



İnsan Femur Kemiğinde Burkulma Davranışının Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi

Investigation of Buckling Behaviour of Human Femur by Finite Elements Methods

Kadir Gök ^{1*}, Arif Gök ²

¹ İzmir Bakırçay Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, İzmir, TÜRKİYE

² Amasya Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Amasya, TÜRKİYE

Sorumlu Yazar / Corresponding Author *: kadir.gok@bakircay.edu.tr

Geliş Tarihi / Received: 06.11.2018

Kabul Tarihi / Accepted: 26.12.2018

Atıf şekli/ How to cite GÖK K, GÖK A., (2020). İnsan Femur Kemiğinde Burkulma Davranışının Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi. DEUFMD, 22(64), 21-27.

Araştırma Makalesi/Research Article

DOI: 10.21205/deufmd.2020226403

Öz

Bu çalışmada aksel yüklem altında insan femur modeli üzerinde burkulma etkisinin biyomekanik davranışın sonlu elemanlar metodu (SEM) kullanılarak analiz edilmiştir. İnsan femurunun 3 boyutlu (3D) modeli Geomagic ve SolidWorks programı kullanılarak oluşturulmuştur. Sonlu eleman analizleri ise Ansys Workbench 18.2 programında gerçekleştirilmiştir. 3D insan femur modeline aksel yüklem sonucu oluşan deformasyonlar ve gerilmeler basma ve flambaj olarak ayrı ayrı incelenmiştir. Yapısal analiz sonucunda femur kemiğinde oluşan deformasyon 2.06 mm iken, burkulma analizi sonucunda femur kemiğinde oluşan deformasyon ise 1.29 mm olarak hesaplanmıştır. Bu durum insan kemiğinde aksel yük altında flambaj etkisinin düşük olduğunu göstermektedir. Bu durumun femur kemiğinin anatomik yapısı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca basma etkisindeki gerilme değeri 15.71 MPa iken, flambaj etkisindeki kritik burkulma gerilmesi ise 8.30 MPa olarak hesaplanmıştır. Teorik olarak kritik yük (F_{kr}) 2102.21 N olarak hesap edilirken, SEA' de ise 2164.54 N olarak hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, sonlu elemanlar metodu, flambaj, femur

Abstract

In this study, biomechanical behaviors of the buckling effect on human femur model under axial loading were analyzed by using finite element method (FEM). The 3D model of the human femur was created using the Geomagic and SolidWorks 2018 program. Finite element analysis was performed in Ansys Workbench 18.2. The deformations and stresses resulting from axial loading to the 3D human femur model were examined separately as compression and buckling. While the deformation of the femoral bone was 2.06 mm in structural analysis, the deformation of the femoral bone was calculated as 1.29 mm in buckling analysis. This situation shows that the flambaj effect is low in the human bone under axial load. This situation is thought to be related to the anatomical structure of the femoral bone. In addition, while the stress value at the compression effect was 15.71 MPa, the critical buckling stress under flambaj effect was 8.30 MPa. Theoretically, while the critical load (F_{kr}) was calculated as 2102.21 N, it was calculated as 2164.54 N in SEA.

Keywords: Biomechanics, finite element method, buckling, femur

1. Giriş

Biyomekanik, herhangi bir organizmanın fonksiyonlarını inceler ve farklı koşullar altında implant veya protez gibi yapay sistemler ile etkileşime giren bir bilimdir. Günümüzde biyomekanik, mühendislik bilimi ile birlikte yürütülür ve insan vücudunun birçok yerinde uygulanır. Biyomekanik disiplin, tespit ve teşhis, cerrahi uygulamalar, ortotik protez uygulamaları, tedavi öncesi ve sonrası rehabilitasyon uygulamaları ve cerrahi öncesi planlama gibi birçok süreçte çok önemlidir.

