

## ISM-Bandı Tıbbi Telemetri Uygulamaları için Fare Derisi Ekit Mikroşerit Spiral Anten Tasarımı ve In-Vitro Ölçümü

Mustafa Hikmet Bilgehan UÇAR<sup>\*1</sup>, Erdem URAS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Bilişim Sistemleri Mühendisliği Bölümü, 41380, Kocaeli

(Alınış / Received: 04.05.2017, Kabul / Accepted: 14.08.2017, Online Yayınlanma / Published Online: 25.09.2017)

### Anahtar Kelimeler

Mikroşerit antenler,  
İmplant anten,  
ISM-bandı,  
Deri taklit sıvısı,  
Biyotelemetri

**Özet:** Bu çalışmada, ISM-bandı (Industrial, Scientific and Medical 2.4 – 2.48GHz) tıbbi telemetri uygulamaları için fare derisi içerisinde çalışan yeni bir ekit mikroşerit anten tasarımı sunulmaktadır. Arşimet spiral elemanını temel alan anten tasarımında ışıma elemanı, toprak (GP) destekli dielektrik (Rogers RO3210,  $\epsilon_r = 10.2$ ) tabaka üzerine yerleştirilmiştir. Önerilen mikroşerit ekit anten tasarımının sayısal modellenmesi ve analizi elektriksel olarak fare derisi özelliklerine sahip ortamda (cole-cole modeli,  $\epsilon_f(\omega)$ ,  $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ ) gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, ekit anten yapısına ait sayısal analiz ve fare derisi taklit sıvısı içerisindeki ölçüm sonuçlarına yer verilmektedir. Benzerleriyle kıyaslandığında oldukça küçük boyutlu ( $r=6 \text{ mm}$ ) önerilen anten tasarımına ait benzetim ve ölçüm sonuçlarının oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmektedir. Ekit anten tasarımına ait sayısal analizler CST Microwave benzetim programı ile elde edilmiştir.

## Design of A Rat Skin Implantable Microstrip Spiral Antenna for ISM-Band Medical Telemetry Operations and In-Vitro Measurement

### Keywords

Microstrip antennas,  
Implantable antenna,  
ISM-band,  
Skin-mimicking gel,  
Biotelemetry

**Abstract:** In this paper, a rat skin implantable microstrip spiral antenna design for ISM-band medical telemetry operations has been introduced. In the antenna design Archimedean spiral shaped radiation element is placed on to the ground (GP) backed dielectric (Rogers RO3210,  $\epsilon_r = 10.2$ ) substrate. Numerical modeling and analysis of the proposed implantable microstrip antenna design is carried out in a dielectric material having rat skin properties (cole-cole model,  $\epsilon_f(\omega)$ ,  $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ ). In the paper, numerical analysis results of the proposed implantable antenna design along with the corresponding in-vitro measurements are presented. It has been observed that the simulation and measurement results of the implantable antenna design, which is quite small ( $r = 6 \text{ mm}$ ) compared its counterparts, are reasonably similar. We note that the numerical analysis of the proposed antenna designs have been carried out using CST Microwave Studio.

### 1. Giriş

Son yıllarda araştırmacılar tarafından yoğun bir ilgiyle karşılanan, biyotelemetri sistemlerinin temelleri, Amerikan Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi NASA tarafından 1958 yılında ortaya atılmıştır. Dış uzaya gönderilen astronotların fizyolojik parametrelerinin, yeryüzünde bulunan sağlık çalışanlarına iletilmesi için yapılan araştırmalar biyotelemetri sistemlerinin ana yapısını oluşturmaktadır [1, 2]. Aynı yıl içerisinde Ake Senning'in ilk kez bir kalp pilini insan vücudu içerisine yerleştirmeyle implant edilebilir medikal cihazlar günlük yaşamımızda yerini almıştır [1]. Günümüzde, biyotelemetri sistemleri ile doktorlara hastalıkların önceden tanısı, teşhisi ve tedavisinde yardımcı olmak üzere EKG, EMG, EEG, kan basıncı, kan akışı hızı ve vücut sıcaklığı gibi birçok verinin uzaktan ölçülmesi mümkündür [1]. Biyotelemetri sistemlerinin önemli bileşenlerinden biri olan

anten elemanı, verilerin iletilmesini sağlarken, sistemin küçültülmesinde de oldukça kritik bir rol oynamaktadır. Bu kapsamda, geliştirilecek anten elemanının biyotelemetri sistemlerinin gereksinimlerini karşılayacak şekilde minyatür boyutlu ve biyo-uyumlu olarak tasarlanması biyotelemetri sisteminin başarımı açısından oldukça önemlidir [3, 6–25]. Biyotelemetri sistemlerinde, küçük hacim, düşük kayıp/maliyet/saçılma karakteristiği ve kolay üretim gibi sağlamış olduğu avantajlar sebebiyle mikroşerit antenler tercih edilmektedir. Fakat bu avantajlar implant sistemler için yeterli olmayıp, bahsi geçen özelliklere ek olarak geliştirilecek anten tasarımlarının vücut-yüzey uyumlu, düşük özgül soğurma oranı (SAR) ve düşük güç tüketimine sahip olması gerekmektedir [1]. Ayrıca medikal antenler, FCC ve ITU gibi uluslararası kuruluşlar tarafından Medikal uygulamalar için tahsis edilen MICS (Medical Implant Communication Services 402 – 405MHz) ve/veya ISM

\* İlgili yazar: mhbucar@kocaeli.edu.tr

(Industrial, Scientific and Medical 2.4 – 2.48GHz) frekans bantlarında çalışacak şekilde tasarlanmaktadır [4, 5].

Literatürde yer alan çalışmalar genel olarak incelendiğinde (Bkz. Tablo 1); meanderline [6–9, 12, 13, 15, 20, 22], spiral [6, 10], PIFA [9, 11, 14, 23], monopole [16, 21], yama [17, 19], yarık-halka [24] ve slot [18] geometrilerini temel alan birçok mikroşerit implant antenin ağırlıklı olarak insan dokusu (deri, kas, yağ tabakası) içerisinde çalışacak şekilde tasarlandığı görülmektedir [6, 7, 9–14, 16–24]. Özellikle geliştirme aşamasındaki tıbbi amaçlı ölçüm/görüntüleme sistemlerinin insanlar üzerinde kullanımından önce, laboratuvar testlerinde öncelikli olarak denek hayvanlarında uygulandığı göz önüne alındığında, bu tür sistemlerde kullanılacak antenlerin denek hayvanlarının elektriksel özelliklerine uyumlu olarak geliştirilmesi gerekmektedir. Son yıllarda gerçekleştirilen çalışmalarda denek hayvanların, özellikle farelerin [8, 15] hayatı verilerinin gözlemlenmesini içermekte olup araştırmacıları fare dokusu içerisinde çalışacak implant anten tasarımlarının geliştirilmesine yönlendirmektedir.

