

# Biyotelemetri Uygulamaları için Kompakt Implant Anten Tasarımı

Merih PALANDÖKEN<sup>1</sup>, Adnan KAYA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, İzmir, Türkiye

## ÖZET

Günümüzde özellikle ülkemizin öncelikli alanları arasında bulunan sağlık sektöründeki gelişmeler hızlı bir şekilde artmaktadır. Hastaların rahatsızlıklarının bulunduğu vücut bölgelerindeki biyolojik verilerin izlenebilmesi, ilgili farmakolojik ve elektriksel tedavilerin yapılarak hasta bilgi sistemi içerisinde kayıtlanabilmeleri medikal implant cihazlar ile mümkün kılınmıştır. Hastada yapılması gereken vücut içi testlerin implant cihazlarda bulunan sensörler vasıtasıyla yapılarak dışarıda bulunan cihazlara kablosuz olarak verilerin aktarılması hastaların hareketlerinin kısıtlanmadan tedavi süreçlerinin sürekli olarak izlenebilmesi açısından önemlidir. Bu sebeple, küçük boyutlu, biyoyumlu malzemelerle tasarlanan medikal standartlarla belirlenmiş çıkış gücünde bulunan ve yerleştirildiği yakın dokulara istenmeyen ısı etkileri oluşturmayan anten tasarımları medikal cihaz sistemlerinde gerekmektedir. Antenlerin çalışabilecekleri frekans değerleri ise FCC (Federal Communications Commission) tarafından MICS (Medical Implant Communication Service, 402 MHz-405 MHz) ve ISM (Industrial Scientific Medical, 2.4-2.48 GHz) bantları olarak belirlenmiştir. Bu bildiriye, her iki bantta da çalışabilen implant anten olarak kullanılacak küçük boyutlu bir anten tasarımı üzerine çalışmalar açıklanacaktır. Antene ait ışıma örüntüleri ve yansıma katsayısı değerleri sayısal hesaplamalar sunularak açıklanacaktır.

## 1. GİRİŞ

Özellikle son yıllarda, biyomedikal mühendisliği alanında meydana gelen büyük teknolojik ilerlemeler, hastaların günlük yaşamlarını sürerken onlara ait fizyolojik veya terapiye yönelik biyolojik sinyallerin vücut içine veya yüzeyine yerleştirilen algılayıcılar ile ölçülerek belirli mesafelerden radyo sinyalleri yardımıyla elde edilip toplanmasını ve değerlendirilmesini mümkün kılmıştır [1,2]. Bu amaçla geliştirilen biyoimplantlarda kullanılan antenler, bu sebeple biyomedikal telemetri anteni amacıyla tasarlanmış olup bilgi akışı vücut içine veya vücudun dışına doğru yönelmiştir. Antenlerin vücut içinde kullanımı yaklaşık olarak 50 sene öncesine kadar dayanmakta olup o zamandan bu zamana kadar birçok anten tasarımı literatürde önerilmiştir [1-9]. Özellikle vücut yüzeyine yakın konuma yerleştirilen algılama amacıyla kullanılan veya vücudun hastalıklı olan bölgelerine ait tedavi amacıyla geliştirilen antenler, yakın alanda çalışabilmelerinden dolayı mesafe çok büyük bir sorun teşkil etmemektedir. Biyomedikal telemetri uygulamalarında ise tasarlanan sistemin belirli bir mesafede, belirli frekans değerlerinde ve önceden belirlenen bant genişliklerinde bilgi transfer etmesi antenlere ait yayılım verimliliği ve yayılım örüntüsünü oldukça önemli hale getirmiştir.

