

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

FEMUR, ÇİVİ ÜZERİNDEN MEKANİK
AKSTA UZATILABİLİR Mİ?

AHMET EMRAH AÇAN

UZMANLIK TEZİ

İZMİR-2015

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

**FEMUR, ÇİVİ ÜZERİNDEN MEKANİK
AKSTA UZATILABİLİR Mİ?**

UZMANLIK TEZİ

AHMET EMRAH AÇAN

**DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ:
PROF. DR. HASAN HAVİTÇIOĞLU**

İÇİNDEKİLER:

ŞEKİL LİSTESİ	III
GRAFİK LİSTESİ.....	VIII
TABLO LİSTESİ.....	IX
ÖNSÖZ.....	X
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1.Alt Ekstremitte Uzunluk Farkı Etyolojisi	5
4.2.Alt Ekstremitte Uzunluk Farkı Olan Hastanın Değerlendirilmesi	8
4.2.1Klinik Değerlendirme	8
4.2.2.Radyolojik Değerlendirme	11
4.3.Alt Ekstremitte Uzatma Endikasyonları	14
4.4.Alt Ekstremitte Deformite Analizi	15
4.4.1.Genel Bilgi Ve Tanımlar	15
4.4.2.Frontal Plan Parametreleri Ve Tanımlanması	17
4.4.3.Sagittal Plan Parametreleri Ve Tanımlanması	25
4.4.4.Frontal Plan Deformitelerinin Tespiti	33
4.4.5.Sagittal Plan Deformitelerinin Tespiti	40
4.5.Distraksiyon Osteogenezi	42
4.5.1.Tanım Ve Temel Prensipler	42
4.5.2.Distraksiyon Osteogenezi Etkileyen Biyolojik Faktörler	44
4.5.3.Yumuşak Dokulardaki Distraksiyon Histogenezi	47
4.5.4.Osteotomi Teknikleri	49
4.6.Ekstremitte Uzatma Yöntemleri.....	52
4.6.1.Eksternal Fiksator İle Uzatma	53
4.6.1.1.Unilateral Fiksator İle Uzatma.....	54
4.6.1.2.Sirküler Eksternal Fiksator İle Uzatma	56
4.6.1.2.1.İlizarov İle Uzatma	56
4.6.1.2.2.Akıllı Sirküler Fiksatorler İle Uzatma	58

4.6.2.İnternal Sistemler İle Uzatma	60
4.6.2.1.Albizzia Çivisi	62
4.6.2.2.Fittbone Çivisi.....	65
4.6.2.3.ISKD Çivisi	67
4.6.2.4.Precice Çivisi	71
4.6.3.Kombine Sistemler İle Uzatma	74
4.6.3.1.Çivi Üzerinde Eksternal Fiksator İle Uzatma Tekniği.....	74
4.6.3.2.Eksternal Fiksator İle Uzatma Ardından İntramedüller Çivi İle Fiksasyon	79
4.6.3.3.Submusküler Plak Ve Eksternal Fiksator İle Uzatma	82
4.6.3.4.Elastik İntramedüller Çivi Ve Eksternal Fiksator İleuzatma.....	85
4.6.3.5.Eksternal Fiksator İle Uzatma Ardından Plaklama.....	86
4.7.Poller Vida Uygulaması.....	89
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	95
5.1.Alt Ekstremitte Modelinin Belirlenmesi	95
5.2.Alt Ekstremitte Modelinin Oluşturulması	98
5.3.Mekanik Aks Sapma Miktarının Belirlenmesi	101
5.4.İstatistiksel Yöntem	103
6. BULGULAR	104
TARTIŞMA	116
SONUÇ VE ÖNERİLER.....	133

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Tahta blok ölçüm tekniği.	9
Şekil 2: Bacak-uyuluk tekniği.....	10
Şekil 3: Doğru bir AP grafide patellanın tam önde olmasının sağlanması.....	11
Şekil 4: Teleröntgenografi	12
Şekil 5: Skenogram ve ortoröntgenogram tekniğinin şematik görünümü	13
Şekil 6: Alt ekstremite rotasyonel deformitesinin bilgisayarlı tomografi ile ölçümü	14
Şekil 7: Femur mekanik eksenini.....	17
Şekil 8: Çizilen teğetler yardımıyla femur başı merkezinin bulunması	17
Şekil 9: Çizilen kare ve köşegenler yardımıyla femur başı merkezi bulunması.....	18
Şekil 10: Mose halkaları ile femur başı merkezinin bulunması.....	18
Şekil 11: Gonyometre ile femur başı merkezinin bulunması	18
Şekil 12: Femur distal eklem yüzü merkezinin bulunması.....	19
Şekil 13: Femur anatomik eksenini.....	19
Şekil 14: Femurun frontal planda anatomik ve mekanik eksenini.....	19
Şekil 15: Tibia proksimal eklem yüzü orta noktası.....	20
Şekil 16: Distal tibia eklem yüzü ortası ve kemiklerin orta noktası	20
Şekil 17: Distal tibia yumuşak dokularının ve talus domunun ortası.....	21
Şekil 18: Tibia mekanik anatomik eksen ve aralarındaki ilişki	21
Şekil 19: Frontal planda tibia distal ve proksimalinin oryantasyon çizgisi.....	22
Şekil 20: Frontal planda femur distal eklem oryantasyon çizgisi	22
Şekil 21: Frontal planda femur proksimal oryantasyon çizgisinin belirlenmesi	22
Şekil 22: Frontal planda femur proksimalinin anatomik ve mekanik eksen ile ilişkisi	23
Şekil 23: Frontal planda medial boyun şaft açısı	24
Şekil 24: Frontal planda femur distalinin anatomik ve mekanik eksen ile ilişkisi	24

Şekil 25: Frontal planda tibia proksimalinin anatomik ve mekanik eksenini ile ilişkisi.....	25
Şekil 26: Frontal planda tibia distalının anatomik ve mekanik eksenini ile ilişkisi.....	25
Şekil 27: Kalça rotasyon merkezi, diz rotasyon merkezi, femur mekanik eksenini	26
Şekil 28: Diz rotasyon merkezinin bulunması	26
Şekil 29: Sagital planda femurun orta hatlarının bulunması ve proksimal femur anatomik ekseninin çizilmesi	27
Şekil 30: Sagital planda distal femur anatomik eksen çizimi; proksimal ve distal femur anatomik akslar arası açısı.....	27
Şekil 31: Sagital planda tibia mekanik ekseninin belirlenmesi	28
Şekil 32: Sagital planda tibia anatomik ekseninin belirlenmesi	28
Şekil 33: Sagital planda distal femur oryantasyon hattının belirlenmesi.....	29
Şekil 34: Sagital planda proksimal ve distal tibia oryantasyon hatları	29
Şekil 35: Posterior distal femoral açısı ve sagital planda femur distal oryantasyon hattı ile anatomik aks arasındaki ilişki.....	30
Şekil 36: Posterior proksimal tibial açısı ve sagital planda tibia proksimal oryantasyon hattı ile anatomik aks arasındaki ilişki.....	30
Şekil 37: Anterior distal tibial açısı	31
Şekil 38: Diz eklemi sagital plan dizilimi	31
Şekil 39: Sagital planda alt ekstremitenin mekanik eksenini	32
Şekil 40: Diz 5 derece fleksiyonda iken, sagital planda alt ekstremitenin mekanik eksenini	32
Şekil 41: Frontal planda alt ekstremitenin mekanik ekseninin dizin merkezi ile ilişkisi.....	33
Şekil 42: Frontal planda alt ekstremitenin mekanik ekseninin, dizin merkezi ile ilişkisine göre alt ekstremitedeki varus -valgus durumu	34
Şekil 43: Mekanik lateral distal femoral açısı (mLDFA).....	34
Şekil 44: Mekanik lateral distal femoral açısı 'na (mLDFA) göre varus-valgus Durumu	35

Şekil 45: Medial proksimal tibial açısı.....	35
Şekil 46: Medial proksimal tibial açısına göre varus-valgus durumu.....	36
Şekil 47: Diz eklemi uyum açısı	36
Şekil 48: Diz eklemi uyum açısına göre varus-valgus durumu	37
Şekil 49: Frontal plandaki diz eklem yüzeyleri orta noktalarının kıyaslanması ve diz subluksasyonun tespiti.....	37
Şekil 50: Frontal plandaki tibia kondiler dizilim bozukluğunun tespiti.....	38
Şekil 51: Lateral distal tibial açı	38
Şekil 52: Mekanik lateral proksimal femoral açı ve medial boyun -şaft açısı.....	39
Şekil 53: Diz tam ekstansiyonda ve 5° fleksiyonda iken sagittal plandaki mekanik aks	40
Şekil 54: Sagittal plan dizilim ve oryantasyon değerleri.....	41
Şekil 55: Eksternal fiksasyon stabilitesinin rejenere kemiğe etkisi	45
Şekil 56: Klasik kortikotomi tekniği ve rotasyonel osteoklazi.....	51
Şekil 57: Perkütan gigli testeresi tekniği	52
Şekil 58: Monolateral Eksternal fiksator ve uygulanmış segmentin radyografisi	55
Şekil 59: Tibia ve femurda örnek ilizarov uygulamaları.....	56
Şekil 60: Benzer konfigürasyondaki ilizarov ve akıllı sirküler fiksator.....	59
Şekil 61: ASF' den biri, Taylor Spatil Frame	60
Şekil 62: Albizzia çivisinin görüntüsü ve femur modelindeki örnek yerleşimi	63
Şekil 63: Albizzia çivisi ile uzatma için hastanın uyluğunu iç ve dışa döndürmesi	64
Şekil 64: Fittbone çivi uzatma sistemi	65
Şekil 65: ISKD çivisinin görüntüsü	68
Şekil 66: Precice çivisinin uzatılması ve monitorizasyonu	72
Şekil 67: Çivi üzerinden uzatma tekniği	76
Şekil 68: Anatomik ve mekanik aksta uzamanın, alt ekstremité mekanik aksına etkisi	77
Şekil 69: Kanüle dril tekniği ile Shanz çivilerinin yerleştirilmesi	78
Şekil 70: Çivi üzerinden uzatma tekniğinde shanzların yerleşim planları	78

Şekil 71: Eksternal fiksator ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme ile fiksasyon uzatma tekniğinin kemik modelinde gösterimi	80
Şekil 72: Eksternal fiksator ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme ile fiksasyon ile yapılan vaka örneği	82
Şekil 73: Submusküler plak ve eksternal fiksator ile uzatma vaka örneği.....	83
Şekil 74: Submusküler plak ve eksternal fiksator ile uzatma vaka örneği.....	84
Şekil 75: Elastik intramedüller çivi üzerinden eksternal fiksator ile uzatma tekniği vaka örneği	86
Şekil 76: Eksternal fiksator ile uzatma ve ardından placlama tekniğinin tibia kemik modeli üzerinde gösterimi	87
Şekil 77: Eksternal fiksator ile uzatma ve ardından placlama tekniğinin tibia vaka Örneği	88
Şekil 78: Çivinin yerleştirilme tekniğinden bağımsız olarak , çivinin kısa kırık segmentinin duvarı ile temas etme eğilimi halkalar ile gösterilmiş	91
Şekil 79: İntramedüller çivi kısa fragmanda santral pozisyonda uygulansa bile, kısa segmentte çivi korteks teması olmadığı için redüksiyon kaybı gelişebilir	91
Şekil 80: Modelleme üzerinde poller vidası yerleştirilmiş fakat üç nokta fiksasyonu sağlanamadığı durumlarda gelişen redüksiyon kaybı.....	91
Şekil 81: Modelleme üzerinde kullanılan tek poller vidası ile üç nokta fiksasyon sağlanması ile redüksiyon korunur	92
Şekil 82: Modelleme üzerinde çivinin distal dayanağı olmadığında, 2. bir poller vidası ile redüksiyonun sağlanması	92
Şekil 83: Modelleme üzerinde genişlemiş giriş noktası nedeniyle, üç nokta fiksasyonunun sağlanamadığı durumlarda, ikinci bir poller vida uygulanması ile	

redüksiyonun sağlanması	93
Şekil 84: Tibiayı simule etmesi için hazırlanan birbirine kaynaklatılmış üç demir plaka ve çubuk.....	96
Şekil 85: Anatmik ve mekanik eksenle uzatma modeli örnek görünümle	100
Şekil 86: Uzatma modelinde alınan her fotoğraf için oluşturulan kimlik	101
Şekil 87: Uzatma modelinden alınan fotoğrafta, alt ekstemite mekanik aksının Belirlenmesi	102
Şekil 88: Çekilen fotoğraflardan mekanik aks çizilmesinin yakınlaştırılmış görüntüsü....	102
Şekil 89: IMAGEJ v1.48 programı ile % 400 büyütme altında mekanik aks deviasyonu ölçümü.....	103

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1: Çivi yok iken anatomik eksen de uzatma ile görülen mekanik aks sapması	104
Grafik 2: Çivi yok iken mekanik eksen de uzatma ile görülen mekanik aks sapması.	105
Grafik 3: 10×200mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.....	106
Grafik 4: 10×240mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.	106
Grafik 5: 10×280mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.....	107
Grafik 6: 10×320 çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.	108
Grafik 7: 11×200 çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.	108
Grafik 8: 11×240mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.....	109
Grafik 9: 11×280mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.....	110
Grafik 10: 11×320mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.....	110
Grafik 11: Uygulama tiplerine göre, altı alt ekstremite modelindeki uzatma miktarına göre mekanik aks sapmasının ortalama (mean) değeri	111

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Oluşturulan altı alt ekstremitte modeline yapılan 10 tip uygulama sonrası elde edilen değerler	112
Tablo 2: Birinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları ...	113
Tablo 3: İkinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.....	113
Tablo 4: Üçüncü cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları..	114
Tablo 5: Dördüncü cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları	114
Tablo 6: Beşinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları ..	114
Tablo 7: Altıncı cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları ...	115

ÖNSÖZ

Kasım 2009'dan bugüne Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda devam eden uzmanlık eğitimimde katkılarından dolayı; Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU, Prof. Dr. Emin ALICI, Prof. Dr. Şükrü ARAÇ, Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN, Prof. Dr. Ahmet EKİN, Prof. Dr. Haluk BERK, Prof. Dr. İzge GÜNAL, Prof. Dr. Vasfi KARATOSUN, Prof. Dr. Mustafa ÖZKAN, Prof. Dr. Can KOŞAY, Prof. Dr. Ömer AKÇALI, Prof. Dr. Kadir BACAKOĞLU, Doç. Dr. Mehmet ERDURAN, Doç. Dr. Onur HAPA, Yrd. Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI, Yrd. Doç. Dr. Safa SATOĞLU ve Uzm. Dr. Onur BAŞÇI'ya çok teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında değerli bilgi ve deneyimleriyle bana her konuda yardımcı olan, farklı düşünmeyi bana kazandıran, tez danışmanım ve anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. HASAN HAVİTÇİOĞLU'na teşekkür ederim.

Aramızdan çok erken ayrılan duruşuyla bize her zaman örnek olmuş Prof. Dr. Önder BARAN hocamızı da saygıyla anıyorum.

Tezimin istatistik hesaplamalarında yardımcı olan Prof. Dr. Hülya ELLİDOKUZ'a teşekkür ederim.

Beş yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm servis ve ameliyathane hemşire ve personellerine teşekkür ederim.

Birlikte çalıştığımız tüm eski ve yeni asistan arkadaşlarıma sevgi ve teşekkürlerimle.

Bugünlere gelmemi sağlayan ve desteklerini hep hissettiğim anneme, babama, kardeşime ve asistanlık hayatımın boyunca yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen sevgili eşime teşekkürü borç bilirim.

DR. AHMET EMRAH AÇAN

ÖZET

Amaç: Çivi üzerinden uzatma tekniği uygulanan femur modellerinde, anatomik aksta uzatma ile alt ekstremite mekanik aksında sapma miktarını saptamak ve çivi üzerinden uzatma tekniği ile femurun mekanik aksında uzatma yapılabileceğini göstermektir.

Materyal Metod: Standart altı adet sağ femur modelleri (Synbone 1152.1) ve tibiayı simüle etmesi açısından yapılan özel yapım alet ile altı adet alt ekstremite modeli oluşturuldu. Femur proksimal ve distalinde çivi ile temas olmayacak şekilde ikişer adet shanz çivisi gönderildi. Retrograd olarak femur modeli 13 mm 'ye rimerize edildi. Femur modelinin distal metafizer bölgesinden osteotomi yapıldı. Önce intramedüller çivi yok iken, eksternal fiksator (UNIX, rail deformite fiksatorü) ile anatomik aksta altı cm 'e kadar uzatma yapıp, her cm 'de fotoğraflandı. Ardından proksimal ve distaldeki shanzlara açılı ayarlı klemp takılarak, mekanik aksta uzatma; önce intramedüller çivi yok iken, sonra sırasıyla 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm boyutlarında olmak üzere, toplam sekiz çeşit intramedüller çivi (TIPMED, suprakondiler kilitli çivi) üzerinden altı cm 'e kadar uzatma yapıp, her cm 'de fotoğraflandı. Alınan fotoğraflarda alt ekstremite mekanik aksı Windows Paint programı yardımı ile çizildi. Ardından IMAGEJ v1.48 programı yardımıyla mekanik aks sapma miktarı ölçülüp değerlendirildi.

Bulgular: Eksternal fiksator ile femurun anatomik ekseninde altı cm uzatma sonrası mekanik ekseninde minimum 3.18 mm, maksimum 3.92mm, olmak üzere ortalama 3.61 mm mekanik eksen sapması görüldü. İki ve üçüncü cm 'lerde tüm çivi tipleri üzerinden yapılan femur uzatmalarında, mekanik aksta anlamlı sapma olmadan uzatma gerçekleştirildi. Dördüncü cm 'de, 10×320 mm, 11×280 mm ve 11×320 mm boyutlarındaki çivi üzerinden uzatma ile, intramedüller çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görüldü. Beşinci ve altıncı cm 'deki uzatmada, 10×200 mm boyutlarındaki çivi dışındaki diğer çivi tipleriyle yapılan çivi üzerinden uzatma ile çivi yok iken eksternal fiksator ile mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görüldü.

Sonuç: Femurun çivi üzerinden mekanik aksında uzatılması, çivi çap ve boyutundan etkilenmekle birlikte mümkündür.

Anahtar kelimeler: Çivi üzerinden uzatma, mekanik aks sapması, femur uzatma.

ABSTRACT

Purpose: To determine the amount of the lower limb mechanical axis deviation while femoral lengthening using lengthening over nail technique applied on femur models along the anatomical axis and to show lengthening over nail can be performed along the mechanical axis of the femur.

Material Method: Six lower limb models was constructed with standard six right femur models (Synbone 1152.1) and with a tool specially designed to simulate tibia. Two shanz pins were sent in a way that there is no contact with the nails in proximal and distal femur. Femoral canal of the femur models were reamed to 13 mm in retrograde manner. Osteotomy was performed on the distal metaphyseal region of the femur model. First, 6 cm femoral lengthening was performed with the external fixator (UNIX, rail deformity fixation) along the anatomical axis without using the intramedullary nail and was photographed on each cm of the lengthening. Then, with the aid of angle-adjustable clamp attached to proximal and distal shanz pins, lengthening along the mechanical axis was performed first using only the external fixator, then by intramedullary nail (TIPMED, supracondylar nail) on different sizes as, 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm respectively up to 6 cm and photographed on each cm of the lengthening. Lower limb mechanical axis on the acquired images were drawn with the help of Windows Paint software. Then, by using IMAGEJ v1.48 software, the amount of mechanical axis deviation was measured and evaluated.

Findings: Six cm femoral lengthening performed with the external fixator along the anatomical axis yielded a mean of 3.61 mm (3.18- 3.92 mm) mechanical axis deviation. Using the lengthening over nail on 2nd and 3rd cm of lengthenings, in all sizes of nails, lengthening was carried out without any significant mechanical axis deviation. On the 4th cm of the lengthenings performed using the 10×320 mm, 11×280 mm and 11×320 mm sized nails, statistically significant lower mechanical axis deviation was observed compared to the femoral lengthening along mechanical axis using the external fixator. On 5th and 6th cm of the lengthenings, statistically significant lower mechanical axis deviation was observed with all nail types, except 10×200 mm sized nails, compared to the femoral lengthening along mechanical axis with external fixator.

Conclusion: Although it is affected by nail size and diameter, it is possible to lengthen the femur through mechanical axis with LON technique.

Key words: Lengthening over nail, mechanical axis deviation, femoral lengthening.

3. GİRİŞ VE AMAC

Eksternal fiksasyon tekniği 20. yüzyılın ortalarında Hoffman'ın geliştirdiği Steinman çivisi ve barlardan oluşan cihazın uzun kemik kırıklarının tedavisinde kullanılmasıyla yaygınlaştı. Batı dünyasında eksternal fiksator yaygın olmadan önce, Rusya ve sonra İtalya'da eksternal fiksator ortopedik tedavide önemli bir yere sahipti. İlizarov, geliştirdiği sirküler yapıdaki eksternal fiksator ve tanımladığı distraksiyon osteogenezi prensibi ile, travmatik veya konjenital ekstremitre rekonstrüksiyonu, karmaşık artrodez, osteomiyelit, kemik defektleri, kaynamamış kırık tedavisi ve ekstremitre uzatma gibi tedavisi zor olan birçok hastalığın tedavisinde başarılar sağlandı (1).

Abramovich ilizarov 'un tanımladığı distraksiyon osteogenezi prensipleri temel alınarak zaman içinde birçok uzatma tekniği ve cihazları tanımlandı. Tüm bu yeni tekniklerin geliştirilmesinde amaç, eksternal fiksator kullanımı ile birlikte %24 ile %117 arasında değişen oranlarda ciddi komplikasyon oranları olmasıdır (2,3,4,5,6,7). Ayrıca vaka başına 1.0 ile 2.8 arasında komplikasyon oranı literatürde bildirilmektedir (2,4,6,7,8). Literatürde bildirilen en sık komplikasyon pin dibi enfeksiyonudur. Minör pin dibi enfeksiyon oranı literatürde %2-80 arasında, major pin dibi enfeksiyonu %23 ' e kadar çıktığı bildirilmiştir (9). Ayrıca kas ve yumuşak dokuların transfiksasyonundan kaynaklanan ağrı, kas kontraktürleri ve eklem sertliği diğer önemli komplikasyonlardır (3,5,6,8,10,11,12).

Zaman ile modifiye teknikler geliştirilerek, eksternal fiksasyon uygulama süresini kısaltarak, neden olduğu komplikasyonları azaltmak, hasta konfor ve uyumunu arttırmak hedeflenmiştir. Sonuç olarak çivi üzerinden uzatma, eksternal fiksator ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme, submusküler plak ve eksternal fiksator ile uzatma, akıllı fiksator ile uzatma ardından plaklama ve elastik intramedüller çivi üzerinden eksternal fiksator ile uzatma gibi teknikler literatürde tanımlanmıştır (7,13,14,15). Tüm bu yöntemlerdeki temel amaç, eksternal fiksatorü mümkün olduğunca uzatmanın sadece distraksiyon fazında kullanmaktır.

Kombine teknikler dışında, bilgisayar destekli akıllı sirküler fiksator sistemleri ve uzayan intramedüller çiviler ile uzatma ve deformite düzeltimi amaçlı kullanıma girmiştir (16,17,18).

Ekstremitede uzatma yöntemini seçmeden önce, eğer ekstremitedeki kısalığa deformitede eşlik ediyorsa, mutlaka deformite analizi yapılmalı, deformitenin düzeltilmesi plana dahil edilmelidir.

Tibiadan farklı olarak, femurun mekanik ve anatomik aksları farklıdır. İki eksen arasında ortalama 7 (5+2) derece açı farkı vardır. Femur uzatma yöntemi olarak eksternal fiksator kullanımında, kurulan sisteme göre uzatma anatomik veya mekanik aks doğrultusunda olabilir. Fakat intramedüller uzayabilen çivi veya intramedüller çivinin eksternal fiksator ile birlikte uygulandığı çivi üzerinden uzatma tekniğinde, uzatma femurun anatomik eksenini boyunca olur. Femurun anatomik eksen boyunca uzaması, teorik olarak diz ekleminin medializasyonuna, alt ekstremitede mekanik aksının ise lateralizasyonuna ve dizde valgus deformitesi gelişmesine yol açar (7,16,19,20,21,22). Yani deformitenin eşlik etmediği ekstremitede uzatma vakalarında, anatomik aksta uzatma yapıldığı takdirde, başlangıçta deformitesi olmayan bir ekstremitede iyatrojenik valgus deformitesi gelişebilir.

Bu çalışmadaki ana amaç, oluşturulan alt ekstremitede modellerinde, femura çivi üzerinden uzatma tekniği uygulandığında, mekanik ekseninde uzatmanın sağlanabileceğini göstermektir. Bu mekanik ekseninde sağlanabilen uzatmayı, hangi çap ve boyuttaki çivi ile kaçınca cm' e kadar başarılabilceğini belirlenmesi amaçlanmaktadır. Ayrıca anatomik aksta uzatma yapılan alt ekstremitede modellerinden elde edilen mekanik aks sapması değerleriyle, literatürdeki değerleri kıyaslamak amaçlanmıştır.

4.GENEL BİLGİLER

4.1.ALT EKSTREMİTE UZUNLUK FARKI ETYOLOJİSİ

Asemptomatik ekstremite eşitsizlikleri hem çocuklarda, hem de erişkinlerde oldukça sık görülmektedir (23,24,25). Sonkka ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada şikayeti olmayan 247 erişkinin 57 'sinde 5 ila 20 mm arasında ekstremite eşitsizliği tespit etmişlerdir (24). Hellsing, acemi erler üzerinde yaptığı bir çalışmada erlerin yüzde 32'sinde 0.5 ila 1.5 cm arasında, yüzde 4'ünde ise 1.5 cm üzerinde kısalık olduğunu saptamıştır (23). Bu çalışmaya benzer olarak Walker ve Dicleson skolyoz taraması sırasında 10 ila 14 yaş arasındaki 5303 çocuğun 138 'inde (yüzde 2.6) pelvik eğriliğe yol açan bacak uzunluk eşitsizliği saptamışlardır (25). Anderson ve arkadaşları, 1 ila 2 cm 'lik uzunluk farkının normal nüfusda görülebileceğini bildirmişlerdir (26).

Muayene sırasında fark edilen bacak uzunluk eşitsizliği yapısal (ölçülebilir ekstremite kısalığı mevcut), fonksiyonel (ekstremitenin duruş pozisyonuna bağlı) ya da hem yapısal, hem de fonksiyonel olabilir.

Bacak uzunluk eşitsizliği geçmiş yıllarda genellikle polio sekeline bağlı olarak görülmekteydi. Günümüzde aşılama sayesinde batı yarımkürede polio çok nadiren görülmektedir. Bacak uzunluk eşitsizliğine yol açan nedenler oldukça fazladır. Genel olarak bacak uzunluk eşitsizliği doğumsal, gelişimsel ve kazanılmış nedenler olarak ayrılabilir. Gerçek alt ekstremite kısalığı yapan bu nedenleri iki ana başlık altında toplayabiliriz.

- I.** Tek ekstremitede büyümenin gecikmesi ve durması
- II.** Tek ekstremitede büyümenin fazla uyarılması

I. Tek Ekstremitede Büyümenin Gecikmesi veya Durması:

- A.** Kas-iskelet sisteminin doğumsal anomalileri
 - 1. Femurun proksimal fokal eksiklikleri
 - 2. Doğumsal kısa femur
 - 3. Doğumsal kalça çıkığı
 - 4. Alt ekstremitenin uzun kemiklerinin doğumsal longitudinal eksiklikleri-fibular hemimelia, tibial hemimelia

5. Doğumsal hemiartropati
6. Ayağın diğer doğumsal anomalileri-doğuştan çarpık ayak (PEV)

B. Gelişimsel bozukluklara ve tümoral sebeplere bağlı olanlar

1. Fibröz displazi-Albright sendromu
2. Enkondromatozis-Ollier hastalığı
3. Multipl herediter ekzostoza
4. Displasia epifizyalis punktata
5. Displasia epifizyalis hemimelika (Trevor hastalığı)
6. Nörofibromatozis

C. Kemik ve eklem infeksiyonları (büyüme plağını bozarak uzamayı aksatır)

1. Femur veya tibia osteomyeliti
2. Kalça, diz veya ayak bileği tüberklozu artriti
3. Nonspesifik septik artritler

D. Travma

1. Büyüme plağına gelen travma fiz hattının erken kapanmasına ve kısalığa sebep olabilir.
2. Femur ve tibia kırıklarının açılı veya üst üste (overlapping) kaynaması
3. Kontraktürlere neden olan ileri derece yanıklar

E. Nöromusküler hastalıklar

1. Çocuk felci
2. Serebral palsy
3. Meningomyelose
4. Santral sinir sistemini veya medulla spinalisi tutan neoplazm veya abseler
5. Periferik sinir yaralanmaları

F. Diğer sebepler

1. Femur başı epifiz kayması
2. Legg-Calve Perthes hastalığı
3. Ortez içinde uzun süreli immobilizasyonlar
4. Radyoterapiye bağlı fizyol gelişmenin durması

II. Tek Taraflı Büyümenin Uyarılmasıyla Oluşan Uzunluk Farkı

A. Kas-iskelet sisteminin doğumsal anomalileri

1. Doğumsal hemihipertrofi
2. Vasküler malformasyonlarla birlikte görülen lokal gigantizmler

B. İskeletin gelişimsel ve tümoral etkilenimi ve yumuşak doku malformasyonları

1. Nörofibromatozis
2. Yumuşak doku hemanjimatozları
3. Arterio-venöz fistüller

C. Kemik ve eklemlerin enfeksiyöz ve enflamatuar hastalıkları

1. Metafizyal veya diafizyal osteomyelitler
2. Romatoid artrit
3. Hemofiliye bağlı hemartroz

D. Travma

1. Metafizler ve diafizler kırıklar büyüme plağındaki kan dolaşımını artırarak uzamayı uyarabilirler (çocukların femur cisim kırıkları)
2. Travmatik arteriovenöz anevrizma ve fistüller
3. Femur ve tibiada diafizler veya metafizyal bölgede geçirilmiş ameliyatlar

4.2.ALT EKSTREMİTE UZUNLUK FARKI OLAN HASTANIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bacak uzunluğu değerlendirmesinin ortopedist ve pratisyen hekimler tarafından yapılan tarama programlarına dahil edilmesi gerekir. Çünkü ağrı ve ekstremitte disfonksiyonu bulunmayan çocuklar ileri derecede kısıtlılığını bile tolere edebilir ve maskeleyebilir.

4.2.1. KLİNİK DEĞERLENDİRME

İlk değerlendirme daima hemen her zaman iyi bir öykü ile başlanmalıdır. Öyküde kısıtlılığın infeksiyöz, konjenital, gelişimsel, nörolojik veya travmatik nedenlerini araştırmak gerekmektedir. Ailenin bu kısıtlılığı ne kadar süreden beri fark ettiğini, beraberinde topallama ya da hareket kısıtlılığı olup olmadığını, kemik displazisi öyküsünü, kırık ya da infeksiyon geçirip geçirmediğini sorgulamalıdır. Hastalar doğuştan çarpık ayak, deride renk değişiklikleri ya da yumuşak doku büyümesi gibi belirgin malformasyonlar açısından ayrıntılı olarak sorgulanmalıdır. Dikkatlice alınmış bir öykü, fizik muayene ve iyi bir radyolojik değerlendirme ile birleştirildiğinde ekstremitte kısıtlılığının nedeni kolayca tespit edilecektir.

İlk muayenede, kalça ve bacaklar kolaylıkla görülebilecek şekilde hasta soyundurulmalıdır. İnspeksiyon çok önem taşır; derinin incelenmesi vasküler ve pigmentasyon anomalilerini gösterebilir. Sırt ve sakral bölgede sinüs, gamze altta yatan bir spinal anomaliyi düşündürebilir.

Muayene sırasında fark edilen bacak uzunluk eşitsizliği yapısal (ölçülebilir ekstremitte kısıtlılığı mevcut), fonksiyonel (ekstremitenin duruş pozisyonuna bağlı) ya da hem yapısal, hem de fonksiyonel olabilir.

Uygun bacak uzunluğu ölçümü için; ekstremitte uzunluk ölçümünün yapılması, eklem hareket açıklığı muayenesi ve istirahat pozisyonunda bel, kalça, diz ve ayak bileği ekleminin pozisyonunun bilinmesi gereklidir. Yapısal eşitsizlik gibi görünen fonksiyonel kısıtlılığın etkilerini görmek için hasta yürüyüşü gözlenmelidir (27). Kısmen hafif kalça abduksiyon veya fleksiyon kontraktürleri yapısal olarak çok hafif femur ya da tibia kısıtlılığı olan hastalarda klinik bulguların ortaya çıkmasına neden olabilir. Kalça ekleminin 40 dereceye kadar olan her 10 derecelik abduksiyon/adduksiyonun 3 cm fonksiyonel kısıtlılık oluşturduğunu bulunmuştur (27). Eklem instabilitesine bağlı sekonder bir aksama ve eklem hareketleri iyice be-

lirlenmelidir. Sert veya instabil eklem, uzatma cerrahisi sırasında problem oluşturabilir. Klinik olarak eklem kontraktürleri belirlenmelidir.

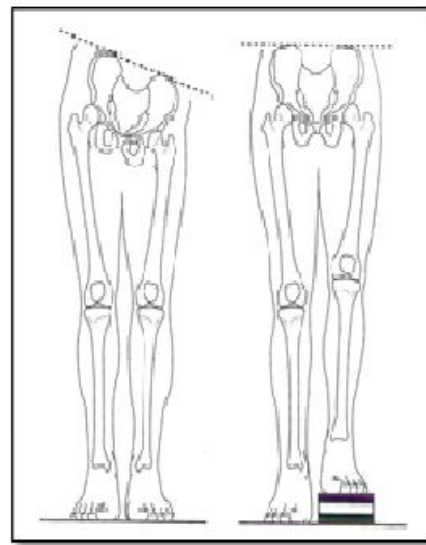
En son klinik değerlendirme, öncelikle hastanın, daha sonra ailenin beklentilerinin, istekliliğinin ve psişik durumunun değerlendirilmesini de içermelidir. Bunu uzatmayı yapacak hekim değerlendiremiyorsa, psikiyatrik konsültasyon istemek yerinde olacaktır. Bunun yanında hastaya gelişebilecek tüm komplikasyonları ve tedavi sonrasında neler olabileceği, hastanın neler kazanabileceği detaylı şekilde anlatmak gerekir.

Ekstremitte Uzunluk Farkını Bulmak İçin Klinik Yöntemler:

Tahta Blok Ölçümü

İki ekstremitte arasındaki boy farkının ölçümünde hastanın ayakta dururken, bacak ve kalçanın açıkça görüldüğü ayakların yere tam bastığına ve dizlerin tam ekstansiyonda durduğundan emin olunmalıdır. Bu pozisyonda iken hekim elini iliak kanatlar üzerine koyarak uzunluk farkı tespit edilir. Kısalık varsa bunun miktarını ölçmek için, kısa olan tarafın ayak altına pelvik eğrilik düzelinceye kadar ölçülü bloklar yerleştirilir (27). (Şekil 1)

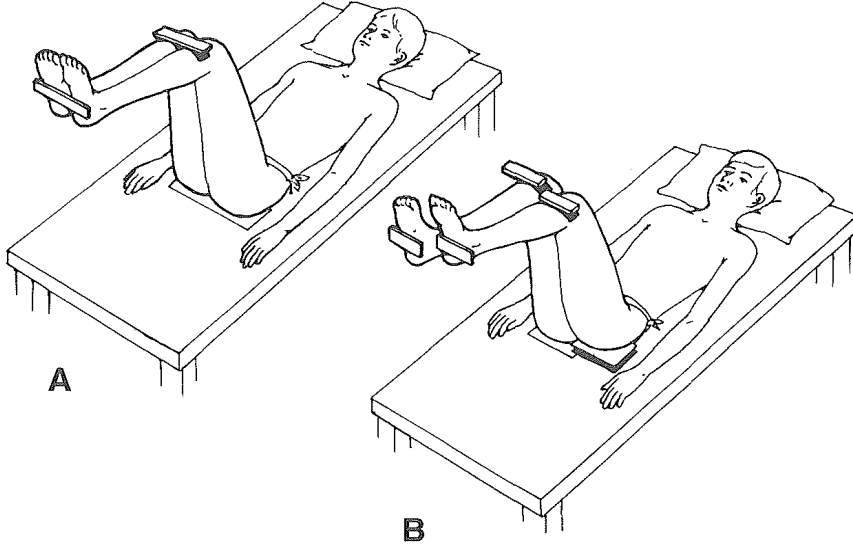
Bu ölçümlerde de tüm deformitelerin giderilmiş olması ön koşuldur. Yalnız tibia kısalığının ölçülmesi için hastanın sandalyeye oturur vaziyette ve dizlerinin 90° olması gerekir. Ayakta dururken ayak altına konan cm 'li takozlar genel ekstremitte kısalığını verir.



Şekil 1: Tahta blok ölçüm tekniği.

Bacak -Uyluk Tekniği

Muayene masasında bacak uzunluk eşitsizliği ölçümü için bacak uyluk tekniği kullanılabilir. Hasta kalça ve diz eklemi 90 derece fleksiyonda iken sırt üstü muayene masasında yatar iken masa ile kalça, uyluk ve diz, diz ile ayak tabanı arasındaki mesafeye bakılır. Bacak uzunluk eşitsizliği bu mesafeler arasındaki eşitsizlikler ile hesaplanır. (Şekil 2)



Şekil 2: Bacak-uyluk tekniği

Metre ile Ölçüm:

Tahta blok testi için uygun olmayan küçük çocuklarda, yürüyemeyen ve uyumlu olmayan hastalarda, uzunluk ölçümü hasta muayene masasına sırtüstü yatırılarak da yapılabilir

Alt ekstremité uzunluğu, hasta yatar pozisyonunda iken anterior superior spina iliaka'dan, medial malleole olan mesafe ölçülerek bulunur (27). Eğer eklem kontraktürleri mevcutsa bu ölçüm doğru olmaz. Kontraktür varlığında diğer ekstremitéde aynı derecede fleksiyona getirilerek karşılaştırmalı ölçüm yapılır.

Anterior superior spina iliaka'dan dizin lateral eklem aralığı femur kısalığını; dizin medial eklem aralığı ile iç malleol arası ölçümü ise tibia kısalığını bulmaya yarar. Bu ölçüm yönteminde hata payı yüksektir. Bu ölçümde 1 cm hata payı daima göz önüne alınmalıdır. Çünkü ölçüm sırasında eklem pozisyonlarındaki farklılık, ölçüm noktalarının kolay

belirlenememesi ve bu noktaları belirlemedeki kişisel hatalar, ölçüm yanlışlıklarına neden olmaktadır.

4.2.2.RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

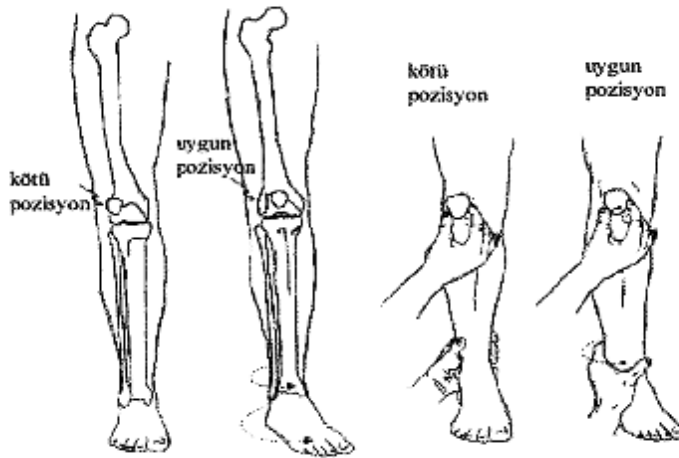
Alt ekstremité uzunluklarının klinik ölçümlerle doğru ölçmek her zaman mümkün olmayabilir. Bunun için klinik ölçümlerin yanında radyolojik ölçümlerden faydalanılır.

Radyolojik değerlendirmeler, ekstremitenin anatomik pozisyonlarına tam dik çekilen grafiler üzerinde yapılır. Frontal plan anterior-posterior grafi, sagittal plan lateral grafi ile değerlendirilir.

Doğru bir AP grafide patellanın tam önde, yani patella femur kondillerinin ortasında iken yapılması gerekmektedir. (Şekil 3) Hastanın operasyon öncesinde deformiteli kemiğinin patella öne bakacak şekilde AP ve lateral grafilerinin alınması gerekmektedir. Yani hastanın internal veya eksternal tibial rotasyon deformitesi varsa, grafi ayağın pozisyonuna bakılmadan patella önde olacak şekilde çekilmelidir (28).

Diz çevresi deformiteler için çekilen grafilerde diz santralize, ayak bileği çevresi ile ilgili deformitelerde ayak bileği santralize olacak şekilde grafi alınmalıdır (28).

