

Özel Başlangıç Koşulları Altında Linear LIF Nöron Modelinin Analizi ve Çözüm Metodu

Yavuz Selim İŞLER^{1*}

¹Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Osmaniye

¹<https://orcid.org/0000-0002-8022-3882>

*Sorumlu yazar: yavuzselimisler@osmaniye.edu.tr

Araştırma Makalesi

Makale Tarihiçesi:

Geliş tarihi: 04.10.2022

Kabul tarihi: 24.02.2023

Online Yayınlanma: 04.12.2023

Anahtar Kelimeler:

LIF nöron modeli

Pasif membran

Diferansiyel denklemler

ÖZ

Leaky Integrate and Fire (LIF) modeli, nöronların matematiksel olarak modellenmesi ve çalışma prensiplerinin anlaşılması için yaygın olarak kullanılmaktadır. Birçok metod ve yöntem sayesinde modelin simülasyonu ve analizi yapılsa da mühendislik çalışmalarına uygun çözümlerin azlığından söz etmek mümkündür. Birinci dereceden adi diferansiyel denklemler içeren LIF modelinin çözümüne ideal başlangıç koşulları altında kolayca ulaşılabılırken, karmaşık şartlar sunulduğunda sonucu bulmak zorlaşmaktadır. Bu çalışmada nöronun, birim adım akımı, darbe akımı ve rastgele seçilen akım girişleri için çözümleri yapılmıştır. Böylece literatürde yer alan metodların özel durumlar ortaya çıktığında nasıl uygulanması gerektiği gösterilmiştir.

Analysis of Linear LIF Neuron Model under Particular Initial Value Conditions and Solution Method

Research Article

Article History:

Received: 04.10.2022

Accepted: 24.02.2023

Published online: 04.12.2023

Keywords:

LIF neuron model

Passive membrane

Differential equations

ABSTRACT

The Leaky Integrate and Fire (LIF) model is widely used for mathematical modelling of neurons and understanding their working principles. Even though model is simulated and analyzed thanks to many methods and procedures, it is possible to mention about rarity of appropriate solutions for engineering studies. While solution of LIF model involving first order ordinary differential equations is easily obtained under ideal initial conditions, finding result is getting difficult when represented with complicated circumstances. In this study solutions for step current input, pulse current and arbitrary current input of neuron are elucidated. Therefore, it is demonstrated how to apply methods in literature when particular conditions emerged.

To Cite: İşler YS. Özel Başlangıç Koşulları Altında Linear LIF Nöron Modelinin Analizi ve Çözüm Metodu. Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi 2023; 6(3): 1785-1795.

1. Giriş

Nöron modellerinin temeli 19. yy. sonlarında deniz altı telgraf kablolarında oluşan kayıpların hesaplanmasına kadar gitmektedir. Klasik kablo teorisi olarak geçen bu çalışmayla uzun mesafeler boyunca deniz altında döşenen kabloların matematiksel modeli geliştirilerek nöronlara uygulanmıştır. Söz konusu bu çalışmada nöronlar içerisindeki aksiyon potansiyellerinin tetiklenmesi gösterilmiştir (Hodgkin ve ark., 1952; Daliri ve ark., 2021; Coşkun ve ark., 2012). Merkezi sinir sistemini oluşturan nöronlar birbirine girift bir yapı ile bağlıdır. Birçok çeşidi olduğu bilinen nöronlardan, bu çalışma için

haberleşme yapan nöronların modeli analiz edilmiştir. Model nöronların çeşitliğine ve analiz metotların zenginleşmesine bağlı olarak birçok uygulama ile karşımıza çıkmaktadır. Klasik kablo teorisi ile pasif ve aktif membran geçirgenliğini açıklamanın mümkün olduğu, ancak bazı çalışmalarda (Cavarretta ve ark., 2019; Hasan ve ark., 2021) kapalı sınır şartı altındaki çözümlerde eksiklikler bulunduğu ortaya konmuştur. Nöronların morfolojik olarak temel seviyeye indirgenebileceği ve somatik gerilime ait yakın dendrit bölümlerinin dinamiğine bağlı olduğu gösterilirken, bu işlemin önemli bir hesaplama kaybı olmaksızın yapılabildiği bildirilmiştir.