Bu çalışmada, laboratuvar ortamında denek hayvanı olarak kullanılan farelerin hayatı değerlerinin uzaktan takibinin yapılması amacıyla geliştirilecek ISM-bandı biyotelemetri sisteminde kullanılmak üzere Arşimet spiralini temel alan yeni bir mikroşerit implant edilebilir (ekit) anten tasarımı önerilmektedir. Önerilen düşük kayıplı ve düşük maliyetli ekit anten, literatürde yer alan benzer çalışmalarla [8, 15] kıyaslandığında,  $r=6\text{mm}$ 'lik küçük boyutlarıyla ( $r=0.048\lambda_0$ , @2.4 GHz) ISM-bandı biyotelemetri uygulamalarında kullanılmak üzere iyi bir alternatif olarak ön plana çıkmaktadır.

Önerilen implant antenin tasarımı, sonlu integral metodunu temel alan CST Microwave Studio programı aracılığıyla tasarlanmıştır. Tasarımın sayısal analizleri, fare derisinin elektriksel özelliklerine sahip ortamda gerçekleştirilmiştir. Ayrıca çalışmada önerilen tasarıma ait sayısal analiz sonuçlarına ek olarak, tasarımın fabrikasyonu gerçekleştirilerek fare derisi taklit sıvısı içerisindeki ölçüm sonuçlarına

yer verilmiştir.

## 2. Ekit Mikroşerit Spiral Anten Tasarımı

Önerilen ISM-bant spiral ekit anten tasarımına ait ışıma yüzeyi geometrisi Arşimet spiral yapısını temel alarak geliştirilmiştir. Literatürdeki birçok uygulamada kullanılan belli bir aralıkta tanımlı ( $t_{min} < t < t_{max}$ ) Arşimet spirali kartezyen koordinat sistemindeki aşağıda yer alan denklem çifti ile ifade edilmektedir:

$$x(t) = a \times t \times \sin(t) \quad (1)$$

$$y(t) = b \times t \times \cos(t) \quad (2)$$

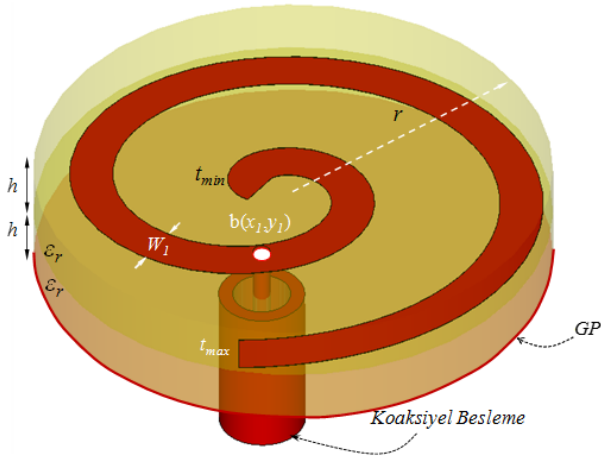
Arşimet spiralın matematiksel ifadesi Denklem (1), (2)'de yer alan  $a$  ve  $b$  katsayıları spiral elemanın ilgili eksenlerdeki çaplarına karşılık gelmektedir. Bu kapsamda  $a$  ve  $b$  değerleri ile spiralın sırasıyla  $x$ - ve  $y$ -doğrultularındaki çapları ayarlanabiliyorken, başlangıç ve bitiş noktasını belirleyen  $t_{min}$  ve  $t_{max}$  değerleri ile arşimet spiralının uzunluğu değiştirilebilmektedir. Geliştirilen mikroşerit implant anten (MİA) tasarımında arzu edilen ISM frekans bandında  $S_{11} \leq -10\text{ dB}$  performansını elde edebilmek için Arşimet spiral denklemindeki,  $a$  ve  $b$  katsayıları bir dizi en iyileştirme çalışması sonucunda optimize edilerek sırasıyla 0.63 ve 0.548 olarak tespit edilmiştir.

Arşimet spiral (AS) geometrisini temel alan önerilen MİA tasarımı ve tasarımın fare derisi içerisindeki yerleşimi sırasıyla Şekil 1 ve Şekil 2'de verilmiştir. Şekil 1'den de görüldüğü üzere önerilen MİA tasarımı, toprak-destekli (GP) dielektrik alt-taş (Rogers 3210,  $\epsilon_r = 10.2$ ,  $\tan\delta = 0.0027$ ) ve üst-taş arasına yerleştirilmiş AS geometrisindeki metalik bir hattın oluşmaktadır. Spiral ışıma elemanı, toprak düzleminden anten düzlemine doğru uzanan  $50\Omega$ 'luk bir koaksiyel besleme hattı ile uyarılmaktadır.

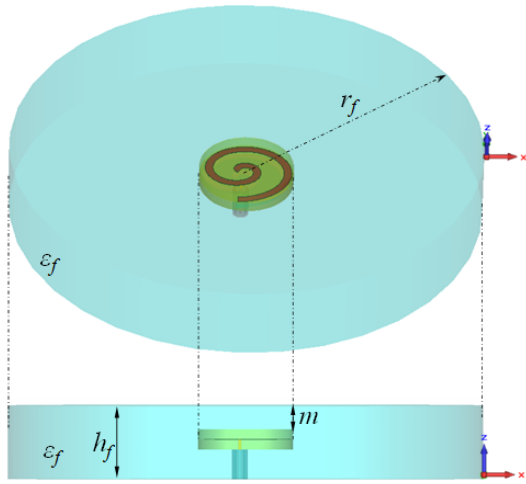
İşıma yüzeyini oluşturan spiralın toplam uzunluğu, antenin ISM bandındaki elektriksel uzunluğuna (@2.4 GHz,

