



Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi

Araştırma Makalesi

Femur Transvers Kırıklarında Plak ve İntramedüller Çivi Kullanımının Mekanik Yönden Değerlendirilmesi

 Ayberk DİZDAR ^{a,*},  Talip ÇELİK ^a,  Arif ÖZKAN ^a

^a *Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, TÜRKİYE*

* Sorumlu yazarın e-posta adresi: ayberk.dizdar@gmail.com

DOI: 10.29130/dubited.945721

ÖZ

Femur ve tibia gibi uzun kemikler darbe, aşırı yüklenme gibi sebeplerden dolayı shaft bölgelerinden kırılabilir. Bu kırıkların iyileşebilmesi için kırık bölgesinin stabil bir şekilde sabitlenmesi gerekir. Bu sabitleme için plaklar ve intramedüller çiviler sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak mekanik yönden bu iki implantın hangisinin daha başarılı olduğu bilinmemektedir. Bu çalışmada, femur shaft kırıklarında kullanılan plak ve intramedüller çivi kullanımının mekanik açıdan değerlendirilmesi yapılmıştır. Yöntem olarak, kemik ve implantlar üzerindeki gerilmeleri incelemeye sıklıkla tercih edilen sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. Kemik ve implant modelleri oluşturulmuş ve bilgisayar ortamında bu modeller ameliyata uygun olarak birleştirilmiştir. Femur başına 750 N kuvvet uygulanmış ve distal femurdan sabitlenmiştir. Toplamda sağlam femur modeli de olmak üzere üç model oluşturulmuştur. Referans olarak sağlam femur modeli üzerinde oluşan gerinin dağılımları dikkate alınmıştır. Sonuçları değerlendirirken femur üzerinde oluşan gerinin değerleri ve implantlar üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Ayrıca kırık hattında meydana gelen gerilme değerleri de dikkate alınmıştır. Sonuç olarak, femur shaft kırıklarında intramedüller çivi kullanımının stress kalkını açısından daha başarılı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: *Femur shaft kırığı, Plak, İntramedüller çivi, Sonlu elemanlar analizi*

Mechanical Evaluation of the Use of Plate and Intramedullary Nails in Femur Transverse Fractures

ABSTRACT

Long bones such as the femur and tibia can be broken from the shaft region due to impact, oandrlod, etc.. The fracture region has to be fixed stably in order to heal the fracture. However, it is not known which of these two implants is more successful mechanically. Plates and intramedullary nails are frequently used for this fixation. The aim of this study was to evaluate the use of plates and intramedullary nails used in femur shaft fractures mechanically. The finite element method, which is frequently preferred, has been used as a method to examine the stresses on the modelled bone and implants. The bone and implants were created and combined with each other according to surgical procedure. 750 N force was applied to the femur head and the distal end of the femur was fixed. Three finite element models were created, including the intact femur model. The strain distributions on the femur intact femur were taken as reference. The strain values on the femur and the maximum von Mises stress values on the implants were examined to evaluate the results. In addition, the stress values in the fracture line were also taken into consideration to evaluate the results. In conclusion, the use of intramedullary nails in femur shaft fractures was found to be more successful in terms of stress shielding.

Keywords: *Femur shaft fracture, Plate, Intramedullary nail, Finite element analysis*

I. GİRİŞ

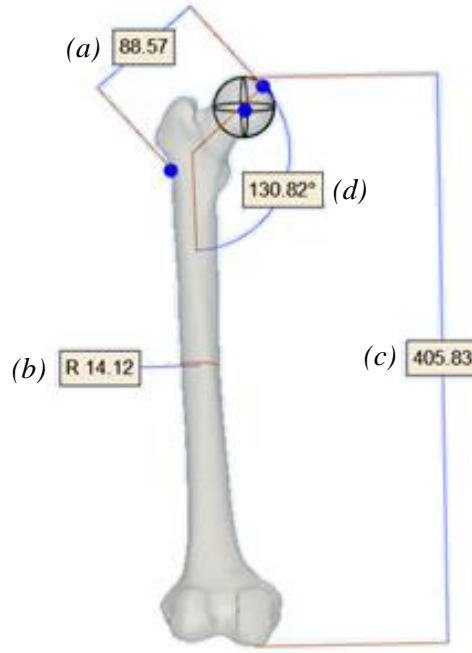
İnsan vücudunda yer alan femur kemiği, en çok statik ve dinamik yüklere maruz kalan ve en dayanıklı olan kemiktir [1], [2]. Bu sebeple femurda travmatik sebeplerle kırık oluşumu meydana geldiğinde tedavisi için rijit metal implantlar kullanılmaktadır [3]. Femur shaft kırıklarını sabitlemede eksternal ve internal sabitleme olmak üzere iki farklı yöntem mevcuttur [3]. Genelde femur shaft kırıklarını sabitlemek için plak ve intramedüller çivi tercih edilmektedir [4]. Bu iki sabitleme yönteminden intramedüller ile sabitleme daha çok kullanılmaktadır [5], [6]. Ancak, intramedüller çivi ile sabitleme yönteminin femur kırık parçalarının torsiyon yüklerine karşı direncinin zayıf olması gibi dezavantajları mevcuttur [7], [8].

