

Matlab_{7.0.4}/Simulink ile Aksonun Pasif Kablo Modellemesi ve Simülasyonu

The Passive Cable Modeling and Simulating of the Axon With Matlab_{7.0.4}/Simulink

Özlem COŞKUN^{a*}, Mesud KAHRİMAN^b, Selçuk ÇÖMLEKÇİ^b ve Suat ÖZKORUCUKLU^c

^aSüleyman Demirel Üniversitesi, Teknik Bilimler MYO, Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Bölümü, 32260, Isparta

^bSüleyman Demirel Üniversitesi, Müh.-Mim. Fakültesi, Elek. ve Hab. Mühendisliği Bölümü, 32260, Isparta

^cSüleyman Demirel Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, 32260, Isparta

Geliş Tarihi/Received : 04.02.2010, Kabul Tarihi/Accepted : 29.09.2010

ÖZET

Bu çalışmada uyarılabilir hücrelerde uyarı iletiminin elektriksel kuramı üzerinde durulmuştur. Pasif kablo teorisinin esaslarına yer verilmiş ve uyarılabilir hücreler ile ilgili genel diferansiyel denklemlerin türetilmesi yapılmıştır. Aksonun pasif kablo model simülasyonu, MATLAB_{7.0.4}/Simulink programı ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın ana hedeflerinden biri olan gerçekçi modele erişmek için, basitleştirilmiş ve revize edilmiş iki model kullanılmıştır. Aksonda yayılan aksiyon potansiyeli dalga şekli olarak, MATLAB_{7.0.4}/Simulink'te gerçekçi dalga şekli üretilmiştir. Sonuçlardan görülmektedir ki; basitleştirilmiş modelde beklenildiği gibi minimum ve maksimum genlik değerlerinde, uzunluk arttıkça artan zayıflamaya neden olmaktadır. Basitleştirilmiş ve revize edilmiş iki modelin simülasyon sonuçları karşılaştırıldığında revize edilmiş model çıkışında, minimum genliğin azaldığı görülmektedir. Revize edilmiş modelde; önerdiğimiz, olması gereken bir kapasite elemanı bulunmuştur. Ama en önemli sonuç, bu kapasitenin hiperpolarizasyon süresini kısaltmasıdır.

AnahtarKelimeler: Akson model, Matlab/Simulink, Pasif kablo modeli.

ABSTRACT

In this study the electrical theory of excitation propagation in excitable cell was investigated. The basic principals of linear cable theory were given and general differential equations concerning excitable cells were derived. The passive cable model simulation of axon was made through the programme of MATLAB_{7.0.4}/Simulink. In order to reach the realistic model, which is one of the main targets of the study, two simplified and revised models were used. A realistic wave shape was produced in MATLAB_{7.0.4}/Simulink as the action potential wave shape spreading in axon. As seen in the results, the more length increases in the values of minimum and maximum amplitude, the weaker. They are as expected in the simplified model. When the simulation results of the two simplified and revised models compared, in the output of the revised model the minimum amplitude is seen to decrease. In the revised model, an ideal capacity element which we recommend was found. However, the most crucial result is that this capacity shortens the hyperpolarization period.

Keywords: Axon model, Matlab/Simulink, Passive cable model.

1. GİRİŞ

Modelleme bir sistemi incelemek üzere, o sistemin basit bir örneği yapılması anlamına gelir. Bu örnek, gerçek sistemin yardımcısı ve basitleştirilmiş bir şeklidir. Fakat modelden de gerçek sistemden alınacak sonuçlara izin verecek kadar detaylı olması beklenir. Simülasyon ise; bir sisteme ait neden sonuç ilişkilerinin

bilgisayar ortamına aktarılarak, sistemin davranışlarının bilgisayarda izlenmesini sağlayan bir tekniktir.

Modelleme ve simülasyon terimleri birbirlerine çok yakın anlamlar içermelerine rağmen, yukarıdaki tanımlarda da belirtildiği gibi farklı çalışmalar için kullanılırlar. Modelleme yapılırken matematiksel metotlar kullanılırken, simülasyonda ise matematiksel

* Yazışılan yazar/Corresponding author. E-posta adresi/E-mail address : oulukut@mmf.sdu.edu.tr (O. Ulukut)

metotlarla birlikte olayların gerçeklikleri bilgisayar ortamına aktararak çözüm bulmaya çalışılır.

Hücre zarı modellerinin, ilk ve en yetkin örneği Hodgkin-Huxley zar modelidir. Bu model temel ilkelerden değil, teorik kavrayışın ve deneysel eğrilerin karışımından formüle edilmiştir. Basit biçimine rağmen; uyarılan hücre zarlarının uyarılma etkinliğinin temelini, tanımlayan ilk modeldir. 1963'de Nobel ödülü alan bu çalışma, bugün bir çok elektronik akson modelinin esasını teşkil etmektedir (Hodgkin ve Huxley, 1952; Hodgkin, 1964).

