



JITTER ÖLÇÜMÜNDE ÖNEMLİ BİR GÖSTERGE: ARDIŞIK BLOKLAR

N. Tuğrul ARTUĞ^{1*}, Sezin Alpaydın BASLO², M. Barış BASLO³

¹ İstanbul Arel Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye

² Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Bakırköy Prof. Dr. Mazhar Osman Ruh Sağlığı ve Sinir Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, Türkiye

³ İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, İstanbul, Türkiye

Anahtar Kelimeler

*Elektromiyografi,
Jitter,
Ardışık Bloklar,
Biyomedikal İşaret İşleme.*

Öz

Nöromusküler hastalıklar sinirden kasa iletimi etkilerler. Eğer bir sinir uyarı eşik değerinden daha yüksek bir uyarı ile uyarılırsa aksiyon potansiyeli üretilir. Sinirden kasa doğru aksiyon potansiyelinin iletimi 0.5 ile 1 ms arasında bir zaman almaktadır. Bu zaman uyarıdan uyarıya değişmektedir ve bu değişimi "Jitter" adı verilir. Ardışık sinir uyarımına karşılık üretilen yanıt uyarı ile birlikte tek lif EMG elektrodu ile kaydedilir. Bazı ülkelerdeki kısıtlamalardan dolayı tek kullanımlık konsantrik elektrot da jitter ölçümü için kullanılmaktadır. Zaman zaman kayıtlarda sinir uyarımına karşılık yanıt alınmaz ve bloklar gözlemlenir. Ardışık uyarıya karşılık hasta kayıtlarında blokları görmek mümkündür. Bu çalışmada 13 katılımcıdan konsantrik iğne elektrodu kullanarak her oturumda 100 sinyal kaydedilmiştir ve geliştirilen yazılım ile bu kayıtlar analiz edilmiştir. Bu yazılımla, jitter değeri ve blok sayısı hesaplanabilirken, ardışık bloklar da gösterilebilmektedir. Sağlıklı bireylerde hiç blok görülmemiştir fakat miyasteni gravis hastalarında yüksek miktarda blok ve ardışık blok grubu görülmüştür. Blok sayısındaki artma ve ardışık blok gruplarındaki artışın hastalığın ciddiyeti konusunda bir gösterge olacağı öngörülmüştür.

AN IMPORTANT INDICATOR IN JITTER MEASUREMENT: CONSECUTIVE BLOCKS

Keywords

*Electromyography,
Jitter,
Consecutive Blocks,
Biomedical Signal Processing.*

Abstract

Neuromuscular diseases affect the transmission from nerve to muscle. If the nerve is stimulated above the threshold, action potential is produced. The transmission of action potential from nerve to muscle takes about 0.5 to 1 ms. This time varies from stimulus to stimulus. This variability is called as "Jitter". The stimulus and response to the consecutive nerve stimuli are recorded with single fiber EMG electrode. Because of restrictions in some countries, disposable concentric needle electrode is also used for jitter measurement recently. Sometimes the response to nerve stimulus is not observed and blocks are presented in recordings. It is possible to see them in patient recordings against consecutive stimuli. In this study, 100 signals are recorded in each session from different sites of 13 participants by using concentric needle electrode and they are analyzed with the developed software. Jitter value can be calculated and number of blocks with consecutiveness of impulse blockings can be demonstrated. No blocks were observed in healthy individuals but high number of blocks and consecutive block groups were observed in myasthenia gravis patients. The increase in number of blocks and excess of consecutive block groups are foreseen as an indicator about the severity of disease.

Alıntı / Cite

Artuğ, N. T., Alpaydın Baslo, S., Baslo, M. B., (2021). Jitter Ölçümünde Önemli Bir Gösterge: Ardışık Bloklar, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 9(1), 88-98.

* İlgili yazar / Corresponding author: tugrulartug@arel.edu.tr, +90-850-850-2735

Yazar Kimliği / Author ID (ORCID Number)	Makale Süreci / Article Process	
N. T. Artuğ, 0000-0002-9259-2458	Başvuru Tarihi / Submission Date	15.01.2020
S. A. Baslo, 0000-0002-4096-3552	Revizyon Tarihi / Revision Date	07.01.2021
M. B. Baslo, 0000-0003-1551-0559	Kabul Tarihi / Accepted Date	22.01.2021
	Yayın Tarihi / Published Date	30.03.2021

1. Giriş (Introduction)

Sinir dalları kas liflerine bağlanmışlardır. Her kas lifi bir motor sinir tarafından inerve edilebilir (Daube ve Rubin, 2009). Eğer bir sinir eşik değerinin üzerinde uyarılırsa aksiyon potansiyeli oluşur. Sinirden kasa aksiyon potansiyelinin iletimi 0.5 ile 1ms arasında zaman almaktadır. Nöromusküler hastalıklar bu iletimi etkiler, dolayısıyla bu zaman uyarıdan uyarıya değişmektedir. Bu değişimiye "Jitter" adı verilir ve mikro saniye ile ifade edilir (Sanders ve Stålberg, 1996).

Ardışık sinir uyarımına karşılık yanıt ve uyarımın kendisi tek lif EMG (TLEMG) elektrodu ile kaydedilir. Bu elektrot gelişmiş bir elektrot türüdür. Bu elektrot ve onun ölçüm teknikleri Stålberg ve Ekstedt tarafından geliştirilmiştir (Stålberg ve Trontelj, 1994; Ekstedt, 1964). Bu elektrodun alma bölgesi çok küçük olduğundan sadece birkaç kas lifinden aksiyon potansiyeli kaydedebilir. TLEMG elektrodu pahalı bir elektrottur ama tekrar tekrar kullanılabilir. Elektrodun dezenfekte etme işlemi elektrodun ömrünü azaltmaktadır. Ayrıca tekrar kullanılmasından ötürü bazı ülkelerde bu elektrodun kullanımı yasaktır (Sarrigiannis vd., 2006; Benatar vd., 2006). Bu sebeplerden ötürü tek kullanımlık konsantrik iğne elektrotları (CNE) da jitter ölçümü için son zamanlarda kullanılmaya başlamıştır (Ertaş vd., 2000).

Jitter ölçülürken kas istemli olarak kasılır ve iki tek lif aksiyon potansiyeline ihtiyaç vardır. Yüksek genliğe sahip olan pik tetik olarak belirlenir. Eğer iki pik de aynı motor üniteye ait ise ikinci pik benzer konumlarda ileriye veya geriye hareket etmektedir (Sanders ve Stålberg, 1996). Aynı motor üniteye ait pik çifti bulunmadıkça sinyal kaydı alınmaz. Bir diğer jitter ölçme yönteminde ise elektriksel uyarım yapılır ve uyarı ile yanıt arasındaki süre ölçülür (Sanders ve Stålberg, 1996). İdealde analiz yapabilmek için bir oturumda 100 sinyal kaydı alınmaktadır (Kouyoumdjian ve Stålberg, 2008).

Jitter değeri mikro saniye ile ifade edilir. Jitter'in hesaplanması için ilk önce her sinyal için iki pikin konumları arasındaki mesafe farkı hesaplanır. Daha sonra kayıt sırasına göre bu fark değerlerinin ardışık farkları hesaplanır. Son olarak bu değerlerin ortalaması bulunur. Bu değer ortalama ardışık fark olarak adlandırılır (mean consecutive difference - MCD) (Sanders ve Stålberg, 1996). Jitter değeri sağlıklı bir birey için extensor digitorum communis (EDC) kasında 50µs'nin altındadır (Stålberg ve Trontelj, 1979).