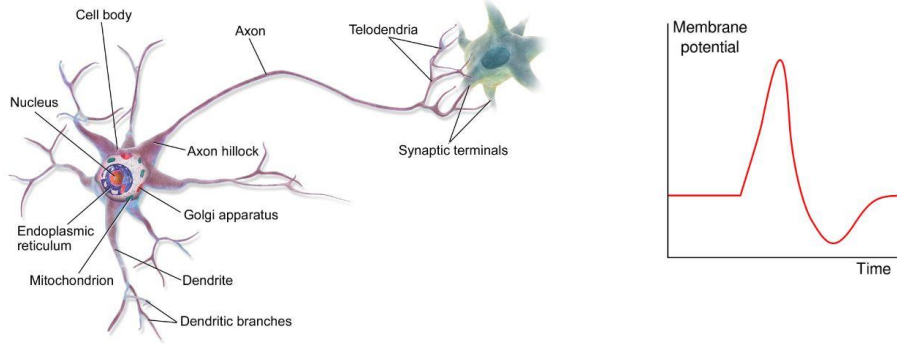
Kendi disiplinimiz açısından R/L, R/C ve RLC devre modellerine hiç te yabancı değiliz. Hatta bu devrelerin lineer eşitliğe sahip örnekleri söz konusu olduğunda, Duhamel prensibini uygulayarak $a_0y^{(N)} + a_1y^{(N-1)} + \dots + a_{N-2}y'' + a_{N-1}y' + a_Ny = f(t)$ formuna sahip eşitlikleri $y(0) = 0, y'(0) = 0, y''(0) = 0, \dots, y^{(N-1)}(0) = 0$ başlangıç koşulları için pratik bir şekilde çözebiliyoruz (Howell, 2020; He, 1999). Ancak bu çözümlere ulaşmak için ideal koşulların sunulduğunu varsayıyoruz. Lineer olmayan eşitlikler için yapılan çalışmalarda (Li ve ark., 2021) araştırmacılar çift doğrusal integrasyon kuralının bazı özelliklerini kullanarak kısmi diferansiyel eşitlikleri adi diferansiyellere dönüştürebilmişlerdir. Mühendislik alanında işimizi kolaylaştıran Laplace dönüşümünün uygulanabilmesi için fonksiyonumuzun sürekli, parçalı sürekli veya atlamalı süreksiz fonksiyon özelliği göstermesi gerekmektedir. Bunun gibi kısıtlamaların önüne geçebilmek için Laplace dönüşümü, homotopi pertürbasyon dönüşüm metodu ile genişletilerek lineer olmayan RLC devrelerinin çözümünde kullanılmıştır (Thunibat ve ark., 2020). Hali hazırda mühendislerin kullandığı metotlara ilaveten, matematikçiler tarafından geliştirilen yeni çözüm yöntemleri de araştırılmıştır. Laplace dönüşümünün geliştirildiği çalışma ile lineer olmayan diferansiyel denklemlerin, Adomian polinomları kullanılarak analitik çözümü gerçekleştirilmiştir (Fatoorehchi ve ark., 2016; Mishra ve ark., 2020).

Günümüzde kullanılan yazılım araçları sayesinde arka planda yer alan çözümlerden habersiz olarak simülasyonlarımızı gerçekleştirebiliyoruz. Ancak kullanılan parametrelerin neleri etkilediğini tam olarak bilmediğimiz durumlar soru işaretlerinin oluşmasına sebep olmaktadır. Büyük çaplı nöral ağların modellenmesi için öncelikle nöronun çalışma prensibine etki eden çözümlerin net bir şekilde ortaya konması gerekmektedir. Bu tür nöral ağların modellenmesinde Nöral Mühendislik İskeleti (NEF) gibi yapılar kullanılırken, temel parametrelerin önemi daha çok artmaktadır. NEF altyapısına lineer olmayan iletkenlik sinapslarını entegre eden bir çalışmada (Stöckel ve ark., 2020), iki bölmeli LIF nöron modelinin tek katmanlı simülasyonlarının, çift katmanlı nöral ağlarla aynı hatta bazı durumlarda daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur.

Bu çalışmada haberleşme yapabilen nöron modelinin çalışma prensibini ortaya koyacağız. Farklı başlangıç koşulları altında nasıl tepki verdiklerini ve bu parametrelerin ideal olmayan başlangıç koşullarında diferansiyel denklemin çözümüne ne tür etkilerinin olduğunu tartışacağız.

