

## BİYOMEKANİK ANALİZDE YÜK KALDIRMA HAREKETİ YAKALAMA YÖNTEMLERİ VE ÖRNEK UYGULAMA

Melih CANLIDİNÇ<sup>1\*</sup>, Mustafa GÜLEŞEN<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Kütahya Dumlupınar Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Kütahya, TÜRKİYE

### Öz

Günümüzde insan hareketi biyomekaniğinin öğrenilmesinde yaygın olarak kullanılan yöntem, görüş tabanlı hareket yakalama sistemlerini kullanmaktır. Hareket yakalama sistemleri işaretçili ve işaretçisiz hareket yakalama yöntemleri olarak sınıflandırılmıştır. Hareket yakalama insan hareketlerinin takibinde sıkça başvurulan bir yöntemdir. Yük kaldırma hareketi, günlük hayatta ve endüstriyel çalışma koşullarında sıkça başvurulan faaliyetlerdendir. Yük kaldırma hareketi birçok vücut zorlanmasını içerir ve bu zorlanmalar vücut eklemlerinde hasarlara neden olabilmektedir. Özellikle bel eklemine etkileyen yükler bel rahatsızlıkları nedenlerindedir. Yetişkin nüfusun önemli bir kısmı yaşamlarında en az bir kez bel ağrısını deneyimlemiştir. İnsan vücut hareketleri analizinde biyomekanik modeller yaygın olarak kullanılmaktadır. Örnek uygulamada, sağlıklı bir bireyin yük kaldırma hareketi işaretçisiz hareket yakalama yöntemi ve biyomekanik model yaklaşımıyla analiz edilmiştir. Çalışmada sağlıklı denekten, çömelerek ve öne eğilerek kaldırma tekniklerinde, 16 kg'lık yükü kaldırması istenmiştir. Yapılan kaldırma hareketleri işaretçisiz hareket yakalama cihazı Microsoft Kinect v2 sensörüyle görüntülenmiştir. Elde edilen konum bilgileri, OpenSim biyomekanik analiz programında 3 boyutlu bir insan modeline aktarılmış ve hareketin ters kinematik, ters dinamik analizleri yapılmıştır. Bu analizlerde iki kaldırma tekniğinin, L5/S1 eklemdeki kuvvet ve moment maksimum değerleri Mann-Whitney U testiyle karşılaştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** OpenSim yazılımı, hareket yakalama sistemleri, biyomekanik modelleme, kaldırma teknikleri

\*Sorumlu Yazar: Melih CANLIDİNÇ, melih.canlidinc@dpu.edu.tr

## LOAD LIFTING MOTION CAPTURE METHODS AND EXAMPLE APPLICATION IN BIOMECHANIC ANALYSIS

### Abstract

Today, the widely used method for learning human movement biomechanics is to use vision-based motion capture systems. Motion capture systems are classified as pointer and pointerless motion capture methods. Motion capture is a frequently used method for tracking human movements. Lifting movement is one of the activities frequently used in daily life and industrial working conditions. Lifting involves many body strains and these strains can cause damage to body joints. Especially the loads acting on the waist joint are among the causes of low back disorders. A significant portion of the adult population has experienced low back pain at least once in their lifetime. Biomechanical models are widely used in the analysis of human body movements. In the sample application, a 3D biomechanical model study is presented. With this model, the lifting movement of a healthy individual was analyzed using the markerless motion capture method and the biomechanical model approach. In the study, the healthy subject was asked to lift a load of 16 kg in squat and stoop lifting techniques. Lifting movements were imaged with the Microsoft Kinect v2 sensor, which is a markerless motion capture device. The obtained position information was transferred to a 3D human model in the OpenSim biomechanical analysis program inverse kinematic and inverse dynamic analyzes of the motion were made. In these analyzes, the force and moment maximum values of the two lifting techniques at the L5/S1 joint were compared with the Mann-Whitney U test.

**Keywords:** OpenSim software, motion capture systems, biomechanical modelling, lifting techniques

### 1. GİRİŞ

Hareket yakalama tekniği, bir nesnenin hareketini izlemek ve kaydetmek için kullanılan bir yöntemdir. Hareket yakalama teknolojileri sürekli geliştirilmektedir. Hareket yakalama sistemlerini mekanik, manyetik ve optik sistemler olarak sınıflandırılabilir. Optik sistemler aktif işaretçili, pasif işaretçili kullanan ve işaretçisiz olarak çeşitlenmiştir. İşaretçi kullanan optik sistemlerde, ışık kaynağıyla beraber insan vücuduna yerleştirilen yansıtıcı işaretçiler sayesinde kameralar tarafından çekilen görüntülerin üç boyutlu konumları hesaplanmaktadır [1]. VICON Hareket yakalama sistemi ve Optotrak gibi işaretleyici tabanlı hareket yakalama sistemleri, bu konumları üç boyutlu uzayda almak için farklı vücut parçalarına yapıştırılmış yapışkan yansıtıcı işaretçileri izleyen bir dizi dijital kamera kullanır [2-3]. Ancak bu hareket izleme sistemleri maliyetlidir, uzun kurulum süresi gerektirir ve saha ayarlarına aktarılması zordur.

