



## KINETIC AND KINEMATIC ANALYSIS OF THE LOWER EXTREMITY STAND TO SIT

Faruk Karaca<sup>\*1</sup> , Fethi Akmeşe<sup>2</sup> , Engin Ünal<sup>3</sup> 

<sup>1,2,3</sup>Firat University Technology Faculty Department of Machine Engineering, Elazığ, Turkey

### Abstract

Original scientific paper

In biomechanics, how the movements of living creatures are controlled by engineering methods and the effect of the force system formed on the carrier elements during a movement are examined. In addition, treatment methods are tested and developed by examining the stress conditions on the tissues. Sitting on a chair (SOC) seems like a very simple part of life, but it is actually an extremely complex chain of movements. It is the kinematic and kinetic analysis that forms the basis of the sitting on the chair analysis. Angular displacements and velocities of limbs are evaluated as kinematic analysis, joint forces, moments, energy and forces are evaluated as kinetic analysis in sitting on chair analysis. In this study, it was aimed to investigate sitting movement by making kinematic and kinetic analysis of a human lower extremity. In this direction, a solid model of the lower extremity was designed by means of the SolidWorks software. A human consists of lower extremity, hip, thigh (upper leg), knee-calf (lower leg) and foot limbs. The data obtained from this solid model has revealed what kind of stresses on which parts of the limbs and joints of the lower extremities are exposed.

**Keywords:** Biomechanics, kinetic and kinematic analysis, lower extremity, sitting motion.

## AYAKTAN OTURMA HAREKETİNDE ALT EKSTREMİTENİN KİNETİK VE KİNEMATİK ANALİZİ

### Özet

Orijinal bilimsel makale

Biyomekanikte, mühendislik yöntemleri ile canlıların hareketlerinin nasıl kontrol edildiği ve hareket sırasında taşıyıcı elemanlarda oluşan kuvvet sisteminin etkisi incelenmektedir. Bunun yanısıra dokular üzerinde zorlanma durumları incelenerek tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir. Sandalyeye oturma hareketi (SOH), yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık hareketler zinciridir. Sandalyeye oturma analizinin temelini oluşturan kinematik ve kinetik analizdir. Sandalyeye oturma analizinde kinematik analiz olarak uzuvların açılma yerdeğişimleri ve hızları, kinetik analiz olarak eklem kuvvetleri, momentler, enerji ve güçleri değerlendirilir. Bu çalışmada, bir insan alt ekstremitenin kinematik ve kinetik analizi yapılarak, oturma hareketinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda, SolidWorks yazılımı vasıtasıyla alt ekstremitenin bir katı modeli tasarlanmıştır. Bir insan alt ekstremitesi, kalça, uyluk(üst bacak), diz-baldır(alta bacak) ve ayak uzuvlarından oluşmaktadır. Oluşturulan bu katı model üzerinden elde edilen veriler, özellikle alt ekstremitenin uzuv ve eklemlerinde hangi bölgelerin ne tür zorlanmalara maruz kaldığını gözler önüne sermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Alt ekstremitenin, biyomekanik, kinetik ve kinematik analiz, oturma

### 1 Giriş

Tıp ve mühendislik gibi birçok bilim dalını disiplinler arası ortak çalışma alanı haline getiren ve günümüzde oldukça ilgi çeken konulardan olan biyomekanik, özellikle klinik uygulamalarda yapılacak operasyon öncesi öngörücü bilgiler vermektedir. Yapılan tasarımların değerlendirilmesi sürecinde deterministik veya olasılık esaslı analizlerin kullanımı dışında sistem özelliklerinin doğru simüle edilmesi büyük bir önem taşır. Özellikle protezler veya eklem modellemeleri içeren biyomekanik çalışmalarda gerçek durumda var olan doğrusal olmayan özelliklerin analizlerde dikkate

