



Farksal Bağlaşımlı Vücut İçi Haberleşmenin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Benzetimi Modelling of Galvanic Coupled Intrabody Communication due to Finite Element Method

Kayhan ATEŞ ve Şükrü ÖZEN

Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Akdeniz Üniversitesi

Dumlupınar Bulvarı, Akdeniz Üniversitesi Yerleşkesi, Konyaaltı / Antalya, 07058, Türkiye
kayhanates@akdeniz.edu.tr, sukruozen@akdeniz.edu.tr

Özetçe— Bu çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Böylece dokularda gözlenen elektrik alan dağılımlarıyla indüklenen akım yoğunlukları analiz edilmiştir. Doku modeli olarak çok katmanlı silindirik incelenmiş ve deri, yağ, kas, sert kemik ve süngerimsi kemik olarak modellenmiştir. İncelemeler esnasında dokuların hem fiziksel hem de elektriksel özellikleri, gerçekçi değerlere göre ele alınmıştır. Benzetimler, 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz frekanslarında gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, dokunun elektriksel özelliklerinin ilgililen frekandaki değişiminin farklı olduğu ve bunun sonucunda da sinyalin dokudaki davranışının değiştiğini göstermektedir. İncelenen üç frekans için elektrik alan dağılımlarının elektrotlara yakın doku katmanlarında daha fazla değiştiği elde edilmiştir. 1 MHz için en yüksek akım yoğunluğunun kas dokusunda indüklendiği, 10 MHz için ise deri dokusunda indüklendiği gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler — farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme; hesaplamalı bilim ve mühendislik; sonlu elemanlar yöntemi; biyoelektromanyetik.

Abstract— In this study, galvanic coupled intrabody communication has been studied due to finite element method. Thus, electric field distribution and induced current densities have been analyzed. Multi-layered cylinder has been examined as the tissue model and modelled as skin, fat, muscle, cortical bone, cancellous bone. During the investigations, both physical and electrical properties of the tissues have been considered according to realistic values. Simulations have been performed at 1 MHz, 10 MHz and 21 MHz. Results showed that the electrical properties of the tissues have different variations at the operating frequencies, and as a result of this, it has been shown that the behavior of the signal in the tissue has changed. Electric field distributions have been obtained mostly in tissue layers close to the electrodes for all three frequencies. Maximum current density has been induced in muscle tissue for 1 MHz, whereas it has been observed in skin tissue for 10 MHz and 21 MHz.

Keywords — galvanic coupled intrabody communication; computational science and engineering; finite element method; bioelectromagnetics.

I. GİRİŞ

Günümüzde taşınabilir takip ve izleme cihazları, sağlık sistemlerinde devrim niteliğinde bir değişimin habercisi olarak görülmektedir. Bu cihazlar fizyolojik verileri kaydetme, izleme ve rutin olarak temel yaşamsal belirtileri belleğinde tutma gibi özelliklere sahiptir. Sağlık hizmetlerinde mevcut uygulamaya, vücuda giyilen veya implant edilen sensörlü elektronik cihazlar kullanılarak hastaların sürekli uzaktan izlenmesi üzerinedir. Bu cihazlar, yüksek tanıma doğruluğu ile düşük hesaplama yüküne sahiptir ve kişilerin yaşamsal bulgularını izlemek için insan vücudunun farklı bölgelerine konumlandırılır [1]. Medikal uygulamaların yanı sıra gerçek zamanlı sağlık takip ve izleme sistemleri spor camiasında, özellikle profesyonel takımların performanslarını geliştirmek için, antrenörler tarafından her sporcuya bireysel olarak program geliştirilmesine yönelik kullanılmaktadır. Bu amaçla fizyolojik aktiviteler, fiziksel yetenekler ve sporcuların hayatı fonksiyonları uzun süreli izleme ile yakından takip edilmekte ve kaydedilmektedir [2].

2012'nin başlarında tanımlanan ve IEEE 802.15.6 standardını belirten WBAN protokolünde vücut etrafındaki sensörler için yeni ve özel fiziksel katmanlar belirtilmiştir. Bu fiziksel katmanlar sırasıyla dar bant, ultra geniş bant ve vücut içi haberleşme olarak adlandırılmıştır. İlk ikisinin çalışması RF tabanlı yayılımla açıklanırken, üçüncüsü ise insan vücudu dokuları sayesinde veri aktarımına dayanan yeni bir RF dışı haberleşme yöntemidir [3]. Vücut içi haberleşme, insan vücudunu sinyal iletim ortamı olarak kullanan bir veri haberleşmesi tekniğidir [4]. Başka bir deyişle, insan vücudunun iletim hattı olarak görev yapmasıdır.

