Sekiz Şekilli Elektrot Modeli ile Omurilik Uyarımının Sayısal Analizi

Numerical Analysis of Spinal Cord Stimulation with an Eight-Shape Electrode Model

Elif Feyza AYDIN ve Reyhan ZENGİN
Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
İnönü Üniversitesi
Malatya, Türkiye
36203630003@ogr.inonu.edu.tr, reyhan.zengin@inonu.edu.tr

***Özetçe*—Spinal Kord Stimülasyonu, omuriliğin kronik ağrı endikasyonlarında ilaçsız tedavi için kullanılmaktadır. Omuriliğin epidural bölgesine laminektomi yoluyla yerleştirilen elektrotlardan akım gönderilmesi sonucu ağrı bilgisinin beyne ulaşması engellenir ve hasta sadece parestezi hisseder. Günümüzde farklı şekillerde elektrot tasarımları mevcuttur. Bu çalışmada sekiz şeklinde tasarlanmış elektrotlardan anoda 0,0417 mA ve katoda -0,0417 mA akım verilmesi sonucu oluşan akım yoğunluğu incelenmiştir. Oluşan maksimum akım yoğunluğu 36 mA/cm^2'dir ve bu değer hastanın hissedebileceği güvenlik sınırları içerisindedir.**

Anahtar Kelimeler — Omurilik uyarımı, kronik ağrı, sayısal analiz, elektrot

***Abstract*—Spinal Cord Stimulation is used for drug-free treatment in indications of chronic pain of the spinal cord. As a result of sending current from the electrodes placed in the epidural region of the spinal cord with laminectomy, pain information is prevented from reaching the brain and the patient only feels paresthesia. Today, different shapes of electrode designs are available. In this study, the current density distribution resulting from the application of 0.0417 mA to the anode and -0.0417 mA to the cathode from the eight-shaped electrodes were examined. The maximum current density is 36 mA/cm^2, and this value is within the safety limits that the patient can feel.**

Keywords — Spinal cord stimulation, chronic pain, numerical analysis, electrode

I. GİRİŞ

Spinal kord stimülasyonu (SCS), ilaç veya cerrahi müdahale sonucu mümkün olmayan kronik ağrı tedavisinde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temel prensibi, hastanın epidural boşluğuna yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla düşük akımlar gönderilerek ağrı bilgisinin beyne iletiminin engellenmesidir. Başlıca endikasyonları başarısız bel cerrahisi olup vertebral metastazlı ve radiküler ağrılı durumlarda kullanılır[1].

Ağrının hissedilmesini açıklayan ilk teori 1965 yılında yayınlanan Kapı Kontrol Teorisi'dir [2]. Vücudun belirli bölgesindeki basınç ve dokunma duyuları büyük toplayıcı fiberler tarafından taşınırken aynı bölgeden hissedilen ağrı duyuları daha küçük toplayıcı fiberler tarafından beyne iletilir. Ağrı bilgisi küçük ağrı fiberleri ile dorsal boynuz içine girer ve omuriliğin karşı yüzüne doğru ilerler [3]. Kapı kontrol teorisine göre büyük fiber aktivitesinin ağrı duyumunu azaltacağını düşünen Shealy ve grubu, omurilikteki dorsal kolonlarda suni aktivite oluşturmayı düşünmüşlerdir. Oluşturulan suni aktivite omuriliğe uygulanan elektriksel uyarımdır [4]. Uyarım sonucu oluşan aksiyon potansiyelleri beyine (parestezi) ve dorsal kolonların omuriliğe ilk girdiği dorsal köklere doğru dorsal kolon boyunca çift yönlü olarak yayılmaktadır. Belirli bir vertebra seviyesinde uyarılan dorsal kolonlar o seviye altında vücuttan dokunma/basınç bilgisi ve ağrı hissi ileten tüm kapıları kapatmaktadır. SCS sisteminin başarılı olabilmesi için hastada oluşturulan parestezi duygusunun kaynağı ile ağrı bölgesinin üst üste gelmesi gerekir. Ağrı hissinin bastırılması için kullanılan modern SCS cihazlarında, oluşan bu yan etki uygun parametrelerinin belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır [4].

