te MICS/ISM bandı uygulamaları için çift-bantlı implant antene ait üstten, yandan ve alttan görüntüleriyle birlikte fiziksel boyutları yer almaktadır. Görüldüğü üzere, anten $\epsilon_r=10,2$ ve $\tan\delta=0,0027$ değerlerine sahip RO3210 dielektrik alttaş ve üsttaştan oluşan katmanlı bir yapıdan oluşmaktadır. Anten düzleminde ışınma elemanı olarak bükümlü ve "@" şeklinde kıvrımlı iki metalik hat bulunmaktadır. Ayrıca olası istenmeyen saçınım etkilerinin azaltmak üzere metalik hatların köşeleri yumuşatılmıştır. Antenin beslemesi 50- Ω 'luk koaksiyel besleme ile yapılmış ve önerilen tasarımın sayısal analizleri derinin 3 mm altında olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Diğer taraftan anten ile toprak düzlemini birleştiren 0,2 mm yarıçaplı bir kısa devre pimi, tasarımın elektriksel boyutunun iki katına çıkartılarak yapının rezonans frekansının yaklaşık olarak yarıya düşürülmesi, yani antenin fiziksel boyutlarının minyatürleştirilmesi amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 4. MICS/ISM bandı implant anten tasarımı: $h = 0,79$, $W = 10$, $L = 10,6$, $L_1 = 9$, $L_2 = 2$, $L_3 = 6,7$, $L_4 = 1$, $L_5 = 5$, $L_6 = 2,2$, $L_7 = 10$, $W_1 = 9,4$, $W_2 = 3,7$, $W_3 = 1,8$, $W_4 = 1$, $W_5 = 1,4$, $W_6 = 0,6$, $W_7 = 2,2$, $W_8 = 1,5$, $t = 0,05$ (hepsi mm), $\epsilon_r = 10,2$.
(MICS / ISM band implant antenna design: $h = 0.79$, $W = 10$, $L = 10.6$, $L_1 = 9$, $L_2 = 2$, $L_3 = 6.7$, $L_4 = 1$, $L_5 = 5$, $L_6 = 2.2$, $L_7 = 10$, $W_1 = 9.4$, $W_2 = 3.7$, $W_3 = 1.8$, $W_4 = 1$, $W_5 = 1.4$, $W_6 = 0.6$, $W_7 = 2.2$, $W_8 = 1.5$, $t = 0.05$ (all in mm), $\epsilon_r = 10.2$)

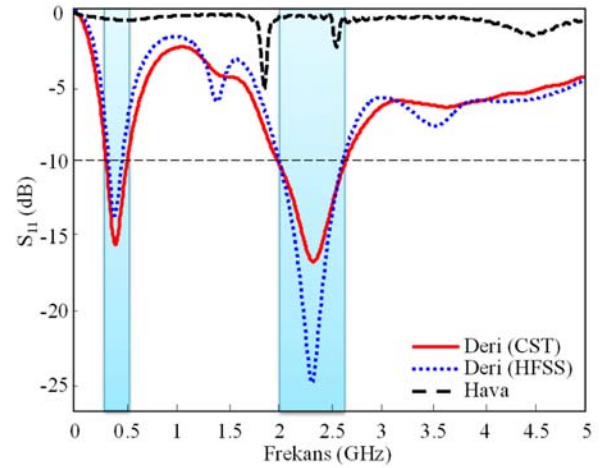
Şekil 5'teki benzetim ortamı içerisindeki implant antenin geri dönüş kaybı (S_{11}) karakteristiği ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları, sırasıyla Şekil 6 ve Şekil 7'de yer almaktadır. Görüldüğü üzere önerilen antenin empedans bant genişliği MICS bandında 165 MHz (337-502 MHz), ISM bandında ise 704 MHz (1,894-2,598) olup tasarım çift-bant performans sergilemektedir. Diğer taraftan hava ortamındaki ($\epsilon_h = 1$) benzetimlerde ise geri dönüş kaybı -10 dB'nin altına düşmemekte, 2 ile 2,5 GHz bantlarında seviye düşüşleri gözlemlenmektedir.



Şekil 5. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının deri dokusu içine yerleşimi: $W_s = 60$, $L_s = 60$, $h_s = 9,3$, $d = 3$, (hepsi mm), $\epsilon_s = 31,29$, $\sigma_s = 8,0138$
(Placement of MICS / ISM band implant antenna design into skin tissue: $W_s = 60$, $L_s = 60$, $h_s = 9.3$, $d = 3$, (all in mm), $\epsilon_s = 31.29$, $\sigma_s = 8.0138$)

Analizlere geçmeden önce, geliştirilen antenin bir insanın koluna yerleştirilmesi düşünüldüğünden, Şekil 5'te yer alan $60 \times 60 \times 9,3$ mm³'lük deri benzetim ortamının ($\epsilon_s = 31,29$, $\sigma_s = 8,0138$) ilgili senaryo ile uyumlu olup olmadığını gözlemlemek için Şekil 8'de sunulan (a) Basit deri, (b) Kolun bir kısmı ve (c) Kolun tamamı benzetim

