

## Araştırma Makalesi / Research Article

# Üst Ekstremitte Dış İskelet Robot İçin Giyilebilir Kablosuz MIMU Sensörler Vasıtası İle İnsan Robot Etkileşim Ağı Tasarımı

Beyda TAŞAR<sup>1\*</sup>, Oğuz YAKUT<sup>1</sup>, Sait MÜFTÜ<sup>1</sup>, Şakir Furkan YÖNDEM<sup>1</sup>, Hakan DURMUŞ<sup>1</sup><sup>1</sup>Firat University, Faculty of Engineering, Department of Mechatronics, Elazığ

\* Sorumlu yazar e-posta: btasar04@hotmail.com

oyakut@firat.edu.tr

saitmüftü33@gmail.com

yondem\_furkan@hotmail.com

drmskhn@hotmail.com

ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0002-4689-8579>ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0002-0986-1435>ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0001-5621-7805>ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0002-0067-1379>ORCID ID: <http://orcid.org/0000-0003-0002-0311>

Geliş Tarihi: 19.08.2019

Kabul Tarihi: 20.11.2020

## Öz

Bu araştırma kapsamında insan vücuduna uyumlu, insan hareketlerini destekleyen iki serbestlik dereceli bir üst-ekstremitte dış iskelet robot sisteminin kontrolü için giyilebilir kablosuz sensörler MIMU (ivmeölçer, jiroskop) vasıtası ile insan robot etkileşim ağı tasarımı gerçekleştirilmiştir. Kişinin üst ve alt kol uzuvlarına bağlı iki adet MIMU sensörden açılal ivmelenme, jiroskop ve manyetometre bilgileri alınıp, AHRS (Attitude and Heading Reference Systems) algoritması ile bu sensör verileri bütünleştirilip kişinin üst ekstremitte hareketine ilişkin (üst kol, alt kol) kuaternion yönelim matrisi hesaplanmıştır. Kinematik analiz ile de kuaternion matrisi verileri kullanılarak omuz ve dirsek eklemlerine ait Euler yönelim açıları (x, y, z eksenleri için) hesaplanmıştır. Geliştirilen etkileşim ağı ile laboratuvar olanakları ile tasarlanan ve imalatı yapılan iki serbestlik dereceli prototip üst ekstremitte dış iskelet robot kolun gerçek zamanlı hareket kontrolü gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, kullanıcı kişi kolunu hareket ettirenken, dış iskelet robotta senkronize olarak aynı hareketi gerçekleştirmektedir.

### Anahtar kelimeler

MIMU; Üst Ekstremitte Dış İskelet Robot; İnsan-Robot Etkileşimi; Kinematik Analiz; AHRS Algoritması

## Human Robot Interaction Network Design with Wearable Wireless MIMU Sensors for Upper Extremity Exoskeleton Robot

### Abstract

Within the scope of this research, human robot interaction network design was carried out by means of wearable wireless sensors MIMU (accelerometer, gyroscope, magnetometer) for the control of a two-degree upper-extremity exoskeletal robot system compatible with human body and supporting human movements. Angular acceleration, gyroscope information was obtained from two MIMU sensors connected to the upper and lower limbs of the subject, and AHRS (Attitude and Heading Reference Systems) algorithm was integrated with these sensor data and the upper extremity movement (upper arm, lower arm) quaternion orientation matrix was calculated. Euler orientation angles (for x, y, z axes) of shoulder and elbow joints were calculated by using kinematic analysis. With the developed interaction network, real time motion control of two degrees of freedom prototype upper extremity exoskeleton robot arm which is designed and manufactured with laboratory facilities was realized. As a result, the user performs the same movement synchronously in the exoskeleton robot as the person moves the arm.

### Keywords

MIMU; Upper Extremity Exoskeleton Robot; Human-Robot Interaction; Kinematic Analysis; AHRS Algorithm

## 1. Giriş

Son yıllarda, giyilebilir robotlara yönelik çalışmalar oldukça yoğunlaşmıştır. Dış iskelet robot, bir operatör tarafından giyildiğinde kişinin iskelet ve kas sistemine ve hareketine destek sağlayan, kişi ile senkronize hareket edebilen robotlar (Şekil 1) olarak tanımlanabilirler (Hua vd. 2016, Pons 2008). Operatör ile robot arasında kurulacak etkileşim ağı aracılığıyla robot, operatör kişinin hareket motivasyonunu algılar, kişinin hareket aktivitesini takip eder, hareketini destekler ve fiziksel mukavemetini (yük taşıma kapasitesi, çalışma süresi, vb.) artırır. Literatürde kullanım amacına göre üst ekstremité dış iskelet robotlar ikiye ayrılmaktadır, bunlar askeri (mukavemet arttırmak amaçlı) ve rehabilitasyon (hareketi asiste etmek ve desteklemek amaçlı) tasarımlardır (Dollar ve Herr 2008, Vukobratovic 2006, Cowanet 2012, Mohammed vd. 2012, Marchal-Crespo ve Reinkensmeyer, 2009, Pons 2010).

Dünyada yükselmekte olan yaş ortalamasına paralel olarak serebrovasküler ve nöromusküler hastalıklar artmaktadır ve bu kişiler fizik tedavi ve rehabilitasyon hizmetine ihtiyaç duymaktadırlar (Dollar ve Herr 2008, Vukobratovic 2006). Fiziksel

terapi olarak adlandırılan ve fizyoterapist bir ekip tarafından hastanın üst ekstremité fonksiyonunu restore etmek için uygulanan geleneksel yöntemin başarılı olduğu bilinmektedir (Marchal-Crespo ve Reinkensmeyer 2009, Pons 2010, Kawamoto vd. 2003). Bununla birlikte, yüksek hasta sayıları ve düşük terapist sayıları, hastaların yeterli sayıda fizik tedavi seansı almalarını engellemektedir. Ayrıca terapistler tarafından kişiye manuel olarak yaptırılmaya çalışılan rehabilitasyon hareketlerinin birebir tekrarlanamaması (hız ve eklem hareket yörüngesinin değişkenliğe uğraması) da geleneksel terapi hastanın ilerlemesini ve iyileşmesini olumsuz yönde etkiler. (Fleischer and Wege vd. 2006). Yaşlıların ve hastaların sayısındaki artış, robotik rehabilitasyon çalışmalarına olan ilgiyi arttırmıştır (Fleischer vd. 2005, Fleischer vd. 2006, Wang ve Makeig 2009, Lew vd. 2012, Valiente 2015). Robotla terapinin geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında çok daha yüksek ve tekrarlanabilir başarı sonuçları verdiği araştırmacılarca rapor edilmiştir (Fleischer vd. 2005). Bu alandaki en bilinen başarılı üst ekstremité robotlar, T-Wrex Dış iskelet robot (Sanchez et. al. 2006), MGA dış iskelet robot (Lenzo 2013), RUPERT (Huang vd. 2012), L-EXOS (Frisoli et. al. 2009) dir.



