

# Farklı Uzunluklarda Dinamik Kalça Vidası Yan Plakaları ile İntertrakanterik Kalça Kırığı Tedavisinin Biyomekanik Analizi

*Biomechanical Analysis of Intertracranteric Hip Fracture Treatment with Dynamic Hip Screw Side Plates of Different Lengths*

Oğuz KAYABAŞI<sup>1</sup> 

<sup>1</sup>Düzce Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, 81620 Konuralp Düzce

## Öz

Dinamik kalça vidası (DKV), stabil tip intertrokanterik kalça kırıklarını tedavi etmek için kullanılan yaygın bir implanttır. Cerrahinin başarısını etkileyebilecek birçok faktör vardır. Yan plakaların uzunluğu faktörlerden biridir. Bu nedenle, DKV yan plakaların uzunluklarının biyomekanikini araştırmak önemlidir. İmplant başarısızlıklarını azaltmak ve farklı uzunluklarda yan plaka etkilerini anlamak için, bu çalışmanın amacı DKV'daki farklı uzunluklarda yan plakaları araştırmak için sonlu elemanlar analizini kullanmaya çalışmaktır. Bu sonlu elemanlar analizi çalışmasında intertrokanterik kalça kırıkları için, farklı uzunluklardaki DKV implantasyonunu simüle etmek için kortikal kemik, süngerimsi kemik, yan plaka, gecikme vidası için 3D model inşa edilmiştir. Yükleme koşulu, bir süje dik dururken femur başı üzerindeki kuvveti (400N) simüle etmek için kullanılmıştır. Bu çalışmada gecikme vidası, yan plaka, kortikal vidalar ve femurdaki gerilme dağılımını araştırılmıştır. En büyük gerilme, vidaların kortikal kemiklerle temas ettiği noktaların çevresinde meydana gelmiştir. Femurdaki en distal kortikal vidadaki gerilme en fazla olmuştur. Yan plakanın uzunluğu kısaltıldıkça kortikal vidalar üzerindeki gerilme artar ve bu da kortikal vidaları çevreleyen femur üzerindeki gerilmeyi artırır. Yan plakanın uzunluğu (2 delikli yan plaka) ve femur üzerindeki en uzak vida ile DHS kullanımı, yan plakanın dışarı çekilme riskini artırabilir. Bu çalışmanın sonuçları, ortopedik cerrahlar tarafından DKV implant uzunluklarının seçilmesi için biyomekanik bir analiz sağlayabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, Sonlu elemanlar analizi, Dinamik kalça vidası, İntertrakanterik kalça kırığı

## Abstract

Dynamic hip screw (DKV) is a common implant used to treat stable type intertrochanteric hip fractures. There are many factors that may affect the success of surgery. The length of the side plates is one of the factors. Therefore, it is important to investigate the biomechanics of the lengths of the DKV side plates. To reduce implant failures and to understand the side-plate effects of different lengths, the aim of this study is to try to use finite element analysis to investigate side-lengths of different lengths in the DKV. In this finite element analysis study, a 3D model was constructed for intertrochanteric hip fractures, cortical bone, spongy bone, side plate, delay screw to simulate DKV implantation of different lengths. was used. In this study, the stress distribution in the delay screw, side plate, cortical screws and femur was investigated. The greatest stress occurred around the points where the screws contacted the cortical bones. The most distal cortical screw in the femur was most stressed. As the length of the side plate is shortened, the tension on the cortical screws increases, which increases the tension on the femur surrounding the cortical screws. The use of DHS with the length of the side plate (2-hole side plate) and the furthest screw on the femur can increase the risk of pulling out the side plate. The results of this study may provide a biomechanical analysis for the selection of DKV implant lengths by orthopedic surgeons.

**Keywords:** Biomechanics, Finite element analysis, Dynamic hip screw, Intertrochanteric hip fracture

**Sorumlu Yazar:** Oğuz KAYABAŞI, Tel: +903805421036, e-posta: oguzkayabasi@duzce.edu.tr

**Gönderilme:** 20.08.2019, **Düzenleme:** 26.09.2019, **Kabul:** 16.10.2019

## I. GİRİŞ

Dinamik kalça vidası (DKV), stabil tip intertrokanterik kalça kırıkları için tercih edilen implanttır [1-3]. DKV kırılma bölgesinde kompresyon sağlar ve kullanımı nispeten kolaydır [4-8]. Lag vidası kesilmesi DKV ile karşılaşılan en yaygın komplikasyonlardan biridir. Uygun uç apeks mesafesi ve kırığın azaltılmasının gecikme vidası kesme riskini azalttığı düşünülmektedir [9-12]. Femur shaftından yan plaka çekilmesi DKV'nin bir komplikasyonudur [13], ancak bu konudaki tartışmalar yetersizdir. Daha uzun bir yan plaka kemikleri kavramak için daha fazla vida sağlayabilir, ancak bu daha uzun bir yara ve daha yumuşak doku tahribatına neden olur. Birçok çalışma farklı yan plaka uzunluklarının klinik gözlemlerle etkilerini araştırmış olmasına rağmen, [13-17], araştırmalar için biyomekaniği az sayıda çalışma kullanılmıştır [18-19]. Bu nedenle, ortopedi cerrahlarının, hastaları için uygun uzunluktaki yan plakaları seçmek için biyomekanik bir analize ihtiyacı vardır, bu da ameliyat sonrası komplikasyonları azaltabilir.