Mühendislik malzemelerinin mukavemet hesapları dayanıklılık, rijitlik ve yapısal kararlılık olmak üzere üç temel kriter göz önüne alınarak gerçekleşir. Teorik olarak incelenen gerilme türlerinde dayanıklılık ve rijitlik mukavemet hesaplarında esas alınmıştır. Yük altında malzemede oluşan şekil değiştirmenin artan yüklerle birlikte arttığı gözlemlenmiştir. Bir makine elamanının çekme veya basmaya maruz bırakıldığında, artan yüklerle birlikte düzenli olarak kısaldığı ya da uzadığı bilinmektedir. Malzemenin akma dayanımından daha düşük gerilmelerde bile malzeme kararsız şekil değiştirmeler ve yüksek deformasyonlar oluşabilmektedir. Bu duruma elastik kararsızlık denilmektedir.

Bir kolon eksenini doğrultusunda yüklendiğinde ve bu eksenel yük belirli bir kritik değere ulaştığında, kolon ya da çubuk yanal şekil değiştirmeye başlarsa bu şekil değiştirme artar ve sonuçta ciddi hasarlara sebebiyet verir. Bu olaya burkulma (flambaj) denir. Bu burkulmaya sebep olan mekanizma malzemenin elastik sınırını aşacak şekilde yüklenmesi değil, sistemin kararlı denge koşullarından uzaklaşıp kararsız hale ulaşmasıdır. Bu yüzden herhangi bir elemanın taşıyabileceği maksimum yükü hesaplarırken, malzemenin mukavemetinin yanında cismin rijitliği ve yapısal kararlılığı da göz önüne alınmalıdır [1]. Özellikle femur kemiğinde insan vücut ağırlığında dolayı bir flambaj etkisi görülme ihtimali yüksektir. Bu durum obezite ve şişmanlık ile birlikte etki derecesini artıracaktır.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) kullanılarak biyomekanik modelin modellenmesi, deneysel veya analitik sonuçların doğrulanması için yararlı olabilir ve yeni cerrahi tekniklerin geliştirilmesi için güvenilir bir araç olarak düşünülebilir. Literatürde SEA kullanılarak femur kemiği

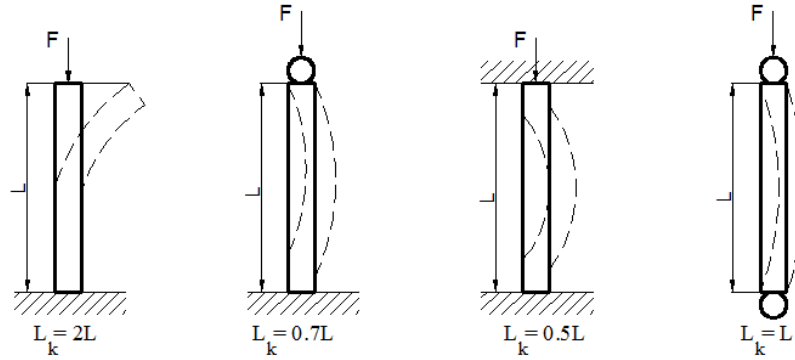
üzerine uygulanan kuvvetlerin sonucu oluşan gerilme ve deformasyonları inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Atmaca ve diğ. [2], bir çalışmada, katı modellerde SEA kullanılarak, sağlıklı dizlerde çeşitli yer ve derecelerde yapılan medial menisektomi sonrası tibial artiküler kırık üzerindeki yüklemeyi analiz etmişlerdir. Inal ve diğ. [3], SEA kullanarak pertrokanterik fiksator (PTF) ve dinamik kalça vidasının (DHS) biyomekanik performanslarını incelemişlerdir. Arif ve diğ. [4], intertrokanterik femoral kırık fiksasyonu için kullandıkları schanz vidaları için farklı malzemelerin farklı davranışları arasında fark olup olmadığını belirlemişlerdir. Atmaca ve diğ. [5] proksimal tibia açık kama osteotomisinin (PTO), tibia varalı hastalarda SEM kullanılarak alt ekstremite mekanik aksının düzeltilmesine ek olarak tibia ve tarsal kemikler üzerinde gerginlik azalmasını sağlayıp sağlayamayacağını değerlendirmişlerdir. Bessho ve diğ. [6], BT tabanlı bir SEM kullanarak proksimal femurun dayanım ve yüzey şekil değişimlerini doğru bir şekilde tahmin edebilecek bir simülasyon modeli gerçekleştirmişlerdir. Ota ve diğ. [7] SEM kullanarak bir kırık prosedürünü simüle etmiş ve yararlılığını değerlendirmiştir. Sowmianarayanan ve diğ. [8] femurun biyomekanik davranışını basit transvers subtrokanterik kırık ve SEA kullanan hasarsız femur için üç farklı implant şekliyle sunmuşlardır. Yu ve diğ. [9], darbe kuvvetleri altında proksimal femur için kırık mekanizması ve gerilme dağılımlarını araştırmışlardır. Senalp ve diğ. [10], SEA kullanarak kök şekillerin yorulma davranışını gerçekleştirdi. Kayabaşı ve ark. [11] implantın statik dinamik ve yorulma davranışlarını araştırmışlardır. Kayabaşı ve diğ. [12], yeni tasarlanan implant yükünün vücut ağırlığı altındaki davranışlarını araştırmışlardır.