Clark ve Plonsey'in ortaya koydukları sinir modelinde; bir sinir lifinin diğer sinir lifleri ile olan etkileşiminde asıl olan faktörün sinir kesit alanları ile lifler arası sıvının öz direnci olduğunu, liflerin aralarındaki mesafe, aksoplazmik sıvı direnci ile aktif olmayan lifin sığasının ikincil önemde olduğunu belirtmişlerdir (Clark ve Plonsey, 1970).

Roth ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, insan kolunda indüklenen elektrik alanın etkilediği bir sinir lifinin matematik modelini çıkarmıştır. Araştırmacılar bu çalışmalarında kolu homojen silindirik hacimli bir iletken olarak düşünmüşlerdir. Elektrik alan zamanla değişen bir manyetik alandan ya da kol yüzeyindeki hareketli yüklerin indüklenmesiyle meydana gelecektir. Manyetik stimülasyonda bu iki faktör çok önemlidir. Kolun yüzeyine yakın bölgelerde elektrik alan en yüksek değerde olacaktır. Araştırmacılar bu durumu modelleyebilmek için, çeşitli bobin oryantasyonları kullanarak test etmişlerdir. Bobin kol yüzeyine dik düşünülduğünde, en küçük elektrik alan meydana getiren paralel bobin oryantasyonu en büyük alan indüklemektedir. Araştırmacılar kendi elde ettikleri sonuçlar ile literatürden elde ettiği stimülasyon sonuçlarını temel teoriler bakımından karşılaştırmışlardır (Roth v.d., 1990).

Rattay'ın yaptığı model çalışmalarında, hücre dışı elektrotlar ve bobinler tarafından sinirsel işaretler bloke edilir veya iletilir tezini savunmuştur. Sinirsel uyarının daha çok geometrik ve elektriksel parametrelere bağlı olduğunu göstermiştir. Ayrıca miyelin kılıflı aksonun, nöronda uyarılabilir en önemli bölge olduğuna işaret etmiştir. İkinci olarak miyelin kılıflı nöronlarda, soma kısmının en zor stimüle edilecek yer olduğunu göstermiştir. Çünkü akson bölgelerine kıyasla, soma kapasitansları daha küçük değerdedir ve bu yüzden stimülasyon zorlaşmaktadır (Rattay, 1999).

Einzig ve arkadaşlarının çalışmalarında ise çokca karşılaştığımız Floquet teoremi, Mathiev teoremi ve Hill denklemlerinin miyelin kılıflı akson modellerinde periyodik zar potansiyelinin hesaplanışında kullanışlarını vermiştir. Bu tür problemlerde ortamın dışındaki sıvının izotropik oluşu, zar modelinin

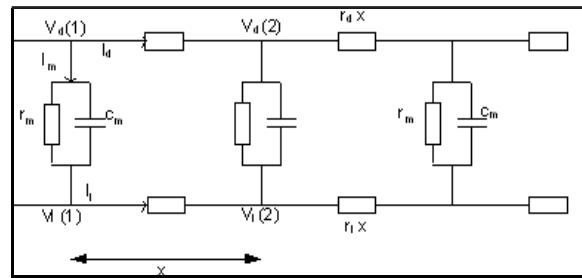
iletim hattı gibi modellenebileceğini göstermektedir (Einzig v.d., 2005).

Bu çalışmada aksonun pasif kablo model simülasyonu, MATLAB_{7.0.4}/ Simulink programı ile gerçekleştirilecektir.

2. KABLO TEORİSİ

Uzunca iletken bir metalin çevresi yüksek dirençli bir yüzeyle kaplanarak, iletken bir ortama daldırılmasıyla oluşturulan sisteme kablo adı verilir. Hacim iletkeni içerisinde yer alan sinir lifleri de, iletken aksoplazması ve zarlarının yüksek direnci nedeni ile birer kablo gibi davranmaktadır.

Pasif kablo modelinde tartışılan elektriksel devreyi; kablo tanımı içerisinde bulunduğu iletken ortam ile birlikte düşünersek, hücre dışı ve içi sıvıların birim uzunluk başına dirençlerini de (r_i , r_d) uygun bir şekilde devreye eklememiz gerekmektedir. Bu durumda iyonik iletkenlikleri eşdeğer tek bir pasif direnç ile temsil etmek üzere, pasif kablo modelini Şekil 1'deki gibi gösterebiliriz (Pehlivan, 1989; Pehlivan, 1999).



Şekil 1. Pasif kablo modeli.

R_m : Birim yüzey başına spesifik zar direnci (Ω/m^2).

C_m : Birim yüzey başına spesifik zar sığası (F/m^2).