**Tablo 1.** Literatürde önerilen implant antenler ve özellikleri.

Referans	Yıl	İşıma Elemanı	Boyut (mm)	$f_o$	$\epsilon_r$	Doku
[6]	2004	<i>Spiral &amp; Meanderline</i>	$26.6 \times 16.8 \times 2.54$	<i>MICS, ISM</i>	Macor (6.1)	İnsan
[7]	2008	<i>Meanderline</i>	$22.5 \times 22.5 \times 2.54$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3210 (10.2)	İnsan
[8]	2009	<i>Meanderline</i>	$23 \times 23 \times 2.54$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3210 (10.2)	Fare
[9]	2011	<i>Meanderline PIFA</i>	$10 \times 10 \times 2.54$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3210 (10.2)	İnsan
[10]	2012	<i>Spiral</i>	$16.5 \times 16.5 \times 2.54$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3010 (10.2)	İnsan
[11]	2012	<i>PIFA</i>	$19.8 \times 19.4 \times 1.27$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3010 (10.2)	İnsan
[12]	2013	<i>Meandered Loop</i>	$20 \times 10$	<i>MedRadio, ISM</i>	-	İnsan
[13]	2013	<i>Meanderline</i>	$R = 24, h = 1.35$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3210 (10.2)	İnsan
[14]	2014	<i>PIFA</i>	$13.2 \times 15.8 \times 0.635$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3010 (10.2)	İnsan
[15]	2014	<i>Meanderline</i>	$10 \times 10 \times 1.27$	<i>ISM</i>	Rogers 3010 (10.2)	Fare
[16]	2015	<i>Monopole</i>	$7 \times 8.5 \times 0.65$	<i>ISM</i>	$Al_2O_3$ Seramik (9.8)	İnsan
[17]	2015	<i>T – Yama</i>	$50 \times 50 \times 1.6$	<i>MICS, ISM</i>	<i>FR – 4</i> (4.4)	İnsan
[18]	2015	<i>Slot</i>	$8.2 \times 12.5 \times 0.045$	<i>ISM</i>	<i>Polyimide</i> (3.4)	İnsan
[19]	2015	<i>Yama</i>	$29 \times 29 \times 0.5$	<i>ISM</i>	<i>RT/Duroid</i> (10.2)	İnsan
[20]	2016	<i>Meanderline</i>	$14 \times 7.5 \times 0.5$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3010 (10.2)	İnsan
[21]	2016	<i>Monopole</i>	$26 \times 8 \times 1.25$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 3210 (10.2)	İnsan
[22]	2016	<i>Meandered Loop</i>	$30 \times 16, r = 4.5$	<i>MICS, ISM</i>	-	İnsan
[23]	2016	<i>PIFA</i>	$8.75 \times 7.2 \times 0.5$	<i>MICS, ISM</i>	Rogers 6010 (10.2)	İnsan
[24]	2016	<i>Yarık – halka</i>	$14 \times 14 \times 2.54$	<i>MICS</i>	Rogers 3210 (10.2)	İnsan



**Şekil 1.** Önerilen AS-MİA tasarımı:  $h = 1.27$ ,  $W_1 = 0.8$ ,  $r = 6$  (hepsi mm),  $\epsilon_r = 10.2$ ,  $0.25 \leq t \leq 3.52 \times \pi$



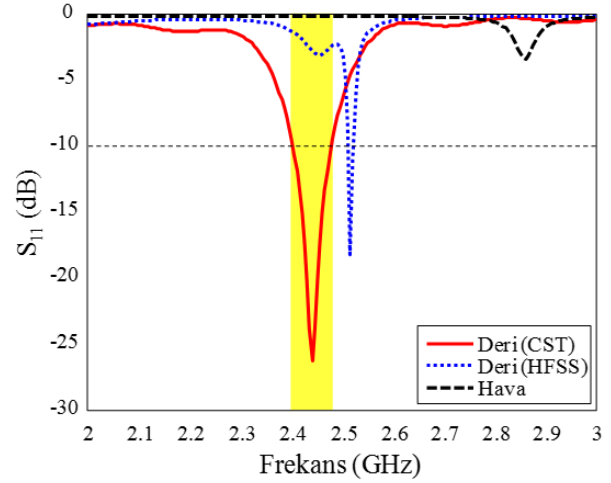
**Şekil 2.** Önerilen AS-MİA tasarımının fare derisi modeli içindeki yerleşimi:  $r_f = 30$ ,  $h_f = 9.3$ ,  $m = 3$  (hepsi mm),  $\epsilon_f(\omega)$ : fare derisi Cole-Cole Modeli [8] dispersif dielektrik katsayısı

$l_{spiral} \cong \lambda_0$ ) yaklaşık olarak eşit olacak şekilde seçilmiştir. Gerçek ölçümler öncesindeki laboratuvar ölçümlerinde denek hayvanı olarak farenin tercih edilmesi sebebiyle, önerilen mikroşerit antenin sayısal analizleri, Şekil 2’de yer alan modelleme kapsamında elektriksel olarak fare derisi ( $\epsilon_f(\omega)$ ,  $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ ) özelliklerine sahip ortam içerisinde, 3mm derinliğe yerleştirilerek gerçekleştirilmiştir. Fare derisi benzetim ortamının oluşturulması için literatürde [8] yer alan Tablo 2’deki Cole-Cole modelindeki 2. derece Debye katsayılarının CST Microwave Studio programına aktarılmış ve ilgili sayısal analizler bu kapsamda gerçekleştirilmiştir. Cole-Cole modeli geniş bir frekans aralığında, biyolojik dokuları doğru bir şekilde ifade ve temsil eden ve literatürdeki önceki çalışmalarda kullanılmış başarılı bir modeldir [8]. Bu modele göre ( $n=1..3$  olmak üzere);  $\epsilon_\infty$ , yüksek frekans geçirgenliği,  $\Delta\epsilon_n$  n. derece dispersiyon genliği,  $\tau_n$ , pikosaniye cinsinden n.derece gevşeme zaman sabiti ve  $\sigma_i$ , statik iyonik iletkenliktir.