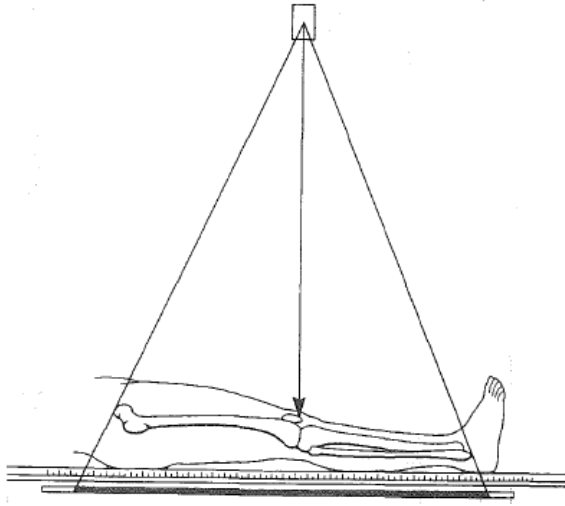
Ekstremité boy farkı var ise deformiteyi doğru değerlendirmek için kısa ekstremité altına yükseltici bloklar konarak anterior süperior iliak spinalar eşit seviyeye getirilmelidir (28).



Şekil 3: Doğru bir AP grafide patellanın tam önde olmasının sağlanması. (28).

1. Teleröntgenografi

En basit yöntemdir. Bu yöntemde, hasta ölçüm cetveli yerleştirilmiş bir radyoloji masasında sırt üstü yataarken tüm alt ekstremité orta noktasında tek seferde çekim yapılır. Tek seferde çekim yapıldığı için büyütme oranına bağlı olarak hata payı yüksektir (27). Hasta aşağıda anlatılan, birkaç çekim gerektiren tekniklerden birini yapamıyor veya istemiyorsa kullanılabilir.



Şekil 4: Teleröntgenografi.

2. Skenografi

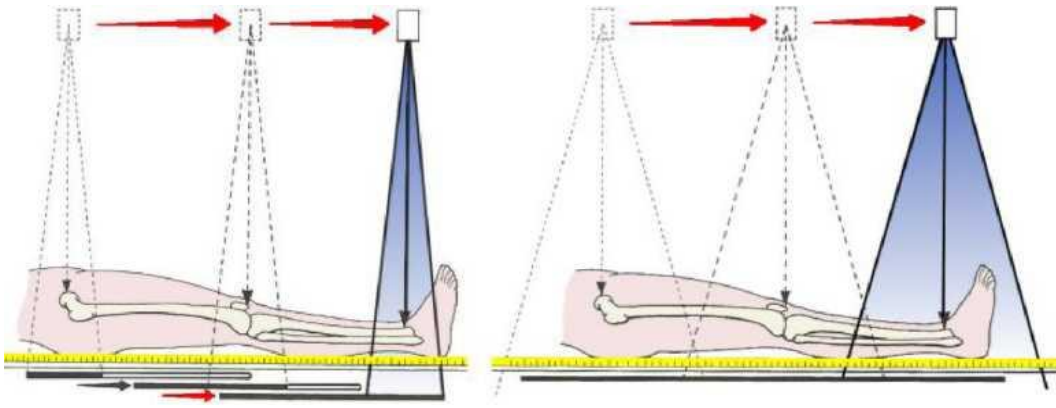
Ortoröntgenogram ile benzerlik gösterir. Tek farkı çekim yapılırken röntgen tüpü üç çekim yapar ve film kaseti hasta altında tüp ile beraber hareket ettirilir. (Şekil 5) Bu şekilde film ölçüsü küçülür, kontrol etmek ve arşivlemek kolaylaşır. Bu yöntemle tüm kemik uzunluğu filmde görülmemektedir ve bacak uzunluk eşitsizliğinde tanı amaçlı kullanımı uygun değildir (27).

3. Ortoröntgenografi

Green ve arkadaşları tarafından 1946 yılında bildirilmiştir (29). Bu yöntemde kalça, diz ve ayak bileği ayrı ayrı odaklanarak büyütmeye bağlı hatalar en aza indirgenmiştir. (Şekil5) Teleröntgenograma benzer şekilde cetveli uzun film kullanılır. Bacak uzunluk eşitsizliği fazla olan hastalarda ekstremitelerin radyografisi ayrı ayrı çekilebilir. Hastanın çekim sırasında kıvıldamaması ve bacağın nötral pozisyonunda durması önemlidir. Green ve arkadaşları hastayı

röntgen masasına bantlayarak sabitlemişlerdir (29). Saleh ve Milne bu tekniği hasta yük verirken uygulamışlardır. Böylece açısal deformiteler, mekanik aks kaymaları ve bacak uzunluğu yük altında değerlendirilir. Ağırlık verilerek yapılan çekimler bacak uzunluk eşitsizliğinin ölçümünün hassasiyetini etkilemez (30).

Hastanın alt ekstremité boy filminde kalça, diz ve ayak bileği görülmelidir. Çocuklar için 1 metre boyunda film kaseti yeterlidir. Yetişkinler için ise kaset boyunun 1,3 m olması gerekmektedir. (Şekil 5)



Şekil 5: Skenogram ve ortoröntgenogram tekniğinin şematik görünümü

4. Bilgisayarlı Tomografi Skenogram

Her bir düzlemde yapılan büyütme farkı olmaksızın, kısılalığı tama yakın digital ölçebilen en güvenilir metoddur. Pahalı ve her yerde bulunmayışı bir dezavantajdır.

Aksiyel BT bacak uzunluk eşitsizliğinin değerlendirilmesinde en fazla tercih edilen yöntem olmuştur. Bu yöntemin avantajları, tüm bacağın çekilmesine karşın düşük radyasyon miktarı, yüksek güvenilirlik, hastanın pozisyonuna bağlı ölçüm hatasının düşüklüğü, eklem kontraktürlerinde ve eksternal fiksator varlığında çekim yapılabilmesidir. Ayrıca femoral anteversiyon ve tibial torsiyon bilgisayarlı tomografi kullanılarak hesaplanabilir (27). (Şekil 6) Hasta supin pozisyonunda kalça, diz ve ayak bileği seviyelerinde tomografi çekilir ve sagittal planda kalça boyun aksı ve femoral kondil aksı ölçülür ve akslar arası açı ölçülerek femur anteversiyon açısı hesaplanır. Proksimal tibia kondil aksı ve ayak bileği aksları ölçülür ve tibial torsiyon hesaplanır.



Şekil 6: Alt ekstremitte rotasyonel deformitesinin bilgisayarlı tomografi ile ölçümü

4.3.ALT EKSTREMİTE UZATMA ENDİKASYONLARI

Alt ekstremiteler arasında 2 cm'nin altında uzunluk farklılıkları toplumda nadiren klinik problem teşkil eder (15) . Lee ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise 2 cm den fazla bacak boy uzunluk farkı olan kişilerin ebeveynlerinin, çocuklarını tedavi ettirmek istedikleri ve bunun için tedavi modalitelerini araştırmaya başladıklarını göstermiştir (31).

1978 yılında Gross yaptığı çalışmada, kısalık farkı 1.5 cm olanlardan sadece %3.5'u, 2 cm olanlardan %10'unun yüksek topuk giymesine ihtiyaç olduğunu vurguladı. Bu minör kısalıklarda uzun dönemlerde hiç bir zararlı sekel tespit edilmedi (32). Bundan dolayı çoğu merkeze ve otöre göre kısalık farkı 2.5cm üzerinde ise anlamlıdır. 3-4 cm üzerindeki kısalık farklarında anlamlı bir pelvik tilt ve fonksiyonel bozulma mevcuttur. Bacak boy uzunluk farkı omurga ve pelvis üzerine olumsuz etkileri gözlenmektedir (32). Bu konuyla ilgili Kiapour ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bacak boy uzunluk farkının sakroiliak eklem üzerine binen stresi arttırdığı bulunmuştur (33).

Teorik olarak kısa ekstremitenin uzatılması en iyi tedavi yöntemidir (34,35) .Ancak bazı hallerde, teknik güçlükler, komplikasyonlar, uzun zaman alması ve hasta ile iyi uyum gerektirdiği için 5 cm altındaki kısalık farkı olacaklarda uzun ekstremitenin kısaltılması da (distal femur veya proksimal tibial epifizyodez) önerilebilmektedir (32,34).

Ekstremitte Uzatma Endikasyonları (36) .

- Kısalık miktarı. Alt sınır 2.5-3 cm olarak kabul edilir. Hafif derecede kısalık 0-3 cm, orta derecede kısalık 3-6 cm, ağır derecede kısalık ise 6 cm'den büyük olan kısalıklardır
- Ayakta ekinizm deformitesi oluşturması
- Görüntü ve yürüyüş bozukluğu

- Bacak eşitsizliği kişinin iş yaşamında normalden fazla enerji kaybı yapıyor ve bu hal kişiyi olumsuz etkiliyorsa

- Bel, sırt, kalça ağrılarına neden oluyor ve skolyoza yol açıyorsa
- Yükseltici cihaz veya bot gibi konservatif yöntemleri reddediyorsa
- Yukarıda bahsedilen sorunlar hastada psikolojik sorunlara yol açıyorsa

Hasta seçimi çok dikkatlice yapılmalıdır. Hastanın yaşı ve mental durumu bu cerrahiye uygun olmalıdır. Hastanın ve ailesinin uzatma cerrahisine uyumu ve bu cerrahinin getirebileceği komplikasyonları, yaratabileceği zorlukları bilmesi önemlidir. Gerektiğinde ikinci veya daha fazla cerrahi girişimin gerekebileceğinin aileye ve hastaya anlatılması çok önemlidir. Hasta ve ailesi ile kooperasyon çok önemlidir. Eğer hasta ve ailesi ile kooperasyon kurulamıyor ise uzatma cerrahisinden vazgeçilmelidir (34,35).

Uzatılacak kemiğin proksimal ve distalinde instabil eklem bulunmaması, eğer asetabular displazi, gelişimsel kalça çıkığı veya diz eklemi laksitesi gibi durumlar varsa öncelikle bunların tedavisinin yapılması gerekmektedir (8,10,22,37). Aynı zamanda uzatılacak ekstremitenin dolaşımı, yumuşak dokuları ve cildi ile ilgili ciddi problemi olmamalıdır.

4.4.ALT EKSTREMİTE DEFORMİTE ANALİZİ

Alt ekstremitte deformite analizi 5 alt grupta incelenir

1. Frontal plan deformiteleri
2. Frontal plan malalignman testi
3. Sagittal plan deformiteleri ve maloryantasyon testleri
4. Oblik plan deformiteleri
5. Translasyon ve translasyon-angulasyon deformiteleri

4.4.1.GENEL BİLGİ VE TANIMLAR

Her uzun kemiğin anatomik ve mekanik eksen olmak üzere iki ekseni vardır. Deformite analizinden önce bu eksenleri ve bazı terimleri tanımlamak gerekir.

Mekanik eksen, bir uzun kemiğin proksimal ve distal eklemlerinin merkezi noktalarını birleştiren çizgi iken; anatomik eksen, bir uzun kemik diafizinin orta noktalarını birleştiren düz çizgidir.

Dizilim (alignment), kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin uzunlamasına yerleşiminin fizyolojik konumda olması iken; dizilim bozukluğu (malalignment), kalça diz ve ayak bileği eklemlerinin uzunlama yerleşiminin fizyolojik konumda olmamasıdır.

Oryantasyon (yönelim), bir uzun kemiğin eklem yüzeyinin aynı kemiğin anatomik veya mekanik eksenine göre fizyolojik konumuna denir. Maloryantasyon (Kötüyönelim) ise bir uzun kemiğin eklem yüzeyinin aynı kemiğin anatomik veya mekanik eksenine göre fizyolojik konumunun bozulmasına denir.

Mekanik aks deviasyonu (MAD), alt ekstremité mekanik aksının dizin orta noktası ile arasındaki mesafeye denir. Normalde bu noktanın 8 ± 7 mm medialindedir.

Klasik mekanik aks fikri Maquet, Kapanadji ve diğer otörler tarafından tanımlanmıştır. Bu düşünceye göre, kalça, diz ve ayak bileği eklemleri aynı çizgi üzerinde düzenlenmişse, yükün yarısı medial yarısı da lateral kompartmandan geçer. Eğer diz eklemi merkezine göre mekanik aks medial veya lateral kompartmandan geçtiğinde, bu otörlere göre kompartmantal kuvvetlerin artacağı önceden belirlenir. Bu teoriye göre diz kompartmanları üzerindeki yük oranları, ayakta duruştaki ayak bileği ve kalça radyografileri ile belirlenir (38,39). Bu fikre Harrington itiraz etmiştir. Bu otör, yürüyüşün stance fazının hemen tamamında, eklem basınç merkezinin medial kompartmanda lokalize olduğunu saptamıştır (40). Bu Hsu ve arkadaşlarınca da teyit edilmiştir. Bu otörler, hatta nötral bir tibiofemoral mekanik aksla bile diz eklemi kuvvetinin %70 kadarının medial plato üzerinde olduğunu göstermişlerdir. Kuvvet, mekanik tibiofemoral valgus açısı 3-4 derece oluncaya kadar eşitlenmez. Medial kompartman üzerindeki yükün aşırı valgus düzeltilmesi ile ortadan kaldırılması açısından bu mantık doğrudur (41).

Alt ekstremité diziliminin diğer bir komponentide, kalkaneusun tibia ile olan oryantasyonudur. Kalkaneus cisminin santral aksı, normal olarak frontal planda tibia ile paralellik gösterir. Sustentakulum nedeniyle kalkaneusun orta cisim aksı, midtibial aksa göre laterale yer değiştirir (41).

4.4.2.FRONTAL PLAN PARAMETRELERİ VE TANIMLANMASI

Femur Mekanik Eksen

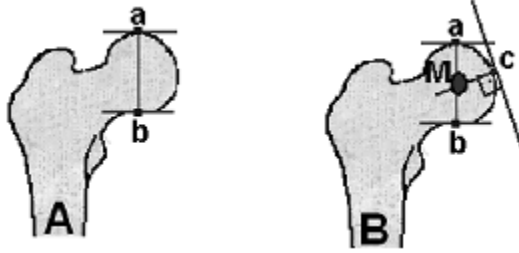
Alt ekstremitenin normal mekanik aksı, femur başı merkezinden başlayarak ayak bileği merkezine ulaşan bir çizgidir. Diz ekleminin merkezi, tibianın medial eminensiasıdır. Femur mekanik eksenini çizmek için femurun proksimal ve distal eklemlerinin merkezini bulmak gereklidir.



Şekil 7: Femur mekanik eksen.

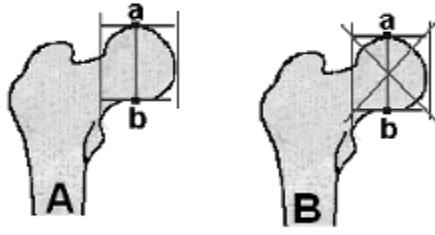
Femur başı merkezi 4 şekilde bulunabilir:

1. Femur başına üstten ve alttan birbirine paralel iki teğet çizilir. Teğetlerin, femur başı ile temas noktaları birleştirilir. Böylece dairenin çapı bulunur. Sonra medialden bir teğet çizilir, bu teğetin femur başına temas noktasından çıkılan dikmenin çap çizgisini kestiği nokta femur başının merkezidir.



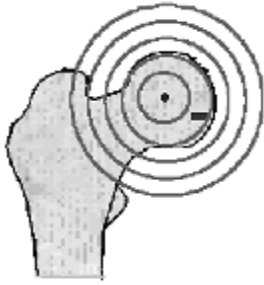
Şekil 8: Femur başına çizilen teğetler yardımıyla femur başı merkezinin bulunması.

2. Şekil 8' de çizilen 2 teğete, medialden ve lateralden dikey olarak iki teğet ilave edilerek şekil bir kare haline getirilir. Karenin köşegenleri çizilerek merkez bulunur.



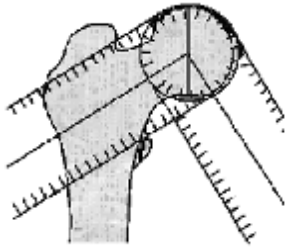
Şekil 9: Femur başına çizilen kare ve köşegenleri yardımıyla femur başı merkezi bulunması.

3. Mose halkaları kullanarak femur başının merkezi bulunabilir.



Şekil 10: Mose halkaları ile femur başı merkezinin bulunması

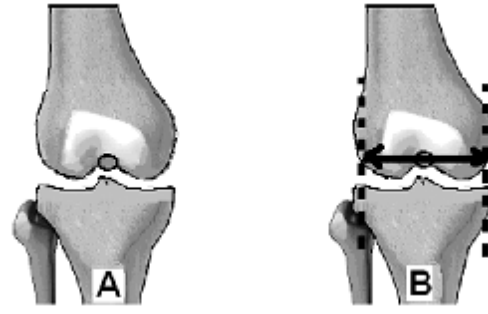
4. Pratikte Mose halkaları yerine gonyometrenin dairesel kısmının kullanılarak femur başının merkezi bulunabilir.



Şekil 11: Gonyometre ile femur başı merkezinin bulunması

Femur distal eklem yüzünün merkezi iki şekilde bulunabilir.

1. Femoral çentiğin tepe noktası alınabilir. Femoral çentik, femur distal eklem yüzünün merkezine uyar. (Şekil 12 A)
2. Femur kondillerinin dış kenarları arası ölçülür ve orta noktası alınır. Bu nokta tam olmasa bile femoral çentiğin tepe noktasına uyar. (Şekil 12 B)



Şekil 12: Femur distal eklem yüzü merkezinin bulunması

Femur Anatomik Ekseni

Femur anatomik ekseni, femurun diafizine 2 veya 3 yerden dikey olarak çizilen çizgilerin orta noktaları birleştirilerek çizilir.



Şekil 13: Femur anatomik ekseni

Tibiadan farklı olarak femurun mekanik ve anatomik aksları farklıdır. Ameliyat öncesi angulasyon planlamasında her iki aks da kullanılabilir (36) . İki eksen arasında ortalama 7 derece açı vardır. Normalden iki derece sapma olabilir.

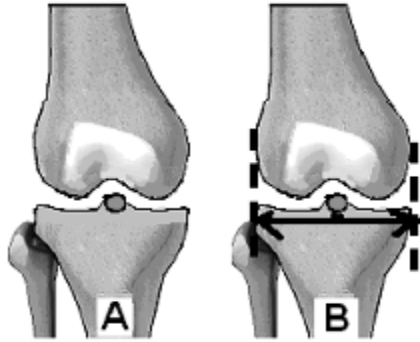


Şekil 14: Femurun frontal planda anatomik ve mekanik ekseni.

Tibia Mekanik Ekseni

Tibianın proksimal ve distal eklem yüzü orta noktaları birleştirilir ve tibianın mekanik eksenini çizilir. Tibia mekanik eksenini çizmek için tibia proksimal ve distal eklemlerinin merkezini bulmak gereklidir. Tibia proksimal eklem yüzünün merkezi iki şekilde bulunur:

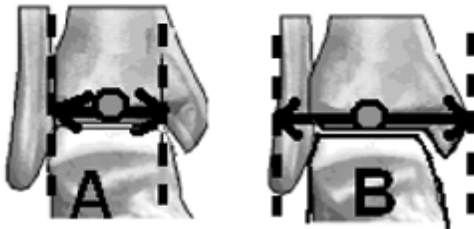
1. İki tibial spine arası alınır. (Şekil 15 A)
2. Tibial platonun orta noktası alınır. (Şekil 15 B) Bunun için iç tibial platonun bittiği noktadan eklem yüzüne bir dikme çıkılır. Aynı şekilde dış tibial platonun bittiği yerden ikinci bir dikme çıkılır. Bu dikmeler arası dikey olarak birleştirilir ve orta noktası merkezi gösterir.



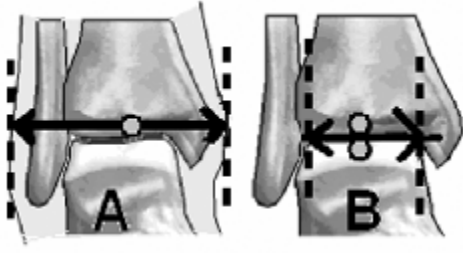
Şekil 15: Tibia proksimal eklem yüzü orta noktası

Tibia distal eklem yüzünün merkezi dört şekilde bulunur:

1. Distal tibia eklem yüzü orta noktası bulunur. (Şekil 16A)
2. Tibia ve fibula kemiklerinin orta noktası bulunur. (Şekil 16B)
3. Yumuşak dokuların orta noktası bulunur. (Şekil 17A)
4. Talusun orta noktası bulunur. (Şekil 17B)



Şekil 16 : A: Distal tibia eklem yüzü ortası; B: Kemiklerin orta noktası.

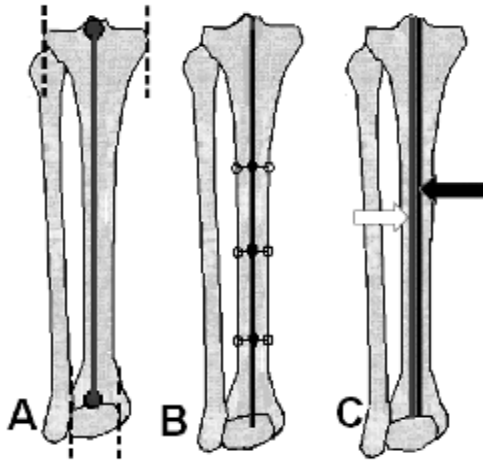


Şekil 17: A: Yumuşak dokuların ortası; B: Talus domunun ortası

Tibia Anatomik Ekseni

Tibianın diafizine 2 veya 3 yerde dikey olarak çizilen çizgilerin orta noktaları bulunur. Bu noktalar birleştirilerek tibianın anatomik ekseni çizilir. (Şekil 18B)

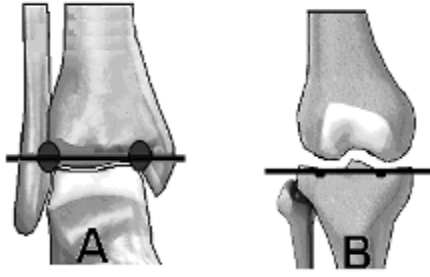
Frontal planda tibianın anatomik ve mekanik eksenleri birbirine paraleldir ve aralarında sadece birkaç mm aralık vardır. İki eksen arasında açı 0 derecedir. Bu nedenle pratikte anatomik ve mekanik eksen aynı kabul edilir. (Şekil 18C)



Şekil 18: A: Mekanik eksen; B: Anatomik eksen; C: Tibianın anatomik (koyu ok) ve mekanik eksen (açık ok) arasında ilişki

Tibia Eklem Oryantasyon Çizgileri

Frontal planda tibia distal eklem oryantasyon çizgisini çizmek için, distal tibianın subkondral çizgisi esas alınır. (Şekil 19A) Frontal planda tibia proksimal eklem oryantasyon çizgisini çizmek için, iki tibial platonun subkondral çizgisinin konkav noktaları birleştirilir. (Şekil 19B)



Şekil 19: A: Frontal planda tibia distal eklem oryantasyon çizgisi, B: Frontal planda tibia proksimal eklem oryantasyon çizgisi.

Femur Eklem Oryantasyon Çizgileri

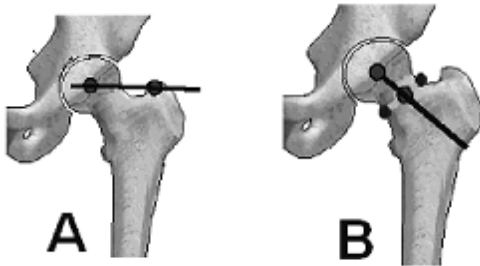
Frontal planda femur distal eklem oryantasyon çizgisini çizmek için, distal femurun subkondral çizgisi esas alınır. (Şekil 20)



Şekil 20: Frontal planda femur distal eklem oryantasyon çizgisi.

Frontal planda femur proksimal eklem oryantasyonu için iki çizgiden yararlanılır.

1. Büyük trokanter tepe ve femur başı merkezini birleştiren çizgi. (Şekil 21A)
2. Femur boynu orta noktasını femur başı merkezi ile birleştiren çizgi. (Şekil 21B)



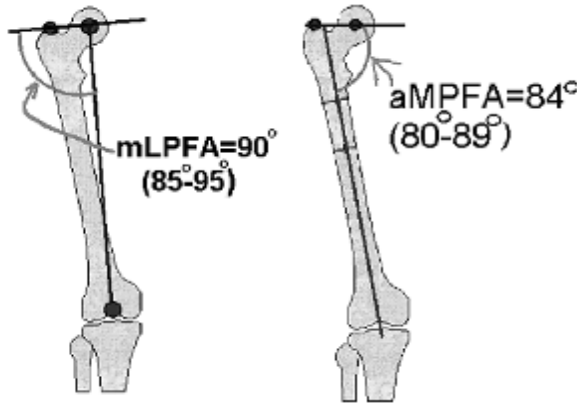
Şekil 21: A: Femur başı merkezi ile büyük trokanter tepesini birleştiren çizgi, B: Femur başı merkezini, femur boyununun orta noktası ile birleştiren çizgi.

Eklem Oryantasyon Çizgileri ile Anatomik ve Mekanik Eksen Arasındaki İlişkiler

Bu ilişkileri göstermek için ölçülen açılar genellikle 4 büyük harfle tanımlanır. Birinci harf açının yönünü tanımlar. Eğer açı frontal planda ise açı yönü ya lateral ya da medial olur. Eğer sagittal planda ise ya anterior ya da posterior olur. Bu nedenle birinci harf yön kelimelerinin baş harfleri olan L, M, A veya P harflerinden biridir. İkinci harf açının kemiğin proksimalinde mi yoksa distalinde mi olduğunu gösterir. İkinci harf proksimalde ise P, distalde ise D harfidir. Üçüncü harf açının hangi kemiğe (tibia, femur) ait olduğunu gösterir. Üçüncü harf eğer açı tibiaya ait ise T, femura ait ise F harfidir. Dördüncü harf hepsinde aynıdır ve açı kelimesinin baş harfi olan A' dır. Bunlardan farklı olarak, 4 büyük harfli açının tanımı önüne küçük harfle a veya m yazılabilir. a harfi açının anatomik eksene göre çizildiğini, m harfi ise mekanik eksene göre çizildiğini gösterir.

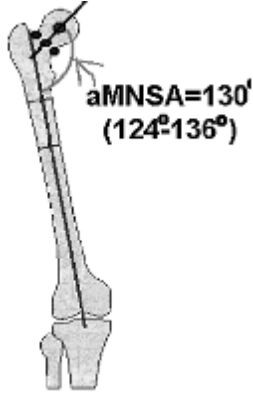
1. mLPFA: Femur başı merkezi ile trokanter tepesini birleştiren çizgi, femur mekanik eksenine ile lateralde ortalama 90 derece (en az 85, en çok 95 derece) açı yapar. Bu açığa lateral proksimal femoral açı adı verilir. (Şekil 22A)

2. aMPFA: Femur başı merkezi ile trokanter tepesini birleştiren bu çizgi anatomik eksenle medialde ortalama 84 (en az 80- en çok 89) derece açı yapar. Bu açığa medial proksimal femoral açı adı verilir (Şekil 22B)



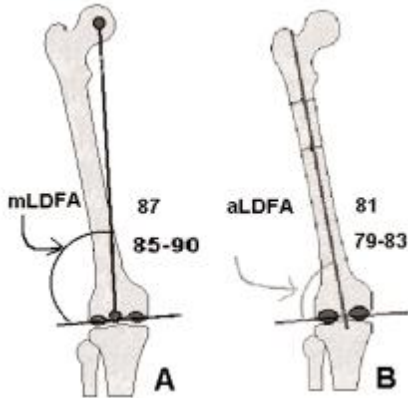
Şekil 22: Frontal planda femur proksimal eklem oryantasyon çizgisinin, A: Femurun mekanik eksenine ile; B: Femurun anatomik eksenine ile ilişkisi

3.aMNSA: Femur başı merkezini femur boynu orta noktası ile birleştiren çizgi anatomik eksenle medialde ortalama 130 (en az 124 - en çok 136) derece açı yapar. Bu açığa medial boyun şaft açısı (Medial Neck-Shaft Angle, aMNSA) adı verilir. (Şekil 23)



Şekil 23: Frontal planda femur proksimal eklem oryantasyon çizgisinin, femurun anatomik eksenine ile ilişkisi

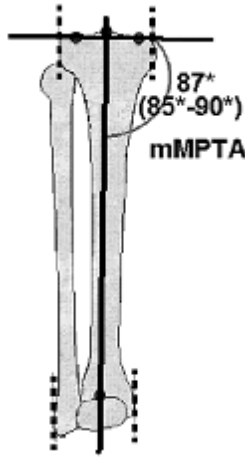
4.mLDFA ve aLDFA: Distal femur eklem oryantasyon çizgisi femur mekanik eksenine lateralde ortalama 87 derece (en az 85, en çok 90 derece) açı yapar (Şekil 24A). Bu açığa mekanik lateral distal femoral açı (mLDFA) adı verilir. Bu çizgi anatomik eksenle lateralde ortalama 81 (en az 79- en çok 83) derece açı yapar (Şekil 24B). Bu açığa anatomik lateral distal femoral açı (aLDFA) adı verilir.



Şekil 24: Frontal planda femur distal eklem oryantasyon çizgisinin, A: Femurun mekanik eksenine ile; B: Femurun anatomik eksenine ile ilişkisi

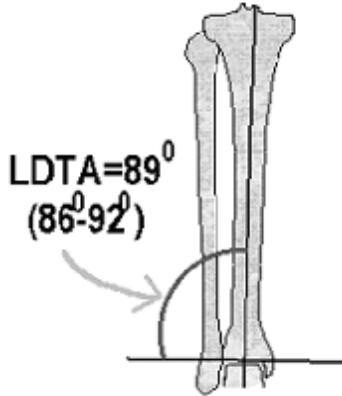
5.mMPTA: Proksimal tibia eklem oryantasyon çizgisi tibia mekanik eksenine medialde ortalama 87 derece (en az 85, en çok 90 derece) açı yapar (Şekil 25). Bu açığa

medial proksimal tibial açı (mMPTA) adı verilir. Bu çizgi anatomik eksenle medialde aynı derece açı yapar. Çünkü tibianın anatomik ve mekanik eksenini aynı kabul edilir.



Şekil 25: Tibia proksimal eklem oryantasyon çizgisinin tibianın anatomik ve mekanik eksenini ile ilişkisi.

6.mLDTA: Distal tibia eklem oryantasyon çizgisi tibia anatomik ve mekanik eksenini ile lateralde ortalama 89 derece (en az 86, en çok 92 derece) açı yapar (Şekil 26). Bu açığa lateral distal tibial açı (mLDTA) adı verilir.



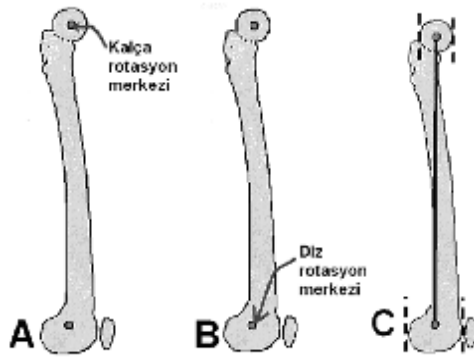
Şekil 26: Frontal planda tibia distal eklem oryantasyon çizgisinin tibianın anatomik ve mekanik eksenini ile ilişkisi.

4.4.3. SAGİTAL PLAN PARAMETRELERİ VE TANIMLANMASI

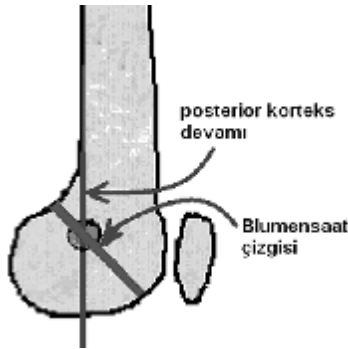
Diz eklemi sagittal planda hareket ettiği için kalça, diz ve ayak bileğinin sagittal plandaki dizilimi normal diz hareketi ve yürüyüş sırasında değişiklik gösterir. Genelde frontal deformitelerin analizinde statik değerlendirmeler yeterli olmasına karşın, sagittal plan deformite değerlendirilmesinde dinamik faktörlerin de göz önüne alınması gereklidir.

Femur Mekanik Ekseni

Sagittal planda femur mekanik eksenini çizmek için, kalça ve diz rotasyon merkezini bulmak gereklidir. Kalça rotasyon merkezi, lateral radyografide femur başının merkezidir. Bu merkez frontal planda anlatıldığı gibi bulunur (Şekil 27A). Diz rotasyon merkezi, lateral radyografide femur posterior korteksini devam ettiren çizginin, blumensaat çizgisiyle kesiştiği noktadır (Şekil 28) Kalça ve diz rotasyon merkezleri birleştirilir ve femur mekanik eksenini çizilir (Şekil 27C).



Şekil 27: A: Kalça rotasyon merkezi; B: Diz rotasyon merkezi; C: Femur mekanik eksenini.

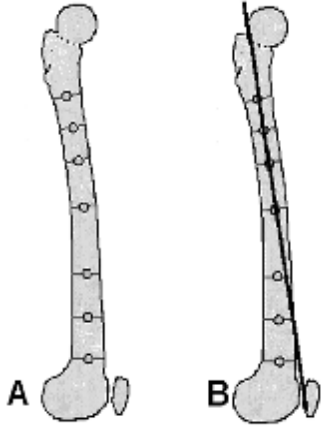


Şekil 28: Diz rotasyon merkezinin bulunması.

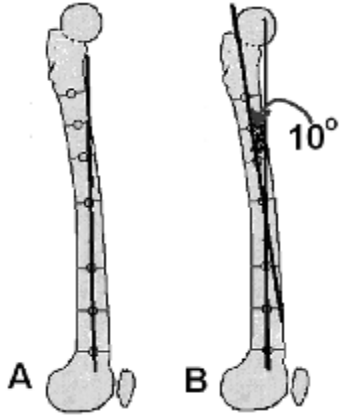
Femur Anatomik Eksen

Sagittal planda femur anatomik eksenini çizmek için, femurun diafizine 2 veya 3 yerde dikey olarak çizgiler çizilir, bu çizgilerin her iki korteksi kestiği noktalar arasındaki mesafeler ölçülür. Bu çizgilerin orta noktaları bulunarak işaretlenir. Orta noktalar birleştirilerek femurun anatomik eksenini çizilir (Şekil 29A-B).

Femur sagittal planda düz değil eğridir. Bu nedenle anatomik eksenini de eğridir. Bu eğrilik nedeniyle, femurun proksimal ve distal yarısının anatomik eksenini ayrı çizilir. İkisi arasında normalde 10 derece açı vardır (Şekil 30A-B).



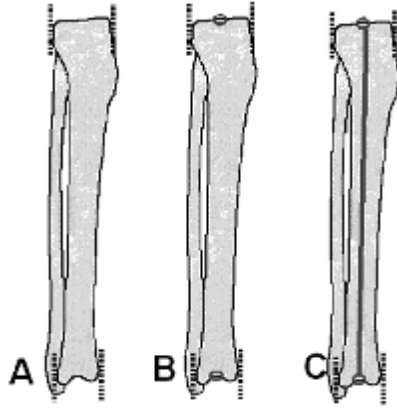
Şekil 29: A: Femurun orta hatlarının bulunması; B: Proksimal bölüm anatomik eksen çizilmesi



Şekil 30: A: Distal bölüm anatomik eksen çizimi; B: Proksimal ve distal bölüm arasında 10° açı vardır.

Tibia Mekanik Ekseni

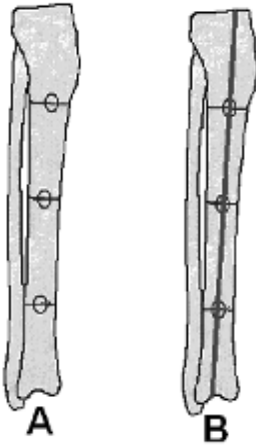
Sagital planda tibia mekanik eksenini çizmek için tibianın proksimal ve distal eklemlerinin merkezini bulmak gereklidir. Tibia proksimal eklem merkezi, lateral radyografide tibia proksimal eklem yüzüne anterior ve posterior ucundan çıkılan diğmelerin arasındaki mesafenin orta noktası tespiti ile belirlenir (Şekil 31A). Tibia distal eklem merkezi, lateral radyografide tibia distal eklem yüzü anterior ve posterior ucundan çıkılan diğmelerin arasındaki mesafenin orta noktası tespiti ile belirlenir (Şekil 31B). Tibia proksimal ve distal eklem yüzü merkezleri birleştirilerek tibia mekanik eksen çizilir (Şekil 31C).



Şekil 31: A: Eklem yüzü kenarlarından dikme çıkılır, B: iki dikme arasında orta nokta bulunur; C: iki orta nokta birleştirilir.

Tibia Anatomik Eksen

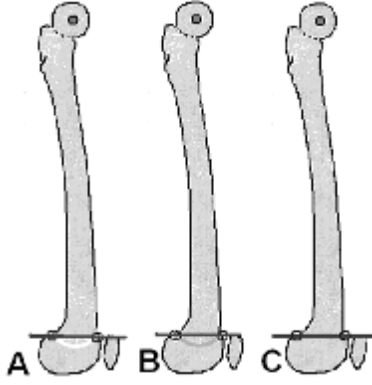
Tibianın diafizine 2 veya 3 yerden dikey olarak çizilen çizgilerin orta noktaları bulunur ve birleştirilerek tibia anatomik ekseni çizilir (Şekil 32).



Şekil 32: Sagital planda tibia anatomik eksen

Distal Femur Oryantasyon Hattı

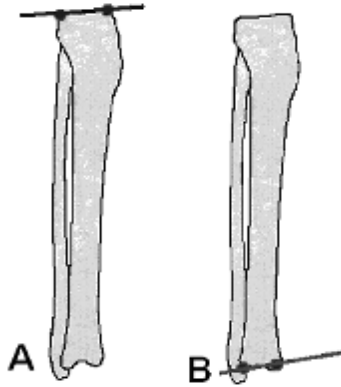
Büyüme plağı açık olanlarda büyüme plağının en anterior ve en posterior noktalarını birleştiren çizgidir (Şekil 33A). Büyüme plağı kapandıktan sonra büyüme kıkırdağının kalsifiye çizgisi esas alınır (Şekil 33B). Bu da kaybolmuşsa femoral kondillerin metafizle birleştiği noktalar esas alınır ve bu noktalar birleştirilerek distal femurun sagital plandaki oryantasyon hattı çizilir (Şekil 33C).



Şekil 33: Sagital planda femur distal eklem oryantasyon hattı çizimi; A: Büyüme kıkırdağı açıkken; B: Büyüme kıkırdağı kalsifiye olduktan sonra; C: Büyüme kıkırdağı veya izinin olmadığı zaman.

Tibia Oryantasyon Hatları

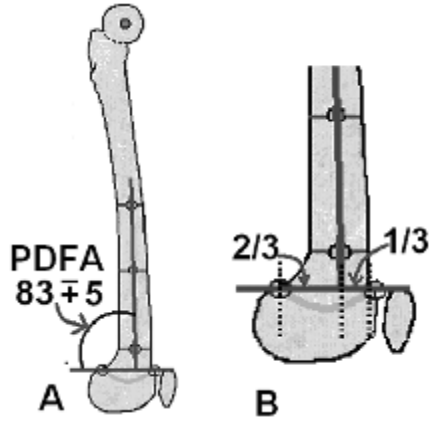
Proksimal tibia oryantasyon hattı platoların altında kalan düz subkondral hattır (Şekil 34A). Distal oryantasyon hattı ise tibianın anterior ve posterior dudaklarının uç noktaları arasında çizilen çizgidir (Şekil 34B).



Şekil 34: Sagital planda tibia oryantasyon hatları; A: Proksimal tibia; B: Distal tibia.

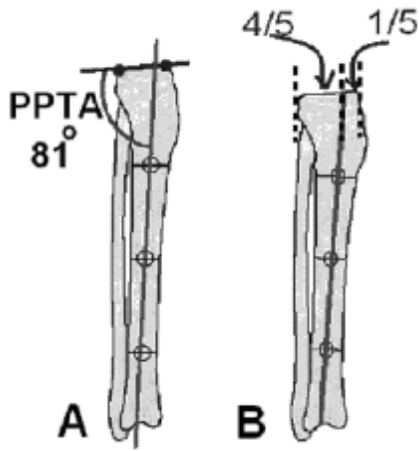
Oryantasyon Hatları ile Anatomik ve Mekanik Eksenler Arasındaki İlişki

1. aPDFA açısı: Distal femur oryantasyon hattı, femur anatomik eksenini ile posteriorda ortalama 83 derecelik (en az 79, en çok 87 derece) bir açı yapar. Bu açığa posterior distal femoral açı (aPDFA) adı verilir (Şekil 35A). Femur anatomik eksenini distal femur oryantasyon hattını 2/3 anteriorda keser (Şekil 35B).



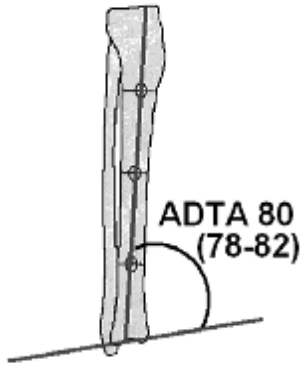
Şekil 35: A: Femur anatomik aksı ile distal femur oryantasyon hattı arasındaki aPPTA açısı; B: Anatomik aks distal oryantasyon hattını 2/3 anteriorda keser.

2. aPPTA açısı: Sagital orta diafizyal hattın (tibia anatomik eksen) proksimal tibia eklem oryantasyon hattını kesmesi ile (bu nokta genellikle eklem hattının 1/5 anteriorunda yer alır) oluşan açıdır (Şekil 36 A-B). Bu açiya posterior proksimal tibial açı (aPPTA) adı verilir. Ortalama 81 derecedir (en az 77, en çok 84 derece).



Şekil 36: Sagital planda tibia proksimal eklem oryantasyon hattı ile anatomik eksen ilişkisi.