Kayıt sırasında zaman zaman sinirsel uyarıya karşılık yanıt gözlenmez. Bunun sebebi motor son plağı etkileyen hastalıklardır ve bu durum blok olarak adlandırılır. Bloklar sağlıklı bir bireyde gözlenmezden, nöromusküler hastalıklardan muzdarip bireylerin kayıtlarında ardışık uyarıya karşılık görülebilmektedir (Sanders ve Stålberg, 1996).

Makalenin ikinci bölümünde literatür taraması bulunmaktadır. Üçüncü bölüm kullanılan yöntem ve materyali içerirken, dördüncü bölüm çalışmanın sonuçlarını barındırmaktadır. Çalışma beşinci bölüm olan sonuç ve tartışma ile son bulmaktadır.

Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Bakırköy Prof. Dr. Mazhar Osman Ruh Sağlığı ve Sinir Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi etik kurul komitesi tarafından onaylanmıştır (2019/348).

2. Kaynak Araştırması (Literature Survey)

Nöromusküler iletim ileri derecede bozulduğunda, sinir impulsları kas aksiyon potansiyelleri ortaya çıkarmada başarısız olurlar ve TLEMG iğnesi ile kayıt alındığında kesik kesik impuls bloklanması görülür. Artan jitter ve sık bloklanmalar motor nöron rahatsızlığı olan hastalarda birçok çalışmada görülür (Sanders ve Howard, 1986).

Sanders ve Stålberg'in 1996 yılındaki TLEMG adına yapmış oldukları kapsamlı çalışmada (Sanders ve Stålberg, 1996) TLEMG yönteminin detaylarını ve önemini göstermişlerdir. Miyasteni gravis (MG) hastası olan 788 kişilik bir grubun extensor digitorum communis kasından yaptıkları TLEMG kayıtlarında ocular MG için ortalama 41 µs jitter ve %5 blok oranı, genelleştirilmiş MG için ise ortalama 88 µs jitter %28 blok oranı rapor etmişlerdir.

Valls-Canals ve diğerleri 2003 yılında 20 ocular MG hastası ile 46 sağlıklı bireyin frontalis ve orbicularis oculi (OO) kaslarından elektriksel uyarım ile TLEMG elektrodu kullanarak kayıt almışlardır (Valls-Canals vd., 2003). Her

oturumda 100 sinyal kaydetmişlerdir. Sağlıklılarda frontalis kasında jitter değerini MCD olarak $14,7 \pm 2,8$ μ s olarak bulmuşlardır. Aynı değer OO kasında $12,56 \pm 2,19$ μ s olarak hesaplanmıştır. MG hastaları için frontalis kasında jitter değeri $43,85 \pm 25,18$ μ s, OO kasında ise $69,85 \pm 29,55$ μ s'dir. Sağlıklı bireylere ait kayıtlarda bloklanma görülmemiştir. MG hastalarının blok sayısını yüzde olarak vermişlerdir. Alınan hasta kayıtlarında frontalis kası için sinyallerin $\%2,18 \pm 3,02$ 'sinde, OO kasında ise $\%4,91 \pm 4,52$ blok görülmüştür.

2011'de Kouyoumdjian ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmanın amacı extensor digitorum (ED) ve frontalis kaslarında konsantrik iğne kullanarak Jitter parametreleri çalışmaktır (Kouyoumdjian vd., 2011). Veri setlerinde 20'er adet miyasteni gravis hastası ve sağlıklı birey bulunmaktadır. Verileri analize kabul ederken bazı kriterler uygulanmışlardır. Bunlar sinyalin hızlı bir yükselme zamanı olması, çentiği veya omuzu olmaması, ardışık deşarjlarda süperempoze edildiğinde paralel yükselme zamanları olmasıdır. Ayrıca pikler birbirinden 150μ s'den daha büyük bir zamanla ayrılmalı, piklerin şekli iyi tanımlanabilir olmalıdır. Jitter değerini frontalis kasında sağlıklı kontroller için $16,05 \pm 2,73$ μ s olarak hesaplamışlardır. Sağlıklı bireylerin sadece frontalis kasından ölçüm yapmışlardır. Aynı değer MG hastaları için frontalistede $63,3 \pm 32,1$ μ s olarak, ED kasında ise $61,5 \pm 50,8$ μ s olarak bulunmuştur. Sağlıklı bireylerde bloğa rastlanmamıştır. Frontalis kası için ocular MG grubunda $\%23,3$, ED kası için ise $\%21,6$ blok hesaplanmıştır. Genelleştirilmiş MG'de ise bu değerler sırasıyla $\%38,3$ ve $\%31$ olarak bulunmuştur. Elektriksel uyartımda yüksek toplam riski olduğunu çünkü birçok aksonun sıkça uyarıldığını belirtmişlerdir. Konsantrik iğne ile jitter analizi yapılacaksa istemli kası tavsiye etmişler ve geniş uzuv kaslarından uyartım çalışmaları için kaçınılması gerektiğini söylemişlerdir.

Stålberg ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmanın amacı konsantrik iğne ile yapılan istemli kası veya elektriksel uyartım tekniklerini göstermek ve karşılaşılabilecek tuzakları tanımlamaktır (Stålberg vd., 2017). Konsantrik iğne elektrodu ile yapılan kayıtlarda sinyallerin kabulü için uyulması gereken kriterleri şöyle sıralamışlardır: sinyalin çentiği veya omuzu olmamalı, sinyaldeki pik hızlı yükselmeli ve ardışık deşarjlarda sinyal formunu korumalıdır. Kesik kesik bloklanma olmasının jitter'ı arttırdığını söylemişlerdir. Bunun önüne geçmek için ise sinyallerin iki piki arasındaki ardışık zaman farklarının küçükten büyüğe dizilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Jitter değeri bu dizilmiş veriden hesaplanır ve buna ortalama dizilmiş fark (MSD) adı verilir.

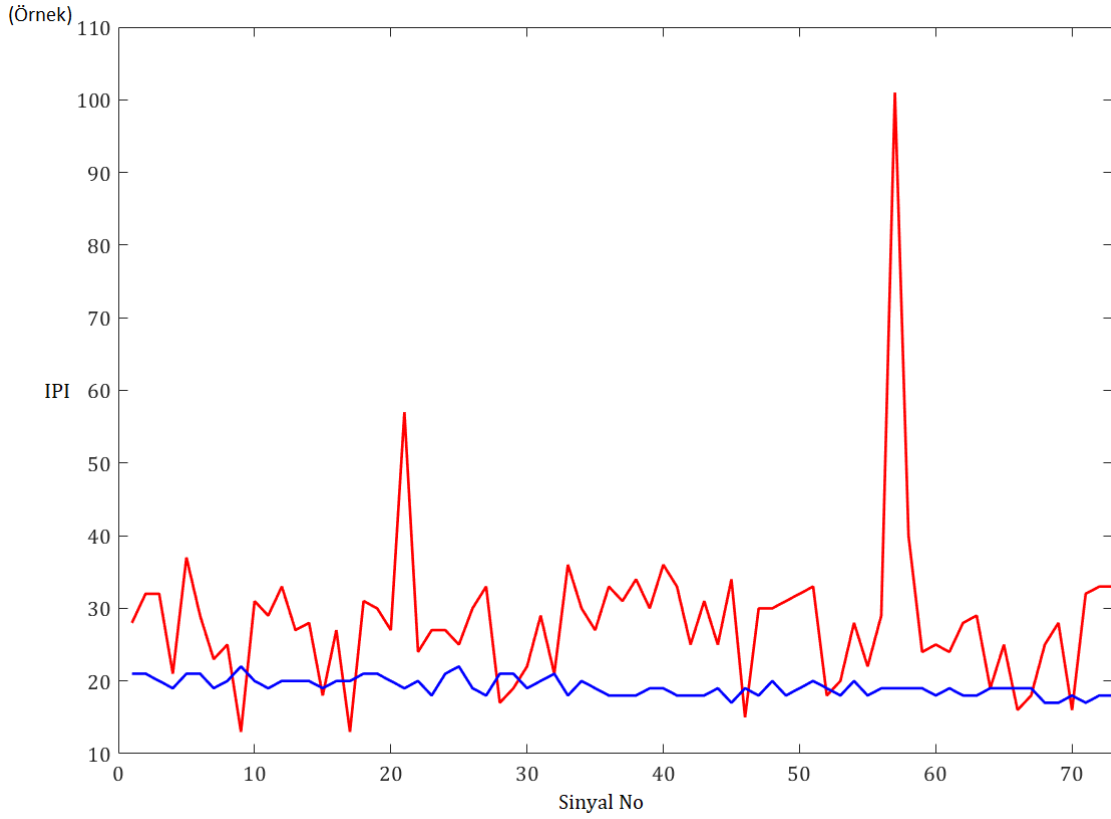
Bu çalışmada, hesaplanan geleneksel jitter parametrelerin yanında diğer çalışmalarda yapılanlardan farklı olarak hastalıkların seyrine yönelik bir fikir vereceği öngörülen ardışık blok gruplarını ve ardışık blok gruplarındaki maksimum blok sayısını hesaplayan bir yazılım geliştirilmiştir. Ardışık blok grubu davranışlarının kastan kasa ve hastalığa göre değişmesi ayırıcılığı arttırabilecek ve klinisyenlere kolaylık sağlayabilecektir.

