



Biyomedikal uygulamaları için vücut içi geniş bantlı İD-EDDK beslemeli SBT bant anten analizi

In-body wideband CB-CPW Fed ISM band antenna analysis for biomedical applications

Seda Habergötüren Ateş^{1,*}  Tayfun Okan²  Nursel Akçam³ 

^{1,2,3} Gazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, 06570, Maltepe/Ankara/Türkiye

Öz

Bu çalışmada biyomedikal uygulamalarında kullanılmak üzere SBT (Sıma Bilimsel ve Tıbbi cihaz bandı) bantta çalışan geniş bantlı bir anten tasarlanmıştır. Antenin maksimum boyutlarını gösteren 11 x 12 x 0.6 mm³ değerleri için Rogers-RO3210 ($\epsilon_r = 10.2$) alıtış olarak belirlenmiştir. Bu alıtışın üzerine geleneksel dikdörtgen yama anten tasarlanıp içerisinde testere şeklinde bir yarık kazınmıştır. Tasarlanan antenin besleme tipi İD-EDDK (İletken Destekli Eş Düzlemsel Dalga Kılavuzu) olarak seçilmiş, toprak plakası azaltılarak kullanılmıştır. Antenin tasarımı ve analizleri CST-MWS programı kullanılarak yapılmıştır. Tasarlanan antenin empedans bant genişliği ($S_{11} \leq -10$ dB) 0.71 GHz (1.97-2.68 GHz) olarak ölçülmüştür. Merkezi rezonans frekansı 2.36 GHz olan antenin yansıma katsayısı grafiği SBT bandını kapsar. Vücut içi uygulamalara uygun olarak tasarlanan antenin eğimli koşullardaki sonuçları da düzlemsel koşullardaki sonuçlarına kıyasla çok yakın performans göstermektedir ve ÖSO (Özgül Soğurma Oran) değerleri insan vücudu için zararsızdır.

Anahtar kelimeler: Biyomedikal uygulamaları, SBT bant, İD-EDDK

1 Giriş

Gelişen teknoloji, günümüzde birçok farklı alanda insan hayatını olumlu yönde etkilemek için kullanılmaktadır. İnsan hayatını etkileyen en önemli alanlardan biri de bireylerin sağlık durumlarının takibidir. Yaşlı nüfusunun her geçen gün arttığı gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde, hasta takibi ve hastalara ait verilerinin değerlendirilmesi için pratik yöntemlerin geliştirilmesi kaçınılmaz hale gelmiştir. Bunun için geliştirilen yöntemlerden biri, hastaya ait tıbbi verilerin vücut içi sensörler yardımıyla anlık olarak ölçülüp kablosuz şekilde bu verilerin doktora iletilmesidir. Uygun frekansta yüksek hızda ve bant genişliğinde tasarlanan anten sistemleri hasta bilgilerinin hızlıca iletilmesini sağlayacaktır [1-3]. Bu şekilde çalışan bir sistem sayesinde, gerektiğinde acil müdahale edilebilmesinin yanı sıra, doktorun iş yükünü

Abstract

In this study, a wideband antenna operating in the ISM (Industrial Scientific and Medical device) band was designed to be used in biomedical applications. Rogers-RO3210 ($\epsilon_r = 10.2$) was determined as substrate for 11 x 12 x 0.6 mm³ values which are maximum dimensions of the antenna. A traditional rectangular patch antenna was designed on this substrate, and a saw-shaped etched. The feeding type of the designed antenna was chosen as CB-CPW (Conductor Backed Coplanar Waveguide) and the ground plate reduced. The design and analysis of the antenna were made using the CST-MWS program. The impedance bandwidth ($S_{11} \leq -10$ dB) of the designed antenna was measured as 0.71 GHz (1.97-2.68 GHz). The reflection coefficient graph of the antenna with a central resonant frequency of 2.36 GHz covers ISM band. The results of the antenna, which was designed for in-body applications, in bent conditions also showed very close performance compared to its results in planar conditions and SAR (Specific Absorption Rate) values were harmless for human body.

Keywords: Biomedical applications, ISM band, CB-CPW

azaltmasını, hastanın ise zamanını daha etkin kullanmasını sağlamaktadır.

Kablosuz vücut alan ağları, bazı çalışmalarda [4-15] vücut içine entegre antenler ile sağlanırken, bazı çalışmalarda [16,17] vücut üstüne konumlanmış antenler aracılığıyla oluşturulmaktadır. Geliştirilen biyotelemetri sistemlerde kullanılan frekans bantları ise Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (International Telecommunication Union-ITU) ve Federal İletişim Komisyonu (Federal Communications Commission-FCC) tarafından atanan Tıbbi İmplant İletişim Hizmet Bandı (402-405 MHz) ve Sıma, bilimsel ve tıbbi cihaz (SBT) bandıdır (2.4-2.48 GHz). Hasta takibi amacıyla yapılan biyomedikal antenlerde daha önceki çalışmalarda yalnızca SBT bandında [4,6-10,12,15,18-20] ve yalnızca Tıbbi İmplant İletişim Hizmet bandında [5,21]