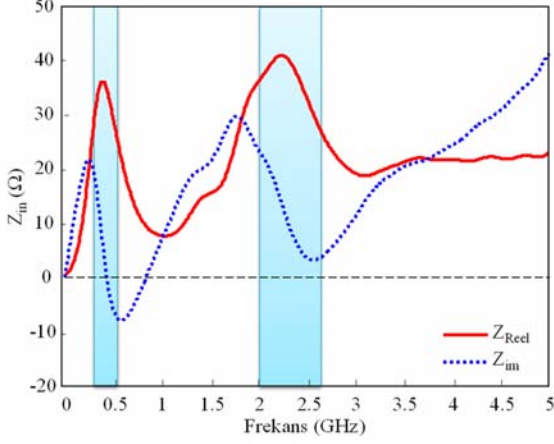
ortamları değerlendirilmiştir. Bu kapsamda, implant antenin fiziksel olarak farklı doku modelleri içerisindeki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansları incelenerek Şekil 9'da sunulmuştur. Görüldüğü üzere tüm modellerdeki implant antenin S_{11} performansı profil olarak oldukça uyumlu olup, basit deri modeli ile kolun tamamının kullanıldığı model arasında 3 dB'lik bir seviye farkı gözlemlenmektedir. Bu durum aslında, yapının fiziksel olarak büyümesi ve dolayısıyla dielektrik kaybın artmasından kaynaklanmaktadır.



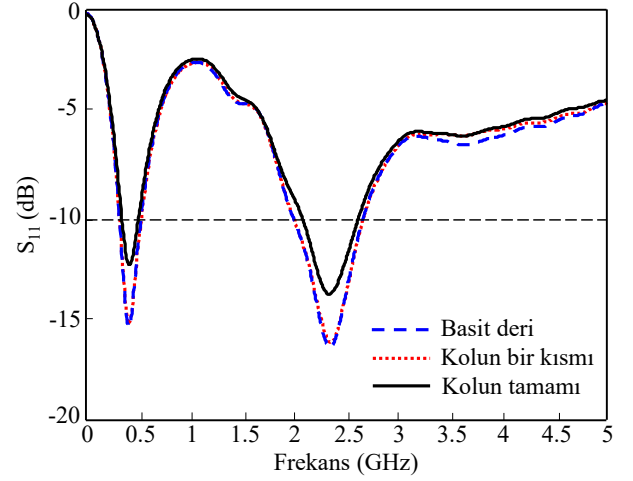
Şekil 6. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının deri dokusu ve havadaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları
(The return loss simulation results of MICS / ISM band implant antenna design in skin tissue and air)

Ayrıca donanımsal özellikleri Tablo 5'te listelenen hesaplama bilgisayarını kullanarak, farklı deri benzetim modellerinin (Şekil 8) hesaplama özellikleri Tablo 6'da listelenmiştir. Görüldüğü üzere basit deri ortamı için, problemdeki örgü hücre sayısı (bilinmeyen sayısı) 1.307.610 ve benzetim süresi 45 dakika iken, kolun tamamının

modellenmesi durumunda, beklenildiği üzere örgü hücre sayısı 32.554.116'a ve benzetim süresini 9 saate çıkmaktadır. Bu değerlendirilmeler sonucunda, benzetimleri basit model yaklaşımı ile gerçekleştirilmesine karar verilmiş, nihai tasarım elde edildikten sonra, son olarak antenin ışıma performansı kolun tamamının modellendiği (Şekil 8c) ortam göz önüne alınarak sonuçlara yer verilmiştir.

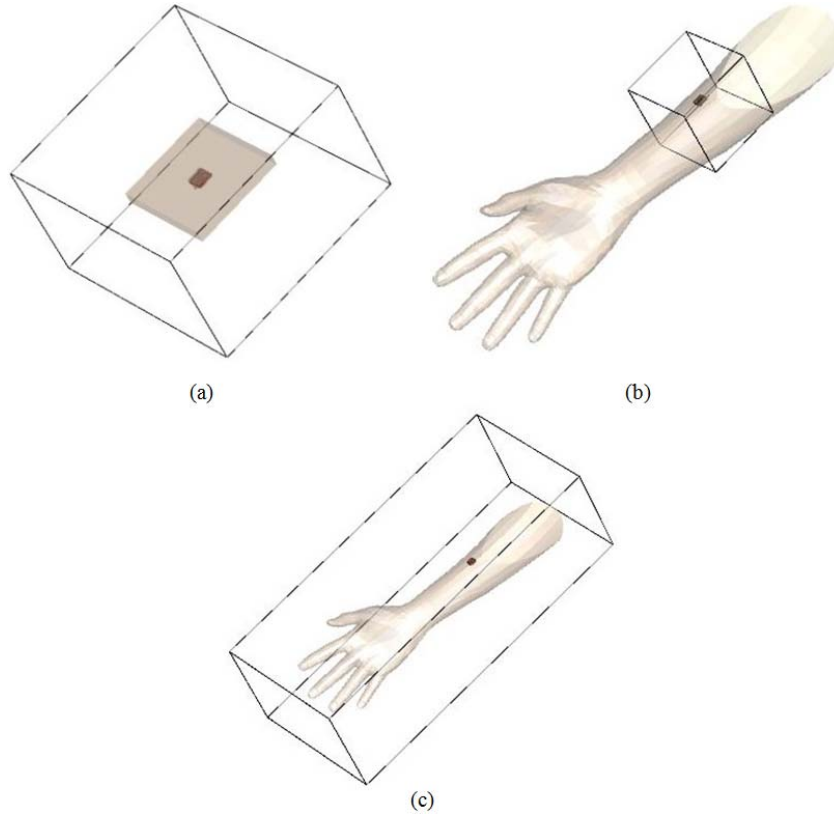


Şekil 7. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının deri dokusu içerisindeki giriş empedansı benzetim sonuçları (The input impedance simulation results of MICS / ISM band implant antenna design in skin tissue)