ρ : Aksoplazma öz direnci (Ω/m).

r_m : Birim uzunluk başına zar direnci (Ω/m).

c_m : Birim uzunluk başına zar sığası (F/m).

r_i : Birim uzunluk başına aksoplazma direnci (Ω/m).

r_d : Birim uzunluk başına hücre dışı sıvı direnci (Ω/m).

Ohm yasasına göre,

$$\frac{\partial V_d}{\partial x} = r_d I_d, \quad \frac{\partial V_i}{\partial x} = r_i I_i \quad (1)$$

Birinci Kirşof yasasına göre,

$$I_m = -\frac{\partial I_d}{\partial x} = \frac{\partial I_i}{\partial x} \quad (2)$$

Bu eşitliklerin kurulmasında türev kullanılmasının sebebi, potansiyelin hem uzaysal hem de zamansal değişmesinden kaynaklanmaktadır.

Tanım olarak zar potansiyeli, hücre içi ve dışı arasındaki potansiyel farkı $V_m = V_i - V_d$ olduğundan uzay boyutunda türevini alırsak,

$$\frac{\partial V_m}{\partial x} = \frac{\partial V_i}{\partial x} - \frac{\partial V_d}{\partial x} = r_i I_i - r_d I_d \quad (3)$$

yazılabilir.

Bu eşitliğin uzay boyutunda bir kez daha türevi alınırsa,

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = r_i \frac{\partial I_i}{\partial x} - r_d \frac{\partial I_d}{\partial x} \quad (4)$$

elde edilir. (2) eşitliği (4) eşitliğinde yerine konulursa,

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = I_m (r_i + r_d) \quad (5)$$

elde edilir. I_m terimi kapasitif ve resistif bileşenlerden oluştuğundan, (5) eşitliği içerisinde ayrı terimler halinde yerleştirilir.

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = \left[c_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + \frac{V_m}{r_m} \right] (r_i + r_d)$$

ve yeniden düzenlenirse,

$$\left[\frac{r_m}{r_i + r_d} \right] \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = (r_m c_m) \frac{\partial V_m}{\partial t} + V_m \quad (6)$$

elde edilir (Rall ve Agmon-Snir, 1999).

Zar zaman sabiti,

$$\tau = r_m \cdot c_m \quad (7)$$

dir. Zaman sabitinin ileti hızına yansması aksi yönde olur. Zaman sabitinin büyük olması; bir bölgedeki potansiyel değişiminin komşu bölgede meydana getireceği değişikliğin gecikmesine, dolayısı ile ileti hızının küçülmesine neden olur

Uzay sabiti λ , $\Delta V_m(x)$ 'nin $x = 0$ 'daki değerinin (ΔV_0) 37 % sine düştüğü uzaklık olarak tanımlanır ve hücre parametrelerine,

$$\lambda = \sqrt{\frac{r_m}{r_i + r_d}} \quad (8)$$

şeklinde bağlıdır. Büyük hacimli iletken ortamda $r_d \ll r_i$ olacağından r_d ihmal edilebilir ve λ kısaca r_m 'nin r_i 'ye oranı ile belirlenir. Uzay sabitinin büyük olması, akımın zarda yok olmadan önce hücre içi ortamda daha uzak noktalara yayılabilmesi ve dolayısı ile yayılma hızının büyük olması anlamına gelmektedir.

Eşitlik (6), eşitlik (7) ve (8) kullanılarak yeniden düzenlenirse;

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = \tau \frac{\partial V_m}{\partial t} + V_m \quad (9)$$

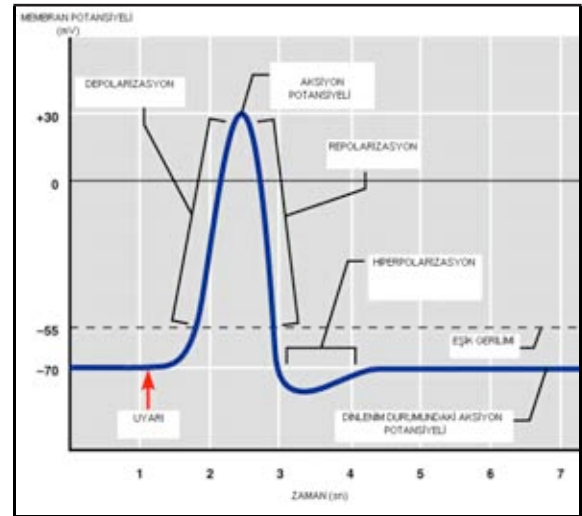
şeklinde hücre zarında potansiyelin pasif yayılımı için 2. dereceden kısmi diferansiyel denkleme ulaşılmış olur (Koch ve Poggio, 1985).

