



Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi

Araştırma Makalesi

Lag Vidasının Farklı Sabitleme Pozisyonunda, Dinamik Kalça Çivisi ile Tedavi Edilen İntertrokanterik Femoral Kırıklarının Kararlılığı

Talip ÇELİK^{a,*}, İbrahim MUTLU^a, Arif ÖZKAN^b, Yasın KİŞİOĞLU^a

^a Makine Eğitimi Bölümü, Teknik Eğitim Fakültesi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, TÜRKİYE

^b Biyomedikal Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi, Düzce Üniversitesi, Düzce, TÜRKİYE

* Sorumlu yazarın e-posta adresi: talip.celik@kocaeli.edu.tr

ÖZET

Bu çalışmada, Dinamik Kalça Çivisinin (DKÇ) sabitlenmesinde lag vidasının farklı konumlarına göre intertrokanterik femur kırıklarının kararlılığı analitik olarak incelenmektedir. Bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak oluşturulan insan femurunun üç boyutlu modelinin trokanterik bölgesinde intertrokanterik femur kırığı oluşturulur. DKÇ implantı, Solidworks programında üç boyutlu olarak oluşturulup 10 farklı pozisyonda kırık femur modeline yerleştirilir. Elde edilen modeller üzerinden belirlenen noktaların koordinatları Solidwork programı ile belirlenir. Bu noktalardaki statik momentler yürüme esnasında femur başına etkiyen maksimum kuvvet uygulanarak analitik olarak hesaplanır. Femur baş kısmının inferior (alt) bölgesine yerleştirilen implantta düşük momentler hesaplandı. En yüksek moment değerleri Superior (üst) bölgesine yerleştirilen lag vidasında hesaplandı. Analitik analiz şunu göstermiştir ki; kırık kararlılığı açısından lag vidası femur başının inferior (alt) ya da medial (orta) bölgesinde ve femur uç (apeks) bölgesine yakın pozisyonlandırılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: *Dinamik Kalça Çivisi (DKÇ), Analitik hesaplama, intertrokanterik femoral kırık, Bilgisayarlı tomografi, Kararlılık*

The Stability of Femoral Intertrochanteric Fractures Treated with Dynamic Hip Screw in Different Fixation Position of Lag Screw

ABSTRACT

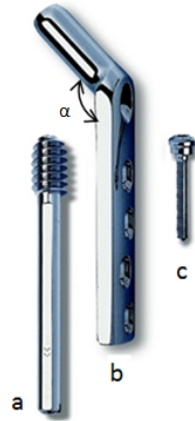
In this study, the stability of intertrochanteric femoral fractures is analytically examined in different positions of lag screw in fixation of Dynamic Hip Screw (DHS). Intertrochanteric femoral fracture is created in trochanteric region of 3D human femur model generated using the computerized tomography images. The DHS model created in 3D form using SOLIDWORKS is inserted to the fractured femur model in 10 different positions. The coordinates of defined points on generated 3D models are obtained by means of SOLIDWORKS. The static moments are analytically calculated on defined points by applying maximum force in walking which action on femur head. The low moment magnitude was determined at the lag screw inserted to inferior of femur head. The highest magnitude of resultant moment was calculated at the lag screw inserted to superior region. The analytical analysis shows that the position of the lag screw tip should be located to inferior or medial region of the femoral head and close the femur apex region considering the stability of fracture.

Keywords: *Dynamic Hip Screw (DHS), analytical calculation, intertrochanteric femoral fracture, computerized tomography, stabilization*

I. GİRİŞ

BÜYÜK trokanter ile küçük trokanter arasında oluşan intertrokanterik femur kırıkları genellikle yaşlı insanlarda kemik yoğunluğunun azalmasıyla kemik mukavemetinin azalması sonucu görülür. Bu tür kırıklar ani ve dinamik kuvvetlerin etkisi ile oluşur. Proksimal femur kırıkları stabil veya instabil olarak iki farklı kısımda incelenmektedir. Genellikle stabil kırıkların tedavisinde DKÇ gibi ekstramedülar, instabil trokanterik femur kırıklarında ise gamma nail gibi intramedülar implantlar kullanılmaktadır. DKÇ gibi implantlarda en sık rastlanan sorun sıyrılma olayıdır. Kırık bölgesinde stabilize sıyrılma olayını etkileyen en büyük etkenlerden birisidir. Kemik yoğunluğu, kırık çeşidi, implantın plak-namlu açısı, implantın femur başı içindeki konumu, cinsiyet, yaş gibi birçok parametre kırık kararlılığını ve dolayısıyla sıyrılma olayını etkiler. İmplantın femur başı içindeki konumu sıyrılma olayına etkileyen önemli parametrelerdendir [1].