alınmaması nümerik simülasyonun başarısını olumsuz olarak etkilemektedir [1]. Kaslar konsantriksel olarak kasıldıklarında uzunlukları kısalarak güç üretir iken, egsantrik kasılmalarında ise uzunlukları artarak güç emilimi oluşur. İzometrik kasılmadaysa kasın uzunluğu değişmez ve güç üretimi veya emilimi olmaz. Güç grafiğindeki pozitif değerler güç üretimini gösterir iken, negatifler ise güç emilimini gösterirler [2, 3]. Ayakta durma hareketi günlük yaşamda önemli bir aktivitedir. Bu hareket kalça ve omurga hastaları için sorun olmaktadır. Pelvis kinematiğine göre oturma hareketi genellikle bikoksofemoral eksen etrafında bir rotasyon olarak kabul edilir. Ancak pelvisin kinematiği sagittal düzlemde iki

\* Corresponding author.

E-mail address: fkaraca@firat.edu.tr (F. Karaca)

Received 21 March 2021; Received in revised form 10 April 2021; Accepted 03 June 2021

2587-1943 | © 2021 IJIEA. All rights reserved.

Doi: <https://doi.org/10.46460/ijiea.900830>

boyutlu hareketten daha karmaşıktır çünkü üç boyutlu bir harekete sahiptir ve dönme ekseninin bikoksofemoral eksenden sapmasına neden olur [4]. Sandalyeye oturma hareketi, alt ekstremitte ve gövde eklem hareketleri arasındaki bir koordinasyondur. SOH, kütle merkezinin arka inişini eksantrik olarak kontrol etmek için yeterli kas gücü ve koordinasyonu veya bir bozukluğu telafi etmek için eklem koordinasyonunun yeniden ayarlanmasını gerektirmektedir. Ayrıca bu hareket fonksiyonel performansın klinik değerlendirmesinde de kullanılır [5]. İnsanlar yaşlandıkça, genellikle postüral geçiş olarak tanımlanan sandalyeden kalkma yeteneği, daha zorlu bir günlük fonksiyonel hareket haline gelir. Düşkün kişilerde postürel geçiş, günlük yaşamda işlevsel bağımsızlık ve hareketliliğin önemli bir göstergesi sayılmaktadır. Bu postüral geçiş, yaşlıların alt ekstremitte fonksiyonlarının kuvveti ile denge hakkında bilgi sahibi olmak için fonksiyonel bir test olarak kullanılır. Bu hareket geçişinin geleneksel klinik değerlendirmesi, koordinasyon ve hareket modelindeki değişiklikleri tanımlamak için eklem açısı hareketinin görsel olarak gözlemlenmesine dayanır. Bununla birlikte, bu tür değerlendirmenin geçerliliği esas olarak klinisyenlerin deneyimine ve eğitimine bağlıdır. Gövde kinematığı, hareket geçişi sırasında dengeyi korumak için gerekli görülmektedir. Bu tür çalışmalarda, vücuda takılan eylemsiz sensörleri kullanan gövde hareketlerinin dinamiğini araştırarak denegin kişisel ortamında normal günlük yaşam sırasında belirli duruşları ve hareketlerini yakalayıp objektif ve geçerli ölçümleri toplamak için kullanılmaktadır [6].

Bu bağlamda insan kas ve iskelet sisteminin kinematik ve kinetik analizi üzerinde gerek analitik gerekse deneysel birçok çalışma gerçekleştirilmiştir [7–15]. Mevcut yapılan çalışmadaki en önemli farkı ise günümüzde özellikle makine mühendisliği alanında çeşitli tasarım ve mekanik analiz işlemlerinin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiği SolidWorks yazılımıyla sandalyeye oturma hareketinin kinematik ve kinetik analizi yapılmasıdır.