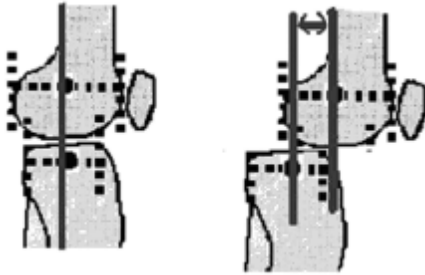
3. aADTA açısı: Distal tibia eklem oryantasyon hattı, tibia anatomik eksen ile ortalama 80 derecelik (en az 78, en çok 82 derece) bir açı yapar. Bu açiya anterior distal tibial açı (aADTA) adı verilir.



Şekil 37:Anterior distal tibial açısı.

4. Diz eklemi sagital plan dizilimi

Sagital plandaki kötü dizilimin bir başka nedeni de diz subluksasyonudur. Femoral kondillerin sagital genişliklerinin orta noktası, tibial platoların sagital genişliklerinin orta noktası ile aynı hizadadır. Tibianın sagital orta noktasının femurun sagital orta noktasına göre öne yer değiştirmesi anterior, arkaya yer değiştirmesi posterior subluksasyon olarak tanımlanır (Şekil 38A-B)



Şekil 38: A: Dizde sagital planda normal hiza, B: Posterior subluksasyon

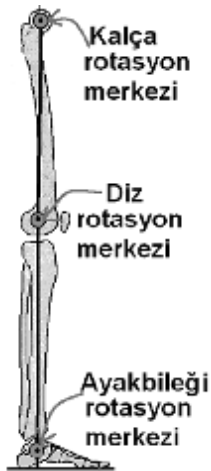
Sagital Plan Alt Ekstremitte Mekanik Ekseni

Kalça rotasyon merkezi (femur başı merkezi) ile ayak bileği rotasyon merkezini birleştiren çizgi sagital planda alt ekstremitenin mekanik eksenidir (Şekil 39). Diz tam ekstansiyonda iken sagital planda alt ekstremitte mekanik ekseni, diz rotasyon merkezi önünden geçer.



Şekil 39: Diz tam ekstansiyonda iken sagital planda alt ekstremitte mekanik eksen, diz rotasyon merkezi önünden geçer.

Ayak bileği rotasyon merkezi olarak talusun lateral prosesi kabul edilir. Diz eklemi tam ekstansiyonda iken alt ekstremitenin sagital mekanik aksı femur başı merkezinden başlayıp, ayak bileği merkezine uzanan bir çizgidir. Tam ekstansiyonda bu çizgi diz ekleminin anteriorundan geçer, 5° fleksiyonda iken diz ekleminin merkezinden geçer (42,43). Çok küçük pozisyonel değişiklikler mekanik aksta meydana gelen bu değişiklikler nedeni ile sagital plan deformitelerinin ameliyat öncesi planlamasında anatomik aks metodu kullanılması tavsiye edilmektedir (36).



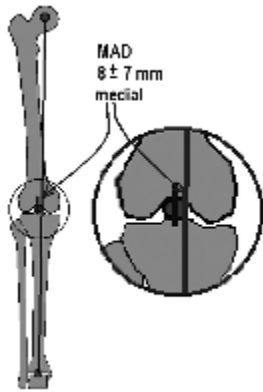
Şekil 40: Diz 5 derece fleksiyonda iken, kalça, diz ve ayak bileği rotasyon merkezleri aynı hizadadır.

4.4.4.FRONTAL PLAN DEFORMİTELERİNİN TESPİTİ

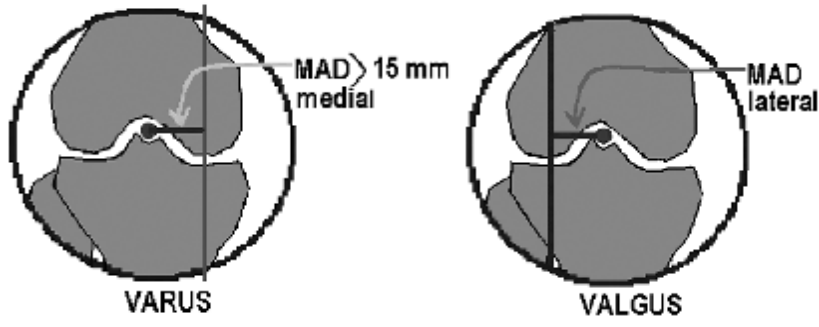
Frontal plandaki dizilim bozukluğu, mekanik aks deviasyonu ve eklem maloryantasyonu şeklinde görülür (36). Dizilim bozukluğu;

- Femoral deformitelerde,
- Tibial deformitelerde,
- Diz eklem laksitesisi ve luksasyonlarında,
- Diz eklemi intraartriküler kondiler defisitlerde ve
- Bunların birlikte olduğu durumlarda oluşabilir (36,44).

Alt ekstremitenin normal mekanik aksı, femur başı merkezinden başlayarak ayak bileği merkezine ulaşan bir çizgidir. Diz eklemine merkezi, tibianın medial eminensiasıdır. Mekanik aks çizgisi normalde diz eklemi merkezinin 10 mm medialinden (8 ± 7 mm) geçer ve buna mekanik aks deviasyonu (MAD) denir. Çizilen mekanik aks çizgisindeki normalin üzerinde laterale ya da mediale deviasyon bulunması durumunda alt ekstremitede frontal plan deformitesinin varlığından söz etmek gerekir (42,44). Bundan sonra yapılması gereken işlem dizilim bozukluğu testi ile deformitenin gerçek seviyesinin bulunmasıdır.



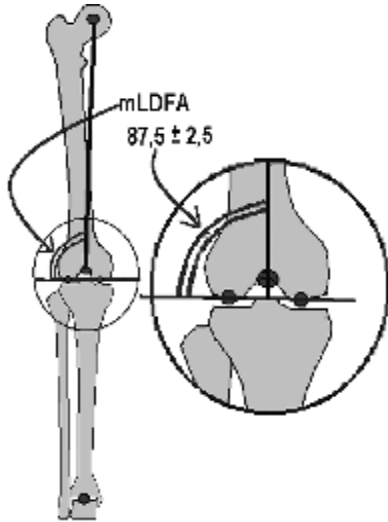
Şekil 41: Frontal planda alt ekstremitenin mekanik eksen, diz merkezinin ortalama 8 ± 7 mm medialinden geçer.



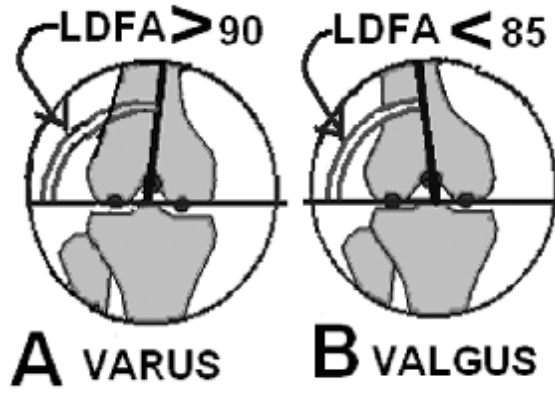
Şekil 42: Frontal planda alt ekstremitenin mekanik eksenini, dizin merkezine 15 mm'den fazla medialden geçerse varus; herhangi bir değerde lateralden geçiyorsa valgus deformitesi vardır.

Malalignment (Dizilim bozukluğu) Testi (MAT)

Birinci adım: Femur başı merkezinden, diz eklemi merkezine bir çizgi çizilir. Daha sonra femoral kondillere bir dik çizgi çizilir. Bu iki çizginin kesiştiği noktada oluşan açıya lateral distal femoral açı (mLDFA) denir (Şekil 43). mLDFA'nın normal değeri $87,5^\circ$ (85° - 90°)'dir. mLDFA değerinin bozulması femoral deformiteyi işaret eder (Şekil 44).

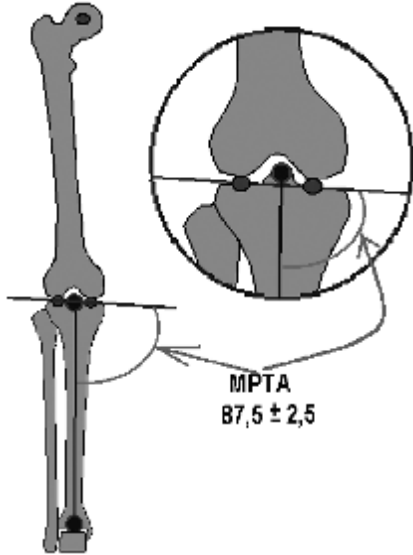


Şekil 43: Frontal planda femurda deformite olup olmadığını anlamak için mLDFA açısı çizilir. Bu açı ortalama $87,5 \pm 2,5$ derecedir

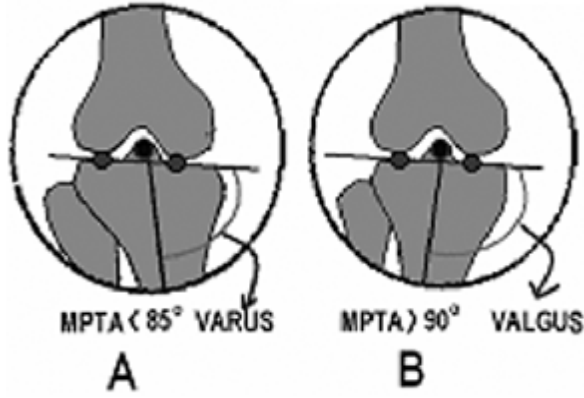


Şekil 44: Frontal planda femurda varus veya valgus deformiteleri oluşur

İkinci adım: Ayak bileği merkezi ile diz eklemi merkezi arasında bir çizgi çizilir. Tibia platosuna çizilen paralel tibia eklem çizigisi ile bu çizginin kesişme noktasındaki açı, medial proksimal tibial açı (MPTA)'dır ve normal değeri $87,5^\circ$ (85° - 90°) olup, bu değerden fazla bir sapma varsa, tibia deformitesini gösterir. Bu açı 85 dereceden küçükse tibiada deformite vardır ve bu varus deformitesidir (Şekil 46A). Eğer açı 90 dereceden büyükse tibiada deformite vardır ve bu valgus deformitesidir (Şekil 46B).

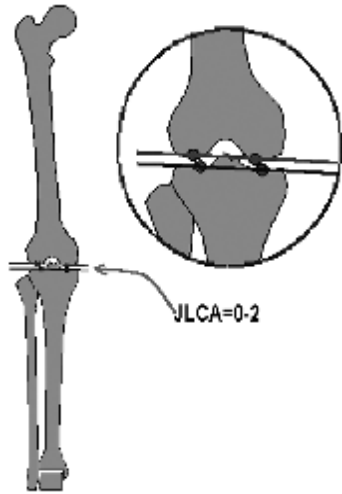


Şekil 45: Frontal planda tibiada deformite olup olmadığını anlamak için MPTA açısı çizilir. Bu açı ortalama $87,5 \pm 2,5$ derecedir

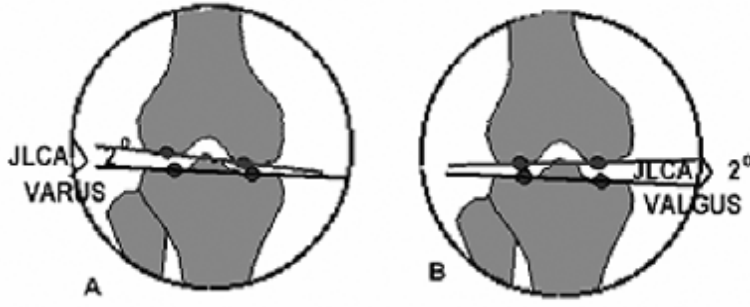


Şekil 46: A: MPTA 85 dereceden küçük ise tibiada varus deformitesini; B: MPTA 90 dereceden daha büyük ise tibiada valgus deformitesini gösterir.

Üçüncü adım: Femoral kondiler eklem çizgisi ile tibia plato eklem çizgisi arasındaki açıya diz eklemi uyum açısı (JLCA) denir ve normal değeri $1,75^\circ$ (0° - 2°)'dir (Şekil 47). Eğer bu açı değeri normal sınırların dışında ise dizilim bozukluğunun sebebi diz eklemindedir.

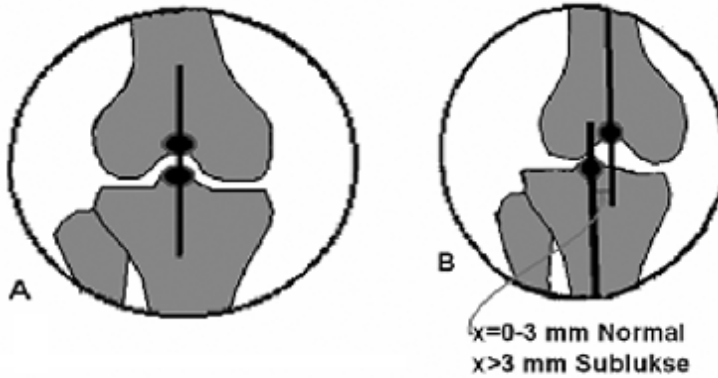


Şekil 47: Frontal planda diz eklemine deformite olup olmadığını anlamak için diz eklemi uyum açısı (JLCA) açısı çizilir. Bu açı normalde 0 derecedir



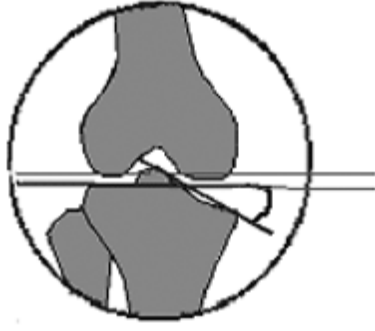
Şekil 48: A: JLCA 2 dereceden büyük ve medialde ise diz ekleminde valgus deformitesini gösterir; B: JLCA 2 dereceden büyük ve lateralde ise diz ekleminde varus deformitesini gösterir.

Dördüncü adım: Femoral kondiler eklem çizgisinin orta noktası ile tibia plato eklem çizgisinin orta noktası işaretlenir. Bu iki nokta normalde aynı hizada bulunur. Aralarındaki mesafe 3 mm 'ye kadar normal kabul edilir (Şekil 49). Üç mm' den fazla mesafe varsa dizilim bozukluğunun sebebi diz subluksasyondur



Şekil 49: A: Normal diz ekleminde eklem yüzeylerinin orta noktaları aynı hizadadır; B: Diz ekleminde subluksasyon olup olmadığını araştırmak için, diz eklem yüzeylerinin orta noktaları kıyaslanır.

Beşinci adım: Her iki femoral kondil ve her iki tibial platonun eklem yüzeyleri ayrı ayrı çizilir. Her iki tibial platonun eklem yüzey çizgileri birbirini takip eder, aralarında açığı veya merdivenleşme yoktur. Tibial plato yüzeyleri arasında, paralellik bozulmuşsa, yani aralarında bir açığı varsa veya merdivenleşme oluşmuşsa kondiler dizilim bozukluğu söz konusudur. Aynı şey femoral kondiller için de geçerlidir (42) .Fakat femoral kondiller yuvarlak olduğu için tibial platoda olduğu kadar anlamlı değildir (Şekil 50).

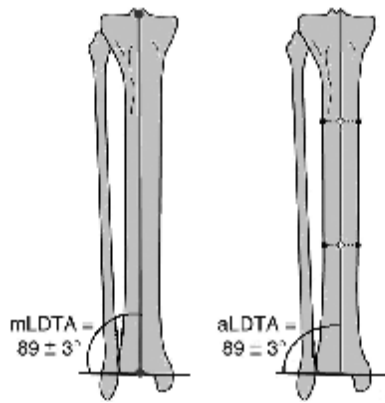


Şekil 50: Diz ekleminde tibial plato eklem yüzeyleri aynı hizadadır. Aralarında açı yoktur. Açı varsa deformitenin sebebi olabilir

Diz ekleminin maloryantasyonu mekanik aksta dizilim bozukluğuna neden olur ve yukarıda anlatılan teknikle bu tespit edilebilir. Ancak mekanik aks çizgisinin başlangıç ve bitim yerleri olan kalça ve ayak bileği seviyelerindeki deformitelerin belirlenmesinde dizilim bozukluğu testi yetersizdir. Bu seviyelerdeki deformitelerin belirlenmesinde maloryantasyon testi kullanılmalıdır (43,45).

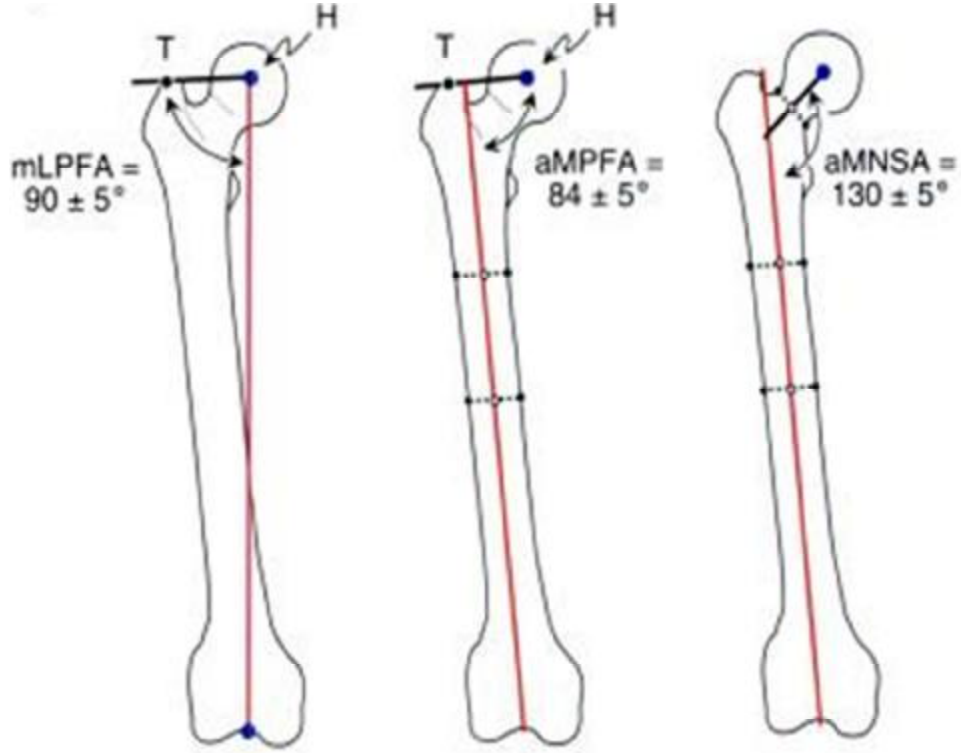
Maloryantasyon (yönelim bozukluğu) Testi (MOT)

Birinci adım: Ayak bileği için; plafond bölgesinde tibianın mekanik aksı ile anatomik aksı aynıdır ve yaklaşık 89° (en az 86° , en çok 92°) açı ile ayak bileği eklem çizgisini keser. Bu açıya lateral distal tibial açı (LDTA) denir. Açı 86 dereceden küçükse valgus, açı 92 dereceden büyükse varus deformitesi vardır (43,45).



Şekil 51: Distal tibia eklem oryantasyon çizgisi ile tibia mekanik eksen ve anatomik eksen ilişkisi

İkinci adım: Kalça eklemi için; femurun mekanik aksı ile anatomik aksı farklıdır. Trokanter majörün tepe noktası ile femur başı merkezi arasını birleştiren çizgi ile mekanik aks çizgisi arasında normalde 90°'lik (85°-95°) bir açı bulunur ve bu açıya mekanik lateral proksimal femoral açı, m(LPFA) denir. Benzer şekilde trokanter tepesi ile femur başı arasındaki çizgi ile anatomik aks arasında da 80-89°'lik bir açı bulunur. Bu açıya da anatomik medial proksimal femoral açı a(MPFA) denir. Son olarak, medial boyun -şaft açısı (MNSA) ölçülür (Şekil 52). Bu açının normal değeri 130° (124°-136°)'dir. Tarif edilen bu açı değerlerinde normalden sapmalar olması durumunda, kalça ekleminde bir maloryantasyondan ve dolayısı ile kalça eklemindeki frontal plan deformitesinden söz edilir (43,45).



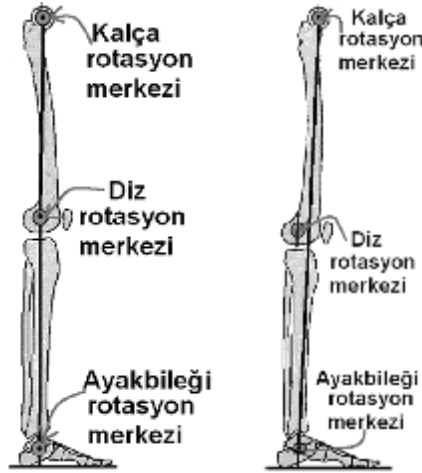
Şekil 52: Mekamik lateral proksimal femoral açı ve medial boyun -şaft açısı ölçümü

4.4.5.SAGİTAL PLAN DEFORMİTELERİNİN TESPİTİ

Sagital plan defomiteleri aynı derecedeki frontal plan deformitelerine göre hasta tarafından daha iyi tolere edilir. Çünkü sagital plandaki bir deformite kalça, diz, ayak bileği ve subtalar eklemler tarafından bir miktar tolere edilerek, semptom vermeyebilir. İleri derecelerdeki sagital plan deformitelerinde; eklemlerde hareket kısıtlılığı, ağrı, diz ekleminde kondromalazi ve geç dönemlerde dejeneratif değişikliklere neden olur (46).

Sagital Plan Alt Ekstremité Mekanik Ekseni

Kalça rotasyon merkezi olan femur başı merkezi ile ayak bileği rotasyon merkezi kabul edilen talusun lateral prosesini birleştiren çizgi, sagital planda alt ekstremitenin mekanik aksenidir. Diz tam ekstansiyonda iken sagital planda alt ekstremité mekanik akseni, diz rotasyon merkezi önünden geçer. Fakat diz 5° fleksiyonda iken, diz ekleminin merkezinden geçer (42,43). Çok küçük pozisyonel değişiklikler ile mekanik aksta meydana gelen bu değişiklikler sebebiyle, sagital plan deformitelerinin ameliyat öncesi planlamasında anatomik aks metodu kullanılması tavsiye edilmektedir (36).

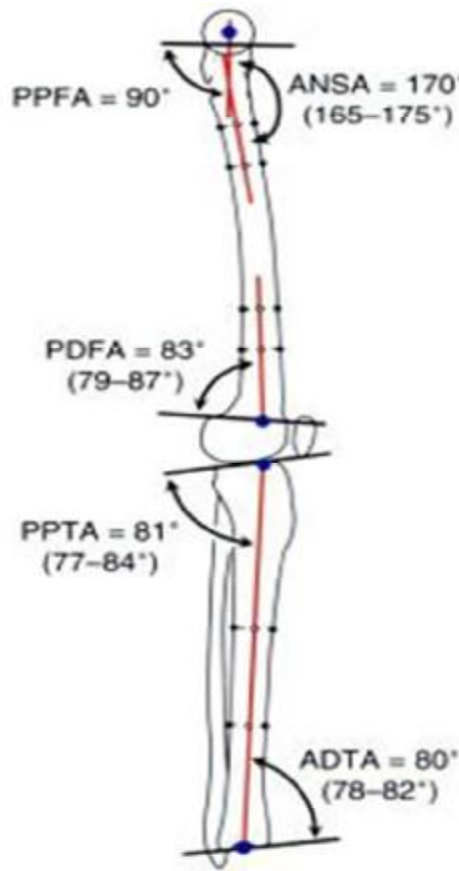


Şekil 53: A, diz tam ekstansiyonda; B, diz 5° fleksiyonda iken mekanik aks

Sagital planda da anatomik aksı middiafizer çizgi oluşturur (46). Distalde jukstaartiküler segmentin anatomik aksının belirlenebilmesi için standart bir açı değerine ihtiyaç vardır. Sagital planda proksimal tibial eklem yüzü çizgisi ile middiafizer çizgi arasındaki açıya anatomik posterior proksimal tibial açı (aPPTA) denir ve ortalama değeri 80° (77°-84°)'dir.

Distal eklem yüzü çizgisi ile arasındaki açığa da anatomik anterior distal tibial açı (aADTA) denir ve ortalama değeri 88° (78° - 82°)'dır (Şekil 54).

Femurun middiafizer çizgisi ile anterior ve posterior diafizometafizer kavşak noktaları bileştiren çizgi arasındaki açı kullanılır ve bu açığa da anatomik posterior distal femoral açı (aPDFA) denir. Ortalama değeri 83° (79° - 87° arası)'dır. Sagital plandaki deformitelerin planlanması standart açı ölçüleri dikkate alınarak, frontal plan deformite planlamasında olduğu gibi yapılır (42,46).



Şekil 54: Anatomik posterior poksimal tibial açı (aPPTA), anatomik anterior distal tibial açı (aADTA), anatomik posterior distal femoral açı (aPDFA), anatomik posterior proksimal femoral açı (aPPFA) anterior boyun shaft açısı (ANSA)

4.5.DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİ

4.5.1.TANIM VE TEMEL PRENSİPLER

Tanım

Kallusu gererek yeni kemik oluşturma tekniği olan distraksiyon osteogenezisi ilk olarak Codavilla tarafından femur kemiğini uzatmak için kullanılmıştır (47). Daha sonra bu teknik İlizarov tarafından 1956 yılında Kurgan'da geliştirilmiş ve bir hastasında 18 cm uzatma elde edilmiştir (48,49).

Distraksiyon osteogenezisi uygun biyolojik ve mekanik koşullarda, lokal kan dolaşımını koruyarak yapılan bir osteotomi sonrası, kemik uçlarında oluşan tamir kallusuna dereceli traksiyon uygulanması ve bu traksiyonun kallus üzerinde stress oluşturarak yeni kemik formasyonunu stimüle etmesidir. Kemiğe uygulanan yavaş ve düzenli distraksiyon, çevre yumuşak dokuda da gerilme yaratır ve deri, fasya, kan damarları, sinir, kas, ligament, kıkırdak ve periostta da aktif histogenezis oluşarak adaptif değişiklikler olur. Bu etki İlizarov tarafından "gerilim stres kanunu" olarak adlandırılmıştır. Yavaş ve düzenli gerilim etkisi altında kalan dokular, metabolik olarak aktive olurlar (48).

Temel Prensipler

İlizarov distraksiyon osteogenezinin prensiplerini şöyle açıklamıştır.

1. Kortikotomi sırasında lokal kan akımının (medüller ve periosteal) maksimum korunması.
2. Kemik aksına paralel olan mikrohareketlere izin veren ancak istenmeyen hareketleri engelleyen stabil eksternal fiksasyon.
3. Gecikme periyodu
4. 1mm/gün distraksiyon hızı
5. Distraksiyon frekansının olabildiğince fazla olması
6. Distraksiyon sonrası nötral fiksasyon periyodu
7. Ekstremitenin normal fizyolojik kullanımı

Klinik olarak distraksiyon osteogenezi 4 evrede incelenir:

1. Osteotomi evresi
2. Latent period evresi
3. Distraksiyon periodu evresi
4. Konsolidasyon periodu evresi (50) .

Osteotomi safhası distraksiyon cihazının yerleştirilmesi ve distraksiyon yapılacak bölgede kemiğin birbirinden ayrılmasını içerir. İlizarov çalışmaları sonucunda osteotominin önemini vurgulamış, lokal kan dolaşımının korunmasının önerimini belirtmiştir. Medüller ve periosteal dolaşımın korunarak kortikotomi yapılması gerektiği vurgulamıştır. Yaptığı mikroanjiyografik çalışmalarda kendi geliştirdiği kapalı osteoklazi yöntemi ile medüller arterin zedelenmediğini ve bu şekilde yaptığı uzatmalarda otodistraktör kullanarak günlük uzama miktarının 2 mm'ye ulaştığını belirtmiştir.

Latent period, osteotomi gerçekleştirildikten ve cihaz yerleştirildikten sonra beklenen zamandır. Bu esnada tamir kallusu oluşur. Kortikotomi sonrası latent periyodun, kırık iyileşmesinin başlangıç safhasından hiçbir farkı yoktur. Kortikotomi bölgesinde boşluk, fibrin kılıf ile çevrelenen iltihabi hücre infiltrasyonu ve hematomla dolar. Distraksiyon başlamadan, mezenkimal hücrelerin immatür vasküler sinüzoidler ve kollajen köprüleri oluşturmak üzere organize oldukları görülür. Transformasyon osteogenezinde böyle bir döneme ihtiyaç yoktur (50). Genel kabul gören bekleme süresi 5-7 gündür. Fakat osteotomi sonrası vakadan vakaya 1-21 gün arası bir gecikme periyodu gerekebilir. Osteojenik aktivitenin çok yüksek olduğu çocukluk çağında bu süre 1 gün olabilirken; ileri yaşlarda, travmatik osteotomi yapıldığında, kemik kalitesinin önceki lezyonlara bağlı olarak kötü olduğu diafiz osteotomilerde, diyabetik hastalarda gecikme periyodu daha uzun olabilir. Bu zamandaki histolojik görüntü kırık tamiri sırasındaki ile benzerdir. Endosteal ve periosteal osteogenik hücrelerin proliferasyonu ile birlikte, iyi vaskülarize granülasyon dokusu oluşur. Osteogenik hücreler prolifer eder, hasar gören kan damarları tamir edilir ve revaskülarizasyon meydana gelir (50).

Distraksiyon safhası tamir kallusunu gerilim altında bırakır. Distraksiyon, kallus absorpsiyonuna neden olarak iskeletsel büyüme faktörlerinin devamlı olarak aktivasyonunu sağlar ve prekapiller hücrelerin osteojenik hücrelere dönüşmesini sağlar. Bu yeni kemik oluşumundan sorumlu olduğu düşünülen gerilim stres etkisidir. Distraksiyon safhasında cihaza uygun oran ve ritimle günlük distraksiyon yapılır. Oran, cihaza uygulanan günlük

aktivasyon miktarını; ritm ise cihaza uygulanan günlük aktivasyonunun kaç bölüm halinde uygulanacağını gösterir (50). Distraksiyon osteogenezi esnasında oluşacak kemiğin kalitesini birçok faktör etkilemektedir. Fiksatorün stabilitesi, lokal kan akımının korunması, distraksiyon hızı ve periyodu en önemlileridir. İlizarov distraksiyon hızının, periyodunun ve osteotomi şeklinin oluşan yeni kemiğe olan etkilerini araştırmıştır. Bunun için köpekler üzerinde farklı osteotomi, distraksiyon hızı ve periyodu uygulayarak yeni oluşan dokuyu incelemiştir. Bu deneysel çalışmalarda, distraksiyon hızının mümkün olduğunca fazla olması gerektiğini, en uygun distraksiyon hızının ise 1mm/gün olduğunu belirtmiştir. Günlük uzatma miktarının azaltılması erken konsolidasyona sebep olmaktadır. Günümüzde de distraksiyon osteogenezinde genel uygulanan protokol günde 1mm/gün (4×0.25mm ritminde) distraksiyondur.

Konsolidasyon son safhadır. Bu safhada distraksiyon tamamlanmış ve istenilen kemik uzunluğu elde edilmiştir. Konsolidasyon periyodu fiksasyon periyodudur. Fiksator çıkarılmadan önce distrakte bölgedeki kemiğin yeterli konsolide olması, medüller kanalın açılmış olması gerekmektedir. Yeni oluşan kemiğin mineralizasyonunun tayini için ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi, direkt radyografi tetkikleri yapılabilir. En etkili yöntem bilgisayarlı tomografidir. Radyolojik olarak antero-posterior, lateral ve oblik grafiler görülmüş olmalıdır. Fiksasyon periyodu için kesin bir zaman yoktur. İlizarov en azından distraksiyon zamanı kadar fiksasyon yapılması gerektiğini belirtmiştir. Literatürde konsolidasyon zamanının genellikle, çocuklarda distraksiyon zamanının iki katı, erişkinlerde ise distraksiyon zamanının üç-dört katı kadar sürdüğü bildirilmiştir (6,51). Ayrıca yetersiz kallus formasyonu, femurda konsolidasyon periyodu distraksiyon periyodunun üç katından fazla sürmesi, tibia da ise dört katından fazla sürmesi şeklinde tanımlanmıştır (6).

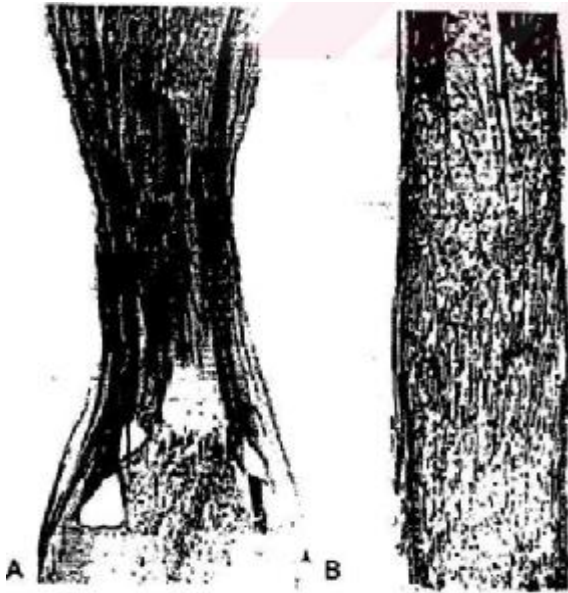
4.5.2.DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİNİ ETKİLEYEN BİYOLOJİK FAKTÖRLER

Uzatmanın biyolojik prensipleri ilk kez 1950'li yıllarda İlizarov'un yaptığı deneysel ve klinik çalışmalar sonrasında anlaşılmıştır (48,49). Daha önceden de bahsedildiği gibi, ilizarov tarafından tanımlanan tansiyon stres kanunu ile yavaş ve düzenli traksiyon altındaki dokular metabolik olarak aktive olur (48).

Distraksiyon sürecinde mekanik ve biyolojik olarak ideal şartlar olursa, yeni kemik pür intramembranöz ossifikasyonla meydana gelir. Hastanın yaşı, osteotomi lokalizasyonu, distraksiyon aralığını saran yumuşak doku kalitesi ve miktarı, cerrahi yaklaşımın yönü, eksternal fiksatörün stabilitesi, distraksiyon hızı, ritmi ve kortikotominin şekli yeni kemik oluşumunun miktar ve kalitesini etkileyen faktörlerdir (27).

Eksternal Fiksasyonun Stabilitesi

İlizarov yaptığı deneysel çalışmada, distraksiyon zonundaki osteojenik aktivitenin fragmanların fiksasyonundaki stabilite ile doğru orantılı olduğu görülmüştür (52). Eksternal fiksasyonun stabilitesi zayıfsa , fragmanlar arasında mikrohareket oluşacaktır. Optimal stabil şartlarda kemik intramembranöz, stabil olamayan şartlarda ise enkondral kemikleşme ile oluşur. Aşırı derece instabil ortamda ise psödoartroz olabilir (53) . Kemik fragmanları arasındaki mikrohareketi sınırlayan stabil fiksasyonla, gerilim-stres altındaki uzatma bölgesinde aktif osteogenez en kısa sürede gelişmeye başlar. (Şekil 55)



Şekil 55: A:İnstabil fiksasyon ve periostun korunmadığı şartlardaki distraksiyon aralığındaki oluşan fibröz ve kistik doku, B:Stabil fiksasyon ve periostun korunduğu şartlarda oluşan rejenere kemik oluşumu.

Kortikotomi

Distraksiyon osteogenezinin osteojenik potansiyelini maksimize etmek için en uygun osteotomi yeri masif spongioz kemik ağı ve zengin kollateral vasküler yapısı nedeniyle metafizer bölgedir (54).

İlizarov yaptığı deneylerde, intramedüller bütünlüğün korunmasının en az periost kadar önemli olduğunu ve kemik rejenerasyonunun daha hızlı olduğunu söylemiştir (48). Ancak; daha sonra yapılan çalışmalarda kortikotomi veya osteotomi esnasında hasar gören intramedüller damarların bir hafta içinde yeniden bütünlüklerini sağladıkları gösterildi. Sonraki dönemde çivi üzerinden uzatma tekniğinde de elde edilen başarılar, endosteal dolaşımın bozulmasının uzatma cerrahisinde ilk planda önemli olmadığını göstermektedir. Çünkü endosteal dolaşımdaki proksimal ve distal medüller beslenme arasında vasküler bağlantı 1 hafta içinde tekrar sağlanmaktadır. Ayrıca hücrelerin proliferasyonunu gösteren PCNA (proliferating cell nuclear antigen), osteoblast aktivitesini gösteren osteokalsin ve kalsiyuma bağlı protein reaksiyonlarının stabilitesini gösteren transglutaminaz düzeylerinin periosteumda endeosteuma göre daha yoğun bir şekilde bulunmaktadır. PCNA ve osteokalsin distraksiyon zonunda primitif mezenkimal hücrelerden osteoprogenitör hücrelerin ve osteoblastların oluşarak farklılaşmanın olduğunu gösteren belirleyicidirler (36). Yakın zamanda DEXA ve histomorfolojik bazlı çalışmalarda, uzuv uzatma sırasında periostun kemik iliğine göre 5 kata kadar fazla kallus ürettiği gösterilmiştir (55). Sonuç olarak distraksiyon osteogenezi için periostun korunmasının daha önemli olduğu vurgulanmıştır (52,55,56,57).

Distraksiyon Hızı ve Ritmi

İlizarov 'un köpekler üzerinde yaptığı çalışmalarda, perkütan kortikotomi tekniği ile uygulanan vakalarda; günde 1 mm tek seferde uzatılan deney hayvanlarında kallusun yetersiz rejenere olduğunu, günde 0.5 mm uzatılan kemikte prematüre kallus oluştuğunu, günde 2mm uzatılan hayvanlarda ise rejenerat oluşmadığını ve daha da önemlisi yumuşak doku problemlerinin (damar, sinir, kas vb gibi) oluştuğunu gözlemlemiştir (48,49).

Altı saatte bir, günde 4 kez 0.25mm uzatılan bir kemiğin (toplam 1 mm /gün), uyumlu rejenerasyon sağladığı görüldü, ancak en uyumlu rejeneratın mekanik otodistraktörle günlük

uzatmanın günde 60 defada tamamlandığı vakalarda yapılan histolojik çalışmalarda gösterildi (48).

Hastaya Bağlı Etmenler

Hasta yaşı, osteogenezin hızı üzerinde etkilidir. 20 yaş altında distraksiyon osteogenezi ile kemik oluşumu daha hızlıdır (58). Fischground ve arkadaşları, 20' li yaşlardaki hastalara göre 30 yaş üstündeki hastalarda daha geç iyileşme cevabı bulmuştur. İlginç olarak, 1-10 yaş ve 11-19 yaş arasında kemik iyileşmesi açısından önemli bir fark bulmamıştır (51). Hastanın sistemik hastalıklarının olması, sigara içmesi gibi durumlar da distraksiyon osteogenezinin sonucunu etkiler.

4.5.3.YUMUŞAK DOKULARDAKİ DİSTRAKSİYON HİSTOGENEZİ

İskelet Kas Dokusu

Uzama süresince gerilim-stres altında iskelet kasları, hem enerji sağlayıcı hem de protein sentezi sistemlerinde değişiklikler gösterirler. Gerilim-stres etkisiyle kas dokusunda artma, uzama ve kalınlaşma üç yolla meydana gelir:

- 1.Miyofibrosentez aktivasyonu ile mevcut olan kas kitlesinin interkalar büyümesi oluşur.
- 2.Mevcut kasın nükleer ve sarkoplazmik komponentlerinin diferansiyasyonu ile oluşmuş miyoblastlarla karakterize yeni kas dokusu
- 3.Tamamen bağımsız yeni kas dokusu oluşur.

İlizarov 'a göre stres altında kas büyümesi, yeni kas oluşumu ile sağlanır. Otodistraktörlerle yapılan uzatmalarda myofibrillerin histolojik görünümü tamamen normaldir. İlizarov önerdiği hız ve ritmdeki distraksiyonlarda kasların ve diğer yumuşak dokuların yapısında ve fonksiyonunda çok az veya hiç değişiklik olmaksızın uzatmaya uyum gösterdiklerini bildirmiştir (48,49). Ancak yapılan son çalışmalarda kas ile kemiğin uzatmaya aynı yanıtı vermediği, kas dokusunun uzatmaya daha dirençli olduğu ve bunun doğrultusunda kaslarda kontraktürler oluştuğu ortaya çıkmıştır(6). Aronson 'un yaptığı deneysel çalışmalarda

gerek femur gerekse tibial uzatma esnasında, hem diz hem de osteotomi hattını geçen kas gruplarında, uzamanın kemiğe göre daha yavaş olması sebebiyle eklem kıkırdağında harabiyet yaparak eklem kısıtlılığına sebep olduğu saptanmıştır. Aronson 'un hayvan deneylerinde, ekstremitesi %30 üzerinde uzatılan köpeklerde diz kıkırdaklarında dejenerasyon, fibrilasyon ve ileri derecede hareket kısıtlılığı saptanmıştır. Diz eklem hareket açıklığı 40° 'nin altına inen hastalarda, uzatmanın sonlandırılması önerilmektedir (50,54,59). Diğer bir çalışmada ise yapılan elektromyografik (EMG) tetkiklerinde mutlaka nöromüsküler kavşakta ufakta olsa kalıcı değişikliklerin olduğu gösterilmiştir (60,61).