3. Materyal ve Yöntem (Material and Method)

Yedi sağlıklı kontrol ve 6 miyasteni gravis hastasını içeren bir veri seti oluşturuldu. Kayıt alınırken belli kriterlere uyuldu. Bu kriterler; tetik olarak her zaman en büyük genlikli pik seçildi ve en büyük genlikli pik ile ikinci pik arasındaki genlik oranının $\%30$ 'dan daha az olmamasına dikkat edildi. Jitter ölçümü için sinyaller her oturumda 100 adet olmak üzere, istemli kası sırasında CNE kullanılarak frontalis kasından kaydedildi.

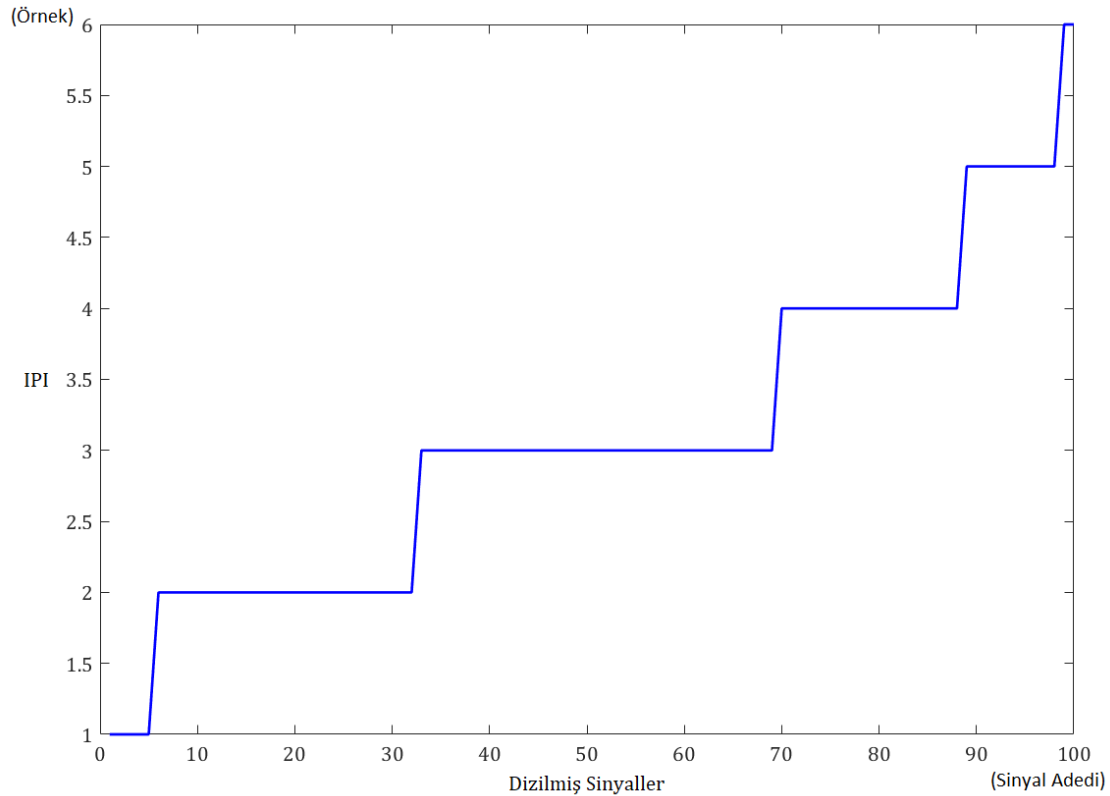
Bu çalışmada birçok özelliği olan çok yönlü bir yazılım geliştirilmiştir. Jitter değerini ortalama ardışık fark (MCD) veya ortalama sıralanmış fark (MSD) olarak hesaplayabilmektedir. Tetik olarak seçilen potansiyelin konumuna göre ikinci pikin en yakın ve en uzak konumları arasındaki fark 100 sinyal arasından kontrol edilip bulunmaktadır. Böylece ikinci pikin oynaklık menzili tespit edilmektedir. Bu değere potansiyel arası mesafe (IPI range) adı verilmektedir. Yazılım ile impuls bloklarının sayısı hesaplanabilirken, ayrıca ardışık blok grupları da gösterilebilmektedir. Bu yazılımın benzersiz özelliklerinden birisi de jitter'in sesini dinleyebilmeyi mümkün kılmasıdır (Alpaydin Baslo vd., 2019).

EMG cihazını ile kaydedilen veriler "txt" formatı ile dışarı alınabilmektedir. Bu veriler kullanılabilmek için öncelikle daha önceden geliştirilmiş olan bir algoritma (Artuğ, 2015) ile ön işlemlere tabi tutulmalı ve işaret işlemeye hazır hale getirilmelidirler. Daha sonra sinyaller geliştirilen algoritma tarafından okutulur ve sinyaller üzerine dalgacık temelli gürültü giderme işlemi uygulanır. Kullanıcı tarafından çalışılan kas ve iğne elektrot tipi seçilir. Her sinyal için en yüksek genlik veren iki pikin konumu ve genlikleri belirlenir. Sinyallerin blok mu değil mi olduğu kontrol edilir. Eğer sinyallerde blok olan varsa işaretlenir. Tüm sinyallerin kontrolü bittikten sonra blok sayısı hesaplanır ve ardışık blok grupları belirlenir. Blok gruplarının adedi ve içerdikleri blok sayısı da ayrı ayrı hesaplanıp kullanıcıya gösterilir. Jitter değeri MCD olarak hesaplanır. Blok olmayan sinyaller kayıtlardan ayıklandıktan sonra potansiyel arası mesafe (IPI range) hesaplanır. Bu hesaplamalardan sonra kullanıcıya jitter grafiği, ardışık zaman farklarının küçükten büyüğe dizilmesiyle oluşan grafik, ikinci pikin oynaklığının grafiği gibi çeşitli grafikler gösterilir. Jitter'in sağlıklı bir kontrole ve MG hastasına göre değişimi Şekil 1'de gösterilmiştir.