DKÇ’de femur başı içine giren vida (lag vidası) kullanıldığı için DKÇ konselöz (süngerimsi) kemikte iyi tutunma sağlar ve kompresyon vidası ile kırık hattını stabil hale getirir. DKÇ, genel olarak Şekil 1’de görüldüğü gibi üç ana elemandan oluşmaktadır. Bunlar femur başı içine vidalanan ana vida (lag vidası) (Şekil 1 (a)), DKÇ’nin ana gövdesini oluşturan plak-namlu kısmı (Şekil 1 (b)) ve lag vidayı plak namlu kısmına sabitleyen kompresyon vidasıdır (Şekil 1 (c)). Plak-namlu kısmı yekpare olup aralarındaki açı $130^\circ < \alpha < 150^\circ$ olacak şekilde 5’er derece aralıklarla üretilmektedirler. Plagın femura tespitinde genellikle 3,2 mm çapında kortikal vidalar kullanılır.



Şekil 1. DKÇ elemanları; (a) Ana vida(lag vida), (b) Plak-namlu kısmı, (c) Kompresyon vidası, α -plak namlu açısı

Literatürde DKÇ’nin femur içindeki konumu üzerine birçok çalışma mevcuttur. İmplantın femur içindeki konumunu tanımlamak için implant ucu apeks mesafesi ölçümü üzerine yapılan bir çalışmada femur başını dokuz ayrı bölgeye ayrılarak implantın femur başı içindeki konumunu ifade eden tip-apeks mesafesi yöntemi tanımlanmış ve bu tanımlara göre sıyrılma olayını klinik olarak incelenmiştir [2]. Diğer bir çalışmada, DKÇ ile yapılan cerrahi tedavilerde tip apeks mesafesi değeri ve implantın femur başı içindeki konumu ile kırığın kararlılığı klinik olarak incelemiştir [3]. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmada dört farklı implantın (Gliding-Nail, Gamma-Nail, PFN-A and Targon-PF) femur başı içinde caudal (üst) ve cranial (alt) pozisyonlardaki gerilme durumları ve kararlılığı

incelemişlerdir [4]. Bir deneysel çalışmada ise dört farklı implant tasarımında (dynamic hip screw, Gamma, dynamic helical hip system, trochanteric fixation nail) sıyrıлма direncini incelemişlerdir [5]. Diğer bir çalışmada ise, iki farklı implantın (Sliding Hip Screw, Percutaneous Compression Plate) stabilitesi kadavra üzerinde incelenmiştir [6]. İntertrokanterik femur kırıklarında dinamik kalça çivisinin lag vidası konumunun önemi üzerine yapılan çalışmada lag vida konumunun stabilite üzerindeki etkisi incelenmiştir [7]. Her ne kadar DKÇ üzerinde yapılan çalışmalar çok olsada, dinamik kalça çivisinin femur başı içindeki ideal konumu üzerine değişik görüşler mevcuttur. Bir çalışmada, implant ucunun femur içerisine inferomedial (I-M) bölgesine yerleştirilmesinin optimum sabitleme olduğunu savunulmuştur [8]. Klinik olarak belirtilen diğer bir çalışmada inferior konuma yerleştirilerek yapılan tedavilerde bir sorunla karşılaşmadığı belirtilmiştir [9]. Bunların yanında implant ucunun femur başı merkezine yerleştirilmesi gerektiğini savunan çalışma da mevcuttur [1]. Kuvvet ve moment ilişkisi değerlendirilerek implantın femur başının alt orta bölgesine yerleştirilmesi gerektiği belirtilmiştir [10]. Bunun yanında posteroinferior bölgeyi yerleştirilmesi gerektiğini gösteren çalışmada klinik olarak DKÇ ile tedavi edilen hastalar gözlemlenmiştir [11].