Önerilen AS-MİA tasarımına ait frekansa bağlı karşılaştırmalı (CST & Ansoft HFSS) geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) ve

**Tablo 2.** Fare derisi için hesaplanan Cole-Cole modeli parametreleri [8]

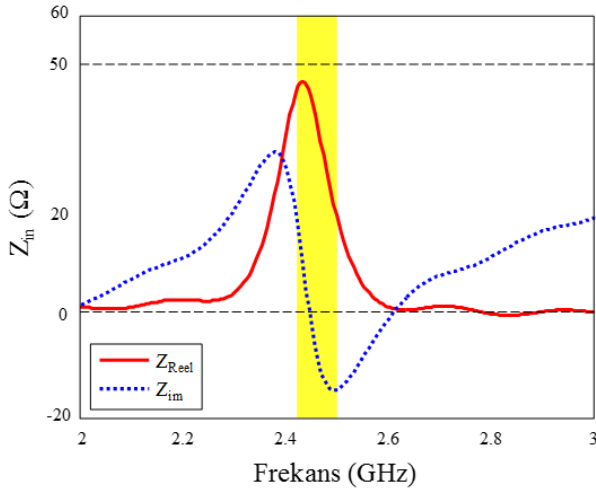
İkinci derece Debye Katsayıları	
$\epsilon_\infty$	9.36
$\Delta\epsilon_1$	19.76
$\tau_1(ps)$	10.02
$\Delta\epsilon_2$	$2.9 \times 10^3$
$\tau_2(ps)$	132.67
$\Delta\epsilon_3$	—
$\tau_3(ps)$	—
$\sigma_i(S/m)$	1.38



**Şekil 3.** Önerilen AS-MİA tasarımının fare derisi ve hava ortamındaki geri dönüş kaybı  $S_{11}$  performansı

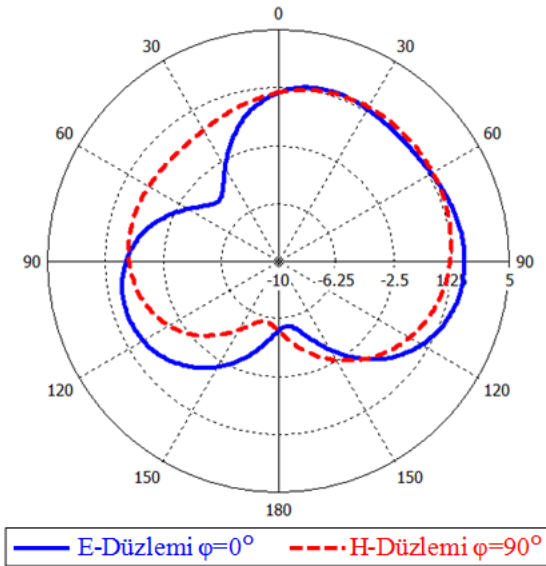
giriş empedansı ( $Z_{in}$ ) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 3 ve Şekil 4’de yer almaktadır. Şekil 3’te yer alan önerilen anten tasarımının, fare derisi içerisinde CST benzetim sonuçlarına göre 2.4 – 2.48GHz aralığındaki ISM frekans bandında %3’lük bant genişliği ile  $S_{11} \leq -10\text{dB}$  performansı sergilemektedir. Ayrıca CST  $S_{11}$  sonuçlarının, Şekil 3’te yer alan HFSS  $S_{11}$  benzetim sonuçları ile kıyaslandığında genel profil olarak benzerlik gösterse de bant genişliği ve seviyelerde bir takım farklılıklar gözlemlenmektedir. Bu farklılıkların temel sebebi olarak, iki benzetim programı içerisinde anten ve fare derisin sayısal modellenmesindeki bir takım farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. HFSS modelinde fare derisi ortamı tanımlanırken dispersif dielektrik geçirgenlik ( $\epsilon_f(\omega)$ ) için kullanılan 2.derece debye modeli katsayıları girilememiş, bunun yerine fare derisinin yaklaşık dielektrik katsayı değeri ( $\epsilon_f \cong 19$ ) girilmiştir. Ayrıca Şekil 4’te verilen önerilen AS-MİA tasarımının fare derisi ortamındaki giriş empedansı ( $Z_{in}$ ) CST benzetim sonuçlarına göre ilgili frekans bandında giriş empedansının reel kısmı ( $Re\{Z_{in}\}$ ) 50  $\Omega$  seviyelerinde iken, sanal kısmı ( $Im\{Z_{in}\}$ ) ise yaklaşık 0  $\Omega$  seviyelerinde olduğu görülmektedir.

Şekil 5’te ise, AS-MİA’nın 2.4 GHz frekansındaki uzak alan ışıma örüntüsü CST benzetim sonuçları yer almaktadır. Görüldüğü üzere, önerilen tasarım, oldukça küçük boyutlu olmasından ve yüksek doku/iletkenlik kayıplarından kaynaklı olarak E- ve H- düzlemlerinde simetrik olmayan ışıma karakteristiğine sahip olup ilgili frekans bandında yönlendirme kazancı 2.72 dBi dir. Diğer taraftan



**Şekil 4.** ISM-bant AS-MIA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı ( $Z_{in}$ ) benzetim sonuçları

toplam verimlilik ( $e_0 = e_c \times e_d \times e_r$ ) değeri yaklaşık olarak %0.22'dir. Verimlilik değerinin bu denli düşük çıkması beklentiler dahilinde olup, fare derisi ortamının dielektrik katsayı değerinin ( $\epsilon_f \cong 19$ ) oldukça büyük olmasından ve ışıma elemanının kayıplı bakır malzemesi kullanılarak modellenmesinden kaynaklı olup, anten genel kayıp parametreleri göz önüne alındığında sırasıyla MIA'nın dielektrik ( $e_d$ ) ve elektrik ( $e_c$ ) kayıplarının oldukça yüksek olmasındandır. Ayrıca hesaplanan verimlilik değeri, literatürdeki benzer ekit antenlerle kıyaslandığında kabul edilebilir makul seviyelerdedir [8, 15].



