

TABANLIK YÜKSEKLİĞİNİN ALT EKSTREMİTE ÜZERİNDEKİ GERİLME DAĞILIMINA VE DEFORMASYONA ETKİSİ

Arif Özkan^a ; Levent Buluç^b ; Mehmet Yavuz Çırpıcı^c ; Ümit Sefa Müezzinoğlu^b ; Yasin Kişioğlu^d

^a İmalat Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Düzce Üniversitesi, Düzce
^b Ortopedi ve Travmatoloji ABD, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli
^c Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstinye Devlet Hastanesi, İstanbul
^d Makine Eğitimi Bölümü, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli

ÖZET

Amaç: Varus deformitesi olan hastaların, alt ekstremitte elemanlarında insan vücut ağırlığından gelen yük aktarımı ve dağılımı düzensiz olmaktadır. Düşük dereceli varus (veya valgus) bozukluğu (deformitesi) olan hastalarda, cerrahi operasyon yerine lateral kamalı tabanlık kullanımı önerilmektedir. Mekanik eksenin kamalı tabanlık yardımı ile normal (sağlam alt ekstremitte dizilimi) konuma getirilmeye çalışılması ve dolayısı ile düzgün yük bir yük dağılımı sağlamaya çalışılmaktadır. Bu çalışmada, düşük dereceli varus deformiteli hastaların deformite derecelerine bağlı olarak kullanılması gereken lateral kamalı tabanlık modelinin tasarımı ve bu tabanlık modelinin alt ekstremitte unsurlarındaki gerilme ve yer değiştirme dağılımlarının hesaplanması yapılmıştır.

Materyal ve Method: Varus hastasına ait alt ekstremitte unsurlarının üç boyutlu (3B) birebir katı modeli bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak MIMICS yazılımında modellenmiş olup tersine mühendislik metodu ile modellerin geometri düzenlemesi yapılmıştır. Elde edilen deformiteli alt ekstremitte modellerinin deformite derecelerine bağlı olarak 5, 8 ve 10 mm yüksekliklerinde bilgisayar destekli modelleme yardımıyla lateral kamalı tabanlık tasarımları yapılmıştır. Tasarlanan 3 farklı yükseklikteki tabanlık modelleri, deformiteli alt ekstremitte modeline monte edilerek, ayakta duruş şartlarında normal insan vücut ağırlığı dolayısı ile gelen yük femur baş küresine uygulanmıştır. Uygulanan yükün etkisi ile lateral kamalı tabanlık kullanımının alt ekstremitte elemanlarındaki yük dağılıma etkisi incelenmiştir.

Bulgular ve Sonuç: Lateral kamalı tabanlık kullanımının diz eklemi oluşturan femur, femur kırırdağı, tibia, tibia kırırdağlarında oluşan yük dağılımları Sonlu elemanlar metodu yardımıyla hesaplanmıştır. İnsan vücut ağırlığı dolayısı ile varus deformitesinin derecesinin yani lateral kamalı tabanlık modellerindeki açı değişiminin alt ekstremitte yük dağılımlarına etkisi hesaplanmış olup sonuçlar birbirleriyle kıyaslanmıştır.

Anahtar kelimeler: Lateral kamalı tabanlık, Sonlu elemanlar yöntemi, Diz eklemi, ANSYS, MIMICS

1- GİRİŞ

Alt ekstremitte uzuvların normal duruş pozisyonunda doğruluğu anatomik ve mekanik eksene göre belirlenir [1]. Kemiklerde uzunluk farklılığı, dönme (rotasyon), açılma (angulasyon) ve doğrusal hareket (translasyon) uzuvların normal anatomiden sapmasına yol açar. Bu durumda alt uzuv kemiklerinde değişiklikler ve duruş bozukluğu durumları ortaya çıkar.

Gerek klinik deneysel gerekse de bilgisayar destekli modelleme ve simülasyon çalışmaları anatomik bozuklukların tedavi planlaması ve tedavi çözümleri için yapılmaktadır. Operasyon gerektirmeyen çeşitli teknikler ve uygulamalarda bu tip çalışmalar neticesinde elde edilmektedir. Lateral tabanlık tasarımları da bu çalışmalar

