



Tibia Kırıklarında Kullanılan Kilitli ve Kilitli Plak Fiksasyon Sistemlerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi

Hojjat GHAHRAMANZADEH ASL¹, Halim KOVACI¹, Akgün ALSARAN^{*1,2}, İrfan KAYMAZ¹, Ayhan ÇELİK^{1,3}, Ömer Selim YILDIRIM⁴

¹ Atatürk Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Erzurum, Türkiye

² Kafkas Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Kars, Türkiye

³ Erzincan Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Erzincan, Türkiye

⁴ Atatürk Üniversitesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Erzurum, Türkiye

(Alınış Tarihi: 12.09.2014, Kabul Tarihi: 27.11.2014)

Anahtar Kelimeler

Kilitli Plak
Kilitli Plak
Kallus
Gerilme
Sonlu elemanlar yöntemi

Özet: Tibia diafiz kırıklarının tedavisinde plak-vida ile tespit yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla birlikte, kullanılan implantların tasarımındaki farklılıklar, kullanılan plak-vida sisteminin kilitli veya kilitli olması kemik-implant yapılarının biyomekanik davranışını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu çalışmada, tibia diafiz kırıklarının tedavisinde kullanılan kilitli ve kilitli plak-vida fiksasyon yöntemlerinin kemik-implant yapılarında oluşturduğu mekanik etkiler ve iyileşme sürecine olan etkileri sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir. Bu amaçla, iki farklı kırık açısı (60° ve 90°) ve farklı iyileşme periyotlarında oluşan kallus yapıları da dikkate alınarak kırık tibia 3B (üç boyutlu) modelleri oluşturulmuş, plak-vida fiksasyonları gerçekleştirilmiştir. Elde edilen modeller, aksel kuvvet altında ANSYS 14.0 yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir. Gerçekleştirilen analizler sonucunda; kemik-implant yapılarında oluşan gerilmeler ve deplasmanlar bakımından kilitli plak sistemlerinin, kilitli plak sistemlerinden daha yüksek stabilizasyon sağladığı belirlenmiştir. Kırık açısının 90° yerine 60° olması durumunda, modellerde oluşan gerilme ve deplasmanların arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca kallus yapısının mekanik özelliklerindeki değişimin, kemik-implant yapısı üzerindeki etkiler bakımından en etkili parametre olduğu sonucuna varılmıştır.

Finite Element Analysis of Locked and Unlocked Plate Fixation Methods in Tibial Diaphyseal Fractures

Keywords

Locked plate
Unlocked plate
Callus
Stress
Finite element method

Abstract:

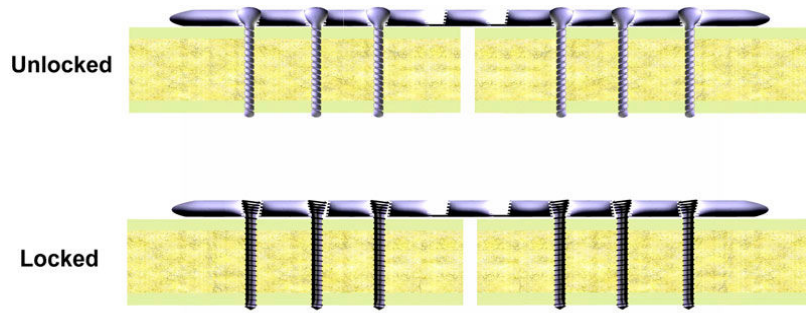
The plate-screw fixation is widely used in the treatment of tibia diaphysis fractures. Also the structural differences such as design variables and the connection type, locked and unlocked fixation, in plate-screw system affect biomechanical behavior of bone-implant structure. In this study, the mechanical effects of locked and unlocked plate-screw fixation systems on bone-implant structures and their effects on healing period were investigated by finite element method. For this purpose, 3D (three dimensional) fractured tibia models were constituted by considering two fracture angle (60° ve 90°) and different callus structures and then, fixations were performed. The obtained models were analyzed under axial load via ANSYS 14.0. In consequence of the performed analyses, it was obtained that locked fixation system provided more stabilization than unlocked fixation system with respect to stresses and displacements on bone-implant structures. It was observed that stresses and displacements increased in the event of fracture angle 90° instead of 60°. Also, it was concluded that the most effective parameter on the bone-implant structure was found that the mechanical properties of callus structure.

* İlgili yazar: aalsaran@atauni.edu.tr

1. Giriş

Alt ekstremitede yer alan ve insan vücudunun bütün ağırlığını taşıyan tibia ve femur gibi uzun kemikler dış etkiler sonucunda hasara uğramakta ve kırılmaktadır. Bu kemiklerin tedavisinde, kemik yapısında oluşan hasarın tipine göre; genellikle alçı ile tedavi, ilizarov yöntemi, intramedüller çivileme ve plak ile tespit yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden biri olan plak ile tespit; kırık fragmanları arasında sağlam bir stabilizasyon/fiksasyon sağlaması ve yerine göre kolay uygulanabilir olması sebebiyle uzun kemik kırıklarının tedavisinde sıklıkla tercih edilmektedir

(Szypryt ve Forward 2009). Bununla birlikte, kemik plakları çeşitli geometrilere, farklı malzemelerden ve farklı fiksasyon mekanizmaları ile üretilmektedirler. Bu durum da, hastada iyileşme sürecini etkilemektedir. Fiksasyon tipi açısından plak türleri incelendiğinde ise kemik plakları; kilitli/geleneksel ve kilitli plaklar olmak üzere iki ana gruba ayrılabilir. Kilitli/geleneksel plaklarda fiksasyon sistemi plak ve kilitli vidalardan oluşmakta iken, kilitli plaklarda bu sistem; vida bağlantılarının plak üzerinde vida dişleri ile konumlanmasını sağlayan plak ve plaklara tutunmayı sağlayan vidadan oluşmaktadır (Şekil 1).