2. Materyal ve Metot

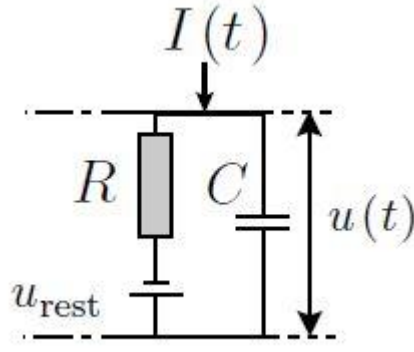
Matematiksel modelin anlaşılabilmesi için haberleşme yapabilen nöronların yapısını incelemeliyiz. Bahsettiğimiz nöron tipi dendritler, soma (nükleusu barındıran işlem birimi) ve aksonlar olmak üzere Şekil 1’de gösterildiği üzere üç kısma ayrılır.



Şekil 1. Nöronun yapısı ve eşik değeri aşıldığında hücre zarı geriliminin grafiği (Neuromatch Academy,2021).

Dendritler giriş aygıtı olarak diğer nöronlardan gelen bilgiyi lineer olmayan işlem basamağı olarak somaya iletir. Bu işlem sonunda gelen sinyal belli bir eşik değerini aşıyorsa çıkış sinyali üretilerek aksona aktarılır. Akson aygıtı diğer nöronlara ilgili çıkış sinyalini iletmek için kullanılır. Nöronlardaki bu mekanizma spesifik bir şekilde kategorize edilmiştir. Uyarılmış halde bulunan bir nörona güçlü bir giriş yapılsa bile, ilk uyarılma anı ve kısa bir süre sonrasında nöronun uyarılması mümkün değildir. Belli bir zaman diliminin geçmesi gerekir ki; bu zaman dilimine refraktör periyodu adı verilir.

Matematiksel olarak modeli oluşturabilmemiz için bazı değişkenleri tanımalıyız. Hücreye uyarıcı bir sinyal ulaşmadığı durumlarda membran gerilimi U_{rest} (dinlenme gerilimi) değerinde sabit kalırken, zarın içi ve çevresi arasındaki gerilim farkı $u(t)$ değeri ile belirtilir. U_{rest} değeri -65 mV civarında bir gerilim değerine sahiptir. Hücreye uygulanan bir giriş, tetiklemeye sebep olması için gerilim farkını pozitif değerlere yükseltmek zorundadır. Modellemesini yaptığımız nöron tipi için tek bir giriş eşik değerinin aşılması için yeterli olmaz. Dolayısıyla belirli zaman aralıklarında gelen 20 ile 50 adet arasındaki girişlerin toplamda oluşturduğu gerilim farkı ile tetikleme oluşabilir. Bu konsept bize LIF modelinin ana fikrini açıklamaktadır. Tüm girişlerin toplam değeri $u_i(t)$, V gerilimini aşarsa nöronun tetiklendiğini görürüz. LIF modeli $u_i(t)$ 'nin değişimini gösteren lineer diferansiyel denklem ve darbe üretimi için aşılması gereken eşik değerden oluşmaktadır. Bu açıklamalar bize Şekil 2’de gösterilen klasik bir RC devresini işaret etmektedir.



Şekil 1. Nörona ait pasif membran modeli

Elektriksel olarak bu devreyi çözerken $I(t)$ akımını $I_R + I_C$ olarak ayırdıktan sonra paralel R/C devresi eşitliği yazarak modelin ana denklemini elde edebiliriz. Denklemdaki τ_m hücre zarının zaman sabitini ifade etmektedir.

$$\tau_m \frac{du}{dt} = -[u(t) - u_{rest}] + RI(t) \quad (1)$$

Özel başlangıç koşulları altındaki çözüme ulaşmadan önce farklı girişler altında devrenin tepkilerini ortaya koymamız gerekmektedir.