Literatürde, genel olarak SEA kullanılarak femur kemiği üzerine eksenel yüklerin uygulanması sonucu oluşan gerilme ve deformasyonlar incelenmiştir. Femur kemiği üzerinde uygulanan eksenel yükün flambaj etkisinin nasıl değiştiği üzerine pek çalışmaya rastlanmamıştır. Lee ve diğ. [13] femur boyunda lokal burkulmaya duyarlılığın değerlendirilmesi üzerine bir çalışma gerçekleştirmiştir. Yaşa bağlı kemik kaybına yapısal uyum, fizyolojik yükler altında eğilme dayanımını koruyabilir, ancak kortikal inceltme, bir düşme anında kırılma riskini artıran femoral boynunda lokal burkulmaya

karşı duyarlı hale getirecek kritik bir eşiğe ulaşan burkulma oranını etkiler.

Madeti ve diğ [14] tarafından hertz temas gerilmesi ve burkulma analizi ele alınmıştır. Eksantrik yöntem burkulma analizi kullanılarak kritik yük elde edilmiştir. Kritik burkulma yükü mevcut basma yükünün altı katıdır. Bu yüzden tasarım burkulmaya karşı güvenlidir, bu da çeşitli insan etkinliklerini gerçekleştirirken kalça eklemine düzgün hareket etmesine yol açar. Bundan dolayı bu çalışmada, ekstenel yüklemeye altında insan femur kemiği üzerinde flambaj etkisinin biyomekanik davranışlarının SEM kullanılarak analizi yapılmıştır.

2. Flambajın Matematiksel İfadesi



Şekil 1. Flambaj boyunun yüklemeye durumuna göre değişimi

Burkulma gerilmelerinin hesaplanmasından en yaygın olarak Euler metodu kullanılır. Yük altındaki kolon ya da çubukta oluşan kritik yük aşağıdaki formülle hesaplanabilir [15].

$$F_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2} \quad (1)$$

F_{kr} = Kritik Yük (N)

E = Elastik Modülü ($\frac{N}{mm^2}$)

I = Kolonun minimum Atalet Momenti (mm^4)

L_k = Flambaj Boyu (mm)

Flambaj boyu kolonun yüklemeye durumuna göre değişkenlik gösterebilir (Şekil 1).

Bu yüklemeye sonucu kolonun kesitinde oluşan burkulma gerilmesi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\sigma_{kr} = \frac{F_{kr}}{A} \quad (2)$$

A = Kolonun Kesit Alanı (mm^2)

σ_{kr} = Burkulma Gerilmesi ($\frac{N}{mm^2}$)

$$\sigma_{kr} = \frac{\left(\frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2}\right)}{A} \quad (3)$$

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2 \cdot A} \quad (4)$$

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad (5)$$

r = Minimum Atalet Yarıçapı ya da Jirasyon Yarıçapıdır.