İmplant sıyrılması ya da kırık stabilitesi açısından etkiyen kuvvet ve buna bağlı olarak oluşan moment büyüklükleri ile ilişkilidir. İmplantın kırık hattındaki ve implantın lag vida ile namlu kısmının kesiştiği kısımdaki momentler stabilizasyon açısından önemlidir. Bu sebeple femur başına gelen kuvvet ve momentler hesaplanarak kırık stabilitesinin durumu ya da implant sıyrılması hakkında fikir elde edilebilir. Bu çalışmada DKÇ'nin lag vida kısmının femur başına değişik konumlarda yerleştirilerek implant üzerine gelen momentlerin etkisi incelenmiştir.

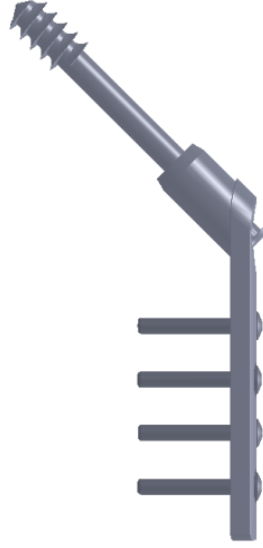
II. MALZEME ve YÖNTEM

A. ÜÇ BOYUTLU BİLGİSAYARLI MODELLEME

DKÇ sistemini oluşturan üç eleman (Şekil 1), Solidworks programı yardımı ile 3B katı model olarak elde edilmiştir. Bu modelleri oluştururken, DKÇ elemanına ait geometrik ölçüler, üretici firma kataloglarından alınmıştır. 3B katı modelleme işleminde plak-namlu kısmı, lag vida, kompresyon vidası ve DKÇ implantını femura sabitleyen kortikal vidaları ayrı ayrı çizilerek 3B katı modelleri oluşturulmuş ve lag vidasının 10 farklı pozisyonlandırılmasına göre montaj yapılmıştır. Modellenen plak-namlu kısmı için, plak-namlu açısı $\alpha=135^\circ$ olarak alınmıştır. Bu çalışmada kullanılan DKÇ elemanlarına ait geometrik ölçüler, Çizelge 1'de görülmektedir.

Tablo 1. DKÇ'yi modellemede kullanılan ölçü değerleri [Tıpsan]

Ana vida (lag vidası) uzunluğu	80 mm
Ana vida cisminin çapı	7,9 mm
Ana vida dış üstü çapı	12,9 mm
Plak namlu açısı	135°
Namlu uzunluğu	25 mm