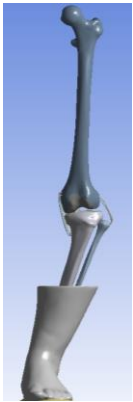
sonucunda tasarlanmakta ve kişiye özel uygulamalar olarak da günümüz teknolojisi neticesinde üstün başarıda imal edilebilmektedir. Dizilim ve konum bozukluğuna bağlı ortaya çıkan rahatsızlıklar için belirlenen tedavi yöntemlerinden biri ortopedik ayakkabı veya tabanlık kullanımudur. Konum bozukluğu ve hastalık derecesine bağlı olarak, uygun ortopedik ayakkabı veya tabanlık kullanımının dizdeki ağrıların azalmasında faydalı olduğu belirtilmektedir [2]. Lateral kamalı tabanlıklar Mekanik ekseninin diziliminin düzeltilmesinde etkili olmaktadır. Lateral kamalı tabanlık gibi modifikasyonlar dizde oluşan osteoartrit (OA) hastalığı genel tedavisi için tavsiye edilmektedir [2,8-10]. Yapılan klinik çalışmada lateral kamalı tabanlığın dizde oluşan varus torkunu, harici varus momentini ve OA'lı hastada lateral dayanmayı azalttığı belirtilmektedir [11-13]. Diğer bir çalışmada lateral kamalı tabanlığın etkisi olarak yürüme fazında momentin azaldığı ifade edilmektedir [14]. Bilgisayar destekli hesaplamalı analizler için son zamanlarda detaylı geometriye sahip ve gerçekçi malzeme özelliklerini gösteren sonlu elemanlar modelleri bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleri üzerinden elde edilmektedir [15]. Bu şekilde BT ve MR tabanlı modellerin kullanıldığı çalışmalarda ayakta duruş pozisyonunda ayakta oluşan gerilmeler detaylı olarak incelenebilmektedir [16]. Ayrıca, ayrıntılı 3B sonlu elemanlar modeli hazırlanarak yürüme fazında ayak kemikleri, yumuşak doku ve tabanlıklar üzerinde ortaya çıkan gerilme dağılımları yine detaylı olarak incelenmiştir [17-19].

Bu çalışmada, düşük dereceli varus deformitesi olan hastaların cerrahi müdahale gerektirmeden lateral kamalı tabanlık kullanılarak mekanik ekseninin normal dizilim konumuna getirilmesi amaçlanmış ve tibia kırıkta yapılarında ortaya çıkan gerilme dağılımları farklı yüksekliklerdeki tabanlık tiplerine göre sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

2- MATERYAL METOD

2.1. Üç Boyutlu Modelin Hazırlanması

Varus deformitesi olan hastasının üç boyutlu (3B) birebir katı modeli, 512 x 512 piksel çözünürlüğünde olan ve 0.5 mm kesit aralıklı 1841 adet kesitten oluşan BT görüntüleri kullanılarak MIMICS® (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımı yardımıyla elde edilmiştir (Şekil 1). 3B birebir biyomodel yüzey hatlarında istenmeyen çıkıntılar, artefakt (yansıma) ve doku/implant yapışması gibi unsurların yüzey formundan çıkarılması için tersine mühendislik yazılımı GEOMAGIC STUDIO® (Geomagic) yazılımı kullanılmıştır. Nokta bulutu verisine çevrilen 3B biyomodel GEOMAGIC programında yüzey temizleme ve noktaları takip ederek yüzey formu oluşturma işlemleri ile BT ve MR görüntülerindeki gerçek model formuna getirilmektedir. Bu işlemten sonra katı model yapısına çevrilen 3B model GEOMAGIC yazılımından STP formatına çevrilerek ANSYS WORKBENCH® (Ansys Inc.) sonlu elemanlar yazılımına aktarılmaktadır.

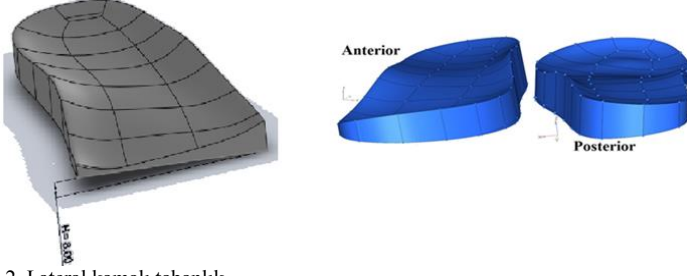


Şekil 1. Varus hastasına ait alt uzuv modeli

2.2. Kamalı Tabanlık Tasarımı

Bu çalışma için tasarımı yapılan normal tabanlık $h=0$ ve lateral kamalı tabanlıklar için $h=5$ mm, $h=8$ mm ve $h=10$ mm yükseklikler belirlenmiştir. Farklı yükseklikte kamalı tabanlığın kullanımında kama dış tarafa (lateral) yerleştirilmekte ve böylelikle tabanlık yüksekliği, tabanlığın dış kısmı ile iç kısmı arasındaki fark olarak ifade

edilmektedir. Bu amaçla tasarımı yapılan ve tibial varus hasta modeline eklenen tabanlıkların modelleri Şekil 2’ de gösterilmiştir.