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2 \cdot A} \quad (6)$$

$$\sigma_{kr} = \left(\frac{\pi^2 \cdot E}{L_k^2}\right) \cdot \left(\frac{I}{A}\right) \quad (7)$$

$$\sigma_{kr} = \left(\frac{\pi^2 \cdot E}{L_k^2}\right) \cdot r^2 \quad (8)$$

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E}{\left(\frac{L_k}{r}\right)^2} \quad (9)$$

$$\lambda = \frac{L_k}{r} \quad (10)$$

λ değerine kolonun Narinlik Oranı denir. Aşağıdaki formülde yerine koyulursa;

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E}{\left(\frac{L_k}{r}\right)^2} \quad (11)$$

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E}{(\lambda)^2} \quad (12)$$

Kritik burkulma gerilmesi ile eşitlenirse;

$$\sigma_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2 \cdot A} \quad (13)$$

$$\lambda^2 = \frac{L_k^2 \cdot A}{I} \quad (14)$$

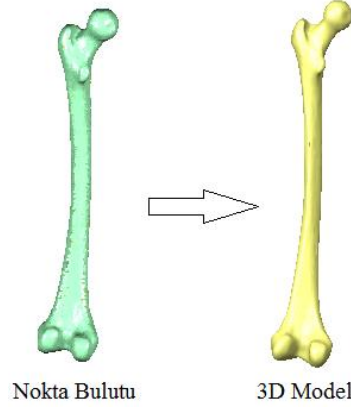
$$\sqrt{\lambda^2} = \sqrt{\frac{L_k^2 \cdot A}{I}} \quad (15)$$

$$\lambda = L_k \cdot \sqrt{\frac{A}{I}} \quad (16)$$

3. 3D Modelleme ve Analiz

Günümüzde biyolojik modellerin üç boyutlu (3D) tasarımı oldukça popülerdir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve çok kesitli bilgisayarlı tomografi (BT) gibi veriler 3D modelleme kullanılarak işlenebilir. Bu çalışmada, insan femoral modeli 3D tarayıcı kullanılarak tarandı ve nokta bulutu elde edildi. Bundan sonra Geomagic Studio 10 programı ile nokta bulutu verileri kullanılarak IGES formatı elde edilmiştir. İnsan femurunun 3D modeli, Şekil 2'de görüldüğü gibi SolidWorks programında IGES formatı kullanılarak oluşturulmuştur. Femur modelinin medüller boşluğu çıkarılmıştır. Kemikğin sponoz kısmının elde edilmesi oldukça zordur. Bunun için Micro CT desteği alınması gerekir. Bu yöntem hem pahalı hemde bu çalışmamızın amaçları kapsamında değildir. Bu yüzden bu kısım ihmal edilmiştir ve limitasyon sayılmaktadır.

Bilgisayar destekli analizler AnsysWorkbench yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. 3D CAD modelleri, sonlu eleman modelini hazırlamak için AnsysWorkbench yazılımına aktarıldı. AnsysWorkbench'de yük, sınır koşulları ve malzeme modelleri tanımlanmıştır. SEA özellikle yeni cerrahi tekniklerin geliştirilmesi için çok önemlidir. Deneysel veya analitik sonuçların doğrulanması için güvenilir bir teknik olarak da kullanılır. Buna ek olarak, birçok bilim insanı bilgisayar destekli SEA aracını kullanarak en uygun konfigürasyonu, implant materyallerini, implant malzemelerinin yorulma davranışını, metal tornalamayı, kemik delme ve kemik vidalama işlemini benzer şekilde incelemiştir [16-22].

