

Giyilebilir Hareket Sensörü Kullanılarak Dinamik Model ile Üst Uzun Eklemeleri Üzerine Etkiyen Kuvvetlerin ve Torkların Belirlenmesi

Mithat YANIKÖREN^{1*}, Sezcan YILMAZ², Bilal USANMAZ³, Selim TEZGEL⁴, Mehmet YAZAR⁵,
Ömer GÜNDOĞDU⁶

ÖZET: Bu çalışmada günlük hayatta en sık kullanılan vücut bölümlerinin başında gelen üst uzuvlara ait omuz ve dirsek eklemlerindeki kuvvet ve tork değerlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Denekten dik konumda iken masada duran belirli bir yükü alması kendisine yaklaştırması ve geri bırakması istenmiştir. Deneğin bu görevi yerine getirirken gerçekleştirdiği hareketler esnasında omuz ve dirseğinde meydana gelen eklem kuvvet ve torklarının belirlenebilmesi için Newton-Euler metodu kullanılarak dinamik bir model oluşturulmuştur. Eklemelerine ait konum verilerinin ölçülmesinde giyilebilir hareket sensörleri kullanılmıştır. Bu sensörlerden alınan hareket verileri ile oluşturulan dinamik model kullanılarak eklemlerdeki tork ve bağ kuvveti değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen hesaplama sonuçları karşılaştırmalı olarak değerlendirilerek eklem kuvvet ve torklarının hangi durumlarda arttığı ve ne gibi tedbirlerle azaltılabileceği ortaya konulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Dinamik Model, Giyilebilir Hareket Sensörü, Ters Dinamik, Üst Uzun

Determination of the Forces and Torques Acting on the Upper Limb Joints with Dynamic Model Using Wearable Motion Sensors

ABSTRACT: In this study, it was aimed to determine the forces and torques acting on the shoulder and elbow joints of the upper limbs, which are the most commonly used body parts in daily life. The subject was asked to take a certain load on the table while standing upright, bring him closer to himself and leave it back. A dynamic model was created using the Newton-Euler method to determine the joint force and torque occurring in the shoulder and elbow during the movements performed by the selected subject while performing this task. Wearable motion sensors were used to measure the location data of the joints. The torque and link force values in the joints were calculated using the dynamic model created with the motion data received from these sensors. The calculation results obtained were evaluated comparatively and it was revealed in which cases the forces and torques acting on the joints increased and what measures could be reduced.

Keywords: Dynamic Model, Wearable Motion Sensor, Inverse Dynamic, Upper Extremity

¹Mithat YANIKÖREN (Orcid ID: 0000-0003-1075-313X), Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Meslek Yüksekokulu, Mekatronik Programı, Bilecik, Türkiye

²Sezcan YILMAZ (Orcid ID: 0000-0001-9329-5423), Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Eskişehir, Türkiye

³Bilal USANMAZ (Orcid ID: 0000-0003-0531-4618), Atatürk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Erzurum, Türkiye

⁴Selim TEZGEL (Orcid ID: 0000-0003-2153-4071), Gümüşhane Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Gümüşhane, Türkiye

⁵Mehmet YAZAR (Orcid ID: 0000-0003-3999-3233), Çanakkale Onsekizmart Üniversitesi, Meslek Yüksekokulu, Makine ve Metal Programı, Çanakkale, Türkiye

⁶Ömer GÜNDOĞDU (Orcid ID: 0000-0003-2656-4181), Atatürk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Erzurum, Türkiye

*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: Ömer GÜNDOĞDU, e-mail: omergun@atauni.edu.tr

ETİK KURUL ONAYI / ETHICS COMMITTEE APPROVAL: Bu makale yer deney için "Bu çalışmanın etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 15.02.2018 tarih ve 2. Toplantı 44 numaralı kararla alınmıştır.

