



Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi

Araştırma Makalesi

Ön Kol Kaslarında Kavrama Esnasında Oluşan Kuvvetin EMG Sinyalleri ile Belirlenmesi ve Analizi

Çağatay TAŞDEMİRÇİ^{a,*}, Yasin KIŞIOĞLU^a

^a*Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, TÜRKİYE*

**Sorumlu yazarın e-posta adresi: cagatay.tasdemirci@kocaeli.edu.tr*

ÖZET

Kas kuvvetlerini insan vücuduna hasar vermeden, doğrudan ölçmek mümkün olmadığı için bu kuvvetlerin belirlenmesinde yardımcı ölçüm ve yöntemlere gereksinim vardır. Bu çalışmada elin kavraması esnasında ön kol kaslarında oluşan kuvvet analiz edilmeye çalışılmıştır. Bunun için farklı katılımcıların ön kol flexor kaslarından EMG ve ön kol antropometrik ölçümleri alınmış, elde edilen ham veriler analiz edilerek kavrama kuvveti ve EMG sinyalleri arasındaki ilişki, ön kol antropometrik ölçümlerinden de faydalanarak incelenmiştir. Kavrama kuvveti ve EMG sinyalleri arasındaki ilişkinin maksimum kasılmanın %20 - %80 aralığında lineer olduğu, maksimum kasılma yüzdelerinin EMG sinyali ile analizi ve tahmininde önkolun antropometrik ölçümlerinin büyük fayda ve tahmin kolaylığı sağladığı, görülmüştür. Elde edilen sonuçların kontrolü için bir yapay sinir ağı kullanılmış, %15'luk bir hata ile önkolun antropometrik ölçümlerinden, kavrama kuvveti ve EMG sinyalleri arasındaki ilişkinin tahmin edilebileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: *Kas kuvvetleri, El kavrama kuvveti, Biyomekanik, EMG sinyali*

Determination and Analysis of Force Generated During Gripping in Muscles of the Forearm via EMG Signals

ABSTRACT

It is not possible to measure muscle strength directly without harming the human body, therefore additional measures and methods are needed to determine these forces. In this study, the forces which created in the forearm muscles was tried to be analyzed. For this purpose, from different subjects, forearm flexor muscles EMG signal and forearm anthropometric measurements were taken then raw signals were analyzed to understand relation between grip strength and EMG signals. Analysis and estimation of maximal contraction percentages via EMG signal showed that forearm anthropometric measurements provided great benefit and predictability, and there is a linear change between grip strength and EMG signals in the range of 20% to 80% of the maximal contraction. An artificial neural network was used to check the results obtained, and an anthropometric measurement of the forearm with an error of 15% revealed that the relationship between grip strength and EMG signals could be predicted.

Keywords: *Muscle forces, Grip Strength, Biomechanics, EMG signals*

I. GİRİŞ

Biyolojik sistemleri analiz etmek için çoğunlukla mühendislik bilimlerinden yararlanılır. Engelli veya benzer rahatsızlıklara sahip insanlar için ürünler geliştirmek, sakatlıkların sebeplerinin belirlenebilmesi, benzer şekilde yaralanmaların engellenebilmesi için kas, kemik, eklem doku gibi yapıların iyi incelenmesi ve kuvvet analizi yapılarak mekanik yapının modellenenebilmesi gerekmektedir. Bu nedenle biyolojik sistemlerin biçim ve işlevlerini mühendislik yöntemlerle inceleyen bilim dalı olarak Biyomekanik doğmuştur.

Biyomekanik çalışmalardaki en büyük zorluklardan biri kaslara binen ve kasların ürettiği kuvvetlerin bilinmesidir. Kuvvet ve kas kasılması arasındaki ilişki kaslardaki kasılmanın ölçümünün zorluğundan dolayı kesin olarak kurulamamaktadır. Bu belirsizliğin ortadan kaldırılabilmesi için kaslardaki kasılma ile kasların uyguladığı kuvvet ilişkilendirilmelidir [1]. Kaslarda meydana gelen kasılma ve EMG ölçümleri farklı kişilerde ve farklı zamanda yapılan ölçümlerde değişiklik gösterebilir. El kavrama kuvvetinin değişikliğinin; ön kol hacmi, ön kol uzunluğu, ön kol çevre ölçümü ve el boyutları ile yaş, beden kütle indeksi (BKİ), cinsiyet, boy uzunluğu gibi sebeplerle kişiden kişiye değişiklik gösterdiği belirtilmiştir [2]. Yapılan çalışmalar, el kavrama kuvvetinin üst ekstremité kas kuvveti ile korele olmasının yanı sıra genel vücut kas kuvveti [3-5] ve pulmoner kas kuvveti ile ilişkili olduğunu göstermiştir [6]. EMG ölçümlerini etkileyen bu faktörleri sadeleştirmek için ölçümler benzer fiziksel özellikteki kişiler üzerinde yapılmalıdır. Bu çalışma EMG sinyalini etkileyen en büyük faktör olan kaslardaki lif sayısı üzerine yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle çalışmada yaş, boy, cinsiyet, vücut yağ oranı gibi değişkenler sabit tutulmaya çalışılmış, bu sayede ön kol ölçümlerindeki değişikliğin büyük ölçüde kaslardaki lif sayısına bağlı olması amaçlanmıştır.