3. HİPERPOLARİZASYON SÜRESİ

Sinir hücrelerinde; hücre dışında Na^+ ve Ca^{+2} iyon miktarları, hücre içerisine kıyasla daha fazladır. K^+ iyonları ise; hücre içerisinde, hücre dışına kıyasla daha fazladır. Bu iyonlar sinir hücrelerine, özel kanallar vasıtası ile girmektedirler. Bu kanallar başlıca; voltaja duyarlı kanallar (voltage operated channels), ligand veya kimyasal kapılar (receptor operated channels) ve SOC (store operated channels) olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadırlar (Naziroğlu, 2007).

Bu kanallar vasıtası ile, bu iyonların girişi ve çıkışları ayarlanmaktadır. Hücre içerisinde; bu iyonların görevi bittikten sonra aktif pompalar (örneğin Ca^{+2} pompası veya Na^+/K^+ pompası) vasıtası ile, geldikleri yerlere (hücre içi organellere, hücre içi veya dışı) gönderilmektedirler. Şayet bu iyon kanalları sızdırır veya yıkımı olursa, hücre içi iyon dengesi bozulacak ve iyonların geri gönderilmeleri aksayacaktır. Dolayısı ile sonra gerçekleşen aksiyon potansiyellerinin genlikleri düşecektir.

Aksiyon potansiyeli oluşumu sırasında, voltaja duyarlı K^+ kanallarının yavaş kapanması sonucu, hücre içi dinlenme potansiyelinin altında bir değere ulaşır. Bu döneme hiperpolarizasyon adı verilir. Şekil 2'de hiperpolarizasyon süresi gösterilmiştir. Hiperpolarizasyon döneminden sonra, hücreler istirahat (latent) dönemine geçmektedir. Bu dönemde bozulan iyon dengesi Na^+/K^+ pompası ile, istirahat zar potansiyeli değerlerine getirilmektedir. Fakat manyetik alanlara maruz kalma durumlarında olduğu gibi; voltaja duyarlı Ca^{+2} ve Na^+ kapıları zarar görecektir, hücreye aynı anda katyon akışı olmaktadır (Rosen, 2003).



Şekil 2. Hiperpolarizasyon süresinin tanımlanması.

4. MODELLEME VE SİMÜLASYON

Bilindiği gibi Simulink (Simulation and Link); dinamik sistemlerin modellenmesi, simülasyonu ve analizi için kullanılan bir yazılım paketidir. Son yıllarda akademik ve endüstriyel ortamlarda yaygın biçimde kullanılmaktadır. Simulink; sayısal işaret işleme, diferansiyel denklem çözümü, durum-uzay modelleri, transfer fonksiyonları, elektrik devre çözümü, kontrol sistemleri, uzaktan ve web temelli kontrol gibi birçok elektrik, elektronik, mekanik ve termodinamik gerçek dünya sistemini simüle edebilmektedir (Simulink, 2000).

Bir MATLAB arayüzü olan Simulink'te bir modelleme işlemi için, simge sürüklenme-bırak mantığı ile taşınan bloklar kullanılmaktadır.

MATLAB kodu yazmak yerine, işlem blokları birbirine bağlanarak model diyagramları oluşturulur. Blok simgeleri; sistemin girişlerini, sistemin parçalarını veya sistemin çıkışlarını göstermektedir (Sim Power System, 2002).

Şekil 1'de araştırmacıların bilimsel literatürde kabul ettikleri, pasif kablo modeli görülmektedir. Burada tanımlanan elemanlar birebir kullanılmayacak, modelimiz için tanımladığımız devre elemanları kullanılacaktır. Simulink ile modellemeye geçmeden önce, modelde kullanılan devre elemanlarının işlevlerini bilmek gerekmektedir. Her bir blokta çıkış/giriş, o bloğun transfer fonksiyonunu vermekte ve bloklardan yeteri kadarının peş peşe bağlanması, sinir hücrelerini pasif olarak modellemektedir.

Transfer fonksiyonunun eleman değerlerine bağlılığından çok, hangi elemanın transfer fonksiyonuna hangi etkiyi yapacağı daha önemli olmaktadır. Yani burada R direncinin ve C kapasitesinin değerlerindeki değişimden ziyade, olup olmadıkları ve nerede oldukları önem kazanmaktadır.

MATLAB simülasyonunda C kapasitesine paralel kullanılan R_1 direnci, çok büyük değerde olduğundan ihmal yoluna gidilmiştir. R_2 direnci ise, ilerleyen dalga genliğinde bir zayıflama yaratacaktır. Bu yüzden bu direncin zayıflatma etkisi R direncinin zayıflatma etkisi içerisine dahil edilmiştir. Böylece R_2 direnci ortadan kaldırılmıştır. Dolayısıyla simülasyonda, genliği zayıflatıldığı bilinen seri R direnci ve buna ilaveten paralel C kapasitesi kullanılmıştır.