Geliş tarihi / Received: 06-05-2020

Kabul tarihi / Accepted: 25-06-2020

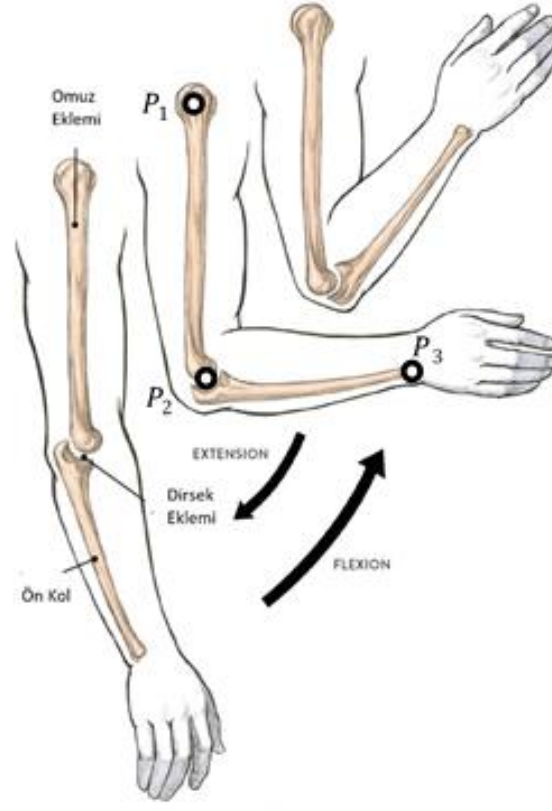
GİRİŞ

Biyolojik canlılarda, uzuv ve eklemler üzerine gelen tork ve bağ kuvvetlerinin canlıya kalıcı hasar bırakmadan ölçülmesi oldukça güçtür. Bu nedenle tork ve bağ kuvvetlerinin belirlenmesi için doğrudan ölçüm yerine yapının bir dinamik modeli oluşturulmuştur. Mekanik analiz ve modelleme yapılırken her eklemden oluşan açısal değişimlerin bilinmesi, bu eklemlerde meydana gelen kuvvet ve tork değerleri hakkında bilgi verir. Bu nedenle mekanik özelliklerini simüle etmek ve eklemlere gelen tork değerlerini hesaplamak için hareket yakalama sistemleri vasıtasıyla hareketin doğru bir şekilde ölçülmesi şarttır. Vücut hareketlerinin yakalanmasında birçok ölçüm yöntemi ve sistemi kullanılabilir. Geleneksel yaklaşımlarda, hareket esnasında eklem açılarını belirlemek için çözünürlüğü ve tarama frekansı yüksek olan kameralardan oluşan optik sistemler kullanılmaktadır (Riener ve Straube, 1997; Rab ve ark., 2002; Schmidt ve ark., 1999). Bu yapılarda birden fazla kamerayla hareket kaydedilmekte, sonrasında ise resim işleme yöntemleriyle hareket analiz edilmektedir. Hareket analizinin doğruluk seviyesini arttırmak adına genellikle deneğin birçok noktasına işaretleyici etiketler yerleştirilerek resim işlemeyle elde edilen sonuçlarda hata minimize edilmeye çalışılmaktadır. Her ne kadar bu sistemler uzuvların konum tahmininde çok doğru sonuçlar verseler de aydınlatma koşullarına ve örtüşmelere karşı oldukça hassastırlar. Ayrıca laboratuvar ortamı şartları dışında kullanılmadıkları gibi deneğin hareket alanı da oldukça kısıtlıdır. Optik sistemlere alternatif ve yeni nesil ürünlerin başında gelen giyilebilir sensörler biyomekanik sistemlerin hareket analizinde büyük popülerite kazanmıştır (El-Gohary ve McNames, 2012; Peppoloni ve ark., 2013; Zhou ve ark., 2006). Giyilebilir sensörler atalet tabanlı ve taşınabilir ölçüm araçları olmaları sayesinde özel olarak oluşturulmuş ölçüm ortamlarına ihtiyaç duymazlar. Bu sayede yerinde ölçümün zorunlu olduğu ya da çok dar alanlarda gerçekleştirilen faaliyetlerle ilgili hareket ölçümlerinde en iyi alternatif olarak değerlendirilebilirler.

Üst uzuv bölgesinde yer alan omuz, dirsek ve el bileği (ODB) insan vücudunda kullanım yoğunluğu en yüksek eklemlerdendir (Gates ve ark., 2016). ODB' de oluşabilecek bir kısıtlama kişinin günlük aktivite ve yaşam konforunu büyük oranda düşürebileceği gibi diğer taraftan, ODB' nin daha etkin kullanımı performans artışı sağlayabilmektedir (Murray ve Johnson, 2004; Magermans ve ark., 2005). ODB serisi ile yapılan hareketlerin biyomekanik modellemesi ile tahmin edilmeye çalışılan kuvvet ve tork değerleri (Raikova, 1992; Lemay ve Crago, 1996; Kostyukov ve Tomiak, 2018), dış iskelet tasarımı (Thomas ve ark., 2017), rehabilitasyon robot sistemi gerçekleştirme (Khalili ve ark., 1988), ergonomi çalışmaları gibi sağlık, spor, ürün tasarımını kapsayan çeşitli alanlar için dikkate alınması gereken temel parametredir.

Biyolojik eklemlerin mekanik yapılarının esnek olmaları sebebiyle gereğinden fazla bir zorlanmada eklem geçici veya kalıcı olarak hasar görebilir. Bu nedenle eklemlerin hangi hareketlerde, ne seviyede tork ve kuvvet etkileri altında kaldığını bilmek oldukça önemlidir. Eklemlerde meydana gelen yüklenmeleri tespit etmek için uzuv hareketleri ile eklem bağ kuvvetleri ve torkları arasındaki ilişkilerin doğru bir şekilde modellenmesi önemlidir. Doğru bir dinamik modelin oluşturulması öncelikle doğru bir kinematik model oluşturmayı zorunlu kılar. Biyolojik eklemlerin yüksek dereceli serbestliğe sahip olmaları kinematik modelin de karmaşık bir hal almasına neden olmaktadır. Kinematik modelleri sadeleştirmek adına eklemlerde çok kısıtlı hareket serbestliği olan eksen hareketlerinin dikkate alınmaması modelin doğruluğunu önemli derecede etkilemeyecektir. Omuz eklemi üç ekseninde yüksek bir hareket aralığına sahiptir. Buna rağmen omuzun günlük rutinde en çok zorlandığı ağırlık kaldırma işlemi esnasında en büyük hareket sıklıkla fleksiyon-ekstansiyon hareketi ekseninde gerçekleşmektedir. Bu gibi durumlarda bazı eksenlerde biyolojik olarak hareket kısıtı olmasa dahi analiz edilen hareket özelinde kinematik modelde sadeleştirme yapılabilir.

Bu çalışmada farklı ağırlıktaki nesnelere bir yerden kaldırırken veya indirirken omuz ve dirsek eklemlerine gelen bağ kuvvetleri ve tork değerlerini giyilebilir sensörler yardımıyla analiz edilmesi amaçlandığından dolayı üst uzun Şekil 1’de görüldüğü üzere omuz ve dirsek eklemlerinin sadece yanal düzlemdeki hareketlerini içerecek biçimde iki serbestlik dereceli ve düzlemsel olarak hareket eden bir yapı olarak modellenmiştir.



Şekil 1. Üst uzun yanal düzlem hareketleri (Winslow, 2015).

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmanın etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun kararıyla alınmıştır.