EMG sinyalleri kasın kasılması sonucu ortaya çıkan biyopotansiyel sinyallerdir. Bunların kaynağı, vücutta meydana gelen çeşitli elektrokimyasal olaylardır. EMG sinyalleri vücuttan elektrotlar yardımı ile algılanırlar ve elektrot çeşidine göre değişik adlarla anılırlar ve bu sinyallerin kuvvetlendirilmesinde fark kuvvetlendiricileri kullanılır. EMG işareti kasa iğne elektrot yerleştirilerek ya da kas üzerindeki deriye yüzey elektrot bağlanarak saptanabilir [7]. İğne EMG teknikleri bölgesel ve iğnenin batırıldığı küçük bir alanla ilgili daha geniş ve genel bilgiler verirken yüzeysel elektrotlar EMG işaretleri ile ilgili daha geniş ve genel bilgiler vermektedir.

Genel olarak bir motor ünitesi (kas lifi) gibi az sayıdaki hücrelerin net potansiyel değişiminin ölçümü iğne elektrotlarla, birçok motor ünitelerinin oluşturduğu toplam potansiyelin ölçümü ise yüzey elektrotları ile yapılır. Bu nedenle yüzeydeki kaslarda yapılacak ölçümlerde ve hedeflenen ölçüm kası oluşturan liflerin ürettiği toplam potansiyel ise yüzeysel elektrot kullanılmalıdır [7]. Yüzeysel EMG ölçümlerinde, EMG işaretlerinin karakteristiğinde oluşan kayıpları en aza indirmek ve bu ölçümlerin standardizasyonu için birtakım standartlar belirlenmiştir. 1995 yılında bir grup araştırmacının önderliği ve Avrupa Birliğinin katkılarıyla elektrot, elektrot yerleşimi ve işaret işleme tekniklerinin belirlendiği Kasların Noninvasive Fikirleri İçin Yüzeysel EMG (Surface EMG For Noninvasive Assesment Muscles - SENIAM) projesi hazırlanmış ve 1996 yılında yürürlüğe girmiştir. SENIAM'ın amacı; bu konularda çalışan laboratuvarların başarılarını kabul edilebilir bir seviyeye getirmektir.

EMG sinyali-kuvvet ilişkilendirmesi çalışmalarının sonuçları büyük ölçüde, sayısal işaret işleme yöntemlerinden geçirilerek yapay sinir ağı (YSA) eğitimde kullanılmaktadır [8, 9, 10]. Kas kuvvetlerinin tahmin edilebilmesi için deney sonuçları ile bir yapay sinir ağı eğitilmeli ve eğitimde kullanılmayan farklı değerler ile YSA kontrol edilmelidir. Bu aşamada en önemli faktör eğitim

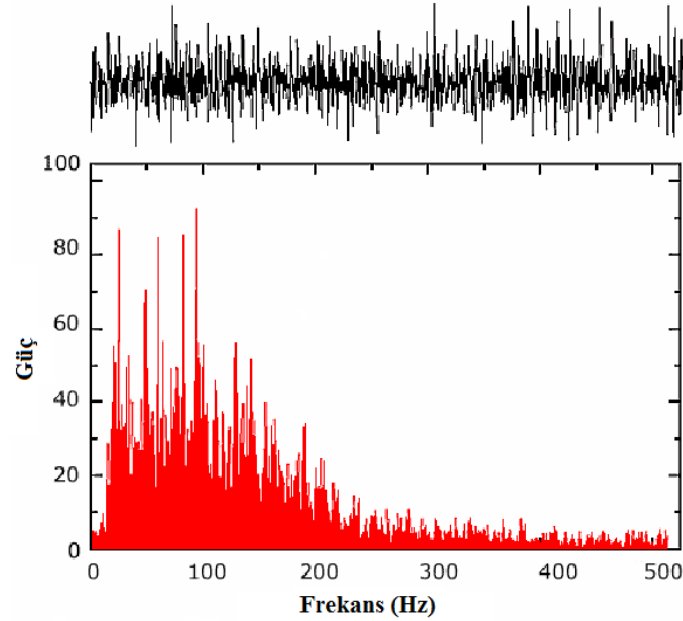
algoritmasıdır ve izometrik kas EMG ölçümlerinde geri yayımlı ileri beslemeli öğrenme metodu tercih edilmektedir [11].

Bu çalışmada önkol kaslarından ölçülen EMG sinyali ile elin kavraması esnasında önkol kaslarının uyguladığı kuvvet ilişkilendirilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda kas momentleri ve kas kuvvetlerini tahmin edilmeye çalışılmış, önkolun antropometrik ölçümlerinin EMG verisine ihtiyaç duyulmadan kasın uyguladığı kuvvetin tahmininde büyük kolaylık sağlayacağı YSA sonuçları ile gösterilmiştir.