Wolff kanuna göre kemik canlı bir dokudur ve yoğunluğunu maruz kaldığı yüke göre değiştirebilmektedir [9]. Bu özelliği sayesinde kemik kırıklarını tamir edebilmektedir. Kemik kırığının iyileşebilmesi için kırık hattı boyunca stabilite korunmalıdır. Bu sebepten dolayı kemik kırıkları protez ve implantlar vasıtasıyla sabit hale getirilir. Stabiliteyi etkileyen faktörler arasında kemiğin hasarı, gerilme kalkanı etkisi ve implantlarda oluşan yorulma sayılabilir [3] [10]. Gerilme kalkanı, gerilme etkisi ile kemikteki yoğunluk farkına sebep olur. Kemikte yük aktarılan bölgelerde yoğunluk artar ve yük aktarılmayan bölgelerinde ise kemik yoğunluğu azalır. Bu olaya gerilme kalkanı denir. Bu olayın etkisi ile kemiğin zayıf bölgelerinde kemik hasarları meydana gelerek sabitlemenin başarısız olmasına neden olur. Kırık sabitlemede biyouyumlu metal malzemelerden yapılmış implantlar kullanılmaktadır ve bu malzemelerin sahip olduğu elastikiyet modülü kemiğin sahip olduğu elastikiyet modülü oldukça fazladır. Kırık sabitlemede esas olan sağlam femurdakine yakın gerilme dağılımı elde etmek ve fizyolojik yük akışına benzer bir yük akışı sağlamaktır. Bu şekilde gerilme kalkanı etkisi azaltılabilir. Plak ile sabitlemede iyi bir stabilite sağlansa bile, kırık yüzeyinde yetersiz basma gerilmeleri kırığın geç iyileşmesine sebep olur ve bu durum tedavinin başarısız olmasına yol açabilir [11], [12]. Bazı çalışmalarda plak ile sabitlemede kemik erimesi meydana geldiği gözlemlenmiştir [13], [14], [15] Bu durumun meydana gelmesine, kemik dokusuna aktarılan gerilmelerin azalması sebep olur [16]. İntramedüller çivi, femur kırıklarında femur içine konumlandırılarak sabitleme sağlar ve femur üzerinden aktarılan yükü kemiğe paylaştırır. Bu sayede, kırık hattında belirli bir gerilme meydana gelir ve bu gerilme kırık iyileşmesini hızlandırır. Ayrıca, bu yöntemde kemik üzerinden yük aktarımı olduğu için gerilme kalkanı etkisi daha az olacağı savunulmuştur [17].

Bu çalışmada, femur shaft kırıklarını sabitlemede yaygın olarak kullanılan plak ve intramedüller çivinin sonlu elmanlar analizi (SEA) kullanılarak stres kalkanı açısından değerlendirilmesi yapılmıştır. Femur modelleri üzerindeki normal gerinim dağılımları ve implantlardaki maksimum von Mises gerilmeleri incelenmiştir. Ayrıca, kırık yüzeylerinde oluşan gerilme dağılımları da dikkate alınmıştır.