* Sorumlu yazar / Corresponding author, e-posta / e-mail: sedahabergoturen@gazi.edu.tr (S. Habergötüren Ateş)
Geliş / Received: 17.01.2022 Kabul / Accepted: 07.04.2022 Yayınlanma / Published: 18.07.2022
doi: 10.28948/ngumuh.1059091

tasarımlar yapılmasının yanı sıra her iki bantta da çalışabilen ikili bant antenler [13,14,16,17,22,23] de tasarlanmıştır. Ayrıca SBT bandında üçlü bant şeklinde tasarlanan bir çalışma da mevcuttur [24].

Daha önce yapılan diğer çalışmalarda hastaların uzun gözlem sürelerinde vücut içi antenin zarar görmemesi ve kısa devre olmaması için üst ve alt yüzeyi alttaş ile kaplanmıştır [4,5,17,19,21,23,25]. Tasarlanan antenlerin benzetimleri vücuttaki deri, yağ, kas dokuları dikkate alınarak, anten yağ dokusuna yerleştirilecek şekilde yapılmıştır. Bu dokuların çalışma frekansındaki farklı kalınlık ve çalışma frekansındaki göreceli dielektrik geçirgenliği değerleri göz önüne alınmıştır. Örneğin kanserli bir hücreye ait göreceli dielektrik geçirgenliği farklı olurken, sağlıklı dokularda farklı çalışma frekanslarında da farklı göreceli dielektrik geçirgenlik sabiti değerleri gözlemlenir. Kanserli doku teşhisi amacıyla da kullanılan biyomedikal uygulamalar da mevcuttur [7]. Biyomedikal antenin ölçümleri insan vücudunun dokularını taklit eden jeller içinde yapılmıştır [4,6,9,11,13,15,23,25].

İnsan vücudunda veri takibi için anten yapılarının bazıları akım yolunu artırmak için kullanılan menderes tip olarak tasarlanmıştır [22,25,19]. Tasarımların bazılarında anten boyunu kısaltma esnekliğine sahip olduğu için PIFA anten tercih edilmiştir [5,6]. Ancak PIFA anten tasarımı dar bant genişliği sebebiyle tercih edilme oranı düşük bir seçenektir. Anten boyunu kısaltıp akım yolunu uzatan serpantin tip anten tasarımları da kullanılmıştır [21,17]. Anten beslemelerinde yüksek frekans tepkileri için önerilen antenin geri ışınmasını azaltan EDDK (Eş düzlem dalga kılavuzu) kullanılmıştır [9,10,12].

EDDK besleme tekniği kullanmak yüksek bant genişliği sebebiyle avantajlı bir tercihtir [4,26]. EDDK beslemenin geniş bant etkisini sağlayan geçirgenliğinin dağılıma özelliği mikro şerit hattan daha iyidir [27]. Sistemlerde devre bütünlüğünü koruyarak diğer mikrodalga cihazlarla entegre edilebilir [27]. EDDK besleme, anten üretimini basitleştirir, delik ve kaplama ihtiyacını ortadan kaldırır [28]. Aktif ve pasif cihazların seri yüzey montajının yanı sıra akım yolunu kolaylaştırır ayrıca radyasyon kaybını azaltır [28]. EDDK besleme tek ve çift modlarda iletilebilir böylece anten tasarımı esnek bir hale gelir [27]. Bir EDDK beslemesinin bu özelliği, bitişik hatlar arasındaki ortak etkileşim etkisini en aza indirdiğinden, anten dizilerinin tasarımında da kullanışlıdır [29].

Bu çalışmada SBT bandından çalışan vücut içi, İD-EDDK beslemeli anten yapısı tasarlanmıştır. İD-EDDK yapısında anten ön kısmındaki EDDK plakalarının yanı sıra arka yüzeyde de toprak plakasına sahiptir. Tasarlanan anten, dikdörtgen yama anten içerisinde testere şeklinde bir yarık barındıran bir yapıya sahiptir. Anten boyutları optimize edilmiştir. Tasarlanan antenin vücut içi uygulamalarda

kullanılmak üzere eğimli koşullardaki sonuçları ve SAR sonuçları da çalışmada yer almıştır.

2 Anten tasarımı

SBT bandında tasarlanan İD-EDDK beslemeli anten geometrisi Şekil 1’de gösterilmiştir. Turuncu ile gösterilen kısım 0.035 mm kalınlığındaki bakır tabakayı, mor kısım ise alttaş gösterir. Alttaş olarak göreceli dielektrik geçirgenliği $\epsilon_r = 10.8$ olan 0.6 mm kalınlığında Rogers-RO3210 kullanılmıştır. Ön yüzeyde şeklinde iki adet toprak dikdörtgen plaka kullanılırken, arka yüzeyde azaltılmış toprak plaka kullanılarak İD-EDDK besleme oluşturulmuştur. Anten boyutları geleneksel dikdörtgen yama antenin denklemleri göz önüne alınarak seçilmiştir. Antenin çalışma alanı deri, yağ ve kas ortamı olacak şekilde tasarlanmıştır. Dikdörtgen yama anten içerisinde testere şeklinde bir yarık, SBT bandında çalışmak üzere boyutları ayarlanarak kazanmıştır. Anten beslemesi olarak yüksek bant genişliği avantajı nedeniyle İD-EDDK tercih edilmiştir.

