

EMG işareti ile FPGA tabanlı mod denetimli protez kol kontrolü

FPGA based mod-controlled prosthetic arm control with EMG signal

Uğur Can BOZ^{1,a}, Cengiz TEPE^{*1,b}, İdris SANCAKTAR^{1,c}

¹Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, 55139, Samsun

• Geliş tarihi / Received: 17.07.2021

• Düzeltilerek geliş tarihi / Received in revised form: 21.10.2021

• Kabul tarihi / Accepted: 27.10.2021

Öz

Günümüzde elektromiyogram (EMG) işaretleri kas hastalıklarının tespiti, rehabilitasyon cihazları, protezler, ortezler ve insan hayatını kolaylaştırmak gibi birçok amaç ile kullanılmaktadır. Ancak gerçek zamanlı protez kol uygulamalarında, bu sistemlerin taşınabilir yapıda olması için hem kompakt bir yapıya sahip olması hem de güç tüketimi ve süre açısından optimum çözümler sunması gerekmektedir. Bu çalışmada, 2 kanallı EMG işaretleri kullanılarak Alanda Programlanabilir Kapı Dizisi (FPGA) tabanlı, gerçek zamanlı ve mod denetimli protez kol kontrolü gerçekleştirilmiştir. Ek bir sensöre ihtiyaç duymadan iki kasın birlikte kasılması ile farklı modlar arasında geçiş sağlanmıştır. FPGA kartı içerisinde EMG işaretinin ADC dönüşümü, 2 Hz alçak geçiren FIR süzgeç, eşikleme ve PWM işlemleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca her aşamada elde edilen veriler gerçek zamanlı olarak bilgisayar üzerinden izlenmesi sağlanmıştır. Çalışmanın sonucunda gerçekleştirilen protez kol hareketlerinde %98, mod değiştirme işleminin gerçekleştirilmesinde ise %99 doğruluk elde edilmiştir.

Anahtar kelimeler: EMG, FIR süzgeç, FPGA, Mod denetimi, Protez kol

Abstract

Nowadays, Electromyogram (EMG) signals are used for many purposes such as the detection of muscle diseases, rehabilitation devices, prostheses, orthoses and facilitating human life. However, in real-time prosthetic arm applications, these systems must have a compact structure and offer optimum solutions in terms of power consumption and time in order to be portable. In this study, Field Programmable Gate Array (FPGA) based, real-time and mode-controlled prosthetic arm control was performed using 2-channel EMG signals. By contracting two muscles together without the need for an additional sensor, switching between different modes is provided. ADC conversion of EMG signal, 2 Hz low pass FIR filter, thresholding and PWM operations are performed in the FPGA board. In addition, the data obtained at each stage was monitored in real-time on the computer. As a result of the study, 98% accuracy was achieved in the prosthetic arm movements and 99% in the mode change process.

Keywords: EMG, FIR filter, FPGA, Mode control, Prosthetic arm

^{*b} Cengiz TEPE; ctepe@omu.edu.tr, Tel: (0362) 312 19 19, orcid.org/0000-0003-4065-5207,

^a orcid.org/0000-0003-2460-6341

^c orcid.org/0000-0002-4790-0124

1. Giriş

1. Introduction

EMG işaretleri, kas kasılması sırasında üretilen fizyolojik işaretlerdir (Boschmann vd., 2015; Sudharsan vd., 2020). Bu işaretler, kasların üzerindeki cilt yüzeyinden elektrotlar yardımıyla elektrik potansiyelleri olarak okunabilirler (Boschmann vd., 2015; Thukral & Tyagi, 2015). EMG işaretleri yaşlı ve fiziksel engelli bireylere yardım amacıyla kullanılmasının yanında, ev ve ofis gibi ortamlarda insan hareketlerini desteklemek ve kolaylaştırmak amacıyla da kullanılabilir (Thukral & Tyagi, 2015). FPGA, yeniden yapılandırılabilir mantık blokları matrisi içeren ve ara bağlantılar yoluyla birbirine bağlanan dijital entegre devrelerdir (Chabchoub vd., 2015). FPGA paralel çalışabilmesinden ötürü, düşük saat frekanslarında ve gerçek zamanlı uygulamalarda kullanılabilir (Zhang vd., 2012). Ayrıca donanım tasarım dilleri (HDL) aracılığıyla birçok kez programlanabilmesi sayesinde gerçekleştirilen uygulamalarda esneklik sağlamaktadır (Zhang vd., 2012).

FPGA tabanlı EMG işaret kullanılarak yapılan birçok çalışma vardır. Bunlardan bazıları sinir iletim hız tespiti (Sudharsan vd. 2020), işaret analizi (Borbely vd., 2014; Chabchoub vd., 2015; Sundaram vd., 2016), kasılma yoğunluğuna göre kontrol işareti üretme (De Paula Felipe De Oliveira vd., 2014), protez kol kontrolü (Siddiq Ahmed vd., 2021; Tepe vd., 2020), protez parmak kontrolü (Ayvali vd., 2021) ve protez el kavrama kuvveti kontrolü (Prakash & Sharma, 2020; Wu vd., 2021) gibi çalışmalardır.

Literatürde FPGA kullanarak yapılan birçok protez kontrol çalışmaları vardır. Boschmann ve ark. 256 kanala kadar yüksek yoğunluklu elektromiyografi işaretlerinin (HD EMG) Zynq FPGA kartı üzerinde Doğrusal Diskriminant Analizi (LDA) ve zaman etki alanı (TD) özellikleri kullanarak sınıflandırılmasını sağlamıştır (Boschmann vd., 2015). Zhang ve ark. FPGA ve mikrodenetleyici kullanarak insan hareketlerini yürüyor, duruyor ve merdiven çıkıyor olmak üzere üç grupta sınıflandırmıştır (Zhang vd., 2012). Chen vd., 2016 3 kanallı EMG verileri, yongada sistem (System on Chip&SoC) mimarisi ve Naive Bayes

