



868 MHz UHF bandında H-şeklinde katlanmış implant mikroşerit dipol anten tasarımı

Mahmut Ahmet GÖZEL*

Süleyman Demirel Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü, Isparta
mahmutgozel@sdu.edu.tr ORCID: 0000-0002-0360-7188, Tel: (246) 211 1367 (1747)

Ömer KASAR

Artvin Çoruh Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Artvin
omerkasar@hotmail.com ORCID: 0000 0003 1859 5236

Mesud KAHRİMAN

Süleyman Demirel Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü, Isparta
mesudkahrیمان@sdu.edu.tr ORCID: 0000 0003 0731 0936

Geliş: 18.07.2018, Revizyon: 31.08.2018, Kabul Tarihi: 11.09.2018

Öz

Vücuda yerleştirilebilir anten uygulamaları, biyomedikal mühendisliğinde çokça çalışılan güncel bir konudur. Vücuda yerleştirilebilen devreler sayesinde hareketli hastaların takibi ve tedavi yöntemlerinde de her geçen gün yenikler ortaya çıkmaktadır. Buna bağlı olarak ta yeni çalışma alanları ortaya çıkmaktadır. Bu çalışmada vücuda yerleştirilebilen biyomedikal antenler üzerine yeni bir tasarım önerilmiştir. Vücuda yerleştirilecek antenlerin tasarımında birçok zorluk vardır. Burada anteni çevreleyen doku ve bu dokuları da çevreleyen diğer dokuların dielektrik ve geometrik özelliklerinin doğru tespit edilmesi, antenin tasarım ve benzetimi açısından oldukça önemli bir konudur. Bu çalışma için önerilen anten deri ve yağ doku arasında konumlandırılmış ve farklı dokular ile anten birlikte tasarlanarak simüle edilmiştir. Bu anten, elektromanyetik teori ve sonlu elemanlar metodunun uygulandığı bir benzetim programı ile bazı uzunluk parametreleri referans alınarak tasarlanmış ve simüle edilmiştir. Simülasyon H şeklinde katlanmış mikro şerit dipol anten ile biyolojik doku ortamından oluşmaktadır. Doku ortamı 3 farklı katmandan meydana gelmektedir: Kas ($31 \times 30 \times 8 \text{ mm}^3$), yağ ($31 \times 30 \times 2 \text{ mm}^3$), deri ($31 \times 30 \times 2.1 \text{ mm}^3$). Antenin yerleştirildiği bölge deri ile yağ katmanı sınırındadır. Bu çalışma tasarlanan antenin rezonans frekansı UHF bandında 868MHz'dir. Antenin gerçekleştirilebilmesi için alt taş malzeme olarak yaygın kullanılan FR4 kullanılmıştır. Bu çalışmada doku içi uygulama için önerilen antenin boyutları $16 \times 15 \times 1.5 \text{ mm}^3$ olarak tasarlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: İmplant Anten; H-şeklinde mikroşerit dipol; Doku içi anten tasarımı; Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorption Rate, SAR)

* Yazışmaların yapılacağı yazar

Giriş

Günümüzde radyo frekansı ve mikrodalga uygulamalar, biyomedikal alanlarda, hastalığın önlenmesi, teşhisi ve tedavisi aşamalarında önemli katkılar sağlamaktadır (Rosen, Stuchly, & Vander Vorst, 2002). Biyomedikal cihazlarda anten kullanımı; teşhis amaçlı görüntüleme sistemleri (Çelik, Kurt, & Helhel, 2016; Çelik, Kurt, & Helhel, 2018), radyoterapi sistemleri vücut içindeki protezlerin kimliklendirilmesi ve takibi ve yine vücuda takılabilen güvenlik cihazlarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Gözel, Çağlar, & Doğan, 2016; F Merli, Bolomey, Meurville, & Skrivervik, 2008).

EM (Elektromanyetik dalgaların) kullanıldığı biyomedikal uygulamalarda biyolojik doku içine anten yerleştirilmesi gerekmektedir. İnsan vücuduna yerleştirilen bu anten, hasta takibi, hastalıkların teşhisi gibi işlemler için ortamda bulunan cihazlarla kablosuz haberleşmeyi sağlar. İnsan vücuduna implant edilebilir devreler ile ilgili çalışmalar; kalp pilleri ve hassas algılama yeteneğine sahip haplarla 1960lı yılların başında uygulanmaya başlanmıştır. İmplant edilebilir cihazlara olan eğilim beraberinde yeni sorunlar ortaya çıkarmaktadır. Hasta vücuduna yerleştirilen antenler hasta ile ilgili verileri toplar ve vücut dışında bulunan baz istasyonlarına bu verileri aktarmayı hedefler. Fakat doku ortamı ve çevresel faktörler verilerin aktarılmasında iyileştirme ihtiyacı gerektirir (Panescu, 2008). Bu aşamada antenin doku ortamına uygun boyutlarda ve veri aktarımı sağlayabilecek kazanca sahip özellikleri ihtiva etmesi oldukça önemlidir (Bashirullah, 2010).

