



ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ KONGRESİ

# EEMKON 2019

14-16 KASIM 2019


HARBIYE ASKERİ MÜZE VE KÜLTÜR SİTESİ

- Biyomedikal Mühendisliği  
(İstanbul Tabip Odası İle Birlikte Düzenlenmektedir)
- Elektrik ve Kontrol Mühendisliği
- Elektronik ve Yeni Teknolojiler
- Enerji Politikaları
- İletişim Teknolojileri
- Kent ve Elektrik  
(İstanbul Tabip Odası İle Birlikte Düzenlenmektedir)
- Mühendislik Eğitimi



**BİLDİRİLER KİTABI**

[www.eemkon.org.tr](http://www.eemkon.org.tr)

 /eemkon2019

 /eemkon2019

 /eemkon2019



ELEKTRİK  
MÜHENDİSLERİ  
ODASI



1964  
TMMOB

Elektrik Mühendisleri Odası  
İstanbul Şubesi



İSTANBUL  
TABIP ODASI  
ISTANBUL MEDICAL CHAMBER

# SUNUŞ

14-15-16 Kasım 2019 tarihlerinde İstanbul Harbiye Askeri Müze ve Kültür Sitesi'nde "Elektrik Elektronik Mühendisliği Kongresi 2019 (EEMKON2019)" yapıldı.

Yoğun katılımı ile gerçekleşen Kongre'de;

- Elektrik ve Kontrol Mühendisliği Sempozyumu
- Elektronik ve Yeni Teknolojiler Sempozyumu
- Enerji Politikaları Sempozyumu
- Kent ve Elektrik Sempozyumu
- İletişim Teknolojileri Sempozyumu
- Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu
- Mühendislik Eğitimi Sempozyumu

olmak üzere 7 sempozyum, sektör oturumları ve bilim kurulu değerlendirilmesi sonucu uygun bulunan bildiri oturumları gerçekleştirildi.

Kongre'de; Elektrik – Elektronik Mühendisliği (EEMKON2019) kapsamında, dünyada ve ülkemizde hızla gelişen elektrik, elektronik, kontrol ve biyomedikal mühendisliği alanlarındaki yenilikleri paylaşılmış, irdelenmiş ve geleceğe ilişkin politikalar tartışılmıştır.

Ülkemizden 61, Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti'nden 6 Üniversite olmak üzere toplam 67 Üniversite - 6 Teknokent-Teknopark-Araştırma Merkezi - 13 Dernek – 4 Medya Kuruluşu – 5 Belediye – 24 Sponsor kongremize destek vermiştir.

Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti Elektrik Mühendisleri Odası katkıları sunmuşlar ve bu kongrede önemli oturumlar hazırlamışlardır. Meslek alanlarımızın çok disiplinli olmasından dolayı özellikle sağlıkçı - mühendis ortak çalışmalarının yoğun olduğu Biyomedikal alan ve Kente dair çevre, insan sağlığı, iş güvenliği konularında işbirliği yapmak üzere Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu, Kent ve Elektrik Sempozyumlarında İstanbul Tabip Odası destek sağlamıştır.

Kongre'de paralel oturumlarla yapılan 7 sempozyum yanı sıra; akademisyenler, yüksek lisans öğrencileri, kamu ve özel kuruluş temsilcilerinden oluşan bildiri yazarları tarafından değerlendirilmek üzere kongreye 130 bildiri gönderilmiştir. Bilim kurulu tarafından bildirilerin değerlendirmesi sonucu 94 bildiri uygun bulunmuş ve 24 bildiri oturumları ile sunulmuştur.

Bu yayında, Elektrik Elektronik Mühendisliği Kongresi (EEMKON 2019)'nde sunulan bildiriler yer almaktadır. Kongre bilim kurulu üyelerine ve kongreye bildirimleri ile katılarak destek veren bildiri yazarlarına teşekkür ederiz.

Saygılarımızla.