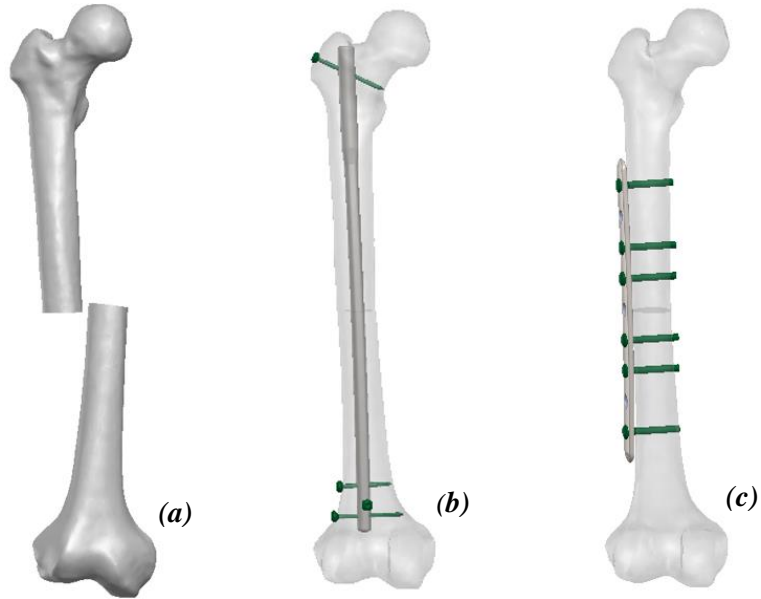
II. MALZEME VE YÖNTEM

Femur 3 boyutlu (3B) modellerini elde etmek için Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmıştır. BT görüntüleri MIMICS 12.0 programına aktarılmış ve femur kemiği 3B olarak modellenmiştir (Şekil 1). Femur modelinin shaft bölgesinde transverse kırık olarak adlandırılan kırık hattı SolidWorks programında oluşturulmuştur (Şekil 2a). İntramedüller çivi modeli olarak 340 mm'lik 4 ayrı konumdan sabitlenen intramedüller çivi tipi seçilmiştir. İntramedüller çivi femur modeline sabitlenirken proksimalde majör ve minör trokantarlar arası, distalde ise lateralden mediale 2 ayrı vida ile sabitlenirken, anteriordan posteriora ise tek vida ile sabitlenmiştir. Şekil 2b'de verilen kırık hattı ve modellerin konumlandırması AO surgery references'da belirtilen adımlara göre yapılmıştır [18]. Plak ve intramedüller çivi modelleri için SolidWorks programından faydalanılmıştır. Plak ölçüleri üretici firma kataloglarından yararlanılarak, plak boyu 254 mm ve 9 delikli olmak üzere tasarlanmıştır. Plakın femur modeline sabitlenmesi için AO surgery references'da belirtildiği gibi 6 delik kullanılmıştır ve sabitlenmiştir (Şekil 2c) [18]. Tasarımların ve modellerin cerrahi referanslara göre konumlandırma işleminin ardından modeller Ansys Workbench programına aktarılmıştır.



Şekil 1. (a) Femur boyun uzunluğu (mm) (b) femur orta bölümü yarıçapı (mm), (c) femur boyu (mm), (d) femur boyun açısı (derece).

Çalışmada plak ve intramedüller çivi modelleri için Ti6Al4V malzeme özellikleri kullanılmıştır. Femurun mekanik özellikleri için BT görüntüsünden yararlanılmıştır [19]. SEA için modellerin malzeme özellikleri Tablo 1’de verildiği gibi kullanılmıştır. SEA’nde tüm kontak ilişkileri sürtünmeli olarak tanımlanmıştır. Kemik, implant ve vidalar ile oluşturdukları kontaklar arasında sürtünme katsayısı 0.42 [20], implant ve vidaların oluşturduğu kontaklar arasındaki sürtünme katsayısı 0.2 [21] ve kemik kırık yüzeyleri arasında ise sürtünme katsayısı 0.37 [22] olarak girilmiştir.



Şekil 2. (a) Oluşturulan kırık modeli, (b) intramedüller çivi; (c) plak modeli.

Tablo 1. Malzemelerin mekanik özellikleri [23].

Malzeme	Yoğunluk (g/cm^3)	Elastikiyet Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kemik	$\varphi = 1.67 \times HU$	$0,004 \times \varphi^{2,01}$	0,3
Ti6Al4V	4,4	113000	0,33

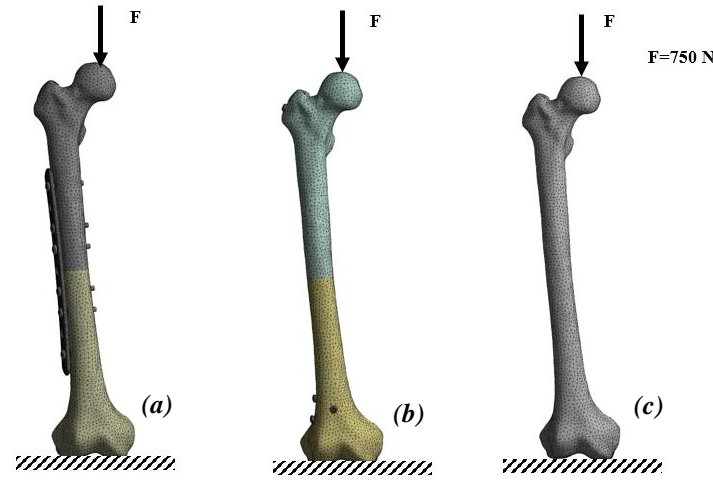
φ =yoğunluk(g/cm^3), HU= hounsfield birimi

Bütün sonlu elemanlar modelleri için tetrahedron mesh yapısı kullanılmıştır. Kemik modeli için element boyutu 4 mm, plak ve intramedüller çivi modelleri için 2 mm seçilmiştir. Kontak bölgelerinde mesh iyileştirmeleri yapılmıştır. Ayrıca, yapılan analizler ile elde edilen sonuçlar literatür ile değerlendirilmiş ve sonlu elemanlar modellerinin doğrulaması yapılmıştır Tablo 2’de oluşan node ve eleman sayıları verilmiştir.