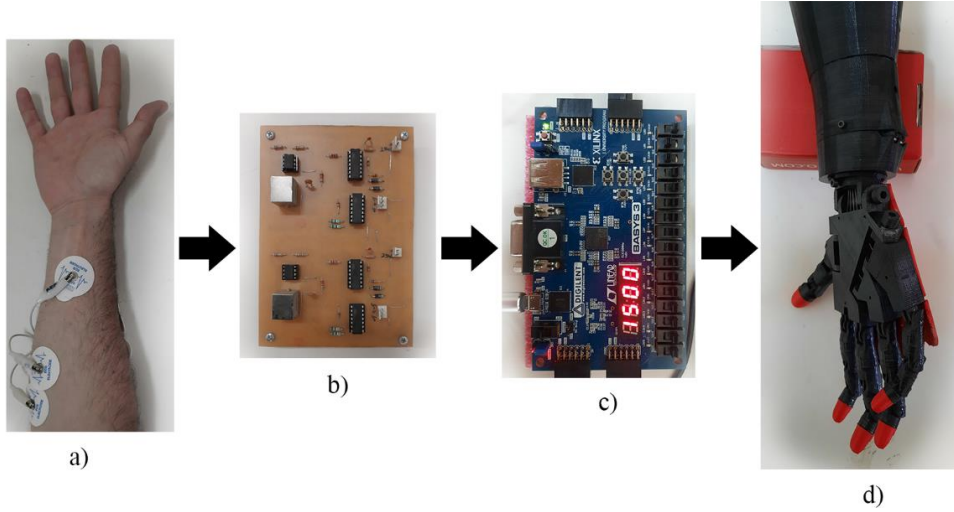
sınıflandırıcısı kullanılarak elde edilen veriler ile bağımsız olarak tasarlanmış kolun kontrolü sağlanmıştır. EMG işaretlerini bant geçiren süzgeç, yumuşatma ve eşikleme kullanarak robot kolu kontrol etmişlerdir (Caldwell vd., 2012).

Protez uygulamaları mümkün olduğu kadar kompakt bir yapıya ve düşük güç tüketimine sahip olmalıdır (Boschmann vd., 2015; Bu vd., 2004; Wöhrle vd., 2017). Ayrıca elde edilen veriler gerçek zamanlı olarak işlenebilme ve çeşitli sistemlerle iletişim halinde bulunma veya verileri kaydetme olanağı barındırmalıdır (Wöhrle vd., 2017). FPGA düşük güç tüketimi, boyut avantajı ve eş zamanlı çalışmasından ötürü protez kol uygulamaları için oldukça uygun bir seçimdir. Bu çalışmada FPGA geliştirme kartı üzerinde Anahtarlama Mod Yöntemi ve iki adet kas üzerinden elde edilen işaretler kullanılarak çok işlevli protez kol gerçek zamanlı kontrol edilmiştir. Elde edilen EMG işaretlerinin işlenmesi için 2 Hz alçak geçiren FIR süzgeç kullanılmış ve bu işaretlerin sınıflandırılmasında 4 farklı eşik değerinden yararlanılmıştır. Çalışmada tanımlanan modlar arasında geçişler elde edilen kontrol işaretleri ile harici bir sensor bilgisi kullanılmadan EMG işaretleri ile sağlanmıştır.

2. Materyal ve metot

2. Material and method

Bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin genel yapısı Şekil 1'de gösterilmiştir. İki kanallı geri beslemeli yükselteç devresinden elde edilen işaretler FPGA ile 1 KHz örnekleme frekansı kullanılarak örneklenmiştir. EMG işareti frekans band aralığındaki yüksek frekans bileşenlerinden kaynaklı anlık olarak EMG işaretinin genliğinde değişimler oluşmaktadır. Bu değişimler stabil kontrol işaretinin oluşturulmasında bir engel teşkil etmektedir. Bundan dolayı, deneme yanılma yoluyla farklı frekanslarda alçak geçiren süzgeç kullanılarak en iyi sonucu veren 2 Hz kesim frekansı seçilmiştir. 2 Hz alçak geçiren süzgeç ile kontrol işaretlerinin oluşturulması sağlanmıştır. Elde edilen kontrol işaretleri kullanılarak protez kolun 6 farklı mod seçeneği ile kontrolü sağlanmıştır.



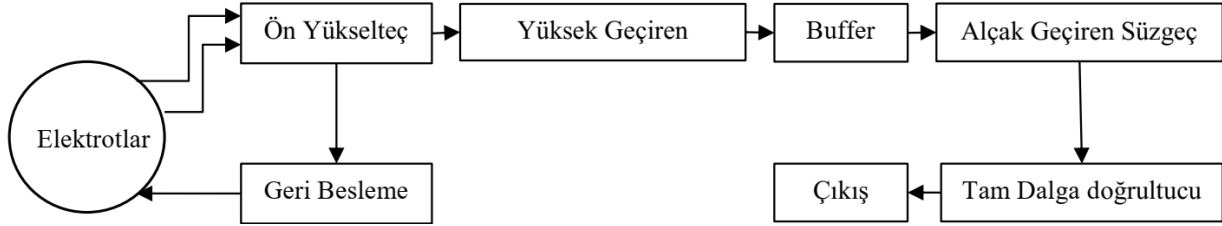
Şekil 1. Sistemin genel yapısı: a) Elektrot yerleşimi, b) İki kanallı geri beslemeli yükselteç devresi, c) FPGA, d) Protez kol

Figure 1. General structure of the system: a) Electrode placement, b) Two-channel feedback amplifier circuit, c) FPGA, d) Prosthetic arm

2.1. EMG veri alımı

2.1. EMG data acquisition

Bu çalışmada kullanılan iki kanallı geri beslemeli yükselteç devresinin blok şeması Şekil 2’de



Şekil 2. Tek kanallı geri beslemeli yükselteç devresi blok diyagramı

Figure 2. The block diagram of the single-channel feedback amplifier circuit

Elektrot yerleşimleri Şekil 3’de verilmiştir. Şekil 5’de gösterilen birinci kanal EMG işaretleri Şekil 3.a ekstansör digitorum ve ikinci kanal

verilmiştir. Bu yükselteç devresi ön yükselteç, yüksek geçiren, buffer, alçak geçiren süzgeç, tam dalga doğrultucu ve geri besleme bölümlerinden oluşmaktadır. EMG işareti 3000 kat yükselmiştir (Tepe & Eminoğlu, 2014).



a)



b)

Şekil 3. Elektrot yerleşimleri: a) Ekstansör digitorum, b) Fleksör kalpi ulnaris

Figure 3. Electrode placements: a) Extensor digitorum, b) Flexor carpi ulnaris

EMG işaretleri Şekil 4’te gösterilen el hareketleri kullanılarak elde edilmiştir. El açık konumu dinlenme konumudur. Yumruk

hareketi ile elde edilen işaretlerle, üçüncü ve dördüncü eşik değerleri kullanılarak mod değişikliği için kontrol işaretleri

üretilmektedir. El dışarı ve el içeri el hareketleri ile elde edilen işaretlerle ise birinci ve ikinci eşik değerleri kullanılarak protezin

bulunduğu mod içerisindeki hareketinin değiştirilmesi için kontrol işaretleri üretilmiştir.