Şekil 1. Kilitli ve kilitli plak sistemlerinin şematik gösterimi (Gardner vd. 2006)

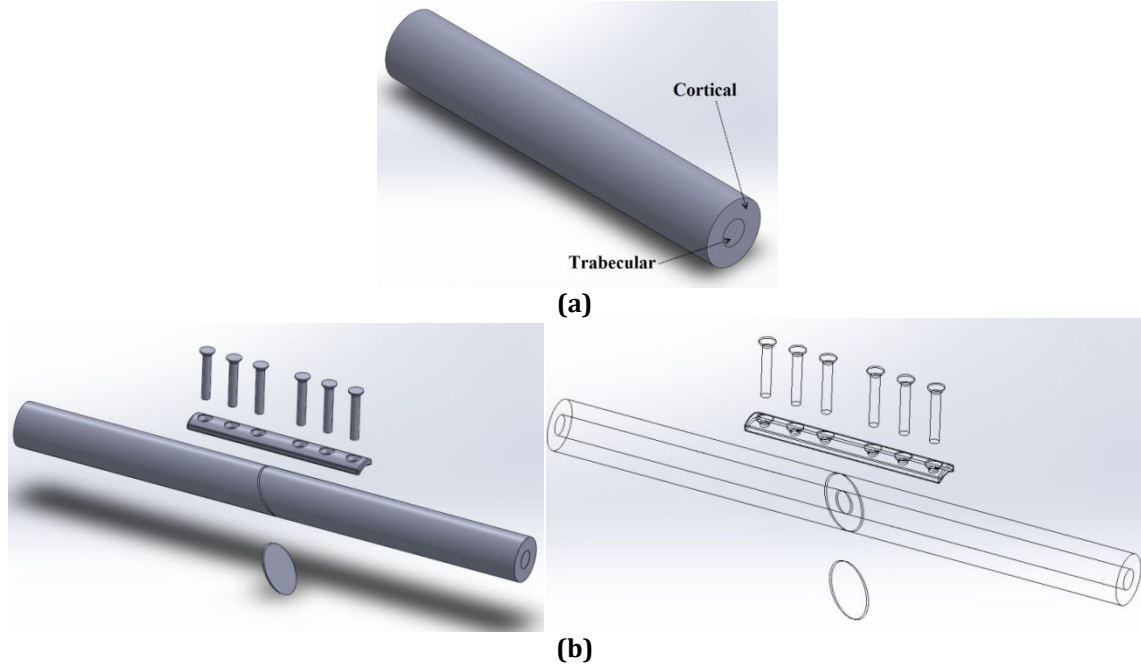
Literatürde, her iki plak sistemi ile ilgili tanımlamalar yapılmıştır. Kilitli plaklar, vidalar tarafından uygulanan basınç ile uygulandığı kemik dokusu üzerinde sürtünme oluşturarak periosteuma ve dolayısıyla kemik dokusuna zarar verir. Bu durum ise özellikle osteoporotik kemiklerde sorun oluşturmaktadır. Kilitli plaklarda ise fiksasyon direkt olarak vidalarla plak teması/kilitlenmesi sonucunda sağlandığından dolayı, kilitli plak sistemleri kilitli plak sistemlerine göre daha esnek bir yapı oluşturmaktadır. Dolayısıyla da kilitli plaklar kallus oluşumuna katkıda bulunarak iyileşme sürecini hızlandırmaktadır. Buna karşın, kilitli plaklar ile ilgili öne sürülen bir diğer görüş ise sert kallus oluşumunu geciktirerek nekroz'a sebep olduklarıdır (Szypryt ve Forward 2009; Cronier vd. 2010). Özellikle son yıllarda kilitli plak sistemlerinin yerini kilitli plaklar almaya başladı ise de kilitli ve kilitli plak kullanımı ile ilgili halen farklı görüşler öne sürülmekte ve kilit sistemlerini, plak malzemelerini, hibrid plak kullanımını konu alan çalışmalar yapılmaktadır (Gardner vd. 2006; Miller and Goswami 2007; Seide vd. 2007; Fitzpatrick vd. 2009; Kim vd. 2011a; Kim vd. 2011b; Kim vd. 2011c; Cuadrado vd. 2013; Moazen vd. 2013).

Bu çalışmada, kilitli ve kilitli plak tespit yöntemlerinin kemik-implant yapılarında oluşturduğu etkiler incelenmeye çalışılmıştır. Bu amaçla, farklı kırık açıları (60-90°) ve iyileşme sürecinde oluşan kallus yapıları (4,8 ve 12 haftalık iyileşme sürecinde oluşan yapılar) dikkate alınarak kemik-plak-vida üç boyutlu modeli (3B)

oluşturulmuştur. Elde edilen modeller, eksenel yük şartı altında ANSYS 14.0 yazılımı aracılığıyla analiz edilmiştir. Yapılan analizler sonucunda hem kemik-implant yapılarında oluşan mekanik etkiler hem de iyileşme sürecinde oluşan kallus yapılarında oluşan mekanik etkiler incelenmiştir.