II. MALZEME ve YÖNTEM

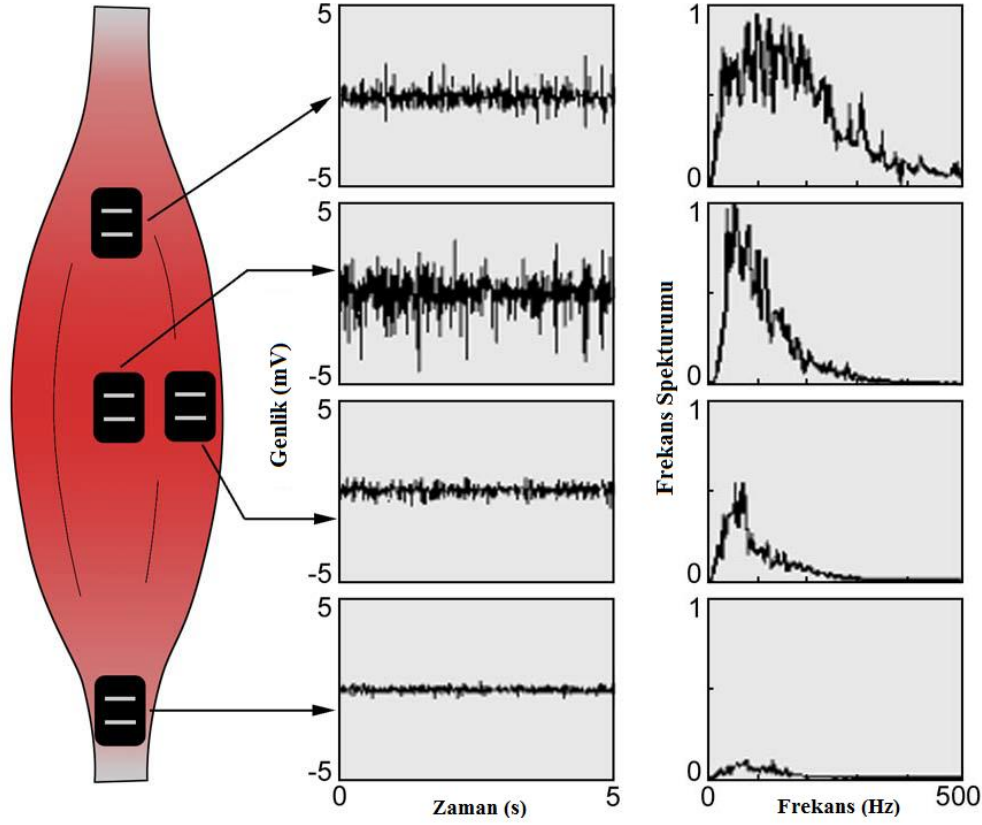
A. EMG SİNYALİNİN ÖLÇÜLMESİ

EMG sinyali kaydedilirken, sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli unsurlardan biri gürültüdür. Gürültü EMG sinyalindeki istenmeyen elektriksel sinyaller olarak tanımlanabilir. Başta elektronik cihazlar ve şebeke frekansı gürültünün en önemli sebeplerindedir. Bu nedenle ölçümler sırasında ortamda olabildiğince az elektronik cihaz bulunmalı ve ham EMG sinyali filtre edilmelidir. EMG sinyali frekans spektrumu şekil 1’de verilmiştir. Görüldüğü gibi EMG sinyalinin kullanılabilir aralığı 0-500 Hz, sinyalin en büyük olduğu aralık ise 0-150 Hz değerindedir.



Şekil 1. EMG Sinyali frekans spektrumu

EMG ölçümü sırasında kullanılan elektrotların sinyal özelliklerini etkileme konusunda büyük rolü vardır. Özellikle ölçümlerde yüzeysel elektrotların kullanılmasından dolayı yan ses olarak adlandırılan ve komşu kasların sinyalinin ölçülmesi istenen kasın sinyali ile karışması olarak tabir edilebilecek olan duruma dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu nedenle elektrot yüzeyleri olabildiğince küçük tutulmalı ve elektrotlar kasın olabildiğince merkezine yerleştirilmelidir [12]. Şekil 2’de kasların farklı bölgelerindeki EMG sinyalleri verilmiştir.



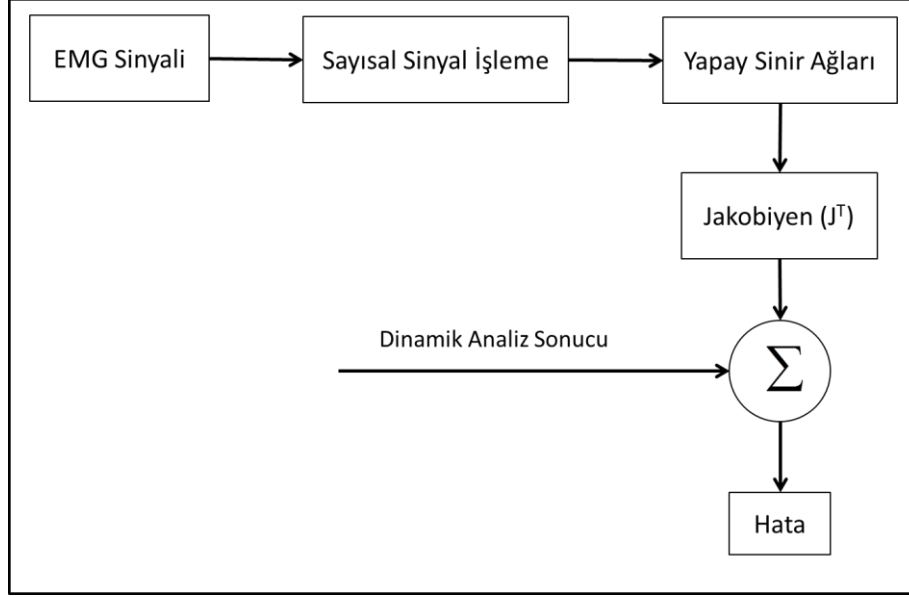
Şekil 2. Kasın farklı bölgelerindeki EMG sinyali [12]