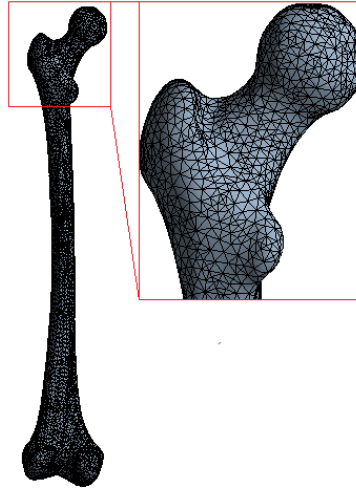


Şekil 2. İnsan femur modelinin 3 boyutlu modeli

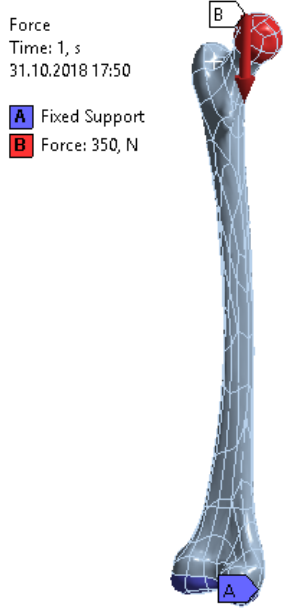
3.1. Yükleme ve sınır şartları

Şekil 3' de görüldüğü gibi, SEA için (dört yüzlü) tetrahedrons sonlu eleman türü kullanılarak ağ işlemi gerçekleştirilmiştir. SEA modelinde 66550 düğüm, 37246 eleman bulunmaktadır. Eleman boyutu 2 mm olarak seçilmiştir. 3D femur modeline aksenal yükleme olarak 350 N yük uygulandı ve femurun distal ucu Şekil 4' te görüldüğü gibi sabitlendi. Bu çalışmada femur kemiğine gelen kas kuvvetleri ihmal edilerek en kritik durum incelenmiştir.

SEA' de kullanılan femur modelinin mekanik özellikleri Tablo 1'de verilmiştir. Yükleme, sınır şartları ve malzemenin biyomekanik özellikleri tanımlandı ve SEA çözüldü.



Şekil 3. 3D insan femur modelinin sonlu eleman ağ yapısı



Şekil 4. Yükleme ve sınır şartları

Tablo 1. Kortikal kemiğin mekanik özellikleri

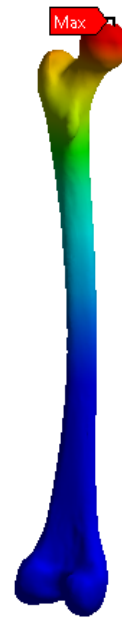
Parametreler	Kemik [23]
Yoğunluk (kg/m ³)	2100
Elastikiyet Modülü (MPa)	17000
Akma Dayanımı (MPa)	135
Çekme Dayanımı (MPa)	148
Poisson Oranı	0.35

burkulma gerilmesi ise 8.30 MPa olarak hesaplanmıştır. Teorik olarak kritik yük (F_{kr}) 2102.21 N olarak hesap edilirken, SEA' de ise 2164.54 N olarak hesaplanmıştır. Görüldüğü gibi teorik ve analiz sonucunda elde edilen kritik yükler arasında %2.96'lık bir fark bulunmuştur.

Tablo 2' de femur kemiğinde meydana gelen gerilme ve deformasyon değerleri verilmiştir.

B: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
1.11.2018 14:14

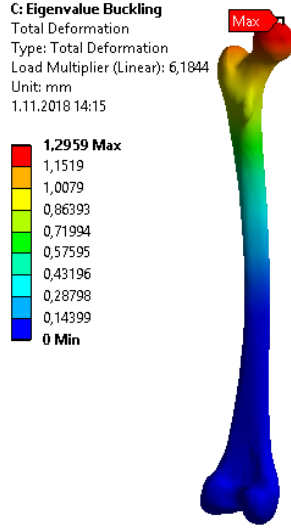
2,0628 Max
1,8336
1,6044
1,3752
1,146
0,91678
0,68758
0,45839
0,22919
0 Min



a)

4. Sonuçlar ve Tartışma

Yükleme ve sınır şartları tanımlandıktan sonra sonlu eleman analizleri yapılmıştır. Femur kemiğinde aksel yüklemeye altında, basma etkisindeki ve flambaj etkisindeki deformasyonlar Şekil 5' de görülmektedir. Yapısal analiz sonucunda femur kemiğinde oluşan deformasyon 2.06 mm iken, burkulma analizi sonucunda femur kemiğinde oluşan deformasyon ise 1.29 mm olarak hesaplanmıştır. Ayrıca basma etkisindeki gerilme değeri 15.71 MPa iken, flambaj etkisindeki kritik



b)