Bu teknoloji kapsamında elektrot tasarımları, elektrotlara verilen darbenin dalga şekilleri ve MR uyumluluk analizleri gibi çalışmalar yapılmaktadır [5]. Zannou A. L ve ark (2019) bir SCS ısı fantom ve bioısı multi-fizik modeli kullanarak, 10 kHz SCS sistemiyle doku sıcaklığı artışlarını karakterize etmiştir. Ayrıca Implante Darbe Üreteci (IPG) çıktı uyumluluğunu ve empedansın sıcaklık artışlarındaki rolünü de değerlendirmiştir [6]. 2020 yılında Khadka, N ve ark. tarafından RADO-SCS modeli, geleneksel / Yüksek Frekanslı Omurilik Stimülasyonu, Dorsal Kök Ganglion (DRG) Stimülasyonu ve transpinal Doğru Akım Uyarımını (tsDCS) taklit eden ilk açık kaynaklı omurilik modeli olarak sunulmuştur. Bu, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımından (SolidWorks) geliştirilen açık kaynaklı bir SCS modelidir. STL dosyaları, mevcut durumu hesaplamalı olarak çözmek ve tahmin etmek için COMSOL, Mimics, Abaqus gibi çoklu fizik yazılımlarına aktarılabilir [7].

978-1-6654-5432-2/22/$31.00 ©2022 IEEE

Bu sayısal çalışmada 8-şeklinde elektrot tasarımı ile omuriliğin sayısal analizi gerçekleştirilmiştir. Sayısal analiz çalışmaları için COMSOL yazılımı kullanılmıştır. Sayısal analiz sonuçlarından akım yoğunluğu ve potansiyel alan dağılımları incelenmiştir.

II. YÖNTEM

A. *Matematiksel Model*

İletken bir cisim içinde herhangi bir noktadaki elektriksel potansiyel, Maxwell'in elektromanyetik yasalarından türetilen Poisson denklemi ile bulunur:

$$\vec{J}=\sigma.\vec{E}+\vec{J}^e \quad (1)$$

burada $\vec{J}$ akım yoğunluğunu, σ ortamın elektriksel iletkenliğini, $\vec{E}$ elektrik alanı ve $\vec{J}^e$ ise dışarıdan oluşturulan akım yoğunluğunu gösterir. Yarı-statik koşullarda elektrik alanın potansiyelin (V) negatif gradiyentidir:

$$E=-\nabla V \quad (2)$$

Denklem (1)'in divergence alınarak aşağıdaki denklem oluşturulur:

$$\nabla.\vec{J}=-\nabla(\sigma\nabla V-\vec{J}^e) \quad (3)$$

Akım kaynaklarını içeren başka bir dış ortam akım kaynakları olmadığı için Poisson denklemi aşağıdaki gibi elde edilir

$$-\nabla(\sigma\nabla V)=Q_j \quad (4)$$

burada Q_j , j akım kaynağını temsil eder. Akım kaynağının olduğu noktalar dışındaki noktalarda Q_j=0 olur ve yukarıdaki denklem Laplace denklemine dönüşür:

$$-\nabla(\sigma\nabla V)=0 \quad (5)$$

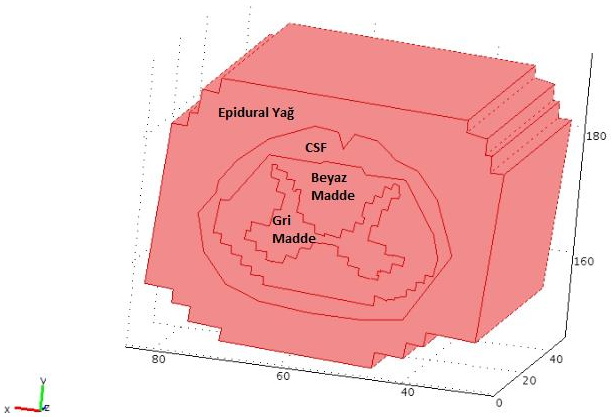
Bu kısmi diferansiyel denklemi çözerek potansiyel alan dağılımı hesaplanır. Potansiyel alan dağılımları ile ortam içindeki her bir noktadaki akım yoğunlukları hesaplanır (Denklem 1).

Elde edilen Poisson denklemi (Denklem 4) analitik olarak çözülemeyeceği için sayısal olarak çözülmelidir. Bu nedenle bu denklemleri çözmek için bu çalışmada sonlu elemanlar analizi tabanlı COMSOL Multiphysics yazılımı kullanılmıştır.