Şekil 9. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının farklı deri dokusu ortamı modelleme yaklaşımları (Şekil 8) için geri dönüş kaybı benzetim sonuçları (The return loss simulation results for different skin tissue medium modeling approaches of the MICS / ISM band implant antenna design (Figure 8))

Önerilen MICS/ISM bandı implant anten tasarımının 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak alan ışıma örüntüsü benzetim sonuçları Şekil 10'da yer almaktadır. Görüldüğü üzere tasarım 402 MHz'de çift yönlü, 2,4 GHz'de yönlü ışıma



Şekil 8. MICS/ISM bandı implant anten tasarımı için farklı deri dokusu ortamı modelleme yaklaşımları: (a) basit deri, (b) kolun bir kısmı ve (c) kolun tamamı (Different skin tissue medium modeling approaches for MICS/ISM band implant antenna design: (a) simple skin, (b) part of the arm, and (c) the entire arm)

örüntüsüne sahiptir. Öte yandan tasarımın yönlendirme kazancı ise MICS bandında 0,272 dBi iken ISM bandında 5,76 dBi'dir.

Tablo 5. Benzetimlerin gerçekleştirildiği sistem konfigürasyonu
(The system configuration where simulations are carried out)

Sistem Konfigürasyonu	
İşlemci	Intel Core i5-4200H @ 2.80GHz
Grafik işlemci birimi	NVIDIA GeForce GTX 850M
RAM	4 GB

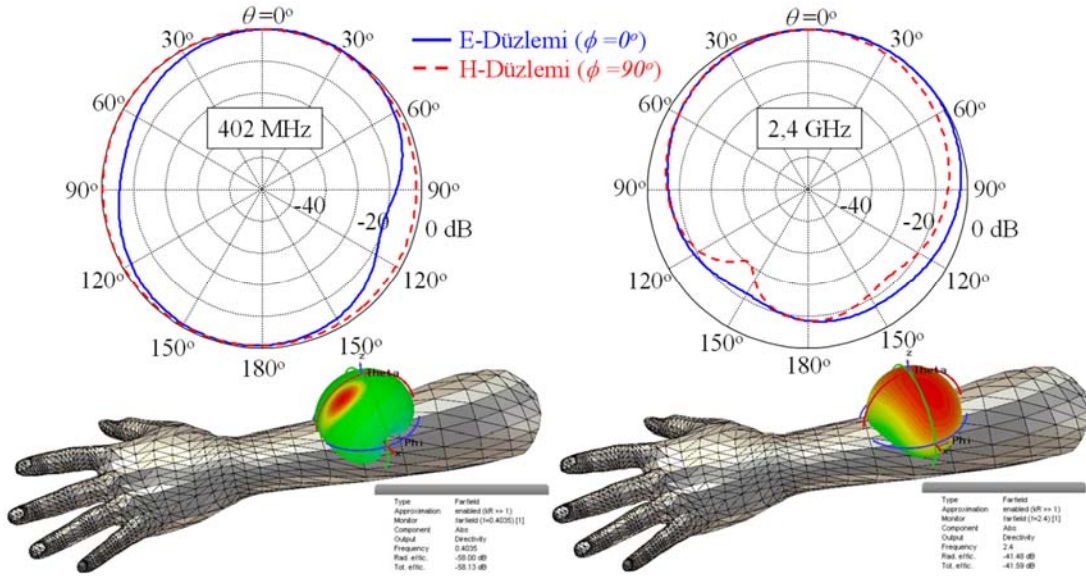
Ayrıca, Şekil 11'de 402 MHz ve 2,4 GHz frekanslarında implant antenin hesaplanan yüzey akımı dağılımları yer almaktadır. Görüldüğü üzere, 402 MHz'deki akım dağılımı esas olarak anten elemanının "@ " şeklindeki kıvrımlı hat bölümü üzerinde ve kısa devre pimi etrafında yoğunlaşırken, 2,4 GHz'deki dağılımlar ise ağırlıklı olarak 50 Ω' luk besleme

hattı ve bükümlü metalik hattın iki yanı boyunca yoğunlaşmaktadır. Aslında bu sonuçlar, MICS ve ISM çalışma bantlarının sırasıyla, "@ " şeklindeki kıvrımlı hattın yanı sıra kısa devre pimi ve bükümlü metalik hatlar aracılığıyla oluştuğunu doğrulamaktadır.