İşaretçisiz hareket yakalama teknolojisi, bir bireyin hareketlerinin kaydedilmesini ve basitleştirilmiş bir dijital model olarak temsil edilmesini sağlar. Hareket yakalama giysileri gibi bazı hareket yakalama sistemleri, endüstrideki yaygın kullanımlarını sınırlayabilecek oldukça pahalı olsa da bazı kamera tabanlı hareket yakalama sistemleri oldukça düşük maliyetli olarak mevcuttur. Microsoft'un Xbox oyun konsolu için geliştirdiği Kinect v2 cihazı, etkileşimi renkli bir görüntü (RGB) elde eden ve ardından bir derinlik ölçümü gerçekleştiren RGB sağlayan bir RGB kamera ve bir derinlik sensörü ile donatılmıştır [4]. Bu veriler daha sonra dijitalleştirilmiş insan hareketlerini elde etmek için ücretsiz Kinect Yazılım Geliştirme Kiti (SDK) kullanılarak normal bir PC'de işlenebilir ve daha sonra ergonomik değerlendirme için postüral verilerin üretilmesi için kullanılabilir.

Endüstriyel işlerdeki teknolojik gelişmelere ve otomasyonla üretimin yaygınlaşmaya başlamasına rağmen, birçok sektörde çeşitli işler yüksek oranda elle yapılmaktadır. Dağıtım ve depolama merkezlerindeki iş süreçlerinden; malzemelerin elle kaldırma, bırakma ve taşıma süreçlerini ele alırsak; örneğin Avrupa ve ABD'deki endüstriyel işletmelerin yaklaşık %80'i hala elle çalışılarak işletilmektedir [5]. İşçilerin elle kaldırma faaliyetlerini sık ve tekrarlı gerçekleştirmeleri, kaldırma hareketini gerçekleştirirken vücut postürlerinin uygun olmaması durumları, kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarına (musculoskeletal disorders-MSD) yol açabilir. Kaldırma ve alçaltma aşırı eforundan kaynaklanan bel ağrısı (low back pain-LBP), elle malzeme taşıma çalışanları için başlıca yaralanma ve hastalık kaynaklarından biridir.

Malzeme taşıma işleriyle ilgili kas-iskelet sistemi hastalıklarından önemli bir kısmını bel rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Dünya'daki iş hastalıklarının yaklaşık %40'ı, ABD'nin ise yaklaşık %38'ini bel rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Bu rahatsızlıklar işe devam edememenin önemli nedenlerindedir [6]. Çalışma İstatistikleri Bürosu (BLS), 2016 yılı raporuna göre, aşırı efor, ölümcül olmayan mesleki olayların önde gelen nedenidir ve iyileşmek için ortalama 12 gün gerektiren toplam vakaların %33'ünü oluşturur [7].

Kutu kaldırma esnasında oluşabilecek bel yaralanmalarının tahmini için Ulusal Mesleki Güvenlik ve Sağlık Enstitüsü (NIOSH) tarafından kaldırma denklemini oluşturdu. Ancak, kaldırma denklemini statik koşulları ele alırken dinamik kaldırma hareketinin etkilerini incelemek için uygun bir araç değildir [8]. Kaldırma hareketi dinamik olarak gerçekleştiğinden, kaldırmanın vücut

eklemleri üzerindeki yüklemelerinin (tork ve kuvvetlerin) analizinde statik hesaplamaların yanı sıra dinamik hesaplamalarla yapılmalıdır.

Kaldırma aktiviteleri sırasında lomber spinal yüklemeyi tahmin etmek için birçok biyomekanik modeller geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları, L4/L5 ve L5/S1 sıkıştırma kuvvetini tahmin etmek için statik modeller [9–12], elektromiyografi (EMG) destekli dinamik omurga modeller [2,13–15], üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanan modeller [16]–[18], vücut segmentlerinin ayrı ayrı incelendiği dinamik modeller [19] ve üç boyutlu geometrik gövde modellerdir [20]. 3 boyutlu kas-iskelet sistemi modelleri, dinamik hareket analizini geleneksel yöntemlere göre daha kolay yapılmasını sağlar. Dinamik analizle tüm vücut kinematiği ve kinetiğinin belirlenerek ve kas-iskelet kuvvetlerinin simüle edilmektedir.

Bu araştırmanın amacı, hareket yakalama yöntemlerini inceleyerek, örnek uygulama olarak, işaretçisiz hareket yakalama tekniğiyle Microsoft Kinect v2 sensörüyle, eğilerek ve çömelerek kaldırma görevleri sırasında L5/S1 eklemine etkiyen yükleri tahmin etmektir.