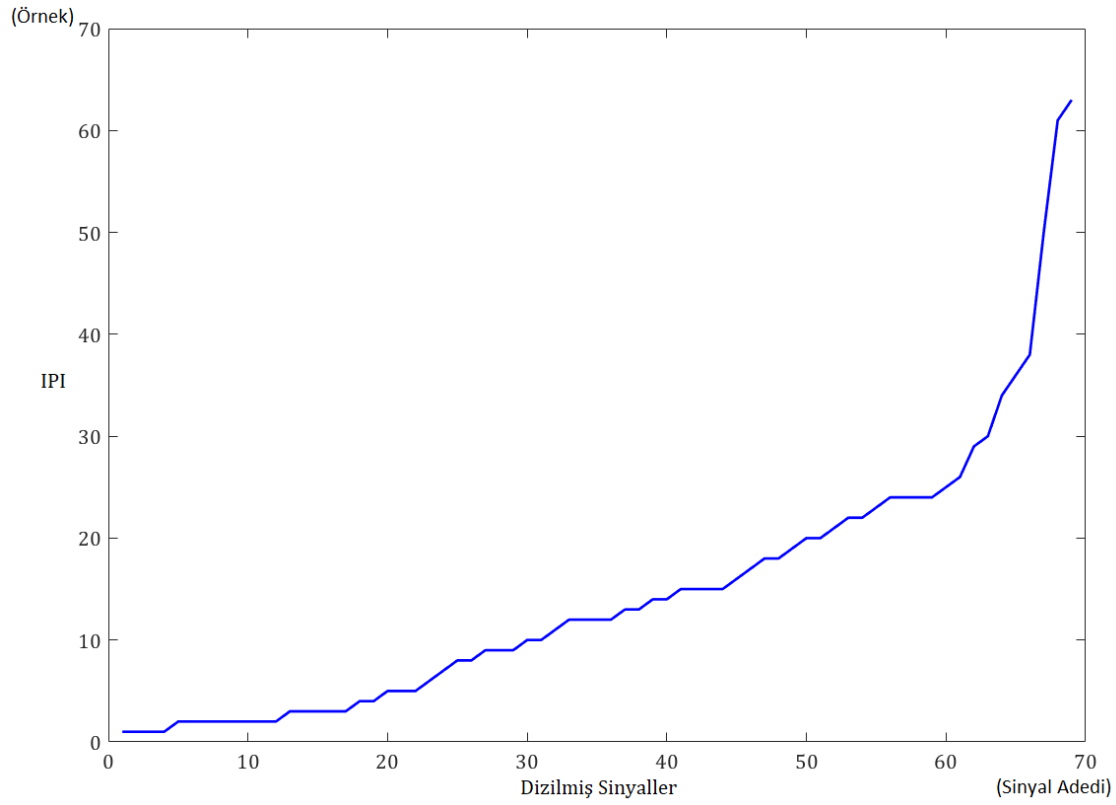


Şekil 1. Sağlıklı kontrol (mavi) ve MG hastası (kırmızı) için jitter değişimi
(The change of jitter for healthy controls (blue) and MG patients (red))

Sağlıklı bir bireye ve MG hastasına ait alınan kayıtlardan elde edilen ardışık zaman farklarının küçükten büyüğe dizilmesiyle oluşan grafik ise Şekil 2 ve 3'te gösterilmiştir.

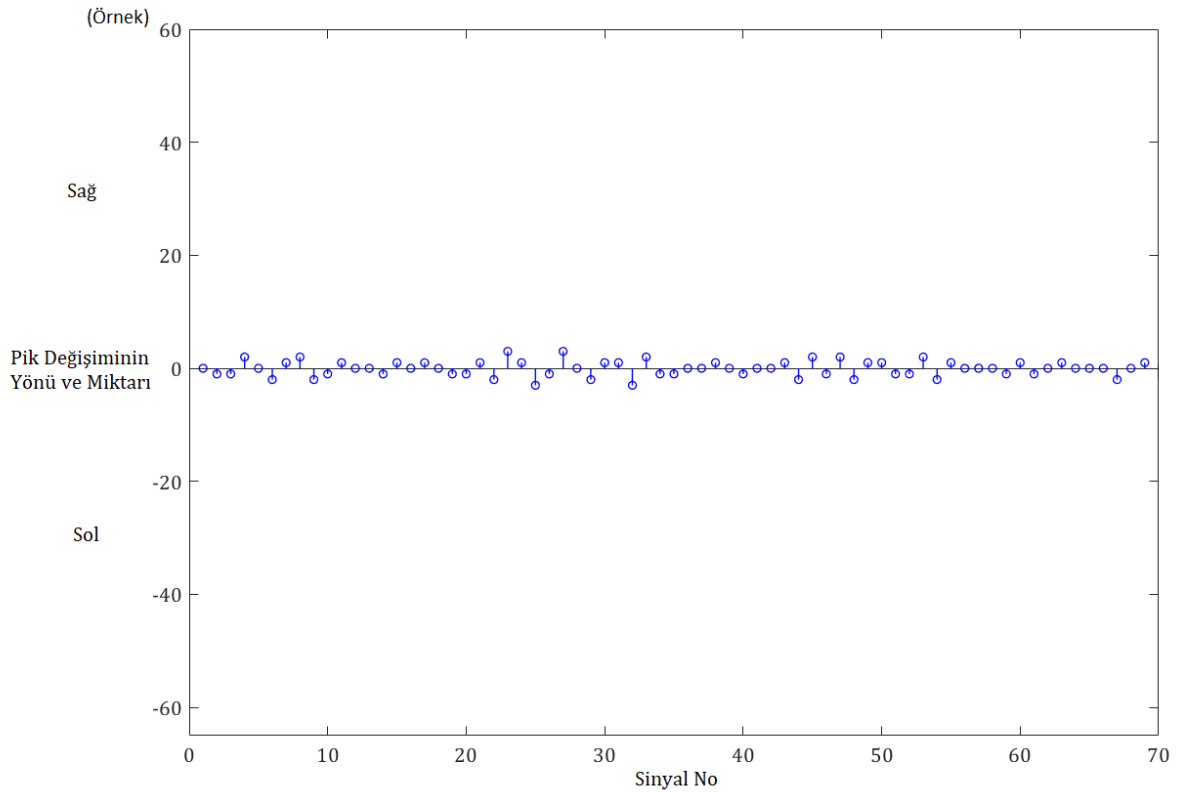


Şekil 2. Sağlıklı bir bireyin kayıtlarından elde edilen IPI değerlerinin küçükten büyüğe dizilmesi sonucu oluşan grafik
(The graphic which represents the sorting of IPI values in ascending order for the recordings that are acquired from a healthy individual)