Tablo 2. Sonlu elemanlar modelindeki node ve eleman sayıları.

Model	Node	Element
Kemik	91214	61726
Kemik- İntramedüller çivi	463177	312348
Kemik- Plak	580957	380553

Femur başından literatürde de belirtildiği gibi 750 N kuvvet uygulanmış ve distal femurdan sabitleme yapılmıştır [24]. Şekil 3’de plak (Şekil 3a), intramedüller çivi (Şekil 3b), ile sabitlenen femur modeli ile sağlam femur (Şekil 3c) modeline ait sınır şartları gösterilmiştir.



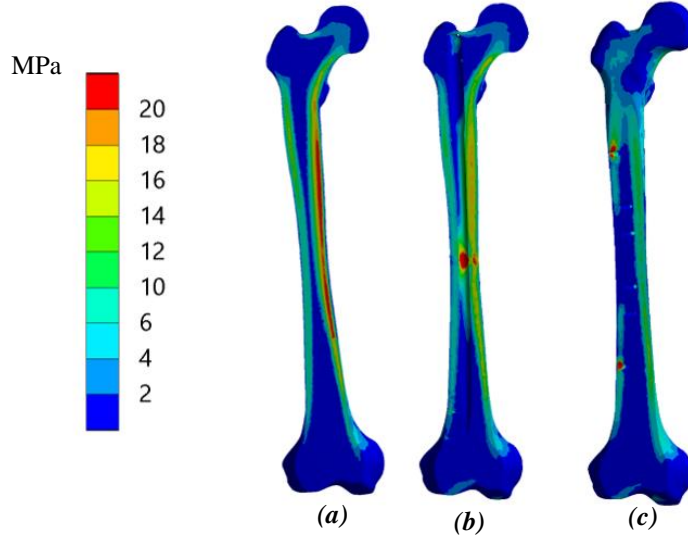
Şekil 3. (a) Plak, (b) intramedüller çivi; (c)sağlam femur modelleri için oluşturulan sınır koşulları.

III. BULGULAR VE TARTIŞMA

Stres kalkanı etkisini değerlendirmek için femur üzerindeki gerinim dağılımına bakılmıştır. Ayrıca, implantlardaki hasar oluşma riskini değerlendirmek için von Mises gerilmeleri incelenmiştir. Kırık iyileşmesi açısından kırık bölgesinde oluşan gerilme değerleri önemli olduğu için kırık hattındaki maksimum von Mises gerilmeleri de dikkate alınmıştır.

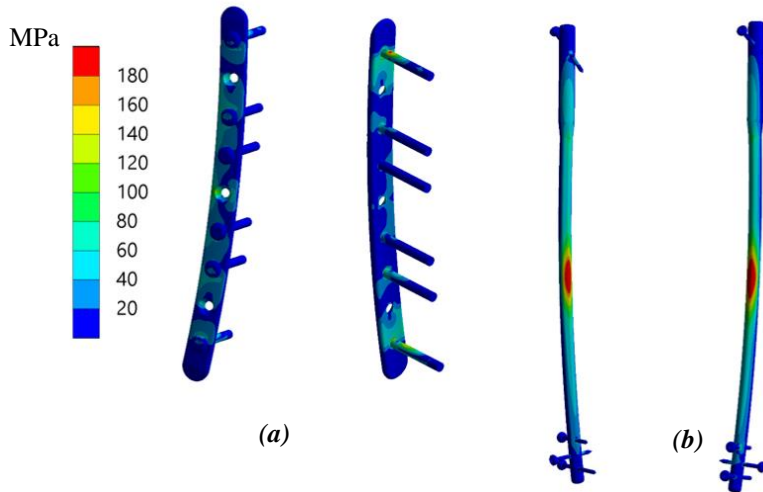
Femur modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları Şekil 4’de gösterilmiştir. Sağlam femurda maksimum gerilme 23 MPa olarak hesaplanmıştır Şekil 4a’da görüldüğü üzere sağlam femurda maksimum gerilme kortikal kemikte oluşmuştur. İntramedüller çivi ile sabitlenen

femur modelinde kırık hattının olduğu bölgede maksimum gerilme 41 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 4b). Plak ile sabitlenen femur modelinde maksimum gerilme 72 MPa olarak hesaplanmıştır. Şekil 4c’de görüldüğü gibi gerilmeler proksimal kısımdaki ilk vida deliği ile distal kısımdaki son vida deliğinde yoğunlaşmıştır.