Şekil 4. El hareketleri: a) El açık (dinlenme konumu), b) Yumruk Hareketi, c) El dışarı, d) El içeri
Figure 4. Hand movements: a) Hand open (resting position), b) Fist Movement, c) Hand out, d) Hand in

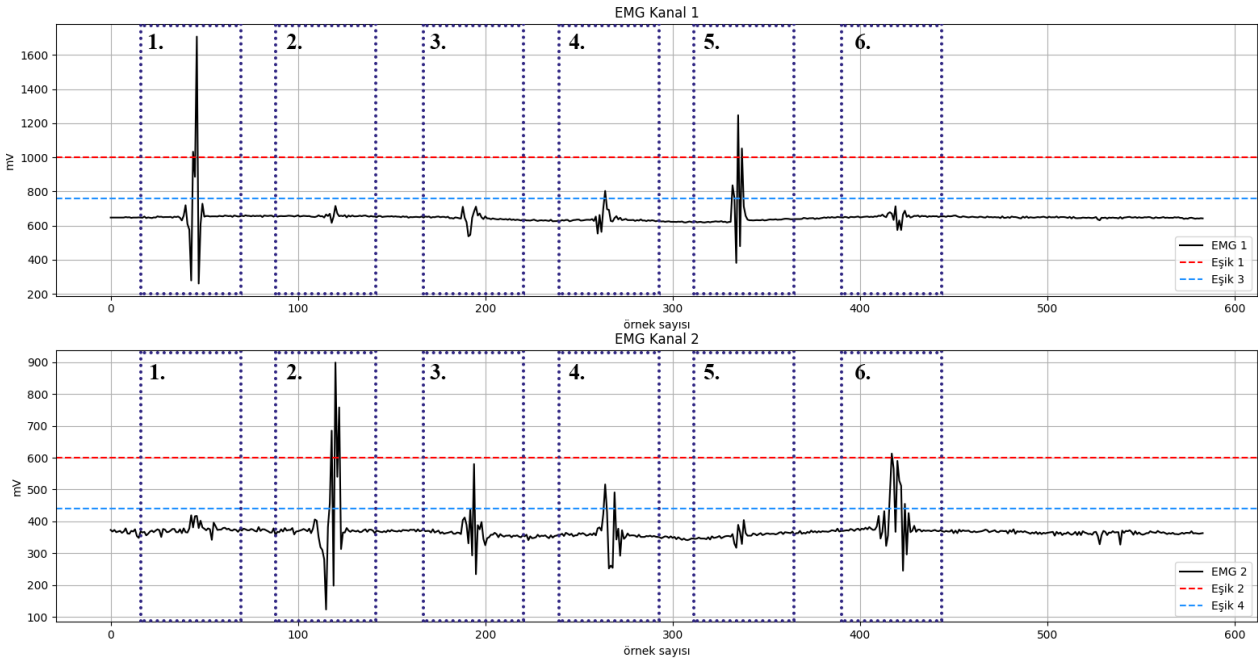
2.2. Eşikleme yöntemi

2.2. Thresholding method

Modlar arası geçişler iki kanaldan alınan EMG verilerinin eşiklenmesi sonucu elde edilen kontrol işaretleri ile sağlanmıştır. Ayrıca FPGA kartı üzerinde harici olarak mod değişikliği de gerçekleştirilebilmektedir.

Örneklenen EMG işaretlerinden kontrol işaretlerinin elde edilmesi aşamasında, öncelikle örneklenen işaretler 2 Hz FIR süzgeçten geçirilir ve ardından bu işaretler üzerinde eşikleme işlemi gerçekleştirilir. Eşikleme işlemi gerçekleştirilirken her bir kanal için mod kontrol ve protez kol kontrol işaretlerini elde etmek amacıyla iki farklı eşik değeri ele alınır. Eşik değerleri EMG işaretlerinin offset seviyesi ve elin hareketleri dikkate alınarak deneme yanılma ile bulunur.

Şekil 5'te, gerçekleştirilen çalışmada birinci ve ikinci kanaldan elde edilen EMG işaretlerinin, 2 Hz alçak geçiren FIR süzgeç çıkışındaki işaretleri gösterilmektedir. Bu işaretle birinci ve beşinci işaret el içeri hareketi, ikinci ve altıncı işaret el dışarı hareketi ve son olarak üçüncü ve dördüncü işaretler yumruk hareketi sonucunda elde edilmiştir. Bu durumlar dikkate alındığında el içeri hareketleri kullanılarak birinci eşik değeri, el dışarı hareketleri kullanılarak ikinci eşik değeri ve yumruk hareketleri kullanılarak üçüncü ve dördüncü eşik değerleri elde edilir. Ardından geliştirme kartı üzerinden deneme yanılma ile bu değerlerde iyileştirmeler gerçekleştirilir. Birinci kanal için ilk eşik değeri 1000 ve ikinci eşik değeri 760 olarak belirlenmiştir. İkinci kanal için bu değerler ilk ve ikinci eşik değeri olmak üzere sırayla 600 ve 440 olarak belirlenmiştir.



Şekil 5. İki kanallı EMG işareti
Figure 5. Two-channel EMG signal

2.3. FPGA kartı

2.3. FPGA board

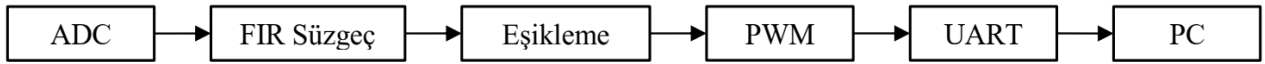
Bu çalışmada Şekil 1.c’de gösterilen günümüzde geniş I/O birimine, FPGA geliştirmek için temel birimlere ve Vivado ücretsiz versiyon desteğine sahip olmasından ötürü yaygın olarak kullanılan bir geliştirme kartı kullanılmıştır (Digilent Inc, 2021).