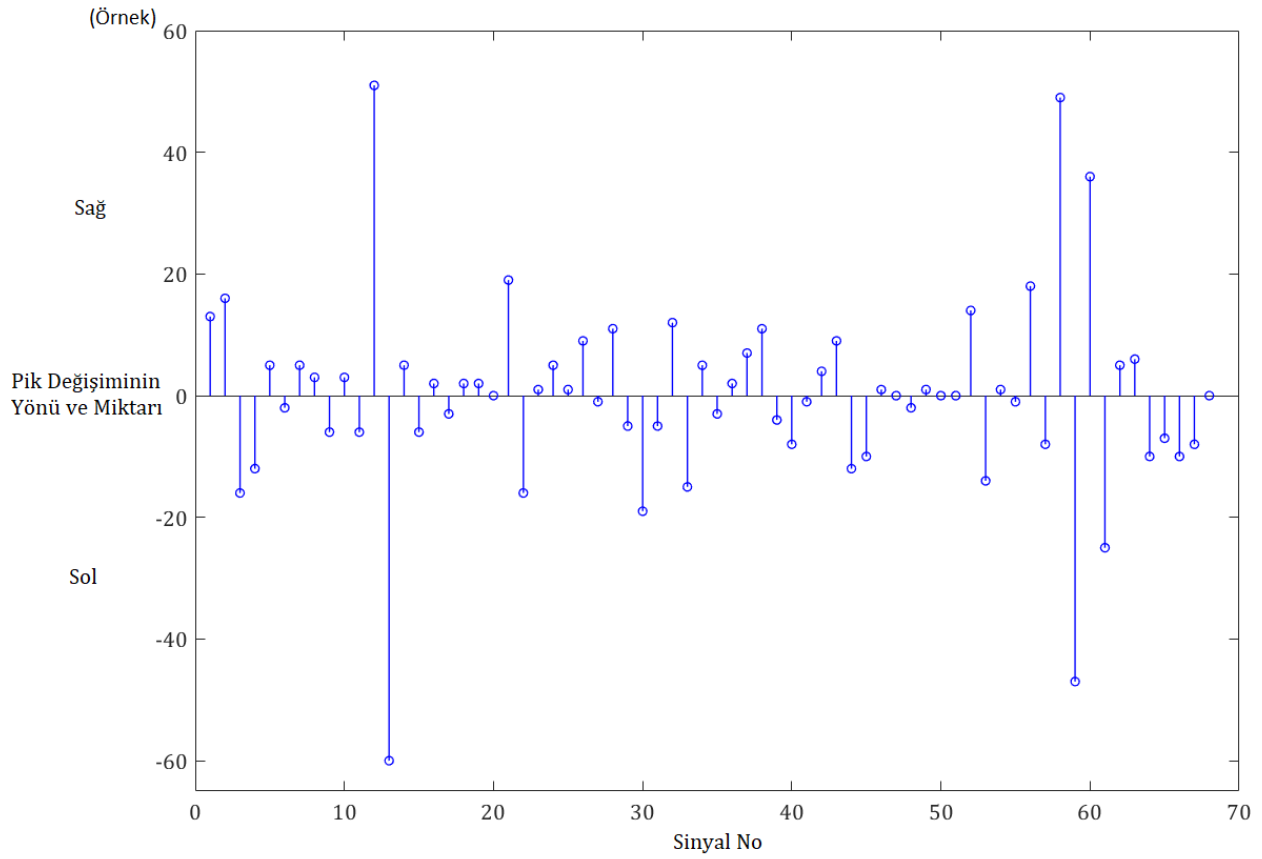


Şekil 3. MG hastasının kayıtlarından elde edilen IPI değerlerinin küçükten büyüğe dizilmesi sonucu oluşan grafik
(The graphic which represents the sorting of IPI values in ascending order for the recordings that are acquired from an MG patient)

İki kaydın şekilleri incelendiğinde MG hastası için değişimin fazlalığı görülmektedir. İkinci pikin oynaklığının grafiği ise sağlıklı bir kontrol için Şekil 4'te, MG hastası için Şekil 5'te sunulmuştur.



Şekil 4. Sağlıklı bir bireyde ikinci pikin sola ve sağa konum değişimi ve miktarı
(The location and amount change to the left and right for the second peak in a healthy individual)

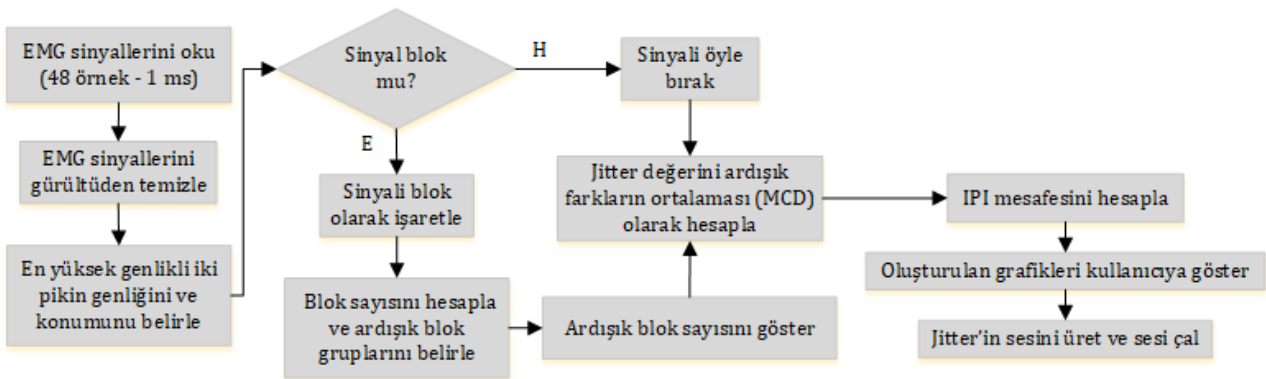


Şekil 5. Bir MG hastasında ikinci pikin sola ve sağa konum değişimi ve miktarı
(The location and amount change to the left and right for the second peak in an MG patient)

Bu grafiklerin gösteriminden sonra, belirlenen iğne ve kas tipine göre kavşağın durumunun normal veya hasta olduğu bilgisi ekrana verilir.

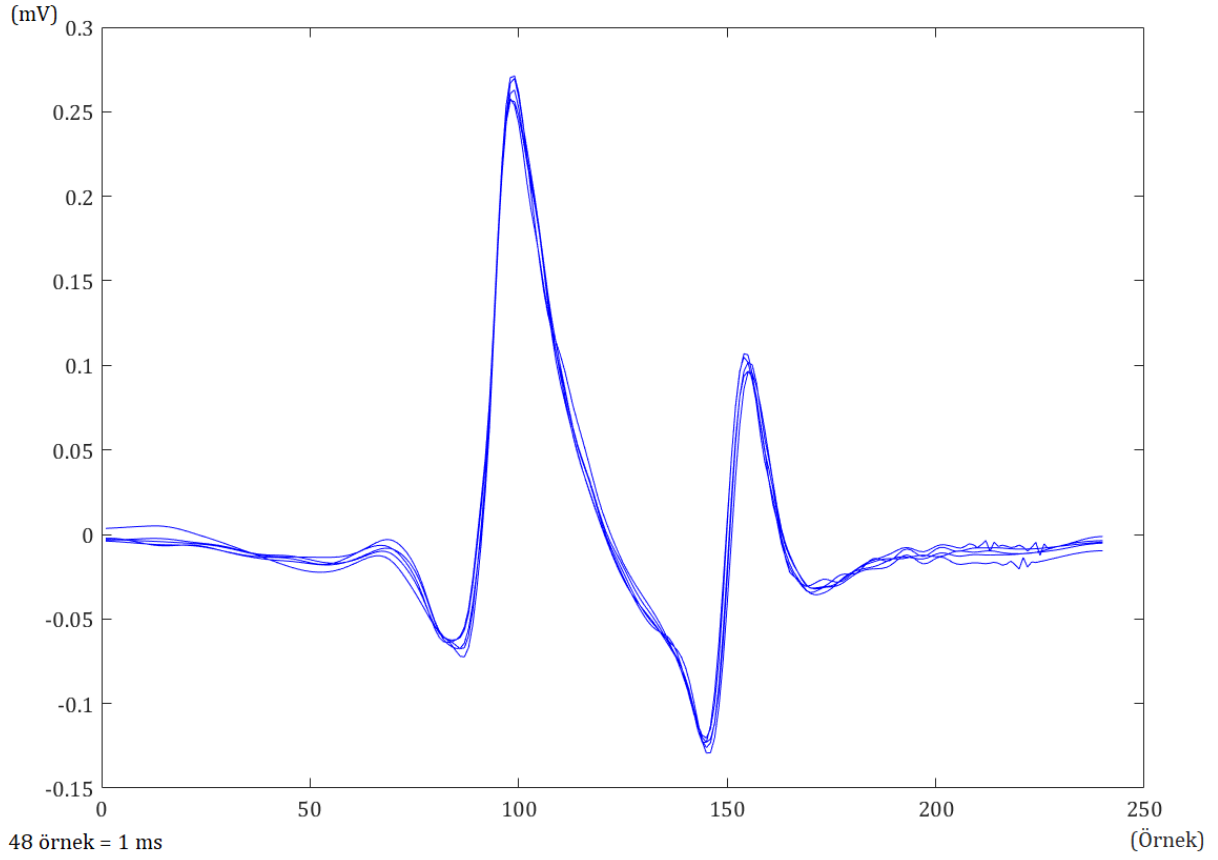
Son olarak elde edilen verilerden o kayıt için algoritma tarafından jitter'in sesi üretilir (Alpaydin Baslo vd., 2019).