Tablo 1’de tasarlanan İD-EDDK beslemeli SBT Bant antenin optimum boyutları verilmiştir. Antenin maksimum boyutları 11 x 12 x 0.6 mm³ (0.086λ x 0.094λ x 0.0047λ), dalga boyu λ merkezi rezonans frekansı için, olarak elde edilmiştir. Rezonans frekansı S₁₁ değeri en düşük olan Anten benzetimleri vücut içi kullanım amacıyla tasarlandığından CST-Microwave Studio programıyla, kas-yağ-deri dokuları içerisinde yapılmıştır

Tablo 1: İD-EDDK SBT bant anten yapısının ve vücut içi ortamın dokularının boyutları

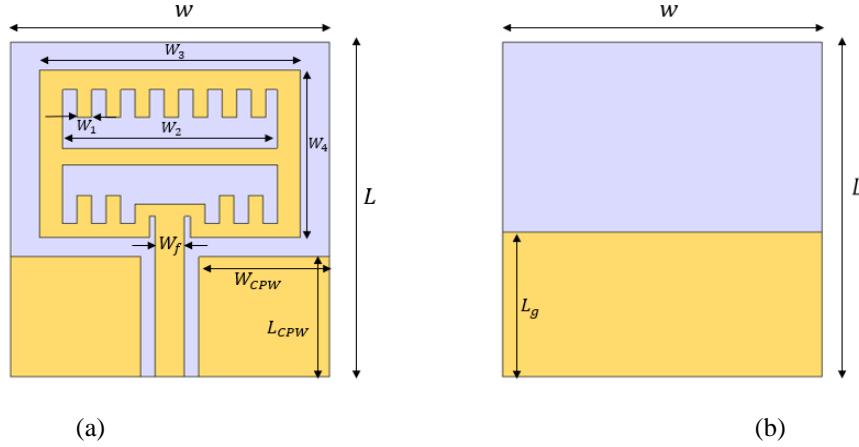
Parametre	W	L	L _g	W _{CPW}	L _{CPW}	T	W ₃
Değer(mm)	11	12	5.2	4.5	4.3	0.6	9
Parametre	T _{skin}	T _{fat}	T _{muscle}	W ₁	W ₂	W _f	W ₄
Değer(mm)	4	7	10	0.5	7.4	1	6

Tablo 2’de antenin ve antenin vücut içi tasarlandığı ortamın dokularının elektrik sabitleri, yoğunlukları, kalınlıkları ve iletkenlikleri verilmiştir.

Tablo 2: İnsan vücudu dokularının özellikleri

Doku	ε (Göreceli Dielektrik Sabiti)	Yoğunluk (kg/m)	Kalınlık (mm)	İletkenlik (S/m)
Deri	38	1010	4	1.46
Yağ	5.28	920	7	0.10
Kas	52.7	1040	10	1.73

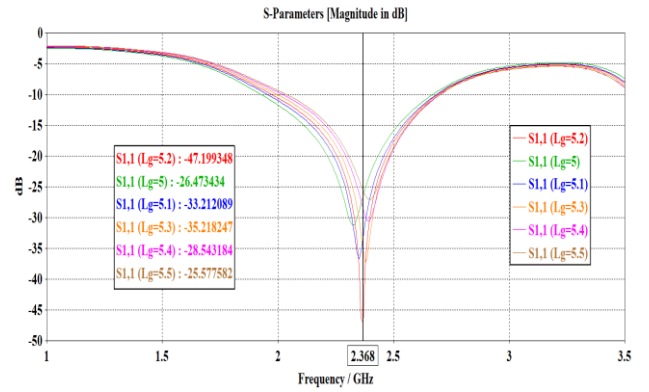
Antenin çalışma ortamı, vücut içi uygulamalara uygun olabilmesi için gerçek deri, yağ ve kas ortamında ve ortamların kalınlıkları dikkate alınarak tasarlanmıştır.



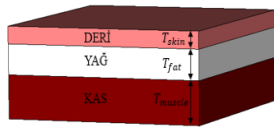
Şekil 1. SBT bandında kullanılan İD-EDDK antenin yapısı a). Ön yüzey b). Arka yüzey

Şekil 2’de gösterildiği gibi tasarlanan SMA konnektörlü anten yağ dokusunun alt kısmına kas dokusunun bitişine yerleştirilmiştir.