Doku içerisine yerleştirilen antenler uygulama açısından geniş bir yelpazeye sahiptir. İnsan ve hastalık takibinin yanı sıra hayvanlarda da doku içerisine yerleştirilen antenler sayesinde pH ve sıcaklık değerleri ile hastalıkların teşhisi ve ön tanı yöntemleri geliştirilmiştir (H. Doğan, Çağlar, Yavuz, & Gözel, 2016). Son yıllarda gelişen teknoloji ile birlikte doku içerisine yerleştirilen antenler, hastalık teşhisi/tedavisi

yöntemlerinde, RFID uygulamalar ile entegre çalışmalarda kendini göstermektedir (X. Liu, Stachel, Sejdic, Mickle, & Berger, 2013). Bununla birlikte insan vücuduna yerleştirilen protezlerin takibi ve vücut içerisinde ne gibi etkilere sebep olduğu bilgisi protez üzerine yerleştirilen antenler ile sağlanmaktadır (Gözel & Çağlar, 2016).

RF (Radyo Frekansı) Enerji hasatlama yöntemi ile vücut içerisine yerleştirilmiş devrelerin pil ihtiyacı gibi konulara olan eğilim son yıllarda iyice artmaktadır (S. Kim et al., 2014; Xue, Cheng, & Je, 2013). Bununla birlikte yaygın olarak hastaların sağlık durumlarının uzaktan izlenebilmesi amacı ile kullanılan WBAN (Wireless Body Area Network) sistemlerde de vücut içine yerleştirilmiş sensörler ve anten sayesinde hastalık teşhisi ve tedavisi ile ilgili veri toplanabilir bu veriler kablosuz olarak aktarılabilir (Kang, Wu, & Tarnag, 2012; Yang & Yang, 2006).

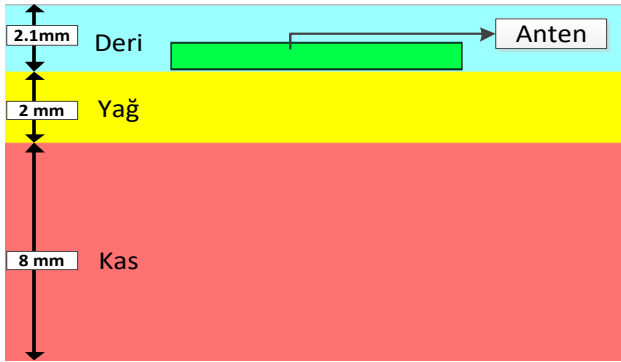
Görüldüğü gibi hastalıkların teşhis ve tedavisi gibi durumlarda yukarıda saydığımız birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin hemen hemen hepsinde vücut içerisinden kablosuz olarak veri elde edebilmek veya güç aktarabilmek için implant edilebilir bir antene ihtiyaç duyulmaktadır. Bu anten hem vücut içerisine yerleştirilebilir boyutlarda olmalı hem de veri aktarabilir EM özellikleri ihtiva edebilmelidir. Ayrıca antenin vücut dokusu ile uyumlu olması da önemli bir parametredir.

Materyal ve Yöntem

Doku Ortam Özellikleri ve Tasarımı

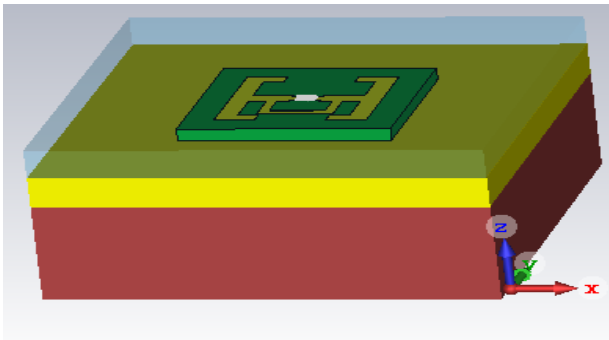
İmplant anten geometrisi ve tasarımı ile doku ortamı birbirini doğrudan etkiler. RF sinyalin zayıflamasına sebep olan doku ortamını oluşturan katmanlar ve bu katmanların boyutları; anten geometrisi, çalışma frekansı ve kazancı önemli ölçüde değiştirir (Barnes & Greenebaum, 2006; Polk & Postow, 1995). Doku ortamı çoğu zaman, çalışmanın kullanılacağı bölgeye göre vücudun bazı

kısımları için tasarlanmaktadır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda doku özellikleri ve tasarımları göz önünde bulundurularak (Cheng & Herman, 2011; Doddipalli, Kothari, & Peshwe, 2017; Wessapan & Rattanadecho, 2018), bu çalışmada kas, yağ ve deri tabakasını içeren bir doku modeli gerçekleştirilmiştir. Doku modeli tasarımının gerçekleştirilmesinde kas, yağ ve deri dokularının vücudun hemen hemen her bölgesinde bulunabilmesi göz önünde bulundurulmuştur.



Şekil 1. Antenin ortamı doku modeli

Şekil 1’de gösterilen biyolojik dokuların fiziksel ve elektriksel özellikleri anten boyutunu ve RF sinyal iletimini etkiler (Wessapan & Rattanadecho, 2018). Doku dielektrik ve fiziksel özellikleri geçmiş yıllarda yapılan çalışmalar referans alınarak seçilmiştir (Cheng & Herman, 2011; Doddipalli et al., 2017; Wessapan & Rattanadecho, 2018). Burada doku modeli içerisindeki antenin; deri ile yağ doku sınırına yerleştirilmesi cerrahi operasyon kolaylığı ve anten veriminin artırılması açısından gerekli görülmüştür.