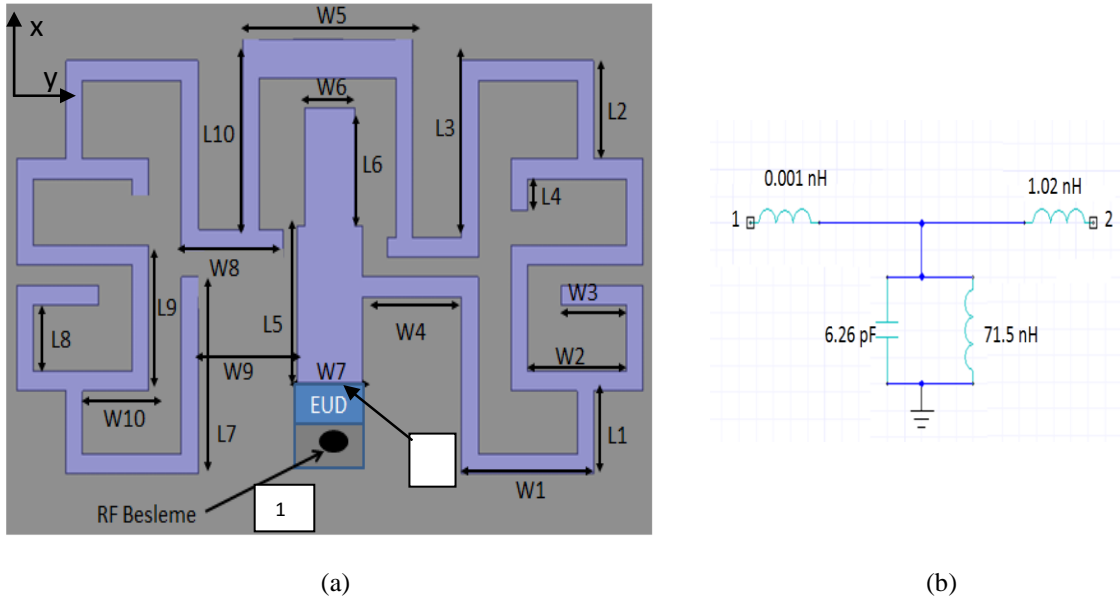
Antenlerin özellikle vücut içine biyoimplant sistemin bir parçası olarak yerleştirilecek olması, antenin tasarlandığı malzemenin biyoyumlu olmasına ek olarak; antenin fiziksel boyutunun küçük olup oldukça küçük bir hacim kaplaması, esnek bir yapıda konformal ve düşük çıkış gücüne sahip olması istenen özelliklerdir [1,2,4]. Biyoalgılayıcılar vasıtasıyla elde edilen verilerin anten tarafından aktarılması esnasında meydana gelen ışımanın vücut içi bölgelerde oluşturacağı sıcaklık artış değerlerinin belirli seviyelerde kalması çok önemli bir tasarım kriteridir. Bütün bu tasarım özelliklerini karşılayacak implant antenler, mikroşerit antenlerin kullanılmasıyla gerçekleştirilebilmektedir. Baskı devre ve dizgi teknolojisiyle antenlerin istenilen bölgelerine SMT teknolojisiyle milimetre boyutunda devre elemanlarının yerleştirilebilmesi anten tasarımlarına oldukça büyük bir esneklik kazandırmaktadır. Medikal terapi ve tanı amacıyla kullanılan biyomedikal telemetri sistemlerinin çalışacağı frekans aralığı ITU-R tarafından oluşturulan standartlarla 402-405 MHz (MICS bant) olarak belirlenmiş olup bazı ülkelerde 433.1-434.8 MHz, 868-868.6 MHz, 902.8-928 MHz ve 2400-2500 MHz ISM bantları da medikal implant cihaz telemetri amacıyla da kullanılmaktadır [1]. Birçok uygulamada MICS bandında biyomedikal cihazların tasarlanmasının temel sebebi dünya çapında kabul gören, yüksek veri hızlarının sağlanabileceği düşük voltaj ve güç seviyesinde çalışabilen devrelerin tasarlanabileceği elektromanyetik tayfın düşük gürültü ihtiva eden kısmına karşılık gelmesidir.

Bu sunulan bildiriye, MICS ve ISM bantlarında çalışabilen özelliğinde bulunan küçük boyutlu mikroşerit bir implant antenin vücut fantom modeli düşünülerek deri, yağ ve kas dokularına ait dielektrik ve iletkenlik parametreleri hesaba katılarak tasarlanması açıklanmıştır. Önerilen anten modeli, ANSYS HFSS ticari yazılımı vasıtasıyla tasarlanıp giriş empedansındaki rezonans frekansları istenilen bantlara göre optimize edilmiştir. Vücut

içine yerleştirilen antenlerin, vücut yüzeyine yerleştirilen antenlere oranla vücut içi konuma göre giriş empedans değerleri farklılık göstereceğinden antene ait empedans uyumlama devresi de tasarlanarak S11, ışına örüntüsü ve SAR değerleri sayısal benzetim yoluyla elde edilmiştir.