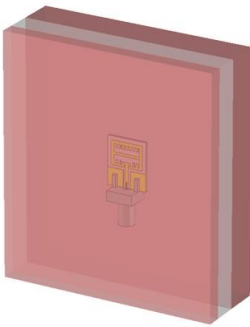
İD-EDDK SBT Bant anten yapısının parametrik çalışmalarıyla en uygun sonuca ulaşması sağlanmıştır. Antenin toprak yüzeyinin azaltılması yansıma katsayısının değerinin azalmasına ve bant genişliğine neden olur. Bu nedenle anten tasarımı çalışmalarında tercih edilen bir yöntemdir. İD-EDDK SBT Bant Antenin toprak yüzeyinin azaltılması parametrik olarak gözlemlenmiştir. Şekil 3’te gösterilen grafiğe göre L_g için 5.2 mm en uygun değerdir.



Şekil 3. İD-EDDK SBT Bant antenin toprak yüzeyinin azaltılması ile ilgili parametrik çalışma



(a)



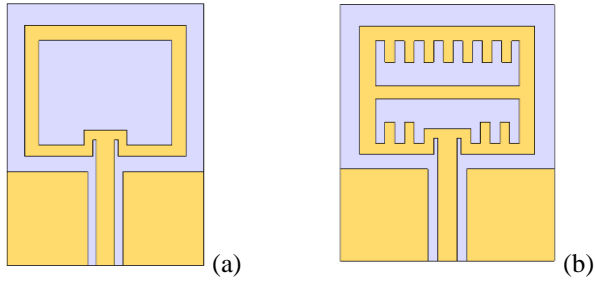
(b)

Şekil 2. Antenin a). Vücut içi ortamının dokuları ve kalınlıkları b). Vücut içinde konumlandırılması

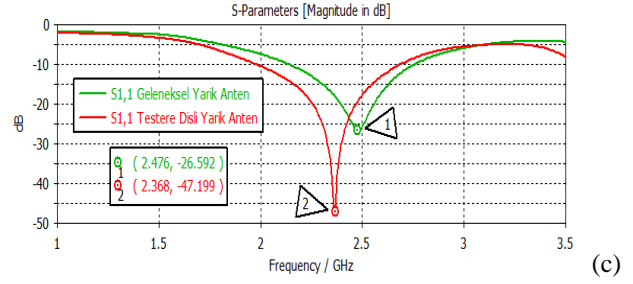
Şekil 4’te geleneksel yarık anten üzerine testere dişleri eklenerek elde edilen yapının anten üzerindeki etkisi incelenmiştir. Şekil 4 (a)’da geleneksel dikdörtgen yarık anten yapısı gösterilmiştir. Şekil 4 (b)’de geleneksel dikdörtgen yarık antene testere dişleri eklenmiş ve orta kısmından bir bağlantı yapılmıştır. Bunun sonucunda Şekil 4 (c)’de gösterilen yansıma katsayısı karşılaştırma grafiğine göre yansıma katsayısı değeri -26.59 dB değerinden -47.19 dB değerine düşmüştür. Ayrıca -10 dB bant genişliği 0.62 GHz değerinden 0.71 GHz değerine yükselmiştir. Tasarımda yapılan eklemeler antenin karakteristiğini iyileştirmiştir.

3 Benzetim sonuçları

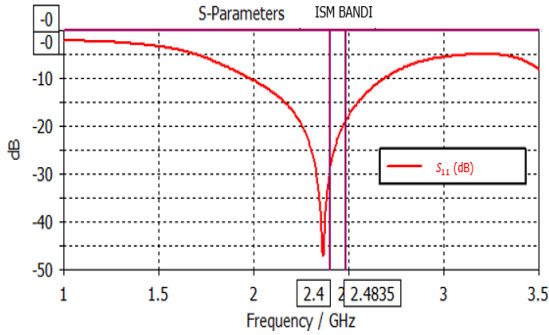
Vücut içi olarak tasarlanan antenin benzetim işlemleri vücut ortamında olacak şekilde deri, yağ, kas dokuları içinde yapılmıştır. Üç tabakalı vücut ortam modeli sırasıyla deri, yağ ve kas dokuları için 4,7 ve 10 mm olarak seçilmiştir. Benzetimlerde SMA konnektör kullanılmıştır. Şekil 5’te verilen yansıma katsayısı grafiğine göre SBT bandını (2.4-2.48 GHz) tamamen içine alır. -10dB bant genişliği 1.97 GHz ile 2.68 GHz arasında 0.71 GHz olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4. a). Geleneksel yarık anten yapısı **b).** Testere dişli yarık anten yapısı **c).** Testere dişinin anten üzerindeki etkisinin yansıma katsayısı üzerinden karşılaştırılması