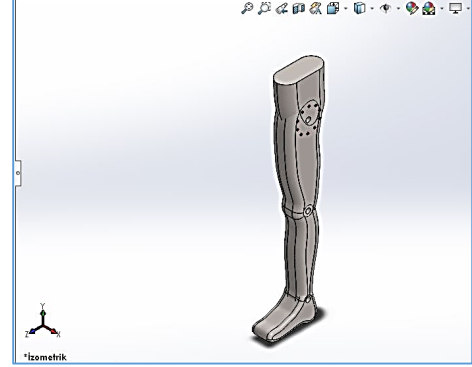
## 2 Metot

Bu çalışmada, alt ekstremitenin günlük fiziksel aktivitelerden olan sandalyeye oturma hareketi incelenerek bu hareketin kinematik ve kinetik analizinin yapılması amaçlanmıştır. Bu amaçla bir alt ekstremitte uzuvlarının SolidWorks programında benzetim yoluyla bir katı modeli oluşturulmuştur. Katı model oluşturulduktan sonra SolidWorks Motion (Hareket Etüdü) ile de kinematik ve kinetik analizi yapılmıştır.

### 2.1 Solidworks Programında Alt Ekstremitte Katı Modelinin Oluşturulması

Ayaktan oturma hareketi esnasında alt ekstremitenin kinetik ve kinematik analizini yapmak için öncelikle alt ekstremitenin bir katı modelinin tasarlanması ve oluşturulması gerekmektedir. Şekil 1.'de görüldüğü gibi alt ekstremitte katı modeli kalça, uyluk (üst bacak), baldır (alt bacak) ve ayak uzuvlarından oluşmaktadır. Alt ekstremitenin uzuvlarının boyutları ve ağırlık değerleri Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Alt ekstremitte ve uzuvlarının uzunluk ve ağırlık değerleri		
Uyluk( Üst bacak)	Uzunluğu	370 mm ±55 mm
Baldır (Alt bacak)	Uzunluğu	360 mm ± 55 mm
Ayak	Ölçüsü	150 mm x 32 mm
Alt Ekstremitte Katı Modelinin Ağırlığı		4247,97 gr



Şekil 1. Alt ekstremitte katı modelinin görünüşü

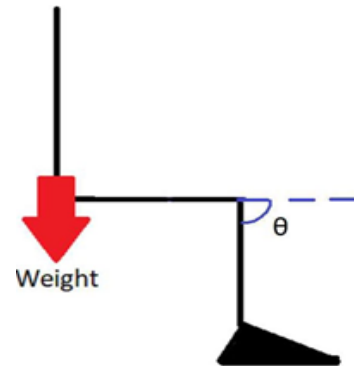
### 2.2 Ayaktayken Oturma Hareketi

Bu harekette, kişi ayakta duruyorken oturma durumuna geçer. Şekil 2.'de gösterildiği gibi, kişi otururken 90° lik bir açı yapmaktadır. Bu süreçte diz eklemünde büyük miktarda tork sağlanır [16]. Sagittal düzlemdeki anatomik mafsalsal hareket aralıkları kalça mafsalsal için; otururken 90°, diz mafsalsal için; otururken 90° dir. Nispeten daha küçük olan ayak mafsalsal hareket aralıkları ise; otururken 25°'dir [17].

Günlük fiziksel aktivitelerdeki hareketlerden ayaktayken sandalyeye oturma hareketinin açalarına göre faz durumları Şekil 3'de, verilmiştir.

## 3 Sonuçlar ve Tartışma

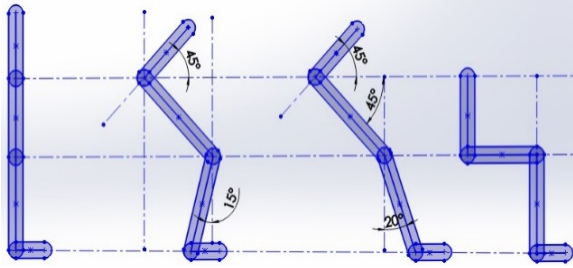
Ayaktayken oturma hareketi, bu çalışmada 4 fazdan oluşturulmuştur. SolidWorks Motion'da her fazda 3 adet rotatif motor kullanmak suretiyle toplamda 12 adet rotatif motor kullanılmıştır. Şekil 3'de verilen eklem açılarının uygulandığı alt ekstremitte katı modeli toplam 2 saniye süreyle yer çekimi ivmesi etkisi altında hareket ettirilerek hareket analizi yapılmış ve alt ekstremitte katı modelinin simülasyonu Şekil 4'de görüldüğü gibi oluşturulmuştur.