Şekil 2. Lateral kamalı tabanlık

2.3. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturma

ANSYS® WORKBECH içerğine aktarılan 3B birebir modelde ağ örgüsü hacimsel olacak şekilde *10 node quadratic tetrahedron* (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır (Şekil 3). Ağ örgüsü düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli, ortalama olarak modellerde 190.000 nod ve 99400 elemandan oluşmaktadır.



Şekil 3. Sonlu elemanlar modeli

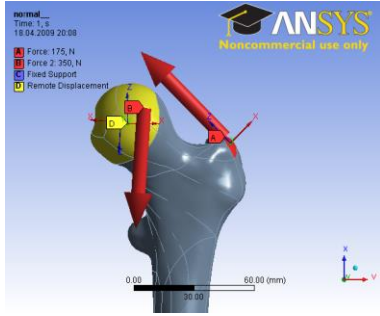
Kemikler için lineer izotropik model tercih edilmiştir. Ligamentler ve tendonlar yay görevi gördükleri için malzeme modelleri lineer izotropik olarak seçilmiştir. Tabanlık olarak da yaygın olarak poliüretan türevli bir EVA (Etil Vinil Asedattan) malzemesi kullanılmıştır. Bu malzeme modeli lineer olarak tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan izotropik malzeme özellikleri ise tibia ve femur kemiği için Tablo 1’de gösterilmiştir [3-6].

Tablo 1. Sonlu elemanlar modeli için kullanılan malzeme özellikleri

	Elastikiyet modülü (E) MPa	Poisson oranı (ν)
Tibia	12.000	0.3
Femur	17.000	0.3
Diğer Kemikler	5.000	0.3
Tabanlık	1000	0.4
Yumuşak Doku	1,15	0.49
Yan bağlar	46	0.3
Kıkırdaklar	5	0.46
Menüsküsler	59	0.49

2.4. Yükleme ve Sınır Şartları

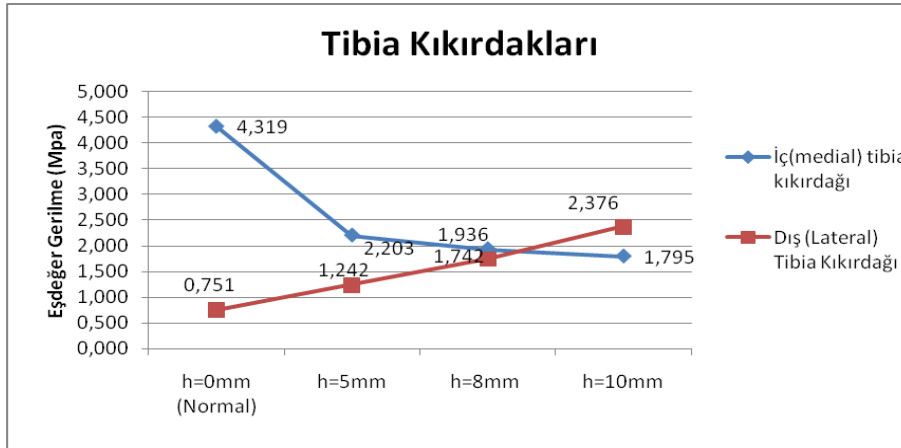
İnsan vücut ağırlığı femur baş küresine yük taşıma eksenini doğrultusunda etki ettirilmiştir. 70 Kg (yaklaşık 700 N) olarak kabul edilen ortalama bir insan ağırlığının tek bir femura etkiyen eşdeğeri olan 350 N vücut yükü olarak bu çalışma için belirlenmiştir. 350 N Şekil 4'de gösterildiği gibi femur baş küresine yük taşıma eksenini doğrultusunda uygulanmıştır. Bir diğer etken yük olarak, abdüktör kas grubunun etkisi kullanılmıştır. Abdüktör kas kuvveti olarak ifade edilen yük, kalça kaslarının düzenleyici bir etkisi olarak da ifade edilebilir. Bir grup kas kuvvetinin ortak bileşkesi olarak tanımlanan abdüktör kuvveti Şekil 4'de gösterildiği gibi ortalama bir insan ağırlığından kaynaklanan yükünün %25 olacak şekilde 175 N olarak tanımlanmıştır [7]. Ayakta duruş pozisyonu esas alınarak yükleme ve sınır şartları tamamlanmıştır. Femur baş küresinin Şekil 4'de D ile gösterilen, hareket kısıtlılığı olduğu varsayılarak ön ve yan doğrultuda sıfır deplasman, diğer doğrultularda ise serbest olarak sınırlandırılmıştır. Buna göre, düşey yönde (z eksenini) ve y eksenini (koronal) düzleminde dönme serbestliği verilmiştir. Ayrıca, tabanlığın tabanının düz olması ve dolayısı ile yere tam basması söz konusu olduğu için alt yüzeyinden tam sabitleme yapılmıştır. Temas tipi seçiminde, kemiklerin birbirlerine göre hareket kısıtlılıkları dikkate alınmıştır. Buna göre, birbirlerine yapışık olarak hareket eden yapılar için yapışık ve kayma hareketine olanak tanıyan ancak birlikte hareket eden yapılar için ise ayrılmaz temas tanımlaması kullanılmıştır. Bu amaçla, menüsküs, kırıkdağ ve yumuşak doku olarak birbirinden bağımsız olarak modellenip montajı ilgili yüzeylere tamamlanan yapıların sonlu elemanlar modellerinin tamamında birbirine yapışık ve hareketi beraber olan (bonded) temas (kontak) tanımlaması kullanılmıştır. Tüm kemikler arasında ayrılmayan ancak kayma hareketine izin veren (no separation) temas (kontak) tanımlaması yapılmıştır.