**Şekil 5.** Önerilen AS-MIA tasarımının ait 2.4GHz frekansındaki uzak-alan ışıma örüntüsü benzetim sonucu

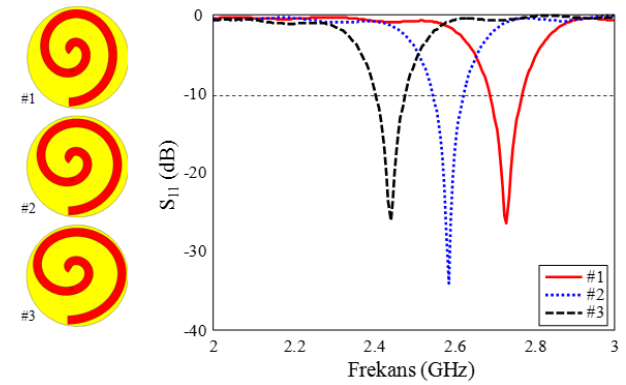
### 3. Parametrik Çalışmalar

Önerilen AS-MIA tasarımında optimum ISM-Bant performansın elde edilmesinde, AS denklemindeki (Denklem (1), (2)) katsayılar ( $a, b$ ), spiral uzunluğu ( $t_{min}, t_{max}$ ), besleme noktasının konumu ( $b_{1,2,3}$ ) ve spiral şerit kalınlığı ( $W_1$ ) birer tasarım parametresi olarak tasarım sürecinde tespit

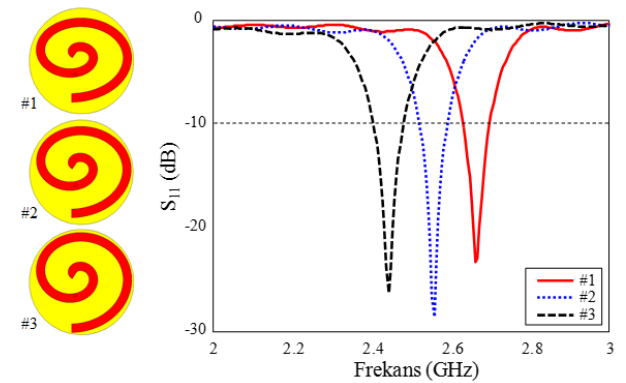
edilmiş ve optimum ışıma performansının elde edilmesinde göz önünde bulundurulmuştur. Bu kapsamda, AS-MIA tasarımının ölçeklenebilirliğinin ve ilgili parametrelerin fabrikasyon kaynaklı  $S_{11}$  performansında oluşturabileceği muhtemel etkilerin değerlendirildiği benzetim sonuçlarına bu bölümünde sırasıyla yer verilecektir.

#### 3.1. Spiral Katsayılarının ( $a$ ve $b$ ) ISM-Bandı $S_{11}$ Performansına Etkisi

Arşimet spiralinin matematiksel ifadesi Denklem (1), (2)'de yer alan  $a$  ve  $b$  katsayıları spiral elemanının ilgili eksenlerdeki çaplarına karşılık geldiği önceki bölümde ifade edilmişti. AS denkleminde yer alan  $a$  ve  $b$  spiral katsayılarının geri dönüş kaybına etkisi sırasıyla Şekil 6 ve Şekil 7'de yer almaktadır. Şekil 6'dan da görülebileceği üzere  $a$  katsayısı sırasıyla 0,51 (#1), 0,57 (#2) ve 0,63 (#3) şeklinde artırıldığında, beklentiler doğrultusunda rezonans frekansı ( $f_r$ ) aşağı doğru kaydığı görülmektedir.



**Şekil 6.** Spiral katsayısının ( $a$ ) geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) performansına etkisi



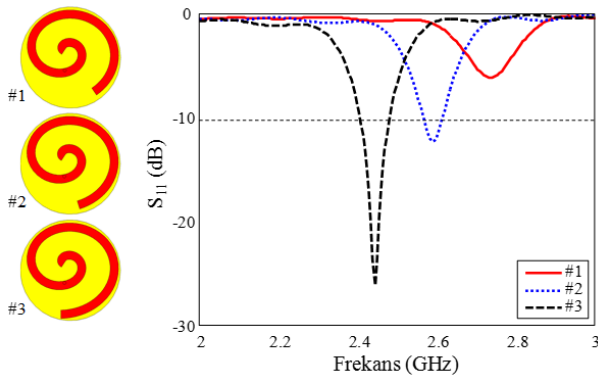
**Şekil 7.** Spiral katsayısının ( $b$ ) geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) performansına etkisi

Diğer taraftan Şekil 7'de  $b$  katsayısının  $S_{11}$  performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere  $b$  katsayısı sırasıyla 0,45 (#1), 0,5 (#2) ve 0,55 (#3) şeklinde artırıldığında,  $a$  katsayısında olduğu gibi rezonans frekansı ( $f_r$ ) aşağı doğru kaymaktadır. Görüldüğü üzere optimum ISM-bant performansının, elde edilmesinde  $a$  ve  $b$  AS katsayıları önemli bir rol oynamaktadır. ISM-Bant AS-MIA tasarımında, arzu edilen ISM bant  $S_{11}$  performansını elde edebilmek için  $a$  ve  $b$  katsayıları bir dizi optimizasyon çalışması sonucunda, sırasıyla 0.63 ve 0.548 şeklinde seçilmiştir.



### 3.2. Spiral Uzunluğunun ISM-Bandı $S_{11}$ Performansına Etkisi

Mikroşerit spiral hattın başlangıç ve bitiş noktasını belirleyen  $t_{min}$  ve  $t_{max}$  parametreleri, dolayısıyla ışıma elemanının uzunluğunu belirlemektedir. Arzu edilen ISM bant anten performansı için başlangıç noktası parametresi ( $t_{min}$ ) 0,25 olarak tespit edilmiş, spiral uzunluğunun anten performansına etkisini gözlemlemek için ise AS'nin bitiş noktasını belirleyen  $t_{max}$  değeri 0,1mm'lik aralıklarla artırılarak (#1, #2, #3)  $S_{11}$  performansına etkisi incelenmiştir. Şekil 8'de spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere spiralin uzunluğu ( $t_{max} = 3,32$ , #1) değerinden başlanarak 0,1mm arttırılmış hedeflenen (#3) ISM bandı  $S_{11}$  performansı elde edilmiştir. Görüldüğü üzere, spiral uzunluğu ( $t_{max}$  değeri) optimum ISM-bant  $S_{11}$  performansın oluşmasında seviye ve bant genişliği açısından oldukça etkilidir.