Şekil 2. Antenin doku içerisindeki tasarımı

Bu çalışmada tasarlanmış implant antenin de yerleştirildiği üç boyutlu vücut dokusu simülasyon tasarımı Şekil 2’de gösterilmiştir. Şekil 2’de gösterilen doku ortamı ve anten CST Microwave Studio ile tasarlanmıştır.

Tablo 1. Tasarıma ait doku ebatları ve 868MHz’deki dielektrik özellikleri

Doku Katmanı	Doku Tasarım Ebatları [mm ³]	Dielektrik Özellikler @868 MHz		
		ϵ_r	σ (S/m)	$\tan\delta_c$
Deri	31×30×2,1	41,53	0,858	0,424
Yağ	31×30×2	5,46	0,050	0,189
Kas	31×30×8	55,08	0,934	0,348

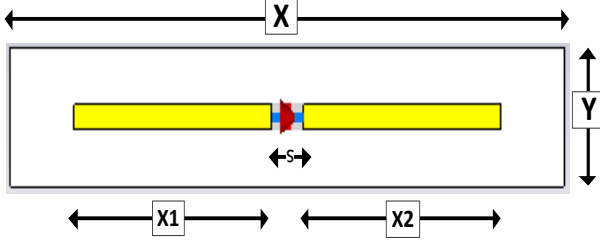
Tablo 1’de Simülasyon çalışması yapılan üç farklı dokuya ait dielektrik özellikler ("Institute of Applied Physics,") ve doku katmanlarına ait ebatlar (Cheng & Herman, 2011) verilmiştir. Ayrıca bu dokular CST kütüphanesinde de bulunmaktadır. Şekil 1’ de yağ doku ve deri sınırına yerleştirilen anten FR4 alt taş malzemesi üzerine yapılmıştır.

Doku İçi Anten Tasarımı ve Simülasyonu

Anten tasarım aşaması bu çalışmanın en kritik kısmıdır. İmplant anten vücut içerisine yerleştirildiği için bu antenin konumu antenin çalışma frekansını ve kazancını etkilemektedir. Doku dielektrik özellikleri ve ebatları antenin çalışma frekansını doğrudan etkilemektedir. Bu çalışma için antenin çalışma frekansı UHF bandında ülkelere ayrılan frekans aralığı göz önünde bulundurularak ortalama bir değer olan 868MHz olarak seçilmiştir ("BTK, Bilgi Teknolojileri ve İletişimi Kurumu, Milli Frekans Planı ve Diğer Planlar,").

Bu çalışmada yaygın kullanılan implant anten türlerinden (Houzen, Takahashi, Saito, & Ito, 2008; Karacolak, Hood, & Topsakal, 2008; J. Kim & Rahmat-Samii, 2004; Kiourt, Christopoulou, Koulouridis, & Nikita, 2010; Soontornpipit, Furse, & Chung, 2004) farklı olarak mikroşerit dipol anten temeline dayanan katlanmış H-şeklinde anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu tasarımın seçilmesinde; tasarım gerçekleştirilmesinin kolay olması, besleme

yönteminin uygulanabilirliği, boyutların seçilen frekans bandına göre küçük olması ve simetrik olması sebebiyle anten geometrisinde parametrik çalışmanın kolay yapılabilmesi gibi sebepler etkili olmuştur.



Şekil 3. Mikroşerit Dipol Anten Modeli

Yaygın kullanılan mikroşerit dipol antenlerin doku ortamı olmaksızın çalışma frekansına göre kapladığı alan hesaplanabilir. Şekil 3’de gösterilen bir mikroşerit dipol antenin dalga boyu aşağıdaki formüller yardımıyla bulunabilir. Böylece $\lambda/2$ uzunlukta bir antenin boyu hesaplanabilir (Balanis, 1992).

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{T}{Y} \right]^{-1/2} \quad (1)$$

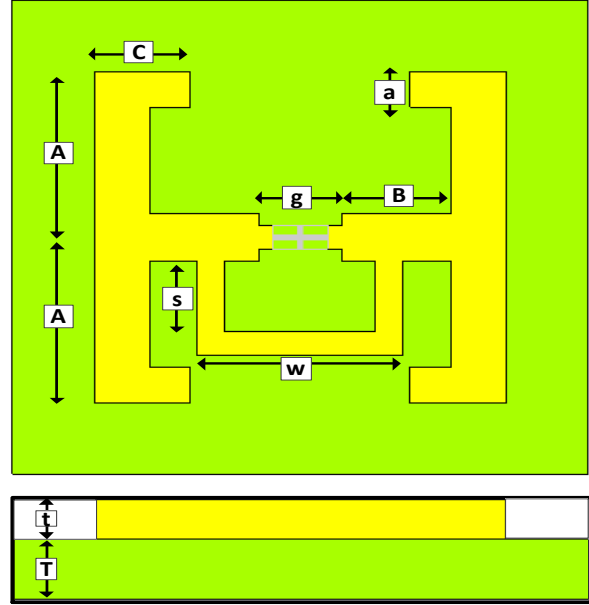
$$\lambda = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (2)$$

Burada;

- ϵ_{eff} = Etkin dielektrik sabiti,
- ϵ_r = Dielektrik sabiti,
- T = Taban malzemesine ait kalınlık,
- Y = Mikroşerit hattın genişliği,
- f = Çalışma frekansı,
- c = Işık hızı,
- λ = Dalga boyunu ifade eder.