2. Materyal ve Yöntem

Kilitli ve kilitli plaklar ile tedavi yöntemlerinin teorik olarak incelendiği bu çalışmada; daha önce tibia kemiği üzerinde yapılan biyomekanik çalışmalar incelenmiş ve Kim vd. (Kim vd. 2011c) tarafından öne sürülen plak-vida-kemik-callus 3B modeli kullanılmıştır. Modelleme aşamasında kemik yapısı kortikal-trabeküler olarak ayrılmış ve kırık kemik yapısını simüle etmek için, elde edilen modellerin orta kısmına iyileşme sürecinde oluşan kallus yapısı yerleştirilmiştir. Kallus modelleri 60-90° kırık açıları dikkate alınarak tasarlanmış ve modellere yerleştirilmiştir. Bu aşamadan sonra ise kemik yapıları, orta kısmından 6 adet vida ve plak ile sabitlenmiştir (Şekil 2). Modellemeler ve montaj işlemleri SolidWorks 2013 yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen modeller analizlerin gerçekleştirilmesi amacıyla ANSYS Workbench 14.0 yazılımına aktarılmıştır. Bu aşamada, kilitli ve kilitli modeller mesh yapılmıştır. İşlem sonucunda, 60° ve 90° kırık açısına sahip olan modeller sırasıyla 175456 ve 176254 elemana ayrılmıştır.



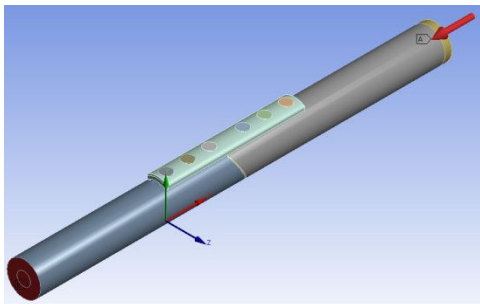
Şekil 2. 3B modeller. (a) Kortikal ve trabeküler olarak ayrılmış tibia modeli, (b) kamik-plak-vida-callus yapılarının yerleşimi

Elde edilen sonlu elemanlar modellerinde kemik, implantlar ve iyileşme sürecinin farklı aşamalarında oluşan kallus yapıları için yapılan ilgili malzeme özellikleri Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Analizlerde kullanılan malzeme özellikleri (Kim vd. 2010)

	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson oranı
Ti6Al4V	113.800	0.340
Kortikal	17.000	0.300
Trabeküler	1.061×10^{-3}	0.225
Kallus/4. Hafta	0.190×10^{-3}	0.300
Kallus/8. Hafta	28.000×10^{-3}	0.300
Kallus/12. Hafta	30.600×10^{-3}	0.300

Gerçekleştirilen analizlerde sınır şartı olarak tibia kemiğine etki eden aksel yükler dikkate alınmıştır (Kim vd. 2010). Bu aşamada, elde edilen 3B modelin distal kısmı her yönden sabitlenmiş ve proksimal kısımdan 600 N’luk bası kuvveti uygulanmıştır (Şekil 3).



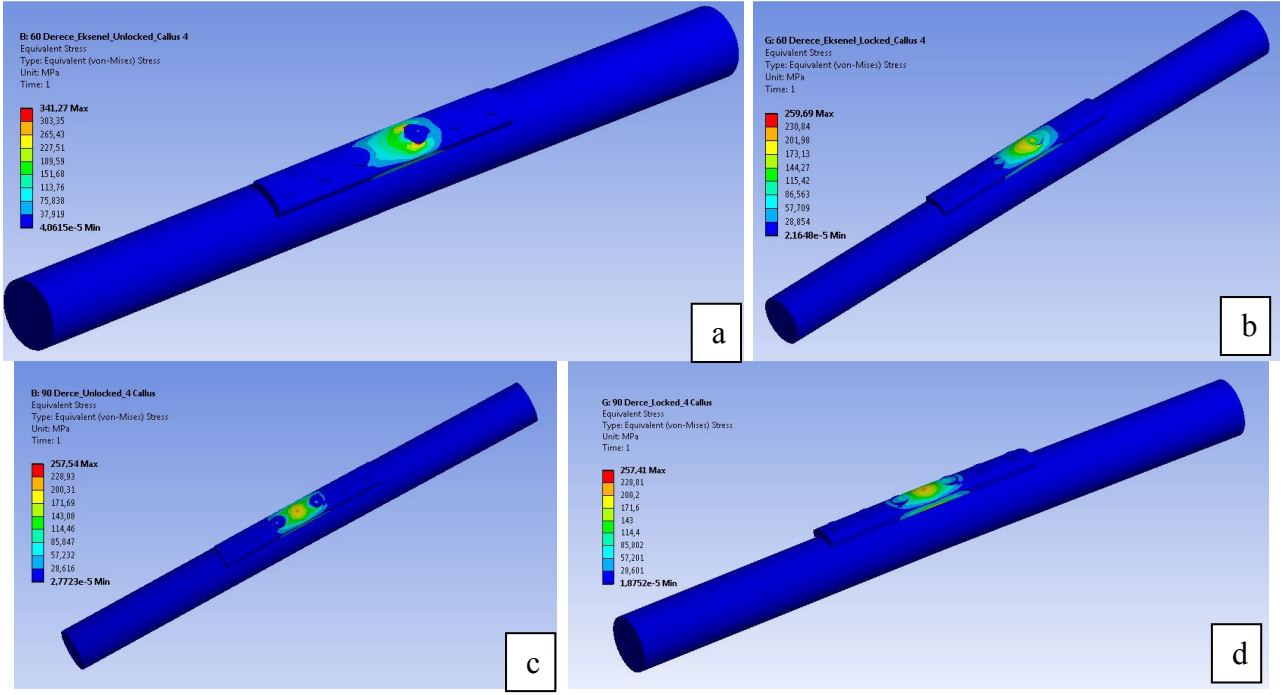
Şekil 3. 3B kemik-implant-kallus modeline uygulanan sınır şartının gösterimi