Kullanılan FPGA kartı chip üzerinde dahili ADC (Analog Digital Converter) modülüne sahiptir. Geliştirme kartının ADC referans gerilimi 1 voltur ve 12 bit çözünürlüğe sahiptir. Bu sayede 244 uV çözünürlük sağlayabilir. Ayrıca 1 MSPS (Mega Samples Per Second) örnekleme frekansı sayesinde çalışmalar için ayrıntılı veri kümeleri sağlayabilir.

2.4. FPGA mimari tasarımı

2.4. FPGA architecture design

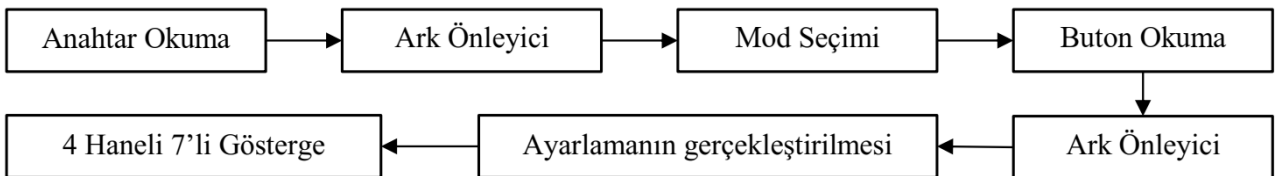
FPGA eş zamanlı çalışabilmesi sayesinde elimizdeki donanım koşullarının el verdiği düzeyde paralel ya da seri olarak donanım



Şekil 6. EMG işaretlerinin FPGA içerisinde işlenmesi

Figure 6. The processing of the EMG signals with FPGA

Kullanım kolaylığı sağlaması amacıyla butonlar ve 7 segment üzerinde 9 farklı fonksiyona sahip menü oluşturulmuştur. Şekil 7’de gösterilen bu menü yardımıyla örnekleme sonucunda her bir kanal için elde edilen EMG genlik değerleri ve bunların süzgeç çıkışları 7 segment üzerinde gösterilebilmektedir (ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci modlar). Altıncı,



Şekil 7. Kullanıcı ekranı çalışma diyagramı

Figure 7. User screen working diagram

Gerçekleştirilen çalışma için genel akış diyagramı Şekil 8’da verilmiştir. Akış diyagramında gösterilen EMG1 birinci kanaldan alınan ve EMG2 ise ikinci kanaldan alınan EMG işaretlerini göstermektedir. Bu işaretlerden elde edilen kontrol işaretleri Şekil 5’te gösterilmiştir. 2 kanallı EMG işaretleri kullanılarak 4 farklı kontrol işareti elde

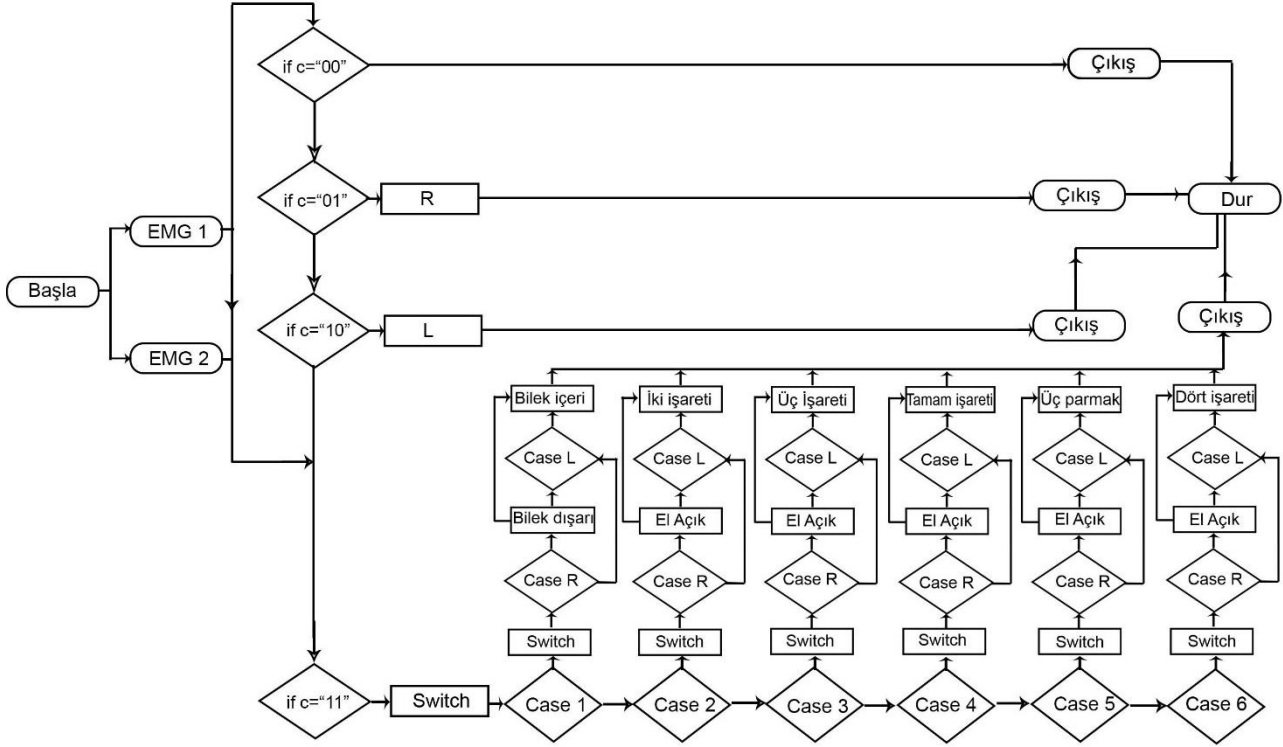
tasarımını mümkün kılmaktadır. Bu tasarım donanım dilleri aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. Donanım dilleri kodlama ile bir donanım tasarımının gerçekleştirilmesini mümkün kılmaktadır. Gerçekleştirilen bu çalışmada yaygın olarak kullanılan donanım dillerinden bir tanesi olan VHDL kullanılmıştır. Çalışma da kullanılan iki ana eş zamanlı döngü Şekil 6’ de gösterilmiştir. İlk döngüde yükselteç devresinden alınan EMG işaretleri 1 KHz örnekleme frekansı ile örneklenir. Bu işaret 2 Hz alçak geçiren FIR süzgeçten geçirilerek Şekil 5’de gösterilen EMG1 ve EMG2 işaretleri elde edilir. Ardından bu işaretlerin 2 tanesi mod değişikliği ve iki tanesi protez hareketlerinin kontrolünü sağlamak için toplamda 4 farklı eşik değeri kullanarak kontrol işaretleri elde edilir. Tüm elde edilen EMG verileri UART protokolü kullanılarak bilgisayara gönderilmektedir. İkinci eş zamanlı döngüde ise güncellenen mod değerleri ve hareket işaretleri kullanılarak sonlu durum makineleri yardımıyla protez kontrol işaretleri üretilir.