Fakat bu çalışmada olduğu gibi anten doku içerisine yerleştirildiğinde yüksek oranda kayıplı ve sinyal dağıtıcı bir ortama girmiş olur. Bu ışımaya elemanını etrafındaki kayıplı dokular anten performansını önemli ölçüde değiştirir. Bu durum antenin elektriksel uzunluğunu doğrudan etkiler. Böylece boş uzay ortamı için tasarlanmış anten kayıplı doku ortamında farklı bir çalışma frekansına sahip olur veya çalışmaz. Doku dielektrik özellikleri sıcaklık ve frekansla değişir. Doku içi anten uygulamalarında frekans

artarken doku dielektrik sabiti azalır ve iletkenlik artar (Barnes & Greenebaum, 2006).



Şekil 4. Doku içi uygulamalar için önerilen anten geometrisi

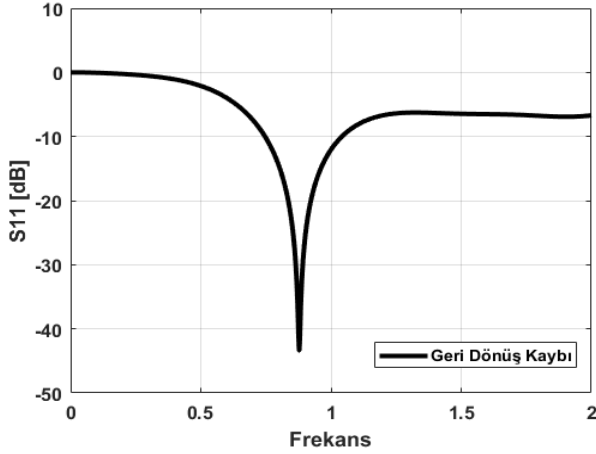
Şekil 4’te doku içi uygulamalar için önerilen anten geometrisi gözükmektedir. Doku içi uygulamalar için anten boyutunun küçültülmesi gerekmektedir. Klasik mikroşerit dipol anteni tamamen simetrik yapıda tasarlayarak H şeklinde katlanmasıyla anten boyutlarından kazanç sağlanmıştır. Tasarlanan antenin uygulanabilirliği de göz önünde bulundurularak ayrı port besleme yöntemi kullanılmıştır.

Tablo 2. Doku içi uygulamalar için tasarlanan anten uzunluk parametreleri

Uzunluk Parametreleri	Uzunluk Değerleri [mm]
A	7
B	6
C	4
a	2
g	2.6
s	4
w	6.6
t	0.035
T	1.5

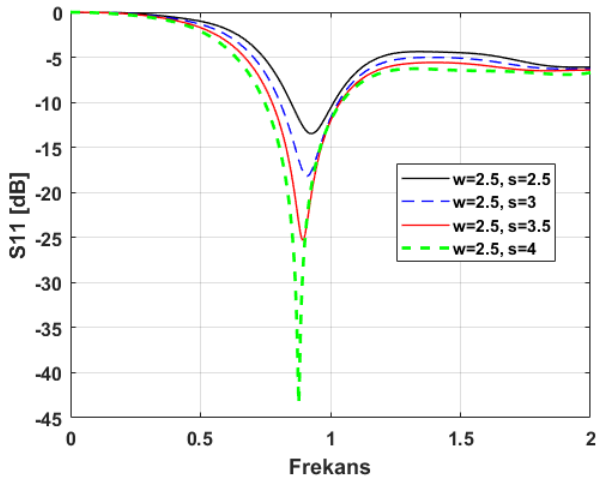
Tablo 2’de tasarlanan antene ait uzunlukları gösteren parametre değişkenleri gözükmektedir.

Tasarlanan antende kalınlığı “ T ” olarak verilen FR4 malzemesinin dielektrik sabiti $\epsilon_r=4.3$ ve kayıp tanjantı $\tan\delta_c=0.025$ olarak seçilmiştir. “ A ”, “ B ”, “ C ” gibi değişkenler çalışma frekansının değerini bulmada kullanılırken “ a ”, “ s ”, “ w ” değişkenleri anten empedansı ile ilgilidir. Bu çalışmada 868MHz’de tasarlanan antenin boyutları $16 \times 15 \times 1.5 \text{ mm}^3$ olarak hesaplanmıştır.