Son aşamada ise, kilitli ve kilitli plak sistemlerini tanımlamak amacıyla farklı kontak tipleri tanımlanmıştır. Kilitli plaklarda, vida-plak temas edecek şekilde fakat vidaların aksel ve dönme hareketine izin veren kontak tipi tanımlanmıştır. Kilitli plaklarda ise, plak ve vida dişleri arasında harekete izin vermeyecek şekilde kontak tipleri tanımlanmıştır.

3. Araştırma Bulguları

3.1. Kemik-implant yapılarında oluşan etkiler

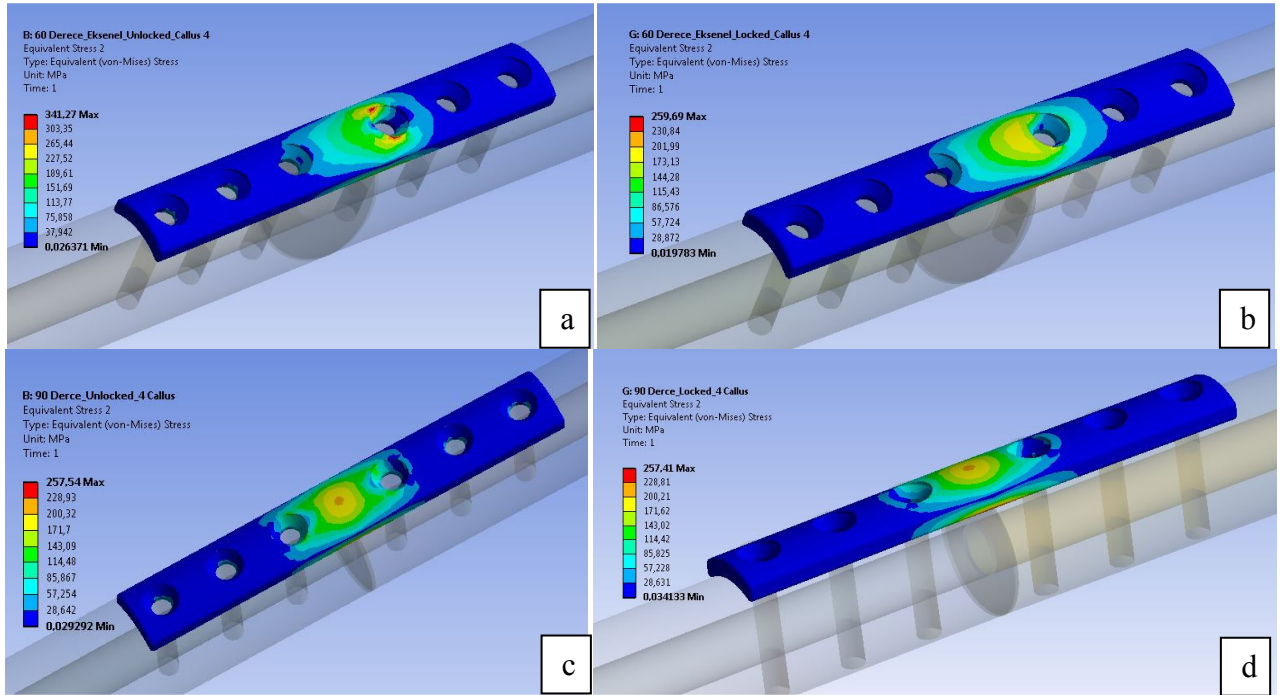
Kemik-callus-implant total modelleri üzerinde gerçekleştirilen analizler sonucunda modellerde oluşan gerilmeler (iyileşme sürecinin 4. Haftası dikkate alınarak) Şekil 4’te gösterilmiştir. 60° ve 90°’lik kırık açıları için kilitli ve kilitli plak modellerinden elde edilen ortalama von Mises gerilmeleri sırasıyla; 37.919 MPa, 28.854 MPa, 28.616 MPa ve 28.901 MPa’dır. Bu değerlerden de anlaşılacağı üzere, 60°’lik kırık açısı ve kilitli plak kullanılan model haricindeki modellerde ortalama gerilme değerleri birbirine oldukça yakındır. Buradan aksel yük altında; 90°’lik kırık açısına sahip olan modellerde ortalama gerilme seviyesinin neredeyse aynı olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak, kırık açısının 60° olması durumunda kilitli plak kullanımının ortalama gerilme değerini önemli ölçüde düşürdüğü gözlemlenmiştir.