yedinci, sekizinci ve dokuzuncu fonksiyonlar kullanılarak kontrol işaretlerinin oluşturulması amacıyla belirlenen 4 farklı eşik değeri görüntülenebilmekte ve ayarlanabilmektedir. Birinci fonksiyon ise protezin hareketleri için yapılandırılmış 6 farklı moddan hangisinde çalışmakta olduğunu göstermekte ve ayarlanmasını sağlamaktadır.

edilmiştir. Birinci durumda (el dinlenme hareketi, c = “00”), iki kontrol işaretinin 4 eşik değerinin de altında kaldığı durum gösterilmiş ve bu durumda sistem çıktısı güncellenmemiştir. İkinci durumda (el içeri hareketi, c = “01”) ise birinci kanalın genlik değeri birinci eşik değerini geçmesi ve ikinci kanalın hiçbir eşik değerini geçmemesi

durumu gösterilmiştir. Bu durumda protez hareketlerinin güncellenmesi için yön işareti R konumuna güncellenmiştir. Üçüncü durumda (el dışarı hareketi, c = "10") ikinci işaretin ikinci eşik değerini geçmesi ve ilk işaretin hiçbir eşik değerini geçmemesi durumu gösterilmiştir. Bu durumda yön işareti L olarak güncellenmiştir. Son durumda (yumruk hareketi, c = "11") iki işaretin üçüncü ve

dördüncü eşik değerlerini geçmesi durumu kontrol edilmiştir. Bu durumda mod değeri bir artırılmıştır. Bu işlemlerle eş zamanlı olarak, güncellenen 6 farklı mod değerleri ve her bir mod içerisindeki iki farklı (R, L) kontrol işaretinden yararlanarak 250 ms'lik periyotlarda protez kol için oluşturulan PWM işaretlerinin güncellenmesi sağlanmıştır.



Şekil 8. FPGA akış diyagramı
Figure 8. FPGA flowchart

2.5. FPGA ve RC servo motor bağlantısı

2.5. FPGA and RC servo motor connection

Çalışmada kullanılan protez kolda parmaklar için 5 ve bilek için 1 tane olmak üzere toplamda 6 tane RC servo motor kullanılmıştır. Bu RC servo motorlar için kullanıldığı duruma bağlı olarak farklı açı değerleri kullanıldığından farklı PWM işaretleri üretilmiştir. RC Servo motorların beslemesi ise harici olarak güç kaynağı üzerinden sağlanmıştır.

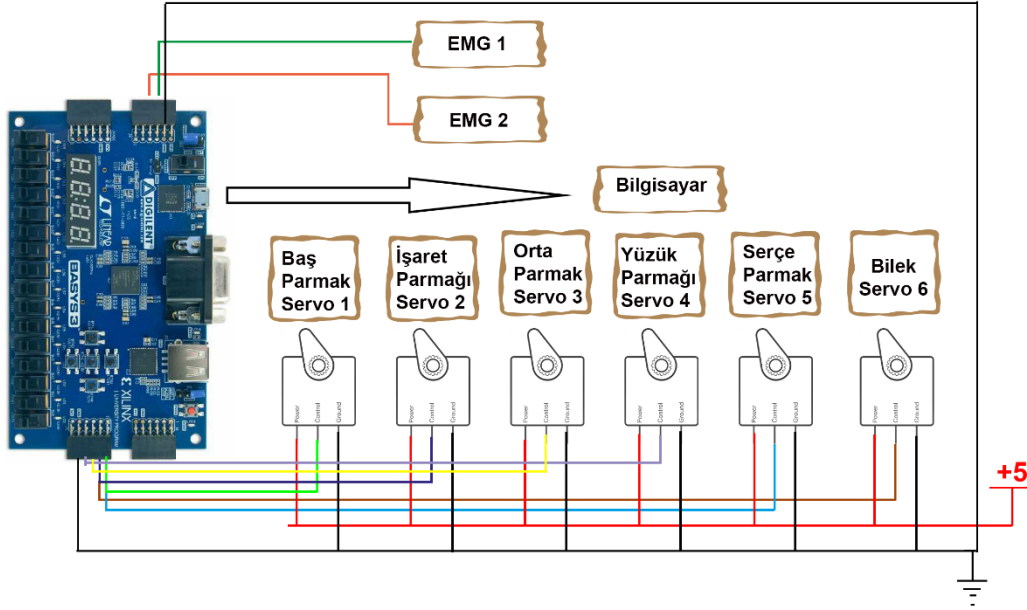
Kullanılan geliştirme kartı üzerinde birçok giriş/çıkış pini mevcuttur. Ancak bu kartta çevresel birim ya da modül olarak hazır bir PWM çıkışı mevcut değildir. Bu nedenle çıkış pinleri kullanılarak, PWM işaretleri oluşturulmuştur. Kullanılan RC servo motorların güncelleme değerlerinden dolayı oluşturulan bu işaretlerin güncelleme frekansları 4 Hz olarak ayarlanmıştır.

FPGA ve RC servo motor bağlantıları Şekil 9'da gösterilmiştir.

Kullanılan her bir RC servo motor için iki farklı PWM işareti oluşturulmuştur. RC servo motorların hareket açı değerleri Tablo 1'de verilmiştir. RC Servo motorların birinci açı değerleri ilk beş RC servo motor için 0 derece, altıncı RC servo motor için ise 10 derecedir. Her bir RC servo motorun ikinci açı değerleri ise birinci RC servo motordan altıncı RC servo motora kadar sırayla olmak üzere 100, 120, 120, 100, 100, 160'tır. Protez kol ile iki işareti gerçekleştirmek için, birinci ve ikinci RC servo motorlar 0, üçüncü RC servo motor 120, dördüncü ve beşinci RC servo motorlar 100 derece olarak ayarlanmıştır. Üç işareti için birinci ve beşinci RC servo motorlar 100 derece, ikinci, üçüncü ve dördüncü RC servo

motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. El Açık (dinlenme konumu) için tüm RC servo motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. Tamam işareti için birinci servo motor 0 derece, ikinci ve üçüncü RC servo motor 120 derece, dördüncü ve beşinci RC servo motorlar 100 derece olarak ayarlanmıştır. Üç parmak el hareketi için birinci, ikinci ve beşinci RC servo motorlar 0 derece, üçüncü RC servo motor 120 derece, dördüncü RC servo motor 100 derece

olarak ayarlanmıştır. Dört işareti için beşinci servo motor 100 derece, birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü RC servo motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. Bilek içeri hareketi için altıncı RC servo motor 10 derece, bilek dışarı için ise 160 derece olarak ayarlanmıştır. Farklı modlar da bilek ve parmak durumları değiştirilebilir bu sayede tüm el hareketleri hem bilek içeride hem de bilek dışarıda iken gerçekleştirilebilir.