2.36 GHz rezonans frekansı için yansıma katsayısı değeri -47.2 dB olarak gözlemlenmiştir.



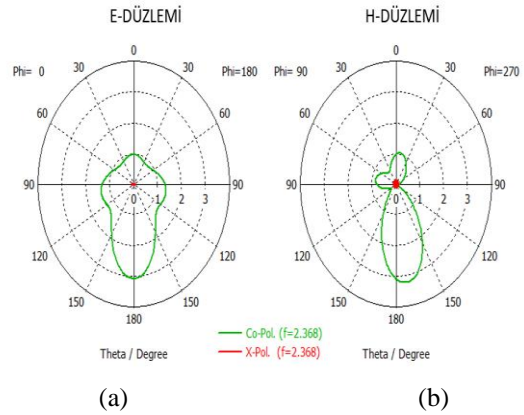
Şekil 5. Yansıma katsayısı grafiği merkez frekansı $f=2.36$ GHz

Tasarlanan SBT bant İD-EDDK beslemeli antenin iki boyutlu ışınma örüntüleri Şekil 6'da gösterilmiştir. Rezonans frekansı 2.36 GHz için Şekil 6 (a)'da elektrik alan yüzeyi, Şekil 6 (b)'da manyetik alan yüzeyi grafiği verilmiştir. Anten ışınma örüntüsünde 2.36 GHz rezonans frekansı için maksimum yönlülükte ana kulakçığının büyüklük değeri sırasıyla elektrik alan için 3.06, manyetik alan için 3.21 olarak ölçülmüştür.

Şekil 7'de tasarlanan antenin frekans değişimine karşılık kazanç grafiği ve 2.36 GHz rezonans frekansındaki 3 boyutlu ışınma örüntüsü verilmiştir. Vücut içi antenlerde anten kazancının negatif çıkması beklenen bir sonuçtur. Çünkü antenin enerjisi vücut dokusu içerisinde soğurur. Şekil 7 (a)'da görüldüğü gibi çalışma frekansı aralığında negatif kazanç görülmektedir. Şekil 7 (b)'de $f=2.36$ GHz rezonans frekansında 3 boyutlu ışınma örüntüsünde anten kazancı gösterilmiştir.

Tasarlanan antenin 2.36 GHz frekans değeri için yüzey akım yoğunluğu Şekil 8 (a)'da gösterilmiştir. Şekle göre akım yoğunlukları sağ ve sol taraftaki testere dişleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Ayrıca yama antenin çevresinde de yoğun bir akım gözlemlenmektedir. Vücut içi veya vücut üzerinde konumlandırılmış anten yapılarının gerçek hayatta ticari

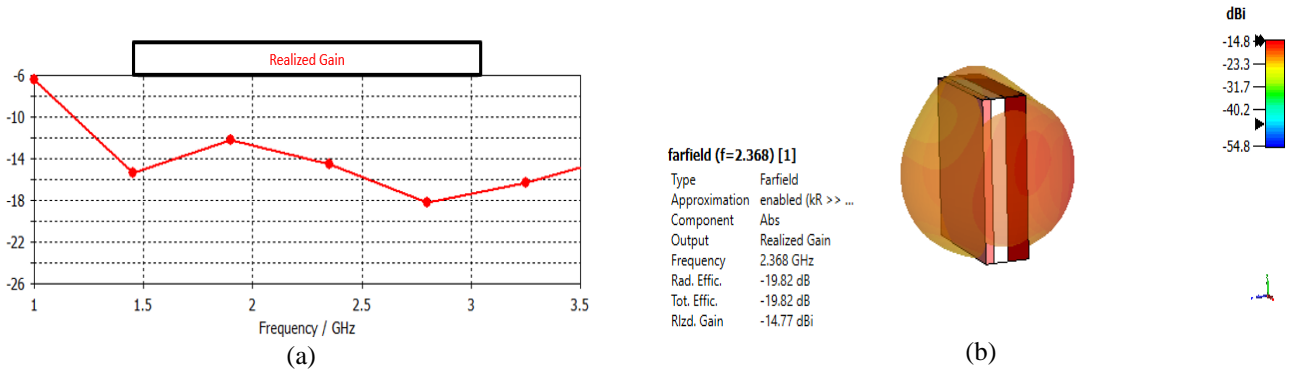
amaçla kullanılabilirliklerini değerlendirmek amacıyla Özgül Soğurma Oranı (ÖSO) değeri ölçülmelidir. ÖSO analizi sonucu, Birleşik Devletler standardı gereği (FCC) 1.6 W/kg'dan düşük olmalıdır [30]. Simülasyon yardımıyla yapılan ÖSO ölçümünde 1 mW giriş gücü için ölçülen maksimum ÖSO değeri Şekil 8(b)'de de görüleceği üzere 0.025 W/kg olmuştur. Dolayısıyla sınır değerinin üzerine çıkmadan, antene uygulanabilecek maksimum giriş gücü 63.5 mW olarak belirlenebilmektedir.