Önceki çalışmalarda, 4 delikli yan plakaların tedavi için ortak seçimler olduğu belirtilmiştir, ancak bazı araştırmacılar 2 delikli yan plakaların biyomekanik analiz ve klinik uygulamada yeterli stabilite sağladığını düşünmüşlerdir [13-19]. McLoughlin vd. implantasyon sonrası 2 ve 4 delikli yan plakanın biyomekanik durumunu araştırmak için kadavra deneysel bir çalışma yürütmüş, ve sonuçlar 2 delikli ve 4 delikli yan plaka arasındaki kararlılıkta önemli bir fark olmadığını göstermiştir [18]. 2 delikli DKV, döngüsel ve arıza yüklerinde 4 delikli DKV kadar biyomekanik olarak kararlıdır.

Bazı çalışmalar, 2 delikli yan plakaların kullanmanın yan plakanın dışarı çekilmesine neden olabileceğini bulmuştur. Lachapoonrungrsee vd. 2 delikli yan plaka ile DKV implantasyonu alan 83 hastayı gözden geçirmiş ve 2 hastanın yan plakadan çekildiğini görmüştür [13]. Riha vd. bir 2 delikli yan plaka ile DKV implantasyonu alan 32 hastanın, bir tanesi yan plaka çekisi yaşadığını bildirmiştir [14]. Bu çalışmalar, DKV'nin iki delikli bir yan plaka ile kullanılmasının tatmin edici sonuçlar verdiğini bulmuştur. Ancak vidaların çıkarıldığı veya kırılmanın dışındaki birkaç durum vardır. Yian vd. sabit yan plaka sabitlemesi için gereken optimal kortikal vida sayısını araştırmış ve üç kortikal vidanın optimal gerilim dağılımı sağlandığını tespit etmiştir [20]. Her ne kadar birçok çalışma yan plakanın uzunluğunu ve kortikal vida numaralarını incelemiş olsa da [13-21], az sayıda çalışma farklı yan plaka uzunlukları için komple bir biyomekanik analiz gerçekleştirmiştir [19].

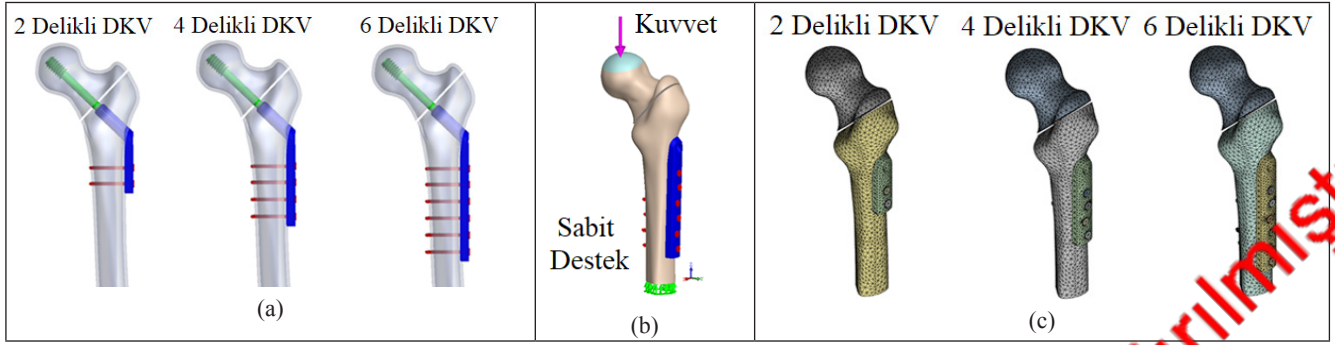
Sonru elemanlar analizinin (SEA) tıbbi araştırmalardaki uygulamaları çoğunlukla ortopedik veya dental biyomekanik

analizlerde [22-25]. SEA'nın avantajları, deneysel gözlemlerden elde edilemeyen genel yapının mekanik statüsünü sağlayan, gerilme dağılımı, yer değiştirme, zorlanma gözlemi için kullanılabiliridir. Bazı araştırmacılar, farklı uzunluktaki uç vidalarının ve farklı uzunluklardaki namluların etkilerini araştırmak için SEA'yı kullanmışlardır [26]. Roopakhun vd. SEA'in farklı uzunluklarda yan plaka uzunluklarına sahip DKV'nin mekanik performansını araştırmak için kullanılmış ve sonuçlar, implant gerilmesinde ve kırılma stabilitesinde artan plaka uzunluğunda anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir [19]. Bununla birlikte, çalışmalarında gerilme dağılımının femur ve kortikal vidalar üzerindeki etkilerinin araştırılması yer almamıştır.