## **EEMKON2019 Kongresi Düzenleme Kurulu**

EMO Yayın No: SK/2019/714  
ISBN: 978-605-01-1325-9

# Hücre Dışı Sinirsel Kayıtlardan Verimli Bilgi Çıkarımında Kırpma Eşiklerinin Kullanılabilirliğinin Araştırılması

Eda DAĞDEVİR

*Biyomedikal Mühendisliği  
Bölümü  
Erciyes Üniversitesi  
Kayseri, Türkiye  
edakaracaoglan@erciyes.edu.tr*

Mehmet KOCATÜRK

*Biyomedikal Mühendisliği  
Bölümü  
İstanbul Medipol Üniversitesi  
İstanbul, Türkiye  
mkocaturk@medipol.edu.tr*

Murat OKATAN

*Hesaplamalı Bilim ve  
Mühendislik Anabilim Dalı  
Bilişim Enstitüsü  
İstanbul Teknik Üniversitesi  
İstanbul, Türkiye  
okatan@itu.edu.tr*

**ÖZET**—Hücre dışı sinirsel kayıtlarda tekil sinir hücreleri düzeyinde kodlanan bilgiler işaret işleme yöntemleriyle çıkarılabilir. Bu işlemlerin ilk adımlarından biri kaydın aksiyon potansiyellerini içeren bir bant aralığında süzülmesi ve süzölmüş kaydın bir genlik eşiğine tabi tutularak eşiklenmesidir. Son yıllarda “Kırpma Eşikleri (KE)”, “En Yüksek İşaret-Gürültü Oranı (EYİGO)” ve “En Yüksek Olabilirlikli Kestirim (EYOK)” eşikleri adı verilen genlik eşikleri geliştirilmiştir. Bunlardan, EYİGO ve EYOK eşikleri davranışsal ve sinirsel verilerin birlikte kullanılmasıyla hesaplanırken, KE bir istatistiksel anlamlılık değeri kullanılarak sadece sinirsel veriden hesaplanmaktadır. Bu çalışmada uygun anlamlılık değerleri kullanıldığında KE'nin EYİGO ve EYOK eşiklerinin yerine kullanılabilirliği gösterilmektedir. Sonuçlar eşiklerin beyin-makine arayüzlerinde kullanımı açısından önemlidir.

## 1. Giriş

Sinirbilimi araştırmalarında anestezi altında olmayan deneklerden davranış sırasında hücre dışı sinirsel kayıtların alınması 1950'li yılların sonlarından bu yana kullanılmakta olan güçlü bir yöntemdir [1]. Deneğin davranışsal, duysal ve bilişsel durumları hakkında tekil sinir hücreleri düzeyinde kodlanan bilgiler bu kayıtlardan işaret işleme yöntemleriyle çıkarılabilir [2]. Bu işlemlerin ilk adımlarından biri kaydın sinirsel aksiyon potansiyellerini içeren bir bant aralığında süzülmesi ve süzölmüş kaydın bir genlik eşiğine tabi tutularak eşiklenmesidir [3]. Genlik eşiği genellikle süzölmüş kaydın içerdiği çoğunlukla gürültü olarak kabul edilen arka plan etkinliğinin kestirilen standart sapmasının 3 ile 5 katı olarak hesaplanmaktadır [4],[5],[6]. Son yıllarda genlik eşiğinin bilgi çıkarımındaki öneminin farkına daha çok varılmış olup bu eşiğin değerinin en uygun şekilde nasıl hesaplanabileceği konusu etkin bir araştırma konusu haline gelmiştir. Bu kapsamda “Kırpma Eşikleri (KE)” [7],[8], “En Yüksek İşaret-Gürültü Oranı (EYİGO)” [9] ve “En Yüksek Olabilirlikli Kestirim (EYOK)” eşikleri [10],[11] adı verilen eşikler geliştirilmiştir. Bunların arasından EYİGO ve EYOK eşikleri davranışsal ve sinirsel veriler birlikte kullanılarak hesaplanırken KE bir istatistiksel anlamlılık değeri kullanılarak sadece sinirsel veriden hesaplanmaktadır. Bu çalışmada uygun anlamlılık değerleri kullanıldığında KE'nin EYİGO ve EYOK eşiklerinin hesaplanmasında kullanılabilirliği gösterilmektedir. Sonuçlar özellikle beyin-makine arayüzlerinde hücre dışı sinirsel kayıtlardan verimli bir şekilde bilgi çıkarılmasının kolaylaştırılması açısından önemlidir.