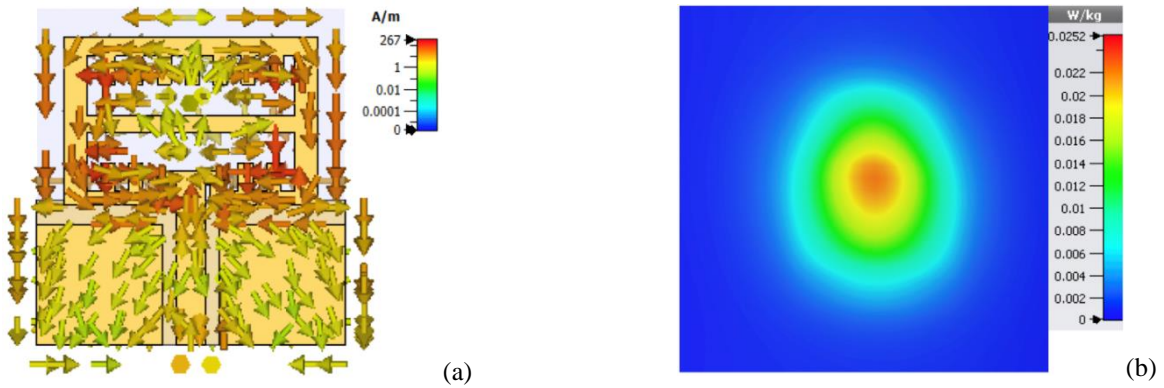
Şekil 6. $f=2.36$ GHz için antenin uzak alan sonuçları a. E Düzleminde $\Phi=0^\circ$ b. H Düzleminde $\Phi=90^\circ$

Vücut içi uygulamalarda insan vücudunun kıvrımlı yapısı da göz önüne alınmalıdır. Buna göre ortamın dokuları ve anten yapısı eğimli koşullarda da doğrulanmalıdır. Tasarlanan antenin bükülmüş koşullardaki sonuçları Şekil 9'da verilmiştir. 50 mm yarıçaplı silindirik eğimle yapılan işlemlerde düzlemsel sonuçlara çok yakın bir grafik elde edilmiştir. Antenin rezonans frekansı düzlemselde olan 2.368 GHz değerinden 2.404 değerine kaymıştır ancak hala SBT bandı grafiğinin içerisinde kalır. Böylece tasarlanan vücut içi antenin eğimli insan dokularında da iyi performans gösterdiği gözlemlenmiştir.

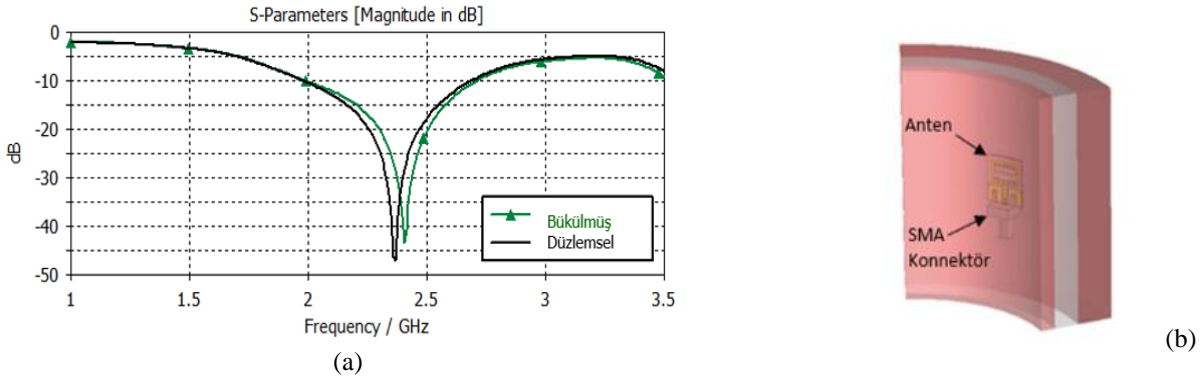
Önceki çalışmalarda SBT bandında çalışan vücut içi anten tasarımlarıyla karşılaştırılması Tablo 3'te gösterilmiştir.



Şekil 7. Tasarlanan antenin a. frekans değişimine karşılık kazanç grafiği b. $f=2.36$ GHz frekansındaki 3B ışınma örüntüsü



Şekil 8. Antenin 2.368 GHz çalışma frekansı için (a) yüzey akım, (b) ÖSO analizi sonucu



Şekil 9. İD-EDDK SBT Bant Antenin 50 mm yarıçaplı silindirik bir eğimle yapılan a. Yansıma katsayısı grafiği b. Eğimli vücut ortamının anten yapısı ve SMA konnektörün gösterimi

Tablo 3: SBT bantta çalışan vücut içi diğer anten tasarımı çalışmalarıyla karşılaştırma

