Mikrodenetleyici Tabanlı Kablosuz Elektromiyografi Cihazı Tasarımı, Üretimi ve Performans Analizi
Design, Implementation and Performance Analysis of a Microcontroller based Wireless Electromyography Device

Mehmet Emin Aktan[1], İmran Göker[2], Erhan Akdoğan[1], Bedirhan Öztürk[2]
[1]Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
{meaktan, eakdogan}@yildiz.edu.tr
[2]Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, İstanbul Arel Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
{imrangoker}@arel.edu.tr, bedirhanofficial.tr@gmail.com

***Özetçe* —Elektromiyografi (EMG) işaretleri, kas kasılması ile ortaya çıkan elektriksel işaretlerdir. Bu çalışmada, EMG işaretlerini elde eden kablosuz bir cihaz tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. EMG işaretleri yüzey elektrotlar ile alınarak işlenmekte ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. EMG işaretlerinin işlenmesi aşamasında enstrümantasyon yükselteci ile fark alma, eviren yükselteç ile yükseltme, filtreleme ve doğrultma işlemleri yapılmaktadır. İşaretlerin kablosuz aktarımını gerçekleştirmek için alıcı ve verici olmak üzere ikişer adet Arduino mikrodenetleyici ve nRF24L01 kablosuz haberleşme modülü kullanılmaktadır. Gerçekleştirilen cihaz ile yapılan ölçümler, BIOPAC EMG100C cihazı ile karşılaştırılmış ve %5,3'lük bir fark tespit edilmiştir. Geliştirilen yerli üretim cihaz hem bilimsel, hem de mevcut sistemlerin satış fiyatları düşünüldüğünde ekonomik olarak ülkemize önemli katkılar sağlayacaktır.**

Anahtar Kelimeler*—*elektromiyografi, kablosuz iletişim

***Abstract*—Elektromyography (EMG) signals are the electrical signals that are emerged by muscular contraction. In this study, a wireless EMG device was designed and implemented. The EMG signals are collected by surface electrodes, processed with filters and amplifiers and sent to the computer via wireless module. The EMG signals are obtained and amplified by an instrumentation and an inverting amplifier. Then, filtering is performed to remove noise. Two arduino microcontrollers and two nRF24L01 wireless communication modules are used as a receiver and a transmitter to perform wireless communication. The results were compared with the BIOPAC EMG100C and the difference of 5,3% was detected. The developed system will contribute scientific and economically considering the selling prices of the existing systems to our country.**

Keywords*—*electromyography, wireless communication

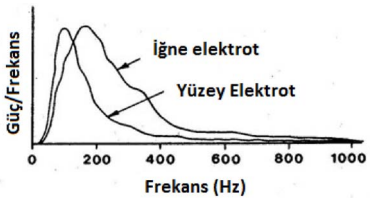
I. GİRİŞ

Elektromiyografi (EMG), kasların elektriksel potansiyelinin incelenmesine dayanan nörolojik bir tetkik yöntemidir. Tıbbi kas anomalilerinin, aktivasyon seviyelerinin teşhisi ve biyomekanik hareketlerin analizi için EMG işaretleri kullanılmaktadır. EMG ölçümü, elektriksel uyartımlı veya uyartımsız olarak yapılabilmektedir. Elektriksel uyartımlı yapılan ölçümlerde, sinirlerin işaret iletim hızı ölçülmektedir. Kasların üzerine yerleştirilen elektrot ile, ilgili sinire düşük seviyede bir elektriksel uyartım verilmektedir. Elektriksel uyartımsız EMG'de ise kas aktivitesi ölçümü yapılmaktadır. Tek kullanımlık iğne elektrotlar kas içerisine batırılarak ölçüm yapılabildiği gibi, yapışkanlı yüzey elektrotları ile de ölçüm yapılabilmektedir [1].