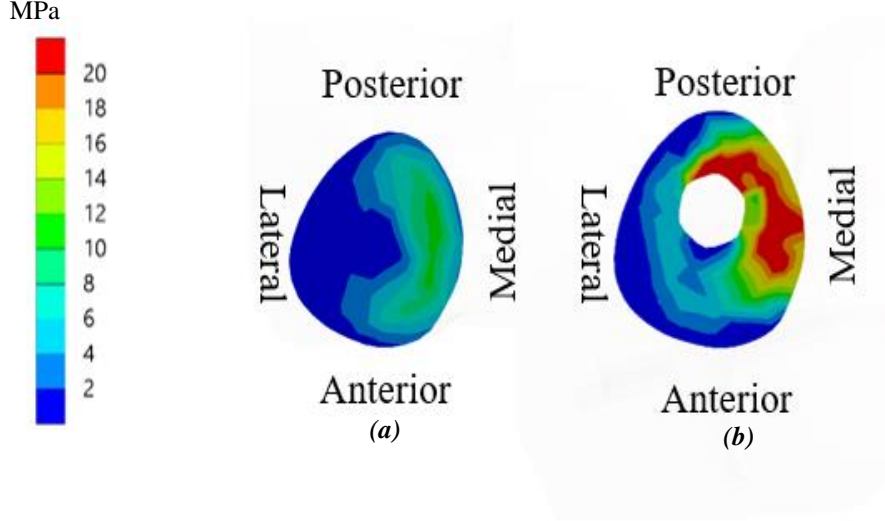
Şekil 4. Sağlam femur, (b) İntramedüller çivi uygulanmış, (c) Plak uygulanmış, femurda oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri.

İmplantlarda oluşan maksimum von mises gerilme değerleri ve dağılımları Şekil 5a ve 5b’de gösterilmiştir. İntramedüller çivide elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri 259.67 MPa iken, plak için 282.69 MPa olarak hesaplanmıştır. İmplantlar üzerinde elde edilen maksimum gerilme değerleri birbirine yakın olmasına rağmen Şekil 5’te de görüldüğü üzere intramedüller çivide oluşan gerilmelerde daha homojen bir dağılım olduğu gözlemlenmiştir.



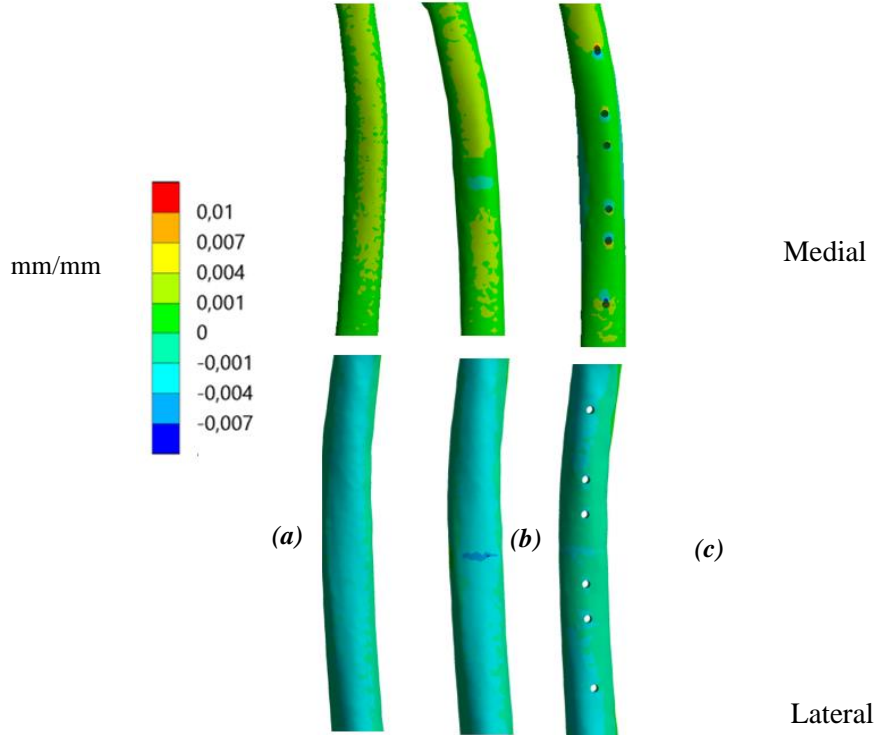
Şekil 5. (a) Plak, (b) intramedüller çivi için oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri.

Femur kemiğinin kırık hattının alt yüzeyinde plak ile sabitlemede maksimum 12 MPa eşdeğer gerilme oluşurken, intramedüller çivi uygulanan modelde kırık hattının alt yüzeyinde maksimum 7 MPa eşdeğer gerilme hesaplanmıştır. Şekil 6’ da da görüldüğü üzere intramedüller çivi uygulanan modelde gerilmeler kırık hattı boyunca plak uygulanmış modele göre daha fazla dağılım göstermiştir.



Şekil 6. Kırık hattı boyunca, (a) Plak, (b) İntramedüller çivi, uygulanan kemiklerde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri.