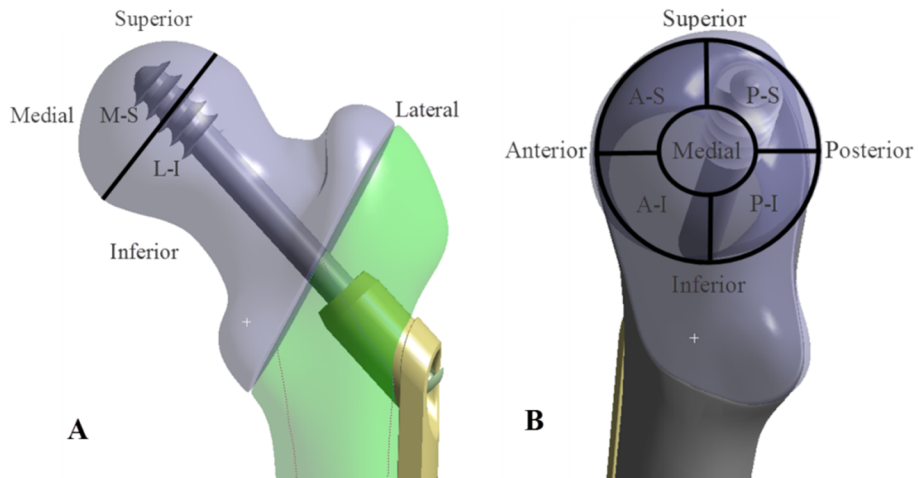


Şekil 2. DKÇ'nin Solidworks programında oluşturulan modeli

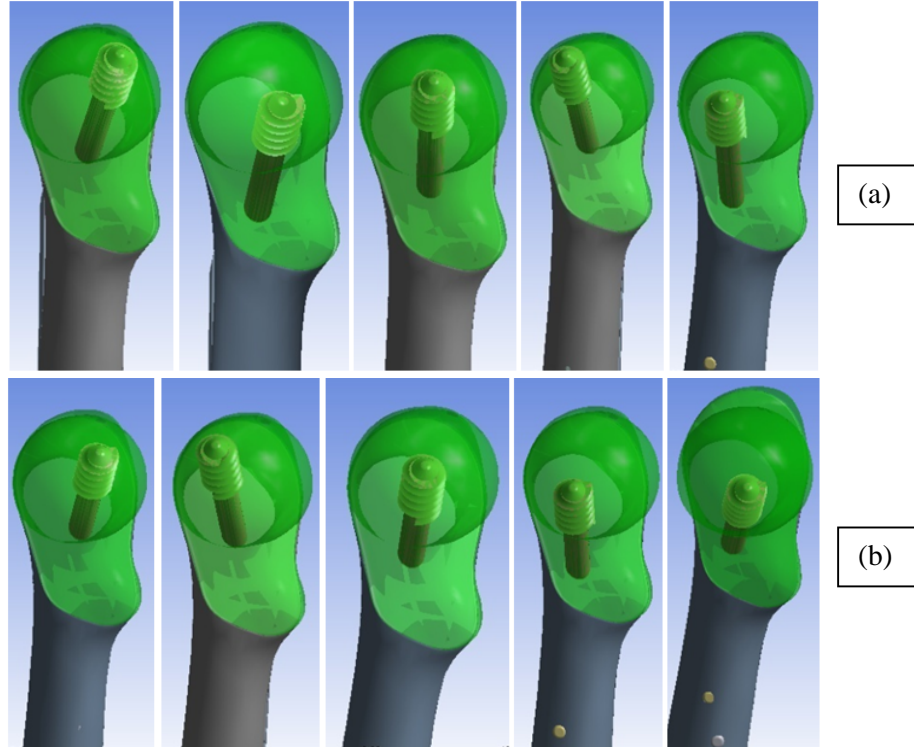
Bu çalışmada kullanılan femur modeli için, Kocaeli Üniversitesi tıp fakültesi hastanesine gelen bir hastadan bilgisayarlı tomografi görüntüleri (BT) kullanılmıştır. BT görüntüleri MIMICS 10.01 programı kullanılarak femur 3B katı model olacak şekilde modellenmiştir. Elde edilen 3B femur modeli, MIMICS programında STL (Steriolithography) formatında kaydedilerek, Geomagic Studio 10 programına aktarılmıştır. Geomagic programı yardımı ile femur üzerinde gerekli düzeltmeler yapılmış ve femur trokanterik bölgesinde Muller kırık sınıflamasına göre 31-A1 tipi kırık oluşturulmuştur. Kırık oluşturulan femur modeli IGES formatında Solidworks 2010 programına aktarılmıştır.

B. FEMUR BAŞI BÖLGELERİ

Bu çalışmada, Şekil 3 (a)'da görüldüğü gibi femurun medial-lateral (M-L) görünümde medial-superior (M-S) ve Lateral-Inferior (L-I) olmak üzere iki farklı konum ve anterior-posterior (A-P) görünümde (Şekil 3 (b)) ise Anterior-Superior (A-S), Posterior-Superior (P-S), Anterior-Inferior (A-I), Posterior-Inferior (P-I) ve Medial olmak üzere 5 farklı konum tanımlanmıştır. İmplantın uç kısmı M-L görünümde M-S ve L-I konumlarının her birine A-P konumundaki konumlar farklı yerleştirilerek 10 farklı model elde edilmiştir. Şekil 4'te femur başı bölgelerine yerleştirilen modeller gösterilmiştir.