Şekil 9. RC Servo motor ve FPGA elektrik bağlantıları

Figure 9. RC Servo motor and FPGA electrical connections

Kullanılan her bir RC servo motor için iki farklı PWM işareti oluşturulmuştur. RC servo motorların hareket açı değerleri Tablo 1'de verilmiştir. RC Servo motorların birinci açı değerleri ilk beş RC servo motor için 0 derece, altıncı RC servo motor için ise 10 derecedir. Her bir RC servo motorun ikinci açı değerleri ise birinci RC servo motordan altıncı RC servoya kadar sırayla olmak üzere 100, 120, 120, 100, 100, 160'tır. Protez kol ile iki işareti gerçekleştirmek için, birinci ve ikinci RC servo motorlar 0, üçüncü RC servo motor 120, dördüncü ve beşinci RC servo motorlar 100 derece olarak ayarlanmıştır. Üç işareti için birinci ve beşinci RC servo motorlar 100 derece, ikinci, üçüncü ve dördüncü RC servo motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. El Açık (dinlenme konumu) için tüm RC servo motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. Tamam işareti için birinci servo motor 0 derece, ikinci ve üçüncü RC servo motor 120 derece, dördüncü ve beşinci RC servo motorlar 100

derece olarak ayarlanmıştır. Üç parmak el hareketi için birinci, ikinci ve beşinci RC servo motorlar 0 derece, üçüncü RC servo motor 120 derece, dördüncü RC servo motor 100 derece olarak ayarlanmıştır. Dört işareti için beşinci servo motor 100 derece, birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü RC servo motorlar 0 derece olarak ayarlanmıştır. Bilek içeri hareketi için altıncı RC servo motor 10 derece, bilek dışarı için ise 160 derece olarak ayarlanmıştır. Farklı modlar da bilek ve parmak durumları değiştirilebilir bu sayede tüm el hareketleri hem bilek içeride hem de bilek dışarıda iken gerçekleştirilebilir.

Uygulamada 6 farklı mod denetimi gerçekleştirilmiş ve bu sayede programın farklı döngülere girmesi sağlanmıştır. Tanımlanan modlarda programın el hareketlerine karşı üreteceği protez kol hareketleri Tablo 2'de gösterilmiştir. Burada, üst kısımda gösterilen yumruk hareketi ile modlar arası geçiş ve tablonun sol kısmında gösterilen el içeri ve el

dışarı hareketleri ile seçili modda tanımlı iki hareket arasında geçişler kontrol edilmiştir. Mod değiştirme işlemi yumruk hareketi

yapılarak değiştirilebileceği gibi butonlar ve 7 segment ile sunulan fonksiyonlar ile de değiştirilebilmektedir.




Tablo 1. RC servo motor açı aralık değerleri

Table 1. The angle range values of RC servo motors

Servo Motor	İki İşareti (°)	Üç İşareti (°)	El Açık (°)	Tamam İşareti (°)	Üç Parmak (°)	Dört İşareti (°)	Bilek dışarı (°)	Bilek İçeri (°)
Servo Motor 1	0	100	0	0	0	0	0;100	0;100
Servo Motor 2	0	0	0	120	0	0	0;120	0;120
Servo Motor 3	120	0	0	120	120	0	0;120	0;120
Servo Motor 4	100	0	0	100	100	0	0;100	0;100
Servo Motor 5	100	100	0	100	0	100	0;100	0;100
Servo Motor 6	10;160	10;160	10;160	10;160	10;160	10;160	10	160

Tablo 2. Protez kontrolü için gerekli el hareketleri

Table 2. The hand gestures required for controlling the prosthetic arm

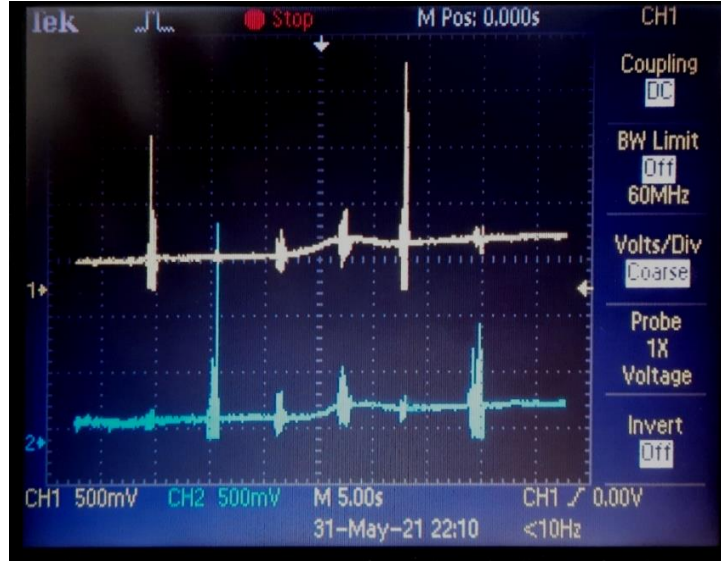
El Hareketleri						
	Mod 1	Mod 2	Mod 3	Mod 4	Mod 5	Mod 6
	El açık	El açık	El açık	El açık	El açık	Bilek içeri
	Dört İşareti	Üç parmak	Tamam işareti	Üç işareti	İki işareti	Bilek dışarı