Şekil 2. Ayaktayken oturma hareketi [16]

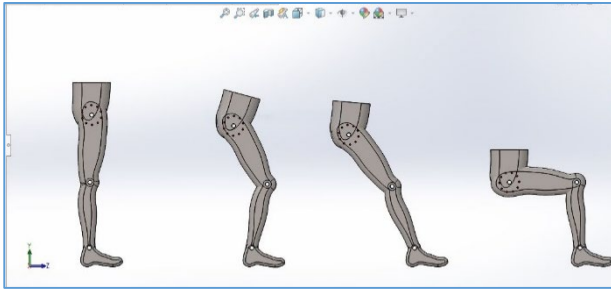
Solidworks hareket etüdünde, hareket analizi yapılırken, uyluk(üst bacak) uzvunu hareket ettirmek için kalça uzvuna 1 adet motor, baldır (alt bacak) uzvunu hareket ettirmek için uyluk uzvuna 1 adet motor ve ayak bileği uzvunu hareket ettirmek için baldır uzvuna 1 adet

motor konumlandırılmış olup, ayaktaiken oturma hareketinin hareket analizi sonuçlarının grafikleri her rotatif motor için ayrı ayrı üretilmiştir. Elde edilen grafik değerleri CSV(Comma-Separated Variables) formatıyla Microsoft Office Excel Çalışma sayfasına aktarılmış ve hareketin kinematik ve kinetik analizi grafikleri elde edilmiştir.



Şekil 3. Ayaktayken oturma hareketinin eklem açılarına göre faz durumları

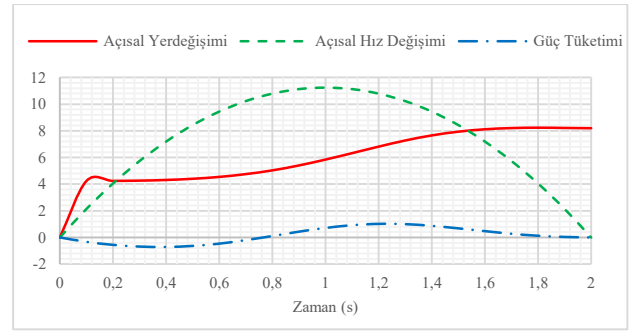
Bu bağlamda Şekil 5'te kalçaya ait zamana bağlı açısal yerdeğişimi, açısal hız ve güç tüketimi görülmektedir. Burada hareket 2s ile sınırlı olduğu için hareket bu süre içerisinde tamamlanmıştır. Nitekim hız değişiminden de bu durum açıkça görülmektedir. Açısal yerdeğişimi 0,13s de  $4,24^\circ$  ye doğru hızlı bir artış göstermiş ve daha sonra aşağı doğru salınım yaptıktan sonra hareketin sonunda  $8,19^\circ$  olarak maksimum değere ulaşmıştır. Hareketin fazlarıyla (Şekil 4) karşılaştırıldığında özellikle kalça uzvuna dikkat edildiğinde açısal yerdeğişimi grafiğinin gayet uyumlu olduğu görülmektedir. 0,2s'de ikinci faz bitmiş üçüncü faz başlamıştır. Üçüncü faz da 1s'de bitmiş ve dördüncü faz başlamıştır. Açısal hız değişimine bakılacak olursa, yapılan açısal yerdeğişimine bağlı olarak 1s'de maksimum  $11,25$  ( $^\circ/s$ ) değere ulaşmıştır.