B. *SCS'nin Bilgisayar Modelleri*

SCS ile ilgili elektrik olayları göz önüne alındığında, iki ana husus dikkat çekmektedir. İlk olarak, bir uyarım darbesi sırasında elektrot kontakları arasındaki potansiyel fark, (iyonik) akımın, hacim iletkeni olarak adlandırılan ara anatomik yapılar aracılığıyla anottan katoda akmasına neden olur. Elektriksel parametrelerin akım yoğunluğu ve potansiyelinin 3 boyutlu (3D) dağılımı, hacim iletkenini oluşturan çeşitli anatomik yapıların geometrisi ve bunların elektriksel iletkenlikleri tarafından belirlenir. İkinci olarak, uyarımla indüklenen elektrik alan, akımın bir kısmının sinir hücresi membranları boyunca akmasına neden olur, böylece bu membranların yerel depolarizasyonunu ve hiperpolarizasyonunu ortaya çıkarır. Bir sinir lifi membranı yeterince depolarize edilirse, bir aksiyon potansiyeli üretilecek ve hem ortodromik hem de antidromik yönlerde yayılacaktır. İki ayrı yön, sırasıyla bir hacim iletken modeli ve bir sinir lifi modeli ile temsil edilir [8].

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi tabanlı COMSOL Multiphysics kullanılarak omurilik modeli 4 katmanlı şekilde oluşturulmuştur. Omurilik kanalı; Epidural yağ, CSF, gri madde, beyaz maddeden oluşmaktadır. Dokuların elektriksel özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir [9]. Modellenen elektrot omurilik kanalında bulunan epidural yağın içine yerleştirilmiştir (Şekil 4) . Tasarlanan elektrot 1 mm çapında ve toplam yüzey alanı 3,767325 m^2 olan iki adet 8 şeklinde halka modelindedir.



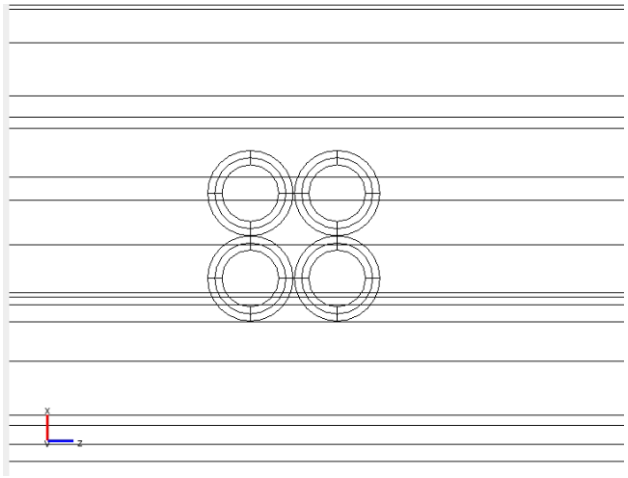
Şekil. 1. Omurilik kanalının geometrik gösterimi

TABLO I. *DOKULARIN ELEKTRİKSEL ÖZELLİKLERİ* [9]

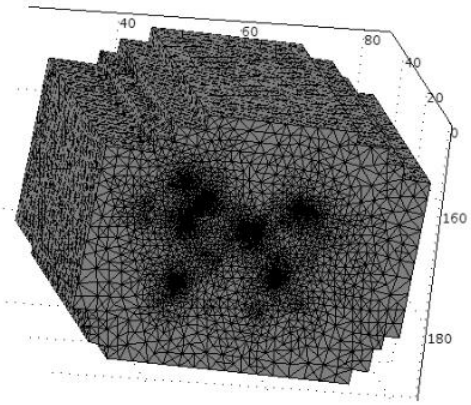
Anatomik Yapı	***Elektriksel İletkenlik (S/m)***
Epidural Yağ	0,04
Beyin Sıvısı (CSF)	1,7
Beyaz madde	0,6
Gri madde	0,23
Elektrot	9,43E6