Vücut içi haberleşmede, sığa bağlaşım ve farksal bağlaşım olmak üzere iki ana teknik kullanılmaktadır [5]. SHER iki yöntemi temel alan teorik ve deneysel çalışmalar, araştırmacılar tarafından yapılmaktadır [6-9]. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği üzerine yapılan çalışmalara bakıldığında; Song ve arkadaşları, gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede farklı sinyal yolları için devre

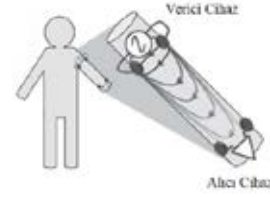
modelleri oluşturmuş, bu modeller ile sinyallere ait transfer fonksiyonlarını çıkarmış ve hat parametrelerini elde etmişlerdir [10]. İnsan vücudu kafa, kol, gövde ve bacak olarak modellenmiş ve katmanlı silindirik yapılar olarak ele alınmıştır. İncelemelerde, silindirik doku katmanları dıştan içe doğru deri, yağ, kas, sert kemik ve kemik iliği olarak modellenmiştir. Çalışma, 100 kHz – 5 MHz frekans aralığında hem deneysel olarak hem de teorik olarak gerçekleştirilmiştir ve elde edilen sonuçların birbirini desteklediği gözlenmiştir. Chen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme kuasi-statik yöntemlerle 100 Hz – 1 MHz frekans aralığında incelenmiş ve sonuçları deneysel ölçümler ile doğrulanmıştır [11]. İnsan dokusu olarak çok katmanlı kol modeli ele alınmıştır ve deri, yağ, kas ve kemik olmak üzere dört katmanda incelenmiştir. Farklı modülasyon tekniklerinin bit hata oranının da ele alındığı çalışmada harmonik bozulmalar, kare dalga giriş sinyali için analiz edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre sinyal kanalının yüksek geçiren karakteristiğe sahip olduğu gözlenmiştir. Gao ve arkadaşları, gerçekleştirdikleri çalışmada farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmedeki kanal kazancını SEY tabanlı modeller oluşturarak simüle etmişlerdir [12]. Çalışmada insan modeli; uygun silindirik modele kemik, kas, yağ ve deri dokuları ile uyarlandıktan sonra farklı senaryoları oluşturan empedans elemanlarıyla birlikte incelenmiştir. Bu sayede elektrotların parazitik empedansı, vericinin giriş ve çıkış empedansı gibi parametreler de ele alınmıştır. Elde edilen bulgulara göre kanal uzunluğu 4 cm ile 20 cm arasında değişirken ölçüm sonuçları ile simülasyon sonuçları birbirini desteklemektedir. Kanal uzunluğu 4 cm'den 20 cm'ye artarken zayıflama da artmış, kanal uzunluğu 20 cm'den 40 cm'ye çıktığında ise zayıflama ile kanal uzunluğu arasında ilişki olmadığı gözlenmiştir.

Bu çalışmada, son yıllarda araştırmacılar tarafından irdelenmeye başlanan vücut içi haberleşme konusu, sonlu elemanlar yöntemi tabanlı simülasyon programı olan COMSOL Multiphysics kullanılarak ele alınmıştır. Bu sayede, farklı frekanslarda dokuda gözlenen elektrik alan dağılımı ve indüklenen akım yoğunlukları analiz edilmiştir. Çalışmanın ilerleyen bölümleri sırasıyla farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmeyi ve sonlu elemanlar yöntemi ile probleme uygulanışını açıklamaktadır. Ardından, benzetim sonuçları sunulmuş ve tartışılmıştır.

II. MATERYAL VE METOT

A. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme

Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme yöntemine göre elektriksel sinyal, vücuda bağlı bir çift alıcı ve bir çift verici elektrot arasında akar [13]. Aynı elektrot çiftleri arasında büyük miktarda akım yoğunluğu akmaktadır. Ancak, az miktarda akım yoğunluğu diğer elektrot çiftine doğru akar. Küçük akım yoğunluğunun genliği, biyolojik dokuların elektriksel özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Söz konusu bu zayıf akım, bir enstrümantasyon yükselticisi tarafından algılanabilen düşük genlikli gerilim düşümlerine sebep olur [14]. Bu sayede, vücut üzerindeki iki elektrot çifti arasında sinyal iletimi gerçekleşmiş olur. Akan sinyalin genliği çok düşük olduğu için bu yöntem diğer kablosuz RF sistemlerine göre enerji açısından daha verimlidir [15]. Şekil 1, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme modelini göstermektedir.