Şekil 3. Femur başının farklı bölgelere ayrılması (a) Medial-Lateral görünüm (b) Anterior-Posterior görünüm



Şekil 4. Lag vida ucunun femur başı içerisine (a) M-S bölgesinde (b) L-I bölgesinde A-P görünümdeki konumlara göre yerleştirilmesi

C. ANALİTİK HESAPLAMA

İmplant stabilitesini değerlendirmek için kritik bölgelerdeki momentler hesaplanmıştır. Bir noktaya etki eden momentin yüksek olması sistemin gevşemesine, implantın sıyırılmasına ve implant ve kemikte oluşabilecek hasara uğramasına sebep olabilir. Femur implant modelinde kritik bölgeler, klinik olaylarda oluşan sıyırılmaların radyolojik görüntüleri incelenerek belirlendi. Bazı hastalarda implant herhangi bir hasara uğramadan sıyırılma olurken, bazı sıyırılma olaylarında implantta hasar oluşur [10].

Femurun kırık hattı ile implantın kesiştiği nokta ve implantın lag vida kısmı ile namlu kısmının bitiminin kesiştiği noktada oluşan yüksek moment değeri kemik implant stabilitesine etki ederek bozulmasına sebep olabilir. Yine implant uç kısmındaki yüksek moment değeri, femurun iç bölgesinden hasara uğramasına ve böylece sıyırılma olayına sebep olabilir.

Şekil 5'te gösterilen modelde; A noktası, implantın lag vidası ile namlu kısmının uç bölgesinin kesişimi; B noktası, femurun kırık hattı ile lag vidanın kesişimi; C noktası, lag vida uç kısmı; D noktası ise vücut ağırlığından dolayı etki eden kuvvetin uygulama noktası olarak gösterilmiştir. Nokta koordinatları modeller oluşturulduktan sonra SOLIDWORKS yazılımı kullanılarak elde edilmişti. Kuvvet değeri olarak 76 kg ağırlığındaki bir insanın normal yürüme sırasında femur başına gelen yüklerin maksimum değeri kullanılmıştır [12].

Statikte bilindiği üzere 1 nolu denklem \vec{F} vektörünü 2 nolu denklem \vec{r} yer vektörünü göstermek üzere;

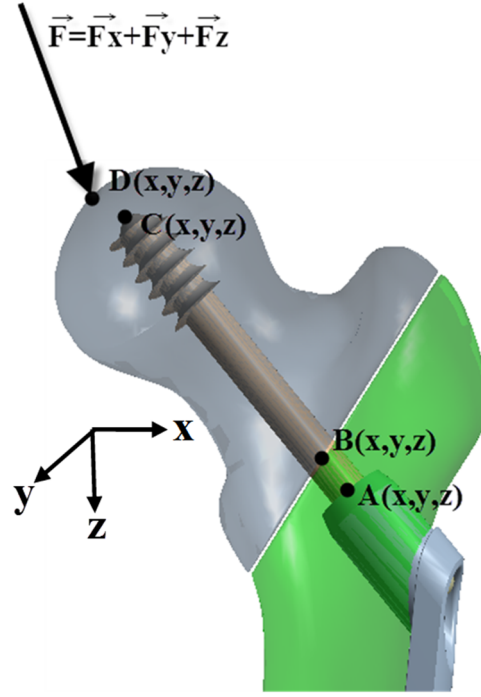
$$\vec{F} = F_x \vec{i} + F_y \vec{j} + F_z \vec{k} \quad (1)$$

$$\vec{r} = x\vec{i} + y\vec{j} + z\vec{k} \quad (2)$$

bir kuvvetin koordinatları bilinen noktalara göre momentleri;

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (3)$$

denklemleri ile bulunabilir. Bu ifade, Şekil 5'te femur implant modelindeki kritik bölgelerdeki belli noktalardaki momentleri hesaplamak için yazılabilir.



Şekil 5. Femur implant modelinde moment hesabı yapılan noktalar.

$$\vec{F}_{VA} = F_x\vec{i} + F_y\vec{j} + F_z\vec{k} \quad (4)$$

$$\vec{r}_{AD} = (x_D - x_A)\vec{i} + (y_D - y_A)\vec{j} + (z_D - z_A)\vec{k} \quad (5)$$

$$\vec{r}_{AD} = x\vec{i} + y\vec{j} + z\vec{k} \quad (6)$$

olmak üzere

$$\vec{M}_A = \vec{r}_{AD} \times \vec{F}_{VA} \quad (7)$$

yazılır. Bu eşitlikten;