## 2. YÖNTEM

### 2.1. Veri

Bu çalışma yürürlükte olan bir proje kapsamında daha önce yayınlanmış sonuçların bir devamı niteliğinde olup kullanılan veriler önceki çalışmalarda açıklanmıştır [10],[11]. Kısaca, önceki bir çalışmada görsel bir uyarana yanıt olarak ödül için sağ veya sol pedala bastırılan iki sıçanın (MTCX38 ve MTCX41) sağ ve sol M1 korteks bölgelerine sekizer hücre dışı elektrot yerleştirilmiş ve bu elektrotlardan davranış sırasında kayıt alınmıştır. Hayvan deneyi yöntemleri Boğaziçi Üniversitesi Kurumsal Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Örneklem sıklığı 40 kHz'dir. Kayıtlar 400 Hz ve 8 kHz arasında 4. dereceden Butterworth süzgeciyle sayısal olarak süzölmüştür. Bir kayıt 81 (MTCX41), diğeri ise 30 denemeden oluşmaktadır. Her deneme deneğin burnu ile bir fotodetektör ışını kesmesi sonucunda başlatılmaktadır. Deneme başladığında görsel bir uyarana doğru yanıtın sağ veya sol pedala basmak olduğu hakkında deneğe bilgi vermektedir. Denek ön sağ veya ön sol patisiyle sağ veya sol pedala basarak yanıt vermektedir. Doğru yanıtlar yaklaşık 0.03 ml su ile ödüllendirilmektedir. Deneğin sağ veya sol pedala basması davranış değişkeni olarak kullanılmıştır. Deneme sayısı  $1 \leq d \leq D$  ile gösterildiğinde deneğin  $d$ 'inci denemede yanıtı  $y[d]$  ile gösterilmektedir.  $d$ 'inci denemede sol pedala basıldıysa  $y[d]=0$ , sağ pedala basıldıysa  $y[d]=1$ 'dir.  $D$  ise  $y[d]$ 'nin boyutudur ve değeri burada MTCX41 için 81, diğeri denek için ise 30'dur. Sinirsel etkinlik verisi olarak süzölmüş kayıta pedala basma anından  $t_1$  s önce başlayıp  $t_2$  s sonra biten zaman aralığında bulunan eşik üstü tepe sayısı kullanılmıştır.  $t_1$ , -990 ms ve 2500 ms arasında,  $t_2$  ise  $-t_1+10$  ms ve 1050 ms arasında 10'ar ms adımlarla değiştirilmiştir. Ayrıntılar ve örnek veri parçalarına ilişkin şekiller [10]'da ve [11]'de mevcuttur. Artı (depolarizasyon) ve eksi (hiperpolarizasyon) yönündeki eşik üstü etkinlik her elektrotta ayrı ayrı incelenmiştir. Her zaman aralığında eşik değeri,  $\theta$ , 0'dan o aralıktaki en uç değere kadar 1  $\mu$ V adımlarla taranmıştır. Böylelikle eşik üstü etkinlik (tepe sayısı) her bir  $\xi = (t_1, t_2, \theta)$  üçlüsü için oluşturulmuştur.  $d$ 'inci denemede etkinlik depolarizasyon yönü için  $s_{\xi}^+[d]$ , hiperpolarizasyon yönü için ise  $s_{\xi}^-[d]$  ile gösterilmektedir. Bunlar için birbirlerinden bağımsız  $\xi$  değerleri kullanılmıştır.

### 2.2. EYİGO eşiklerinin belirlenmesi

EYİGO eşiklerinin hesaplanması daha önceki çalışmalarımızda açıklanmıştır [10],[11]. Kısaca EYİGO eşik değeri literatürde

tanımlandığı şekilde hesaplanmıştır [8]. Denklem (1)  $\xi$ 'nin taranan tüm değerleri için hesaplanmıştır ve en yüksek  $\dot{I}GO_{\xi}$  değerini veren  $\xi$  her elektrot için ayrı ayrı belirlenmiştir. Bu değer bu çalışmada  $\xi_{eyigo}$  simgesiyle gösterilmektedir.

$$\dot{I}GO_{\xi} = \frac{Var(E[Y_{\xi}|X])}{E[Var(Y_{\xi}|X)]} \quad (1)$$

Denklem (1)'de davranış değişkeni  $X$ , sinirsel etkinlik verisi ise  $Y_{\xi}$  ile gösterilmektedir.  $E[\cdot]$ , ortalamayı,  $Var(\cdot)$  varyansı,  $E[Y_{\xi}|X]$  ve  $Var(Y_{\xi}|X)$  etkinliğin davranışa bağlı ortalamasını ve varyansını göstermektedir.