Şekil 1. Farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği için alıcı ve verici elektrot bağlantısı örneği ile sinyal akış algoritması

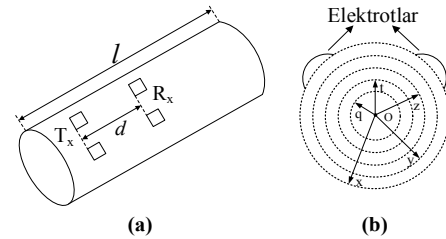
Söz konusu bu yöntemde elektrotlar önemli bir faktördür. Biyopotansiyel elektrotlar, sinyalin hem iletilip hem de algılanmasında insan vücudu ile ilgilenilen bölge arasındaki uyumluluğu sağlar. Başka bir deyişle, vücutta iyon döngüleri sonucu oluşan akımın elektronik sistemler için Ohm kanununda belirtilen akıma dönüştürülmesinde görev alan sistemler şeklinde belirtilebilir. Elektrotların karakteristik özellikleri, malzemenin polarizasyonu, fiziksel boyutu, eğrilik yarıçapı veya elektrotların insan vücudu üzerindeki konumu gibi parametreler, ilgilenilen sinyali etkileyen unsurlardır [16, 17].

B. Sonlu elemanlar yöntemi (SEY) ve uygulanması

Sonlu elemanlar yöntemi (SEY), kısmi diferansiyel denklemleri ve sınır koşullarını kullanarak sınır değer problemlerini çözen bir nümerik yöntemdir. İlk kez 1943 yılında Richard Courant tarafından ele alınmıştır [18].

Sonlu elemanlar yönteminde çözüm, dört aşamada gerçekleştirilir. Problem uzayı, sonlu elemanlar adı verilen küçük parçalara ayrılır. Bu aşama hafıza gereksinimini, hesaplama zamanını ve nümerik sonuçların doğruluğunu etkilediği için sonlu elemanlar analizinin en önemli aşaması olarak kabul edilir. Ardından, her eleman için bilinmeyen çözümlerin yaklaşımı (interpolasyonu) gerçekleştirilir. Bu sayede, elemanlar ve düğümlerinin sınır koşullarına göre bilinmeyen çözümü elde edilmiş olur. Sonrasında, denklemler sisteminin formülleri elde edilir ve bu denklemler sisteminin çözümü sayesinde evrensel sonuç elde edilir.

Şekil 1'de, SEY tabanlı simülasyonlarda modellenen çok katmanlı insan kolu modelini ve farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşmede ele alınan elektrot konfigürasyonu gösterilmiştir.



Şekil 2. Çalışma boyunca incelenen farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme senaryosu a) İncelenen kol modeli; b) Kol modelinin enine kesiti

Şekil 2.a'da d değişkeni, alıcı elektrotlar (R_x) ile verici elektrotlar (T_x) arası uzaklığı göstermekteyken l ise kol modelinin uzunluğunu belirtmektedir. Şekil 2.b'de ise kol modelinin herhangi bir elektrot çiftiyle beraber enlemesine kesiti bulunmaktadır. Katmanların hangi dokuyu modellediği ve kalınlıkları, Tablo 1'de belirtilmiştir.

TABLO I. İNSAN KOLUNU MODELLEMELİK İÇİN KULLANILAN FARKLI DOKULAR VE KALINLIKLARI [19]

Konum	Doku	Kalınlık (mm)
x-y arası mesafe	Deri	1.5
y-z arası mesafe	Yağ	8.5
z-t arası mesafe	Kas	27.5
t-q arası mesafe	Sert Kemik	6
q-O arası mesafe	Süngerimsi Kemik	6.5

Çalışmada, elektrotların ebatları 1 cm × 2 cm ve her elektrot çiftinin birbirine en yakın noktalar arası mesafe 6.3 cm olarak belirlenmiştir. Söz konusu bu problem için kuasi-statik yaklaşım ile çözüm açıklanmaktadır. Denklem (1)'de, Ampere kanunu çözümüyle belirtilmektedir. Bu sayede, SEY sayesinde söz konusu problemin kuasi-statik yaklaşımı ile çözümü gerçekleştirilebilir.