$$\vec{M}_A = \begin{bmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x & y & z \\ F_x & F_y & F_z \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\bar{M}_A = \left((F_z \cdot y) - (F_y \cdot z) \right) \bar{i} - \left((F_z \cdot x) - (F_x \cdot z) \right) \bar{j} + \left((F_y \cdot x) - (F_x \cdot y) \right) \bar{k} \quad (9)$$

$$\bar{M}_A = M_x \bar{i} + M_y \bar{j} + M_z \bar{k} \quad (10)$$

$$M_A = \sqrt{(M_x)^2 + (M_y)^2 + (M_z)^2} \quad (11)$$

yazılarak A noktasına etki eden momentlerin bileşke değerleri bulunabilir. Aynı şekilde B ve C noktalarındaki momentler de bulunur.

III. BULGULAR ve TARTIŞMA

Femur implant modelinde belirli noktalarda oluşan moment değerleri femur kırık kararlılığında ve implantın sıyırılma olayında önemli bir rol oynamaktadır. Ana vidanın uç kısmında oluşan moment, implantın hasara uğramadan sıyırılma olayının gerçekleşmesine sebep olabilmektedir. Femur kırığı ile ana vida kesişimi ve implantın ana vida ile namlu kısmının bitiminin kesişim noktalarında oluşan momentler, implantın hasara uğramasına sebep olabilmektedir.

Hesaplamalardan elde edilen değerler Tablo 2’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre A ve B noktalarındaki moment değerleri MS-AI, MS-PI, LI-AI ve LI- PI konumlarında diğer konumlara göre daha az değerdedir. C noktasında ise, MS-Medial ve LI-Medial konumlarında daha düşük değerde bulunmuştur.

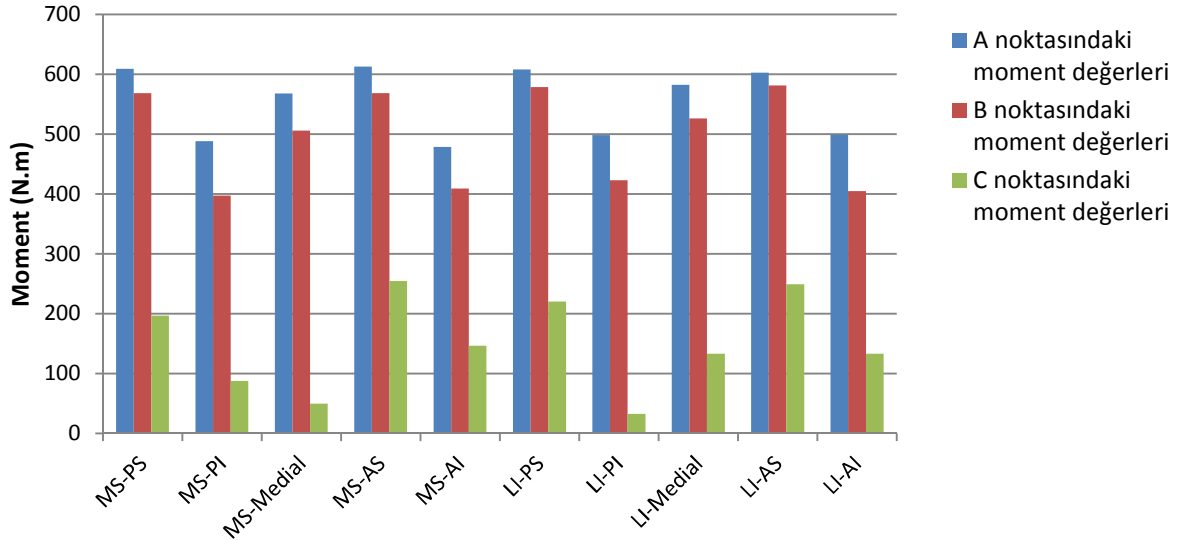
Femur implant kompozisyonunda, x eksenine göre etki eden momentler femur başının femur boyun eksenine etrafında dönmesini sağlar. Bu da implantın femur başı içerisinde gevşemesine ve sıyırılma olayının olmasına sebep olabilir. Sonuçlara göre, superior konumlarda yüksek moment değeri oluşmaktadır. Inferior konumlarda ise düşük moment oluşmaktadır. Anterior konumlarda C noktasına etki eden momentin yönü değişmektedir. LI konumların posterior-superior bölgelerinde, MS konumların aynı bölgelerine göre daha yüksek değerde moment oluşmaktadır. LI konumlarında A ve B noktalarında oluşan momentler, MS konumlarına göre daha fazladır. x eksenine göre moment değerlerinden sıyırılma riski en yüksek olan bölgeler LI ve MS konumlarının Superior bölgeleri olduğu söylenebilir. Ayrıca LI konumları MS konumlarının aynı bölgeleri ile karşılaştırıldığında moment değerleri LI konumunda daha yüksek çıkmaktadır.