## 2. ANTEN TASARIMI ve VÜCUT FANTOM MODELİ

İmplant antenler gibi vücut içi veya üstü medikal kablosuz uygulamalarında iki temel özellik anten tasarımlarında oldukça önemlidir. İlk özellik, implant antene ait malzemenin hastanın sağlığı için implantın vücuda yerleştirildiği bölgeden biyolojik olarak uyumsuzluğunun önlenmesidir. Daha da önemli olan bir başka nokta ise, insan dokusunun iletken olmasından dolayı vücuda yerleştirilen antenin metal kaplı olan her iki yüzünün doku sıvısı etkisiyle kısa devre yapılmasının engellenmesidir [1-2]. Uzun dönem için vücuda yerleştirilen implant antenlerde bu durum oldukça önem arz etmektedir. Yukarıda ifade edilen her iki durumun sağlanması amacıyla uygulanabilecek en iyi çözüm, antenin her iki yüzünün yalıtkan bir malzeme ile kaplanmasıdır. Bu amaçla önerilen anten tasarımında, dielektrik sabiti 10.2, kayıp tanjantı 0.003 olan 0.64 mm kalınlıklı Rogers 3210 malzeme her iki anten yüzeyi için birer adet ve toplamda üç adet olarak kullanılmıştır. İkinci önemli özellik ise; implant antenin küçük boyutlu olarak tasarlanabilmesidir. Kompakt anten tasarımı için yüksek dielektrik sabitine sahip altlık malzemesinin kullanılması en çok tercih edilen metot olup farklı elektriksel küçük rezonatörler, fraktal rezonatörler, zigzag şekilli kıvrımlı yapıları rezonatörler, delik içi iletkenle kısa devre edilen yama veya farklı şekilli tel anten geometrileri, spiral rezonatörler diğer alternatif tekniklerdendir [1-9]. Her iki şartı da sağlayan çift-bantlı implant anten tasarımı, Şekil 1’de gösterilmiş olup fiziksel boyutları ise Tablo 1’de listelenmiştir. Önerilen anten toplam olarak 1.5 cm x 2 cm boyutunda olup iki tane kıvrımlı şekilli elektriksel küçük rezonatörün ortak bir noktadan bağlanmasıyla aynı yüzey alanında elektriksel boyutun artırılmasıyla çalışma frekansı düşürülmüştür.



Şekil 1. (a) Çift-bantlı implant anten modeli (b) Empedans uyumlama devresi (EUD)

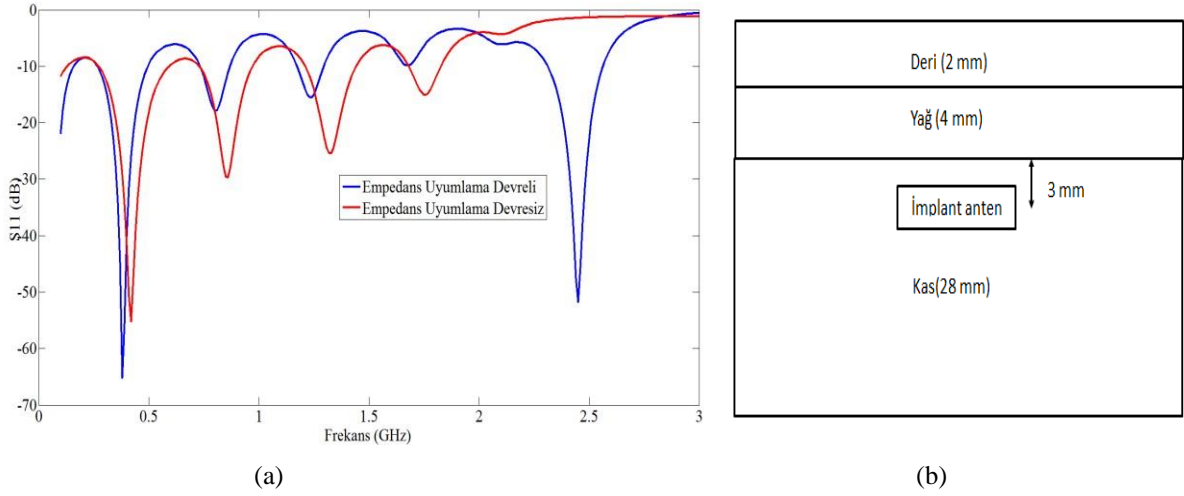
Tablo 1: İmplant anten modelinin geometrik ölçüleri (mm)

L1	2.1	W1	4
L2	2.5	W2	3
L3	4.5	W3	2
L4	0.8	W4	3
L5	4	W5	5.1
L6	3	W6	1.5
L7	4.5	W7	2
L8	1.7	W8	3.1
L9	3.7	W9	3
L10	4.9	W10	2

Kullanılan iki rezonatörlerden biri direkt olarak besleme hattıyla bağlanarak ve diğeri de toprak düzlem üzerinde toprak düzlemle hiçbir bağlantı olmayarak antenin dörtte bir dalga boyunda rezonansa çalışması amaçlanmıştır. İmplant anten için empedans uyumlama devresi sadece ISM bandında çalışması için tasarlanmış olup MICS bandında anten rezonansa çalışabilmektedir. Bu sayede her iki frekans bandında da antenin rezonansa girmesi amaçlanmıştır. Kullanılan empedans uyumlama devresine ait model ve komponent değerleri Şekil 1.b de gösterilmiştir.