B. YAPAY SİNİR AĞI MODELİ

Yapay sinir ağı (YSA), beyinin bir işlevini yerine getirme yöntemini modellemek için tasarlanan bir sistem olarak tanımlanabilir. Yapay sinir ağları, yapay olarak oluşturulan (elektronik devre veya bilgisayar yazılımı aracılığıyla) sinir hücrelerinin birbirleri ile çeşitli şekillerde bağlanmasından oluşur ve katmanlar şeklinde düzenlenir. YSA modellerinde 3 tip katman bulunur. Bu katmanlar; giriş katmanı, gizli katman ve çıkış katmanıdır. Giriş katmanında giriş veri grupları ağa sunulur. Burada veri işlenmeden bir sonraki katman olan gizli katmana geçer. Gizli katman ağın temel işlevini gören katmandır. Bazı uygulamalarda birden fazla katman bulunabilir, gizli katman sayısı ağ tasarımcısının kontrolündedir ve onun tecrübesiyle şekillenir. Katmanlarda kullanılan hücre sayısı arttıkça, sonucun hassasiyeti de artmaktadır. Çıkış katmanı sinir ağının en uç katmanıdır. Gizli katmandan aldığı veriyi ağın kullandığı fonksiyonla işleyerek sonucu verir. [13].

Yapay sinir ağları konvansiyonel programlama gibi belirli bir algoritma çerçevesinde programlanmazlar [14]. Sinir ağları insanlar gibi örnekler ile eğitilirler. Yapay sinir ağlarının öğrenmesi bir çocuğun öğrenmesi gibidir. Sıcak bir nesneye dokunmaması gerektiğini deneyerek öğrenen çocuklar zamanla daha az sıcak olan bir cisme dokunabilme cesaretini gösterirler ve sıcak süt dolu bardağı elleriyle tutarlar. Yani çocuk sıcaklık bilgisini öğrenmiş olmaktadır. Yapay sinir ağları da benzer olarak; mevcut örnek kümesi üzerinde girdi ile çıktı arasındaki bağıntının ağırlıkların değiştirilmesiyle eğitilirler. Sunulan girdi kümesi için; transfer fonksiyonu tarafından sağlanan değerlere cevap olarak bağlantı ağırlıklarının tamamının veya bir kısmının istenen çıktı ile ağ çıktısı arasındaki farkın belirli bir değere düşüncüye kadar değiştirilmesidir.

Bu çalışmada zamana bağlı bir fonksiyon olan geri yayımlı ileri beslemeli eğitim algoritması kullanan bir YSA kullanılmıştır. Geri yayılım algoritması birçok uygulamada kullanılmış en yaygın öğretim algoritmasıdır [11]. Bu algoritma; hataları geriye doğru çıkıştan girişe azaltmaya çalışmasından dolayı geri yayılım ismini almıştır. Geri yayımlı öğrenme kuralı ağ çıkışındaki mevcut hata düzeyine göre herbir tabakadaki ağırlıkları yeniden hesaplamak için kullanılmaktadır. Çalışmada kullanılan sistematik akış diyagramı Şekil 3’de görülmektedir.



Şekil 3 Çalışmada kullanılan sistematik akış diyagramı

Gizli katman aktivasyon fonksiyonu ve çıkış katman aktivasyon fonksiyonu sigmoid transfer fonksiyonu olarak seçilmiş ve ağ yapısı oluşturulmuştur. Bu fonksiyonlar Eşt. 1.a ve 1.b’de verilmiştir [14].