Bu çalışmada  $X$ ,  $y$ 'ye,  $Y_{\xi}$  ise  $s_{\xi}^{+}$ 'ya veya  $s_{\xi}^{-}$ 'ye denk gelmektedir. Buna göre Denklem (1) Denklem (2) olarak yazılabilir.

$$\dot{I}GO_{\xi} = \frac{(\mu_{0,\xi} - \mu_{1,\xi})^2}{\sigma_{0,\xi}^2 + \sigma_{1,\xi}^2} \quad (2)$$

$i=0,1$  olmak üzere, Denklem (2)'de  $\mu_{i,\xi}$  ve  $\sigma_{i,\xi}^2$ ,  $s_{\xi}[d]$ 'nin  $i$  ile temsil edilen pedala basılan denemelerdeki ortalaması ve varyansıdır. Eşik depolarizasyon yönünde hesaplandığında  $s_{\xi}[d] = s_{\xi}^{+}[d]$ , hiperpolarizasyon yönünde hesaplandığında ise  $s_{\xi}[d] = s_{\xi}^{-}[d]$  olarak alınmaktadır.

### 2.3. EYOK Eşiğinin belirlenmesi

Eşiğin en yüksek olabilirlikli değerinin belirlenmesi için davranış değişkeni  $y$ ,  $s_{\xi}$ 'ye bağlı olarak tek değişkenli lojistik regresyon ile modellenmiştir. Modelin parametreleri MATLAB (MathWorks, Inc., ABD) yazılımının glmfit.m işlevi binom dağılımı ile kullanılarak kestirilmiştir. Modelin  $d$  sayılı denemede verdiği çıktı,  $o_{\xi}[d]$ , glmval.m işlevi logit bağlantı işlevi ile kullanılarak hesaplanmıştır. Buna göre davranış verilerinin bileşik olasılığı Denklem (3)'teki şekilde elde edilmiştir. Denklem (3)  $\xi$ 'nin bir işlevi olarak görüldüğünde  $\xi$ 'nin olabilirlik işlevidir. Bu olabilirlik  $\xi$ 'nin taranan tüm değerleri için hesaplanmıştır ve en yüksek olabilirlikli  $\xi$  değeri ( $\xi_{eyok}$ ) her elektrot için ayrı ayrı belirlenmiştir.

$$p(y|s_{\xi}) = \prod_{d=1}^D o_{\xi}[d]^{y[d]} (1 - o_{\xi}[d])^{(1-y[d])} \quad (3)$$

### 2.4. EYİGO ve EYOK eşiklerinden elde edilen Kolmogorov-Smirnov sınaması P değerleri

KE'nin hesaplanmasında eşikler arasında kalan örneklerin dağılımının o eşik değerlerinde kırılan normal dağılıma uyumu Kolmogorov-Smirnov (KS) sınaması ile belirlenmektedir [7],[8],[12]. KS sınamasının kullanım alanlarından biri, bir rastlantısal örneklemin belirli bir olasılık dağılımından geldiği yönündeki sıfır hipotezlerini sınamaktır [13]. KE'nin hesaplanması sırasında kullanılan KS sınamasında  $P=\alpha$  anlamlılık değeri olarak  $\alpha=0.05$  kullanılmaktadır. Bu  $\alpha$  değeri eşik altı verinin dağılımının kırık normal dağılım olarak tanımlanan gürültü dağılımına ne kadar uygun olduğunu belirlemektedir. KE'nin değeri bu  $\alpha$  değerine bağlı olarak değiştirilebileceğinden dolayı KE'nin EYİGO ve EYOK eşiklerine denk gelmesini sağlayacak  $\alpha$  değerleri belirlenebilir. Bu işlem yapıldığında ise sadece belirlenen bu  $\alpha$  değeri ve sinirsel veri kullanılarak normalde sinirsel ve davranışsal verinin birlikte kullanılması ile hesaplanabilen EYİGO ve EYOK eşikleri KE eşikleri olarak hesaplanabilir.