3. Bulgular ve tartışma

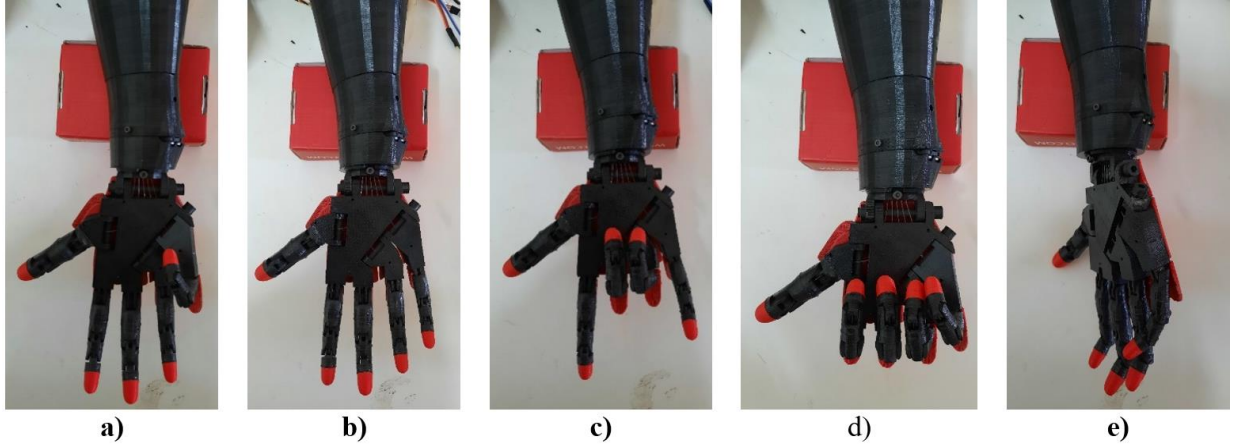
3. Results and discussion

Şekil 10'de iki kanallı geri beslemeli yükselteç devresinin çıkışında EMG işaretlerine ait osiloskop görüntüsü yer almaktadır. Şekilden EMG işaretlerinin başarılı bir şekilde yükseltildiği görülmektedir. Ayrıca Şekil 5'te bu işaretlerin FPGA ile örneklenmesi ve süzgeçlenmesi sonucunda bilgisayara gönderilen işaretler gösterilmektedir.

Bu işaretler kullanılarak protez kolun bilek içeri-dışarı hareketleri ve parmak hareketleri gerçekleştirilmiştir. Bazı protez el görüntüleri Şekil 11'de verilmiştir. Çalışma sonucunda sağlıklı bir katılımcı üzerinde gerçekleştirilen 100 denemede, el dışarı-içeri hareketleri ile elde edilen kontrol işaretlerinde %98 ve yumruk hareketi ile elde edilen mod değiştirme hareketinde %99 başarımları sağlanmıştır.



Şekil 10. İki kanallı EMG işaretinin osiloskop görüntüsü
Figure 10. Oscilloscope image of two-channel EMG signal



Şekil 11. Protez el görüntüleri: a) Dört işareti, b) El açık, c) Üç parmak işareti, d) Tamam işareti, e) Bilek dışarı

Figure 11. Prosthetic arm images: a) Four sign, b) Hand open sign, c) Three finger sign, d) OK sign, e) Wrist out sign

Tablo 3'te gerçekleştirilen uygulamaya ait kaynak kullanımları gösterilmektedir. Burada, toplam 20800 tane birleşik mantık kapıları (LUT), 41600 tane hafıza elemanı (FF), 90 tane sayısal işaret işleme birimi (DSP), 106 tane giriş-çıkış terminali (IO) ve 32 tane tampon bellek (BUFG) bulunmaktadır.

Mevcut kaynak tüketimi göz önüne alındığında uygulamanın büyütülmesi ve geliştirilmesi için kaynak kapasitesi uygun olduğu görülmektedir. Örneğin, FPGA'de toplam 90 adet DSP bulunmasına rağmen bu çalışmada sadece 51 tanesi kullanılmıştır.

Tablo 3. FPGA Kaynak kullanımı
Table 3. FPGA resource utilization

Kaynak	Kullanılan (adet)	Toplam (adet)	Kullanılan (%)
LUT	1316	20800	6.3
FF	1545	41600	3.7
DSP	51	90	56.7
IO	35	106	33.0
BUFG	4	32	12.5

Tablo 4'te bu çalışmanın literatürde gerçekleştirilmiş diğer çalışmalarla güç

tüketimi, gecikme ve doğruluk açısından karşılaştırılması verilmiştir.

Tablo 4. FPGA ile gerçekleştirilmiş protez kol çalışmaları
Table 4. Prosthetic arm studies performed with FPGA

Referans (kaynak)	Güç tüketimi (W)	Gecikme (ms)	Doğruluk (%)
(Zhang vd., 2012)	x	104	99.31
(Chen vd., 2016)	x	x	92
Bu çalışma	0.140	24	99

Literatürde gerçekleştirilmiş benzer çalışmalar vardır (Ayvalı vd., 2021; Borbely vd., 2014; De Paula Felipe De Oliveira vd., 2014; Prakash & Sharma, 2020; Siddiq Ahmed vd., 2021; Wu vd., 2021). Ancak bu çalışmalarda güç tüketimi, kontrol işareti gecikmesi veya doğruluk açısından veri paylaşımı yapılmamıştır. Ayrıca çok modlu kontrol yapısına sahip değildirler. Naive Bayes sınıflandırıcısına dayalı protez el kontrolü gerçekleştirilmiştir. Çalışmada chip kullanımı daha düşüktür ancak sınıflandırma için 3 kanallı EMG işareti kullanılmıştır (Chen vd., 2016). Bunun yanında bu çalışmaya göre daha düşük bir doğruluk elde edilmiştir. Zhang ve ark. FPGA ve mikrodenetleyici kullanarak protez ayak hareketlerini üç grupta sınıflandırmıştır (Zhang vd., 2012). Gerçekleştirilen çalışmanın doğruluk oranı bu çalışma ile aynıdır ancak 4 kat daha büyük gecikme süresine sahiptir. TEPE ve ark. gerçekleştirdiği çalışmada mod değiştirme için ivmeölçer sensör kullanmışlardır (Tepe vd., 2020). Ancak bu çalışmada mod değiştirmek için insan doğasına daha uygun olan ön koldaki iki kasın aynı anda kasılması kullanılmıştır.