Günlük hayatta yapılan işlerin çoğu insan üst uzunun tekrarlayan hareketlerini içermektedir. Bu tekrarlayan hareketlere bağlı olarak üst uzun duruş pozisyonu, elle taşınan malzemenin ağırlığı gibi etkenler üst uzun eklemlerine etki eden bağ kuvvetleri ve tork değerlerinin belirlenmesini gerektirir. Bu değerlerin deneysel olarak belirlenmesindeki güçlüklerden dolayı öncelikle uygun bir dinamik model oluşturularak eklem hareketleri ile bağ kuvvetleri ve torklar arasındaki matematiksel ilişki kurulmalıdır. Ardından hareket ölçümlerine ait deneyler gerçekleştirilerek kinematik model parametreleri belirlenmelidir. Bununla ilgili detaylar deneysel çalışma başlığı altında incelenmiştir.

Dinamik Model

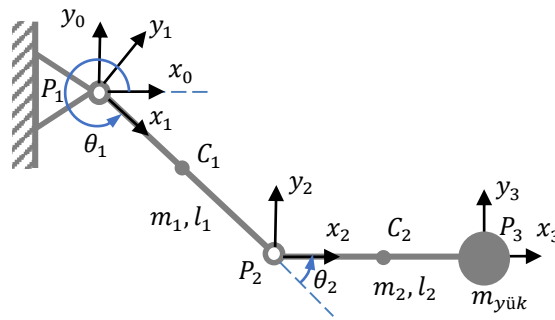
Biyolojik eklemlerin torklarının ve kuvvetlerinin hesaplanmasında Newton ve Euler hareket kanunları sıklıkla kullanılmaktadır. İnsan vücudunun biyomekanik analizlerinde kinetik hesaplama metodunun uygulanabilmesi için öncelikle eklem-uzun modellerinin kinematik analizi yapılmalıdır (Winter, 2009). Biyomekanik problemlerinde, kinematik modelin kabul edilebilir çözüm üretmesi beklenmektedir. Newton-Euler hareket kanunları,

$$\sum \vec{F} = m\vec{a}_C, \quad (1)$$

$$\sum \vec{T} = I_C\vec{\alpha}. \quad (2)$$

Eşitlik 1. öteleme hareketi, Eşitlik 2. ise dönme hareketinin analizi için kullanılmaktadır. Eşitlik 1.ve Eşitlik 2.'de \vec{F} kuvvet, m kütle, \vec{a}_C ağırlık merkezi ivmesi, \vec{T} tork, I_C ağırlık merkezine göre kütleli atalet momentini ve $\vec{\alpha}$ açısal ivmeyi ifade etmektedir.

Kol uzvunun kinematik gösterimi Şekil 2'de verilmiştir. Burada P_1 ve P_2 sırasıyla omuz ve dirsek eklemlerinin P_3 ise yükün bulunduğu konumu, m_1 , m_2 ve $m_{yük}$ sırasıyla üst kol, ön kol ve yüke ait kütleleri, l_1 ve l_2 bu uzuvlara ait uzunlukları ifade ederken C_1 ve C_2 kütle merkezini ifade etmektedir. θ_1 ve θ_2 ise eklemlere ait açıları ifade etmektedir.



Şekil 2. Kinematik model.

Sistemin düzlemsel bir yapıya indirgenmesi sebebiyle omuz ve dirsek eklemlerindeki bağ kuvvetlerinin \vec{i} ve \vec{j} birim vektörleri doğrultusunda birer izdüşümü, torklarında \vec{k} birim vektörü doğrultusunda izdüşümü olacağından dolayı sistemde toplam 6 bilinmeyen kuvvet ve tork bulunmaktadır. Bu bilinmeyenler ise omuzda $F_{01x} - F_{01y}$ ve dirsekte $F_{21x} - F_{21y}$ bağ kuvvetleri ile omuzda T_1 ve dirsekte T_2 torklarıdır. Bu durumda tüm bu bilinmeyenleri bulabilmek için toplamda 6 denkleme ihtiyaç vardır.

Eşitlik 1.'den 1. Uzun için öteleme denklemi,

$$\vec{F}_{01} + \vec{F}_{21} - m_1 g \vec{j} = m_1 \vec{a}_{C_1} \quad (3)$$

Burada \vec{F}_{01} ve \vec{F}_{21} sırasıyla omuz ve dirsek eklemlerine etki eden kuvvetleri ifade etmektedir. Yerçekimi yönü $-\vec{j}$ olarak alınmıştır. Eşitlik 2.'den 1. Uzun için dönme denklemi,

$$T_1 \vec{k} + \overline{C_1 P_1} \times \vec{F}_{01} + \overline{C_1 P_2} \times \vec{F}_{21} - T_2 \vec{k} = I_{C_1} \alpha_1 \vec{k} \quad (4)$$

$\overline{C_1 P_1}$ ve $\overline{C_1 P_2}$ terimleri sırasıyla üst kolun ağırlık merkezinden omuz eklemine ve dirsek eklemine doğru olan konum denklemlerini ifade etmektedir. Eşitlik 1.'den 2. Uzun için öteleme denklemi,

$$-\vec{F}_{21} - (m_2 + m_{yük}) g \vec{j} = m_2 \vec{a}_{C_2} + m_{yük} \vec{a}_{P_3} \quad (5)$$

Bu denklemde $m_{yük}$ yükün kütlesi ve \vec{a}_{P_3} ise yükün doğrusal ivmesini ifade etmektedir. Eşitlik 2.'den 2. Uzun için dönme denklemi,

$$T_2 \vec{k} + \overline{C_2 P_2} \times (-\vec{F}_{21}) + \overline{C_2 P_3} \times (-m_{yük} g \vec{j} - m_{yük} \vec{a}_{P_3}) = I_{C_2} (\alpha_1 + \alpha_2) \vec{k} \quad (6)$$

$\overrightarrow{C_2P_2}$ ve $\overrightarrow{C_2P_3}$ terimleri sırasıyla ön kolun ağırlık merkezinden dirsek eklemine ve bilek eklemine doğru olan konum denklemlerini ifade etmektedir. I_{C_2} sadece ön kolun kütleli atalet momentidir. Yük hareket boyunca dönmeye maruz kalmadığı için noktasal kütle olarak düşünülerek $\overrightarrow{C_2P_3} \times (-m_{yük}\vec{a}_{P_3})$ şeklinde atalet kuvvetinin moment etkisi olarak dönme denkleminde yer almıştır.