Fasya

Işık mikroskopi altında normal fasya dalgalı görünümündedir. Günde 1 mm tek sefer yapılan distraksiyonda fasyayı oluşturan kollajen ağların dalgalı görüntüsünün kaybolduğu ve şiştiği görülmüştür (48) . Ancak günde 4x 0.25mm yapılan uzatmalarda, fasyanın histolojik görüntüsünde farklılaşmamış fibroblast hücrelerin birikmesi gözlenmiş ve bunun doku büyümesi lehine olduğu İlizarov 'un kendisi tarafından bildirilmiştir (48). Tedrici distraksiyonda büyüme devam etmekle birlikte kollajen liflerdeki bozukluk devam etmekte, yer yer dalgalanma kaybolmuş olarak görülmektedir. Otodistraktörle yapılan uzatmalarda (günde 60 kez), fasyanın histolojik görüntüsü tamamen normaldir (48).

Sinir Dokusu

Uzatma yapılan ekstremitte incelendiğinde sinirde ultramikroskopik büyüme bulguları saptanır. Bunlar; mevcut sinirlerde interkalar büyüme ve yeni sinir fibrilleri oluşmasıdır (49,59). Yeni sinir kılıfı ve hücresi oluşurken, sinir trunkusunu çevreleyen kılıflarda oluşur. Endonörium ve perinörium aktif biyosentezini gösteren her iki hücrede saptanan aktif mitokondri, hipertrofik granüler endoplazmik retikulum, sitoplazmadaki yoğun glikojen granülleridir.

Elektron mikroskopisinde yapılan çalışmalar sonucunda günde 1 kez 1 mm hızındaki uzatmalarda, aksonların çapında düzensizlik olmakta iken, günde 4 kez 0.25mm uzatmalarda aksonlarda minimal değişiklik gözlemlendi. Otodistraktörle 60 defada uzatıldığında uzayan akson gruplarının tamamen sağlıklı schwann hücreleri ile çevrelendiği gözlenmiştir (48). (Şekil 56)

1994 yılında E. Ippalito ve ark. tarafından yapılan çalışmada, ultrastrüktürel olarak sinir ve damar dokularını incelemişler ve uzatmanın miktarı ile orantılı olarak elektron ve ışık mikroskoplarında myelin kılıfta, arter, ven media ve intimalarında değişiklikler olduğunu gözlemlemişlerdir. Ekstremiteleri %33 oranında uzatılan hayvan deneklerinde, bozulan myelinin yaklaşık 60 gün sonra normale döndüğü; arter ve venlerdeki damar çaplarındaki incelemenin yine 60 gün sonra yapılan histolojik çalışmalarda normale döndüğü saptanmıştır (61). İnsanlarda özellikle tibial uzatma soması yapılan EMG çalışmalarında klinik bulgu vermese de uzatma yapılan hastaların 5/6 'sında peroneal, 1/6 'sında tibial sinir ileti bozuklukları kaydedilmiştir (61).

Cilt

Distraksiyon osteogenezi sırasında, cildin bazal hücrelerinin silindirik şekil alarak, hiperkromatik mitoz başladığı saptanmıştır. Cildin büyüme skuamöz, granüler ve korneal katlarında yaklaşık 10 kat artmıştır. Ciltteki kıl folikülleri, sebace ve ter bezleri hipertrofiye olur ve sayıca artar (59).

4.5.4.OSTEOTOMİ TEKNİKLERİ

Birçok osteotomi tekniği tarif edilmiştir. Uzatma amacı ile basamaklı, oblik, spiral, transvers osteotomiler yıllardır denenmektedir. Bunlardan transvers osteotomide, uzama miktarı radyolojik olarak daha rahat ölçülebilmektedir. Osteotomide yapılacak cerrahi açılımın geniş ve büyük olması, kemik ve çevre yumuşak dokuların vasküleritesini olumsuz etkiler. Ayrıca insizyon, varsa skar dokularından uzakta yapılmalıdır (62).

Kortikal kemiğin beslenmesinin 2/3'ü kemik iliğindeki nutrisyonel, 1/3 'ü ise periosteal arterler tarafından sağlanır. Bu yüzden, kortikotomide temel prensip, periost ve kemik iliğinin korunarak yalnız kompakt kemiğin kesilmesi esasına dayanır (48,62). Yüksek enerjili kesiciler, kemik ve yumuşak dokularda nekroza neden olduğu için osteotomi düşük enerji ile yapılmalıdır. Bunun için en uygun alet dar, ince bir osteotom veya Gigli testeresidir. Motorlu kesicilerin osteogeneziste konsolidasyonu geciktirdiği için kullanılmaması önerilmektedir (56,62,63).

Klasik Kortikotomi Tekniği

Perkütan ve subperiosteal yapılmalıdır. Kesitli üçgen şeklinde olan tibia ,ulna, radius gibi kemikler için İlizarov tarafından tarif edilmiştir.

Bu tekniği on adımda özetlersek (Şekil 56):

1.Adım: Fiksator uygulandıktan sonra, fiksatorün distal ve proksimal blokları arasındaki bağlantılar sökölür.

2.Adım: 5-10 mm 'lik anterior longitudinal insizyon yapılır. Cilt, cilt altı periost kesilir. İnce, künt elevatörler periosta zarar vermeden subperiosteal yerleştirilir.

3.Adım: 5mm genişliğindeki osteotom longitudinal olarak periostun altına yerleştirilir ve 90 derece rotasyon yaptırılır.

4.Adım: Osteotom antero-posterior olarak yönlendirilir ve tibianın anterior kristası medüller kanala ulaşınca kadar kesilir. Osteotom hemen lateral kortekse yönlendirilir ve lateral korteksin yarısı kesilir.

5.Adım: Osteotom subperiosteal olarak medial kortekse yerleştirilir.

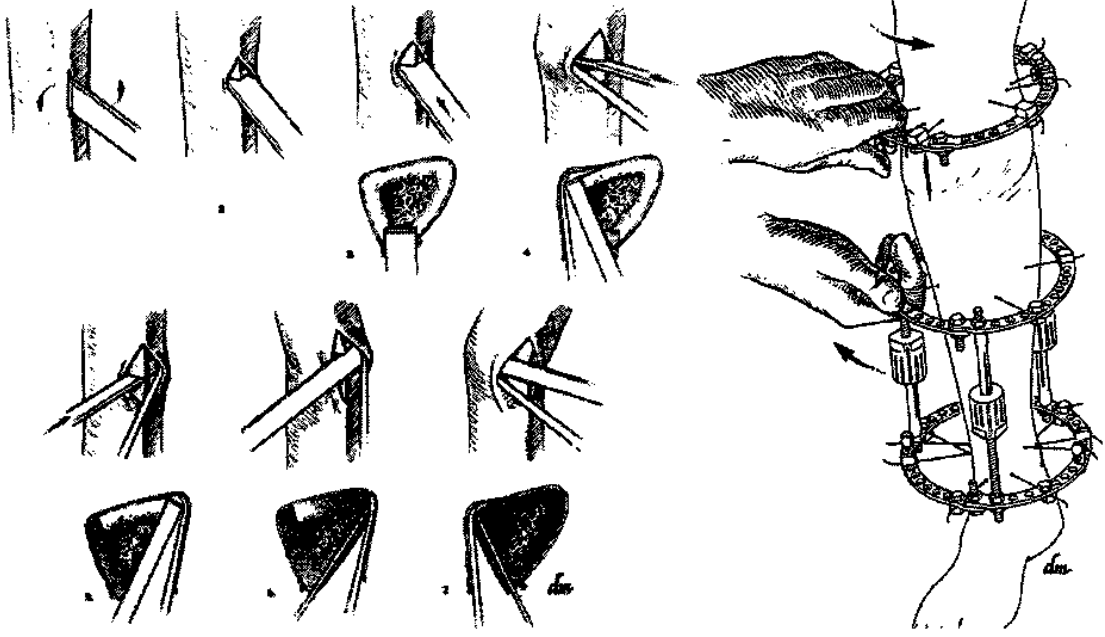
6.Adım: Osteotom ile posteromedial köşe dahil medial korteks kesilir.

7.Adım: Subperisoteal olarak osteotom lateral kortekse yerleştirilir ve geri kalan kısım da kesilir.

8.Adım: Osteotoma bir alet yardımı ile 90 derece rotasyon yaptırılarak posterior korteks kırılır

9.Adım: Osteotom ile medial kortekste de aynı rotasyon hareketi yaptırılarak posterior korteks kırılır.

10.Adım: Fiksatorün proksimal ve distal halkalarına rotasyon hareketi yaptırılarak, rotasyonel osteoklazi gerçekleştirilir. Tibia da bu işlem yapılırken, peroneal sinirde gerilmeye neden olmamak için, distal segmentin dışarı yönde çevrilmesi gerekmektedir. Kortikotomi sırasında akut olarak fragmanların birbirinden distrakte edilmesi ile medullada gerilmeye bağlı olarak medüller arterin yaralanacağı düşünölebilir. İlizarov 'un çalışmalarına göre diafizer bölgedeki nutrisyen arterin ve ana dallarının kemik kalınlığı kadar akut longitudinal (10-20 mm) distraksiyona dayandığı, metafizer bölgedeki damarların ise 6 mm distraksiyon ile zedelendiği tespit edilmiştir (48,59,62).



Şekil 56 : A: Klasik kortikotomi tekniği

B: Rotasyonel osteoklazi (57).

Perkütan Gigli Testeresi Tekniği

Gigli testeresi ile osteotomi tekniği birçok kişi tarafından önerilmektedir (57). Bu teknik kullanıldığında rotasyonel osteoklaziye gerek kalmamaktadır. Tamamlanmamış kortikotomi riski ortadan kaldırılmaktadır. Tamamen subperiosteal tünelde çalışıldığı için damar sinir yaralanması en azdır.

Bu tekniği yedi adımda özetlersek (Şekil 57):

1.Adım: Anterior tibial krsta üzerinden küçük transvers bir insizyon yapılır ve subperiosyeal elevator posterolateral köşeye kadar yerleştirilir.

2.Adım: Posteromedial köşe üzerinde benzer transvers küçük bir insizyon yapılır. Posterior duvar düzgün bir duvar gibidir ve posteriordan anteriora ve medialden laterale doğru eğimlidir. Subperiosteal elevator yerleştirilir.

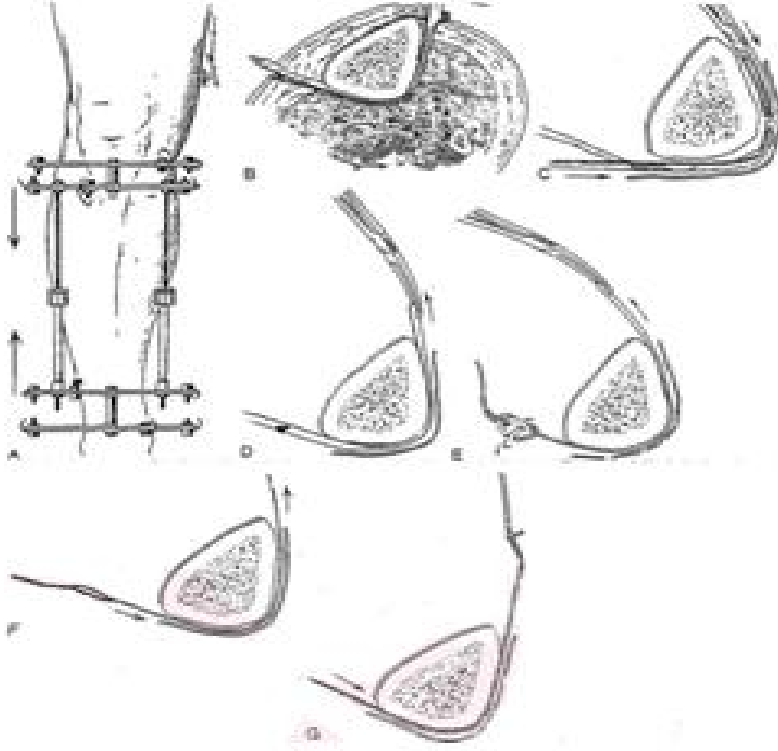
3.Adım: 90 derece eğimli klemp ile anterior ve posteromedial insizyonlardan girilerek uçları birleştirilir. Medialdeki klemp çıkartılarak kalın bir sütür materyali bağlanır ve bu subperiosteal olarak medial insizyondan sokularak anterior insizyondan çıkartılır.

4.Adım: Gigli testeresi sütür materyali yardımı ile subperiosteal olarak tibia çevresinden geçirilir. Bu sırada tibia posteriorunda tibial sinirin uyarılmasına bağlı olarak ayak parmaklarında fleksiyon hareketi görülebilir, bu yüzden dikkatli olunmalıdır.

5.Adım: Gigli testeresi ile medial ve posterior korteksler kesilir, bu sırada cilt korunmalıdır.

6.Adım: Medial kortekse gelindiğinde subperiosteal olarak elevatör koyulur. Medial korteks dikkatlice kesilir.

7.Adım: Gigli testeresi ile ostetomi sonrası yaklaşık 2 mm bir kemik kaybı olmaktadır. Bu yüzden osteotomi sonrası fiksatöre kompresyon uygulanır.



Şekil 57: Perkütan gigli testeresi tekniği (57).

4.6.EKSTREMİTE UZATMA YÖNTEMLERİ

Ekstremitede uzatma yöntemini seçmeden önce, eğer ekstremitedeki kısalığa deformite eşlik ediyorsa, mutlaka deformite analizi yapılmalı; mümkünse de cerrahi öncesi şablon çalışması yapılarak planlama ve tedavi yönetimi olgunlaştırılmalıdır.

Eksternal veya internal ekstremitte uzatma sistemlerinin hepsinde sistemin kendine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Eksternal fiksatörler için pin dibi enfeksiyonları ve hastalardaki rahatsızlık hissi genel dezavantajlarıdır (64). İnternal fiksasyon sistemleri daha iyi hasta uyumu sağlar fakat daha fazla teknik beceri ve uzmanlık gerektirir (65).

4.6.1.EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA

Eksternal fiksasyon tekniği 20. yüzyılın ortalarında, Hoffman'ın geliştirdiği Steinman çivisi ve barlardan oluşan cihazın uzun kemik kırıklarının tedavisinde kullanılmasıyla yaygınlaştı. Batı dünyasında eksternal fiksatör yaygın olmadan önce, Rusya ve sonra İtalya'da eksternal fiksatör ortopedik tedavide önemli bir yere sahipti. İlizarov 'un geliştirdiği distraksiyon osteogenezi prensibi ile, travmatik veya konjenital ekstremitre rekonstrüksiyonu, karmaşık artrodez, osteomyelit ve kemik defektleri gibi tedavisi zor olan birçok hastalığın eksternal fiksatör ile tedavi edilebileceğini ortaya koydu (1). İlizarov sirküler eksternal fiksatörün, daha az invaziv olması, kemik greftine ihtiyaç gerektirmemesi, hastanın aktivasyonuna engel olmaması ve ameliyat sonrası dönemde de müdahale şansının olması nedenleriyle, son elli yılda batı dünyası ve ülkemizde giderek artan bir oranda akut kırık tedavisinde, ekstremitre uzatmada, kaynamamış kırık tedavisinde, deformite düzeltilmesinde kullanılmaya başlanmıştır.

De Bastiani, İlizarov 'un tanımladığı biyolojik prensipleri kullanarak, geliştirdiği monolateral eksternal fiksatörüyle yaptığı çalışmaları 1987 yılında yayınladı. Fiksatör olarak kendi geliştirdiği, proksimal ve distalde üçer Shanz çivisi olan dinamik aksiyel fiksatörü (ortofiks) kullanıyordu. İlizarov'un uzatma öncesi 5-7 gün beklemeinden farklı olarak, 10-14 gün bekleyip daha fazla kallus formasyonu oluşturup, bu kallus üzerinden uzatmayı yaptı ve buna kallotazis adı verildi. Teknikte periost uzunlamasına açılır ve metafizer bölgede gerçekleştirilen kortikotomi sonrası periost tekrar dikilir (66).

Yetişkinlerdeki eksternal fiksatör uygulamalarında komplikasyon gelişimi başlıca hasta yaşı, pin sayısı ve distraksiyonun uzunluğu olmak üzere temelde 3 faktöre bağlıdır (2,3,4,5,6,7,67). Çocuklarda distraksiyonun uzunluğunun konsolidasyon indeksi üzerinde daha az öneme sahip olması ile birlikte, 30 dereceden daha fazla büyüklükte angüler düzeltmeler zayıf konsolidasyon indeksi ile birliktelik gösterdiği bulunmuştur (68).

Literatürde eksternal fiksatör kullanımı ile birlikte %24 ile %117 arasında değişen oranlarda ciddi komplikasyon oranları bildirilmiştir (2,3,4,5,6,7,67). Ayrıca eksternal fiksatör kullanılmış vakalarda hasta başına komplikasyon oranı literatürde 1.0 ile 2.8 arasında bildirilmiştir (2,4,6,7,8).

Eksternal fiksator kullanılan vakalardaki en sık komplikasyon pin dibi enfeksiyonudur. Minör pin dibi enfeksiyon oranı literatürde %2-80 arasında değişmekle birlikte, major pin dibi enfeksiyonunun %23 ' e kadar çıktığı literatürde bildirilmiştir (9). Ayrıca kas ve yumuşak dokuların transfiksasyonundan kaynaklanan ağrı, kas kontraktürleri ve eklem sertliği diğer önemli komplikasyonlardır (3,5,6,8,10,11,12). Ağrı, uzatmanın başladığı erken postoperatif dönemde en önemli hasta şikayetidir. Ağrı daha sıklıkla geceleri ve fizik tedavi esnasında kas ve sinirlerin gerilmesi esnasında ortaya çıkar. Ağrının hastada iştah kaybı ve hatta depresyon nedeni olabildiği bildirilmiştir (69,70). Uzatma ile gelişen yumuşak doku gerginliği eklem hareket açıklığının daralmasında göz önündeki etken iken, ağrının sebep olduğu komşu eklemden fonksiyonel yüklenme ve hareketin yapılamamasının da eklem hareket açıklığında kısıtlılık gelişmesinde önemli bir diğer etkidir. Maffuli ve arkadaşları, eksternal fiksasyondaki yumuşak doku transfiksasyonları nedeniyle, distraksiyon öncesinde bile eklem hareket açıklığının azaldığını belirtmiştir (71).

Uzatma sonrası gelişen osteoporotik stres kırıklarına refraktür denir. Distraksiyon osteogenezi ile oluşan kemik rejenerasyonun, yük taşımada eksiklik ve hipervasküler yapıda olması sebebiyle, osteoporotik stres kırıklarının gelişiminde yatkınlık söz konusudur. Literatürde femurun eksternal fiksator ile uzatılması sonrasında refraktür gelişme oranı %0 ile %37 arasında bildirilmiştir (5,72). Metabolik kemik hastalıklarında, refraktürler daha sık görülür (7,73,74). Eksternal fiksatorün çıkarılması sonrasında refraktürler ve buna sekonder aksiyel deviasyonlar gelişebilir (6,67,75,76).

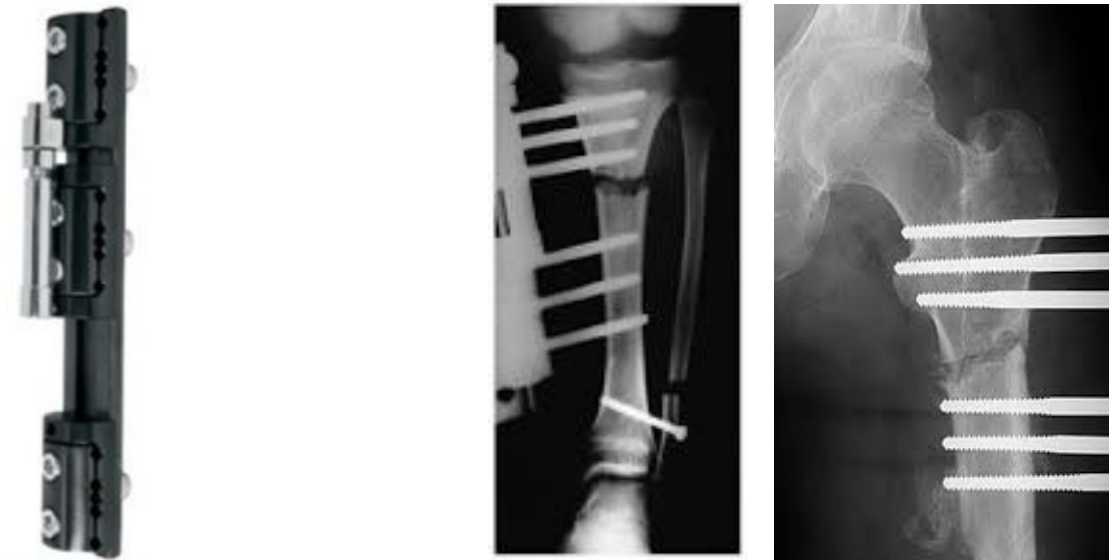
4.6.1.1. UNİLATERAL FİKSATÖR İLE UZATMA

De Bastiani ve arkadaşları, ilizarov'un distraksiyon osteogenezi prensiplerine bağlı olarak kallus dokusunun tedrici olarak uzatılması (kallotosis) tekniğini 1987 yılında yayınladı. Fiksator olarak kendi geliştirdiği dinamik aksiyel fiksatorü kullandı (66).

Genel olarak monolateral fiksatorler iki tiptir. Birinci tip, birkaç değişik uzunluk sağlayabilen teleskopik gövdeli düz bir distraktörden oluşur. İkincisi ise eklemleri ve ayarlanabilir uçlu benzer bir fiksatördür. Yazarlar uzatma için birinci tip fiksatorün kullanılmasını önermişlerdir. Çünkü eklemleri fiksator yumuşak doku direncine karşı koyamayarak deforme olabilir. İkinci tip fiksator daha çok kırık tespiti için uygundur. Her iki tip fiksatorü kemiğe tespit etmek için konik ve sivri uçlu çiviler kullanılır. Bu fiksatorlerin en büyük avantajı uygulamadaki kolaylığı ve sirküler fiksatöre göre hasta uyumunun daha iyi

olmasıdır. Ancak uzatma sırasında gelişebilecek deformitelerin ve eklem çıkıklarının tedavisinde, sirküler fiksator kadar etkili değildir.

De Bastiani ve arkadaşları, bu teknik ile uzatma uyguladıkları 100 hastada 4 komplikasyon bildirmişlerdir. Bu komplikasyonlar, erken konsolidasyon, fibulada erken kaynama, revizyon gerektiren çivi gevşemesi ve fiksator çıkarıldıktan sonra 5 hastada kırık gelişmesidir (66). Diğer yazarlar, Wagner yöntemine göre bu yöntemin sonuçlarının daha başarılı olduğunu belirtse de komplikasyon oranı daha yüksektir. Price ve Cole, uzatma uygulanan 10 hastalık (11 segment) seride anestezi ya da hastaneye tekrar yatmayı gerektirmeyen 13 minör komplikasyon ve üç hastada anestezi altında manipülasyon gerektiren açısal deformite geliştiğini bildirmişlerdir (77). Schlenszka ve arkadaşları, tedavi ettikleri 10 hastada başarılı sonuç almışlardır (78). Bununla birlikte, femoral uzatma uygulanan dört hastada proksimal femurdaki çivilerin gevşemesine bağlı varus deformitesi gelişmiş ve bu olguların revizyonu gerekli olmuştur. Bu sorunlar eklemli fiksator kullanılıp, fiksatorün eklem yerleri metilmetakrilatla tespit edilerek giderilmiştir. Noonan ve arkadaşları, monolateral fiksator uygulanarak uzatma yapılan 251 femur ve tibianın sonuçlarını yayınlamışlardır (5). Yazarlar 114 femoral uzatmada 87 ek cerrahi prosedür gerektiren 114 komplikasyon bildirmişlerdir. Tibial uzatmada ise (147 uzatma), 196 komplikasyon meydana gelmiş ve bunlar 219 ek girişim gerektirmiştir.



Şekil 58: Monolateral Eksternal fiksator ve uygulanmış segmentin radyografisi

4.6.1.2.SİRKÜLER EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA

4.6.1.2.1. İLİZAROV İLE UZATMA

Abramovich ilizarov, çalışmalarına Kurgan'da başlamıştır. İlizarov metodunu, 1951'de uyguladığı bir hastasında, sistemin yanlış döndürülerek kompresyon yerine distrakte edilmesi sonucu, radyolojik olarak bu alanda yeni kemik oluşumu gözlemesi üzerine geliştirmiştir. Başlangıçta yalnız Rusya'da başarı ile uygulanan ancak batı dünyasında kabul görmeyen İlizarov yöntemi, 1981 yılında İtalyan araştırmacı Carlo Mauri'nin Bellagio'da yapılan AO toplantısında İlizarov'u davet etmesiyle dünyaya tanıtılmıştır.

İlizarov eksternal fiksator sistemi, halkalar, bağlantı elemanları (rodlar, teleskopik rodlar, plaklar, çıkmalar, L bağlantılar, küpler, altıgen bağlantılar, U menteşeler, translasyon-rotasyon cihazı, tel tutucular, civata ve somunlar) ve sistemi kemiğe fikse eden Kirschner telleri veya shanzlardan oluşur.



Şekil 59: Tibia ve femurda örnek ilizarov uygulamaları

Uygulamaya başlamadan önce yapılacak ilk iş halka çapının seçilmesidir. Biyomekanik olarak stabilitenin artırılması için mümkün olan en küçük çaptaki halkalar kullanılmalıdır.

Halka boyutunda her 2 cm'lik artışın stabiliteyi % 43,5 oranında azalttığını saptanmıştır (79). Ayrıca çerçeve her bir kemik fragmanına mümkün olduğu durumlarda en az iki halka tespiti ile kırık fragmanlarını komprese, angule, translase ve rotasyone etmek mümkündür. Ameliyat sonrası dönemde kırık hattına üç düzlemde de hakim olma imkanı sunmaktadır (80). Bir kemiğin uzatılmasında en iyi stabilite 4 çember ile sağlanmaktadır, ancak 3 çemberle de bu stabilite sağlanabilmektedir. Çemberler, deformitesiz kemik uzatmalarında birbirine paralel olmalıdır (81). Yumuşak dokular ile halkalar arasında en az 2-3 cm'lik boşluk bulunmalıdır (79). Pratik olarak aparatta önden bir, arkadan iki parmak mesafe olması ve tibial uygulamalarda krurisin hafif anteromediale yerleştirilmesi yararlı olur (79). Preop dönemde radyografik inceleme yapılır, kurulan çerçeve hasta üzerinde denetlenir, tedavi sırasında eklem hareketlerine engel olmaması için ekleme yakın halkaların 5/8'lik olması tercih edilebilir.

Halkaların ayrı ayrı rodlarla bağlanması, dört halkanın aynı rod üzerinde bağlanmasından biyomekanik olarak daha fazla stabilite sağlar. Çünkü uzun rodlarda eğilme kuvvetlerine karşı direnç azalmaktadır. Yine halkaların birbirine bağlayan rodların sayısı arttırıldıkça stabilitede artar. İdeal rod sayısı dört olmalıdır (29, 37).

Tellerin çapı, gerginliği, yerleşimi ve sayısı önemlidir. Dört nokta eğilme testlerinde, 45° ve 90° tel uygulamalarında, 90° eksantrik yerleşimli fiksatörde stabilitenin arttığı belirtilmiştir (36,79,82). 45° açılı fiksatörlerde aksiyel kompresyonda daha az stabilite olduğu gözlenmiştir. Daha az açılı uygulamalarda halka beklenmeyen kuvvetlerle karşı karşıya kalmakta ve halka deforme olabilmektedir. Tellerin kemikten santralize geçip, çemberden santralize geçmeyen fiksatörlerde aksiyel kompresyon stabilitesini artarken, torsiyonel stabilitenin azaldığı gösterilmiştir. Düz k teli yerine stoplu tellerin kullanılmasının bükülme, torsiyonel ve aksiyel stabiliteyi arttırdığı gösterilmiştir. Kırık fragmanları arasındaki makaslama kuvvetlerinin kaynamayı geciktirici etkisi vardır. Halka eksternal fiksatörlerde, fragmalar arasındaki makaslama kuvvetlerini azaltmak amacıyla stoplu K tellerinin kullanılması kaynamayı hızlandırır (36,83). Sağlam bir sistemde tellerin 60 kg'dan 120 kg'a kadar gerilmesinin, sistem stabilitesine % 10 etkisi olduğu gösterilmiştir. 1,5 mm çapındaki tellerin gerilmesi 90 kg'ı bulurken 1,8 mm çapındaki tellerin gerginliği 130 kg olabilmektedir. Podolsky, İlizarov sisteminin stabilitesini etkileyen parametreler içinde en önemli faktörün tel çapı olduğunu ve 1,8 mm telin kullanılmasının, aksiyel kompresyon, torsiyon, antero-posterior ve lateral eğilme yönünden avantajlı olduğunu; tel gerginliğinin

aksiyel stabiliteye etkisinin, gerginlik arttıkça arttığını göstermiştir. Aksiyel ve torsiyonel stabilitenin eksantrik yerleşimli tellerle arttığını göstermiştir. Tellerin gerginliğinin 900 N veya 1300N olarak uygulandığı bir çalışmada, tellerin gerginliği arttıkça bükülme ve aksiyel stabilitenin arttığı, torsiyonel stabilitenin ise azaldığı bildirilmiştir (83).

Transfiksasyon teller anatomik kesitlere dikkat edilerek uygulanmalıdır. Teller nörovasküler yapıların en az 2 cm uzağından geçmelidir. Güvenli tel geçiş bölgelerini gösteren anatomik kesitlerin cerrah tarafından çok iyi bilinmesi gerekmektedir (36,80,82). Özellikle damar-sinir geçiş bölgeleri iyi bilinmeli ve bunların farklı kesitlerdeki pozisyonları akılda tutulmalıdır. Anatomik özellikler sadece damar ve sinirleri içermez. Kas, tendon, deri ve kemiğin kendisi de dikkate alınması gereken anatomik yapılardır. Tellerin uygun geçişi için birden çok seçenek varsa, tel cilt-kemik arasında mümkün olan en az yumuşak doku kitlesi katetmelidir.

Güvenli geçiş zonlarında uygun açıda gönderilen Kirshner telleri, uygun gerginlikte halkalara ara bağlantı elemanları ile sabitlenerek sistem kurulur. Daha sonrasında eğer var ise öncelikle mevcut deformitelerin düzeltilmesi sonrasında, distraksiyon osteogenezi prensiplerine uyarak kortikotomi ve uzatma yapılır.

İlizarov ile uzatmada, eksternal fiksatörün hem distraksiyon hemde konsolidasyon süresince kalması; buna bağlı pin dibi enfeksiyonu, osteomyelit, ağrı, kötü skar, eklem kontraktürü gibi komplikasyonların görülmesi ve hastanın uzun süre fiksator taşımasının sosyal hayatında sorun olması gibi problemler oluşturur (6,10,13,84,85). Herzenberg ve arkadaşları, distal femoral kortikotomi ile yaptıkları ilizarov sirküler fiksatörü ile uzatma vakalarında, hastaların diz hareket açıklıklarındaki preoperatif dönemdeki değerlerini ortalama 19 ayda geri döndüklerini bildirmiştir (11).

4.6.1.2.2.AKILLI SİRKÜLER FİKSATÖRLER İLE UZATMA

Heksapod sistemler tarihsel olarak 17. yüzyılda projektif geometri ile ortaya çıkmıştır. 18. yüzyılda Mozzi-Chasles ilk olarak Chasles aksı teorisi olarak yayınlamıştır. 1965 yılında Chasles aks teorisi kullanılarak Stewart platformu oluşturuldu. Stewart platformu uçak simülatörlerinde ve robotik kollarda kullanılmaktadır (28). 1994 yılında J.Charles Taylor ve Harold S. Taylor tarafından Heksapod eksternal fiksator ve bilgisayar programı ortopedi

alanında kullanılmaya başlanmıştır. Temel olarak akıllı sirküler fiksator (ASF) bir Stewart platformudur ve matematiksel hesaplamaları projektif geometriye göre bilgisayar programı yapmaktadır.

Sirküler eksternal fiksator grubunda olan akıllı sirküler fiksator (ASF) sistemleri, İlizarov deformite düzeltme prensiplerini kullanmaktadır. AFS, Stewart platformunda olduğu gibi iki halka ve altı adet roddan oluşmaktadır. Çerçevebe beş rod kullanıldığında sistem stabil bulunmamaktadır. Yedi rod kullanıldığında fiksatorün hareket özelliği çok kısıtlanmış olur. Altı rodun kullanılması fiksatorü daha stabil yaptığı gibi fiksatorün hareket kapasitesi de daha fazladır (86). Altı rod halkaya her yöne serbestçe dönecek şekilde ve halkalar üzerinde belirtilen yerlere adapte edilir. Klasik İlizarov yöntemlerinde kullanılan menteşe sistemi sadece açılma planındaki deformiteyi düzenleyebilir. Rezidüel rotasyon ve translasyon deformitelerini düzeltmez. Bu nedenle kompleks deformite düzeltilmesi sırasında zaman zaman fiksator modifikasyonu gerekebilir. Sirküler eksternal fiksator grubunda olan akıllı sirküler fiksator (AFS) sistemleri, İlizarov deformite düzeltme prensiplerini kullanmaktadır. Heksapod eksternal fiksator olan AFS deformite düzeltmesini bilgisayar programı yardımıyla her planda aynı anda düzeltme yapabilmektedir. Bilgisayar programına girilen deformite parametrelerinin uzaysal olarak analizi yapılarak, deformite düzeltilmesi için klinikte kullanılabilecek bir reçete oluşturulur. Rodların boyları günlük olarak doktor veya hasta tarafından değiştirilerek reçete uygulanır. Bu işlemler yapılırken fiksatorde yeni modifikasyonlara gerek duyulmaz. ASF tüm deformite parametrelerini tek bir çerçeve ile aynı anda düzeltebilir (28).



Şekil 60: Benzer konfigürasyondaki ilizarov ve akıllı sirküler fiksator

Taylor spatial frame, Smart fiksator frame ve Spider fiksator frame bilgisayar destekli akıllı sirküler fiksator (ASF) sistemleridir. Bir fiksatorün stabilitesini etkileyen tüm faktörler ASF'nin stabilitesini de etkilemektedir. Fakat ASF klasik İlizarov eksternal fiksator ile karşılaştırıldığında daha güçlü bir sistemdir. ASF, klasik İlizarov eksternal fiksatorüne göre; aksiyal kuvvetlere 1.1 kat, bükülme kuvvetlerine 2.0 kat ve torsiyonel kuvvetlere 2.3 kat daha dayanıklıdır (86). ASF çerçevesinin dayanıklılığı halka ile rod arasındaki açının küçülmesiyle azalmaktadır. Halka-rod arasındaki açı 30^0 nin altına indiğinde çerçevenin kuvvetlere karşı dayanıklılığı önemli miktarda azalmaktadır (87).



Şekil 61: ASF' den biri, Taylor Spatil Frame.

İlizarov prensiplerine bağlı kalınarak, ASF' in cerrahi uygulaması yapılır. Cerrahi sonrasında çekilen anteroposterior ve lateral grafiler ile ASF 'lerinin kendine özgü bilgisayar programlarında, uzatma ve deformite düzeltme reçetelendirilir.

Batı ülkelerinde giderek klasik İlizarov eksternal fiksatorün yerini Akıllı eksternal fiksatorler almaktadır (88). Tüm avantajlarına rağmen heksapod sistemlerin uygulandığı tüm hastalarda arzu edilen sonuca ulaşamamaktadır. Bunda cerrahların öğrenme eğrisinin yeterince sağlanmamış olması, intraoperatif ve postoperatif sirküler sisteme ait verilerin düzgün alınmaması ve/veya bilgisayar programının doğru kullanılmamasının etkisi büyüktür.

4.6.2.İTERNAL SİSTEMLER İLE UZATMA

Ekstremité uzatma yöntemleri olarak eksternal fiksatorlerin yoğun olarak kullanılmasıyla birlikte gelişen komplikasyonlar neticesinde, hasta konforunu arttıran, oluşan kemik rejeneratının refraktürünü ve dizilim bozukluğunu önleyecek internal sistemlerin

kullanıldığı uzatma yöntemlerine yönelinmiştir. Literatürde eksternal fiksator kullanılmış vakalarda hasta başına komplikasyon oranı 1.0 ile 2.8 arasında bildirilmiştir (2,4,6,7,8). Uzayabilen çivilere yönelimde, eksternal fiksator kullanmadan daha hızlı rehabilitasyon ve daha düşük komplikasyon oranlarına ulaşma amacı vardır (8,16,17,18).

Paley ve arkadaşları, 1997 yılında intramedüller çivi ile eksternal fiksator kombinasyonu (lengthening over nail=LON) uzatma tekniğini tanımlamışlardır (7). Fakat çivi üzerinden uzatma fikri ilk olarak Bost ve Larsen tarafından 1956 yılında alignment kontrolünü sağlamak için bir eksternal cihaz ve ilk kuşak kilitsiz intramedüller çivi ile femur uzatma işlemini rapor etmişlerdir (47).

Aynı zamanda, tamamen internal bir sistem olan, uzayabilen intramedüller çiviyle ilgili çalışma ve geliştirmeler olmuştur.

Gelişme evrelerindeki tarihçeye bakıldığında zaman;

1984 yılında, Bliskunov, ilioma bağlantılı olan uzatma çivisi geliştirmiştir (47). Bu çivi, proksimal femur ve pelvisin iliak kanadı arasındaki hareketin, uzama işlemi için tahrik kuvveti olarak kullanılması esasına göre çalışmaktadır. Şiddetli ağrı ve cihazın arızalanması çok sık görülen komplikasyonlardır. Witt ve Jager tarafından yine 1977 yılında, koyun modelinde, elektronik olarak kontrol edilen, iki parça distraksiyon plakası, güç ve kontrol ünitesinden oluşan bir distraktör kullanılmıştır. Ancak bu intrameduler kullanım için oldukça geniş boyutlardadır (47). 1990 yılında, Betz ve arkadaşları, elektronik bir harekete geçirici tanımladılar. Bir versiyonunda batarya ile diğer versiyonunda endüktif akım ile güç sağlanmaktadır. Teleskopik olarak uzayan, silindirik ve motorize olan aktuatör kullanılmıştır (47).

1992 yılında Guichet ve Grammon tarafından Albizzia, 1997 yılında Baumgart ve arkadaşları tarafından Fittbone, 2001 yılında J. Dean Cole tarafından ISKD ve 2011 yılında Akbarnia ve arkadaşları tarafından Precice adında intramedüller uzayabilen çiviler geliştirilmiştir (16,17,89).

ISKD ve Albizzia çivileri torsiyonel kuvvetler ile uzayan teleskopik çiviler iken Fittbone çivisi ise elektromotorize çavidir. Precice çivisi ise rotasyonel manyetik alan

sağlayan, vücuda dışarıdan uygulanan cihaz yardımıyla uzayabilen bir manyetik rodtur. Bu çivilerden sadece Precice çivisinin kısalabilme özelliği vardır. ISKD ve Albizzia çivilerinin mekanik çiviler olması dolayısıyla, uzatma zorluğu durumlarında kapalı manipülasyon şansı var iken, diğer çivilerde böyle bir durum söz konusu değildir.

Uzayabilen çivilerin, günümüzde standart kullanılan çivilerden farklı olarak düz çivilerdir. Bu yüzden uygulanmaları standart çivilerden teknik olarak farklıdır. Femura antegrad girişli bir uygulama esnasında, piriform girişli standart çivilerin aksine, priform fossanın yaklaşık 5mm anterior ve çok az lateralinden çivi giriş noktasını seçmek, düz bir yapıya sahip uzayabilen çivinin femurdan geçişini kolaylaştırır (16,18,20). Ayrıca standart çivilerden farklı olarak, cerrahi sırasında düz, rijid oyucular kullanılmalıdır (18,20,90). Sivri uçlu rimerlar kullanılarak, özellikle femur proksimal 1/3 'ünde femur posterior duvarına yönlendirilerek, femurun sagittal plandaki fizyolojik eğimine karşın düz çivinin geçişi sağlanmalıdır (20). Sagittal planda femurda belirgin eğrilik olması durumunda, iki strateji uygulanabilir. Ya eğriliğin proksimalinde bitecek uzunlukta kısa çivi kullanılmalıdır, ya da eğriliğin apeksinden yapılacak osteotomi ile daha uzun çivi kullanmaktır (91).

Uzayabilen çiviler ile ekstremitenin uzatılmasının yanında, 2009 yılında Baumgart tarafından tanımlanan " tersten planlama metodu" kullanılarak, blok vidaları yardımıyla, eşlik eden deformitelerin düzeltilmesi yapılabilmektedir (20,90,92,93).