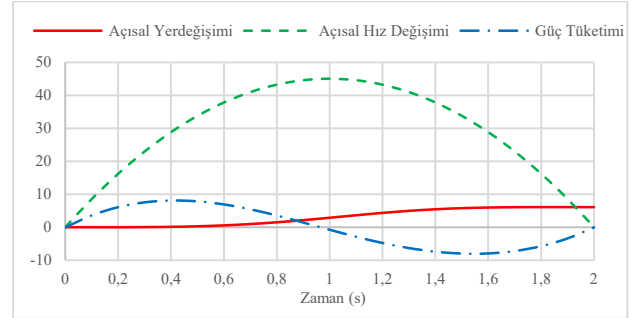
Şekil 4. Ayaktayken oturma hareketinin Solidworks Motion ile simülasyonu

Daha sonra tekrar yavaşlama eğilimine geçerek 2s sonunda tekrar sıfır olmuştur. Güç tüketimine bakıldığında, 0,8s'ye kadar kalça uzvunda bir güç emilimi görülmektedir. Daha sonra bu emilen güç geriye kalan 1,2s boyunca harcanmış ve tekrar sıfır olmuştur. Ancak net güç miktarı hareket süresinin toplamı değerlendirildiğinde pozitif değerdedir. Bu durum benzer çalışmalarla paralellik göstermektedir [2, 17].

Uyluk uzvunun Şekil 6'daki açısal yerdeğişimine dikkat edilecek olursa Şekil 5'teki kalça uzvununkine göre daha stabil bir değişim gösterdiği görülmektedir. Yaklaşık 0,8s'ye kadar çok küçük bir değişim gösterdikten sonra düzgün bir artışla hareket sonunda maksimum  $6,12^\circ$ 'ye ulaşmıştır.

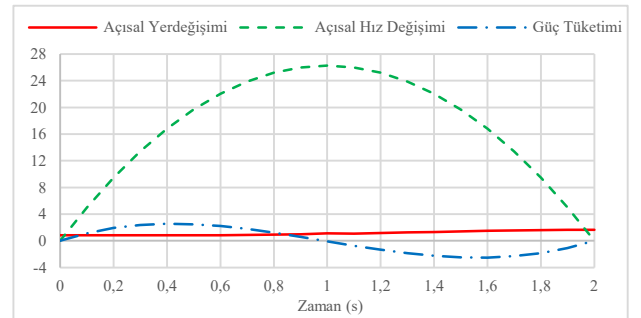


Şekil 5. Kalça Uzunluğunun Açısal Yerdeğişimi ( $^\circ$ ), Açısal Hız ( $^\circ/s$ ) ve Güç Tüketimi (Watt) Değişiminin Zamana Göre Değişimi



Şekil 6. Uyluk Uzunluğunun Açısal Yerdeğişimi ( $^\circ$ ), Açısal Hız ( $^\circ/s$ ) ve Güç Tüketimi (Watt) Değişiminin Zamana Göre Değişimi

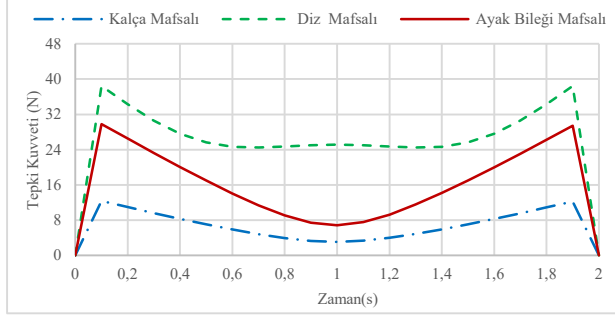
Burada Şekil 6 ile birlikte değerlendirilecek olursa 0,8s'nin dördüncü faza geçiş anı olduğu görülecektir. Ancak uyluk uzvu kalça uzvu ile karşılaştırıldığında açısal yerdeğişiminin daha düşük olduğu görülmektedir. Hem Şekil 3 hem de Şekil 4'teki açıları ve faz dönüşümü hareketleri ile beraber değerlendirildiğinde bu sonucun oldukça tutarlı olduğu ortaya konmuştur. Uyluk uzvunun açısal hızı ile kalça uzvunun açısal hızı karşılaştırıldığında ise uyluk uzvunun açısal hızının kalça uzvununkinin yaklaşık 4,5 katı olduğu görülmektedir. Uyluk uzvunun açısal hızının maksimum değeri  $45$  ( $^\circ/s$ ) olmuştur. Şekil 6'daki güç tüketimi değişiminde önce güç harcanmış daha sonra güç emilmeye başlanmıştır. Ancak net güç değeri pozitifdir. Dolayısıyla hareket süresinde güç üretilmiştir [2,3].