Şekil 4. Kemik-kallus-implant toplam modellerinde oluşan gerilmeler; (a) 60° kırık kilsiz plak, (b) 60° kırık kilitli plak, (c) 90° kırık kilsiz plak ve (d) 90° kırık kilitli plak

Bütün modellerde en yüksek gerilmeler ve gerilme yığılmaları plak-callus-vida temas noktalarında oluşmuştur (Şekil 5). 60° ve 90°'lik kırık açıları için

kilsiz ve kilitli plak modellerinden elde edilen en yüksek von Mises gerilme değerleri sırasıyla; 341.270 MPa, 259.690 MPa, 257.540 MPa ve 257.410 MPa'dır.



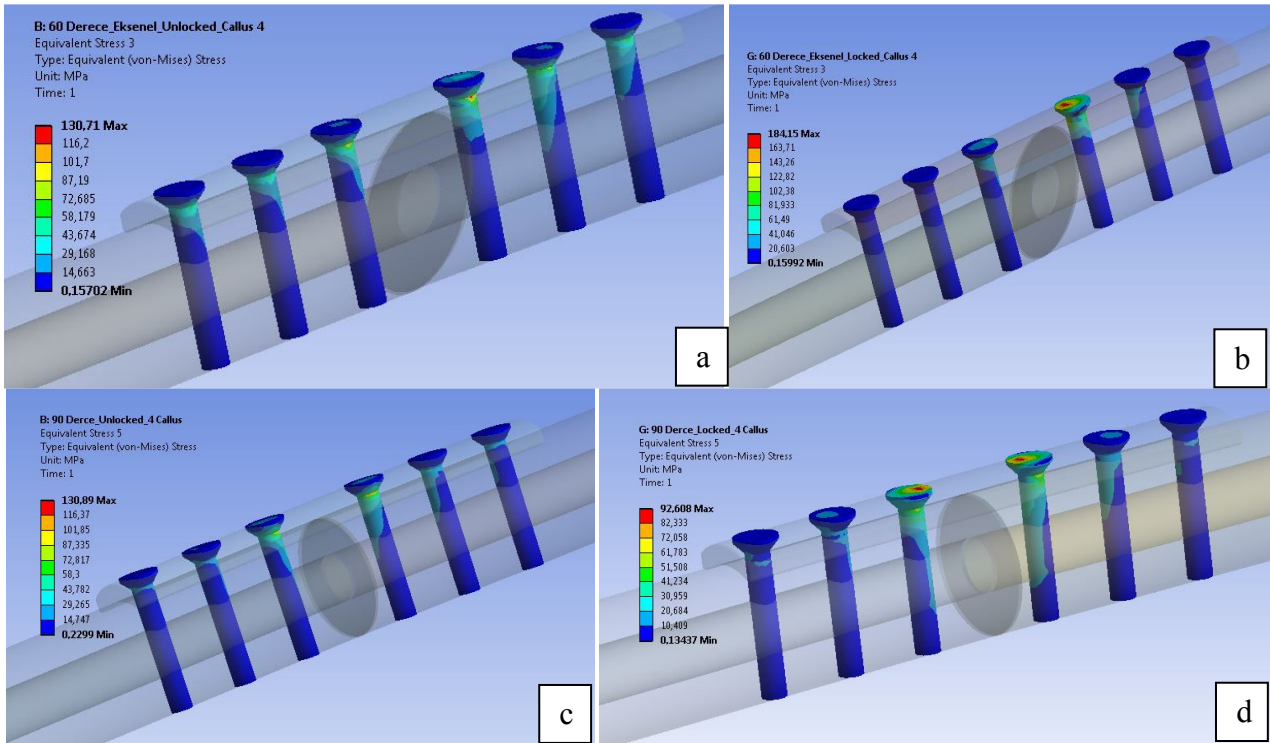
Şekil 5. Plak modellerinde oluşan gerilmeler; (a) 60° kırık kilsiz plak, (b) 60° kırık kilitli plak, (c) 90° kırık kilsiz plak ve (d) 90° kırık kilitli plak

Toplam modellerden elde edilen gerilme dağılımlarına benzer şekilde, 60°'lik kırık açısı ve kilsiz plak kullanılan model hariç tüm modellerde ortalama gerilme değerleri ve elde edilen maksimum gerilme değerleri birbirine oldukça yakındır. Ayrıca, 60°'lik kırık açısı ve kilsiz plak modelinde diğer

modellerden farklı olarak gerilme yığılmaları vida-plak temas noktasının üst kısmında elde edilmiştir. Kullanılan kilsiz vidalar, plak eksenine göre serbestçe hareket edebilmektedir. Bu hareket sonucunda da aksel yükün uygulanması ile kallus'a yakın olan vida, yerleşim noktasının üst noktasına

kadar hareket etmiş ve bu noktalarda implanta temas ederek gerilme yüklerinin oluşmasına sebep

olmuştur. Vida modellerinden elde edilen sonuçlarda bu sonucu destekler niteliktedir (Şekil 6).