Tablo 6. Farklı deri dokusu ortamı modelleri için (Şekil 8) hesaplama özellikleri
(The computational properties for different skin tissue medium models (Figure 8))

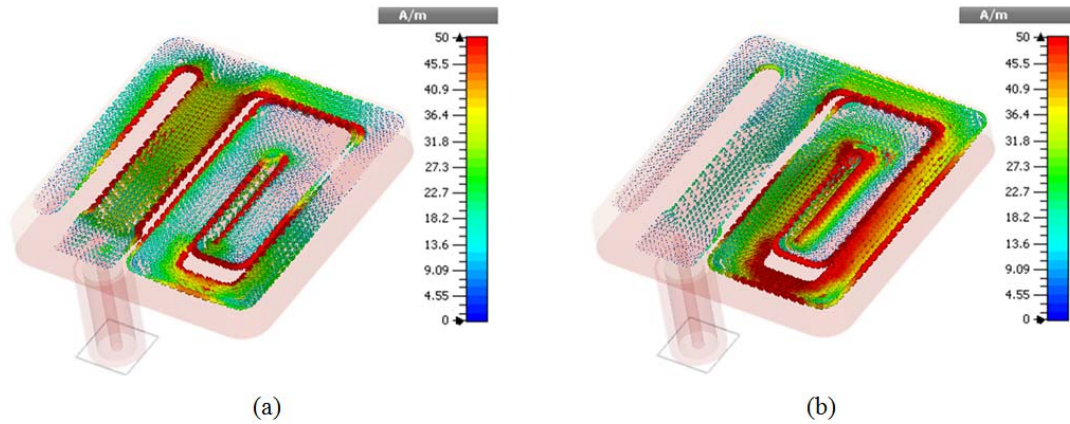
Benzetim Türü	Örgü Hücre Sayısı	Benzetim Süresi
(a) Basit deri	1.307.610	45 dk 25s
(b) Kolumun bir kısmı	6.365.088	2sa 6dk 54s
(c) Kolumun tamamı	32.554.116	9sa 6dk 50s

Önerilen MICS/ISM bandı implant anten tasarımının 402 MHz ve 2,4 GHz bandındaki 1 gramlık doku üzerine düşen hesaplanan SAR değerleri Şekil 12'de yer almaktadır.



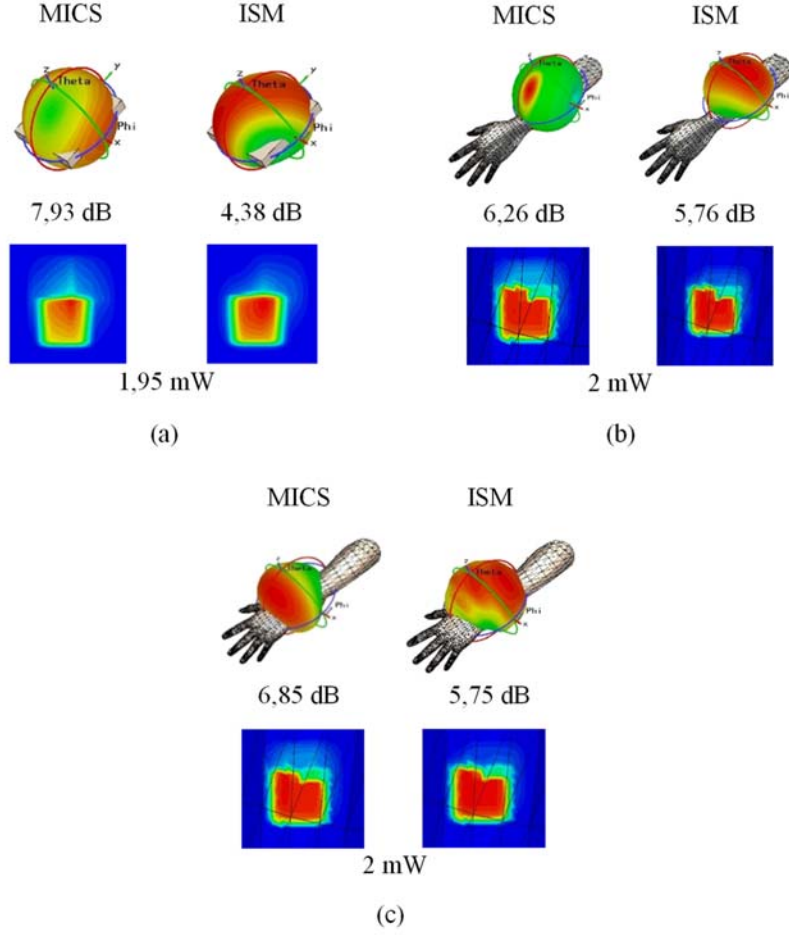
Şekil 10. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının deri dokusu içerisindeki 402 MHz ve 2,4 GHz frekanslarındaki ışınma örüntüsü benzetim sonuçları

(The radiation pattern simulation results of the MICS / ISM band implant antenna design in the skin tissue at frequencies of 402 MHz and 2.4 GHz)



Şekil 11. MICS/ISM bandı implant anten tasarımının deri dokusu içerisindeki (a) 402 MHz ve (b) 2,4 GHz frekanslarındaki yüzey akım dağılımları

(The surface current distributions of the MICS/ISM band implant antenna design in the skin tissue at (a) 402 MHz and (b) 2.4 GHz frequencies)



Şekil 12. MICS/ISM bandı implant anten tasarımı için farklı deri dokusu ortamı modelleme yaklaşımları: (a)basit deri, (b) kolun bir kısmı ve (c) kolun tamamı için yönlülük ve SAR sonuçları

(The directivity and SAR results for different skin tissue medium modeling approaches for MICS / ISM band implant antenna design: (a) Simple skin, (b) part of the arm, and (c) for the entire arm)

FCC'ye göre olası doku hasarlarını önlemek amacıyla, özgül soğurma oranı 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha az olması gerekmektedir. Antene 1W'lık güç uygulandığında SAR değerlerinin MICS bandı için 770 W/Kg, ISM bandı için ise 720 W/Kg olduğu CST yazılımında yapılan benzetimlerde görülmüştür. Bu bağlamda antenin girişine maksimum 2 mW'lık bir güç uygulanması SAR seviyelerinin istenilen seviyelerde kalması için yeterli olacaktır.