3. Bulgular ve Tartışma

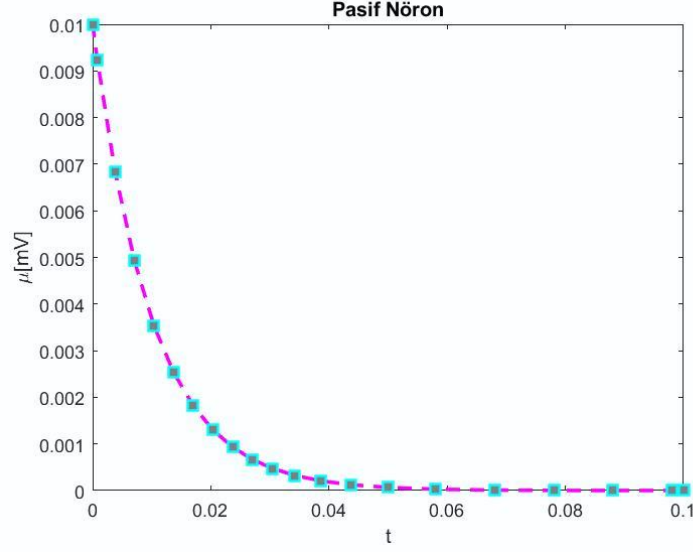
Genel denkleminize göre analiz etmemiz gereken üç ayrı koşul bulunmaktadır. Bunlar hücre zarının sabit bir gerilim ve herhangi bir akım girişi olmadığı, sabit bir akım ile uyarıldığı ve rastgele akım girişi için genel çözüme ulaşılması şeklindeki koşullardır.

3.1 Hücre Zarına Akım Girişi Olmadığında

İlk şart için hücre zarının dinlenme gerilimi üzerinde bir gerilimde ancak akım girişinin olmadığı durumunu değerlendireceğiz. Membrana akım girişi olmadığından dolayı bu aşamada çözümü kolay ve eksponansiyel olarak U_{rest} değerine düşen bir diferansiyel denklem olacaktır. Şekil 2' de pasif zarın davranışı grafiksel olarak sunulmuştur. Çözülmesi gereken denklem mühendisler için R/C paralel devresini ifade eden LIF modelidir.

$$\tau_m \frac{du}{dt} = -[u(t) - u_{rest}] \quad (2)$$

$$u(t) - u_{rest} = \Delta u \cdot \exp\left(-\frac{t - t_0}{\tau_m}\right) \quad t > t_0 \text{ için} \quad (3)$$



Şekil 2. Pasif membranın Matlab ile modellenmiş grafiği

Hücreye bir giriş uygulanmadığında varsayımsal olarak membranın sabit bir gerilim değerinde olduğunu farz ediyoruz ve gerilimin eksponansiyel olarak τ_m zaman sabitine bağlı bir şekilde düştüğünü gözlemliyoruz. Tipik bir nöron için τ_m değeri 10 ms civarında olup düşüş grafiğinin eğimine etki etmektedir.

3.2 Sabit Bir Akım ile Uyarım

LIF modelinde nöronu sabit bir akım ile uyardığımız zaman $t=0$ ile $t=\Delta$ zaman aralığında $I(t)=I_0$ parametrelerini göz önünde tutmamız gerekir. Bu durum için başlangıç koşulunu $u(0) = u_{rest}$ olarak

$0 < t < \Delta$ aralığındaki çözümle ilgileniyoruz. Hücre zarına sabit bir akımla uyarım olduğu için önceki durumdan farklı olarak eşitliğin akım ilgili terimini çözüme dahil ediyoruz. Sabit akım ile uyarımda eğer akım girişi hiç kesilmeseydi bir önceki eşitlikte zar gerilimi $t \rightarrow \infty$ için asimptotik bir gerilim değerine ulaşacaktır. Şekil 1’de gösterilen ve nöron membranını temsil eden devrede, direncin kararlı hal geriliminin RI_0 , zar gerilimi ise $u_{rest} + RI_0$ olduğu görülecektir.

Sabit akım için gerekli diferansiyel eşitlik;

$$\tau_m \frac{du}{dt} = -[u(t) - u_{rest}] + RI(t) \quad (1)$$

İntegrasyon faktörü ile çözüm;