Şekil 1. Örnek üst ekstremité dış iskelet robot görselleri

Dış iskelet robot çalışmaları başlıca iki temel bölüme ayrılmaktadır. Birinci kısım, mekanik tasarım, imalat ve eyleyici seçimi, ikinci kısım ise bu araştırma çalışmasının da konusu olan insan – robot etkileşimi yani insan hareket arzusunun algılanması ve bu istek doğrultusunda dış iskelet robotun kişi ile senkronize hareketinin sağlanmasıdır. Literatürde, dış iskelet robotlarda insan-robot etkileşim ağının kurulumu için üç farklı sensör türü kullanımı göze çarpmaktadır.

- 1) Biyoelektriksel sinyaller (EMG, EEG) ile etkileşim ağı oluşturulması
- 2) İnsan-robot arasındaki etkileşim kuvvetinin ölçümü vasıtası ile etkileşim ağı oluşturulması
- 3) MIMU sinyalleri vasıtası ile etkileşim ağı oluşturulması

İlk yöntemde, biyoelektriksel sinyallerin (elektromiyografi (EMG) veya elektroensefalogram (EEG) doğrudan kullanıcı kişiden giyilebilir sensörler vasıtası ile kaydedilmesi ve ardından insan hareket

arzusunun bu sinyaller aracılığıyla belirlenmesi ilkesi söz konusudur (Fleischer and Wege vd. 2006, Kawamoto vd. 2003, Fleischer vd. 2005, Fleischer vd. 2006, Wang ve Makeig 2009, Lew vd. 2012). Bu nedenle, diğer iki yöntemle kıyasla, bu yöntemde bilgi ve zaman kaybı çok düşüktür ve insan hareket arzusunu yüksek doğrulukla tanımak mümkündür (Pons 2010). Ancak biyoelektriksel sinyal tabanlı etkileşim ve kontrol stratejileri, biyomedikal kayıt cihazları çevresel faktörlerden (titreşim ve manyetik alandan) etkilediğinden kullanışlı değildir.

İkinci yöntem ise, kullanıcı ile dış iskelet arasına yerleştirilen sensörlerden etkileşim kuvvetlerinin ölçülmesi prensibine dayanır. Etkileşim kuvvetinin büyüklüğüne göre dış iskelet robot eklemleri ile kullanıcı kişinin eklemleri arasındaki açılarda hareket farklılığı ilişkilendirip dış iskelet robotun eklem eyleyicilerinin hızı ve konumu kontrol edilmektedir. Bazı araştırmacılar bu etkileşim kuvvetini kullanıcı ve robot arasındaki bağlantı noktasına yerleştirdikleri kuvvet sensörleri ile ölçerken, diğerleri robot bağlantısına yerleştirilen elastik malzemenin deformasyon hızını hesaplayarak belirlemişlerdir (Valiente 2005, Kawamoto and Sankai 2005, De Rossi 2011). İnsan ve robot arasındaki basınç etkileşimini ölçen ve bu bilgi ile kontrol stratejisi geliştiren araştırmacılar da mevcuttur (Suzuki vd. 2007, del-Ama vd. 2012).

Üçüncü yöntem ise kişinin uzuvlarına giydiği MIMU sensörlerden gelen ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre bilgilerinin füzyonu sonucu kişinin hareketi esnasında uzuvların hız, yönelim ve oryantasyon bilgilerinin hesaplanması ve bu bilgi ile dış iskelet robotun eklem eyleyicilerinin kontrolörü prensibine dayalıdır (Luinge vd. 2005, Luinge vd. 2007, Roetenberg vd. 2005, Roetenberg vd. 2009, Mihelj 2006, Bleser vd. 2011). X, y, ve z eksenlerinde yönelim yani Euler açıları (yunuslama, yalpalama ve sapma açıları) belirlemek için AHRS adı verilen algoritmalar geliştirilmiştir (El-Gohary ve McNames 2012, El-Gohary ve McNames 2015, Taunyazov vd. 2016, Picerno vd. 2011, Taetz vd. 2016, Vignais vd. 2013, Peppoloni vd. 2016, Peppoloni vd. 2015). Bu algoritma ile ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre ölçümlerinin füzyonu ile en optimum yönelim sonucu hesaplanır (Miezal vd. 2013, Jung vd. 2010, Peppoloni vd. 2013, Zhang vd. 2011, Miezal vd.

2011, El-Gohary vd. 2011, Ruffaldi vd. 2014). Bu yöntem bilgi ve zaman kaybı çok düşük olması ve biyoelektriksel sensörlerin kaydında olduğu gibi çevresel etki ve elektrot titreşim problemlerinin de bulunmaması nedeni ile dış iskelet robot tasarımı çalışmalarında özellikle tercih edilmektedir.

Bu araştırma kapsamında insan vücuduna uyumlu, insan hareketlerini destekleyen iki serbestlik dereceli (omuz ve dirsekte birer serbestlik derecesi) üst ekstremitte dış iskelet robot sistemi için insan-robot etkileşim ağının tasarımı çalışması gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında öncelikle giyilebilir kablosuz MIMU sensörler vasıtası ile kişinin kol hareketi esnasında oluşan açılarda ivme, yerçekimi etkisi ölçülmüştür. Kullanılan AHRS algoritması ile de alt ve üst kolun yönelim açısı yani Euler açıları (x, y, z eksenleri etrafında) hesaplanmıştır. Son aşamada ise geliştirilen insan-robot etkileşim ağı tasarımı ve imalatı yapılan iki prototip bir dış iskelet robot üzerinde test edilmiştir.