Algoritmanın akış şeması Şekil 6'da özet olarak verilmiştir.

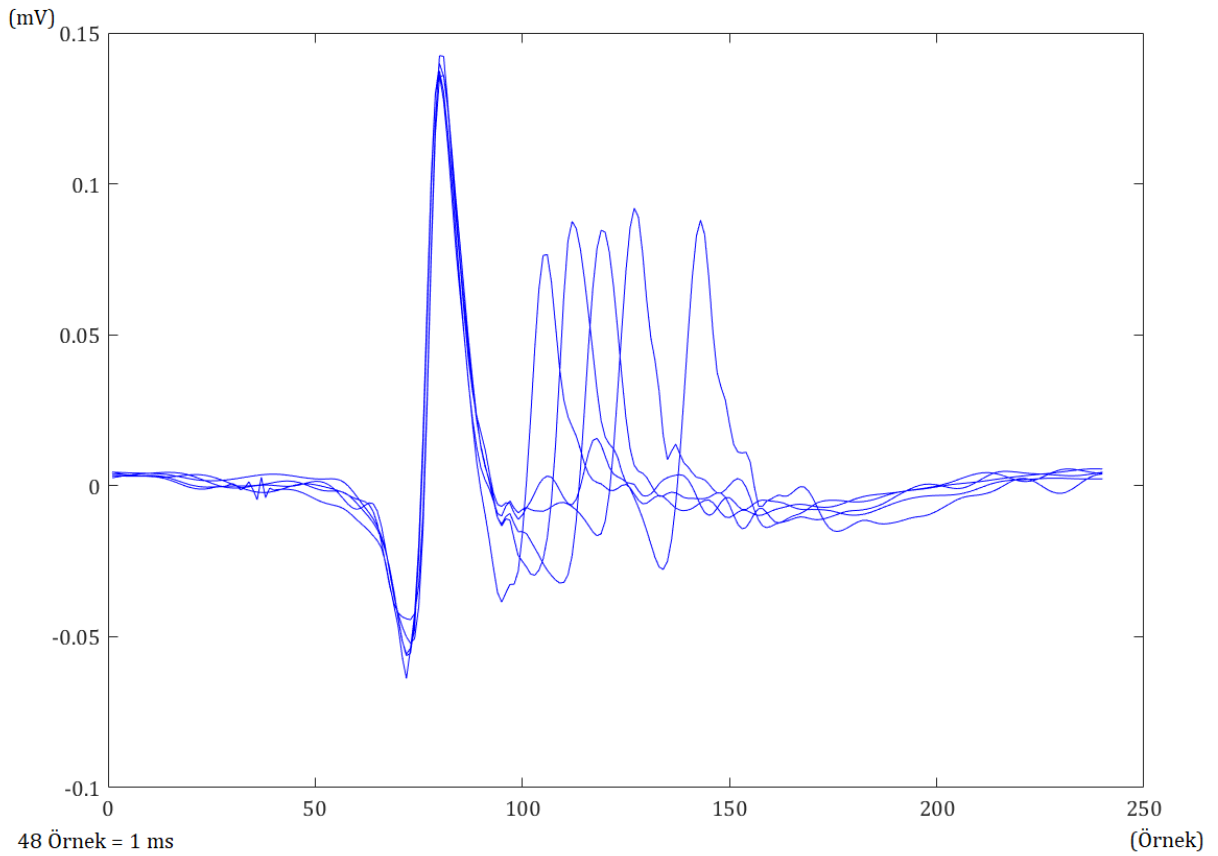


Şekil 6. Algoritmanın akış şeması (Flow chart of the algorithm)

Sağlıklı bir kontrole ait 5 sinyal üst üste bindirildiğinde oluşan görüntü Şekil 7'de verilmiştir. Bir miyasteni gravis hastasına ait kayıta ise benzer gösterim Şekil 8'de verilmiştir.



Şekil 7. Normal bir birey için 5 sinyalin süperpoze edilmiş hali
(The superposition of 5 signals for a normal individual)



Şekil 8. Bir miyasteni gravis hastası için 5 sinyalin süperpoze edilmiş hali
(The superposition of 5 signals for a myasthenia gravis patient)

4. Deneysel Sonuçlar (Experimental Results)

Geliştirilen yazılım kullanılarak elde edilen jitter ölçümüne yönelik sonuçlar iki tablo halinde Tablo 1’de sunulmuştur.

Her oturumda 13 katılımcıdan 100 adet sinyal kaydı yapılmış olsa da bu sinyallerin bazıları nadiren gürültülü olmaktadır. Düzeltilemeyecek seviyedeki böyle sinyaller analiz dışı bırakılmıştır. Sinyallerin atılmasından sonra kalan sinyal adedinde 95’in altına inilmemiştir.

Tablo 1. Jitter ölçümü için hesaplanmış parametreler (The calculated parameters for jitter measurement)

	Kişi No #	Sinyal Sayısı	Jitter (MCD) (µs)	IPI Mesafesi (µs)	Blok Sayısı	Blok Gruplarının Sayısı	Maksimum Ardışık Blok Sayısı
Sağlıklı Kontroller	1	97	42,53	229,17	0	0	0
	2	100	20,41	104,17	0	0	0
	3	100	8,63	62,5	0	0	0
	4	99	48,68	312,5	0	0	0
	5	100	21,25	83,33	0	0	0
	6	100	19,78	104,17	0	0	0
	7	95	10,2	41,67	0	0	0
Miyasteni Gravis Hastaları	8	98	145,11	1062,5	11	2	3
	9	99	144,43	1166,67	24	5	4
	10	96	122,92	520,83	25	4	3
	11	100	182,58	1833,33	27	5	5
	12	100	207,11	1291,67	31	7	4
	13	98	173,61	791,67	40	9	7

Jitter değeri için ortalama değer sağlıklı kontrollerde $24,5 \pm 15,36$ µs, miyasteni gravis hastalarında ise $162,63 \pm 30,7$ µs olarak hesaplanmıştır.

IPI mesafesi parametresi ikinci pikin tetiğe ne kadar yaklaşıp ne kadar uzaklaşabileceğini, diğer bir değişle oynaklığının menzilini veren bir göstergedir. Bu değer ortalama sağlıklı kontrollerde $133,93 \pm 99,08$ µs olarak bulunmuştur. Aynı parametre MG hastalarında $1111,11 \pm 449,47$ µs olarak hesaplanmıştır.

