

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI



**Pauwels tip 3 instabil femur boyun kırıklarında dörtlü elmas
tipi kanüle vida tespit konfigürasyonunun ters üçgen kanüle
vida ve dinamik kalça vidası+antirotasyon vida tespiti ile
biyomekanik açıdan karşılaştırılması**

UZMANLIK TEZİ

DR. EMRE MERİÇ

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. FUAT BİLGİLİ

İSTANBUL-2021

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI



**Pauwels tip 3 instabil femur boyun kırıklarında dörtlü elmas
tipi kanüle vida tespit konfigürasyonunun ters üçgen kanüle
vida ve dinamik kalça vidası+antirotasyon vida tespiti ile
biyomekanik açıdan karşılaştırılması**

UZMANLIK TEZİ

DR. EMRE MERİÇ

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. FUAT BİLGİLİ

İSTANBUL-2021

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dr. Emre MERİÇ



ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde, tecrübeleri ile bana yol gösteren, kitaplarda göremeyeceğim birçok bilgiyi ve cerrahi davranış biçimini bana öğreten hocalarıma minnettarlığımı belirtmek isterim. Ayrıca asistanlığım boyunca arkadaşlıklarını ve yardımlarını benden esirgemeyen asistan ağabeylerime ve arkadaşlarıma teşekkür ederim. Bir aile ortamında yetişmemizi sağlayan anabilim dalı başkanımız Sayın Prof.Dr. Hayati Durmaz hocam şahsında; kliniğimiz sekreter, hemşire ve personeline de ayrıca teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında benden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, gereklilik hissettiğim her konuda rahatça kapısını çalabildiğim, eğitimimde çok büyük emeği olan Sayın Doç.Dr. Fuat Bilgili hocama çok teşekkür ederim.

Tezimin planlanmasında, araştırılması ve yürütülmesinde bana yol gösteren, değerli fikirlerini benimle paylaşan ve tez sürecindeki sorunların üstesinden gelmeme en içten şekilde yardımcı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Serkan Bayram ağabeyime çok teşekkür ederim.

Ortopedi asistanlığım boyunca bizden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, asistan eğitiminde büyük emeği olan, her daim benim ve asistan arkadaşlarımla yanında olan, ortopedi pratiği adına birçok bilgi öğrendiğim ve tez çalışmalarım sırasında tüm desteğiyle yanımda olan Sayın Prof.Dr. Önder Kılıçoğlu hocama minnettar olduğumu özellikle belirtmek isterim.

Asistanlık eğitim hayatım boyunca spor cerrahisi alanında engin bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve her konuda yardımcı olan Sayın Prof.Dr. Mehmet Aşık hocama sonsuz teşekkür ederim. Tıpta uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden bugüne kadar bilgisini bizden esirgemeyen, eğitimimiz için özveriyle çalışan, birçok farklı vaka ve klinik durumda kendisinden farklı bakış açısı ve tecrübe kazandığım Sayın Prof.Dr. Cengiz Şen hocama; özellikle omurga cerrahisine ait üstün deneyimlerini bizlerle paylaşan Sayın Prof.Dr. Cüneyt Şar hocama saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım. Klinikte beraber çalışma imkânı bulduğum ve kendilerinden çok şey öğrendiğim emekli öğretim üyelerimiz Sayın Prof.Dr. Mehmet Çakmak, Prof.Dr. Yener Temelli, Prof.Dr. Önder Yazıcıoğlu, Prof.Dr. İrfan Öztürk, Prof.Dr. Levent Eralp ve Prof.Dr. Atacan Atalar hocalarıma sonsuz teşekkür ederim.

Asistanlık hayatım boyunca benden güvenini esirgemeyen neşeli kişiliğinden ve cerrahi tecrübesinden çok şey öğrendiğim Sayın Doç.Dr. Ömer Naci Ergin ağabeyime çok teşekkür ederim. Çalıştığım süre boyunca hiçbir cerrahi tecrübesini benden esirgemeyen, bana duyduğu güvenle cerrahi güvenimin gelişiminde çok büyük katkısı olan, çalışmaktan büyük keyif

aldığım Sayın Doç.Dr. Halil İbrahim Balcı ağabeyime çok teşekkür ederim. Sakin ve neşeli kişiliği ile huzur veren, eksiklerimizi telafi eden ve her konuda destek olan Sayın Doç.Dr. Ahmet Salduz ağabeyime sonsuz teşekkür ederim. Asistanlık hayatım boyunca omuz ve dirsek cerrahisindeki tecrübelerini bize aktaran, rahatlıkla kapısını çalabildiğim ve her konuda yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Ali Erşen ağabeyime sonsuz teşekkür ederim. Eğitimim boyunca birçok defa çalıştığım, cerrahi bilgi ve becerilerinden çok şey öğrendiğim, eksiklerimi bana gösteren ve kendimi geliştirmemi sağlayan Sayın Doç.Dr. Turgut Akgül ağabeyime çok teşekkür ederim. Spor cerrahisindeki değerli bilgi ve tecrübelerini bize aktaran, ihtiyacımız olduğu her an yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Gökhan Polat ağabeyime çok teşekkür ederim.

Asistanlığında beraber çalıştığım, eğitimimde ve kendimi geliştirmemde çok emeği olan Sayın Dr.Öğr.Üyesi Yavuz Sağlam, Dr.Öğr.Üyesi Murat Korkmaz ve Dr.Öğr.Üyesi Taha Kızılkurt ağabeylerime çok teşekkür ederim. Tıpta uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Mehmet Bütet ağabeyime ve Sayın Dr.Öğr. Üyesi Nur Canbolat ablaya çok teşekkür ederim.

Biyomekanik çalışmalarım sırasında tüm teknik konularda bana yardımcı olan, benimle beraber içtenlikle çalışan Rahmi Ustamehmetoğlu'na, Ali Ustamehmetoğlu'na, çalışmalarımın dizaynı sırasında bilimsel desteğini esirgemeyen, karşılaştığım sorunları rahatlıkla tartışabildiğim ve birlikte çözüm üretebildiğim Belkıs Ustamehmetoğlu'na ve çalışmamın hazırlıkları sırasında desteğini esirgemeyen Serkan Necipoğlu'na çok teşekkür ederim ederim.

Çalışmam sırasında bana yardımcı olan ve biyomekanik laboratuvarını kullanmama izin veren Sayın Doç.Dr. Savaş Taşoğlu hocama, Koç Üniversitesi Kuttam birimine, doktora öğrencisi Misagh Rezapour Sarabi'ye ve doktora öğrencisi Tuğrul Birtek'e yardımlarından dolayı ayrıca teşekkür ederim. 3 boyutlu planlamalar sırasında bana yardımcı olan İstanbul Üniversitesi Tetlab birimine, Utku Ustamehmetoğlu'na ve İTÜ Uçak ve Uzay Fakültesi yüksek lisans öğrencisi Egemen Çatal'a, teşekkürü bir borç bilirim.

Bana olan emeklerini asla ödeyemeyeceğim, tüm sabrı ve destekleri için annem Şükrüye Meriç'e ve babam Mehmet Meriç'e, canım kardeşim Ebru Meriç'e, en zor zamanlarda samimiyeti, desteği ve sevgisiyle yanımda olan mutluluk kaynağım, canım eşim Rüya Meriç'e ve bu süreçte ailemize katılan canım kızım Arya Meriç'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Emre MERİÇ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	i
ŞEKİLLER LİSTESİ	v
TABLOLAR LİSTESİ	vii
RESİMLER LİSTESİ	viii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
ÖZET	1
ABSTRACT.....	3
1.GİRİŞ VE AMAÇ	4
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1 Proksimal femur anatomisi	6
2.1.1 Proksimal femurun trabeküler geometrisi.....	8
2.1.2 Proksimal femurun embriyolojisi	8
2.1.3 Proksimal femur morfometrisi.....	9
2.1.4 Proksimal femurun beslenmesi.....	11
2.2 İnsidans	13
2.3 Tanı, görüntüleme yöntemleri ve eşlik eden yaralanmalar.....	13
2.3.1 Fizik muayene.....	13
2.3.2 Görüntüleme yöntemleri	13
2.3.3 Eşlik eden yaralanmalar	14
2.4 Femur boyun kırıklarının sınıflaması	14
2.5 Proksimal femurun ve proksimal femur boyun kırıklarının koronal planda biyomekanik değerlendirmesi	16
2.6 Femur boyun kırıklarında tedavi seçenekleri.....	23
2.6.1 Konservatif tedavi.....	23
2.6.2 Cerrahi tedavi.....	23
2.6.2.1 Çoklu kanüle vida tespiti	24

2.6.2.2 Kayma ve kompresyona izin veren sabit açılı implantlar	25
2.6.2.3 Kayma ve kompresyona izin vermeyen sabit açılı implantlar	26
2.7 Komplikasyonlar ve tedavi sonuçları	26
3.AMAÇLAR	29
4.GEREÇ VE YÖNTEMLER	30
4.1 Yapay kemikler ve çalışma Grupları	30
4.2 Pauwels açısının hesaplanması ve Osteotomi uygulaması	32
4.3 İmplant yerleşimi için femurların hazırlanması	33
4.4 Çalışmada kullanılan implantlar	36
4.5 Çalışma gruplarının radyolojik değerlendirilmesi	38
4.6 Asetabulum ve metal kutu tasarımı	39
4.7 Biyomekanik çalışmanın planlanması	41
4.7.1 Biyomekanik test laboratuvarı ve cihazı.....	41
4.7.2 Statik test uygulaması	42
4.7.3 Dinamik test uygulaması	42
4.7.4 Dinamik sonrası statik test uygulaması	43
4.7.5 Kırma testi.....	43
4.7.6 Kırık hattı deplasman ölçümü.....	43
4.8 Yetmezlik gelişiminin değerlendirilmesi.....	47
4.9 İstatistiksel İncelemeler	47
5.BULGULAR.....	48
6. TARTIŞMA.....	54
7. ÇIKARIMLAR	67
8. KAYNAKLAR	68
9. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ.....	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Femur üst uç anatomisinin önden görünümü.	6
Şekil 2: Sol taraf kalça eklemının ön yüzü. Sağ taraf kalça eklemının arka yüzü.	7
Şekil 3: Femur üst ucunun radyolojik görünümü.	7
Şekil 4: A: Ana tensil ve kompresif trabeküller ile İkincil kompresif trabekülün görünümü. B: Ward üçgeni.	8
Şekil 5: A: Femur boyun aksının uzunluğu B: Femur başının çapı C: Femur boynunun çapı D: Femur boyun uzunluğu ve femur boyun açısı.	10
Şekil 6: Femur anteversiyonu.	10
Şekil 7: MSFA anastomoz halkası.	11
Şekil 8: Femur üst ucunun beslenmesi.	12
Şekil 9: Pauwels sınıflaması.	15
Şekil 10: Garden sınıflaması.	16
Şekil 11: Tek bacak basma fazında kalça eklemındaki kuvvet eşitliği.	17
Şekil 12: Vücut ağırlık merkezinin yürüme merkezindeki değişimlerin gösterilmesi ..	18
Şekil 13: Vücut ağırlık merkezinin 3 planda değişimi.	19
Şekil 14: Proksimal femur yük dağılımı.	20
Şekil 15 A: Normal femur boyun açısı B: Coxa vara C: Coxa valga.	21
Şekil 16: Kırık hattının açısına göre kuvvet dağılımı.	22
Şekil 17: Kırık hattının açısı ile baskıcı ve makaslama kuvvet büyüklüklerinin ilişkisi	22
Şekil 18: Parsiyel veya full yivli kanüllü vida (TST, TR).	25
Şekil 19: Soldakiler proksimal femur çivisi, sağdaki dinamik kalça vidası (TST, TR).	25
Şekil 20: Soldaki anatomik kilitli plak, sağdaki sabit açılı-kamalı plak (TST, TR).	26
Şekil 21: Model 3406-04 (Sawbones, WA, U.S.A)	30
Şekil 22: Pauwels açısı: 65° Kılavuz kesisi: 95°	32
Şekil 23: Bilgisayarda oluşturulan modelde vidaların pozisyonlanması.	34
Şekil 24: Çalışma grupları.	38
Şekil 25: Sol taraf Pauwels Açısı. Sağ taraf kırık şaft açısı[62].	38
Şekil 26: Instron E10000LT (Norwood, U.S.A).	42
Şekil 27: DGK kırma testi üst uç ayrışma deplasmanı.	45
Şekil 28: Sertlik değerlerinin dağılımı.	49
Şekil 29: Gruplara göre statik ve dinamik test sonrası sertlik değerlerinin dağılımı.	50

Şekil 30: Gruplara göre statik kayma deplasman değerlerinin dağılımı.	51
Şekil 31: Yetmezlik yükü değerleri.	52
Şekil 32: Gruplara göre yetmezlik yükü değerlerinin dağılımı.	53



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1: Çalışma grupları.....	31
Tablo 2: Çalışma sırasında İzlenecek basamaklar.....	31
Tablo 3: Biyomekanik çalışma planı.....	41
Tablo 4: Statik ve dinamik test sonrası sertlik ve deplasman değerlerin gruplara göre değerlendirilmesi.....	48
Tablo 5: Yetmezlik yükü değerlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.	52



RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Özel yapım kesim tezgâhı.	33
Resim 2: Retrograd oyma düzeneği.....	35
Resim 3: Retrograd açılan kanalların görünümü.	36
Resim 4: Kanüle vida yerleşimi ve boyları.	37
Resim 5: Resmin sol tarafında kalıbın boş hali, sağ tarafta epoksi reçinenin kalıba koyulduktan sonraki fotoğrafı görülmektedir.	39
Resim 6: A: Yer in dikey eksenini temsil eden demir çubuk B: Medial ve lateral kenarlarda bulunan vidalar C: Femurun 15° adduksiyon pozisyonunu destekleyen metal blok.	40
Resim 7: Asetabulum yüzeyleri ve çalışmada kullanımı.....	40
Resim 8: Kaotik veya stokastik boyama paterni A: Kırık üst ucunun ayrışması B: Kırık uçlarının birbirini üzerinde kayma deplasmanı.	44
Resim 9: Kamera pozisyonunun belirlenmesi.	46
Resim 10: Deney düzeneği.	46

KISALTMALAR LİSTESİ

FBK:	Femu boyun kırığı
AV:	Antirostasyon vidası
DKV:	Dinamik kalça vidası
KV4:	Dörtlü kanüle vida
KV3:	Üçlü kanüle vida
DKV+AV:	Dinamik kalça ve antirotasyon vidası
MSFA:	Medial sirkumfleks arter
LSFA:	Lateral sirkumfleks arter
DFA:	Derin femoral arter
VA:	Vücut ağırlığı
VAM:	Vücut ağırlık merkezi
ERK:	Eklem reaksiyon kuvveti
AVN:	Avasküler nekroz
DKG:	Dijital görüntü korelasyonu

ÖZET

Giriş: Femur boyun kırıkları sık görülen acil ortopedik durumdur. Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarının tedavisinde dörtlü kanüle vida (KV4), üçlü kanüle vida (KV3) ve dinamik kalça vidası tespit yöntemleri kullanılmaktadır ancak hangi tespit yönteminin biyomekanik açıdan daha uygun olacağıyla ilgili bir görüş birliği yoktur. Bu çalışmanın hipotezi, elmas konfigürasyonunda dörtlü kanüle vida tespit yönteminin biyomekanik açıdan diğer tespit yöntemlerine göre daha güçlü olduğudur. Çalışmanın amacı dörtlü kanüle vida (KV4) tespit yönteminin, üçlü kanüle vida (KV3) ve dinamik kalça vidası (DKV+AV) tespit yöntemleri ile biyomekanik açıdan karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: 24 adet 4. nesil emur modeli kullanılarak (Sawbone 3406-04) femur boynunda horizontal plan ile 65° açı oluşturan osteotomiler yapılarak Pauwels tip 3 kırık modeli oluşturuldu. Bu kırık modelleri elmas tipi dörtlü kanüle vida tespiti (KV4), ters üçgen kanüle vida tespiti (KV3) ve dinamik kalça vida tespiti (DKV+AV) olmak üzere üç gruba ayrıldı. Testin ilk aşamasında statik değerlendirme amacıyla 1400 N statik yüklenme yapıldı. Bu statik test sırasında tüm grupların sertlik değerleri, makaslama ve kırık üst uç deplasman değerleri hesaplandı. Dinamik değerlendirme için 700-1400 N aralığında 3 Hz frekansta 10.000 döngü yüklenme yapıldı. Dinamik test sonrası 1400 N ile ikinci statik test yapıldı. Statik test sırasında sertlik ve deplasman değerleri ölçüldü. Statik ve dinamik testlerin devamında son olarak kırma testi yapılarak biyomekanik test sonlandırıldı. Kırma testi sırasında tüm modellerde yetmezlik gelişene kadar yüklenme arttırıldı. 5 mm deplasman ve sertlik değerinde ani düşüş, yetmezlik kriterleri olarak kabul edildi. Bu testler ile elde edilen yetmezlik yükü, kırık hattı deplasmanları ve sertlik değerleri 3 grup arasında karşılaştırıldı.

Bulgular: Yetmezlik yükü KV4 grubu için hem KV3 hem de DKV+AV grubundan anlamlı yüksek saptandı ($p<0.004$). Yetmezlik yüklerinde KV3 ve DKV+AV grupları arasında anlamlı farklılık saptanmadı. KV4 grubunda hem statik hem de dinamik testler sonrası sertlik değeri ölçümü, diğer KV3 ve DKV+AV gruplarına göre anlamlı yüksek saptandı ($p<0.004$). Statik kırık hattı makaslama deplasman değeri KV4 grubunda DKV+AV grubuna göre anlamlı olarak düşük saptandı ($p=0.035$). Ancak DKV+AV ve KV3 grubu arasında deplasman değerleri olarak anlamlı fark saptanmadı.

Çıkarımlar: Çalışmada KV4 grubunun yetmezlik yükü ve sertlik değeri diğer gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek, statik kayma deplasman miktarı ise daha düşük bulundu. Bu

Çalışmanın sonuçlarına göre dörtlü kanüle vida ile oluşturulan elmas konfigürasyon tespitiinin KV3 ve DKV+AV gruplarına göre biyomekanik açıdan daha kuvvetli olduğu saptandı.

Anahtar kelimeler: Femur boyun kırıkları, Pauwels tip 3 kırık hattı, kanüle vida, dinamik kalça vidası, ters üçgen konfigürasyonu, elmas dörtlü kanüle vida konfigürasyon



ABSTRACT

Introduction: Pauwels III fractures are common orthopedic emergencies. Inverted triangle cannulated screw (KV3) and dynamic hip screw with antirotation screw fixation (DKV+AV) are frequently used in the treatment. Considering no consensus is accomplished on the preferred method, we suggest that a diamond-shaped cannulated screw (KV4) fixation will increase the stability in Pauwels III fractures. The objective of this biomechanical study was to compare this construct with the inverted triangle cannulated screw (KV3) and dynamic hip screw with antirotation screw fixation (DKV+AV).

Materials and Methods: Each three test groups assigned with 8 samples with a total number of 24 left Femur biomechanical Sawbones, 4th generation. All femoral necks were cut at 65° angle via a custom made cutting equipment to simulate Pauwels type 3 fracture line. Femurs were exposed to 1400 N static loading for obtaining stiffness, shear and upper fracture gap displacement values. For dynamic test, 10.000 cycles with 700-1400N loading were applied to investigate the effect of fatigue in the implant and bone structure. Following the dynamic test, the specimens were loaded with 1400N and biomechanical values were measured. Finally, the load was increased stepwise, until failure developed on all femurs. 5 mm displacement and sudden decrease in stiffness values were accepted as failure criterias. The failure load, fracture line displacements and stiffness values were compared using ANOVA ($p<0.05$).

Results: KV4 group provided significantly higher mean failure load than KV3 and DKV+AV groups ($p<0.004$) which have no difference in-between. The stiffness value was found to be significantly higher in the KV4 group both in static and post-dynamic static measurements ($p<0.004$). Static shear displacement value was found to be significantly lower in the KV4 group compared to the DKV+AV group ($p=0.035$). However, there was no significant difference in-between other groups.

Conclusion: The failure load and stiffness values of the KV4 group were found to be statistically higher than other groups, and the amount of static shear displacement was found to be lower. According to the results, it can be concluded that in the Pauwels type 3 femur neck fractures a diamond-shaped cannulated screw is biomechanically more stable than the inverted triangle cannulated screw and dynamic hip screw with antirotation screw fixation.

Keywords: Femoral neck fractures, Pauwels type 3 fracture line, cannulated screw, dynamic hip screw, inverted triangle configuration, diamond-shaped cannulated screw configuration, unstable femoral neck fracture

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Femur boyun kırıkları (FBK), proksimal femur kırıkları içerisinde önemli bir yer tutmaktadır. Femur boyun kırıklarının büyük kısmı osteoporotik yaşlı bireylerde meydana gelmektedir [1]. Öte yandan, genç bireylerde özellikle yüksek enerji sonrası femur boyun kırığı görülebilmektedir. Genç bireylerde görülen femur boyun kırıkları, tüm yaşlarda meydana gelen femur boyun kırıklarının %5 kadarını oluşturmaktadır ve ek sistem yaralanmaları eşlik edebilmektedir [2].

Yüksek enerji sonucu genç yaşta oluşan femur boyun kırıkları, Pauwels sınıflaması tanımına göre genellikle tip 3 ($\alpha > 50$ derece) olarak karşımıza çıkmakta ve bu durumda kırık hattının dikey yöneliminden dolayı makaslama kuvvetleri fazla olmaktadır. Makaslama kuvvetinin fazla olması, uygulanan osteosentezi zayıflatmakta ve kırık hattından femur boynunda varus açılanması ile sonuçlanan deplasmana neden olabilmektedir [2].

Travmanın yüksek enerjisi ve kırık hattının dikey yönelimi sebebiyle osteosentez planlanan Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarının tedavisi daha zorlaşmakta ve osteosentezin yetmezliğe gitmesi ve kaynamama problemi daha sık görülmektedir. Ayrıca Pauwels tip 3 kırıklarda avasküler nekroz daha sık görülebilmektedir. Bunların sonucunda etkilenen ekstremitede kalça ağrısı, yürümede güçlük, hareket kısıtlılığı da görülebilmektedir [3]. Anatomik redüksiyonun ve stabil bir osteosentezin sağlanması klinik sonucu etkileyen iki önemli etkindir. Tedavideki başarısızlık, önce proksimal femur anatomisini ve femur başı beslenmesini etkiler ve etkilenen taraf kalça eklemine geri dönüşümü mümkün olmayan hasar bırakır. Osteosentez yetmezliği sonucunda özellikle genç yaşta uygulanan proksimal femur osteotomileri ya da total kalça artroplastisi gibi kurtarıcı cerrahi prosedürler hastaya ek bir morbidite getirmekte, sağlık sisteminde önemli kaynak kullanımına sebep olabilmektedir. Genç yaşta uygulanan kalça total protezlerinin sonuçları tatmin edici olsa da kemik stoğun ve kalça eklemine kaybı istenmeyen klinik durumdur [4], [5]. Bütün bu sonuçlar dikkate alındığında, Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarının osteosentez tedavisinde başarı sağlanması hasta memnuniyeti için oldukça önemlidir. Optimal yapılmış birincil osteosentez tüm bu komplikasyonları önleyebilmekte ve daha iyi bir yaşam kalitesi sunabilmektedir [4], [5].

Pauwels Tip 3 femur boyun kırıklarında ters üçgen kanüle vida ve dinamik kalça vidası tespit yöntemleri ile başarılı sonuçlar elde edildiği literatürde bildirilmiştir [6], [7]. Biyomekanik çalışmalar ile üçlü kanüle vidanın birçok tespit konfigürasyonu denenmiş ve ters üçgen kanüle vida tespitinin diğer konfigürasyonlara göre üstün olduğu gösterilmiştir [7].

Bununla birlikte bazı çalışmalar ise, Pauwels tip 3 femur boyun kırıkları özelinde, bu tespitin yeterli olmadığını öne sürmektedir. [6] Bu hipotezi araştırmak amacıyla vida sayısı artırılıp azaltılmış ya da sayıda yapılan değişikliklere ek olarak farklı geometride tespitler denenmiştir. Daha stabil bir osteosentezin elde edilmesi amacıyla yapılan bu kombinasyonlar, bazı özel tip kırıklar [8] hariç bugüne kadar biyomekanik açıdan üstün bir yapısal stabilite sağlamamıştır [9], [10].

Pauwels tip 3 FBK'larında biyomekanik stabilitenin yeterli olamayabileceğini savunan görüşler, açısal olarak sabit olan dinamik kalça vidasının stabiliteyi arttırmak amacıyla kullanılmasını önermektedir [11]. Ayrıca dinamik kalça vidasına eklenen ve boynun superiorundan gönderilen bir antirotasyon vidasının (AV) tespit stabilitesini arttırdığı saptanmıştır [7].

DKV tespitinin proksimal femur kırıklarında uygulanabilmesi için kalça lateralinden geniş cilt insizyonu yapılması ve M. vastus lateralis'in yapışma yerinden kaldırılarak femur proksimalinde uygulanacak plak için diseksiyon yapılması gerekmektedir. Bütün bu işlemler, cerrahi süreyi uzatmakta, kanama miktarını arttırmakta ve oluşturduğu ek travma ile hasta üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir. Bu durum göz önüne alındığında minimal morbidite ile uygulanabilecek tedavi yöntemleri araştırılmaya devam etmektedir [7].

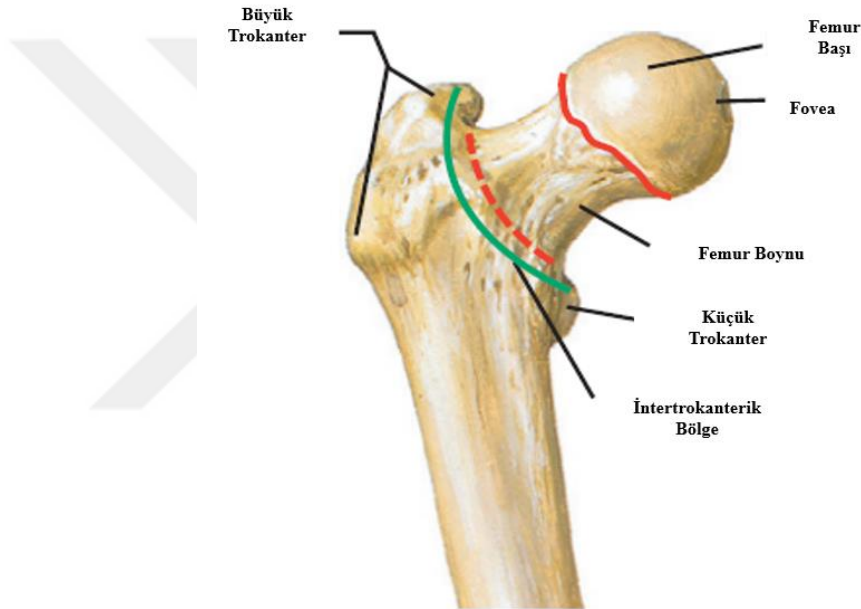
Günümüzde Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarında dinamik kalça vida birlikte antirotasyon vida tespiti daha çok tercih edilmektedir. Ancak minimal girişim ile kanüle vida tespitinin daha kolay uygulanabilir olması, operasyon sırasında daha az kanama görülmesi, daha kısa ameliyat süresi ve daha az postoperatif komplikasyona sahip olması nedeniyle tercih edilmektedir. Bu amaçla kanüle vida tespit yöntemi modifiye edilerek biyomekanik olarak stabilitesi araştırılmaya devam etmektedir [7]. Literatürde elmas konfigürasyonunda kanüle vida tespiti tanımlanmış olup, klinik sonuçlarının yayınlandığı çalışmalar mevcuttur [12]. Bununla birlikte elmas konfigürasyonunun sık kullanılan üçlü kanüle vida ve dinamik kalça vidası tespitleri ile karşılaştırıldığı biyomekanik çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Bu tezin amacı; elmas konfigürasyonunda uygulanan dörtlü kanüle vida tespitinin (KV4), biyomekanik açıdan ters üçgen kanüle vida tespiti (KV3) ve dinamik kalça ile antirotasyon vida (DKV+AV) tespitiyle karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın sonucunda minimal invaziv uygulanan bir cerrahi tespit yöntemi ile dinamik kalça vida tespitine benzer veya üstün osteosentez stabilitesinin sağlanıp sağlanmadığı sorusuna bir yanıt bulunabilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

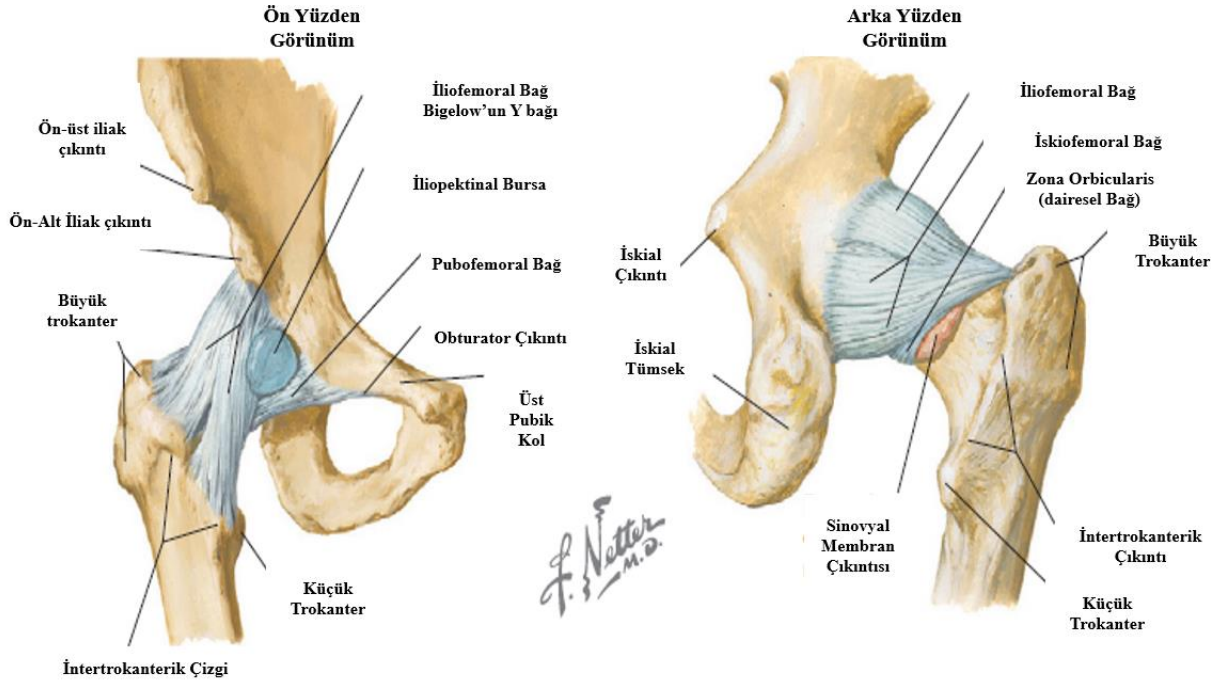
2.1 Proksimal femur anatomisi

Femur proksimali, femur başı, femur boynu, büyük trokanter, küçük trokanter ve subtrokanterik bölge olarak adlandırılır. Sferik yapıda olan femur başı, daralarak femur boynu ile devam eder. Büyük ve küçük trokanterler, trokanterik alanda birleşirler. Femur başı ile femur boynunun birleşimine subcapital bölge denir, femur boynunun intertrokanterik bölge ile birleşimine ise bazoservikal bölge denmektedir. Subkapital bölge kapsül içi iken, bazoservikal bölge ise kapsül dışı kalmaktadır (**Şekil 1**) [13].