Şekil 8. Spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) performansına etkisi

### 3.3. Spiral Hat Genişliğinin ( $W_1$ ) ISM-Bandı $S_{11}$ Performansına Etkisi

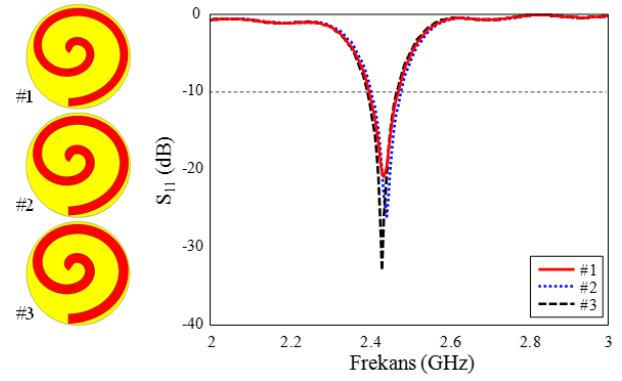
Işıma yüzeyi genişliğinin geri dönüş kaybına olan etkisi Şekil 9'da yer almaktadır. Grafikten de görülebileceği üzere hat genişliği sırasıyla 0,7 (#1), 0,8 (#2) ve 0,9 mm (#3) şeklinde arttırıldığında MİA'nın  $S_{11}$  seviyelerinde artışa sebep olmakta, buna bağlı olarak bant genişliğinde nispeten bir daralmaya da yol açmaktadır.

### 3.4. Besleme Konumunun ( $b_{1,2,3}$ ) ISM-Bandı $S_{11}$ Performansına Etkisi

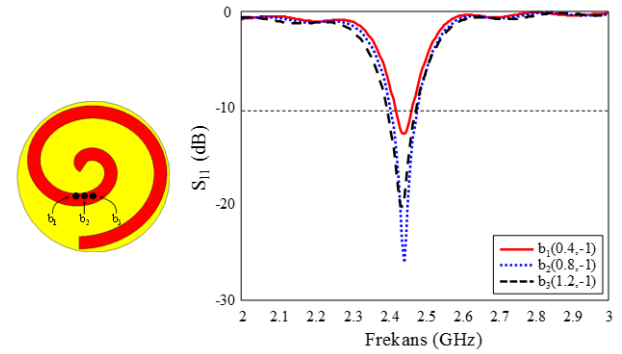
Arzu edilen ISM-bandı  $S_{11}$  performansının elde edilmesinde, besleme noktasının konumu, gerçekleştirilen benzetim çalışmalarında oldukça kritik bir öneme sahip olduğu tespit edilmiştir. Şekil 10'da besleme noktasının konumunun  $S_{11}$  performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere, besleme noktasının konumu ( $b_{1,2,3}$ ), optimum tasarıma göre 0,4mm sağa veya sola kaydırıldığında antenin geri dönüş kaybı performansını bant genişliği ve  $S_{11}$  seviyelerinde önemli ölçüde etkilemektedir.

## 4. Prototip ve Ölçüm Sonuçları

ISM-Bant AS-MİA'nın geri dönüş kaybı performansının laboratuvar ortamında gözlemlenebilmesi için optimum

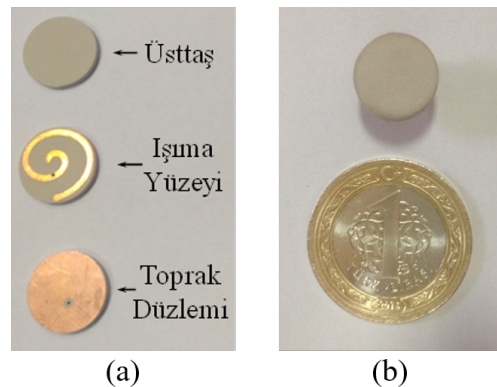


Şekil 9. Spiral hat genişliğinin ( $W_1$ ) geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) performansına etkisi



Şekil 10. Besleme konumunun geri dönüş kaybı  $S_{11}$  performansına etkisi

tasarımın fabrikasyonu yapılmış ve fare derisinin elektriksel özelliklerini taklit edebilen yapay bir sıvı içerisinde ölçümü gerçekleştirilmiştir. Şekil 11'de Rogers 3010 ( $h = 1.27mm$ ,  $\epsilon_r = 10.2$ ) dielektrik malzemesi kullanılarak fabrikasyonu gerçekleştirilen ISM-Bant AS-MİA prototipe ait (a) katmanlı, (b) üstten görüşlerine ait resimler yer almaktadır. Şekil 11.(a)'da yer alan katmanlar birleştirilmiş ve 50Ω'luk bir SMA konektörle bağlantılandırılarak Şekil 11.(b)'deki nihai ISM-Bant AS-MİA prototip anten elde edilmiştir.

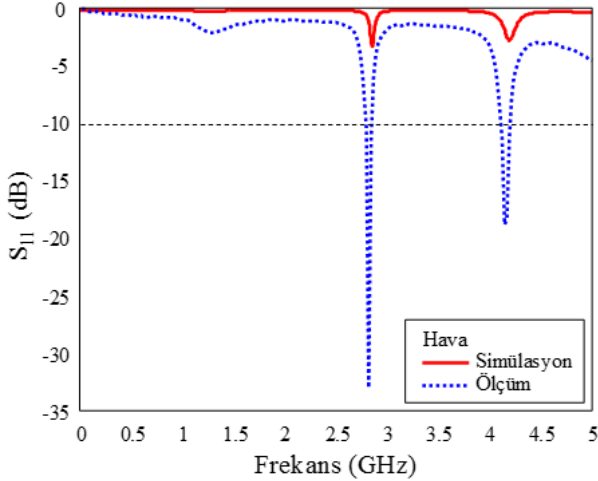


Şekil 11. Gerçeklenen ISM-bant AS-MİA'ya ait (a) katmanlı ve (b) üstten görüntüler