Yukarıda belirtilen çalışmalarda açıklamalara ve farklı yan plaka uzunluklarının hasta üzerindeki etkilerini anlamaya dayalı olarak, bu çalışmanın amacı, farklı uzunluklarda üç farklı yan plakaların biyomekanik bir analizi yapmak için SEA kullanmaya çalışılmıştır. Çalışmada (2 delikli, 4 delikli ve 6 delikli) DKV de kullanılmıştır. Çalışmada esas olarak gecikme vidası, yan plaka, kortikal vidalar ve femur üzerindeki stres dağılımı incelenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları ortopedi cerrahlarının ideal cerrahi sonuçlar elde etmeleri için biyomekanik bir analiz sağlayabilir ve gelecekteki tasarım ve implantların geliştirilmesi için biyomekanik bir temel sağlayabilir.

## II. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışma genel olarak DKV'deki farklı uzunluklarda yan plakaların üç boyutlu (3-D) SEA bilgisayar simülasyonunu; bu nedenle, klinik uygulamada sıkça karşılaşılan, farklı uzunluklarda (2 delik, 4 delik ve 6 delik) 3 grup DKV'nin SEA modeli kurulmuştur (Şekil 1 (a)). Bu çalışmada kullanılan modeller esas olarak kortikal kemik, süngerimsi kemik, yan plaka, gecikme vidası ve kortikal vidalar olmak üzere 5 bileşene ayrılmıştır. ABD'de Ulusal Sağlık Enstitüleri tarafından sağlanan bilgisayarlı tomografi görüntüleri (Görünür İnsan Projesi) kullanılarak bir femur modeli oluşturulmuştur (bu çalışmada kullanılan kemik modeli erkeğin sağ femurudur). Bu model esas olarak kortikal ve sünnetli kemikler olmak üzere 2 bileşene bölünmüştür ve büyük trokanterde 1 mm'lik bir kırılma alanı oluşturulmuştur. DKV ve kortikal vidalarla ilgili olarak, bu çalışmada çizim için 3B bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı (Pro/Engineer Wild-Fire 5.0) kullanılmıştır. Ayrıca, CAD yazılımı femur, DKV, vidalı vida ve kortikal vidaları montaj etmek için kullanılmıştır. (4,5 mm çapında, kullanılan vidalar dişlere sahiptir).



**Şekil 1.** (a) Bu çalışmada kullanılan 3 boyutlu bilgisayar modeli. (b) Yükleme koşulları ve sınır koşulları. (c) 3B bilgisayar modellerinin ağ yapısı

Gecikme vidası femur başının ortasına yerleştirilmiştir. İmplant için temel olarak gecikme vidasının ucundan femur kafasının tepesine 10 mm'lik bir mesafe kullanılmıştır. Ek olarak, uç-tepe mesafesi (TAD) değeri 22,5 mm (TADAP = 10 mm, TADLAT = 12,5 mm) (TAD = lateral radyografide ölçülen ön-arka radyograf (TADAP) + uç-tepe mesafesi üzerinde ölçülen uç-tepe mesafesi) TADLAT)). Bu çalışma DKV'ları boylarına göre 3 gruba ayırmıştır: 2 delikli DKV (birinci grup), 4 delikli DKV (ikinci grup) ve 6 delikli DKV grupları (üçüncü grup). Üç boyutlu bilgisayar modeli tamamlandıktan sonra, oluşturulan model analiz için FEA yazılımına (ANSYS Workbench 15.0, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA) aktarılmıştır.

Bu çalışma temel olarak femur başı üzerindeki kuvveti, bir eksenin dik durduğu bir senaryoda simüle etmiştir. Bu çalışma bir yük koşulu ve bir sınır koşulu sağlamıştır (Şekil 1 (b)). Yükleme koşulu, bir özne dik dururken femur başı üzerindeki kuvveti simüle etmek için kullanılır. Bu nedenle her iki bacadaki kuvveti taklit etmek için femur başı için 400 N (Z eksen yönü) aşağı doğru bir kuvvet uygulanmıştır [25]. Ek olarak, bu çalışmada kullanılan sınır koşulları için femurun distal ucunda sabit bir destek sağlanmış, böylece X eksenini, Y eksenini ve Z eksenindeki yer değiştirme 0 olarak ayarlanmıştır. gecikme vidası ve yan plakanın namılsa ayırma tipi olarak ayarlanmamış ve diğer parçalar arasındaki temas, bağlı bir tip olarak ayarlanmıştır. SEA yazılımı ANSYS Workbench'de "ayırma yük" seçeneği, temas belirlenirken bir miktar kaymaya izin verir. Öte yandan, "bağlı" seçeneği, iki yüzü (veya kenarı) birbirine bağlayarak boşluk bırakmaz [27].

Bu çalışmada kullanılan model femoral kortikal kemik, femoral süngerimsi kemik, gecikme vidası, yan plaka ve kortikal vidalar olmak üzere beş bölümden oluşmuştur. Bu çalışmada oluşturulan malzeme özellikleri önceki çalışmalardan elde edilmiştir [22-25]. Tüm malzemelerin homojen, izotropik ve doğrusal elastik olduğu varsayılmıştır. Bu nedenle, malzeme özelliklerini ifade etmek için iki bağımsız

parametre (Young'ın modülü ve Poisson'ın oranı) kullanılmıştır. Tablo 1, bu simülasyonda kullanılan malzeme özelliklerini göstermektedir.