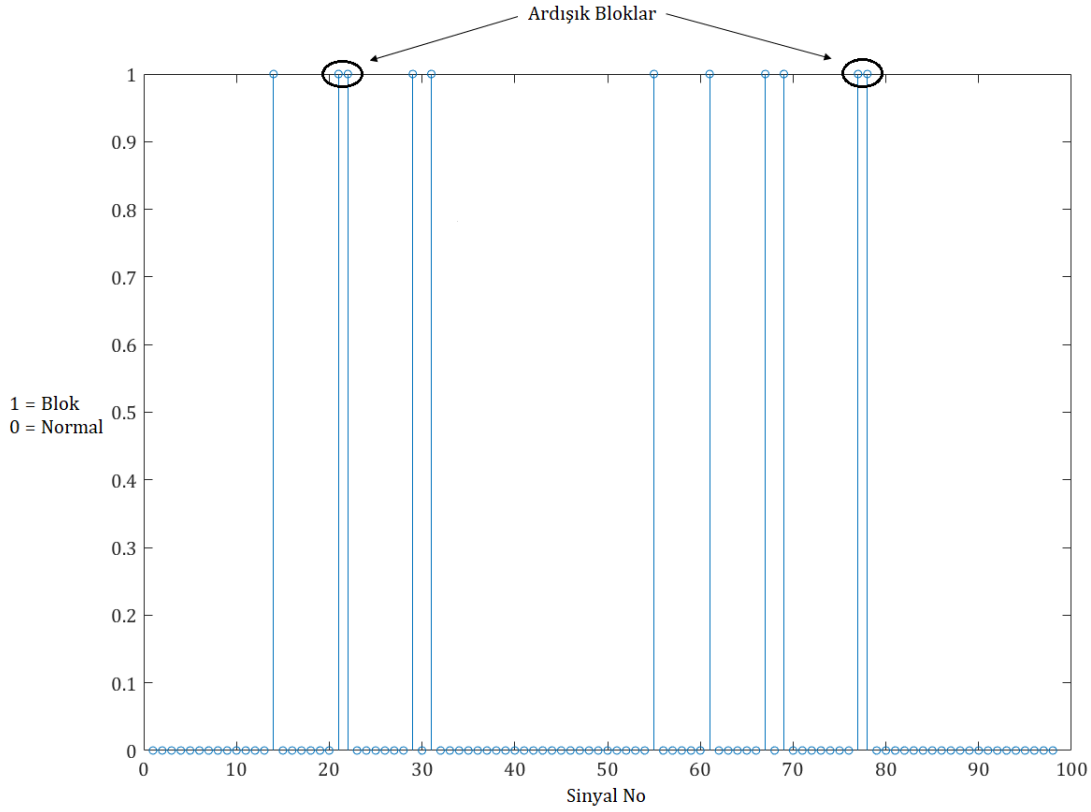
Sağlıklı kontrollerde beklendiği gibi bloğa rastlanmamıştır.

MG hastaları için ise blok sayısının ortalama değeri $26,33 \pm 9,5$ olarak bulunmuştur.

MG hastalarında ayrıca ardışık blok gruplarına rastlanmıştır. Bu parametre için ortalama değer $5,33 \pm 2,42$ bulunmuştur. Bir kayıta görülen en fazla ardışık blok grubu sayısı 9 olarak gözlenmiştir.

Hesaplanan son parametre maksimum ardışık blok sayısıdır. Ortalama değer bu parametrede $4,33 \pm 1,51$ olarak elde edilmiştir. En fazla 7 blok arka arkaya çıkmıştır.

Şekil 9’da bloklar çubuk olarak gösterilmiştir. Blok sayısı bu kayıt için 11 olarak bulunmuştur. Ayrıca şekilde ardışık blok grupları da daireler ile gösterilmektedir. Şekil 9 için ardışık blok grubu sayısı 2’dir ve maksimum ardışık blok sayısı ise yine 2 olarak bulunmuştur.



Şekil 9. Bloklar ve ardışık blok grupları (Blocks and consecutive block groups)

5. Sonuç ve Tartışma (Result and Discussion)

Bu çalışmada sağlıklı bireylerden ve miyasteni gravis hastalarından jitter çalışmaları yapmak üzere veriler kaydedilip bir veri seti oluşturulmuştur. Yeni geliştirilmiş bir yazılım ile jitter çalışmalarına yönelik hesaplamalar yapılmış ve sinyaller ile hesaplanan parametrelere yönelik grafikler gösterilmiştir. Sağlıklı kontroller için hesaplanan tüm jitter değerleri limit değer olan 50 μ s'den küçük çıkmıştır. Aksine MG hastaları için minimum jitter değeri 122,92 μ s olarak gözlenmiştir. IPI mesafesi MG hastaları için beklendiği üzere daha uzun çıkmıştır. Bu değer sağlıklı kontrollerde minimum 41,67 μ s, MG hastalarında ise 520,83 μ s olarak elde edilmiştir. Sağlıklı bireylerde hiç bloğa rastlanmamıştır. Yüksek sayıda blok MG hastalarının kayıtlarında gözlenmiştir. Ardışık blok grupları yazılımın yardımıyla gözlemlenebilmiştir.

Sanders ve Stålberg'in çalışması TLEMG yöntemini tanıtmak için çok önemli bir çalışmadır (Sanders ve Stålberg, 1996). Hasta grubunun hastalık türü aynı olsa da hem iğne türü hem de ölçüm yapılan kas aynı olmadığından karşılaştırma yapmak mümkün değildir.

Valls-Canals ve diğerlerinin yaptığı çalışmada (Valls-Canals vd., 2003) elektriksel uyartım tekniği ile TLEMG elektrodu kullanılmıştır. Elektriksel uyartımda jitter değeri istemli kasıya oranla daha az çıkmaktadır. Bunun sebebi jitter değerinin tek bir motor son plağın aktarımını yansıtmasıdır (Sanders ve Stålberg, 1996). Bir çalışmada elektriksel uyartım ile elde edilen jitter değerinin ortalamasının istemli kasıya oranla %28 daha az çıktığını rapor etmişlerdir (Jabre vd., 1989). Yaptıkları çalışmada her ne kadar kullanılan iğne bakımından doğrudan örtüşme olmasa da ölçüm tekniğindeki bu fark da hesaba katıldığında sağlıklılar için elde ettikleri 14,7 μ s MCD değeri ile bu çalışmada elde edilen 24,5 μ s MCD değeri yakındır. Hastalar için elde edilen jitter değerinde ise örtüşme yoktur. Bunun sebebi bu çalışmadaki hasta grubunun hastalık seyrinin daha ileri bir safhada olması olabilir.

Kouyoumdjian ve arkadaşlarının çalışmasında ölçüm yapılan kas ve kullanılan elektrot tipi bu çalışma ile örtüşmektedir (Kouyoumdjian vd., 2011). Konsantik iğne kullandıklarından dolayı aynı bu çalışmada olduğu gibi bazı kriterlere dikkat ederek kayıt almışlardır. Kontroller için frontalis kasında ortalama 16,05 μ s jitter ölçmüşlerdir. Aynı değer bu çalışmada 24,5 μ s olarak bulunmuştur. Veri seti nispeten daha az kayıt içerdiğinden jitter değer ortalaması yüksek bulursa da limit değerinin altındadır. MG hastaları için bulunan jitter değeri ise karşılaştırılan çalışmadan daha yüksek 162,63 μ s olarak elde edilmiştir. Sağlıklı bireylerde bloğa rastlanmazken, MG grubunda elde ettikleri %23,3 blok oranına karşılık bu çalışmada %26,73 blok oranı bulunmuştur. Blok açısından karşılaştırılan değerler uyum içindedir.

Kouyoumdjian ve Stålberg 2013 yılında yine bu çalışmada incelenen aynı kas üzerinde çalışma yapmışlardır

(Kouyoumdjian ve Stålberg, 2013). Kayıtlar istemli kası altında konsantrik iğne ile yapılmıştır. Oluşturdukları veri seti 20 sağlıklı bireye ait kayıtlar içermektedir. Analize alınacak verilerdeki piklerin kısa yükselme zamanlı, iyi tanımlanan ve sabit şekilli olmalarına dikkat etmişlerdir. Aldıkları 20 kayıt için yaptıkları analiz sonucu hesaplanan MCD değerlerinin ortalaması 19,9µs olarak bulunmuştur. Bu çalışmada ise hesaplanan değer 7 sağlıklı birey için ortalama 24,5µs'dir. Hesaplanan ortalama değerler yakın bulunmuştur.