Şekil 5. Femur kemiğinde eksenel yüklemeye altında, a) basma etkisindeki deformasyon, b) flambaj etkisindeki deformasyon

Femur kemiğinin Şekil 6' daki geometrik özelliklerini gözönüne alarak flambaj etkisini analitik olarak hesap edelim;

$$E = 17.10^9 Pa = 17.10^3 MPa$$

$$I = \frac{\pi \cdot (d_1^4 - d_2^4)}{64} = \frac{3,14 \cdot (21,5^4 - 14^4)}{64} = 8598,64 mm^4$$

$$F_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{L_k^2}$$

$$F_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{(2L)^2}$$

$$F_{kr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{4L^2}$$

$$F_{kr} = \frac{3,14^2 \cdot 17 \cdot 10^3 \cdot 8598,64}{4 \cdot 414^2}$$

$$F_{kr} = 2102,21 N$$

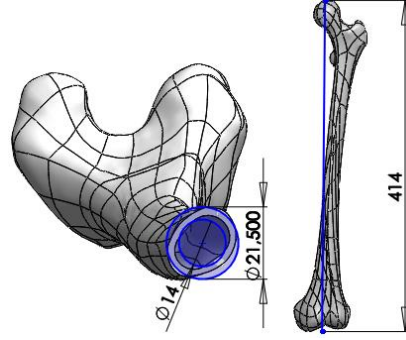
Kesitte Oluşan Burkulma Gerilmesi;

$$\sigma_{kr} = \frac{F_{kr}}{A}$$

$$A = \pi \cdot d \cdot t = 3,14 \cdot 21,5 \cdot 3,75 = 253,16 mm^2$$

$$\sigma_{kr} = \frac{2102,21}{253,16}$$

$$\sigma_{kr} = 8.30 MPa$$



Şekil 6. Femur kemiğinin geometrik özellikleri

Tablo 2. Femur kemiğinde meydana gelen gerilme ve deformasyon değerleri

Yüklemeye Etkisi	Yük (N)	Gerilme (MPa)	Deformasyon (mm)
Basma	350	15,71	2,06
Flambaj	2102,21	8,30	1,29

5. Değerlendirme

Bu çalışmada eksenel yüklemeye altında insan femur modeli üzerinde flambaj etkisinin biyomekanik davranışları incelenmiştir. Yapılan sonlu eleman analizleri sonucunda sağlıklı bir insan vücut ağırlığının femur kemiği üzerinde meydana getirdiği basma gerilmeleri ve deformasyonların, flambaj etkisi sonucu oluşan burkulma gerilmeleri ve deormasyonlarından daha etkili olduğu hesaplanmıştır. Bu durumun femur kemiğinin anatomik yapısı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Kaynaklar