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)\nabla V] = 0 \quad (1)$$

burada, σ ve ϵ_r sırasıyla ilgilenilen dokunun iletkenliği ve dielektrik sabiti iken V ise elektriksel potansiyeldir. İlgilenilen dokudaki elektrik alan (V/m) ve indüklenen akım yoğunluğu (A/m²) ise sırasıyla (1) ve (2) ile belirlenir.

$$\mathbf{E} = -\nabla V \quad (2)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (3)$$

III. SEY TABANLI SİMÜLASYONLAR

Çalışmanın bu bölümünde, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme konusuna ilişkin simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Bu sayede, farklı frekanslardaki kaynak sinyallerine ilişkin insan dokusunda gözlenen elektrik alan dağılımı ve indüklenen akım yoğunlukları elde edilmiştir. Çalışma, COMSOL Multiphysics 5.3 ile gerçekleştirilmiştir. İnsan kolu, Şekil 2'de belirtildiği gibi çok katmanlı silindir olarak modellenmiştir. Ele alınan dokuların frekansa bağlı elektriksel özellikleri, Tablo 2'de belirtilmiştir.

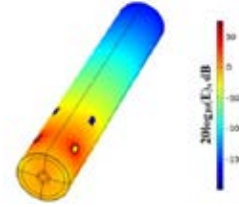
TABLO II. İNSAN KOLUNU MODELLEMELİK İÇİN KULLANILAN FARKLI DOKULARIN FREKANSA BAĞLI ELEKTRİKSEL ÖZELLİKLERİ [20]

İlgilenilen Doku	1 MHz		10 MHz		21 MHz	
	ϵ'	σ (S/m)	ϵ'	σ (S/m)	ϵ'	σ (S/m)
Deri	990.8	0.013	361.7	0.197	201.3	0.296
Yağ	27.2	0.025	13.77	0.0291	9.49	0.032
Kas	1836.4	0.503	170.7	0.617	107.9	0.644
Sert Kemik	144.5	0.024	36.77	0.0428	24.35	0.049
Süngerimsi Kemik	249	0.09	70.78	0.12	47.17	0.14

Sinyal uyarıtımı için T_x elektrotları diferansiyel (farksal) çalışacak şekilde düşünülmüştür ve Dirichlet sınır koşullarına göre uygulanmıştır. İncelemeler esnasında T_x elektrotları sinyal kaynağı olarak görev alırken R_x elektrotları sifir potansiyelli referans olarak kabul edilmiştir. Alıcı elektrotlara ise ikincil alanlar akmaktadır.

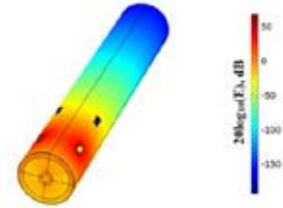
Şekil 3'de, deri katmanları üzerindeki T_x elektrotları kaynaklı 1 MHz frekansındaki sinyalin dokuda oluşturduğu elektrik alan dağılımı modellenmiştir. Benzetim için, Şekil 2'deki elektrotlar arası d mesafesi 10 cm olarak kabul edilmiştir. Buna göre, deri katmanları üzerindeki T_x elektrotlarının ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 14.01 dB iken R_x elektrotlarının deri katmanları üzerinde gözlenen en büyük değeri -15.31 dB'dir.

Sinyal genliğinin T_x elektrotlarından R_x elektrotlarına doğru azaldığı gözlenmiştir.



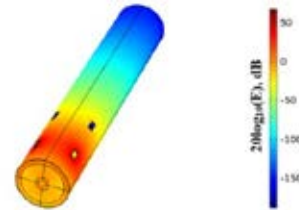
Şekil 3. 1 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

Şekil 4'de ise deri katmanları üzerinde yayılan 10 MHz frekansındaki sinyalin davranışı belirtilmiştir. Elektrotlar arası mesafe (d), 10 cm olarak modellenmiştir. T_x elektrotlarının ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 18.91 dB iken deri katmanları üzerindeki R_x elektrotlarının ortasında gözlenen en büyük değeri -22.06 dB olarak modellenmiştir.