### 3. SAYISAL BENZETİM SONUÇLARI

Yukarıda tasarımı açıklanan biyoimplant antene ait sayısal benzetim sonuçları ANSOFT HFSS adlı 3D FEM tabanlı elektromanyetik sayısal hesaplama programıyla elde edilmiş olup Şekil 2 de gösterilmiştir. Önerilen antene ait S11 parametresi empedans uyumlama devresi kullanılması ve kullanılmaması şartı altında Şekil 2a'de gösterilmiştir. Şekil 2b'de antenin vücut içi fantom modeline nasıl yerleştirildiği ve Tablo 2'de ise her bir kısma ait dielektrik parametrelerinin değerleri gösterilmektedir.



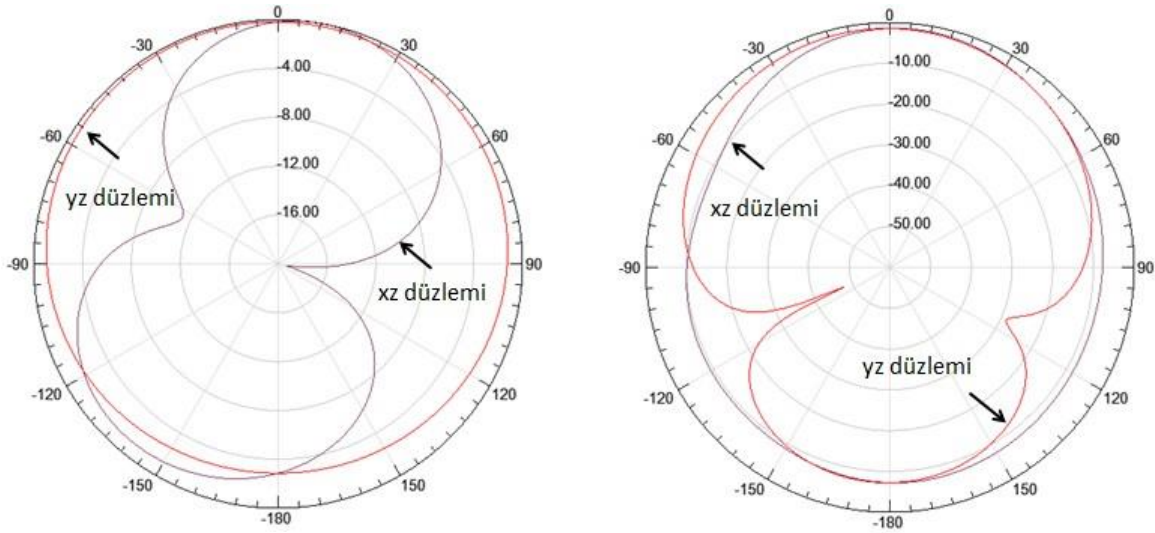
Şekil 2. (a) İmplant antende empedans uyumlama devresi kullanılarak ve kullanılmadan hesaplanan S11 değerleri (b) antenin vücut fantom modelinde yerleştirilmesi

Tablo 2: Vücut fantom modeline ait kısımların dielektrik sabit değerleri

Vücut Bölümü	Dielektrik Sabiti
Deri	46.7-30.72j
Yağ	5.58-1.83j
Kas	57.1-35.51j

Şekil 2'de kullanılan empedans uyumlama devresi ile her iki bantta da rezonansın ilk olarak MICS bandında 0.26 - 0.5 GHz'de 240 MHz bant genişliğinde, ikinci olarak da ISM bantında 2.3 - 2.6 GHz'de 300 MHz bant genişliğinde elde edildiği görülmektedir. Her iki frekansa ait normalize edilen ışıma örüntüleri ise Şekil 3'de gösterilmiştir. İmplant antenin bulunduğu ortamın yüksek kayıplı olmasından dolayı elde edilen kazanç değerleri ise -9.35 dBi ve -25.08 dBi olarak 403 MHz ve 2450 MHz değerlerinde benzetim sonuçlarından hesaplanmıştır.