Şekil 4. Yükleme ve Sınır Şartları

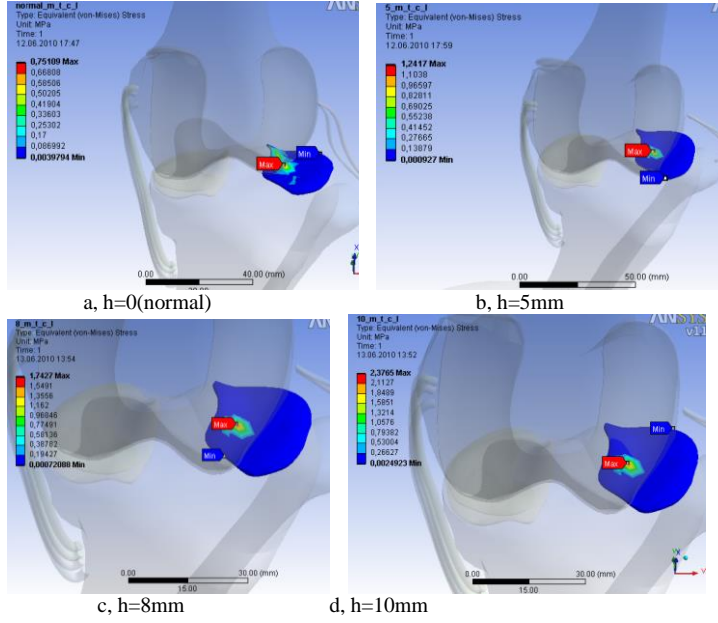
3- LATERAL KAMALI TABANLIĞIN VARUS DEFORMİTESİ DÜZELTMESİNE ETKİSİ

Farklı yüksekliğe sahip (h=0, h=5, h=8 ve h=10mm) yüksekliğe sahip lateral kamalı tabanlık çeşitleri kullanılarak, tabanlığın diz ekleminde femur kırıkdağı, lateral ve medial tibia kırıkdağlarında, tibia, talus ve kalkaneus kemiklerinde meydana getirdiği gerilme değişimleri incelenmiştir. Tibia kırıkdağı üzerinde ortaya çıkan gerilmeler Şekil 5'de gösterilmiştir.