Literatürde bu konuda yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Swee ve arkadaşları tarafından kablosuz EMG cihazı gerçekleştirilmiş ve patenti alınmıştır. Cihaz, üzerinde kendinden yapışkanlı pedler bulunan sensörler ile algılama yapmaktadır. Her bir kas için iki adet sensör kullanılmaktadır. Sensör çiftlerinin üzerinde işaretleri kablosuz olarak gönderen elektronik çipler bulunmaktadır [2]. Akkuş ve Tarımer tarafından yapılan çalışmada hafif, taşınabilir, ekonomik bir sEMG (yüzeysel EMG) algılama devresi gerçekleştirilmiştir. Sinyallerin kablosuz olarak iletimi için Bluetooth, Zigbee, Wifi ve UWB teknolojileri test edilmiştir [3]. Champaty ve arkadaşları, rehabilitasyon cihazları için kullanıcıların bağımsızlığını sınırlayan kablo kaynaklı etkileri ortadan kaldırmak için EMG tabanlı bir kontrol sistemi geliştirmişlerdir [4]. Rojas ve arkadaşları tarafından uygunsuz pozisyonda çalışan kişilerde farklı duruşların neden olduğu hastalıkları incelemek için kablosuz EMG cihazı geliştirilmiştir. EMG işaretleri, duruşun bir değerlendirmesini yapmak için kullanılmıştır [5]. Jianting ve arkadaşları, düşük maliyetli bir kablosuz yüzey EMG sensörü tasarlamışlardır. Sistem, tek kullanımlık yüzey EMG elektrodu, kablosuz iletişim modülü ve işaret analiz ünitesinden oluşmaktadır [6].

Bu çalışmada, kas rahatsızlıklarının teşhisinde ve tedavisinde kullanılan elektromiyografi işaretlerini, kablo kaynaklı hareket sınırlamaları olmaksızın elde etmek için kolay taşınabilir bir kablosuz EMG cihazı tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. EMG işaretleri yüzey elektrotları ile alınıp işlenerek anlamlı hale getirilmiş ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Sistem, besleme katı, işaret işleme

978-1-5386-0633-9/17/$31.00 ©2017 IEEE



Şekil 1: EMG işaretine ait frekans spektrumu [7]

devresi ve kablosuz veri aktarım devresi olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır. Gerçekleştirilen cihaz ile EMG işaretlerinin incelenmesi sırasında kablo kullanım zorunluluğu ortadan kalkmaktadır. Böylelikle kablo uzunluğu, kablo karmaşası gibi kısıtlılıklar olmaksızın EMG ölçümlerinin yapılmasına imkan sağlanmaktadır. Geliştirilen cihaz ve BIOPAC EMG100C cihazı ile yapılan ölçümler karşılaştırılmış ve %5,3'lük bir fark tespit edilmiştir. Bu çalışma ile geliştirilen yerli üretim sistem hem bilimsel, hem de mevcut sistemlerin satış fiyatları düşünüldüğünde ekonomik olarak ülkemize önemli katma değer üreten bir teknoloji olarak değerlendirilmektedir.

II. EMG İŞARETİ VE ÖZELLİKLERİ

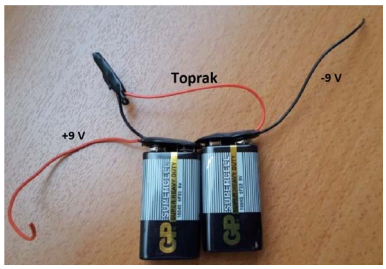
EMG işareti, rastlantısal bir yapıdadır ve Gauss dağılım fonksiyonuyla tanımlanmaktadır. EMG işaretinin genliği genel olarak $50\mu V$ ile 20-30 mV arasında değişmektedir. Kullanılabilen işaret enerjisi 50 ile 500 Hz frekans aralığında olup, baskın enerji 50 ile 150 Hz arasında değişmektedir. Şekil 1'de EMG işaretine ait frekans spektrumu görülmektedir. EMG işaretinin alınması sırasında, işaretin yapısını etkileyen iki faktör bulunmaktadır. Birincisi, işaret - gürültü oranıdır. Gürültü, EMG işaretindeki istenmeyen elektriksel etkilerdir. Diğer bir faktör ise işaretin karakteristiğini değiştiren farklı frekans bileşenlerinin etkisidir. EMG işaretinin yapısını etkileyen bu faktörlerin ortadan kaldırılması için filtreleme işlemi yapılmaktadır.

