

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**ÇOK KANÜLLÜ KENDİNDEN KILAVUZLU
İNTRAMEDÜLLER TESPİT ÇİVİSİ**

Dr. SAVAŞ DÜZEL

UZMANLIK TEZİ

İZMİR-2011

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**ÇOK KANÜLLÜ KENDİNDEN KILAVUZLU
İNTRAMEDÜLLER TESPİT ÇİVİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. SAVAŞ DÜZEL

Danışman

Prof. Dr. HASAN HAVİTÇIOĞLU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER	i
KISALTMALAR.....	iii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ	v
GRAFİK LİSTESİ	vi
RESİM LİSTESİ.....	vii
TEŞEKKÜR	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. TARİHÇE	3
2.2. ANATOMİ	6
2.2.1. Femur Anatomisi	6
2.2.2. Tibia Anatomisi	8
2.3. UZUN KEMİK KIRIKLARININ SINIFLANDIRMASI.....	10
2.4. BİYOMEKANİK.....	16
2.4.1. İntramedüller Çivilerin Biyomekaniği	16
2.5. ALT EKSTREMİTELERİN BİYOMEKANİĞİ.....	25
2.5.1. Alt Ekstremitte Aksları.....	26
3. MATERYAL VE METOD	28
3.1. UYGULAMA.....	32
3.2. KENDİNDEN KILAVUZLU ÇOK KANÜLLÜ İNTRAMEDÜLLER TESPİT ÇİVİSİNİN STANDART İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ İLE KARŞILAŞTIRMALI TESTLERİ.....	39
3.2.1 Aksiyel Yük Altında Kompresyon Testi.....	39
3.2.2. Burulma testi.....	41
3.2.3. Dana Femurunda Uygulama.....	42

3.2.4. Ampüte Materyal Üzerinde Çalışma.....	43
3.2.5. İstatistiksel Analiz Yöntemi.....	45
3. BULGULAR	46
4.1. Biyomekanik testler.....	46
4. TARTIŞMA	52
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	59
6. KAYNAKLAR	61
Ekler : 1. Biyomekanik Terminoloji.....	67
2. Kemik Biyomekaniği.....	70
3. Kırık Biyomekaniği.....	77
4. Diz Eklemının Biyomekaniği.....	79

KISALTMALAR

IM:	Intramedüller
AO/OTA:	Arbeitsgemeinschaft Fuer Osteosynthesefragen/Orthopedic Trauma Association (Osteosentez Derneği /Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği).
AO/ASIF:	Arbeitsgemeinschaft Fuer Osteosynthesefragen/Association For the Study of Internal Fixation (Osteosentez Derneği/ İnternal Fiksasyon alışmaları Derneği).
Nmm²:	Newton milimetre kare
Nm²:	Newton metre kare
SPSS:	Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal Bilimler İçin İstatistik Paketi).
DAD:	Distal Hedefleme Cihazı
FHT:	Freehand Teknik (Serbest El Tekniği).

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 1. Disc-o-Tech Çivisi.....	5
Şekil 2. Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması.....	12
Şekil 3. AO/OTA Morfoloji Sınıflandırması.....	14
Şekil 4. Winquist-Hansen Sınıflandırması.....	15
Şekil 5. Sırasıyla Gross- Kempf, Russel Taylor, AO/ASIF Universal Çivisi.....	17
Şekil 6. Farklı Çivilerin Transvers Kesitleri.....	18
Şekil 7. İntrameduller civiler. Reamerlanmış ve reamerlanmamış kemiklerdeki civi kontakt yüzeyi farklılığı.....	20
Şekil 8. Reamerlanmış femurda artan kontakt yüzeyi.	21
Şekil 9. Kırık tipine göre intramedüller çivi vidalama	22
Şekil 10. Vida	25
Şekil 11. Femurun mekanik ve anatomik aksı.....	26
Şekil 12. Alt ekstremite anatomik ve mekanik aksları.....	26
Şekil 13. Prototip çivinin üç boyutlu çizimi.....	28
Şekil 14. Proksimalden çivi iç kanüllerinin görünümü.....	29
Şekil 15. Üç boyutlu çizim (İç kanüllerin görünümü).....	30
Şekil 16. Distal ucu konturlu sistem.....	57
Şekil 17. Yük deformasyon eğrisi	70
Şekil 18. Kompresif yüklenme	71
Şekil 19. Tensil yüklenme	72
Şekil 20. Bükülme kuvveti.....	72
Şekil 21. Üç nokta bükülme ve dört nokta bükülme.....	73
Şekil 22. Makaslama kuvveti.....	73
Şekil 23. Torsiyon yüklenmesi.....	74
Şekil 24. Kuvvetlere göre kırık şekilleri.....	78
Şekil 25. Gunston tarafından tanımlanan anlık dönme merkezleri ve J şekli.....	79
Şekil 26. Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi.....	81

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 1. Kendinden klavuzlu çok kanüllü intramedüler çivinin aksiyel yüklenmede maksimum deplasman değerleri.....	46
Tablo 2. Standart intramedüller çivinin max. deplasman değerleri.....	47
Tablo 3. Kendinden Kılavuzlu Çok Kanüllü İntramedüller Çivinin burulma deneyi sonuçları.....	49
Tablo 4. Standart intramedüller çivinin burulma deneyi test sonuçları.....	50

GRAFİK LİSTESİ

	Sayfa No
Grafik 1. Kendinden kılavuzlu çok kanüllü intramedüler çivinin basma deneyi grafiği.....	47
Grafik 2. Standart intramedüller çivinin kompresyon deneyi grafiği.....	48
Grafik 3. Kendinden kılavuzlu intramedüller çivinin burulma deneyi grafiği.....	49
Grafik 4. Standart intramedüller çivinin burulma deneyi grafiği.....	50

RESİM LİSTESİ

	Sayfa No
Resim 1. C kollu skopi.....	2
Resim 2. Z- Print Cihazı.....	29
Resim 3. Polietilen malzemeden üretilen prototip.....	30
Resim 4. Metal prototiplerin üretildiği CNC torna ve freze	31
Resim 5. Uygulama materyalleri.....	33
Resim 6. K telinin çivinin proksimalinden gönderilmesi.....	33
Resim 7. Kılavuz telin distaldeki vida deliğinden yönlenerak sawboneden çıkması ve bize distal vida deliğini bulmada klavuzluk etmesi.....	34
Resim 8. Kılavuz tel üzerinden kanüllü dril yardımıyla femurda retrograd olarak deliğin açılmasıve vidanın gönderilmesi.....	34
Resim 9. Kılavuz telinin üzerine kanüllü vidanın yerleştirilmesi.....	35
Resim 10. Aynı şekilde 2. tel gönderildi.....	35
Resim 11. Proksimal vida delikleri de aynı şekilde bulunarak vidalar monte edildi.....	36
Resim 12. Çivinin proksimalden görünüşü.....	36
Resim 13. Oluklardan gönderilen klavuz tellerin üzerinden kanüllü vidalar gönderildi.....	37
Resim 14. Kırık tespiti tamamlandı.....	37
Resim 15. Radyolojik doğrulama için x-ray görüntü alındı.....	38
Resim 16. X-ray görüntüsü.....	38
Resim 17. Kendinden Kılavuzlu Çok Kanüllü İntramedüller Tespit Çivisi ve Standart İntramedüller Çivi polietilen malzemelere monte edildi.....	39
Resim 18. Biyomekanik testler Shimadzu 10kN Test Cihazında gerçekleştirildi.....	40
Resim 19. Aksiyel yük altında kompresyon testi.....	40
Resim 20. Burulma deneyinin uygulanışı.....	41
Resim 21. Burulma deney sonuçlarının kaydedilmesi.....	42
Resim 22. Dana femuruna çok kanüllü kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisinin uygulanması. X-ray görüntüsü.....	43
Resim 23. Tibianın Lateral x-ray görüntüsü.....	44

Resim 24. Tibiannın AP x-ray görüntüsü.....44

Resim 25. George Anastopoulos'un geliştirdiği yeni sistem.....56

Resim 26. Metalik ızgaralı navigasyon sistemi.....58

TEŞEKKÜR

Beş yıllık ihtisas hayatımda bana kattıkları tüm bilgi ve beceriler için kliniğimizdeki tüm hocalarıma minnettarlığımı sunuyorum ve teşekkür ediyorum.

Özel bir dönemde çalıőmamın anafikrinin doğmasına vesile olan ve yaőadığı tüm olumsuzluklara karşı en kritik zamanlarda soğukkanlılığını koruyan, böyle bir çalıőmayı yapmama vesile olan ve tezimin yapım aşamasında iken kaybettiğimiz saygıdeğer hocam Prof. Dr. Önder Baran'a bu çalıőmayı ithaf ediyor ve onu hiçbir zaman unutmayacağıma, onun bize kattığı insani değerlere ve tıp ahlakına ömrüm boyunca sadık kalacağıma söz veriyorum.

Ayrıca bu çalışmada bana araőtırma ruhunu aőılayan, kendimi geliőtirebilmem için bütün imkanlarıyla bana yardımcı olmaya çalışan ve her sıkıntıda yardımını esirgemeyen değerli hocam, danıőmanım ve Anabilim Dalı Baőkanımız sayın Prof. Dr. Hasan Havıőıođlu'na teőekkürlerimi saygıyla sunuyorum.

Başta Dr. Salih İrey olmak üzere bütün ortopedi asistan hekimlerine ve yine başta Fatih Ertem olmak üzere Biyomekanik Anabilim Dalı'nda çalıőmakta olan arkadaşlarıma katkılarından dolayı teőekkürlerimi sunuyorum.

Tüm hayatım boyunca desteklerini hiç esirgemeyen aileme, tezimin yapımında katkısı olan eőim Cihan Düzel'e sevgilerimi sunuyorum, desteklerinden dolayı teşekkür ediyorum.

ÇOK KANÜLLÜ KENDİNDEN KILAVUZLU İNTRAMEDÜLLER TESPİT ÇİVİSİ

ÖZET

İntramedüller çivi ile fiksasyon, günümüzde uzun kemik kırıklarının tedavisi için en çok kullanılan yöntemlerdendir. Bununla birlikte intramedüller çivi ile fiksasyonda da belirli zorluklar ve sorunlar henüz tam olarak çözüme kavuşturulamamıştır.

Günümüzde sık olarak kullanılan intramedüller çivilerin en önemli dezavantajları distal kilitleme esnasında yaşanmaktadır. Cerrah ve hasta bu aşamada çok fazla radyasyona maruz kalmakta ve cerrahi süre bazen çok fazla uzayabilmektedir. Biz bu çalışmada yeni geliştirdiğimiz ve çok kanallı kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisi ile bu sorunu aşmaya çalıştık.

Çalışmamız; bu tedavi yönteminin zorluklarını sorgulamış olup hasta ve cerrah açısından daha uygun, uygulanması daha kolay bir sistem geliştirmek üzere yapılmıştır. Bu çalışmada teorik öngörülerin ardından prototip çalışmaları tamamlanmıştır.

Çivinin üretim aşaması, standart intramedüller tespit çivisi ile yaptığımız karşılaştırmalı yüklenme ve burma deneylerini, polietilen, sawbone, dana femuru ve ampute insan tibiası üzerinde yapılan deneyleri tartışıp deney sonuçlarını istatistiki verilerle anlattık. Bu sistemi geliştirirken ekipmanın tamamen mekanik ve düşük maliyetli olmasına özen gösterilecek olup, harici kılavuz sistemlerine ihtiyaç duyulmadan, düşük maliyetli ve kolay uygulanabilir olması hedeflenmiştir.

Yeni geliştirilen intramedüller çivinin faz çalışmaları, etik kurul onayı alındıktan sonra geliştirilecektir.

Anahtar Kelimeler: distal kilitleme, x-ray'den korunma, intramedüller kılavuz sistemi, biyomekanik

SUMMARY

Fixation with intramedullary nail is one of the mostly used methods for the cure of the long bone fractures at the present days. Meanwhile, in fixation with intramedullary nail, certain difficulties and problems haven't been thoroughly solved.

The most important disadvantages of the often-used intramedullary nails are seen during the distal locking. The operator and the patient are exposed to excessive radiation and the operation length sometimes may take longer. In that study we tried to solve that problem through the multi channel self guided intramedullary determination nail, which we have developed.

Our study having questioned the difficulties of that treatment method has been made with the aim of developing a more appropriate system for the patient and the operator and a more easily applicable system. In that study, following the theoretical previsions, the prototype studies have been completed.

The production stage of the nail; we explained the comparative commitment and spiral experiments which we made with the Standard intramedullary determination nail and the experiments made over the polyethylene, sawbones, calf femur and amputee human tray with statistical data. While developing that system we will be careful about the equipment being completely mechanic and cost effective and it has been aimed that the nail be applied and the locking be made without needing outer guide systems, which are expensive and difficult to use.

This project will be further developed with the clinical phase trials.

Key words: distal locking, x-ray protection, intramedullary guide system, biomechanics

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortopedik cerrahide uzun kemik kırıklarının tespitinde intramedüller çiviler sıklıkla kullanılmaktadır. İntramedüller çivi genellikle proksimal ucuna yakın bir çift transvers delik (proksimal vida delikleri) ve distal ucuna yakın bir çift transvers deliğe (distal vida delikleri) sahiptir. Kemiğin iyileşmesini artırmak için çivi, kemiğin kırık kısımlarının kaynayabileceği rijit bir yapı sağlamalıdır. Bu nedenle çivi, kemikle uyumlu biçimde tespit edilmelidir. Çivinin tespit edilmesi, transvers olarak uzanan ve kemik içinden, çevre dokulardan ve transvers deliklerden geçen vida veya civatalar ile sağlanır.

Ancak intramedüller çivinin tesbit vidaları ile tesbit edilmesi işlemi için kemik üzerinde açılacak olan vida deliklerinin çivi üzerindeki transvers deliklere hassas doğrultuda delinmesini, çivi üzerindeki transvers deliklerin kesin lokalizasyonunu ve çiviye kemiğe uyumlu biçimde tespit etmek amacıyla vidaların açılan deliklere ve oradan transvers deliklere yerleştirilmesini gerektirmektedir.

Genellikle karşılaşılan sorun, kemiğin içerisindeki çivi ve çivi deliklerini göremeden kemiği delmeye çalışmaktır. Bu nedenle bu işlemin en kritik kısmı, dışarıdan bu deliklerin yerini görmeden, delik merkezini ve eksenini tayin etmektir. Bu sorunu çözmek ve intramedüller çivilerin üzerindeki delikleri kolayca bulmaya yardımcı olabilmek için çeşitli kılavuzlar geliştirilmiştir. Bu kılavuzlar ile deliklerin uzaklıkları ve pozisyonları 3 düzlemde tam ve uygun olarak belirlenmeye çalışılmaktadır. Kılavuzlar çoğunlukla çiviye proksimalden bağlantılıdır. Proksimalden bağlantılı olduğu için proksimal deliklerin yerleri uzaklık ve pozisyonları daha kolay bulunabilmektedir. Buna karşın distal çivi deliklerinin yerleri daha güç olmaktadır. Distal deliklerin yerlerinin belirlenmesi, çivinin kemik içerisine yerleştirilmesi sırasında hafifçe dönmesi veya eğilmesine bağlı olarak güç olmaktadır.

Yukarıda bahsedilen sorunlara bağlı olarak, tekniklerin çoğunluğu, doğrultuyu garantilemek için x-ışınlarına itimat etmek zorundadır. Bu amaçla, X-ışınının yönünün kontrol edilmesine imkan verdiği için C-kollu skopi sıklıkla kullanılır.



Resim 1. C kollu skopi

C-kolunun kullanıldığı en yaygın teknik “free-hand” tekniğidir. Bu teknik ağırlıklı olarak cerrahın deneyimine ve (müntazam)titremeyen ellerine dayanmaktadır. Daha da fazlası bu teknik, cerrahın elleriyle x ışınına yakın olarak çalışırken çok fazla radyasyona maruz kalmasına yol açar(55). İyonize radyasyonun başta osteosarkom olmak üzere birçok malignitenin risk faktörü olduğu bilinmektedir (53,54).

Çalışmamızın temel amacı; intramedüller çivinin distal deliklerine vidanın tespitini daha kolay uygulanabilir bir sistem geliştirmektir. Daha önce geliştirilen yeni sistemleri incelediğimizde hedefleme ve yönlendirme klavuzlarının geliştirilmesi, deliklerin merkezi eksenini manyetik olarak belirlemeye yönelik sistemlerin geliştirilmesi, mekanik cihazları kullanarak delikleri bulmaya yarayan sistemler, otomatik olarak distal deliklere yakın olan robot tarafından pozisyonlanmış ve hedef delme klavuzunu tutan minyatür bir robottan oluşan robot klavuzlu sistem, deliklere yakın olarak konumlandırılmış ışık kaynağını kullanarak distal delikleri belirlemeye yarayan optik sistem, şişirilebilir çiviler, çivinin distal şeklinin değiştirilerek önceden konulan vidaların üzerine yerleştirilmesi, bilgisayar navigasyonlu sistemler gibi bir çok çalışma gözümüze çarpmaktadır. Bu sistemlerden bazılarında tartışma kısmında değinilecektir. . Kendinden kılavuzlu çok kanallı intramedüler tespit çivisinin Avrupa Patent Başvuru Numarası 10197469.9-2310/2380514.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. TARİHÇE

Kemik kırıklarının tedavisinde ilk olarak XVI. Yüzyılda İkna ve Aztek'lerin uzun kemik kırıklarının tedavisinde reçinelenmiş tahta çivileri kullandıkları bilinmektedir (1).

1886'da Bircher ve arkadaşları fildişi çivileri medüller kanala çakarak fiksasyon sağlamışlardır (2).

1897'de Norveçli Nicolasyen intramedüller çivileme prensiplerini yayınlamıştır, çivinin maksimum uzunluğunu belirlemek için karışılmanın üzerinde durmuştur.

1907'de Belçika'da Lambotte klavikula kırıklarının tedavisinde medüller kanala oluklu çivi yerleştirme çalışmaları yapmış, metal çivi ilk kullanan cerrah olmuştur (3).

1913'te Almanya'da Schöne, radius ve ulna kırıklarının tedavisinde aynı yöntemi kullanmıştır. Yine 1913'te Koning fildişi çivileri tedavide kullanmıştır (2).

1917'de Hoglund fildişi çivi yerine kemik kullanıldığını bildirmiştir. I. Dünya savaşı sırasında Hey Groves İngiltere'de kırık tedavisinde çelik intramedüller çivileri kullanmıştır (2).

Intramedüller çivilerin günümüzdeki şeklini alması Küntscher sayesinde olmuştur. II. Dünya savaşı sırasında Küntscher, femur kırıklarının tedavisinde önce V daha sonra Y şeklindeki çivileri ardından yonca şekilli açık intramedüller çivi geliştirmiş, oymalı ve oymasız intramedüller çivileme yöntemlerini uygulamış, femur ve tibianın yanında humerus, önkol ve metakarplardada çiviler kullanmıştır. Ayrıca retrograd, kompresif ve distraktif çivilemeyi denemiş ve kilitli çivileme çalışmaları yapmıştır. Kendi geliştirdiği yonca şekilli içi açık çiviyle, oyma işlemi ardından çivinin çakılmasıyla medullada sıkışma sağlayarak implant stabilitesini artırma çalışmaları yapmıştır (5).

1944 yılında Küntscher ve Maatz, intramedüller çivileme tekniği ile ilgili ilk kitabı yayınlamışlardır. Bu kitapta günümüzde kullanılan yonca yaprağı şekilli çiviler tanımlanmış, kapalı redüksiyonun ve intramedüller kanalın bütünlüğünün sağlanmasının zorluğu üzerinde durulmuştur. Ayrıca Fischer ve Maatz intramedüller çivilerin çakma çıkarma setlerini tanımlamış ve geliştirmişlerdir. Stör ise ucunda kancası, üzerinde kayan çakıcısı olan günümüz çıkarıcılarının benzerini yapmıştır. Küntscher, 1952'de distal kilitleme ile ilgili çalışmalarının sonuçlarını yayınlamıştır (2).

1950'de Strayker tarafından kemik medüllasının oyma işlemi tarif edilmiştir (6). Livingstone tarafından geliştirilen, ilk kilitli intramedüller çivi olarak kabul edilen, üzerinde kilit vidası atmaya yarayan yuvaların bulunduğu, 'I' şeklinde olan çubuğu geliştirmiştir (7).

1953'te Modny tarafından rotasyonel deformitelerin ve kısalığın önlenmesinde çok önemli olan kilitli vidalı çivi tasarlanmıştır (1).

1956 yılında Rush fleksible çivi sistemini dizayn etmiş ve vücudun farklı kısımları için 4 ayrı çaplı çivi tasarlamıştır (8).

1957 yılında Küntscher fleksibl rimırları (esnek kemik medullası oyucuları) tanıtmış ve tavsiye etmiştir (7).

1960'lı yıllarda Kaesman, kompresyonlu çivileme tekniğini tarif etmiştir (2).

1967 yılında Zickel subtrokanterik femur kırıkları için femur boynuna ve distal uca kilit vidası konmasını sağlayan delikli bir çivi geliştirmiştir.

1968 yılında Gerhard Küntscher parçalı femur kırıklarının intramedüller osteosentezi için yeni bir intramedüller çivi önermiş, interlocking çivisinin öncüsü kabul edilen bu çiviye Detansiyon Çivisi adını vermiştir (7).

1970 yılında Ender eğilebilir çivilerle kırık tedavisi yapmıştır.(2).

1988 yılında yonca yaprağı şeklindeki çiviler yaygın şekilde kullanılmaya ve çivilere femurun anatomik şekli verilmeye başlanmıştır. Kilitli çivileme yaygınlaşmaya başlamıştır. Distal kilit vidaları için yivsiz vida kullanılmaya başlanmıştır. Aynı yıllarda kullanımı daha kolay olan distali kanatlı kilit şeklinde olan Broker-Wills çivileri tasarlanmıştır. Ancak dezavantajlarının fazlalığı nedeniyle kullanımı yaygınlaşmamıştır.

Distal kilit vidalarının takılma güçlüğü'nün ortadan kaldırılması için birçok yöntem ve cihaz üretilmiştir. X ışını riskini azaltmak için laserle ve ultrasoundla hedefleme tanımlanmıştır. Bilgisayar destekli navigasyon cihazları yardımıyla distal vidaların konulabilmesi sağlanmıştır (9).

Günümüzde Russel-Taylor, Delta çivileri, Trigen, AO solid gibi çeşitli marka ve modelde intramedüller çiviler yaygın olarak kullanılmaktadır. Kilitli intramedüller çiviler, çok parçalı kırıklar ve Tip III açık kırıklarda başarıyla kullanılmaktadır. Kilitli intramedüller çivilerin distal kilitleme vidalarının uygulanmasında zorluklar yaşanmaktadır. Distal vida uygulaması cerrahi sürenin uzamasına ve bunun sonucunda daha fazla radyasyona maruz kalınmasına neden olmaktadır. Vidanın kolay uygulanabilmesi için bazı cihazlar geliştirilmiş ancak çeşitli nedenlerle etkin bir şekilde kullanılamamıştır[61].

İsrail'in Disc-o-tech firması distal kilitleme gerektirmeyen Fixion çivisini geliştirmiştir. Çivi uygulandığı kemiğin şeklini alarak stabilite sağlamaktadır. [62].



Şekil 1. Disc-o-Tech Çivisi

Gelecekte intramedüller çivileme tekniği daha çok geliştirilmeye devam edilecektir. Yüksek oranda kaynama ve düşük komplikasyon, intramedüller çivilerin ilk akla gelen uygulama olmasını sağlamaktadır.

2.2. ANATOMİ

2.2.1. Femur Anatomisi

Femur insan vücudunun en büyük ve en kalın kemiğidir. Femur cismi trokanter minörün 5 cm aşağısı ile suprakondiler bölgedeki distal 10 cm'lik bölge arası olarak kabul edilir. Tübüler yapıdadır. Femur cismi ortada daralır. Femurun distal ucu, proksimal ucuna göre daha geniş ve kalındır. Distalde; lateral ve medial kondile ayrılmış olup, her iki kondil üzerinde pürtüklü tümsek alan olan medial ve lateral epikondiller bulunur. Medial epikondil üstünde "tüberkülum adduktorium" denilen çıkıntı vardır (15,21,36).