$$y_j^{(l)}(n) = \frac{1}{1 + \exp(-v_j^{(l)}(n))} \quad (1a)$$

$$v_j^{(l)}(n) = \sum_{i=1}^p w_{ji}^{(l)} y_i^{(l-1)}(n) \quad (1b)$$

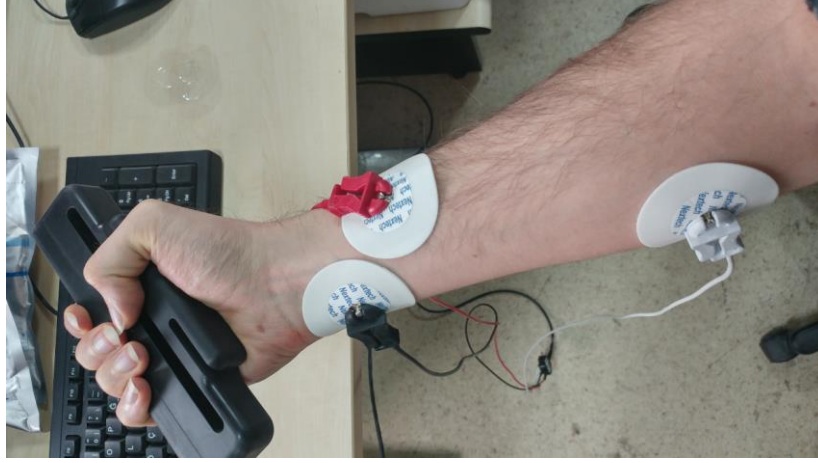
Fonksiyonlarda belirtilen $v_j^{(l)}(n)$ l katmanındaki j. hücre için basit lineer toplam, $y_j^{(l)}(n)$ n. iterasyonda $(l-1)$. Katmanda ki j. hücrenin çıkış sinyali ve $w_{ji}^{(l)}$ ise $(l-1)$. katmanın i. hücresinin ağırlık fonksiyonunu vermektedir.

C. DENEYLER

Yapılan çalışmaya EMG sinyalini etkileyen faktörlerin minimuma indirilebilmesi için benzer özelliklerdeki gönüllü katılımcılar dahil edilmiştir. Çalışma öncesi her katılımcı bilgilendirilmiş ve onayı alınmıştır. Katılımcılar 25-30 yaş arası, 1,75-1,80m boylarında ve 70-80kg ağırlığında erkeklerden oluşturularak, boy, kilo, yaş ve cinsiyet faktörlerinin etkisi minimuma indirilmeye

çalışılmıştır. Bu sayede ön kol ölçümlerindeki farklılığın büyük ölçüde kaslardaki lif sayısından kaynaklanması sağlanmıştır.

Elektrotlar kasın merkezine ve tendonuna yapıştırılmış, kuvvet ölçümleri strain gage vasıtası ile alınmıştır. Elektrotların konumları Şekil 4’de görülmektedir.



Şekil 4 Ölçüm Esnasında Elektrotların Konumu

Kayıt pozisyonunda; vücut dik olacak şekilde, ön kol yere paralel ve dirsek 90° olacak şekilde tutulmuştur. Her bir gönüllüden 12’şer kayıt alınmış ve sonuçlar oluşturulurken bu kayıtların 10’ar tanesinin ortalaması alınmıştır. Ölçümlerde farklı kuvvetlere ilişkin EMG sinyalleri 5’er saniye süre ile alınmış ve her ölçüm arasında 20 saniye dinlenme sağlatılmıştır.

Ön kol uzunluk ölçümü, dirsek 90° fleksiyonda olacak şekilde olecranon ile styloid process arası mesafe ölçülerek [15], ön kol çevre ölçümü ise dirsek 90° fleksiyonda, ön kol supinasyonda iken olecranonun 12 cm distalinden basınç uygulanmadan mezura ile ölçülerek değerlendirilmiştir [16].

EMG sinyali ölçümlerinde, maksimum kavrama kuvveti ve o andaki EMG sinyali ile belirli kuvvetlerdeki EMG sinyalleri kaydedilmiştir. EMG sinyalleri 50-500 Hz bant aralığı geçiren filtre ile filtrelenmiş, bu sayede EMG sinyali 50hz şebeke frekansı ve diğer gürültülerden arındırılmıştır.

Her bir katılımcı için ön kol uzunluk-çevre oranı, EMG sinyali (mV) ve kasların ürettiği maksimum kuvvet (kg) kaydedilmiştir. Kasların ürettiği kuvvetler kişilere göre farklılık göstereceğinden tablo ve grafikler hazırlanırken katılımcıların uygulayabildikleri maksimum kuvvet %100 alınmış ve ara değerler maksimum kuvvet referans alınarak hesaplanmıştır. Maksimum kuvvet yüzdelerinin hesaplanması Eş. 2’de verilmiştir.

$$\text{MaksimumKasılmaYüzdsi(\%)} = \frac{\text{ÖlçülenKuvvet(kg)} \times 100}{\text{ÖlçülenMaksimumKuvvet(kg)}} \quad (2)$$

Elde edilen ölçüm sonuçları Eş. 3’de formüle edildiği gibi normalize edilmiş ve sinir ağının eğitiminde kullanılmıştır.

$$X' = \frac{X - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \quad (3)$$

Çalışmada kullanılan YSA, giriş katmanı dışında 3 katmandan oluşmaktadır ve birinci katman 8 ikinci katman 5 ve çıkış katmanı tek hücrelidir. Yapay sinir ağının eğitiminde 100 adet ölçüm değerinin 50'si kullanılmış, kalan 50'sinden sonuçların test edilmesi esnasında faydalanılmıştır. Sonrasında çapraz doğrulama yapmak için eğitim ve testte kullanılan değerler yer değiştirilmiştir. Eğitilen sinir ağı çıkışında, kasların ürettiği ve değeri önceden bilinmeyen kuvvetler elde edilmiş ve doğrulukları test edilmiştir.