## 2. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu bölümde hareket yakalama yöntemleri ve biyomekanik analiz yöntemleri incelenmiş ve bir uygulama örneği sunulmuştur. Çalışma bir sağlıklı katılımcı (erkek; yaş: 33, boy: 183 cm, kütle:92kg) tarafından gerçekleştirilmiştir. Katılımcı çalışmanın başlamasından önce bilgilendirilmiştir ve tüm çalışma boyunca ilgili hareket teknikleri denetlenmiştir.

### 2.1 Hareket Yakalama Yöntemi Seçimi

Modern hareket yakalama sistemleri, hareketi doğru bir şekilde izleme problemini çözmek için çeşitli yaklaşımlar benimsemiştir. Genel olarak, optik ve optik olmayan sistemler olmak üzere iki genel kategoride sınıflandırılabilir. Optik sistemler arasında günümüzde kullanılan sistemlerin çoğu markör tabanlıdır ancak son yıllarda işaretçisiz sistem öne çıkmıştır. Öte yandan, optik olmayan sistemlerin en yaygın olanı atalet sensörlerine dayanmaktadır.

Hareket yakalama için yakın zamanda piyasaya sürülen bir derinlik sensörü (örneğin, Microsoft Kinect sensörü, ASUS Xtion hareket sensörü), bir sahnenin 3B derinliğini tek bir kamerayla doğru bir şekilde ölçebilir; örneğin, bir Kinect sensörü ızgara biçiminde yapılandırılmış bir kızılötesi lazer yayar, kızılötesi görüntünün bozulmasını analiz eder ve eşitsizlik alımına dayalı olarak

derinliği hesaplar [21] ve böylece bu derinlik sensörü, hareket yakalama çözümleriyle birlikte otomatik olarak hareket yakalama verileri üretebilir (örneğin, iPi Soft hareket yakalama ve Brekel Kinect). VICON (bir optik sistem) ve Microsoft Kinect (bir derinlik sensörü) arasındaki performansları karşılaştıran Tablo 1'de gösterildiği gibi, VICON sistemi çözünürlük, çalışma aralıkları, kare hızı ve doğruluk açısından daha iyi performans gösterir. Ayrıca, çalışma aralığını 0,8 ila 4 metre ile sınırlayan Kinect ile karşılaştırıldığında, VICON sistemi, mesafe üzerinde önemli bir sınırlama olmaksızın çok doğru hareket yakalama sonuçları üretebilmesi için yüksek kaliteli lenslerle daha iyi bir menzile sağlar. Öte yandan, Kinect'in deneysel koşullar üzerinde VICON'dan daha az kısıtlaması vardır: Kinect, katılımcının özel bir kıyafet giymesini gerektirmez, vücuduna işaretleyiciler bağlamaz ve katılımcıyı dairesel bir konfigürasyonda çevreleyen birden fazla kamera kullanmaz. Ayrıca, Kinect, doğruluğu ergonomik analiz için yeterince büyük olan uygun maliyetli ve taşınabilir bir hareket yakalama sistemi sağlayabilir [22]. Bir Kinect algılayıcısının ortalama kare hataları, VICON'a kıyasla x, y ve z yönlerinde 6,5 mm, 10,9 mm ve 5,7 mm idi. Yukarıda belirtilen nedenlerden ötürü çalışma Kinect v2 sensör kullanılarak işaretçisiz hareket yakalama yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

**Tablo 1.** Kinect v2 sensör ve VICON hareket yakalama sistemi karşılaştırılması

	Kinect v2	VICON (T-40)
Çözünürlük	1920x1080 piksel	2352x1728 piksel
Çalışma aralığı	Limitli (0.8-4 m)	Lensle ayarlanabilir
Frame rate	30 fps	370 fps
Kullanıcı kıyafeti	Esnek	Özel kıyafet
Marker Kullanımı	Hayır	Evet
Konfigürasyonu	6 iskelete kadar	6-8 radyal konfigürasyon
Çalışma ortamı	İç mekan	Laboratuvar
Doğruluk	Yüksek (yakın mesafede 0.2-0.3 mm)	Çok yüksek (0.1 mm)
Maliyeti	150-250 \$	90K -120K \$

## 2.2 Kaldırma Hareketi Analizinde Kullanılan Biyomekanik Yazılımlar

Lomber omurganın biyomekanik kas-iskelet modelleri, uzun yıllardır araştırmacılar tarafından çalışılmaktadır [15,23,24]. Bu modellerin bazıları sadece omurgayı temsil ederken, diğerleri tüm vücudu (üst ve alt uzuvlarla) temsil eder.

Literatürde biyomekanik modellere genel bakış yapıldığında son zamanlarda iki yazılım ön plana çıkmaktadır. Detaylı kas-iskelet modellemesini hedefleyen her iki yazılımda (Anybody ve OpenSim) geliştirilen lomber omurga modellerinin daha kapsamlı bir tartışmasıyla başlar.