Femur proksimalinde bir baş ve başı gövdeye bağlayan boyun bulunur. Boynun gövdeye bağlandığı noktada trokanter majus ve minus yer alır. Boyun gövde açısı erişkin bir insanda ortalama 127° , anteversiyon açısı yaklaşık 15° 'dir. Femurun konveks tarafı anterolateralde olan bir eğimi vardır. Medüller kanalın en dar olduğu yer (isthmus), diafizin üst 1/3'lük kısmının hemen distalinde yer alır. İsthmusun genişliği çivi çapının seçiminde önemlidir. Trokanter majorun boyunla birleştiği yerdeki çukur, priformis fossa olarak adlandırılır ve standart intramedüller çivilemede giriş noktası olarak tercih edilir. Trokanter minusun altında pektineal çizgi yer alır ve linea asperanın medial dudağı olarak inerek lateral dudak ile birleşip inferiorda linea asperayı oluşturur. Linea aspera birçok kasın insersiyon bölgesidir. Bu nedenle intramedüller çivileme sonrası çok parçalı kırıklarda serklaj teli uygulanırken, telin bu bölgeden geçişinde zorluk yaşanabilir. Linea aspera, Femur alt ucunda ikiye ayrılarak medial ve lateral suprakondiler yükseklik olarak sonlanır. Femur alt ucu medial ve lateral olmak üzere iki kondile sahiptir. Medial kondil laterale göre daha büyüktür (15,27).

Gelişme boyunca femurdaki büyüme ve vasküler değişiklikler sonrası yapısal değişiklikler meydana gelir. Büyüme ile hem kollodiafizer açı hem de boynun anteversiyon açısı azalır. Erken çocuklukta kollodiafizer açı 150° ve boyun anteversiyon

açısı 40° kadardır. Femoral anteversiyon bebeklerde femurun normal bir pozisyonudur. Doğumda 40° ile 60° arasında başlar ve sonra büyüme ile 8 yaşında 10° ile 20° arasındaki normal antiversiyona ulaşıncaya dek yavaş yavaş geriler (15).

Femur proksimali, profundus femoral arterinin medial ve lateral sirkümfleks arterleri ile beslenir. Diafiz bölgesi ise derin femoral arterin dalı olan nutrient arter tarafından kanlanır. Besleyici (nutrient) arter femura, diafiz orta bölümünün posteriorundan, linea asperaya yakın noktada bulunan foramenden girer ve medulla içinde her iki yöne dallar verir. Periosteal kan damarları da kemiğe linea aspera çevresinden girerler. Periosteal arterler kemik içinde dik olarak seyrederek. Bu nedenle özellikle plak vida veya intramedüller çivileme yanında serklaj uygulanması sırasında bu bölgede yumuşak dokuların kemikten sıyrılması kanlanmaya zarar vererek kaynama gecikmesine yol açabilir.

Femur mikrosirkülasyonu diğer uzun kemik diafizlerinde olduğu gibidir. Endosteal damarlar normal koşullarda korteksin iç 2/3'ünün kanlanmasından sorumludur ve Periosteal damarlar ile anastomoz yaparlar. Kan akımı sentrifugaldır, yani dışarı doğrudur. Periosteal arterler özellikle linea aspera bölgesinde korteksin dış 1/3'ünün kanlanmasına katkıda bulunurlar (31).

Kas Anatomisi

Uyluk bölgesi intermüsküler septumlarla anterior, medial ve posterior olmak üzere üç kompartmana ayrılmıştır.

Anterior kompartman içerisinde m. quadriceps femoris, m. sartorius, m. psoas, m. iliakus ve m. pectineus kasları, femoral arter, ven, sinir ve lateral femoral kutanöz sinir bulunur (22).

Medial kompartman içerisinde m. gracilis, m. adduktor brevis, m. adduktor longus, m. adduktor magnus, m. obturator eksternus kasları; arteria-vena profunda femoris, obturator arter, ven ve sinir bulunur (22).

Posterior kompartman içerisinde m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris, m. adduktor magnusun posterior lifleri, arteria profunda femorisin dalları, siyatik sinir ve posterior femoral kutanöz sinir bulunur (22).

M. semitendinosus, sartorius ve gracilis tendonları ile beraber pes anserinusu oluşturur. Bu kaslar yürüme esnasında kalçanın asıl ekstansörleri ve dizin fleksörleridir (22,31).

Nörovasküler Anatomi

Femurun kan dolaşımı periostal, metafizial ve endosteal yolla gerçekleşir. Eksternal iliak arter inguinal ligamanın altından geçerek femoral üçgene girer ve femoral arter adını alır. Bu bölgede profunda femoral arter dalını verir. Femur başını ve boynunu besleyen medial ve lateral sirkumfleks arterler profunda femoral arterin dalıdır (22, 30).

Femurun besleyici arteri profunda femoral arterin dalıdır ve Femurun üst yarısında linea asperanın yanından giriş yapar. Periostal arterler korteksin dış 1/3'ünü besler, iç 2/3'ünü ise endosteal damarlar besler. Cerrahi sırasında linea asperanın sıyrılması beslenmeyi bozarak kaynama gecikmesine yol açar (31).

Anterior grup kaslar femoral sinirden, posterior grup kaslar siyatik sinirden, adduktor grubu kaslar ise obturator sinirden innerve olurlar (22,31).

2.2.2. Tibia Anatomisi

Tibia, vücudun femurdan sonraki en büyük ikinci kemiğidir. Tibia alt ekstremitede, Femurun altında uzanan, lateralinde fibula ile komşu olan bacak bölgesinin temel kemiğidir. Tibia üst ucu, transvers ekseninde geniştir, femurla eklem yapar ve böylece vücut yükü femurdan tibiaya aktarılır. Bu yüzden tibia fibulaya göre daha kalındır. Proksimalde femur kondilleri ile eklem yapan oval ve içbükey medial plato ve daha yuvarlak ve dışbükey lateral plato bulunur. İnterkondiller eminesia iki faseti birbirinden ayırır. Anterior yüzeyde tüberositas tibia bulunur ve bu yükseltiyeye patellar tendon yapışır. İntramedüller çivileme için giriş noktası patellar tendonun arkası veya hafif medialdir. Lateralde bulunan Gerdy tuberkülüne iliotibial trakt yapışır.

Lateral plato posterolateralde fibula başı ile eklem yapar. Eklem kapsülü, popliteus tendonunun proksimal tibiadan distal femur epifizinin posterior cephesine geçmesine izin veren bir defektle, dizi tam olmayan bir şekilde çevreler. Kapsül Tibia epifizinin içine girer ve lateral-medial kolateral ligamentleri meydana getirir. Sırasıyla lateralde fibula başına ve medialde proksimal tibia metafizine yapışır.

Proksimalden aşağı doğru inildikçe tibiannın kesiti incelerek üçgen şeklini alır. Tibiannın medial yüzünde yalnızca cilt ve ciltaltı dokusu bulunur, yumuşak doku desteği olmadığından bu bölgenin travmaya savunması zayıftır. En dar olduğu yer genelde orta 1/3 ile distal 1/3 bileşkesidir. Tibiada kullanılacak çivi çapını bu bölgenin ölçümü belirler. Tibia distalde inferiorunda dörtgen bir eklem yüzeyi ile talusla eklem yapar medial ve lateral malleol ile ayak bileği eklemine oluşturur. Lateralde fibular çentiği ile distal tibiofibular eklemi oluşur.

Tibiannın proksimalde ve distalde genişleyerek, metafizyel bölgede korteksinin incilmesi ve medüller kanalın genişlemesi, kırık fiksasyonunda sorunlara neden olabilmektedir. Gerek eksternal fiksator teli olsun, gerekse intramedüller çivilemede kilitleyici vida olsun, bu bölgeden geçen tespit materyalleri daha az korteks dokusuna tutunmaktadırlar. Dolayısıyla özellikle medullar kanalı tam dolduramayan kilitli vida sistemlerinde yükün vidalara verilmesi nedeniyle kemik veya vida yetersizlikleri ortaya çıkabilmektedir.

Tibia çevresi kaslar; anterior, lateral, posterior yüzeyel ve posterior derin kompartman olmak üzere 4 kompartmanda yerleşmiştir. Anterior grup kasları tibialis anterior, ekstensör hallucis longus, ekstensör digitorum longus ve peroneus tertiusdan oluşur. Bu grup ayak bileği dorsifleksiyonundan sorumludur. Bu kompartman medialde tibia, lateralde fibula, posteriorda interossenöz membran ve anteriorda kalın crural faysa ile sınırlı olup, kompartman sendromu sonucu bu kompartmanda bulunan anterior tibial arter ve derin peroneal sinir etkilenebilir.

Lateral grupta peroneus longus, peroneus brevis yer alır. Bu grup ayak bileğine plantar fleksiyon ve eversiyon yaptırır. Kompartman sendromu riski anteriora göre daha düşüktür.

Posterior kompartmanda yüzeysel grupta; gastrocnemius, soleus, popliteus, plantaris, derin grupta ise; fleksör hallucis longus, fleksör digitorum longus ve tibialis posterior bulunur. Yüzeysel grup ayağa plantar fleksiyon hareketi yaptırırken, derin kompartman kasları plantar fleksiyonun yanında ayağa inversiyonda yaptırırlar. Peroneal ve tibial damarlar ile posterior tibial sinir bu kompartmanda bulunur.

Tibia posterior tibial arterden çıkan besleyici arterlerden ve periosteal dallardan beslenir. Besleyici arter tibiaya posterolateral korteksten oblik olarak girer ve korteks içinde 5-6 cm yol aldıktan sonra, üç çıkan bir inen dal verir. Periosteum ise interosseöz membran içinde seyreden anterior tibial arterin dallarından gelen yoğun kan akımına sahiptir. Normal kemikte intramedüller dolaşım önemlidir. Ancak kırık nedeniyle intramedüller dolaşım bozulduğunda periosteal damarların katkısı artar.

Tedavi olarak intramedüller çivileme seçilmiş ise oyma yapılmaması endostumun daha hızlı revaskülarize olmasını sağlamaktadır. Bacakta beş önemli venöz yapı bulunmaktadır bunlar; büyük ve küçük safen ven posterior ve anterior tibial venler ve peroneal ven. Büyük safen ven vücuttaki en uzun ven olup venöz greft olarak kullanılır. Ayağın medial marjinal veninden başlayarak bacak medialinden yukarı safen sinir ile birlikte seyreder. Dolayısıyla intramedüller çivileme sırasında kilitleme vidası medial yaklaşım ile yerleştirilirken bu yapılara dikkat edilmesi gerekir.

2.3. UZUN KEMİK KIRIKLARININ SINIFLANDIRILMASI

İdeal sınıflandırma; tedavi seçiminde yol göstermeli ve hastanın prognozu açısından bilgi verebilmelidir. Malesef femur diafiz kırıkları için prognostik değeri olan bir sınıflandırma yoktur. Femur kırıkları; kırığın morfolojisine, kırık fragmanların temas yüzeyine ve yumuşak doku travmasının ciddiyetine göre sınıflandırılır. En iyi bilinen morfolojik sınıflandırma AO/OTA sınıflandırmasıdır. Temas yüzeyine ve parçalanma derecesine göre ayırma Winquist-Hansen sınıflandırmasında yer verilmiştir. Açık kırıklar ise en iyi Gustillo-Anderson Sınıflandırması ile değerlendirilmiştir(66).

Tedavi seçiminde etkili olması ve açık kırık oranının direkt travmalarda %20 gibi yüksek oranda görülmesi nedeniyle açık kırık sınıflandırmasından aşağıdaki bölümde bahsedilmiştir. Açık kırıklar için en yaygın olarak Gustillo-Anderson sınıflandırması kullanılmaktadır. Gustillo ve Anderson 1976'da 1025 açık kırık vakası üzerindeki çalışması ile sınıflandırmayı tanımlamışlar ve 1984'te modifiye etmişlerdir (26, 66).

Gustillo-Anderson Sınıflandırması:

Tip I: Ciltte 1 cm'den küçük yaralanma mevcut olup, düşük enerjili travma ile oluşmuştur. Nispeten temiz bir yaralanmadır.

Tip II: Ciltteki yaralanma 1 cm'nin üzerindedir, daha yüksek enerjili bir travma ile oluşmuştur. Yaygın yumuşak doku hasarı, cilt flebi ve yumuşak doku avulsiyonu tarzında yaralanma yoktur.

Tip III: Yüksek enerjili travma ile oluşmuştur, yumuşak doku hasarı yaygındır. Ağır crush(ezilme) ile beraberdir. Kendi içinde 3 ayrı alt gruba ayrılır.

Tip IIIa: Yaygın yumuşak doku laserasyonu veya flebi mevcuttur, fakat kemiğin üzeri yumuşak doku ile kapatılabilir.

Tip IIIb: Kemik fragmanları ve periost ekspozedir. Yaygın yumuşak doku hasarı ve periostal ayrılma mevcuttur. Masif kontaminasyon vardır. Fragmanların üstü yumuşak doku ile kapatılamaz.

Tip IIIc: Nörovasküler yaralanma kırığa eşlik eder.

Kapalı kırıklarda da yumuşak doku hasarı meydana gelmektedir. Bu oluşacak yumuşak doku hasarı kırığı oluşturan travmanın şiddetine bağlıdır. Kapalı kırıklarda yumuşak doku travması Tscherne ve Gotzen tarafından sınıflandırılmıştır (26, 67).

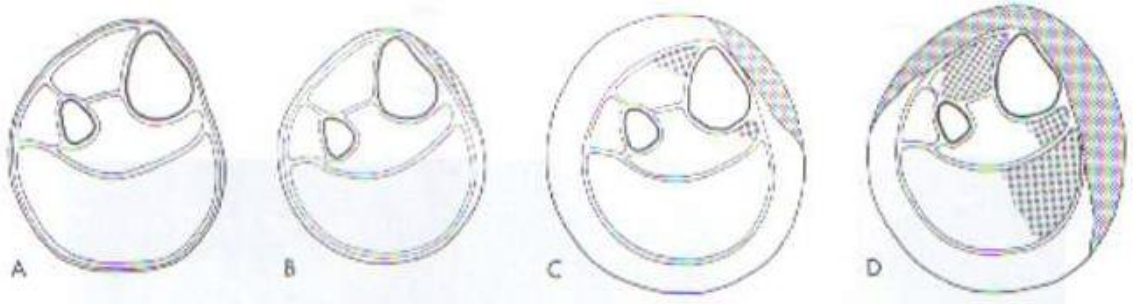
Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması:

Grade 0: Yumuşak doku travması yok veya çok az.

Grade 1: Kuvvetin etki ettiği alanda ciltte veya kasta lokal kontüzyonel hasarla beraber oluşmuş yüzeysel abrazyon mevcut.

Grade 2: Etkilenmiş alandaki kas veya deride lokal kontüzyonel hasarla beraber oluşan derin kontamine abrazyon mevcut.

Grade 3: Etkilenmiş alandaki kas ve deride yaygın kontüzyon ve crush mevcut (26,67).



Şekil 2. Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması(67)

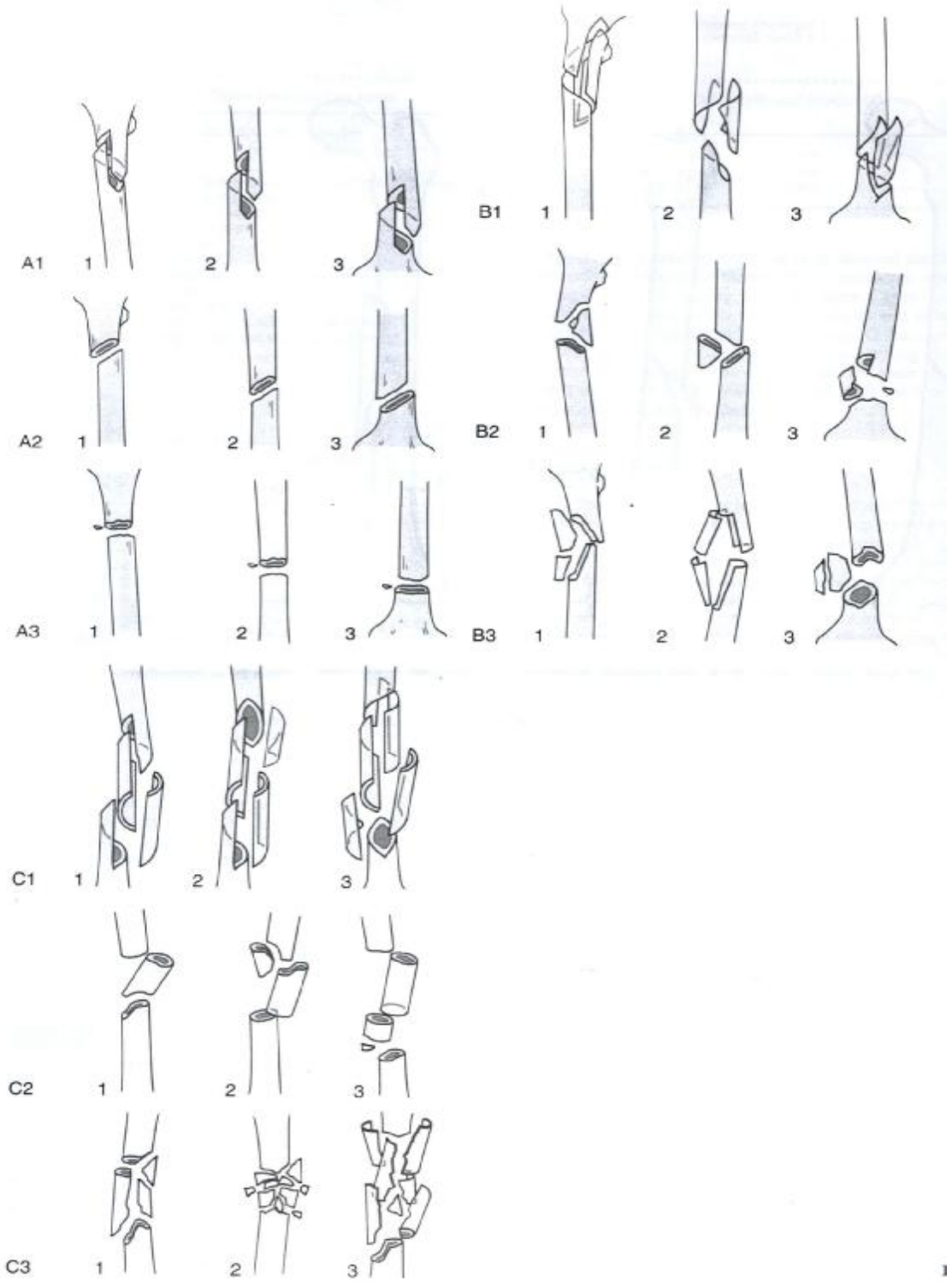
AO/OTA Morfoloji Sınıflandırması:

Kırık tipi ve lokalizasyonunu baz alır. Bütün AO sınıflandırmalarında olduğu gibi femur ve tibia kırıkları da 27 farklı subgruba ayrılmıştır. Sınıflandırma AP ve Lateral grafiler ışığında yapılır.

Tip A kırıklar basit kırıklardır. A1 spiral kırıkları, A2 oblik kırıkları ve A3 transvers kırıkları içerir.

Tip B kırıklar wedge kırıklardır. B1 spiral kama, B2 bending wedge ve B3 fragmanlı wedge kırıkları içerir.

Tip C kırıklar kompleks kırıklardır. C1 bütün kompleks spiral kırıkları, C2 segmenter kırıkları ve C3 parçalı kırıkları içerir (28, 67).



Şekil 3. AO/OTA Morfoloji Sınıflandırması.

Winquist-Hansen sınıflandırması parçalanma ve kortikal temas derecesini temel alır (28).

Winquist-Hansen Sınıflandırması:

Tip 0: Basit transvers, oblik kırık.

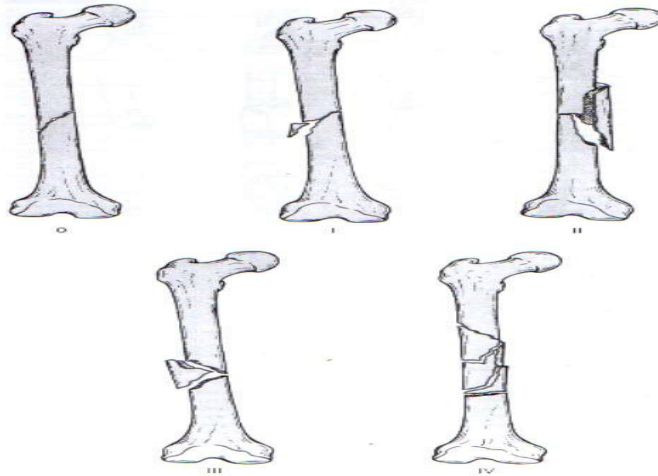
Tip I: Parçalanma yoktur, sadece çok küçük ayırık bir kemik vardır, %75'in üzerinde kortikal temas vardır.

Tip II: Kelebek fragman daha büyüktür fakat korteksin en az %50'si intaktır. Kortikal temas %50-75 arasındadır.

Bu iki grup stabil olarak kabul edilir. Dinamik intramedüller çivileme endikasyonu koyulabilmesine rağmen postoperatif redüksiyon kaybı riskini göze almamak için statik çivileme yapılır.

Tip III: Parçalı kırıktır. Daha büyük kelebek fragman vardır. %50'nin altında kortikal temas vardır, rotasyon ve uzunluk kontrolünü sağlayamaz. Kilitlenmeyen intramedüller çivileme kontrendikedir.

Tip IV: Ciddi parçalanma mevcuttur. Major kırık fragmanlar arasında kortikal temas yoktur. Statik kilitlenen intramedüller çivileme şarttır (28,69).



Şekil 4. Winquist-Hansen Sınıflandırması.

2.4. BIYOMEKANİK

2.4.1. İntramedüller Çivilerin Biyomekaniği

İntramedüller çiviler, bükülme kuvvetlerine karşı koymada oldukça etkilidirler. Kırık bir kemikte temel olarak internal destek görevi görürler. Kilitleme işlemi yapılmazsa, aksiyel yüklenmeler sonucu oluşan kısalmalara ve rotasyonel kuvvetlere karşı yeterince güçlü değildirler (16,17,20,23).

İntramedüller çivilerin intrinsik mekanik özellikleri:

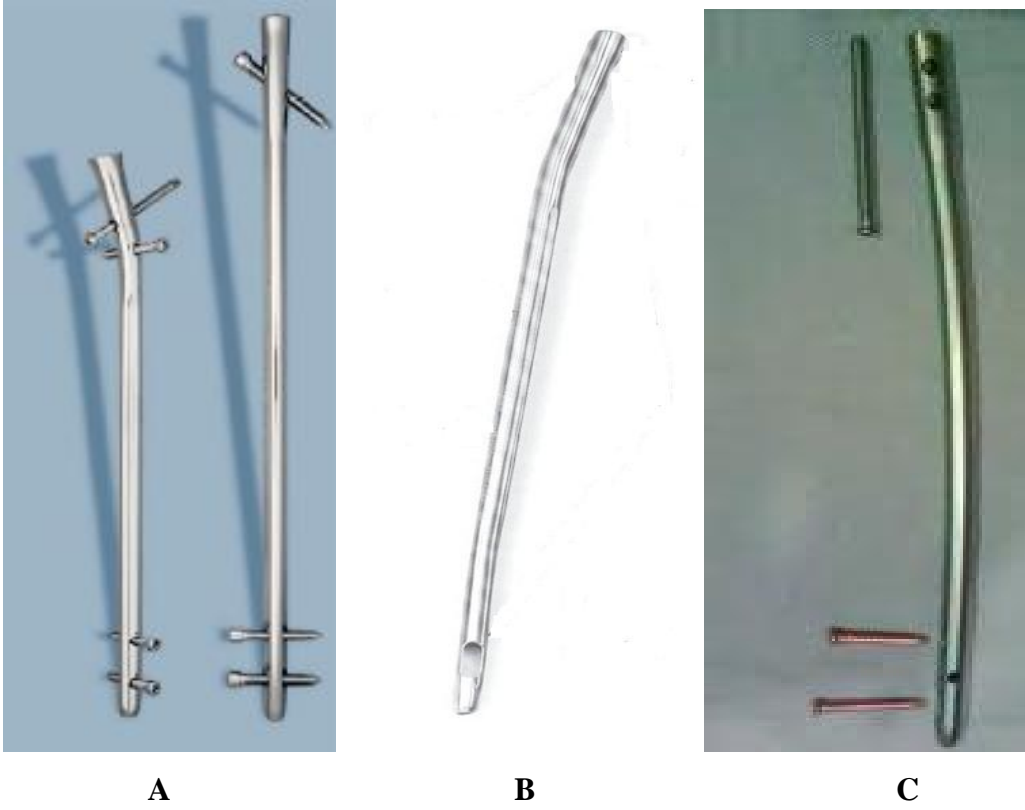
1- İnternal destek: İntramedüller çivinin fonksiyonu internal atellemedir. Hareketli kayıcı implant olarak adlandırılabilirler. Kayan bir implant olan intramedüller çiviler, güçlendirilmedikleri durumlarda kısalmayı, aksiyel yüklenmeyi ve rotasyonu kontrol edemezler. Fakat bükülme kuvvetlerini çok iyi kontrol ederler.