III. BULGULAR ve TARTIŞMA

Biyomekanik alanında yapılan çalışmalarda kas kuvvetlerinin belirlenebilmesi oldukça büyük önem arz etmektedir. Fakat EMG sinyalinin birçok fizyolojik, anatomik ve teknik faktörlerden etkilenmesi ve kişiler arasında farklılık göstermesi sebebiyle, EMG sinyalleri ve kas kuvvetleri arasındaki ilişkinin kesin olarak belirlenmesi oldukça güç bir çalışmadır. Bu ilişkinin incelenebilmesi için bazı faktörlerin etkisi kontrol edilip uygun kayıt ve sinyal işleme yöntemleri kullanılmalıdır.

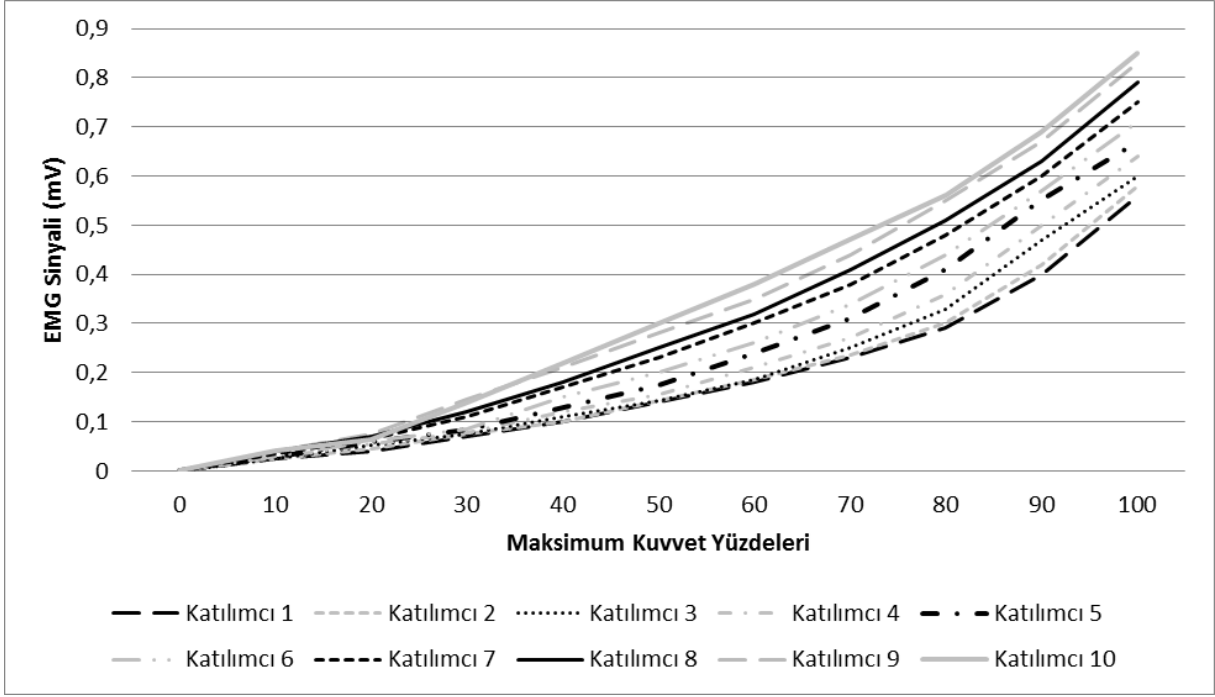
Bu çalışma ışığında ön kol uzunluğunun ön kol çevresine oranının kaslardaki kuvvet ve elektriksel sinyal tahmininde fayda sağlayacağı anlaşılmıştır. Tablo 1'de katılımcıların ön kol uzunluk-çevre oranları, maksimum EMG sinyali ve kas kuvvetleri görülmektedir.

Tablo 1 Katılımcıların Ölçüm Sonuçları

Katılımcı	Ön Kol Uzunluk-Çevre Oranı	Maksimum EMG Sinyali (mV)	Maksimum Kuvvet (kg)
1.Katılımcı	1,080	0,56	25
2.Katılımcı	1,076	0,58	26
3.Katılımcı	1,060	0,60	27
4.Katılımcı	1,041	0,64	29
5.Katılımcı	1,009	0,67	29
6.Katılımcı	0,991	0,71	31
7.Katılımcı	0,970	0,75	32
8.Katılımcı	0,995	0,79	35
9.Katılımcı	0,935	0,83	38
10.Katılımcı	0,924	0,85	40