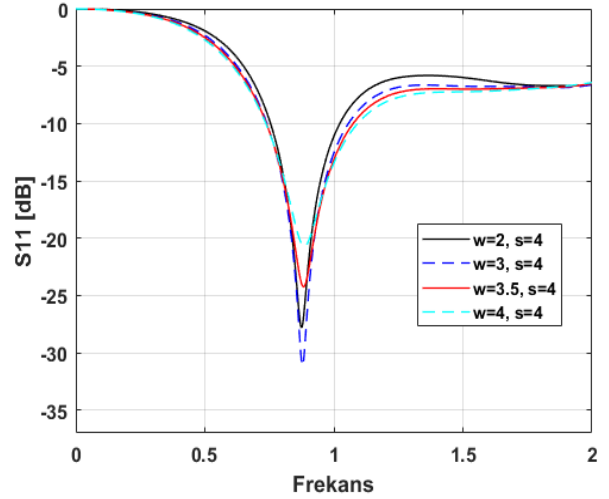


Şekil 5. Doku içinde tasarlanmış H-şeklindeki mikroşerit dipol antene ait $|S_{11}|$ karakteristiği

Şekil 5'teki geri dönüş grafiğine bakıldığında; tasarlanan antenin 868MHz’de rezonansa gelip, -45 dB geri dönüş kaybına sahip olduğu görülmektedir. Bu frekans bandında, -10 dB sınırına göre bant genişliği yaklaşık 250MHz’dir.

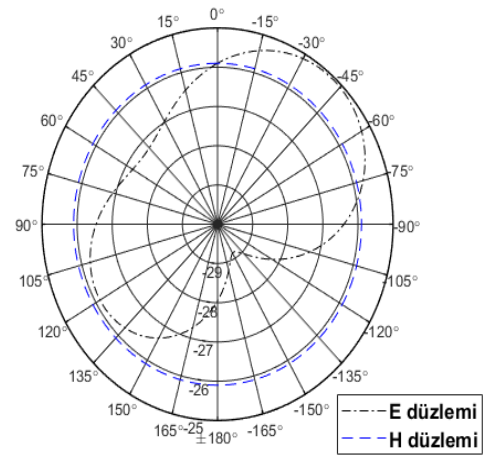


Şekil 6. Uzunluk değişkeni “ s ” değerine bağlı olarak $|S_{11}|$ karakteristiğindeki değişimin parametrik olarak incelenmesi



Şekil 7. Uzunluk değişkeni “ w ” değerine bağlı olarak $|S_{11}|$ karakteristiğindeki değişimin parametrik olarak incelenmesi

Şekil 6 ve Şekil 7’de “ s ” ve “ w ” uzunluk parametrelerinin anten geri dönüş kaybına etkisi incelenmiştir. Şekil 6’da “ w ”, 2,5 mm olarak sabit seçilmiş ve “ s ” değerinin farklı durumları incelenmiştir. Şekil 7’de ise “ s ” sabit tutulup “ w ” parametresinin farklı değerleri için sonuçlar gösterilmiştir. Şekil 6 ve Şekil 7 incelendiğinde “ s ” ve “ w ” parametrelerinin anten performansını önemli ölçüde etkilediği görülmektedir. Bu sonuçlara göre $s=4 \text{ mm}$, $w=7,5 \text{ mm}$ olduğu durumda anten 868MHz’de en iyi geri dönüş kaybı sonucu olan -45 dB değerini vermektedir.



Şekil 8. Doku içi uygulamalar için tasarlanan antenin ışıma örüntüsü kazanç grafiği

Şekil 8.'de doku içi uygulama için tasarlanan H-şeklindeki mikroşerit dipol antene ait E-düzlemi ve H- düzlemini gösteren ışınma örüntüsü kazanç grafiği gösterilmektedir. Bu grafiğe göre maksimum kazanç -25 dB olarak ölçülmüştür.

Tasarlanan antenin doku için uyumlu olup olmadığını anlayabilmek için özgül soğurma oranı (Specific Absorption Rate, SAR) değerinin hesaplanması gerekmektedir. SAR olarak bilinen özgül soğurma oranı kütle başına soğurulan elektromanyetik gücü ifade etmektedir ve eşitlik (3)' te gösterilen bağıntı ile hesaplanabilmektedir (A. K. Doğan, Celep, & Ogan, 2014).

$$SAR = \frac{\sigma \times E^2}{\rho} \quad (3)$$

Burada ;

- σ = Elektriksel iletkenlik (S/m)
- E = Elektrik Alan (V/m)
- ρ = Doku yoğunluğu (kg/m^3) ifade eder.