III. MATERYAL VE METOD

Bu bölümde, EMG işaretinin işlenmesi için kullanılan yükselteç ve filtreler detaylı olarak açıklanmıştır. EMG işaretlerinin işlenmesinde yükseltme, filtreleme ve doğrultma işlemleri yapılmaktadır. Kas üzerinden yüzey elektrotlarla alınan EMG işaretleri, ilk olarak yükselteç ile belirli bir kazanç oranında yükseltildikten sonra sırasıyla yüksek ve alçak geçiren filtrelerden geçirilerek çevresel gürültüler büyük oranda yok edilmektedir. Son olarak tekrar bir miktar yükseltilen analog işaretler, doğrultularak işlemcinin kullanımına hazır hale getirilmektedir. Sinyallerin kablosuz aktarımının gerçekleştirilmesi için alıcı ve verici olmak üzere ikişer adet Arduino mikrodenetleyici ve nRF24L01 kablosuz haberleşme modülü kullanılmıştır.

A. Gerilim Kaynağı

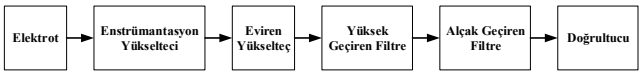
EMG işaret işleme aşamasında kullanılan op-amplar +9 ve -9 V simetrik beslemeye ihtiyaç duymaktadır. Bu besleme gerilimi 2 adet 9 V'luk pil ile sağlanmaktadır. Piller ve bağlantıları Şekil 2'de gösterilmiştir.



Şekil 2: Gerilim kaynağı ve bağlantısı

B. İşaret İşleme Devresi

EMG işaretlerinin anlamlı hale getirilebilmesi için çeşitli işaret işleme adımlarının uygulanması gerekmektedir. Bu işlemler Şekil 3'teki blok diyagramda gösterilmiştir. Elektrotlardan alınan işaretler, enstrümantasyon yükselteci ile farkı alındıktan sonra eviren yükselteç ile yükseltilmektedir. Yükseltilen bu işaretler, ilk olarak yüksek geçiren filtreden, ardından alçak geçiren filtreden geçirilerek gürültüler yok edilmektedir. Son olarak doğrultucu devresi ile işaretin negatif kısımları pozitife çevrilerek işlenmiş EMG işareti elde edilmektedir.



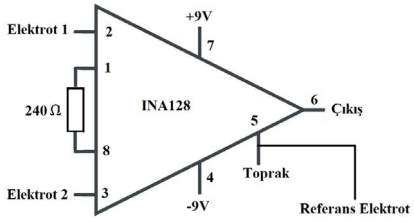
Şekil 3: İşaret işleme devresi blok diyagramı

1) Enstrümantasyon Yükselteç Katı: Enstrümantasyon yükselteçleri, girişlerine verilen işaretin farkını alarak çıkışa veren op-amp tabanlı aktif devre elemanlarıdır. Kaslara bağlı elektrotlardan enstrümantal yükseltece gelen üç kablo bulunmaktadır. İki elektrot, bir kas üzerine yan yana sabitlenerek, yükseltecin diferansiyel girişlerine bağlanmaktadır. Diğer elektrot ise referans olarak dirseğe sabitlenerek yükseltecin toprak girişine bağlanmaktadır. Ölçüm elektrotlarından alınan işaretin enstrümantal yükselteç ile (INA128) farkı alınmaktadır. Şekil 4'te INA128 entegresinin bağlantı şeması görülmektedir. Elektrot bağlantıları ise Şekil 5'te verilmiştir.