**Tablo 1.** Malzeme özellikleri [22-25]

Malzeme	Young modülü (MPa)	Poisson oranı
Cortical kemik	17.000	0.3
Cancellous kemik	1.000	0.3
Yan plaka	200.000	0.3
Gecikme vidası	200.000	0.3
Kortikal vida	118.000	0.3

SEA analizinden sonra, bu çalışma çoğunlukla von Mises gerilmesinin dağılımını gözlem göstergesi olarak kullanılmıştır. Gözlenen von Mises gerilme bölgeleri, gecikmeli vida, yan plaka ve kortikal vidalardaki bölgelerdir. Femurun lateral ve medial tarafındaki stres dağılım durumu, farklı uzunluklarda yan plakalar kullanıldığında DKV'deki farklılıkları incelemek için belirlenmiştir.

SEA gerçekleştirilmeden önce, inşa edilen modelde bir yakınsama testi yapılmalıdır. Bu, bir simülasyon analizi yaparken SEA modeliyle daha doğru sonuçlar elde etmek içindir. Yakınsama testi modeli ile ilgili olarak, bu çalışmada temel olarak test yakınsama testinin sonucunu elde etmek için ağ büyüklüğü kontrolü kullanılmıştır. Ağın boyutları 5, 4, 3 ve 2 mm olarak seçilmiş ve karesel tetrahedral elemanlar çoğunlukla ağ için ANSYS Workbench yazılımında kullanılmıştır. Bu çalışma ağın ebatını vermiş olmasına rağmen, yazılım ağda otomatik olarak ağın işlevinde büyük bir eğriliği olan bir yerde, vida üzerindeki dişler gibi arındırır. Femur başı üzerine yük koşulu olarak 400 N (Z eksenini) aşağı doğru kuvvet uygulanmıştır. Femurun distal ucunda sınır durumu olarak sabit bir destek kullanılmıştır (Şekil 1 (b)). Yakınsama testi için farklı mesh boyutları kullanılmıştır. Bu çalışma, Tablo 2'de listelenen yakınsama değerleri için bir işaretleyici olarak kortikal kemiğin daha küçük trokanteri üzerinde

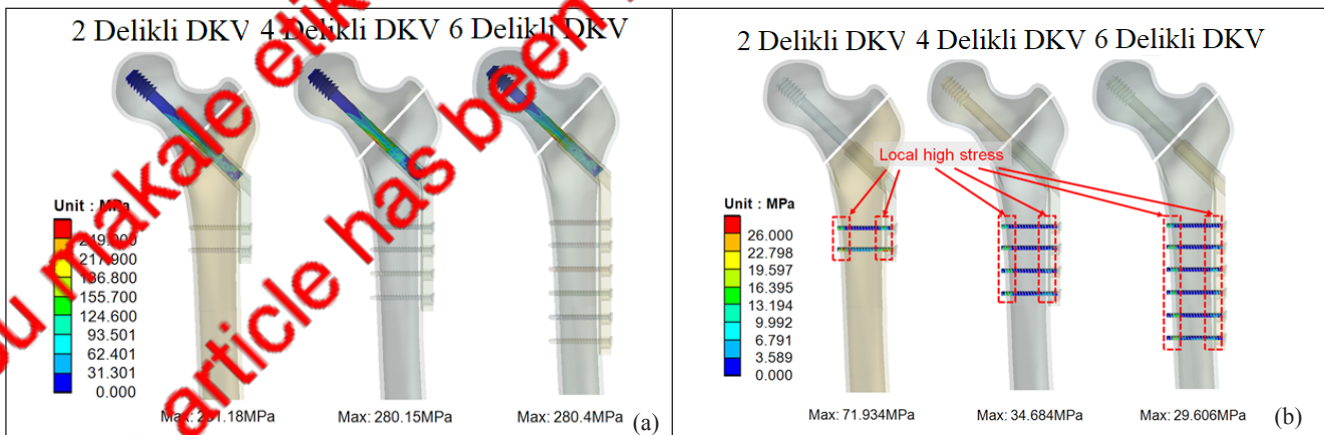
bulunan von Mises gerilmesinin maksimum değerini, Tablo 2’de sıralanan yakınsama değerleri için bir belirteç olarak gözlemlenmiştir. Üç farklı modelde, % 2.450, % 0.974 ve % 0.368 yakınsaklıklarında farklılıklar saptanmıştır (yakınsama düzeyi, % 97.549, % 99.025 ve % 99.631). Daha önceki çalışmalardan bu yakınsama sonucunun bu çalışma için kabul edilebilir olduğunu ve yakınsama testi için % 5 yakınsamanın durma kriteri olduğu bulunmuştur [25,28]. Bu sonuçlar, bu çalışmada kullanılan modelin birbirine yaklaştığını göstermektedir. Bu nedenle, bu sonlu elemanlar ağ modellerinin farklı uzunluklardaki DKV’ları incelemek için kullanılması makul olacaktır. Yakınsama testinden sonra, çalışmada kullanılan üç FEA modelinin tümü, kuadratik tetrahedral elemanlar için ağ bölümlendirmesi için bir standart (Şekil 1 (c)) ve ANSYS Workbench FEA yazılımındaki mekanikler için bir analiz simülasyonu olarak 3 mm’lik bir ağ kullanılmıştır. Çalışmada 2 delikli modelde 93.965 düğüm noktası ve 53.089 eleman, 4 delikli modelde 117.724 düğüm noktası ve 67.054 eleman, 6 delikli modelde 141.475 düğüm noktası ve 80.971 eleman kullanılmıştır.