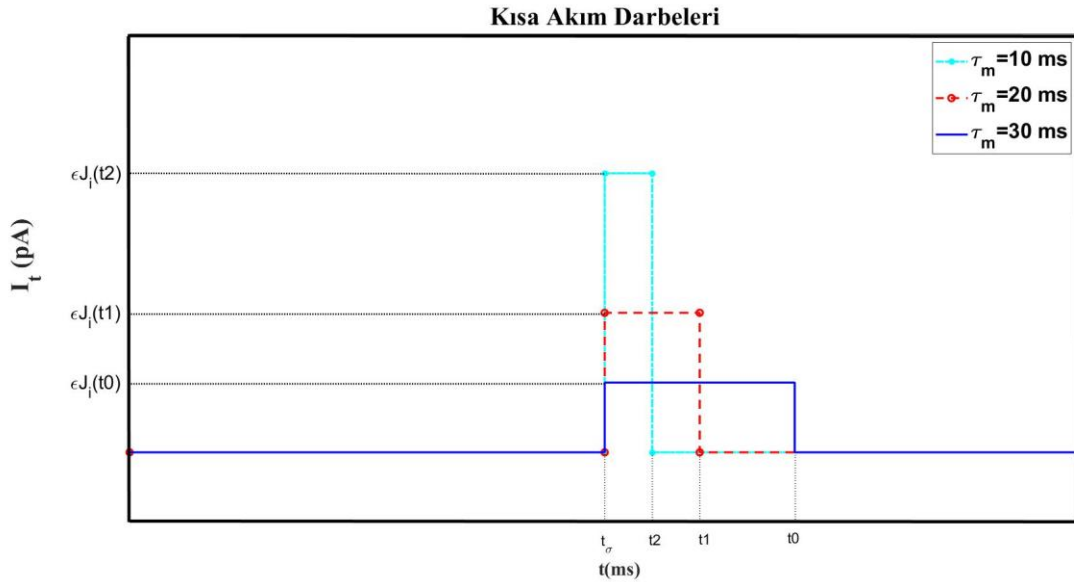
$$u(t)e^{\tau_m t} = \int e^{\tau_m t} \left(\frac{u_{rest} + RI_0}{\tau_m} \right) dt \quad (4)$$

Sabit akım için bulunan sonuç denklemi;

$$u(t) = u_{rest} + RI_0(1 - e^{-\frac{t}{\tau_m}}) \quad (5)$$

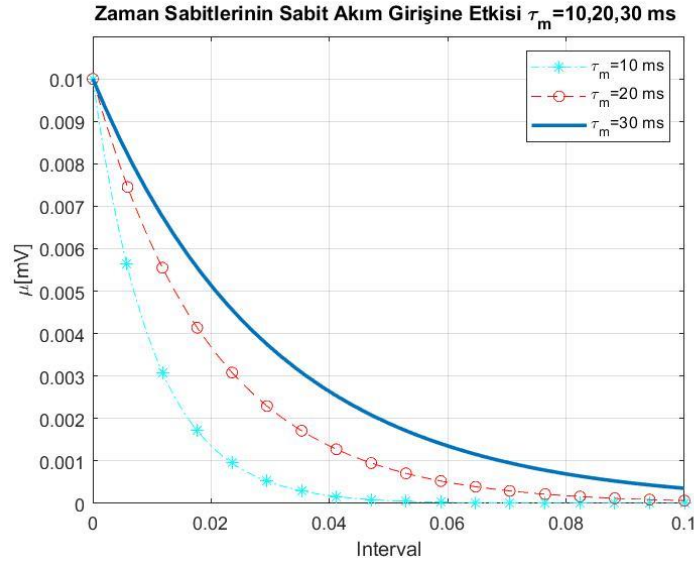
3.3 Kısa Darbeler ile Uyarım

Kısa darbelerin uygulandığı süre aralığında kararlı duruma geçmek mümkün değildir. Darbelerin sonunda zar gerilimi, sabit akımla uyarılan hücre zarında olduğu gibi, $u(t) = u_{rest} + RI_0(1 - e^{-\frac{\Delta}{\tau_m}})$ gerilimine gelecektir. Δ süresinin τ_m 'den çok daha küçük olduğu darbe sürelerinde üstel ifadeyi matematiksel seriler yöntemini kullanarak açmalı ve gerilim sapmasını genliğe ve darbe süresine lineer olarak bağlı hale getirmemiz gerekmektedir (Gerstner ve ark, 2014). Şekil 3'de grafiği gösterildiği üzere, membrana uygulanan akım değerini artırıp, darbe süresini düşürmeye çalışmalıyız. Bunu yapmak bizi aktarılan elektriksel yükün sabit kalacağı sonucuna götürmektedir. Darbe süresinin azaltılmasıyla birlikte aktarılan yükün aynı olması, darbe sonunda gerçekleşecek gerilim sapmasının da sabit kalmasıyla sonuçlanacaktır. Esasen anlattığımız bu işlemi matematiksel olarak modellemek için Dirac-Delta fonksiyonuna ihtiyaç duyarız. Reelde bir nörona çok kısa bir zaman aralığında aşırı büyüklükte akım vermenin mümkün olmadığını belirtmek gerekir. Fakat boşalma süresini kontrol eden zaman sabitinden bile daha küçük aralıkları analiz edilebilmemiz için Dirac fonksiyonunu kullanırız. Kısa akım darbesi ile indüklenen gerilim farkı, zaman sabitinden daha kısa bir süre içinde gerçekleşirse aynı kalır. Bu fikirden yola çıkarak $t=0$ anında zar geriliminin belli bir gerilim değerine ulaşacağını düşünebiliriz.