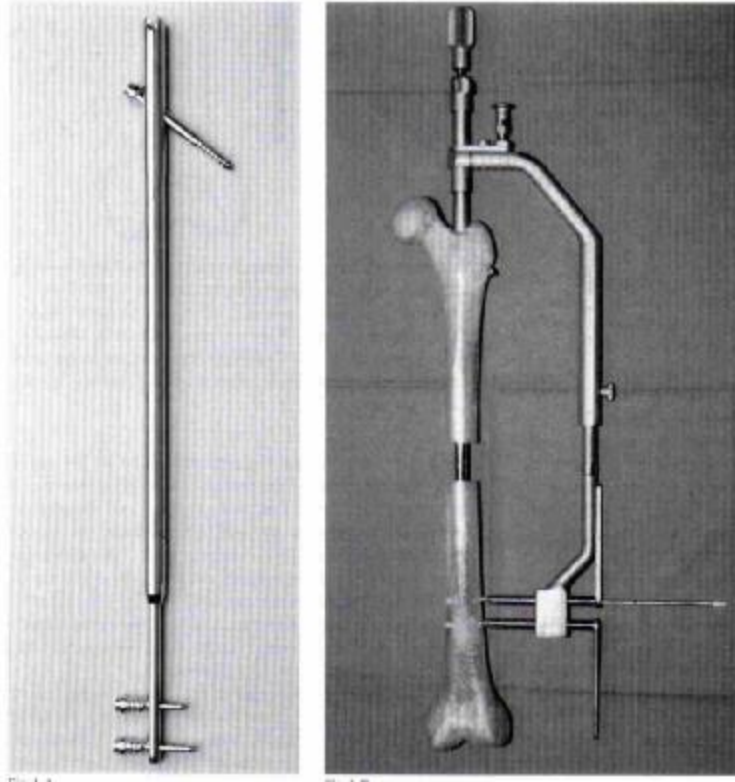
Uzayabilen çivi ile uzatmada, eksternal fiksatorlerdeki gibi yumuşak dokulardan geçen kirshner telleri ve shanz çivileri olmadığı için, eklem hareketleri sadece yumuşak dokudaki gerilimlerden etkilenir (10,18).

Uzayabilen çiviler, major femoral deformitesi olanlarda, osteomyelit hikayesi olanlarda, açık fizisi olanda, stabil olmayan kalça ve diz eklemi olanlarda ve dar kanala sahip olanlarda kontraendikedir (16,18,91,93,94).

4.6.2.1.ALBIZZIA ÇİVİSİ

Albizzia, 1987 yılında Dr. Jean-Marc Guichet tarafından Fransa 'da geliştirilmiştir. Albizzia çivisi, birbiri üzerinde kayan 316L paslanmaz çelik iki tüp ve bunlara bağlı bir dişli çark mandalından meydana gelmektedir. Albizzia çivisinin daifizyel çapları 11,13, 15 mm ve

uzunluk olarak 24, 28, 32 cm seçenekleri vardır. Fakat 17 cm' e kadar kısalıkta özel yapım çiviler yapılabilir. Çivi tüm çaplarında proksimalde bir adet 5,5mm'lik kilitleme vidası ile kilitlenir, distalde ise 11 mm'lik çivide iki adet 3.5 mm'lik, 13 ve 15 mm'lik çivilerde ise iki adet 4.5 mm 'lik kilitleme vidası ile kilitlenir. Tüm çiviler ile altı cm uzatma elde edilebilir. Ayrıca 28 ve 32 cm 'lik çivilerin 10 cm uzayabilen versiyonları da vardır (10,18).



Şekil 62: Albizzia çivisinin görüntüsü ve femur modelindeki örnek yerleşimi (18).

Uzatma işlemi, ayağın içe ve dışa doğru 20^0 döndürülmesi ile gerçekleştirilir. Günde üç defa beşer kez olmak üzere toplam 15 kez bacağın içe ve dışa döndürülmesi sonucunda kademeli olarak 1 mm distraksiyon elde edilir. Eğer femoral çivi ise diz ve bacak, tibial çivi ise ayak döndürülerek distraksiyon gerçekleştirilir. Bu işlemi hasta kendisi veya doktoru gerçekleştirebilir. Çoğu zaman hasta rotasyon işlemini tek başına gerçekleştirememekte ve başkasının yardımına gereksinim duymaktadır. Uzatma uygulanan uzvun içe ve dışa doğru

20° döndürülmesi, bazen çok ağırlı olabilir. Özellikle bu durum fizik tedavi ile kas gevşemesi tam sağlanamaması sebebiyle kontraktür, kas spazmı gelişmiş ve komşu eklemlerde tam hareket açıklığını tekrar kazanamamış hastalarda görülür (18). Bu hastalarda genel anestezi altında uzatma uygulanan ekstremitenin içe ve dışa doğru 20° döndürülmesi gerekebilir (8,10,18).



Şekil 63: Albizzia çivisi ile günde 15 kez bacağın içe ve dışa döndürülmesi sonucunda kademeli olarak 1 mm distraksiyon elde edilir. (18)

Guichet ve arkadaşlarının yayınladıkları 31 hastanın 41 femuruna Albizzia çivisi ile uzatma uyguladıkları serilerinde, 12 hastada toplam 31 kez (ortalama 2.6) genel anestezi altında manipülasyon yapıldığı bildirilmiştir. Aynı serinde üç hastada çivinin uzama mekanizması bozulması sebebiyle çivi değişimi, bir hastada prematür konsolidasyon sebebiyle tekrar osteotomi, bir hastada yetersiz konsolidasyon nedeniyle greftleme, bir hastada uzatma çivisi kırılması ve psödoartroz gelişimi, bir hastada uzatma çivisi çıkarma sonrası refraktür ve iki hastada enfeksiyon gelişmesi sebebiyle debridman amacıyla komplikasyona yönelik cerrahiler bildirilmiştir (18).

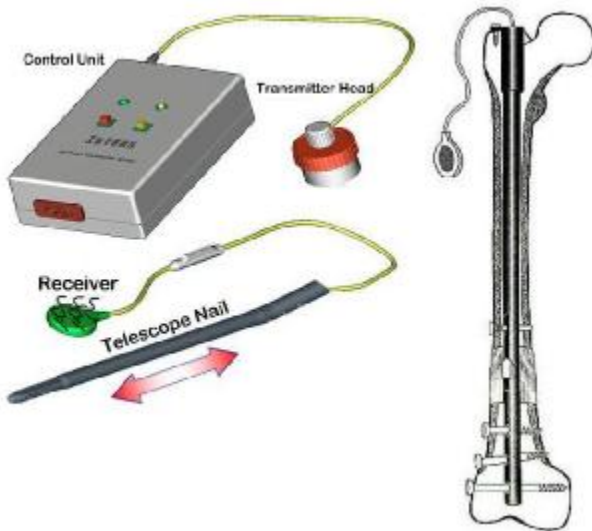
Garcia ve arkadaşları, 23 hastada yaptıkları 24 femura ortalama 5cm (2 - 10 cm arası) uzatma yaptıkları serilerinde serilerinde 18 mükemmel, dört iyi, iki makul sonuç bildirmişler. Tüm hastalarda uzatma çivisi kaynaklı mekanik problem ile karşılaşmamıştır. Distraksiyon için yapılan manipülasyonlar sırasında beş hastada şiddetli ağrı yakınması olduğu, iki hastada epidural anestezi ile uzatma işleminin sürdürüldüğü, üç hastada ise anesteziyi reddetmesi üzerine distraksiyon sürdürülememiştir. Bu serideki bir hastada uzatma çivisinin kırılması ve psödoartroz gelişimi ile sonuçlanan, bir diğer hastada ise çivinin eğilmesi ile sonuçlanan,

toplam iki hastada gecikmiş konsolidasyon görülmüştür. Bu iki hasta, uzatma çivilerinin kilitli oymalı standart çivi ile değiştirilmesi ve otogreftleme tedavi edilip mükemmel sonuçlar alındığı bildirilmiştir (10).

Sonuç olarak; Albizzia çivisi kullanılan vakalarda, distraksiyon için yapılan anesteziyi saymasak bile, literatürdeki komplikasyon oranı %22 ile %29 arasında değişmektedir (8) (10) (18).

4.6.2.2. FITTBONE ÇİVİSİ

Almanya’da Wittenstein(43) firmasının geliştirdiği ve ilk olarak Prof.Dr. Augustin Betz tarafından kullanılan elektromekanik bir sistemdir. Teleskopik intramedüller çivi; çivi içerisine entegre edilmiş elektromekanik kısım, bu kısma bağlı elektronik modül, kalp pili pacemaker benzeri indüksiyon alıcısı ve harici bilgisayar destekli kontrol ünitesinden oluşmaktadır. İntramedüller çiviye bağlı indüksiyon alıcısı da cilt altına yerleştirilir. (43,46). Uzatma işlemi, dış kontrol ünitesinden gelen yüksek frekanslı sinyallerin, cilt altındaki alıcıya ulaşması, alıcının sinyalleri elektronik modüle iletmesi ve modülün elektromekanik kısmı aktive etmesi ile teleskopik intramedüller çivinin uzaması gerçekleştirilir. Motorun çalışıp çalışmadığı stetoskop ile kontrol edilebilir (18). Ayrıca distraksiyon hızını kontrol ederek, iyi kallus cevabının oluşması sağlanabilir.



Şekil 64: Fittbone çivisinin görüntüsü

Elektromekanik kısım, intramedüller çivinin proksimal bölümünde bulunmaktadır. Bu kısımda, 10 mm çapında motor yer almaktadır. Motor, tork kuvvetini, bir dişli çark ve mil yardımıyla aksiyel harekete dönüştürür (16). 10 mm 'lik motor tarafından üretilen güç 1000 N olarak test edilmiş ve teknik modifikasyonlardan sonra bu güç neredeyse femurun distraksiyonu için gereken gücün iki katı olan 1800 N' a kadar çıkarılmıştır (95,96).

Baumgart ve arkadaşları, 1997 yılında yayınladıkları 12 hastalık serilerinde Fitbone kullanarak yaptıkları serilerinde, bir hastada çivinin motor kısmındaki arıza, diğerinde çivinin anten kablosundaki arıza sebebiyle, toplam iki hastanın çivi kaynaklı komplikasyonlar sebebiyle tekrar opere edildiği bildirilmiştir (16). Ayrıca Baumgart ve arkadaşları 2006 yılında, literatürdeki en büyük seri olan 150 hastalık serilerinde, hastaların %13 komplikasyon oranı olduğu, % 5 'inde implant kırılması görüldüğü, %3 'ünde implant değişimi gerektiği bildirilmiştir (16).

Sayyad ve arkadaşları, 10 hastalık serilerinde, hiçbir hastada bu Fitbone çivisi kaynaklı distraksiyon sorunuyla karşılaşmadığı bildirilmiş. Sadece bir hastada, ciltaltı yerleşimli antenin irritasyonu bildirilmiştir (93).

Krieg ve arkadaşları, 32 hastalık serilerinde sadece bir hastada çivide motor arızası gerçekleştiğini ve bu durumu da önerilerinin dışında tam yük verilmesine bağladıklarını bildirmişlerdir. Üç hastada çivinin teleskopik bölgesinde geri kılma görülmüş ve buna kilitlenme vidalarının gevşemesi eşlik etmiştir. Sonuç olarak, Krieg ve arkadaşları da Baumgart ve arkadaşlarının serisindeki benzer olarak 32 hastanın dördünde komplikasyon (%12.5) bildirmişlerdir (90).

Horn ve arkadaşları, 2014 yılında yayınladıkları çalışmalarında Taylar Spatial Frame uygulanmış 15 hasta (sekiz hasta biplanar, altı hasta triplanar deformiteli) ile Fitbone uygulanmış 15 hastanın (yedisi biplanar deformiteli) kıyasladıkları çalışmada, diz hareket açıklığı distraksiyondan altı hafta ve altı ay sonra, uzayabilen çivi grubunda istatistiksel olarak daha iyi bildirilmiştir. Konsolidasyon indeksi çivi grubunda istatistiksel olarak daha iyi bildirilmiş. Her iki grupta deformite düzeltimi yeterli bulunmuş. Taylar Spatial Frame kullanılan grupta altı, çivi kullanılan grupta dört hastada minör sekel kalmıştır. Ayrıca çivi

grubundaki bir hastada, blok vidalarının yetersiz kullanılması dolayısıyla, uzatma esnasında prokurvatum deformitesi geliştiği bildirilmiştir. Çivi grubunda bir hastada, subkutan yerleşimli anten bağlantısındaki sorun nedeniyle, üç hastada ise çivinin kilitleme vidalarının migrasyonu sebebiyle revizyon cerrahisi yapıldığı bildirilmiştir. Sonuç olarak, anatomik yapılar ve deformitenin kompleksitesi izin verdiği müddetçe, uzayabilen çivinin eksternal fiksatöre göre üstün olabileceğinin savunduklarını bildirmişlerdir (92).

Krieg ve arkadaşları bir başka çalışmalarında, sekiz adolesanda yaptıkları altı femur ve iki tibia uzatma vakasında, üç mükemmel, dört iyi ve bir makul sonuç elde etmişlerdir. Bu sekiz vakanın birinde çivi kırılması, bir diğerinde ise cihaz arızası bildirilmiştir (8).

Singh ve arkadaşları, 10 hastaya uyguladıkları, 13 femoral ve 11 tibial Fitbone çivisi vakalarında, her çivi için ortalama 40mm uzatma sağlanır iken, hiçbir hastada sistemin subkutan anten ve bağlantı kablosu ile ilgili bir problemle karşılaşılmamıştır. Fakat konjenital etjolojili iki vakada, motorun gücü distraksiyonu idame ettiremediği için, daha kalın ve güçlü Fitbone çivileri ile çivi değişimi gerektiği bildirilmiştir. Ayrıca üç hastada uzatma sonrası gecikmiş kaynama nedeniyle greftleme bildirilmiştir (97).

Fitbone çivisinde, en küçük çaplı çivinin 11mm olması önemli bir kısıtlılıktır. Femurda 80mm 'ye, tibia 'da 60mm' ye kadar uzatmaya çivi izin verir. Ayrıca fitbone çivisi ile kullanıldığı zaman, çivinin yapısı gereği zorunlu olarak ostetomi yeri, giriş yapılan eklem yüzünün 7 ile 11 cm arası mesafesidir. Eğer uzatma ile birlikte deformite düzeltilmesi de planlanıyor ise, deformitenin apeksi ekleme 7 cm'den daha yakın mesafede ise, osteotomi sonrasında istenmeyen bir ikincil translasyon görülebilir (18,90).

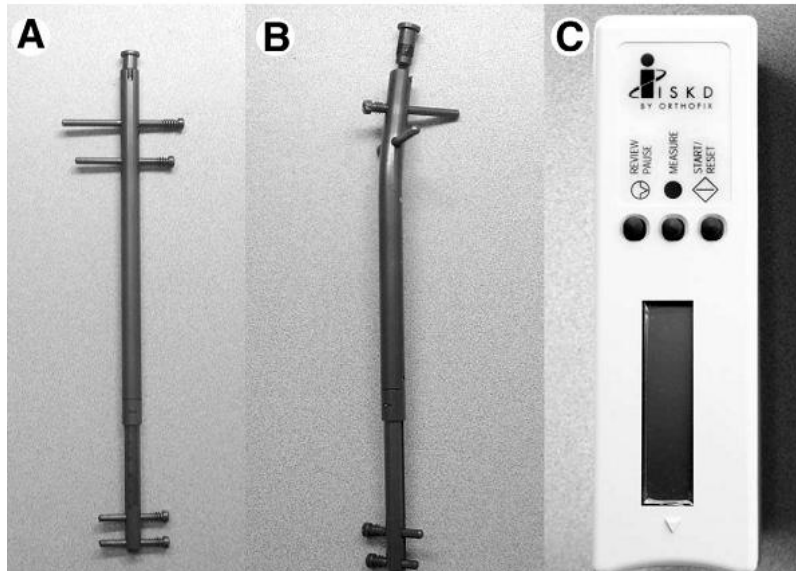
4.6.2.3. ISKD ÇİVİSİ

J. Dean Cole, tarafından 2001'de geliştirilmiştir. ISKD, distal ve proksimal kısım olmak üzere birbirinden ayrı iki teleskopik, titanyum alaşımı (Ti6A14V) parçadan oluşmaktadır (91). Bu kısımların içerisinde uzatma hareket mekanizması, teleskopik kısım ve uzama miktarı geri bildirim sistemi bulunmaktadır. Uzatma mekanizması, proksimal ve distal kısımların arasındaki dönme hareketini doğrusal distraksiyon hareketine dönüştüren iki adet

tek yönlü dişli çark ve bir dişli milden oluşmaktadır. Distraksiyon tek yönde gerçekleşmekte ve geri dönüşü olmamaktadır. Uzama miktarı geri bildirim sistemi, yivli rod üzerine yerleştirilmiş statik mıknatıstan oluşmaktadır. Yivli rod döndüğünde mıknatıs da döner. Mıknatısın kutupları ve pozisyonu, el monitörü tarafından algılanır ve mıknatısın pozisyonuna göre gerçekleşen uzama miktarı hesaplanır. Mıknatısın her 360°' lik dönüşü 0.75 mm'lik distraksiyona eşittir (91).

Femoral çiviler 235 ile 345 mm, tibial çiviler ise 215 ile 300 mm arası boyları vardır. Femur ve tibia çivileri 50 veya 80 mm uzatma yapabilir. Femur çivilerinin 12.5 ve 14.7 mm; tibia çivilerinin 10.7, 12.5 ve 13.5 mm çap seçenekleri vardır. Kilitleme vidaları 4.8 mm şaft çapına sahiptir ve 20 ile 75 mm arası uzunluk seçeneklerine sahiptir. Sadece 10.7 mm çapındaki tibia çivisinin distal kilitleme vidası 4 mm şaft çapına sahiptir (91).

ISKD çivisinde osteotomi seviyesi belirlenirken, yapılabilecek en distal osteotomi seviyesi, planlanan uzatma miktarına 6 cm daha eklenerek, çivinin distal ucundan itibaren saptanan seviyedir. Yani bu noktadan daha distalde osteotomi önerilmez. Osteotomi bu noktadan daha proksimalde kalmalıdır (91).



Şekil 65: ISKD çivisinin görüntüsü

ISKD çivisinin rotasyon hareketi sırasında, eklemli parçaları tarafından metal debris oluşma risk potansiyeli vardır. Çivide Ti6A14V alaşımı kullanılarak, demir veya kobalt alaşımlı diğer metallere göre daha iyi tolere edilmesi hedeflenmiştir (17). Buna rağmen, çivinin hayvan deneylerinden alınan örneklerde az şiddette siyaha boyanmış doku kesitlerine rastlanmıştır (17).

Hastanın bacağındaki fizyolojik sınırlardaki 3°-9° 'lik rotasyonel hareketler ile çivinin distraksiyon mekanizması çalışmaktadır (17). Fizyolojik değerlerde olması, uzamanın kontrolünü zaman zaman güç hale getirmektedir. Bu nedenle hasta uyumu ve distraksiyonun dikkatli monitorizasyonu önemlidir. ISKD ile ilgili literatürü taradığımız zaman, uzama kontrolünün zorluğu dikkat çekmektedir. Literatürde distraksiyon oranı 1mm/gün 'den fazla olmasının, zayıf kemik rejenerat gelişmesiyle bağlantılı bir risk faktörü olduğu bildirilmiştir (6,48,85,98,99,100).

Mahbubian ve arkadaşları, ISKD yapılan 12 hasta ile ve çivi üzerinden uzatma tekniği kullanılan 22 hastayı kıyasladıkları çalışmalarında, ISKD ile distraksiyon kontrolünün zor olduğunu belirtmişlerdir. Mahbubian ve arkadaşları, ISKD ile uzatmada yaptıkları 11 hastada 1.9mm/gün ortalama distraksiyon oranı, çivi üzerinden uzatma tekniğinde ise 0.82 mm/gün ortalama distraksiyon oranı saptamışlardır (101). Çivi üzerinden uzatma tekniğinde distraksiyon oranının 1mm/gün ortalamasının altında kalmaya meyil gösterdiği fakat ISKD yapılanların büyük kısmında ise daha yüksek distraksiyon oranları gördüklerini bildirmişlerdir (101). Bu durum literatürdeki diğer çalışmalarda da bildirilmiştir (7,76,102,103,104). Ayrıca çivi üzerinden uzatma tekniği ile hedeflenen uzatma miktarının %93 'üne, ISKD ile hedeflenen uzatma miktarının %83 'üne ulaşıldığı bildirilmiştir (101). Çalışmalarındaki hedeflenen yüzdeye ulaşma oranlarının, literatürdeki diğer çalışmalar ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir (6,70,102,105,106). Çivi üzerinden uzatma tekniği ile 24 hastanın sadece birinde major komplikasyonu olan sekonder osteotomi gerektiren prematür konsolidasyon var iken, ISKD grubunda ikisinde gecikmiş kaynama nedeniyle graftleme, dördünde tekniğin terkedilmesi olmak üzere altı major komplikasyon ile karşılaşıldığı bildirilmiştir (101).

Kenawey ve arkadaşları, ISKD ile uzatma yaptıkları 37 hastanın sekizinde (%23), yetersiz kemik rejeneratı geliştiğini bildirmişlerdir. 1.5mm/gün 'den fazla distraksiyon oranına sahip olan hastalarda 9 kat artmış risk olduğunu bildirmişlerdir (99).

Simpson ve arkadaşları, ISKD ile uzatma yaptıkları 33 hastanın 7 'sinde (%21) kontrolsüz fazla uzama bildirmişlerdir. Çalışmalarında osteotomi sonrasında distal fragmanda 80mm 'den az çivinin kalın kısmının kalmasını risk faktörü olduğunu bulduklarını belirtmişlerdir. Ayrıca 33 hastanın 8' inde çivide distraksiyonun yapılamaması gelişmiş ve bunu osteotomi distalinde çivinin kalın kısmının 125mm 'den fazlasının bulunmasına bağlamışlardır (107).

Kaneway ve arkadaşlarının 57 hastayla (45' i femoral segment) yaptıkları başka bir çalışmada, ISKD çivisinin osteotomi distalinde kalan kalın kısmının uzunluğu veya fazla rimerizasyon miktarı ile kontrolsüz aşırı uzama arasında ilişki bulunamamıştır. Ayrıca, yetersiz kemik rejeneratı gelişiminde en önemli faktörün 1.5 mm/gün 'den daha fazla distraksiyon yapılması bulunmuştur. Diğer risk faktörlerinin ise önem sırasına göre 30 yaştan büyük olmak, sigara kullanmak, 4 cm 'den fazla uzatma yapmak, osteotomi bölgesinden daha önceden cerrahi hikayesi olması ve eşlik eden deformitelerin aynı anda düzeltilmesi olarak bildirilmiştir (99).

Wang ve arkadaşları, 16 hastada 11 femoral beş tibial uzatma yaptıkları vaka serilerinde, sekiz hastada distraksiyon ile ilgili problem yaşanmıştır. Beş hastada kontrolsüz fazla uzama (dört femur ve bir tibia), üç hastada da distraksiyonu sürdürememe (iki femur ve bir tibia) bildirilmiştir. Kontrolsüz fazla uzama ile osteotomi distalinde kalan çivinin kalın parçasının 100 mm' den fazla olması arasında ilişki bulunmuştur. Fakat distraksiyonu sürdürememe ile ilişkili faktör saptanamamıştır. Üçü femur üçü tibia olmak üzere toplam altı hastada zayıf kemik rejeneratı gelişmiş ve greftleme yapılmıştır. Zayıf kemik gelişimi ile ilişkili tek faktörün, uzatılan kemikte daha önceden geçirilen cerrahi sayısı olduğu belirtilmiştir (108).

Thonse ve arkadaşları, 41 hastalık serilerinde, sekiz hastada (%20) uzatmanın sağlanmasında zorluk, dört hastada (%10) hızlı ve kontrolsüz distraksiyon bildirmişler. Kontrolsüz uzayan vakalarda breys kullanmışlardır. Breysin başarısız olduğu vakalarda ise

eksternal fiksator kullanmışlardır. Uzatmada zorluk yaşayan vakalarda ise anestezi altında manipülasyon, bu başarısız ise tekrar osteotomi yapmışlardır (91).

Burghardt ve arkadaşları, 180 hastada yaptıkları 242 vakalık serilerinde, 15 hastada (%6.2) başarısızlıkla sonuçlanmış. Bu 15 hastanın 10 'unda çivide kırılma bildirilmiştir (106).

Schiedel ve arkadaşları, 69 vakalık ISKD serilerinde dördü çivinin kırılması, üçü başka nedenler ile olmak üzere yedi hastada (%17) hedeflenen uzatma yapılamadan çivinin çıkarılması gerektiğini bildirmişler. Çivi kırılması gözlenen dört hastada yetersiz kemik renerasyonun bağlı, tam yük verme sırasında ortalama 15. ayda (10 ile 19 aya arası) gelişmiştir. 69 hastanın 45 'inde 116 zorlukla karşılaşmış, 116 zorluğun %47 'si ISKD çivisi kullanımından kaynaklanmakta olduğu belirtilmiş ve 33' ü (%27) komplikasyon olarak tanımlanmış. Bu 33 komplikasyonun dokuzu (%27) ISKD çivisi ile ilişkili olduğu belirtilmiş. Sadece 24 hastada (%39) tedavisi süresince problemle karşılaşılmamış. Beş hastada uzatma sonunda başarılı sonuç elde edilememiştir (100).

Genel olarak literatürde ISKD ile uzama kontrolünün zorluğu görülmekte, problemin muhtemelen çivinin dişli çark yapısından kaynaklandığı ve bu konuda yeni modifikasyonlar yapılmasının gerekliliği vurgulanmaktadır (91,94,99,109).

4.6.2.4. PRECICE ÇİVİSİ

Precice çivisi, 2011 yılında Akbarnia ve arkadaşları tarafından ve üreticisi Ellipse tarafından mekanizması tanımlanan manyetik bir çividir (89,110). Uzatma tekniği temelde spinal cerrahide kullanılan manyetik ekspansiyon rodlarına (MAGEC) dayanır. Dışarıdan cildin üzerine, çivinin motor kısmının olduğu bölgeye uygulanan cihaz ile manyetik alan oluşturulur. Bu manyetik alan yardımı ile, çivinin proksimal kalın kısmında bulunan mıknatıs sayesinde oluşturulan gerilim kuvveti, çivinin ince kısmını kalın proksimal kısımdan, çivinin dişli çark sistemi ile iter (89). Bu çivi ile 1mm distraksiyon elde etmek için, dışarıdan uygulanan cihazın yedi dakika boyunca uygulanması gerekir. Precice çivisi hem uzayabilme hem de kısalabilme özelliği olan tek uzayabilen intramedüller çividir (100,110).

İlk jenerasyon Pricice çivileri, 10.7 ve 12.5 mm çapında, ve 230, 255, 280, 305, 330, 355 mm olmak üzere altı boya sahiptir. Uzatma kapasitesi 65 mm 'dir. Yeni rejenerasyon Precice çivileri haziran 2013 'den itibaren kullanıma girmiştir. Bu yeni jenerasyonda ekstansiyon rodları olmadan, çeşitli boy ve çaplardaki çiviler kullanıma girmiştir (100).

Osteotomi seviyesi, üretici firma olan Ellipse tarafından, uzatma sonunda distrakte olan kemik segmentinde çivinin kalın kısmının en az 2-3 cm 'i kalacak şekilde planlanması önerilmiştir (89).



Şekil 66: Precice çivisinin uzatılması ve monitorizasyonu.

Cildin üzerine dışarıdan uygulanan manyetik alan sağlayan cihaz ile, cihazın içindeki mıknatısların rotasyon sayısı ölçülür. Fakat çivideki olması gereken uzatmanın olup olmadığını kesin olarak göstermez. Dışarıdan uyguladığımız cihaz ile ölçtüğümüz değer ile gerçekte gerçekleşen uzatma miktarı farklı olabilir. Bu cihaz ile efektif bir manyetik alan oluşturabilmemiz için çivin motor kısmıyla aradaki mesafenin 5.5 cm 'in altında olması gerekir. Cihazın tam olarak çivinin mıknatısının olduğu bölgeye uygulanması gerekir. Tibia uygulamaları için bu genellikle sorun oluşturmaz da, özellikle antegrad femur uygulamalarında, uyluk bölgesindeki geniş yumuşak doku nedeniyle sorun oluşturabilir.

Ayrıca uyluk bölgesine ventralden uygulama yapmak yerine lateralden uygulama yapmak gerekmektedir. Bu durum özellikle şişman hastalarda göz önünde bulundurulmalıdır. Üretici firma tarafından, vücut kitle indeksi 35 'den büyük hastalarda femurda kullanımı önerilmemektedir. Şişman hastalarda cihazın efektif mesafeye ulaşması için, cihazın bastırılması gerekir. Böyle bir durum erken postoperatif dönemde ağırlı olabilmesi ile birlikte çoğu zaman bir yardımcıya ihtiyaç doğurur (100).

Schiedel ve arkadaşları 24 hastaya uyguladıkları 15 femoral antegrad, beş femoral retrograd, altı tibial olmak üzere 26 precice çivisi ile literatürdeki ilk vaka serisini bildirmişlerdir. İki çivi başlangıçta çalışmamıştır. Bu iki hastada birinde çivi değiştirilirken, diğer hastada uzatma protokolü değiştirilmiştir. Bir hastada tekrar osteotomi gerektiren prematür konsolidasyon görülmüştür. Bir hastada düşme sonrası, bir hastada da çivide yorgunluk nedeniyle, toplam iki hastada çivi kırılması görülmüştür. Toplam 26 çivinin 24'ü kemik konsolidasyon oluşana kadar güvenilir bulunmuştur. Planlanan toplam ve günlük uzatma miktarı cihaza programlanmıştır. Serideki 10 hastada cihazda programlanan uzatma miktarı ile gerçekleşen uzatma miktarı arasında %10 'luk bir fark gelişmiş ve cihazın tekrar programlanması gerekmiştir. Bu fark ise, çivinin 1mm distrakte olması için cihazın cilde 7 dakika boyunca efektif manyetik alan sağlayacak şekilde uygulanması gerekmesinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Cihazın yerindeki hafif bir kayma bile bu değişime sebep olabilir (100).

Kirane ve arkadaşları, 24 hastada 17 femur ve sekiz tibia Precice çivisi uyguladıkları serilerinde, tüm hastalarda ortalama 35 mm(15 ile 65 mm arası) olan uzatma hedeflerine ulaşılmış. Hastaların birinde implant ile ilişkili olarak üzere toplam yedisinde (%28) komplikasyon görülmüş. Bir hastada distrakte olmayan çivi çivi değişimi gerekmiş. Diğer 6 hastanın, birinde prematür konsolidasyon nedeniyle tekrar osteotomi, ikisinde tibial uzatmada gecikmiş konsolidasyon nedeniyle greftleme, ikisinde ayak bileğine gelişen ekin kontraktürü sebebiyle gastrosoleus uzatma ve birinde ayak parmaklarında pençeleşme nedeniyle fleksör tenotomi yapılarak komplikasyonlar cerrahi olarak tedavi edilmiştir (110).

2.6.3.KOMBİNE SİSTEMLER İLE UZATMA

Bu tekniklerin geliştirilmesindeki temel amaç, eksternal fiksator süresinin kısaltılması ve eksternal fiksator ile ilişkili komplikasyonların azaltılmasıdır.

4.6.3.1. ÇİVİ ÜZERİNDE EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA TEKNİĞİ

Kırık kallusunun tedrici uzatması sırasındaki en önemli sorun uzun süren konsolidasyon dönemi nedeniyle yeterli kemik oluşumuna kadar fiksatorle geçen zaman ve fiksator ile ilgili bu süreçte gelişen enfeksiyon, eklem kontraktürleri gibi komplikasyonlardır. Literatüre baktığımız zaman konsolidasyon zamanının çocuklarda distraksiyon zamanının yaklaşık 2 katı olduğunu, erişkinlerde ise distraksiyon zamanının 4 katına kadar sürebildiği; yani her santim uzama için 30 ila 50 gün arası bir konsolidasyon zamanı gerektiğini bildirilmiştir (6,7,11,51). Uzun süre bir eksternal fiksatorü taşımak hastalar için oldukça külfetlidir (13,85). Bu süreci kısaltmak için intramedüller çivi üzerinden uzatma ve uzatmanın sonunda çivinin kilitlenerek fiksatorün çıkarılması amaçlanmıştır. Bu teknik ile eksternal fiksatorün erken çıkarılmasının yanında, oluşan kemik rejeneratının tekrar kırılması önlenir (6,13,100,102,107). Ayrıca enfeksiyon gelişme ihtimali de düşer ve geri dönüşsüz eklem kontraktürü oranı azalır (10,111,112). Hastanın hayat kalitesi artmıştır (7,112). Bu teknikte intramedüller çivi kullanımının endosteal kan desteğini bozarak, distraksiyon osteogenezi ile oluşan kemik rejeneratının kalitesinin bozacağı yönünde endişeler vardı. Fakat yapılan çalışmalar ile intramedüller çivileme sonrası periosteal kan dolaşımının artarak durumu kompanse ettiği, distraksiyon osteogeneziyle oluşan kemik rejeneratının kalitesinde ve devamındaki konsolidasyonda bir sorun yaşanmadığı çalışmalar ile ortaya konulmuştur (7,98,113,114). Çivi üzerinden uzatma tekniğinde literatürde en sık komplikasyon pin dibi enfeksiyonudur. Sadece Kim ve arkadaşları, proksimal tibia metafizer osteotomisi ile yaptıkları 80 tibia uzatması yaptıkları serilerinde, en sık komplikasyon olarak ayak bileği ekin kontraktürü ve tibiada gelişen valgus açılanmasını bildirmişlerdir (112).

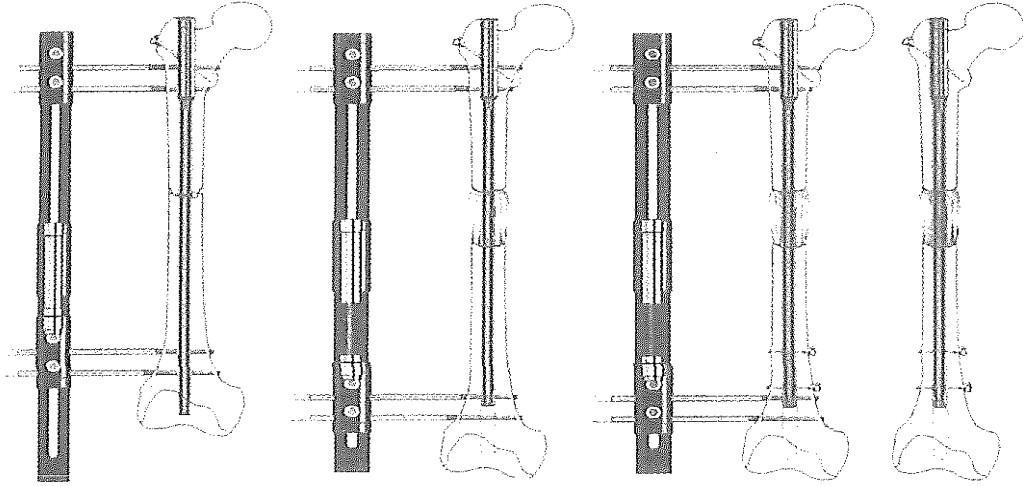
Bost ve Larsen bu yöntemin temelini ilk kez 1956 yılında yayınlamışlardır. Yayınladıkları teknikte, traksiyon için Thomas ateli ya da Bost tarafında dizayn edilen halka kullanıldığını ve uzatmayı intramedüller bir rush pin üzerinden yapıldığını belirtmişlerdir.

Kullandıkları intramedüller çivi ilk jenerasyondur ve kilitleme vidaları yoktur. Amaç uzatma esnasında gelişen aks bozukluğu problemi ortadan kaldırmaktır. Bu teknikte, distraksiyon sonrasında yeterli konsolidasyon oluşuncaya kadar, alçı uygulamalarından kaynaklanan en çok yumuşak doku problemleri ile karşılaştıklarını orijinal makalelerinde dile getiriyordu Bost ve Larsen, femoral uzatma yaptıkları 23 hastanın 11 'inde hastada kaynama gecikmesi ile karşılaşmış ve bunlardan 10 'u sekonder greftleme ile tedavi edilmiştir. Primer girişime bağlı infeksiyon görülmemiştir, ancak greftleme sonrasında üç hastada infeksiyon meydana gelmiştir. Teknikte kullanılan birinci jenerasyon intramedüller çiviler nedeniyle, dört hastada proksimale doğru migrasyon, iki hastada çivide eğilme ve bir hastada ise çivide kırılma gelişmiştir. Dört hastada geç dönemde femur kırığı görülmüştür (113).

Daha sonraki süreçte Wasserstein ile Kempf ve arkadaşlarının intramedüller çivi eksternal fiksator kombinasyonu ile uzatma yöntemiyle ilgili kendi tekniklerini yayınlamışlardır (47).

Son dönemde, Paley ve arkadaşları kilitlenebilir (3. jenerasyon) çivi üzerinden tedrici uzatma yöntemini yayınlamışlardır (7). Bu teknik, aynı seansta uygulanan intramedüller çivileme, eksternal fiksator uygulaması ve osteotomi kapsar. Arzulanan uzatma elde edildiğinde, hasta ikinci kez ameliyata alınarak fiksator çıkarılır ve intramedüller çivi kilitlenir. Böylece komplikasyonlarla ilişkilendirilen eksternal fiksator daha erken çıkarılmış olur. Ayrıca uzatma esnasında yumuşak dokularca oluşturulan deforme edici güçler, intramedüller çivi tarafından nötralize edilir ve oluşan rejeneratta tekrar kırılma önlenir (7,111,115). Tekrar kırılma gelişmesinde, uzatma ile gelişen yumuşak doku tansiyonları, yeni oluşan kemiğin dar çapta olması ve osteoporotik olması etkindir (7). Ekstremiteler uzatma sonrası oluşan kemik rejeneratta tekrar kırılması ile kazanılan uzunluk kaybedilebilir ve dizilim bozukluğu gelişebilir. Bu en çok özellikle metabolik kemik hastalığı olanlarda önemlidir (7,73). Paley ve arkadaşları, bu teknik ile uzatma yapılan 29 hasta (32 prosedür; ortalama 5.8 cm uzatma) ile klasik İlizarov yöntemi uygulanan 31 hastayı (32 prosedür) karşılaştırmıştır. Bu tekniğin eksternal fiksasyon süresinin yarı yarıya kısalttığını ve diz hareketlerinin hızla kazanılmasını sağladığını belirtmişlerdir. Bu seride, bir çivi ve proksimal vidada yetersizlik görülmüştür. Ayrıca diz hareket açıklığı distraksiyon fazı sonunda, çivi üzerinden uzatma tekniğinde ortalama 58 derece, ilizarov ile uzatma tekniğinde 47 derece

saptanmıştır. Konsolidasyon fazı sonunda çivi üzerinden uzatma tekniğinde ortalama 88 derece, ilizarov tekniğinde 56 derece diz hareket açıklığı bulunmuştur. Paley ve arkadaşları, istatistiksel olarak anlamlı bu bulgular ile, çivi üzerinden uzatma tekniğinde daha hızlı rehabilitasyon gördüklerini bildirmişlerdir (7).

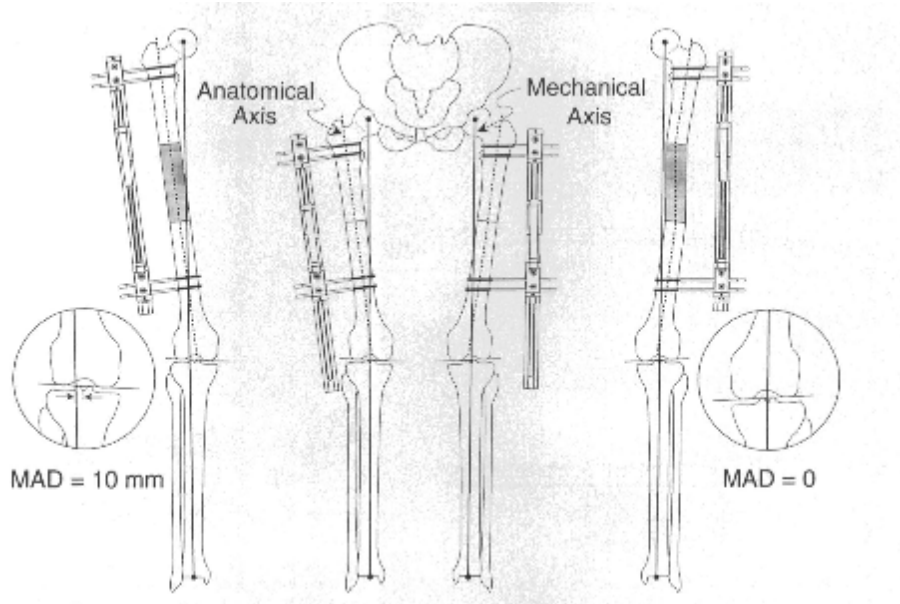


Şekil 67: Paley ve arkadaşları tarafından tarif edilen kilitli intramedüller çivi üzerinden uzatma tekniği (7).

Paley, başarılı bir distraksiyon ve çivin medüller kanalda kayması için, kullanılacak çviden 1.5mm fazla rimerizasyon önermiştir. Literatürde bu teknikle ilgili yayınlarda 1.5- 2 mm fazla rimerizasyon yapıldığını bildirilmiştir. (37,101,116,117,118). Bununla birlikte 1 mm fazla rimerizasyon yapılmış olan çalışmalarda literatürde mevcuttur (103,109). Paley, femurun rimerizasyonuna başlamadan önce yağ embolisi riskini azaltmak için, distaldeki shanzın gönderilmesi için yapılan kanüle dril tekniğinde, dirilin içerisindeki k teli çıkarılırsa, drilin içerisindeki oluğun medüller kanalın basıncını azaltacak dekompresyon tüpü gibi çalışacağını belirtmiştir. Paleyin tanımladığı bu tekniği bazı otörler, kortikotomi planlanan bölgede yapılan multiple dril deliklerinin de medullayı dekomprese edeceğini ve hatta osteotomi bölgesindeki dril deliklerinden rimerleme sırasında oluşan kemik parçalarının çıkararak, o bölgede kemik grefti gibi davranarak konsolidasyonu hızlandıracağını düşünmüşlerdir (118).