**Tablo 2.** Yakınsama test sonuçları.

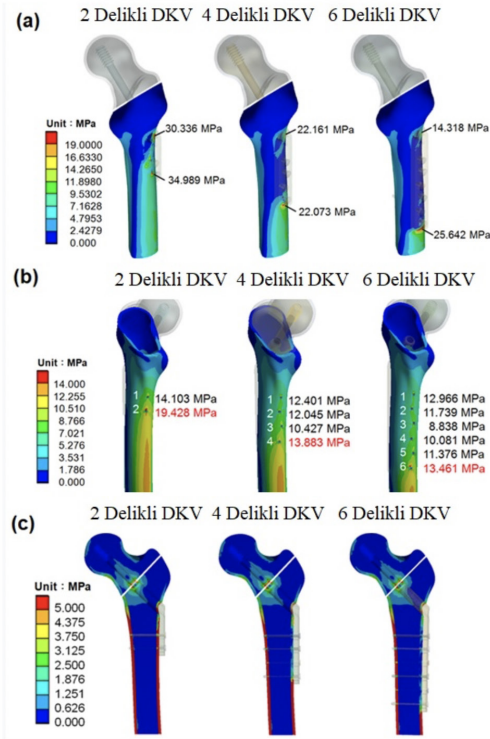
Ağ ölçüsü	2 Delikli model (MPa)	Yakınsama Seviyesi (%)	4 Delikli model (MPa)	Yakınsama Seviyesi (%)	6 Delikli model (MPa)	Yakınsama Seviyesi (%)
5mm	5.0928	95.467	4.5765	98.256	4.608	99.252
4mm	5.0944	95.973	4.6009	98.780	4.6252	99.560
3mm	5.2039	97.549	4.6123	99.025	4.6265	99.631
2mm	5.3346	-	4.6577	-	4.6436	-

### III. SONUÇLAR

Bu sonlu elemanlar analiz çalışmasında, analiz edilen sonuçlar renk grafiği ile gösterilebilir. Şekil 2 (a) gecikme vidaları üzerindeki gerilme dağılımını göstermektedir. Üç grup arasında, her gecikme vidasındaki en büyük von Mises gerilme değerleri aşağıdaki gibidir. (2 delikli DKV, 281.18MPa; 4 delikli DKV, 280.15MPa; ve 6 delikli DKV, 280.4MPa). En büyük gerilme değerlerinin tümü kırık bölgesinde bulunmuştur. Üç gruptaki gecikme vidaları arasındaki en büyük gerilme değerleri arasındaki farklar dikkate değer değildir. Şekil 2 (b), kortikal vidalar üzerindeki gerilme dağılımını göstermektedir. Her gruptaki kortikal vidalar üzerindeki en büyük von Mises gerilme değerleri aşağıdaki gibidir: (2 delikli DKV, 71.934MPa; 4 delikli DKV, 34.684MPa; ve 6 delikli DKV, 29.606MPa). En büyük gerilme değerleri, vidaların kortikal kemikle temas ettiği noktaların etrafında meydana gelmiştir. 2 delikli DKV grubunda kortikal vidalar üzerindeki stres en büyüktür. Şekil 3 (a) implant yerleştirilmesinden sonra yanal olarak görüldüğünde femurdaki stres dağılımını göstermektedir. Yanal plakanın uzunluğu daha uzun olduğunda, düşük stresli geniş bir alanın olacağını tespit edilmiştir. Şekil 3 (b), femur medial olarak görüldüğünde gerilme dağılımını gösterir. Kortikal vidalar ile femurun medial korteksi arasındaki temas noktası çevresinde daha fazla gerilmenin üretildiğini göstermektedir. Sonuçlar en distal vidanın etrafındaki kemiğin daha fazla stres yaşayacağını göstermektedir. 2 delikli DHS grubunda bu stres değeri en büyüktür. Şekil 3 (a), femurdaki enine kesit gerilme dağılımını gösterir.



**Şekil 2.** (a) Gecikme vidalarındaki gerilme dağılımı. (b) Kortikal vidalarda gerilme dağılımı.



Şekil 3. (a) Femurun lateral tarafındaki gerilme dağılımı. (b) Femurun medial tarafında gerilme dağılımı. (c) Femurda kesitsel gerilme dağılımı.