2- Geometri: İntramedüller çivinin geometrisi, kemikle birlikte fiksasyon, rijidite ve kuvvetliliğini belirler. Bir intramedüller çivinin önemli geometrik özellikleri uzunlamasına öne eğriliği, kesit şekli, transvers çapı, yarık karakteri, materyal özelliği ve yapısal sertliğidir.

a) Uzunlamasına öne eğrilik: İntramedüller çivinin giriş yeri doğru olduğu takdirde, çivinin uzunlamasına öne eğriliği sayesinde çivinin kontrolü ve kemik çivi uyumu kolay olur. İntramedüller çivinin şekli ve intramedüller kanalın uyumsuzluğu, kemik çivi fiksasyon stabilitesini olumsuz yönde etkiler. Giriş deliğinin yanlış olması da uyumsuzluğa neden olabilir. Tibia çivilerinde düz tibial kanala girişi kolaylaştıran proksimal eğrilik vardır. Bu eğriliğin yeri kemik çivi uyumsuzluğuna etki eder ve özellikle proksimal tibia kırıkları için önemlidir. Kırık, eğriliğin proksimalinde ise çivi, distal fragmanı daha distale itebilir.

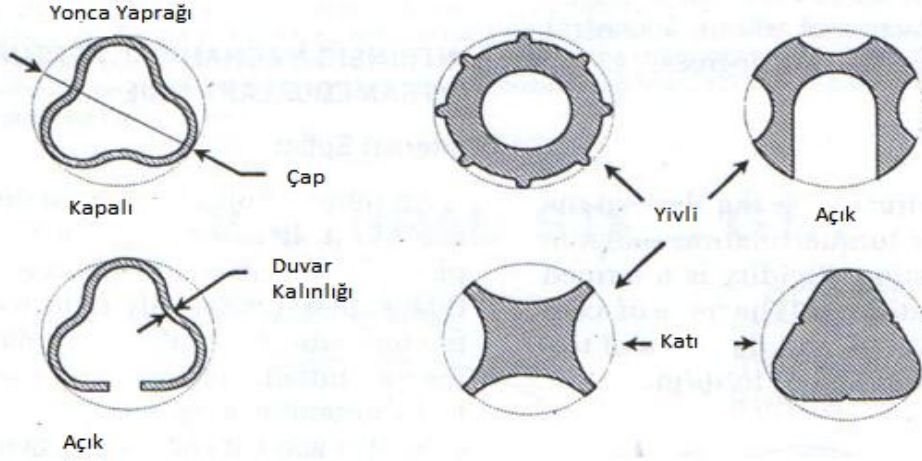
b) Kesit şekli: İntramedüller çivinin yanlamasına kesit şekli ve özellikle hacmi çivinin eylemsizlik momentini belirler. Çeşitli kesit şekillerinde birçok intramedüller çivi mevcuttur. En yaygını Küntscher'in yonca yaprağı şeklinde olan çivisidir. Bu şekilde dizaynın amacı; intramedüller çivinin kanalı tıkamasını önlemek ve neovaskülarizasyona imkan tanımak için boşluklar bırakmaktır. İntramedüller çivilerin

daha derin veya daha sığ kanallı şekilleri olduğu gibi duvar kalınlığı farklı olan şekilleri de vardır. Örnek olarak daha derin kanallı Grosse-Kempf çivisi, daha az derin kanallı AO/ASIF Universal çivisi ve Russell-Taylor çivisi verilebilir (Şekil5). Bu çivilerin her biri için eylemsizlik momenti medial-lateral ve anterior-posterior yönlerdedir. Çivinin esnekliği ve momenti birleştiğinde çivinin sertliği veya eğilme rijiditesi belirlenir. Kesit şekli keskin kenarlı olan çiviler yüksek oranda torsiyonel stabilite sağlarlar. Dezavantajları, yiv aralarına kemik uzaması sonucu çıkarılmalarının zor olmasıdır.



Şekil 5. A)Grosse-Kempf , B) Russel Taylor, C) AO/ASIF Universal çivisi

FARKLI ÇİVİLERİN TRANSVERS KESİTLERİ



Şekil 6. Farklı çivilerin transvers kesitleri

c) Boy-Çap: Çivinin boyu da çapı da eylemsizlik momentine etki eder. Küçük bir çivinin eylemsizlik momenti de küçük olur. Çaptaki 1 mm'lik artış eylemsizlik momentinde hızlı artışa neden olur. Dolayısıyla aynı kesit şekline sahip çivilerden büyük çaplı olanlar daha sert ve rijit olacaktır. Bu yüzden bazı çiviler yapılırken bu özellik gözönünde bulundurulmuş ve çap küçüldükçe duvar kalınlığı arttırılmıştır. Farklı üretilmiş çiviler arasında aynı çapa sahip olanlarda, esneme sertlikleri arasında 2 kat, torsiyon modüllerinde ise 3 kat fark bulunabileceği unutulmamalıdır. Örnek olarak Russell-Taylor çivisi verilebilir. Bu çivilerin 12 mm'den küçük çaplı olanlarında duvar kalınlığı 1,2 mm iken, 13-16 mm'lik çivilerde duvar kalınlığı 1 mm olacak şekilde yapılmıştır.

d) Yarıç: Bir çok intramedüller çivinin içi oyuktur. İçi boş intramedüller çiviler açık kesit veya kapalı kesit şeklindedirler (yarıklı veya yarıksız). Çivide yarıç bulunmasının amacı, çivi çakılırken radial kompresyona imkan sağlayarak kemik- çivi geometrik uyumsuzluğunu önlemektir. Çivinin radial kompresyonu ile artmış sürtünme

fiksasyonu elde edilir. İntramedüller çivilerin kanala yerleştirilmesinde belli derecede kayma gösterdiği gözlenmiştir. Bu durum, distal kilitleyici vidaların uyumsuzluğuna neden olmaktadır.

e) Metal özelliği: Metalin özelliği çivinin gücüne ve sertliğine etki eder. Çoğu paslanmaz çelik, bir kısmı da titanyumdur. Titanyumun elastiklik modülü, paslanmaz çeliğin yaklaşık yarısı kadardır. Titanyumun azami gücü paslanmaz çeliğin yaklaşık 1,6 katıdır.

f) Yapısal sertlik, Esneklik rijiditesi: Çivinin şekli ve metalinin özelliği sertlik ve gücünü etkiler. Çivi çapındaki her milimetrik artış esneklik rijiditesinde katlı artışa neden olur. Çelik bir çivinin çapı 10 mm'den 11 mm'ye çıkarsa, sertliği 40 Nmm² den 52 Nmm² ye yükselirken, 16 mm'den 17 mm'ye çıkarsa 170,1 Nmm² den 241,4 Nmm² ye yükselir.

3- İntramedüller çivinin yorgunluğu: Çivileme sırasında ve tedavi süresince nadiren kırılmaktadırlar. Eğer kırılırlarsa, nadiren kırık iyileşmesi sağlanmıştır. Kırılma yeri genellikle iki distal vidanın proksimali veya vida deliklerinin olduğu yerdir. Bazen kırık iyileşmesinden sonra çivi kırılmaları gözlenebilir. Bu durum, önceden var olan mikrokırık ve defekt varlığı ile ilgili olabilir. İyileşmeden sonra devam eden metal yorgunluğuna da bağlı olabilir. Metal cinsi ve yapım kaliteside önemlidir.

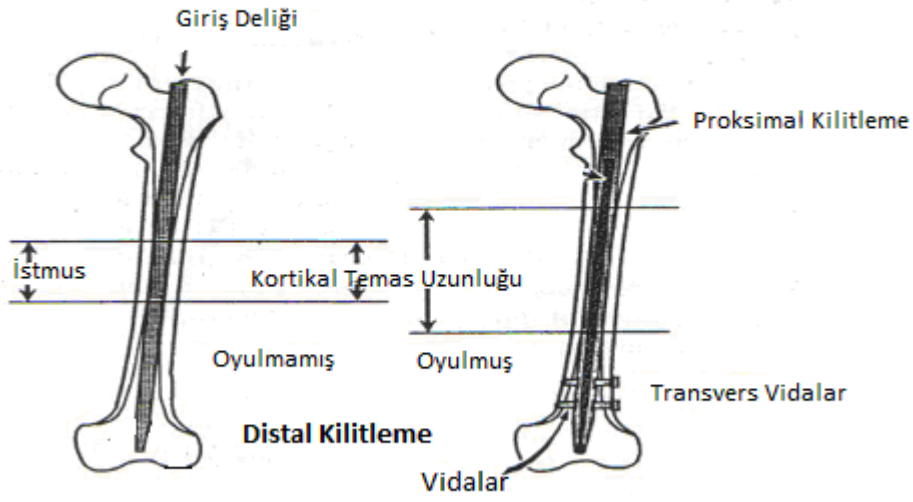
4- İntramedüller çivi uygulanmasına ait özellikler:

a) Medullayı oyma: Oyma işlemi sonucu daha geniş çaplı, daha güçlü çivi uygulanabilir. Bunun sonucunda çivi ve kemik arasında daha geniş bir temas alanı oluşur. Böylece tespitin sürtünme komponenti artarak stabilite artırılır. Aynı zamanda oyma işlemi kırık hattında kemik oluşumunu uyarabilir. Oyma işleminin dezavantajları, endosteal kan akımının bozulması ve yağ embolisi riskinin artmasıdır. Ayrıca oyma işlemi kemik korteksini incelterek kemiği zayıflatabilir (17,18,20,23).

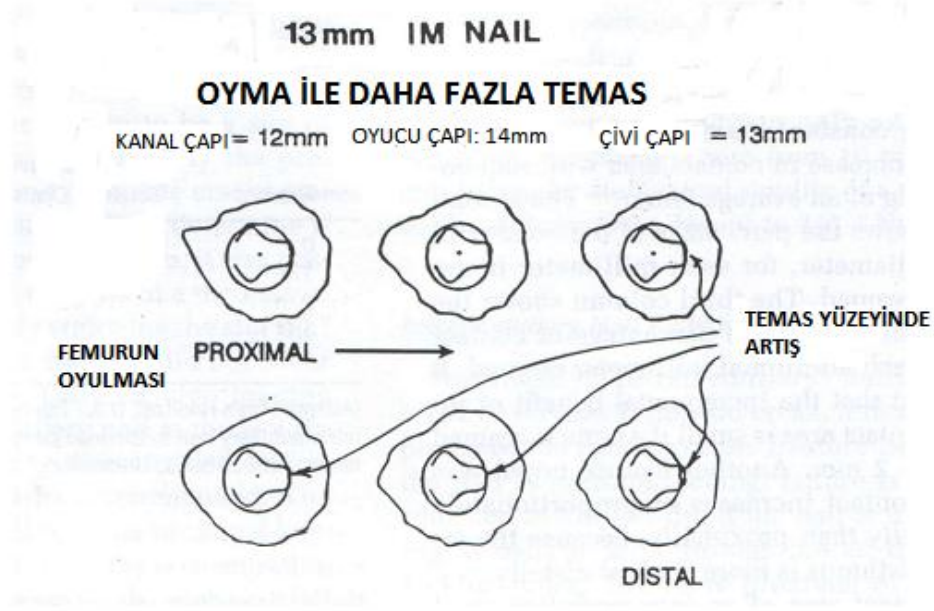
Oyma işlemi (rimirlama) ile medüller damar bütünlüğünün bozulması, ani kortikal damar dolaşımı bozukluğuna sebep olur. Kırık ile kemik bütünlüğü bozulmasına karşılık intramedüller içerik henüz bozulmamıştır. İntramedüller boşluk, yüksek akışkan

özelliğinde yağ içerir. Medüller boşluğa oyucu sokulduğunda, medulla içeriği kırık hattından veya oyucu giriş deliğinden dışarı çıkar. İntramedüller basınç artışı ile medüller yağ içeriği sistematik dolaşıma girerek emboli riskini artırır. Oymasız intramedüller çivilemede, intramedüller damarlar bir miktar zedelenebilir ama en azından duvarlardaki damarlar sağlam kalır (17,19,20,23).

İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ



Şekil 7. İntramedüller çiviler. Rimırlanmış(oyulmuş) ve rimırlanmamış(oyulmamış) kemiklerdeki çivi kontak yüzeyi farklılığı.

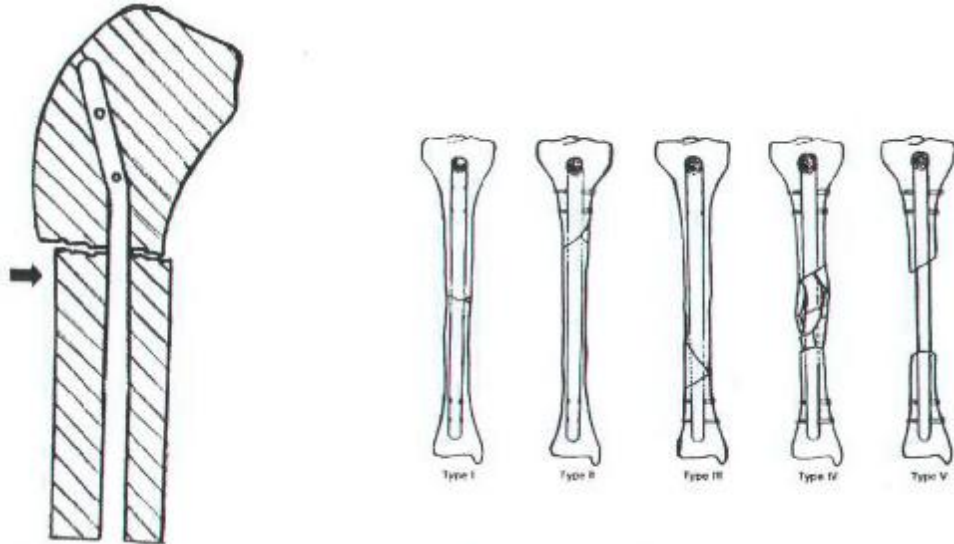


Şekil 8. Rimırlanmış femurda artan temas yüzeyi.

b) Yüklenme: İntramedüller çivinin maruz kaldığı en önemli yüklenme şekli bükülmedir. Ayrıca yürüme sırasında kompresyon, sandalyeden kalkarken veya merdiven çıkarken torsiyonel yüklenme olur. Bükülme tarzı yüklenmede lateral kortekste ve metalin lateralinde gerilme, medial kortekste ve metalin medial duvarında kompresyon oluşur.

Kas hareketleri ve vücut ağırlığı, kırık alanında kompresyon kuvvetleri oluşmasına neden olur. Kilitli çiviler intrinsik stabiliteyi ve vidaları sayesinde aksiyel yüklenmelere karşı koyarlar. Çivi vidalı değilse, aksiyel yüklenmelere karşı koyamayan kayıcı bir implant olduğu için kırık hattında kompresyon olur. Bu yüzden parçalı olmayan transvers kırıklarda kiltsiz çivi kullanılabilir. Torsiyon kuvveti ile kırık hattında rotasyon meydana gelir. İntramedüller çiviler kayıcı implantlar olduğu için torsiyonel güce az direnç gösterirler. Kilitli çiviler ise torsiyonel stabilitesi yüksek çivilerdir. Kırık fragmanları dişlenmiş ise rotasyona karşı intrinsik direnç oluşacaktır (20,23,24).

c) Kırık konfigrasyonu ve yerleşimi: Kırık hattındaki intrinsik stabiliteyi belirleyen, kırık konfigrasyonudur. Kırık yerleşimi, kırığın proksimal ve distalindeki kemiklerin çivi ile temasını etkiler. Orta hattaki transvers kırıklar intramedüller çivileme için ideal olgulardır. Çünkü kemik ile çivi arasında kırığın proksimalinde ve distalinde temas vardır. Bu temas, kırık iyileşmesi için gerekli olan tespiti sağlar. Oblik ve parçalı kırıklarda, kırık hattında, aksiyel ve torsiyel yüklenmelere karşı yeterli intrinsik stabilite sağlanamaz. Bu tür kırıklarda genelde dışarıdan bir tespite ihtiyaç vardır. Kilitli çivilemede statik vidalar, çivinin kemik içinde kaymasını önler. Bu sayede hem aksiyel kısılma, hem de rotasyon önlenmiş olur. Statik kilitlenen çivilerde kırık hattında konsolidasyon olana kadar yük verilmesi önerilmez. Dinamik olarak kilitlenmiş çiviler, çivinin kemik içinde kaymasına izin verirler. Bu nedenle dinamik kilitlenmiş çivilerde erken yük verilebilir. Tibia orta hattındaki trasvers kırıklarda, kırık hattının proksimalinde ve distalinde intramedüller çivi kemiğe tam oturduğu için vidalama işlemi yapılmayabilir. Bu şekilde tespit, aksiyel yüklenmelere izin verir. Çivi istmusa tam olarak tespit edildiyse rotasyonel hareket olmayabilir. Kırık hattı proksimal veya distale yakınsa, yakın olan taraftan statik kitleme yapıp, kırığa uzak olan taraf dinamik bırakılabilir. Çok parçalı veya segment kaybı olan kırıklarda, boy kaybını önlemek için kırığın hem proksimali hem de distali statik olarak kilitlenmelidir.



Şekil 9. Kırık tipine göre intramedüller çivi vidalama (29)

d) Kilitli intramedüller çiviler: 1980'lerin başında kilitleme tekniğinin geliştirilmesi intramedüller çivilerin kullanım alanını belirgin şekilde genişletmiştir. Kilitli intramedüller çiviler proksimal ve distal fragmanların fiksasyonunu kolaylaştırır ve parçalı proksimal ve distal kırıkların fiksasyonuna olanak tanır. Kullanılan kilitleme tekniği korteksin bir yüzünden geçen ve çivi üzerindeki deliğe yerleştirilen vidalamadır ve bu vida uzak kortekse saplanır.

Statik çivileme dendiğinde hem distal hem de proksimalden kemiğin kilitlendiği çivileme kastedilir. Statik kilitli intramedüller çiviler implantın yüzmesine olanak tanımaz ve böylece aksiyel kısıalma ve malrotasyon kontrol altına alır. Kısıalma ve malrotasyon kontrolü sırasında yükler vidaların üzerine bindiğinden vidalarda kırılmalar olabilir. Bu nedenle statik kilitli intramedüller çivilerde ağırlık verme kırık konsolidasyonu gerçekleşinceye kadar ertelenir.

Dinamik kilitleme dendiğinde ise ya distal ya da proksimalden tek kilitleme kastedilir. Dinamik kilitleme ile de çivinin kemik içinde kayması engellenmemiş olur. Dinamik kilitleme isthmusda uygun fiksasyon sağlayacak kadar kırık fragmanının olduğu olgular için uygun bir endikasyon oluşturur. Dinamik kilitleme erken ağırlık vermeye olanak tanır çünkü vida kırılmasına yol açmaz. Dinamik kilitlenen çivilerde proksimalden vidalama tercih edilir çünkü cerrahi olarak yerleştirilmesi daha kolaydır ve daha az operatif zaman gerektirir, distal vidaların radyografik olarak değerlendirilmesi ise zordur.

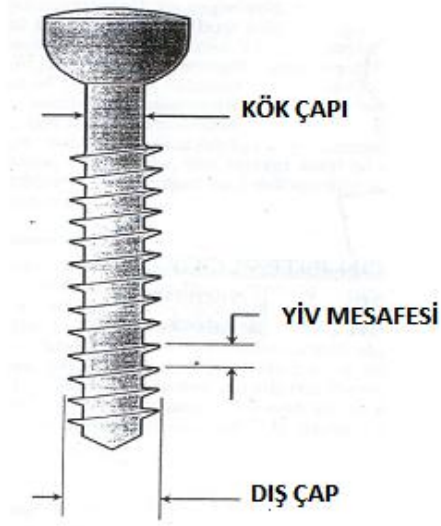
Kilitli çiviler ilk olarak kullanılmaya başlanıldığında statik kilitlemenin “nonunion makineleri” olacağı düşünülmüştü. Statik kilitlemenin kırık fragmanlarını ayrı tutacağı ve kısıalma ve rotasyonu kontrol altına alırken iyileşmeyi engelleyeceği düşünülüyordu. Potansiyel nonunionu önlemek amacıyla distal veya proksimal vidalardan biri çıkarılarak çivi dinamizasyonu sağlanıyordu. Vidaların uzaklaştırılması teorik olarak çivinin kemik içerisinde kaymasını sağlıyor ve kırık hattında kompresyon kuvveti oluşturuyordu. Ancak korkulan olmadı ve nonunion sıklığında artış gözlenmedi, dolayısıyla rutin dinamizasyon artık uygulanmaz oldu.

d) Kitleme tipinin fiksasyon dayanımı üzerine etkileri:

Bending: Bending açısından değerlendirildiğinde yakın zamanda geliştirilen kilitli çivilerin çoğunun biyomekanik performansı benzerdir. Vida ile kilitlenmiş femur shaft kırıkları sağlam femurun bending rijiditesinin yaklaşık %75'ine sahiptir.

Torsiyon ve aksiyal kompresyon: Torsiyon ve aksiyal kompresyon bakımından değerlendirildiğinde ise çivi dizaynları arasında farklılıklar vardır. Kompresyon ve torsiyona karşı en iyi stabilizasyonu proksimal ve distalden vidalama ile yapılan teknik sağlar. Bu şekildeki vidalar aksiyal olarak vucut ağırlığının %400'üne kadar destekleyebilir. Ender rodu ve kilitsiz Kuntscher tipi rodlar kısalma ve rotasyona karşı çok az koruma sağlayabilir.