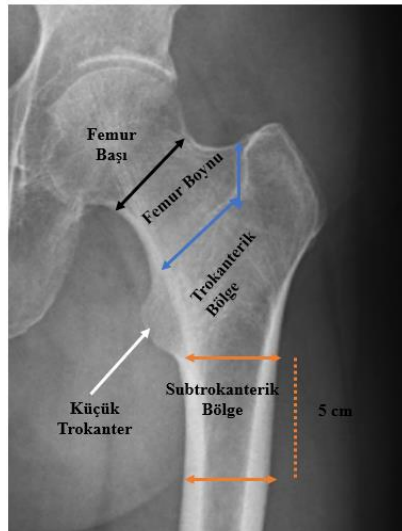
Şekil 1: Femur üst uç anatomisinin önden görünümü.

Eklem kapsülü asetabulumdan köken almaktadır. Femur boynunun ön yüzünden, intertrokanterik bölgeye kadar uzanırken, posteriorda femur boynunun lateral yarısını kapsül dışında bırakacak şekilde sonlanır. Femur boynunun kapsül içi olan kısmında periost yoktur (**Şekil 2**) [13].



Şekil 2: Sol taraf kalça ekleminin ön yüzü. Sağ taraf kalça ekleminin arka yüzü.

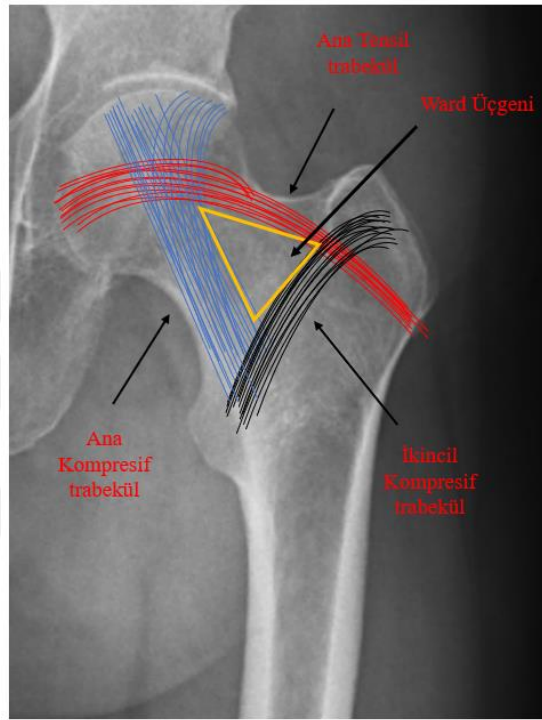
Eklemler kapsülü ile seyreden 3 farklı ligament; sırasıyla iskiöfemoral, iliöfemoral ve puböfemoral tanımlanmıştır. İskiöfemoral ligament fleksiyon ve ekstansiyonda kalça rotasyonunu kontrol eder. İliöfemoral ligament sadece ekstansiyonda kalça iç rotasyonunu kontrol ederken, kalça dış rotasyonunu hem fleksiyon hem de ekstansiyon derecelerinde kontrol etmektedir. Puböfemoral ligament ise ekstansiyonda kalça dış rotasyonunu kontrol eder [14].



Şekil 3: Femur üst ucunun radyolojik görünümü.

2.1.1 Proksimal femurun trabeküler geometrisi

Femurun trabeküler geometrisi ilk olarak Ward tarafından 1838 yılında ortaya atıldı. Ward, kompresyon kuvvetlerinin geçtiği femur boynunun iç tarafını kompresif trabekül, tensil kuvvetlerin geçtiği dış tarafı da tensil trabekül sistemi olarak tanımladı. İç ve dış trabeküler sistemler, primer trabekül olarak tanımlanmaktadır. Sekonder trabekül sistemi ise proksimal femurun kalan diğer kısımlarında Wolf kanununa uygun olarak oluşmaktadır. Trabekülden yoksun tek bölgeye ise Ward üçgeni denilmektedir (**Şekil 4**) [15], [16].



Şekil 4: A: Ana tensil ve kompresif trabeküller ile İkincil kompresif trabekülün görünümü. B: Ward üçgeni.

2.1.2 Proksimal femurun embriyolojisi

Proximal femurun rahim içinde (intrauterin) gelişimi 4. haftada başlar, 7. haftanın sonu itibarıyla kıkırdak femur taslağı oluşumunu tamamlar ve 8. haftanın başında hücre farklılaşması yerini hücre büyümesi ve matürasyonuna bırakır [17]. Tüm bu kompleks süreçler sonunda femur kemiği 11. haftada bildiğimiz şekline kavuşur. 12-14. haftalar arasında proksimal femuru besleyecek olan damarlar femur boynu çevresinde belirlemeye başlar. Bu oluşan öncü damarlar, proksimal femurun ana besleyici arterleri olan medial ve lateral sirkumfleks arterleri olacaktır [17].

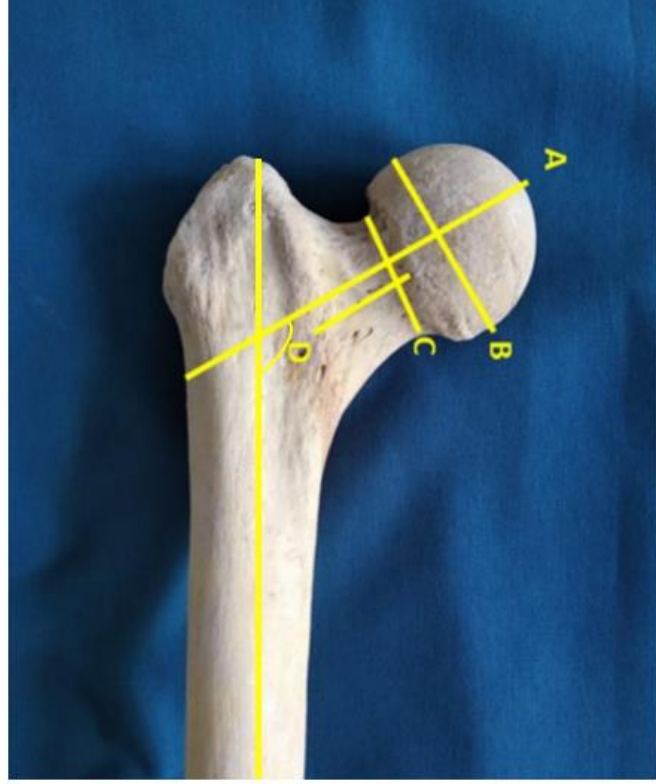
Femoral anteversiyon ilk olarak 11. gebelik haftasında ölçülebilir, bu haftada ölçülen anteversiyon 5-10 derecedir. Fetus büyümeye devam ettikçe anteversiyon kademeli olarak artmaya devam eder ve doğum esnasında 45 dereceyi bulur. Femurun gelişimi 16 yaşına kadar devam etmekte olup, fetal dönemde görülenin tersine bu süreçte femur anteversiyonu kademeli olarak azalma gösterir ve gelişimini tamamlamış femurda anteversiyon açısı 15 dereceye kadar düşer [18].

Femur boyun-şaft açısı da fetal gelişim döneminde değişkenlik gösterir. 15. hafta itibariyle femur boyun-şaft açısı yaklaşık 145 derecedir ve gelişimini devam ettiren femurda 36. hafta itibariyle 130 dereceye kadar düşer [19].

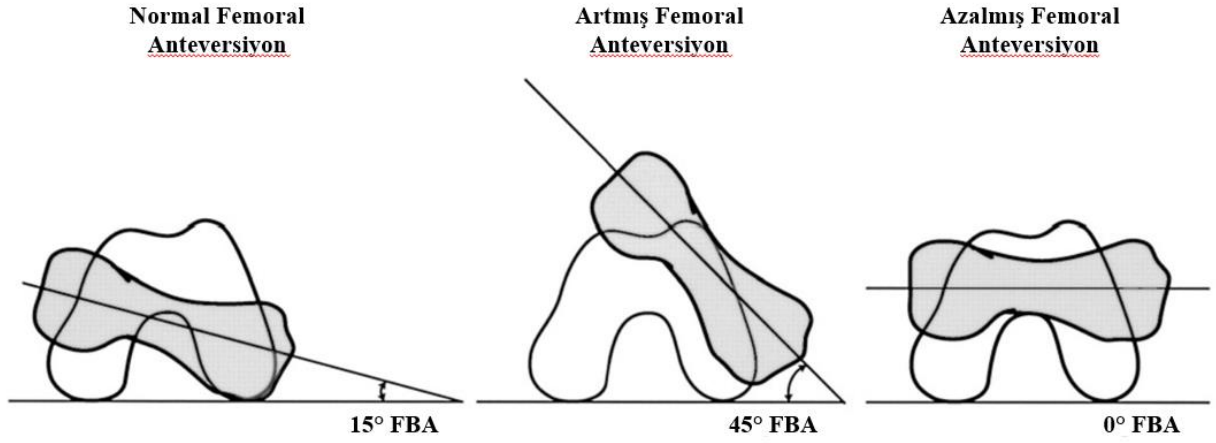
2.1.3 Proksimal femur morfometrisi

Femur boyununun kalça eklemi ile ilişkisinde transvers planda anteversiyon ve koronal planda femur boyun-şaft açısının önemli yeri vardır. Boyun şaft açısı sağlıklı bireylerde 120-135 derece arasında değişirken, 120 derecenin altında coxa vara, 135 derecenin üstünde coxa valga olarak tanımlanmıştır. Femur boyun anteversiyonu, transkondiler aks ile femur boyun arasındaki açı olarak tanımlanmış olup 15° ve 25° arası değişebilmektedir. Proksimal femoral morfometrik ölçümler ırklar arasında değişiklik gösterebilir (**Şekil 5**) [20]–[24].

Atilla ve ark. [25] yapmış olduğu kadavra çalışmasında Türk popülasyonun proksimal femur morfolojisi değerlendirilmiş ve bu çalışmanın sonucunda ortalama femur boyun şaft açısını $128.4 \pm 4.75^{\circ}$, femur başı çapı 45.8 ± 4.17 mm, femur başı yüksekliği (offseti) 42.7 ± 6.54 mm olarak saptanmıştır. Bu değerler Noble ve ark. [26] sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca ön arka planda femur boyun genişliğini değerlendiren bir başka çalışmada, ortalama femur boyun genişliğini 35.38 ± 3.06 mm olarak saptanmıştır [27], [28].



Şekil 5: A: Femur boyun aksının uzunluğu B: Femur başının çapı C: Femur boynunun çapı D: Femur boyun uzunluğu ve femur boyun açısı.

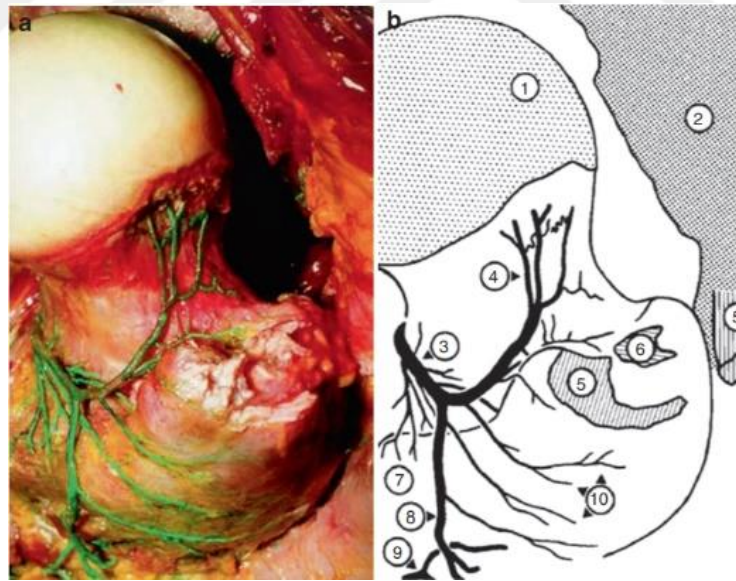


Şekil 6: Femur anteversiyonu.

2.1.4 Proksimal femurun beslenmesi

Proksimal femurun beslenmesi kapsüler damarlar, intramedullar damarlar ve foveal dolaşım olmak üzere 3 ana kaynaktan olmaktadır. Yetişkin bireyde femur başının kanlanmasında en önemli kaynak kapsüler damarlardır. Foveal dolaşımın intrauterin dönemde önemli olduğu, yetişkinlerin %61'inde oblitere olduğu ve geri kalan %39'unda bu dolaşım desteğinin klinik önemi olmadığı bildirilmiştir [29].

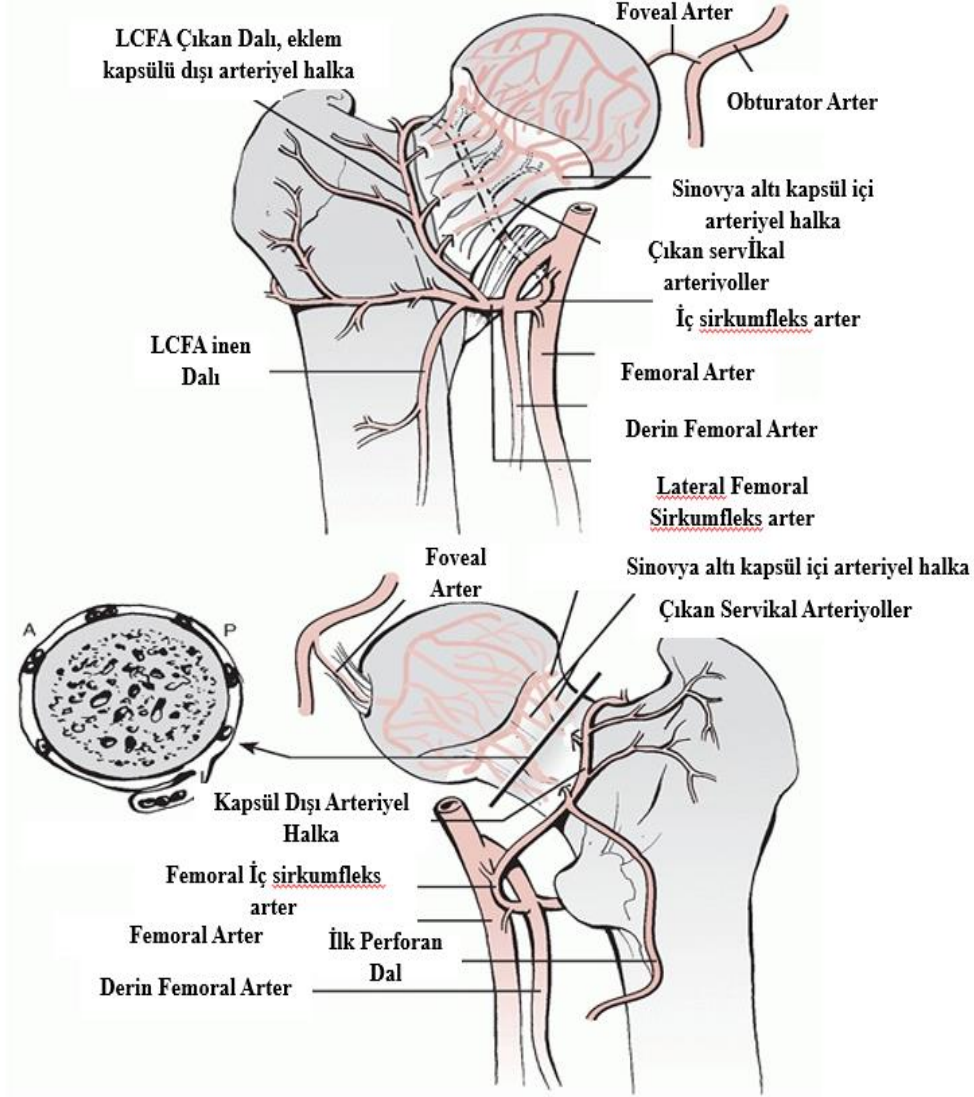
Femur proksimalinin beslenmesinin büyük kısmı kapsüler damarlar aracılığı ile olmaktadır. Kapsüler damarlar, proksimal femuru besleyen iki ana damar olan medial ve lateral sirkumfleks femoral arterler (sırasıyla MSFA, LSFA) tarafından oluşturulmaktadır. Bu iki damar büyük oranda derin femoral arter (DFA) den köken alır, %20 bireyde ise MSFA veya LSFA'nın biri femoral arterin kendisinden direk dal olarak köken alırken, %1 ihtimalle ise her iki dal da femoral arterin kendisinden köken alır [30], [31]. MSFA; DFA'nın posteromedial yüzünden köken alır ve seyrine tamamladıktan sonra femurun posterior yüzüne ulaşır. LSFA; DFA'nın lateralinden MSFA dalını verdiği yerin hemen distalinden çıkarak proksimal femurun anteriorunda dallarını verir.



Şekil 7: MSFA anastomoz halkası.

Femur boynunun tabanında LSFA ve MSFA besleyici damar halkası oluşturularak (Şekil 7) [32], daha sonra bu halkadan kapsül içine dahil olan çıkan besleyici arterleri oluştururlar [31], [33]. Bu damarsal anastomozların içerisinde, femur başının beslenmesinde en önemli yere sahip olan MSFA olup özellikle derin dalı ayrı bir öneme sahiptir. Femur boynunun proksimaline ve femur başına doğru çıkan arterler, intertrokanterik bölgede eklem kapsülüne

dahil olarak ilerlerler ve eklem kapsülünün retinaküler liflerle beraber ilerledikleri için retinakular arter ismini alırlar. Boyna giden asendan arterler femur başı ile boyun birleşim yerinde, subkapital bölge, ikinci bir vasküler halka oluştururlar. Bu halka artık sinovya altında seyretmekte ve femur başının subkondral kemiğini ve kıkırdağını beslemektedir (Şekil 8) [24][34].



Şekil 8: Femur üst ucunun beslenmesi.

Femur proksimalinde, baş ve boyun kırıklarında bu damarsal dolaşım etkilenmekte ve femur başında avasküler nekroz gelişebilmektedir. Femur üst ucunun vasküler anatomisini iyi bilinmesi, komplikasyonları azaltmak ve cerrahi başarıyı arttırmak için önemlidir [35], [36].

2.2 İnsidans

Femur üst uç kırıkları içerisinde femur boyun kırıklarının oranı yaklaşık %50'dir. Çoğunlukla 50 ve üzeri yaşta olan bireylerde düşük enerjili travmalar sonucunda oluşmakta ve kadınlarda erkeklerden 3 kat fazla görülmektedir. Osteoporoz ile düşen kemik kütlesi etiyolojiden büyük oranda sorumludur. Ayrıca ileri yaşta düşme riskinin artması da kırık gelişimini 2 kat oranında arttırmaktadır. Femur üst uç kırığı geçiren kişilerde 2 yıl içerisinde %10 oranında diğer kalçada da kırık gelişebilmektedir [37]–[45].

Femur boyun kırıklarının %5'i genç yetişkinlerde görülmektedir. 50 yaş ve altında trafik kazası gibi yüksek enerjili travmalar sonucunda görülür. Bu hasta grubunda kemik yapısı normal saptanır ama yaşlılarda meydana gelen kırıklardan farklı olarak kafa, göğüs ve toraks travmaları eşlik edebilmektedir [46]. Uzun süre kortikosteroid kullanımı olan, böbrek hastalığı, endokrin bozukluğu veya kemik metabolizma bozuklukları olan bireylerde yaştan bağımsız olarak kemik kalitesi azalmakta ve yaşlı bireylerdekine benzer kırıklar basit düşme sonucu femur boyun kırığı oluşabilmektedir.

2.3 Tanı, görüntüleme yöntemleri ve eşlik eden yaralanmalar

2.3.1 Fizik muayene

Fizik muayenede genellikle kırık taraf ekstremitede kısalık, dış rotasyon pozisyonu ve eklem hareketlerinde kısıtlılık saptanır. Non-deplase femur boyun kırıklarında bacakta kısalık ve dış rotasyon pozisyonu olmayabilir ama muayenede kasık ağrısı görülebilmektedir.

Genç hastalar yüksek enerjili travma nedeniyle bilinci kapalı veya kooperasyonu kısıtlı bir şekilde acil servise başvurabilmektedir. Vital bulguların ve şuurun değerlendirmesi yapıldıktan sonra tüm vücut muayene edilmeli, servikal bölgeden başlayarak göğüs duvarı, batın ve tüm omurga dikkatlice değerlendirilmelidir. İlk değerlendirmelerin ardından ekstremitelerin kemik yüzeylerinin ve eklemlerinin muayenesi, her iki üst ve alt ekstremitelerin motor ile duyu muayenesi yapılmalıdır. Bu hastalarda femoral shaft kırığına bağlı deformite nedeniyle femur boyun kırıkları rahatlıkla gözden kaçabilmekte ve ciddi morbiditeye neden olabilmektedir. [24], [47]

2.3.2 Görüntüleme yöntemleri

Görüntüleme standart olarak tüm femuru içine alacak şekilde ön-arka ve yan grafileri, pelvis ön-arka grafisini içermelidir. Bazen klinik ve radyolojik olarak şüpheli olgularda sağlam

bacağı fleksiyona alarak, etkilenen bacağın tam ekstansiyonda cross-table yan grafisini görmek gerekebilmektedir.

Standart grafilere kırık hattı görülmediyse, buna rağmen yüksek klinik şüphe var ise öncelikli olarak etkilenen bacağı iç rotasyonda tutup, bunun için karşı ekstremitayı tespit edici sargı veya bant kullanılabilir, standart ön-arka pelvis grafisi çekilmelidir. Kalçayı iç rotasyona almak femoral anteversiyonu nötrale getirip tüm femur boynunun daha iyi değerlendirilmesini sağlayacaktır. Kırık hattını ve okkült kırıkların daha iyi değerlendirilmesi için bilgisayarlı tomografi çok iyi bir seçenektir, yerinden oynamamış veya minimal oynamış kırıkları rahatlıkla ortaya koyabilmektedir.

Okkült kalça kırıklarında MRI da çok iyi bir seçenek olup, T1 ağırlıklı koronal MR kesitlerinde %100 duyarlılığı bildirilmiştir [48]–[53]. Okkült kalça kırıklarının tanısında ayrıca sintigrafi kullanılabilir [54].

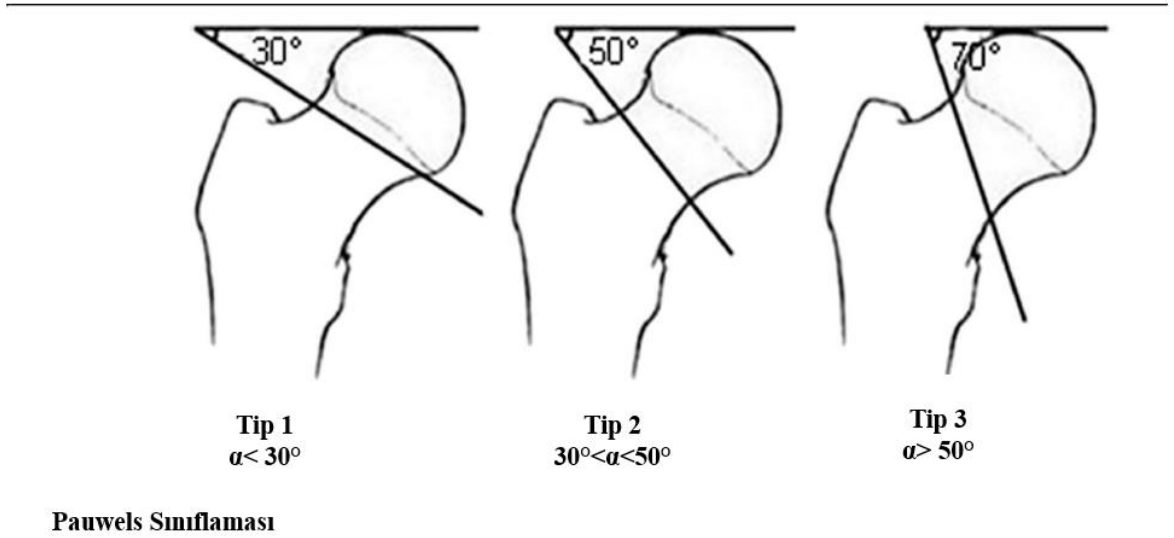
2.3.3 Eşlik eden yaralanmalar

Birçok çalışmada genç hastalarda femur boyun kırıklarına kafa, göğüs kafesi, batin veya diğer ekstremita yaralanmalarının %60 oranında eşlik edebildiğini bildirilmiştir. Aksiyel yüklenmenin sonucu olarak en çok, aynı taraf ekstremitede tibia ve femur kırıkları görülmektedir. Ayrıca patella kırıkları, multiligaman diz yaralanması aynı taraf pelvis ve asetabulum kırıkları, aynı taraf travmatik kalça çıkıkları görülebilmektedir. Yaşlı hastada ise femur boyun kırığı genellikle aynı yükseklikten düşme sonrası görülese de subdural ve epidural kafa içi kanamalar nadir de olsa görülebilmektedir. Yaşlı hastalarda düşme sonrası, aynı tarafta radius alt uç kırıkları ile humerus üst uç kırıkları %2 oranında görülebilmektedir [55]–[60].

2.4 Femur boyun kırıklarının sınıflaması

Femur boyun kırığı önemli morbitide nedeni olan bir kırık tipidir. Tarihsel açıdan uygulanan birçok tedavi yöntemi başarısızlıkla sonuçlanmıştır. F. Pauwels [61] bu kırıkların biyomekaniğine dikkat çekmiş ve 1935 yılında kendi sınıflamasını geliştirmiştir. Bu sınıflamaya göre, kırık hattının horizontal düzlem ile yaptığı açıya göre üç alt tipe ayrılmaktadır. Tip 1 kırıklar; kırık açısının 30 dereceye kadar olduğu kırıkları, tip 2 kırıklar; 30 ile 50 derece arasındaki kırık açısını, tip 3 kırıklar ise 50 derece ve üzerindeki kırık açısını tanımlamaktadır (**Şekil 9**) [62].

Geçmişte Pauwels sınıflaması ile ilgili bazı yanlış anlaşılmalarmıştır. Yapılan en sık hata sınıflamadaki açının 30 ve 70 derece olarak değerlendirilmesidir [62]–[67]. Tip 3 Pauwels kırığının görselleştirilmesinde 70° kullanılmakta bu da yanlış anlaşılmalara sebebiyet verebilmektedir.

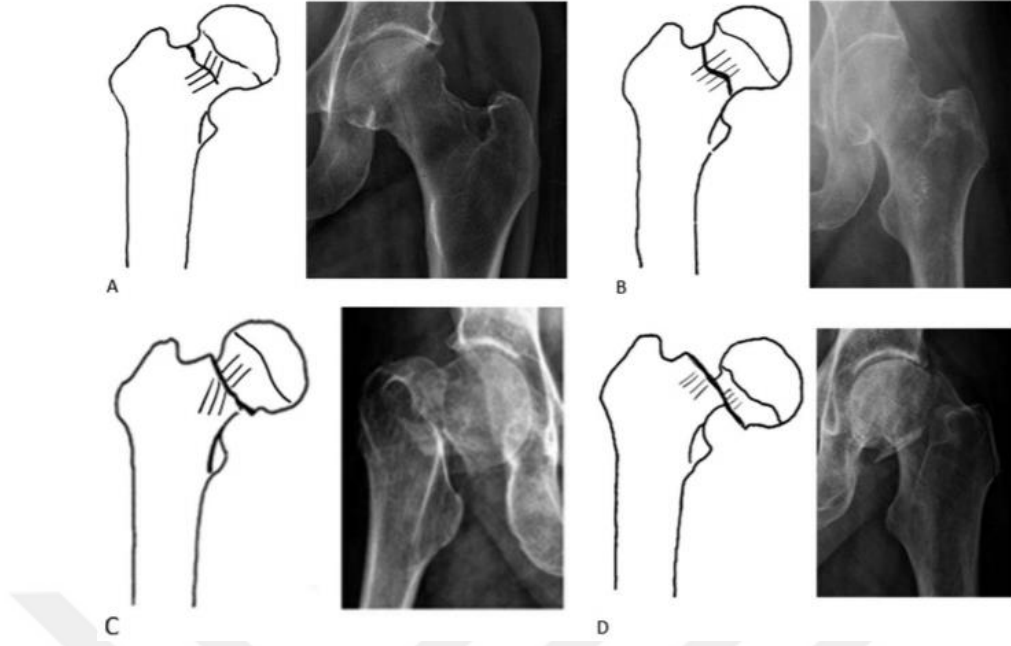


Şekil 9: Pauwels sınıflaması.

Pauwels açısı tarif edildiği üzere femur anatomik aksına dik olacak şekilde femur başına çizilen çizgi ile kırık hattı arasında oluşan açıdır. Daha önceki çalışmalar, bu açının ölçülmesinde bazı zorluklar olduğunu göstermiş ve gözlemciler arasındaki uyumsuzluğa dikkat çekmiştir. Bu nedenle halen daha güvenilir ölçümlerin yapılabileceği yöntemler araştırılmaya devam etmektedir [68].

Kırığın bulunduğu kemik, kemik içindeki yerleşimi ve morfolojisi dikkate alınarak yapılan AO/OTA sınıflaması femur boyun kırıkları için tanımlanmıştır. Bu sınıflama kullanımı zor olması sebebiyle günlük pratikte tercih edilmemektedir [69].