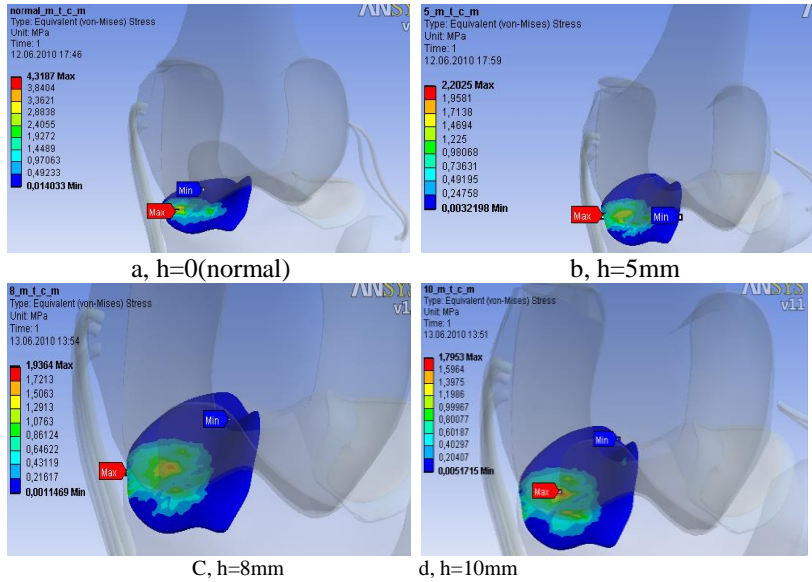


Şekil 5. Tibia kırıkdağı dış kısmında meydana gelen eş değer gerilme

Şekil 6'da ve Şekil 7'de sırasıyla $h=0$, $h=5$, $h=8$ ve $h=10$ mm tabanlık kullanımında sırasıyla dış (lateral) ve iç (medial) tibia kırıkdağı üzerinde ortaya çıkan gerilme ve bölgeleri gösterilmiştir. Oluşan en büyük gerilmenin medial (iç) tarafta olduğu görülmektedir. Dış ve iç tibia kırıkdağı üzerindeki gerilme değerlerine göre, lateral kamalı tabanlık kullanılarak gerilmenin kamalı tabanlığın yüksekliğine paralel olarak artması, iç (medial) bölgede azalması söz konusu olmuştur. Tüm bu farklı yüksekliğe sahip tabanlıkların kullanımı ile elde edilen gerilme dağılımlarına göre, dış bölgede gerilmenin artması ile varus deformitesi nedeniyle sürekli iç kısma doğru olan yüklenme dağıtılmış olmaktadır.



Şekil 6. Lateral tibia kırıkdağıında, tabanlık kullanımı sonrası meydana gelen gerilmeler.



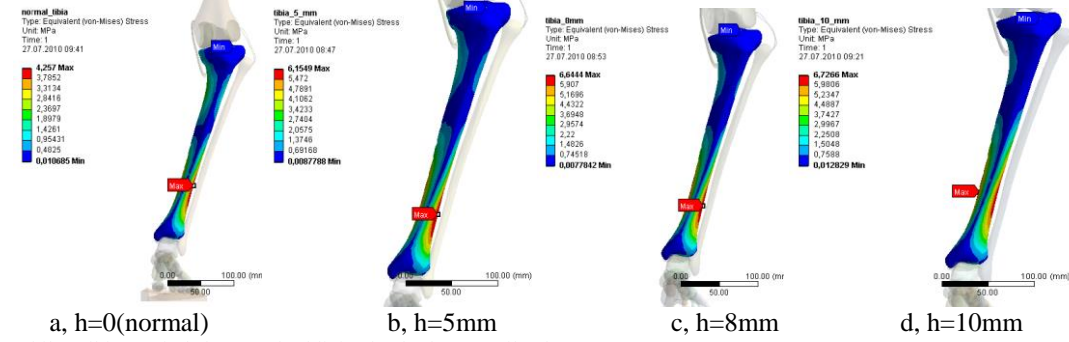
Şekil 7. Medial tibia kırıkdağıında tabanlık kullanımı sonrası meydana gelen gerilmeler

3.1. Tibia Üzerinde Meydana Gelen Gerilmelerin Belirlenmesi

Yükleme ve sınır şartlarına göre 5, 8, 10 mm yüksekliğindeki tabanlık kullanımı sonrasında ortaya çıkan gerilme değerleri Tablo 2’de gösterilmiştir. Buna göre tabanlık yüksekliği arttıkça tibia üzerindeki gerilmelerde artmakta ve böylelikle yükün uzun ve büyük bir kemik olan tibia üzerine aktarıldığı Şekil 8’de gösterilmektedir.