Eşitlik 3. ve Eşitlik 5. burada düzlemsel bir yapının analizinde kullanıldığından \vec{i} ve \vec{j} birim vektörleri üzerine izdüşümü olan terimler içermektedir. Bu nedenle her iki vektörel denklemde içlerinde ikişer skaler denklem barındırmaktadır. Eşitlik 4. ve Eşitlik 6. ise düzlemsel bir yapının analizinde kullanıldığından sadece \vec{k} birim vektörü üzerine izdüşümü olan terimler içermektedir. Bu nedenle bu denklemlerden sadece birer skaler denklem elde edilir. Böylece 6 bilinmeyen çözölebileceği kinetik denklem seti elde edilmiş olunur.

Deneysel Çalışma

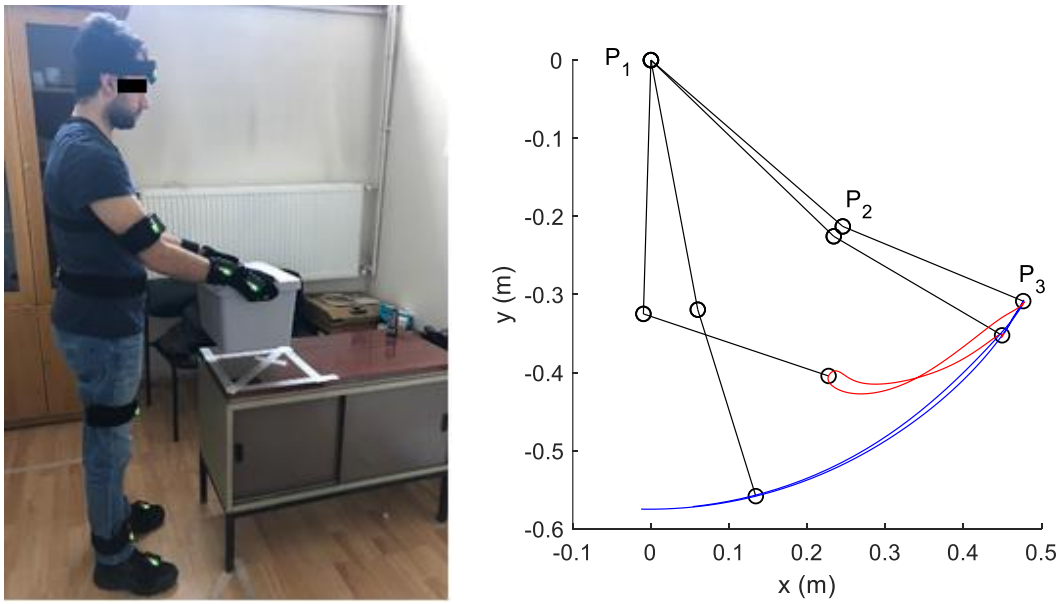
Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Kinematik ve dinamik analiz gerçekleştirebilmek için deney sırasında alınan verilerin yanında, matematiksel model içerisinde yer alan kinematik uzunlukların belirlenmesi ve kütleli atalet momenti değerlerinin hesaplanması için deneğe ait olan antropometrik özelliklere de ihtiyaç vardır. Herhangi bir sağlık sorunu olmayan 32 yaşında, 172 cm boyunda ve 71.3 kg kütleli sahip olan gönüllü bir erkek deneğin üst uzvunun incelenmesi için gerekli bilgilendirmeler yapılmış ve onamı alınmıştır. Deneğin antropometrik ölçümleri, uzuvların kütleli, uzunluğunu, kütle merkezlerini ve kütleli atalet momentlerini belirlemek için yapılmış ve Çizelge 1’de sunulmuştur. Uzuvların uzunlukları belirlenirken üst kol omuz ekleminden dirsek eklemine kadar, alt kol ise dirsek ekleminden bilek eklemine kadar mezura yardımı ile ölçülmüştür. Üst kol ve alt kolun ağırlıklarının belirlenmesinde ise literatürde ifade edilen uzuv ağırlıklarının deneğin vücut ağırlığına karşılık gelen oransal değerlerinden yararlanılmıştır. Uzuvların kütle merkezi ve kütleli atalet momenti ise literatürde ifade edilen bu değerlere ait kesik koni formüllerinden belirlenmiştir. (Hanavan, 1964; Winter, 2009; Chandler ve ark., 1975; Krishnan ve ark., 2016).

Çizelge 1. Deneğe ait antropometrik değerler.

Uzuv	Uzuv uzunluğu (m)	Uzuv kütle merkezi (m)	Uzuv kütleli (kg)	Kütleli atalet momenti (kgm ²)
Üst kol	$l_1 = 0.319$	$ P_1C_1 = 0.105$	$m_1 = 1.925$	$I_{C_1} = 0.0169$
Ön kol	$l_2 = 0.251$	$ P_2C_2 = 0.083$	$m_2 = 1.077$	$I_{C_2} = 0.0060$