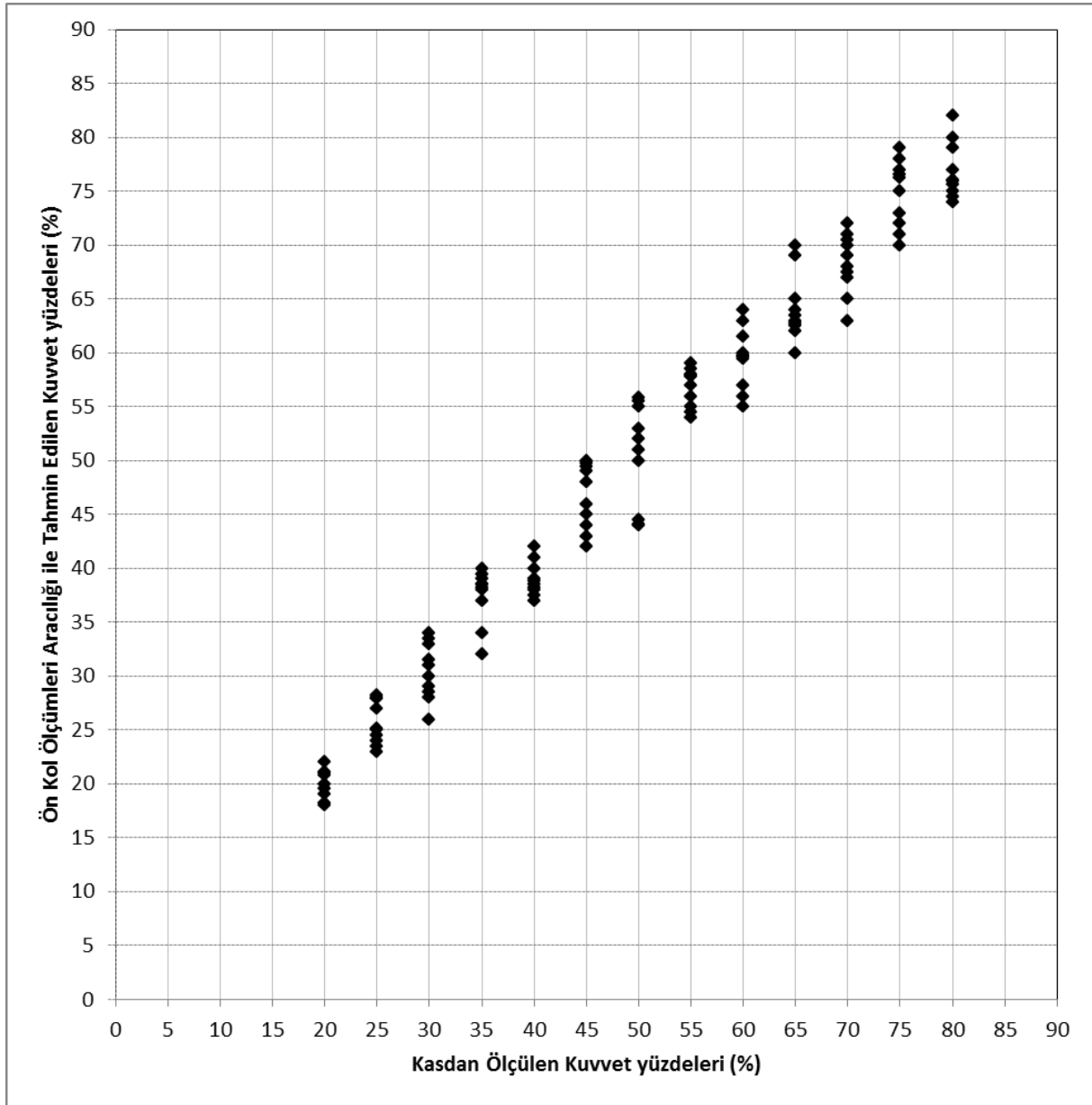
EMG sinyalini etkileyen diğer tüm değişkenler sabit tutulduğundan, sinyalin ve maksimum kas kuvvetinin katılımcılara göre farklılık göstermesinin nedeni kaslardaki lif sayısı olarak düşünülebilir. Katılımcılar benzer fiziki özelliklerde (boy, yaş, vücut yağ oranı gibi) seçilmesinden dolayı önkol uzunluk-çevre oranı kaslardaki lif sayısı ile orantılı olduğundan ön kol uzunluk-çevre oranı (lif sayısı arttıkça oran düşer) azaldıkça kasların uygulayabildiği maksimum kuvvet ve maksimum EMG sinyalinde de artış olduğu görülmektedir.

EMG sinyali ve kastaki maksimum kasılma yüzdeleri incelendiğinde Şekil 5’de de görüldüğü gibi maksimum kasılmanın %20’si ve %80’i arasında olan bölgede, artışın lineere yakın olduğu görülmüştür. Kasların uyarılmasındaki bir diğer önemli noktada, kasın maksimum kuvvet üretmesi için gerekli olan sinyalin, kasın maksimum kuvvetinin %75’ini üretmesi için gereken kuvvetin iki katına eşit olduğu görülmüştür. Yapılacak çalışma ve protez tasarımlarında maksimum kuvvet noktası belirlenmesinde dikkate alınması gerekmektedir.



Şekil 5 Katılımcıların EMS sinyali-kuvvet grafiği

EMG sinyallerinin öznelikleri ile eğitilen yapay sinir ağı, test aşamasına kuvvet değerlerinin belirlenmesinde kullanılmıştır. Şekil 6’da Ön kol – Çevre oranı temel alınarak hazırlanan yapay sinir ağındaki tahmin sonuçları verilmiştir. Kaslardan ölçülen kuvvet oranlarına karşı ön kol uzunluk-çevre oranı ile tahmin edilen kuvvet oranları karşılaştırılmıştır. Tahminler EMG sinyali – Kuvvet ilişkisinin lineer olduğu bölgede yapılmıştır. Yapay sinir ağından toplamda 50 ölçüm alınmış ve bu sonuçlar %0,1 hassasiyetle kaydedilmiştir. Tahminlerin %85 oranında doğru sonuç verdiği görülmektedir. Lineer bölge dışına çıkıldıkça ölçüm sonuçlarının kararsızlığı arttığından YSA eğitim sonuçları da farklılık göstermektedir.