Tablo 2. Tibia üzerinde elde edilen en fazla eşdeğer gerilme değerleri

Normal Tabanlık (MPa)	5mm'lik Tabanlık(MPa)	8mm'lik Tabanlık(MPa)	10mm'lik Tabanlık(MPa)
4,257	6,150	6,644	6,727



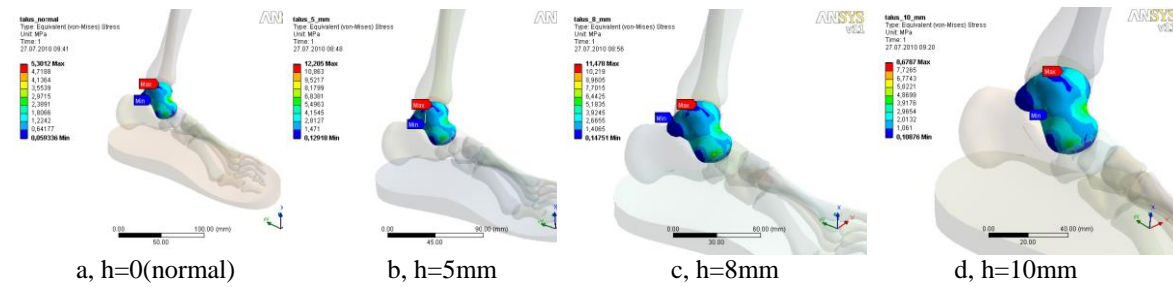
Şekil 8:Tibia üzerinde kama yüksekliğine bağlı oluşan gerilmeler

3.2. Talus Üzerinde Meydana Gelen Gerilmelerin Belirlenmesi

Yükleme ve sınır şartlarına göre 5, 8, 10 mm yüksekliğindeki tabanlık kullanımı sonrasında talus üzerinde ortaya çıkan gerilme değerleri Tablo 3’de gösterilmiştir. Buna göre tabanlık yüksekliği arttıkça talus üzerindeki gerilmelerde azalmakta ve böylelikle yükün tibiya göre daha küçük geometride olan ayak kemikleri üzerinde azaldığı görülmektedir (Şekil 9).

Tablo 3. Talus üzerinde elde edilen en fazla eşdeğer gerilme değerleri

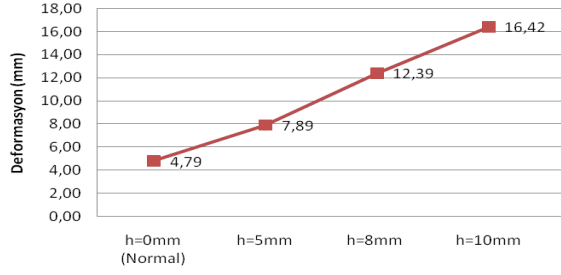
Normal Tabanlık (MPa)	5mm'lik Tabanlık(MPa)	8mm'lik Tabanlık(MPa)	10mm'lik Tabanlık(MPa)
5,301	12,205	11,478	8,678



Şekil 9:Talus üzerinde kama yüksekliğine bağlı oluşan gerilmeler

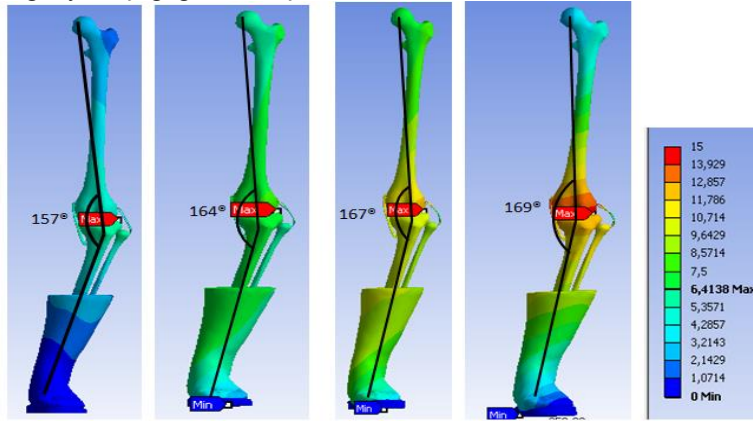
3.3. Deformasyon Miktarının Tabanlık Kullanımına Bağlı Olarak Değişiminin Belirlenmesi

Tabanlık kullanılarak oluşturulan tüm sonlu elemanlar modellerinde, kullanılan tabanlık yüksekliğine bağlı olarak ortaya çıkan deformasyonun da arttığı ve mekanik eksenle düzelmelerin olduğu gözlenmektedir. Buna göre, en fazla deformasyon 10 mm yüksekliğinde olan tabanlık kullanımı sonucu ortaya çıkmış ve tabanlık yüksekliğinin deformasyona oranı Şekil 10'da gösterilmiştir. Tabanlık yüksekliğine bağlı deformasyon artışı yumuşak dokunun ve kemik yapıların üzerinden elde edilen toplam yer değişimi ifade etmektedir. Buna göre artan yer değişimine paralel olarak mekanik eksenin referans (hasta olmayan) mekanik eksen dizilimine yaklaşması söz konusudur.