Önerilen ISM-Bant AS-MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) ölçüm ve benzetim sonuçları Şekil 12'de yer almaktadır. Elde edilen sonuçlardan da görülebileceği üzere fabrikasyonu yapılan antenin havadaki ölçüm ve

benzetim sonuçları, fabrikasyon toleranslarından kaynaklı bir takım frekans ve seviye farklılıklarının dışında birbirleriyle oldukça uyumludur. Önerilen AS-MİA tasarımın fare derisi içerisindeki anten performansını gözlemlemek için öncelikli olarak literatürde önerilen [8], fare derisi taklit sıvısı Tablo 3’de verilen oranlara göre hazırlanmıştır. Prototip antenin fare derisi taklit sıvısı içerisindeki  $S_{11}$  ölçümleri ise Rohde Schwarz ZVB8 VNA ile Şekil 13’deki düzeneğe kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Fabrikasyonu gerçekleştirilen ISM-Bant AS-MİA tasarımının fare derisi taklit sıvısı içerisindeki  $S_{11}$  ölçüm ve CST benzetim sonuçları Şekil 14’te yer almaktadır. Görüldüğü üzere fabrikasyonu yapılan ISM-bant AS-MİA’nın ölçüm ve simülasyon sonuçları birbiriyle oldukça uyumludur. Önerilen AS-MİA, 2,532 – 2,595GHz arasında %2’lik bant genişliğiyle ISM-bandında 120 MHz’lik üst frekanslara doğru bir kaymayla anten performansı sergilenmektedir.  $S_{11}$  benzetim ve ölçüm sonuçları arasındaki frekans ve seviye farklılıklarının, anten fabrikasyonu ve fare derisi taklit sıvısının üretimi esnasındaki toleranslardan kaynaklandığı değerlendirilmektedir.



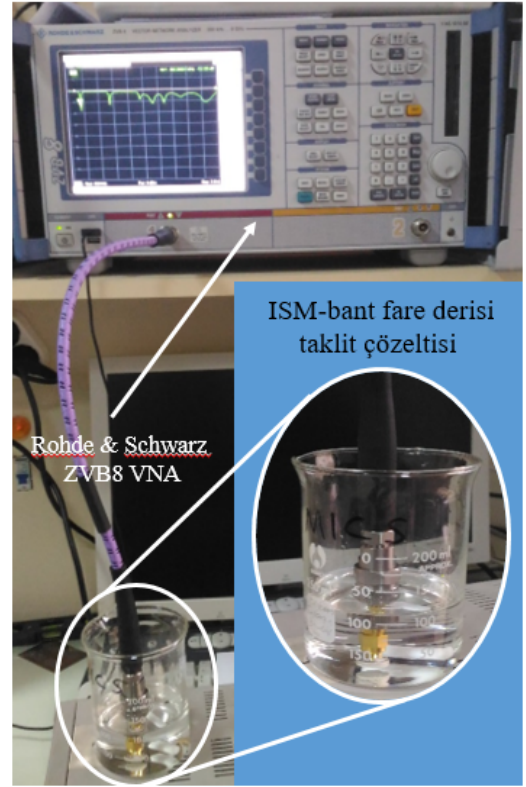
**Şekil 12.** Gerçeklenen ISM-Bant AS-MİA’nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı ( $S_{11}$ ) ölçüm ve benzetim sonuçları

**Tablo 3.** ISM bandı fare derisi taklit çözeltisi için karışım oranları [8]

Çözelti Bileşenleri	Karışım Yüzdesi (%)
DGBE (Dietilen Glikol Bütil Eter)	6,98
Saf Su	46,51
Triton X-100 (Polietilen Glikol Mono Fenil Eter)	46,51

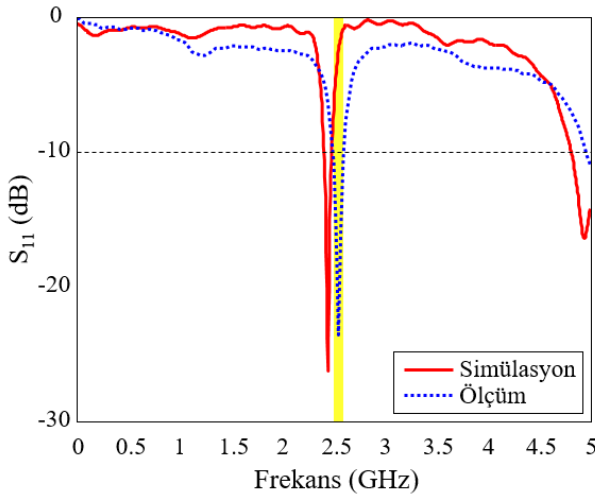
## 5. Sonuçlar

Çalışmada, biyotelemetri uygulamaları için Arşimed Spirali (AS) ışıma elemanını temel alan fare derisi içerisinde çalışan yeni bir mikroşerit implant anten (MİA) tasarımı önerilmiştir. Bu çalışma kapsamında ilk olarak, AS-MİA tasarımının sayısal analiz sonuçlarına yer verilmiş,



**Şekil 13.** Önerilen MİA’ya ait  $S_{11}$  ölçüm düzeneği

daha sonra optimum ISM-bandı ışıma performansının elde edilmesinde, ön plana çıkan kritik tasarım parametrelerinin  $S_{11}$  performansına etkileri değerlendirilmiştir. Son olarak benzetim sonuçları, üretimi gerçekleştirilen prototip ISM-bandı AS-MİA tasarımının fare derisi taklit sıvısı içerisindeki  $S_{11}$  ölçüm sonuçlarıyla desteklemiştir. Çalışmada fare derisinin ilgili frekans aralığındaki elektriksel modellemesi literatürde yer alan Cole-Cole modeli katsayılarının CST Microwave Studio programına aktarılmasıyla sağlanmıştır. Önerilen AS-MİA tasarımı fare derisi içerisinde 2.4 – 2.48GHz frekans aralığında ISM bandını kapsayan %3’lük bant genişliği ile tek-bantlı  $S_{11}$  ışıma performansı sergilerken, üretimi gerçekleştirilen prototip anten, fare derisi taklit sıvısı içerisindeki in-vitro ölçümlerinde 2.532 – 2.595GHz frekans aralığında %2’lik bant genişliğine sahip  $S_{11}$  performansı sunmaktadır.  $S_{11}$  benzetim ve ölçüm sonuçları arasındaki frekans ve seviye farklılıklarının, prototip antenin fabrikasyonunun ve fare derisi taklit sıvısının üretilmesi esnasındaki toleranslardan kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Geliştirilen oldukça küçük hacimli ( $V \cong 289.2mm^3$ ) önerilen AS-MİA tasarımının hesaplanan ortalama yönlendirme kazancı 2.72 dBi’dir. Kabul edilebilir seviyelerdeki ışıma performansı ile önerilen düşük kayıplı ve düşük maliyetli AS-MİA tasarımı, literatürde yer alan benzer fare derisi ekit anten tasarımlarıyla kıyaslandığında,  $r=6mm$ ’lik küçük boyutlarıyla ( $r=0.048\lambda_0$ , @2.4 GHz) ISM-bandı biyotelemetri uygulamalarında kullanılabilecek antenlere iyi bir alternatif olarak ön plana çıkmaktadır.