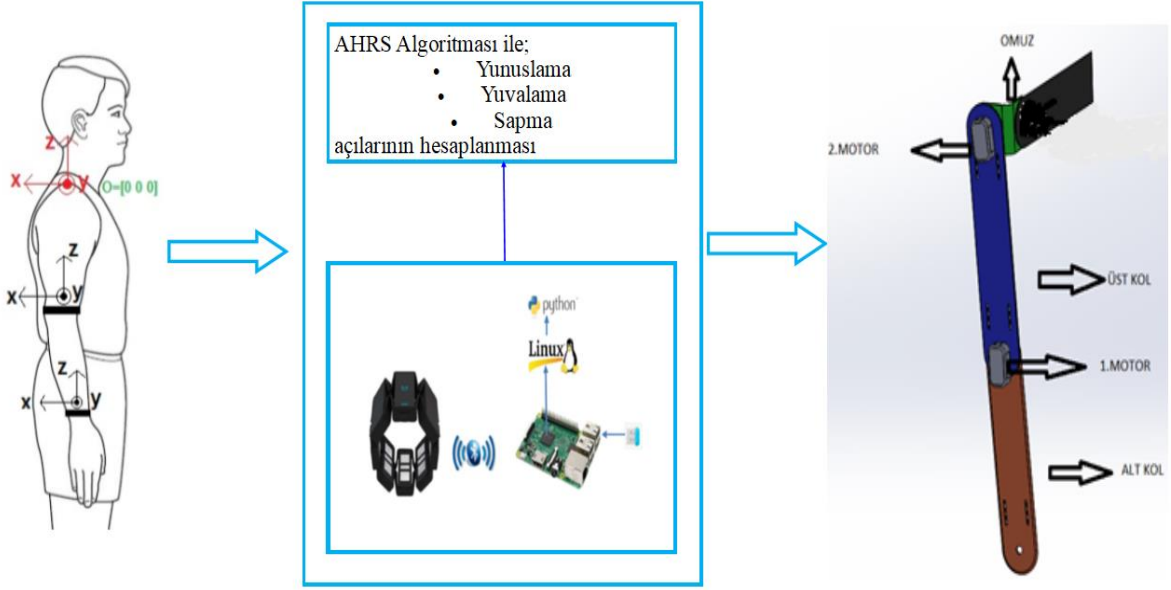
## **2. Materyal ve Metot**

### **2.1. Çalışmaya Genel Bakış**

Bu çalışmada, düşük maliyetli 2 DOF dış iskelet robotu, terapötik egzersizleri yapmak ve hareketlerini desteklemek için tasarlanmış ve MIMU sensörler vasıtası ile insan – robot arasında etkileşim ağı tasarımı yapılmıştır. Mekanik özellikler, elektronik donanım, dış iskelet robota ilişkin matematiksel modelleme ve etkileşim ağı tasarımı ayrıntılı olarak sunulmuştur. Çalışmanın kapsamını özetleyen blok şeması Şekil 2'de yer almaktadır. Operatör kişinin üst ve alt kol uzuvlarına konumlandırılan MIMU sensör verileri ile üst ve alt kol eklemlerinin oryantasyon açıları (Euler açıları yani yunuslama, yuvarlanma, yalpalama (sapma) açıları) hesaplanmış ve kişinin hareket isteği ile senkronize bir şekilde dış iskelet robotun hareket kontrol sağlanmıştır. Kişinin alt kol uzvuna (dirseğe yakın) ve üst kol uzvuna (omuza yakın) olmak üzere iki adet giyilebilir MIMU sensör konumlandırılmıştır. Kullanılan MIMU sensör Thalmic Firmasınca üretilen myo kol bandı üzerinde yer alan 9 DOF MIMU sensördür. 50 Hz örnekleme frekansı ile sensör verisi alınmakta ve bluetooth protokolü ile Raspberry pi 3 gömülü sistem kartına iletilmektedir. MIMU, açılarda

hız, doğrusal ivme verisini tek bir modülde toplayan elektronik bir sensör birimdir. MIMU temelde üç ayrı sensör içerir. Bunlar ivmeölçer, jiroskop ve

manyetometredir. Ve bu üç sensör verisinin birleşimi ile harekete ait kinematik veriler (açısal ivmelenme, açısal oran (hareket miktarı)) elde edilir.



Şekil 1. Çalışmaya ait blok şeması

## 2.2. AHRS Algoritması ile Euler açılarının hesaplanması

AHRS algoritması ile yönelim bilgisini elde etmek için jiroskoplardan, ivmeölçerlerden ve manyetometreden gelen bilgiyi en uygun şekilde türleştirir. Bir AHRS algoritması kavramsal olarak iki ayrı bloğa ayrılmıştır: 1) jiroskoplardan hesaplanan yönelim değeri ve 2) ivmeölçer ve manyetometrelerden hesaplanan yönelim değeri. AHRS algoritmaları, her iki bağımsız bir yönelim tahminini kullanarak, her iki yaklaşımı kaynaştırılmış tek bir çözüme entegre etmektedir. Jiroskop ile tek başına yönelim bilgisini hesaplamak mümkün olsa da uzun vadedeki kayma yani drift hatası en büyük dezavantajdır. Bu nedenle manyetometre ile kalibrasyonunun yapılması yani AHRS algoritması ile sonuçların sentezlenmesi oryantasyonu gösteren Euler açılarının (yunuslama, yalpa ve sapma açıları) doğru hesaplanması için etkin bir yöntemdir. AHRS algoritması olarak Magdwick algoritması kullanılmıştır. Bu yöntem, MIMU' nun ivmeölçer okumalarına dayanarak yerçekimi alanına göreceli 3D oryantasyonunu ve manyetometreleri kullanarak dünya manyetik alanı boyunca oryantasyonunu elde etmeyi mümkün kılan bir gradyan iniş optimizasyonuna dayanır. Her sensörün katkısını en

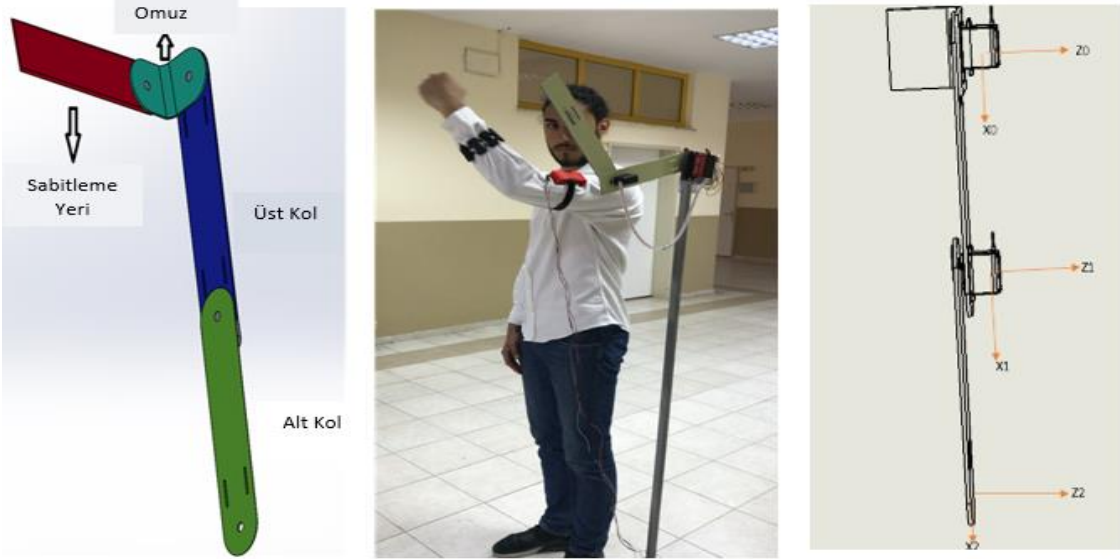
uygun şekilde ağırlıklandırarak oryantasyon tahminine yaklaşma oranını kontrol etmek için bir parametre kullanılır. Bu Algoritma, oryantasyon verilerinin kuaterniyon gösterimi ile ifadesini sunar. Kuaternion matrisinden Euler açılara dönüşüm ise Eşitlik (1) yardımı ile hesaplanmıştır.

$$\begin{bmatrix} \gamma \\ \beta \\ \alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tan^{-1} \frac{2(q_0q_1 + q_2q_3)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)} \\ \sin^{-1}(2(q_0q_2 - q_3q_1)) \\ \tan^{-1} \frac{2(q_0q_3 + q_1q_2)}{1 - 2(q_2^2 + q_3^2)} \end{bmatrix} \quad (1)$$

## 2.3. Dış iskelet robotun tasarımı ve imalatı

Biyolojik kolun kinematikğine uyum sağlayacak şekilde iki sayıda bağımsız serbestlik derecesine sahip üst ekstremité dış iskelet robotun tasarımı SolidWorks programı ile üç boyutlu olarak tasarlanmıştır (Şekil 3 a). Kolun sadece x- y eksenine dik olan z eksenine doğrudusunda hareket ettiği kabulün yapıp x ve y doğrultusundaki hareketleri ihmal edilmiştir. Üst ekstremité dış iskelet robotun imalatı alikobat (aliminyum kompozit) malzemenin torna, freze, kaynak işlenmesi ve bazı parçalarının da 3D yazıcı kullanılarak imal edilip montajlanması sonucu üretilmiştir (Şekil 3 b). Robotun her bir ekleminde

açışal hareket miktarını ölçmek için birer adet endüstriyel potansiyometre yerleştirilmiştir.