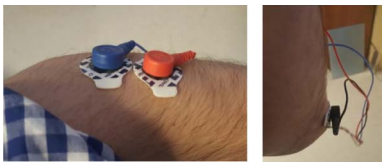
INA128 entegresinde, kazanç formülü;

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \tag{1}$$

olarak ifade edilmektedir. Burada G kazanç, R_G ise 1 ve 8 numaralı bacaklar arasına bağlanan dirençtir. R_G direnci 240Ω olarak seçilirse kazanç;



Şekil 4: INA128 bağlantı şeması

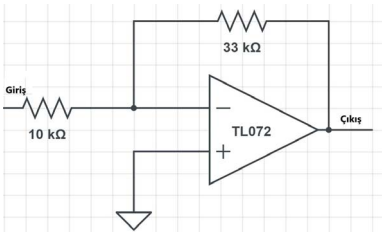


Şekil 5: Elektrot bağlantıları

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{240\Omega} = 209,3 \tag{2}$$

olur.

2) Yükselteç Katı: Bir EMG işaretinin genliği mV seviyesindedir ve kullanım alanına göre 5 - 10V seviyelerine yükseltilmektedir. Enstrümantasyon yükseltecinde farkı alınan işaret, op-amplı eviren yükselteç devresi ile yükseltilmektedir. Şekil 6'da kullanılan yükselteç devresi görülmektedir.



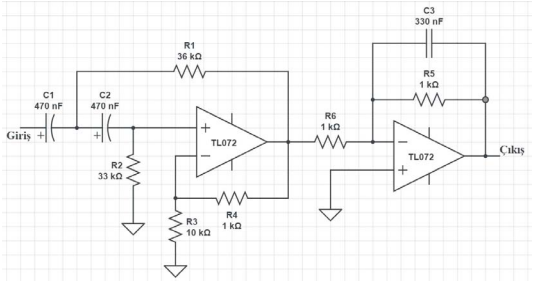
Şekil 6: Eviren yükselteç devresi

Bu devrede kazanç;

$$G = \frac{R_F}{R_1} = \frac{33k\Omega}{10k\Omega} = 3,3 \tag{3}$$

olarak bulunur.

3) Filtre Katı: EMG işaretleri ideal olarak 20 Hz ile 500 Hz arasındadır. Bu aralık dışında kalan işaretlerin filtrelenmesi gerekmektedir. Bunun için yükselteç çıkışından alınan işaret ilk olarak yüksek geçiren, ardından alçak geçiren filtreden geçirilmektedir. Bu çalışmada, 2. derece Sallen – Key aktif yüksek geçiren ve 1. derece aktif alçak geçiren filtreler kullanılmıştır. Filtrelerin köşe frekansları yüksek geçiren filtre için 10 Hz, alçak geçiren filtre için ise 450 Hz olarak belirlenmiştir. Şekil 7'de kullanılan yüksek ve alçak geçiren filtreler görülmektedir.



Şekil 7: Filtre katı devre şeması

Filtrelerde kullanılan direnç ve kondansatör değerleri aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır.

Yüksek geçiren filtre;

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \tag{4}$$

Burada f_c, filtrenin köşe frekansını belirtmektedir.

$C_1 = C_2$ ve $R_1 = R_2$ olarak seçilirse;

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{5}$$

olur.

$f_c = 10Hz$ ve $C = 0,47\mu F$ olarak seçilirse;

$$R = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 10 * 0.47 * 10^{-6}} = 33,89k\Omega \tag{6}$$

olarak bulunur.

Alçak geçiren filtre;

$f_c = 450Hz$ ve $C = 330nF$ olarak seçilirse;

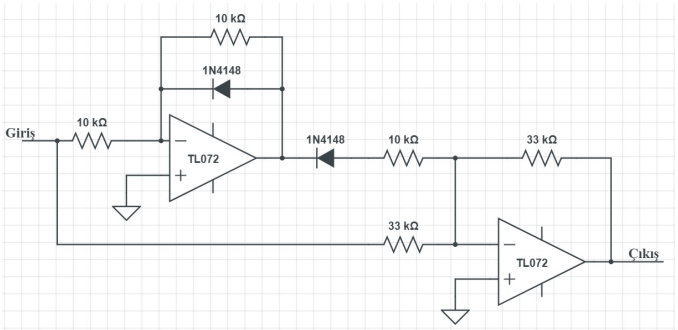
$$R = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 450 * 330 * 10^{-9}} = 1,072k\Omega \tag{7}$$

olarak bulunur.