C. Temas Kombinasyonları

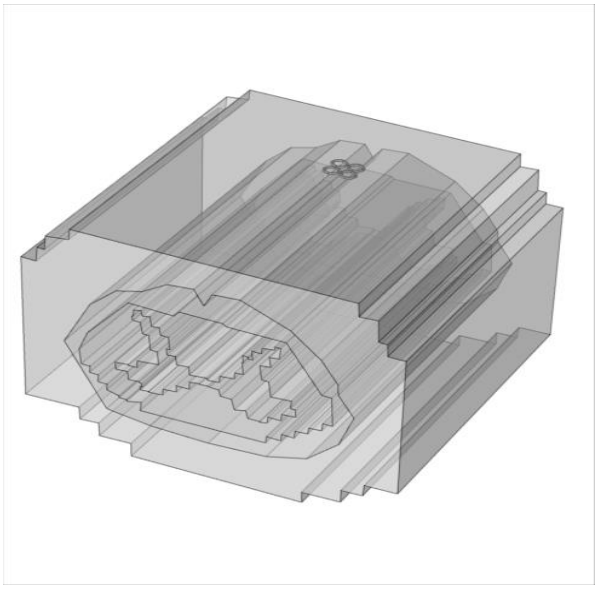
Monopol, bipol, korumalı katot (tripol), enine tripol ve karmaşık katot terimleri, implante edilmiş elektrotlar arasındaki polaritenin temel geometrik dağılımını tanımlar. Bununla birlikte, her bir temas kombinasyonunun amaçlanan farklı klinik etkileri olabileceğinden, bu terimlerin her birini ayrı ayrı incelemek faydalı olacaktır. Bu çalışmada biri anod biri katot olmak üzere iki adet 8 şeklinde elektrot tasarlanmış olup (Şekil 2) elektrotların oluşturduğu akım yoğunluğu hesaplanmıştır. Oluşan değerlerin güvenlik sınırları içerisinde olup olmadığı test edilmiştir.



Şekil.2. 8-şeklinde tasarlanan elektrot modeli. Biri anot biri katot olarak seçilmiştir.



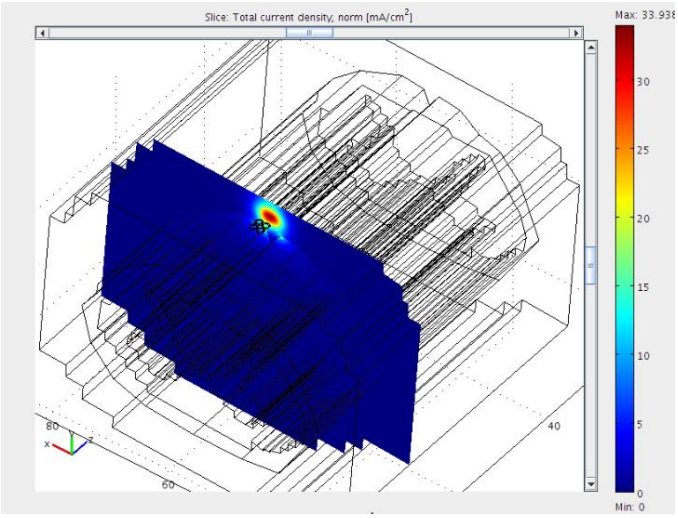
Şekil.3. Modelin 2348183 elemandan oluşan ağ (mesh) görüntüsü



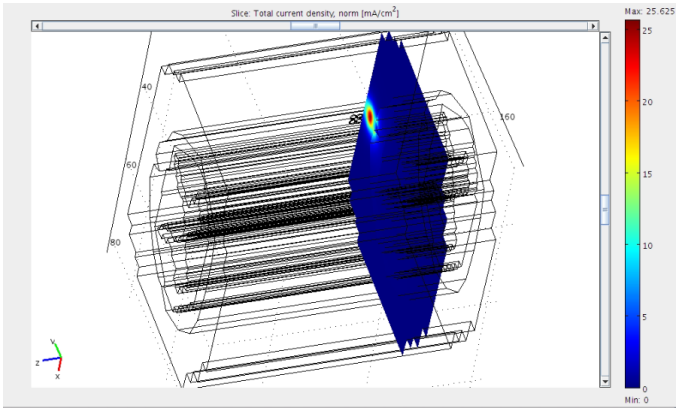
Şekil.4. 8-şeklinde elektrotların epidural yağ içerisindeki konumu

III. SONUÇLAR

Bu çalışmada 8-elektrot şeklinde tasarlanmış iki elektrot modellenmiştir. 8 şeklindeki elektrotlardan biri anot biri katot olarak tasarlanmıştır. Anoda 0,0417 mA ve katoda -0,041 mA akım akacak şekilde uyarılmıştır. Modelde maksimum 36 mA/cm^2 akım yoğunluğu oluşmuştur. Oluşan toplam akım yoğunluğu dağılımı aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



Şekil.5. 8-şeklindeki elektotlara akım verilmesi ile elektrotlara yakın bölgedeki (arka) epidural yağ, CSF, gri ve beyaz maddedeki toplam akım yoğunluğu dağılımı.