Şekil 7. Baldır Uzunluğunun Açısal Yerdeğişimi ( $^\circ$ ), Açısal Hız ( $^\circ/s$ ) ve Güç Tüketimi (Watt) Değişiminin Zamana Göre Değişimi

Baldır uzvuna ait Şekil 7'deki grafik incelendiğinde grafiğin Şekil 6'daki uyluk uzvununkine çok benzer olduğu görülecektir. Aslında Şekil 3 ve 4'ü bakıldığında bu iki uzvu, ikizkenar üçgenin ikizkenarları gibi olduğu görülecektir. Dolayısıyla ayaktan oturma hareketi esnasında benzer karakterde hareket etmektedirler. Ancak açısal yerdeğişimi kalça ve uyluk ile karşılaştırıldığında

olduğu düşük seyretmiştir. Maksimum yerdeğişikliği  $1,65^\circ$  olmuştur. Baldır uzvunun açılma hızı ise  $26,25$  ( $^\circ/s$ ) ile maksimum değerine ulaşmıştır. Şekil 7'deki güç tüketimi değişimi Şekil 6'daki baldır uzvununki ile çok benzer olduğu görülmektedir. Tıpkı uyluk uzvunda olduğu gibi önce güç harcanmış ve daha sonra emilim görülmüştür. Burada da yine net güç pozitif değerde kalmıştır. Buraya kadar değerlendirilen grafikler hem mevcut literatürle hem de bu konunun metodolojisi ile uygun görülmektedir [2-5, 10, 17, 18].



Şekil 8. Kalça, Diz ve Ayak Bileği Mafsalına Gelen Tepki Kuvvetlerinin Zamana Göre Değişimi

Şekil 8 değerlendirildiğinde uzuvların bağlantı yani mafsalları temsil eden kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine hareket süresince etki eden mafsallara gelen tepki kuvvetleri görülmektedir. Grafiğe bakıldığında ilk göze çarpan her üç eklemde de tepki kuvveti değişimi benzer şekilde olmaktadır. Önce bir pik yapıp daha sonra düzgün bir düşüşün ardından tekrar yükselişe geçmiştir. Burada bu duruma atalet kuvvetleri neden olmaktadır [4]. Bu hareketin karakteri gereği en fazla tepki kuvveti diz eklemde daha sonra ayak bileği ve kalça eklemde ortaya çıkmıştır. Yine Şekil 3 ve 4 ile beraber değerlendirildiğinde bu hareket esnasında uzuvların toplam ağırlık merkezine en uzak noktada olan eklem diz eklemi olduğu görülecektir. Bu nedenle diz eklemde en yüksek tepki kuvveti ortaya çıkmaktadır.

#### 4 Genel Sonuçlar

Yapılan çalışmada ayakta iken sandalyeye oturan bir kişinin alt ekstremitelerini meydana getiren kalça, uyluk ve baldır uzuvları ile bunların eklemleri olan kalça, diz ve ayak bileğinin kinematik ve kinetik analizi gerçekleştirilmiştir. Mevcut literatürden farklı olarak Solidworks Motion yazılımı ile bu analiz gerçekleştirilmiştir. Genel olarak analiz sonuçları değerlendirildiğinde gerçekleştirilen modelleme ve simülasyonun mevcut metodoloji ile oldukça tutarlı sonuçlar ortaya çıkardığı görülmüştür. Bu nedenle bu türden analizlerde Solidworks Motion yazılımının kullanışlı olabileceği değerlendirilmektedir.