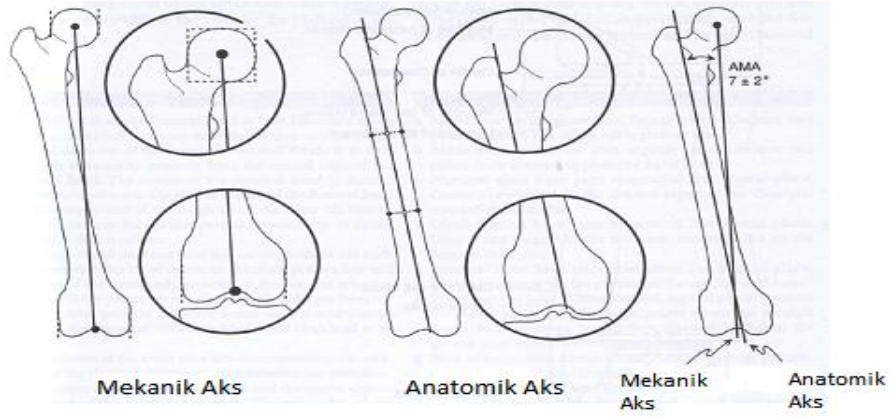
f) Vida gücü: Vidaların dış çapı (dişlerin dış hattını oluşturan çap), kök çapı (dişler başlamadan önceki gövde çapı) ve yivleri (dişler arasındaki mesafe) vardır. Dişlerin şekli, yük taşıyan faktördür. Keskin bir şekil yuvarlak olana göre daha kolay kırılır. Vidanın gücü kök çapına bağlıdır. Çaptaki küçük bir artış, güçte büyük bir artışa neden olur. Vidanın çekme gücü dış çapına bağlıdır. Dış çap genişledikçe kemikle temas artar ve daha güçlü tespit sağlanır. Benzer şekilde diş sayısının artışı da tespit gücünü artırır. İki korteksi tutan dişli vidalar tek korteksi tutanlardan daha sağlamdır. Kırılmanın en sık olduğu yer vidalardır. İntramedüller çiviye kitlemede kullanılacak en geniş çaplı vida, kullanılan çivinin vida delik çapı ile sınırlıdır. Vida çapını arttırmak için çivinin vida deliğinin büyütülmesi gerekir. Bu durum çivinin zayıflamasına ve o bölgeden kırılmasına neden olabilmektedir. Kaynama gecikmesi olan bulgularda, vidalara uzun süre tekrarlayan yük binmesi veya küçük çaplı çivi uygulanması sonucu vidalara aşırı yük binmesi, implant yetmezliğine sebep olabilir (23,24,25). Biz çalışmamızda klavuz telinin içinden geçmesine izin verecek kanüllü vidaları kullanacağız.



Şekil 10. Vida

2.5. ALT EKSTREMİTELERİN BİYOMEKANİĞİ

Femurun mekanik aksı ve anatomik aksı birbirine paralel değildir. Mekanik aks, femur başı merkezinden interkondiler notcha çekilen çizgi ile elde edilir. Anatomik aks ise, fossa piriformis ile interkondiler notch arasındadır. Mekanik aks ile anatomik aks arasında 7-9°'lik bir açı vardır. Vertikal aks yerçekimi vektörüne paralel olan akstır. Mekanik aks ile arasında 3°'lik açı bulunur. Bu açılar femurun 9-11°'lik fizyolojik valgusunu oluşturur. Mekanik aks vücut ağırlığının diz eklemine iletim vektörüdür. Diz ekleminde kondillere düşen yük asimetriktir ve medial kondile yükün yaklaşık %70'i gelmektedir. Vücut ağırlığı mekanik aks doğrultusunda diz eklemine yansıdığından dolayı femur medialinde kompresif, lateralinde ise tensil kuvvetlerin etkisinde kalır (4,32,33,34).

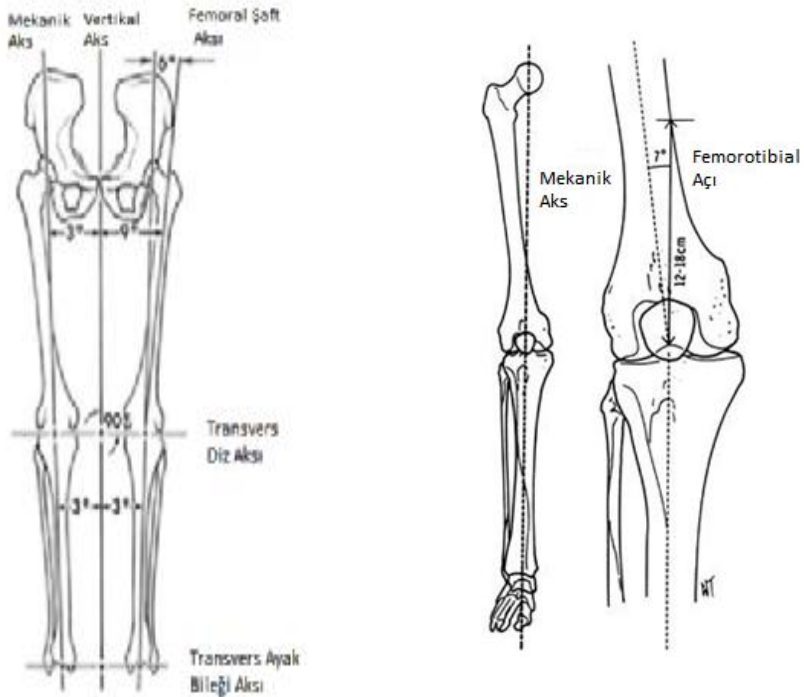


Şekil 11. Femurun mekanik ve anatomik aksı.

2.5.1. Alt Ekstremitte Aksları:

Mekanik aks: Femur başı merkezinden, diz eklemi merkezine ya da hemen lateraline, oradan da ayak bilek ekleminin ortasına uzanan bir çizgidir (48,49,51).

Vertikal aks: Ayakta duran kişide, simfisis pubisin tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90°lik açı yapan bir çizgidir.



Şekil 12. Alt ekstremitte anatomik ve mekanik aksları

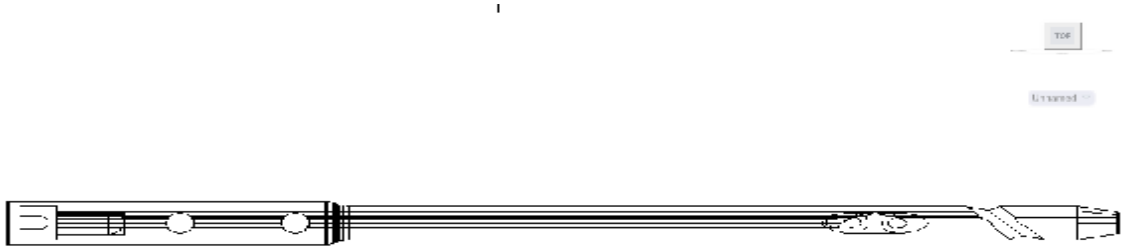
Anatomik aks: Femurda ve tibiada shaftın ortasında geçen çizgidir. Mekanik aks, vertikal aksa göre 3° valgustadır. Bunun sebebi, kalçaların ayak bileklerine göre, anatomik olarak daha geniş bir oluşum göstermesidir. Femur anatomik aksı mekanik aksa göre 6° ve vertikal aksa göre 9° valgustadır. Tibianın anatomik aksı, vertikal aksa göre $2-3^{\circ}$ varustadır. Tibiofemoral açı, femur anatomik aksı ile tibia anatomik aksı arasındaki açıdır. Femoral eklem açısı, femur kondillerinden geçen teğet çizgiye çekilen dik ile femur anatomik aksı arasında kalan açıdır. Tibia eklem açısı ise tibial platodan geçen teğet çizgiye çekilen dik ile tibia anatomik aksı arasındaki açıdır. Yapılan çalışmalarda femoral eklem açısı yaklaşık 3.8° valgusta, tibia eklem açısı ise yaklaşık 2.5° varusta olduğunu göstermiştir.

Patellanın ana mekanik görevi, kuvvetin yönünü değiştirmektir. Kuadriseps kasının kuvvet kolunu uzatarak, bu kasın gücünü tibiaya aktarır. Patella üzerinde, üç kuvvetin etkisi vardır. Bunlar kuadriseps kasının çekme kuvveti, patellar tendonun çekme kuvveti ve patellofemoral yüzeydeki baskılayıcı kuvvetlerdir. Fleksiyonun artması ile birlikte baskılayıcı kuvvetler artar ve 60° - 90° lerde en büyük değerine ulaşır. Ekstansiyonda iken bu kuvvet en az değerine iner (50). Fleksiyonun ilk 20° de, troklea ile patellanın alt eklem yüzeyi temas ederken, 60° de orta eklem yüzeyi, 90° da ise üst eklem yüzeyi temas eder. Diz eklemi 120° lik fleksiyona geldiğinde, kuadriseps tendonu trokleadada kaymaya başlarken, patellanın artık sadece iç ve dış eklem yüzeyleri femur kondilleri ile temas eder (52).

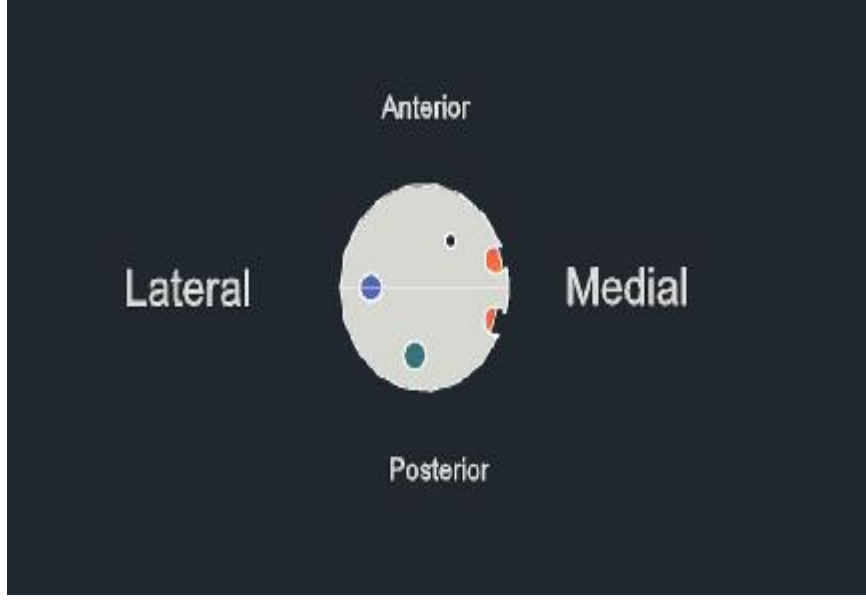
3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmanın başlangıcı basit bir enjektördeki piston (püskürteç) şeklinden uyarlanmıştır. Enjektör içindeki piston üç oluktan oluşmakta ve uca doğru eğim yaparak enjektör boşluğunu doldurup geriye sıvı sızmasını engellemektedir. Bu pistonun şeklini incelerken içindeki kanülleri ile K teline klavuzluk edecek, distalde eğim yaparak telin çividen çıkıp kemiği delmesini sağlayacak bir sistem geliştirme fikriyle yola çıkıp çalışmamızı tasarlamaya başladık. Bir enjektörün şeklinden esinlenerek yola çıkılan çalışmamızda; paslanmaz çelikten üretilen çok kanüllü kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivi prototipleri ve klavuz olarak kirşner telleri, kanüllü vida, kanüllü matkap ucu yardımıyla sawbone, dana tibiası ve kadavra tibiası materyallerimizi oluşturmaktadır.

İlk olarak, üç boyutlu çizim programı yardımıyla (AutoCad 2011), intramedüller çivinin katı modeli oluşturuldu. Üç boyutlu çizimlerde; kanüllerin yerleşim yerleri, distaldeki vida delikleri, dönüş açıları ile proksimal ve distal kilitleme delikleri uyumlu olarak tasarlandı. Tasarlanan çivide vida ve tellerin uygulama esnasında kemik ve yumuşak dokuların anatomisine en az zararı verecek şekilde dizayn edilmesine özen gösterildi.



Şekil 13. Prototip Çivinin Üç boyutlu çizimi



Şekil 14. Proksimalden çivi iç kanüllerinin görünümü

İntramedüller çivinin bilgisayar ortamında tasarımı tamamlandıktan sonra üç boyutlu yazıcı (Z-Print) ile prototipi üretildi. Prototip aşamasına kadar kanüller ile deliklerin yerleri, açıları ve kemiğin anatomisine en uygun şekilde olması için intramedüller çivinin optimal tasarımı tamamlandı. İlk prototip polietilen malzemeden üretildi.



Resim 2. Z- Print Cihazı



Şekil 15. Üç boyutlu çizim (İç kanüllerin görünümü)

Vida deliği dönüş açısı 30, 37 ve 45 ° olan farklı çiviler kullanıldı. Kılavuz telinin rahat dönüş yapabilmesi ve kemiği mümkün olan en kısa mesafede delmesinin yanı sıra kemik ile çivi arasındaki mesafeden intramedüller olarak distale doğru yönelmemesi için 37 ° açılı olarak üretilmesine karar verildi.



Resim 3. Polietilen malzemedan üretilen prototip

Metal prototiplerin imalatı; 316 L paslanmaz çelik malzeme kullanılarak, Biyomekanik Anabilim Dalı'nda bulunan Twinhorn marka CNC freze ve Focus marka CNC torna tezgahlarında yapılmıştır.



Resim 4. Metal prototiplerin üretildiği CNC torna ve freze

Üretilen metal prototiplerin uygulamaları sawbone femur üzerinde bir kırık hattı oluşturularak yapıldı. Öncelikle; kirşner telleri, matkap kullanılarak, kanüller üzerinde distaldeki vida deliklerine gönderildi. Ardından sawbone'u delerek dışarı çıkan K tellerinin üzerinden, retrograd olarak kanüllü dril ile intramedüller çivi üzerindeki vida deliklerine ulaşıldı. Kanüllü vidalar; uygun kanüllü tornovida ve K telinin kılavuzluk yapmasıyla önce kemiği, daha sonra da distal uçtaki çivi deliklerinin yerlerini bularak distal ucu kilitledi. Aynı işlem daha sonra proksimal kilitleme delikleri için de uygulandı.

3.1.UYGULAMA

Çalışmalar üç adet sert polietilen boru, üç adet sentetik kemik(sawbone), dana femuru ve ampute tibia üzerinde yapıldı Uygulamalardan sonra çekilen grafilerde vidaların nizami bir şekilde yerlerinde olduğu görüldü. Uygulamaların ortalama 10 dakika sürmesi, skopiye eksternal klavuz sistemleri ve benzeri teknolojik ürünlere gereksinim duyulmaması, kolay uygulanabilir olması ve maliyet çalışmalarını yapılmamış olmasına rağmen düşük maliyetli olacağını tahmin edilmesi umut verici gelişmelerdi. İntramedüller çivi uygulamalarında; kısa operasyon süresi, kısa insizyon ve radyasyona maruziyetin mümkün olduğunca az olması gelecekte cerrahlara sağlanması amaçlanan önemli özelliklerdir. Çalışmanın erken dönemlerinde çivi üretiminde çok zorlandık, özellikle 30 cm den uzun çivilerin üretiminde klavuz telin gireceği kanüllerin açılması çivi boyu arttıkça daha zor oldu. Çivi çapı olarak 10mm nin altına inebilmemiz mümkün olmadı. Sıkıştırılmış polietilen boruda yapılan bir çalışmada da kirşner telinin deforme olup kırılması, dana femuru uygulamasında klavuz telin çivi ile kemik medullası arasında yol alması yine bu bölgede deforme olması, kırılması en önemli komplikasyonlarımızı oluşturdu.

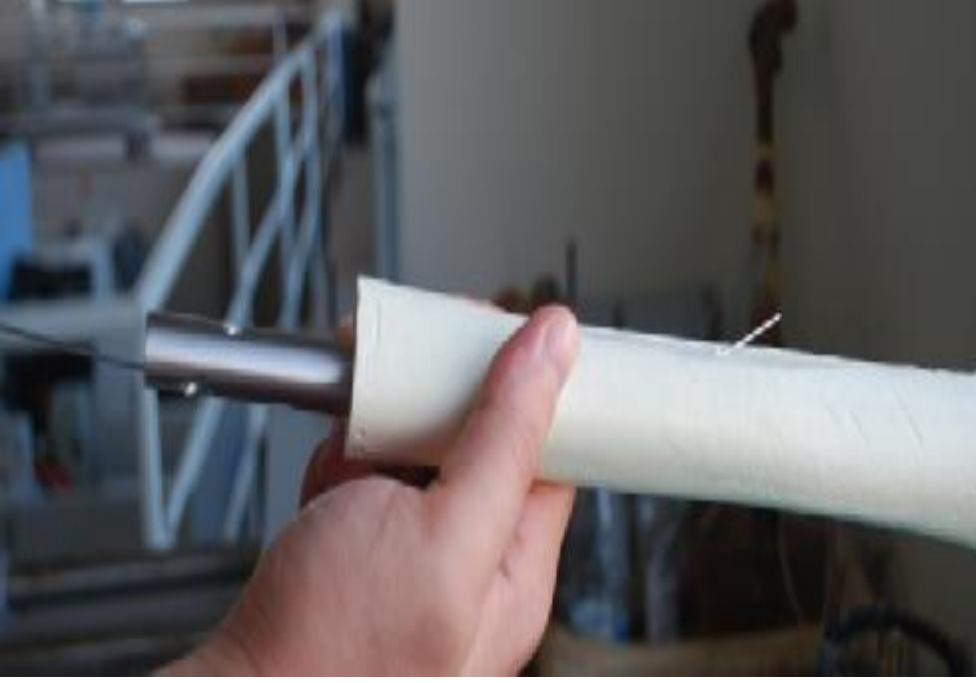


Resim 5. Uygulama materyalleri

İntramedüller çivinin uygulanmasında; bir adet matkap, bir adet 1.2'lik K teli, femur sawbone, 3.5'lik kanüllü tornavida, 2 adet 2.5'lik kanüllü vida ve 1 adet prototip çok kanüllü kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisi kullanılmıştır.



Resim 6. K telinin çivinin proksimalinden gönderilmesi.



Resim 7. Klavuz telin distaldeki vida deliğinden yönlendirilerek sawboneden çıkması ve bize distal vida deliğini bulmada klavuzluk etmesi.



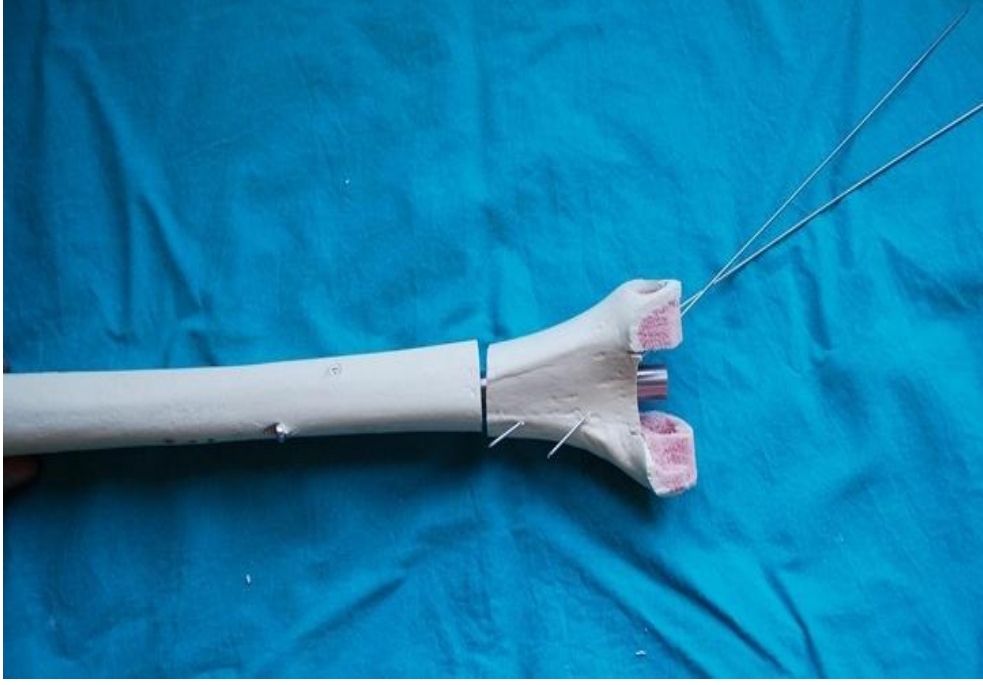
Resim 8. Klavuz tel üzerinden kanüllü dril yardımıyla femurda retrograd olarak deliğin açılması ve vidanın gönderilmesi.



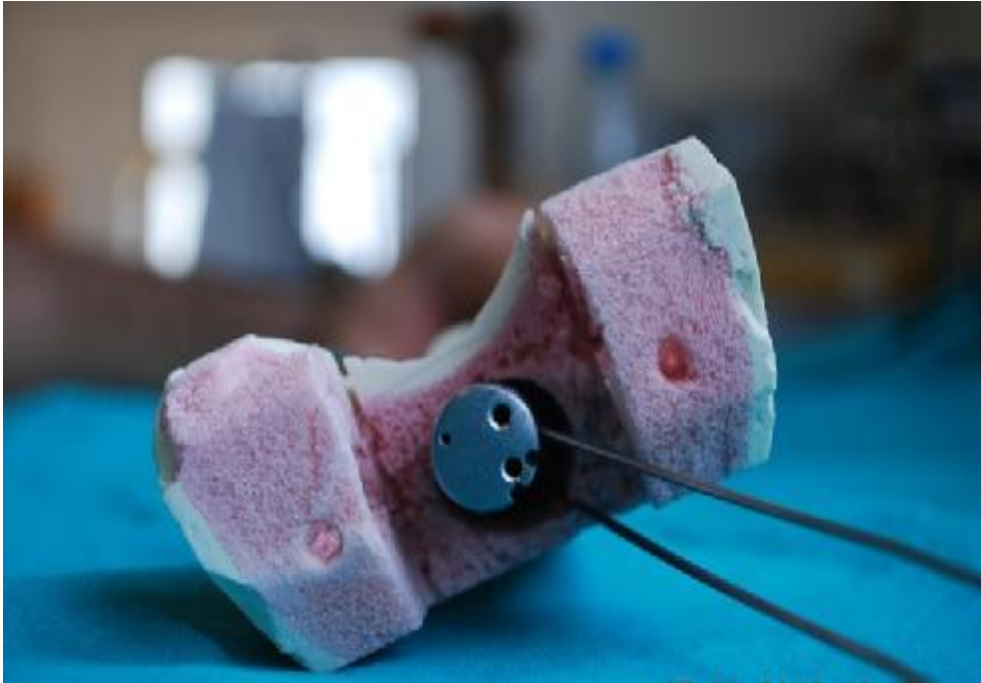
Resim 9. Klavuz telinin üzerine kanüllü vidanın yerleştirilmesi.



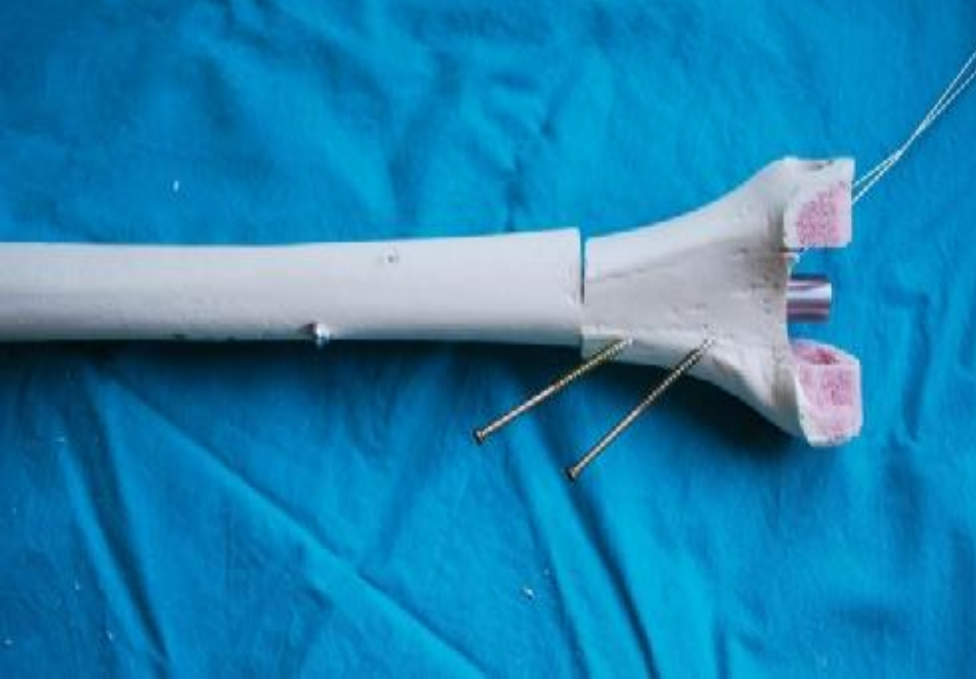
Resim 10. Aynı şekilde 2. tel gönderildi.