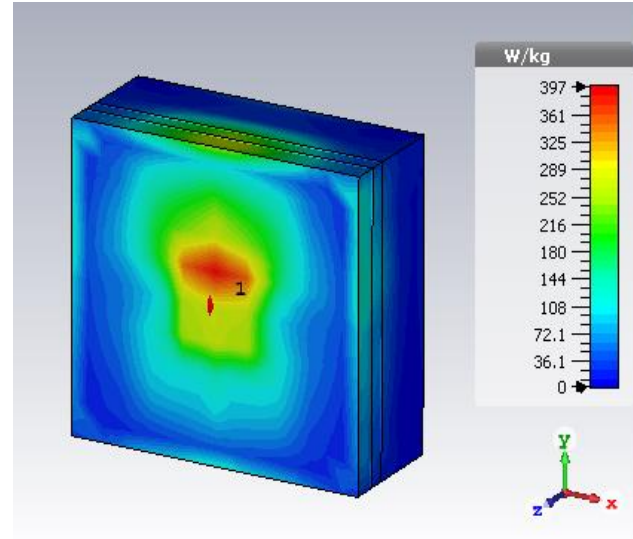
SAR ölçümlerinin sınır değerleri, Amerika Birleşik Devletleri için IEEE C95.1 standardı ile belirlenmiştir (Ahlbom et al., 1998). Örneğin, IEEE C95.1-1999 standardı, bir küp şeklindeki 1 gr'lık doku üzerinde ortalama SAR değerini 1,6 W / kg'dan daha azına sınırlar (Kiourti & Nikita, 2012b). Geçmiş yıllarda yapılan, implant anten çalışmalarının ve bu çalışmaya ait SAR dağılımları (1gr doku için 1watt giriş gücünde W/kg cinsinden) Tablo 3'de gösterilmiştir.

Tablo 3. Geçmiş yıllarda yapılmış ve mevcut çalışmanın SAR dağılımları karşılaştırması

Kaynak	SAR _{1gr,maks} [W/kg]
(J. Kim & Rahmat-Samii, 2004)	182
(Huang & Kishk, 2011)	274
(W.-C. Liu, Chen, & Wu, 2008)	716
(Kiourti, Tsakalakis, & Nikita, 2011)	828,3
Mevcut Çalışma	396,8

Tablo 3'de 1watt giriş gücünde, 1gr doku üzerindeki maksimum SAR dağılımı mevcut çalışma ve eski çalışmalarla karşılaştırılmaktadır.

Tasarlanan antenin SAR dağılımının CST simülasyon programı ile 1 watt giriş gücü verilerek elde edilen 3 boyutlu görüntüsü ve SAR değerleri Şekil 9' da gösterilmiştir.



Şekil 9. 868 MHz merkez frekansında tasarlanan implant antenin SAR dağılımı.

Şekil 9.'da ki SAR dağılımına bakıldığında en yüksek SAR değerinin 397 civarında olduğu gözükmektedir. Bu değer Tablo 3. Gösterilen eski çalışmalarla karşılaştırıldığında ortalama bir değer olarak kabul edilebilir.

Sonuçlar ve Tartışma

Bu çalışma kapsamında doku içerisine yerleştirilebilen H-şeklinde katlanmış mikroşerit dipol anten tasarımı ve simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Boş uzay ortamına göre bir dipol antenin doku içerisine girdiğinde doku dielektrik özelliklerinin antenin boyutlarına etkisi gözlemlenmiştir. Doku içinde tasarlanan antenlerin çalışma frekansının ayarlanabilmesi için doku dielektrik sabiti, doku iletkenliği, antenin doku ortamındaki konumu gibi birçok parametreyi göz önünde bulundurmak gerektiği anlaşılmıştır. Tablo 4 literatürde bulunan mevcut uygulamalar ile bu çalışmanın anten türü, antenin kapladığı alan, anten rezonans frekansı, anten kazancı ve bant genişliği açısından karşılaştırmasını sunmaktadır

Tablo 4. Eski çalışmalar ile yapılan çalışmanın karşılaştırılması

ÇALIŞMA	Anten Türü	Alan [mm ²]	Frekans [MHz]	Kazanç	Bant Genişliği [MHz]
(Kiourti & Nikita, 2012a)	PIFA	-	868	-35	38
(Lee, Yo, Huang, & Luo, 2009)	PIFA	416	380 440	-27	132
(Francesco Merli et al., 2011)	PIFA	320	404 2450	-18	100
(Kiourti & Nikita, 2012a)	PIFA	203,6	868	-22,35	27
(Lodato & Marrocco, 2016)	Dipol	520	868	-33	-
Mevcut Çalışma	Dipol	240	868	-25	250

Tasarlanan anten boyutları 16×15×1.5 mm³ boyutlarında tasarlanmıştır. Simülasyon sonuçlarına göre 868MHz merkez frekansına sahip bu anten geri dönüş kaybı -10 dB sınırında 250MHz'lik bant genişliği sunmaktadır. Ayrıca ışına örüntüsü simülasyonundan aldığımız verilere göre anten kazancı -25 dB olarak hesaplanmıştır.

Son olarak besleme noktalarının hemen altında bulunan ve bükülmüş iki kolu birbirine kısa devre yapan şerit yapının genişliğini gösteren, "s" ve "w" ile ifade edilen yarık, empedans uyumlandırmada ve iyileştirilmiş geri dönüş kaybında ayar olarak kullanılabilmesi parametrik olarak yapılan simülasyon ile anlaşılmıştır.