Şekil 4. 10 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

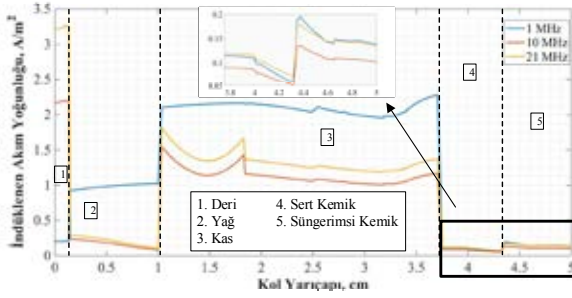
10 cm aralıklı T_x elektrotları ile R_x elektrotları sayesinde yayılan 21 MHz frekansındaki sinyalin elektrik alan dağılımı Şekil 5'de gösterilmiştir. Deri katmanları üzerindeki verici elektrotların ortasında gözlenen sinyalin en büyük değeri 19.72 dB olarak modellenmişken alıcı elektrotların orta noktasında elde edilen en büyük sinyal genliği değeri ise -20.34 dB'dir.



Şekil 5. 21 MHz frekansındaki sinyalin üç boyutlu kol modelinde oluşturduğu elektrik alan dağılımı

Şekil 6, T_x elektrotlarından yayılan farklı frekanslardaki sinyalin sebep olduğu kol modelindeki farklı katmanlarda indüklenen akım yoğunluğu sonuçlarını göstermektedir. Kol modeli Tablo 1'de belirtilen dokular ve kalınlıkları ile incelenmiştir. Sonuçlar, T_x elektrotlarının ortasından ve silindirik kol modelinin merkezinden geçen yarıçap uzunluğu boyunca değerlendirilmiştir. Buna göre, deri katmanında indüklenen akım yoğunluğu en fazla 21 MHz frekansındaki sinyal sonucu gözlenmiştir. En az ise 1 MHz frekansındaki sinyal ile gözlenmiştir. Yağ katmanları için en yüksek indüklenen akım yoğunluğu, 1 MHz için elde edilmiştir ve en az 10 MHz

frekansındaki sinyal için gözlenmiştir. Kas dokusunda en fazla indüklenen akım yoğunluğu sonuçları 1 MHz frekansındaki sinyal ile gözlenmişken en az ise 10 MHz frekansına göre gerçekleştirilen simülasyonlarla elde edilmiştir. Sert kemikte gözlenen indüklenen akım yoğunluğu sonuçlarında en az indüklenen akım yoğunluğu 10 MHz frekansındaki sinyal sebep olmuşken en fazla ise 21 MHz frekansındaki kaynak sinyali sebep olmuştur. Süngerimsi kemik için ise en az 10 MHz frekansındaki sinyal kaynaklı indüklenen akım yoğunluğu hesaplanmışken en fazla 1 MHz frekansı için yapılan simülasyonlarla elde edilmiştir.



Şekil 6. *d* mesafesi 10 cm iken farklı frekanslardaki sinyalin kol yarıçapı boyunca farklı katmanlarda indüklediği akım yoğunluğu sonuçları

IV. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışma ile son yıllarda araştırmacılar tarafından irdelenmeye başlanan vücut içi haberleşme konusu ele alınmıştır. Çalışma kapsamında çok katmanlı silindir olarak modellenen insan kolu modeli, farksal bağlaşımlı vücut içi haberleşme tekniği ile incelenmiştir. Sonlu elemanlar yöntemini temel alan COMSOL Multiphysics ile gerçekleştirilen simülasyonlar sayesinde, söz konusu model için elektrik alan dağılımı ve indüklenen akım yoğunlukları elde edilmiştir. İnceleme frekansları sırasıyla 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz olarak seçilmiştir. Dokuların 1 MHz, 10 MHz ve 21 MHz'deki elektriksel özellikleri frekans bantlarına bağlı olduğu için modelin kalınlığına göre değişimleri farklılık göstermektedir. Bu yüzden, 1 MHz ile 10 MHz ve 21 MHz sonuçları arasında büyük farklar elde edilmiştir. 10 MHz ile 21 MHz arasında ise bu farkın daha küçüldüğü gözlenmiştir. İncelenen dokunun elektriksel özelliklerine bağlı olarak indüklenen akım yoğunluklarında ise bir ilişkiden söz edilemeyeceği görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen çıktıların vücut içi haberleşme alanında çalışan araştırmacılara ışık tutacağı, teorik yaklaşımların deneysel çalışmalarla desteklenmesi konularında çalışmalar yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

[1] Wu, W. H., Bui, A. A., Batalin, M. A., Liu, D. and Kaiser, W. J., "Incremental Diagnosis Method for Intelligent Wearable Sensor Systems", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(5): 553-562, 2007.