Resim 11. Proksimal vida delikleri de aynı şekilde bulunarak vidalar monte edildi



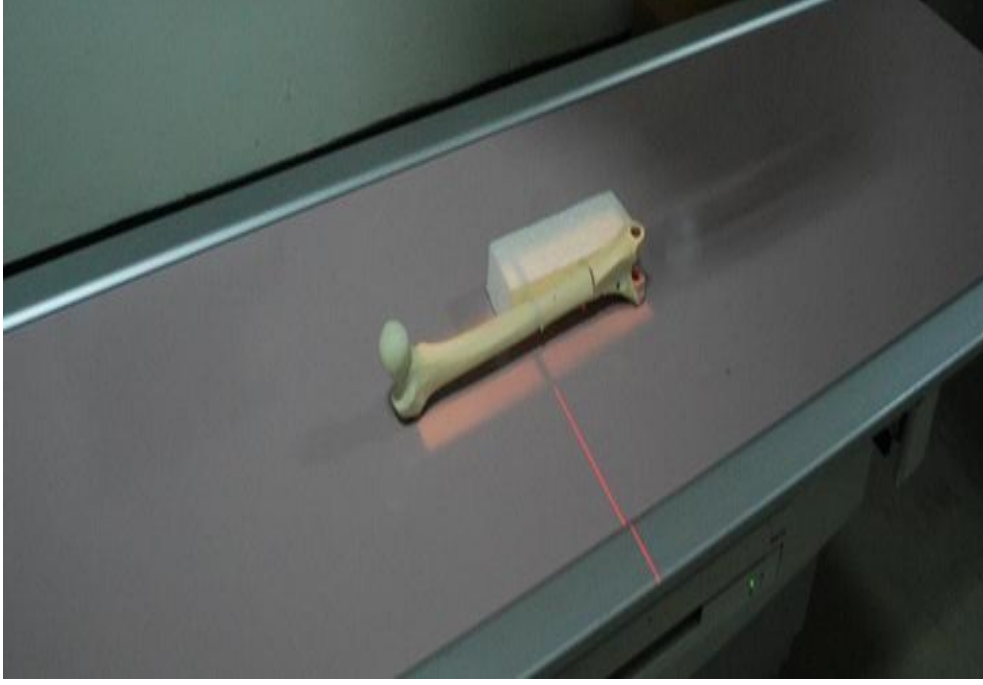
Resim 12. Çivinin proksimalden görünüşü.(Bu çivide proksimal vidalara klavuzluk eden kanül yerine bir tarafı açık oluk bulunmaktadır)



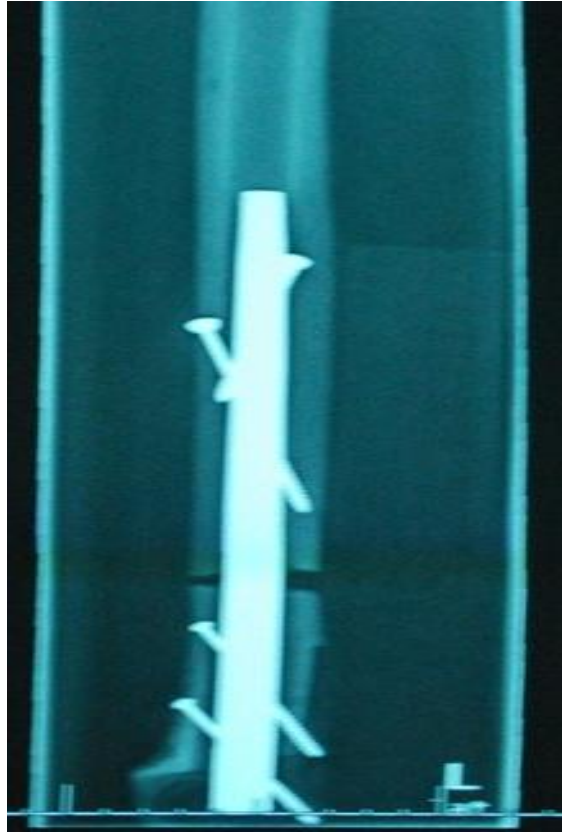
Resim 13. Oluklardan gönderilen klavuz tellerin üzerinden kanüllü vidalar gönderildi.



Resim 14. Kırık tespiti tamamlandı.



Resim 15. Radyolojik doğrulama için x-ray görüntü alındı.

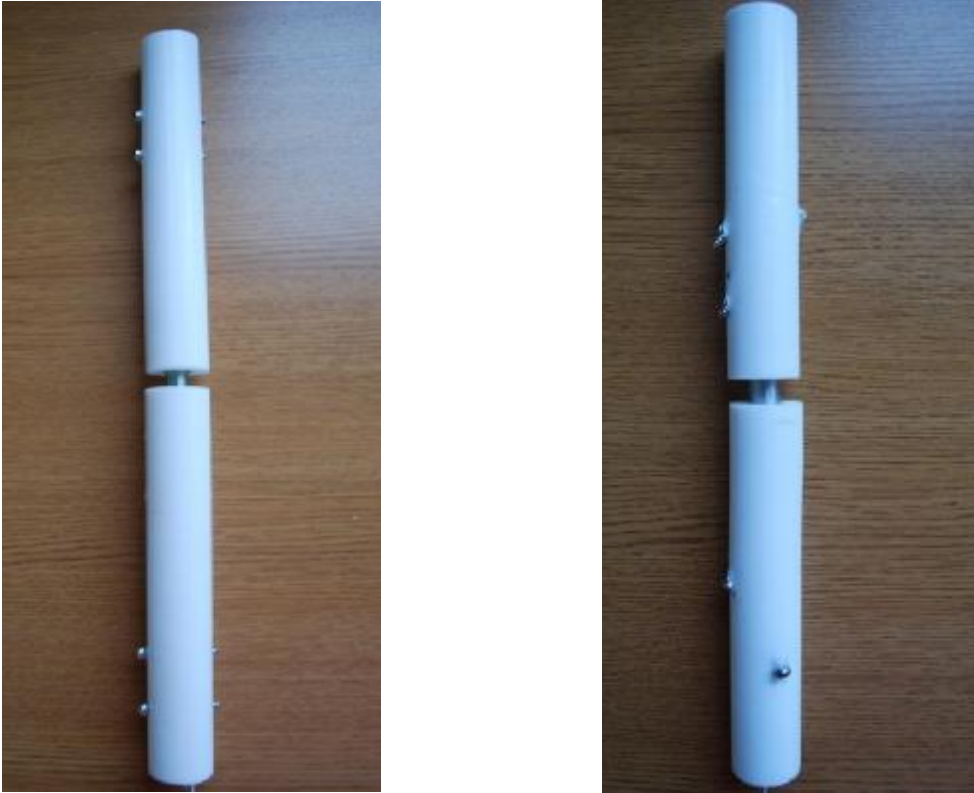


Resim 16. x-ray görüntüsü

3.2. KENDİNDEN KILAVUZLU ÇOK KANÜLLÜ İNTRAMEDÜLLER TESPİT ÇİVİSİNİN STANDART İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ İLE KARŞILAŞTIRMALI TESTLERİ

3.2.1. Aksiyel Yük Altında Kompresyon Testi:

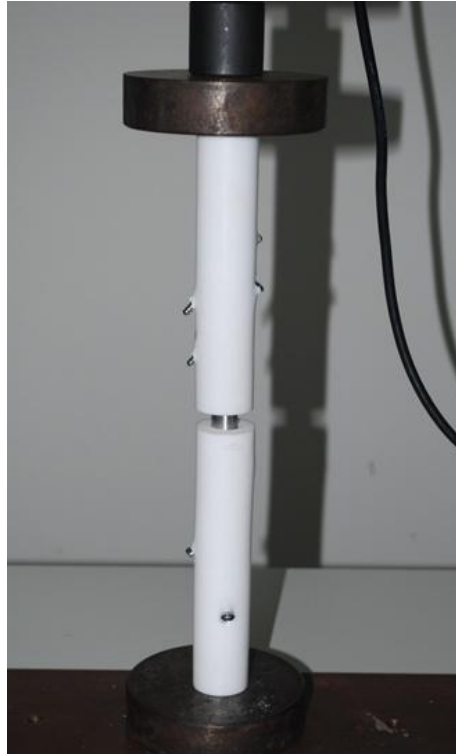
Biyomekanik testler AG-I 10kN Shimadzu Test Cihazında gerçekleştirildi. Çiviler 25mm-15mm çapta ve uygun uzunlukta polietilen borulara monte edildi. Rutinde kullanılmakta olan standart intramedüller tespit çivisi ile çok kanüllü kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisine, 800 N yük altında, 5 mm/min hızda, basma (compression) testi yapıldı. Biyomekanik testler sonucunda yüke bağlı deplasman değerleri ölçüldü.



Resim 17. Kendinden Kılavuzlu Çok Kanüllü İntramedüller Tespit Çivisi ve Standart İntramedüller Çivi polietilen malzemelere monte edildi.



Resim 18. Biyomekanik testler Shimadzu 10kN Test Cihazında gerçekleştirildi.



Resim 19. Aksiyel yük altında kompresyon testi

3.2.2. Burulma Testi:

Tosiyon testi, Shimadzu test cihazı ile uyumlu çalışabilen harici bir torsiyon aleti yardımıyla yapılmıştır. Kemiğe gelen 8 Nm max momenti ve kasın dinlenme halindeki durumunu simule edebilmek için 178 N'da (kuvvet kolu = 4.5cm) gerçekleştirilmiştir. Test, ilk moment sıfır iken başlamıştır ve 0,3 °/sn (14 mm/dk) hızda gerçekleşmiştir. Deformasyon açısının 70° olduğunu bildiğimiz için hiçbir deneyde intramedüller çiviye zarar verecek şekilde yük uygulanmamıştır. Açı değerleri, harici torsiyon cihazı üzerinde bulunan değerlerin açı cinsinden hesaplanmasıyla elde edilmiştir. (Çap = 9 cm, Çevre = 22.82 cm = 282.7mm, 1° = 0.785mm)



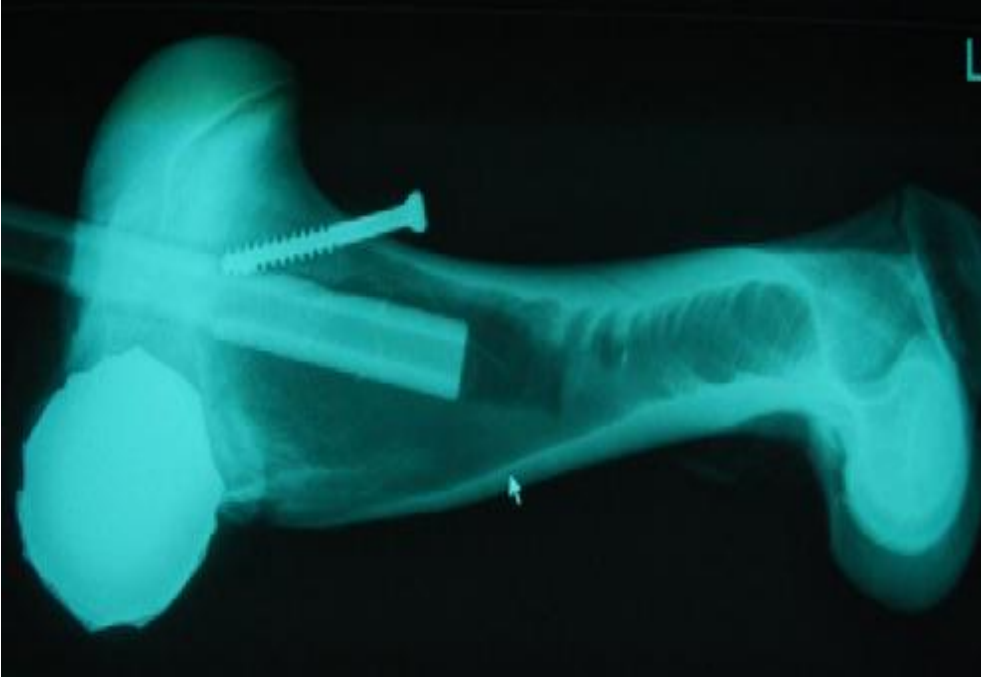
Resim 20. Burulma deneyinin uygulanışı



Resim 21. Burulma deney sonuçlarının kaydedilmesi

3.2.3. Dana Femurunda Uygulama:

Dana femurunun sert kortikal yapısı ve geniş medulla çapı nedeniyle klavuz telin deforme olduğu veya kırıldığı birkaç deneye rağmen başarılı sonuçlarda alındı. Distale doğru daralan medulla çapı nedeniyle kırık hattı oluşturulmadı ve çivinin tamamı kanala monte edilmedi, çivinin distal delikleri medullada olacak şekilde uygulandı.



Resim 22. Dana femuruna çok kanüllü kendinden klavuzlu intrameduller tespit çivisinin uygulanması. X-ray görüntüsü

3.2.4. Ampüte Materyal Üzerinde Çalışma

Diyabetik ayak tanısıyla diz altı ampute edilen kadavra tibiası çalışma için alındı. Çivinin distal delikleri tibiada kalacak şekilde uygulandı. Proksimaldeki kanüllerden matkap yardımıyla K telleri gönderildi. Tibiayı delerek ciltten çıkan K telinin çıkış yerine 0,5 cm lik cilt kesisi yapıldı. Kanüllü dril çıkan K teli üzerine yerleştirilerek tibia delindi. Yakın korteks delindikten sonra K teli bir miktar geri çekilerek uzak korteksin delinmesi sağlandı. K teli tekrar gönderilerek aynı yerden çıkması sağlandı. K telinin üzerine 3,5 mm lik kanüllü vida yerleştirildi. Yakın korteks geçilene kadar vida kanüllü vidanın yardımıyla K telinin klavuzluğunda gönderildi. Yakın korteks geçilince matkap yardımıyla K teli geri çekilerek tamamen çıkarıldı. Kanüllü vida ilerletilerek çivinin vida deliğini ve kemiğin uzak korteksini geçmesi sağlandı. Fiksasyon sağlanınca x-ray görüntüsü alınarak işlem doğrulandı.



Resim 23. Tibiannın Lateral x-ray görüntüsü



Resim 24. Tibiannın AP x-ray görüntüsü

3.2.5. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Deneyler sonucunda; Kendinden kılavuzlu çok kanüllü intramedüller tespit çivisi ile standart intramedüller çividen elde edilen ham verilerin istatistiksel analizleri SPSS (SPSS for Windows 15.0) programı kullanılarak yapıldı. Tüm gruplara aksiyel yüklenme ve burulma (torsiyon) testlerinden elde edilen verileri incelemek amacıyla nonparametrik testlerden Mann-Whitney U testi ile gruplar ikili olarak karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma sonrasında 0,05'den küçük olan p değerleri anlamlı olarak değerlendirildi.

4. BULGULAR

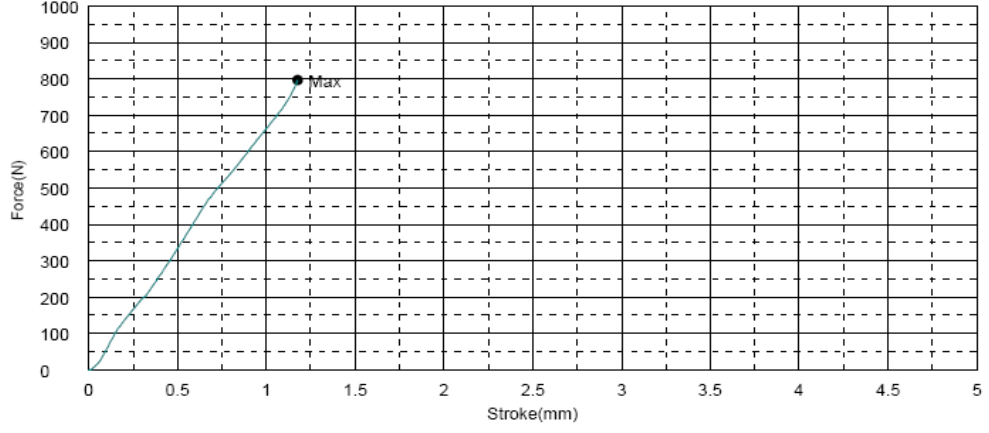
4.1 BİYOMEKANİK TESTLER

Basma (Compression) Deneyi: Kendinden kılavuzlu çok kanallı intramedüller ve standart intramedüller çivide 800N aksiyel yüklenmede, 5 mm/dk hızda yapılmıştır ve maksimum deplasman değerleri Tablo.1’de verilmiştir.

Tablo 1. Kendinden kılavuzlu çok kanallı intramedüller çivinin aksiyel yüklenmede maksimum deplasman değerleri

Deney	Max Deplasman Değerleri (mm)	Basma Sertliği (N/m)
1	1.731	0,46
2	1.244	0,64
3	1.219	0,65
4	1.176	0,68
5	1.152	0,69
6	1.172	0,68
7	1.175	0,68
8	1.121	0,71
9	1.023	0,78

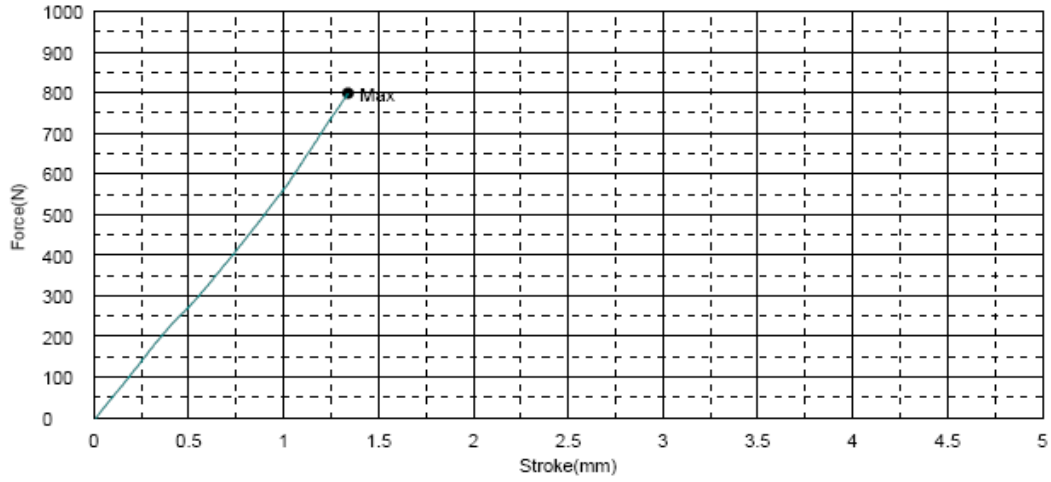
Grafik 1. Kendinden klavuzlu çok kanüllü intramedüller çivinin basma deneyi grafiği



Tablo 2. Standart intramedüller çivinin max. deplasman değerleri

Deney	Max Deplasman Değerleri (mm)	Basma Sertliği (N/m)
1	1.34	0,59
2	1.13	0,7
3	1.085	0,73
4	1.073	0,74
5	1.054	0,75
6	1.064	0,75
7	1.027	0,78
8	1.005	0,79
9	0.976	0,81

Grafik 2. Standart intramedüller çivinin kompresyon deneyi grafiği



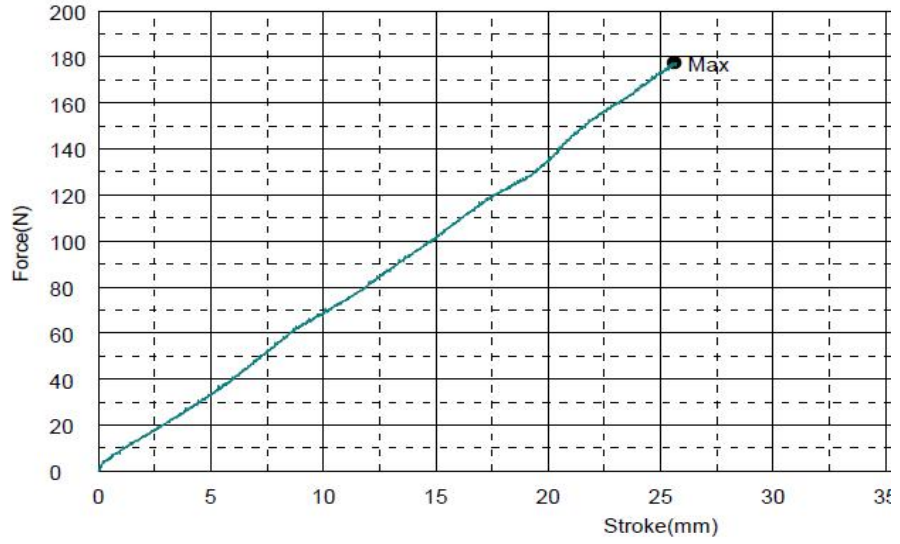
Standart ve çok kanüllü intramedüller çivinin aksiyal yüklenmedeki biyomekanik değerleri grafiksel ve data olarak incelendiğinde lineer bir eğri olması sistemin stabilitesinin olduğunu düşündürür.

Burulma (Torsiyon) Deneyi: Torsiyon testi, Shimadzu test cihazı ile uyumlu çalışabilen harici bir torsiyon aleti yardımıyla yapılmıştır. Kemiğe gelen 8 Nm max momenti ve kasın dinlenme halindeki durumunu simule edebilmek için 178 N'da (kuvvet kolu = 4.5cm) gerçekleştirilmiştir. Test, ilk moment sıfır iken başlamıştır ve 14 mm/dk hızda gerçekleşmiştir ve maksimum deplasman değerleri ile malzemenin deforme olduğu akma noktası değerleri Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 3. Kendinden Klavuzlu Çok Kanüllü İntramedüler Çivinin burulma deneyi sonuçları

Deney	Dönme Miktarı (mm)	Açı (°)	Burulma Sertliği (Nm/°)
1	7,5	9,55	0,837
2	5	6,36	1,257
3	5	6,36	1,257
4	5,5	7	1,142
5	5,8	7,38	1,084
6	5,5	7	1,142
7	4,5	5,72	1,398
8	4,5	5,72	1,398
9	4,8	6,1	1,311

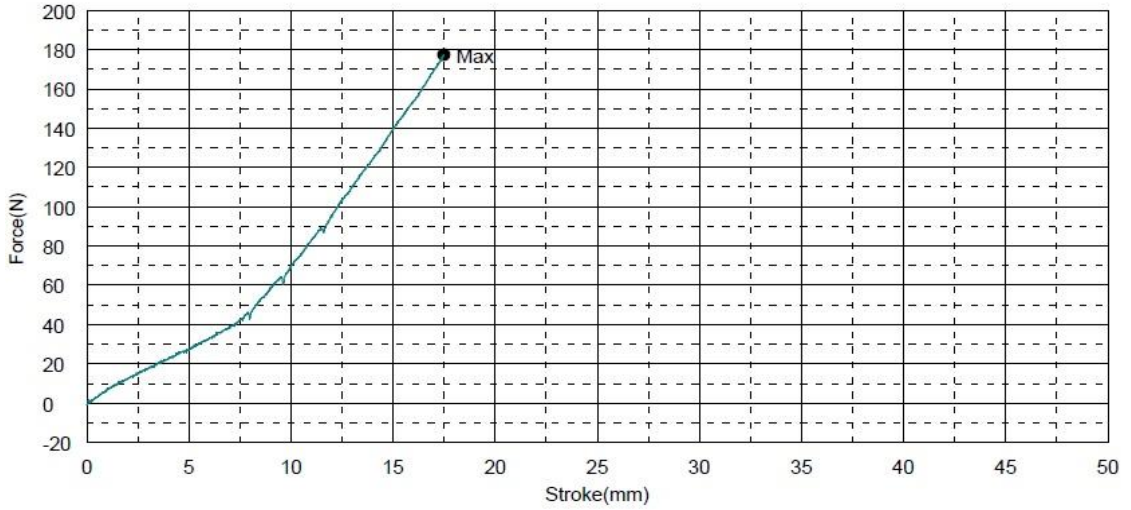
Grafik 3. Kendinden kılavuzlu intramedüller çivinin burulma deneyi grafiği



Tablo 4. Standard intramedüller çivinin burulma deneyi test sonuçları

Deney	Dönme Miktarı (mm)	Açı (°)	Burulma Sertliği (N/°)
1	9,5	12,1	0,661
2	6	7,63	1,048
3	6,25	7,95	1,006
4	6	7,63	1,048
5	6	7,63	1,048
6	5,5	7	1,142
7	5,75	7,31	1,094
8	5,75	7,31	1,094
9	5,9	7,51	1,065

Grafik 4. Standart intramedüller çivinin burulma deneyi grafiği



Aksiye yük altında (800N) ortalama basma sertliği; kendinden kılavuzlu intramedüller çivide 0,66 N/m olarak hesaplanırken, standart intramedüller çivi de 0,73 N/m hesaplanmıştır. Ortalama burulma sertliği (8 Nm) ise kendinden kılavuzlu intramedüller çivide 1,2 Nm/°, standart intramedüller çivide 1,02 Nm/° olarak hesaplanmıştır.