Femur modelleri üzerinde oluşan normal gerilim dağılımları incelendiğinde, intramedüller çivi ile sabitlenen femur modelindeki normal gerilim dağılımı sağlam femur modelinkine benzemektedir (Şekil 7). İntramedüller çivi uygulanmış modelin lateral bölgesinde oluşan gerilim dağılımı proksimal bölgesine göre sağlam femurda oluşan gerilim dağılımına benzerlik gösterirken, bu benzerlik distale doğru azalmıştır. Medial kısımda ise bu benzerlik büyük ölçüde korunmuştur. Plak uygulanmış modelde hem lateral hem de medial kısımda oluşan gerilim dağılımı sağlam femurda oluşan gerilim dağılımından farklı olmuştur.



Şekil 7. (a) Sağlam femur, (b) İntramedüller çivi uygulanmış femurda, (c) Plak uygulanmış femurda oluşan normal gerilim dağılımları.

Literatürde plak ve intramedüller çivi için yapılan SEA çalışması dikkate alındığında bu çalışma ile benzer sonuçlar elde edildiği belirlenmiştir. Literatürdeki çalışmalarda intramedüller çivi üzerinde 145 ila 266 MPa arasında değişen gerilme değerleri elde edilmiştir [25]. Plak için ise 220 ila 275 MPa arası gerilme değerleri hesaplanmıştır [26], [27]. Bu çalışmada ise intramedüller çivi üzerinde yaklaşık 260 MPa, plak üzerinde ise 283 MPa maksimum gerilme değeri bulunmuştur. Sağlam femurdan elde edilen sonuçlarda da aynı benzerlikte sonuçlar alınmıştır [28]. Bu karşılaştırmalar, bu çalışmanın sonucunun literatür ile uyumlu olduğunu göstermektedir.

İmplantlar için Ti6Al4V malzemesinin akma mukavemeti 800 MPa [29] ve kemik için ise hasar oluşumu açısından kritik gerilme değeri 150 MPa'dır [30]. Bu çalışmada modellere uygulanan statik yüke göre, her iki sistemde de kemik ve implantlarda hasar oluşumu beklenmez. İntramedüller çivide maksimum gerilme değeri bükülmeye zorlanan orta bölümde (kırık hattı) oluşmuştur. Plakta ise proksimal bölgedeki ilk vidada gerilme konsantrasyonu olduğu gözlemlenmiştir. Plak ile sabitlemede bu durum statik yük için bir sorun teşkil etmese de rehabilitasyonun ilerleyen sürecinde dinamik yükler altında vidada hasar oluşma ihtimalini daha olası hale getirmektedir. Literatürdeki klinik çalışma sonuçlarına göre plak ile sabitlemede vidada hasar oluşumu meydana geldiği bildirilmiştir [31], [32], [33]. Eğer bu olay gerçekleşirse gerekli stabilite sağlanamayacağı için tedavi uzayabilir hatta başarısız olabilir.

Kemikte oluşan gerilme değerleri hasar açısından kritik değildir. Fakat kırık tedavilerinde kullanılan implantlar kemikte aktarılan yükü azaltarak gerilme kalkını oluşumuna neden olmaktadır [34]. Gerilme kalkını durumu literatürde normal aksenal gerinim dağılımı ile incelenmiştir [35], [36]. Bu çalışmada intramedüller çivi ile sabitlenen femurda shaft bölgesinde oluşan normal gerinim dağılımı sağlam femurda oluşan dağılıma benzerlik göstermiştir. Plak ile sabitlenen femurda ise shaft bölgesinde oluşan normal gerinim değerleri azalmıştır. Dolayısıyla plak ile sabitlemede gerilme kalkını oluşumu riski daha fazladır. Gerilme kalkını etkisi kemik zayıflamasına sebep olacağı için implantları sabitlemede kullanılan vidaların gevşemesine sebep olur [3]. Bu durumda tedavi süresinin uzamasına veya başarısız olmasına yol açar.

Bu çalışmada implantlar mekanik yönden değerlendirilmiştir. Fakat kırık sabitleme ameliyatlarında biyolojik faktörlerde önemlidir. İntramedüller çivi ile sabitlemede plak ile sabitlemeye göre hastanın daha az kan kaybı yaşadığı ve daha az x ışınına maruz kaldığı bildirilmiştir [4], [37]. Fakat intramedüller çivi ile sabitleme sonrası pulmoner komplikasyonların olduğu bildirilmiştir. Bu sebeple kalp rahatsızlıkları olan hastalarda kırıkları intramedüller çivi ile sabitleme yönteminin kullanılmaması tavsiye edilmiştir [38]. İleriye dönük çalışmalarda farklı kırık tipleri de eklenip biyolojik ve mekanik etkenlerin önem dereceleri belirlenerek, oluşturulacak katsayılar ile yöntemlerin üstünlüklerine göre puanlanarak implantların karşılaştırma çalışmaları detaylandırılabilir.