Şekil 3. Üst Ekstremitte Dış İskelet robotun a) Solid Tasarımı b) Çalışma Esnasında Dış iskelet Robot Prototipinin Fotoğrafi c) Eksen takımı yerleşim planı

Dış iskelet robotta eklem eyleyicisi olarak iki adet DC motor (omuz ve dirsek eklemi için) kullanılmıştır. Ayrıca her bir eyleyici için bir adet sürücü ve tüm sistemin bilgisayardan bağımsız kontrolü için Raspberry pi 3 gömülü sistem kartı kullanılmıştır. Tüm sistemin enerji ihtiyacı yüksek güçlü LiPo bataryalar ile sağlanmıştır. Tüm kinematik hesaplamalar ve motor kontrol yazılımları Raspberry pi 3 gömülü sistem kartı üzerinde python dilinde kodlanmıştır.

#### 2.4. Dış iskelet robotun Matematiksel Modeli

İnsan kolu, eklemler ile birbirine bağlanan kemiklerden oluşmaktadır. Eklemlerinin her pozisyonu ve yönelimi ise önceki ve sonraki eklem oryantasyonuna bağlıdır ve ona göre ifade edilir. Bu yapı kinematik bir zincir yapısı oluşturur (Bergamasco 1995, Güzeliş ve Birgül 2005).

##### 2.4.1. Düz Kinematik Analiz

Dış iskelet robot iki serbestlik derecesine sahiptir. Yani bir adet motor omuz ekleminde bir adet motorda dirsek ekleminde yer almaktadır ( $\theta_1, \theta_2$ ). Robotun uzuv koordinat sistemi ve mafsal koordinatlarının yerleşimleri Şekil 3c' de gösterilmiştir. Kinematik Analiz için Denavit-Hartenberg yöntemi kullanılmıştır. (Bergamasco 1995, Güzeliş ve Birgül 2005, Melchiorri C. 2015)

Çizelge 1. Robotun bu konfigürasyonu için D – H çizelgesi

D-H Tablosu	$\theta$	D	a	$\alpha$
1	$\theta_1$	0	L0	0
2	$\theta_2$	0	L1	0

Elde edilen D – H parametrelerine (Çizelge 1) göre robotun kolun uç noktasının ( $x_2, y_2, x_2$ ) sabit kabul edilen referans eksene göre ( $x_0, y_0, z_0$ ) konum ve oryantasyonunu gösteren transformasyon matrisinin genel gösterimi Eşitlik 2'deki gibidir.

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \cos\alpha_i & \sin\theta_i \sin\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \sin\alpha_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

İki serbestlik dereceli sistem için Transformasyon matrisi T, Eşitlik 3'deki gibi ifade edilir.

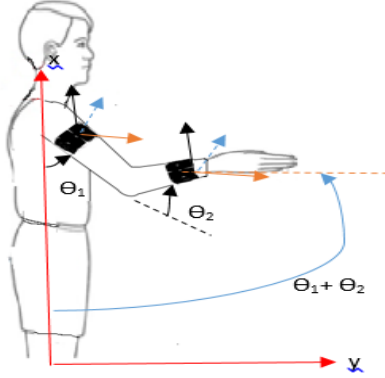
$$T = A_1 * A_2 \quad (3)$$

Tablo 1' deki D – H parametrelerini kullanarak robota ait dönüşüm matrisleri Eşitlik 3' de yerine koyularak robot transformasyon matrisi Eşitlik 4'deki gibi elde edilmiştir.

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L1 * \cos(\theta_1 + \theta_2) + L0 * \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L1 * \sin(\theta_1 + \theta_2) + L0 * \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

## 2.4.2. Ters Kinematik Analiz

Ters kinematik analiz, kartezyen uzayda ana koordinat eksen takımına göre verilen uç elemanın konum ve yönelim verileri yardımıyla eklem değişkenlerinin bulunması şeklinde ifade edilebilir. Robotun izlemesi istenen yörünge bilinir ve bu yörüngeyi sağlayacak mafsal(eklem) değişkenlerinin bulunması istendiği durumlarda ters kinematik analiz yöntemi kullanılır. (Bergamasco 1995, Güzelış ve Birgül 2005).



Şekil 4. Ters kinematik Analiz için grafiksel yaklaşım

Şekil 14' deki gibi kullanıcı kişinin alt koluna giydiği MIMU sensörden alınan verilerin füzyonu vasıtası ile hesaplanan Euler açıları kolun uç noktasının yönelim açısını ifade etmektedir. Yani iki eklemin hareketi sonucu oluşan x, y, ve z eksenlerindeki yönelimlerinin toplamını verir.

Denklem (5- 8)'den yararlanarak MIMU verisinden hesaplanan yalpalama, yuvarlama, yunuslama açıları yardımı ile oryantasyon matrisi hesaplanacak olursa, Yalpalama, z eksenini etrafında saatin tersi yönünde  $\alpha$  açısı kadar dönmeyi ifade eder. Dönme matrisi,

$$R_z(\alpha) = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Yunuslama, y eksenini etrafında saatin tersi yönde  $\beta$  açısı kadar dönmeyi ifade eder. Dönme matrisi

$$R_y(\beta) = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \quad (6)$$

Yuvarlanma, x eksenini etrafında saatin tersi yönde  $\gamma$  açısı kadar dönmeyi ifade eder. Dönme matrisi

$$R_x(\gamma) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (7)$$

Elde edilen yunuslama, yuvarlanma ve yalpalama rotasyon matrislerinin çarpılmasıyla tek bir rotasyon matrisi oluşturulabilir.

$$R(\alpha, \beta, \gamma) = R_z(\alpha)R_y(\beta)R_x(\gamma) = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma + \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (8)$$

$R(\alpha, \beta, \gamma)$  eşitliğindeki  $\alpha, \beta, \gamma$  değerleri yerine alt kol MIMU verisinden hesaplanan yunuslama, yuvarlanma, yalpalama açıları ( $\alpha_{alt}, \beta_{alt}, \gamma_{alt}$ ) yazılır ve düz kinematik analiz ile elde edilen  $T$  matrisinin 3x3 lük rotasyon kısmına eşitlenecek ve tanjant eşitlikleri oluşturulacak olursa Eşitlik 9-10 elde edilir.