Femur boyun kırıklarında kullanılan diğer bir sınıflama, Garden sınıflamasıdır (**Şekil 10**) [70], [71]. Femur boynundaki trabeküler çizgilerin deplasmanına göre alt tiplere ayrılmıştır [15]. Bu sınıflamanın gözlemciler arası güvenilirliğin düşük olması ve tekrarlanabilir olmasındaki güçlükler literatürde belirtilmiştir. Ayrıca tip 1 ve tip 2 gibi non-deplase kabul edilen kırıklarda, klinik sonuçlar ile kırık tipleri arasında ilişki bulunmamıştır. Tip 3 ve tip 4 kırıklarda deplasman miktarından bağımsız olarak redüksiyon ve tespitin kalitesi klinik sonucu etkilemektedir. [72]–[74]



Şekil 10: Garden sınıflaması.

2.5 Proksimal femurun ve proksimal femur boyun kırıklarının koronal planda biyomekanik değerlendirmesi

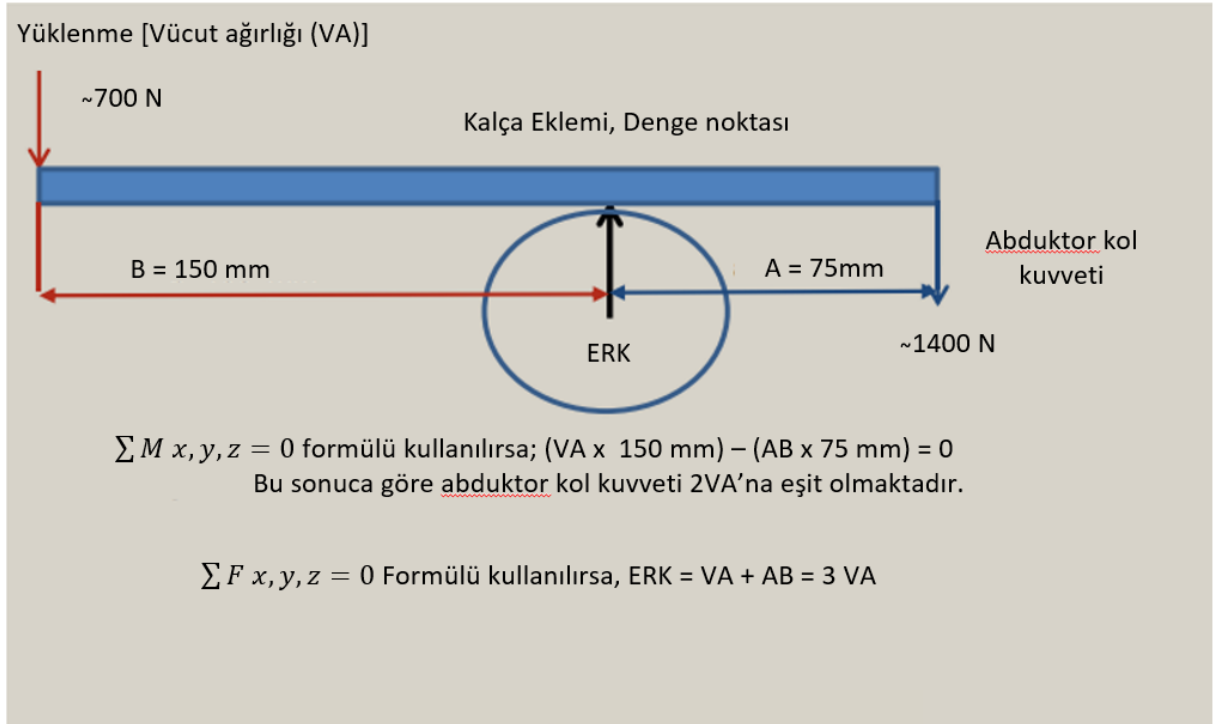
Proksimal femur, günlük aktiviteler esnasında vücut ağırlığının (VA) alt ekstremitelere aktarılmasında önemli bir yere sahiptir. İnsan vücudunda mekanik gözlem yapılması isteniyorsa gözlem sırasında etkiyen tüm kuvvetlerin toplamı sıfır olmalıdır. Bu eşitlik femur üst ucuna özel değildir ve tüm vücut bölümlerine uygulanabilir. Bu prensipten yola çıkarak femur üst ucuna etki eden tüm kuvvetlerin toplamının sıfır olduğunu kabul edebiliriz.

$$\sum F_{x,y,z} = 0$$

Tüm kuvvetlerin sıfır olduğu gibi, kalça eklemine etkiyen tüm momentlerin de sıfır olması gerekmektedir.

$$\sum M_{x,y,z} = 0$$

Bu eşitliği sağlayacağımız kuvvetleri detaylıca incelemek gereklidir. Yürümenin tüm fazlarında insanın dengede olması için pelvisin dengede olması gerekir. İki ayağı üzerinde yürüyen insanın pelvis dengesini sağlamada kalça abduktör mekanizması oldukça önemli yer tutmaktadır. Yürümenin tek bacak basma fazını basit bir örnek ile göstermek gerekirse aşağıdaki gibidir (Şekil 11) [75].



Şekil 11: Tek bacak basma fazında kalça eklemindeki kuvvet eşitliği.

Burada 2 boyutlu bir eşitlik gösterilmektedir ve dinamik bir eşitliği bu şekilde göstermek mümkün değildir. Daha önce de belirtildiği gibi 2 boyuta indirgenen statik dengede bazı şartları kabul etmek gerekir. Bu tarz bir eşitlikte kabul edilen önermeler şunlardır: [75]

- 1) Kemikler tamamen sert ve esnemez özelliktedir,
- 2) Kemik ve kaslar herhangi bir kuvveti azaltmaz,
- 3) Kuvvetler sadece tek düzlemde etki etmektedir, translasyonel ve rotasyonel kuvvetlerin olmadığı kabul edilir,
- 4) Eklemlerde sürtünme ihmal edilmektedir.

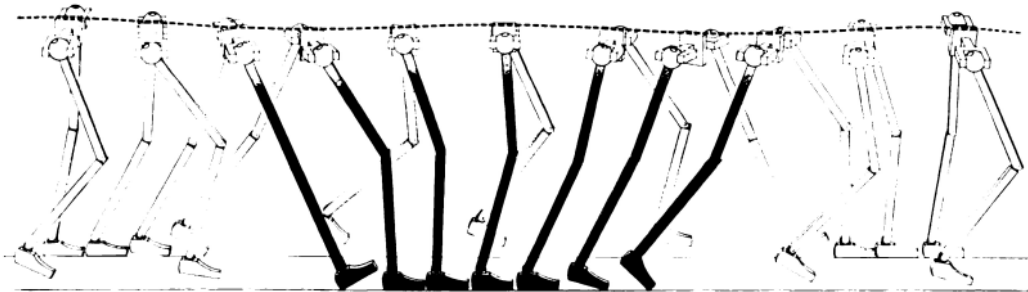
Vücut ağırlığı, pelvisin hemen hemen ortasından geçmekte olup femur başı rotasyon merkezine B kol uzunluğu ile etki etmektedir. Tüm kuvvetlerin moment toplamı sıfır olduğu varsayımı kullanılarak, dengede bir pelvis için kalça abduktor mekanizmasının momenti ile vücut ağırlığının yarattığı momentin dengede olması gerekmektedir. Gösterildiği şekilde, B kolu A kolunun yaklaşık olarak 2 katıdır. Tek bacak üzerinde duran bir insanın, bu eşitlik göz önüne alınarak, eklem reaksiyon kuvveti toplam vücut ağırlığının %300'üne denktir. Eğer iki bacak üzerinde denge kurulmuşsa, sağlıklı bir insanda kalça abduktor mekanizmaları kullanılmaz ve her iki kalçaya vücut ağırlığının yarısı kadar eşit miktarda kuvvet aktarılır.

Böylelikle kalça eklemi üzerine binen yükler, yürüme sırasında $\frac{1}{2} VA$ ile $3 VA$ arasında değişim gösterir.

Bu eşitliğin, yukarıda kabul edilen önermeler doğrultusunda kasları ve yumuşak dokuyu tamamıyla göz ardı ettiği ve dinamik bir ölçüm olmadığı söylenebilir. Merdiven çıkma, yüksek hızda yürüme ve koşma gibi günlük aktiviteler esnasında ise kalça eklemine binen yük miktarı daha da artmaktadır [76], [77].

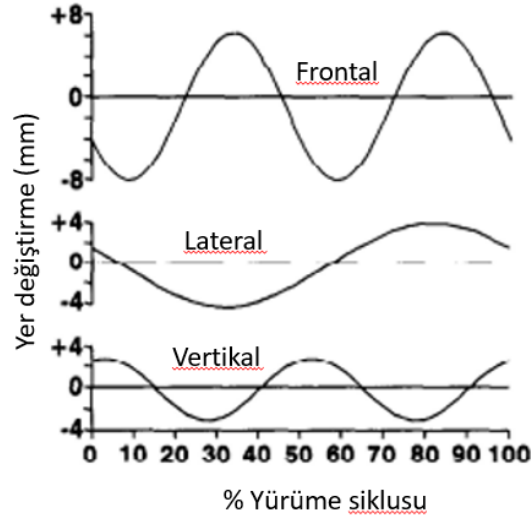
Kalça eklemine etki eden kuvvetlerin statik ve iki boyutlu değerlendirmesi aslında basit bir varsayım ya da kabul ediştten ibaret değildir. Femur boyun kırıklarının klinik sonuçların kötü olması, standardize edilememesi ve tahmin edilemez oluşu, Pauwels'ı [61] bu kırıkları biyomekanik açıdan incelemeye itmiştir. Proksimal femurun biyomekaniğini ve etki eden kuvvetleri araştıran Pauwels, kendisinden önceki çalışmaları esas alarak bu dengeyi gösteren ilk kişidir. O.Fischer çalışmasından yola çıkarak Pauwels'ın tanımladığı üzere, yürüme fazları sırasında vücut ağırlık merkezi ön-arka ve yan planlarda belirgin yer değiştirme göstermemektedir. Bu ölçümler esnasında, VA kuvvetinin merkezi için elde edilen birçok lokalizasyon, hesaplama için gereken kesin bir nokta oluşturmak üzere birleştirilmiştir. Bu yakınsama, statik dengenin hesaplanması açısından önemlidir, ama aslında dinamik süreçleri de ihmal etmediği kabul edilmelidir [61].

Günümüzde, vücut ağırlık merkezinin yürüme fazları sırasında değişimi iyi bilinmektedir. Bu konuda önemli bir çalışmayı 1953 yılında Saunders yapmış olup, vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesinin sinüzoidal bir eğri şeklinde olduğunu ve çok büyük değişiklikler içermediğini göstermiştir (**Şekil 12**) [78].



Şekil 12: Vücut ağırlık merkezinin yürüme merkezindeki değişimlerin gösterilmesi.

Aynı şekilde 1997 yılında yapılan vücut ağırlık merkezinin (VAM) 3 boyutlu olarak incelendiği bir çalışma mevcut olup, vücut ağırlık merkezindeki değişimlerin büyük miktarlarda olmadığını belirtmiş ve tüm yürüme siklusu boyunca değişimleri 3 planda ortaya koymuştur (Şekil 13) [79].



Şekil 13: Vücut ağırlık merkezinin 3 planda değişimi.

Dinamik değerlendirme imkânı olmadığı, statik değerlendirme yapılacak durumlar için vücut ağırlığı ve moment kolu yaklaşık olarak hesaplanarak sonuca varılabilir. Tabii statik eşitlik durumunda abduktör kol kas kuvvetini ve abduktör kol uzunluğunu da iyi bilmek gereklidir. Yürümenin fazları sırasında abduktör kol ve kuvvet değişiklikleri gösterilmiştir. Abduktör kas grupları arasında M. gluteus medius, M. gluteus minimus, M. tensor fascia lata ve daha az önemli olmakla beraber M. piriformis ile M. gluteus maximus'un anterior lifleri sayılabilir. Bütün bu kasların etki ettiği ortak nokta, abduktör kuvvetin vektörü olarak belirtilir. Abduktör koldaki değişim statik analiz için vücut ağırlık merkezi gibi indirgenmiştir [61], [80], [81].

Görüldüğü gibi dinamik süreçlerin değerlendirilmesi sonucunda geliştirilen statik bir denge söz konusudur. Bu nedenle statik bir dengeden bahsederken, aslında yürüme fazlarının da göz önünde bulundurulduğunu unutmamak gerekir. Ancak tüm bu uğraşılara rağmen bağ dokuların ve kasların absorbe ettiği kuvvetleri bu eşitlikte gösterebilmek mümkün değildir.

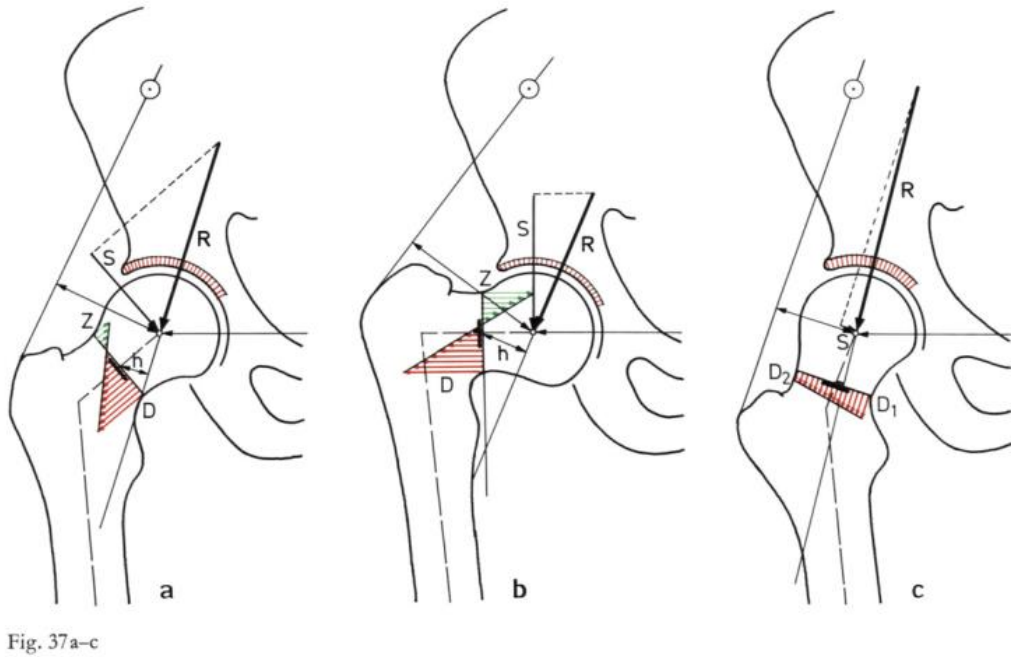
Eklem reaksiyon kuvveti (ERK), bu hesaplamalar sonucunda %300 olarak bulunmaktadır. Bu kuvvetler, proksimal femur boynunun alt yüzeyinden baskıcı kuvvet olarak iletilirken, femur boynunun üstünde gerim kuvvetleri ortaya çıkarmaktadır. Daha önceden

A diagram of a shoulder joint. A dashed line indicates an angle of 127° between the humerus and the vertical. A red shaded triangular area represents a force of $D \ 198 \text{ kp/cm}^2$. A small green triangle is labeled $Z \ 66$. A line segment is labeled h .

Normal bir femurda yüklenmeler gösterildiği gibi dağılmaktadır (**Şekil 14**) [82]. Eklem yüzeyinde kuvvetin yüzey alanına dağılması sonucunda 22 kp/cm² basınç oluşmaktadır. Femur boynunda ana kuvvet 198 kp/cm² ile baskıcı kuvvet iken, gerim kuvvetleri femur üst ucunda 66 kp/cm², makaslama kuvvetleri ise 33 kp/cm² bulunmuştur. (1 Kp = 1 Kg) Femur boyun açısına göre bu kuvvetlerin miktarları değişmektedir.

20

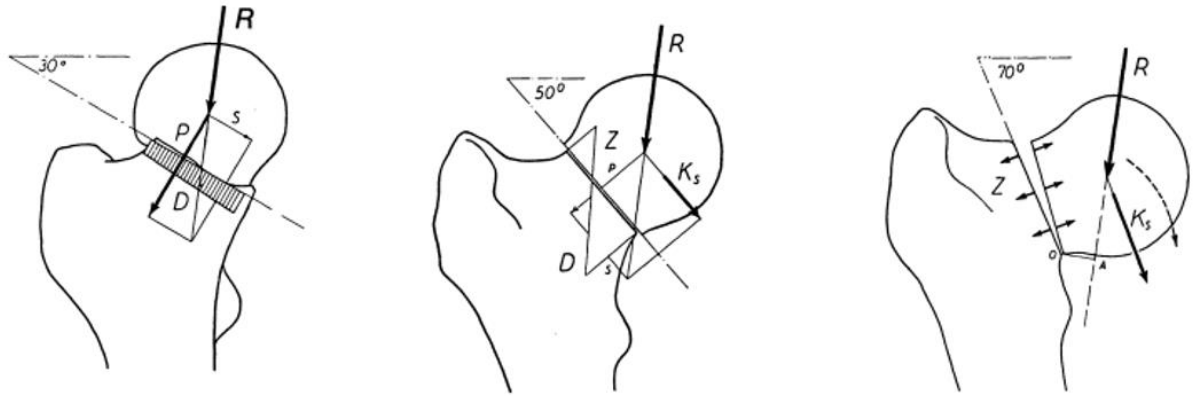
açısının 135 derece üzerinde olduğu bir klinik tabloyu tanımlamaktadır, coxa valga ile abduktör kol uzunluğunda azalma olduğu görülmekte ve abduktör kaslara uygulanan yük miktarı artmaktadır. Böyle bir anatomiye sahip femur üst ucunda ERK artmakta, femur proksimalinde baskıcı yani kompresif kuvvetler baskın hale geçmekte ve makaslama ile gerim kuvvetleri azalma göstermektedir. Proksimal femur osteotomileri ile anatomi ve biyomekanik değiştirilerek çeşitli klinik tablolar tedavi edilebilir.



Şekil 15 A: Normal femur boyun açısı B: Coxa vara C: Coxa valga.

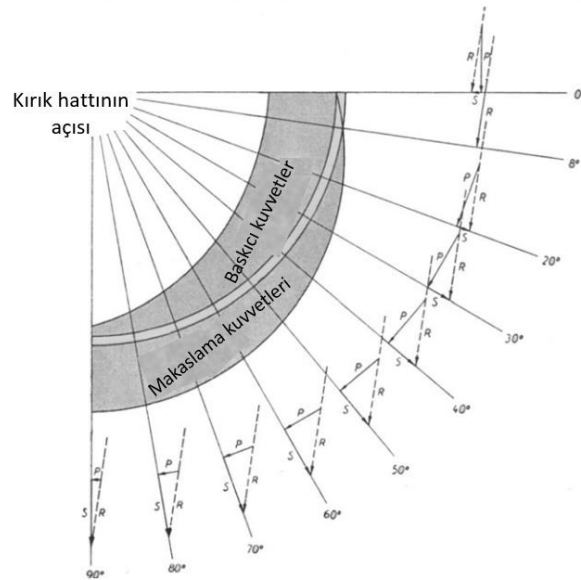
Şekil 15’te coxa vara ve valga varlığında etki eden kuvvetler gösterilmiştir [82]. Coxa vara varlığında ERK %25 azalırken, coxa valga durumunda ERK %25 artmaktadır. Ayrıca coxa valgada R kuvvetinin neredeyse hiç makaslama kuvveti oluşturmadığını, salt baskıcı kuvvetler meydana getirdiği söylenebilir. Coxa vara da ise makaslama ve tensil kuvvetler belirgin oranda artmıştır [82].

Femur boyun kırıklarında, kırık hattına etkiyen makaslama kuvvetleri kırık hattının açısı ile doğru orantılı olarak artmaktadır (**Şekil 16**) [61]. Pauwels tip 2 kırıklarında makaslama kuvvetleri giderek artan bir oranda baskın hale gelmektedir. Femur boynunun altında oluşan baskıcı kuvvetlerin de etkisiyle üst uçta gerim kuvvetleri ile bükülme oluşabilmektedir.



Şekil 16: Kırık hattının açısına göre kuvvet dağılımı.

Burada kaynamayı sağlayacak mekanik kuvvet, baskıcı kuvvet olan P kuvvetidir, bu P kuvvetinin tam olarak hangi büyüklükte olması gerektiği bilinmemektedir. Ancak P kuvvetinin büyüklüğü ne olursa olsun kırık hattında deplasmana neden olacak gerim veya makaslama kuvvetleri kaynamayı engelleyecektir. Bunu tariflemek için Pauwels, efektif makaslama kuvveti tanımını yapmıştır [61]. Kırık hattının açısı arttıkça makaslama kuvveti etkin hale geçmektedir, bunu görsel olarak aşağıdaki gibi göstermek mümkündür (Şekil 17) [61].



Şekil 17: Kırık hattının açısı ile baskıcı ve makaslama kuvvet büyüklüklerinin ilişkisi

Femur boyun kırıklarında oluşan akut yetersizlikle beraber, proksimal femurdan iletilen bu büyüklükteki kuvvetlerin iletilmesi mümkün olmamaktadır. Kemik kaynaması ile tekrar fizyolojik yüklenmeleri karşılayacak bir kemik çatı oluşması sağlanabilir. Ancak burada

mekanik sorunlara ek biyolojik sorunlar da baş göstermektedir. Femur boynunun eklem içinde yer alan kısmında periost yoktur ve buna ikincil olarak kallus oluşumu mümkün olmayacaktır [83]. Birincil kemik iyileşmesinin izlendiği bu tarz kırıklarda, kaynama yavaş ilerleyen ve hassas bir süreçtir. Kallus dokusunun sağladığı mekanik avantajlardan yoksun ve böylesine büyük yüklenmelerin olduğu bu kırıklarda intramembranöz kemikleşme oldukça zordur. Özellikle makaslama ve gerim kuvvetlerinin oluşan intramembranöz kemikleşme üzerine yıkıcı etkileri vardır [84]–[87].

Tarihte birçok konservatif tedavi metodu denenmiş olup, birçoğunun ortak özelliği yatak istirahatidir. Çeşitli yöntemlerle kalça ekleminde baskıcı kuvvetler oluşturulup, yatak istirahati sonucunda kaynama bulguları elde edilmiştir. Kaynama bulguları görülen kırıklarda bile hareket verildiği dönemde oluşan yeni kemiğin femur üst ucunda oluşan yüklenmelere karşı koyamadığı ve tekrardan kaynamama geliştiği görülmüştür. Kırık hattında kompresyon kuvvetinin aksine makaslama kuvvetinin hâkim olması bağ dokuya farklılaşmayı arttıracak ve kemik kaynaması yerine pseudoartroz gelişimine sebep olacaktır [88], [89].

Tüm bu bilgilerin ışığında, femur üst uç kırıklarının biyomekanik ve biyolojik özellikleri gereği cerrahi yöntemle tespiti mevcut tüm olumsuz şartları ortadan kaldırabilir. Kullanılacak tespit yöntemlerinin asıl amacı, efektif makaslama ve gerim kuvvetlerini nötralize etmek ve kırık kaynayana kadar bunu sağlamaktır. Daha önce belirtilen miktarlarda yüklenmelere karşı koyacak hem sağlam bir yapıya ihtiyaç duyulurken, hem de tekrarlayan yüklenmelere karşı implantların yorulmaya karşı dirençli olması beklenmektedir.

2.6 Femur boyun kırıklarında tedavi seçenekleri

2.6.1 Konservatif tedavi

Femur boyun kırıklarında ameliyatsız tedavi bazı seçilmiş hasta gruplarında uygulanabilmektedir. Özellikle yürüme potansiyeli olmayan, genel tıbbi durumu operasyona uygun olmayan hastalarda konservatif tedavi yöntemi uygulanabilir. Bu tedavinin uygulanması için cerrah, hasta ve hastanın bakım verenleri arasında iyi bir diyalog kurulmalıdır. Belirtilen özel hasta popülasyonu dışında konservatif tedavi pratikte tercih edilmemektedir [24], [47].

2.6.2 Cerrahi tedavi

Cerrahi tedavi genç ve yaşlı popülasyonda farklılık göstermektedir. Yaşlı hastalarda her ne kadar kemiği koruma ve osteosentez tercih edilen bir seçenek olsa da osteoporoz nedeniyle tespit yöntemlerinin güvenilir olmaması, ameliyat sonrası yük vermede uyumsuzluklar,

komplikasyonların sık görülmesi ve ikincil operasyonların gerekmesi cerrahi tedavi tercihlerini yarı veya tam kalça protezine doğru yönlendirmektedir. Yaşlı femur boyun kırıklarının tedavisi bu tezin konusu olmadığı için daha fazla tartışılmayacaktır [90], [91].

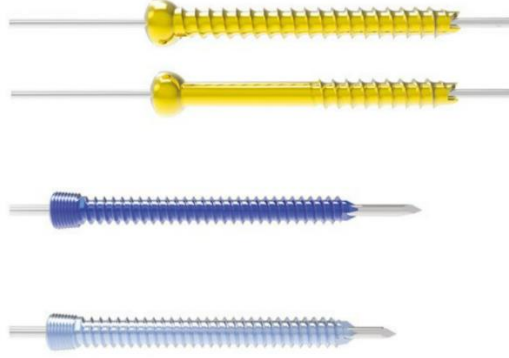
Genç femur boyun kırıklarında cerrahi tedavinin esas amacı, kaynama için gerekli olan uygun mekanik ortamı sağlamaktır. Daha önce bahsedilen biyomekanik nedenler dolayısıyla tespit yöntemlerinin tercihi değişebilmektedir. Pauwels'a ve yapılan birçok araştırmaya [92], [93] göre tip 1 kırıklar, düşük makaslama ve gerim kuvveti oluşturmaları sebebiyle sıklıkla kaynamakta ve daha az komplikasyona neden olmaktadır. Pauwels Tip 2 FBK ise arada bir grup olup, tedavi seçimi cerrahın tecrübe ve tercihinin kalmıştır. Bu tezin konusu olan Pauwels Tip 3 FBK'da ise yüksek makaslama ve gerim kuvvetleri nedeniyle güçlü bir tespit şarttır. Hangi tespit materyalinin ve yönteminin birbirine üstün olduğu hala tartışmalı bir konudur.

Cerrahi tedavi anatomik redüksiyonu amaçlamaktadır. Anatomik redüksiyon kapalı veya açık olarak yapılabilir. Kullanılan tespit materyallerini veya yöntemlerini ise üçe ayırmak mümkündür [7]:

1. Çoklu kanüle vida uygulamaları,
2. Kayma ve sıkıştırmaya izin veren sabit açılı implant,
3. Kayma ve sıkıştırmaya izin vermeyen sabit açılı implant.

2.6.2.1 Çoklu kanüle vida tespiti

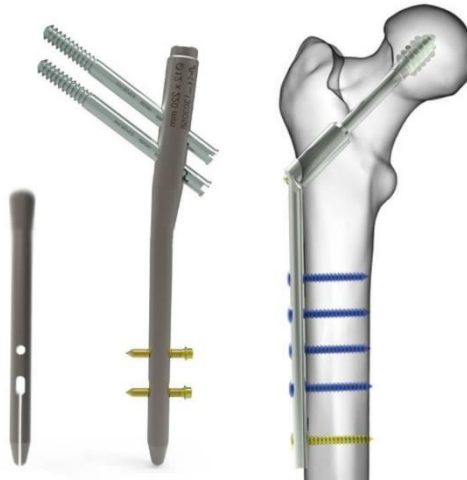
Femur boyun kırıklarının tedavisinde en çok kullanılan tespit materyalidir (**Şekil 18**). Bir çalışmada yer değiştirmeyen FBK'larında cerrahların %90'ı kanüle vida tercih ederken, yer değiştirmiş FBK'larda ise bu oran %68'dir [7]. Kanüle vida kullanımının avantajları arasında, plak veya dinamik kalça vidası gibi yöntemlerin aksine ek bir insizyon gerekmemesi, perkütanöz veya minimal girişim ile uygulanabilmesi, femur başının beslenmesini bozmaması ve kemiğe daha az zarar vermesidir. Dahası, redüksiyon amacıyla Smith-Petersen insizyonu kullanılmış ise vidaların yerleştirilmesi esnasında kalça lateralinden ek bir insizyon gerektirmemesi avantaj olarak gösterilebilir [94], [95].



Şekil 18: Parsiyel veya full yivli kanüllü vida (TST, TR).

2.6.2.2 Kayma ve kompresyona izin veren sabit açılı implantlar

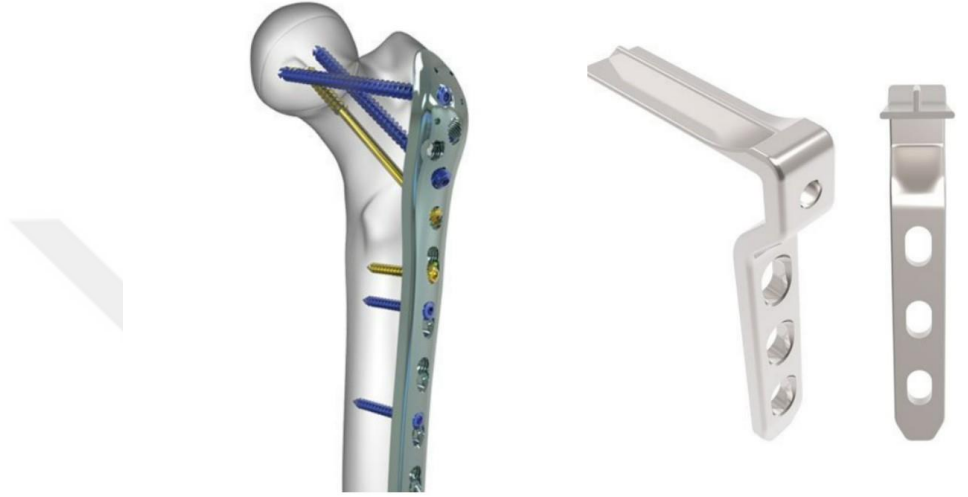
Bu grupta dinamik kalça vidası ve sefalomedullar çiviler sayılabilir (**Şekil 19**). Dinamik kalça vidası, kanüle vidalara göre daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. Özellikle makaslama kuvvetlerinin fazla olduğu Pauwels Tip 3 FBK’larda kullanılması önerilmektedir. Ayrıca kırık hattında parçalanma olan ve osteoporotik kemiği olan hasta gruplarında üstün olduğu gösterilmiştir. Özellikle kırık hattı 50 derece üzerinde olan tip 3 FBK hasta gruplarında kırık proksimalinde varus açılanması ve makaslama deplasmanının ters üçgen kanüle vida tespitine göre daha az görüldüğü öne sürülmektedir. DKV uygulamasının teknik olarak daha zor olması, insizyon gerektirmesi, kanama miktarında artışa ve cerrahi sürede uzamaya neden olması tedavi seçiminde dikkate alınmalıdır. [7], [96], [97]



Şekil 19: Soldakiler proksimal femur çivisi, sağdaki dinamik kalça vidası (TST, TR).