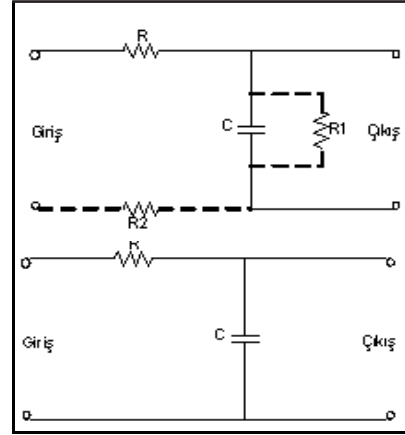
Basitleştirilmiş akson model bloğu Şekil 3'de görüldüğü gibi, R_1 ve R_2 devre dışı bırakılarak tasarlanmış ve devrenin transfer fonksiyonu eşitlik (10)'daki gibi elde edilmiştir.

$$\text{Çıkış} = \frac{1}{sC} \cdot \text{Giriş},$$

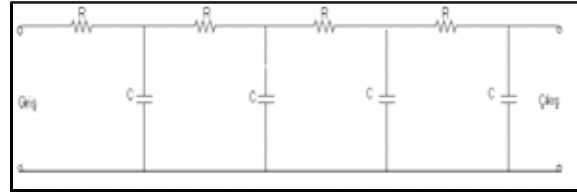
$$R + \frac{1}{sC}$$

$$\text{Transfer fonksiyonu} = \frac{1}{RsC + 1} \quad (10)$$

Daha sonra basitleştirilmiş akson model bloğu; Şekil 4'deki gibi peş peşe bağlanarak, Simulink modeli hazırlanacak hale getirilmiştir.

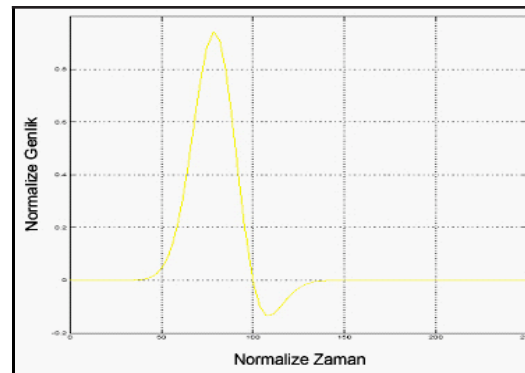


Şekil 3. Basitleştirilmiş akson model bloğu.



Şekil 4. Basitleştirilmiş bloklardan meydana gelen peş peşe model.

İlk simülasyon sonuçlarından anlaşılmıştır ki; dördüncü blokta da süre ve genlik değişimlerinin ölçülebilir olması için, RC değeri ve giriş dalga şekli rasgele olmamalıdır. Bu yüzden dikey eksende genlik parametresi normalize edilerek ve yatay eksende sürenin gözlemlenebilir olması için; transfer fonksiyonundaki RC çarpımının denenecek, en iyi değer bulunması yoluna gidilmiştir. Aksonda yayılan aksiyon potansiyeli giriş dalga şekli olarak, MATLAB 7.0.4/Simulink'te Şekil 5'deki gibi gerçekçi dalga şekli üretilmiş ve RC olarak da bu çarpımın 3 seçilmesinin uygun olacağı görülmüştür.

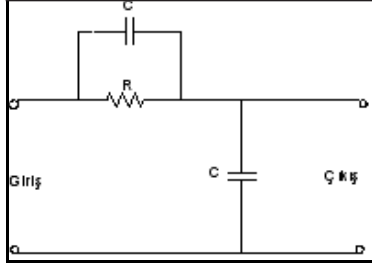


Şekil 5. Giriş dalga şekli.

RC=3 alınarak basitleştirilmiş akson model bloğunun transfer fonksiyonu, eşitlik (11)'deki gibidir.

$$\text{Transfer fonksiyonu} = \frac{1}{3s + 1} \quad (11)$$

Çalışmanın ana hedeflerinden biri olan gerçekçi modele erişmek için, bu simülasyon bir kerede bu seri R direncini kompanse edecek paralel bir C kapasitesi kullanılarak yinelenmiştir. Bu durum Şekil 6'da görülmektedir.



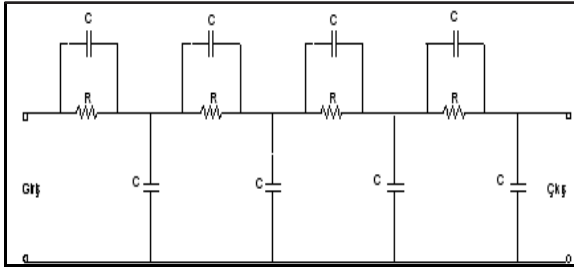
Şekil 6. Revize edilmiş akson model bloğu.