Anybody modelleme Sistemi (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Danimarka) kas-iskelet sistemlerinin geliştirilmesi ve analizi için kullanılan ticari bir programdır. Her parçanın kendi koordinat sistemine sahip katı bir gövde olarak modellendiği genel çok gövdeli sistem dinamiklerini kullanır [25]. AnyBody Modelleme Sistemi yazılımı üzerinde geliştirilen mevcut modeller, kullanıcılar arasında paylaşılabilir. Temel lomber omurga modeli, Anybody Managed Model Repository'de bulunan tam vücut modeline dahil edildi. Bu model, akademik kurumlardaki araştırmacılar arasındaki iş birliği ile geliştirildi. Dünya çapındaki araştırmacılar tarafından giderek daha fazla kullanılmaktadır.

OpenSim (SimTK, Stanford, CA), kas-iskelet modellemesi için simülasyon teknolojisinin geliştirilmesini ve paylaşılmasını hızlandırmak için geliştirilmiş, ücretsiz olarak temin edilebilen bir açık kaynaklı modelleme yazılımıdır [26]. Çok çeşitli hareketlerin analizi için diğer kullanıcılar tarafından geliştirilen birçok model, model havuzunda halka açıktır.

Detaylı lomber omurga, çeşitli kullanımlar için geliştirilmiş diğer birçok OpenSim modeline dahil edilmiştir [23]. Benzer şekilde geliştirilmiş modellerden [27], torakolomber model [10], tam vücut lomber omurga (Full Body Lumbar Spine, FBLS) modeli [28].

Bruno ve arkadaşları tarafından bildirilen torakolomber omurganın tam eklemli modeli, kaldırma görevleri için geliştirilmiş ve onaylanmıştır [10]. Gelişmiş lomber omurga modeline benzer şekilde, bu model lomber omurga, boyun ve üst ekstremiteler için önceki modelleri birleştirdi. Gövde kası kesit alanları ve pozisyonları, bilgisayarlı tomografi taramalarından elde edilen veriler kullanılarak in vivo kasları doğru bir şekilde temsil edecek şekilde ayarlandı.

Tam vücut lomber omurga modeli (FBLS), bir tam vücut modeli [29], detaylı lomber omurga modeli [23] ve patella modeli [30] birleştirilerek geliştirilmiştir [28]. Ortaya çıkan model üst ve alt

uzuvlardan oluşuyordu, ancak yalnızca alt uzuvlar ve gövde kasları içeriyordu. FBLS modeli, model tarafından üretilen L5/S1'deki (eksenel dönüş, yanal eğilme ve fleksiyon-ekstansiyon) üç eksenin maksimum eklem momentlerini bu çalışmada toplanan deneysel verilerle niteliksel olarak karşılaştırarak koşu aktivitelerini incelemek için doğrulanmıştır. Kingma ve arkadaşları, McGill ve meslektaşlarınıninkine benzer bir yaklaşım kullandı ve momentleri L4/L5 yerine L5/S1'de tahmin etmişlerdir [15,31]. Bu yaklaşımda, bir 3B bağlantı segmenti modeli, momenti modele dahil edilen kaslara dağıtmadan önce, kas kuvvetlerini belirlemek için EMG sinyallerini kullanarak, L5/S1'deki reaksiyon momentlerini de tahmin etmişlerdir [2].

### 2.3 Kas-İskelet Modeli Seçimi

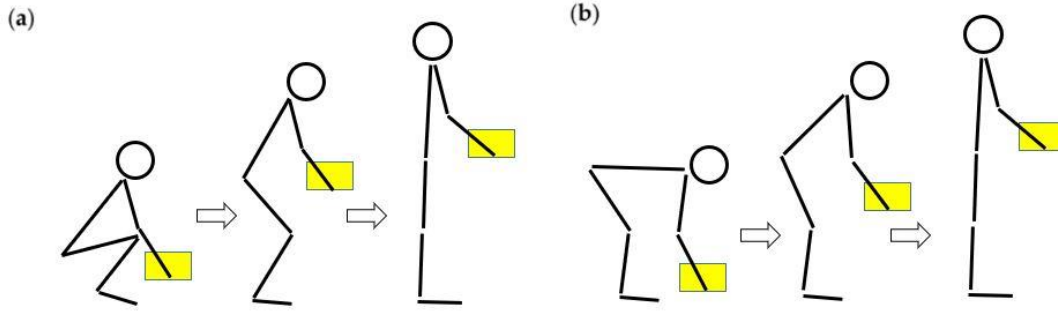
Çalışmada iskelet-kas modeli olarak Rajagopal ve arkadaşlarının oluşturduğu tüm vücut modelidir. İskelet modelin boyutları, 75 kg, 170 cm boyunda bir erkeği temsil eder ve kemik geometrisi de bu boyutlara uygundur[29-30]. Bu model ölçeklenerek 92 kg 183 cm boyundaki katılımcı için düzenlenmiştir. Modelin yapısında eklemlerden oluşan 22 adet gövde mevcuttur. Gövde parçaları; pelvis, femur (sağ ve sol), kalkaneus, talus, patella, tibia/fibula, ve alt gövdeyi temsil eden ayak parmakları ve birleşik bir baş ve gövde ve sağ ve sol humerus, ulna, radius ve üst gövdeyi temsil eden el olarak belirlemiştir. Model 37 serbestlik derecesine sahiptir. Modelin 20 serbestlik derecesi alt gövdede (pelvis-6 ve sağ bacak 7, sol bacak 7) ve 17 serbestlik derecesi (bel eklemi-3 ve sağ kol 7, sol kol 7) üst gövdededir. Model gövde parçalarının her biri için koordinat sistemi, x yönü öne, y yönü yukarıya ve z yönü sağa bakacak şekilde hizalanmıştır.