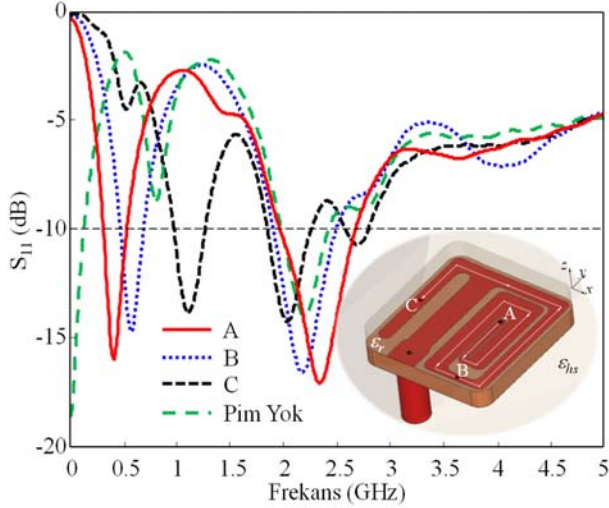
Nihai MICS/ISM bandı implant anten tasarımı bir dizi parametrik çalışma sonucunda elde edilmiştir. Bu çalışmalara göre kısa devre pimi ve besleme noktasının konumunun S_{11} performansını etkileyen iki kritik tasarım parametresi olarak tespit edilmiştir. Bu parametrelerin S_{11} performansına etkileri, sırasıyla Şekil 13 ve Şekil 14'te yer almaktadır. Kısa devre pimi, toprak düzlemi ile ışına yüzeyini birleştirerek antenin elektriksel boyutunu iki katına çıkartmış ve yapının rezonans frekansının yaklaşık olarak yarıya düşürülmesini sağlamıştır [1]. Yapıya eklenen kısa devre pimi çift-bant MICS/ISM ışına performansını oluşmasında etkili iken aynı zamanda anten boyutlarının da

minyatürleşmesini sağlamaktadır. Şekil 13'te kısa devre piminin, anten düzlemindeki A, B ve C noktalarında yerleşiminin geri dönüş kaybı performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere kısa devre piminin konumu arzu edilen MICS ve ISM bandı S_{11} performansının sağlanmasında hem bant-geişliklerinde hem de S_{11} seviyelerinde oldukça etkilidir. Şekil 14'te besleme noktasının konumunun geri dönüş kaybı performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere besleme noktasının konumu D noktasından E noktasına 1mm'lik aralıklarla arttırıldığında ISM bandının dramatik bir şekilde kaybolmasına neden olurken, MICS bandına nispeten daha az olumsuz etkilemektedir. Öte yandan benzetimlerde önerilen antenin uyartımı 50- Ω 'luk dalga kılavuzu port beslemesi ile yapılmıştır.

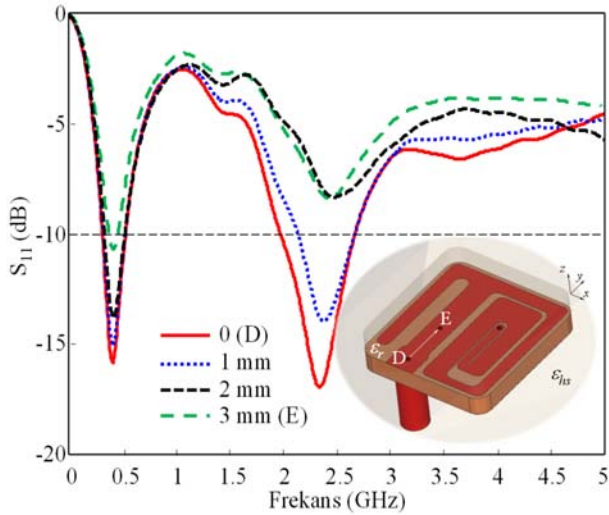
3. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (RESULTS AND DISCUSSIONS)

Şekil 15'te üretimi gerçekleştirilen prototip implant anten ait fotoğraflar yer almaktadır. Prototip anten, Rogers 3210 ($\epsilon_r=10.2$) dielektrik malzemenin her iki yüzeyin

yerleştirilmiş Şekil 15a'da gösterilen toprak düzlemi ile ışınma yüzeyinin, 50 Ω 'luk bir SMA konektör ve pim ile birleştirilmesi ile Şekil 15b'deki gibi elde edilmiştir. Prototipin implant antenin havadaki, ölçüm ve benzetim sonuçları ise Şekil 16'da yer almaktadır. Görüldüğü üzere havadaki S_{11} benzetim ve ölçüm sonuçlarının, bir takım frekans ve seviye farklılıklarının dışında oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmektedir. Ölçümler Rohde & Schwarz ZVB8 Vector Network Analizörü ile izole olmayan laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir.