Devrenin transfer fonksiyonu eşitlik (12)'deki gibi elde edilmiştir.

$$\text{Çıkış} = \frac{1}{sC} \cdot \text{Giriş} \cdot \left(R // \frac{1}{sC} \right) + \frac{1}{sC}$$

$$\text{Transfer fonksiyonu} = \frac{RsC + 1}{2RsC + 1} \quad (12)$$

Daha sonra revize edilmiş akson model bloğu; Şekil 7'deki gibi peş peşe bağlanarak, Simulink modeli hazırlanacak hale getirilmiştir.

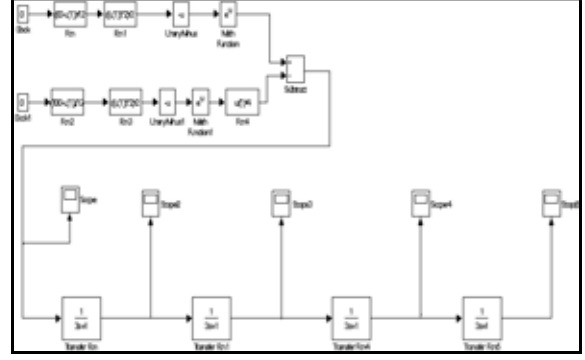


Şekil 7. Revize edilmiş bloklardan meydana gelen peş peşe model.

RC=3 alınarak revize edilmiş akson model bloğunun, transfer fonksiyonu eşitlik (13)'deki gibidir.

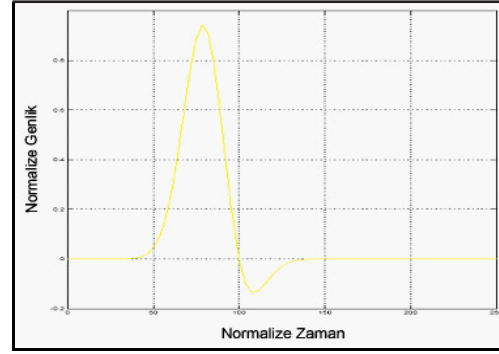
$$\text{Transfer fonksiyonu} = \frac{3s + 1}{6s + 1} \quad (13)$$

Şekil 4'deki peş peşe bağlı basitleştirilmiş akson model bloğu göz önüne alınarak, sistemin Simulink modeli Şekil 8'de görüldüğü gibi oluşturulmuştur.

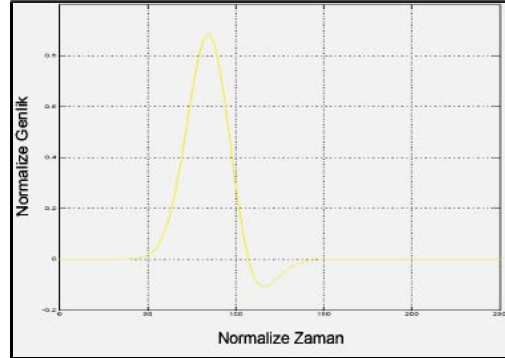


Şekil 8. Peş peşe bağlı basitleştirilmiş akson Simulink modeli.

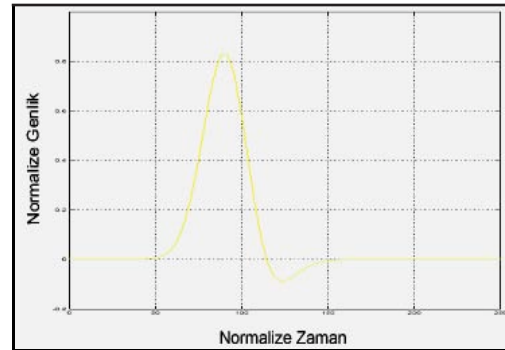
Şekil 8'de verilen peş peşe bağlı basitleştirilmiş akson Simulink modelinde; her bloğun çıkışına scope bağlanarak, sırasıyla Şekil 9, Şekil 10 ve Şekil 11'deki dalga şekilleri elde edilmiştir.



Şekil 9. Basitleştirilmiş modelin scope 1 dalga şekli.

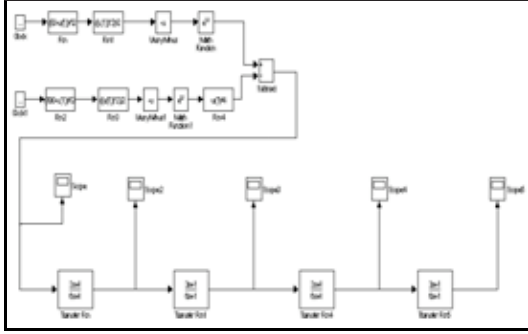


Şekil 10. Basitleştirilmiş modelin scope 3 dalga şekli.