EYİGO ve EYOK eşikleri depolarizasyon ve hiperpolarizasyon yönünde ayrı ayrı hesaplanmaktadır [9],[10],[11]. KE ise her iki yönde eşzamanlı olarak hesaplanmaktadır [7],[8],[12]. Dolayısıyla EYİGO ve EYOK eşiklerinin KE kullanılarak hesaplanabilmesi için KE'nin de depolarizasyon veya hiperpolarizasyon yönlerinde ayrı ayrı olmak üzere tek taraflı hesaplanabilmesi gerekmektedir. Bu hesaplamayı yapabilmek için depolarizasyon yönlü KE hesaplanırken hiperpolarizasyon yönlü KE 0 değerinde sabit tutulmuştur. Benzer şekilde, hiperpolarizasyon yönlü KE hesaplanırken de depolarizasyon yönlü KE 0 değerinde sabit tutulmuştur. Bu durumda, KE'nin EYİGO ve EYOK eşiklerine denk gelmesini sağlayacak  $\alpha$  değerleri, EYİGO ve EYOK eşikleri ve 0 arasında kalan verilerin dağılımına en yüksek olabilirlikle uydukları kırık normal dağılımın uygunluğunun KS sınaması ile sınanması sonucunda elde edilen  $P$  değeridir.

Buna göre, EYİGO ve EYOK eşikleri bölüm 2.2 ve 2.3'te açıklanan şekilde her elektrot ve polarizasyon yönü için ayrı ayrı elde edildikten sonra, belirlenen bu eşik değerleri ve 0 arasında kalan örneklerin dağılımına kırık normal olasılık dağılımı en yüksek olabilirlikle uydurulmuştur. Uydurulan dağılımın veriye uygunluğu KS sınaması ile sınanmıştır ve elde edilen  $P$  değerleri EYİGO ve EYOK eşiklerini kırık eşiklerinden hesaplamakta kullanılacak olan  $\alpha$  anlamlılık değeri olarak kaydedilmiştir.

Bu eşiklerin hesaplanmasında kullanılan sinirsel veriler rastlantısal olduğundan dolayı, hesaplanan  $\alpha$  değerleri de rastlantısaldir. Analizi tek bir örneklemden hesaplanan rastlantısal bir değer üzerine inşa etmek yerine  $\alpha$ 'nın bootstrap dağılımının ortalama veya ortanca değeri üzerine inşa etmek daha tekrarlanabilir sonuçlar verecektir. Bu nedenle  $\alpha$ 'nın bootstrap dağılımı  $10^4$  farklı bootstrap örneklemleri kullanılarak hesaplanmıştır. Bootstrap yönteminin esasları aşağıda kısaca açıklanmaktadır [14]. Elde edilen bootstrap dağılımının ortalama ve ortanca değerleri kullanılmıştır.

Eldeki sinirsel etkinlik ve davranış verileri, tek bir deneyden elde edildiği için, bir popülasyondan (istatistiksel anakütle) elde edilmiş tek bir örneklemdir. İstatistiksel anakütle, eldeki deneyin sonsuz kere tekrar edildiği zaman oluşturacağı veri kümesidir. Sinirsel etkinlik ve davranış verileri rastlantısal olduğundan dolayı her deneyde elde edilen veriler birbirinden farklı olacaktır. Dolayısıyla, bu bölümde hesaplanan  $\alpha$  değerleri gibi, veriden hesaplanan her değer aslında rastlantısal bir değişkendir.  $\alpha$  değerlerinin hesaplanmasındaki amaç ise EYİGO ve EYOK eşikleri ile tek taraflı KE arasında bir bağıntı kurmaktır. Bu bağıntı  $\alpha$ 'ların tek bir örneklemden kestirilen değerlerine dayalı olarak tanımlanırsa, tekrar edilebilirliği düşük olabilir. Bunun yerine, eğer mümkün olsaydı, deneyi birçok kez tekrar edip  $\alpha$ 'ları birçok kez kestirmek ve bağıntıyı elde edilen  $\alpha$ 'ların ortalama veya ortanca değerine dayalı olarak tanımlamak, daha tekrar edilebilir bir sonuç verirdi. Deneyi birçok kez tekrar etmek mümkün olmadığından dolayı, bootstrap yönteminde, eldeki veri, istatistiksel anakütlenin bir modeli olarak kullanılmaktadır. Buna göre, eldeki veri, 'yerine koyarak örnekleme' yoluyla yeni örneklemler üretmek için kullanılmaktadır. Bu işlem aşağıda ayrıntılı olarak açıklanmaktadır.