$$\tan \alpha_{alt} = \tan(\theta_1 + \theta_2) \quad (9)$$

$$\alpha_{alt} = (\theta_1 + \theta_2) \quad (10)$$

Ters kinematik analiz yaklaşımı ile Eşitlik 11 yazılabilir.

$$A_1 = A_2^{-1} * T \quad (11)$$

$R(\alpha, \beta, \gamma)$  eşitliğindeki  $\alpha, \beta, \gamma$  değerleri yerine bu kez üst kol MIMU verisinden hesaplanan yunuslama, yuvarlanma, yalpalama açıları ( $\alpha_{üst}, \beta_{üst}, \gamma_{üst}$ ) yazılır ve  $A_1$  matrisinin 3x3 lük rotasyon kısmına eşitlenecek ve tanjant eşitlikleri oluşturulacak olursa  $\theta_1$  elde edilir.

$$\tan \alpha_{üst} = \tan(\theta_1) \quad (12)$$

$$\alpha_{üst} = (\theta_1) \quad (13)$$

Eşitlik 14 yardımı ile de  $\theta_2$  açısı hesaplanır.

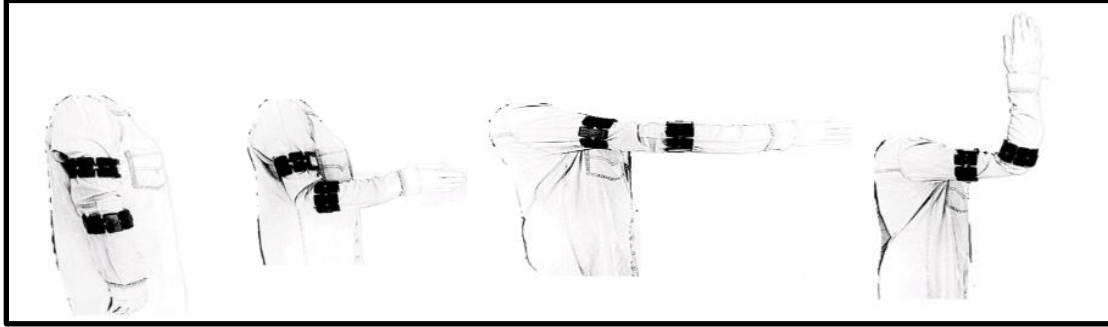
$$\theta_2 = (\alpha_{alt} - \alpha_{üst}) \quad (14)$$

## 3. Bulgular Ve Tartışma

Bu çalışma kapsamında öncelikle iki serbestlik dereceli bir üst ekstremité dış iskelet robotun tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir. Sonrasında kişi örnek bir hareket senaryosunu (Şekil 5)

gerçekleştirirken üst ve alt kola bağlı 9 DOF MIMU sensörleri aracılığı ile kişinin üst ve alt kol hareket yönelimleri algılanmış AHRS algoritması yardımı ile

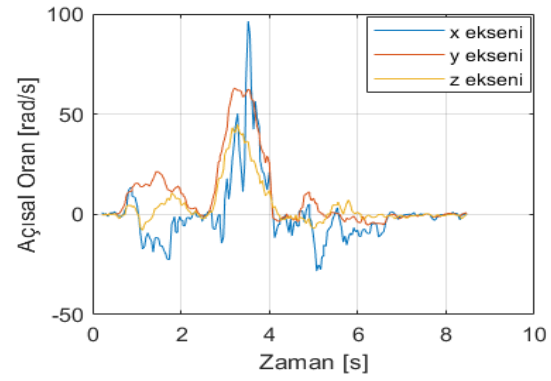
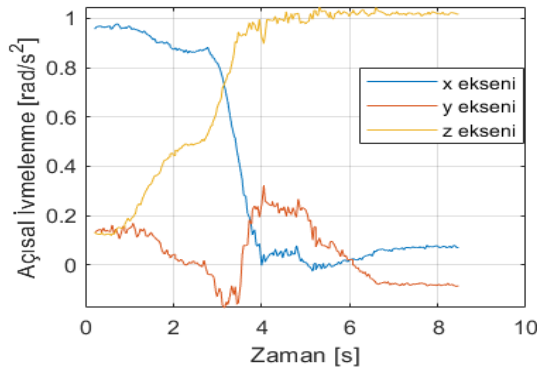
kuaternion matrisi, ters kinematik analizle de Euler açıları (yuvalama, yunuslama, yalpalama açıları) hesaplanmıştır.



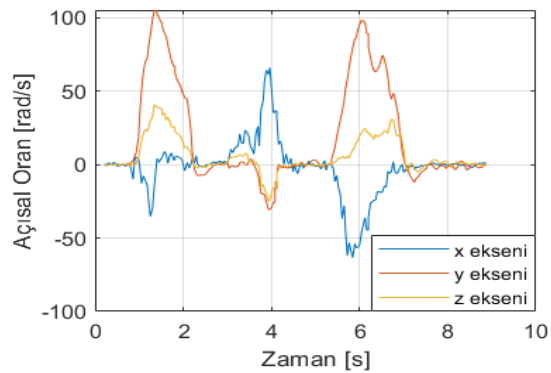
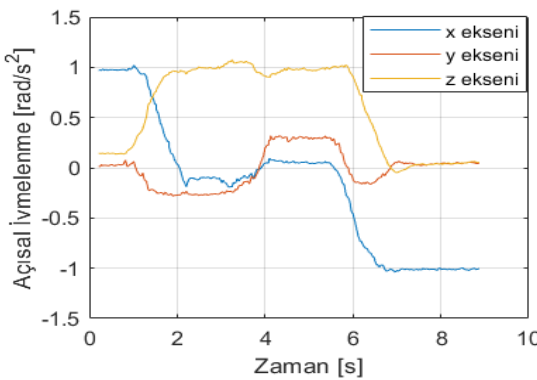
Şekil 5. Hareket senaryosu

Kişi örnek bir hareket senaryosunu gerçekleştirirken üst ve alt kola bağlı MIMU sensörlerinden ölçülen üç eksende açısal ivmelenme ve açısal oran değişimleri

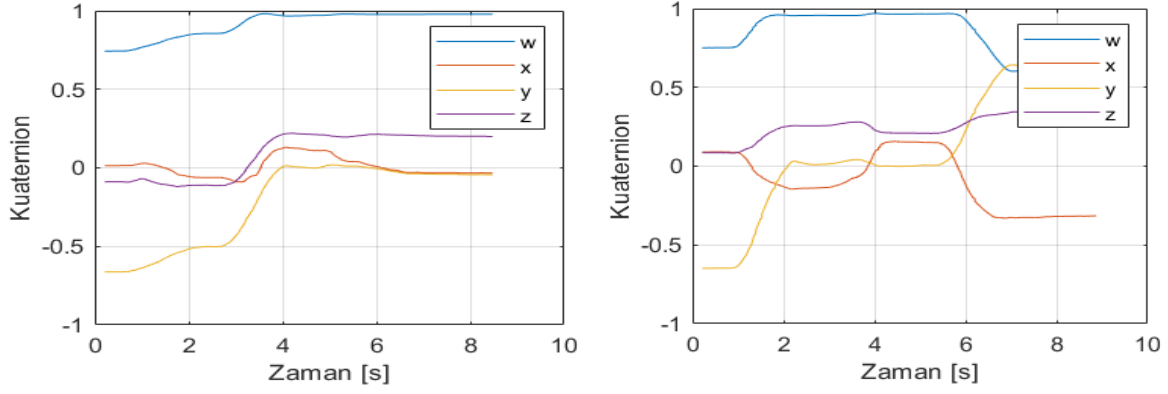
Şekil 6-7'de görülmektedir. Eşitlik (1) yardımı ile hesaplanan kuaternioan matrisi ise Şekil 8'de görüldüğü gibi değişmektedir.