Kaynaklar

- Ahlbom, A., Bergqvist, U., Bernhardt, J., Cesarini, J., Grandolfo, M., Hietanen, M., Stolwijk, J. A. (1998). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health physics*, 74(4), 494-521.
- Balanis, C. A. (1992). Antenna theory: A review. *Proceedings of the IEEE*, 80(1), 7-23.
- Barnes, F. S., & Greenebaum, B. (2006). *Biological and medical aspects of electromagnetic fields*: CRC press.
- Bashirullah, R. (2010). Wireless implants. *IEEE microwave magazine*, 11(7), S14-S23.
- BTK, Bilgi Teknolojileri ve İletişimi Kurumu, Milli Frekans Planı ve Diğer Planlar. Retrieved

28.02.2016, from <https://ifis.btk.gov.tr/wmfys/millifrekansor gu.aspx>

- Cheng, T.-Y., & Herman, C. (2011). *Optimization of skin cooling for thermographic imaging of near-surface lesions*. Paper presented at the ASME 2011 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.
- Çelik, A. R., Kurt, M. B., & Helhel, S. (2016). *Design an Ultra-Wide Band Antenna for Microwave Imaging Systems*. Paper presented at the International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'16) Konya/TURKEY.
- Çelik, A. R., Kurt, M. B., & Helhel, S. (2018). Mikrodalga görüntüleme uygulamaları için bir düzlemsel dikdörtgen monopol anten tasarımı ve optimizasyonu. *DÜMF Mühendislik Dergisi*, 9(1), 1-12.
- Doddipalli, S., Kothari, A., & Peshwe, P. (2017). A Low Profile Ultrawide Band Monopole Antenna for Wearable Applications. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2017.
- Doğan, A. K., Celep, M., & Ogan, S. (2014). Sar ölçümlerinde kullanılmak üzere dipol anten yapımı ve karakterizasyonu. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 20(8), 310-313.
- Doğan, H., Çağlar, M. F., Yavuz, M., & Gözel, M. A. (2016). Hayvan İzlemede Radyo Frekanslı Tanımlama Sistemlerinin Kullanımı. *Süleyman Demirel Üniversitesi Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 8(2), 38-53.
- Gözel, M. A., & Çağlar, M. F. (2016). *RFID Tag Antenna Design in Different ISM Bands for Implant Identification*. Paper presented at

- the International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'16) Konya/TURKEY.
- Gözel, M. A., Çağlar, M. F., & Doğan, H. (2016). İmplant Tanımlama için Katlanmış Dipollü RFID Etiket Anteni Tasarımı. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 20(3), 579-586.
- Houzen, T., Takahashi, M., Saito, K., & Ito, K. (2008). *Implanted planar inverted F-antenna for cardiac pacemaker system*. Paper presented at the Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials, 2008. iWAT 2008. International Workshop on.
- Huang, W., & Kishk, A. A. (2011). Embedded spiral microstrip implantable antenna. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2011.
- Institute of Applied Physics. from <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>
- Kang, C.-H., Wu, S.-J., & Tarng, J.-H. (2012). A novel folded UWB antenna for wireless body area network. *IEEE Transactions on antennas and propagation*, 60(2), 1139-1142.
- 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(4), 1001-1008.
- Kim, J., & Rahmat-Samii, Y. (2004). Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1934-1943.
- Kim, S., Vyas, R., Bito, J., Niotaki, K., Collado, A., Georgiadis, A., & Tentzeris, M. M. (2014). Ambient RF energy-harvesting technologies for self-sustainable standalone wireless sensor platforms. *Proceedings of the IEEE*, 102(11), 1649-1666.
- Kiourti, A., Christopoulou, M., Koulouridis, S., & Nikita, K. S. (2010). *Design of a novel miniaturized implantable PIFA for biomedical telemetry*. Paper presented at the International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare.
- Kiourti, A., & Nikita, K. S. (2012a). Miniature scalp-implantable antennas for telemetry in the MICS and ISM bands: design, safety considerations and link budget analysis. *IEEE Transactions on antennas and propagation*, 60(8), 3568-3575.
- Kiourti, A., & Nikita, K. S. (2012b). A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: Challenges and solutions [wireless corner]. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3), 210-228.
- Kiourti, A., Tsakalakis, M., & Nikita, K. S. (2011). *Parametric study and design of implantable PIFAs for wireless biotelemetry*. Paper presented at the International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare.
- Lee, C. M., Yo, T. C., Huang, F. J., & Luo, C. H. (2009). Bandwidth enhancement of planar inverted-F antenna for implantable biotelemetry. *Microwave and Optical Technology Letters*, 51(3), 749-752.
- Liu, W.-C., Chen, S.-H., & Wu, C.-M. (2008). Implantable broadband circular stacked PIFA antenna for biotelemetry communication. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 22(13), 1791-1800.
- Liu, X., Stachel, J. R., Sejdic, E., Mickle, M. H., & Berger, J. L. (2013). *The UHF Gen 2 RFID System for transcutaneous operation for orthopedic implants*. Paper presented at the Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International.
- Lodato, R., & Marrocco, G. (2016). Close Integration of a UHF-RFID transponder into a limb prosthesis for tracking and sensing. *IEEE Sensors Journal*, 16(6), 1806-1813.
- Merli, F., Bolomey, L., Meurville, E., & Skrivervik, A. (2008). *Implanted antenna for biomedical applications*. Paper presented at the Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008. AP-S 2008. IEEE.
- Merli, F., Bolomey, L., Zürcher, J.-F., Corradini, G., Meurville, E., & Skrivervik, A. K. (2011). Design, realization and measurements of a miniature antenna for implantable wireless communication systems. *IEEE Transactions on antennas and propagation*, 59(10), 3544-3555.
- Panescu, D. (2008). Emerging technologies [wireless communication systems for implantable medical devices]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(2).