2.6.2.3 Kayma ve kompresyona izin vermeyen sabit açılı implantlar

Proksimal femur kilitli plağı ve kamalı plak bu grupta gösterilebilir (**Şekil 20**). Bu implantlar kırık hattında kompresyona izin vermezler, uygulandıktan sonra femur boynuna etki eden fizyolojik yükleri karşılayabilecek kadar sağlam bir osteosentez sağlarlar. Biyomekanik üstünlükleri gösterilmiş olmasına rağmen klinik sonuçları en kötü olan gruptur. [7], [96], [98]



Şekil 20: Soldaki anatomik kilitli plak, sağdaki sabit açılı-kamalı plak (TST, TR).

2.7 Komplikasyonlar ve tedavi sonuçları

Cerrahi tedavinin esas amacı genç hastalarda kemik stoğunu koruyup kaynama elde etmektir. Bu nedenle avasküler nekroz gelişmeden kaynama elde edebilmek başarılı bir sonuç sayılmaktadır. Cerrahın güzel bir sonuç elde edebilmek için anatomik redüksiyona ve osteosentezin stabilitesine âzamî dikkat göstermesi gerekmektedir. En uygun tedavi için tüm gerekli şartlar sağlansa dahi 42 klinik araştırmanın değerlendirildiği bir metaanalizde genç yaşta femur boyun kırığı geçiren bireylerde komplikasyon oranları hayli yüksek bulunmuştur [99]. Femur boyun kırığı gelişen olguların neredeyse %20'si aynı femur kırığına bağlı nedenlerden ötürü tekrar operasyon geçirmek durumunda kalmaktadır. Damany ve ark. [100] genç yaştaki femur boyun kırığı hastalarında avasküler nekroz ve kaynamama oranlarını değerlendirdikleri bir metaanaliz çalışması yapmışlardır. Bu çalışmada %23 avasküler nekroz geliştiği bulunurken, kaynamama oranı %8,9 olarak hesaplanmıştır.

Avasküler nekroz (AVN), femur boyun kırıkları sonrası gelişebilen ve iyi bilinen bir komplikasyondur. Tanı anında femur boynunda posterior parçalanması, kırık hattında dikey yönelimi ve ayrışması olanlarda AVN daha sık gözükmetedir. Ayrıca daha az önemli olmakla beraber erken dönemde cerrahi tedavinin yapılması da AVN riskini azaltmaktadır. AVN oluşması yıllar içinde görülebilse de genellikle ilk iki yılda çoğu vakada AVN gelişmektedir. Birçok faktör göz önünde bulundurulduğunda, kırık hattının anatomik redüksiyonu ve stabil bir osteosentez sağlanması AVN gelişimini engelleyen iki önemli etkidir [101]. AVN sonrası bireylerde kasık, kalça ve uyluk ağrıları görülebilmektedir. Yaşlı bireylerde gelişen AVN'lerin %70'i semptom olmadan seyredebilmekte ve cerrahi operasyon yapılmadan gözlemle takip edilebilmektedir [47]. Oysa genç bireylerde görülen AVN sonrası, yüksek aktiviteye ihtiyaç duymalarından ötürü mevcut şikayetleri ek cerrahiler yapılmasını gerekebilmektedir. Bu cerrahiler içerisinde artroplasti seçeneği güçlü gözükse de proksimal femur osteotomileri de tercih edilebilir ancak bu osteotomilerin endikasyonu ve sonuçları üzerine sağlanmış bir görüş birliği yoktur. Ayrıca genç bireylerde gelişen travma sonrası AVN'de dekompresyon cerrahisinin yeri tartışmalıdır ve erken dönemde femur başının kırık altı kemiğinde çökme olmadan tercih edilebilir [99], [100], [102]–[105].

Uygulanan implantın yetmezliğe gitmesi de FBK cerrahisinde sıkça gözükten komplikasyonlardanır. Burada cerrahi sırasında femur boynunun parçalı olması, tespit edilen sahada kemik boşluklarının oluşu, anatomik redüksiyonun sağlanamaması ve seçilen tespit yönteminin yetersiz olması risk faktörlerinden sayılabilir. İmplant yetersizliği sonrası gelişen ağrı ve yürüme güçlüğü ikinci bir cerrahiye neden olmaktadır. Bu cerrahi kullanılacak yöntemin seçilmesi ise kemiğin kalitesine, hastanın sosyal ve medikal durumuna, hastanın beklentisine bağlı olarak değişebilmektedir [103], [106].

Kaynamama, femur boyun kırıkları sonrası görülen komplikasyonlardan biridir. Optimal tedavinin uygulandığı bireylerde dahi %8,9 oranında gözükemektedir [103]. Avaküsler nekroza kıyasla daha erken, genellikle birkaç ay sonra başlayan uyluk, diz, kalça ve kasık ağrıları ile kendini gösterir. Hastanın aktivitesini kısıtlar ve ikincil bir cerrahi gerektirir. Bu klinik tabloda, birçok tedavi alternatif olmakla beraber valgus osteotomileri de bu klinik durumun tedavisi içinde yer almaktadır. Valgus osteotomisi yapılarak proksimal femurda kırık hattının göreceli olarak daha dikey hale getirilmesi makaslama kuvvetlerinin sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürülmesini sağlamakta ve böylelikle kaynama elde edilmesi amaçlamaktadır [103], [107], [108].

Komplikasyon olmamakla beraber, femur boyun kırıklarının cerrahi tedavisi sonrası kaynama sıklıkla kısalma ile seyreder. Kırık hattındaki sıkıştırıcı kuvvetler kaynamayı sağlasa bile, femur boynunun kaynama sonrası neden kısaldığı henüz net olarak bilinmemektedir. Ne kadarlık bir sıkıştırıcı kuvvetin daha iyi sonuçlar ortaya çıkaracağı netlik kazanmamış bir konudur. Klinik olarak görülmektedir ki 5 mm'den daha fazla bir kısalma aynı kalçada ağrıya ve yürümede aksamaya yol açmaktadır. SF-36 skorlarında belirgin düşmeye ve hayat kalitesinin azalmasına neden olmaktadır. Bu yürüme güçlüğüne ve ağrının kaynağına, kısalmanın yol açtığı abduktör kol momentinin bozulmasının mı, yoksa proksimal femur anatomisinin bozulmasına bağlı asetabulum ile anatomik ilişkinin bozulmasının mı neden olduğu bilinmemektedir. Bir başka görüşe göre de, kanüle vida uygulanan bireylerde, kanüle vidaların geri gelme miktarları da bu rahatsızlık hissini ortaya çıkarabilmektedir[109],[110].

3.AMAÇLAR

Literatürde Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarının cerrahi tedavisinde hangi tespit yönteminin kullanılmasının biyomekanik avantaj sağlayacağına dair bir görüş birliği yoktur.

Bu tezin amacı; elmas konfigürasyonunda uygulanan dörtlü kanüle vida tespitinin (KV4), ters üçgen kanüle vida tespiti (KV3) ve dinamik kalça ile antirotasyon vida (DKV+AV) tespitiyle biyomekanik açıdan karşılaştırılmasıdır.

Aşağıda verilen hipotezlerin çalışmamızın amacını gerçekleştirmede yardımcı olacağı görüşündeyiz.

Hipotez I: Elmas şeklinde uygulanan dörtlü kanüle vida tespitini, üçlü kanüle vida ve dinamik kalça vidası tespitlerine göre biyomekanik olarak üstündür.

Hipotez II: Daha az invaziv girişim ile uygulanabilen, daha az komplikasyon oranına sahip ve cerrahi tekniği daha kolay olan dörtlü kanüle vida yöntemi biyomekanik stabiliteden ödün vermeden sayılan klinik avantajlar nedeniyle uygulanabilir.

Hipotez III: Dörtlü kanüle vida tespiti, üçlü kanüle vida ve dinamik kalça vidası tespitlerine göre kırık hattında daha az deplasman olmasını sağlamaktadır.

Hipotez IV: Dörtlü kanüle vida tespiti, üçlü kanüle vida ve dinamik kalça vidası tespitlerine göre sertlik değeri daha yüksek olan bir tespit yöntemidir.

4.GEREÇ VE YÖNTEMLER

4.1 Yapay kemikler ve çalışma Grupları

Çalışmada 24 adet hücresel köpük yapılı 20 pcf kansellöz 4. nesil Sawbone (3406-04, Sawbones, Vashon, U.S.A) yapay kemik modeli kullanıldı [111]. Bu kemik model, mekanik özellikleri ve korteks kalınlığı ile genç popülasyona benzemektedir. Ayrıca femur gövde uzunluğu, 50 persentilde erkek birey örnek alınarak belirlenmiştir. Femurlar arası mekanik ve boyutsal özellikler tutarlılık göstermektedir. Boyutsal ölçümler arasındaki fark $<2\%$ 'nin altında kalırken, femurların biyomekanik ölçüm farklılıkları ise $<7\%$ 'nin altında kalmaktadır. Bu oranlar, kadavra çalışmaları kullanılan femurlarda görülen 35% farklılığa göre çok düşüktür. Kemiklerin boyutsal ve mekanik özelliklerindeki bu küçük değişiklikler, biyomekanik çalışmalarda istenen bir özelliktir [112]–[117].

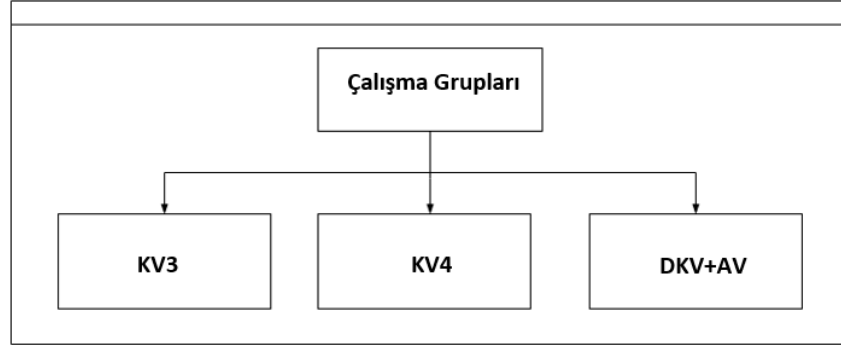


Şekil 21: Model 3406-04 (Sawbones, WA, U.S.A)

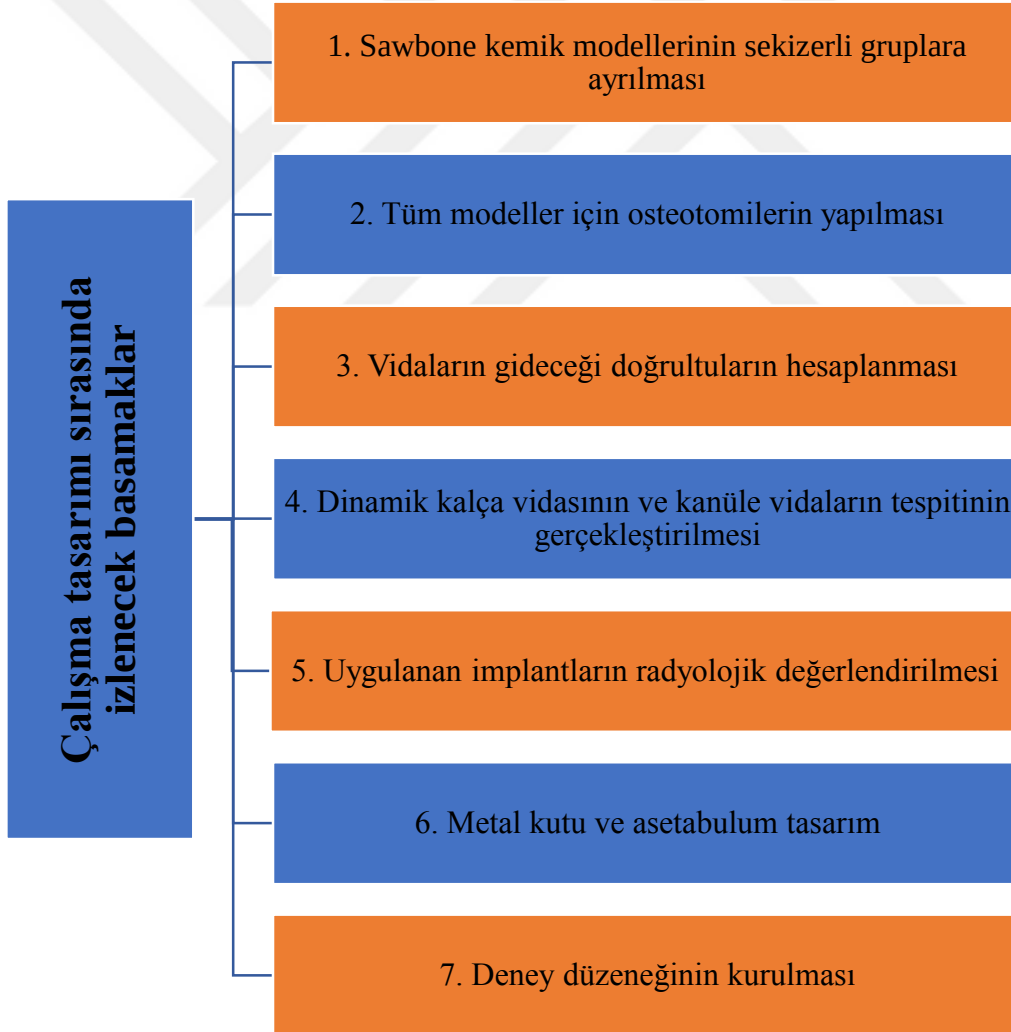
Osteotomi hattını oluşturma ve tespit yöntemine başlamadan önce tüm preparatlar 3 eşit gruba bölündü:

- 1) 8 kemik model, ters üçgen konfigürasyonu oluşturulan 3 adet 6.5 mm kanüle vida grubunda (KV3),
- 2) 8 kemik model elmas konfigürasyonu oluşturulan 4 adet 6.5 mm kanüle vida grubunda (KV4),
- 3) 8 kemik model ise dinamik kalça vidası ve 1 adet 6.5 mm kanüle vida grubunda (DKV+AV) kullanıldı.

Tablo 1: Çalışma grupları

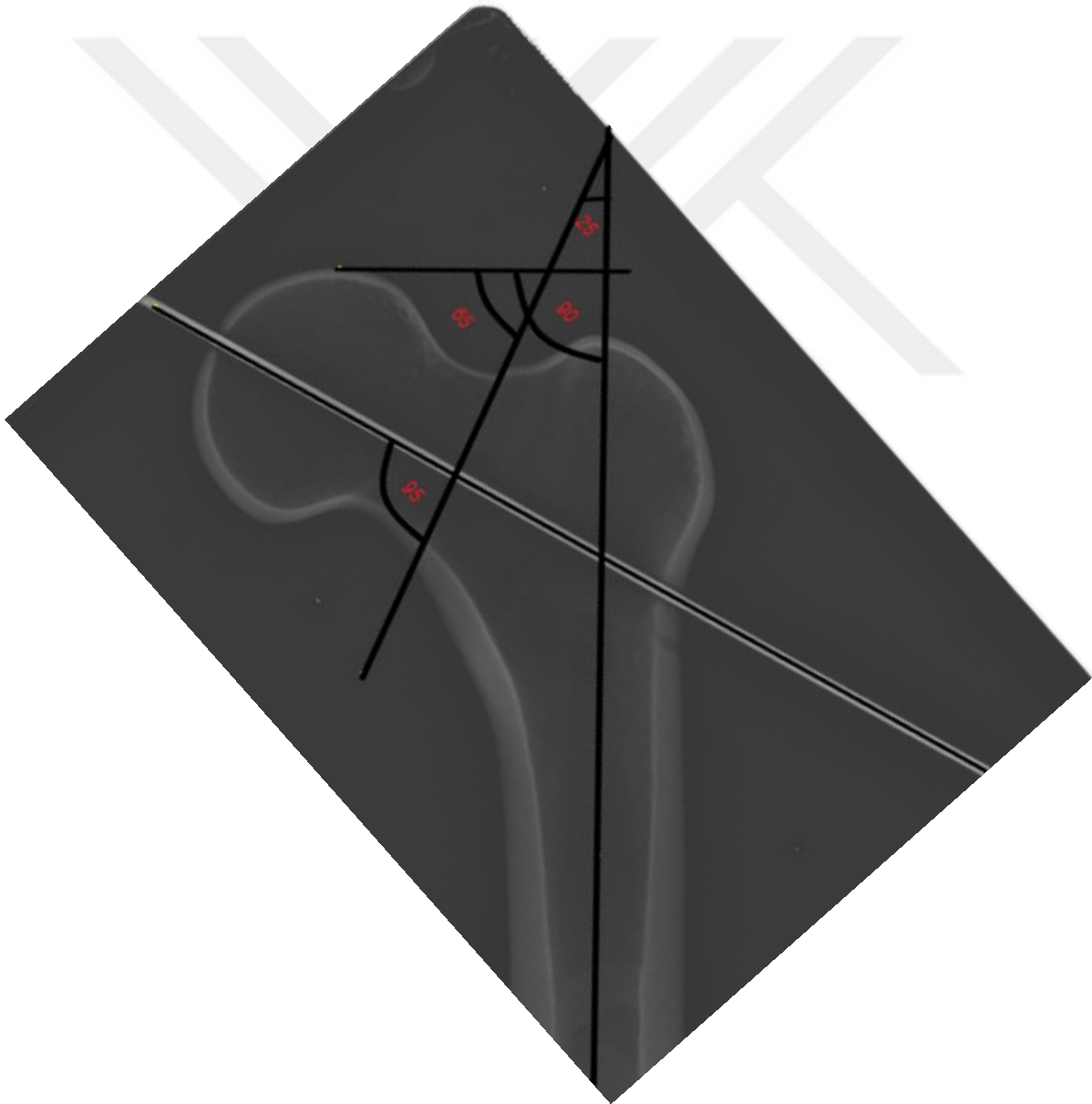


Tablo 2: Çalışma sırasında İzlenecek basamaklar

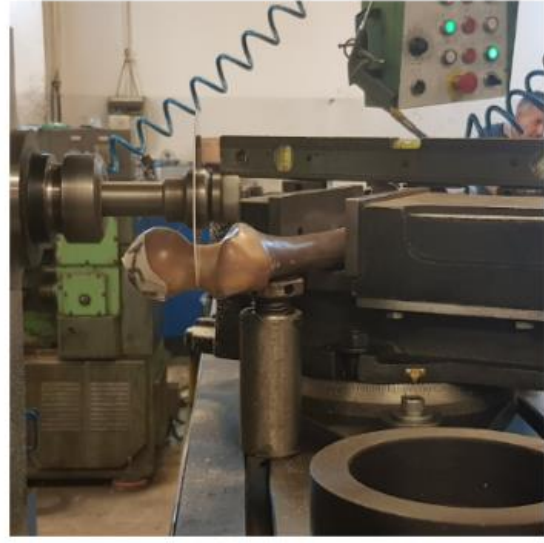


4.2 Pauwels açısının hesaplanması ve Osteotomi uygulaması

Bu kırık modeli oluşturulurken Pauwels açısı ölçümünde kullanılan yöntemin aksine [118]–[120] , femur boyun açısı kullanılarak elde edilen eşitlikten yararlanıldı (**Şekil 22**). Femur boyun açısını ve anteversiyonunu taklit eden 2.7mm’lik kılavuz teli kullanılarak tüm osteotomiler kesim açısı olan 95° kılavuz açısı kullanılarak gerçekleştirildi. Bu yöntemin uygulanması sırasında özel tasarlanmış kesim tezgâhı ve 0.5 mm silindirik metal testere kullanıldı (**Resim 1**). Tüm preparatlarda 65° açı ile trans-servikal osteotomi gerçekleştirildi. Tüm preparatlar femur boyun kesisi yapıldıktan sonra, küçük trokanterin 22 cm distalinden kesildi ve böylelikle biyomekanik çalışma için fiksasyona uygun hale getirildi [121].



Şekil 22: Pauwels açısı: 65° Kılavuz kesisi: 95°

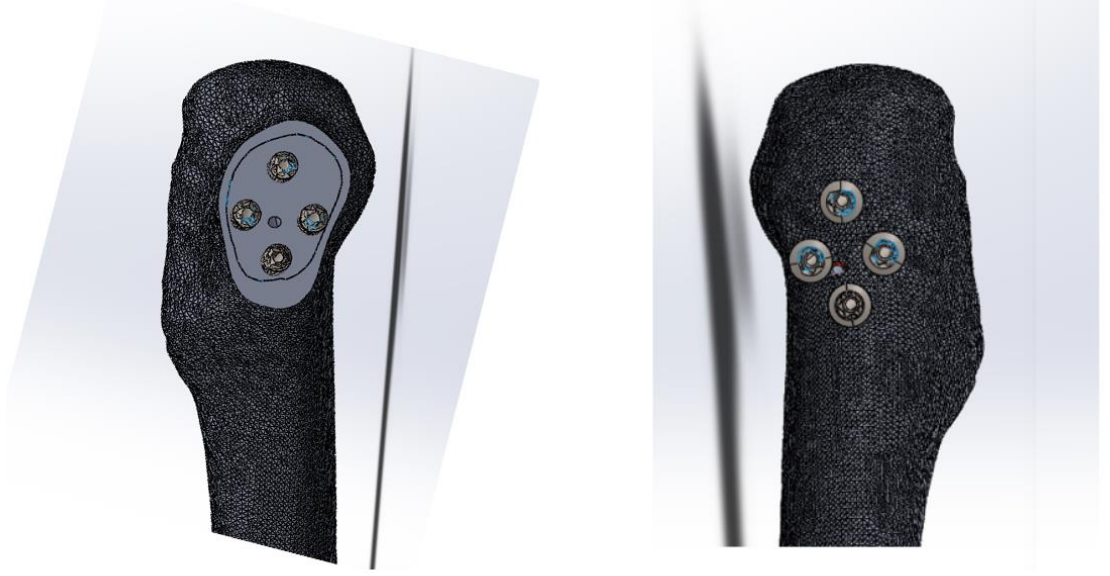


Resim 1: Özel yapım kesim tezgâhı.

4.3 İmplant yerleşimi için femurların hazırlanması

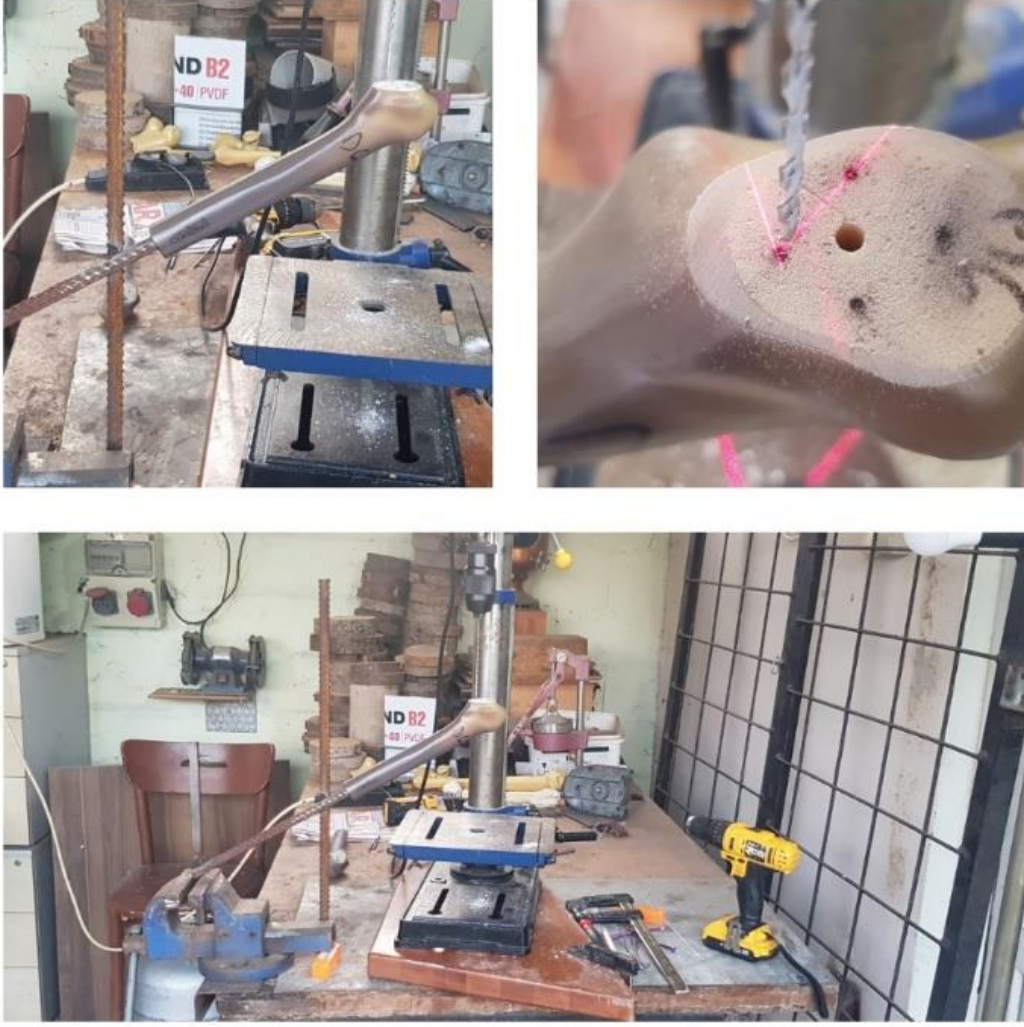
Daha önce yapılan çalışmalarda drillemelerin osteotomiden önce yapılması sayesinde redüksiyonun daha kolay sağlandığı ileri sürülse de [6], [118], [119], [122], bu çalışmada kanüle vida ve dinamik kalça vidası drillemeleri osteotomi gerçekleştirildikten sonra yapıldı ve drilleme sonrası redüksiyon sorunu yaşanmadı. Kemik dışında kullanılan kılavuzların standardizasyon için uygun olmadığı ve uygulamalar sırasında kılavuz tellerinin bükülebildiği ya da kemik dışı kılavuzlarının yerinden oynamasına bağlı farklılıklar olabileceği düşünüldü. Bu amaçla bir adet femur modeli bilgisayarlı tomografi ile 1.25 mm kesit inceliğinde tarandı. 3D modeli çıkartıldıktan sonra Solidworks (Dassault Systemes, FR) 3 boyutlu tasarım programı

kullanılarak yapılan osteotomi modeli taklit edildi. 3D modelde osteotomi sahasından tüm kortekslere 5 mm' den daha yakın olacak şekilde kanüle vida deliklerinin taslakları oluşturuldu (Şekil 23) [123]. Bu delikler femur boyun açısı ve anteversiyonuna göre dikkatlice ayarlandı.



Şekil 23: Bilgisayarda oluşturulan modelde vidaların pozisyonlanması

Bilgisayar ortamında dörtlü ve üçlü kanüle vida konfigürasyonlarına göre her bir vida için yerler belirlendikten sonra uygulama için özel yapım drilleme tezgâhı kuruldu. Femur boyun açısına ve anteversiyonuna uygun şekilde femura pozisyon verildi ve ardından, üstten dik şekilde inen matkap yardımıyla retrograd drilleme yapılarak delikler açıldı (**Resim 2**).



Resim 2: Retrograd oyma düzeneği.

Bu düzenek ile retrograd açılan kanüle vida delikleri, vidaya özel oyucular yardımıyla antegrad şeklinde femur başına doğru tamamlandı. Bu yöntemle üçlü, dördü kanüle vida ve dinamik kalça vidası geometrilerinde standardizasyon sağlanmış oldu. Retrograd drilleme yardımıyla açılan deliklerin örneği aşağıda gösterilmiştir (**Resim 3**).



Resim 3: Retrograd açılan kanalların görünümü.

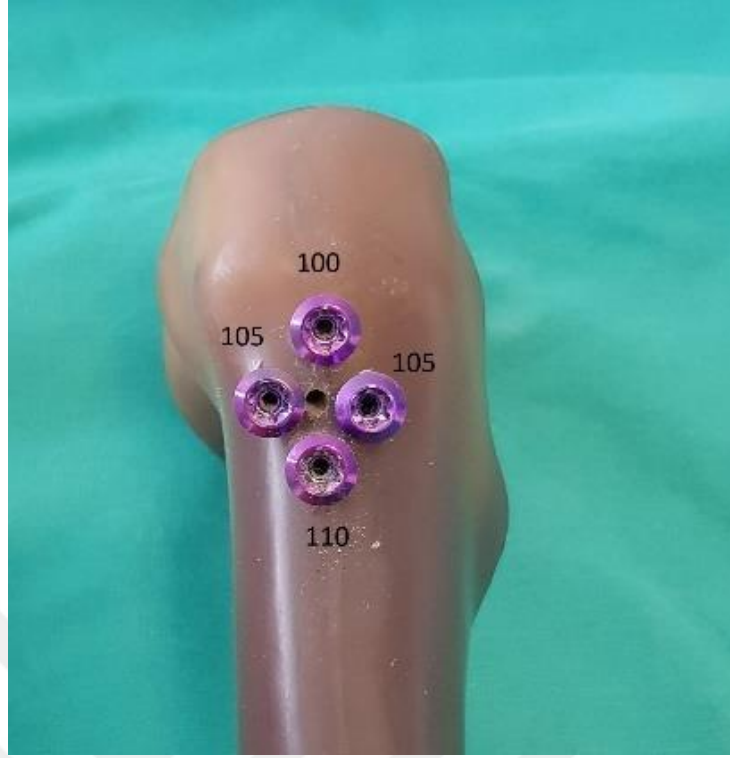
Şekilde gösterilen vida deliklerinden superior vida deliği oyulmaz ise ters üçgen kanüle vida konfigürasyonu elde edilmektedir.

4.4 Çalışmada kullanılan implantlar

Çalışmada dinamik kalça vidası grubu için 135° açılı ve 3 delikli plak (TST, İstanbul, TR) kullanıldı. Kullanılan çekirme vidasının uzunluğu 110 mm, DKV plağını tespit eden vidalar 44 mm uzunluğundadır. DKV superiorundan 135° açıyla paralel olarak gönderilen kanüle vida 95 mm uzunluğunda, 6.5 mm kalınlığında ve 32 yivlidir. (Sayan, İzmir, Türkiye)

Dörtlü kanüle vida grubunda kullanılan kanüle vidalar (Sayan, İzmir, TR) en alt vidadan başlayarak saat yönünde sırasıyla 110, 105, 100 ve 105 mm uzunluğunda ve 32 yivli olarak tercih edildi.