Örneğin 1 numaralı elektrotta depolarizasyon yönünde hesaplanan EYİGO eşigi EYİGO\_1+ eşigi olarak ifade edilsin ve bu eşik  $t_1^+$  ve  $t_2^+$  değerleri ile belirlenen zaman aralığında bulunmuş olsun.  $d$  sayılı denemede bu zaman aralığındaki sinirsel etkinlik kaydı  $k(d)$  ile gösterilsin. Aynı denemede basılan levyenin türü de  $L(d)$  ile gösterilsin.

Bu durumda EYİGO<sub>1+</sub> eşiği  $d=1:D$  için  $(k(d), L(d))$  verilerinden elde edilmiş olmaktadır. EYİGO<sub>1+</sub> için hesaplanan  $\alpha$  değeri bu verilerden hesaplanmaktadır. Burada  $d=1:D$  için  $(k(d), L(d))$  verileri, örnekleme oluşturmaktadır. Bu örneklemin kaynağı olan istatistiksel anakütleden bir örneklem daha alınması, bootstrap yönteminde  $d=1:D$  için  $(k(d), L(d))$  verilerinden 'yerine koyarak örnekleme' yoluyla yapılmaktadır. Algoritma olarak ifade etmek gerekirse, 1 ve  $D$  arasında  $D$  adet tam sayı eşit olasılıkla rastgele olarak üretilmektedir. Bunlar  $r_1, r_2, \dots, r_D$  sayıları ile gösterilsin. Bu durumda  $d=1:D$  için  $(k(r_d), L(r_d))$  verileri bir bootstrap örnekleme oluşturmaktadır. Diğer bir deyişle, bootstrap örnekleme, herhangi bir deneme rastgele seçilerek o denemedeki  $k(d)$  ve  $L(d)$  verilerinin alınması ve bu işlemin  $D$  defa tekrarlanması ile oluşturulmaktadır. Bu bootstrap örnekleminde yeni bir EYİGO<sub>1+</sub> eşiği ve bu eşiğin  $\alpha$  değeri hesaplanmaktadır.  $B$  adet bootstrap örnekleminde  $B$  adet  $\alpha$  değeri hesaplandığında, hesaplanan bu  $\alpha$  değerleri,  $\alpha$ 'nın bootstrap dağılımını oluşturmaktadır. Bu dağılımın ortalama veya ortanca değeri, istatistiksel anakütleden elde edilecek olan  $\alpha$  değerine daha yakın bir değerdir. Dolayısıyla EYİGO ve tek taraflı KE arasında bu değere dayalı olarak oluşturulacak bir bağıntı daha tekrarlanabilir bir bağıntı olacaktır.

Sonuç olarak, bu bölümde hesaplanan  $\alpha$  değerleri  $B=10^4$  adet bootstrap örnekleminde hesaplanmıştır. Bölüm 3.1'de EYİGO, EYOK ve tek taraflı KE arasındaki bağıntı,  $\alpha$  değerlerinin bootstrap dağılımlarının ortalama ve ortanca değerlerine dayalı olarak tanımlanmaktadır.