Momentin y bileşkesi, kırık yüzeyine etki eden kuvvetleri etkilediği için, bu bileşke değerleri ile kırık iyileşmesi ve implant kemik stabilitesini etkilemektedir. y bileşkesine göre, superior konumlardaki moment değerleri diğer bölgelere göre yüksek değerdedir. MS-PI ve MS-AI bölgelerin C noktasında oluşan momentin y bileşkesi diğer momentlerin tersi yönünde etki etmektedir. B noktasındaki momentler femur başı bölgesinin her konumu için değerlendirildiğinde, yine superior konumlarda moment değerleri yüksek çıkmaktadır.

z eksenine göre etki eden moment değerleri femur başını, aşağıya doğru hareket etmeye zorlayan momenttir. Yine bu moment değerleri implant stabilizasyonuna ve sıyırılma olayına etki eder. z eksenindeki sonuçlara göre C noktasına etkiyen z eksenine göre moment değerleri, A ve B noktasına göre yüksek çıkmıştır. Buradan z eksenine göre moment değeri femur anatomik eksenine yaklaştıkça azaldığı görülmektedir. MS-PS, MS-AS, MS-AI, LI-PS, LI-AS ve LI-AI konumlarında yüksek momentler oluşmuştur.

Bu çalışmada femur trokanterler arası kırıkların tedavisinde kullanılan DKÇ implantının insan normal yürüyüşü sırasında femur başına gelen yük sebebiyle oluşan momentleri belirlenen kritik noktalarda hesaplaması yapılmıştır. Bu sebeple sadece çalışmada moment etkisi incelenmiş, diğer faktörler göz önünde bulundurulmamıştır. Fakat bu çalışma göstermiştir ki, tedavi sonrasında sıyrılma ve implant hasarı gibi istenilmeyen olaylarda momentin etkisi çok büyüktür.

Momentlere göre her bir bölgenin sıyrılma riski incelendiğinde, sonuçlardan da görüldüğü üzere, implantın femur başının inferior kısmına ve ayrıca femur apeksine yakın bölgeye yerleştirilmesi gerektiği sonucuna varılır. Yapılan klinik çalışmalarda inferior konuma yerleştirilen implantlarda hasarın çok az olduğu görülmüş, fakat superior konuma yerleştirildiğinde lag vidasında hasar miktarının arttığı bildirilmiştir [10]. Bu çalışmada belirlenen hesaplama yöntemine göre inferior bölgeyi sıyrılma olayı ve stabilite bakımından diğer yapılan birçok çalışma gibi en uygun bölge olduğu göstermiştir. Ayrıca kırık stabilitesinin iyi olması kırık iyileşme süresinin azalmasına ve iyileşme sürecinde oluşabilecek hasarların minimum seviyede olmasını sağlar.



Şekil 6. Femur başı bölgelerine göre A,B ve C noktalarında oluşan bileşke moment değerleri

Tablo 2. Femur başı konumlarına göre A, B ve C noktalarında hesaplanan moment değerleri.