Paley, distraksiyon sonrasında distal çivinin yeterli stabilite sağlaması açısından, distal fragmanda çivinin 8 cm 'inin kalmasını önermiştir. Yani antegrad uygulanmış intramedüller çivi var ve fazla miktarda uzatma planlanıyor ise middiafizyel osteotomi yerine subtorkanterik osteotomi yapılmasını önermiştir (7).

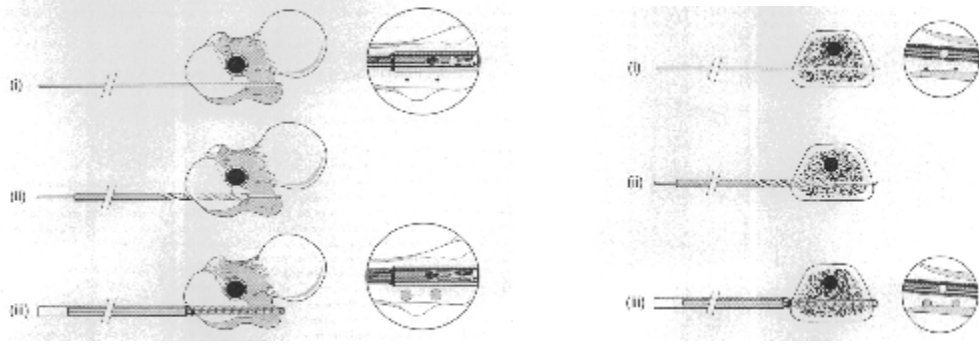
Paley, uzatmanın anatomik aksta olmasından dolayı, uzatma sonucunda dizin medialize, mekanik aksın lateralize olarak dizde bir valgus deformitesine teorik olarak sebep olacağını bildirmiştir (7,120). Kendi çalışmasında 32 uzatma vakasında, 3 hastanın preoperatif dönemde normal dizilime sahip olmasına rağmen, postoperatif dönemde dizilimin normal sınırlar dışına çıktığını bildirmiştir (7).



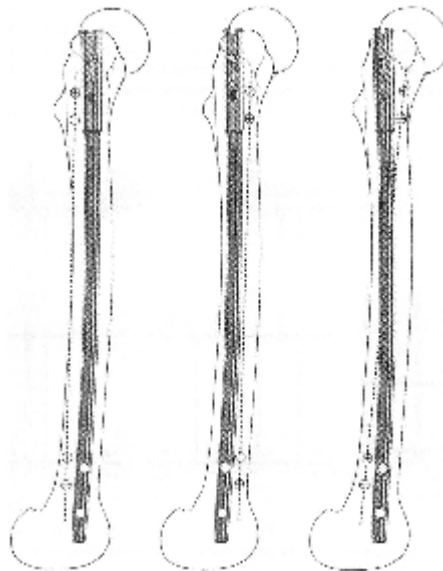
Şekil 68: Anatomik aks ve mekanik aksta uzamanın, alt ekstremitte mekanik aksına etkisi (7).

Paley, bu teknikteki en önemli problemin gelişebilecek bir pin dibi enfeksiyonunun intramedüller yayılımı olduğunu belirtmiştir. Bunun için intramedüller çivi ile shanz pinleri arasında en az 1mm mesafe olmasını önermiştir. Bunun perop olarak skopi eşliğinde kanüle drill tekniğiyle sağlanabileceğini belirtmiştir. Ayrıca distraksiyon sonunda çivinin distal kilitleme vidalarıyla pin dibi kontaminasyonunu önlemek için, shanz ile distal kilitleme vidası arası mesafe 3cm 'den az ise, distal kilitleme vidalarının medialden laterale gönderilmesini önermiştir (7).

Literatüre bakıldığı zaman, derin intramedüller enfeksiyon gelişme oranı %0 ila %20 arasında değişmektedir. Park ve arkadaşları, Watanabe ve arkadaşları, Chaundry ve arkadaşları, Guo ve arkadaşları %0, Paley ve arkadaşları %3, Silberg ve arkadaşları %5, Gordon ve arkadaşları %10.8, Simpson ve arkadaşları %15, Kocaoğlu ve arkadaşları %2.4, Kim ve arkadaşları %9.5, Kristiansen ve arkadaşları %11, Timour ve arkadaşları %20 derin intramedullar enfeksiyon oranları bildirmişlerdir (7,37,76,84,103,112,118,119,121,128). Otörler tarafından derin intramedüller enfeksiyon gelişmesi açısından, uzatılan segmentteki kemikte osteomyelit hikayesi, açık kırık hikayesi başta olmak üzere aynı segmentte cerrahi girişim hikayesi, immunsuprese hasta, sigara kullanan hasta ve uyumsuz hasta durumlarının riski arttırdığı belirtilmiştir (22,37,76,104,118).



Şekil 69: Kanüle dril tekniği ile Shanz çivilerinin yerleştirilmesi (7).



Şekil 70: Çivi üzerinden uzatma tekniğinde shanzların yerleşim planları (7).

Preadolesanlarda çivi üzerinden uzatma tekniği, femur kırığı nedeniyle piriform fossadan antegrad intramedüller çivi uygulanmış vakalarda bildirilen femur başı avasküler

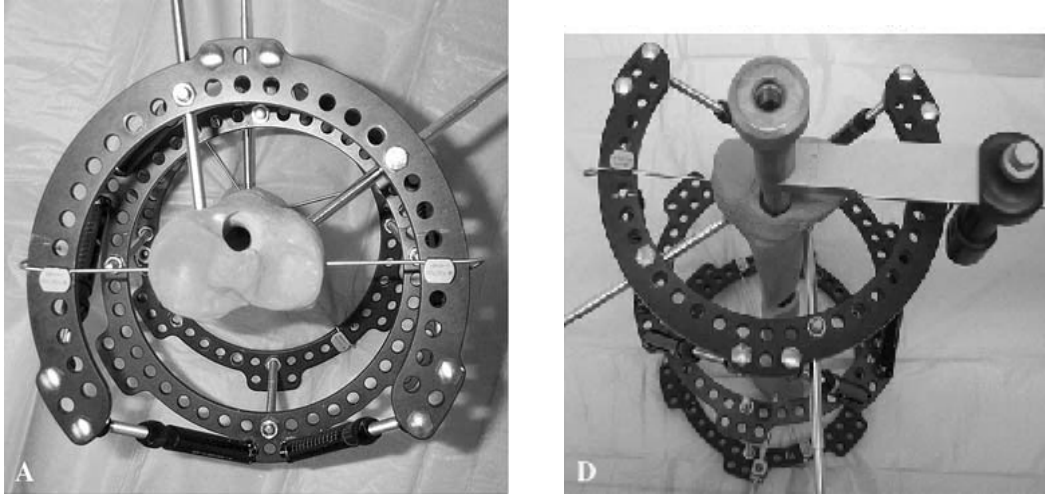
riski nedeniyle çekiniliyordu (123,124,125). Ayrıca literatürde trokanter major girişli intramedüller çivi kullanımı sonrası, femoral valgus deformitesi gelişimi literatürde bildirilmiştir (123,126,127,128,129). Valgusa giden vakaların radyografileri incelendiğinde, trokanterik fizisin medial kısmı ile femur boyun fizisinin lateral kısmında fizis kapanmaları görülmüştür (127,128).

Gordon ve arkadaşları, fizis kapanmasına neden olan trokanterik girişten daha lateralden girişli bir çivi kullanabilirler ise bu sorunu aşabileceklerini düşünmüşlerdir. Gordon ve arkadaşları, 2002 yılında çocuklarda uygulanan çivi üzerinden uzatma tekniğinde, trokanterik fizisi korumak amacıyla humerus intramedüller çivisi ile uygulamışlardır. Yaş ortalaması dokuz olan dokuz çocuğa, antegrad humerus çivisi ile çivi üzerinden uzatma tekniği uygulanmış ve ortalama 6.1 cm uzatma elde edilmiştir. Hastaların minimum iki yıllık takipleri sonrasında, femur başı avasküler nekrozu ve proksimal femoral valgus deformitesi gelişmemiştir (22). Gordon ve arkadaşları 2013 yılında yaş ortalaması 11 olan 37 çocukta, çivi üzerinden uzatma tekniğini pediatrik femur çivisi ile gerçekleştirmişler ve ortalama 7 cm uzatma elde etmişlerdir. Ortalama 68 ay takipli vakalarda, femur başı avasküler nekrozu ve proksimal femur valgus deformitesi gelişmemiştir (37).

4.6.3.2.EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA ARDINDAN İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ İLE FİKSASYON

Rozbruch ve arkadaşları, yayınladıkları retrospektif bir vaka serisi ile yeni bir teknik olan eksternal fiksator ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme tekniğini bildirmişlerdir (13). Çalışmalarında bu tekniğin uygulandığı 27 hastadaki 39 segment (35 tibia ve dört femur) ile kontrol grubu olarak benzer etyoloji ve demografideki klasik ilizarov ile uzatma uyguladıkları 27 hastadaki 34 segmenti karşılaştırmışlardır. Tekniğin temelini, sirküler fiksator uygulanması esnasında uygulanan transfiksasyon telleri ve shanz pinlerinin, sonradan uygulama yapılacak olan intramedüller çivinin girişine engel olmayacak ve intramedüller çivi ile arada yeterli mesafe olacak şekilde yerleştirilmesine dayanır. Bu teknikte shanz pinlerinin yerleştirilmesi esnasında skopi eşliğinde kanüle dril tekniği kullanılmıştır. Ayrıca orta halkanın kemiğe fiksasyonu olmadığı, sadece rijiditeyi artırmak amacı ile kullanıldığı üç halkalı fiksator kullanılmıştır. Eşlik eden deformite durumunda, korreksiyon ve uzatma

amacıyla bilgisayar destekli sirküler fiksatorlerden faydalanılmıştır. Planlanan uzatma miktarı tamamlandıktan sonra, uzatma yapılan kemik segmenti rimerize edilerek, rimerize edilenden 1mm ince kalınlıktaki kilitli intramedüller çivi yerleştirilir. Çivi yerleştirilmeden önce, çivi geçişine izin verecek şekilde deformitenin düzeltilmiş olmasına dikkat edilmelidir.



Şekil 71: Rozbruch ve arkadaşlarının, tekniği kemik modeli üzerinde göstermesi. Transfiksasyon tellerinin ve shanz pinlerinin çivi ile teması olamayacak şekilde periferal yerleşmesi gösterilmiştir (13).

Rozbruch ve arkadaşları, hastaları seçerken uzatma yapılan segmente aktif enfeksiyon veya enfeksiyon hikayesi olmamasına, fizislerin kapalı olmasına ve intramedüller kanalın çivi geçişi için uygun genişlikte olmasına dikkat etmişlerdir (13).

Bu tekniğin en korkulan komplikasyonu, derin intramedüller enfeksiyon gelişme olasılığıdır. Hastanın ameliyathanede hazırlanması esnasında maksimum dikkat gösterilir, eksternal fiksator steril olarak örtüldükten sonra mümkün olduğunca olası temastan kaçınılır. Uygulanacak olan intramedüller fiksasyonda, standart çivi kullanılması durumunda kilitleme vidaları, eksternal fiksatorün pinleri ile aynı seviyede kalmasından dolayı, kilitleme delikleri uygun seviyedeki özel yapım çiviler kullanılmıştır. Rozbruch ve arkadaşları, tüm bu teknik ve dikkatlerine rağmen bir vakada (%2.5) derin enfeksiyon gelişmiştir (13).

Eksternal fiksatorün ardından intramedüller çivi uygulaması genellikle kaçınılan bir tekniktir. Komplike yüksek enerjili açık tibia kırıklarında eksternal fiksator ile başlayan tedavisinin intramedüller çivi ile devam edilmesi durumunda, literatürde %1.7 ile %21 arasında derin enfeksiyon riski bildirilmiştir (130,131,132,133).

Maurer ve arkadaşları, derin enfeksiyon gelişen yedi vakasının beşinde, pin dibi enfeksiyonunu dökümente etmiş ve pin dibi enfeksiyonu olmasının intramedüller çivilemeye kontrendikasyon oluşturduğunu bildirmiştir (131). Bunun aksine, Siebenrock ve arkadaşları, ise yayınladıkları serilerinde enfeksiyon oranını %4.1, kemik kaynama oranını ise %96 olarak belirtmiştir. Eksternal fiksatorün çıkarılması ve ardından intramedüller çivilemenin yapılması açısından gerekli bir güvenli zaman dilimi olmadan intramedüller çivilemenin yapılabileceğinin bildirmişlerdir (133).

Bu teknikle, klasik ilizarov grubuna göre dörtte bir oranda eksternal fiksator süresi görülmüştür. Ayrıca kemik rejenerattaki iyileşme süresi, klasik grubun yarısı kadar olduğu görülmüştür. Klasik teknikle kemik iyileşme indeksi 1.9ay/santim iken, bu teknikle 0.8ay/santim olarak bildirilmiştir (13). Bu durumu, uzatma ile oluşan rejeneratın çivi yerleştirilmesi öncesi yapılan rimerizasyonun iyileşmeyi potansiyel hızlandırıcı etkisi olarak yorumlamışlardır (13). Benzer durum, intramedüller çivi ile kaynama gecikmesi veya kaynamama durumlarında yapılan çivi değiştirme operasyonunda vardır. Medullanın rimerizasyonu sonrası periosteal kan akımındaki artış ve periostun artmış kan akımına kemik oluşumu ile cevap vermesinin, iyileşmeyi hızlandırıcı etkiyi sağladığı literatürde bildirilmiştir (134). Bazı otörler, rimerizasyon sonucu oluşan ürünlerin multipotent kök hücreleri ve osteoblastlar içerdiğini, lokal kemik grefti fonksiyonu görerek iyileşmeyi hızlandırıdığını idda etmişlerdir (135). Utvag ve arkadaşları, ratlarda yaptıkları kontrollü bir çalışmada, intramedüller çivileme ile kallusta artmış kemik mineral içeriği ve dansitesini bildirmiştir (136). Bazı otorler ise, rimerizasyonunun büyüme faktörlerinin aktivasyonu ve inflamatuvar cevabın indüksiyonu, immün sistem reaktivitesini azalması ile iyileşmeyi stimule ettiğini savunmaktadır (135,137,138).



Şekil 72: Rozbruch ve arkadaşları, bu teknikle yaptıkları vaka örneği (13).

4.6.3.3.SUBMUSKÜLER PLAK VE EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA

Iobst ve Dahl, minimal invazif kilitli plak kullanımı ile eksternal fiksator kombinasyonu kullanarak yeni bir yöntem tanımlamışlardır (14). Aslında bu teknik, 1978 yılında Wagner' in tanımladığı, Wagner cihazı ile uzatma ve ardından plaklama yönteminin modifikasyonudur (139). Bu yöntemin temel hedefi, fizisi açık olan çocuklarda femur intramedüller çivi kullanıldığında gelişebilecek femur başı avasküler nekrozundan kaçınmaktır (123,124,125). Ayrıca çivi üzerinden uzatma tekniğinin korkulan komplikasyonu olan derin intramedüller enfeksiyon gelişimi riskinden kaçınılacaktır. Bu teknikte minimal invazif yaklaşımla yapılan perkütan kilitli plak yöntemiyle ise daha az yumuşak doku hasarı elde etmek, kilitli plakların biyomekanik avantajlarından yararlanmak, periosteal ve endosteal dolaşımı bozmamak amaçlamışlardır (10,140).

Iobst ve Dahl, yaş ortalaması 7.6 olan altı çocuğa bu yöntemi uygulamıştır. Femur distal epifizinin proksimaline minimal invazif yaklaşımla, distal femura göre şekil verilmiş 3.5mm'lik kilitli plak, planlanan uzatma sonrası osteotominin proksimli ve distalinde üçer kilitli vida gönderilebilecek şekilde, femur aksına paralel yerleştirilmiş ve distal epifize en yakın olan distal kilitli vida gönderilmiştir. Ardından plağın distali ve distal femoral metafizin proksimali arasındaki seviyeden gönderilen Kirshner telleri ile ve femur proksiminde Shanz pinleri yardımıyla ilizarov sistemi kurulmuştur. Planlanan bölgeden (dört hastada metafizyel, iki hastada diafizyel) çoklu drilleme ve perkütan osteotom ile kortikotomi yapılmıştır.

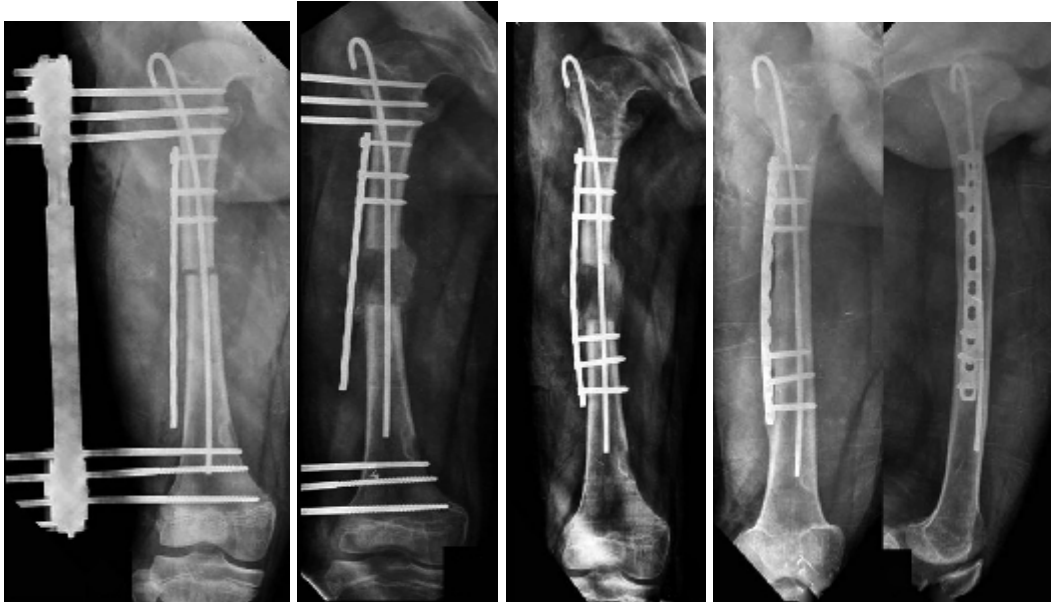
Postoperatif dönemde, üç-dört günlük latent dönem sonrası 1.5mm/gün distraksiyon yapılmıştır. Parsiyel yüke izin verilmiş ve en erken dönemde komşu eklem hareketleri için fizik tedavisine başlanmıştır. Planlanan uzatma tamamlandıktan sonra, osteotomi hattının proksimaline üç, distaline iki kilitli vida daha gönderilerek, proksimal ve distalde üçer kilitli vida ile fiksasyon sağlanmış; sonrasında eksternal fiksatör çıkarılmıştır. Fiksatör çıkarımının ardından yük verilmeden sakındırılmış, konsolidasyon süreciyle yük verimine başlanmıştır. Altı hastada ortalama 3.52 santim (2.3-5.1 arası) uzatma (preoperatif kemik uzunluğunun %14.6'sı) ortalama 45 günlük eksternal fiksatör süresi ile sağlanmıştır. Uzatma sonunda iki hastada gelişen orta derece prokurvatum deformitesini (11° ve 18°), eksternal fiksatör ile kortikotomi sahası ve plak arasında kontaminasyon ihtimalini azaltan minimal fiksasyon tekniğine bağlamışlardır (14). Ayrıca bir hastada da uzatma esnasında apeks anterior angulasyon ve translasyon deformitesi ile prematür konsolidasyon gelişmiştir. Bu hastaya revizyon kortikotomi yapılmıştır. Sonuç olarak altı hastanın üçünde dizilim problemi gelişmiş ve bu tekniğin zayıf yönü olarak göze çarpmıştır. Hiçbir hastada derin enfeksiyon izlenmemiştir. Iobst ve Dahl, çivi üzerinden uzatma tekniğine alternatif olarak, özellikle çocuklarda bu tekniği önermekle birlikte tüm yaş gruplarında yapılabileceğini bildirmişlerdir (14).



Şekil 73: Iobst ve Dahl 'ın, 2007 yılındaki yayınından vaka örneği (14).

Oh ve arkadaşları, yaş ortalaması 18.5 (11-40 arası) olan 10 hastaya submusküler plak üzerinden uygulama yapmışlardır. Dört hastada femur, altı hastada tibia üzerinde bu teknik

uygulanmıştır. Sekiz hastada monolateral eksternal fiksator kullanılırken, iki hastada tibia 'da İlizarov siküler fiksatorü uygulanmıştır. Uzatma sonunda ortalama 4.0 santim (3,2-5.5) uzatma (preoperatif ekstremité uzunluğunun %13'ü), ortalama 61,6 günlük eksternal fiksator süresi ile sağlanmıştır. Hiçbir hastada derin enfeksiyon izlenmemiştir. Uygulama teknikleri temel olarak Iobst ve Dahl 'daki gibi, uzatma sonunda osteotomi proksimali ve distalinde üçer kilitli vida olacak şekilde planlama yapılmıştır. Monolateral fiksator kullandıkları vakalarda proksimal ve distalde üçer shanz pini kullanılmıştır. Özellikle femurda, plak ile shanz pinleri lateralden uygulandığı ve uzatma sonrasında plağın osteotomi proksimali ve distalinden üçer kilitli vida gönderilmesinin gerekliliğı nedeniyle, uzatma miktarının ilizarova göre sınırlı olduğına dikkat çekilmiştir. Ayrıca iki vakada plağa ilaveten intramedüller rod koyarak, fiksator çıkarımı sonrası refraktürü önlemeyi amaçlamışlardır. Literatürde kilitli plakların biyomekanik olarak iyi stabilize sağladıkları bildirilse de, ideal yük paylaşıcı implanların intramedüller çivi oldukları; kilitli plakların bükölme ve aksiyel sertlik açısından intramedüller çiviler göre açıkça daha zayıf oldukları bildirilmektedir (140). Sonuç olarak, Iobst ve Dahl 'ın idda ettiğı bu tekniğın tüm yaş gruplarında çivi üzerinden uzatma tekniğine alternatif olarak uygulanabileceğı fikrinin aksine; Oh ve arkadaşları medüller çapın uygun olması durumunda, çivi üzerinden uzatma tekniğini tercih edeceklerini bildirmişlerdir. (141)



Şekil 74: Oh ve arkadaşlarının çalışmasında vaka örneğı. Plağa ilaveten bir intramedüller rod kullanılmıştır (141)

4.6.3.4.ELASTİK İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ VE EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA

Elastik çivi ile osetosentez, çocuklardaki uzun kemik metafiz ve diafiz kırıklarında yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Shetsov ve arkadaşları tarafından 2004 yılında, ilizarov ile elastik intramedüller çivi kombinasyonu ile yaptıkları vakaları yayınlayarak bu tekniği tanımlamışlardır (142). Shetsov ve arkadaşları, önce köpeklerde deneylerini gerçekleştirmiş ve ardından klinik çalışmayı, biri humerus, biri önkol, yedisi femur ve beşi tibia olmak üzere toplam 14 hasta üzerinde gerçekleştirmiştir. Vakalarda uzatmayla oluşan kemik rejeneratının iyi kalitede olduğu, konsolidasyonun klasik ilizarov metodundan daha hızlı olduğu, hedeflenen uzatma miktarına ulaşıldığı, elastik çivinin stabiliteyi arttırarak aks deviasyonunu engellediği bildirilmiştir. Hatta elastik intramedüller çivinin, eksternal fiksatör çıkarılmasından sonrada ilave stabilizasyon sağladığı belirtilmiştir. Ayrıca oluşan kemik rejeneratın iyi kalitede olması ve hatta konsolidasyonun daha hızlı olmasını, elastik intramedüller çivi ile endosteal dolaşımın bozulmamasına ve bir şekilde kemik yapımını uyarmasına bağlamışlardır. Vaka serilerinde derin enfeksiyon izlenmemiştir (142).

Lampasi ve arkadaşları bu tekniği, ortalama yaşı 6.6 olan altı hastanın femurunda, elastik intramedüller çivi üzerinden monolateral eksternal fiksatör kullanarak uygulamışlardır. Vaka serilerinde, ortalama 4.8 santim uzatma elde edilmiştir. Derin enfeksiyona veya refraktüre rastlanmamıştır. (143)

Tekniğin temelinde intramedüller elastik çivilerin apeksinin, hedeflenen uzatmanın sonunda oluşan kemik rejeneratında bulunması vardır. Çivi üzerinden uzatma tekniğinden farklı olarak, eksternal fiksatör sadece distraksiyon fazında değil, hem distraksiyon hem de konsolidasyon fazında mevcuttur. Elastik çiviler rijit çivilere göre daha ince oldukları için, eksternal fiksatör pinleri ile temas etme şansının daha az olduğu savunulmuştur. Fakat uzatma esnasında yer değiştiren elastik çiviler ile pinler arasında temas riski olduğu belirtilmiştir. Fakat her iki çalışmada da derin enfeksiyona rastlanmamıştır (142,143).

Bu teknikle oluşan kemik rejeneratının iyi kalitede olması ve konsolidasyonun hızlanması, kesin kanıtlanmamış olmakla birlikte, intramedüller yerleşimli elastik çivilerin

medullada kaymasının yaptığı irritatif etki ile kemik yapımını daha şiddetli stimule etmesine bağlı olduğu düşünülmüştür (142).

Sonuç olarak; derin enfeksiyon görülmemesi, epifizlere zarar verilmemesi, azalmış konsolidasyon süresi ile birlikte uzatmanın başarıyla sağlanması, aksiyel deviasyonu önlemesine dayanarak yazarlar pediatrik hastalarda bu tekniğin ideal olduğunu belirtmişlerdir (142,143).



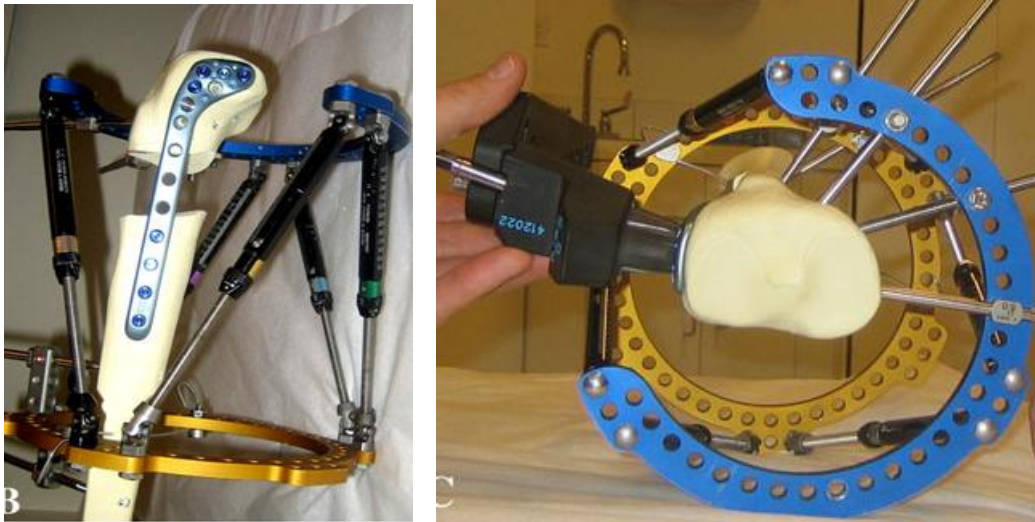
Şekil 75: Lampasi ve arkadaşlarının çalışmasından bir vaka örneği (143)

4.6.3.5.EKSTERNAL FİKSATÖR İLE UZATMA ARDINDAN PLAKLAMA

Uzatma ve ardından plaklama yöntemi ilk olarak Wagner tarafından 1978'de tanımlanmış ve popülerize edilmiştir (139). Sonrasında Wagner tekniği ile ilgili

modifikasyonlar literatürde bildirilmiştir (14,141,144,145,146). Eksternal ve internal sistemler arası kontaminasyon ve eksternal fiksatorün çıkarılıp plak uygulaması esnasında gelişebilecek dizilim kaybı ana çekincelerdir (14,139,141,146).

Wagner tekniğinin diğer bir modifikasyonu, Harbacheuski ve arkadaşları tarafından 2011 yılında tanımlanmıştır. Bu teknikte, uzatma sonrası sirküler fiksator segmentin üzerindeyken, minimal invazif plakla osteosentez yapılmaktadır (15). Tekniğin püf noktası, uzatma sonrasında plağın yaklaşımının olduğu bölgede, eksternal fiksator komponentinin olmamasıdır. Teknikte tüm hastalarda tibiya Taylor Spatial Frame kullanılmıştır. Proksimal halka 2/3 'lük seçilmiş ve halkanın açık kısmı tibia proksimal lateral plak uygulanması esnasında yaklaşıma izi verecek şekilde yerleştirilmiştir.(Şekil 74).

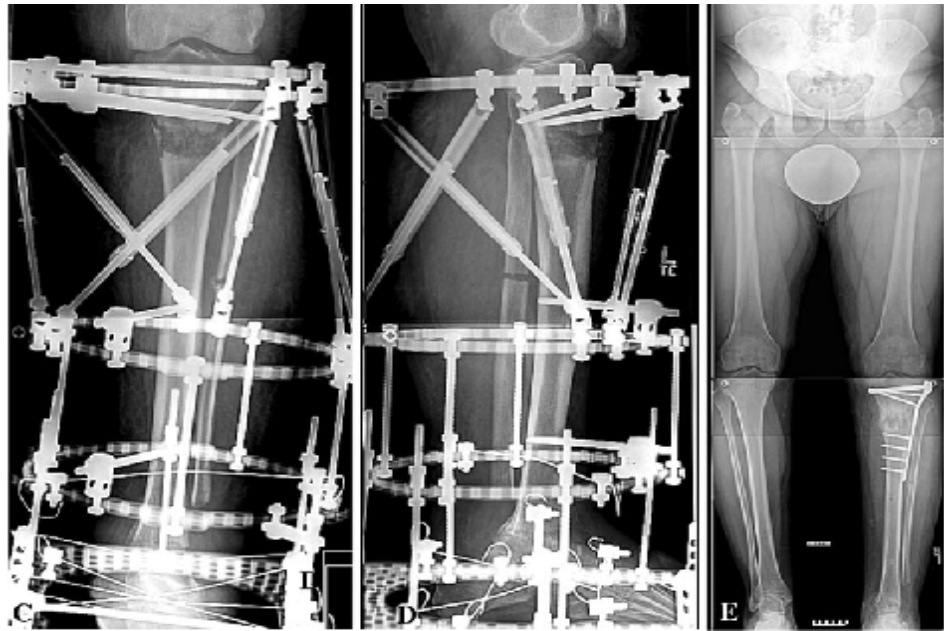


Şekil 76: Harbacheuski ve arkadaşları yayınladıkları çalışmalarında, kemik model üzerinde tekniğin kemik model üzerinde uygulanışını göstermiştir (15).

Harbacheuski ve arkadaşları yayınlarında, benzer demografik ve etyolojik özelliklere sahip hastalardaki 27 'şer tibianın, klasik uzatma ve tanımladıkları tekniği karşılaştırmışlardır. Klasik teknikle 2 ay/cm olan eksternal fiksasyon indeksi, bu teknikle 1.3ay/cm bulunmuştur. Ayrıca kemik iyileşme indeksleri klasik grupta 2.2ay/cm iken, bu teknikte 2.1ay/cm bulunmuştur. Bu plak yerleştirmenin kemik iyileşmesini olumsuz etkilemediğini göstermektedir. Ayrıca bu teknikle derin enfeksiyon izlenmemiştir (15).

Bu tekniğin uygulandığı 27 hastanın yedisinde, mekanik aksın mediale yer değiştirdiği görülmüştür. Bu yedi hastanın ikisinde plak kırılması ve beşinde ise plağa rağmen medial rejeneratın çökmesi, mekanik aks sapmasına sebep olmuştur. Plak kırılmasına sebep olarak, plaklamaya erken geçilmesi ve plağın bu yükü taşıyacak kadar sağlam olmamasını suçlamışlardır. Çözüm olarak, 2mm daha kalın ve rejenerat kısmında delikleri olmayan özel yapım plak kullanmayı düşünmüşler ve bir hastada başarıyla gerçekleştirmişler. Sağlam plağa rağmen rejeneratın medial kısmının çökmesini, plaklamayı bir miktar daha geç yaparak ve yüklenmeyi grafide konsolidasyon daha belirgin olana kadar ertelemeyle engellenebileceğini belirtmişlerdir (15).

Sonuç olarak Harbacheuski ve arkadaşları, tekniğin zayıf yanı olan dizilim bozukluğu probleminin, tarifledikleri özel yapım plaklar ile ve plaklamanın bir süre daha ertelenmesi ile aşılabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca eksternal fiksatör ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme tekniğinde, bu tekniğe ve klasik uzatma tekniğine göre belirgin daha iyi iyileşme indeksi olması sebebiyle, uygun hastalarda bu teknik yerine, eksternal fiksatör ile uzatma ve ardından intramedüller çivileme yönteminin kullanılmasını önermişlerdir (13,15).



Şekil 77: Harbacheuski ve arkadaşları'nın yayınından vaka örneği (15).

4.7.POLLER VİDA UYGULAMASI

Uzun kemik distal metafizer ve metafizodiafizer bileşke kırıklarında, intramedüller çivi uygulaması sırasında, çivi ile redüksiyonun sağlanamadığı veya yapılan fiksasyonun stabil olarak korunamadığı literatürde bildirilmiştir (147). Çünkü intramedüller çivi, diafizyel bölgeden farklı olarak, bu bölgelerdeki medüller kaviteyi dolduramaz ve korteks çivi teması sağlanamaz.

Kilitli intramedüller çivideki distal ve proksimal kilitleme vidaları, rotasyon ve uzunluğun sağlanmasında etkilidir. Çivi korteks temasının sağlanamadığı metafizodiafizer bölgelerde, çivinin içinden geçen kilit vidaları ile çivi arasındaki boşluk sebebiyle bir miktar hareket olduğu ve bunun kırık hattında translasyon ve angulasyona sebep olabileceği belirtilmiştir (148).

Uzun kemik metafizodiafizer kırıklarında intramedüller çivi uygulamalarında, yetersiz redüksiyon ve malunion riski, distal segmentin uzunluğu kısaldıkça artar (149) (150). Ayrıca daha küçük çaplı ve rimerize edilmeden yapılan çivi uygulamalarında bu problemle daha sık karşılaşıldığı literatürde bildirilmiştir (148).

Poller vida tekniği, ilk kez Krettek ve arkadaşları tarafından 1999 yılında tanımlanmıştır (148). 10 proksimal ve tibia 11 distal tibia olmak üzere toplam 21 vakanın 13'ünde bir adet, diğerlerinde iki veya üç adet olmak üzere poller vidası kullanmışlardır. Hastaların hepsinde kırık iyileşmesi 0.5° 'lik forntal plan, 0.4° 'lik sagittal plan redüksiyon kaybıyla tamamlandığı bildirilmiştir (151).

Krettek ve arkadaşları, taze insan kadavra tibialarında oluşturulan proksimal ve distal tibia kırıkları üzerinde yapılan mekanik çalışmada, poller vidası kullanılması ile proksimal kırıklarda %25, distal kırıklarda ise %57 oranında deformasyonun azaldığını bildirmişlerdir (148). Blok vida tekniği ile intramedüller çivinin etrafından gönderilen vidalar ile metafizyel medüller kavitenin daraltıldığını, bu sayede çivinin translasyonunun azaltıldığını ve kemik implant kompleksinin dayanıklılık ve sertliğinin arttırıldığını göstermişlerdir (148).

Krettek ve arkadaşları, kırık hattının konkav tarafından, proksimal ve distalinden birer adet poller vidası kullanılmasını önermişlerdir. Poller vidası uygulanmasında, vida kırık hattına ne kadar yaklaşırsa, etkisinin o kadar arttırdığı belirtilmiştir (148).

Biewener ve arkadaşları, 2002 yılında Krettek ve arkadaşlarının tanımladığı poller vidası tekniğine benzer şekilde, intramedüller çivinin distal fragmanda santral pozisyonda yerleştirilmesini sağlayan, ardışık Kirshner tellerinin yerleştirilmesi tekniğini tanımlamış ve bunu "pallisade method" olarak tanımlamıştır (152).

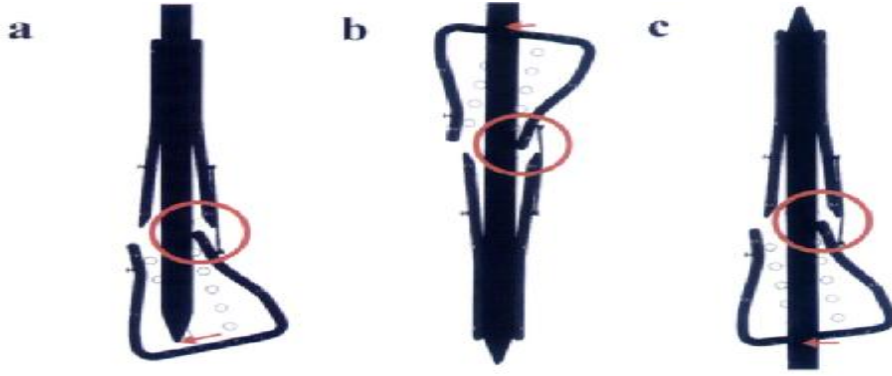
Stedfelt ve arkadaşları, raktangüler yapıdaki iki plak ile uzun kemiğin diafiz ve metafiz yapısını temsil eden modelleme ile poller vidası tekniğindeki mantığı açıklayan çalışmalarını 2004 yılında yayınlamışlardır (153). Modelde iki plaka arasında kullanılan lastik banlar ile kırık hattına uygulanan deforme edici kas gücü modelize edilmiştir. Stedfelt ve arkadaşları, bu teknikteki temel amacın kırık fiksasyonunda eksik olan üç nokta fiksasyonunun sağlanması olduğu bildirmiştir (153). Ayrıca deforme edici yumuşak doku kuvvetlerinin üç nokta prensibi ile nötralize edilmesi yönteminin, tansiyon band tekniğinin analogu olduğu belirtilmiştir (153).

Bu üç nokta;

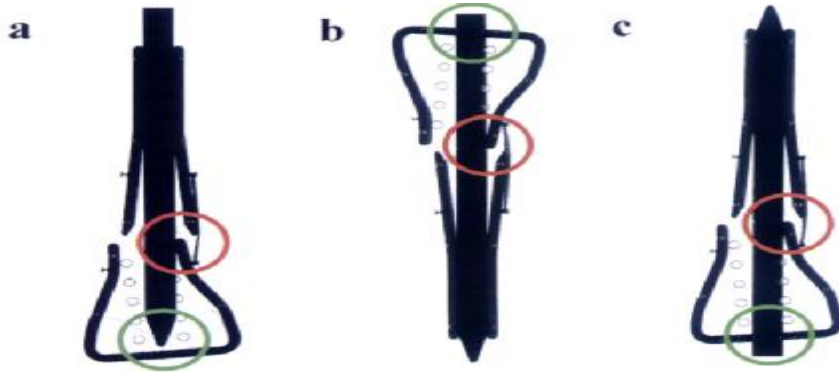
1. Uzun kemiğin istmusu
2. Kırıkla çivi girişi aynı yönlü ise çivi giriş noktası; kırık ile çivi girişi farklı yönlü ise, çivinin distaldeki çapalama noktası
3. Kullanılan poller vidası

Kullanılan poller vidası, yapay bir kortkes desteği gibi davranarak, üç nokta prensibini sağlar (150,153).

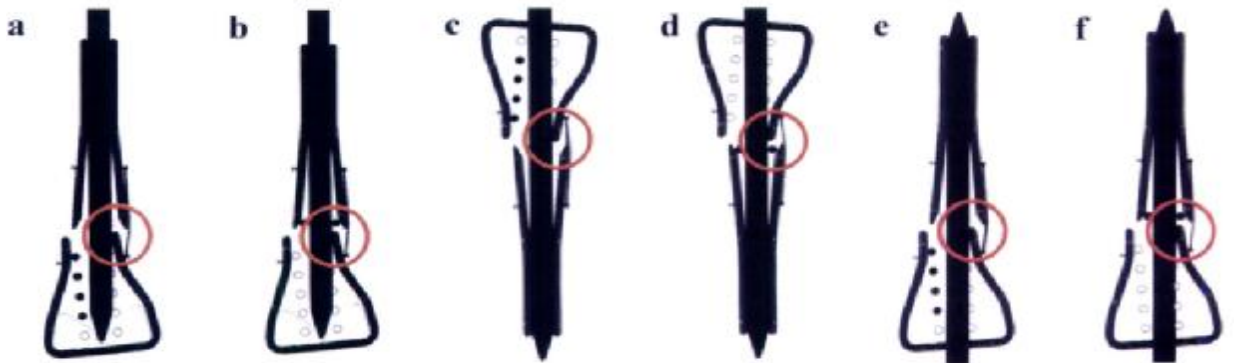
Bu üç nokta prensibinin sağlanması, her iki plan içinde geçerlidir. Yani koronal ve sagittal planda deplasmanı olan biplanar deplasman durumunda, her iki planda da poller vidası uygulanması gerekmektedir (153).