**Şekil 14.** Gerçeklenen ISM-bant AS-MIA tasarımının fare derisi içerisindeki  $S_{11}$  ölçüm ve simülasyon sonuçları

### Teşekkür

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (Proje No: 115E597) ve Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi (Proje No: 2015 – 87HD) tarafından desteklenmektedir.

### Kaynakça

- [1] Hall, P. S., Hao, Y. 2012. Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications. 2nd, edition. Artech House, 410s.
- [2] Singh, K. 2005. Biotelemetry: Could Technological Developments Assist Healthcare in Rural India, Rural and Remote Health Journal, 234(2005), 1-6.
- [3] Topsakal, E. 2009. Antennas for Medical Applications: Ongoing Research and Future Challenges, International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), 14-18 September, Torino, 890-893.
- [4] Medical Implant Communication Service (MICS) Federal Register. Rules and Regulations 1999, 64.240: 69926 69934.
- [5] European Radiocommunications Commission (ERC) Recommendation 70-03 relating to the use of short range devices. Conf. Eur. Postal. Telecomm. Admin. 1997, CEPT/ERC 70-03, Annex 12.
- [6] Soontornpipit, P., Furse, C.M., Chung, Y.C. 2004. Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with Medical Implants. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., 52(2004), 1944-1951.
- [7] Karacolak, T., Hood, A. Z., Topsakal, E. 2008. 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(2008), 1001-1008.
- [8] Karacolak, T., Cooper, R., Topsakal, E. 2009. Electrical Properties of Rat Skin and Design of Implantable

Antennas for Medical Wireless Telemetry. IEEE Transactions On Antennas And Propagation, 57(2009), 2806-2812.

- [9] Huang, F., Lee, C., Chang, C., Chen, L., Yo, T., Luo, C. 2011. Rectenna Application of Miniaturized Implantable Antenna Design for Triple-Band Biotelemetry Communication, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 59(2011), 2646-2653.
- [10] Liu, C., Guo, Y., Xiao, S. 2012. Compact Dual-Band Antenna for Implantable Devices, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 11(2012), 1508-1511.
- [11] Xu, L., Guo, Y., Wu, W. 2013. Dual-Band Implantable Antenna With Open-End Slots on Ground, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 11(2013), 1564-1567.
- [12] Alrawashdeh, R., Huang Y., Cao, P. 2013. Flexible Meandered Loop Antenna for Implants in Medradio And ISM Bands. Electronics Letters, 49(2013), 1515-1517.
- [13] Kiourti, A., Psathas, K. A., Costa J. R., Fernandes C. A., Konstantina, S. N. 2013. Dual-Band Implantable Antennas for Medical Telemetry: A Fast Design Methodology and Validation for Intra-Cranial Pressure Monitoring. Progress In Electromagnetics Research, 141(2013), 161-283.
- [14] Duan, Z., Guo, Y., Je, M., Kwong, D. 2014. Design and in Vitro Test of a Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna Operating at MICS and ISM Bands, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 62(2014), 2430-2439.
- [15] Liu, C., Guo, Y., Jegadeesan, R., Xiao, S. 2015. In Vivo Testing of Circularly Polarized Implantable Antennas in Rats, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 14(2015), 783-786.
- [16] Kumar, A. S., Shanmuganatham, T. 2015. Analysis and Design of Implantable Z-Monopole Antennas at 2.45 Ghz ISM Band for Biomedical Applications, Microwave and Optical Technology Letters, 57(2015), 468-473.
- [17] Tseng, C., Chang, S., Chang, P., Chen, W., Lin, J., Hsu, C. 2015. An Implanted Antenna Design for Biomedical Applications Operating in MICS and ISM Bands, Microwave Conference (APMC), 6-9 December, Asia-Pacific, 1-3.
- [18] Islam, N. A., Abrar, A. T., Arafat, U., Islam, A. J., Hoque, R. 2015. Design and Performance Measurement of an In-Body Implantable Miniaturized Slot Dipole Rectangular Patch Antenna for Biomedical Applications, 2015 International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE), 17-19 December, Dhaka, 59-63.
- [19] Kumar, S. A., Shanmuganatham, T., Sasikala, G. 2015. Design and Development of Implantable CPW Fed Monopole U Slot Antenna at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications, Microwave and Optical Technology Letters, 57(2015), 1604-1608.

- [20] Gani, I., Yoo, H. 2016. Multi-Band Antenna System for Skin Implant, IEEE Microwave and Wireless Components Letters, 26(2016), 294-296.
- [21] Surapan, S., Kawdungta, S., Yang, H., Wu, C. 2016. Design of Dual Band Implantable Antenna for Biomedical Applications, 2016 13th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 28 June - 1 July, Chiang Mai, 1-4.
- [22] Tirkey, S. R., Jha, N., Pandesswari, R., Raghavan, S. 2016. Design of Flexible Meandered Loop Antennas Loaded with CSRR and SRR for Implantable, 2016 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), 23-25 March, Chennai, 1595-1598.
- [23] Cho, Y., Yoo, H. 2016. Miniaturised Dual-Band Implantable Antenna for Wireless Biotelemetry, Electronics Letters, 52(2016), 1005-1007.
- [24] Sondas, A., Ucar, M.H.B. 2016. An Implantable Microstrip Antenna Design for MICS-band Biomedical Applications, Turk J. Elec. Eng. and Comp. Sci., 24(2016), 2267-2273.
- [25] Karacolak, T., Cooper, R., Butler, J., Fisher, S., Topsakal, E. 2010. In Vivo Verification of Implantable Antennas Using Rats as Model Animals, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 9(2010), 334-337.