Çalışma	Bant Genişliği (GHz)	Boyut (mm ²)	Altaş malzemesi
[3]	0.406	16x13	RO3210($\epsilon_r = 10.2$)
[7]	0.18	10x11	Seramik ($\epsilon_r = 9.8$)
[11]	0.19	26x22	Seramik ($\epsilon_r = 9.8$)
[12]	0.3	14x14	RO3210($\epsilon_r = 10.2$)
[13]	0.36	15x15	RO3210($\epsilon_r = 10.2$)
[14]	0.682	41.5x29	FR-4 ($\epsilon_r = 4.4$)
Önerilen Çalışma	0.7152	11x12	RO3210($\epsilon_r = 10.2$)

Tablo 3'e bakıldığında bu çalışmada önerilen tasarımın bant genişliği açısından en yüksek ve anten boyutları açısından [7] numaralı çalışma hariç en küçük olarak görülmektedir. [7] ve [11]'deki çalışmalarda dar bantlı anten tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan geniş bantlı anten SBT bandını tamamen kapsar. Vücut içi uygulamalarda anten boyutlarının küçük olması uzun süreli uygulanabilirlik açısından önemlidir.

4 Sonuç

SBT bandında çalışan 2.36 GHz rezonans frekansına sahip İD-EDDK beslemeli maksimum boyutları 11 x 12 x 0.6 mm³ olan testere yarıklı bir anten tasarımı önerilmiştir. Anten tasarımında alttaş olarak Rogers-RO3210 ($\epsilon_r = 10.2$) kullanılmıştır. CST-MWS programı ile tasarlanan antenin ön yüzeyinde toprak plakalarının yanı sıra arka yüzeyinde de azaltılmış toprak plaka kullanılmıştır. Arka yüzeyde azaltılan toprak plakada, parametrik çalışma ile en uygun değer bulunmuştur. İnsan dokuları ortamında deri, kas ve yağ tabakası içerisinde yapılan benzetim sonuçlarına göre, merkez rezonans frekansı -10 dB bant genişliği 0.71 GHz (%30.2) olarak ölçülmüştür. Yansıma katsayısı grafiği SBT bandını tamamen kapsar. SBT bandında çalışan İD-EDDK antenin uzak alan sonuçları ve yüzey akım değerleri verilmiştir. Antenin eğimli vücut içi dokularındaki benzetim sonuçlarıyla düzlemsel anten sonuçları karşılaştırılmış neredeyse benzer performans gösterdikleri görülmüştür. SBT bandındaki benzer vücut içi anten çalışmalarına kıyasla en yüksek bant genişliğine sahiptir. Ayrıca vücut içi anten tasarımının boyutları, benzer çalışmaların neredeyse hepsinden daha küçüktür. Yüksek bant genişliği sayesinde vücut içi uygulamalarda farklı dokularda ve farklı kalınlıklarda da kullanışlı bir tasarım elde edilmiştir.

Çıkar çatışması

Yazarlar çıkar çatışması olmadığını beyan etmektedir.

Benzerlik oranı (iThenticate): %1

Kaynaklar

- [1] K. V. Babu, S. Das, S. Lakrit, S. K. Patel, B. T. Madhav and H. Medkour, Compact Dual-Band Printed MIMO Antenna with Very Low Mutual Coupling for WLAN, Wi-MAX, Sub-6 GHz 5G and X-Band Satellite Communication Applications. Progress In Electromagnetics Research C, 117, 99-114, 2021.
- [2] M. Ciydem and E. A. Miran, Dual-polarization wideband sub-6 GHz suspended patch antenna for 5G base station. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 19(7), 1142-1146, 2020. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2020.2991967>
- [3] B. Dokmetas, G.O. Arican, N. Akcam and E. Yazgan, A novel millimeter-wave U-shaped radiating slot antenna with DGS structures for 5G cellular application. In 2019 11th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO), pp. 669-672, IEEE, November, 2019. <https://doi.org/10.23919/ELECO47770.2019.8990502>
- [4] T. Okan, A Wideband Conductor Backed Coplanar Waveguide Fed Implantable Antenna Operable in Different Tissues for Biotelemetry Applications. Radioengineering, 30(2), 2021. <https://doi.org/10.13164/re.2021.0335>
- [5] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations. IEEE Transactions on microwave theory and techniques, 52(8), 1934-1943, 2004. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2004.832018>
- [6] M. M. Miran and F. Arifin, Design and performance analysis of a miniaturized implantable PIFA for wireless body area network applications. In 2019 International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques (ICREST), pp. 253-257, IEEE, January, 2019. <https://doi.org/10.1109/ICREST.2019.8644216>
- [7] M. M. Abdelhamid and A.M. Allam, Detection of lung cancer using ultra wide band antenna. In 2016 Loughborough Antennas & Propagation Conference (LAPC), pp. 1-5, IEEE, November, 2016. <https://doi.org/10.1109/LAPC.2016.7807452>
- [8] S. A. Kumar and T. Shanmuganatham, Design of implantable CPW fed monopole H-slot antenna for 2.45 GHz ISM band applications. AEU-International Journal of Electronics and Communications, 68(7), 661-666, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.aeue.2014.02.010>
- [9] S. A. Kumar, M. A. Raj and T. Shanmuganatham, Analysis and design of CPW fed antenna at ISM band for biomedical applications. Alexandria Engineering Journal, 57(2), 723-727, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2017.02.008>
- [10] M. L. Scarpello, D. Kurup, H. Rogier, D. V. Ginste, Axisa, F., J. Vanfleteren and G. Vermeeren, Design of an implantable slot dipole conformal flexible antenna for biomedical applications. IEEE transactions on antennas and propagation, 59(10), 3556-3564, 2011. <https://doi.org/10.1109/TAP.2011.2163761>
- [11] S. Bhattacharjee, S. Maity, S. K. Metya and C. T. Bhunia, Performance enhancement of implantable medical antenna using differential feed technique. Engineering Science and Technology, an International Journal, 19(1), 642-650, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jestech.2015.09.001>
- [12] S. A. Kumar and T. Shanmuganatham, Design and analysis of implantable CPW fed bowtie antenna for ISM band applications. AEU-International Journal of Electronics and Communications, 68(2), 158-165, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.aeue.2013.08.003>
- [13] E. Doğanç, M. H. B. Ucar and A. Sondas, Preparation of a Human Skin-Mimicking Gels for In Vitro Measurements of the Dual-Band Medical Implant Antenna. Journal of the Turkish Chemical Society