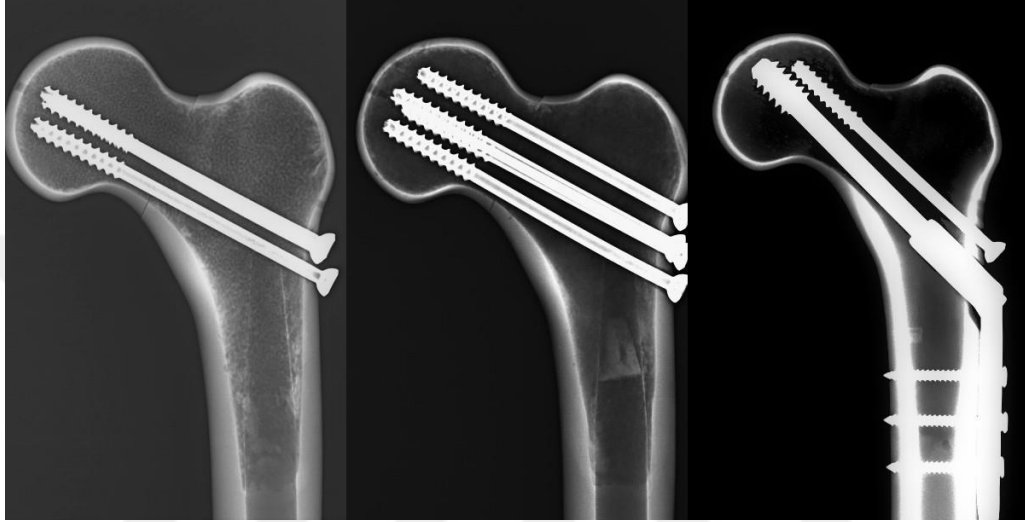
Ters üçgen konfigürasyonu uygulanan grupta 100 mm uzunluğunda kanüle vida kullanılmadı (**Resim 4**).



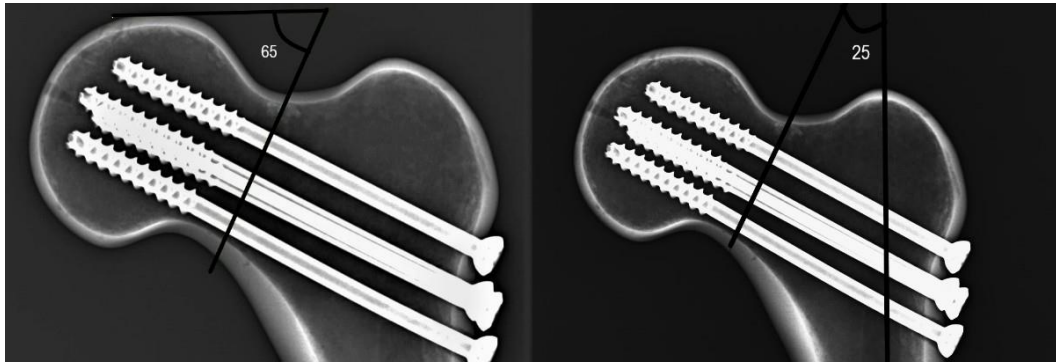
Resim 4: Kanüle vida yerleşimi ve boyları.

4.5 Çalışma gruplarının radyolojik değerlendirilmesi

Dinamik kalça vidası kullanılan tüm preparatlarda tip-apex mesafesi 5 mm'nin altında olacak şekilde tespit edildi. Kanüle vida gruplarında ön, arka, alt vidaların kortekslerden uzaklığı 5 mm'den daha az olacak şekilde tespit edildi. Üst vidanın kortekse uzaklığı 6 mm olarak ölçüldü. Uygulanan tespit yöntemlerinin röntgenleri aşağıda gösterilmiştir (**Resim 23**) ve (**Resim 24**).



Şekil 24: Çalışma grupları.



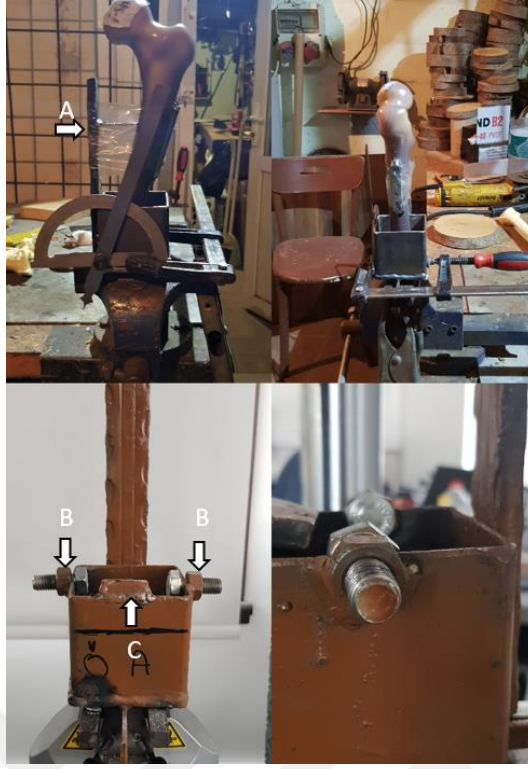
Şekil 25: Sol taraf Pauwels Açısı. Sağ taraf kırık şaft açısı[62].

4.6 Asetabulum ve metal kutu tasarımı

Biyomekanik çalışma planlamasında femur diafizinin dikey eksen ile 15 derece açı yapacak şekilde pozisyonlaması yapıldı. Bu açı tek bacak basma esnasında femur shaftının dikey eksenle yaptığı açıya uymaktadır. [97], [124], [125] Femur diafizinin içerisine oturacağı şekilde 8x8x8 cm metal kare kutu hazırlandı. Femur diafizinin dikey eksen ile 15° açı yapmasını sağlayacak düzener hazırlandı. Düzener içine yerleştirilen femurun epoksi reçinesi ile kalıp oluşturabilmesi için 24 saat beklendi (**Resim 5**). Kalıp oluşturulduktan sonra 15° adduksiyonu koruyacak metal blok ve mediolateral stabiliteyi sağlayacak vidalar sisteme başarıyla eklendi (**Resim 6**). Kalıbın kemik ölçüleriyle birebir olması ve metal blok ile vidaların rotasyonel stabiliteye katkısı nedeniyle ek bir tespit yapılmadı.



Resim 5: Resmin sol tarafında kalıbın boş hali, sağ tarafta epoksi reçinenin kalıba koyulduktan sonraki fotoğrafı görülmektedir.



Resim 6: A: Yer in dikey eksenini temsil eden demir çubuk B: Medial ve lateral kenarlarda bulunan vidalar C: Femurun 15° adduksiyon pozisyonunu destekleyen metal blok.

Yüklenmenin femur yüzeyine fizyolojik koşullara benzer şekilde olabilmesi için noktasal yük verilmekten kaçınıldı [126]. Bu amaçla, yapay femur başı kalıp alınarak asetabulum tasarlandı. Öncelikle uygun ebatlarda dış metal çerçevesi yapıldı ardından eklem kıkırdağını taklit eden epoksi bir arayüz meydana getirildi (**Resim 7**).

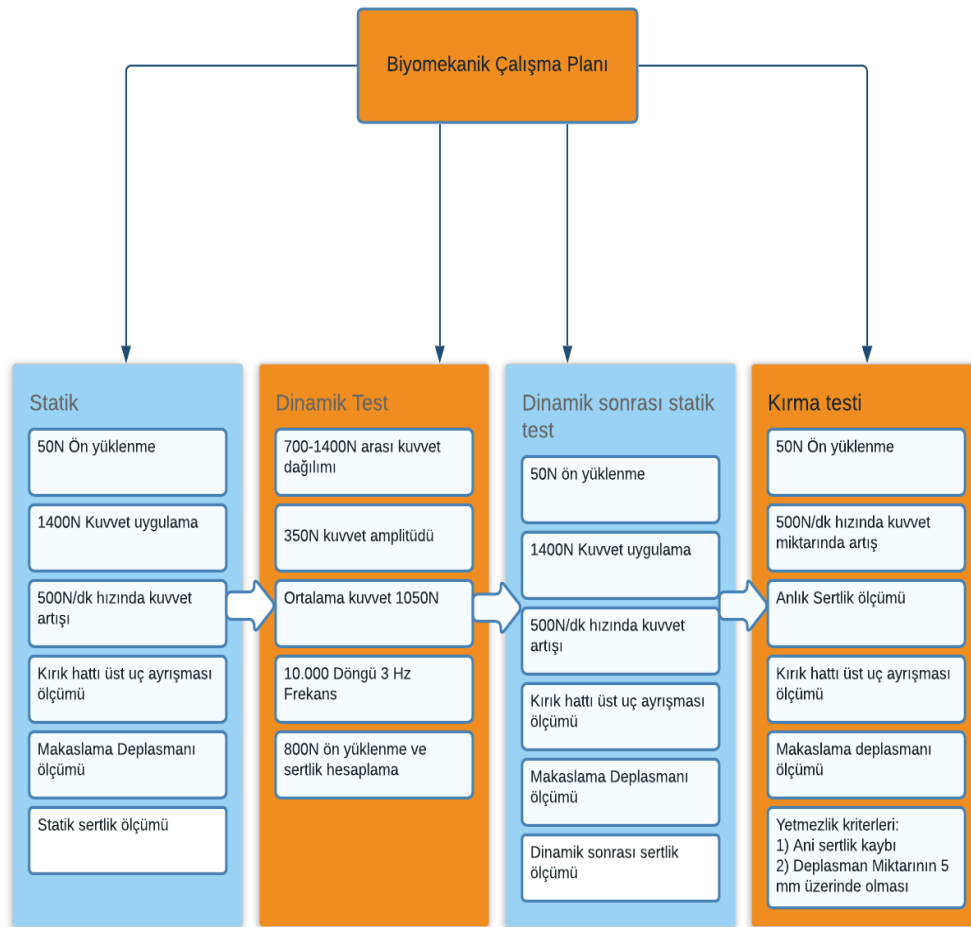


Resim 7: Asetabulum yüzeyleri ve çalışmada kullanımı.

4.7 Biyomekanik çalışmanın planlanması

Çalışmanın biyomekanik testleri dört aşamada gerçekleştirildi: 1) Statik Test 2) Dinamik Test 3) Statik Test 4) Kırma testi. Bu aşamalar sırasında sertlik, deplasman miktarları ve yetmezlik yükü her bir grup için değerlendirildi.

Tablo 3: Biyomekanik çalışma planı.



4.7.1 Biyomekanik test laboratuvarı ve cihazı

Biyomekanik çalışmamız Koç Üniversite Kuttam Biyomekanik Laboratuvarı'nda Instron premium elektropuls E10000LT (Norwood, MA, US) test sistemi kullanılarak yapıldı (Şekil 25). Dinamik test için Instron Wavematrix 2 yazılımı kullanılırken, statik test için Instron Bluehill Universal Static yazılımı kullanıldı.



Şekil 26: Instron E10000LT (Norwood, U.S.A).

4.7.2 Statik test uygulaması

Biyomekanik değerlendirmeye statik test ile başlandı. Ortalama olarak 70 kilogram olan insan baz alınarak, tek bacak üzerinde durulduğu sırada kalçaya binen yüklenme simüle edildi [76]. Statik test başlamadan önce sistemin sabitliğinden emin olmak için 50N ile ön yüklenme yapıldı. 1400 N büyüklüğündeki kuvvet, 500 N/dk hızında artarak yuvarlak bir yüzey aracılığı ile femur başına uygulandı. 1400 N değerine ulaştığında statik test sonlandırıldı. Instron Bluehill Universal Static yazılımı tarafından test sırasında sertlik değeri hesaplandı. Yüklenme 1400 N değerine ulaştığında kırık hattında üst uç ayrışması ve kayma deplasmanı miktarları dijital görüntü korelasyonu kullanılarak hesaplandı.

4.7.3 Dinamik test uygulaması

Çalışmanın dinamik bölümü, operasyon sonrası 6 haftalık iyileşme sürecini simüle etmektedir [96]. Dinamik teste başlamadan önce tüm preparatlara 800 N ile 3 defa ön yüklenme yapıldı ve ortalama bir sertlik değeri hesaplandı. Bu aşamada uygun tanımlanan bir sertlik değeri optimal dinamik test için gereklidir. Ameliyat sonrası koltuk değneği ile yürüyen 70 kg bir erkeğin kalça eklemindeki yüklenme, statik bölümde bahsedildiği gibi yaklaşık 1400 N olmakta ve yürüme siklusu boyunca bu yüklenme sifıra düşmese de düşüş göstermektedir [76], [127]. Sonuç olarak dinamik test 700-1400 N değerleri arasında 3 Hz frekansta 10.000 döngü şeklinde sinüzoidal bir fonksiyon olarak uygulandı. 10.000 döngü, 6 haftalık süreç içerisinde kişinin toplam yürüme siklusunu yansıtmaktadır [96].

4.7.4 Dinamik sonrası statik test uygulaması

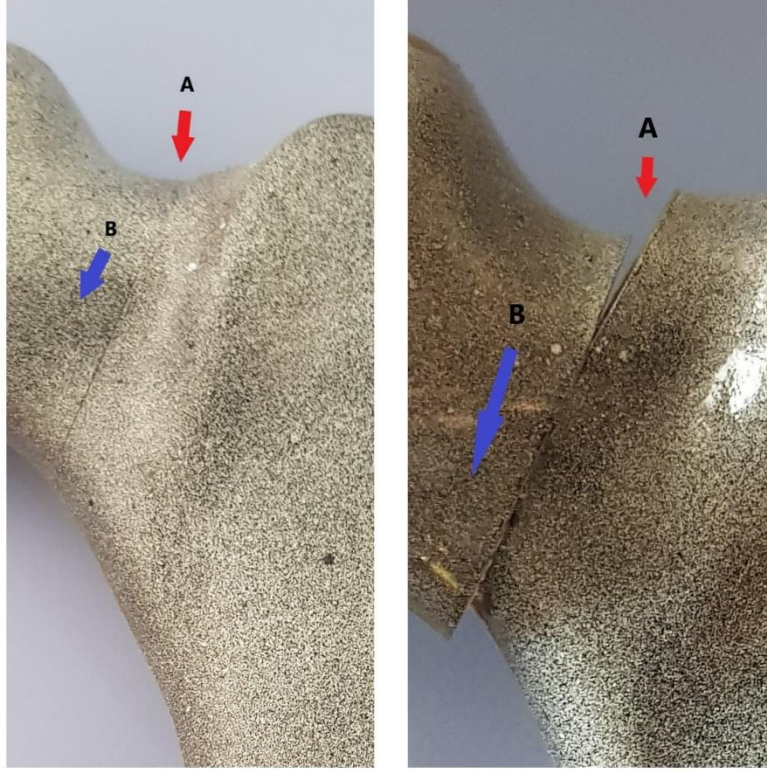
Yorulma testi sonrası uygulan 1400 N kuvvet ile kırık hattındaki yer değiştirmeler ve sertlik hesaplanması amaçlandı. Böylelikle yorulma testi sonrası sertlik ve kırık hattı deplasman değerlerindeki değişimlerin karşılaştırılması yapıldı. Statik teste başlamadan önce 50 N ön yüklenme yapılarak sistemin temas etmesi ve sabitliği sağlandı. Yüklenme 500 N/dk hızında artırılarak 1400 N kuvvete ulaşıldığında test sonlandırıldı. Sertlik değeri Instron Bluehill Universal Static programı ile hesaplandı.

4.7.5 Kırma testi

Tüm preparatlar önceki test aşamalarını geçtikten sonra, yetmezlik yük hesaplaması amacıyla kırma testine tabi tutuldu. Teste başlanmadan önce 50 N ön yüklenme yapılarak sistemin tam temas etmesi ve sabitliği sağlandı. Yüklenme 500 N/dk hızında artırıldı ve anlık olarak Instron Bluehill Universal Static test yazılımı tarafından sertlik takibi yapıldı. Kırık deplasmanının 5 mm'den fazla olması veya sertlikte ani düşüş yetmezlik kriterleri olarak kabul edildi [120]. Kırma testi sırasında kırık hattının deplasman takibi, dijital görüntü korelasyonu kullanılarak yapıldı.

4.7.6 Kırık hattı deplasman ölçümü

Bu çalışmada kırık hattının yer değiştirmesini değerlendirmek için kırık hattının üst ucunda açılma ve kırık hattında iki parçanın birbiri üzerinde kayma miktarının ölçülmesi başarıyla gerçekleştirildi (**Resim 8**). Bu her iki ölçüm için temassız ekstansometre yöntemi olan dijital görüntü korelasyonu kullanıldı. Dijital görüntü korelasyon yöntemini uygulayabilmek için kaotik ya da stokastik bir yüzey olması gereklidir. Bu yüzeyde bulunan desenlerin birbirleri ile ilişkisinin değişimi ve bu ilişkinin takip edilmesi deplasman miktarlarının bulunmasında esastır. Bu nedenle çalışmada kullanılan yapay kemiklerde stokastik boyama yapıldı. Stokastik boyama sırasında önce beyaz boya kullanılırken, beyaz boya üzerine noktasal desenler oluşturmak amacıyla siyah spreyci boya kullanıldı [128]–[130].

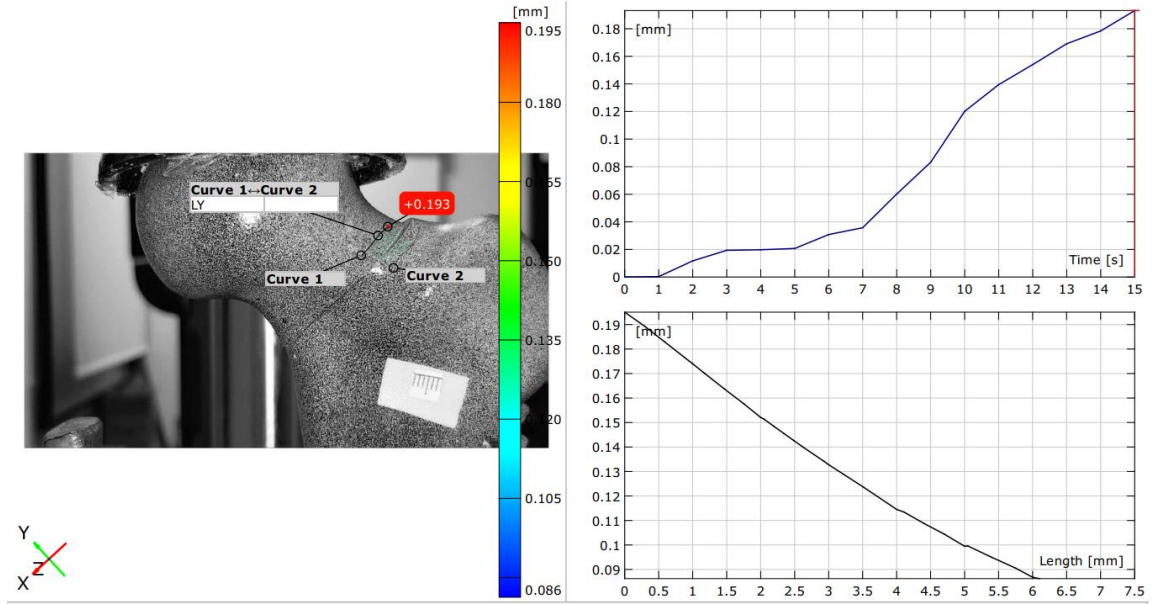


Resim 8: Kaotik veya stokastik boyama paterni A: Kırık üst ucunun ayrışması B: Kırık uçlarının birbiri üzerinde kayma deplasmanı.

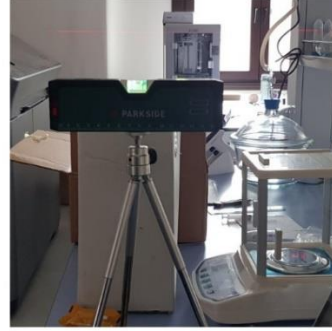
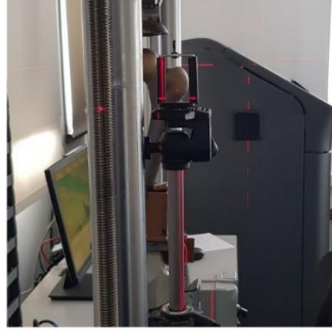
Dijital görüntü korelasyonu (DGK) yapabilmek için Gom Correlate 2020 pro (Zeiss Company, GER) programı kullanıldı. Kırık hattının her iki tarafında belirtilen deplasmanları ölçmek için, iki doğru arası sürekli deplasman miktarını ölçecek bir fonksiyon kullanıldı. Ölçümü doğru şekilde yapabilmek amacıyla kırık hattının uzaysal konumuna göre X, Y ve Z eksenleri uygun şekilde ayarlandı. Sonuçlar, sayısal ve grafiksel olarak elde edildi (**Şekil 26**). Kırık hattındaki rotasyon gözlemsel olarak değerlendirildi.

Yapılan iki çalışma örnek alınarak dijital görüntü korelasyonu için akıllı telefonun kamera sistemi kullanıldı [130], [131].

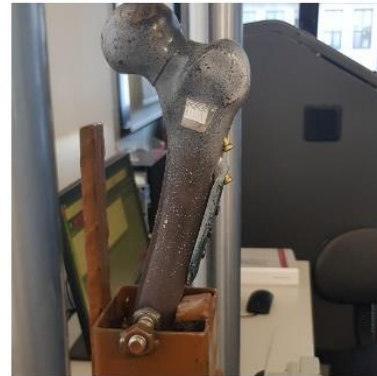
Kamera sistemi hareketi ve hataları engellemek amacıyla tripod sistemi ile sabitlendi. Tripod sistemi 2 adet lazer kullanılarak kırık hattını karşıdan görececek şekilde uygun pozisyonda konumlandı (**Resim 9**). Kayıt sırasında 2 kat yakınlaştırma ve sabit odak kullanılarak 2560X1440 çözünürlükte saniyede 60 kare olacak şekilde görüntü alındı.



Şekil 27: DGK kırma testi üst uç ayrışma deplasmanı.



Resim 9: Kamera pozisyonunun belirlenmesi.



Resim 10: Deney düzeneği.

4.8 Yetmezlik gelişiminin değerlendirilmesi

Çalışma sırasında kırma testine giren preparatlar bu test sonrası gözlemsel olarak değerlendirildi. İmplant yetmezlikleri ve tespit yetmezlik sebepleri not edildi.

4.9 İstatistiksel İncelemeler

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Tek yönlü varyans analizi ve Post hoc Tukey HSD test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Kruskal-Wallis test ve Dunn-Bonferroni test kullanıldı. Normal dağılım gösteren nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Bağımlı gruplar t testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında Wilcoxon signed-ranks test kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

5.BULGULAR

Tablo 4: Statik ve dinamik test sonrası sertlik ve deplasman değerlerin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Grup			P
		KV3 (n=8)	KV4 (n=8)	DKV+AV (n=8)	
Statik sertlik	Ort±Ss	808,29±221,38	1121,25±97,92	763,29±249,86	^a 0,004**
	Medyan (Min-Maks)	749 (540-1200)	1101 (1005-1287)	830 (496-1180)	
Dinamik TS. Sertlik	Ort±Ss	885,71±234,02	1159,25±123,74	761,57±246,58	^a 0,004**
	Medyan (Min-Maks)	896 (468-1238)	1126 (1017-1342)	839 (438-1111)	
P		^c 0,074	^c 0,241	^c 0,928	
Fark	Ort±Ss	77,43±94,81	38,00±83,84	-1,71±48,1	^a 0,196
	Medyan (Min-Maks)	84 (-72-204)	34 (-67-198)	9 (-69-53)	
Statik üst uç ayrışması	Ort±Ss	0,14±0,09	0,12±0,05	0,22±0,19	^b 0,972
	Medyan (Min-Maks)	0,1 (0,1-0,3)	0,1 (0,1-0,2)	0,1 (0,1-0,5)	
Dinamik TS. üst uç ayrışması	Ort±Ss	0,14±0,08	0,11±0,06	0,10±0,06	^b 0,931
	Medyan (Min-Maks)	0,1 (0,1-0,2)	0,1 (0,1-0,2)	0,1 (0-0,2)	
P		^d 0,799	^d 0,484	^d 0,310	
Fark	Ort±Ss	0,00±0,11	-0,02±0,04	-0,11±0,17	^a 0,170
	Medyan (Min-Maks)	0 (-0,1-0,2)	0 (-0,1-0,1)	0 (-0,4-0,1)	
Statik kayma deplasmanı	Ort±Ss	0,47±0,28	0,28±0,13	0,67±0,35	^a 0,035*
	Medyan (Min-Maks)	0,5 (0,1-0,9)	0,3 (0,1-0,5)	0,5 (0,3-1,2)	
Dinamik TS. Kayma deplasmanı	Ort±Ss	0,42±0,15	0,29±0,14	0,59±0,47	^b 0,141
	Medyan (Min-Maks)	0,5 (0,1-0,6)	0,3 (0,1-0,6)	0,4 (0,1-1,5)	
P		^d 0,499	^d 0,889	^d 0,499	
Fark	Ort±Ss	-0,05±0,23	-0,00±0,14	-0,07±0,27	^a 0,791
	Medyan (Min-Maks)	-0,02 (-0,4-0,3)	0,1 (-0,2-0,2)	-0,7 (-0,4--0,4)	

^aOneway ANOVA Test

^bKruskal Wallis Test

^cPaired Sample t Test

^dWilcoxon Signed Rank Test

*p<0,05

**p<0,01

Gruplara göre olguların statik sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,004$; $p<0,01$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; KV4 grubu olguların statik sertlik değerleri, KV3 ve DKV+AV gruplarından istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek saptandı ($p=0,016$; $p=0,006$; $p<0,05$).

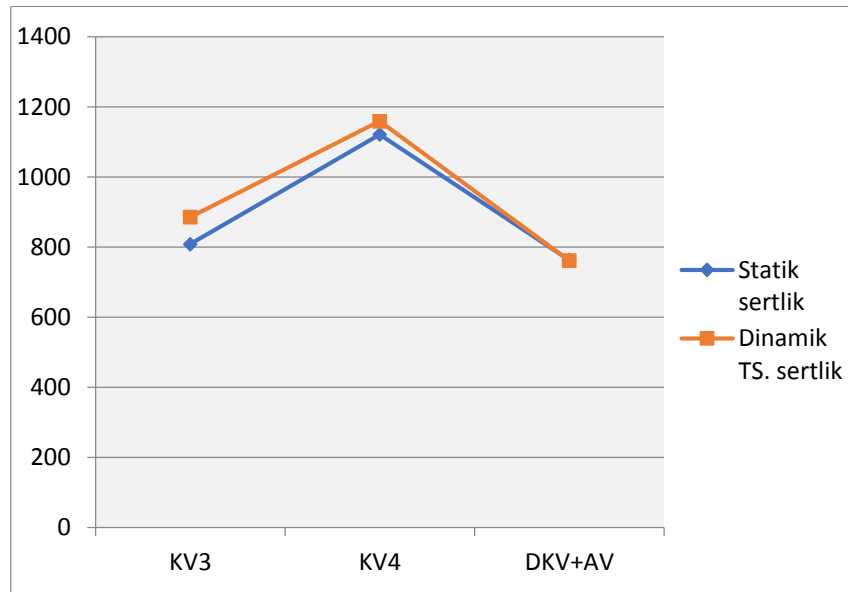
Gruplara göre olguların dinamik test sonrası sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,004$; $p<0,01$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; KV4 grubu olguların statik sertlik değerleri, KV3 ve DKV+AV grubundakilerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptandı ($p=0,047$; $p=0,004$; $p<0,05$).

Gruplara göre biyomekanik modellerin dinamik test sonrası sertlik değerlerindeki değişimler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

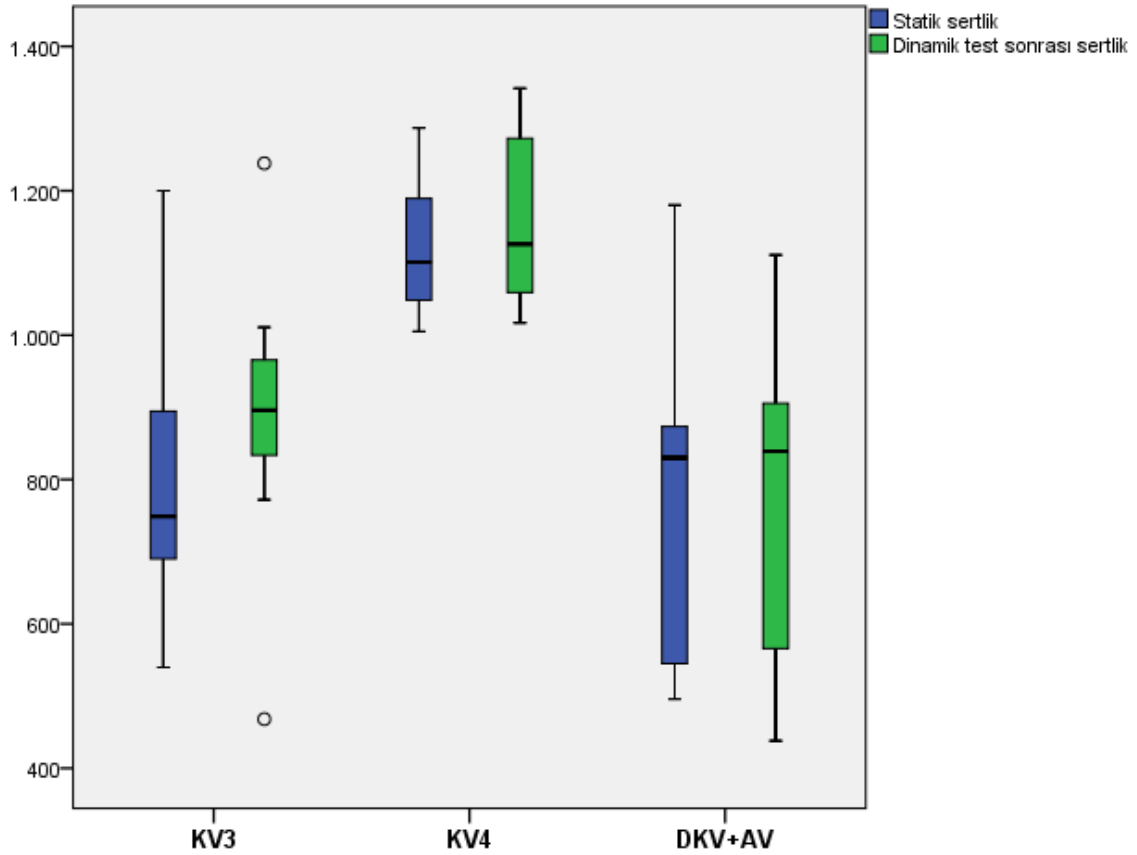
KV3 grubu biyomekanik modellerin dinamik test sonrası sertlik değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

KV4 grubu biyomekanik modellerin dinamik test sonrası sertlik değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

DKV+AV grubu biyomekanik modellerin dinamik test sonrası sertlik değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).