4. Sonuçlar

4. Conclusions

Bu çalışmada, FPGA kartı ile 2 kanallı EMG işaretleri kullanılarak yeniden yapılandırılabilir gerçek zamanlı mod denetimli protez kol uygulaması gerçekleştirilmiştir. Ayrıca modlar arası geçiş harici bir sensör kullanılmadan insan doğasına daha uygun olan EMG işareti ile gerçekleştirilmiştir. Literatürdeki diğer çalışmalara göre daha kısa sürede protez kol kontrolü sağlanmıştır. Gerçekleştirilen bu çalışmada 24 ms gecikme süresi ve 0.140 W güç tüketimi ile protez kol kontrolü %98 ve mod geçiş kontrollü %99 doğruluk oranı elde edilmiştir. Bunlara ek olarak analogdan sayısala dönüştürme, sayısal süzgeç, eşikleme ve PWM işaretlerinin üretilmesi gibi birçok işlem tek chip üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Gelecek çalışmalar da sistemin genel yapısı değiştirilmeden çok kanallı uygulamalar için

genişletilebilir. Ek olarak, uygulamanın kullanıldığı alana bağlı olarak daha düşük kaynak kullanımının istendiği durumlarda DFF yerine BRAM, daha düşük kontrol gecikmesi istenen uygulamalarda ise FIR süzgeç sıralı tasarım yerine eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilir.

Yazar katkısı

Author contribution

Tüm yazarlar makalenin her aşamasında eşit oranda katkı sağlamışlardır.

Etik beyanı

Declaration of ethical code

Bu makalenin yazarları, bu çalışmada kullanılan materyal ve yöntemlerin etik kurul izni ve/veya yasal-özel izin gerektirmediğini beyan etmektedir.

Çıkar çatışması beyanı

Conflicts of interest

Yazarlar herhangi bir çıkar çatışması olmadığını beyan eder.

Kaynaklar

References

- Ayvalı, M., Wickenkamp, I. & Ehrmann, A. (2021). Design, construction and tests of a low-cost myoelectric thumb. *Technologies*, 9(3), 63. <https://doi.org/10.3390/technologies9030063>
- Borbely, B. J., Kincses, Z., Voroshazi, Z., Nagy, Z. & Szolgay, P. (2014). A modular test platform for real-time measurement and analysis of EMG signals for improved prosthesis control. *International Workshop on Cellular Nanoscale Networks and their Applications*, 1-2. <https://doi.org/10.1109/CNNA.2014.6888643>
- Boschmann, A., Agne, A., Witschen, L., Thombansen, G., Kraus, F. & Platzner, M. (2015). FPGA-based acceleration of high density myoelectric signal processing. *2015 International Conference on Reconfigurable Computing and*

- FPGAs, 123, 77–89.
<https://doi.org/10.1016/j.jpdc.2018.07.004>
- Bu, N., Hamamoto, T., Tsuji, T. & Fukuda, O. (2004). FPGA implementation of a probabilistic neural network for a bioelectric human interface. *The 2004 47th Midwest Symposium on Circuits and Systems*, iii–29.
<https://doi.org/10.1109/MWSCAS.2004.1354283>
- Caldwell, P., Al-Bayat, R., Kellar, C. & Shin, I. (2012). Biomechanics: surface electromyography prosthesis control. *5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2012)*, 786–789.
<https://doi.org/10.1109/BMEI.2012.6512954>
- Chabchoub, S., Mansouri, S. & Salah, R. B. (2015). Biomedical monitoring system using LabVIEW FPGA. *2015 World Congress on Information Technology and Computer Applications*, 1–5.
<https://doi.org/10.1109/WCITCA.2015.7367020>
- Chen, X., Ke, A., Ma, X. & He, J. (2016). SoC-based architecture for robotic prosthetics control using surface electromyography. *8th International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics, 1*, 134–37.
<https://doi.org/10.1109/IHMISC.2016.31>
- De Paula Felipe De Oliveira, J., Junior, E. A. & Roda, V. O. (2014). A reconfigurable control system using EMG. *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*, 1318–1321.
<https://doi.org/10.1109/I2MTC.2014.6860959>
- Digilent Inc.: Basys 3 FPGA board reference manual power supplies. (2021, July 15).
<https://www.digilentinc.com>
- Prakash, A. & Sharma, S. (2020). A low-cost system to control prehension force of a custom-made myoelectric hand prosthesis. *Research on Biomedical Engineering*, 36(3), 237–47.
<https://doi.org/10.1007/s42600-020-00064-w>
- Siddiq Ahmed, S., Almusawi, A. R. J., Yilmaz, B. & Dogru, N. (2021). Design and multichannel electromyography system-based neural network control of a low-cost myoelectric prosthesis hand. *Mechanical Sciences*, 12(1), 69–83.
<https://doi.org/10.5194/ms-12-69-2021>
- Sudharsan, R. R., Deny, J., Muthukumaran, E. & Selvi, S. C. (2020). Design, implementation, and estimation of MFCV for 4-different position of human body using FPGA. *Microelectronics Journal*, 105.
<https://doi.org/10.1016/j.mejo.2020.104890>
- Sundaram, K., Marichamy & Pradeepa. (2016). FPGA based filters for EEG pre-processing. *2016 2nd International Conference on Science Technology Engineering and Management (ICONSTEM) (ss. 572–576)*.
<https://doi.org/10.1109/ICONSTEM.2016.7560958>
- Tepe, C. & Eminoğlu, İ. (2014). Düşük maliyetli mayo-elektrik denetimli protez el projesi. *16. Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı (ss. 657–662)*. Kocaeli.
- Tepe, C., Erdim, M. & Eminoğlu, I. (2020). Myo bileklik ile gerçek zamanlı protez kol kontrolü. *European Journal of Science and Technology*, 184–93. <https://doi.org/10.31590/ejosat.779672>
- Thukral, R., Gulshan, M. & Tyagi, M. P. (2015). Hardware implementation to develop prosthetic hand-a review. *International Journal of Engineering Development and Research*, 3(3).
- Wöhrle, H., Tabie, M., Kim, S. K., Kirchner, F. & Kirchner, E. A. (2017). A hybrid FPGA-based system for EEG- and EMG-based online movement prediction. *Sensors (Switzerland)* 17(7). <https://doi.org/10.3390/s17071552>
- Wu, H., Dyson, M. & Nazarpour, K. (2021). Arduino-based myoelectric control: towards longitudinal study of prosthesis use. *Sensors (Switzerland)*, 21(3), 1–13. <https://doi.org/10.3390/s21030763>
- Zhang, X., Huang, H. & Yang, Q. (2012). Implementing an FPGA system for real-time intent recognition for prosthetic legs. *Proceedings - Design Automation Conference (ss. 169–175)*. New York: Association for Computing Machinery.
<https://doi.org/10.1145/2228360.2228394>