Bunun yanı sıra göz önüne alınan uzun simülasyondan önce katı modelinin özenli ve gerçeğine çok yakın bir şekilde oluşturulması gerekmektedir.

#### Bilgilendirme

Bu makale Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Teknolojileri Programı'nda "Günlük Fiziksel Aktivitelerde İnsan Alt Ekstremitte Protezi Hareketlerinin

Biyomekanik Analizi ve Yapay Sinir Ağları İle Eğitilmesi" adı ile kayıtlı yüksek lisans tezindeki verilerden hazırlanmıştır.

#### Kaynaklar

- [1] Korkmaz, İ. H. (2016). Designing Patient Specific Knee Prosthesis Using Probabilistic Analysis and Its Verification with Experiments, Atatürk University, Erzurum.
- [2] Beng, K., Aydil, S., & Özkan, P. (2014). Üç boyutlu Bilgisayarlı Yürüme Analizi: Kinematik ve Kinetik. *TOTBID Dergisi*, 13(4), 337-343.
- [3] Duman, B. (2016). Diz Altı Protez Modelleme Statik Ve Dinamik Analizi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
- [4] Kim, Y., Vergari, C., Girinon, F., Lazennec, J. Y., & Skalli, W. (2019). Stand-to-Sit kinematics of the pelvis is not always as expected: hip and spine pathologies can have an impact. *The Journal of arthroplasty*, 34(9), 2118-2123.
- [5] Catena, R. D., Bailey, J. P., Campbell, N., & Music, H. E. (2019). Stand-to-sit kinematic changes during pregnancy correspond with reduced sagittal plane hip motion. *Clinical Biomechanics*, 67, 107-114.
- [6] Ganea, R., Paraschiv-Ionescu, A., Büla, C., Rochat, S., & Aminian, K. (2011). Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. *Medical engineering & physics*, 33(9), 1086-1093.
- [7] Sarı, M. İ. (2019). Tersine Mühendislik Yaklaşımı İle Antibakteriyel, Antimikrobiyal Ortez Tasarımı Ve İmalatı. Gazi Üniversitesi, Ankara.
- [8] Uğurlu, Ü. (2008). Development Of A New Orthosis (Neuro\_Orthosis) For The Control Of Wrist Movements In Patients With Carpal Tunnel Syndrome. Boğaziçi University, İstanbul.
- [9] Doğan, E. (2018). Aktif Bir Bilek Ortez Tasarımı Ve Denetimi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta.
- [10] Keleş, A.D. (2017). Development Of Neural Network Based Algorithm Of Active Ankle Prosthesis Using Gait Analysis Data. Boğaziçi University, İstanbul.
- [11] Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., & Fukashiro, S. (2007). Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomedical engineering online*, 6(1), 1-14.
- [12] Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2014). Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomedical engineering online*, 13(1), 1-13.
- [13] Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical therapy*, 82(9), 866-879.
- [14] Van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & posture*, 38(1), 153-156.
- [15] Yu, B., Holly-Crichlow, N., Brichta, P., Reeves, G. R., Zablony, C. M., & Nawoczenski, D. A. (2000). The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. *Clinical Biomechanics*, 15(6), 449-455.
- [16] Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & posture*, 15(1), 32-44.
- [17] Önen, Ü. (2011). Design and control of exoskeleton supporting human walking. Selçuk University, Konya.
- [18] Şener, G. (1987). Sağlıklı Genç Kadınlarda, Farklı Topuk Yüksekliklerine Göre Yürüyüşün Duruş Fazında Diz Eklemimin Kinematik Ve Kinetik Analizi. Hacettepe University, Ankara.