IV. SONUC

Bu çalışmada, intramedüller çivi ile sabitlemede implantta daha az gerilme değerleri elde edilmiş ve gerilme konsantrasyonları oluşmamıştır. Ayrıca intramedüller çivi ile sabitlenen modelin femur shaftında sağlam femurdakine benzer normal gerinim dağılımı elde edilmiştir. Bu sebeple gerek implantta hasar oluşma ihtimali açısından gerekse femurda oluşabilecek gerilme kalkını etkisi açısından femur tranverse kırıklarında intramedüller çivi ile sabitleme yöntemi daha başarılı bulunmuştur.

V. KAYNAKLAR

- [1] P. S. R. S. Maharaj, R. Maheswaran and A. Vasanthanathan, “Numerical Analysis of Fractured Femur Bone with Prosthetic Bone Plates,” *Procedia Eng.*, vol. 64, pp. 1242–1251, 2013.
- [2] B. Ettinger, D. B. Burr and R. O. Ritchie, “Proposed pathogenesis for atypical femoral fractures: Lessons from materials research,” *Bone*, vol. 55, no. 2, pp. 495–500, 2013.
- [3] T. Çelik, “Biomechanical evaluation of the screw preload values used in the plate placement for bone fractures,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 235, no. 2, pp. 141–147, Oct. 2020.
- [4] E. Köseoğlu, K. Durak, M. S. Bilgen, A. Küçükalp and S. Bayyurt, “Comparison of two biological internal fixation techniques in the treatment of adult femur shaft fractures (plate-screws and locked intramedullary nail),” *Ulus Travma Acil Cerrahi Dergisi*, vol. 17, no. 2, pp. 159–165, 2011.
- [5] M. Wild, S. Gehrmann, P. Jungbluth, Mohssen Hakimi, S. Thelen, M. Betsch, J. Windolf and J. Windolf, “Treatment strategies for intramedullary nailing of femoral shaft fractures,” *Orthopedics*, vol. 33, no. 10, pp. 726, 2010.
- [6] R. Brumback and W. Virkus, “Intramedullary Nailing of the Femur: Reamed Versus Nonreamed,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 8, pp. 83–90, 2000.
- [7] J. L. M. van Niekerk and F. J. Schoots, “Femoral shaft fractures treated with plate fixation and interlocked nailing: a comparative retrospective study,” *Injury*, vol. 23, no. 4, pp. 219–222, 1992.
- [8] J. D. Lindsey and J. C. Krieg, “Femoral malrotation following intramedullary nail fixation,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 19, no. 1, pp. 17–26, 2011.
- [9] C. J. Hernandez, G. S. Beaupré, T. S. Keller and D. R. Carter, “The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus,” *Bone*, vol. 29, no. 1, pp. 74–78, 2001.
- [10] L. Necas, M. Hrubina, Z. Cibula, J. B. Jr., S. Krivanek and Z. Horak, “Fatigue failure of the sliding hip screw – clinical and biomechanical analysis,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 12, pp. 1364–1372, 2017.
- [11] S. Tanrikulu ve E. Gönen, “Kırık iyileşmesi,” *TOTBID Dergisi*, c. 16, s. 6, ss. 456-475, 2017.
- [12] M. Charles-Harris, D. Lacroix, I. Proubasta and J. A. Planell, “Intramedullary Nails Vs Osteosynthesis Plates for Femoral Fracture Stabilization: A Finite Element Analysis,” *J. Appl. Biomater. Biomech.*, vol. 3, no. 3, pp. 157–167, Sep. 2005.
- [13] K. Dai, “Rational utilization of the stress shielding effect of implants,” in *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics*, London: Springer London, 2004, böl. 2, pp. 208–215.
- [14] P. Slätis, E. Karaharju, T. Holmström, J. Ahonen and P. Paavolainen, “Structural changes in intact tubular bone after application of rigid plates with and without compression,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 60, no. 4, pp. 516–522, 1978.
- [15] H. K. Uthoff and Z. F. Jaworski, “Bone loss in response to long-term immobilisation,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 60, no. 3, pp. 420–429, 1978.
- [16] E. J. Cheal, W. C. Hayes, A. A. White and S. M. Perren, “Stress analysis of a simplified compression plate fixation system for fractured bones,” *Comput. Struct.*, vol. 17, no. 5, pp. 845–855, 1983.