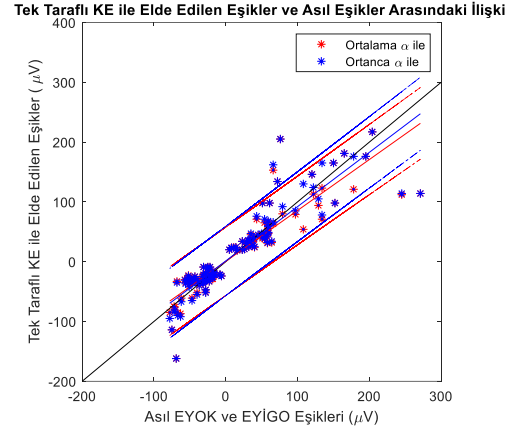
### 3. SONUÇLAR

#### 3.1. Elde edilen $\alpha$ değerleri ile tek taraflı KE'nin hesaplanması ve EYİGO ve EYOK eşikleri ile kıyaslanması

Bölüm 2.4'te açıklandığı üzere KE'nin hesaplanmasında eşikler arasında kalan örneklerin dağılımının o eşik değerlerinde kırılan normal dağılıma uyumu KS sınaması ile belirlenmektedir [7],[8],[12]. KS sınamasında  $P=\alpha$  anlamlılık değeri olarak elde edilen  $\alpha$  değerleri kullanıldığında elde edilen tek yönlü KE değerleri EYİGO ve EYOK eşik değerlerine karşı çizdirildiğinde Şekil 1 elde edilmektedir. Şekil 1'de EYİGO ve EYOK eşikleri tek bir grup olarak ele alınmıştır. Zira mevcut veride EYİGO ve EYOK eşiklerinin istatistiksel olarak birbirlerinden farklı olduğu önceki çalışmalarımızda gösterilmiştir [11]. Şekil 1'de, siyah çizgi birim eğimi göstermektedir. Ortalama  $\alpha$  ile elde edilen eşikler için hesaplanan doğrusal regresyon modeli ve %95'lik tahmin aralığı kırmızı renkle gösterilmiştir. Ortanca  $\alpha$  ile elde edilen eşikler için hesaplanan doğrusal regresyon modeli ve %95'lik tahmin aralığı mavi renkle gösterilmiştir. Bu modellerin katsayılarının kestirilen değerleri ve %95'lik bootstrap güven aralıkları Çizelge 1'de gösterilmektedir. Eğer KE ile elde edilen eşik değerleri gerçek EYİGO ve EYOK eşik değerleri ile özdeş olsaydı bu eşikler arasındaki bağıntı eğimi 1 olan ve dikey eksen 0 noktasında kesen bir doğru ile temsil edilirdi.

Çizelge 1. Ortalama ve ortanca  $\alpha$  ile elde edilen eşikler için hesaplanan doğrusal regresyon modellerinin katsayılarının kestirilen değerleri ve %95'lik bootstrap güven aralıkları

Model	Eğim	Güven aralığı	Kesme noktası ( $\mu V$ )	Güven aralığı ( $\mu V$ )
Ortalama $\alpha$ ile	0.85	[0.72, 1.01]	0.49	[-3.6, 4.6]
Ortanca $\alpha$ ile	0.91	[0.77, 1.08]	1.23	[-2.9, 5.4]



Şekil 1. Tek taraflı KE ile elde edilen eşik değerleri ile gerçek EYOK ve EYİGO eşik değerleri arasındaki bağıntı

Çizelge 1'de, eğimin %95'lik bootstrap güven aralığının 1'i kapsadığı, dikey eksenle kesişim noktasının %95'lik bootstrap güven aralığının ise 0'ı kapsadığı görülmektedir. Bu analizde  $10^5$  bootstrap örnekleme kullanılmıştır. Ortanca ve ortalama  $\alpha$  ile elde edilen eğimlerin arasındaki farkın %95'lik bootstrap güven aralığı [-0.16, 0.27] olarak bulunmuştur. Buna göre ortanca ve ortalama  $\alpha$  ile elde edilen eğimlerin arasındaki fark anlamlı değildir.

Elde edilen tek taraflı KE ve eşitlenmeye çalışılan EYİGO ve EYOK eşikleri işaret sınıması ile karşılaştırıldığında tek taraflı KE ile elde edilen EYİGO değerleri ile gerçek EYİGO değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $P \geq 0.6$ ). Aynı durumun EYOK değerleri için de geçerli olduğu bulunmuştur ( $P \geq 0.3$ ).

Tek taraflı KE ile elde edilen EYİGO değerleri ile gerçek EYİGO değerleri arasındaki fark  $f_{eyigo}$  ile, tek taraflı KE ile elde edilen EYOK değerleri ile gerçek EYOK değerleri arasındaki fark ise  $f_{eyok}$  ile gösterildiğinde,  $f_{eyigo}$  ve  $f_{eyok}$  arasında işaret sınımasına ve KS sınamasına göre bir fark bulunmamıştır ( $P \geq 0.7$ ). Ayrıca ortalama ve ortanca  $\alpha$  değerleri kullanılarak tek taraflı kırılma eşikleri ile hesaplanan EYİGO ( $P \geq 0.99$ ) ve EYOK ( $P \geq 0.06$ ) eşikleri arasında da işaret sınımasına ve KS sınamasına göre bir fark bulunmamıştır.

Bu sonuçlar EYİGO ve EYOK eşiklerinin uygun  $\alpha$  değerleri kullanılarak tek taraflı KE olarak doğru bir şekilde hesaplandığını, EYİGO ve EYOK eşiklerinin benzer doğrulukla hesaplandığını ve bu hesaplamada ortalama ve ortanca  $\alpha$  değerlerinin benzer sonuçlar verdiğini göstermektedir.