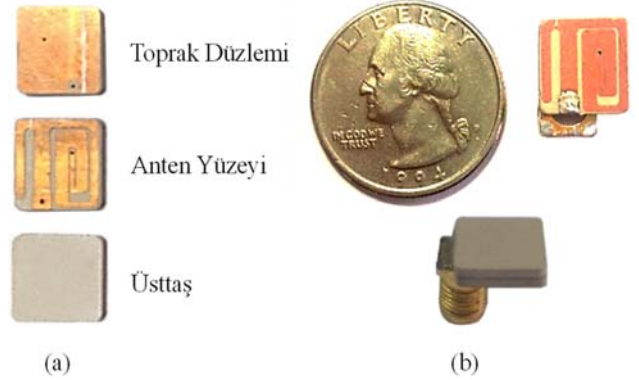
Şekil 13. Kısa devre pim yerleşiminin geri dönüş kaybı performansına etkisi
(The effect of short circuit pin placement on return loss performance)



Şekil 14. Besleme noktasının yerleşiminin geri dönüş kaybı performansına etkisi
(The effect of feeding point placement on the return loss performance)

MICS/ISM bandı çift bant implant antenin, deri dokusundaki geri dönüş kaybı performanslarını gözlemleyebilmek için karışım bileşenleri ve oranları Tablo 7'de verilen, Şekil 17a ve Şekil 17b'deki, MICS [14] ve ISM [14, 15] bandı deri

taklit çözeltileri hazırlanmıştır. Şekil 18'de MICS/ISM bandı implant antene ait, deri taklit sıvıları içerisindeki geri dönüş kaybı ölçüm düzeneği ve sonuçları yer almaktadır. Görüldüğü üzere, benzetim sonuçları ile kıyaslandığında, [14]'de önerilen deri taklit çözeltileri kullanılarak gerçekleştirilen S_{11} ölçümleri MICS bandında nispeten uyumlu iken, ISM bandında ise çalışma frekansında ve S_{11} seviyelerinde farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu doğrultuda, implant antenin ISM-bandı geri dönüş kaybı ölçümleri [15]'te önerilen karışım kullanılarak tekrar edilmiştir. Şekil 18'den de görüldüğü üzere, [15]'teki çözelti kullanılarak gerçekleştirilen ISM-bandı S_{11} ölçümlerinin, [14]'deki karışım içindeki anten performansı ile kıyaslandığında, benzetim sonucuyla daha uyumlu olduğu dikkat çekmektedir. Anten performansının, [15]'teki çözeltinin elektriksel özelliklerinin insan derisiyle ($\epsilon_s=31,29$, $\sigma_s=8,0138$) tam olarak eşleşmesiyle, [14]'deki çözelti kullanılarak gerçekleştirilen ölçüm sonuçlarına kıyasla önemli ölçüde iyileştiği değerlendirilmiştir. Öte yandan, S_{11} ölçüm ve benzetim sonuçları arasındaki farklılıkların antenlerin fabrikasyonu ve çözeltilerin oluşturulması esnasındaki üretim/malzeme toleranslarından, bununla birlikte ölçüm ortamı ile benzetim ortamı arasındaki takribi modelleme yaklaşımından kaynaklandığı düşünülmektedir.

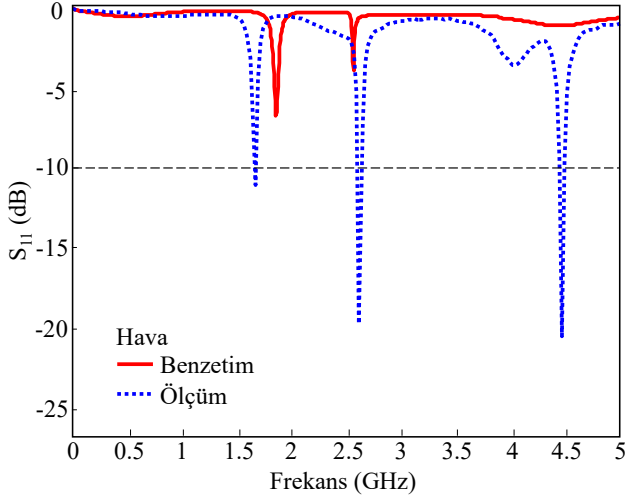


Şekil 15. Üretimi gerçekleştirilen prototip MICS/ISM bandı implant anten tasarımına ait (a) katmanlı ve (b) tümleşik resimler

(The pictures of the fabricated prototype MICS / ISM band implant antenna design: (a) layered and (b) integrated)

Ayrıca çalışmanın literatürdeki yerini ve katkısını ortaya koymak için, yakın zamanda medikal haberleşme sistemleri için geliştirilen mikroşerit implant tasarımların ile önerilen anten tasarımı boyut, S_{11} ve toplam kazanç performansları açısından karşılaştırılarak Tablo 8'de sunulmuştur. Görüldüğü üzere önerilen tasarım minyatür boyutları ($0.013\lambda_0 \times 0.013\lambda_0$, $\lambda_0 \rightarrow @402\text{MHz}$), MICS ve ISM bantlarındaki sahip olduğu, sırasıyla %77 ve %15'lik oldukça geniş yüzdelik bant-genişlikleri ile ön plana çıkmaktadır. Öte yandan önerilen antenin, MICS ve ISM bandı çalışma frekanslarındaki toplam kazanç değerleri sırasıyla -44 dBi ve -19 dBi olup, benzerleri ile kıyaslandığında makul ve kabul edilebilir seviyelerdedir. Ölçümleri gerçekleştirilen önerilen implant anten sahip

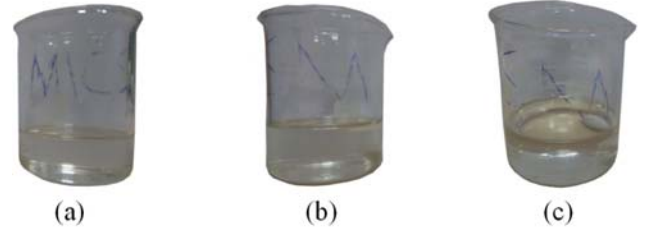
olduğu minyatür boyutları, sergilediği makul ışınma özellikleri ile medikal implant haberleşme sistemlerinde kullanılmak üzere iyi bir alternatiftir.