Modelin dinamik analizleri için gerekli olan üst uzuv eklemleri arası konum bilgilerinin elde edilmesi amacıyla Şekil 3’te gösterilen biçimde deneğe giyilebilir hareket sensörleri bağlanmıştır. Deneyler esnasında, STT Systems adlı üreticinin kendi ismi ile isimlendirdiği STT-IWS (Inertial Wireless Systems) deney seti kullanılmıştır. Set içerisinde yazılım, sensörler ve kablosuz erişim bileşenleri bulunmaktadır. Sensörler kablosuz haberleşme özelliğine sahip olup deneylerde büyük esneklik sağlamıştır. Deneğe giydirilen kıyafet üzerine özel aparatları ile tutturulan sensörler aslında küçük bir kutucuk biçiminde olup içerisinde batarya, 3-eksenli jireskop, ivmeölçer, manyetometre ve bunların haricinde barometrik basınç sensörü, nem ve sıcaklık sensörlerini de barındıran bir cihazdır. Birden fazla sensörün tek bir yarı iletken devre içerisine entegre edildiği yapılarda sensörlerden doğru veri elde edilmek amacıyla birbirlerini referans almaları sağlanabilmektedir. Örneğin jireskop ve ivmeölçer aynı entegre içerisinde olup birbirlerini referans alarak hız, pozisyon gibi bilgileri verebilirler. Bu yapılan işleme sensör füzyon denmekte olup bu tip tümleşik yapılar IMU (Inertial Measurement

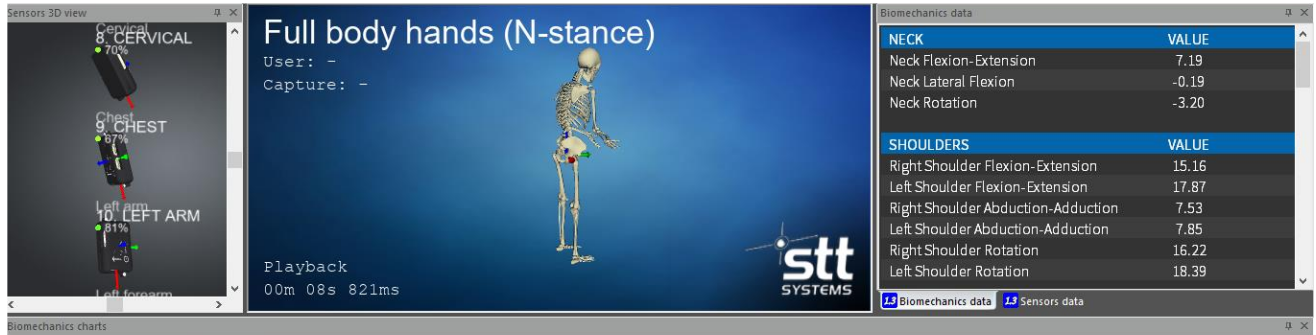
Unit) olarak isimlendirilmektedirler. Ayrıca, açılal konum referans sistemi olan AHRS (Attitude and Heading Reference System) sensör füzyon algoritması ile atalet ve manyetik verileri birleştirerek Dünya eksenine göre sensör ekseninde herhangi bir kayma olmadan açılal konum ölçümü sağlar (Özkan ve Yeşildirek, 2019; Elmenreich, 2002). Verilerin alınabilmesi için Şekil 4'te program ara yüzü verilen STT System'e ait yazılım kullanılmıştır. iSenV2020.0 versiyonuna sahip yazılım, kullanıcının biyomekanik ölçümlere dayalı koşullar üretmesine izin veren ve bu koşullar karşılandığında görsel uygulama sunan bir yazılımdır. Analiz edilen harekete dahil olan tüm biyomekanik parametreleri görselleştirmek için eklem açıları, hız ve protokole özgü ölçümleri grafiksel olarak sunar ve sayısal olarak ASCII, MATLAB ve CSV uzantılı dosya formatlarında kaydetme özelliği sağlar. Ayrıca sensöre ait ham verileri de vermektedir. Sensör ile yazılım arasındaki bağlantı kablosuz olup IEEE802.11 kullanılmıştır. Yazılım, sensörlerden alınan verileri kullanarak kinematik analiz ve hareket simülasyonu yapmakta olup herhangi bir dinamik analiz gerçekleştirilmemektedir.



Şekil 3. Giyilebilir sensör ile veri alım işlemi ve deney boyunca izlenen yörünge.

Deneğin tüm vücuduna, Şekil 3'te de görüldüğü üzere toplam 16 adet sensör bağlanmıştır. Deney boyunca sensörlerin tümünden veri kaydı gerçekleştirilmiştir. Bu sayede deney esnasında omuz ve dirsek dışındaki eklemlerde belli toleranslar dışında hareket olmaması garanti altına alınmıştır. Aksi takdirde dinamik bir hesaplama yapılması sebebi ile diğer eklem hareketleri de modellenerek atalet kuvvet ve torkları üzerindeki etkilerinin ayrıca hesaba katılması gerekecektir. Denekten, deneye başlamadan önce kollarını yanda ve gövdesini dik konumda tutması istenmiştir. Metronom 6sn zaman aralığına ayarlanmıştır. Deneyde 5 kg ve 10 kg olmak üzere iki farklı ağırlığın kaldırılacak olmasından dolayı deney senkronizasyonunu sağlamak adına denek öncelikle metronom eşliğinde 3 dakikalık eğitime tabi tutulmuştur. Deney esnasında denekten, yerden 60 cm yüksekliğindeki deney platformu üzerinde duran belirli bir kütleye sahip 25 cm yüksekliğindeki yükleri Şekil 3'te görüldüğü üzere üst kısımlarından iki eliyle aynı anda kavrayarak bir miktar kaldırıp kendisine yaklaştırması sonrasında ise tekrardan aldığı yere geri bırakması istenmiştir. Ancak oluşturulan dinamik modelde sadece tek kol için analiz gerçekleştirildiğinden dolayı $m_{yük}$ olarak kaldırılan yüklerin yarı kütleleri kullanılmıştır. 10 kg kütleli yükün kaldırıldığı deney esnasında deneğin bilek eklemine tekabül eden P_3 noktasının deney boyunca izlediği yörünge Şekil 3'te görülmektedir. Bu yörüngede mavi çizgi elin yükü almadan önce

ve yükü bıraktıktan sonraki boştaki hareketlerini, kırmızı çizgi ise yükün havada tutulduğu anları ifade etmektedir. Deneğin bu işlemleri gerçekleştirmesi esnasında sensörlerden 100Hz frekansında veri kaydı gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4. Arayüz programı