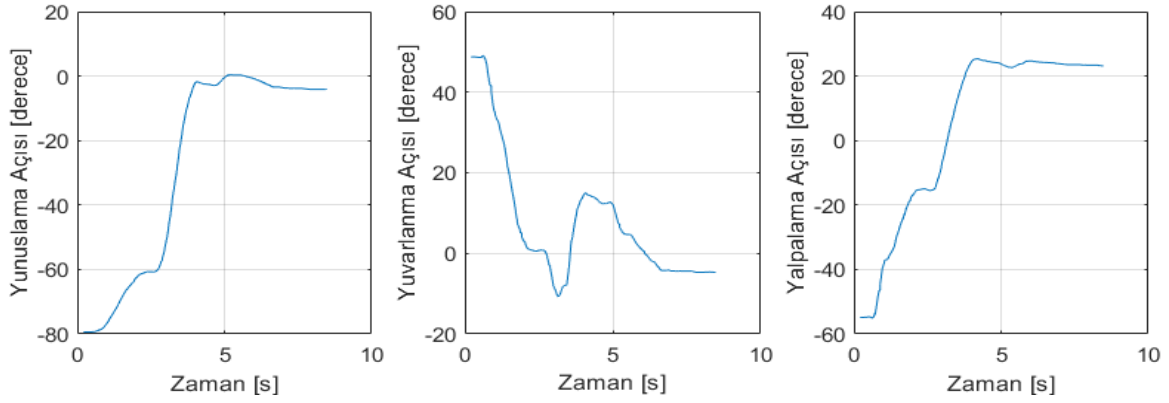
Şekil 6. Üst kola bağlı MIMU sensörden ölçülen ivmelenme ve açısal oran verilerinin değişimi a) üst kol b) alt kol



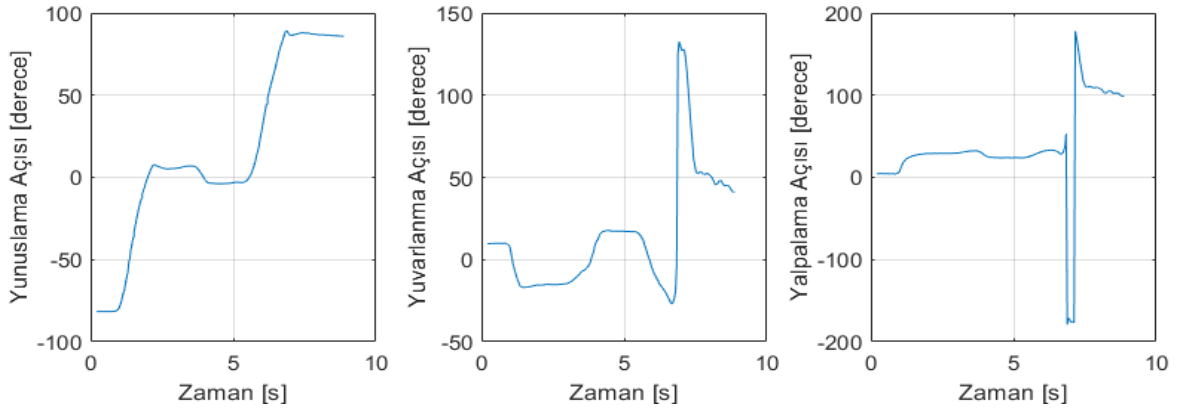
Şekil 7. Alt kola bağlı MIMU sensörden ölçülen ivmelenme ve açısal oran verilerinin değişimi a) üst kol b) alt kol



Şekil 8. MIMU sensör füzyonu ile hesaplanan kuaternion verisi a) Üst kol ve b) alt kol



Şekil 9. Üst kol MIMU verisi için hesaplanan Euler açılarının değişim grafiği

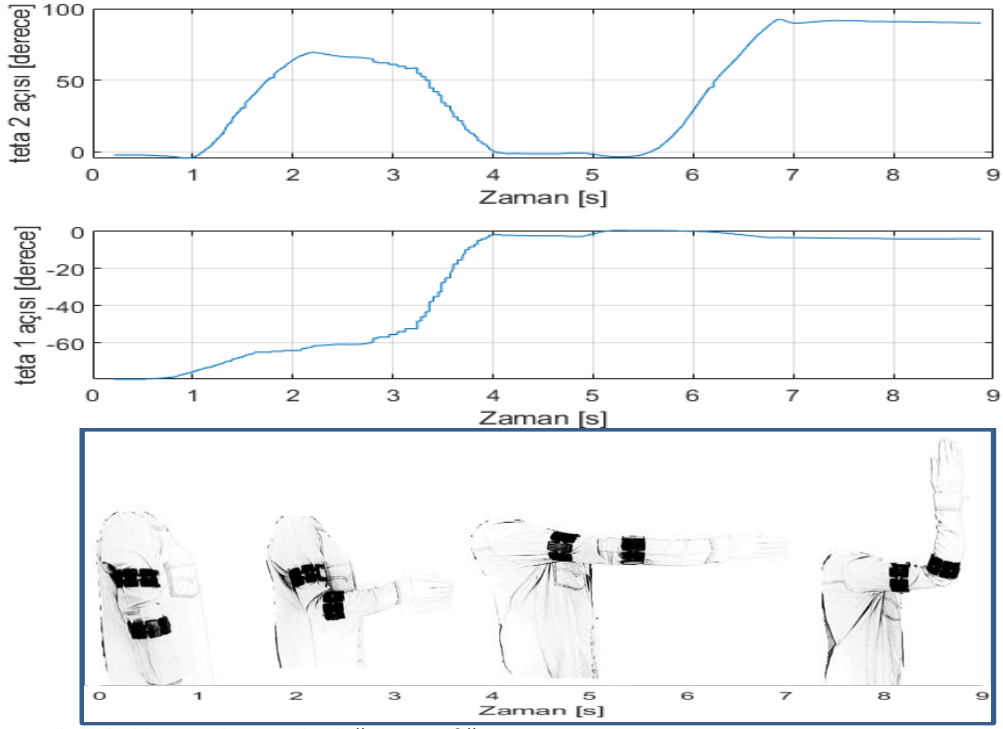


Şekil 10. Alt kol MIMU verisi için hesaplanan Euler açılarının değişim grafiği

Şekil 9-10'da kuaternion matrisleri kullanılarak ters kinematik analiz ile hesaplanmış üst kol ve alt kol uzuvlarının Euler açılarının (yunuslama, yuvarlanma, yalpalama açıları) değişimini yer almaktadır. Son olarak hesaplanan Euler açıları vasıtası ile Eşitlik 12-14 kullanılarak, omuz ve dirsek ekleminin (teta1 ve teta 2) açısal hareket miktarı hesaplanmıştır. Bu açı değerleri MIMU sinyalleri vasıtası ile insan - robot

etkileşim ağı kurulmuş dış iskelet robotun kişi ile senkronize bir şekilde hareket etmesi için eklem motorlarına referans açı değeri olarak gönderilmiş ve dış iskelet robot eklemlerinin hareket kontrolü sağlanmıştır. Şekil 11'de kişi ile senkronize hareket eden dış iskelet robotun omuz ve dirsek eklemlerinin açısal hareket değişimi grafik olarak sunulmuştur.