Şekil 28: Sertlik değerlerinin dağılımı.



Şekil 29: Gruplara göre statik ve dinamik test sonrası sertlik değerlerinin dağılımı.

Gruplara göre biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen üst uç ayrışması değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p>0,05$).

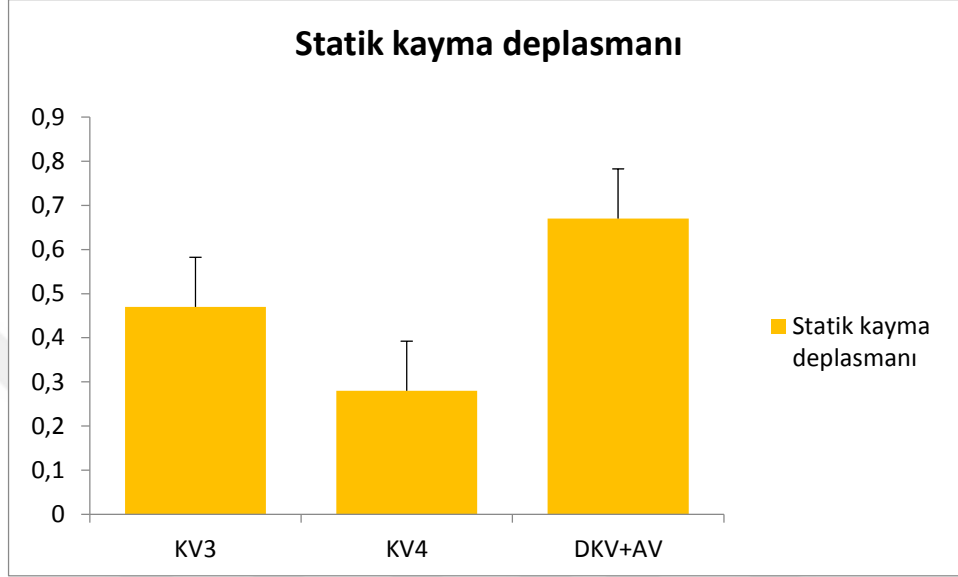
Gruplara göre biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen üst uç ayrışması değerlerinin değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

KV3 grubu biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen üst uç ayrışması değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

KV4 grubu biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen üst uç ayrışması değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

DKV+AV grubu biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen üst uç ayrışması değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

Gruplara göre biyomekanik modellerin statik kayma deplasman değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,035$; $p<0,05$). Farklılığı belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; DKV+AV grubunun statik kayma deplasmanı değerleri, KV4 grubundakilerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptandı ($p=0,028$; $p<0,05$).



Şekil 30: Gruplara göre statik kayma deplasman değerlerinin dağılımı.

Gruplara göre biyomekanik modellerin dinamik test sonrası ölçülen kayma deplasmanı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

Gruplara göre biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen sertlik değerlerindeki değişimler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

KV3 grubu biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen kayma deplasmanı değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

KV4 grubu biyomekanik modellerin statik ve dinamik test sonrası ölçülen kayma deplasmanı değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

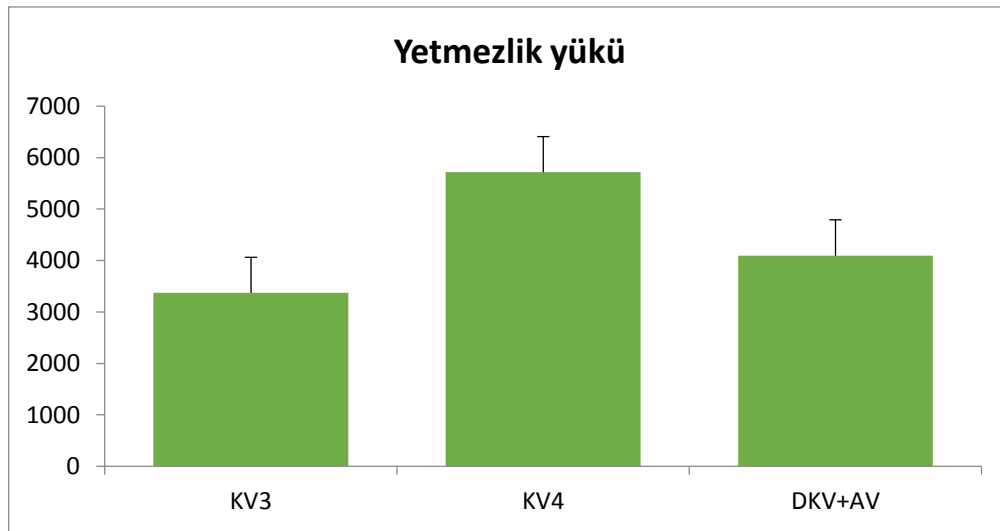
DKV+AV grubunun statik ve dinamik test sonrası ölçülen kayma deplasmanı değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı saptanmadı ($p>0,05$).

Tablo 5: Yetmezlik yükü değerlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

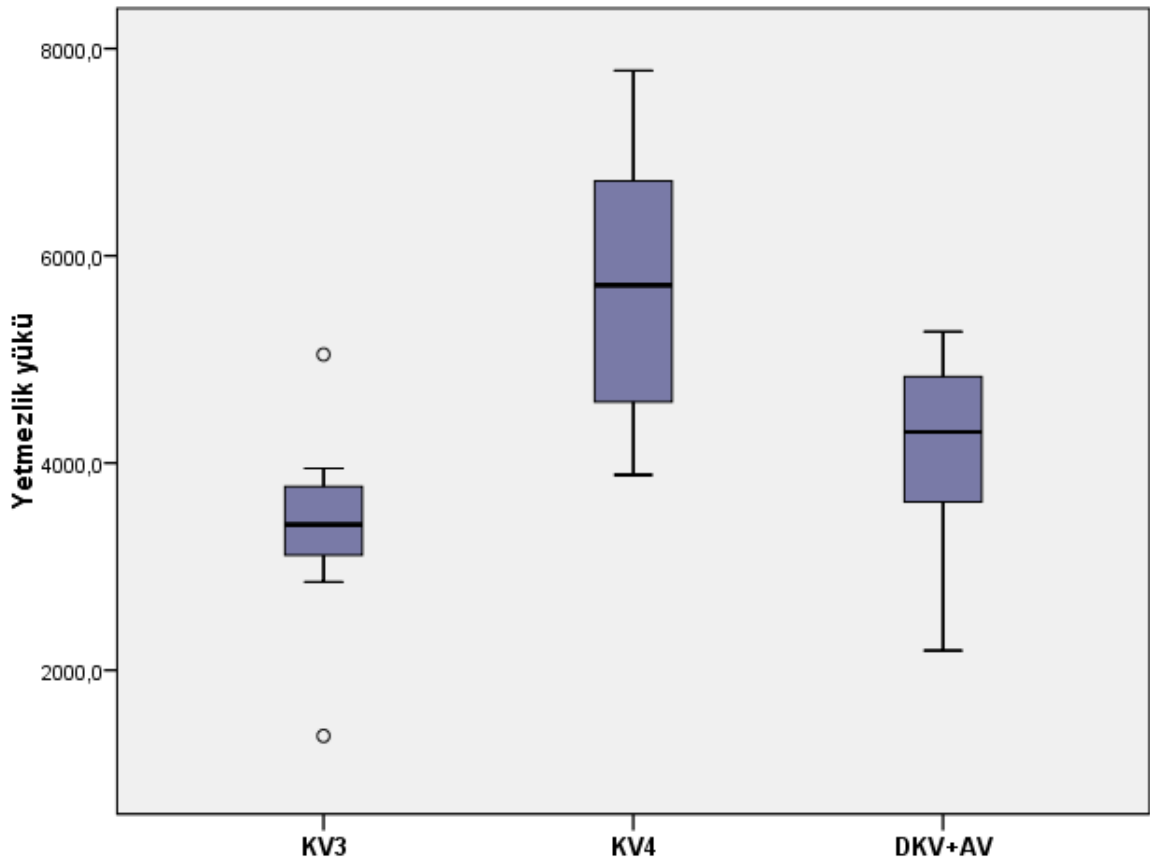
	Yetmezlik yükü		P
	Ort±Ss	Medyan (Min-Maks)	
KV3	3370±1116,99	3406 (1366-5047)	^a0,004**
KV4	5716,13±1323,53	5715,5 (3886-7788)	
DKV+AV	4096,57±1110,10	4300 (2191-5269)	

^aOneway ANOVA Test ** $p<0,01$

Gruplara göre biyomekanik modellerin ölçülen yetmezlik yükü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,004$; $p<0,01$). Farklılığı belirlemek için yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde; KV4 grubunun yetmezlik yükleri, KV3 grubundakilerden istatistiksel olarak anlamlı saptandı ($p=0,003$; $p<0,01$). KV3 ve DKV+AV grupları arasında yetmezlik yükü değerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0,504$; $p>0,05$). KV4 grubunun yetmezlik yükleri DKV+AV grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek saptandı ($p=0,043$; $p<0,05$).



Şekil 31: Yetmezlik yükü değerleri.



Şekil 32: Gruplara göre yetmezlik yükü değerlerinin dağılımı.

Kırma testi sırasında yapılan gözlemsel rotasyon kontrolünde hiçbir modelde rotasyonel deformite gelişmediği gözlemlendi.

Kırma testi sırasında tüm gruplar içerisinde kırık hattı deplasman değeri 5 mm 'yi aşan preparat olmadı. Her üç grup için de yetmezlik geliştiren yüklenmeler sonrasında implantlarda deformasyon görüldü.

6. TARTIŞMA

Genç bireylerde oluşan femur boyun kırıkları, tedavisi ve sonuçları nedeniyle acil travmatoloji pratiğinde özel bir yer tutmaktadır. Bu kırıklar yüksek enerjili travmalar sonucu oluşmakta ve gelişen kırık hattı daha önce bahsedildiği gibi genellikle Pauwels tip 3 kırık hattı tanımlamasına uymaktadır. Bilindiği üzere, kırık hattının dikey yönelimi ortamda oluşan kuvvetleri makaslama yönüne değiştirmekte ve kaynama için gerekli olan mekanik ortamı bozabilmektedir. Hem erken yaşta görülmesi hem de komplikasyonlara açık olması nedeniyle, tercih edilen tedavilerin daha çok sorgulanmasına ve yeni tedavi yöntemleri geliştirilmesi üzerine çalışmaların halen devam etmesine neden olmuştur. Günümüzde gerçekleştirilen birçok araştırmanın sonucunda bile hâlâ kesin olarak hangi tedavi yönteminin seçilebileceği net değildir.

Biyomekanik çalışmamızın dizaynı sırasında daha önce Freitas ve ark. [118], [119] ve Kemker ve ark. [120] yaptıklarının aksine, femur boyun kesileri drillemelerden önce yapıldı. Çalışmamız sırasında Sawbone modellerinin kemik korteks sertliğinin, insan kemik korteksinin sertliğine oranla daha fazla olduğu gözlemlendi. Kullanılan eksternal kılavuzların içinden yönlendirilen kılavuz tellerinin bu sert kortekse temas edince yön değiştirebildiğini deneyimlendik. Daha önce Basso ve ark. [116] da yaptığı bir çalışmada kortekslerin gerçek modellere göre daha fazla stabilite sağladığından bahsetmiştir. Bu gözlemimiz sonucunda drillemelerden önce osteomi hatlarının oluşturulmasına karar verildi. Planlandığı gibi Pauwels 65° açığa sahip osteotomiler drilleme öncesinde yapıldı. 3D modelleme programı Solidworks (Dassault Systemes, FR) yardımıyla her bir vidanın gitmesi gereken doğrultu kırık hattından hesaplandı. Daha önce belirlenen vidaların gideceği doğrultuları uygulayacak kılavuz sistem bu çalışmaya özel geliştirilerek retrograd drillemeler gerçekleştirildi. Retrograd drillemeler sonrası femurun trokanterik bölgesinden antegrad drilleme yapılarak femur başının da drillemesi sağlandı. Ardından uygun uzunluktaki vidalar yardımıyla tespiti gerçekleştirildi. Yapılan röntgen değerlendirmelerinde hem koronal hem sagittal planlarda vida doğrultuları ve korteks mesafeleri uygun saptandı. Drillemelerin önce yapılma sebebi olarak osteotomi sonrası redüksiyonun sağlanmasındaki tutarlılık ve kolaylık gösterilmiştir [116], [120]. Bu çalışmada literatürde belirtilenin aksine, redüksiyon aşamasında zorluk yaşanmadı. Kadavra ve yapay kemikler üzerine yapılacak biyomekanik çalışma modellerinde bu retrograd drilleme metodunun kullanımı istenen sonuçları verebilir. Bu yöntemin avantajları arasında harici kılavuz geliştirilmeden, kurulacak düşük maliyetli özel yapım bir tezgâhla drillemelerin

gerçekleştirilebilir olması gösterilebilir. Drillemeler sırasında skopi kullanılmadı ve her bir vida yerleştirildikten sonra tüm preparatlar skopi altında kontrol edildi.

Biyomekanik düzeneğin tasarımı sırasında karşılaşılan zorluklardan biri de test sırasında gelişen deplasman miktarlarının değerlendirilmesidir. Rupprecht ve ark. [132] yaptığı gibi bazı çalışmalar kullanılan test cihazının doğrusal deplasman ölçümünden yararlanırken, Kemker ve ark. [120] deplasman ölçümünde strain-gauge devresinden yararlanmıştır. Kırık hattına yerleştirilen elektrotların ya da kırık hattını değerlendiren dijital görüntüleme yöntemlerinin deplasman miktarlarını daha doğru şekilde ölçebilmektedir. Cihazın sahip olduğu doğrusal deplasman ölçümü kırık hattı deplasmanını yansıtmaktan uzaktır [133]. Nwankwo ve ark.[121]'nın yaptığı gibi kırık hattı deplasman değişimlerini dijital görüntü korelasyonu yöntemi ile belirlemek mümkün gözükmektedir. Dijital görüntü korelasyonu yönteminin önemli noktalarından biri de kaotik yüzey paternini oluşturmaktır. Yine Nwankwo ve ark. yaptığı gibi daha önce belirlenmiş yüzey doku desenleri ile ölçüm yapılabilirken, kaotik boyama paterni de deplasman miktarlarının ölçümlerinde kullanılabilir. Literatürde incelenen optik araştırmalarda [128], [129] biyolojik araştırmalar için noktaların boyutu 0.07 mm ve bu noktaların birbirinden uzaklığı 0.02 mm olarak belirlenmiştir. Çalışma olanakları dahilinde spreyci boyama ile kaotik boyama paternine uyan boyamalar yapıldı. Bu noktasal ölçümlerin boyama sırasında ölçülmesi ve buna göre oluşturulması mümkün olmamakla beraber, boyama prosedürü sonrası Gom Correlate 2020 pro (Zeiss Company, GER) uygulamasında yüzey kaliteleri her bir femur için ölçüldü ve uygun bulundu. Daha büyük yüzey paternleri veya boyamaları ile çalışmak ölçüm hassasiyetini azalttığı yine aynı çalışmalarda belirtilmektedir. Nwankwo ve ark.[121]'nın oluşturduğu yüzey paterni dijital görüntü korelasyonu yöntemi için suboptimal düzeyde olabilir. Yapılan bu optik çalışmalarda, karşılaştırma yöntemi olarak strain-gauge ölçümü standart yöntem olarak kabul edilmiştir [128]. Fakat biyolojik materyallerde her zaman bu elektrot yöntemini uygulamak mümkün değildir. Her femur için kırık hattının üst ve ön yüzüne aynı standardizasyonda strain-gauge devrelerini uygulayabilmek mümkün gözükse de çalışmamızda tecrübe ettiğimiz yetmezlik yükü denemesi sırasında yük veren üst probun kırık hattı üst ucunda strain-gauge elektrodu ile temas edebilecek şekilde ani yer değiştirmesi olasıdır. Bu temas sonrası elektrot sisteminde istenmeyen deformasyonlar oluşması mümkün gözükmektedir. Bu yüzden strain-gauge yöntemi standart olsa da bu tarz çalışmalarda dijital görüntü korelasyon yönteminin kullanılması kabul edilebilir ve güvenilir sonuçlar için iyi bir seçenektir. Biz de çalışmamızda bu yöntemi kullanarak üç grup arasında kırık hattı deplasmanının ölçümünü gerçekleştirdik. Bu ölçüm sırasında video görüntüleri, bir

akıllı telefon kamerası ile alınmış olup tek planda ölçüm yapılacak çalışmalar için daha önce tanımlandığı gibi uygulandı [130], [131]. Gerçek zamanlı 3 boyutlu görüntü toplayan yüksek hızlı kameralar kullanılamaması eksiklik olarak gösterilebilir ancak bizim çalışmamızda diğer çalışmalara benzer deplasman sonuçları elde edilmesi ve gruplar arası karşılaştırmalarda literatür ile uyumlu sonuçlara varılması, Liping Yu ve ark. [130] yaptığı çalışmayı desteklemektedir.

Biyomekanik çalışmanın tasarımı sırasında yükün femur başına nasıl verileceği ile ilgili yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak planlama yapıldı. 2014 yılında Smith ve ark. [114] tarafından yapılan çalışmada, femur başı ile uyumlu konkav bir yüzey ile yüklenmenin yapılmasının fizyolojiyi taklit ettiği ve daha yüksek sertlik ile yetmezlik yükü değerlerine ulaşılmasını sağlayabildiği öne sürülmüştür. Yine aynı çalışmada noktasal ve düz bir yüzeyden verilen yükte, in vivo kırıklarda gözükmeyen femur başında depresyon ve kırıklar ortaya çıkabildiği gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda bu nedenle konkav sferik bir yüzey tasarlandı ve kullanıldı. Biyomekanik tasarım farklılıkları tartışılmış olup, bildiğimiz kadarıyla retrograd drilleme ve akıllı telefon kamerasının kullanıldığı dijital görüntü korelasyonu yöntemlerinin literatürde ilk defa uygulandığı biyomekanik çalışmadır. Akıllı telefon kamerasının bu tarz ölçümler için kullanılabilir olması, pahalı sistemlere gerek olmadan dijital görüntü korelasyonu teknolojisinin kullanımını arttırarak araştırma maliyetini azaltacaktır.

Literatür Pauwels tip 3 kırıklarda hangi implantın kullanılması gerektiği ile ilgili kesin bir yargıya varamamaktadır. Bununla ilgili Lutrell ve ark. [134] 2014 yılında travma cerrahları arasında bir anket çalışması yapmıştır. Bu çalışma sırasında cerrahlara hangi görüntüleme yöntemlerini, cerrahi teknikleri ve implantı tercih ettiklerini sormuş ve implant seçiminde literatürle uyumlu olarak akılcı bir yöntem bulmayı hedeflemişlerdir. Cerrahların %47'si DKV implantını tercih ederken, %43'ü ise KV tercihinde bulunmaktadır. Geri kalan %10 cerrah ise diğer implantları kullandığını ifade etmiştir. Bu oranlar literatürdeki uyumsuzluğu açıkça ortaya koymaktadır. Ayrıca tüm cerrahların sadece %54'ü literatür bilgisi ile implant seçimini destekleyebilirken, diğer %46'sı literatür ile bu görüşünü destekleyememiştir. Cerrahlar arasında DKV tercihinde bulunanlar, bu tercihlerini %89 oranında biyomekanik olarak en stabil implant olduğunu düşünerek yapmıştır. KV3 tercihinde bulunanlar ise bu tespit yöntemini kullanma sebebi olarak %31'i daha az girişim gerektirmesini, %18'i teknik olarak kolay olmasını ve %13'ü daha az komplikasyon gelişmesini göstermektedir. KV3 tespitini tercih eden cerrahların yalnızca %25'i biyomekanik stabilitesi nedeniyle bu tercihi yaptıklarını belirtmiştir.

KV3 tespitinin tercihinde bu %25'lik oran ya mevcut literatürün ışığında gerçekleşmekte ya da literatürü güvenmeyen bir görüşün varlığında ortaya çıkmaktadır. Fakat yine aynı çalışmada literatürde hakkında en fazla bilgi sahibi olunan grubun da KV3 olduğu belirtilmiştir. Luttrell ve ark. yaptığı çalışmada belirtildiği gibi, DKV ve KV arasında cerrahlar arasında bir görüş birliği yoktur. Literatürde konsensus sağlanamamış olması önemli bir sebep olarak gösterilebilir. Daha az girişim gerektirmesi, daha az morbiditeye neden olması ve teknik olarak daha kolay olması KV tespitinin tercih edilme sebeplerindendir. Çalışmamızda biyomekanik olarak DKV+AV grubuna benzer ya da daha üstün bir KV tespitinin araştırılmasını planladık. Bize göre bu çalışma literatürdeki karmaşaya hem yanıt verebilecek hem de daha az morbid bir tespit ile daha iyi bir biyomekanik stabilite sağlanıp sağlanamayacağı sorusuna cevap oluşturacaktır.

1999 yılında Baitner ve ark. [97] yaptığı çalışmada, kadavra kemikleri kullanılarak dinamik kalça vidası ile ters üçgen kanüle vida tespit yöntemleri karşılaştırılmış. Bu çalışmada kullanılan DKV'ye ek olarak antirotasyon vidası kullanılmamıştır. Her iki yöntemin yetmezlik yükleri DKV için 2550 ± 479 N, KV3 için 800 ± 245 N olarak bulunmuştur. Her iki grubun yetmezlik sırasında deplasman miktarı DKV için $0,56 \pm 0,22$ mm, KV3 için $1,26 \pm 0,53$ mm hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise, DKV+AV grubunun 4096 N ve KV3 grubunun 3370 N ile yetmezlik yükü DKV+AV grubunda daha yüksek bulundu. Bu çalışmada kullanılan kadavra kemikleri DEXA yapılarak preparatlar arası homojenite sağlanırken, donörler hakkında hiçbir bilgi verilmemiştir. Genç popülasyonu taklit edecek femur preparatları ile çalışmamış olmaları olası gözükmemektedir. 2004 yılında Selvan ve ark. [135] Synbone üzerine yaptığı çalışmada, 6 farklı kanüle vida tespitini karşılaştırmışlar. Bu çalışmada KV3 tespitinin yetmezlik yükü 950 N olarak saptanmış olup bizim çalışmamızdan farklı oluşu bizce kullanılan synbone kemiğinin sağlıklı bireylerin kemik özelliklerini yansıtmaması nedenlidir. Aminian ve ark.[96] 2007 yılında 1. Nesil Sawbone'lar üzerinde yaptığı çalışmada dört farklı tespit yöntemi karşılaştırmıştır. DKV yetmezlik yükü 1194 ± 213 N ve KV3 862 ± 366 N bulunurken sertlik değerleri sırasıyla 245 ± 51 ve 166 ± 50 N/mm bulunmuştur. Bu çalışmanın 1. nesil Sawbone ile çalışılmış olması çalışmamızdaki 4. nesil Sawbone ile elde edilen değerlerden farklı olmasına sebebiyet vermiş olabilir. Bu 3 farklı çalışmada hem sertlik hem de yetmezlik yüklerinin mevcut çalışmamızdan belirgin olarak farklı çıkmasının sebebi kullanılan yapay veya kadavra kemiklerin bizce genç popülasyonu taklit edecek özellikte olmamasından kaynaklanmaktadır.

Zdero ve ark. [136] 2010 yılında KV3 tespitinin vida yerleşimi arasındaki farklılıkları belirlemek amacıyla 3. nesil Sawbone üzerinde yaptığı çalışmada, KV3 tespitinin yetmezlik yükü 3493 N olarak bulunmuştur. Bu değer çalışmamızda bulunan 3370 N 'a oldukça yakındır. Deplasman miktarını kullanılan cihazın kuvvet kolundan ölçümü yapılmış olup yetmezlik yükü sırasında 10.9 mm olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada, çalışmamızın aksine kırık hattındaki deplasmanı yansıtacak ölçüm yapılmamış olup, tüm sistemin deplasmanı dikkate alınmıştır. Sertlik değeri Zdero ve ark. çalışmasında 1469 N/mm olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda bu değer 885 N/mm olarak hesaplandı. Bu çalışmada KV3 konfigürasyonu için kortekse 5 mm'den daha yakın kanüle vida yerleştirilmesi uygulanmış olup, KV3 tespitinin yetmezlik yükü için maksimum değer elde edilmiştir. Bu korteks uzaklıklarına uyulmadığı ve vida aralarının daha az bırakıldığı diğer grubun yetmezlik yükü ise 2863 N olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda da KV3 yetmezlik yükünün maksimuma ve deplasman miktarının en aza ulaştığı bu konfigürasyona özellikle dikkat edildi ve 3 boyutlu modelleme kullanılarak her bir vidanın gideceği doğrultu ayrı ayrı hesaplandı.

Rupprecht ve ark. [132] kadavra kemiğinde oluşturdukları Pauwels tip 3 kırık modelinde üç farklı tespit yöntemini biyomekanik açıdan karşılaştırmıştır. Bu çalışmada, Baitner ve ark. [97] yaptığı çalışmaya göre donörlerin biyografik özellikleri belirlenmiş olup araştırmada belirtilmiştir. Yapılan araştırmada yetmezlik yükü DKV 3509 ± 197 , KV3 3421 ± 20 N bulunmuş olup, bizim araştırmamızda ise sırasıyla $4096 \text{ N} \pm 1527$ ve 3370 ± 1116 N saptandı. Bizim çalışmamız ile Rupprecht ve ark. yaptığı çalışmanın yetmezlik yükleri benzerdir. Ancak siklik yüklenme sırasında çalışmamızın aksine 6 tane KV3 ve 4 tane DKV yetmezlikle sonuçlanmıştır. Rupprecht ve ark. çalışmasında dinamik testler sırasında yetmezlik gelişmesinin sebebi olarak bizce osteoporotik kemiklerle de çalışılması gösterilebilir. Çalışmanın sonucunda osteoporotik ve sağlıklı kemikler arasında karşılaştırılma yapılması planlanmıştır. Yine de KV3 grubundan 2 adet sağlıklı femur preparatından yetmezlik geliştiği görülmektedir. Buna rağmen DKV grubunda bütün yetmezlikler osteoporotik preparatlardandır. Siklik yüklenme sonrası sertlik değerlerinde KV3 597 ± 59 'dan 356 ± 67 ve DKV 540 ± 253 'ten 748 ± 357 'ye değişiklikler gözlenmiştir ancak bu değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda sertlik değerleri siklik yüklenme öncesi KV3 için $808,29 \pm 221,38$ ve DKV+AV için $763,29 \pm 249,86$ N/mm'dir. Siklik yüklenme sonrası sertlik değerleri sırasıyla $885,71 \pm 234,02$ ve $761,57 \pm 246,58$ olarak hesaplandı ancak istatistiksel açıdan anlamlılık saptanmadı. Rupprecht ve ark. yaptığı çalışmada sertlik değerinde ani düşüş veya 20 mm üzeri deplasman yetmezlik kriteri olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda ise sertlik

değerindeki ani düşüş ile 5 mm kırık hattı deplasmanı başarısızlık kriteri olarak alındı. Bu çalışmanın biyomekanik modellerin deplasman değerlerini gösteren tablosuna bakıldığında DKV için yaklaşık 1000. döngüde, KV3 grubunda ise 100-500 döngü arasında 10 mm deplasman değerinin üstüne çıktığı saptanmıştır. Bu farklılığın ortaya çıkmasında bu çalışmada yine sağlıklı kemiklerle beraber osteoporotik kemiklerin aynı deplasman grafiğinde değerlendirilmesi olabilir. Rupprecht ve ark. yaptığı çalışmada genç popülasyona ait femurların kullanıldığı preparatların deplasmanı hakkında bir bilgiye ulaşılamamaktadır.

Stoffel ve ark. [137] DKV ve KV gruplarının karşılaştırılması için 2017 yılında kadavra kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, DKV içeren tüm grupların KV3 grubuna göre üstün olduğunu göstermiştir ve bu tezde yapılan çalışmadan iki önemli farkı vardır. Yetmezlik yükleri sırasıyla DKV+AV 2548 ± 747.4 N, KV3 1229.3 ± 281.9 N rapor edilmiştir. Bu tezde ise sırasıyla 4096 ± 1527 ve 3370 ± 1116 N bulunmuş olup, Stoffel ve ark. raporladığı değerlerden oldukça farklıdır. Bunun nedenleri arasında 70 derece kırık açısına ek olarak, hazırlanan preparatlarda posterior defekt yaratılarak çalışmanın planlanmış olması söylenebilir. Ayrıca çalışmamızda 700-1400 N kuvvet aralığında 10.000 döngü yorulma testi uygulanmakta olup Stoffel ve ark. hem döngü sayısında hem de kuvvet miktarında kademeli artışa gitmişlerdir. Yorulma analizinde ortalama gerilme kuvveti ve gerilme genliği bu çalışmada olduğu gibi artarsa yorulma hızlı gerçekleşecek ve yetmezlik kuvveti düşüş gösterecektir [138]. DKV+AV grupları arası farklılık için $20,542 \pm 7465$ siklus ve dinamik olarak uygulanan 2548 ± 747.4 N kuvvet miktarı gösterilebilir. Yukarıda bahsedildiği gibi, siklik yüklenmenin yapıldığı değerler arttıkça yorulmanın hızlanması beklenmektedir. Aminian ve ark.[96] ve Daam ve ark. [127] belirttiği gibi operasyon sonrası dönemde 10.000 döngü 6 haftalık iyileşme periyodunu taklit etmekte ve bu süreç içerisinde çift koltuk değneği kullanılarak yüklenmelerin en aza indirgenmesi amaçlanmaktadır. Ayrıca Bergmann ve ark. [76] normal yürüme sırasında kalça eklemine binen yükü %250 VA olarak hesaplamış olup 70 kg sağlıklı erkek için kalça eklemine binen yük 1750 N olarak kolayca hesaplanabilir. Bu şartlar altında DKV+AV grubunun yetmezlik yükü olarak hesaplanan 2548 ± 747.4 N bu limitin çok üstündedir. Tekrarlayıcı bu yüklenmeler altında, çalışmamızda ulaşılan statik yetmezlik yüklerine ulaşılması mümkün gözükmemektedir. Bu tarz yüksek gerilme genliği ve gerilme kuvvetine sahip siklik yüklenmeler yapılması in vivo yüklenmeleri taklit etmekten uzak gözükmemektedir. Bu tarz bir siklik yüklenmenin oluşturulabilmesi için operasyon sonrası erken dönemde kontrolsüz olarak hızlı tempo yürüme, merdiven çıkma veya koşu gibi aktivitelerin gerçekleştirilmiş olması gerekmektedir [76], [139]. Bu çalışmada KV3 grubu ise 7293 ± 2819

döngüde 1129.3 ± 281.9 N ile yetmezlik geliştiği gözlenmiştir. Verilen değerlere göre KV3 grubunda yetmezlik yükünün düşüklüğünden döngü sayısındaki artış ve kuvvet büyüklüğündeki değişkenlik gösterilemez. Çalışmamızın aksine düşük yetmezlik yükünün gözükmemesi, posterior femur boyun defekti ile ilgili olabilir. Kauffman ve ark. [8] yaptığı bir çalışmada posterior femur boyun defektlerinde KV3 tespitinin yetersiz kalabileceği belirtilmiştir. Çalışmada ölçülen sertlik değerleri ise, çalışmamıza benzer şekilde DKV+AV için 688.8 ± 132.6 ve KV3 için 584.1 ± 156.6 N/mm olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda KV3 statik sertlik değeri $808,29 \pm 221,38$ N/mm olup daha DKV+AV grubundan daha yüksek bulundu. Sertlik değerinin Stoffel ve ark. yaptığı çalışmada düşük bulunması posterior femur boyun defektinin sonucu olabilir.