	Femur Bölgeleeri	MS-PS	MS-PI	MS-Medial	MS-AS	MS-AI	LI-PS	LI-PI	LI-Medial	LI-AS	LI-AI
\overline{M}_A $= \overline{r}_{AD} \times \overline{F}_{BW}$ (N.m)	$M_x \vec{i}$	153,28	73,39	144,29	169,03	101,54	185,92	75,63	162,3	184,8	102,67
	$M_y \vec{j}$	589,39	482,78	549,34	589,39	467,77	578,63	492,79	559,35	573,62	488,53
	$M_z \vec{k}$	6,7	11,08	6,7	11,7	1,07	17,83	11,08	11,7	17,83	2,19
\overline{M}_B $= \overline{r}_{BD} \times \overline{F}_{BW}$ (N.m)	$M_x \vec{i}$	157,76	65,48	105,99	157,76	33,96	189,29	67,73	107,11	127,36	82,37
	$M_y \vec{j}$	546,37	391,72	494,81	546,36	407,49	546,36	417,5	515,58	567,12	396,73
	$M_z \vec{k}$	11,19	7,1	1,58	11,19	18,24	21,2	8,23	2,71	0,06	2,1
\overline{M}_C $= \overline{r}_{CD} \times \overline{F}_{BW}$ (N.m)	$M_x \vec{i}$	171,14	15,81	6,74	95,69	138,44	147,52	10,2	33,82	66,42	113,66
	$M_y \vec{j}$	84,56	85,84	48,78	231,43	23,53	159,86	30,99	129,08	237,18	56,77
	$M_z \vec{k}$	48,32	11,13	5,61	46,87	42,29	35,46	1,03	1,55	37,98	40,13
Moment Değerleri (N.m)	M_A	609,02	488,45	568,02	613,26	478,66	608,02	498,66	582,54	602,92	499,21
	M_B	568,79	397,22	506,04	568,79	409,3	578,61	423,03	526,69	581,25	405,19
	M_C	196,91	87,99	49,56	254,78	146,66	220,39	32,65	133,45	249,21	133,23

IV. SONUÇ

Yapılan analitik hesaplamalar göstermiştir ki, implant konumunun değişmesi implanta gelen kuvvet ve moment değerlerini değiştirmekte ve böylece kırık kararlılığı ve implant sıyrılma riski artmakta veya azalmaktadır. Elde edilen sonuçlar implantı femur başının inferior (alt) ve medial (orta) bölgesine yerleştirmenin daha az moment oluşturduğu ve bu bölgelerin sıyrılma olayı ve kırık kararlılığı açısından daha güvenli olduğunu göstermiştir. Yapılan klinik çalışmalarda da belirtilen bölgelerde daha az sıyrılma vakasına rastlanıldığı bildirilmiştir.

V. KAYNAKLAR

- [1] T.R.C. Davis, J.L. Sher, A. Horsman, M. Simpson, B.B. Parter, R.G. Checketts, *JBJS (Br)* **72-B** (1990) 26.
- [2] M.R. Baumgartner, S.L. Curtin, D.M. Lindskog, J.M. Keggi, *J. Bone Joint Surg.Am.* **77** (1995) 1058.
- [3] K. Beng, O. Lapçın, S. Sökücü, G. Özkazanlı, Y. Kabukçuoğlu, A.S. Parmaksızoğlu (2013) **DOI: 10.5505/jkartaltr.2013.82687**
- [4] P. Helwig, G. Faust, U. Hindenlang, A. Hirschmuller, L. Konstantinidis, C. Bahrs, N. Sudkamp, R. Schneider (2009) **DOI: 10.1016/j.injury.2008.08.016**
- [5] M.B. Sommers, C. Roth, H. Hall, B.C.C. Kam, L.W. Ehmke, J.C. Krieg, S.M. Madey, M. Bottlang *J Orthop Trauma* **18** (2004) 361.
- [6] G.D. Krischak, P. Augat, A. Beck, M. Arand, B. Baier, R. Blakytyn, F. Gebhard, L. Claes (2007) **DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.016**
- [7] M. Güven, U. Yavuz, B. Kadioğlu, B. Akman, V. Kılınçoğlu, K. Unay, F. Altıntaş (2010) **DOI: 10.1016/j.rcot.2009.11.004**
- [8] G.S. Laros *Iowa Orthop J.* **3** (1983) 62.
- [9] C.H. Srinivas, *Implant cutout in Intertrochanteric fractures – Study to establish the threshold level of Osteoporosis and implant position for implant cutout*, Doktora Tezi, Rajiv Gandhi Üniversitesi, Bangalor-Hindistan, (2006)
- [10] E. Sim, H.B. Schmiedmayer, P. Lugner *J. Trauma*, **49** (2000) 995.
- [11] R.F. Kyle, R.B. Gustilo, R.F. Premer *J. Bone Joint Surg.Am.* **61-A** (1979) 216.
- [12] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda (2001) **DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00040-9**