Şekil 16. MICS/ISM bandı implant antene ait havadaki geri dönüş kaybı performansı ölçüm sonuçları
(The return loss measurement results of the MICS / ISM band implant antenna in air medium)

Tablo 7. MICS /ISM bandı insan derisi taklit çözeltileri karışım oranları
(Recipes for human tissue-simulating solutions at MICS /ISM bands)

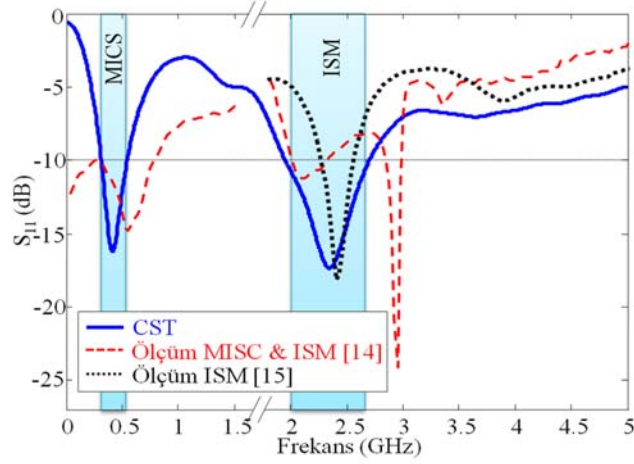
Çözelti Bileşenleri	Karışım yüzdesi (%)		
	MICS [14]	ISM [14]	ISM [15]
Şeker	56,18	53	–
Saf Su	41,49	47	58,2
NaCl (Tuz)	2,33	–	–
Agarose	100 ml için 1gram	100 ml için 1gram	–
Triton X-100	–	–	36,7
DGBE	–	–	5,1



Şekil 17. Tablo 7'ye göre hazırlanmış (a) MICS [14], (b) ISM [14] ve (c) ISM [15] bandı deri taklit çözeltileri.
(a) MICS [14], (b) ISM [14] and (c) ISM [15] band skin-mimicking gels prepared according to Table 7)



(a)



(b)

Şekil 18. MICS/ISM bandı implant anten ölçüm düzeneği (a) ve geri dönüş kaybı ölçüm sonuçları (b)
(MICS/ISM band implant antenna measurement setup (a) and the return loss measurement results (b))

Tablo 8. Son yıllarda literatürde önerilen implant antenlerin karşılaştırılması
(The comparison of implant antennas that have recently been proposed in the literature)

Ref. No	Yıl	Işınma elemanı	Boyut (mm ³)	Empedans Bant genişlikleri (MHz)		Toplam Kazanç (dBi)	
				MICS	ISM	MICS	ISM
[16]	2018	Spiral	14 × 17 × 0,25	376–450	1.400–2.400	–33	–16
[17]	2020	CSRR	14 × 14 × 1,27	375–475	2.200–2.500	–46	–19
[18]	2016	SRR	14 × 12 × 1,27	389–416	–	–	–
[19]	2012	Monopol L-slot	25 × 16 × 0,50	660–735	2.300–2.500	–	–
[20]	2019	E-şeklinde yama	22 × 16 × 1,27	400–520	2.040–2.400	–18,5	–19
[21]	2020	PIFA	10 × 10 × 1,25	–	2.340–2.520	–	–4,5
Bu çalışma		Spiral/bükümlü hat	10,6 × 10 × 1,27	337–762	2.260–2.630	–44	–19

3. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Bu çalışmada, implant haberleşme sistemleri ve implant anten yapılarının modellemesi, benzetimi ve ölçümleri ile ilgili bu alanda çalışacak araştırmacılara yönelik bir yol haritası niteliğinde değerlendirmelerde bulunulmuştur. Ayrıca tıbbi uygulamalar için tahsis edilen çalışma bantları ve implant sistemler için uluslararası kuruluşlarca belirlenen özgül soğurma oranı (SAR) gibi tanımlamalara yer verilerek, bir implant antende olması gereken özellikler ortaya konulmuştur. Mikroşerit implant antenlerin laboratuvar ortamındaki ölçümlerinin yapılmasında kullanılan gerçek doku ve suni jel yöntemleri karşılaştırılarak avantaj ve dezavantajları da ayrıca değerlendirilmiştir. Daha sonra örnek bir implant anten yapısına ait modelleme yaklaşımlarına ve ilgili modele ait benzetim sonuçlarına yer verilmiştir. Son olarak MICS ve ISM bantları için literatürde önerilen deri taklit jelleri kullanılarak, örnek antenin in-vitro ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Önerilen çift bantlı anten, ilgili bantlarda sahip olduğu sırasıyla %77 (337-762 MHz) ve %15'lik (2,26-2,63 GHz) bant genişlikleri, minyatür boyutları ($0,013\lambda_0 \times 0,013\lambda_0$, $\lambda_0 \rightarrow @402\text{MHz}$) ve düşük SAR değerleri ile çift bant implant haberleşme uygulamaları için oldukça elverişlidir.