Johnson ve ark. [140] 2017 yılında instabil femur boyun kırıkları üzerinde yaptıkları bir çalışmada KV ve DKV+AV gruplarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, bizim çalışmamızla benzer şekilde 4. Nesil Sawbone kullanılmıştır. KV3 ve DKV+AV gruplarının yetmezlik yükleri sırasıyla 3756 ve 5654 N bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise bu değerler, 4096 ± 1527 ve 3370 ± 1116 N saptandı. Çalışmamızda DKV+AV grubu için elde edilen yetmezlik yükü anlamlı derecede düşük gözükmemektedir. Johnson ve ark. yaptığı çalışmada siklik test boyunca gerilme genliği ve ortalama gerilme kuvveti, çalışmamıza göre farklılık göstermektedir. 10.000 döngü sonrası bu değerlerde artış sağlanıp 2450 N ile siklik yüklenme yapılmaktadır. Bu şartlar altında yorulmanın hızlı olması ve nihai yetmezlik yüklerinin düşük olması beklenir [138] ancak Johnson ve ark. yaptığı çalışmada bu gerçekleşmemiştir. Bizim çalışmamıza göre KV3 ve DKV+AV grupları arasında yetmezlik yükü açısından anlamlı fark saptanmazken ($p > 0,05$ $P = 0,501$), bu çalışmada $p < 0,0001$ ile anlamlı farklılık saptanmıştır. Bu çalışmada elde edilen sertlik değerleri, KV3 531 ve DKV+AV için 1,179 N/mm olup, çalışmamızda bulunan sonuçlara bakıldığında KV3 grubunun sertlik değeri düşük, DKV+AV grubunun sertlik değeri ise daha yüksek saptandı.

Kunapali ve ark. [141]'nin 2014 yılında femur boyun kırık modelinde yaptıkları çalışmada, DKV ve KV3 tespitinin medial plak ile güçlendirilmesini biyomekanik açıdan değerlendirmişlerdir. DKV grubunda antirotasyon sağlayacak ek kanüle vida kullanılmamış olup, sonuçlarda KV3 üstün bulunmuştur. Çalışmada KV3 yetmezlik yükü 3137 ± 564 N bulunmuş olup, bizim çalışmamızın 3370 ± 1116 N sonucu ile benzerlik göstermektedir. Ancak antirotasyon vidası olmadan yapılan DKV tespitinin yetmezlik değeri 1899 ± 595 N ile çalışmamızın 4096 ± 1527 N DKV+AV değerinden oldukça uzaktır. Bu çalışmada deplasman

miktarları hesaplanmamış olup, sertlik değerleri verilmiştir. Sertlik değeri KV3 grubu için 959 ± 257 N/mm ile çalışmamıza benzerlik göstermektedir.

2020 yılında Nwankwo ve ark. [121] , Kunapali ve ark. benzer bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak kadavra kemikleri kullanılmış olup, kadavra kemikleri özellik olarak genç femur boyun kırıklarını taklit edecek popülasyondan seçilmiştir. DKV+AV grubunun yetmezlik yükü 3824 ± 2140 N olup, çalışmamızdaki 4096 ± 1527 N değeri benzerlik göstermektedir. Bu çalışmada dinamik test gerçekleştirilmiş ve bizim çalışmamıza benzer şekilde dinamik test öncesi ve sonrası sertlik değerleri hesaplanmıştır. Burada da bahsedildiği gibi, literatürde birçok çalışma deplasmanı çalışmanın gerçekleştirildiği makinenin doğrusal deplasmanı ile ölçülürken daha az çalışma kırık hattı deplasmanını ölçmektedir. Nwankwo ve ark.'nın çalışması kırık hattı deplasmanını dijital görüntü korelasyonu ile ölçümleyen bir çalışmadır. Daha önce tartışmada bahsedildiği gibi kaotik desen içindeki değişimler ile deplasman miktarını hesaplamışlardır. Bizim çalışmamızda medial plak kullanılmamasına rağmen, deplasmanları tartışabilmek amacıyla iki grubu sırasıyla yazmak gerekirse; DKV+Medial plak statik makaslama deplasmanı $0,77 \text{ mm} \pm 0,70 \text{ mm}$ ve DKV+AV statik makaslama deplasmanı $1,22 \text{ mm} \pm 0,92 \text{ mm}$ olarak saptanmıştır. Çalışmamızda ise DKV+AV statik makaslama deplasmanı $0,67 \text{ mm} \pm 0,35 \text{ mm}$ bulundu. Ayrıca bu çalışmada siklik yüklenme sonrası kayma deplasman miktarları DKV+AV grubunda $1,5 \text{ mm}$ ile artış gösterse de istatistiksel anlamlılık göstermemiştir. ($p=0,10$) Bizim çalışmamızda da dinamik test sonrası kayma deplasmanı $0,59 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$ olarak hesaplandı ve deplasman miktarındaki değişiklik istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadı. ($p>0,05$) Her iki çalışmada hesaplanan deplasman miktarları, yetmezlik kriterlerine yaklaşacak düzeyde olmayıp $1,22 \text{ mm}$ ile $0,67 \text{ mm}$ arası deplasman miktarının klinik önemi tarafımızca bilinmemektedir. Bu farklılığın nedenleri arasında kullanılan kemiklerin, kadavra ve 4. nesil Sawbone, farklılığından kaynaklanabilir. Ayrıca tarafımızca bahsedildiği gibi dijital görüntü korelasyonu sırasında kullanılan yüzey paterni büyüklüğü de bu farklılığı rahatça yaratabilecek bir durumdur [128]. Ayrıca dijital görüntü kaydı sırasında kullanılan kameraların da bu büyüklükte sapmalara sebebiyet verebileceği düşünülebilir [130]. Fakat her iki deplasman miktarı da yetmezlik kriteri olan 5 mm değerinin oldukça altındadır [96]. Dinamik testler sonrası kayma deplasmanlarındaki değişikliklerin anlamlı olmaması, uygulanan siklik yüklenmenin kemik ve implant osteosentez yapısının S-N eğrisinde güvenli aralıkta kalmış olmasından kaynaklanabilir [138]. Kemik ve implant osteosentez yapısının $700-1400 \text{ N}$ kuvvet değerinden ve 10.000 siklik yüklenme sayısından çok daha fazlasına dayanabilir. Daha önce tartıştığımız Johnson ve ark. [140]'nın

makalesinde siklik yüklenme kuvvetlerinin büyüklüğünde artış ile daha düşük yetmezlik yüklerinde implant yetmezliği gelişebildiği ortaya konmuştu. Fakat 700 N-1400 N ile implant ve kemik osteosentez yapısının güvenilir alanda kaldığını ya da yetmezlik için gereken siklus sayısının bundan çok daha fazla olması gerektiğini belirtmek gerekir. Bu varsayım 4. nesil Sawbone ile yapılmış olup aynı biyomekanik özelliklere sahip genç yetişkin femur kemiği için de benzer varsayım yapılabilir.

Kemker ve ark. [120] 4. nesil Sawbone üzerinde yaptıkları DKV, DKV+2AV ve KV3 gruplarını karşılaştıran çalışmada yetmezlik yüklerini sırasıyla 2240.6 ± 334.7 , 2393 ± 245.3 ve 2114 ± 124.8 N olarak bulunmuştur. Çalışmamız aynı kemiklerle yapılmış araştırma olmasına karşılık, her iki çalışmada görülen yetmezlik yüklerinin farklı olduğudur. Ölçülen statik sertlik değerleri Kemker ve ark. çalışmasında 3 grup için sırasıyla 1482 ± 167.1 , 1854 ± 282 , 2084 ± 303.2 N/mm, dinamik sonrası ölçülen sertlik değerleri ise 1492.4 ± 213.3 , 1941.9 ± 352.7 ve 2110.6 ± 288 N/mm saptanmıştır. Bizim çalışmamızda ise statik sertlik değerleri KV3 için $808,29 \pm 221,38$ ve DKV+AV için $763,29 \pm 249, 86$ N/ mm'dir. Dinamik sonrası sertlik değerleri ise KV3 için $885,71 \pm 234,02$ ve DKV+AV için $761,57 \pm 246,58$ N/mm'dir. Her iki çalışmada da statik ve dinamik sonrası sertlik değerleri arasında anlamlı fark saptanmadı. ($p > 0.05$) Kemker ve ark. yaptığı çalışmada sertlik değeri makinenin kendisi tarafından hesaplanmış olup, kırık hattından elde edilen deplasmanlar ile hesaplanmamıştır. Bizim çalışmamızda da kırık hattı deplasmanı sertlik hesaplamasında kullanılmamış olup Instron premium elektropuls E10000LT (Norwood, U.S.A) tarafından hesaplandı. Bu çalışmanın bir diğer önemli tarafı da kırık hattında hem makaslama hem de kırık üst uç ayrışma deplasmanı miktarlarını da değerlendirmiş olmasıdır. Tartışmanın ilk bölümünde bahsedildiği gibi optik görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılması için kullanılan strain-gauge devresi ile deplasman ölçümü bu çalışma için kullanılmıştır. DKV+2AV için kırık hattı üst uç deplasmanı 0.101 mm, makaslama deplasmanı 0.012 mm, DKV için kırık üst uç ayrışması 0.098 mm, makaslama deplasmanı 0.020 mm ve KV3 için kırık üst uç ayrışması 0.080 mm ve makaslama deplasmanı 0.006 mm hesaplanmıştır. Bu deplasmanlar statik fazda ve bir defa hesaplanmış olup, dinamik yüklenme sonrası bu deplasman yeniden hesaplanmamıştır. Çalışmamızda KV3 için statik kırık üst uç deplasmanı $0,14 \pm 0,09$ mm, kayma deplasmanı $0,47 \pm 0,28$ mm, DKV+AV grubu için statik kırık üst uç deplasmanı $0,22 \pm 0,19$ mm, makaslama deplasmanı $0,67 \pm 0,35$ mm olarak hesaplandı. Burada Kemker ve ark. kırık üst uç ayrışmasını daha fazla bulurken, bizim çalışmamızda makaslama deplasmanı daha fazla bulundu. Deplasman miktarlarının çalışmamızda daha fazla olmasının sebebi olarak kullanılan dijital görüntü korelasyon

yönteminin standart sapma hataları ve kamera kalibrasyon hataları gösterilebilir, ancak çalışma sırasında elde edilen kayıtlarda gözle görülür deplasmanların elde edilmesi bize ölçümlerimizin doğruya yakın olduğunu düşündürmektedir. Nitekim Kemker ve ark. çalışmasında hesapladığı 0.012 mm ve 0.006 mm deplasmanlarının fark edilir deplasmanlar olması zordur. Her iki çalışmada kaydedilen deplasmanların 5 mm'den düşük olması sebebiyle klinik olarak ne anlamı olduğu bilinmemektedir. Bizim çalışmamızda makaslama deplasmanları karşılaştırıldığında DKV+AV tespit yönteminin daha fazla deplasmana maruz kaldığı sonucuna varıldı. ($p<0.05$) Kemker ve ark. ise kendi çalışmalarında KV3 grubuna karşı DKV ve DKV+2AV tespit gruplarının üstünlüğü gösterememişlerdir.

Yukarı tartışılan çalışmalar içerisinde, Kemker ve ark. çalışması hariç DKV+AV grubu KV3 grubuna göre biyomekanik açıdan üstün bulunmuştur. Kemker ve ark. ise bu üstünlüğü ortaya koyamamıştır. Kırık üst uç deplasmanı açısından DKV grubu daha kötü performans göstermekte, DKV+2AV hibrit grubu ise KV3 ile benzer sonuçlar ortaya çıkarmaktadır.

Yukarıda tartışılan çalışmalarda ortak bir görüş birliği olmayıp, yapılan derlemeler de ortak bir fikre ulaşılmaya çalışılmıştır. Akılcı implant seçimini savunan Yoo ve ark. [142] yaptıkları derlemede Pauwels tip 3 kırıklarının cerrahi tedavisinde KV3 tespitinin mi yoksa DKV+AV tespitinin mi tercih edilmesi gerektiğine karar verememişlerdir. Hoshino ve ark. [7] yaptığı derlemede ise DKV implantlarının biyomekanik açıdan üstün olduğunu ancak KV3 grubunun da klinik avantajlar nedeniyle tercih edilebileceği belirtmiştir. Panteli ve ark. [6] instabil femur boyun kırıklarında DKV+AV grubunun biyomekanik avantajlarını tartışmış olsa da subcapital femur boyun kırıkları için KV3 grubunu da yeterince etkin bulmuştur. Bunların sonucunda hangi tespit grubunu önerecekleri konusunda bir sonuca varamamışlardır. Bu derlemelerin üzerinde durduğu DKV yönteminin biyomekanik olarak üstün olduğu görüşüdür. Bazı klinik çalışmalarda da bu görüş savunulmuştur. Hoshino ve ark. [143] yaptığı klinik çalışma derlemesinde DKV grubunu KV grubuna göre üstün bulmuştur. Bhandari ve ark. [144] yaptığı metaanaliz sonucunda DKV grubunun klinik olarak üstün olduğunu savunmuştur. Liporace ve ark. [145] 2008 yılında Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarında yaptıkları bir çalışmada DKV grubunun klinik sonuçlarının KV grubundan daha iyi olduğu görüşüne varmışlardır.

Literatürde Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarında uygulanan dörtlü kanüle vidanın, üçlü kanüle vida tespitine göre üstünlüğünü gösterebilmiş çalışma yoktur. Ancak bu çalışmalar arasında homojeniteden bahsetmek güçtür. Pauwels tip 3 femur boyun kırıklarından farklı

kırıklarda çalışılmış, biyomekanik yüklenme metodları farklı uygulanmış, dörtlü kanüle vida uygulamaları standardize edilememiş veya kullanılan kemik materyaller genç bireyleri yansıtamamıştır. Bu çalışmalar arasında yalnızca Kauffman ve ark. [8] posterior parçalanması olan femur boyun kırıklarında posterior parçalanma varlığında dörtlü kanüle vidanın üstün olduğunu belirtmiştir. Mizrahi ve ark. [123] üçlü ve dörtlü kanüle vida uygulamaları arasında farklılık olmadığını, yeterince geniş femur boynunun varlığında dörtlü kanüle vida tespitinin uygulanabileceğini savunmuştur. Yine Holmes ve ark. [146] üçlü ve dörtlü kanüle vida tespiti arasında anlamlı farklılık olmadığını savunmaktadır. Springer ve ark. [147] çalışmalarında 3 adet kanüle vidanın yeterli olduğunu göstermiştir. Ancak bahsedilen çalışmalar yukarıda belirtilen eksikliklere sahip olup bildiğimiz kadarıyla daha güncel bir çalışma yapılmamıştır.

Bu çalışmada DKV+AV, KV3 ve KV4 gruplarını karşılaştırdık. Yetmezlik yükü bize göre çalışmamızın en önemli çıktısıdır. Yetmezlik yükleri sırasıyla $4096 \text{ N} \pm 1527 \text{ N}$, $3370 \pm 1116 \text{ N}$ ve $5716,13 \pm 1323,53 \text{ N}$ 'dur. Gruplar arasında yetmezlik yükü karşılaştırıldığında anlamlı farklılık mevcuttur. ($p < 0.004$) KV4 grubu her iki gruptan da daha yüksek yetmezlik yüküne sahiptir. ($p < 0.05$) Çalışmamızda yetmezlik yükü değerleri dikkate alındığında KV3 ile DKV+AV grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmadı. ($p > 0.05$)

Bu çalışmanın sonuçlarından biri deplasman değerleridir. Daha önce tartışıldığı gibi birçok çalışmada kullanılan makinelerin doğrusal deplasmanı ile değerlendirmeler yapılmış ve kırık hattı deplasmanlarının ölçümü görece daha az ölçülmüştür. Daha önceki çalışmalar örnek alınarak tasarlanan araştırmamızda, statik ve dinamik test sonrası ölçülen deplasman değerleri karşılaştırıldı. Statik kayma ve statik kırık üst uç deplasmanı, dinamik sonrası kayma ve dinamik sonrası kırık üst uç deplasmanı olmak üzere 4 ayrı sonuç mevcuttur. DKV+AV, KV3 ve KV4 gruplarının sırasıyla statik kayma deplasmanları $0,67 \pm 0,35 \text{ mm}$, $0,47 \pm 0,28 \text{ mm}$ ve $0,28 \pm 0,13 \text{ mm}$ 'dir. Aynı grupların dinamik sonrası kayma deplasmanları $0,59 \pm 0,47 \text{ mm}$, $0,42 \pm 0,15 \text{ mm}$ ve $0,29 \pm 0,14 \text{ mm}$ 'dir. Aynı sıralama ile statik kırık üst uç ayrışma deplasmanları $0,22 \pm 0,19 \text{ mm}$, $0,14 \pm 0,09 \text{ mm}$ ve $0,12 \pm 0,05 \text{ mm}$ olup, dinamik test sonrası kırık üst uç ayrışma deplasmanları $0,10 \pm 0,06 \text{ mm}$, $0,14 \pm 0,08 \text{ mm}$ ve $0,11 \pm 0,06 \text{ mm}$ 'dir. Kırık üst uç ayrışması gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlılığa sahip değildir. Fakat statik kayma deplasmanı üç grup arasında anlamlı farklılık göstermektedir. ($p = 0.035$) DKV+AV grubunda statik kayma deplasmanı KV4 (KV4) grubuna göre anlamlı yüksek saptanmıştır. DKV+AV ile KV3 grupları ve KV3 ile KV4 grupları arasında statik kayma deplasman miktarında anlamlı fark saptanmadı. Dinamik test sonrası gruplar arası deplasman miktarları istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da

DKV+AV grubunda yine kayma deplasman miktarının fazla olduğu söylenebilir. ($p=0,141$) Ayrıca dinamik test sonrası deplasman değişim miktarları da istatistiksel açıdan anlamlı saptanmadı ($p>0.05$) Tüm bu deplasman değerler dikkate alındığında çalışmamızda yetmezlik kriteri olarak kabul edilen 5 mm ‘ yi geçen deplasman değeri saptanmadı. Bütün deney modellerinin kırma testi sırasında gelişen yetmezlik nedeni sertlik değerlerindeki ani kayıptır. Bu ani sertlik değeri düşüşüne kadar kırık hatlarında hem kırık üst uç hem de makaslama değerlerindeki değişim miktarları 5 mm ‘nin altında kaldığı görüldü. Sertlik değerinde ani kayıp sonrası deplasman değerleri 5 mm ‘nin altında olduğu savunularak çalışmaya devam edildiğinde, yüklenme sırasında hızlıca deplasman değerlerinin 5 mm ‘nin üzerine çıktığı ve çalışmaya devam edilemediği görülmüştür. Bu bulgu öne sürülerek, klinik uygulamalar sırasında eğer kemik-implant yapısında yetmezlik gelişirse deplasman değerlerini uygun sınırlar içerisinde tutmak mümkün değildir. 3 implantın da, gözlemimize göre, yetmezlik geliştirdikten yeterince stabilite sağlamamaktadır. Yetmezlik gelişmeden önce üç grubun da kırık hattı deplasmanı açısından yeterli stabilite sağladığını göstermesi nedeniyle önemlidir. Belirtmek gerekir ki 5 mm altında kalan kırık hattı deplasmanlarının ve 5 mm altındaki kırık hattı deplasman farklılıklarının klinik açıdan önemi bilinmemektedir.

Çalışmamızda çıktılardan biri de sertlik değeridir. Sertlik değeri literatürde benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak statik ve dinamik test sonrası olmak üzere 2 defa hesaplandı. Aynı sırayla grupların statik sertlik değerleri $763,29 \pm 249,86$, $808,29 \pm 221,38$ ve $1121,25 \pm 97,92$ N/mm’dir. Dinamik test sonrası sertlik değerleri aynı sırayla $761,57 \pm 246,58$, $885,71 \pm 234,02$ ve $1159,25 \pm 123,74$ N/mm’dir. Çalışmada gruplar arası sertlik değerlerinde hem statik hem dinamik test sonrası olmak üzere anlamlı farklılık saptandı. ($p=0.004$, $p=0,004$) Bu sonuçlara göre KV4 grubu daha dayanıklı bir tespit yöntemi olarak bulundu.

Bütün bu sonuçlar göz önüne alındığında, dörtlü kanüle vida kullanımı ile DKV+AV ve KV3’ten daha sağlam bir tespit yöntemi elde edilebilmektedir. Çalışmamızda yetmezlik yükü değerlendirildiğinde KV3 ile DKV+AV arasında anlamlı farklılık bulunmadı ancak DKV+AV yetmezlik yükü olarak KV3 grubuna göre daha üstün olabilir ($p=0.141$). Kullanılan kemik model sayısı bu farklılığı ortaya çıkarabilmek için yetersiz kalmış olabilir.

Çalışmamızın eksik yönü olarak kadavra kemiklerinin kullanılmaması gösterilebilir. Daha önce de belirttiğimiz gibi Sawbone kemiğinin in vivo stabiliteden fazlasını sağladığını gösteren yayınlar mevcuttur. Ayrıca biyomekanik model sayımızın bazı gruplar arası

farklılıkları ortaya çıkarmakta yetersiz kaldığı söylenebilir. Bu nedenle daha geniş grup sayıları ile çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

Bu çalışma biyomekanik bir çalışma olup, elde edilen sonuçların klinik üzerine etkisinin nasıl olacağı bilinmemektedir. Bu yüzden çalışmanın eksik tarafı olan klinik faydasının, prospektif ve randomize çalışmalar ile değerlendirilmesi gereklidir. Ayrıca çalışmamızda anatomik redüksiyona sahip olan kırık modelleri üzerinde mekanik çalışma gerçekleştirildi. Klinikte çoğu zaman anatomik redüksiyon sağlamak mümkün olamayabilmektedir. Bu nedenle gelecek biyomekanik çalışmalarda anatomik redüksiyonun olmadığı modelleri değerlendirmek ve mekanik etkilerini araştırmak değerli olabilir.



7. ÇIKARIMLAR

1. Çalışmanın en güçlü sonucu yetmezlik yüküdür. Dörtlü kanüle vida grubunun diğer iki gruba göre belirgin olarak daha yüksek yetmezlik yüküne sahip olduğu saptandı.

2. Çalışmada kırık hattındaki deplasmanların değerlendirilmesi sonucu, kırık hattında en az yer değiştirme olan grubun dörtlü kanüle vida sistemi olduğu saptandı. Ancak bütün grupların kırma testinde kırık hattının 5 mm'den daha az yer değiştirmesi, yapılan üç tespitin de yetmezlik yükü değerine kadar kırık hattında yer değiştirmeye izin vermediğini göstermektedir.

3. Çalışmada bulunan sertlik değerleri statik ve dinamik test sonrası diye ikiye ayrılmaktadır. Her iki farklı sertlik değeri için KV3 ve DKV+AV grupları arasında anlamlı fark bulunamazken, dörtlü kanüle vida grubunun sertlik değeri ise KV3 ve DKV+AV gruplarına göre istatistiksel açıdan anlamlı yüksek saptandı.

4. Literatürde mekanik stabiliteden ödün vererek daha az morbiditeye sahip, daha az komplikasyon oranı olan ve perkütan ya da minimal girişim ile yapılabilen kanüle vida tespitinin tercih edilebileceği belirtilmiştir. Bazı çalışmalar literatürdeki bu bilgiyi doğrulamamış olup kanüle vida ve dinamik kalça vidası arasında mekanik farklılık olmadığını öne sürmüştür. Bu çalışmada kanüle vida grubunda mekanik yetersizlik saptanmadığını belirtmek gerekir hatta dörtlü kanüle vida yöntemi mekanik açıdan üstün bulunmuş olup $p=0.035$ değerine sahiptir. P değerinin sınırda anlamlı olduğunu burada belirtmek gerekir ve daha çok sayıda model ile araştırma yapmaya gerek vardır. Sonuç olarak, dörtlü kanüle vida tespiti klinik avantajları olan ve mekanik açıdan zayıf olmayan bir tespit yöntemidir.

5. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar mekanik verilerdir ve klinik sonuçlara etkisi bilinmemektedir. Bu bulguları destekleyecek klinik prospektif araştırmalara gerek vardır.

8. KAYNAKLAR

- [1] K. J. Koval and J. D. Zuckerman, "Hip Fractures: II. Evaluation and Treatment of Intertrochanteric Fractures," *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 2, no. 3, pp. 150–156, 1994, doi: 10.5435/00124635-199405000-00003.
- [2] D. S. Chan, "Femoral Neck Fractures in Young Patients: State of the Art," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 33, no. 1, pp. S7–S11, 2019, doi: 10.1097/BOT.0000000000001366.
- [3] G. P. Slobogean, S. A. Sprague, T. Scott, and M. Bhandari, "Complications following young femoral neck fractures," *Injury*, vol. 46, no. 3, pp. 484–491, 2015, doi: 10.1016/j.injury.2014.10.010.
- [4] T. Pauyo, J. Drager, A. Albers, and E. J. Harvey, "Management of femoral neck fractures in the young patient: A critical analysis review," *World Journal of Orthopedics*, vol. 5, no. 3, pp. 204–217, 2014, doi: 10.5312/wjo.v5.i3.204.
- [5] R. I. Davidovitch, C. J. Jordan, K. A. Egol, and M. S. Vrahas, "Challenges in the treatment of femoral neck fractures in the nonelderly adult," *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, vol. 68, no. 1, pp. 236–242, 2010, doi: 10.1097/TA.0b013e3181c428ce.
- [6] M. Panteli, P. Rodham, and P. v. Giannoudis, "Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly," *Injury*, vol. 46, no. 3, pp. 445–452, 2015, doi: 10.1016/j.injury.2014.12.031.
- [7] C. Max Hoshino and R. v. O'Toole, "Fixed angle devices versus multiple cancellous screws: What does the evidence tell us?," *Injury*, vol. 46, no. 3, pp. 474–477, 2015, doi: 10.1016/j.injury.2014.12.008.
- [8] J. L. Kauffman, J. A. Simon, F. J. Kummer, C. J. Pearlman, J. D. Zuckerman, and K. J. Koval, "Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution: A biomechanical study," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 13, no. 3, pp. 155–159, 1999, doi: 10.1097/00005131-199903000-00001.
- [9] J. Liu, B. Zhang, B. Yin, H. Chen, H. Sun, and W. Zhang, "Biomechanical Evaluation of the Modified Cannulated Screws Fixation of Unstable Femoral Neck Fracture with

- Comminuted Posteromedial Cortex,” *BioMed Research International*, vol. 2019, 2019, doi: 10.1155/2019/2584151.
- [10] T. K. Schaefer, C. Spross, K. K. Stoffel, and P. J. Yates, “Biomechanical properties of a posterior fully threaded positioning screw for cannulated screw fixation of displaced neck of femur fractures,” *Injury*, vol. 46, no. 11, pp. 2130–2133, 2015, doi: 10.1016/j.injury.2015.07.021.
- [11] D. A. Deneka, P. T. Simonian, C. J. Stankewich, D. Eckert, J. R. Chapman, and A. F. Tencer, “Biomechanical comparison of internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures,” *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 11, no. 5, pp. 337–343, 1997, doi: 10.1097/00005131-199707000-00007.
- [12] R. K. Rajnish, R. U. Haq, A. N. Aggarwal, N. Verma, R. Pandey, and H. Bhayana, “Four screws diamond configuration fixation for displaced, comminuted intracapsular fracture neck femur in young adults,” *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 53, no. 1, pp. 70–76, 2019, doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_333_17.
- [13] A. Levick, “Netter’S Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy,” *Chiropractic and Manual Therapies*, vol. 12, no. 2, pp. 86–86, 2004.
- [14] E. Hidaka, M. Aoki, T. Izumi, D. Suzuki, and M. Fujimiya, “Ligament strain on the iliofemoral, pubofemoral, and ischiofemoral ligaments in cadaver specimens: Biomechanical measurement and anatomical observation,” *Clinical Anatomy*, vol. 27, no. 7, pp. 1068–1075, 2014, doi: 10.1002/ca.22425.
- [15] E. R. S. GARDEN, PRESTON, “the Structure and Function of End of the Femur,” *Bone*, vol. 43B, pp. 576–589, 1961.
- [16] Y. Lu, L. Wang, Y. Hao, Z. Wang, M. Wang, and S. Ge, “Analysis of trabecular distribution of the proximal femur in patients with fragility fractures,” *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 14, 2013, doi: 10.1186/1471-2474-14-130.
- [17] R. S. Watanabe, “Embryology of the human hip,” *Clin.Orthop.*, vol. No. 98, pp. 8–26, 1974, doi: 10.1097/00003086-197401000-00003.
- [18] J. L. Jouve *et al.*, “Anatomical study of the proximal femur in the fetus,” *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, vol. 14, no. 2, pp. 105–110, 2005, doi: 10.1097/01202412-200503000-00009.