- [17] R. R. Tarr and D. A. Wiss, "The mechanics and biology of intramedullary fracture fixation," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 212, pp. 10–17, 1986.
- [18] AO Foundation Surgery Reference., (2021, Mayıs 1). Treatment of Simple, transverse, middle 1/3 fractures [Online]. Available: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/femoralshaft/simple-transverse-middle-1-3-fractures>.
- [19] J. Y. Rho, M. C. Hobatho and R. B. Ashman, "Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, no. 5, pp. 347–355, 1995.
- [20] J.-T. Hsu, C.-H. Chang, H.-L. Huang, M. E. Zobitz, W.-P. Chen, K.-A. Lai and K.-A. An , "The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability," *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, no. 10, pp. 1089–1095, 2007.
- [21] S. Sowmianarayanan, A. Chandrasekaran and R. K. Kumar, "Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, and proximal femur nail implants--a comparative study.," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H, J. Eng. Med.*, vol. 222, no. 1, pp. 117–127, 2008.
- [22] J. S. Shockey, J. A. von Fraunhofer and D. Seligson, "A measurement of the coefficient of static friction of human long bones," *Surf. Technol.*, vol. 25, no. 2, pp. 167–173, 1985.
- [23] T. Çelik and Y. Kişioğlu, "Evaluation of new hip prosthesis design with finite element analysis," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 42, no. 4, pp. 1033–1038, 2019.
- [24] G. Wang, T. Pan, X. Peng and J. Wang, "A new intramedullary nailing device for the treatment of femoral shaft fractures: A biomechanical study," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 3, pp. 305–312, 2008.
- [25] S. Samiezadeh, P. Tavakkoli Avval, Z. Fawaz and H. Bougherara, "Biomechanical assessment of composite versus metallic intramedullary nailing system in femoral shaft fractures: A finite element study," *Clin. Biomech.*, vol. 29, no. 7, pp. 803–810, 2014.
- [26] B. Izzawati, R. Daud, M. Afendi, M. S. A. Majid, N. A. M. Zain and Y. Bajuri, "Stress analysis of implant-bone fixation at different fracture angle," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 908, pp. 12019, 2017.
- [27] İ. Ünal, "Femur Gövde Kırığı Cerrahisinde Kullanılan Plak Tasarımının Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizi, " Yüksek Lisans Tezi, Türkiye, Biyomedikal Bilimler ve Mühendislik Bölümü , İzmir Demokrasi Üniversitesi, İzmir, Türkiye 2019.
- [28] T. Çelik, "Ortopedik İmplantlarda Mekanik Kararlılığın Analizi, " Doktora Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, Türkiye, 2018.
- [29] A. Z. Senalp, O. Kayabasi and H. Kurtaran, "Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis," *Mater. Des.*, vol. 28, no. 5, pp. 1577–1583, 2007.
- [30] N. H. Hart, S. Nimphius, T. Rantalainen, A. Ireland, A. Sifarakas and R. U. Newton, "Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action.," *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 17, no. 3, pp. 114–139, 2017.
- [31] A. Aliakbar, I. Witwit and A. A. H. Al-Algawy, "Closed External Fixation for Failing or Failed Femoral Shaft Plating in a Developing Country.," *J. Clin. Diagn. Res.*, vol. 11, no. 8, pp. RC04–RC06, 2017.

- [32] C.-C. Wu, "Treatment of Femoral Shaft Aseptic Nonunion Associated with Plating Failure: Emphasis on the Situation of Screw Breakage," *J. Trauma Acute Care Surg.*, vol. 51, no. 4, 2001.
- [33] C. C. Kesemenli, B. Tosun and N. S. Y. Kim, "A comparison of intramedullary nailing and plate-screw fixation in the treatment for ipsilateral fracture of the hip and femoral shaft," *Musculoskelet. Surg.*, vol. 96, no. 2, pp. 117–124, 2012.
- [34] R. Huiskes, "Stress shielding and bone resorption in THA: clinical versus computer-simulation studies.," *Acta Orthop. Belg.*, vol. 59, no. 1, pp. 118–129, 1993.
- [35] P. Goshulak, S. Samiezadeh, M. S. R. Aziz, H. Bougherara, R. Zdero and E. H. Schemitsch, "The biomechanical effect of anteversion and modular neck offset on stress shielding for short-stem versus conventional long-stem hip implants," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 232–240, 2016.
- [36] C. Bitsakos, J. Kerner, I. Fisher and A. A. Amis, "The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 133–139, 2005.
- [37] M. Arpacioğlu, I. Akmaz, M. Mahiroğulları, A. Kiral and O. Rodop, "Treatment of femoral shaft fractures by interlocking intramedullary nailing in adults," *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, c. 37. Turkish Association of Orthopaedics and Traumatology, pp. 203–212, 2006.
- [38] H. C. Pape, M. Auf'm Kolk, T. Paffrath, G. Regel, J. A. Sturm and H. Tscherne, "Primary intramedullary femur fixation in multiple trauma patients with associated lung contusion--a cause of posttraumatic ARDS?," *J. Trauma*, vol. 34, no. 4, pp. 540 - 547, 1993.