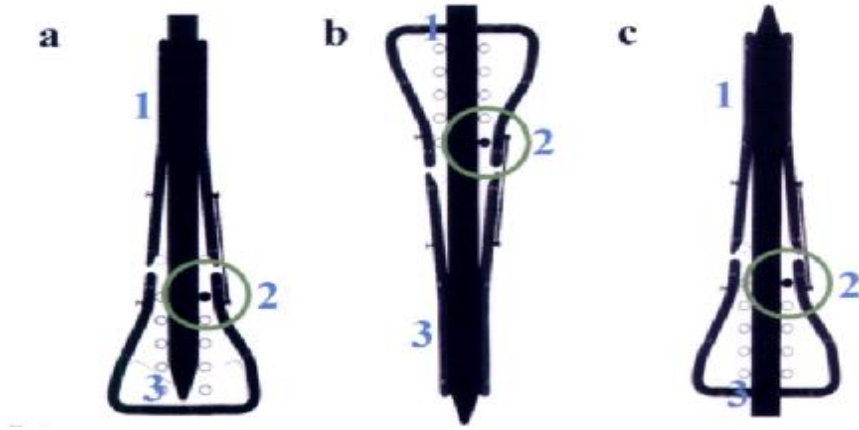
Şekil 78: Çivinin yerleştirilme tekniğinden bağımsız olarak, çivinin kısa kırık segmentinin duvarı ile temas etme eğilimi halkalar ile gösterilmiş (153).



Şekil 79: Çivi kısa fragmanda santral pozisyonda uygulansa bile, kısa segmentte çivi korteks teması olmadığı için malalignment hala gelişebilir (153).

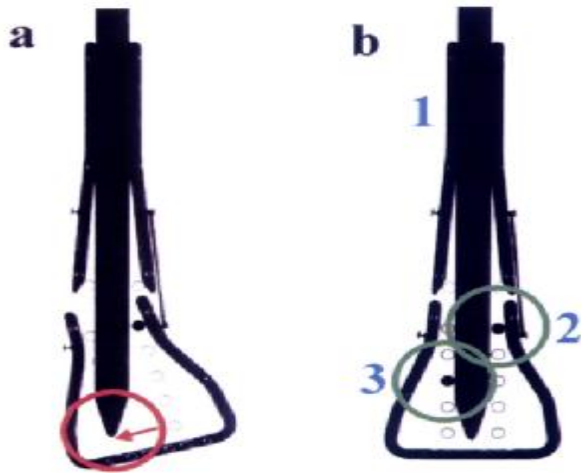


Şekil 80: Poller vidası yerleştirilmiş fakat üç nokta fiksasyonu sağlanamadığı için kırık redüksiyonu sağlanamamıştır (153).

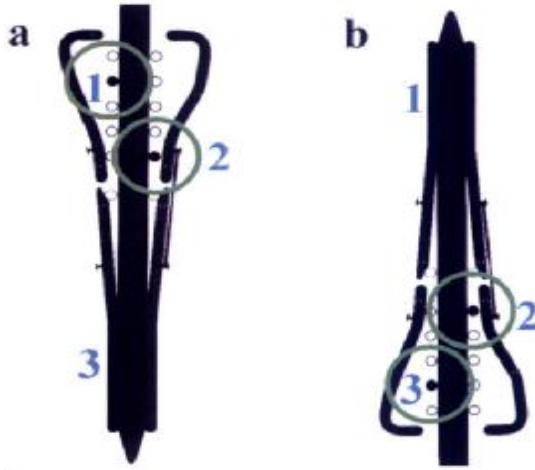


Şekil 81: Kullanılan tek poller vidası ile üç nokta fiksasyon sağlanmış ve redüksiyon sürdürülmüştür (153).

Eğer çivi kısa ve çivinin distal ucu distal kısa segmental fragmanda dayanak noktası bulamıyor ise, üç nokta fiksasyonu ikinci bir poller vidanın uygulanması ile sağlanabilir (Şekil 82). Aynı problem, çivinin giriş noktası çok geniş ise görülebilir. Bu durumda da ikinci bir poller vidası ile kısa fragmanın kırıktan uzak konveks kısmına uygulanarak problem çözülebilir. (Şekil 83)



Şekil 82: Çivinin distal dayanağı olmadığında, ikinci bir poller vidası ile redüksiyonun sağlanması (153). .



Şekil 83: Genişlemiş giriş noktası nedeniyle, üç nokta fiksasyonunun sağlanamadığı durumlarda, ikinci bir poller vida uygulanması ile redüksiyon sağlanabilir (153).

Stedfelt ve arkadaşları, modelden yaptıkları çıkarımları uyguladıkları tibia, humerus ve femur kırığı olan 48 vakalık serilerini yayınlamışlardır. Tüm vakalarında 5° 'den az aksiyal dizilim bozukluğu ile iyileşme bildirmişlerdir. Tek komplikasyon olarak, bir vakalarında poller vidası nedeniyle anterior tibial tendon irritasyonu bildirmişlerdir (153).

Ostrum ve arkadaşları, ekstraartiküler metafizodiafizer kırığı olan 37 hastaya poller vidası tekniği eşliğinde retrograde intramedüller çivi uyguladıkları çalışmalarını yayınlamışlardır. Tüm vakalarda deformite veya deplasman gelişmeksizin iyileşme bildirilmiştir. Hiçbir vakada poller vidası kullanımından kaynaklanabilecek vida kırılması, vidanın ağırlı veya belirgin olması nedeniyle çıkarılmasının gerekmesi gibi bir durumla karşılaşılmamıştır (150).

Krettek ve arkadaşları, vaka serilerinde 3.5 mm kortikal, 4.5 mm kortikal veya 6.5 mm kansellöz vidaları poller vidası olarak kullanmışlardır (148). Ricci ve arkadaşları, 12 vakalık proksimal tibia kırığı serisinde, iki vakada 3.5mm kortikal vida dışında, çivinin standart kilitleme vidalarını poller vidası olarak kullanmıştır. 12 hastadan sadece 3.5mm kortikal vidayı poller vidası olarak kullandığı bir hastasında, vidada eğilme oluşmuştur (149). Ostrum ve arkadaşları, 37 vakalık serilerinin tümünde poller vidası olarak, çivinin standart kilitleme vidalarını kullanmışlardır (150).

Shahuameed va arkadaşları, çivinin yerleştirilmesi sırasında poller vidası fonksiyonu gören, 3.9 mm çaplı steinman pininin önce yerleştirilmesi ve ardından pinin çıkarılarak 5mm'lik çivi kitleme vidası gönderilmesini alternatif bir teknik olarak tanımlamışlardır. Önce steinman pinin yerleştirmenin avantajı olarak, doğru olmayan poller vidası yerleşimlerinde gelişebilecek vida yamulması veya kırılmasının önüne geçildiği ve doğru olmayan yer seçiminde kolaylıkla değiştirilebilmesi olduğunu belirtmişlerdir (154).

Poller vidası, kırık hattına 1-3 cm uzaklıkta konulmalıdır. Daha yakın mesafeden konulursa, kırığa hattına uzama riski vardır (154,155).

Poller vida kullanımı ile, çivi ile birlikte redüksiyonun sağlanması ve sürdürülmesi dışında, stabilizasyonu da arttırdığı literatürde bildirilmiştir (148,151,153,154).

5.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu deneysel çalışmada altı adet alt ekstremite modeli oluşturuldu. Tüm modellere önce intramedüller çivi yok iken sadece monolateral eksternal fiksator ile anatomik ekseninde uzatma yapıldı. Sonrasında tüm femur kemik modellerine önce intramedüller çivi yok iken; ardından 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm boyutlarında olmak üzere toplam sekiz retrograd intramedüller çivi var iken, monolateral eksternal fiksator mekanik aksta ile uzatma yapılmıştır. Alt ekstremite modellerine uygulanan 10 farklı sistem ile, uzatmanın her bir cm'indeki mekanik aks sapması ölçüldü.

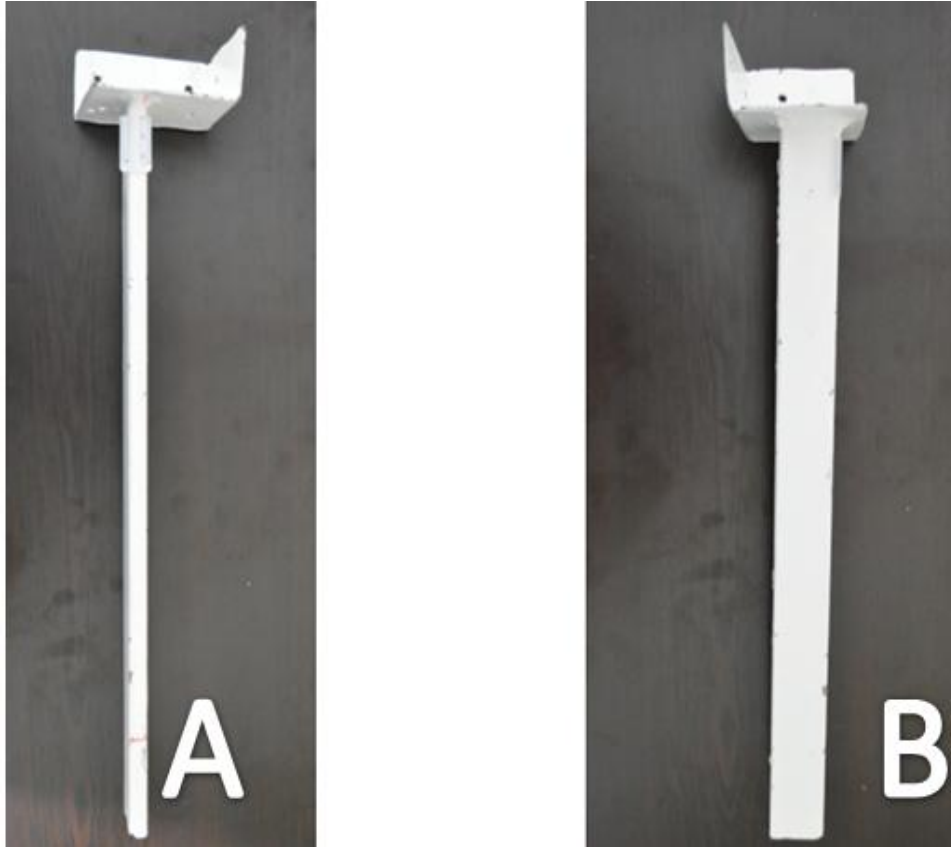
Sonuç olarak; ilk aşamada anatomik ekseninde uzatma ile birlikte alt ekstremite mekanik aksında sapmanın ne kadar olacağı belirlendi. Ayrıca hangi boyuttaki çivi veya çiviler ile hangi cm'e kadar mekanik aksta uzatmanın, optimal sonuç olarak öngördüğümüz çivi yok iken mekanik aksta yapılan uzatmadan, mekanik aks sapması açısından farksız olacağı belirlemek amaçlanmıştır.

5.1.ALT EKSTREMİTE MODELİNİN BELİRLENMESİ

Oluşturulan alt ekstremite modellerinde kullanılan standart sağ femur modelleri (Synbone 1152.1) 465mm uzunluğuna, 86 mm kondiler genişliğe, 135°saft boyun açısına, 48 mm baş çapına, 15°anteversiyona ve 9.5mm kanal çapına sahiptir. Hepsinin medüller kanalın distali standart olarak açıktı.

Tibiyayı temsil etmesi için, elimizde altı adet standart tibia kemik modeli olması rağmen; tibia ile femur arasında herhangi bir açılma ve translasyon olmaması, sabit olarak eklemleştirmenin gerekmesi ve her retrograd çivi uygulamasında eklemleştirdiğimiz kemik modellerini tekrar ayırmamızın ölçüm güvenilirliğini tehlikeye atabilme ihtimali dolayısıyla, tibia kemik modelleri tercih edilmedi. Tibia kemik modelleri yerine, özel yapım, birbirine kaynak yapılmış üç demir plaka ve çubuk ile tibia simüle edilmiştir. Bu modelin uzunluğu 400 mm 'dir. Literatürde femurun tibiya oranı 1.2 olması dolayısıyla, 0.3mm uçlu asetat kalem ile demir çubuk, tibiyanın boyu 350 mm olacak şekilde bir nokta ile işaretlenmiştir (156). Ayrıca işaretlenen bu nokta ile, medial proksimal tibial açı 87° olarak sağlanmıştır.

Plakanın tabanının, femur kondiline tam olarak oturması ile koronal planda sabit açı ile eklemlenme standardize edildi. Eklemlenen tibia ve femur modellerinde translasyonun engellenmesi, tibial simule modelin tabanındaki plakaya sagittal planda kaynatılan ikinci bir plakayla sağlanması planlandı. Sagittal plandaki bu plaka ile femur kemik modelinin medial epikondiline temasının sağlanması ile translasyon gelişmesi engellendi. Koronal planda tabandaki plakaya arka kısımdan kaynatılan üçüncü bir plaka ile, femur kondillerinin posterioruna temas sağlanarak, tibiayı simule eden modelin rotasyonu standardize edilmiştir. Tüm modellerdeki ölçüm uygulamalarında, femur modeli kondillerine tabandaki plakanın ve femur modeli medial epikondiline sagittal plandaki plakanın temaslı olması sağlanmıştır.



Şekil 84: Tibiayı simule etmesi için hazırlanan birbirine kaynaklatılmış üç demir plaka ve çubuk. A: anteroposterior görünümü. B: Lateral görünümü

İntramedüller çivi uygulaması için, standart femur retrograd intramedüller çivi seti kullanıldı (TIPMED, suprakondiler kilitli çivi). Standart tekniğe uygun olarak elastik oyucular ile skopi altında 13mm 'e kadar medulla rimerize edildi. Kullanılan femur modellerinde retrograd giriş yeri açık olduğu için, standardizasyon sağlandı.

Femur distalinde yapılacak olan osteotomi seviyesi belirlenirken; gerçekleştirdiğimiz metodda poller vidası tekniği kullanılacağı için, literatürde poller vidasının kırık hatına minimum 1cm olmak şartıyla 1-3 cm mesafede kullanılmasının önerilmesi dikkate alınmıştır (154,155). Ayrıca poller vidasının yeri belirlenirken, model kemikteki kısa segmentte 2 adet kitleme çivisinin yeri de göz önünde bulundurulmuştur. Bu nedenle, çivi proksimalindeki distal kitleme vidasının 2 cm distalinden osteotomi yapılması planlandı. Bu durumda, kullanmış olduğumuz retrograd çivinin (TIPMED, suprakondiler kilitli çivi) 60. mm 'de olan kitleme vidasının 2 cm distali olan 80 mm' den osteotomi yapılması planlandı.

Hangi çivi boylarının kullanılacağı literatüre göre belirlendi. En uzun çivi boyu, torkanter minör seviyesine 2 cm 'den daha yakın olmayan, 320 mm'lik çivi seçildi (116). En kısa çivi boyu olarakta, literatürde uzatma sonrası distal parçada en az 8 cm'lik intramedüller çivi kısmının kalması önerildiği göz önüne alındı (7). En kısa çivi boyu olarak 200 mm uzunlukta olması belirlendi. Ayrıca 240 ve 280 mm uzunluğundaki çivilerin ara boyları oluşturması planlandı.

Çivi üzerinden uzatma tekniğinde, genellikle medullanın oyulduğu çapın 1.5 mm altı çaptaki intramedüller çivinin kullanılmasının gerektiği, tekniğin tanımlayıcısı olan Paley ve arkadaşları ile diğer birçok otör tarafından belirtilmiştir (7,22,76,102,116,117). Nitekim literatürde medullanın oyulduğu çapın 2.0 mm altı çaptaki intramedüller çivinin kullanılmasını öneren otörlerde mevcuttur (37,104,118). Buradan yola çıkarak, 13 mm 'lik elastik oyucular ile kullandığımızdan dolayı, 2mm ve 3mm altındaki çaplar olan 10mm ve 11mm çandaki çivilerin kullanılması planlandı. Sonuç olarak 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm olmak üzere, toplam 8 çeşit intramedüller çivi kullanılması planlandı.

Literatürde ekstremité uzatma miktarı 5- 6 cm 'den veya ekstremité uzunluğunun %20'sinden fazla uzatma yapılması sonrasında gelişen komplikasyon oranının belirgin olarak

arttığı bildirilmiştir (91,100,101,102,103,157). Çalışmada 6 cm 'e kadar uzatma yapılması planlandı.

5.2.ALT EKSTREMİTE MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Oluşturacak sistemde femur modelinin rotasyonunu sabitlemek amacıyla, biri anatomik eksen diğeri mekanik eksen modelinde kullanılmak üzere iki adet 30×100 cm boyutunda kaygan yüzeyli tahta plaka özel olarak yaptırıldı. Modeli standardizasyonu açısından, femur maketi ve eksternal fiksatörün rotasyonel olarak sabitlemek gerekiyordu. Çünkü femur maketinin rotasyonu, hem femur boyun uzunluğuna bağlı olarak femur anatomik mekanik açı farkını hem de femur kondillerinin tibiayı simüle eden plakaya standardize oturmasını etkileyecekti.

Femur modeli tahta plaka üzerine uzunlamasına konularak, kondillerinin ve trokanter majorun posterior yüzeyinin teması görülerek, altı modelde aksiyel planda rotasyon standardize edildi.

Kullanılacak olan 420 mm uzuluğundaki Monorail fiksatörün de (UNIX, rail deformite fiksatörü, Response-Ortho) hareketini önlemek için her iki yanına ve rotasyonu önlemek için de altına uygun boyutlardaki tahta bloklar ile alttaki tahta plakaya fikse edildi.

Monorail fiksatörü kemik modele fikse ederken, proksimalde ve distalde ikişer olmak üzere toplam dört shanz kullanılması planlandı (7,158). Ayrıca femur ve eksternal fiksatörün rotasyonlarının standardizasyonu korunarak, shanz çivilerinin fiksasyonu yapılmalıydı. Tanımlanmış olan tekniğe uygun olarak, shanz çivilerinin kemiğe tam dik açıyla atılması amaçlandı (7,37,101,103,116,117).

İlk önce trokanter minör seviyesine shanz çivisi (6×45×180 mm, paslanmaz çelik, TIPMED) gönderildi. Koronal planda dik ve sagittal planda ortalayarak Shanz çivisi gönderildi. Böylece Shanz çivisinin maksimum tutma gücü elde etmesi amaçlandı (116). Ayrıca ilk Shanz çivisinin gönderilmesi esnasında, tam dik açıyı sağlayabilmek için gonyometreden yararlanıldı. Sonrasında retrograd intramedüller çivi yerleştirilme aşamasına geçildi. Daha önceden 13mm 'e kadar oyulmuş olan femura, çivi femur modellerindeki sabit giriş yerinden yerleştirilerek, intramedüller çivinin kılavuzu yardımıyla proksimal 45 ve 55

mm boyundaki kilitleme çivileri medialden laterale gönderildi. Bu aşamadan sonra trokanter minör seviyesine konulan shanz çivisi, monorail fiksatorün proksimal klempine tutturuldu. Bu sayede, distaldeki fiksator klempine en distalde planlanan 2. shanzın gönderilmesi için kılavuz olarak kullanıldı. Femur distaline gönderilen 2. shanz çivisinin çivi ile temasının olmadığı, orjinal teknikte tanımlandığı gibi skopi ile teyit edildi (7). Proksimal ve distalde atılan shanz çivileri sayesinde dizilimi sağlanan monorail fiksatorün diğer klempeleri kılavuzluğunda, proksimal ve distaldeki 3. ve 4. shanz çivileri de gönderildi.

Shanz çivileri gönderilirken shanzların birbirine hem koronal hemde aksiyel planda paralel olması, proksimal ve distaldeki shanzların klempeleri yarı sıkılı iken, klempelerin kılavuz olarak kullanılması ile sağlandı.

Distaldeki shanz çivilerinin, çivi ile temas etmemesi çok önemliydi. Çünkü bu durumda, kilitleme vidaları ve çivi arasındaki boşluktan kaynaklanan hareket sınırlandırılacaktı.

En son olarakta gönderilen intramedüller çiviler çıkarıldı. Osteotominin planlandığı seviye olan, proksimal kilitleme vidalarının distalindeki vidanın 2 cm distalinden, gigli teli yardımıyla ostetotomi yapıldı.

Tüm uzatma modellerinde, trokanter minördeki shanz çivisinin kemiğe giriş noktası ile proksimaldeki açı ayarlı klempine tutturulduğu nokta arasındaki mesafe standardizasyon için 4.5 cm olarak sabitlendi.

Monorail eksternal fiksatorün proksimal ve distal klempeleri açı ayarlı seçilmiştir. Böylece femur modelindeki 6° 'lik anatomik-mekanik aks farkının, kemiğe dik açıyla gönderilen shanzları tutan klemp yardımıyla sisteme yansıtılarak, monolateral fiksatorün mekanik aksta uzatma yapmasının sağlanması planlanmıştır. Yani; mekanik ekseninde uzatma planlanan modelde proksimal ve distalde açı ayarlı klempeleri 6° 'ye, anatomik ekseninde uzatma planlanan modelde ise proksimal ve distalde açı ayarlı klempeleri 0° 'ye ayarlanarak anatomik ve mekanik eksenindeki uzatmalar sağlanmıştır

Açı ayarlı klempelerdeki açı değerleri, beşer derece aralıklar ile işaretlenmiştir. Klemp üzerinde 7° 'lik ayarlama yapılmıştır. Klemp üzerinde ayarlanan bu değer tüm ölçümlerde standardizasyonu için, klemp bu açı değerinde metal yapıştırıcısı yardımıyla sabitlenmiştir.

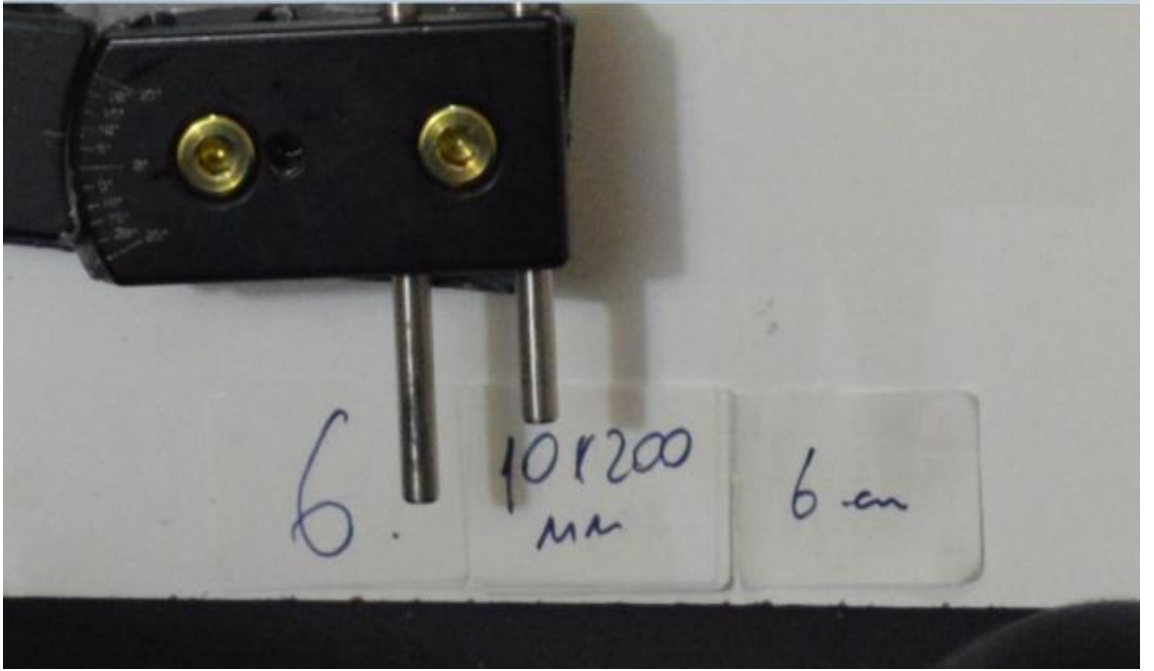
Çivi ile birlikte mekanik aks sapması uygulamalarında, osteotominin hemen proksimalinde femurun her iki yanında bulunan, altaki tahta plağa fikse edilmiş tahta bloklar kullanıldı. Monolateral fiksator etrafında ve proksimalindeki tahta bloklar yardımıyla, fiksatorün üzerinde bulunduğu tahta plağa göre pozisyonu sabitlenmiştir. Femur kemik modelinde osteotomi proksimalinde kullanılan iki adet tahta blok yardımıyla da, mekanik ekseninde çivi üzerinden uzatma esnasında gelişebilecek kemik modelindeki esnemenin önüne geçilmesi planlanmıştır.



Şekil 85: Anatomik ve mekanik ekseninde uzatma modeline örnek resimlerdir. Üstteki resimde görüldüğü gibi, çivi ile birlikte mekanik aks sapması uygulamalarında osteotomi proksimalinde kullanılan, sistemin esnemesi veya hareketini önleyen, alttaki tahta plakaya fikse edilmiş tahta bloklara dikkat ediniz.

5.3.MEKANİK AKS SAPMA MİKTARININ BELİRLENMESİ

Oluşturulan altı alt ekstremite modelinde; anatomik ekseninde intramedüller çivi yok iken, mekanik ekseninde çivi yok iken ve mekanik ekseninde 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm boyutlarında intramedüller çivi var iken olmak üzere, toplam 10 adet uygulama yapıldı. Her uygulama 0 cm'den 6.cm 'e kadar distraksiyon yapılarak, her cm 'de fotoğraflandı. Tüm fotoğrafların çekimi esnasında, oluşturulan modelin numarası, uygulanan işlem ve uzatma miktarını yazan yapışkan kağıtlar ile fotoğrafa kimlik oluşturuldu.



Şekil 86: Her fotoğraf için oluşturulan kimlik.

Fotoğraflama işlemi, Nikon 3200 marka profesyonel tip fotoğraf makinesiyle yapıldı. Fotoğraflama işlemi sırasında kadranın merkezinin, diz ekleminde olması sağlanarak, magnifikasyon hatalarından kaynaklı hataların önlenmesi amaçlandı.

Alınan fotoğraflar, önce Windows Paint programı ile açıldı. Önceden 0.3mm uçlu kırmızı asetatlı kalem ile işaretlenmiş femur başının merkezi ve ayak bileğinin merkezini

temsil eden noktaların arası, Windows Paint programı yardımıyla çizgi çekilerek mekanik aks belirlendi.



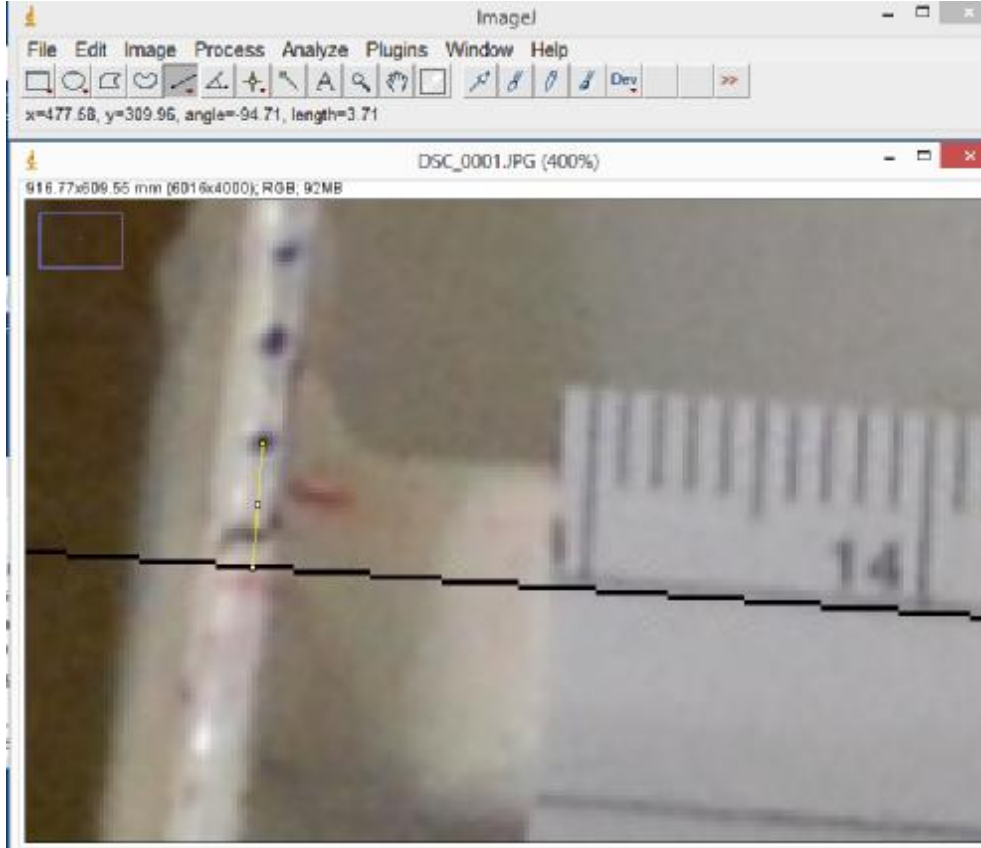
Şekil 87: Uygulama modelinde alınan fotoğrafta, alt ekstemite mekanik aksının belirlenmesi..



Şekil 88: Çekilen fotoğraflardan mekanik aks çizilmesinin yakınlaştırılmış görüntüsü.

Windows Paint programı yardımıyla mekanik aksı çizilen fotoğraflar, IMAGEJ v1.48 programı yardımıyla %400 büyütme altında bakıldı. Tibia simule modelinin proksimaline yapııştırılmış 20 mm'lik cetvel baz alınarak, IMAGEJ v1.48 programı aracılığıyla pikselin milimetreye kalibrasyonu sağlandı. Mekanik aks çizgisi ile tibiayı simule eden plağın ön yüzündeki baz alınan noktanın merkezi arası uzaklık, milimetrenin yüzde biri değeriyle ölçüldü.

Yirmi mm'lik cetvel kağıdının tibia simule modelinin proksimaline yapıştırılmasındaki amaç, fotoğraf çekiminde kadranın merkezinde kalmasını sağlamak ve magnifikasyon hatalarından kaçınmaktır.



Şekil 89: IMAGEJ v1.48 programı ile % 400 büyütme altında mekanik aks deviasyonu ölçümü.

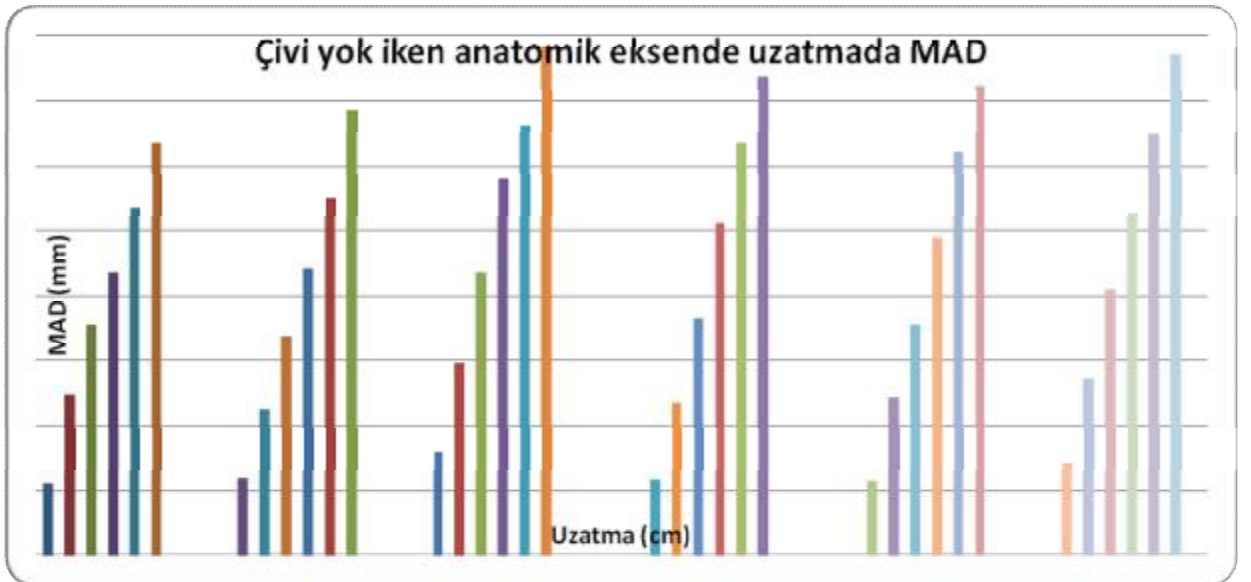
5.4.İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Mekanik aks deviasyonunun ölçüm değerleri, SPSS 15.0 programına girilmiştir. Oluşturulan altı alt ekstremité modeline yapılan on farklı uygulama ile her bir santim de gelişen mekanik aks değerlerinin ortalama, ortanca, standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca Wilcoxon Signed Ranks testi ile çivi yok iken eksternal fiksator ile mekanik eksen de uzatma yapılması ile diğer uygulamalar arasında anlamlı fark olup olmadığı bulundu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

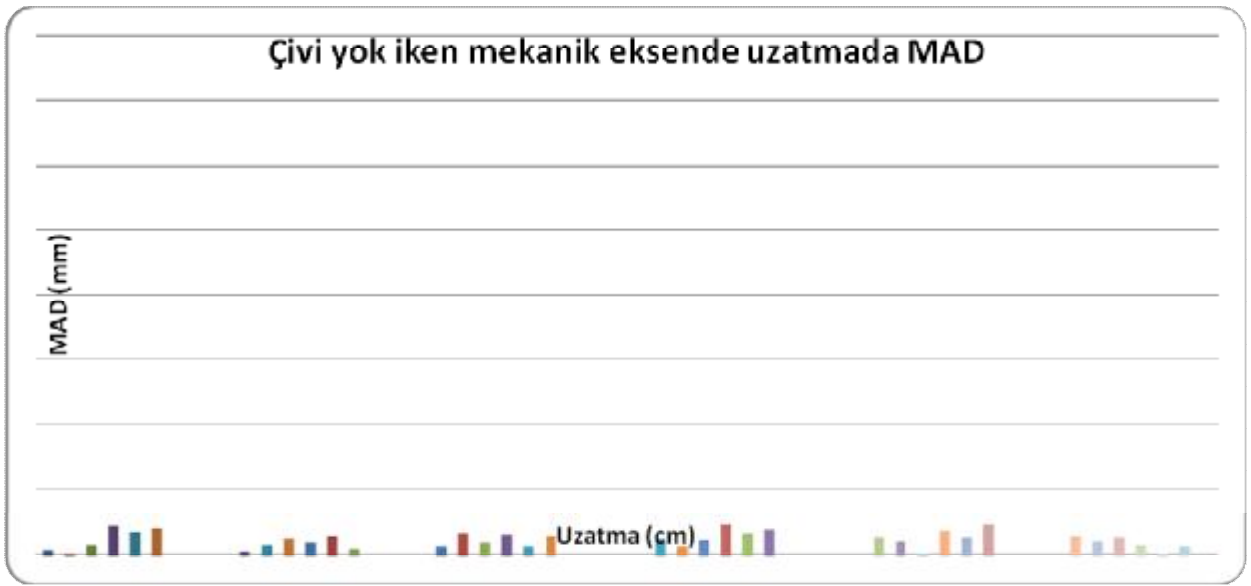
Oluşturduğumuz altı adet alt ekstremite modellemesi ile, çivi yok iken anatomik ekseninde 6 cm uzatma ile mekanik ekseninde minimum 3.18 mm maksimum 3.92mm olmak üzere ortalama 3.61mm sapma görüldü. Beşinci cm 'de; minimum 2.67 mm, maksimum 3.31 mm, ortalama 3.04 mm mekanik aks sapması görüldü. Dördüncü cm'de; minimum 2.21 mm, maksimum 2.89 mm, ortalama 2.58 mm mekanik aks sapması görüldü. Üçüncü cm'de; minimum 1.69 mm, maksimum 2.18 mm, ortalama 1.88 mm mekanik aks sapması görüldü. İkinci cm'de; minimum 1,12 mm, maksimum 1.48 mm, ortalama 1.26 mm mekanik aks sapması görüldü. Birinci cm'de ise minimum 0.55 mm, maksimum 0.79 mm, ortalama 0.63 mm mekanik aks sapması görüldü. Birinci cm'de 0.096, ikinci cm'de 0.133, üçüncü cm'de 0.188, dördüncü cm 'de 0.241, beşinci cm'de 0.271, altıncı cm 'de 0.276 mm standart sapma değerleri görüldü.

Çivi yok iken anatomik ekseninde altı cm uzatmaya genel olarak bakıldığında, santim başına ortalama 0.60 mm mekanik aks sapma görüldü. Birinci cm ile ikinci cm arasında ortalama 0.63 mm, ikinci cm ile üçüncü cm arasında ortalama 0.63 mm, üçüncü cm ile dördüncü cm arasında ortalama 0.55 mm, dördüncü cm ile beşinci cm arasında ortalama 0.56 mm, beşinci cm ile altıncı cm arasında ortalama 0.57 mm mekanik ekseninde sapma görüldü.



Grafik 1: Çivi yok iken anatomik ekseninde uzatma ile görülen mekanik aks sapması

Çivi yok iken mekanik eksen de uzatma yaptığımızda; birinci cm 'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.03 mm, maximum 0.014 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.01 mm, maximum 0.16 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.01 mm, maximum 0.13 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.015 mm, minimum 0.08 mm, maximum 0.23 mm; beşinci cm 'de ortalama 0.11 mm, minimum 0.01 mm maximum 0.17mm; altıncı cm 'de ortalama 0.14 mm, minimum 0.05 mm, maximum 0.23 mm mekanik eksen sapması görüldü.



Grafik 2: Çivi yok iken mekanik eksen de uzatma ile görülen mekanik aks sapması.

10×200 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.15 mm; ikinci cm'de ortalama 0.07 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.18 mm; üçüncü cm'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.20 mm; dördüncü cm'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.18 mm; beşinci cm'de ortalama 0.15 mm, minimum 0.07 mm, maksimum 0.25 mm; altıncı cm'de ortalama 0.16 mm, minimum 0.07 mm, maksimum 0.27 mm mekanik eksen sapması görüldü.



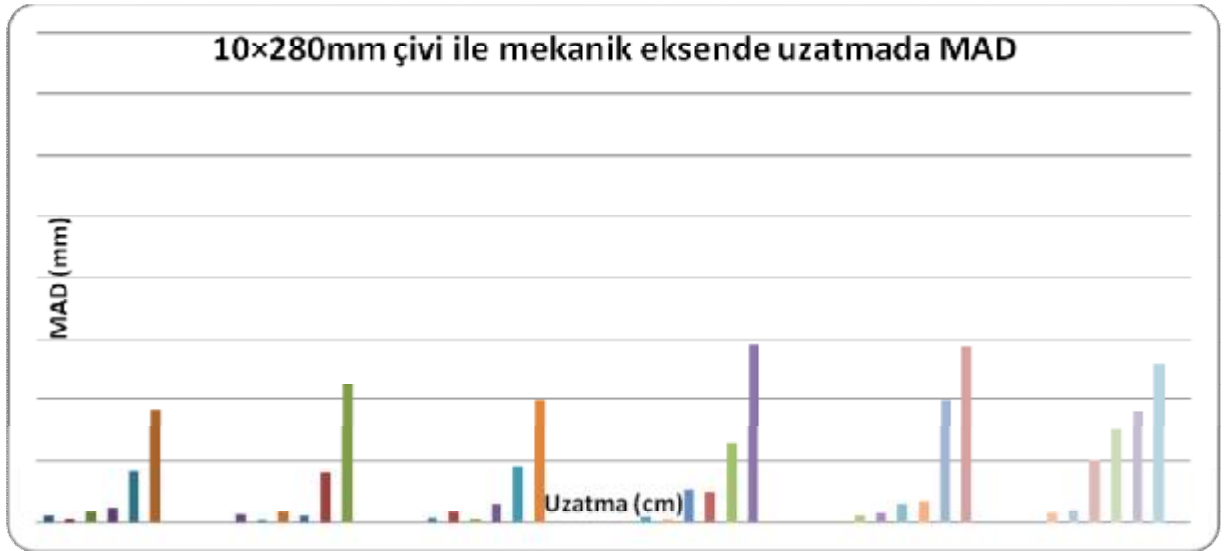
Grafik 3: 10×200mm çivi ile mekanik eksende uzatma ile mekanik aks sapması

10×240 mm çivi var iken mekanik eksende uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.05 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.10 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.25 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.10 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.25 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.16 mm, minimum 0.04 mm, maksimum 0.34 mm; beşinci cm'de ortalama 0.28 mm, minimum 0.13 mm, maksimum 0.60 mm; altıncı cm 'de ortalama 0.69 mm, minimum 0.44 mm, maksimum 0.92 mm mekanik eksen sapması görüldü.