Şekil.6. 8-şeklindeki elektotlara akım verilmesi ile elektrotlara yakın bölgedeki (ön) epidural yağ, CSF, gri ve beyaz maddedeki toplam akım yoğunluğu dağılımı.

IV. TARTIŞMA

Bu çalışmada omurilik modeli ve 8-şeklinde tasarlanmış elektrotlar COMSOL yazılımı ile modellenmiştir. Omurilik kanalının uyarılması sonucunda omurilik kanalında oluşan akım yoğunluğu dağılımları gözlemlenmiştir. Anoda 0,0417 mA ve katoda -0,0417 mA akım akacak şekilde uyarılmıştır. Oluşan maksimum akım yoğunluğu 36 mA/cm^2 değerindedir. Bu değer ise [5]'deki çalışmada temas yüzeyi 0,7 mm^2olan büyük bir dorsal kolon lifinin eşik uyaranında, temas yüzeyindeki akım yoğunluğu en yüksek 190 mA/cm^2 olan değerden düşüktür. Ayrıca omurilik uyarımı için yapılan başka bir çalışmada [9] iki elektrodlu perkutan uç ile uyarım sağlandığında epidural yağda oluşan en yüksek akım yoğunluğu 38.73 mA/cm^2 olarak bulunmuştur. [9]'da elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızdaki değerlere yakındır. Sonuç olarak, omurilik kanalı elektrotlar aracılığıyla uyarıldığı için ağrı bilgisinin beyine gitmesi engellenir ve hasta sadece bir karıncalanma (parestezi) hisseder. Gelecek çalışmalarda farklı model elektrot tasarımları ile modelleme yapılacaktır.

KAYNAKLAR

[1] Kaya, İsmail & Bozkurt, Huseyin & Arac, Densel. (2017). *Spinal Kord Stimülatörü Uygulamasında Cerrahi Teknik ve Endikasyonlar:Turkiye Klinikleri J Neurosurg-Special Topics 2017;7(2):117-9*

[2] Melzack, R., & Wall, P. D. (1965). *Pain mechanisms: a new theory. Science (New York, N.Y.), 150(3699), 971–979. https://doi.org/10.1126/science.150.3699.971*

[3] Moffitt M.A., Lee D.C., Bradley K. (2009) *Spinal Cord Stimulation: Engineering Approaches to Clinical and Physiological Challenges. In: Greenbaum E., Zhou D. (eds) Implantable Neural Prostheses 1. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer, New York, NY.*

[4] Shealy, C. N., Mortimer, J. T., & Reswick, J. B. (1967). *Electrical inhibition of pain by stimulation of the dorsal columns: preliminary clinical report. Anesthesia and analgesia, 46(4), 489–491.*

[5] Wesselink, W. A., Holsheimer, J., & Boom, H. B. (1998). Analysis of current density and related parameters in spinal cord stimulation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 6(2), 200–207. https://doi.org/10.1109/86.681186*

[6] Lempka S F, McIntyre C C, Kilgore K L and Machado A G (2015) *Computational analysis of kilohertz frequency spinal cord stimulation for chronic pain management Anesthesiology 122 1362–76*

[7] Zannou A L, Khadka N, Truong D Q, Zhang T, Esteller R, Hershey B and Bikson M (2019) *Temperature increases by kilohertz frequency spinal cord stimulation Brain Stimul. 12 62–72*

[8] Holsheimer J (1998) *Computer modelling of spinal cord stimulation and its contribution to therapeutic efficacy Spinal Cord 36 531–40*

[9] Zengin, Reyhan & Gencer, Nevzat & Küçükdeveci, F.. (2015). *Numerical analysis of spinal cord stimulation with a 2-electrode percutaneous lead. 2014 18th National Biomedical Engineering Meeting, BIYOMUT 2014. 10.1109/BIYOMUT.2014.7026382*.

[10] He J, Barolat G, Holsheimer J, Struijk JJ. *Perception threshold and electrode position for spinal cord stimulation. Pain. 1994 Oct;59(1):55-63. doi: 10.1016/0304-3959(94)90047-7. PMID: 7854803.*