Şekil 3. Kısa akım darbelerini gösteren grafik

Şekil 3'deki verilen akım değerlerinin membrana uygulanması sonrasında hücre tetiklenmese bile artan gerilim tekrar u_{rest} değerine düşecektir. Bu durumu gösteren simülasyon (Şekil 3'deki akım değerleri kullanılarak) grafiği Şekil 4'de sunulmuştur.



Şekil 4. Kısa akımlara göre zar geriliminin değişimi

Membranın kısa akım darbelerine karşı gerilim değişimini gösteren matematiksel modeli artık oluşturabilir durumdayız. Buna göre $t > \Delta$ anında ilave bir giriş olmadığından dolayı başlangıç gerilimi $u_{rest} + \frac{q}{c}$ değerinden düşecektir. Anlaşılabilir olması için bu bölümdeki diferansiyel çözümleri ayrıntılı gösterilecektir. $t_0 = \Delta$ ve $\Delta u = \frac{q}{c}$ notasyonu ile dönüşüm yapılarak, denklem gerilim düşümünü simüle edebilmemiz için hazır hale gelmiştir.

$$\tau_m \frac{du}{dt} = -[u(t) - u_{rest}] + Rq\delta(t) \quad (6)$$

İntegrasyon faktörü yöntemi kullanılarak;

$$u \cdot \exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) = \int \frac{\exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) u_{rest}}{\tau_m} dt + \int \frac{\exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) Rq\delta(t)}{\tau_m} dt \quad (7)$$

$u(0) = u_{rest} + \frac{Rq}{\tau_m}$ başlangıç koşulu ile

$$u(0)e^{\frac{t}{\tau_m}} = e^{\frac{t}{\tau_m}} u_{rest} + \frac{Rq}{\tau_m} \int e^0 \delta(0) dt + c \quad (8)$$

$$\frac{Rq}{\tau_m} = e^{-\frac{t}{\tau_m}} \left(\frac{Rq}{\tau_m} + c \right) \quad (9)$$

c katsayısını yukardaki eşitlikten bulup yerine yazdığımızda $t > 0$ için kısa akım darbeleri ile membranın matematiksel modeli bulunmuş olur.

$$u(t) - u_{rest} = \frac{Rq}{\tau_m} \exp\left(-\frac{t}{\tau_m}\right) \quad (10)$$

Bu durumu $t \geq t_0$ için analiz ettiğimizde üstel fonksiyonun zaman katsayısında değişiklik olacaktır. Bu koşul karşısında önceki durumdan farklı olarak t_0 anında Dirac fonksiyonu sayesinde ani bir yükseliş olacak ve membranın kapasitif bileşeni doyuma ulaşacaktır.

$$u \cdot \exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) = \int \frac{\exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) u_{rest}}{\tau_m} dt + \int \frac{\exp\left(\frac{t}{\tau_m}\right) Rq \delta(t - t_0)}{\tau_m} dt \quad (11)$$

$$\frac{Rq}{\tau_m} = e^{-\frac{t-t_0}{\tau_m}} \frac{Rq}{\tau_m} + c e^{\frac{t_0}{\tau_m}} \quad (12)$$

$t \geq t_0$ başlangıç koşulunu uyguladığımızda

$$u(t_0) - u_{rest} = \frac{Rq}{\tau_m} \exp\left(-\frac{t - t_0}{\tau_m}\right) \quad (13)$$

Eşitliğini elde ederek, kısa akım darbeleri için gerekli olan çözüme ulaşmış oluruz.