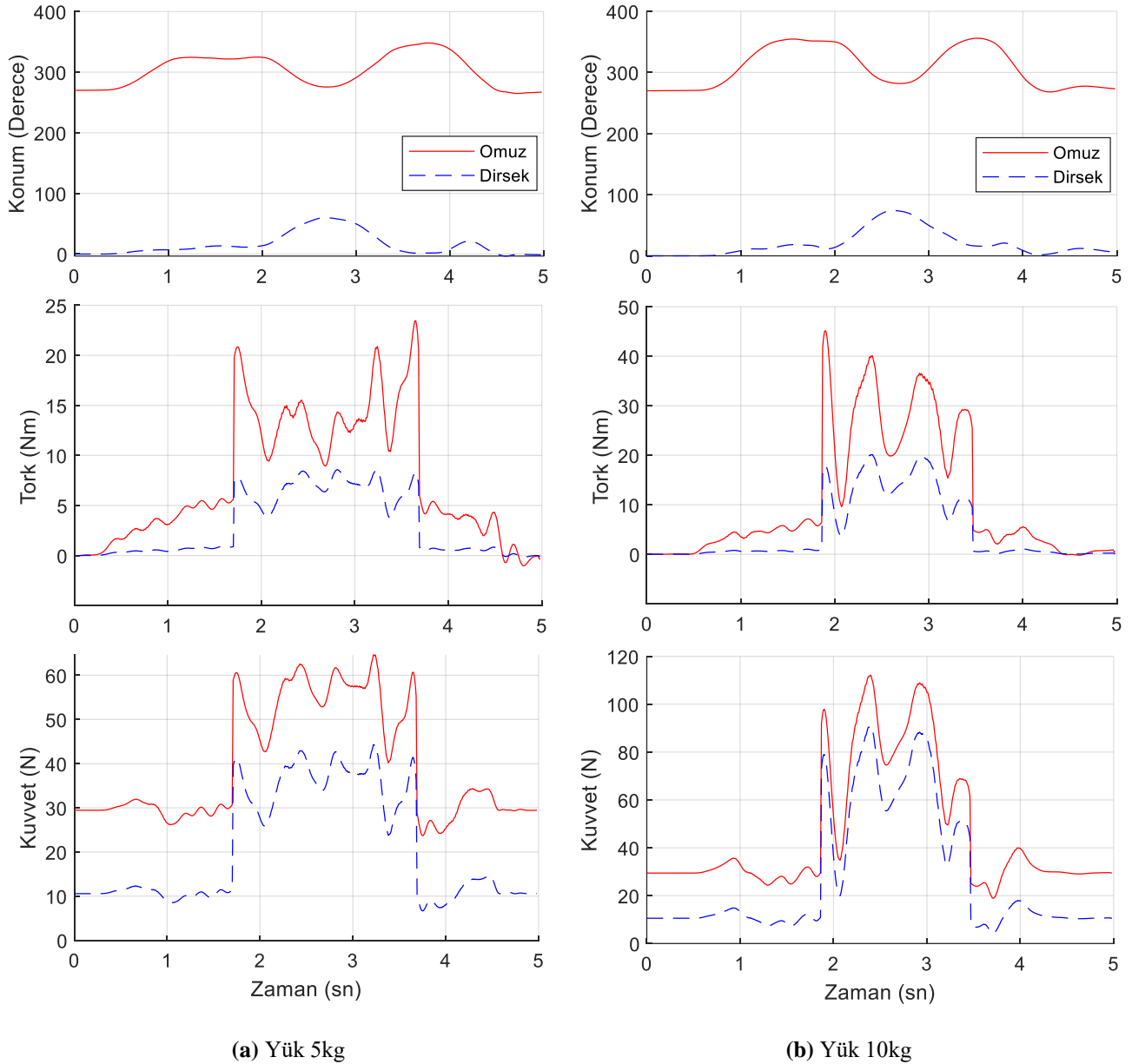
BULGULAR ve TARTIŞMA

Deney esnasında dirsek eklemine ve omuz eklemine ait olan fleksiyon-ekstansiyon hareketlerine ait açısal konum verileri giyilebilir sensörler yardımı ile zamana bağlı olarak kaydedilmiştir. Eklem hareketlerinin açısal hız ve açısal ivme değerleri zamana bağlı olarak kaydedilen açısal konum verilerinden türetilmiştir. Tüm bu değerler ve antropometrik ölçümlerden elde edilen veriler dinamik model denkleminde yerlerine konularak omuz ve dirsek eklemine gelen bağ kuvveti ve tork değerleri hesaplanmıştır. Hesaplama ve görselleştirilme için MATLAB yazılımından faydalanılmıştır. Farklı ağırlıklarla gerçekleştirilen hareketler sonucunda omuz ve dirsek eklemine meydana gelen yüklenmelere ait bağ kuvveti ve tork değerleri Şekil 5'te grafik olarak sunulmuştur. Şekil 5'te sunulan grafiklerde sürekli çizgiler omuz, kesikli çizgiler ise dirsek eklemine ait olan sonuçları göstermektedir.