Sanders ve diğerlerinin 2019 yılında yaptıkları kapsamlı çalışma TLEMG metodunu tüm detayıyla anlatmaktadır (Sanders vd., 2019). Jitter ölçümü için TLEMG iğnesi en ideal elektrot olsa da konsantrik elektrot ile de belirli kayıt kriterlerine uyarak çalışma yapılabileceği açıkça belirtilmiştir. Bu kriterlerden bazıları yüksek geçiren filtrenin kesim frekansını 1 veya 2 KHz olarak ayarlamak, arka arkaya yapılan kayıtlarda alınan sinyal şeklinin tutarı olması ve kısa yükselme zamanına sahip pikleri analiz için tercih etmektir. Bu çalışmada yapıldığı gibi otomatik sinyal işleme tekniklerinin geliştirilmesi ile sinyallerin üzerindeki gürültünün tespit edilip giderilmesi ve sinyallerin kalitesinin değerlendirilmesinin otomatize edilerek operatör yükünün azaltılması ihtiyacının önemi vurgulanmıştır.

Musa ve Ahmed'in 57 sağlıklı birey üzerinde yaptıkları çalışmada orbicularis oculi ve frontalis kaslarından konsantrik iğne ile istemli kası sırasında kayıt almışlardır (Musa ve Ahmed, 2020). Bir oturumda minimum 50 olmak üzere 50 ile 100 adet arası sinyal kaydını analiz için şart koşmuşlardır. Frontalis kası için hesaplanmış oldukları 27,1µs'lik MCD jitter değeri bu çalışmada hesaplanan 24,5µs değeri ile uyum göstermektedir.

Yapılan hiçbir çalışmada ardışık blok grubu veya maksimum ardışık blok sayısı gibi parametrelerin ölçüldüğüne rastlanmamıştır. Bu çalışma diğer çalışmadan sadece bu yönüyle değil elde edilen jitter değerlerinin değişimini sese çevirmesi özelliği ile de farklılığını göstermektedir.

Blok sayısının artması ve ardışık blok gruplarına rastlanmasının hastalığın seyrinin ağırlığı konusunda bir gösterge olduğu ön görülmektedir. Sonuçlara bakıldığında artan jitter değerine rağmen IPI mesafesinin zaman zaman aynı oranda artmadığı, hatta daha düşük bir jitter değerine göre daha az IPI mesafesi hesaplandığı görülmektedir. Bunun sebebi jitter ile IPI mesafesi arasındaki bağıntının belli bir değere kadar doğrusallığını sürdürmesidir. Jitter değerinin 150 µs'yi geçmesiyle blok ihtimali de artar. Artan blok da zaman zaman IPI mesafesinin kısalmasına sebep olmaktadır.

İlerleyen çalışmalarda veri seti büyütülecek ve farklı nöromusküler hastalık türleri için de blok sayısı ile ardışık blok gruplarının davranışı incelenecektir. Yazılımın kabiliyetinin yeni özellikler eklenerek artırılması da planlanmaktadır.

Teşekkür (Acknowledgement)

Yazarlar hastaların temini ve veri toplamasındaki değerli katkılarından dolayı Doç. Dr. Dilek Ataklı'ya teşekkür eder.

Çıkar Çatışması (Conflict of Interest)

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması beyan edilmemiştir. No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar (References)

- Alpaydin Baslo, S., Artuğ, T., Şirin, N. G., Kocasoy Orhan, E., Baslo, M. B., 2019. Listening the Sound of Neuromuscular Junction during Voluntary Contraction. Abstracts / Clinical Neurophysiology, 130, e33.
- Artuğ, N. T., 2015. Taramalı EMG ile Nöromusküler Parametrelerin Belirlenmesi. Yayınlanmamış Doktora Tezi. Yıldız Teknik Üniversitesi, Türkiye.
- Benatar, M., Hammad, M., Doss-Riney, H., 2006. Concentric-needle single-fiber electromyography for the diagnosis of myasthenia gravis. Muscle Nerve, 34, 163-168.
- Daube, J. R., Rubin, D. I., 2009. Needle electromyography. Muscle Nerve, 39, 244-270.
- Ekstedt, J., 1964. Human single muscle fiber action potentials. Acta Physiol Scand Suppl., 226, 1-96.
- Ertaş, M., Baslo, M. B., Yildiz, N., Yazıcı, J., Oge, A. E., 2000. Concentric Needle Electrode for Neuromuscular Jitter Analysis. Muscle Nerve, 23, 715-719.
- Jabre, J. F., Chirico-Post, J., Weiner, M., 1989. Stimulation SFEMG in Myasthenia Gravis. Muscle Nerve, 12, 38-42.
- Kouyoumdjian, J. A., Da Silva Fanini, A. C., Stålberg, E., 2011. Concentric Needle Jitter on Stimulated Frontalis and Extensor Digitorum in 20 Myasthenia Gravis Patients. Muscle Nerve, 44, 912-918.
- Kouyoumdjian, J. A., Stålberg, E., 2008. Concentric needle single fiber electromyography: Comparative jitter on voluntary-activated and stimulated Extensor Digitorum Communis. Clinical Neurophysiology, 119, 1614-1618.

- Kouyoumdjian, J. A., Stålberg, E., 2023. Concentric Needle Jitter on Voluntary Activated Frontalis in 20 Healthy Subjects. *Muscle Nerve*, 47, 440-442.
- Musa, A. M. M., Ahmed, A. E. M., 2020. Reference Jitter Values for Concentric Needle Electrode of Orbicularis Oculi and Frontalis Muscles Using Voluntary Activation Method in Sudanese Population. *Sci Rep*, 10, 1031.
- Sanders, D. B., Arimura, K., Cui, L., Ertaş, M., Farrugia, M. E., Gilchrist, J., Kouyoumdjian, J. A., Padua, L., Pitt, M., Stålberg, E., 2019. Guidelines for single fiber EMG. *Clinical Neurophysiology*, 130, 1417-1439.
- Sanders, D. B., Howard, J. F., 1986. AAEE Minimonograph #25: Single-Fiber Electromyography in Myasthenia Gravis. *Muscle Nerve*, 9, 809-819.
- Sanders, D. B., Stålberg, E., 1996. AAEM Minimonograph #25: Single-Fiber Electromyography. *Muscle Nerve*, 19, 1069-1083.
- Sarrigiannis, P. G., Kennett, R. P., Read, S., Farrugia, M. E., 2006. Single-Fiber EMG with a Concentric Needle Electrode: Validation in Myasthenia Gravis. *Muscle Nerve*, 33, 61-65.
- Stålberg, E., Sanders, D. B., Kouyoumdjian, J. A., 2017. Pitfalls and errors in measuring jitter. *Clinical Neurophysiology*, 128, 2233-2241.
- Stålberg, E., Trontelj, J. V., 1979. *Single Fibre Electromyography*. Old Woking, UK, Mirvalle Press.
- Stålberg, E., Trontelj, J. V., 1994. *Single fiber electromyography: Studies in healthy and diseased muscle*, second ed. New York, Raven Press.
- Valls-Canals, J., Povedano, M., Montero, J., Pradas, J., 2003. Stimulated Single-Fiber EMG of the Frontalis and Orbicularis Oculi Muscles in Ocular Myasthenia Gravis. *Muscle Nerve*, 28, 501-503.