#### IV. TARTIŞMA

DKV, stabil tip intertrokanterik kalça kırıklarının tedavi etmek için kullanılan yaygın bir implanttır. DKV'sının intertrokanterik kırıkların fiksasyonundaki başarısını belirleyen faktörler arasında kırık paterni, kırık azalmasının kalitesi ve gecikme vidasının konumu yer alır [4,5,9,10,11,29]. Gecikmeli vida kesimi ve yan plaka sökülmesi DKV yetmezliğinin ortak komplikasyonlarıdır. Genellikle daha uzun bir yan plakanın daha fazla stabilite sağlayabileceğine ve yan plakanın dışarı çekilmesi riskini en aza indireceğine inanılmaktadır. Bununla birlikte, daha uzun bir yan plaka daha uzun bir yara ve daha yumuşak doku hasarına neden olur. Bazı çalışmalar daha küçük bir insizyonla sahip 2 delikli bir yan plakanın implantasyonunun yeterli fiksasyon sağlayabileceğini belirtmiştir, ancak bu yan plaka çekmesi yine de gerçekleşebilir [13,14,15,16]. Bazı çalışmalar da kortikal vida kırılmasından dolayı başarısız olduğunu bildirmiştir [13]. Bu çalışma, implantatın sonrası farklı uzunluklarda DHS yan plakalarının biyomekanik etkilerini araştırmak için FEA'yı başarıyla kullanılmıştır. Bu çalışma aynı zamanda, yan plakanın uzunluğunun, femur kemiğinin kortikal kemiği üzerindeki stresin daha fazla artmasına neden olabileceğini

göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları ortopedi cerrahları tarafından yan plaka uzunluklarının seçimi için mekanik bir temel sağlayabilir.

Bu çalışmanın sonuçları, her gruptaki gecikme vidası üzerindeki stres değerlerinde önemli bir farklılık göstermemiştir (Şekil 2 (a)). Bunun ana nedeni, bu çalışmada kullanılan gecikme vidasının ve namlunun uzunluklarının sabit olması olabilir. Daha önceki çalışmalar, daha uzun bir gecikme vidası kullanıldığında, gecikme vidası üzerindeki gerilmenin daha kısa bir gecikme vidası kullanıldığında olduğundan daha büyük olduğunu belirtmiştir [25]. Daha kısa namlulu bir yan levhanın kullanılması, gecikme vidası ve namlu üzerinde daha fazla strese neden olacaktır. Bu çalışmada aynı uzunlukta gecikme vidaları ve varilleri kullanılmıştır; bu nedenle, her gruptaki gecikme vidası ve namlu üzerindeki gerilme farklılıklarına dikkate değer değildi. Ek olarak, bu çalışma kortikal vidalardaki gerilme dağılımını da incelemiştir. En büyük gerilme vidaların kortikal kemiklerle temas ettiği noktaların çevresinde meydana gelmiştir (Şekil 2 (b)). Bunun sebebi, kortikal vidaların kortikal kemik ve süngerimsi kemik içinden geçtiği zaman, Young'ın kortikal kemiğin modülü daha büyük olduğu için (kortikal kemik üzerindeki stres süngerimsi kemikte olduğundan daha büyüktü), kortikal vida kortikal kemik ile bağlandı; bu nedenle, kortikal vida her iki tarafta da kortikal kemikle temas ettiği yerde daha fazla stres sağlamıştır. Her ne kadar bu çalışmanın kortikal vidaları üzerindeki tepe gerilimi, nihai dayanımdan (paslanmaz çeliğin nihai mukavemeti yaklaşık 850 MPa) [30] daha düşük olmasına rağmen, kortikal vida kırılması yorulma arızası ile indüklenebilir [31]. Bazı DKV yetersizliği vakalarında, kortikal vidaların kırılma yeri bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olmuştur [13]. Ek olarak, yan levhanın uzunluğu ne kadar uzun olursa kortikal vidalar o kadar çok kullanılır ve kortikal vidalar üzerindeki baskı o kadar düşük olur.

Asıl sebep, kortikal vidalar ne kadar çok kullanılırsa, kortikal vidalar ile femur arasındaki temas yüzey alanı o kadar büyük olur ki bu da kortikal vidalar üzerindeki baskıyı azaltabilir. Femur üzerindeki gerilme değerlerine bakıldığında bu çalışma, yan plaka temas tarafında implantın desteğinden dolayı femur stresinin göreceli olarak daha düşük olduğunu göstermiştir. Bu, gerilme koruma etkisiyle açıklanabilir. Gerilme koruyucu etki, implante edilen malzeme ile kemik arasındaki elastik modülde fark büyük olduğunda ortaya çıkar. Başlangıçta kemik tarafından sağlanan gerilme, implant tarafından korunur ve böylece kemikteki gerilmeyi azaltır. Ek olarak, femurun medial tarafının gözlemleri, kortikal vidaları çevreleyen kemiğin, özellikle kemik üzerindeki stresin en büyük olduğu en distal kortikal vida olan daha fazla gerilmeye maruz kaldığını ortaya koymuştur ve

2 delikli DKV grubundaki gerilme diğer 2 gruptakilerden daha büyüktü (4 delikli ve 6 delikli DKV grubu; Tablo 3). Önceki literatürler, normal kemikte, nihai mukavemet değerinin yaklaşık 105 ila 120Mpa [30, 32] olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, yaş ve hastalık aynı zamanda kortikal kemiğin nihai kuvvet değerini de etkiler. Bu nedenle, vida çekme işlemi daha büyük gerilme değerleriyle ortaya çıkabilir. Bu nedenle, 2 delikli DHS'nin hastalarda kullanılması, yan plakanın dışarı çekilme riskini artırabilir ve vidanın çıkarılmasını önlemek için daha uzun bir yan plaka seçilebilir. Ek olarak, klinik olarak, kortikal vidadaki iplik, stres konsantrasyonundan dolayı kortikal kemikte daha yüksek gerilmeye neden olabilir.