### 2.4 Deney Prosedürü

Katılımcı iki standart kaldırma tekniği uyguladı: Öne Eğilme ve çömelme. Öne eğilme ve çömelme kaldırma teknikleri ile ilgili gerekli açıklamalar sözlü ve görsel olarak yapılmış ve deneyler başlamadan önce ön çalışmalar yapılmıştır. Katılımcıdan 16 kg'lık kutuyu kaldırma hareketlerini gerçekleştirmesi istenmiştir. Kaldırılan nesne, 30 cm × 35 cm × 28 cm (genişlik x derinlik x yükseklik) boyutlarına sahiptir. Çömelme kaldırma hareketi esnasında Şekil 1(a)'daki gibi dizlerin tamamen fleksiyonda olması, topukların zemin temasının kesileceği şekilde



kaldırılması ve gövdenin dik konuma yakın olacak şekilde olması bilgisi verilmiştir. Öne eğilme kaldırma hareketi esnasında, katılımcıdan Şekil 1(b)'deki dizlerini tamamen uzatması ve kutuyu yerden dik konuma kaldırmak için gövdesini eğmesi bilgisi verildi [32].



**Şekil 1.** (a) Çömelerek kaldırma ve (b) Eğilerek kaldırma

Yük (kutu), sagittal düzlemin ortasına yerleştirildi. Katılımcı kutuyu altından tutarak, iki elle simetrik olacak şekilde zeminden kaldırdı ve bel hizasında ayakta tutmuştur. Katılımcıya çömelme ve öne eğilme kaldırma tekniğini (kaldırma sırasında dizler ve gövde hafifçe bükülmüş) benimsemesi talimatı verilmiştir. Katılımcının kaldırma sırasında ayaklarını hareket ettirmelerine izin verilmemiştir çünkü pelvisin yönü lateral fleksiyon ve burulma toraklarını etkileyebileceği öngörülmüştür [33]. Ek olarak, L5/S1 ekleminin yüklenme üzerindeki zaman etkisini en aza indirmek için katılımcıdan kaldırmayı yaklaşık iki saniyede (ilk kaldırma hareketinden ayakta kutuyu bel hizasında tutana kadar) tamamlamaları istenmiştir [34]. Her kaldırma koşulu için beş tekrar yapıldı. Altı kaldırma koşulu rastgele sıradaydı ve katılımcıya farklı kaldırma koşulları arasında oturma pozisyonunda iki dakika dinlenme izni verildi.

Kinematik verilerin toplanması için bir adet Microsoft Xbox One Kinect (v2) sensör kullanılmıştır. Bu sensörle kaldırma hareketi sırasında 30Hz örnekleme hızıyla veri toplanmıştır. Kinetik analizde, yerin tepki kuvvetlerini (GRF) ve momentleri tespit edebilmek amacıyla 100Hz örnekleme hızına sahip olan Zebris FDM 2 platformu (Zebris Medical GmbH · Germany) kullanılmıştır.

Ölçülen veriler, eklem açılarını ve momentlerini hesaplamak için OpenSim 4.0 [26-35]'de uygulanan standart bir kas-iskelet modelleme iş akışı kullanılarak işlendi. Çalışmada kullanılan iskelet-kas modeli için literatürdeki Rajagopal ve ark. oluşturduğu kas-iskelet modeli referans



alınmıştır. Kutunun etkisinin modele eklenmesi için kutunun ağırlığının yarısı sağ ve sol elin kütlesine eklenmiştir.

Çalışmada öncelikle, biyomekanik model, katılımcının antropometrisine göre ölçeklenmiştir. Vücut eklem açıları, kaldırma hareketleri sonucunda Kinect sensöründen gelen vücut eklem konum bilgileri kullanılarak, ters kinematik aracı yöntemiyle hesaplanmıştır. Elde edilen verilerle OpenSim'deki Ters Dinamik Aracı kullanılarak L5/S1 eklemi torkları hesaplanmıştır.