Şekil 6. Vida modellerinde oluşan gerilmeler; (a) 60° kırık kilitli plak, (b) 60° kırık kilitli plak, (c) 90° kırık kilitli plak ve (d) 90° kırık kilitli plak

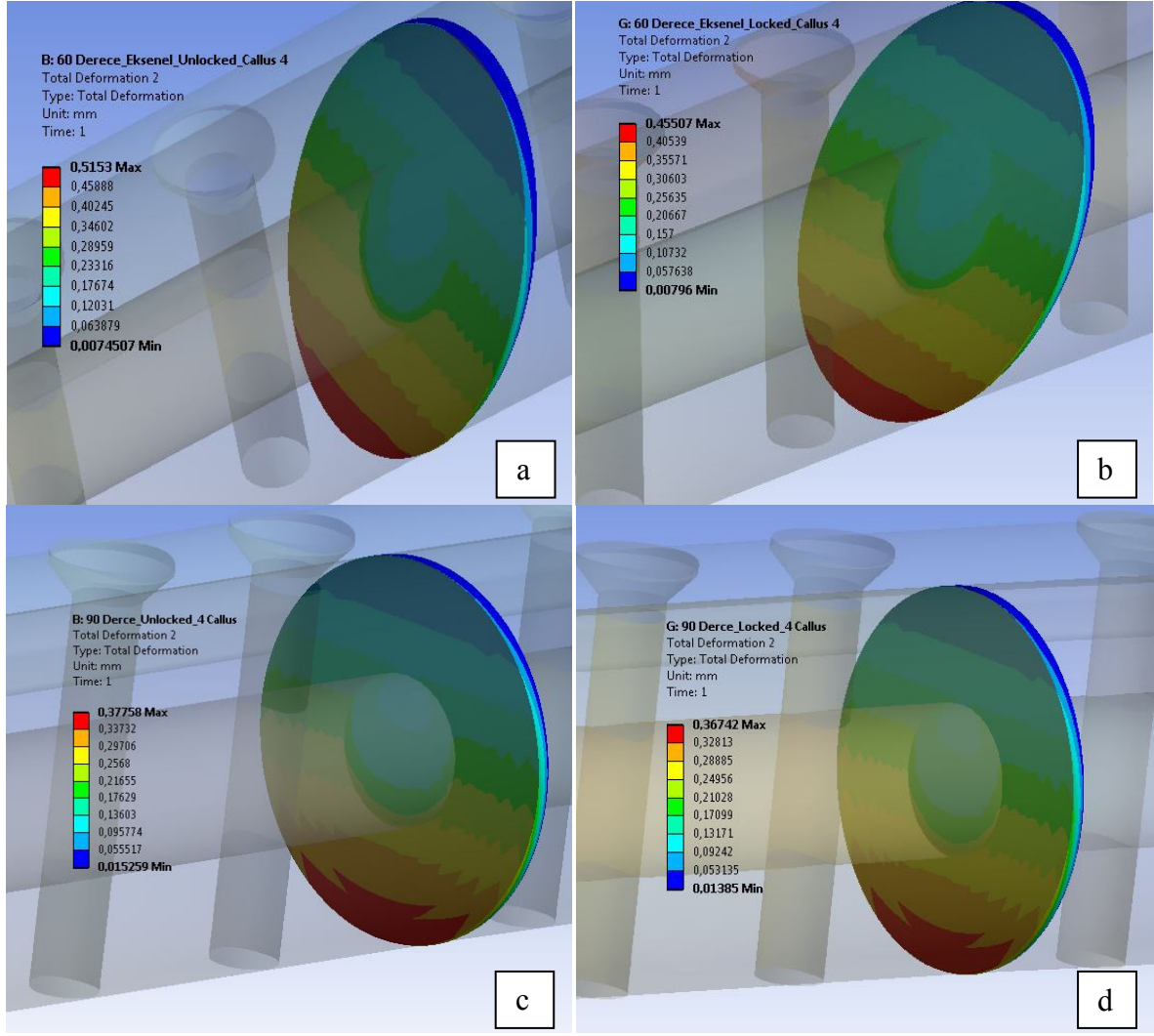
3.2. Kallus yapısında oluşan etkiler

Farklı fiksasyon tipleri ve kırık açıları için eksenel yük altında, kallus yapılarında oluşan toplam deformasyonlar Şekil 7'de gösterilmiştir. 60° ve 90°'lik kırık açıları için kilitli ve kilitli plak modellerinden elde edilen kallus deplasman değerleri sırasıyla; 2.79 mm, 2.47 mm, 2.31 mm ve 2.25 mm'dir. Bu değerler göstermiştir ki, kilitli vida kullanılması durumunda kallus hareketliliği önemli derecede azalmaktadır. Ayrıca kırık açısının değişmesi de kallus hareketliliği üzerinde oldukça etkilidir. 60°'lik kırık açısı olan modellerde kallus'un hareketliliği, 90°'lik kırık açısı olan modellere göre daha fazladır.