4) Doğrultucu Katı: Filtre çıkışından alınan işaretler analog – dijital çevirme işlemi ile sayısal değerlere çevrilmektedir. Bu işlemde, işaretin negatif değerlerinin doğrultulması gerekmektedir. Bunun için Şekil 8'de görülen yarım dalga doğrultucu devresi kullanılmıştır.

C. Kablosuz İletişim

Bu bölümde, işlenmiş EMG işaretlerinin kablosuz olarak bilgisayara aktarım işlemi açıklanmıştır. Bunun için alıcı ve verici olmak üzere iki adet Arduino UNO mikrodenetleyici kartı kullanılmıştır. Her bir Arduino üzerinde de kablosuz iletişim işlemini gerçekleştiren nRF24L01 modülü bulunmaktadır. EMG işaretleri, verici Arduino mikrodenetleyicisinden, alıcı Arduino vasıtasıyla alınarak USB üzerinden bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. İşlemin detaylı blok diyagramı Şekil 9'da verilmiştir. nRF24L01 modülü üzerinde 3.3 V ile çalışan 8 pin olup, bu pinlerden ikisi güç bağlantısıdır. Diğer pinler

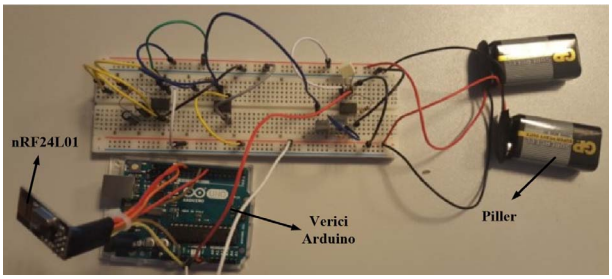


Şekil 8: Doğrultucu katı devre şeması



Şekil 9: Kablosuz iletişim blok diyagramı

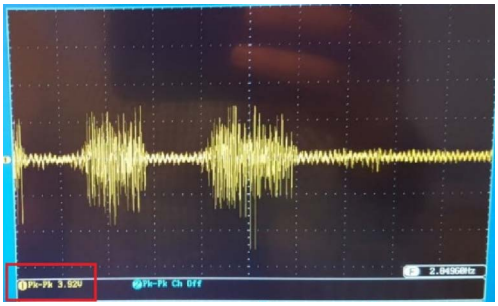
ise haberleşme işlemini gerçekleştirmektedir. Modülün alıcı veya verici olarak kullanılması Arduino mikrodenetleyicisine yazılacak olan koda bağlıdır. Her iki modül için de iletişim hızı 9600 baud (saniyede gönderilen bit sayısı, bps)'dur. Modüller, 2.4 GHz'de haberleşmektedir ve iletim mesafesi 250 m.'dir. Arduino mikrodenetleyicisinin yazılımında 1 numaralı Analog Giriş pinine EMG devresinin çıkışı bağlanmıştır ve bu pin sürekli okunarak buradaki değer alıcı Arduino mikrodenetleyicisine kablosuz olarak gönderilmektedir. Şekil 10'da gerçekleştirilen EMG devresi ve verici modül görülmektedir.