3.4. Zamana Göre Değişen Akım Girişi

Zamana göre rastgele değerler alan bir $I(t)$ akımıyla tetiklenen LIF modelini inceleyeceğiz. Burada model için ateşleme eşik değeri kavramına değinmemiz gerekmektedir. Daha önce bahsettiğimiz LIF modellerinde eşik değeri bulunmadığı için diferansiyel denkleminin yapısını değiştireceğiz. Zar gerilimi eşik değerine her ulaştığında u_{rest} gerilimine resetlenecektir. Yani reset işlemi ateşleme anındaki kısa devre akımını tanımlamaktadır. Bu olay elektriksel olarak değerlendirildiğinde ise kapasitörün boşalması veya eşit büyüklükte negatif yük ile yüklenmesi manasına gelmektedir. Oluşturulan bu matematiksel model, kısa süreli akımların oluşturduğu etkiyi, reset anındaki deşarj akımlarının ve ani kısa darbeleri ayırık akım dizilerinin etkilerini içermiş olacaktır. Ayırık akım dizileri için bahsedilen ifade çözüm eşitliğinde integral fonksiyonu olarak bırakılmıştır. Matematiksel olarak baktığımızda bu ifade bize nümerik yöntemler ile sonuca ulaşmamızı sağlamaktadır. Bu çözümü yaparken denklemin karmaşık hale getiren özel başlangıç değerinin nasıl uygulanması gerektiğini de açıklıyoruz.

$$\tau_m \frac{du}{dt} = -[u(t) - u_{rest}] + RI(t) \quad (1)$$

$$\tau_m \frac{du}{dt} + u(t) = 0 \leftrightarrow u = e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot c \quad (14)$$

$$u'(t) = c'(t)e^{-\frac{t}{\tau}} - \frac{1}{\tau}e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot c(t) \rightarrow \tau \left(c'(t)e^{-\frac{t}{\tau}} - \frac{1}{\tau}e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot c(t) \right) = -c(t)e^{-\frac{t}{\tau}} + u_{rest} + RI(t) \quad (15)$$

Birinci dereceden diferansiyel denklem ile ilgilenmemize rağmen LIF modeline ait özelliklerden faydalanarak iki adet PIV (özel başlangıç koşulu) değerini kullanıyoruz. Bunların ilki t_0 anında akımın sıfır olması, diğeri ise $u(t_0) = u_{rest}$ değeridir. Bu durum başlangıç koşullarının yorumlanması ihtiyacını doğurmaktadır. Çözüm için parametrelerin değişimi yöntemi kullanıldığından, $c(t)$ fonksiyonunun bulunması için akımın sıfır olduğu ilk koşulun uygulanması gerekmektedir.

$$c(t) = c_1 + \frac{1}{\tau} \int_{t_0}^t (U_{rest} + RI(t))e^{\frac{t}{\tau}} dt \quad (16)$$

$c(t)$ fonksiyonu bulduktan sonra asıl denkleminize dönüp integral katsayısı c_1 'i bulabiliriz. $c(t)$ 'yi yerine yazıp $I(t_0)=0$ koşulu ile çözüme devam ederiz. Katsayının ancak başlangıç akımının sıfır olduğu koşulun uygulanması ile bulunabildiğine dikkat çekmeliyiz. Ayrıca membran gerilimi ile kısa süreli ani akım darbelerini tanımlayan bileşenin zaman değişkenlerinin farklı olduğunu tespit etmemiz gerekmektedir.

$$u(t) = e^{-\frac{t}{\tau}} \left(u_0 e^{\frac{t_0}{\tau}} + \frac{1}{\tau} \int_{t_0}^t (U_{rest} + RI(s))e^{\frac{s}{\tau}} ds \right) \quad (17)$$

$$u(t) = e^{-\frac{t}{\tau}} \left(u_0 e^{\frac{t_0}{\tau}} + u_{rest} e^{\frac{t}{\tau}} (1 - e^{-\frac{t_0-t}{\tau}}) + \frac{1}{\tau} \int_{t_0}^t RI(s)e^{\frac{s}{\tau}} ds \right) \rightarrow u(t_0) = u_{rest} \text{ ile} \quad (18)$$

Genel çözüme ulaşılabacaktır.

$$u(t) = u_{rest} + \frac{1}{\tau} \int_{t_0}^t RI(s)e^{-\frac{(t-s)}{\tau}} ds \quad (19)$$