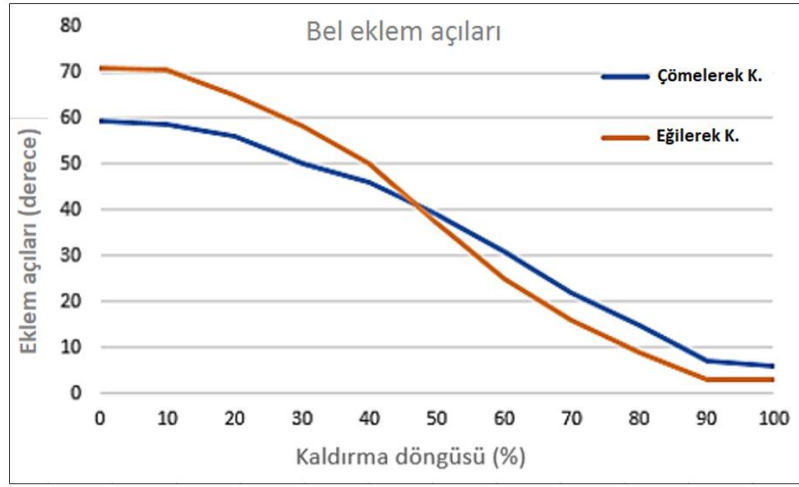
## 2.5 İstatistiksel Analiz

Katılımcının kaldırma hareketi denemelerinden en iyi beş deneme değerlendirilmiştir. Elde edilen L5/S1 eklemi tork verileri istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. L5/S1 eklemindeki torkların ağırlık artışına göre eğilerek ve çömelerek kaldırma teknikleri arasındaki farkı belirlemek için Mann-Whitney U testi uygulandı. Veri analizi için SPSS Version 26 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) kullanıldı. Anlamlılık değeri,  $p < 0,05$  olarak ayarlandı.

## 3. BULGULAR

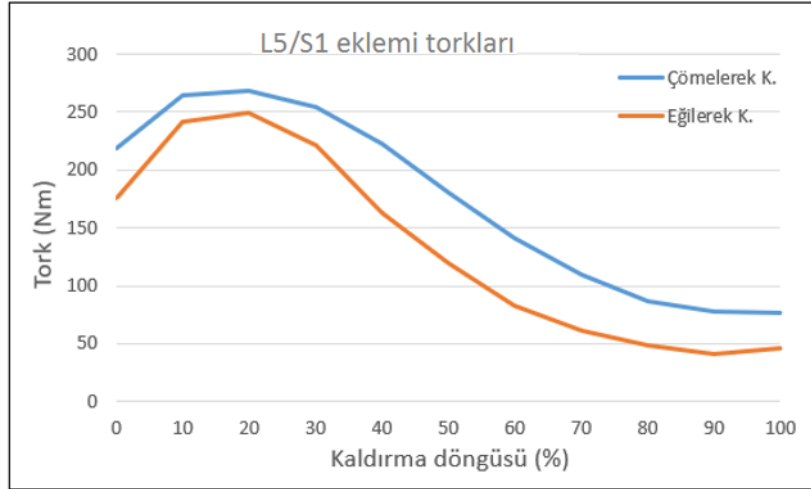
Bu çalışmada, simetrik kaldırma görevleri sırasında işaretli hareket yakalama yöntemiyle elde edilen veriler, mevcut bir tam vücut biyomekanik modeline uygulandı. Modeldeki insan iskeleti boyutları katılımcıya özel olarak ölçeklenmiştir. L5/S1 eklemine etkiyen yükler, ters kinematik ve ters dinamik analiz yapılarak tahmin edilmiştir. Çömelerek ve eğilerek kaldırma sırasında tüm vücut yükünü karşılaştırırken, yaygın olarak kullanılan iki kaldırma tekniği eklem momentlerine, eklem kuvvetine ve kas aktivitesine dayanır. Kullanılan model gövde kas ve omurga yapısını içerdiğinden lomber bölgenin analizinde bir araç olarak kullanılması uygun görülebilir.

Katılımcı kutuyu kendi rahat kaldırma hızında gerçekleştirmiştir. Kaldırma sırasında sagittal düzlemde alt ekstremite eklem açılarından bel eklemine (L5/S1) Şekil 2'de gösterilmektedir. Ancak, iki teknik arasında, aynı eklemler için ROM'lar önemli farklılık göstermiştir.



Şekil 2. Çömelerek ve eğilerek kaldırma hareketi sırasında bel eklem açıları.

Genel olarak, omurganın eğilerek ve çömelerek kaldırma hareketi, L5/S1 eklemindeki torkları arttırmıştır. Çömelerek ve eğilerek yük kaldırma sırasında L5/S1 eklem torkları Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 3. Çömelerek ve eğilerek kaldırma hareketi sırasındaki L5/S1 eklem torkları

Katılımcının eğilerek ve çömelerek kaldırma hareketiyle oluşan L5/S1 eklemindeki torku, kaldırmadan hemen sonra meydana gelmiştir. Çömelerek ve eğilerek kaldırma hareketinde maksimum tork arasındaki farklar incelendiğinde çömelerek kaldırma hareketi değerleri eğilerek kaldırma hareketinden daha büyük ve anlamlıydı ( $p < 0,05$ ).