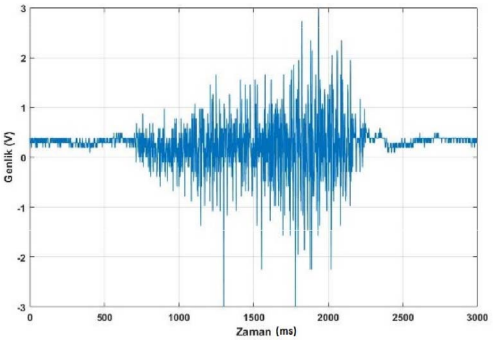
Şekil 10: EMG devresi ve verici modülü

IV. PERFORMANS ANALİZİ

Bu bölümde, geliştirilen EMG cihazı ile BIOPAC firmasının EMG100C cihazından alınan işaretler karşılaştırılarak cihazın performans analizi yapılmıştır. El bileğinin ekstansiyon hareketi esnasında ön kol üzerinde bulunan kaslardan her iki cihaz ile de ölçümler yapılmıştır. Geliştirilen kablosuz EMG cihazından elde edilen doğrultulmamış çıkış işaretinin osiloskop görüntüsü Şekil 11'de verilmiştir. EMG100C cihazı ile alınan işaret ise Şekil 12'de gösterilmiştir. Kablosuz EMG cihazının teorik kazancı 690'dır. EMG100C cihazının kazancı ise 1000 olarak ayarlanmıştır. Şekillerde görüldüğü gibi, EMG100C cihazından alınan işaretin tepeden tepeye genliği yaklaşık 6 V'tur. Geliştirilen cihazın çıkışından alınan işaretin ise tepeden tepeye genliği ise 3,92V'tur. Geliştirilen



Şekil 11: EMG devresi çıkış işareti



Şekil 12: BIOPAC EMG100C çıkış işareti

cihazın kazancı 1000 iken çıkış gerilim değeri oran orantı ile hesaplanırsa;

$$Genlik(A_v = 1000) = \frac{3,92 * 1000}{690} = 5,68V \qquad (8)$$

olarak bulunur. Burada %5,3'lük bir fark görülmektedir. Bunun sebebi yükselteç ve filtre devreleri için hesaplanan direnç ve kondansatör değerlerinin piyasada tam olarak bulunamaması ve değerlerin teori ile tam olarak uyuşmamasıdır.

V. SONUÇ

Bu çalışmada, kas rahatsızlıklarının teşhisinde kullanılan ve kasların kasılması sırasında ortaya çıkan EMG işaretlerini, kablo kaynaklı sınırlandırmalar olmaksızın elde etmek için düşük maliyetli mikrodenetleyici kontrollü kablosuz bir cihaz tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. EMG işaretleri, yüzey elektrotları ile alınarak işlenmiş ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Geliştirilen cihaz ile BIOPAC EMG100C cihazının çıkış işaretleri karşılaştırılarak performans analizi yapılmıştır. Sonuç olarak %5,3'lük bir fark tespit edilmiştir. Bu farkın azaltılması için daha hassas direnç ve kondansatörler kullanılabilir. Bunun yanında güvenlik amacı ile hasta katı ile elektronik devre arası optik izolatörler ile yalıtılabilir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada kullanılan EMG100C cihazı 2015 yılında tamamlanan 111M603 nolu TÜBİTAK projesi kapsamında temin edilmiştir.

KAYNAKÇA

[1] Şenli K., "EMG kontrollü protez kol tasarımı", Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir, 2011.

[2] Swee M., Hong D., Babin T., Ghaem S.; "Wireless electromyography sensor and sys.", Patent Nu: US 6643541 B2, USA, 2003.

[3] Akkuş E., Tarımer İ.,"Deri Yüzeyinden sEMG Sinyalinin Elde Edilmesi ve Kablosuz İletimi İçin Bir Alan Araştırması", Akad. Bil. Konf., 2015.

[4] Champaty B., Dubey P., Sahoo S., "Development of wireless EMG control system for rehabilitation devices", Int. Conf. on Emerging Res. Areas: Magnetics, Machines and Drives, India, 2014.

[5] Rojas D., Velasquez L., Helena L., "Design of a EMG wireless surface EMG 6 channels", Biosignals and Biorobotics Conf.: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living, Brazil, 2014.

[6] Jianting F., Chen J., Shi Y., "Design of a low-cost wireless surface EMG acquisition system", Int. IEEE/EMBS Conf. on Neural Eng., USA, 2014.

[7] Nigg B.M., Herzog W., "Biomechanics of the musculo-skeletal system", New York: Wiley and Sons, 1994.