Şekil 5'te verilen sonuçlardan deneğin deney esnasında herhangi bir ağırlık kaldırmadığı ve hareket etmediği anda uzuvların ağırlıklarından dolayı dirsek eklemine yaklaşık 10 N, omuz eklemine ise yaklaşık 30 N kuvvet etki ettiği görülmektedir. Kolun yük kaldırmadan harekete başlayıp yükü hemen almadan önceki 1.5 saniye civarında dirsek eklemine yaklaşık 1 Nm gibi oldukça düşük bir tork değeri varken omuz eklemine yaklaşık 5 Nm değerinde tork oluştuğu görülmektedir. Dirsek eklemi ile omuz eklemi arasındaki bu tork farkının en büyük sebebi dirsek eklemine sadece ön kol ağırlığının etki ediyor olmasının yanında aynı zamanda moment alma mesafesinin de oldukça kısa olmasıdır. Deneyler esnasında 5 kg kütleyle sahip yük 1.7 ile 3.7 saniye arasında ve 10 kg kütleyle sahip yük ise 1.9 ile 3.5 saniye aralıklarında deneğin elinde ve deney platformundan teması kesilmiş haldedir. 5kg kütleyle sahip yük kaldırılırken omuz eklemine 65 N, dirsek eklemine ise 45 N kuvvet etki ettiği gözlenirken, 10 kg kütleyle sahip yük kaldırılırken aynı eklemlere etki eden kuvvet değerleri sırasıyla 110 N ve 90 N olarak belirlenmiştir. Aynı zaman aralığında 5kg yük için omuz eklemine 23 Nm, dirsek eklemine 8 Nm, 10 kg yük için sırasıyla 45 Nm ve 20 Nm tork etki ettiği gözlemlenmiştir.

Şekil 3'te bu deney esnasında yükün izlediği yörünge görülmektedir. Bu yörüngeden de görüldüğü üzere yükün yerden temasının kesilmesinden yükün tekrardan yerine bırakılmasına kadar denek sırasıyla yükü kaldırır, kendisine doğru çeker, sonra tekrar bırakma noktası hizasına götürür ve en son geri bırakır. Şekil 5'te verilen tork ve kuvvet grafikleri incelendiğinde yükün yerle temasta olmadığı zaman aralığında dört adet tepe noktasının olduğu görülmekte olup bu tepe noktaları denek tarafından gerçekleştirilen bu dört hareket esnasında oluşmaktadır. Yükü kaldırma ve indirme döngüsü esnasında kaldırılan yükün kütlesi arttıkça atalet etkisi artacağından dolayı omuz eklemine ve dirsek

eklemine etki eden tork değerinin arttığı görülmektedir. Hareket esnasındaki küçük kuvvet ve tork dalgalanmalarının ise açısal hız ve ivme değerlerinin zamana göre türetilmesinden kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Bu da bize hareket esnasında sistemin dinamiği üzerindeki en baskın etkilerin atalet kuvvet ve torklarından kaynaklandığını ifade etmektedir.



Şekil 5. Konum, Tork, Kuvvet-Zaman Grafikleri

Çizelge 2’de mevcut çalışmaya ait dirsek ve omuz eklemleri için elde edilen en yüksek tork değerleri literatürdeki benzer çalışmalar (Cheng, 1996; Murray ve Johnson, 2004; Harari ve ark., 2020) ile kıyaslanmıştır. Maksimum tork değerinin oluşmasında etkili olan en büyük faktörler kolun yerçekimine göre açısı ve atalet kuvvetleridir. Ancak, burada verilen çalışmaların her birisinde yük kaldırma işlemi farklı zamanlama ve farklı hareket kombinasyonları ile gerçekleştiği için doğrudan bir karşılaştırma anlamlı olmayacaktır. Çizelge 2 incelendiğinde, mevcut çalışmaya ait verilerin benzer çalışmalarla büyük oranda uyumlu olduğu görülmektedir. Harari ve arkadaşlarının (2020) yaptığı çalışma ile aynı ağırlık değeri için bu kadar fazla farkın olmasının sebebi ise kaldırılan yük yüksekliğinin farklılığı sebebi ile moment alma işlemi esnasında kuvvet kolunun dik uzaklığının küçük kalmasıdır.

Çizelge 2. Literatürde elde edilen tork değerleri.

	Mevcut çalışma		Cheng, 1996	Murray ve Johnson, 2004	Harari ve ark., 2020		
Kaldırılan yük (kg)	5	10	2	2	2	5	8
Omuz tork değeri (Nm)	23	45	13	15	6	10	15
Dirsek tork değeri (Nm)	8	20	7	5	-	-	-

SONUÇ

Bu çalışmada günlük hayatta farklı ağırlıklara maruz kalan insan üst uzvunun omuz ve dirsek ekleminde meydana gelen kuvvet ve tork değerleri giyilebilir sensörlerden gelen veriler ve dinamik hesaplama yöntemi ile tespit edilmeye çalışılmıştır. Bulgular incelendiğinde en fazla tork ve kuvvet değerinin omuz ekleminde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Taşınan yük arttıkça hareket esnasında eklemlere gelen kuvvet ve tork değerlerinin de atalet kuvvet ve torklarından kaynaklı olarak büyük bir aralıkta dalgalandığı görülmüştür. Yükü kaldırma ve indirme anında yani özellikle yükün vücuttan uzakta olduğu durumlarda eklemlerdeki tork değerlerinin dikkate değer oranda arttığı gözlemlenmiştir. Özellikle büyük ağırlığa sahip yükleri kaldırmadan önce onlara mümkün olduğu kadar çok yaklaşmak sureti ile moment mesafesi küçültülerek eklem ve kaslarda meydana gelen zorlanmalar minimize edilebilir. Ayrıca eklemler üzerindeki tork ve kuvvet etkilerini önemli derecede arttıran diğer bir faktör de atalet kuvvetleri olduğundan kaldırma esnasında mümkün olduğunca yavaş hareket etmek kasların anlık yüklenme miktarını düşürecektir. Ancak çok yavaş hareket edildiğinde eklemler üzerindeki tork ve kuvvet etkilerinin şiddeti azalırken yükün havada kalma süresinin artmasıyla birlikte yüklenme süresinde de bir artış meydana gelecektir. Özellikle büyük yüklerin periyodik olarak kaldırıldığı uygulamalarda, hareket iyi bir şekilde analiz edilerek anlık yüklenme ve yüklenme süresi için operatöre en az zarar verecek bir optimum çalışma hızı tespit edilebilir. Böyle bir sonucun bilinmesi kişinin eklemlerine gelen yük değerlerini azaltmak için kol uzvu kullanım alışkanlığını değiştirmesine ve yaralanma riskini en aza indirmesine olanak sağlamaktadır. Faaliyeti gerçekleştiren operatör belirlenen şekilde ve hızda çalışması için teşvik edilmelidir. Ayrıca bu tork ve kuvvet değerlerinin belirlenmesi sayesinde kişinin hangi kas gruplarını kullandığının tanımlanması fizyoterapistlere ve ergonomi çalışanlarına yardımcı olacaktır. Fizyoterapistler hastalarına uyguladıkları tedavinin gelişimini değerlendirebilecek biyomekanik parametrelere sahip olurken ergonomistler çalışma sahasında yaralanma/incinme olmadan önce tedbir alınabilecek biçimde uyarılarda bulunabileceklerdir.