- Polk, C., & Postow, E. (1995). *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields, -2 Volume Set*: CRC press.
- Rosen, A., Stuchly, M. A., & Vander Vorst, A. (2002). Applications of RF/microwaves in medicine. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 50(3), 963-974.
- Soontornpipit, P., Furse, C. M., & Chung, Y. C. (2004). Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1944-1951.
- Wessapan, T., & Rattanadecho, P. (2018). Temperature induced in human organs due to near-field and far-field electromagnetic exposure effects. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 119, 65-76.
- Xue, R.-F., Cheng, K.-W., & Je, M. (2013). High-efficiency wireless power transfer for biomedical implants by optimal resonant load transformation. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 60(4), 867-874.
- Yang, G.-Z., & Yang, G. (2006). *Body sensor networks* (Vol. 1): Springer.

H-shaped implantable microstrip dipole antenna design at 868 MHz UHF band

Extended abstract

Implant antenna applications are living subject for biomedical engineering in recent years. Thanks to body-implantable devices, many innovations and treatment approaches show up day by day. As a result, new areas of work are emerging.

In this study, we propose new antenna design in implantable biomedical applications. The antenna built in 3D electromagnetic simulation program which uses Finite Element Method. The simulation consist of H shaped folded dipole antenna and biological tissue medium. The tissue media contains three different layers which are muscle ($31 \times 30 \times 8 \text{ mm}^3$), fat ($31 \times 30 \times 2 \text{ mm}^3$) and skin ($31 \times 30 \times 2.1 \text{ mm}^3$). Implanting region of antenna restricted in skin and fat.

In this work, designed antenna frequency is 868 MHz. The substrate of the antenna is selected FR4 which is commonly used in electronic devices. And the shapes of antenna defined as $16 \times 15 \times 1.5 \text{ mm}^3$ volume.

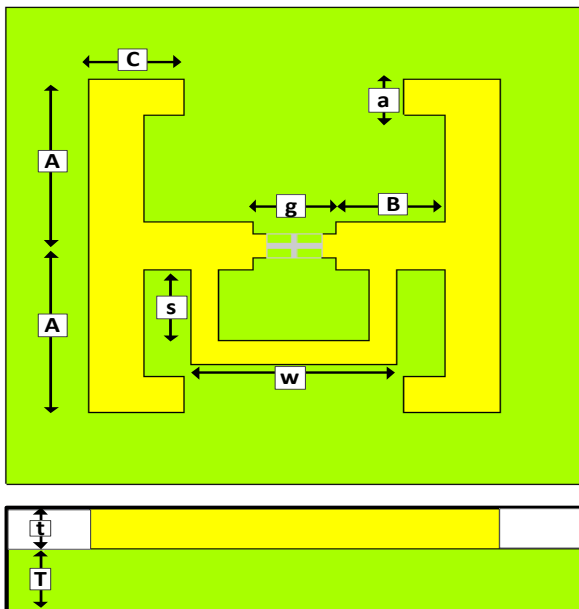


Figure 4. The antenna geometry that is recommended for intra-tissue applications.

The antenna design is shown in figure 4. H-shaped folded microstrip dipole antenna designs and simulations were carried out in this study. Thus, when a dipole antenna enters the tissue according to the free space environment, the effect of the tissue dielectric properties on the antenna dimensions is observed. It has been understood that many parameters such as tissue dielectric constant, tissue conductivity, antenna location in tissue environment must be taken into consideration in order to adjust the working frequency of antennas designed in tissue.

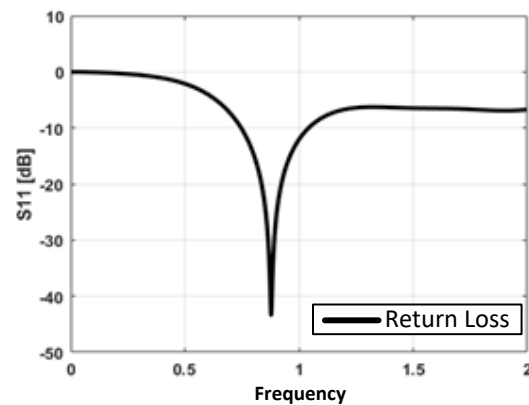


Figure 5. The characteristic of $|S_{11}|$ that has been designed for intra-tissue applications.

Figure 5 shows that the characteristic of return loss for H-shape antenna. According to the simulation results, this antenna with a center frequency of 868 MHz offers a bandwidth of 250 MHz with a return loss of -10 dB. In addition, we calculated the antenna gain to be -25 dB according to the information obtained from the simulation of the radiation pattern.

Finally, the slit, denoted by "s" and "w", which shows the width of the stripe structure, that is directly underneath the feed points and is shorted to each other, is understood by parametric simulation which can be used as impedance adjustment and improved return loss adjustment.

This proposed antenna dimensions are smaller than many previous works.

Keywords: Implantable Antenna, H-shape Microstrip dipole antenna, Intra-tissue antenna design, SAR (Specific Absorption Rate)