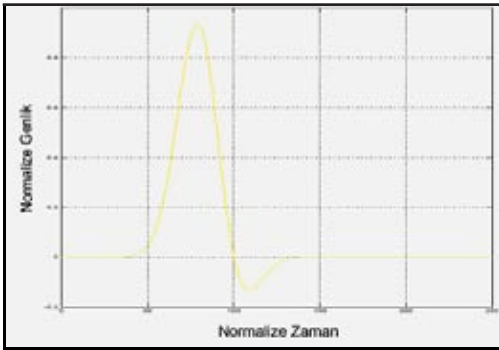
Şekil 11. Basitleştirilmiş modelin scope 5 dalga şekli.

Sonuçlardan görülmektedir ki; birim uzunluk başına hücre dışı sıvı direnci kendi başına kullanıldığında beklenildiği gibi, minimum ve maksimum genlik değerlerinde uzunluk arttıkça artan zayıflamaya neden olmaktadır. Şekil 7'deki peş peşe bağlı revize edilmiş akson model bloğu göz önüne alınarak, sistemin Simulink modeli Şekil 12'de görüldüğü gibi oluşturulmuştur.

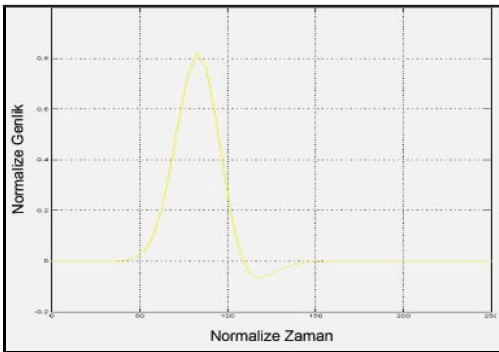


Şekil 12. Peş peşe bağlı revize edilmiş akson Simulink modeli.

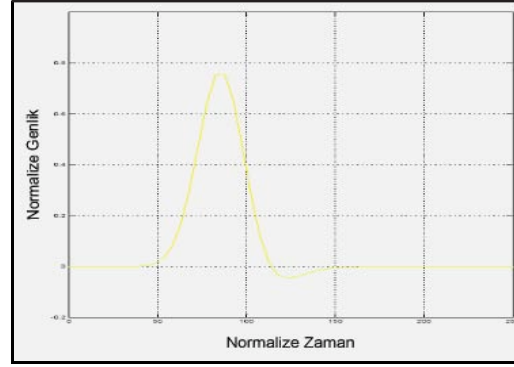
Şekil 12'de verilen peş peşe bağlı revize edilmiş akson Simulink modelinde; her bloğun çıkışına scope bağlanarak, sırasıyla Şekil 13, Şekil 14 ve Şekil 15'deki dalga şekilleri elde edilmiştir.



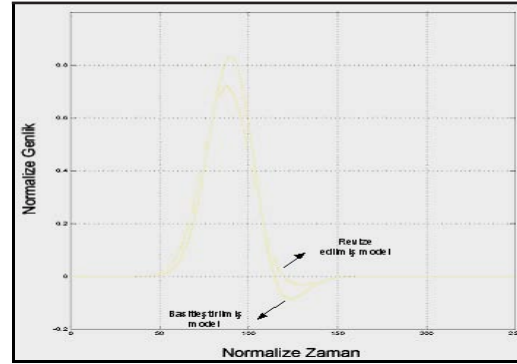
Şekil 13. Revize edilmiş modelin scope 1 dalga şekli.



Şekil 14. Revize edilmiş modelin scope 3 dalga şekli.



Şekil 15. Revize edilmiş modelin scope 5 dalga şekli.



Şekil 16. Basitleştirilmiş+revize edilmiş modelin scope 5 dalga şekli.

5. SONUÇLAR

Çalışmada iki farklı şekilde peş peşe olarak bağlanmış bloklardan meydana gelen sistem tasarımı ve uygulama sonuçları, MATLAB_{7.0.4}/Simulink ortamında yapılan simülasyonlar ile birlikte sunulmuştur. Basitleştirilmiş akson modelinde, minimum ve maksimum genlik değerlerinde, uzunluk arttıkça artan zayıflama gözlenmektedir. Buna neden olan seri direnç, birim uzunluk başına hücre dışı sıvı direncidir.

Basitleştirilmiş ve revize edilmiş iki modelin scope 5 çıkışları üst üste çizdirildiğinde Şekil 16'da görülmektedir ki; paralel C kapasitesinin bağlanması, model çıkışında minimum ve maksimum genlik değerlerinin azalmasına neden olmaktadır. Ama en önemli sonuç, bu kapasitenin hiperpolarizasyon süresini kısaltmasıdır.