- Section A: Chemistry, 3(3), 583-596, 2016. <https://doi.org/10.18596/jotcsa.72855>
- [14] M. Palandoken, Compact bioimplantable MICS and ISM band antenna design for wireless biotelemetry applications. *Radioengineering*, 26(4), 917-923, 2017.
- [15] S. Sukhija and R.K. Sarin, Design and performance of two-sleeve low profile antenna for bio-medical applications. *Journal of Electrical Systems and Information Technology*, 4(1), 49-61, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jesit.2016.10.013>
- [16] A. Kiourti, J. R. Costa, C. A. Fernandes and K. S. A. Nikita, Broadband implantable and a dual-band on-body repeater antenna: Design and transmission performance. *IEEE transactions on antennas and propagation*, 62(6), 2899-2908, 2014. <https://doi.org/10.1109/TAP.2014.2310749>
- [17] P. Soontornpipit, A dual-band compact microstrip patch antenna for 403.5 MHz and 2.45 GHz on-body communications. *Procedia Computer Science*, 86, 232-235, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2016.05.105>
- [18] S. A. Kumar, T. Shanmuganantham and G. Sasikala, 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(7), 1604-1608, 2015. <https://doi.org/10.1002/mop.29151>
- [19] M. K. Magill, G. A. Conway and W. G. Scanlon, Tissue-independent implantable antenna for in-body communications at 2.36–2.5 GHz. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 65(9), 4406-4417, 2017. <https://doi.org/10.1109/TAP.2017.2708119>
- [20] W. Xia, K. Saito, M. Takahashi, and K. Ito, Performances of an implanted cavity slot antenna embedded in the human arm. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 57(4), 894-899, 2009. <https://doi.org/10.34385/proc.34.1A2b-2>
- [21] P. Soontornpipit, C. M. Furse and Y. C. Chung, Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants. *IEEE Transactions on Microwave theory and techniques*, 52(8), 1944-1951, 2004. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2004.831976>
- [22] S. Hashemi and J. Rashed-Mohassel, Design and miniaturization of dual band implantable antennas. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 38(4), 868-876, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2018.06.008>
- [23] T. Karacolak, A. Z. Hood and E. Topsakal, 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. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2008.919373>
- [24] J. Mathew, M. Abraham and T. Mathew, Triple band printed modified bow-tie antenna for RFID reader/ISM applications. *procedia computer science*, 93, 48-52, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2016.07.180>
- [25] A. Sani, M. Rajab, R. Foster and Y. Hao, Antennas and propagation of implanted RFIDs for pervasive healthcare applications. *Proceedings of the IEEE*, 98(9), 1648-1655, 2010. <https://doi.org/10.1109/JPR OC.2010.2051010>
- [26] R. K. Garg, S. Singhal and R. Tomar, A CPW Fed Clown-Shaped Super Wideband Antenna. *Progress In Electromagnetics Research Letters*, 99, 159-168, 2021.
- [27] Z. Ding, D. Zhang and C. Ma, Broadband antenna design with integrated CB-CPW and parasitic patch structure for WLAN, RFID, WiMAX, and 5G applications. *IEEE Access*, 8, 42877-42883, 2020. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2977616>
- [28] R. Simons, N. Coplanar waveguide circuits, components, and systems. John Wiley & Sons, 2004.
- [29] R. Garg, P. Bhartia, I. J. Bahl and A. Ittipiboon, *Microstrip antenna design handbook*. Artech house, 2001.
- [30] G. E. Kis and T. Okan, Compact Power-Symbol Shaped Microstrip Antenna for Healthcare Monitoring Systems. *El-Cezeri*, 9(1), 232-240, 2022. <https://doi.org/10.31202/ecjse.959265>