Basma ve burulma deneyi sonuçlarının istatistiksel analizi SPSS programında yapılmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda, basma deneyinde elde edilen veriler hemen hemen aynı sonuçları vermiştir ve iki çivi arasında belirgin bir fark saptanmamıştır($p=0,019$).

Burulma deneyinde ise geliştirdiğimiz çivinin burulma sertliği daha yüksek çıkmıştır ($p=0,011$), sonuçlar değerlendirilirken p değeri $0,05$ 'ten küçük olan anlamlı olarak değerlendirdi. Bizim geliştirdiğimiz çivinin burulma deneylerine göre daha stabil bir sistem olduğunu söyleyebiliriz. Burulma deneylerinin incelenmesinde standart çivide 7 ile 12.1 ° aralığında bir burulma olurken kendi geliştirdiğimiz çivinin burulmasının 5.72 . ile 9.75 ° aralığında kalmıştır.

5. TARTIŞMA

Uzun kemik kırıklarında kapalı yöntemle yapılan intramedüller çivileme son dönemlerde en iyi uygulama olarak kabul görmektedir. Ancak intramedüller çivi uygulamalarında da birçok komplikasyon görülebilmektedir. Distal çivi kırılması, gevşemesi gibi mekanik sorunların yanında en önemli sorunlardan biriside distal çivi deliklerinin kapalı yöntemlerle doğru olarak yerleştirilmesindeki zorluklardır (65).

Distal kilitlemedeki zorluklar ve maruz kalınan radyasyon bu uygulamalardaki en önemli problemler olarak gözümüze çarpmaktadır.

Genellikle karşılaşılan sorun, özellikle distal kitleme sırasında distal çivi deliklerine uygun yerden kemiği delme aşamasında, kemiğin içerisindeki çivi ve çivi deliklerini aynı düzleme getirip delmeye çalışırken yaşanmaktadır. Bu nedenle bu işlemin en kritik kısmı, dışarıdan bu deliklerin yerini görmeden, üç ekseninde de en uygun açıyla delik merkezini ve eksenini tayin etmektir. Yeni geliştirilen sistemlerinde en önemli hedefi budur. Literatürde bu sorunu aşmaya yönelik çok sayıda çalışma yapılmış ve yeni kılavuz sistemleri geliştirilmiştir. Proksimalden çiviye bağlantılı olan klavuz sistemleri proksimal delikleri hassas bir şekilde bulup kilitlerken, klavuz sisteminin zamanla deforme olması, çivinin distale doğru kemik anatomisini taklit edip esnemesi, çivinin kemik içinde hafif dönmesi ve uygulama esnasında yapılan manipülasyonların proksimalde çivi klavuz arasındaki hassas ayarı bozması nedeniyle distal kitlemede başarısızlığa yol açabilmektedir. Bu kılavuzlar ile deliklerin uzaklıkları ve pozisyonları üç düzlemde tam ve uygun olarak belirlenmeye çalışılmaktadır. Biz bu çalışmada dışarıdan klavuz sistemi geliştirmek yerine çivinin içinden uygulanan bir klavuz sistemini geliştirmeyi amaçladık ve geliştirdik. Literatürde ve patent tarama sitelerinde en yeni sistemlerin karşılaştırmalarına bakıldığında her sistemin avantaj ve dezavantajları belirlenebilir. Bizim sistemimizin tasarım, modelleme, prototip ve biyomekanik çalışmaları tamamlanmıştır. Ayrıca ampute ekstremite materyalleri üzerinde de deneysel çalışmalar yürütülmüştür. Uygulama olarak prototip çalışmalarında distal kilit klavuz sisteminin genel olarak uygulanabildiği ancak kanal çapının çivi çapına oranla geniş olduğu intramedüller uygulamalarda klavuzun çiviyle kemik medullası arasına girebildiği, kırılabildiği, deforme olabildiği gözlemlenmiştir.

Sistemin bu aksaklıklarının giderilmesi optimizasyon çalışmalarının yapılması gerekmektedir. Sistemin biyomekanik çalışmalarında aksiyel yüklenme altında standart bir intramedüller çivi ile karşılaştırıldığında istatistiksel önemli bir farklılık gözlenmemiştir.

Intramedüller çivilerin maruz kaldığı en önemli yüklenme şekli bükülmedir. Bükülme kuvvetine karşı plaklı osteosentez metodlarına göre daha üstün olduğu literatürde bulunan çalışmalarla doğrulanmaktadır. Bizim geliştirdiğimiz intramedüller tesbit çivisinin burulma sonuçları standart çivilerden daha fazla bulunmuştur.

Kitson ve ark, kilitli çivi ve kilitli plak sistemlerinin biyomekanik davranışlarını belirlemek için bir çalışma yapmışlardır. Kilitli çivinin bükülme (bending) kuvvetlerine karşı kilitli plağa göre önemli ölçüde daha sert ve dayanıklı olduğu görülmüştür (57).

Standart intramedüller çivilerin biyomekanik özellikleri literatürde mevcuttur(56,57,61). Ancak son yıllarda geliştirilen yeni uygulama yöntemlerinin bir çoğunun biyomekanik özellikleri, klinik sorunları net olarak bulunmamaktadır. Bizim çivimizin yukarıda bahsedilen sorunlarının yanında, patenti alınmış ve uygulamada intramedüller çivi klavuzu olan diğer sistemlerden farkları bulunmaktadır. Literatürde intramedüller çivi içerisinde klavuz yardımıyla distal çivi tespitini yapmaya çalışan sistemlerde klavuzun çivi içerisine yerleştirilmesi, doğru yerleştirilmesi ile ilgili sıkıntılar olabileceği kanaatindeyiz. Yine patenti alınmış, intramedüller çivi içinde klavuzu biyoabsorbe olabilen polimerlerden oluşan klavuz sistemlerinde rezorpsiyon sorunları da bulunmaktadır(63).

Wang ark, femur kırıkları için geliştirdikleri yeni intramedüller çivi sistemini, Grosse Kempf intramedüller çivisi ile biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Basma sertliği Grosse Kempf'te 1,32 N/m çıkarken, Wang'ın çivisinde 1,67 N/m çıkmıştır. Burulma sertliği ise Wang'ın çivisinde 0,50 Nm/° çıkarken, Grosse Kempf çivisinde 0,35 Nm/° çıkmıştır. Biyomekanik testler neticesinde, yeni geliştirilen çivinin basma deneyi sonucunda diğer iki çividen daha stabil olduğu görülmektedir (56). Bizim çalışmamızda basma ve torsiyon deneyleri sonucunda elde edilen değerler Wang ve ark. Geliştirdiği çivinin biyomekanik test sonuçları ile uyumludur. Geliştirdiğimiz çivinin ortalama aksiyel yüklenmede sertlik değeri 0,66 N/m iken ortalama burulma

sertliği değeri 1,2 Nm/ °'dir. Çok kanallı kendinden kılavuzlu olarak geliştirdiğimiz çivi, aksiyel yüklenmede diğer çiviler ile karşılaştırıldığında daha düşük sertlik özelliği gösterse de burulmaya karşı daha dayanıklı olduğu test sonuçlarında görülmektedir.

Yine patenti alınmış ve piyasada bulunan manyetik sistemlerin(64) distalde lokalizasyonu bulmada önemli bir avantaj sağladığı ancak sensitivite testlerinin oranı ve bazı klinik sonuçlarının olumsuzlukları bulunduğu kanaatindeyiz.

Bu problemlerin çözümüne yönelik distal kilitleme için çeşitli yeni yöntemler bildirilmiştir. Ziv Yaniv ve arkadaşları robot yardımcı bir sistem sunmuştur(10). Sisteme monte edilmiş minyatür robot ile birlikte distal vidaların klavuz deliklerini elle drillemek için rijid bir mekanik rehberlik sağlayan bir matkap yönlendirici içerir. Robot otomatik olarak konumlanır böylece tek bir flouroskopik görüntü ile dril klavuzu ve çivinin distal kilitleri aynı eksene denk gelir. Robot distal femura ya da intramedüller çivinin başına sabittir. Bu sistem mevcut robotlu sistemlerin aksine daha kolay, daha az invaziv, daha ucuz ve daha az bacak mobilizasyonu gerektiren bir sistemdir. Dezavantajı ise kemik ve çivi başı sabitliğinin çok hasas bir dengeye sahip olması ve hassasiyet analizinin zor olmasıdır. Bununla birlikte bu sistem mekatronik ve yazılımda ki gelişmelerle daha hassas hale gelip kullanımlı olabilir. Ancak yinede tüm elektronik sistemlerde olduğu gibi mekanik bir işlem sırasında duyarlılığı olmayabilir.

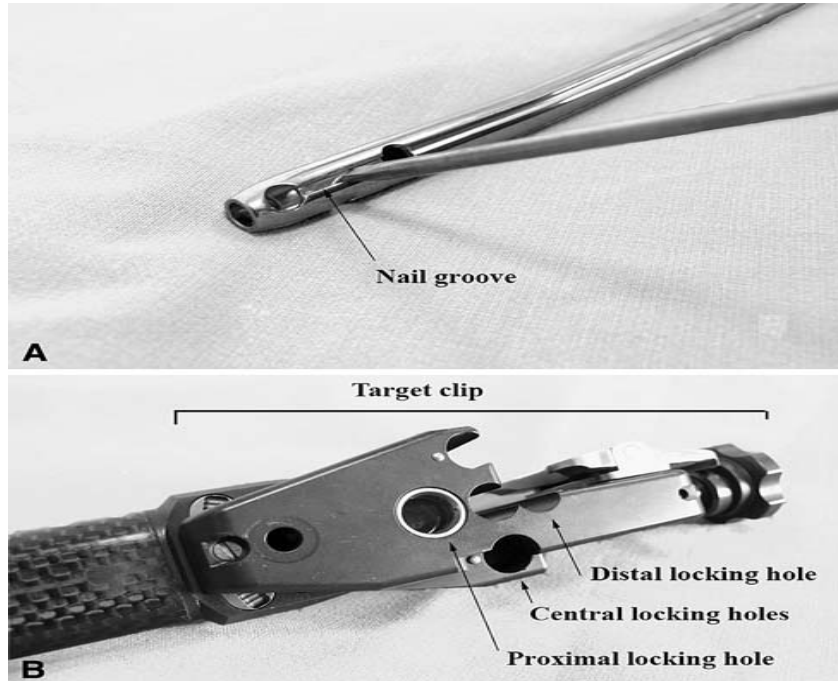
Bir diğer çalışmada ise Thierry Leloup ve arkadaşları sadece 2 kez skopi çekilerek bazen buna bile ihtiyaç olmadan intramedüller çivinin distal kilitlemesinin yapıldığı yeni bir metottan bahsetmektedir. Çivi ve distal kilitleme deliğinin 3 boyutlu modeli bir çift ayarlanmış floroskopik görüntüden meydana getirilir. Çivi ve kilitleme deliğinin hatlarının projeksiyonları belirlenir. Bir adet 3 boyutlu optik belirleyici çiviye fiske edilmiş referansların, görüntüleme cihazının ve dirillemenin izlenmesine izin verir. Bu navigasyon sistemi distal kilitleme sırasında cerraha klavuzluk eder. Böylece doğru kilitleme için delikleri ayarlarken kullanılan floroskopik görüntülemeyi azaltarak sağlık ekibinin ve hastanın radyasyona maruziyetini azaltır(11). Bu sistemde optik bir belirleyiciye ihtiyaç duyulmaktadır. Bizim kendi sistemimiz ile karşılaştırıldığında çok daha pratik ve mekanik bir sistem olarak avantaj sayılabilir.

W J Viant ve arkadaşları(12) intramedüller çivi uygulamasında distal kilitleme yaparken ortopedik cerraha yardımcı olmak amacıyla bilgisayar destekli cerrahi için bir prototip sunar. Bu sistem akıllı görüntü yoğunlaştırıcı, bir yörünge belirleyici ve akıllı yörünge klavuzu olmak üzere 3 bileşenden oluşur. Akıllı görüntü yoğunlaştırıcı doğru görüntü sağlayan bir X-ray görüş sistemidir. Bu tür görüntüler yörünge belirleyici yazılım sayesinde operasyon sahası analizi ve distal vidayı intramedüller çiviye kilitlemek için gerekli yörünge hesaplanmasına olanak sağlar. Bu sayede çivinin sınırları ve distal kilitleme deliğinin izdüşümlerinden elde edilen iki x-ray görüntüsü ayklanır. Analitik matematiksel model kullanılarak çivinin yönü ve pozisyonu belirlenir. Yörünge, akıllı yörünge klavuzu kullanılarak cerrah tarafından sağlanır. Laboratuvar testleri intramedüller çiviye kilitleme vidasını yerleştirmek için bu sistemin güvenli olduğunu göstermiştir. Bu bilgisayar destekli metot distal kilitlemenin daha kısa sürede yapılmasını sağlar. Bu sistemde ekipman ihtiyacının fazla olması, hassas uygulama gerektirmesi, hasta ve hekimin radyasyona maruz kalması önemli sıkıntılardır. Bizim temel amacımız radyasyon miktarını azaltmaktır.

Bizim hastanemizde çoğunlukla distal hedefleme cihazları ve radyolusen matkap ile kılavuz sistemler olmadan deliği skopi altında tutturma olarak tarifleyebileceğimiz “freehand” teknik kullanılmaktadır. Bu sistemin en önemli dezavantajı cerrahın uygulama sırasında X ışınına direk maruz kalmasıdır. Uygulama sırasında hedefi odaklamak için sürekli X ışınına uygulanabilmektedir. Ayrıca free hand için kullanılan sistemlerde delme kuvveti dik değil dolaylı olarak verildiğinden daha fazla bir kuvvete gereksinim vardır. Osama Farouk bu iki yöntemi karşılaştırdığı bir çalışmada distal kilitleme yapmak için distal hedefleme cihazı (DAD) ve freehand teknik(FHT) karşılaştırmış. 30 hasta üzerinde yapılan çalışmada 15 hastada DAD, geriye kalan 15 hastada da FHT tekniği uygulanmış. Radyasyona maruz kalma ve ameliyat süreleri kaydedilmiş. DAD kullanılan grupta; ortalama ameliyat süresince radyasyona maruz kalma süresi 66 sn, distal kilitleme yapmak için radyasyona maruziyet süresi 3 sn, toplam operasyon süresi 93 dk, distal kilitlemede geçen süre 18 dk olarak hesaplanmış. FHT kullanılan grupta bu süreler sırasıyla 99 sn, 33 sn, 95 dk ve 22 dk olarak kaydedilmiş. Distal kilitleme başarısızlığı DAD grubunda %16.6 (30 vidada 5 tane) oranında bulunmuş (13). Distal hedefleme cihazı ile ilgili çalışmalar çivinin cihazdan uzakta olması ve arada yumuşak doku bulunmasını aşmaya yönelik olarak gelişmeye açık bir konudur.

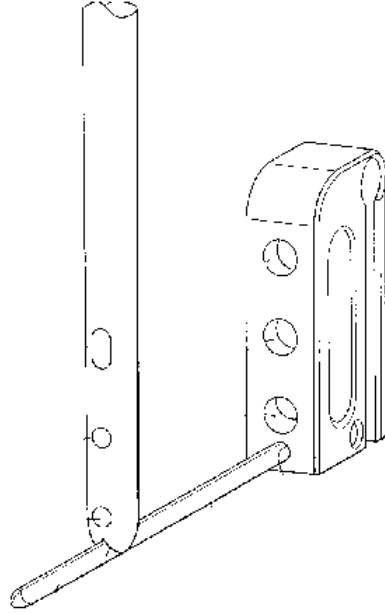
Günümüzde sık olarak kullanılan serbest el (freehand) tekniğinde x ışınına çok yakın çalışılması ve küçük bir hareketle bile yanlış yerleştirmenin mümkün olabilmesi en önemli dezavantajdır. Mehmet Arazi ve arkadaşları freehand tekniğinde x ışınına maruziyeti azaltmak için 50 cm uzunluğunda bir çivi tutucu geliştirmiştir bu şekilde skopiden mesafe olarak uzak kalınarak kilitleme yapmayı planlamışlardır(59).

Son zamanlarda çivinin distal şeklini değiştirerek distal kilitlemeyi kolaylaştırmak için yapılan yeni çalışmalar göze çarpmaktadır. George Anastopoulos geliştirdiği yeni bir çivide iki distal kilitleme deliği arasında bir oluk(nail Groove), çivi oluğunun pozisyonunu kolaylaştırmak için konumlandırılmış eğik uçlu bir prob ve çivinin uzunluğuna uygun distal vidaların doğru konumlamasına izin veren hedefleme cihazından (target clip) oluşmaktadır. Özellikle cihazın distal ucundaki hedef tokası çivinin deliklerine karşılık gelen iki kilitli delik içerir ve 3 tane merkezi delik bunların arasına dik bir eksende sıralanmıştır (distal-central-proximal locking hole). Bu sistemle distal kilitlemenin daha kolay olması hedeflenmiştir (14). Bu sistemde klavuz olarak kullanılan eğik uçlu prob yine ışın almadan ekibi koruyamamaktadır.



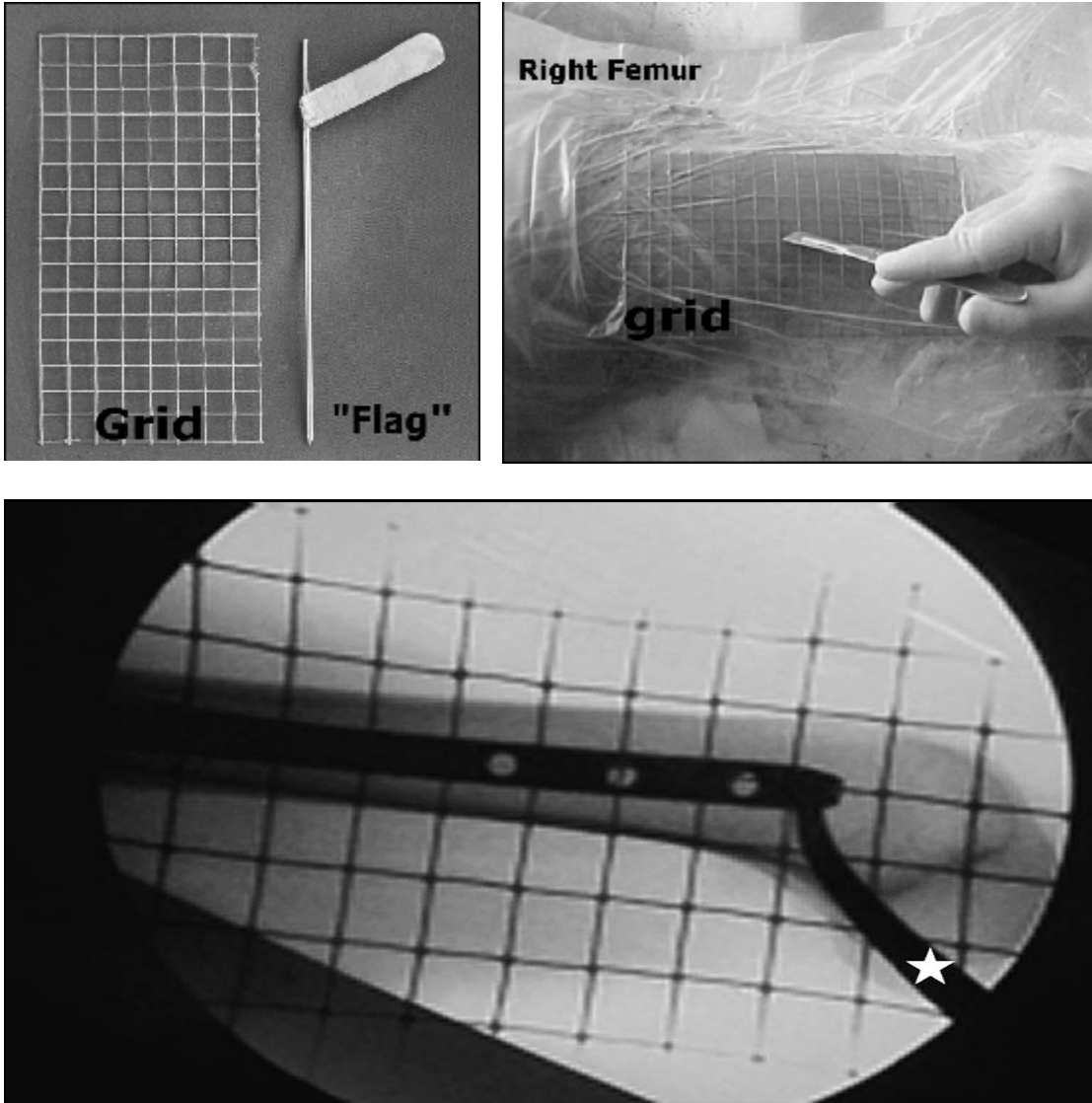
Resim 25. George Anastopoulos'un geliştirdiği yeni sistem.

Yine uluslar arası patentlerde gözümüze çarpan distal ucu konturlu bir şekilde dizayn edilmiş ve distal hedefleme cihazının o bölgeye oturması sağlanmıştır. Bu vida klavuzun en distaldeki deliğinden geçirildikten sonra bu kontura denk getirilir ve kemiğe sabitlenir. Böylece çivinin distalindeki 3 adet kilitleme deliği ile distal hedefleme cihazındaki 3 adet delik birbirine denk gelmiş olur. Bu sistem oldukça mantıklı ve distal çiviye hedeflemesini kolaylaştırıcı bir yöntem olmakla birlikte klavuz sistemi daha distale yer değiştirebilir ve bu bir dezavantaj olabilir. Çivinin hedefleme cihazına doksan derecelik bir açıyla oturmasının sağlanmasında çok önemlidir (58).



Şekil 16. Distal ucu konturlu sistem.

Bir başka çalışmada yeni geliştirilen femur lateraline veya tibia medialine geçici olarak yapıştırılabilen metalik ızgaradan oluşan navigasyon cihazından bahsedilmektedir. Çivinin distal deliklerinin ızgara ile olan ilişkisi skopi ile belirlenir. Ardından skopi ile kontrol altında “bayrak(flag)” olarak adlandırılan metal bir sapa bağlı modifiye bir steinman çivisi ile birlikte hedefleme gerçekleştirilir ve vida delikleri oluşturulur. (60). Bu sistem bir düzlemde yardımcı olmaktadır. Buna ikinci düzlem eklendiğinde daha avantajlı konuma gelebilecektir.



Resim 26. Metalik ızgaralı navigasyon sistemi.

Bütün yeni geliştirilen sistemlerde kendi sistemimizde dahil distal çivi yerleştirmede ki başarısızlık oranları literatürde yeterince yer almamaktadır. Örneğin free hand ve DAD için verilen başarısızlık oranı ortalama % 16.6 dır.