Bu çalışmada bu SEA'de bazı sınırlamalar vardır. Materyal özelliklerinin, bu çalışmada simülasyonu basitleştirmek için homojen, izotropik ve doğrusal elastik olduğu varsayılmıştır ve başkalarının çalışmalarına atıfta bulunarak ayarlanmıştır [22,25,28]. Bu varsayımın sonuçları gerçek durumlardan farklı olsa da, çalışma eğilimleri değişmeyecektir. Ek olarak, femur modelinde, bu çalışma sadece femurun proksimal kısmını kullanılmıştır. Bunun ana nedeni femurun proksimal kısmının bu çalışmada gözlemlenen konum olmasıydı ve bu sadeleştirme bilgisayar simülasyon süresini kısaltabilir. Ek olarak, kortikal vidalar vida dişlerine sahip olduğundan, kemik implantı (vida dişleri) arayüzünde üretilen yüksek gerilme, gerilme konsantrasyonunun geometrik görünümünün neden olduğu yüksek gerilme nedeniyle olabilir. Bu nedenle, çalışma kemik-implant arayüzünü gözlemlerse; sonuç elemanlar analizi kullanılarak hatalı araştırma sonuçlarına yol açabilir (stresin yoğunlaştığı yeri bulmak için doğru elemanlar analizinin kullanılması genellikle doğru değildir). Daha önceki biyomekanik çalışmalar proksimal femur 23'e kas kuvveti eklemiş olmasına rağmen, proksimal femur ve kalça ekleminde abduktörler, addüktörler, fleksörler, ekstensörler dış rotatörler ve iç rotatörler dahil olmak üzere birçok kas grubu vardır. Her bir kas grubu farklı kasları içerdiğinden, her kasın kuvvet ve kuvvet yönü hareket sırasına farklı olacaktır. Bu nedenle, kas faktörlerinin mekanik analizi daha karmaşık hale getirmesine izin vermemek için, bu çalışma yalnızca femur başından femura iletilen aşağı doğru dış kuvveti bir yükleme koşulu olarak kullanılmıştır. Böyle bir dış kuvvet yaklaşımı, farklı dış kuvvetlerin çalışmanın sonuçları üzerindeki etkisinde kullanılabilir. Her ne kadar bu çalışmada bazı basitleştirmeler yapılmış ve gerçek durumlarla farklı olan koşullar kullanılmış olsa da, araştırılan konu için net bir eğilim göstermiştir.

Bu çalışmada FEA gözlemlerine dayanarak, farklı uzunluklarda DHS yan plakalarının biyomekanik durumu araştırılmıştır. Bu analizden elde edilen sonuçların gerçek durumlarla bazı farklılıkları olsa da, veriler farklı uzunluklarda yan

plakaları seçerken ortopedi cerrahları için referans sağlamıştır. Bu aynı zamanda implant başarısızlıklarını azaltarak hastaların daha iyi prognoz kazanmalarını sağlayabilir.

## V. SONUÇ

Bu çalışmada genel olarak DKV'daki farklı uzunluklardaki yan plakaların etkilerini araştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, farklı yan plakalar implante edildiğinde çekilme vidası ve namlu üzerindeki baskıda önemli bir fark olmadığını göstermiştir. Bu çalışma aynı zamanda yan plakanın (2 delikli) uzunluğu ne kadar kısa olursa kortikal vidalar üzerindeki gerilmenin o kadar yüksek olduğunu göstermiştir. Bu, kortikal vidaları çevreleyen kemik üzerindeki stresin artıracaktır. 2 delikli yan plaka ile DKV kullanımı, yan plaka çekme riskini artırabilir. Bu çalışmanın sonuçları, ortopedik cerrahlar tarafından DKV implant uzunluklarının seçilmesi için biyomekanik bir analiz sağlayabilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Kaplan C, Miyamoto R, Lemme BR, Egol KA, Zuckerman JD. (2008). Surgical Management of Hip Fractures: An Evidence-based Review of the Literature. II: Intertrochanteric Fractures, *J Am Acad Orthop Surg* 16(11):665-673.
- [2] Ahn, J, Bernstein J. (2010). Fractures in brief: intertrochanteric hip fractures, *Clin Orthop Relat Res* 468(5):1450-1452.
- [3] Lorich DG, Geller DS, Nielson, JH, (2004). Osteoporotic pertrochanteric hip fractures: management and current controversies, *J Bone Joint Surg Am* 86(2):398-410.
- [4] Mairands CC, Newman RJ, (1989). Implant failures in patients with proximal fractures of the femur treated with a sliding screw device, *Injur*,20(2):98-100.
- [5] Davis TR, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG, (1990). Intertrochanteric femoral fractures. Mechanical failure after internal fixation, *J Bone Joint Surg Br* 72(1):26-31.
- [6] Spivak JM, Zuckerman JD, Kummer FJ, Frankel VH, (1991). Fatigue failure of the sliding screw in hip fracture fixation: a report of three cases, *J Orthop Trauma* 5(3):325-331.
- [7] Arastu MH, Phillips L, Duffy P, (2013). An unusual failure of a sliding hip screw in the immediate post-operative period, *Inj Extra* 44(2):23-297.
- [8] Amis AA, Bromage JD, Larvin M, Fatigue fracture of a femoral sliding compression screw-plate device after bone union, *Biomaterials* 8(2):153-157, 1987.
- [9] Haidukewych GJ, (2009). Intertrochanteric fractures: ten tips to improve results, *J Bone Joint Surg Am* 91(3):712-719.
- [10] Rubio-Avila J, Madden K, Simunovic N, Bhandari M, Tip to apex distance in femoral intertrochanteric fractures: A systematic review, *J Orthop Sci* 18(4):592-598, 2013.