Minimum-maksimum genlik değerlerinin azalması ve hiperpolarizasyon süresinin kısaltılması, gerçek bir sinir hücresine manyetik alan uygulandığında ortaya çıkan bir durumdur. Deneysel olarak yaptığımız çalışmada izole sinir; 30 saniye 50 Hz 1mT Helmholtz bobini ile manyetik alana maruz bırakılmış, 0.1-0.5 msn süreli eşik ve supramaksimal pulslarla uyarılmıştır. Manyetik alan uygulanan grubun; genlikler farkı (mV) ve ortalama hiperpolarizasyon süresi (msn), kontrol grubuna göre daha düşük

bulunmuştur ($p=0,025$). Bu sonuç manyetik alanın, doğrudan veya dolaylı yoldan iyon kanallarına zarar verdiği hipotezini doğrulamaktadır (Sun v.d., 2002). Buna bağlı olarak; hücre içi iyon dengesi bozulmuş, yani hücre dışından hücre içerisine patofizyolojik Na^+ ve Ca^{+2} iyon akışları gerçekleşmiş ve sonradan gerçekleşen aksiyon potansiyellerinin genlikleri, kontrol grubuna kıyasla düşük gözlenmiş ve hiperpolarizasyon süresi kısalmıştır (Naziroğlu ve Lückhoff, 2008).

Simülasyon sonuçları ve deneysel çalışmalar göz önüne alındığında; rat siyatik sinirinde ve aksonun pasif kablo modelinde; manyetik alandan etkilenen eleman, bu kapasitif etkidir. Bu çalışmada; olası etkileri deneysel ve simülasyonla gözlenen kapasitenin, rat ve insandaki farklı sinir hücreleri türlerinde kesin değerinin ne olacağı ya da pasif modelde başka devre elemanlarının da olabileceği konusunda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

Clark, J. W., Plonsey, R. 1970. A Mathematical Study of Nerve Fiber Interaction. Biophysics Journal. (10), 937-957.

Einzigler, D. P., Livshitz, M.L. and Mizrahi, J. 2005. Generalized Cable Equation Model for Myelinated Nerve Fiber, IEEE Transactions On Biomedical Engineering. Vol. (52), 10.

Hodgkin, A. L. 1964. The Conduction of the Nervous Impulse: The Sherrington Lectures VII. Charles C. Thomas Publisher. pp.11-86.

Hodgkin, A. L., Huxley, A. F. 1952. A Quantitative Description of Membrane Current and Its Application to Conduction and Excitation in Nerve, Journal of Physiology. (117), 500-44.

Koch, C. and Poggio, T. 1985. A Simple Algorithm for Solving the Cable Equation in Dendritic Trees of Arbitrary Geometry. J. Neurosci. Method. Vol. (12), 303-315.

Naziroğlu, M. 2007. New Molecular Mechanisms on the Activation of TRPM2 Channels by Oxidative Stress and ADP-ribose. Neurochem Res. (32), 1990-2001.

Naziroğlu, M. Lückhoff, A. 2008. Effects of Antioxidants on Calcium Influx through TRPM2 Channels in Transfected Cells Activated by Hydrogen Peroxide. J Neurol Sci. 270 (1-2), 152-158.

Pehlivan, F. 1989. Biyofizik, Hitit Kitapevi, s. 1-86.

Pehlivan, F. 1999. Biyofizik II. Baskı, Hacettepe Taş Kitapçılık, Ankara.

Rall, W. and Agmon-Snir, H. 1999. Cable Theory for Dendritic Neurons, In: Methods in Neuronal Modeling, From Ions to Networks. Second Edition, Ed. Koch, C. and Segev, I., The MIT Press.

Rattay, F. 1999. The Basic Mechanism for the Electrical Stimulation of the Nervous System" Neuroscience Vol. 89 (2), 335-346.

Rosen, A. D. 2003. Mechanism of Action of Moderate-Intensity Static Magnetic Fields on Biological Systems, Cellular Biochemistry and Biophysics. 39 (2), 163-173.

Roth, J. B, Cohen, G. L. Hallett, M. Friauf, W. and Bassler, J. P. 1990. A Theoretical Calculation of The Electric Field Induced By Magnetic Stimulation of a Peripheral Nerve, Muscle & Nerve. (13), 734-741.

Sim Power Systems for Use with Simulink, 2002 User's Guide, MathWorks Inc., Natick, MA.

Simulink, 2000. Model-based and System-based Design, Using Simulink, MathWorks Inc., Natick, MA.

Sun, W. Yu, Y. Fu, Y. Chiang, H. Xie, H. and Lu, D. 2002. Effects of Power Frequency Magnetic Fields Exposure on Phosphorylation and Enzymatic Activity of Stress-Activated Protein Kinase and Its Upstream Kinase. Zhonghua Lao Dong Wei Sheng Zhi Ye Bing Za Zhi, 20 4), 256-259.