Gelecekte intramedüller çiviler ve çivileme tekniği daha da çok geliştirilmeye açıktır. Daha çok gelişmiş bir intramedüller çivi ile distal kilitleme sorunları giderilmiş, böylece düşük komplikasyon ve yüksek oranda kaynama ile tercih edilebilen bir tespit aracı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada; yapay kemik(sawbone) üzerinde yapılan intramedüller çivinin fiksasyonu başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Uygulama sırasında hiçbir sorunla karşılaşılma. Fakat dana femuru üzerinde uygulama yapılırken, kanüllü vidalardan biri kırıldı bunun dana kemiğinin sert olmasından ve oluşan ısıdan dolayı olduğu düşünülmektedir. Klavuz telin çivi ile medulla arasında yol alması yine bu bölgede deforme olması ve kırılması genel olarak oluşan sorunlarımız oldu. Bu sorunlarında medulla çapının çivi çapından çok daha geniş olmasından kaynaklandığı ve rimerizasyonu takiben uygun çapta çivi uygulanmasıyla bu sorunların aşılacağı düşünülmektedir.

Kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisinin biyomekanik test sonuçları standart intramedüller çivinin test sonuçları karşılaştırıldı ve sonuçlar arasında bir fark ortaya çıkmadı. Bu sonuçlarla yeni geliştirilen intramedüller çivinin hayata geçirilebileceği düşünülmektedir.

Testler bitirildikten sonra dana femuru ve ampute kadavra tibiası üzerinde çivi çalışmalarına başlandı. Amaç sistemin uygulanabilirliğini test etmektir. Distal delikleri femurun içinde kalacak şekilde çivi monte edildi. Proksimal ucundan matkap yardımıyla K telleri gönderildi. Femuru delerek çıkan K telinin üzerinden kanüllü drill ile femur delindi ve distal vida deliklerine kanüllü vida gönderilerek tespit sağlandı. Uygulama dana femuru ve ampüte bacak üzerinde aynı işlemler uygulanarak intramedüller çivinin fiksasyonu gerçekleştirildi. Bu çalışmalar çivinin uygulanabilirliği açısından tatmin edici sonuçlar verdi.

Yapılan diğer çalışmalarla karşılaştığımızda yeni geliştirilen sistemlerden üstünlükleri eksternal klavuz sistemlerine ihtiyaç duyulmaması, bu sistemlerin getireceği ek maliyetler, hassas sistem ayarları bu sistemlerin kurulumu, karmaşıklığı, cerrahi sürenin uzaması gibi bir çok avantajımızın olabileceğini öngörüyoruz. Çivi distalinin morfolojisini değiştiren sistemlerde ise polar vida benzeri bir vida kemiğe dik olarak gönderilmekle ve distal ucu değiştirilen çivinin uygulama esnasında bu vidaya oturması hedeflenmektedir, bu sistemler skopi ihtiyacının yanında ek cerrahi insizyon

gerektirmekte ve gönderilen vidanın optimal yere gönderilmesinde sıkıntılar yaşanabilmektedir.

Sonuç olarak biz bu çalışmamızda kemiğe intramedüller olarak uygulanan çok kanüllü kendinden klavuzlu intramedüller tespit çivisini geliştirdik ve skopiye maruz kalma süresi ile distal kilitlemedeki zorlukların önlenmesini hedefledik. Labaratuvar çalışmaları ve biyomekanik test sonuçlarımızda tatmin eden sonuçlar elde edince etik kurul ve patent başvurularımızı yaptık. Yakın gelecekte de optimalizasyon çalışmalarını tamamlayıp, girişimsel etik kurul onayı alarak seri üretimini yapmayı ve insan üzerinde kullanımını hedeflemekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Chapman, M.W., Einhorn, TA., Lane J. The Effect of Reamed and Nonreamed Intramedullary Nailing on Fracture Healing. *Clinical Orthopaedics & Related Research*: October 1998 - Volume 355 - Issue - pp S230-S238
2. Street, M.D. : The evolution of intramedullary nailing; *The Science and Practice of Intramedullary Nailing*, Browner, B.d (eds); 2nd ed., Williams&Wilkins, 1-27, 1996.
3. Şimşek, A., Kaymak, Ö., Kanatlı, U., Hersekli, M.: Femur Cisim Kırıklarında Kilitli İntramedüller Çivi Uygulamalarımız. XV. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı, İstanbul. 185-188, 1997.
4. Gülsen, M. Deformite düzeltimi prensipleri, Ilizarov cerrahisi ve prensipleri kitabı Ed: M. Çakmak, M. Kocaoglu. Doruk grafik matbaası, İstanbul, 145–146; 1990.
5. Pfister U., Intramedullary Nailing, Part II, Status and Latest Findings, *Injury* 30 (1999). Supl.3, 1-2.
6. Stryker, HH.: A Broaching Tool to Facilitate Intramedullary Nailing. *J Bone Joint Surg.* 34-A (1): 230-231, 1952.
7. Küntscher, G.: Intramedullary Surgical Technique and Its Place in Orthopaedic Surgery. *J Bone Joint Surg.* 47-A (4): 809-818, 1965.
8. Soeur, R.: Intramedullary Pinning of Diaphyseal Fractures. *J Bone Joint Syrg.* 28(2): 309-331,01946.
9. Akyuğlu, K., Alpaydın, Ş., Önçağ, H., Özkayın, N., Muhacir, H.: Femur Cisim Kırıklarında Kilitlenebilir Elastik Demet Çivileme. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 33:1-6, 1999.
10. Yaniv Z., Joskowicz L., Precise Robot-Assisted Guide Positioning for Distal Locking of Intramedullary Nails. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 24, No. 5, May 2005.
11. Leloup T.,Kazzi W. E., Schuind F and Warzée N., A Novel Technique for Distal Locking of intramedullary Nail Based on two Non-constrained Flourosopic Images and Navigation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 27, No. 9 September 2008.
12. Viant W. J., Phillips R., Griffiths J. G., Ozanian T. O., Mohsen A., Cain T. J., Karpinski K. and Sherman K. P. A computer assisted orthopaedic surgical system for distal locking of intramedullary nails. *Journal of Engineering in Medicine* 1997 211: 293.

13. Farouk O. Radiation Independent Distal Aiming device Versus the Freehand Technique in Distal Locking of Unreamed Femoral Nails: A Prospective Clinical Study. *Pan Arab J. Orth. Trauma*. Vol. (7) No. (1) / January 2003.
14. Anastopoulos G., Ntagiopoulos P.G., Chissas D, Papaeliou A., Asimakopoulos A. Distal Locking of Tibial Nails A New Device to Reduce Radiation Exposure. *Clin Orthop Relat Res*. 2008 Jan;466(1):216-20. Epub 2008 Jan 3.
15. İnan M., Altıntaş F., Duru İ. Beyin felcinde rotasyonel deformitenin değerlendirilmesi ve tedavisi. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2009;43(2):106-112.
16. Chapman MW. Fractures of the tibial and fibular shafts. In: Evarts CM (Ed.). *Surgery of the musculoskeletal system*. New York: Churchill Livingstone Inc.; 1983; ch1, 1-62.
17. Charles M. Court-Brown: Fractures of the tibia and fibula. In: Rockwood CA, Bucholz RW, Green DP, Heckman JD (Eds.). *Fractures in adults*. Vol2, 5 th ed. New York: Lippincott-Raven Publ., 2001. P. 1939-2000.
18. Ege r. Tibia ve fibula cisim kırıkları. Ege R (Editör). *Travmatoloji, kırıklar ve eklem yaralanmaları'nda*. 4'ncü baskı. Ankara: Kadioğlu Matbaası; 1989. S. 2774-82.
19. Sturmer KM. Measurement of intramedullary pressure in an animal experiment and propositions to reduce the pressure increase. *Injury* 1993; 24 Suppl 3: s. 7-21.
20. Whittle AP: Fractures of lowre extremity. In: Canale ST (Ed.). *Campbell's operative orthopaedics*. Vol 3, 9 th ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc., 1998. p. 2042-179.
21. Dere, F.: *Anatomi*, Adana, Aydoğdu Ofset, pg: 10-15; 1990.
22. Netter, F.H.: *Musculskeletal System, The CIBA Collection of Medical Illustration*, Vol:8, Part:1, CIBA Geigy Corporation pg: 76-97.
23. Bechtold JE, Kyle RF, Perren SM. Biomechanics of intramedullary nailing. In: Browner BD (Ed.). *The science and practice of intramedullary nailing*. 2 nd ed. Connecticut: Williams &Wilkins; 1996. P. 89-101.
24. Hipp JA, Cheal EJ, Hayes WC. Biomechanics of fractures. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG (Eds.). *Skeletal Trauma*. 2 nd ed. Philedelphia: Saunders Co; 1992. p. 95-125.
25. Ruiz AL, Kealey WD, McCoy GF. Implant failure in tibial nailing. *Injury* 2000; 31(5): 359-62.
26. Claiborne, A., Christian: *General principles of fracture treatment; Campbell's Operative Orthopaedics; Terry Canale (eds), 9th. Ed., Vol.3, pg: 1993-2042; Mosby 1998.*

27. Staheli, L.T. Fractures of the shaft of the femur. In Rockwood C.A., Wilkins K.E., King R.E (eds): Fractures in children. 3rd. ed. Philadelphia: J.B. Lippincott, pg: 1121-1163, 1991.
28. Charles, M., Court –Brown, M.D.: Femoral Diaphyseal Fractures; Skeletal Trauma Basic Science, Management and Reconstruction; Bruce D. Browner, M.D., F.A.C.S., Alan M. Levine, M.D., Jesse B. Jupiter, M.D., Peter G. Trafton, M.D., F.A.C.S.; 3rd Ed, Vol:2, pg: 1882-1888; Saunders 2003.
29. Henley MB. Intramedullary devices for tibial fracture stabilization. Clin Orthop 1989; 240: 87-96.
30. Kuran, O. Femur anatomisi; Sistematik anatomi, İstanbul, Filiz Kitabevi; 76-79; 1983.
31. Star, Adam J., Bucholz Robert W.: Fractures of the shaft of the femur, Rockwood and Greens Fractures of Adults; Ed: James H. Beaty, M.D., James R. Kasser, M.D.; 5th. ed., Vol. 2, Chapter 41, pg: 1686-1690; Lippincott Williams Wilkins 2001.
32. Paley, D. Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation,: Principles of Deformity Correction: 1st. ed., Chapter 1, 1-17; 2002
33. Guz, H. Femur cisim kırıklarında plak-vida osteosentezi (Uzmanlık Tezi), İstanbul, 2002.
34. Saka, G. Subtrokanterik femur kırıklarının cerrahi tedavisi (Uzmanlık tezi), İstanbul, 1998.
35. Cochran GVB. A primer of orthopaedic biomechanics. New York: Churchill Livingstone, 1982: 261-92.
36. Ege, R: Femur cisim kırıkları, Travmatoloji Kırıklar ve Eklem Yaralanmaları; Ed: Rıdvan Ege; 5.baskı, 3. cilt, pg: 2363-2443; Kadioğlu Matbaası, Ankara, 1989.
37. Özkaya N, Nordin M. Fundamentals of biomechanics. New York: Springer-Verlag, 1999. p. 111.
38. Çalpur O.U. Femur Boyun Bölgesi Kırıklarının Kompresyonlu ve Kayıcı Kalça Çivileri ile Tedavisi (tez). İstanbul: İ.Ü. İstanbul tıp Fak.; 1985.
39. Frankel V.H, Nordin M. Biomechanics of bone. In: Nordin M, Frankel VH, Leger D, Lis A (Eds.). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3 rd ed. New York: Lippincott Williams & Wilkins; 2001: 27-55.
40. Trafton P.G. Tibial shaft fractures. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG (Eds.). Skeletal trauma. 2 nd ed. Philadelphia: Saunders Co; 1992. p. 1771-869.
41. Cordey J, Grutter R, Johner R. The mechanical strength of bones in torsion. Application to human tibiae. Injury 2000; 31 Suppl 3: 68-71.

42. Ilizarov G.A. Transosseous osteosynthesis Berlin Heidelberg: Springer- Verlag, 1992; 3-46.
43. Weller S, Höntsch D. Medullary nailing of femur and tibia. In: Allgöwer M (Ed.). Manual of internal fixation. 3 rd ed. Berlin Heidelberg: Springer Verlag; 1991. p. 291-366.
44. Day MS, Ostrum RF, Chao EYS, Rubin CT, Aro HT, Einhorn TA. Bone injury, regeneration and repair. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR (Eds.). Orthopaedic basic science. 2 nd ed. Iowa City: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000. p. 371-99.
45. Johner R, Staubli HU, Gunst M, Cordey J. The point of view of the clinician: A prospective study of the mechanism of accidents and the morphology of tibial and fibular shaft fractures. Injury 2000; 31 Suppl 3: 45-9.
46. Tew M., Forster,I.W.:Effect of knee replacement on flexion deformity.J.Bone.Joint Surg. 67-B:14,1985.
47. Barnes C.L., Scott,R.D.:Patellafemoral complications of total knee replacement . Rosemont American Academy of Orthopaedic Surgeons.303.1993.
48. Kapandji I.A.:The physiolojgy of joints,Vol.2,Livingstone,London,1970.
49. Tooms R.E.:Arthroplasty of ankle and knee.Campbell's Operative Orthopaedics Crenshaw,A.H.(ed).Vol.1,St.Louis,Mosby Company,pp.389-439,1991.
50. Çetin İ., Erdemli,B.:Diz Artroplastisinde Teknik Uygulama Özellikleri.Diz Sorunları,Editör Ege,R.:17:411-431,1998.
51. Insall J.N,Lachiewicz,P.F,Burstein,A.H.:The posterior stabilized condylar prosthesis:a modification of the total condylar design.Two to four-year clinical experience.J.Bone Joint Surg.64-A:1317-1323,1982.
52. Guyton,J.L.:Arthroplasty of Ankle and Knee.Campbell's Operative Orthopaedics.9th edition,St.Louis,Mosby-Year Book,Inc.:232-295,1998.
53. İlbeyli, H. Alt Ekstremitte Primer Malign ve Metastatik Kemik Tümörlerinde Rezeksiyon Artroplastisi Sonuçları (Tez). Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi. Adana. S:5. 2005.
54. Cruz M, Coley BL, Stewart FW. Postradiation bone sarcome. Cancer 1957;10(1):72-88.
55. Gugala, Z. Lindsey, W, R.. International Journal of the Care of the Injured.Tibial intramedullary nail distal interlocking screw placement: comparison of the free-hand versus distally-based targeting device techniques. Injury: Volume 32, Supp. 4. P:21-25. December 2001.

56. Wang G., Pan T., Peng X., Wang J., A new intramedullary nailing device for the treatment of femoral shaft fractures: A biomechanical study. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) 305–312.
57. Kitson J., Booth G, , and Day R,. A biomechanical comparison of locking plate and locking nail implants used for fractures of the proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 16, Issue 3, May-June 2007, Pages 362-366.
58. Mela, Giuseppino, Guide for distal screws through intramedullary nail. WO 2009/115337 A1. 20 March 2009.
59. Arazi M., Yel M., Oktar M. N., Ogun T. C., Memik R. Erişkin femur cisim kırklarının kilitli intramedüller çivileme ile tedavisi (Distal kilitlemede kolay bir teknik). *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. Cilt 33, Sayı 2, 1999.
60. Yiannakopoulos C.K.,Kanellopoulos A.D.,Apostolou C., Antonogiannakis E., Korres D.S.,Distal Intramedullary Nail Interlocking The Flag and Grid Technique. *J Orthop Trauma* 2005;19:410–41.
61. Koval KJ, Kummer FJ, Bharam S, Chen D, Halder S. Distal femoral fixation: a laboratory comparison of the 95 degrees plate, antegrade and retrograde inserted reamed intramedullary nails. *J Orthop Trauma*. 1996;10(6):378-82
62. Steinberg E. L., Blumberg N., Dekel S. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. *Journal of Biomechanics* 38 (2005) 63–68.
63. Spievack A. R., Apparatus and method for fastening an intramedullary nail to a bone. US 6,053,918.
64. Govari A., Dayan A., Davison D. G., Ferro T. G., Distal targeting of locking screws in intramedullary nails, US 7060075 B2.
65. Whatling G.M., Nokes L.D.M.. Literature review of current techniques for the insertion of distal screws into intramedullary locking nails Review Article *Injury*, Volume 37, Issue 2, February 2006, Pages 109-119
66. Gustillo Gustilo R.B., Anderson J.T.: Prevention of infection in treatment of 1025 open fractures of long bones: Retrospective and prospective analysis. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58:453-458 Cited, *Cambell's Operative Orthopaedics*
67. Tscherne H., Gotzen L., fractures with soft tissue injuries, Berlin, 1984, Cited, *Cambell's Operative Orthopaedics*
68. Müller ME., Nazarian S., Koch P Classification AO des fractures. Tome I. Les os longs. 1st ed. Berlin. 1987

69. Winkist RA. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of 520 cases. J Bone Joint Surg 66: 529-539, 1984;

EK-1:

BİYOMEKANİK TERMİNOLOJİ

Kuvvet: Bir cisme dışarıdan uygulanan yük olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvet, cismin şeklini değiştirebilir, hareket halindeki cismi durdurabilir, duran cismi hareket ettirebilir veya hareket yönünü değiştirebilir.

Kuvvet vektörü: Bir cisme uygulanan kuvvetin yönüne kuvvet vektörü denir. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü, cismin hareket yönü, kuvvetin uygulanma noktası ve kuvvetin hareket yönü, vektörü belirleyen faktörlerdir.

Hareket: Uzayda açısal ve ya düzlemsel olarak yer değiştirmedir (35).

Deplasman: Bir cisimde, mekanik testler ve fizyolojik yüklenme sonucu baskı altında meydana gelen şekil değişiklikleridir.

Tork: Bir rotasyon merkezine belirli uzaklıktan uygulanan kuvvettir. Rotasyon merkezine olan uzaklıkla tork doğru orantılıdır.

Katılık (Stiffness): Bir cismin deformasyona karşı koyabilme yeteneğidir. Yük/ deformasyon veya Tork/ Rotasyon eğrisidir. Tüm cisimler bir kuvvete maruz kaldıklarında bir miktar deforme olmalarına karşın bazı durumlarda deformasyon o kadar az olur ki, analiz sonuçlarını etkilemez. Bu cisimlere rijit cisimler denir. Katılık ve rijidite aynı anlamda kullanılır.

Stres: Bir bölge üzerine tesir eden yük veya bir cisme uygulanan kuvvetin o cisimde yarattığı etkidir olarak tanımlanabilir. Stres; yük/ alan'dır. Bu nedenle bir kuvvetin küçük bir alana uygulanması, aynı kuvvetin büyük bir alana uygulanmasından daha büyük bir stres yaratır. Yüklenme sonucu oluşan stres; makaslama, kompresif, tensil, bükülme, torsiyon ve kombine olmak üzere 6 çeşittir:

1- Makaslama stresinde kuvvet, cismin yüzeyine paralel olarak uygulanır. Uygulanan kuvvetler farklı noktalardan zıt yönlerdedir.

2- Kompresyon tipi streste cisme doğru eşit ve zıt kuvvetler uygulanır ce cismin enine kesitinde tüm yüzeylere eşit olarak dağılır. Kompresif stres sonucu cisim kısalır ve kalınlaşır.

3- Gerilme tipi streste cisimden dışa doğru eşit ve zıt kuvvetler uygulanır. Cisim incelir ve uzar.

4- Bükülme stresinde yüklenme farklı şekildedir. Kuvvetin cisme etki ettiği bölümde kompresif güçler etkili iken, cisme kuvvet uygulanmayan karşı tarafta tensil kuvvetler hakimdir. Nötral aks denen cismin orta hattında hiçbir kuvvet yoktur., nötral akstaki kuvvet sıfırdır. Kompresif güçlerin tensil güçlerden daha büyük olması sonucu cisimde bükülme meydana gelir. Kuvvetin uygulanma noktası nötral akstan ne kadar uzakta ise ortaya çıkan kuvvetin büyüklüğü o kadar artar.

5- Torsiyon stres, cismin bir aks etrafında dönmesi sonucu oluşur. Makaslama, kompresyon ve gerilme kuvvetlerinin birleşimiyle oluşur.

6- Kombine stres tüm kuvvetlerin bileşkesi sonucu oluşan yüklenmedir.

Gerilim (Strain): Kırık aralığındaki kırık uçlarının hareket genişliği olarak tanımlanabilir. Yani deformasyon derecesi ölçüsüdür. Cismin boyutundaki artma veya azalmanın, cismin normal boyuna oranına normal gerilim denir. Kemiğin boyu, ölçülen gerilim doğrultusunda uzarsa, gerilim tensil ve pozitifdir. Gerilim doğrultusunda kemik boyu kısalırsa, gerilim kompresif ve negatiftir. Makaslama gerilimi, makaslama stresleri ile olan değişikliklerle ilişkilidir. Kırık uçlarındaki gerilim, kırık uçlarındaki harekete göre tanımlanır. İki kemik arasında 2 mm'lik bir açıklık varken 1 mm hareket olursa %50 gerilim oluşurken, 0,5 mm hareket olursa %25 gerilim oluşur. Aralığın küçük olması gerilimi artırır. Kemikteki gerilim, kemiğin lokalize deformasyonunun orijinal boyuna bölümüdür (37,38).

Elastisite Modulusu: Cismin katılığını belirtir. stres/ gerilim eğrisidir. Young modulusu olarak ta bilinir. Elastisite ise bir cisme uygulanan kuvvetler kaldırıldıktan sonra cismin orijinal boyutuna ve şekline dönebilme kabiliyetidir. Uygulanan kuvvet, elastik limite eşit veya daha düşük ise cisimde oluşan deformasyonlar yük kalktıktan sonra tamamen geri döner. Uygulanan kuver limiti aşıyorsa cisim orijinal şekline ve

boyutuna geri dönemez. Meydana gelen değişiklikler plastik deformasyon olarak tanımlanır (38).

Stabilite: Kırık fragmanları arasındaki göreceli hareket, kırık bir kemiğin stabilitesini gösterir.

Eylemsizlik Momenti: Bir cismin mevcut korunumunun değişimine gösterdiği dirençtir. Bir cisim yapısal olarak güçlüyse, eylemsizlik momenti yüksektir (23).

Dönme kuvveti: Rotasyon merkezinden uzakta uygulanan kuvvetlerin toplamıdır.

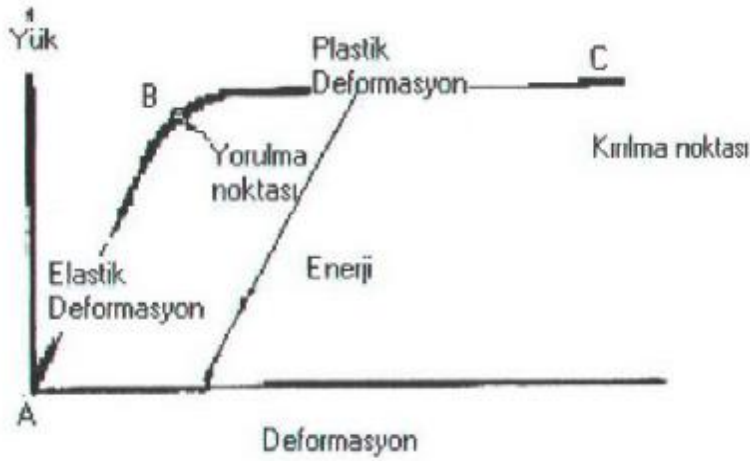
Newton Kanunları: İsaac Newton kanunları, bir cisme etkiyen kuvvet ve oluşan hareket arasındaki ilişkiyi en iyi açıklayan temel kavramlardır. Newton'a göre; bir cisme etkiyen net kuvvet '0' ise durağan olan cisim durağanlığa devam eder, hareket halindeki cisim ise sabit hızda hareketine devam eder. Başka bir kanuna göre; bir cisme net bir kuvvet etki ederse, cisim o kuvveti yönünde ivmelenir ve ivmenin büyüklüğü etkiyen net kuvvetin büyüklüğü ile aynı olur. Newton'un 3. kanununa göre; her etki sonucu bir tepki oluşur. Etki tepki kuvvetleri eşit büyüklükte, paralel, zıt yönde ve aynı düzlemde etki etmektedir (35,37,39).