- [1] Yayla, P. Cisimlerin Mukavemeti (Teori ve Çözümlü Problemler). İstanbul: Çağlayan Kitapevi, 2001.
- [2] Atmaca, H., Kesemenli, C., Memişoğlu, K., Özkan, A., Celik, Y. 2013. Changes in the loading of tibial articular cartilage following medial meniscectomy: a finite element analysis study, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Cilt. 21, Sayı. 12), s. 2667-73.
- [3] Inal, S., Taspınar, F., Gulbandilar, E., Gok, K. 2014. Comparison of the biomechanical effects of pertrochanteric fixator and dynamic hip screw on an intertrochanteric femoral fracture using the finite element method, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Cilt. Sayı. s. n/a-n/a.
- [4] Gok, A., Inal, S., Taspınar, F., Gulbandilar, E., Gok, K. 2014. Fatigue behaviors of different materials for schanz screws in femoral fracture model using finite element analysis, *Optoelectronics And Advanced Materials-Rapid Communications*, Cilt. 8, Sayı. 5-6), s. 576-80.
- [5] Atmaca, H., Özkan, A., Mutlu, İ., Çelik, T., Ugur, L., Kisioglu, Y. 2014. The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Cilt. 10, Sayı. 1), s. 93-7.
- [6] Bessho, M., Ohnishi, I., Matsuyama, J., Matsumoto, T., Imai, K., Nakamura, K. 2007. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 40, Sayı. 8), s. 1745-53.
- [7] Ota, T., Yamamoto, I., Morita, R. 1999. Fracture simulation of the femoral bone using the finite-element method: How a fracture initiates and proceeds, *J Bone Miner Metab*, Cilt. 17, Sayı. 2), s. 108-12.
- [8] Sowmianarayanan, S., Chandrasekaran, A., Kumar, R.K. 2008. Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, and proximal femur nail implants — a comparative study, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Cilt. 222, Sayı. 1), s. 117-27.
- [9] Yu, X.-z., Guo, Y.-m., Li, J., Zhang, Y.-q., He, R.-x. 2007. Finite element analysis of impact loads on the femur, *Chin J Traumatol*, Cilt. 10, Sayı. 1), s. 44-8.
- [10] Senalp, A.Z., Kayabasi, O., Kurtaran, H. 2007. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, *Materials & Design*, Cilt. 28, Sayı. 5), s. 1577-83.
- [11] Kayabaşı, O., Yüzbasoğlu, E., Erzincanlı, F. 2006. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Cilt. 37, Sayı. 10), s. 649-58.
- [12] Kayabasi, O., Ekici, B. 2007. The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method, *Materials & Design*, Cilt. 28, Sayı. 8), s. 2269-77.
- [13] Lee, T., Choi, J.B., Schafer, B.W., et al. 2009. Assessing the Susceptibility to Local Buckling at the Femoral Neck Cortex to Age-Related Bone Loss, *of Biomedical Engineering*, Cilt. 37, Sayı. 9), s. 1910-20.
- [14] Madeti, B.K., Rao, C.S., Gugulothu, S.P. 2018. Buckling and failure analysis of bones in hip joint, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Cilt. 18, Sayı. 05), s. 1850052.
- [15] Kadir Gök, A.G. ANSYSWORKBENCH – Bilgisayar Destekli Yapısal Analiz Uygulamaları. İstanbul: Abaküs Kitap, 2018.
- [16] Gok, K., Inal, S., Gok, A., Pinar, A.M. 2016. Biomechanical effects of three different configurations in Salter Harris type 3 distal femoral epiphyseal fractures, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, Cilt. Sayı. s. 1-9.
- [17] Gok, K. 2015. Development of three-dimensional finite element model to calculate the turning processing parameters in turning operations, *Measurement*, Cilt. 75, Sayı. s. 57-68.
- [18] Inal, S., Taspınar, F., Gulbandilar, E., Gok, K. 2015. Comparison of the biomechanical effects of pertrochanteric fixator and dynamic hip screw on an intertrochanteric femoral fracture using the finite element method, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Cilt. 11, Sayı. 1), s. 95-103.
- [19] Erdem, M., Gok, K., Gokce, B., Gok, A. 2016. Numerical Analysis Of Temperature, Screwing Moment And Thrust Force Using Finite Element Method In Bone Screwing Process, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Cilt. Sayı. s. 1750016.
- [20] Gok, K., Gok, A., Kisioglu, Y. 2014. Optimization of processing parameters of a developed new driller system for orthopedic surgery applications using Taguchi method, *Int J Adv Manuf Technol*, Cilt. Sayı. s. 1-12.
- [21] Afsar, E., Taspınar, F., Calik, B.B., Ozkan, Y., Gok, K. 2016. Use of the finite element analysis to determine stresses in the knee joints of osteoarthritis patients with different Q angles, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, Cilt. Sayı. s. 1-7.
- [22] Gok, K., Taspınar, F., Inal, S., Gulbandilar, E. 2015. Importance Of Sidebar-Bone Spacing During The Application Of Pertrochanteric Fixator On Femoral Intertrochanteric Fracture Model; Comparison Of The Biomechanical Effects Using Finite Element Method, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, Cilt. 27, Sayı. 03), s. 1550030.
- [23] Yuan-Kun, T., Yau-Chia, L., Wen-Jen, Y., et al. Temperature Rise Simulation During a Kirschner Pin Drilling in Bone. *Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009 ICBBE 2009 3rd International Conference on. Beijing 2009, p. 1-4.