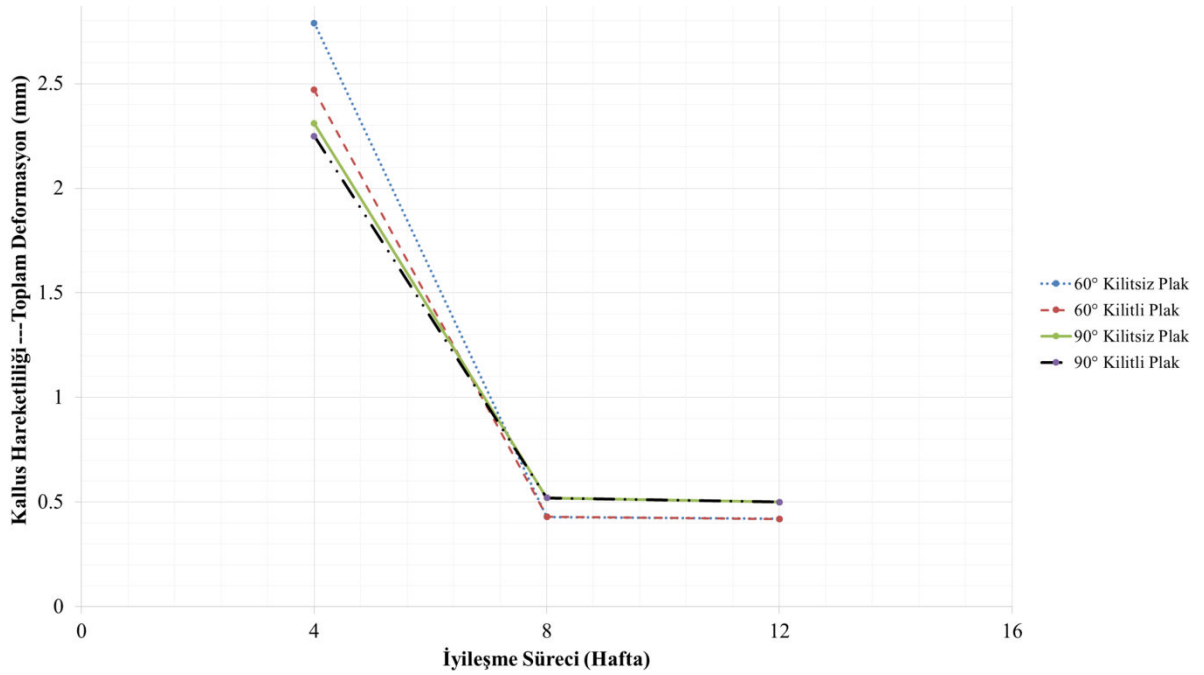
Kırıkların tedavisinde en önemli nokta gerilme kalkması (stress shielding) etkisinin ortadan kaldırılmasıdır (Çelik vd. 2013). İmplantın, yapıya etki eden yükü kendi üzerinde taşıması, yani kemik-kallus yapısında oluşan gerilmelerin ve şekil değiştirmelerin azalarak, kemiğin zayıflamasına gerilme kalkması (stress shielding) etkisi adı verilmektedir (Kujala vd. 2002; Cheung vd. 2004; Çelik vd. 2013). İyileşme sürecinin gecikmemesi için bu etkinin minimum seviyede tutulması gerektiği ön sürülmektedir. Ancak, iyileşme sürecinin ilk

aşamalarında da bu durumun tam aksine kemik-implant yapısının yeterince sabit olması istenmektedir (Kovacı vd. ; Duda vd. 2003; Kaspar vd. 2005; Çelik vd. 2013). Bu sebeple iyileşme sürecinin 4,8 ve 12. haftalarında kallus yapılarının mekanik özellikleri dikkate alınarak gerçekleştirilen analizler sonucunda oluşan kallus hareketlilikleri Şekil 8'de gösterilmiştir. Şekil 8. incelendiğinde, iyileşme sürecinin 4. haftasında kilitli plak kullanımının kallus hareketliliğini azalttığı görülmektedir. İyileşme sürecinin 8 ve 12. haftalarında ise, kilitli ve kilitli plak fiksasyon yöntemlerinin kallus hareketliliği üzerinde 4. haftada olduğu kadar etkin olmadığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, 60°'lik kırık açısında; 8 hafta ve 12 haftalık süreç için 90°'lik kırık açısına nazaran daha düşük kallus hareketliliği elde edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar ve literatür çalışmaları göstermiştir ki; iyileşme sürecinin başlangıç safhalarında daha yüksek stabilizasyon sağlaması ve iyileşme sürecinin ilerleyen safhalarında ise daha yüksek hareketlilik sağlaması bakımından kilitli plak-vida sistemleri tibia kırıklarının tedavisinde, kilitli plak-vida sistemlerine göre daha uygun bir yöntemdir.