#### 4. SONUÇLAR

Çalışmada sağlıklı denekten, çömelerek ve öne eğilerek kaldırma tekniklerinde, 16 kg'lık yükü kaldırması istenmiştir. Kaldırma hareketi işaretçisiz hareket yakalama yöntemiyle kaydedilmiş, elde edilen eklem konum bilgileri, OpenSim yazılımındaki bir biyomekanik modele aktarılmıştır. Ters kinematik ve ters dinamik analiz araçları çalıştırılarak L5/S1 eklemi açılı değişimleri ve tork değerleri elde edilmiştir.

Elde ettiğimiz tork değerlerinin denek kütesine bölünerek elde ettiğimiz değerleri incelediğimizde, çömelerek kaldırmada 2,96 Nm/kg, eğilerek kaldırmada ise 2,71 Nm/kg'dır. Literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırdığımızda, Beaucage-Gauvreau ve arkadaşları LFB modelinin 15 kg'lık yük kaldırmada L5/S1 eklemine oluşan tork değerleri çömelerek kaldırmada 2,95 Nm/kg, eğilerek kaldırmada 2,82 Nm/kg bulmuştur. Kingma ve arkadaşları 15 kg'lık yükü yapılan çalışmada çömelerek kaldırma 2,36 Nm/kg ve eğilerek kaldırma 2,98 Nm/kg'dır. Çalışmamızdaki tork/kütle değerleri göz önüne alındığında Beaucage-Gauvreau ve arkadaşları çalışmalarındaki gibi çömelerek kaldırma hareketinin, eğilerek kaldırma değerlerinden azalma gösterdiği ve uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın sınırlamaları vardır. Deneylerde, kaldırma türleri arasında 3B lomber omurga yüklemesinde önemli farklılıkları gözlemlemek için küçük bir kaldırma yükleri aralığı kullanılabilir, ancak farklı aralıklar ve daha yüksek ağırlıklarla yapılan çalışmalar değerlendirilebilir. Gelecekteki araştırmalar, kaldırılan nesnenin boyutlarını değerlendirmekle birlikte, kaldırma hareketini gerçekleştiren katılımcının parametrelerini genişleterek farklı kaldırma teknikleri arasındaki bel yüklerini araştırmalıdır.

#### KAYNAKLAR

- [1] D. Vlasic *et al.*, "Practical motion capture in everyday surroundings," *ACM Trans. Graph.*, vol. 26, no. 99, p. 35, 2007, doi: 10.1145/1239451.1239486.
- [2] G. S. Faber, I. Kingma, A. J. M. Bakker, and J. H. van Dieën, "Low-back loading in lifting two loads beside the body compared to lifting one load in front of the body," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 1, pp. 35–41, 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.013.
- [3] A. Plamondon, A. Delisle, S. Bellefeuille, D. Denis, D. Gagnon, and C. Larivière, "Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task," *Appl. Ergon.*, vol. 45, no. 3, pp. 471–481, 2014, doi: 10.1016/j.apergo.2013.06.008.

- [4] H. Sarbolandi, D. Lefloch, and A. Kolb, “Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect,” *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 139, pp. 1–20, 2015, doi: 10.1016/j.cviu.2015.05.006.
- [5] Peerless Research Group, “October 2017 September 2018,” *Logistics Management and Modern Materials Handling*, no. October 2017, pp. 1–38, 2018.
- [6] Bureau of Labor Statistics, “Industry Injury and Illness Data,” 2019.
- [7] U. Bureau of Labor Statistics, “2016 SURVEY OF OCCUPATIONAL INJURIES & ILLNESSES CHARTS PACKAGE,” 2017.
- [8] T. R. Waters, V. Putz-Anderson, A. Garg, and L. J. Fine, “Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks,” *Ergonomics*, vol. 36, no. 7, pp. 749–776, 1993, doi: 10.1080/00140139308967940.
- [9] M. A. Rajae, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, A. Plamondon, and H. Schmidt, “Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities,” *Appl. Ergon.*, vol. 48, pp. 22–32, May 2015, doi: 10.1016/j.apergo.2014.11.002.
- [10] A. G. Bruno, M. L. Bouxsein, and D. E. Anderson, “Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 137, no. 8, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1115/1.4030408.
- [11] M. Hajhosseinali, N. Arjmand, and A. Shirazi-Adl, “Effect of body weight on spinal loads in various activities: A personalized biomechanical modeling approach,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 2, pp. 276–282, 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.033.
- [12] M. A. Rajae, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, A. Plamondon, and H. Schmidt, “Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities,” *Appl. Ergon.*, vol. 48, pp. 22–32, 2015, doi: 10.1016/j.apergo.2014.11.002.
- [13] B. Jia, S. Kim, and M. A. Nussbaum, “An EMG-based model to estimate lumbar muscle forces and spinal loads during complex, high-effort tasks: Development and application to residential construction using prefabricated walls,” *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 41, no. 5, pp. 437–446, 2011, doi: 10.1016/j.ergon.2011.03.004.
- [14] W. S. Marras, M. J. Jorgensen, and K. G. Davis, “Effect of foot movement and an elastic lumbar back support on spinal loading during free-dynamic symmetric and asymmetric lifting exertions,” *Ergonomics*, vol. 43, no. 5, pp. 653–668, 2000, doi: 10.1080/001401300184314.
- [15] S. M. McGill, L. Marshall, and J. Andersen, “Low back loads while walking and carrying: Comparing the load carried in one hand or in both hands,” *Ergonomics*, vol. 56, no. 2, pp. 293–302, 2013, doi: 10.1080/00140139.2012.752528.
- [16] B. Bazrgari and A. Shirazi-Adl, “Spinal stability and role of passive stiffness in dynamic squat and stoop lifts,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 10, no. 5, pp. 351–360, 2007, doi: 10.1080/10255840701436974.