[2] Dhamdhere, A., Chen, H., Kurusingal, A., Sivaraman, V. and Burdett, A., "Experiments with Wireless Sensor Networks for Real-Time Athlete Monitoring", *IEEE Local Computer Network Conference*, 938-945, 2010.

[3] Seyedi, M. H. and Lai, D., *A Novel Intrabody Communication Transceiver for Biomedical Applications*, Springer, 2017.

[4] Ateş, K., "Vücut İçi Haberleşmenin İletim Hattı Modeli İle İncelenmesi", *Yüksek Lisans Tezi*, Akdeniz Üniversitesi, 2019.

[5] Nikita, K. S., *Handbook of Biomedical Telemetry*, Wiley Online Library, 2014.

[6] Callejon, M. A., Reina-Tosina, J., Naranjo-Hernandez, D. and Roa, L. M., "Measurement Issues in Galvanic Intrabody Communication: Influence of Experimental Setup", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 62(11): 2724-2732, 2015.

[7] Cho, N., Yoo, J., Song, S.-J., Lee, J., Jeon, S. and Yoo, H.-J., "The Human Body Characteristics as a Signal Transmission Medium for Intrabody Communication", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 55(5): 1080-1086, 2007.

[8] Hwang, J.-H., Kang, T.-W., Kim, Y.-T. and Park, S.-O. "Measurement of Transmission Properties of HBC Channel and Its Impulse Response Model", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65(1): 177-188, 2016.

[9] Callejon, M. A., Del Campo, P., Reina-Tosina, J., Roa, L. M., "A Parametric Computational Analysis Into Galvanic Coupling Intrabody Communication", *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, 22(4): 1087-1096, 2018.

[10] Song, Y., Hao, Q., Zhang, K., Wang, M., Chu, Y. and Kang, B., "The Simulation Method of the Galvanic Coupling Intrabody Communication With Different Signal Transmission Paths", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 60(4): 1257-1266, 2011.

[11] Chen, X. M., Mak, P. U., Pun, S.H., Gao, Y. M., Lam, C. T., Vai, M. I. and Du, M., "Study of Channel Characteristics for Galvanic-Type Intra-Body Communication Based on a Transfer Function from a Quasi-Static Field Model", *Sensors*, 12(12): 16433-16450, 2012.

[12] Gao, Y. M., Wu, Z. M., Pun, S. H., Mak, P. U., Vai, M. I. and Du, M., "A Novel Field-Circuit FEM Modeling and Channel Gain Estimation for Galvanic Coupling Real IBC Measurements", *Sensors*, 16(4): 471, 2016.

[13] Gao, Y. M., Pun, S. H., Du, M., Vai, M. I. and Mak, P. U., "Quasi-Static Field Modeling and Validation for Intra-Body Communication", *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 1-4, 2009.

[14] Wegmueller, M. S., "Intra-Body Communication for Biomedical Sensor Networks", *PhD Thesis*, ETH Zurich, 2007.

[15] Wegmueller, M. S., Kuhn, A., Froehlich, J., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N. and Fichtner, W., "An Attempt to Model the Human Body as a Communication Channel", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54(10): 1851-1857, 2007.

[16] Bronzino, J.D., *Biomedical Engineering Handbook*. CRC press, 1999.

[17] Hachisuka, K., Terauchi, Y., Kishi, Y., Sasaki, K., Hirota, T., Hosaka, H., Fujii, K., Takahashi, M. and Ito, K., "Simplified Circuit Modeling and Fabrication of Intrabody Communication Devices", *Sensors and Actuators A: Physical*, 130, 322-330, 2006.

[18] Courant, R., "Variational Methods for the Solution of Problems of Equilibrium and Vibrations", *Bulletin of the American Mathematical Society*, 49(1): 1-23, 1943, 2018.

[19] Chen, Z. Y., Gao, Y. M. and Du, M., "Multilayer Distributed Circuit Modeling for Galvanic Coupling Intrabody Communication", *Journal of Sensors*, 1-8, 2018.

[20] Andreuccetti, D., Fossi, R. and Petrucci, C., "An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz", Online: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>, 2012, [Son erişim tarihi: 06.03.2019].