İmplant antenler sebebiyle vücut içinde oluşan yayımların vücuda yerleştirildikleri bölgelerde oluşturabilecekleri istenmeyen etkilerden birisi, ilgili bölgede meydana getireceği sıcaklık artışıdır. Özgül soğurma oranı (SAR) denilen, birim doku kütlelerinde dokudaki iletkenlik sebebiyle ısı haline dönüşecek kayıp elektromanyetik ortalama güç değerini tanımlayan değer, sıcaklık artışının kabul edilebilir seviyede olup olmadığının bir ölçüsüdür. Genellikle 100 KHz-6 GHz frekansları arasında SAR değeri küp şeklindeki 1 g kütledeki doku veya tüm vücut ortalaması referans alınarak tanımlanır. IEEE standartlarında 1g doku için kabul edilebilir en yüksek SAR değeri 1.6 W/kg olarak belirlenmiştir [10]. ISM ve MICS bantlarında elde edilen en yüksek SAR değeri 10 mW giriş gücü için 1.82 W/kg olup SAR değerinin belirli sınırlarda bulunabilmesi amacıyla giriş gücü değerinin 8.8 mW değerinden daha küçük olması gerekmektedir.



Şekil 3. (a) 403 MHz'deki ve (b) 2.45 GHz'deki xz ve yz düzlemlerindeki normalize ışınma örüntüleri

#### 4. SONUÇLAR

Sunulan bildiriye, küçük boyutlu, çift-bantlı mikroşerit anten tasarımı ve ilgili empedans uyumlama devresi açıklanmıştır. Tasarlanan antene ait sayısal benzetim sonuçları verilmiştir. Sunulan implant anten tasarımı, kıvrımlı yapıda iki mikroşerit rezonatörün birbiriyle simetrik bir biçimde halka formunda bağlanıp iki rezonatörden bir tanesinin direkt olarak iletim hattıyla beslenmesi prensibine dayanır. Önerilen anten deri, yağ ve kas dokusunun meydana getirdiği vücut fantom modeline göre optimize edilerek MICS ve ISM bantlarını kapsayabilecek şekilde empedans uyumlama devresi kullanılarak tasarlanmıştır. Tüm antenin boyutu 1.5 cm x 2 cm x 1.93 mm'dir. SAR analizi yapılarak vücutta istenmeyen sıcaklık artışının engellenmesi amacıyla giriş gücü olarak da en fazla 8.8 mW'lık bir güç verilmesinin gerektiği analiz sonucunda ortaya çıkmıştır.

#### 5. KAYNAKÇA

- [1] Ferdous, N., Nainee, N.T., Hoque, R., "Design and performance of miniaturized meandered patch antenna for implantable biomedical applications", 2nd International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology (ICEEICT), pp. 1-4, 2015
- [2] Skrivervik, A.K., "Implantable antennas: The challenge of efficiency" 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), pp. 3627-3631, 2013
- [3] Mackay, R.S., "Radio telemetering from within the body: inside information is revealed by tiny transmitters that can be swallowed or implanted in man or animal", Science, vol 134, pp. 1196-1202, 1961
- [4] Guy, A.W., Lehmann, J. F., Stonebridge, J.B., "Therapeutic applications of electromagnetic power", Proceedings of the IEEE, vol. 62, no.1, pp. 52-75, 1974
- [5] Sondaş, A. , Ucar M.H.B., "An implantable microstrip antenna design for biomedical telemetry". 10th International Conference on Electronics, Computer and Computation ICECCO'13, pp. 36-39, 2013.
- [6] Kiourti, A., Konstantinos, A., Psathas, J. R., Costa, C. A., Konstantina S. N., "Dual-Band Implantable Antennas for Medical Telemetry: A Fast Design Methodology and Validation for Intra-Cranial Pressure Monitoring", Progress In Electromagnetics Research, 141, 161-183, 2013
- [7] Kiourti, A., Nikita K.S. , "A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions", IEEE Antennas and Propagation Magazine, Vol. 54 , No. 3, 2012, pp. 210-228
- [8] Gozasht F., Mohan A.S., "Miniaturized slot PIFA antenna for tripleband implantable biomedical applications", IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO), pp. 1-3, 2013
- [9] Gozasht, F., Hossain Md., D., Mohan, A.S. , "Miniaturized E-shaped PIFA antenna for wideband implantable biomedical applications", International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), pp. 832-835, 2013
- [10] IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300GHz, IEEE Standard C95.1, 1999.