Şekil 10. 3B modellerde oluşan deformasyonlar

Şekil 11'de analiz sonucu tabanlık yüksekliğinin artmasının mekanik eksenini sağlıklı bir insanın mekanik eksenine doğru yaklaştığı gösterilmiştir.



a, h=0(normal) b, h=5mm c, h=8mm d, h=10mm

Şekil 11. 3B Modellerde tabanlık kullanımı sonrası oluşan gerilme dağılımı ve açı değişimi

4- SONUÇ

Bu çalışmada, tibial varus deformitesi olan bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen birebir alt eksterimite modeli üzerinde 5mm, 8mm, 10 mm yükseklikteki lateral kamalı tabanlık kullanımı sonrasında alt eksterimite üzerinde ortaya çıkan gerilme dağılımları ve mekanik ekseninde meydana gelen değişimleri incelenmiştir. Varus deformitesi neticesinde sol alt eksterimite bölgesi ele alınmış ve sonuçlar bu bölge üzerinde kıyaslanmıştır. Tibial varus modeli tibia kırıkdağı üzerinde elde edilen gerilme dağılımı iç (medial) bölgede yoğunlaşmakla beraber dış (lateral) bölgede iç bölgeye göre az olarak elde edilmiştir. Tüm lateral kamalı tabanlıkların gerilme bölgesini iç taraf üzerinden dış tarafa kaydıracağı sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, Şekil 5'de görüldüğü gibi 10 mm yüksekliğinde lateral kamalı tabanlık kullanılarak, tibia kırıkdağı üzerinde ortaya çıkan gerilmenin dış bölgeye aktarılması söz konusudur. Böylelikle, tibial varus bozukluğunda sürekli aşınma konumunda olan iç bölgeden dış bölgeye doğru yüklemenin kayması ve dolayısı ile mekanik eksenin normal duruş pozisyonuna yaklaştırılması mümkün olmaktadır.

Normal şartlar ve duruş pozisyonuna sahip bir alt eksterimite lateral menüsküs bölgesinde (koMPartmanında) medial menüsküye göre daha fazla yük taşımaktadır. Buna karşılık, tibial varus deformasyonuna sahip modelde medial menüsküste oluşan eş değer gerilmenin lateral menüsküye oranla arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, tibial varus modelinde medial tibial kırıkdağı üzerinde elde edilen eş değer gerilmeler lateral koMPartmana göre yaklaşık 5 kat kadar artmaktadır. Şekil 5'de verilen sonuçlara göre, yük dağılımının diz eklemi iç kısmından dış bölgeye doğru aktarıldığı görülmektedir. Bu neticede cerrahi ve tedavi sürecinde istenilen bir durumdur. Literatür taraması sonucunda kırıkdağın basma mukavemeti iç tarafta 14.8 ± 4.1 [MPa] dış tarafta 10.8 ± 4.8 [MPa] bulunmuştur[36]. Bu çalışmada yapılan analiz sonuçlarında ise varus deformitesine sahip olan hastanın kırıkdağlarında oluşan gerilmeler belirtilen basma dayanım değerlerine yakinken lateral kamalı tabanlık kullanım sonucu bu değerlerin azaldığı görülmüştür. Buna göre kamalı tabanlık kullanımının varus deformitesinin düzeltilmesinde faydalı olabileceği düşünülmektedir. 10 mm tabanlık kullanılarak yapılan çalışmada, medial tibia kırıkdağına binen yükler 5 mm ve 8

mm tabanlıkları modellere göre artmıştır. Yine bu modelde, lateral tibia kırırdağında oluşan eşdeğer gerilmeler medial kırırdağa göre artmıştır.

5- ÖNERİLER

10 mm lateral kamalı tabanlık kullanılan model üzerinde bir yükseklikte augmented edilen ortezler istenilen faydayı sağlamadığı gibi lateral kompartmanda yeni bir osteoartrit için zemin hazırlayabileceği söz konusu olmaktadır. Ayrıca, linear olarak tanımlanmış yumuşak doku için hiperelastik malzeme tanımlaması yapılabilir.