Şekil 6 Ön kol – Çevre oranı ile hazırlanan yapay sinir ağındaki tahmin sonuçları

Özellikle protez tasarımı, implant seçimi ve analizi konularında kaslara ve eklemlere binen yüklerin bilinmesi çok önemlidir. Bu analizlerin kişiler için tek tek yapılabilmesi zor olduğundan daha kolay ölçümlerle yaklaşık tahminlerin yapılabilmesi, çalışmalarda büyük kolaylık sağlayacaktır. Bu çalışma ile önkolun antropometrik ölçümlerinin kastaki lif oranının ve EMG sinyalinin maksimum genliğinin tahmininde dolayısıyla kasların üreteceği maksimum kuvvetin belirlenmesinde büyük kolaylık sağladığı görülmüştür. Ayrıca protez tasarlanırken kullanıcılardan alınacak ölçümler yardımıyla protezlerin maruz kalacağı kuvvetler de kolaylıkla tahmin edilebilecektir.

Yapılan çalışmalarda önkolun antropometrik ölçümlerinin kaslardaki kuvvetlerle ilişkisi incelenmiş benzer çalışmaların EMG ölçümleri ile desteklenmesi ve cinsiyet faktörünün elimine edilmesi tavsiye edilmiştir [17]. Bu çalışma ile cinsiyet faktörü elimine edildiğinde sonuçların daha net olduğu ve EMG sinyalleri ile yapılan ölçümlerin, kasılma kuvveti ve önkol uzunluk-çevre oranı arasındaki ilişkisini desteklediği görülmüştür. Benzer çalışmalar cinsiyet, yaş, vücut kitle indeksi gibi farklı değişkenleri

de kullanılarak yapıldığı ve yapay sinir ağının giriş verileri genişletildiği takdirde daha genel bulgular elde edilebileceği öngörülmektedir.

IV. SONUÇ

Çalışma sonucunda görüldüğü gibi ön kolun antropometrik ölçümlerinin kas kuvvetlerinin tahmininde büyük kolaylık sağladığı görülmüştür. Ön kolun uzunluk çevre oranından yola çıkarak, kastaki lif oranının belirlenebilmesi EMG sinyalinin maksimum genliğinin de tahmin edilebilmesine imkan sağlamıştır. Fizyolojik özellikleri benzer kişiler için yalnızca önkol-çevre oranı kullanılarak kasların uyarma sinyali – kuvvet ilişkisinin %85 doğruluk ile belirlenebileceği görülmüştür. Ayrıca EMG sinyalleri ile maksimum kasılma yüzdelerinin arasındaki ilişkinin kasılmanın %20-%80 aralığında ki bölgede lineer olduğu belirlenmiştir.

V. KAYNAKLAR

- [1] I. Yazici, E. Koklukaya, B. Baslo (2009) DOI: **10.1109/BIYOMUT.2009.5130379**
- [2] L. E. Charles, C. M. Burchfiel, D. Fekedulegn, *Occupational and Environmental Medicine*, (2006) 63:820-827.
- [3] D. Mandalidis, M. O'Brien (2010) DOI: **10.1016/j.jbmt.2008.05.001**.
- [4] J. Adams, J. Burrige, M. Mullee, A. Hammond, C. Cooper, *Clin Rehabil.* **18(4)** (2004) 405.
- [5] B. Niebuhr, R. Marion, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, (1990) 69:96–101.
- [6] M. Sinaki, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, (1989) 68:134–138.
- [7] A. Rainoldi, G. Melchiorri, I. Caruso, *Journal of Neuroscience Methods*, **134(1)** 2004 37-43
- [8] L. M. Kent, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, **12** (1990).
- [9] T.Uchiyama, T.Bessho, K.Akazawa, *Jurnal of Biomechanic*, **31** (1998) 545-554
- [10] L. Wang, T. S. Buchanan, *IEEE Transaction on neural systems and rehabilitation engineering*, **10(1)** 2002 30-37
- [11] J.L. Semmlow, *Biosignal and Bimedical Image Processing Matlab-Based Applications*, 3.Baskı, CRC Press, (2004).
- [12] D.Leca, *Jurnal of applied biomechanic*, **13** (1997) 163.

- [13] Y. Koçyiğit, Y. Korürek, M. Korürek, *İtüdergisi/d: mühendislik*, **4(3)** 2005
- [14] M.M. Liu, W. Herzog, H.H. Savelberg, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **9** (1999) 391-400.
- [15] C. W. Nicolay, A. L. Walker, *International Journal of Industrial Ergonomics*, **35(7)** (2005) 605
- [16] Anakwe RE, Huntley JS, McEachan JE. *Journal of Hand Surgery (European Volume)* **32** (2007) 203.
- [17] S. Narin, İ. Demirbüken, S. Özyürek, U. Eraslan, *Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* **23(2)** (2009) 81.