4. Sonuç

LIF modeli nöronal çalışmalar bakımından hayli sadeleştirilmiş bir model olarak konumlanmıştır. Özellikle membrana uygulanan giriş istenilen aralıklarda olduğunda zar gerilimi resetlendiği için, daha önce gerçekleşen tetiklenmeler ile alakalı bilginin aktarılması mümkün değildir. Ancak günümüz yazılım araçları ile yapılan simülasyonlarda ileri seviye nöron modellerinin anlaşılabilmesi açısından LIF modelinin anlaşılması gerekmektedir. Özel başlangıç koşulunun uygulanması ve karmaşık

modellerin analizi için nöronlara has matematiksel özelliklerin anlaşılması elzemdir. Bu çalışma ile gelecekte lineer ve lineer olmayan nöron modellerinde ileri seviye matematiksel dönüşüm yöntemlerini kullanmak için hazırlık yaptık. Ayrıca temel LIF modelinin simülasyonunu farklı zaman sabitleri kullanarak eksponansiyel düşüş grafiklerini oluşturduk. Sonraki çalışmalarımızda Matlab dışında nöronal çalışmalar için özel olarak tasarlanmış Nengo, Brian ve Nest gibi yazılım platformları kullanarak simülasyonlar yapacağız.

Çıkar Çatışması Beyanı

Makalenin yazarı olarak herhangi bir çıkar çatışması bulunmadığımı beyan ederim.

Araştırmacıların Katkı Oranı Beyan Özeti

Makalenin yazarı olarak bu çalışmaya %100 oranında katkı sağladığımı beyan ederim.

Kaynakça

Cavarretta F., Naldi G. Mathematical study of a nonlinear neuron model with active dendrites. *AIMS Mathematics* 2019; 4(3): 831-846.

Coşkun Ö., Kahriman M., Çömlekçi S., Özkorucuklu S. Sinir hücresinin pasif kablo modellemesi ve simülasyonu. *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi* 2012; 27(1): 1-9.

Daliri M., Ferreira PM., Klisnick G., Delai AB. A comparative study between E-neurons mathematical model and circuit model. *IET Circuits, Devices and Systems* 2021; 15(2): 175-182.

Edwards CH., Penney DE., Calvis DT. *Differential equations and boundary value problems: computing and modelling*. 5th ed. BOS: Pearson; 2014.

Fatoorehchi H., Abolghasemi H. Series solution of nonlinear differential equations by a novel extension of the laplace transform method. *International Journal of Computer Mathematics* 2016; 93(8): 1299-1319.

Gerstner W., Kistler WM., Naud R., Paninski L. *Neuronal dynamics: from single neurons to networks and models of cognition*. CB: Cambridge University Press; 2014.

Hasan MM., Holleman J. Hardware model based simulation of spiking neuron using phase plane. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 22-28 Mayıs 2021, sayfa no:1-5, Daegu.

He JH. Variational iteration method- a kind of non-linear analytical technique: some examples. *International Journal of Non-Linear Mechanics* 1999; 34(4): 699-708.

Hodgkin AL., Huxley AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *Journal of Physiology* 1952; 117(4): 500-544.

Howell KB. *Ordinary differential equations an introduction to the fundamentals*. 2nd ed. FL: CRC Press; 2020

<https://academy.neuromatch.io/>

<https://briansimulator.org/>

Li S., McLaughlin DW., Zhou D. Mathematical modeling and analysis of spatial neuron dynamics: dendritic integration and beyond. *Communications on Pure and Applied Mathematics* 2021; <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/cpa.22020>

Mishra HK., Tripathi R. Homotopy perturbation method of delay differential equation using he's polynomial with laplace transform. *The Proceedings of the National Academy of Sciences, India, Section A: Physical Sciences* 2020; 90(2): 289–298.

Stöckel A., Eliasmith C. Passive nonlinear dendritic interactions as a computational resource in spiking neural networks. *Neurons and Cognition* 2021; 33(1): 96-128.

Thunibat RG., Jaradat EK., Khalifeh JM. Solution of non-linear rlc circuit equation using the homotopy perturbation transform method. *Jordan Journal of Physics* 2021; 14(1): 89-100.

Trench WF. *Elementary differential equations with boundary value problems*. CA: Brooks Cole; 2001.