- [11] Andruszkow H, Frink M, Frömke C, Matityahu A, Zeckey C, Mommsen P, Suntardjo S, Krettek C, Hildebrand F, (2012). Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk factors for cut-out failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures, *Int Orthops* 36(11):2347–2354.
- [12] Sommers MB, Roth C, Hall H, Kam BC, Ehmke LW, Krieg JC, Madey SM, Bottlang M, (2004). A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for pertrochanteric fracture fixation, *J Orthop Trauma* 18(6):361-368.
- [13] Laohapoonrunsee A, Arpornchayanon O, Pornputkul C, (2005). Two-hole side-plate DHS in the treatment of intertrochanteric fracture: Results and complications, *Injury* 36(11):1355–1360.
- [14] Riha D, Bartonicek J, (2010). Internal fixation of pertrochanteric fractures using DHS with a two-hole side-plate, *Int Orthop* 34(6):877–882.
- [15] Bolhofner BR, Russo PR, Carmen B, (1999). Results of intertrochanteric femur fractures treated with a 135-degree sliding screw with a two-hole side plate, *J Orthop Trauma* 13(1):5-8.
- [16] DiPaola M, Rozbruch SR, Helfet DL, (2004). Minimal incision technique using a two-hole plate for fixation of stable intertrochanteric hip fractures, *Orthopedics* 27(3):270–274.
- [17] Baird RP, O'brien P, Cruickshank D, (2014). Comparison of stable and unstable pertrochanteric femur fractures managed with 2-and 4-hole side plates, *Can J Surg* 57(5):327-330.
- [18] McLoughlin SW, Wheeler DL, Rider J, Bolhofner B, (2008). Biomechanical evaluation of the dynamic hip screw with two – and four-hole side plates, *J Orthop Trauma* 14(5):318-323.
- [19] Roopakhun S, Siamuna K, (2012). Finite element analysis of dynamic hip screw for intertrochanteric fracture, *Int J Model Opt* 2(2):158-161.
- [20] Yian EH, Banerji I, Matthews LS, (1997). Optimal side plate fixation for unstable intertrochanteric hip fractures, *J Orthop Trauma* 11(4):254-259.
- [21] Rog D, Grigsby P, Hill Z, Finette W, Inceoglu S, Zuckerman L, (2017). A biomechanical comparison of the two – and four-hole side-plate dynamic hip screw in an osteoporotic composite femur model, *Orthop Surg* 25(2):1-6.
- [22] Chen DW, Lin CL, Hu CC, Wu JW, Lee MS, (2012). Finite element analysis of different repair methods of Vancouver B1 periprosthetic fractures after total hip arthroplasty, *Injury* 43(7):1061–1065.
- [23] Seral B, García JM, Cegoñino J, Doblaré M, Seral F, (2004). Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN, *Injury* 35(2):130-135.
- [24] Taheri NS, Blicblau AS, Singh M, (2011). Comparative study of two materials for dynamic hip screw during fall and gait loading: titanium alloy and stainless steel, *J Orthop Sci* 16(6):805–813.
- [25] Tzeng CY, Huang KC, Wu YC, Chang CL, Lee KR, Su KC, Biomechanical effect of different lag screw lengths with different barrel lengths in dynamic hip screw system: a finite element study, *J Mech Med Biol* 17(1):1750008, 2017.
- [26] Hofmann-Fliri L, Nicolino TI, Barlaet J, Gueorguiev B, Richards RG, Blauth M, (2017). Cement augmentation of implants—no general cure in osteoporotic fracture treatment. (2016). A biomechanical study on non-displaced femoral neck fractures, *J Orthop Res*, 34(2):314-319.
- [27] ANSYS User's Manual (2014).
- [28] Ke MJ, Huang KC, Lee CH, Chu HY, Wu YT, Chang ST, Chiang SL, Su KC, (2017). Influence of three different curvatures flex-foot prosthesis while single-leg standing or running: a finite element analysis study, *J Mech Med Biol* 17(3):1750055
- [29] Goffin JM, Pankaj P, Simpson AH, (2013). The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: a subject-specific finite element study, *J Orthop Res* 2013;31:596-600
- [30] Enderle JD, Bronzino JD, (2012). Introduction to Biomedical Engineering. Burlington, MA: Academic Press;
- [31] Zand MS, Goldstein SA, Matthews LS, (1983). Fatigue failure of cortical bone screws, *J Biomech* 16(5):305-311,
- [32] Bartel DL, Davy DT, Keaveny TM, (2006). Orthopaedic biomechanics: mechanics and design in musculoskeletal systems, Pearson Prentice Hall, Upper Saddle River,