### 4. VARGILAR

Bu çalışmada EYİGO ve EYOK eşiklerinin KE kullanılarak hesaplanabildiği gösterilmiştir. Bu hesaplamaların yapılabilmesi için EYİGO ve EYOK eşiklerini verecek olan uygun  $\alpha$  değerleri elde edilmiştir. Gerçek BMA uygulamalarında bu  $\alpha$  değerleri bir kalibrasyon evresinde hesaplandıktan sonra sinirsel veride gerçekleştirilecek değişen gürültü koşullarına rağmen geçerliliklerini koruyabilir. Gelecek çalışmalarda sinirsel gürültü koşulları benzetim ortamında gerçekleştirilerek bu hipotezin doğruluğu sınanacaktır.

### BİLGİLENDİRME

Bu çalışma, 217E122 sayılı TÜBİTAK Projesi ile desteklenmiştir (yürütücü: M.O.). Bu araştırmada yer alan nümerik hesaplamaların bir kısmı TÜBİTAK ULAKBİM,

Yüksek Başarım ve Grid Hesaplama Merkezi'nde (TRUBA kaynaklarında) gerçekleştirilmiştir.

#### KAYNAKLAR

- [1] D. H. Hubel, "Tungsten microelectrode for recording from single units", *Science (80- )*, c. 125, sayı 3247, ss. 549–550, 1957.
- [2] M. E. J. Obien, K. Deligkaris, T. Bullmann, D. J. Bakkum, ve U. Frey, "Revealing neuronal function through microelectrode array recordings", *Front. Neurosci.*, c. 8, s. 423, 2015.
- [3] M. S. Lewicki, "A review of methods for spike sorting: the detection and classification of neural action potentials", *Netw. Comput. Neural Syst.*, c. 9, sayı 4, ss. R53–R78, 1998.
- [4] R. Q. Quiroga, Z. Nadasdy, ve Y. Ben-Shaul, "Unsupervised spike detection and sorting with wavelets and superparamagnetic clustering", *Neural Comput.*, c. 16, sayı 8, ss. 1661–1687, 2004.
- [5] C. Vargas-Irwin ve J. P. Donoghue, "Automated spike sorting using density grid contour clustering and subtractive waveform decomposition", *J. Neurosci. Methods*, c. 164, sayı 1, ss. 1–18, 2007.
- [6] S. Todorova, P. Sadtler, A. Batista, S. Chase, ve V. Ventura, "To sort or not to sort: the impact of spike-sorting on neural decoding performance", *J. Neural Eng.*, c. 11, sayı 5, s. 56005, 2014.
- [7] M. Okatan ve M. Kocatürk, "Hücre Dışı Kayıtlarda Aksiyon Potansiyellerinin 'Kırpma Eşikleri' Kullanılarak Belirlenmesi Action Potential Detection in Extracellular Recordings Using 'Truncation Thresholds'", *Vogue*, c. 15, sayı 18, 2015.
- [8] M. Okatan ve M. Kocatürk, "Truncation thresholds: A pair of spike detection thresholds computed using truncated probability distributions", *Turkish J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, c. 25, sayı 2, ss. 1436–1447, 2017.
- [9] E. R. Oby vd., "Extracellular voltage threshold settings can be tuned for optimal encoding of movement and stimulus parameters", *J. Neural Eng.*, c. 13, sayı 3, 2016.
- [10] E. Dağdevir, M. Kocatürk, ve M. Okatan, "Likelihood-Based Amplitude Thresholding in Extracellular Neural Recordings", içinde *2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 2019, ss. 1–4.
- [11] E. Dağdevir, M. Kocatürk, ve M. Okatan, "Comparing Different Amplitude Thresholds in Extracellular Neural Recordings", içinde *2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 2019, ss. 1–4.
- [12] M. Okatan, "Truncation thresholds: a new method for separating signal and noise and its application in biomedical signal processing", içinde *EEMKON2015*, 2016, ss. 70–80.
- [13] M. H. DeGroot ve M. J. Schervish, *Probability and Statistics (4th Edition)*. Addison-Wesley, 2010.
- [14] B. Efron ve R. J. Tibshirani, *An introduction to the bootstrap*. CRC press, 1994.