- [19] G. Fabry, G. D. MacEwen, and A. R. Shands, "Torsion of the femur. A follow up study in normal and abnormal conditions," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 55, no. 8, pp. 1726–1738, 1973, doi: 10.2106/00004623-197355080-00017.
- [20] M. T. Cibulka, "Determination and significance of femoral neck anteversion," *Physical Therapy*, vol. 84, no. 6, pp. 550–558, Jun. 2004, doi: 10.1093/ptj/84.6.550.
- [21] C. S. Fischer *et al.*, "The neck–shaft angle: an update on reference values and associated factors," *Acta Orthopaedica*, vol. 91, no. 1, pp. 53–57, Jan. 2020, doi: 10.1080/17453674.2019.1690873.
- [22] C. K. Boese *et al.*, "The femoral neck-shaft angle on plain radiographs: a systematic review," *Skeletal Radiology*, vol. 45, no. 1, pp. 19–28, Aug. 2016, doi: 10.1007/s00256-015-2236-z.
- [23] M. J. Hartel *et al.*, "Determination of femoral neck angle and torsion angle utilizing a novel three-dimensional modeling and analytical technology based on CT datasets," *PLoS ONE*, vol. 11, no. 3, p. e0149480, Mar. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0149480.
- [24] M. B. Harris, "Rockwood and Green's fractures in adults, fifth edition," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 18, no. 6, pp. 676–677, 2002, doi: 10.1016/s0749-8063(02)70046-7.
- [25] B. Atilla, A. Oznur, O. Çağlar, M. Tokgözoğlu, and M. Alpaslan, "Osteometry of the femora in Turkish individuals: a morphometric study in 114 cadaveric femora as an anatomic basis of femoral component design," *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, vol. 41, no. 1, pp. 64–68, 2007.
- [26] P. C. Noble, J. W. Alexander, L. J. Lindahl, D. T. Yew, W. M. Granberry, and H. S. Tullos, "The anatomic basis of femoral component design," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 235, pp. 148–165, 1988, doi: 10.1097/00003086-198810000-00015.
- [27] V. E. Dinçel, M. Şengelen, V. Sepici, T. Çavuşoğlu, and B. Sepici, "The association of proximal femur geometry with hip fracture risk," *Clinical Anatomy*, vol. 21, no. 6, pp. 575–580, 2008, doi: 10.1002/ca.20680.
- [28] S. Yılmaz, R. Kurt Tokpınar, Ş. Ateş, M. E. Kandur, M. Nisari, and A. Tokpınar, "Morphometric Examination of the Proximal Femur in the Hip Joint," *Gaziantep Islam*

- Science and Technology University*, vol. 1, no. 3, pp. 82–88, Dec. 2020, doi: 10.46871/eams.2020.11.
- [29] M. C. Lee and C. P. Eberson, “Growth and Development of the Child’s Hip,” *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 37, no. 2, pp. 119–132, 2006. doi: 10.1016/j.ocl.2005.12.001.
 - [30] J. A. Ogden, “Changing patterns of proximal femoral vascularity,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 56, no. 5, pp. 941–950, 1974, doi: 10.2106/00004623-197456050-00007.
 - [31] S. Boraiah *et al.*, “Assessment of vascularity of the femoral head using gadolinium (Gd-DTPA)-enhanced magnetic resonance imaging: A cadaver study,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 91, no. 1, pp. 131–137, 2009, doi: 10.1302/0301-620X.91B1.21275.
 - [32] E. Gautier, K. Ganz, N. Krugel, T. Gill, and R. Ganz, “Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 82, no. 5, pp. 679–683, 2000, doi: 10.1302/0301-620X.82B5.10426.
 - [33] J. JUDET, R. JUDET, J. LAGRANGE, and J. DUNOYER, “A study of the arterial vascularization of the femoral neck in the adult,” *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 37 A, no. 4, pp. 663–680, 1955, doi: 10.2106/00004623-195537040-00001.
 - [34] M. A. Seeley, A. G. Georgiadis, and W. N. Sankar, “Hip vascularity: A review of the anatomy and clinical implications,” *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 24, no. 8, pp. 515–526, 2016, doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00237.
 - [35] J. A. M. MacNeil, A. Francis, and R. El-Hawary, “A systematic review of rigid, locked, intramedullary nail insertion sites and avascular necrosis of the femoral head in the skeletally immature,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 31, no. 4, pp. 377–380, 2011. doi: 10.1097/BPO.0b013e3182172613.
 - [36] K. A. Siebenrock, H. Anwander, C. A. Zurmühle, M. Tannast, T. Slongo, and S. D. Steppacher, “Head Reduction Osteotomy With Additional Containment Surgery Improves Sphericity and Containment and Reduces Pain in Legg-Calvé-Perthes Disease,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 473, no. 4, pp. 1274–1283, 2015, doi: 10.1007/s11999-014-4048-1.

- [37] P. Sambrook and C. Cooper, "Osteoporosis," *Lancet*, vol. 367, no. 9527, pp. 2010–2018, 2006, doi: 10.1016/S0140-6736(06)68891-0.
- [38] M. Berglund-Röden, B. A. Swierstra, H. Wingstrand, and K. G. Thorngren, "Prospective comparison of hip fracture treatment: 856 cases followed for 4 months in the Netherlands and sweden," *Acta Orthopaedica*, vol. 65, no. 3, pp. 287–294, 1994, doi: 10.3109/17453679408995455.
- [39] L. J. Melton, "Epidemiology of hip fractures: Implications of the exponential increase with age," *Bone*, vol. 18, no. 3 SUPPL., pp. S121–S125, 1996, doi: 10.1016/8756-3282(95)00492-0.
- [40] M. Wildner and K. E. Bergmann, "Re: 'Heterogeneity of hip fracture: age, race, sex, and geographic patterns of femoral neck and trochanteric fractures among the US elderly' .," *American journal of epidemiology*, vol. 146, no. 10, pp. 887–889, 1997, doi: 10.1093/oxfordjournals.aje.a009212.
- [41] O. Johnell and J. Kanis, "Epidemiology of osteoporotic fractures," *Osteoporosis International*, vol. 16, no. SUPPL. 2, pp. 6–10, 2005, doi: 10.1007/s00198-004-1702-6.
- [42] E. Gaumetou, S. Zilber, and P. Hernigou, "Non-simultaneous bilateral hip fracture: Epidemiologic study of 241 hip fractures," *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, vol. 97, no. 1, pp. 22–27, 2011, doi: 10.1016/j.otsr.2010.07.011.
- [43] H. C. Bäcker, C. H. Wu, M. Maniglio, S. Wittekindt, S. Hardt, and C. Perka, "Epidemiology of proximal femoral fractures," *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, vol. 12, no. 1, pp. 161–165, 2021, doi: 10.1016/j.jcot.2020.07.001.
- [44] V. Merle *et al.*, "Factors affecting quality of care for elderly subjects undergoing surgery for hip fracture: Review of the literature," *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, vol. 90, no. 6, pp. 504–516, Oct. 2004, doi: 10.1016/s0035-1040(04)70424-9.
- [45] B. H. Yoon, Y. K. Lee, S. C. Kim, S. H. Kim, Y. C. Ha, and K. H. Koo, "Epidemiology of proximal femoral fractures in South Korea," *Archives of Osteoporosis*, vol. 8, no. 1–2, 2013, doi: 10.1007/s11657-013-0157-9.

- [46] R. Talboys, L. Pickup, and A. Chojnowski, "The management of intracapsular hip fractures in the 'young elderly' Internal Fixation or Total Hip Replacement?," *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 78, no. 1, pp. 41–48, 2012.
- [47] B. D. Browner, J. B. Jupiter, C. Krettek, and P. A. Anderson, "Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction, 2-Volume Set : Basic Science, Management, and Reconstruction. 2 Vol Set".
- [48] J. R. Schwappach, M. D. Murphey, S. F. Kokmeyer, H. G. Rosenthal, M. S. Simmons, and M. Huntrakoon, "Subcapital Fractures of the Femoral Neck: Prevalence and Cause of Radiographic Appearance Simulating Pathologic Fracture." [Online]. Available: www.ajronline.org
- [49] T. Iwata *et al.*, "The value of T 1-weighted coronal MRI scans in diagnosing occult fracture of the hip," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 94, no. 7, pp. 969–73, 2012, doi: 10.1302/0301-620X.94B7.
- [50] S. E. Asnis, E. S. Gould, M. Bansal, P. F. Rrzzo, and P. G. Bullough, "CLINICAL ORTHOPAEDICS A N D R E L M E D R E S E . A R C H Magnetic Resonance Imaging of the Hip After Displaced Femoral Neck Fractures." [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>
- [51] F. Frihagen, L. Nordsletten, R. Tariq, and J. E. Madsen, "MRI diagnosis of occult hip fractures," *Acta Orthopaedica*, vol. 76, no. 4, pp. 524–530, 2005, doi: 10.1080/17453670510041510.
- [52] W. M. Harper, M. R. Barnes, and P. J. Gregg, "FEMORAL HEAD BLOOD FLOW IN FEMORAL NECK FRACTURES AN ANALYSIS USING INTRA-OSSEOUS PRESSURE MEASUREMENT," 1991.
- [53] K. KJ, O. CK, and E. KA, "Does a traction-internal rotation radiograph help to better evaluate fractures of the proximal femur?," *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, vol. 66, no. 2, pp. 102–106, Jan. 2008, Accessed: Sep. 26, 2021. [Online]. Available: <https://europepmc.org/article/med/18537778>
- [54] J. Fairclough, E. Colhoun, D. Johnston, and L. A. Williams, "Bone scanning for suspected hip fractures A prospective study in elderly patients," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 69, no. 2, 1987, doi: 10.1302/0301-620x.69b2.3818756.

- [55] T. v Ly and M. F. Swiontkowski, "Management of femoral neck fractures in young adults."
- [56] S. Savannah, J. Bido, C. Jamie, Y. Heidi, K. Jeffrey, and L. Elena, "Impact of preoperative opioid use on total knee arthroplasty outcomes," *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, vol. 99, no. 10. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 803–808, 2017. doi: 10.2106/JBJS.16.01200.
- [57] F. S. Bennett, D. M. Zinar, and D. J. Kilgus, "Ipsilateral Hip and Femoral Shaft Fractures," 1993. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>
- [58] W. D. Arnold and N. York, "The Effect of Early Weight-Bearing on the Stability of Femoral Neck Fractures Treated with Knowles Pins*," 1984.
- [59] B. S. Michael T Tooke, L. Angeles, and K. J. Favero, "Femoral Neck Fractures in Skeletally Mature Patients, Fifty Years Old or Less*."
- [60] G. Podr, E. J. Atkinson, ; W Michael O'fallon, and L. J. Melton, "CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Determinants of Reduced Survival Following Hip Fractures in Men," Lippincott-Raven Publishers, 1995. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>
- [61] F. Pauwels and Y. C. Fung, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus, Contributions on the Functional Anatomy of the Locomotor Apparatus*, vol. 104, no. 4. 1982. doi: 10.1115/1.3138372.
- [62] M. Shen, C. Wang, H. Chen, Y. feng Rui, and S. Zhao, "An update on the Pauwels classification," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 11, no. 1, pp. 1–7, 2016, doi: 10.1186/s13018-016-0498-3.
- [63] C. W. Metz *et al.*, "The displaced intracapsular fracture of the neck of the femur. Experience with the Deyerle method of fixation in sixty-three cases.," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 52, no. 1, pp. 113–127, 1970, doi: 10.2106/00004623-197052010-00011.
- [64] D. Gašpar, T. Crnković, D. Durović, D. Podsednik, and F. Slišurić, "AO group, AO subgroup, Garden and Pauwels classification systems of femoral neck fractures: are they reliable and reproducible?," *Medicinski glasnik: official publication of the Medical*

- Association of Zenica-Doboj Canton, Bosnia and Herzegovina*, vol. 9, no. 2, pp. 243–7, 2012, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22926358>
- [65] D. Van Embden, G. R. Roukema, S. J. Rhemrev, F. Genelin, and S. A. G. Meylaerts, “The Pauwels classification for intracapsular hip fractures: Is it reliable?,” *Injury*, vol. 42, no. 11, pp. 1238–1240, 2011, doi: 10.1016/j.injury.2010.11.053.
- [66] A. V. Florschütz, J. R. Langford, G. J. Haidukewych, and K. J. Koval, “Femoral neck fractures: Current management,” *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 29, no. 3, pp. 121–129, 2015, doi: 10.1097/BOT.0000000000000291.
- [67] T. J. Bray, “Femoral neck fracture fixation: Clinical decision making,” in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, no. 339, pp. 20–31. doi: 10.1097/00003086-199706000-00004.
- [68] Y. L. Zhang, W. Zhang, and C. Q. Zhang, “A new angle and its relationship with early fixation failure of femoral neck fractures treated with three cannulated compression screws,” *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, vol. 103, no. 2, pp. 229–234, 2017, doi: 10.1016/j.otsr.2016.11.019.
- [69] C. M. Blundell, M. J. Parker, G. A. Pryor, J. Hopkinson-Woolley, and S. S. Bhonsle, “Assessment of the AO classification of intracapsular fractures of the proximal femur,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 80-B, no. 4, 1998, doi: 10.1302/0301-620x.80b4.0800679.
- [70] R. S. Garden, “Low-Angle Fixation in Fractures of the Femoral Neck,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 43-B, no. 4, pp. 647–663, 1961, doi: 10.1302/0301-620x.43b4.647.
- [71] J. M. Kazley, S. Banerjee, M. M. Abousayed, and A. J. Rosenbaum, “Classifications in brief: Garden classification of femoral neck fractures,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 476, no. 2, pp. 441–445, 2018, doi: 10.1007/s11999-0000000000000066.
- [72] P. A. Frandsen, E. Andersen, F. Madsen, and T. Skjodt, “Garden’s classification of femoral neck fractures. An assessment of inter-observer variation,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 70, no. 4, pp. 588–590, 1988, doi: 10.1302/0301-620x.70b4.3403602.

- [73] S. Eiskjaer and S. E. Ostgard, "Survivorship analysis of hemiarthroplasties," in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1993, no. 286, pp. 206–211.
- [74] R. Barnes, J. T. Brown, R. S. Garden, and E. A. Nicoll, "Subcapital fractures of the femur: a prospective review," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, vol. 58, no. 1, pp. 2–24, 1976, doi: 10.1302/0301-620x.58b1.1270491.
- [75] D. E. Lunn, A. Lampropoulos, and T. D. Stewart, "Basic biomechanics of the hip," *Orthopaedics and Trauma*, vol. 30, no. 3, pp. 239–246, 2016, doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.014.
- [76] G. Bergmann *et al.*, "Hip forces and gait patterns from routine activities," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 859–871, 2001.
- [77] N. Rydell, "Biomechanics of the hip joint," *Clin.Orthop.*, vol. 92, pp. 6–15, 1973, doi: 10.1097/00003086-197305000-00003.
- [78] J. B. I. M. Saunders, V. T. Inman, H. D. Eberhart, and S. Francisco, "The major determinants in normal and pathological gait," 1953. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/jbjsjournal>
- [79] M. W. Whittle, "Three-dimensional motion of the center of the body during walking," 1997.
- [80] R. D. Mclelsh and J. Charnley, "ABDUCTION FORCES IN THE ONE-LEGGED STANCE", *The Journal of bone and joint surgery.*, 1970.
- [81] V. T. INMAN, "Functional aspects of the abductor muscles of the hip.," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 29, no. 3, 1947.
- [82] F. Pauwels, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip*. Springer Berlin Heidelberg, 1976. doi: 10.1007/978-3-642-66212-6.
- [83] A. Zaghoul, "Hip Joint: Embryology, Anatomy and Biomechanics," *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*, vol. 12, no. 3, 2018, doi: 10.26717/bjstr.2018.12.002267.
- [84] B. Mckibbin, "THE BIOLOGY OF FRACTURE HEALING IN LONG BONES."
- [85] D. R. Carter, ; Gary, S. Beauprt!, N. J. Giori, and J. A. Helms, "Mechanobiology of Skeletal Regeneration," 1998.

- [86] S. Tanrikulu and E. Gönen, "Kırık iyileşmesi," *TOTBID Dergisi*, vol. 16, no. 6, 2017, doi: 10.14292/totbid.dergisi.2017.62.
- [87] D. Marsh, "Concepts of Fracture Union, Delayed Union, and Nonunion," Lippincott Williams & Wilkins, 1998.
- [88] L. E. Claes *et al.*, "Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process," *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH*, 1998.
- [89] S. M. Perren, "Physical and Biological Aspects of Fracture Healing with Special Reference to Internal Fixation," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>
- [90] K. J. Koval and J. D. Zuckerman, "Hip Fractures: I. Overview and Evaluation and Treatment of Femoral-Neck Fractures," 1994. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/jaaos>
- [91] S. W. Wachtl, R. P. Jakob, and E. Gautier, "Ten-year patient and prosthesis survival after unipolar hip hemiarthroplasty in female patients over 70 years old," *Journal of Arthroplasty*, vol. 18, no. 5, pp. 587–591, 2003, doi: 10.1016/S0883-5403(03)00207-9.
- [92] T. J. Bray and F. Reno, "Femoral Neck Fracture Fixation Clinical Decision Making," 1997. [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>
- [93] S. Jo, S. H. Lee, and H. J. Lee, "The Correlation between the Fracture Types and the Complications after Internal Fixation of the Femoral Neck Fractures," *Hip & Pelvis*, vol. 28, no. 1, p. 35, 2016, doi: 10.5371/hp.2016.28.1.35.
- [94] F. Linde, E. Andersen, I. I-bass, F. Madsen, and R. Pallesen, "Avascular femoral head necrosis following fracture fixation," 1986.
- [95] M. F. Swiontkowski, R. M. Harrington, T. S. Keller, and P. K. van Patten, "Torsion and Bending Analysis of Internal Fixation Techniques for Femoral Neck Fractures: the Role of Implant Design and Bone Density," Orthopaedic Research Society, 1987.
- [96] A. Aminian, F. Gao, W. W. Fedoriw, L.-Q. Zhang, D. M. Kalainov, and B. R. Merk, "Vertically Oriented Femoral Neck Fractures: Mechanical Analysis of Four Fixation Techniques."

- [97] A. C. Baitner *et al.*, “Vertical shear fractures of the femoral neck: A biomechanical study,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 367, 1999, doi: 10.1097/00003086-199910000-00037.
- [98] M. B. Berkes, M. T. M. Little, L. E. Lazaro, R. M. Cymerman, D. L. Helfet, and D. G. Lorch, “Catastrophic Failure After Open Reduction Internal Fixation of Femoral Neck Fractures With a Novel Locking Plate Implant.” [Online]. Available: <http://journals.lww.com/jorthotrauma>
- [99] G. P. Slobogean, S. A. Sprague, T. Scott, and M. Bhandari, “Complications following young femoral neck fractures,” *Injury*, vol. 46, no. 3, pp. 484–491, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.injury.2014.10.010.
- [100] D. S. Damany, M. J. Parker, and A. Chojnowski, “Complications after intracapsular hip fractures in young adults: A meta-analysis of 18 published studies involving 564 fractures,” *Injury*, vol. 36, no. 1, pp. 131–141, Jan. 2005, doi: 10.1016/j.injury.2004.05.023.
- [101] Z. S. Ai, Y. S. Gao, Y. Sun, Y. Liu, C. Q. Zhang, and C. H. Jiang, “Logistic regression analysis of factors associated with avascular necrosis of the femoral head following femoral neck fractures in middle-aged and elderly patients,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 18, no. 2, 2013, doi: 10.1007/s00776-012-0331-8.
- [102] D. F. Amanatullah, E. J. Strauss, and P. E. di Cesare, “Current management options for osteonecrosis of the femoral head: part II, operative management,” *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, vol. 40, no. 10. 2011.
- [103] T. Pauyo, J. Drager, A. Albers, and E. J. Harvey, “Management of femoral neck fractures in the young patient: A critical analysis review,” *World Journal of Orthopedics*, vol. 5, no. 3, pp. 204–217, 2014, doi: 10.5312/wjo.v5.i3.204.
- [104] F. G.-C. Bachiller, A. P. Caballer, and L. F. Portal, “Avascular Necrosis of the Femoral Head After Femoral Neck Fracture,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 399, 2002, doi: 10.1097/00003086-200206000-00012.
- [105] T. v. Ly and M. F. Swiontkowski, “Treatment of femoral neck fractures in young adults,” *Instructional course lectures*, vol. 58, 2009.

- [106] L. S. Estrada, D. A. Volgas, J. P. Stannard, and J. E. Alonso, "Fixation failure in femoral neck fractures," in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2002, no. 399. doi: 10.1097/00003086-200206000-00013.
- [107] B. W. Min, K. C. Bae, C. H. Kang, K. S. Song, S. Y. Kim, and Y. Y. Won, "Valgus intertrochanteric osteotomy for non-union of femoral neck fracture," *Injury*, vol. 37, no. 8, 2006, doi: 10.1016/j.injury.2006.02.045.
- [108] V. Mathews and M. E. Cabanela, "Femoral Neck Nonunion Treatment," in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2004, no. 419. doi: 10.1097/00003086-200402000-00010.
- [109] M. Zlowodzki, O. Ayieni, B. A. Petrisor, and M. Bhandari, "Femoral neck shortening after fracture fixation with multiple cancellous screws: Incidence and effect on function," *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, vol. 64, no. 1, 2008, doi: 10.1097/01.ta.0000241143.71274.63.
- [110] M. Zlowodzki *et al.*, "The effect of shortening and varus collapse of the femoral neck on function after fixation of intracapsular fracture of the hip A MULTI-CENTRE COHORT STUDY," *J Bone Joint Surg [Br]*, vol. 90, no. 11, pp. 90–1487, 2008, doi: 10.1302/0301-620X.90B11.
- [111] T. Basso, J. Klaksvik, U. Syversen, and O. A. Foss, "A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures," *Journal of Biomechanics*, vol. 47, no. 16, pp. 3898–3902, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.025.
- [112] A. D. Heiner, "Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 15, pp. 3282–3284, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.08.013.
- [113] K. M. Magone, J. K. Owen, B. P. Kemker, O. Bloom, S. Martin, and P. Atkinson, "A model to evaluate Pauwels type III femoral neck fractures," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 232, no. 3, pp. 310–317, Mar. 2018, doi: 10.1177/0954411917752972.
- [114] S. D. Smith, K. S. Jansson, M. J. Philippon, R. F. LaPrade, and C. A. Wijdicks, "Fracture mechanics of the femoral neck in a composite bone model: Effects of platen geometry,"

- Journal of Biomechanics*, vol. 47, no. 2, pp. 602–606, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.10.042.
- [115] M. A. McDowell, C. D. Fryar, C. L. Ogden, and K. M. Flegal, “Anthropometric Reference Data for Children and Adults: United States, 2003-2006,” 2003. [Online]. Available: <http://www.cdc.gov/nchs/data/nhanes/>
- [116] T. Basso, J. Klaksvik, U. Syversen, and O. A. Foss, “A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, no. 16, pp. 3898–3902, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.025.
- [117] M. P. Gardner, A. C. M. Chong, A. G. Pollock, and P. H. Wooley, “Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models,” in *Annals of Biomedical Engineering*, Mar. 2010, vol. 38, no. 3, pp. 613–620. doi: 10.1007/s10439-009-9887-7.
- [118] A. Freitas, R. A. Maciel, R. de A. Lima, D. R. de M. Souto, and M. de A. Ferrer, “Mechanical analysis of femoral neck fracture fixation with dynamic condylar screw in synthetic bone,” *Acta Ortopedica Brasileira*, vol. 22, no. 5, pp. 264–268, 2014, doi: 10.1590/1413-78522014220500922.
- [119] A. Freitas, W. F. Lula, J. S. de Oliveira, R. el A. Maciel, D. R. de M. Souto, and P. F. Godinho, “Analysis of mechanical strength to fixing the femoral neck fracture in synthetic bone type asnis,” *Acta Ortopedica Brasileira*, vol. 22, no. 4, pp. 206–209, 2014, doi: 10.1590/1413-78522014220400917.
- [120] B. Kemker, K. Magone, J. Owen, P. Atkinson, S. Martin, and T. Atkinson, “A sliding hip screw augmented with 2 screws is biomechanically similar to an inverted triad of cannulated screws in repair of a Pauwels type-III fracture,” *Injury*, vol. 48, no. 8, pp. 1743–1748, Aug. 2017, doi: 10.1016/j.injury.2017.05.013.
- [121] C. D. Nwankwo, P. Schimoler, V. Greco, A. Kharlamov, E. R. Westrick, and M. C. Miller, “Medial Plating of Pauwels Type III Femoral Neck Fractures Decreases Shear and Angular Displacement Compared with a Derotational Screw,” *Journal of orthopaedic trauma*, vol. 34, no. 12, pp. 639–643, Dec. 2020, doi: 10.1097/BOT.0000000000001852.

- [122] A. W. Gardner, M. Z. Toh, K. Yew, D. Lie, and S. M. Chou, “Cannulated versus non-cannulated cancellous screw fixation for femoral neck fractures: a synthetic bone biomechanical study,” 2015.
- [123] J. Mizrahi, R. S. Hurlin, J. K. Taylor, and L. Solomon, “Investigation of load transfer and optimum pin configuration in the internal fixation, by Muller screws, of fractured femoral necks,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 18, no. 3, pp. 319–325, 1980, doi: 10.1007/BF02443386.
- [124] A. Aminian, F. Gao, W. W. Fedoriw, L.-Q. Zhang, D. M. Kalainov, and B. R. Merk, “Vertically Oriented Femoral Neck Fractures: Mechanical Analysis of Four Fixation Techniques.”
- [125] S. C. Kunapuli *et al.*, “Biomechanical Analysis of Augmented Plate Fixation for the Treatment of Vertical Shear Femoral Neck Fractures,” 2014. [Online]. Available: www.jorthotrauma.com
- [126] S. D. Smith, K. S. Jansson, M. J. Philippon, R. F. LaPrade, and C. A. Wijdicks, “Fracture mechanics of the femoral neck in a composite bone model: Effects of platen geometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, no. 2, pp. 602–606, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.10.042.
- [127] P. Damm, V. Schwachmeyer, J. Dymke, A. Bender, and G. Bergmann, “In vivo hip joint loads during three methods of walking with forearm crutches,” *Clinical Biomechanics*, vol. 28, no. 5, pp. 530–535, 2013, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.12.003.
- [128] G. Crammond, S. W. Boyd, and J. M. Dulieu-Barton, “Speckle pattern quality assessment for digital image correlation,” *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 51, no. 12, pp. 1368–1378, Dec. 2013, doi: 10.1016/j.optlaseng.2013.03.014.
- [129] G. Lionello, C. Sirieix, and M. Baleani, “An effective procedure to create a speckle pattern on biological soft tissue for digital image correlation measurements,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 39, pp. 1–8, 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.007.
- [130] L. Yu and B. Pan, “In-plane displacement and strain measurements using a camera phone and digital image correlation,” *Optical Engineering*, vol. 53, no. 5, p. 054107, May 2014, doi: 10.1117/1.oe.53.5.054107.

- [131] L. Yu, R. Tao, and G. Lubineau, "Accurate 3D shape, displacement and deformation measurement using a Smartphone," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 3, Feb. 2019, doi: 10.3390/s19030719.
- [132] M. Rupprecht *et al.*, "Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution : A biomechanical comparison of DHS® and Intertan nail®," *International Orthopaedics*, vol. 35, no. 11, pp. 1695–1701, Nov. 2011, doi: 10.1007/s00264-010-1199-x.
- [133] T. Basso, J. Klaksvik, U. Syversen, and O. A. Foss, "Biomechanical femoral neck fracture experiments - A narrative review," *Injury*, vol. 43, no. 10. pp. 1633–1639, Oct. 2012. doi: 10.1016/j.injury.2012.03.032.
- [134] K. Luttrell, M. Beltran, and C. A. Collinge, "Preoperative decision making in the treatment of high-angle 'vertical' femoral neck fractures in young adult patients: An expert opinion survey of the orthopaedic trauma association's (OTA) membership," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 28, no. 9, pp. 221–225, 2014, doi: 10.1097/BOT.0000000000000080.
- [135] V. T. Selvan, M. J. Oakley, A. Rangan, and M. K. Al-Lami, "Optimum configuration of cannulated hip screws for the fixation of intracapsular hip fractures: A biomechanical study," *Injury*, vol. 35, no. 2, pp. 136–141, 2004, doi: 10.1016/S0020-1383(03)00059-7.
- [136] P. O. K.-B. Ms. Mbc. F. and E. H. S. M. F. Rad Zdero, "2010 A_Biomechanical_Comparison_of_Two_Triple_Screw.34," *The Journal of Trauma, Injury, infection and critical care*, 2011.
- [137] K. Stoffel *et al.*, "Biomechanical Evaluation of the Femoral Neck System in Unstable Pauwels III Femoral Neck Fractures: A Comparison with the Dynamic Hip Screw and Cannulated Screws," in *Journal of Orthopaedic Trauma*, Mar. 2017, vol. 31, no. 3, pp. 131–137. doi: 10.1097/BOT.0000000000000739.
- [138] JR. D. G. R. WILLIAM D. CALLISTER, *Fundamentals of Materials Science and Engineering: AN INTEGRATED APPROACH*, 5th ed., vol. 5th. Wiley, 2015.
- [139] J. P. Paul, "FORCES TRANSMITTED BY JOINTS IN THE HUMAN BODY."

- [140] J. P. Johnson *et al.*, “Vertically Oriented Femoral Neck Fractures: A Biomechanical Comparison of 3 Fixation Constructs,” *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 31, no. 7, pp. 363–368, Jul. 2017, doi: 10.1097/BOT.0000000000000836.
- [141] S. C. Kunapuli *et al.*, “Biomechanical Analysis of Augmented Plate Fixation for the Treatment of Vertical Shear Femoral Neck Fractures,” 2014. [Online]. Available: www.jorthotrauma.com
- [142] Y. H. Cha *et al.*, “Biomechanical evaluation of internal fixation of pauwels type III femoral neck fractures: A systematic review of various fixation methods,” *CiOS Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 11, no. 1, pp. 1–14, Mar. 2019, doi: 10.4055/cios.2019.11.1.1.
- [143] C. M. Hoshino, M. W. Christian, R. v. O’Toole, and T. T. Manson, “Fixation of displaced femoral neck fractures in young adults: Fixed-angle devices or Pauwel screws?,” *Injury*, vol. 47, no. 8, pp. 1676–1684, 2016, doi: 10.1016/j.injury.2016.03.014.
- [144] M. Bhandari, P. Tornetta, B. Hanson, and M. F. Swiontkowski, “Optimal Internal Fixation for Femoral Neck Fractures: Multiple Screws or Sliding Hip Screws?” [Online]. Available: www.jorthotrauma.com
- [145] F. Liporace, R. Gaines, C. Collinge, and G. J. Haidukewych, “Results of internal fixation of Pauwels type-3 vertical femoral neck fractures,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 90, no. 8, pp. 1654–1659, Aug. 2008, doi: 10.2106/JBJS.G.01353.
- [146] C. A. Holmes, W. T. Edwards, E. R. Myers, D. G. Lewallen, A. A. White, and W. C. Hayes, “Biomechanics of pin and screw fixation of femoral neck fractures,” *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 7, no. 3, 1993, doi: 10.1097/00005131-199306000-00008.
- [147] E. R. Springer, P. F. Lachiewicz, and J. A. Gilbert, “Internal Fixation of Femoral Neck Fractures A Comparative Biomechanical Study of Knowles Pins and 6.5-mm Cancellous Screws.” [Online]. Available: <http://journals.lww.com/clinorthop>