EK- 2:

KEMİK BİYOMEKANİĞİ

Kemiklerin görevi; kas ve vücut hareketlerine yardımcı olmak, iç organları korumak ve kaslara tutunma ortamı yaratmaktır. Kemik, bu görevlerini yerine getirebilmek için özel bir yapıya ve mekanik özelliklere sahiptir. Kemiğin en önemli mekanik özellikleri sağlamlığı ve sertliğidir. Hayat boyu aktiftir. Vasküler bir dokudur. Mükemmel bir yenilenme özelliğine sahiptir ve mekanik ihtiyaca göre özelliklerini ve konfigürasyonunu değiştirebilir (35,37,40).

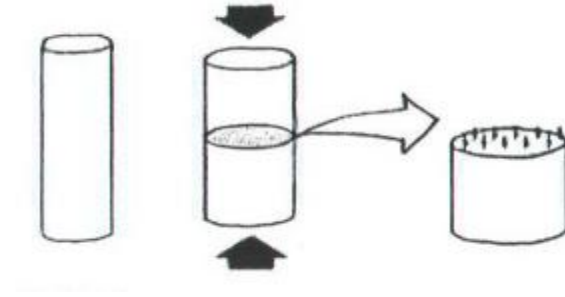
Kemiğin yüklenmeye karşı cevabı, kemiğin geometrisine ve yapısal özelliklerine göre değişir. Yüzeği geniş olan bir kemik, aksiyel yüklenmeleri daha geniş bir yüzeye dağıttığı için, yüzeyde daha az stres oluşur. Kortikal kemiğin stres-gerilim davranışı, yüklenme yönüne bağlıdır. Kortika kemikler uzunlamasına ekseninde, transvers eksene göre daha güçlü ve daha katıdır. Uzunlamasına ve transvers eksenlerde kompresif güçlere karşı dayanma gücü, tensil güçlere olduğundan daha fazladır.



Şekil 17. Yük deformasyon eğrisi (39).

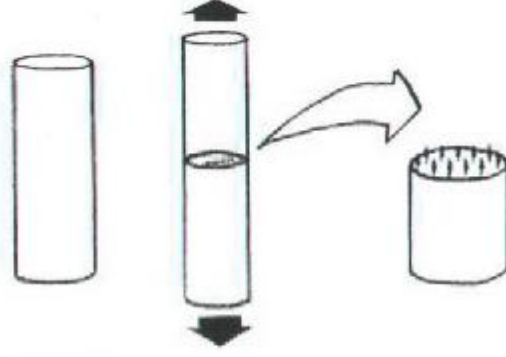
Dik eğri, elastik bölgedir ve yapının elastisitesini gösterir. Elastisite, yük kaldırıldıktan sonra cismin orijinal şekline dönebilme kapasitesidir. Yük uygulandığı sürece kalıcı olmayan deformasyonlar olur. Yük kaldırıldığında cisim eski şeklini alır. Yüklenme devam ettiğinde yapının en dıştaki lifleri bir noktadan sonra ayrılmaya başlar. Bu yorulma noktası, cismin elastik limitini gösterir. Yüklenme bu limiti aşarsa yapı plastik davranışını ortaya koyar. Yorulma noktasından sonra belirtilen bölge plastik bölgedir. Yük kaldırılrsa bile cisim eski şekline dönemez. Yük progresif olarak arttırılırsa, cisim bir noktadan sonra yetmezliğe girer. Bu nokta, eğride nihai yetmezlik noktası olarak gösterilmiştir. Eğrinin altında kalan alan, toplam enerjiyi gösterir (35,37,39).

Kuvvetler, cisimlere değişik şekillerde etki edebilir. Kompresif yüklenmede cismin yüzeyine eşit ve zıt yönlere kuvvet uygulanır. Cismin içinde kompresif stres ve gerilim oluşur. Kompresyon kırıkları, büyük yüke maruz kalan omurgalarda görülür.



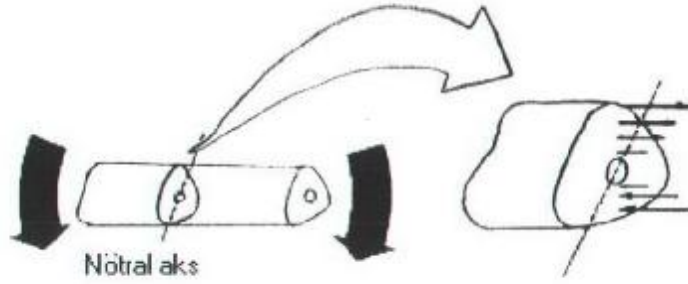
Şekil 18. Kompresif yüklenme (39)

Tensil kuvvetler sonucu meydana gelen kırıklar genellikle kansellöz kemiği bol olan kemiklerde görülür. Aksiyel yüklenmelerde kemiğin yapısal cevabını belirleyen, kesit alanı ve elastisite modulusudur (35,37,40).



Şekil 19. Tensil yüklenme (39)

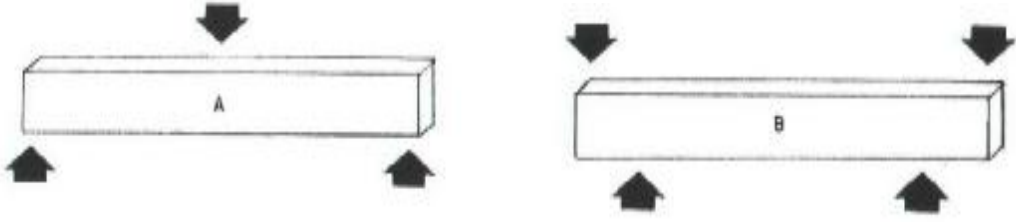
Bükülme kuvveti, cismi bir aks etrafında bükülmeye zorlar. Bükülme stresine maruz kalan kemiğin konveks tarafında yüksek tensil stres oluşurken konkav tarafta kompresif yükler hakimdir. Tensil tarafta transvers kırık hattı oluşurken, kompresif tarafta oblik kırık hattı oluşur. Kompresif tarafta iki kırık hattı oluşarak kelebek fragmanını oluşturur. Yüklenme ani ve daha yüksek miktarda ise daha fazla parçalanma olur.



Şekil 20. Bükülme kuvveti

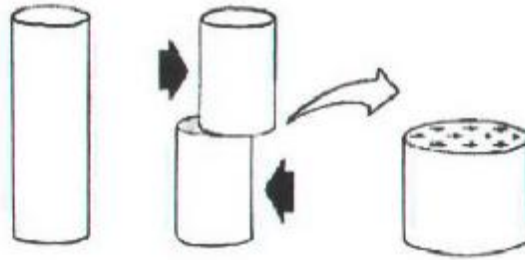
Bükülme kuvvetinde, tensil stres ve gerilimler nötral aksın bir tarafına etki ederken kompresif stres ve gerilimler nötral aksın karşı tarafına etki ederler. Nötral aks boyunca hiçbir stres ve gerilim yoktur. Üç nokta gerilme kırığında, proksimal tibia öne doğru bükülme yaptığıında kompresif stres ve gerilimler tibia ön yüzüne, tensil stres ve gerilimler tibia arka yüzüne etki eder. Yetişkin kemiği kompresyona göre gerilmeye

karşı daha güçsüzdür ve yetmezlik, gerilme olan tarafta görülür. Dört nokta bükülme kırığında ise iki çift kuvvet bir cisme etki eder ve eşit momentler yaratırsa meydana gelir. Bükülme momentinin büyüklüğü eşit olacağından, kemik en zayıf terinden kırılır (37,39,40).



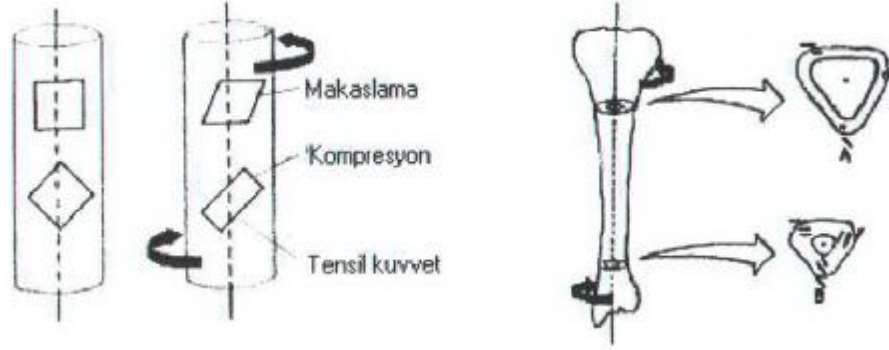
Şekil 21. Üç nokta bükülme ve dört nokta bükülme

Makaslama yükselmesinde kuvvetler cismin yüzeyine paralel, zıt yönlerden etkir ve cismin içinde makaslama stres gerilimi görülür. Makaslama kuvvetine maruz kalan cisimde açısız deformasyon olur.



Şekil 22. Makaslama kuvveti

Torsiyon yüklenmesinde uygulanan kuvvet, cismin bir eksen etrafında dönmesine neden olur. Stresler nötral akstan ne kadar uzak olursa büyüklükleri de o kadar fazla olur. Torsiyonel yüklenmede, maksimal makaslama kuvvetleri, yapının nötral aksına paralel ve dik planlara etki eder. Torsiyonel kuvvetlerle oluşan kırıklarda kemik yüzeyinde önce bir kırık hattı başlar. Yüksek tensil streslerin olduğu düzlemde spiral bir kırık hattı oluşur (40,41).



Şekil 23. Torsiyon yüklenmesi

Tensil ve kompresif stresler, yapının nötral aksına çapraz planda etki ederler. Tibiaya binen yükler, yürüme sırasında, topuk basmada kompresif, salınım fazında tensil, itme fazında tekrar kompresiftir (39).

Kırıklar, kemiğin son gücünü aşan tek bir yük tarafından veya daha düşük büyüklükteki tekrarlayan yüklerin uygulanmasıyla oluşabilir. Tekrarlayan yüklerin uygulanması ile oluşan kırık, yorgunluk veya stres kırığı olarak adlandırılır.

Kemik, mekanik ihtiyaçlarına göre yapısını, şeklini ve boyutunu değiştirerek tekrar şekillenebilir. Hareketsizlik, iskelet sistemi üzerinde olumsuz etki yaratır. 1 haftalık yatak istirahati ile %1'lik kemik kaybı olur. Parsiyel veya total immobilizasyonda, kemik olağan mekanik streslerle karşılaşamaz, periostal ve subperiostal kemik kaybı nedeni ile kemiğin mekanik özelliklerinde azalma meydana gelir (39,40).

Wolff kanununa göre; artmış kompresif ve distraktif kuvvetler osteoblastları aktive ederken, azalmış kompresif ve distraktif kuvvetler osteoblastları inhibe ederler. Kemik, mekanik adaptasyonunu, üstüne binen yüklere göre organize eder. Fonksiyonel kompresyon kırık konsolidasyonunda kallus oluşumunu uyarırken tensil ve makaslama kuvvetleri kemik rejenerasyonunu geciktirirler (35,42,43).

Sonuç olarak:

- Kemik dayanma gücünü aşmayan kompresif güçler, kemik yapımını uyarır.
- Orta düzeyde kompresyon, tamir oluşumunu uyarırken, aşırı kompresif kuvvet, rejenerasyonu baskılayabilir, kemik nekrozuna sebep olabilir.
- Kemik yapımını uyarıcı ideal kompresyon miktarı, kas traksiyon gücü ve vücut ağırlığı ile oluşan basınç miktarı kadardır.
- Stabil fiksasyon yapıldığında kemik, aktif olarak endosteumun hücresel elementleri, kemik iliği ve periost tarafından oluşturulur. Stabil fiksasyon yoksa kırık uçları arasında interfragmanter sürtünmeyi artırarak kırık uçlarının ve çevre tamir dokusunun nekrozuna sebep olabilir. Böylece fokal nekrotik değişiklikler ve rezorbsiyon oluşur.
- Aksiyel kompresyonla birlikte o bölgenin kan dolaşımının artması, kemik kitlesinde artmaya sebep olur. Ekstremitenin kan dolaşımı miktarı, kas fonksiyonu ile ilişkilidir. Normalde tibia kemiğine, fibulaya göre daha fazla aksiyel yük biner. Aynı seviye tibia fibula kırıklarında, fibulanın kan dolaşımı daha iyi olduğu için yüklenme ile fibular hipertrofi daha belirgindir. Buna dayanarak kemik yapımı direkt olarak kemiğin kan dolaşımı, aksiyel kompresyon ve çevresel mekanik faktörlerle ilişkilidir.
- Bir ekstremitenin fonksiyonel aktivitesinin azalması; kemik, kas ve yumuşak dokuların atrofisine, dokuların tamir kabiliyetinin azalmasına neden olur.
- Ekstremitenin normal fonksiyonel kapasitesinin korunması, kemik fragmanlarının hızlı ve güçlü kaynamasını, doku tamirinin normal yapılmasını sağlar.

- Normal fonksiyonel kapasitesini kaybeden ekstremitelerde, venöz dönüş ve lenfatik dönüş bozulur. Tromboemboli riski artar. Venöz göllenmeye bağlı arteryel akım azaldığı için kırık kaynaması gecikir (16,18,20,42,44).

EK- 3:

KIRIK BİYOMEKANİĞİ

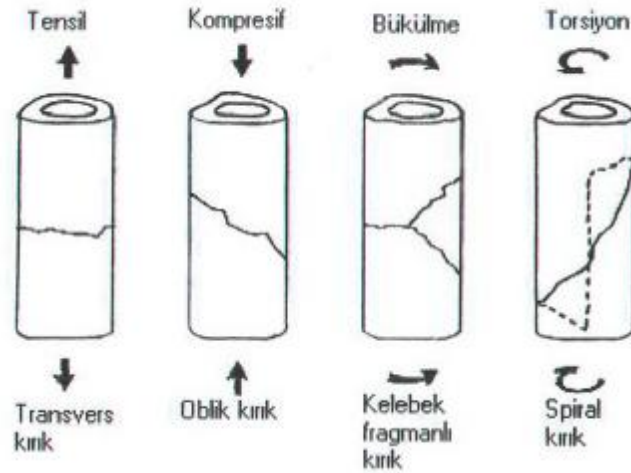
Çeşitli büyüklükteki kuvvetler kırık oluşturabilir. Tek uygulama ile kırık oluşturamayacak büyüklükteki travmanın, uzun süre tekrarlanması sonucu kırık oluşabilir. Bunun yanında kemik, yaşayan bir dokudur ve travma periyotları arasında mikroskobik kırıkların çevresinde yeni kemik oluşumu ve periostal kallus oluşumu görülebilir.

Tek uygulama ile oluşan kırıklar, kuvvetin büyüklüğüne ve uygulama alanının genişliğine göre gruplandırılır. Travma direk ise yumuşak doku yaralanması ve kırık fragmanlarda parçalanma miktarı artar. Kuvvetin uygulama yerine bakılmaksızın kemikte kompresif, tensil, makaslama, bükülme, rotasyon kuvvetleri veya hepsinin kombinasyonu şeklinde yüklenmeler ortaya çıkar. Kortikal kemik genellikle tensil ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıftır. Kemiğin uzun aksına ne kadar büyük oranda tensil stres uygulanırsa, kemiğin kırılması o kadar kolaylaşır. Erişkin kortikal kemiği kompresyona daha dayanıklı iken gerilim güçlerine karşı daha zayıftır (16,17, 43,44,45).

Transvers kırıklar, tensil veya bükülme kuvvetlerine maruz kalınma sonucu oluşur. Kemik, tensil kuvvete karşı yetersiz ise ilk önce parçalı olmayan transvers kırığı oluşur. Bükülme kuvvetine maruz kalma sonucunda ise kemikte basit transvers kırık hattı oluşur.

Oblik kırıklar, düzensiz bükülme kuvveti sonucu oluşabilir. Kompresyon altındaki korteks, tensil stres ile oluşan kırık tüm kemik hattı boyunca yayılmadan önce, oluşan makaslama kuvveti ile kırılır. Böylece kompresif tarafta parçalanma oluşur ve tek veya multipl kelebek fragmanlı kırık oluşur.

Spiral kırıklar, saf torsiyonel yaralanmalar sonucu oluşur. İki farklı kırık çizgisi meydana gelir; biri kemik etrafınca dönen açılı bir çizgi, diğeri de spiralin proksimal ve distaline uzanan uzunlamasına kırık çizgisidir.



Şekil 24. Kuvvetlere göre kırık şekilleri

Tek travma ile kırık oluşumunda kemiğin elastisite modülü ve anizometrik özelliklerinin yanında kemiğin enerji absorbe edebilme kapasitesi de rol oynar. Ani yüklenmeye maruz kalan kemik, yavaş yavaş yük binen kemikten daha fazla enerji absorbe etmek zorundadır. Kemiğe yük bindiren cismin kinetik enerjisi $\frac{1}{2} MV^2$ formülü ile hesaplanır. M, cismin kütleini, V, cismin hızını gösterir. Hızdaki en küçük artış bile enerjide büyük artışlara neden olur. Yüklenme anında kemiğin absorbe ettiği enerji, kırılma ile boşalır. Bu durum, ani yüklenmeler sonucu oluşan kırıklarda daha fazla yapısal değişikliklerin ortaya çıkmasını, daha fazla fragman parçalanmasını ve daha çok deplasman olmasını açıklar.

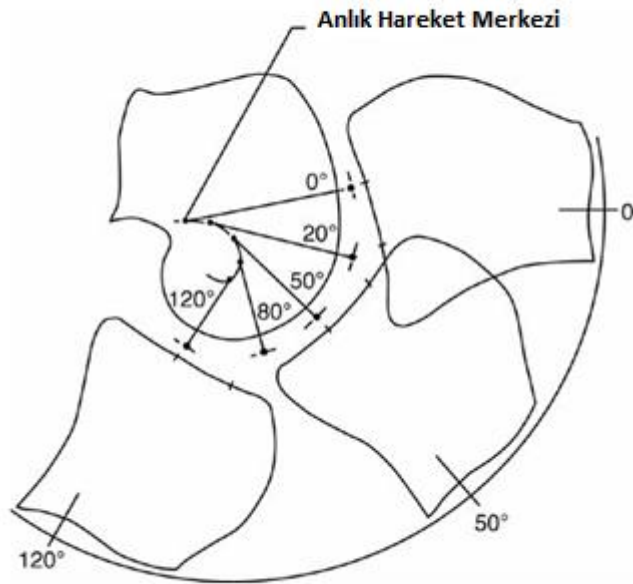
Düşük hızlı, bükülme ve tensil stres sonucu oluşan kırıkta çok sayıda kelebek fragman olurken, yüksek hızlı, aynı mekanizmalı kırıkta çok sayıda kelebek fragman oluşur. Bükülme komponenti olmadan sadece yüksek hızlı torsiyon mekanizması ile parçalı spiral kırıklar oluşabilir. Segmentler kırıkların oluşumunda en sık görülen mekanizma dört nokta bükülme mekanizmasıdır (16,17,39,43,44).

EK-4:

DİZ EKLEMİNİN BİYOMEKANİĞİ:

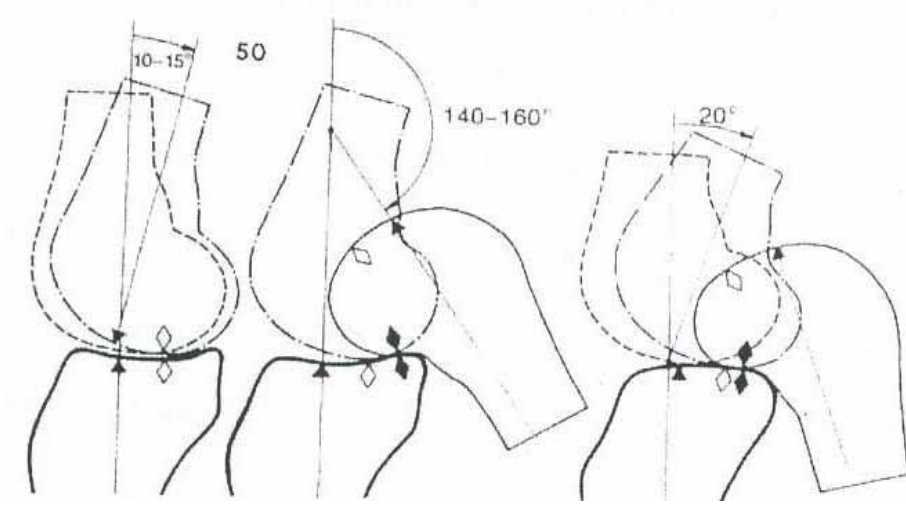
Diz eklemi menteşe tipinde bir eklemdir. Buna rağmen diz eklemine üç düzlemde farklı ve karmaşık hareket biçimleri vardır.

Sagittal düzlem diz eklemine fleksiyon ve ekstansiyon hareketini yaptığı düzlemdir. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir dönme merkezi etrafında olmayıp, değişkenlik gösterir. Fleksiyon-ekstansiyonun her kademesindeki bu değişken dönme merkezleri birleştirildiğinde 'J' tarzında bir kurve ortaya çıkar. Buna anlık hareket merkezi (instant center) adı verilir. Bu hareket fleksiyon ve ekstansiyon sırasında femur kondillerinin tibia platosu üzerinde kayma ve yuvarlanma hareketiyle oluşur ve bu sayede fleksiyonun her aşamasında tibiya aktarılan yükün dik olması ve bağların zarar görmemesi sağlanmış olur (46).



Şekil 25. Gunston tarafından tanımlanan anlık dönme merkezleri ve J şekli

Transvers düzlem diz ekleminin iç-dış rotasyon hareketlerini yaptığı plandır. Diz eklemi dış femoral kondilde ilk 20° lik, iç femoral kondilde ise ilk 10-15° fleksiyonunu yaparken, kayma hareketi olmaksızın, saf yuvarlanma hareketi yapar. 20° fleksiyondan sonra yuvarlanma hareketine kayma hareketi eklenir ve fleksiyon derecesi arttıkça yerini kayma hareketine bırakır. İç tibial platonun daha konkav dış platonun hafif konveks olması , dış femoral kondil çapının , iç kondile göre daha büyük olması ve iç menisküsün daha az hareketli olması nedeni ile,femur kondillerindeki bu hareketler simetrik olmamaktadır. Dış femoral kondilin , iç femoral kondile göre daha fazla saf yuvarlanma hareketi yapması,diz ekleminin fleksiyon-ekstansiyonu sırasında eş zamanlı rotasyon hareketine neden olur. Buna ‘‘vida-yuva’’ hareketi denir. Böylece fleksiyonun başlangıç derecelerinde, fleksiyona gelen dizde lateral taraftaki bağların daha gevşek hale gelmesinin de katkısıyla bacak iç rotasyon yaparken, ekstansiyonun sonuna doğru dış rotasyon meydana gelerek diz eklemi kilitlenir. Fleksiyon hareketinin ilk 20° sine kadar, her fleksiyon derecesi için yaklaşık 0.5° iç rotasyon hareketi gerçekleşir (47). 90° fleksiyona gelene kadar femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm. geriye doğru kayar. Çapraz bağların yokluğunda vida-yuva hareketi meydana gelemez. Bu hareketin oluşmasında, özellikle arka çapraz bağın rolü vardır. Bunun yanı sıra diz ekleminde aktif iç-dış rotasyon hareketi de vardır. Diz ekstansiyon konumunda kitlendiği için bu aktif rotasyon hareketi ancak fleksiyon halinde iken mümkün olmaktadır. Rotasyon miktarı diz 90° fleksiyonda en yüksek noktasına ulaşırken, fleksiyon derecesi arttıkça yumuşak doku gerginliğinin artması nedeniyle rotasyonda tekrar azalma meydana gelir. 90° fleksiyonda aktif dış rotasyon 40°, iç rotasyon ise 30° kadardır.



Şekil 26. Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi

Koronal düzlem diz ekleminin abduksiyon ve adduksiyon hareketini yaptığı düzlemdir. Yine ekstansiyonda iken yapılamayan bu hareket, diz 30° fleksiyonda iken en üst seviyeye ulaşır (48). Normal yürüme esnasında maksimum abduksiyon ve addüksiyon hareketi 11° kadardır.