Üst uzvun hareketi boyunca üst uzuvlar rijit cisim olarak ele alınmıştır ve kütle merkezlerinin sabit olduğu kabul edilmiştir fakat gerçekte böyle değildir. Deneğe giydirilen sensörlerin elbise üzerinden bağlanmış olması nedeniyle deney esnasında konum veri hatasına sebebiyet vermesi ihtimali mevcuttur. Bu çalışmada sadece bir deneğin üst uzuv hareketlerinin analiz edilmesi kısıt olarak gösterilebilir. Fakat şu unutulmamalıdır ki insana ait her olguda olduğu gibi kişinin hareketi de kendine özgüdür. Bunlara her kişiye ait antropometrik farklılıklar da eklenince farklı sonuçlar elde edileceği açıktır.

TEŞEKKÜR

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: FOA-2018-6529).

KAYNAKLAR

Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., Young, J.W., 1975. Investigation of inertial properties of the human body. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH., No. AMRL-TR-74-137

- Cheng, 1996 Biomechanical study of upper limb activities of daily living. PhD Thesis, University of Strathclyde, Glasgow, Scotland.
- El-Gohary, M., McNames, J., 2012. Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9): 2635-41.
- Elmenreich W., 2002 Sensor Fusion in Time-Triggered Systems, Dissertation, Vienna University of Technology, Austria,.
- Gates, D.H., Walters, L.S., Cowley, J., Wilken, J.M., Resnik, L., 2016. Range of Motion Requirements for Upper-Limb Activities of Daily Living. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(1): 7001350010p1
- Hanavan Jr, E.P., 1964. A mathematical model of the human body. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH., No. AFIT-GA-PHYS-64-3
- Harari, Y., Bechar, A., Riemer, R., 2020. Workers' biomechanical loads and kinematics during multiple-task manual material handling. *Appl. Ergon.* 83(0), 102985.
- Khalili, D., Zomlefer, M., 1988. An intelligent robotic system for rehabilitation of joints and estimation of body segment parameters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(2): 138-46.
- Kostyukov, A. I., Tomiak, T., 2018. The force generation in a two-joint arm model: Analysis of the joint torques in the working space. *Frontiers in Neurorobotics*, 12(0): 77
- Krishnan, R.H., Devanandh, V., Brahma, A.K., Pugazhenth, S., 2016. Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility. *Journal of Engineering Science and Technology*, 11(5): 166-76.
- Lemay, M. A., Crago, P.E., 1996. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics*, 29(10): 1319-30.
- Magermans, D.J., Chadwick, E.K.J., Veeger, H.E.J., Van der Helm F.C.T., 2005. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 20(6): 591-99.
- Murray, I.A., Johnson, G.R., 2004. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing everyday tasks. *Clinical Biomechanics*, 19(6): 586-94.
- Özkan, O., Yeşildirek, A., 2019. Sensör Füzyonu Algoritmaları ile Açısız Konum Referans Sistemi Tasarımı *Bayburt Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi* 2(1), 84-94.
- Peppoloni, L., Filippeschi, A., Ruffaldi, E., Avizzano, C.A., 2013. A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors. In 2013 IEEE 11th international symposium on intelligent systems and informatics (SISY), 26-28 September, 2013, pp: 105-110
- Rab, G., Petuskey, K., Bagley, A., 2002. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2): 113-19.
- Raikova, R., 1992. A general-approach for modeling and mathematical investigation of the human upper limb. *Journal of Biomechanics*, 25(8): 857-67.
- Riener, R., Straube, A., 1997. Inverse dynamics as a tool for motion analysis: Arm tracking movements in cerebellar patients. *Journal of Neuroscience Methods*, 72(1): 87-96.
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., Rau, G., 1999. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of biomechanics*, 32(6): 615-621.
- Thomas, N., John, M.S., Kumar, V.S., 2017. Development of an assistive robot for the torque analysis of upper extremity joints. *Development*, 40(3): 432-439.
- Winter, D. A., 2009 *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, No: 4th ed. pp 82-100 Waterloo, Ontario, Canada
- Winslow, V. L., 2015 *Classic Human Anatomy in Motion: The Artist's Guide to the Dynamics of Figure Drawing*, No: 1st ed. pp 18-20 Newyork, America
- Zhou, H., Hu, H., Harris, N. D., ve Hammerton, J, 2006. Applications of wearable inertial sensors in estimation of upper limb movements. *Biomedical Signal Processing and Control*, 1(1), 22-32.