4. SİMGELER (SYMBOLS)

SpO_2	: Kandaki oksijen doygunluğu
λ_0	: Serbest uzaydaki dalga boyu (metre)
ϵ_{er}	: Efektif dielektrik geçirgenlik (Farad/m)
σ_e	: Efektif iletkenlik (Siemens/m)
$\tan\delta$: İletkenlikten kaynaklı kayıp, kayıp faktörü
ϵ_s	: İnsan derisinin efektif dielektrik geçirgenliği (Farad/m)
σ_s	: İnsan derisinin efektif iletkenliği (Siemens/m)
S_{11}	: Antenin geri dönüş kaybı
Z_{in}	: Antenin giriş empedansı (Ω)

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu ve Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından sırasıyla 115E597 ve KOU-2015-87HD proje numarası ile desteklenmiştir. Ayrıca değerli yorumları için hakemlere teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- Hall P.S., Hao Y., *Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications*, 2nd ed., Artech House, Boston, 2012.
- Singh K., *Biotelemetry: could technological developments assist healthcare in rural India*, *Rural and Remote Health Journal*, 234 (5), 1-6, 2005.
- Medical Implant Communication Service (MICS) Federal Register. Rules and Regulations, 64.240: 69926-69934, 1999.
- European Radiocommunications Commission (ERC) Recommendation Relating to the Use of Short Range Devices. Conf. Eur. Postal. Telecomm. Admin., CEPT/ERC 70-03, Annex 12, 1997.
- European Telecommunications Standards Institute, RTSI EN 300 328.
- Uras E., *Medikal uygulamalar için mikroşerit implant antenlerin sayısal analizi ve tasarımı*, Master Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2016.
- Uras E., Ucar M.H.B., Sondas A., *A miniature implantable microstrip antenna design for dual-band biotelemetry operations*, *Computational Electromagnetics International Workshop (CEM)*, İzmir, Türkiye, 1-4 June 2015.
- Computer Simulation Technology AG. CST Studio Suite version 2018. [Online]. Available: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/cst-studio-suite/>, 2018.
- Topsakal E., *Antennas for medical applications: ongoing research and future challenges*, *International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)*, Torino, Italy, 2009.
- Izdebski P.M., Rajagopalan H., Rahmat-Samii Y., *Conformal ingestible capsule antenna: A novel chandelier meandered design*, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 57 (4), 900-909, 2009.
- Yang L., Vyas R., Rida A., Pan J., Tentzeris M.M., *Wearable RFID-enabled sensor nodes for biomedical applications*, 2008 58th Electronic Components and Technology Conference, Lake Buena Vista, FL, ABD, 2008.
- Lee, J.-H., *Human implantable arrhythmia monitoring sensor with wireless power and data transmission technique*, *Austin J Biosens & Bioelectron*, 1 (2), 1008-1014, 2015.
- Kwak S.I., Chang K., Yoon Y.J., *Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system*, *Electronics Letters*, 42 (23), 1328-1329, 2006.
- Karacolak T., Hood A.Z., Topsakal E., *Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring*, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 56 (4), 1001-1008, 2008.
- Yilmaz T., Karacolak T., Topsakal E., *Characterization and testing of a skin mimicking material for implantable antennas operation at ISM band (2.4 GHz–2.48 GHz)*, *IEEE Antennas Wireless Propag Lett.*, 7, 418-420, 2008.
- Basir A., Bouazizi A., Zada M., Iqbal A., Ullah S., Naeem U., *A dual-band implantable antenna with wide-band characteristics at MICS and ISM bands*, *Microw Opt Technol Lett*, 60, 2944-2949, 2018.
- Usluer M., Cetindere B., Basaran S.C., *Compact implantable antenna design for MICS and ISM band biotelemetry applications*, *Microw Opt Technol Lett.*, 62, 1581-1587, 2020.
- Sondas A., Ucar M.H.B., *An implantable microstrip antenna design for MICS-band biomedical applications*, *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*, 24 (4), 2267-2273, 2016.

19. Duan Z., Guo Y., Je M., Xue R., Je M., Kwong D., Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna for Biomedical Applications, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60 (12), 5587-5595, 2012.
20. Yeap K., Voon C., Hiraguri T., Nisar H.A., A compact dual-band implantable antenna for medical telemetry, *Microw Opt Technol Lett*, 61, 2105-2109, 2019.
21. Wu, Q.-H., Xuan, X.-W., Wang, W., Li, K., Zhao, H.-B., A miniaturized implantable planar inverted-F antenna for biotelemetry applications at 2.45 GHz industrial, scientific, and medical band, *Microw Opt Technol Lett.*, 62, 391-396, 2020.
22. Ucar M.H.B., Complementary SRR-based reflector to enhance microstrip antenna performance. *The Applied Computational Electromagnetics Society Journal (ACES)*, 36 (6), 779-789, 2021.
23. Bodur H., Çimen S., Single layer reflectarray antenna design with variable size patches for X-band applications, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 34 (4), 1861-1870, 2019.
24. Kocakaya A., Çakır G., Çimen S., Polarization and angle independent ultra-wideband frequency selective surface design, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (1), 287-296, 2019.
25. Ozgonul M.C., Seçmen M., Size-reduced printed log-periodic dipole antenna for wireless communication applications, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (3), 1631-1646, 2020.