Şekil 11. Üst ve alt kol eklemlerinin açıları ile değişim grafiği



Şekil 12. Üst ekstremitte bir dış iskelet robotun kontrolü için MIMU sensörler vasıtası ile etkileşim ağı tasarımına ait final çalışmaya fotoğrafı

Şekil 12'de ise bu deneysel uygulamaya ilişkin görsel öğeler yer almaktadır. Dış iskelet robotun omuz ve dirsek eklemine yerleştirilen potansiyometre yardımı ile hesaplanan açısal hareket miktarı, MIMU sensör ile ölçülen kişinin omuz ve dirsek hareketlerini sırası ile maksimum  $0.9273^{\circ}$  ve  $0.5268^{\circ}$  lik hata ile izlemektedir. Luengas YR (2018), arkadaşları ile 2 serbestlik dereceli bir üst ekstrimitenin eklem yörünge kontrolü için iki ayrı kontrolör tasarladılar ve sonuçlarını karşılaştırdılar.

PD kontrolör ile omuz ve dirsek eklemi için sırası ile ortalama takip hatası  $\{0.8213^{\circ}, 1.8965^{\circ}\}$  ve Fuzzy PD kontrolör ile omuz ve dirsek eklemi için sırası ile ortalama takip hatası  $\{0.326^{\circ}, 0.784^{\circ}\}$  dir. Atia MGB. ve Salah O. (2018), bir serbestlik dereceli bir üst ekstrimitenin dirsek eklem yörünge kontrolü için Fuzzy PID kontrolör tasarladılar ve kontrolörün ortalama takip hatası  $1.75^{\circ}$  idi. Yavuz A. (2019) ise arkadaşları ile tasarladığı dirsek dış iskelet robot için PID kontrolör yöntemi kullandılar ve  $0.572^{\circ}$  lik bir

takip hatası ile yörünge takibi sağladılar. Bu sunulan prototip çalışmalarının sonuçlarının yanı sıra halihazırda rehabilitasyon merkezlerinde aktif olarak kullanılan ticari üst ekstremitte dış iskelet robotların, maksimum yörünge izleme hataları için kabul edilebilir sınırın maksimum  $15^\circ$  olarak ifade edilmiştir (Hussain S.(2013), Veneman, JF. (2007)). Bu bilgi ışığında tasarlanan ve MIMU sensör vasıtası ile kontrol edilen iki serbestlik dereceli üst ekstremitte robotun  $1.9273^\circ$  maksimum takip hatası limit sınırlar içerisinde dir.

#### 4. Sonuçlar

Bu çalışmada üst ekstremitenin hareketi esnasında eklem ve kol rehberliği sağlayacak olan iki serbestlik dereceli bir üst ekstremitte dış iskelet robotun tasarımı, kinematik analizi ve giyilebilir IMU sensör vasıtası ile kontrolüne ilişkin metot analiz edilmiş ve uygulamalı sonuçları grafiksel olarak sunulmuştur. Dış iskelet robotun insan hareketlerini senkronize bir şekilde takip edebildiği gösterilmiştir. Yazarlar, kontrol yaklaşımının, nöromüsküler bozuklukların ardından üst ekstremitte hareketlerinin yeniden eğitilmesi amacıyla yararlı olabileceğine inanıyor ve gelecekteki çalışmalarda mekanik tasarımı geliştirerek giyilebilir bir forma taşımayı ve kontrolörün başarısını günlük yaşamda ev terapisi için kullanıma uyarlamayı planlıyor.

#### Teşekkür

Bu proje 2209-A TÜBİTAK- Üniversite Öğrencileri Araştırma Projeleri Destekleme Programı kapsamında desteklenmiştir ve TUBİTAK 2242 Lisans Projeleri Bölge Yarışmalarında Bilişim Teknolojileri alanında ikincilik ödülüne layık görülmüştür. Ayrıca bu çalışma Fırat Üniversitesi tarafından MF 18.58 Başlangıç ArGe FUBAP Projesi kapsamında desteklenmiştir.

#### Kaynaklar

Atia MGB. and Salah O, 2018. Fuzzy logic with load compensation for upper limb exoskeleton control based on IMU data fusion, *Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetic*, December 12-15, 2018, Kuala Lumpur, Malaysia

Bergamasco M, Scattareggia MS, 1995. The Mechanical Design of the MARCUS Prosthetics hand, *In Proceedings of the IEEE International Workshop on Robot and Human*.

Bleser G, Hendeby G, Miezal M, 2011. Using egocentric vision to achieve robust inertial body tracking under magnetic disturbances. *In Proceedings of the 10th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, Basel, Switzerland, 26–29 October 2011, pp. 103–109.

Cowanet RE, 2012. Recent trends in assistive technology for mobility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **9**: 20, 1–8, Apr. 2012.

Del-Ama AJ, Moreno JC, Gil-Agudo A, De-los-Reyes A, and Pons JL., 2012. Online assessment of human–robot interaction for hybrid control of walking. *Sensors*, **12**: 1, 215–225.

De Rossi M, 2011. Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical human–machine interface. *Sensors*, **11**: 1, 207–227, Jan. 2011.

Dollar AM and Herr H, 2008. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state of the art. *IEEE Transactions on Robotics*, **24**: 1, 144–158, Feb. 2008.

El-Gohary M, McNames J, 2012. Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **59**, 2635–2641.

El-Gohary M, McNames J, 2015. Human joint angle estimation with inertial sensors and validation with a robot arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **62**, 1759–1767.