Şekil 7. İyileşme sürecinin 4. haftasında kallus modellerinde oluşan toplam deformasyon değerleri; (a) 60° kırık kilitli plak, (b) 60° kırık kilitli plak, (c) 90° kırık kilitli plak ve (d) 90° kırık kilitli plak



Şekil 8. Kallus mekanik özelliklerinin iyileşme sürecindeki etkisi

4. Tartışma ve Sonuç

Kilitli ve kilitli plak fiksasyon yöntemlerinin teorik olarak incelendiği bu çalışmada, 90°'lik kırık açısına sahip olan kemik-kallus-implant modellerinde ortalama gerilme seviyesinin neredeyse aynı olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak, kırık açısının 60° olması durumunda kilitli plak kullanımının ortalama gerilme değerini önemli ölçüde düşürdüğü gözlemlenmiştir. Bütün modellerde en yüksek gerilmeler ve gerilme yığılmaları plak-callus-vida temas noktalarında oluşmuştur. Ayrıca, 60°'lik kırık açısı ve kilitli plak kullanılan modelde diğer modellerden farklı olarak gerilme yığılmaları vida-plak temas noktasının üst kısmında elde edilmiştir. İyileşme sürecinin 4. haftasında kilitli plak kullanımının kallus hareketliliğini azalttığı gözlemlenmiştir. İyileşme sürecinin 8 ve 12. haftalarında, kilitli ve kilitli plak fiksasyon yöntemlerinin kallus hareketliliği üzerinde 4. haftada olduğu kadar etkin olmadığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, 60°'lik kırık açısında; 8 hafta ve 12 haftalık süreç için 90°'lik kırık açısına nazaran daha düşük kallus hareketliliği elde edilmiştir. İyileşme sürecinin başlangıç safhalarında daha yüksek stabilizasyon sağlaması ve iyileşme sürecinin ilerleyen safhalarında ise daha yüksek hareketlilik sağlaması bakımından kilitli plak-vida sistemleri tibia kırıklarının tedavisinde, kilitli plak-vida sistemlerine göre daha uygun bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Teşekkür

Bu çalışma TÜBİTAK-BİDEB (Program 2215) tarafından desteklenmiş ve finanse edilmiştir.

Kaynaklar

Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J., Papini, M., 2004. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical engineering & physics*, 26 (2), 93-108.

Cronier, P., Pietu, G., Dujardin, C., Bigorre, N., Ducellier, F., Gerard, R., 2010. The concept of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96 (4), S17-S36.

Cuadrado, A., Yáñez, A., Carta, J., Garcés, G., 2013. Suitability of DCPs with Screw Locking Elements to allow sufficient interfragmentary motion to promote secondary bone healing of osteoporotic fractures. *Medical engineering & physics*, 35 (6), 852-859.

Çelik, A., Kovacı, H., Saka, G., Kaymaz, İ., 2013. Numerical investigation of mechanical effects caused by various fixation positions on a new radius intramedullary nail. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering (ahead-of-print)*, 1-9.

Duda, G.N., Sporrer, S., Sollmann, M., Hoffmann, J.E., Kassi, J.-P., Khodadadyan, C., Raschke, M., 2003. Interfragmentary movements in the early phase of healing in distraction and correction osteotomies stabilized with ring fixators. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 387 (11-12), 433-440.

Fitzpatrick, D.C., Doornink, J., Madey, S.M., Bottlang, M., 2009. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. *Clinical Biomechanics*, 24 (2), 203-209.

Gardner, M.J., Griffith, M.H., Demetrakopoulos, D., Brophy, R.H., Grose, A., Helfet, D.L., Lorich, D.G., 2006. Hybrid locked plating of osteoporotic fractures of the humerus. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88 (9), 1962-1967.

Kaspar, K., Schell, H., Seebeck, P., Thompson, M.S., Schütz, M., Haas, N., Duda, G.N., 2005. Angle Stable Locking Reduces Interfragmentary Movements and Promotes Healing After Unreamed Nailing Study of a Displaced Osteotomy Model in Sheep Tibiae. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 87 (9), 2028-2037.

Kim, S.H., Chang, S.H., Jung, H.J., 2010. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues. *Composite Structures*, 92, 2109-2118.

Kim, H.-J., Kim, S.-H., Chang, S.-H., 2011a. Bio-mechanical analysis of a fractured tibia with composite bone plates according to the diaphyseal oblique fracture angle. *Composites Part B: Engineering*, 42 (4), 666-674.

Kim, H.-J., Kim, S.-H., Chang, S.-H., 2011b. Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied. *Composite Structures*, 93 (11), 2953-2962.

Kim, S.-H., Chang, S.-H., Son, D.-S., 2011c. Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. *Composites Part B: Engineering*, 42 (6), 1731-1738.

Kovacı, H., ASL, H.G., Kaymaz, İ., Alsaran, A., Çelik, A., Saka, G., Radius Kırıklarında Plak Fiksasyonu ve İntrameduller Çivileme Yöntemlerinin Teorik Olarak İncelenmesi.

Kujala, S., Ryhänen, J., Jämsä, T., Danilov, A., Saaranen, J., Pramila, A., Tuukkanen, J., 2002. Bone modeling controlled by a nickel-titanium shape memory alloy intramedullary nail. *Biomaterials*, 23 (12), 2535-2543.

Miller, D.L., Goswami, T., 2007. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics*, 22 (10), 1049-1062.

Moazen, M., Mak, J.H., Etchels, L.W., Jin, Z., Wilcox, R.K., Jones, A.C., Tsiridis, E., 2013. The effect of fracture stability on the performance of locking plate fixation in periprosthetic femoral fractures. *The Journal of arthroplasty*, 28 (9), 1589-1595.

Seide, K., Triebe, J., Faschingbauer, M., Schulz, A., Püschel, K., Mehrrens, G., Jürgens, C., 2007. Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus—a biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, 22 (2), 176-182.

Szypryt, P., Forward, D., 2009. The use and abuse of locking plates. *Orthopaedics and Trauma*, 23 (4), 81-290.