- [17] B. Bazrgari, A. Shirazi-Adl, and N. Arjmand, “Analysis of squat and stoop dynamic liftings: Muscle forces and internal spinal loads,” *Eur. Spine J.*, vol. 16, no. 5, pp. 687–699, 2007, doi: 10.1007/s00586-006-0240-7.
- [18] H. Schmidt, A. Kettler, F. Heuer, U. Simon, L. Claes, and H. J. Wilke, “Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 32, no. 7, pp. 748–755, 2007, doi: 10.1097/01.brs.0000259059.90430.c2.
- [19] I. Kingma, T. Bosch, L. Bruins, and J. H. van Dieën, “Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique: Effects on low back loading,” *Ergonomics*, vol. 47, no. 13, pp. 1365–1385, 2004, doi: 10.1080/00140130410001714742.
- [20] M. A. Nussbaum and D. B. Chaffin, “Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso,” *Clin. Biomech.*, vol. 11, no. 1, pp. 25–34, 1996, doi: 10.1016/0268-0033(95)00031-3.
- [21] K. Khoshelham and S. O. Elberink, “Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1437–1454, 2012, doi: 10.3390/s120201437.
- [22] T. Dutta, “Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace,” *Appl. Ergon.*, vol. 43, no. 4, pp. 645–649, 2012, doi: 10.1016/j.apergo.2011.09.011.
- [23] M. Christophy, N. A. F. Senan, J. C. Lotz, and O. M. O’Reilly, “A Musculoskeletal model for the lumbar spine,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 11, no. 1–2, pp. 19–34, 2012, doi: 10.1007/s10237-011-0290-6.
- [24] P. Khoddam-Khorasani, N. Arjmand, and A. Shirazi-Adl, “Effect of changes in the lumbar posture in lifting on trunk muscle and spinal loads: A combined in vivo, musculoskeletal, and finite element model study,” *J. Biomech.*, vol. 104, May 2020, doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109728.
- [25] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, and M. de Zee, “Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System,” *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 14, no. 8, pp. 1100–1111, 2006, doi: 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- [26] S. L. Delp *et al.*, “OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [27] M. Senteler, B. Weisse, D. A. Rothenfluh, and J. G. Snedeker, “Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 19, no. 5, pp. 538–548, 2016, doi: 10.1080/10255842.2015.1043906.
- [28] M. E. Raabe and A. M. W. Chaudhari, “An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 7, pp. 1238–1243, 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.046.
- [29] S. R. Hamner, A. Seth, and S. L. Delp, “Muscle contributions to propulsion and support during running,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 14, pp. 2709–2716, 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025.

- [30] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp, “A model of the lower limb for analysis of human movement,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 2, pp. 269–279, 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9852-5.
- [31] A. S. Koopman, I. Kingma, G. S. Faber, J. Bornmann, and J. H. van Dieën, “Estimating the L5/S1 flexion/extension moment in symmetrical lifting using a simplified ambulatory measurement system,” *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 242–248, Mar. 2018, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2017.10.001.
- [32] Z. Wang, L. Wu, J. Sun, L. He, S. Wang, and L. Yang, “Squat, stoop, or semi-squat: A comparative experiment on lifting technique,” *J. Huazhong Univ. Sci. Technol. - Med. Sci.*, vol. 32, no. 4, pp. 630–636, 2012, doi: 10.1007/s11596-012-1009-3.
- [33] A. Plamondon, M. Gagnon, and D. Gravel, “Moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting: effects of different load trajectories and initial load positions,” *Clin. Biomech.*, vol. 10, no. 3, pp. 128–136, 1995, doi: 10.1016/0268-0033(95)93702-U.
- [34] P. Dolan, I. Kingma, M. P. De Looze, J. H. Van Dieen, and H. M. Toussaint, “<Emg\_Coluna\_Levantamento.Pdf>,” vol. 1, no. 1, pp. 17–24, 2001.
- [35] A. Seth *et al.*, “OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement,” *PLoS Comput. Biol.*, vol. 14, no. 7, Jul. 2018, doi: 10.1371/journal.pcbi.1006223.