El-Gohary M, Holmstrom L, Huisinga J, King E, McNames J, Horak F, 2011. Upper limb joint angle tracking with inertial sensors. *In Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011, pp. 5629–5632

Fleischer C. Wege, A, Kondak K. and Hommel G. 2006. Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots. *Biomed Tech*. **51**: 5/6, 314–319

- Fleischer C, Reinicke C, and Hummel G. 2005. Predicting the intended motion with EMG signals for an exoskeleton orthosis controller, *Proceedings of the IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems*, pp. 2029–2034.
- Fleischer C. and Hummel, G, 2006. Embedded control system for a powered leg exoskeleton, In *Embedded Systems—Modeling, Technology, and Applications*. New York, NY, USA: Springer-Verlag, 177–185.
- Frisoli A1, Bergamasco M, Carboncini MC, Rossi B, 2009. Robotic assisted rehabilitation in Virtual Reality with the L-EXOS. *Stud Health Technol Information*, **145**:40-54.
- Güzel S, Bingül, Z. 2005. Robot Tekniği 1, Birsen yayınevi, İstanbul
- Huang J, Tu X, and He J. 2015. Design and Evaluation of the RUPERT Wearable Upper Extremity Exoskeleton Robot for Clinical and In-Home Therapies. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics: Systems*, DOI: 10.1109/TSMC.2015.2497205
- Huo W, Mohammed S, Moreno J C, and Amirat Y, 2016. Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art. *IEEE Systems Journal*, **10**: 3, 1068 – 1081.
- Hussain S, Xie S. Q, Jamwal, P. K. 2013. Control of a robotic orthosis for gait rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, **61**, 911–919.
- Jung, Y, Kang, D, Kim, J, 2010. Upper body motion tracking with inertial sensors. In *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Tianjin, China, 14–18 December 2010, pp. 1746–1751.
- Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, and Sankai Y, 2003. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller, *Processing of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1648–1653.
- Kawamoto H. and Sankai, Y, 2005. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Journal Advanced Robotics*, **19**: 7, 717–734.
- Lenzo B. 2013. Design of Novel Robotic Exoskeletons with Hybrid Actuation for Human. Scuola Superiore Sant'anna-Pisa: Innovative Technologies
- Lew E, Chavarriaga R, Silvoni S, and Millán JDR. 2012. Detection of self-paced reaching movement intention from EEG signals. *Frontiers in Neuroengineering*, **5**: 13, 1–17.
- Luengas YR, Lopez-Gutierrez JR, Salazar S and Lozano R, Robust controls for upper limb exoskeleton, real-time results, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part I: J Systems and Control Engineering*, 1–10, IMechE 2018, Reprints and permissions: sagepub.co.uk/journalsPermissions.nav, DOI: 10.1177/0959651818758866
- Luinge HJ, Veltink PH. 2005. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering & Computing*. **43**, 273–282.
- Luinge HJ, Veltink PH., Baten CT, 2007. Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of Biomechanics*, **40**, 78–85.
- Marchal-Crespo L, and Reinkensmeyer DJ. 2009. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **6**: 20, 1–15.
- Melchiorri C. 2015. Kinematic Model of Robot Manipulator Lecturer Notes, Bologna University, Department of the Electrical and Electronic Engineering.
- Mihelj M. 2006. Inverse kinematics of human arm based on multisensor data integration. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, **47**, 139–153
- Miezal M, Bleser G, Schmitz N, Stricker D. 2013. A generic approach to inertial tracking of arbitrary kinematic chains. In *Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks*, Boston, MA, USA, 30 September– 2 October, 2013, pp. 189–192. 67.
- Miezal M, Taetz B, Bleser G, 2016. On Inertial Body Tracking in the Presence of Model Calibration Errors. *Sensors* **16**, 1132.

- Mohammed S, Amirat Y, and Rifai H, 2012. Lower-limb movement assistance through wearable robots: State of the art and challenges, *Advanced Robotics*, **26**: 1/2, 1–22.
- Picerno P, Cereatti A, Cappozzo, A, 2011. A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait Posture*, **33**, 373–378.
- Peppoloni L, Filippeschi A, Ruffaldi E, Avizzano CA, 2013. A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors. *In Proceedings of the 2013 IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY)*, Subotica, Serbia, 26–28 September 2013, pp. 105–110.
- Peppoloni L, Filippeschi A, Ruffaldi E, Avizzano C. 2016. A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, **52**, 1–11.
- Peppoloni L, Brizzi F, Avizzano CA, Ruffaldi, E. 2015. Immersive ROS-integrated framework for robot teleoperation. *In Proceedings of the 2015 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI)*, Arles, France, 23–24 March 2015, pp. 177–178.
- Pons JL, 2010. Rehabilitation exoskeletal robotics, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, **29**: 3, pp. 57–63, May/Jun. 2010.
- Pons JL, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. New York, NY, USA: Wiley, 2008.
- Roetenberg, D, Luinge HJ, Baten CT, Veltink PH. 2005. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. **13**, 395–405
- Roetenberg D, Luinge, H, Slycke, P. 2009. Xsens MVN: Full 6 DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors, Xsens Motion Technologies BV: Enschede, The Netherlands.
- Ruffaldi E, Peppoloni L, Filippeschi A, Avizzano C, 2014. A novel approach to motion tracking with wearable sensors based on Probabilistic Graphical Models. *In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Hong Kong, China, 31 May–7 June 2014, pp. 1247–1252.
- Sanchez R, Liu J, Rao S, Shah P, Smith R, Rahman T and Reinkensmeyer D. 2006. Automating Arm Movement Training Following Severe Stroke: Functional Exercises with Quantitative Feedback In A Gravity-Reduced Environment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 378–389.
- Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, and Sankai, Y, 2007. Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL. *Advanced Robotics*, **21**: 12, 1441–1469.
- Taunyazov T, Omarali, B, Shintemirov, A. 2016. A novel low-cost 4-DOF wireless human arm motion tracker. *In Proceedings of 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Singapore, 26–29 June 2016, pp. 157–162.
- Taetz B, Bleser, G, Miezal, M. 2016. Towards Self-Calibrating Inertial Body Motion Capture. *In Proceedings of the 19th International Conference on Information Fusion*, Heidelberg, Germany, 5–8 July 2016.
- Vignais N, Miezal M, Bleser G, Mura K, Gorecky D, Marin F, 2013. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl. Ergon.* **44**, 566–574.
- Vukobratovic M. 2006. Humanoid robotics—Past, present state, future, *In Proc. 4th Serbian-Hungarian Joint Symp. Intell. Syst.*, pp. 13–31.
- Valiente A, 2005. Design of a Quasi-Passive Parallel Leg Exoskeleton to Augment Load Carrying for Walking, M.S. thesis, Dept. Mech. Eng., Massachusetts Inst. Technol., Cambridge, U.K., Aug. 2005.
- Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EEG, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EHF, Van der Kooij H, 2007. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15 379–386.
- Wang Y. and Makeig, S, 2009. Predicting Intended Movement Direction Using EEG from Human Posterior Parietal Cortex. In: Schmorow DD,

Estabrooke IV, Grootjen M. (eds) *Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience*. FAC 2009. Lecture Notes in Computer Science, **5638**. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-02812-0\\_52](https://doi.org/10.1007/978-3-642-02812-0_52)

Yavuz A, Akdoğan E, Aktan ME, Koru A, 2019. Design, Produce and Control of A 2-Dof Upper Limb Exoskeletal Robot, *Journal of Thermal Engineering*, **5**(2), Special Issue 9, 119-130.

Zhang ZQ, Wong WC, Wu JK, 2011. Ubiquitous human upper-limb motion estimation using wearable sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. **15**, 513–521.