KAYNAKLAR

- 1- Paley D., "Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation", Principles of Deformity Correction, New York, Springer . 1-18, (2002).
- 2- Y. Kuroyanagi, T. Nagura, H. Matsumoto, T. Otani, Y. Suda, T. Nakamura, and Y. Toyama., "The Lateral Wedged Insole With Subtalar Strapping Significantly Reduces Dynamic Knee Load In The Medial Compartment". OsteoArthritis and Cartilage 15, 932-936, (2007).
- 3- Ming, M., Dolstra, M., Linde, F. and Hivid, I., "Mechanical Properties of the Normal Human Tibial Cartilage-Bone Complex in Relation to Age", Clinical Biomechanics, Vol 13, pp. 351-358, (1998).
- 4- Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B., , "The Elastic Moduli of Bone, Mechanical Properties of Bone" Ed. S. Cowin., American Society of Mechanical Engineers, AMD-45. 131-143, (1981).
- 5- Souza, V., "Desing of Insole Using Image Base Analysis" The University of Tokyo, Graduate School of Frontier Sciences, (2007).
- 6- Cehn, W.C., Ju C.W., Tang F.T., " Effects Of Total Contact İnsoles On The Plantar Stres Redistribution. A Finite Element Analysis." Clinical Biomechanics 18. S17-S24, (2003).
- 7- Simoes J.A., Vaz, M.A., Blatcher, S., Taylor, M., "Influence Of Head Constrains And Muscle Forces On The Strain Distribution Within The İntact Femur" Medical Engineering & Physics, 22, pp. 453-459,(2000).
- 8- Jordan KM, Arden NK, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma, JW, Dieppe P, Gunther K, Hauselmann H, Herrero-Beaumont,G, Kaklamanis P, Lohmander S, Leeb B, Lequesne,M, Mazieres B, Martin-Mola E, Pavelka K, Pendleton A, Punzi L, Serni U, Swoboda B, Vergruggen G, Zimmerman- Gorska I, Dougados M; Standing Committee for International Clinical Studies including Therapeutic Trials ESCISIT. EULAR Recommendations 2003: An Evidence Based Approach To The Management Of Knee Osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials.(ESCISIT). Ann Rheum Dis.;62(12):1145-55, (2003).
- 9- Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines. Arthritis Rheum.;43(9):1905-15, (2000).
- 10- Toda Y, Tsukimura N. A Six-Month Followup Of A Randomized Trial Comparing The Efficacy Of A Lateral-Wedge Insole With Subtalar Strapping And An In-Shoe Lateral-Wedge Insole In Patients With Varus Deformity Osteoarthritis Of The Knee. Arthritis Rheum.;50(10):3129-36, (2004).
- 11- Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of Laterallywedged İnsoles On Kinetics At The Knee. Clin Orthop Relat Res.;(375):185-92, (2000).
- 12- Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a Laterally-Wedge İnsole On Knee Varus Torque İn Patients With Knee Osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil.;83(7):889-93, (2002).
- 13- Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. Arch Phys Med Rehabil.; 86(7):1465-71, (2005).
- 14- Rana S. Hinman, Kelly Ann Bowles, Craig Payne, Kim L. Bennell. " Effect of Length on Laterally-Wedged İnsoles in Knee Osteoarthritis" Arthritis & Rheumatism Vol. 59, No. 1, January 15, pp 144-147, (2008).
- 15- Cheung JT and Zhang M A 3-Dimensional Finite Element Model Of The Human Foot And Ankle For İnsole Design. Arch Phys Med Rehabil 86:353-358,(2005).
- 16- Cheung JT, Zhang M, Leung AK and Fan YB, Three-Dimensional Finite Element Analysis Of The Foot During Standing – A material sensitivity study. J Biomech 38:1045-1054, (2005).
- 17- Chen WP, Ju CW and Tang FT, Effects of Total Contact İnsoles On The Plantar Stress Redistribution: A Finite Element Analysis. Clin Biomech 18:S17-24, (2003).
- 18- Chen WP, Tang FT and Ju CW Stress Distribution Of The Foot During Mid-Stance To Push Off İn Barefoot Gait: A 3D Finite Element Analysis Clin Biomech 16:S614-620, (2001).
- 19- Ming Zhang, Jason Tak-Man Cheung and Yi Li. "Computational Modeling the Foot-Insole Interface" Studies in Computational Intelligence, Volume 55/2007, 311-321, (2007).