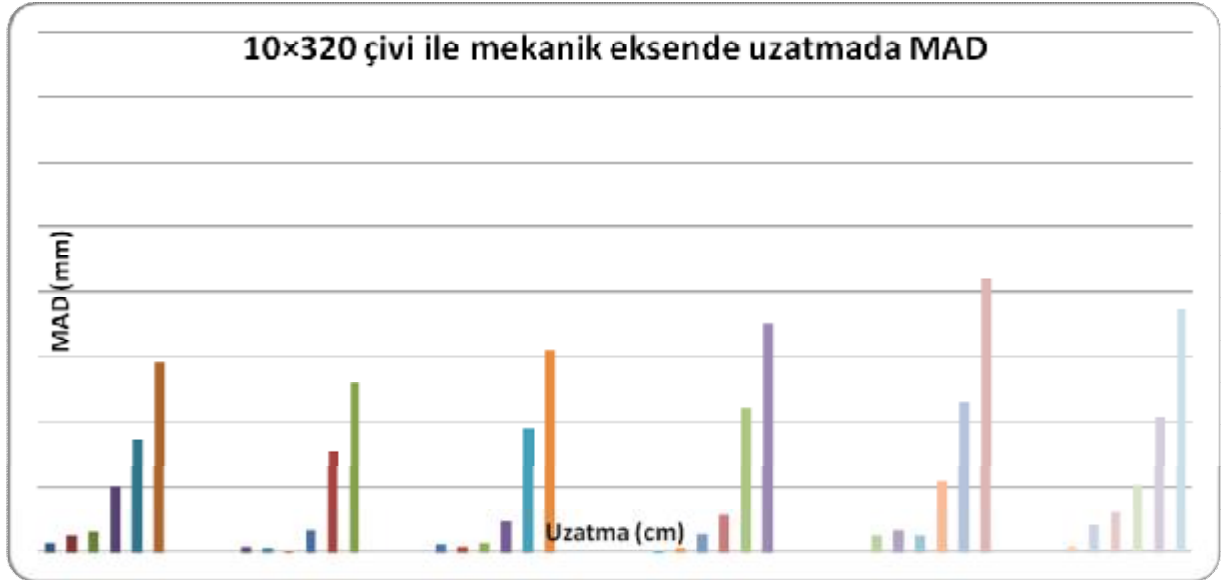
Grafik 4: 10×240mm çivi ile mekanik eksende uzatma ile mekanik aks sapması.

10×280 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.05 mm, minimum 0.03 mm, maksimum 0.07 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.05 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.10 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.18 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.51 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.25 mm, minimum 0.05 mm, maksimum 0.76 mm; beşinci cm'de ortalama 0.63 mm, minimum 0.40 mm, maksimum 0.99 mm; altıncı cm 'de ortalama 1.20 mm, minimum 0.91 mm, maksimum 1.45 mm mekanik eksen sapması görüldü.



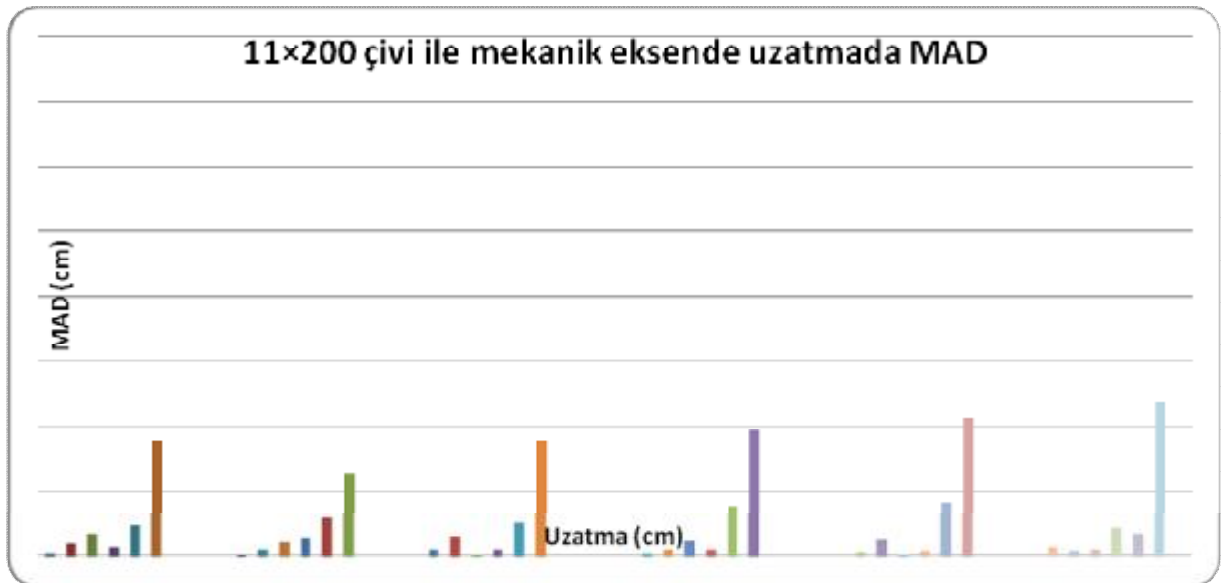
Grafik 5: 10×280mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.

10×320 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.06 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.12 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.03 mm, maksimum 0.20 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.13 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.30 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.37 mm, minimum 0.16 mm, maksimum 0.54 mm; beşinci cm'de ortalama 0.97 mm, minimum 0.77 mm, maksimum 1.14 mm; altıncı cm 'de ortalama 1.67 mm, minimum 1.29 mm, maksimum 2.10 mm mekanik eksen sapması görüldü.



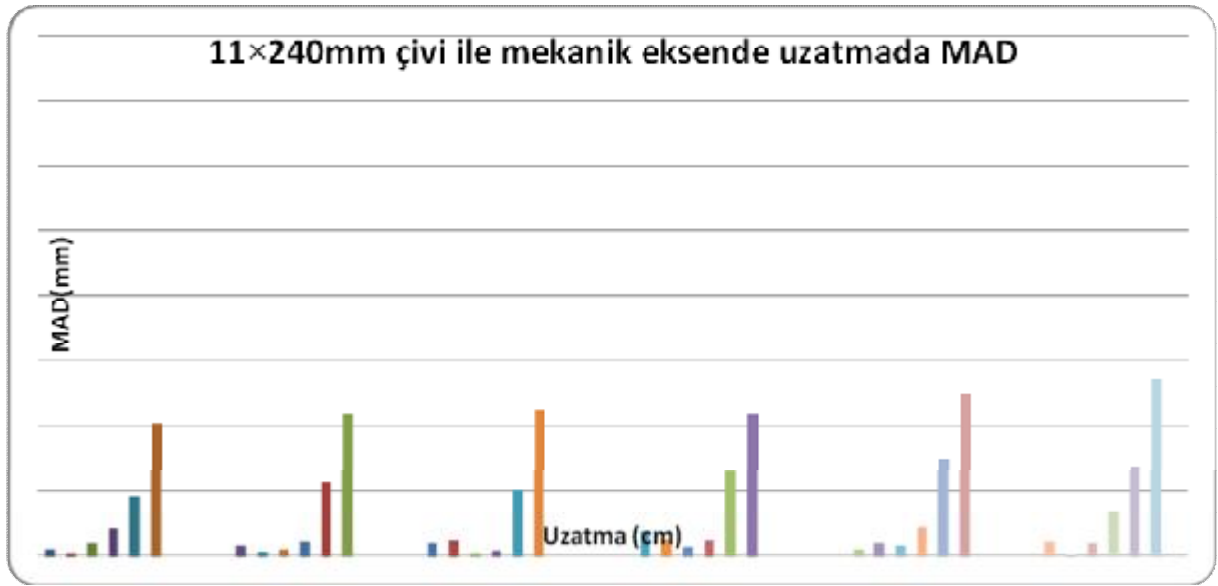
Grafik 6: 10x320 çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması

11x200 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.03 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.07 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.04 mm, maksimum 0.14 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.07 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.16 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.04 mm, maksimum 0.21 mm; beşinci cm'de ortalama 0.28 mm, minimum 0.16 mm, maksimum 0.40 mm; altıncı cm 'de ortalama 0.93 mm, minimum 0.63 mm, maksimum 1.18 mm mekanik eksen sapması görüldü.



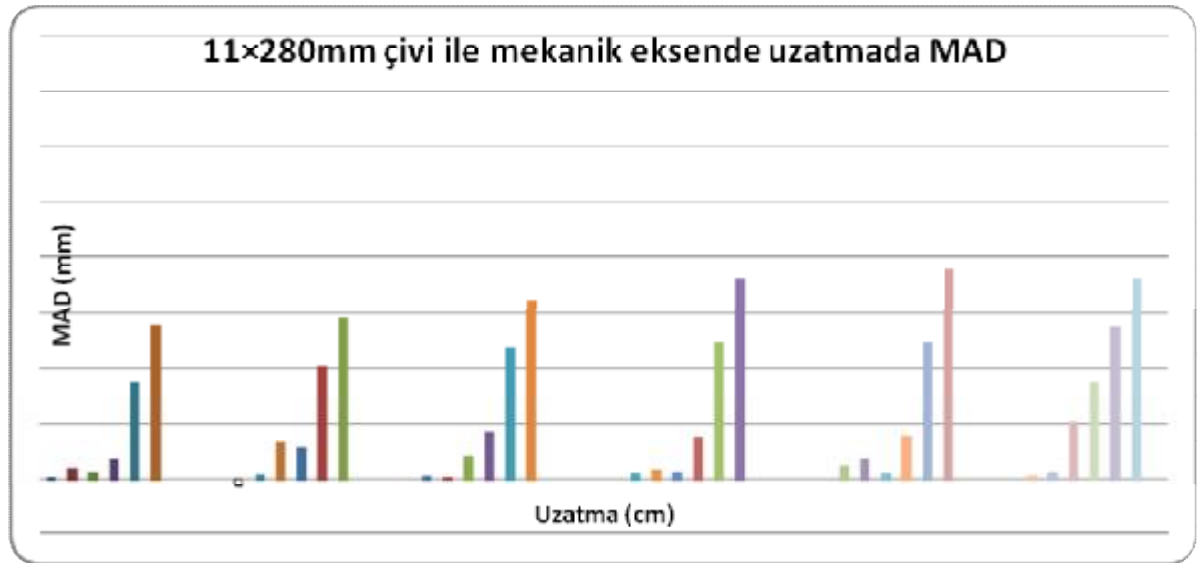
Grafik 7: 11x200 çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.

11×240 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.09 mm, minimum 0.05 mm, maksimum 0.18 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.06 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.12 mm; 3.cm 'de ortalama 0.07 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.09 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.16 mm, minimum 0.04 mm, maksimum 0.33 mm; beşinci cm'de ortalama 0.60 mm, minimum 0.45 mm, maksimum 0.74 mm; altıncı cm 'de ortalama 1.15 mm, minimum 1.01 mm, maksimum 1.36 mm mekanik eksen sapması görüldü.



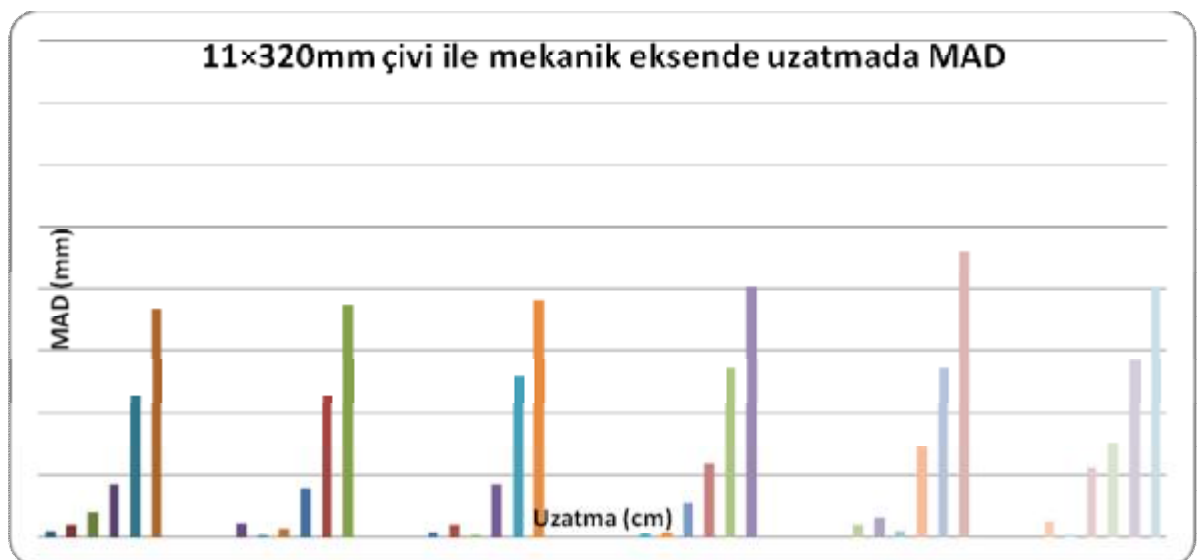
Grafik 8: 11×240mm çivi ile mekanik eksen de uzatma ile mekanik aks sapması.

11×280 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.03 mm, minimum 0.07 mm, maksimum 0.13 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.08 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.18 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.21 mm, minimum 0.06 mm, maksimum 0.52 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.42 mm, minimum 0.18 mm, maksimum 0.88 mm; beşinci cm'de ortalama 1.15 mm, minimum 0.88 mm, maksimum 1.37 mm; altıncı cm 'de ortalama 1.65 mm, minimum 1.38 mm, maksimum 1.89 mm mekanik eksen sapması görüldü.



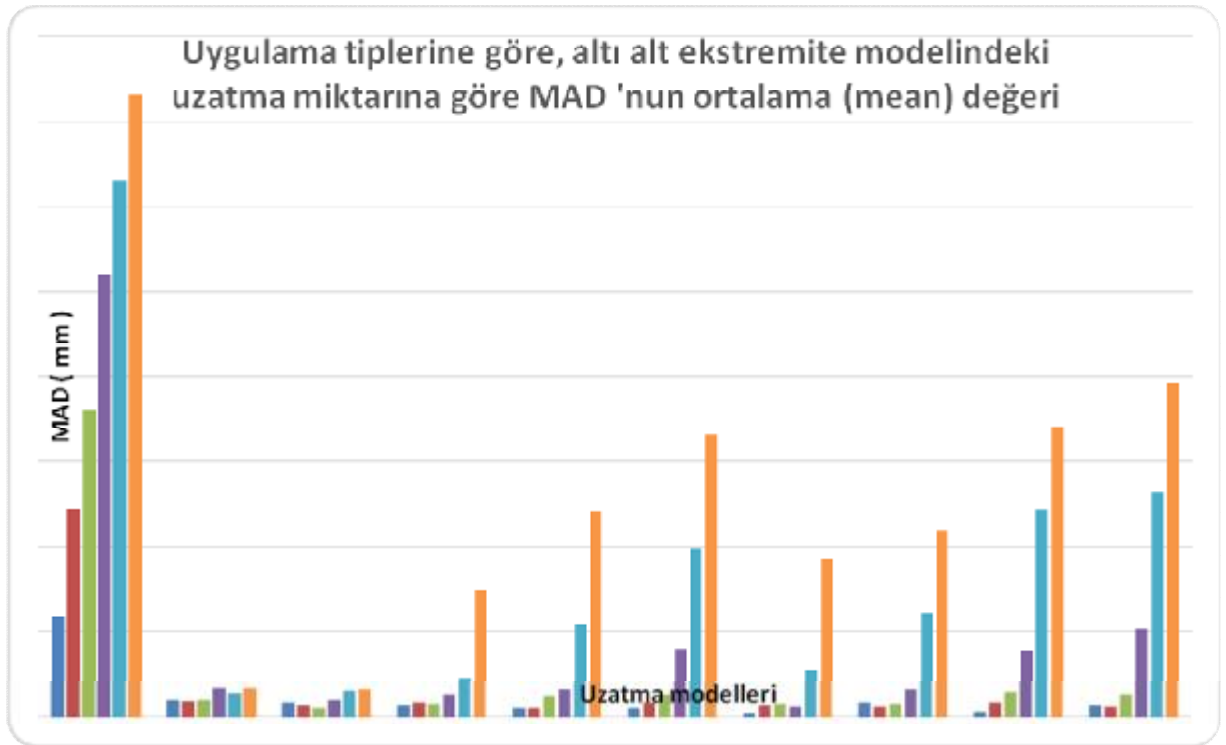
Grafik 9: 11×280mm çivi ile mekanik eksenle uzatma ile mekanik aks sapması.

11×320 mm çivi var iken mekanik eksen de uzatma yapıldığında; birinci cm'de ortalama 0.07 mm, minimum 0.02 mm, maksimum 0.13 mm; ikinci cm 'de ortalama 0.06 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.16 mm; üçüncü cm 'de ortalama 0.19 mm, minimum 0.01 mm, maksimum 0.56 mm; dördüncü cm 'de ortalama 0.55 mm, minimum 0.39 mm, maksimum 0.76 mm; beşinci cm'de ortalama 1.28 mm, minimum 1.14 mm, maksimum 1.42 mm; altıncı cm 'de ortalama 1.99 mm, minimum 1.84 mm, maksimum 2.29 mm mekanik eksen sapması görüldü.



Grafik 10: 11×320mm çivi ile mekanik eksenle uzatma ile mekanik aks sapması.

Oluşturduğumuz altı alt ekstremitte modeline uyguladığımız; anatomik ekseninde intramedüller çivi yok iken, mekanik ekseninde çivi yok iken ve mekanik ekseninde 10×200mm, 10×240mm, 10×280mm, 10×320mm, 11×200mm, 11×240mm, 11×280mm, 11×320mm boyutlarında intramedüller çivi var iken uzatma olmak üzere toplam 10 adet uygulama yapıldı. Bu 10 adet uygulama ile 6 modelde elde ettiğimiz mekanik aks deviasyonu miktarlarının ortalama değerleri, aslında tüm çalışmanın görsel özeti diyebileceğimiz alttaki grafikte gösterilmiştir.



Grafik 11: Uygulama tiplerine göre, altı alt ekstremitte modelindeki uzatma miktarına göre mekanik aks sapmasının ortalama (mean) değeri.

Oluşturulan altı alt ekstremitte modeline yapılan 10 tip uygulama sonrası, her uzatma cm değerindeki mekanik aks deviasyonunun ortalama, ortanca, minimum, maksimum ve standart sapma değerleri, alttaki tablo ile gösterilmiştir.

uzatma		Ana. civisiz	Mek. çivisiz	Mek. 10X200	Mek. 10x240	Mek. 10x280	Mek. 10x320	Mek 11x200	Mek. 11x240	Mek. 11x280	Mek 11x320
1cm	Mean	,6317	,0883	,0833	,0583	,0500	,0567	,0333	,0917	,0317	,0
	Std. D	,09600	,04792	,06683	,03251	,01414	,03724	,02251	,04792	,06401	,04
	Minimum	,55	,03	,01	,02	,03	,01	,01	,05	,07	
	Maximum	,79	,14	,15	,10	,07	,12	,07	,18	,13	
	Median	,5850	,0950	,0850	,0650	,0500	,0500	,0250	,0850	,0800	,0
2cm	Mean	1,2617	,0867	,0783	,0950	,0517	,0967	,0817	,0633	,0833	,0
	Std. D	,13378	,04885	,06080	,07092	,04262	,07394	,04167	,04885	,05610	,05
	Minimum	1,12	,01	,02	,01	,01	,03	,04	,01	,02	
	Maximum	1,48	,16	,18	,21	,10	,20	,14	,12	,18	
	Median	1,2200	,0900	,0700	,0800	,0500	,0800	,0700	,0600	,0800	,0
3cm	Mean	1,8833	,0900	,0867	,1050	,1867	,1300	,0733	,0667	,2100	,1
	Std. D	,18896	,04336	,08779	,09397	,17761	,09737	,06022	,02733	,18558	,20
	Minimum	1,69	,01	,01	,01	,02	,01	,01	,02	,06	
	Maximum	2,18	,13	,20	,25	,51	,30	,16	,09	,52	
	Median	1,8000	,1000	,0550	,0750	,1200	,1250	,0750	,0750	,1400	,1
4cm	Mean	2,5867	,1583	,0983	,1633	,2483	,3700	,0917	,1650	,4250	,5
	Std. D	,24188	,06369	,06795	,12533	,25826	,16565	,06646	,10330	,24023	,16
	Minimum	2,21	,08	,02	,04	,05	,16	,04	,04	,18	
	Maximum	2,89	,23	,18	,34	,76	,54	,21	,33	,88	
	Median	2,5950	,1650	,0950	,1250	,1600	,3900	,0600	,1550	,3850	,5
5cm	Mean	3,0433	,1133	,1583	,2883	,6317	,9733	,2833	,5967	1,1533	1,2
	Std. D	,27142	,06154	,05947	,17994	,25934	,14306	,08981	,11183	,17466	,11
	Minimum	2,67	,01	,07	,13	,40	,77	,16	,45	,88	1
	Maximum	3,31	,17	,25	,60	,99	1,14	,40	,74	1,37	1
	Median	3,1450	,1350	,1500	,2150	,5450	,9850	,2700	,6050	1,2100	1,3
6cm	Mean	3,6167	,1467	,1617	,6967	1,1983	1,6700	,9350	1,1467	1,6533	1,9
	Std. D	,27645	,07339	,08183	,21210	,22719	,29394	,18620	,12894	,20877	,16
	Minimum	3,18	,05	,07	,44	,91	1,29	,63	1,01	1,38	1
	Maximum	3,92	,23	,27	,92	1,45	2,10	1,18	1,36	1,89	2
	Median	3,6550	,1650	,1550	,7450	1,2050	1,6550	,9250	1,0950	1,7000	1,9

Tablo 1: Oluşturulan altı alt ekstremitte modeline yapılan 10 tip uygulama sonrası elde edilen değerler.

Çalışmada altı alt ekstremite modelinde uygulanan sekiz çeşit çivi ile, mekanik aksta çivi üzerinden uzatma tekniği uygulanmasının, çivi yok iken mekanik aksta uzatma uygulamasından istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı, Wilcoxon signed rank test ile belirlenmiştir. Çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasındaki farkın anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak belirlendi.

Birinci cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer 8 tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, 11×200 mm ve 11×280 mm çiviler ile yapılan uygulamalar ile çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasından anlamlı fark görülmüştür.($p<0,05$)

	mekcnll MAD10x200 mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x240 mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x280 mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x320 mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x200 mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x240 mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x280 mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x320 mekcnslz MAD
Z	-,135 ^a	-,1219 ^a	-,1577 ^a	-,854 ^a	-,2232 ^a	-,314 ^b	-,2023 ^a	-,844 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,893	,723	,115	,340	,028	,753	,043	,345

Tablo 2: Birinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

İkinci cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, hiç bir çivi tipinde anlamlı fark görülmemiştir.

	mekcnll MAD10x200 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x240 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x280 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD10x320 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x200 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x240 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x280 - mekcnslz MAD	mekcnll MAD11x320 - mekcnslz MAD
Z	-,105 ^a	-,524 ^a	-,1751 ^b	-,314 ^a	-,530 ^b	-,1053 ^b	-,105 ^b	-,735 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,916	,600	,070	,753	,595	,200	,917	,462

Tablo 3: İkinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

Üçüncü cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, hiç bir çivi tipinde anlamlı fark görülmemiştir.

	meknivili MAD10x200 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x240 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x280 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x320 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x200 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x240 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x280 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x320 meknivisiz MAD
Z	108 ^a	405 ^b	1,153 ^b	948 ^a	758 ^a	957 ^a	1572 ^a	1,153 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	917	,888	,248	343	,450	,338	116	,248

Tablo 4: Üçüncü cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

Dördüncü cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, 10×320 mm, 11×280 mm ve 11×320 mm çivileri ile yapılan uygulamalar ile çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görülmüştür.(p<0,05)

	meknivili MAD10x200 - meknivisiz MAD	meknivili MAD10x240 - meknivisiz MAD	meknivili MAD10x280 - meknivisiz MAD	meknivili MAD10x320 - meknivisiz MAD	meknivili MAD11x200 - meknivisiz MAD	meknivili MAD11x240 - meknivisiz MAD	meknivili MAD11x280 - meknivisiz MAD	meknivili MAD11x320 - meknivisiz MAD
Z	1387 ^a	108 ^b	271 ^a	2201 ^b	1383 ^a	105 ^a	1,992 ^b	2201 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	172	,917	788	,028	,173	917	,048	,028

Tablo 5: Dördüncü cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

Beşinci cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, 10×200 mm çivi dışındaki diğer çivi tipleriyle yapılan uygulamalar ile çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görülmüştür .(p<0,05)

	meknivili MAD10x200 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x240 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x280 meknivisiz MAD	meknivili MAD10x320 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x200 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x240 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x280 meknivisiz MAD	meknivili MAD11x320 meknivisiz MAD
Z	530 ^a	2201 ^a	2201 ^a	2201 ^a	2207 ^a	2201 ^a	2201 ^a	2201 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	508	,028	,028	,028	,027	,028	,028	,028

Tablo 6: Beşinci cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

Altıncı cm 'de çivi yok iken mekanik aksta uzatma ile diğer sekiz tip çivi üzerinden uzatma uygulaması ile elde edilen değerler arasında, 10×200 mm çivi dışındaki diğer çivi tipleriyle yapılan uygulamalar ile çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görülmüştür.($p<0,05$)

	mekdivili MAD10x200 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD10x240 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD10x300 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD10x320 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD11x200 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD11x240 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD11x300 - mekdivisiz MAD	mekdivili MAD11x320 - mekdivisiz MAD
Z	841 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a	2,201 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	400	,028	,028	,028	,028	,028	,028	,028

Tablo 7: Altıncı cm 'de 10 tip çivi ile elde edilen değerlerin istatistiksel anlamlılıkları.

5. TARTIŞMA

Paley ve arkadaşları, 1997 yılında 3. jenerasyon kilitli intramedüller çivi üzerinden eksternal fiksator kullandıkları çivi üzerinden femur uzatma tekniğini kullandıkları vaka serilerini yayınlamışlardır. Bu teknik ile komplikasyonlar ile ilişkilendirilen eksternal fiksatorün daha erken çıkarılmasının sağlandığı ve ayrıca uzatma esnasında yumuşak dokularca oluşturulan deforme edici güçlerin intramedüller çivi tarafından nötralize edilerek oluşan rejeneratta tekrar kırılmanın önlendiği belirtilmiştir (7). Fakat aynı zamanda, bu teknik ile anatomik eksen de uzatma yapılmasından dolayı dizin medializasyon ve alt ekstremité mekanik aksında lateralizasyon riskinin teorik olarak bulunduğu vurgulanmıştır (7,120).

Paley ve arkadaşları, 29 hastanın 32 femuruna çivi üzerinden uzatma tekniği uygulanan serilerinde, mekanik aksdaki teorik olarak kabul edilen lateralizasyonun görülebilmesi amacıyla, deformite düzeltme uygulamadıkları 25 hastayı değerlendirmişlerdir. Bir hasta dışındaki diğer tüm hastalarda, mekanik aksda lateralizasyon gelişmediği veya klinik olarak anlamsız lateralizasyon geliştiği bildirilmiştir. Uzatma miktarı ve femurun anatomik mekanik eksen arası açı farkı miktarı ile mekanik eksenin lateralizasyonu arasında istatistiksel olarak önemli ilişki tespit edilmemiştir. Daha fazla uzatma yapılan vakalarda daha fazla mekanik aksda lateralizasyon beklerlerken, kısa miktarda uzatma yaptıkları vakalara göre pek farklı değerler elde edememişlerdir. Fakat subtrokanterik osteotomi yapılması neticesinde geliştiği gözlenen varus açılanmasının, gelişmesi beklenen mekanik aksın lateralizasyonunu kompanse ettiğini düşünmüşlerdir (7).

Çivi üzerinden uzatma tekniğini tanımlayan Paley ve arkadaşlarının da ortaya attığı üzere, çivi üzerinden anatomik eksen de uzatma yapılmasından kaynaklı dizin medializasyonu ve alt ekstremité mekanik aksında lateralizasyonun teorik olarak gelişme riskini destekleyen veya desteklemeyen literatürde birçok yayın mevcuttur;

Garcia ve arkadaşları, 23 hastanın 24 femuruna Albizzia çivisi ile ortalama beş cm femur uzatma yaptıkları vaka serisinde, uzatma sonrası bir hastada valgus deformitesi geliştiği ve tibiada yapılan düzeltici osteotomi uygulandığı bildirilmiştir (10).

Gordon ve arkadaşları, dokuz preadolesan hastanın (yaş ortalaması 9 yaş 10 ay) antegrad humerus çivisi ile çivi üzerinden uzatma tekniği uygulanarak ortalama 6.1 cm (5.0-8.0 cm) uzatma elde ettikleri vaka serilerinde, bazı hastalarında minimal dizilim değişikliğine sebep olmuş valgus artışı bildirmişlerdir. Fakat rakamsal değer belirtilmemiştir. Ayrıca üç

hastada uzatma sonundaki rezidüel açısal deformiteler için hemiepipfizyel stepleme yapıldığı belirtilmiştir (22).

Burghardt ve arkadaşları, 24 hastada 27 femura ISKD ile ortalama 4.4cm (1.5- 8.0 cm) uzatma uyguladıkları vaka serilerinde, ortalama 4.3 mm (0-14 mm) mekanik aksta laterale kayma bildirilmiştir. 27 ekstremitenin 26 'sında mekanik aksta ortalama 1mm/cm (0-3.5mm/cm arası) lateralizasyon bildirmişlerdir. Çalışmalarında 2 mm 'nin altındaki sapmaları, ölçüm veya radyolojik magnifikasyon hatası olabilme potansiyelinden dolayı önemsiz kabul etmeleri halinde, kalan 11 hastada ortalama 2mm/cm (1.0-3.5mm) mekanik aksta lateralizasyon gelişmiş olacağını bildirmişlerdir (19).

Guichet ve arkadaşları, Albizzia çivisi ile 9 hastada yaptıkları 13 femur uzatma uygulaması ile ortalama 3.4 cm (2-5.5cm) uzatma elde ettikleri vaka serilerini radyolojik olarak detaylı incelediklerinde; tüm hastalarda mekanik aksta lateralizasyon geliştiği, genu valgum değerinin ortalama $1.04^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$ arttığı, preoperatif ortalama mekanik aks değeri olan lateralize 7.2 ± 7.0 mm 'nin postoperatif dönemde lateralize 8.2 ± 6.9 mm 'e çıktığı bildirilmiştir. Ayrıca mekanik akstaki değişme miktarının, uzatma miktarı ile zayıf korrele bulunduğu bildirilmiştir (18).

Singh ve arkadaşlarının, 10 hastada 13 femur ve 10 tibia' nın Albizzia çivisi ile yaptıkları ortalama 40mm (27-60mm) uzatmada, mekanik aks sapması ile karşılaşmadığı belirtilmiştir. Fakat aynı taraflı femur ve tibia uzatmalarının olması ve vakalarda düzeltici manevra uygulanıp uygulanmadığı belirtilmemesi nedeniyle, mekanik aks sapmasının femur uzatması neticesinde gelişip gelişmediği söylenemez. (97).

Simpson ve arkadaşları, 20 hastanın 18 femur ve iki tibia segmentine çivi üzerinden uzatma tekniği ile ortalama 4.7 cm (2- 8.6 cm) uzatma elde ettikleri vaka serisinde, teorikte kabul edilen ve konjenital vakalarda daha muhtemel olan, artan uzatma miktarı ile gelişen anormal mekanik aks lateralizasyonu ile karşılaşmadığını bildirmişlerdir. Ancak uzatma sonucu mekanik aksta gelişen sapma değerleri açısından ayrıntılı bilgi verilmemiştir (76).

Kirane ve arkadaşları, 17 hastada 17 femur ve yedi hastada sekiz tibia olmak üzere toplam 24 hastalık vaka serilerinde, uzatmaya bağlı iyatrojenik genu valgum deformitesi gelişmediğini belirtmişler. Bu çalışmada sadece iyatrojenik genu valgum deformitesinin gelişip gelişmediği bakılmıştır. Uzatma sonucu mekanik aksta gelişen sapma değerleri

açısından ayrıntılı bilgi verilmemiştir. Ayrıca 35 mm olan ortalama uzatma miktarının, iyatrojenik genu valgum gelişmesi için az bir miktar olduğunu belirtmişlerdir (110).

Literatürde mekanik aksın lateralizasyonunun değerlendirildiği yayınlanmış klinik vaka serileri dışında, Burghardt ve arkadaşları, intramedüller uzayabilen çiviler ile anatomik aksta uzatma yapılması sonrası gelişen mekanik aks sapmasının trigonometrik analizini yapmışlardır. Bu çalışmada elde ettikleri formül ile, gelişmesi beklenen mekanik aks sapmasının, tibia uzunluğu, femur uzunluğu, tibia ve femurun toplam uzunluğu, anatomik-mekanik aks arası fark ve uzatma miktarı parametreleri ile belirlenebileceği bildirilmiştir. Mekanik aks sapma miktarında en önemli parametrenin anatomik-mekanik aks arası açı değeri olduğunu bildirmişlerdir (21).

Bu çalışmadaki amaçlarımızdan biri, oluşturduğumuz alt ekstremitte modellerinde anatomik eksenindeki uzatmanın neden olacağı mekanik aks deviasyonunu belirlemektir. Birinci cm ile ikinci cm arasında ortalama 0.63 mm, ikinci cm ile üçüncü cm arasında ortalama 0.63 mm, üçüncü cm ile dördüncü cm arasında ortalama 0.55 mm, dördüncü cm ile beşinci cm arasında ortalama 0.56 mm, beşinci cm ile altıncı cm arasında ortalama 0.57 mm olmak üzere, her santimde ortalama 0.60 mm mekanik eksen sapması görüldü. Uzatmanın ilk iki cm 'inde görülen mekanik aks sapmasının, son iki cm 'den fazla olduğu bulundu. Yani beklediğimiz gibi mekanik aks sapma miktarında lineer bir artış bulunmadı.

Bu çalışmada elde edilen, uzatma ile gelişen ortalama 0.60 mm/ cm ' lik mekanik aks sapması, literatürde Burghardt ve arkadaşlarının bildirdiği ortalama 1mm/cm sapma miktarından düşük idi. Fakat Burghardt ve arkadaşlarının çalışmasında 27 femurun 11 'inde konjenital kısalık, yedisinde konstitüsyonel boy kısalığı, dokuzunda travmatik kısalık etyolojisi bulunmaktaydı (19). Bu etyolojik bilgiler ışığında, uzatma uygulanan femurların ortalama uzunluğunun, bizim çalışmamızdaki alt ekstremitte modellemelerinde kullandığımız 465mm 'lik femur modellerinden oransal olarak kısa olduğunu düşünebiliriz. Burghardt ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmadan elde ettikleri trigonometrik formülasyona göre, bizim oransal olarak daha uzun bir femur ile elde ettiğimiz değerin daha düşük çıkmasını açıklayabilir (21). Ayrıca kısa femurlarda, anatomik mekanik aks arası açı farkının arttığı literatürde bildirilmiştir (159). Burghardt ve arkadaşlarının çalışmalarında elde ettikleri formülasyona göre, mekanik aks sapması miktarında en önemli parametrenin anatomik-mekanik aks arası açı değeri olduğu bildirilmiştir (21). Kısa femurda anatomik mekanik açı

arası farkın artması ve Burghardt- arkadaşlarının formülasyonunda en önemli parametrenin anatomik mekanik açı arası fark olması, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçların daha düşük çıkmasını açıklayabilir.

Literatürde anatomik eksenle uzatma sonucu gelişen mekanik aksın lateralizasyonuna yönelik, çözüm amacıyla Baumgart ve arkadaşları tarafından tanımlanmış teknikler vardır.

Baumgart ve arkadaşları, 1997 yılında 12 hastada femur kısalığının Fittbone çivisi ile uzatıldığı vaka serisinde, uzatma ile gelişen mekanik aksın lateralizasyonunu kompanse etmek amacıyla, retrograd uygulamada distal femuru rimerize etmeden önce, distal parçanın bir miktar lateralize edilerek çivinin fikse edilmesi tekniğini tanımlamışlardır. Bu teknik ile vaka serilerinde mekanik aks 2mm 'den fazla sapma görülmediğini bildirmişlerdir. Fakat bu teknikte poller vidası kullanımı bildirilmemiştir (16). Metafiz osteotomi sonrasında retrograd uzatma çivisi ile yapılan uzatmada, teknikte belirtilen translasyonun uzatma boyunca gelişen deforme edici güçlere poller vidası kullanılmamasına rağmen korunmuş olması düşündürücüdür. Baumgart ve arkadaşları, ilk tanımladıkları teknikten 12 sene sonra 2009 yılında, poller vidası metafizer osteotomi bölgesinde kullanımını da içeren yeni bir teknik tanımlamışlardır.

Baumgart ve arkadaşları, 2009 yılında tanımladıkları tersten planlama metoduyla, deformite olsun veya olmasın, uzayabilen çivi ile yapılan femur uzatmalarında yeni bir deformite yaratmadan uzatmanın sağlanabileceğini belirtmişlerdir. Bu teknik özetle; uzayabilen çivi ile yapılan uzatma vakalarının şablon üzerindeki preoperatif planlamasında, uzatılan femurda akut deformite düzeltilmesine ilaveten uzatma sonrasında mekanik aksın korunmasının da hesaba katılmasıdır. Tekniğin tersten planlama olarak adlandırılmasındaki neden, uzatma sonrasındaki hedeflenen ideal intramedüller çivi pozisyonunun, preoperatif şablon planlaması ve uygun poller vidası tekniği ile en başta sağlanmasıdır. Preoperatif şablon planlaması neticesinde osteotomi çevresinde belirlenen uygun poller vida yerleri ile uzatma sonrasında hedeflenen ideal çivi pozisyonunun sağlanması hedeflenir (20).

Baumgart ve arkadaşlarının tanımladığı tersten planlama metodunda, çok dikkatli bir şablon çalışması sonrası blok vida kullanımının planlanması gerekmektedir. Blok vidalarının yerleşiminde yapılan yanlış uygulama, başarısızlığa neden olacaktır. Ayrıca blok vidasının yanlış planlanması veya tam olarak uygun yere uygulanamaması nedeniyle ya da uzatma

esnasında gelişebilecek öngörülememiş yumuşak doku kaynaklı sebepler nedeniyle gelişebilecek dizilim bozukluğu durumunda, blok vidalarının revizyonu bir eksternal fiksatorün revizyonuna göre daha zor bir cerrahidir. Ayrıca yeri değiştirilmek istenen poller vidası, çıkarıldığı bölgede stres arttırıcı etki yapar (154,155). Literatürde cerrahi sırasında gönderilmiş poller vidalarının çıkarılmasının zor olması nedeniyle, poller vidası yerine ilk aşamada 3.9 mm 'lik shanz pini gönderilmesini öneren teknik tanımlanmıştır (154).

Çalışmadaki ana amacımız, Baumgart ve arkadaşlarının uzayabilen çiviler ile mekanik aksın korunmasına yönelik tanımladıkları tekniğin amaçlarına benzer olarak, çivi üzerinden uzatma tekniği ile mekanik aksta uzatmanın sağlanabileceğini göstermektir. Çivi üzerinde uzatma tekniğinde, hangi boyuttaki çivi veya çiviler ile hangi cm' e kadar mekanik aksta uzatmanın, çivi yok iken mekanik aksta yapılan uzatmadan mekanik aks sapması açısından farksız olacağı belirlemek amaçlanmıştır. Ayrıca tanımlamaya çalışacağımız bu tekniğin olası avantaj ve dezavantajları belirlenmesi amaçlanmıştır.

Literatürde çivi üzerinden uzatma tekniğinde, eksternal fiksatorün femurun anatomik aksına paralel, shanz çivilerinin de kemiğe tam dik açıyla gönderilmesi tanımlanmıştır (7,37,101,103,116). Bu çalışmada tekniğin tanımında olduğu gibi shanz çivileri kemiğe dik açıyla gönderildi. Mekanik eksende uzatmayı sağlayacak olan eksternal fiksator ise, dik açıyla gönderilen shanz çivilerine açılı fiksator klempleri kullanarak elde edildi. Yani literatürde çivi üzerinden uzatma tekniğinde tanımlanan eksternal fiksatorün koronal planda kemiğin anatomik aksına paralel olması kuralının dışına çıkıldı (7,101).

Eksternal fiksatorün mekanik eksende olması, hem proksimal shanz çivisinin tam dik açıda olmasına, hem de proksimal shanz çivilerini tutan açılı fiksator klemplerinin tam olarak doğru açıda ayarlanmasına bağlıydı. Bu nedenle proksimalde trokanter minör seviyesine gönderilen ilk shanz çivisinin tam dik açıda olması için gonyometre kullanıldı. Klinik uygulamada böyle bir şansımız yok. Genellikle skopi altında maksimum dik açı yakalanmaya çalışılır. Fakat dik açıda gönderilen proksimal shanzları tutan eksternal fiksatorün açı ayarlı klempini, cerrahi yapılan femurun anatomik mekanik aksları arasındaki açı farkına ayarlayarak, eksternal fiksator ile mekanik eksende uzatma yapmak teorik olarak mümkündür. Bu şekilde uzatma planlanan hastanın preop olarak femur mekanik anatomik aksları arası açı farkı, dik olarak gönderilen shanzlara bağlı açı ayarlı klemplere verilerek, kişiye özel mekanik aksta uzatma yapmak teorik olarak mümkündür. Bu durum özellikle anatomik mekanik aks

farkının daha fazla olduğu ve yapılan uzatma miktarının toplam femur uzunluğuna oranının arttığı, kısa bir femurun anatomik aksta uzatılması durumunda, mekanik aks sapması açısından daha da önem arz eder (21,159).

Oluşturduğumuz 6 adet alt ekstremité modelinde, kullanılan femur modelindeki 7° 'lik anatomik mekanik eksen farkı, proksimalde dik açıyla gönderdiğimiz shanz çivilerini tutan açı ayarlı klemplere uygulandı. Altı cm uzatmanın sonunda yapılan ölçümlerde elde edilen ortalama 0.15mm 'lik mekanik eksendeki sapma miktarı, teorikte planlanan mekanik aks sapması görülmemesinin pratikte oluşturduğumuz modeller ile başarılabilirdiğini gösterir. Yani monolateral fiksatorün mekanik aksta uzatılmasını sağlayacak, proksimal shanzın kemiğe gonyometre yardımıyla tam olarak dik atılmasının ve shanzı tutan açılı klempin üzerindeki 5 ile 10 derece işaretleri arasındaki bölgeden göz kararı 7dereceye ayarlanmasının, 6 cm 'de ortalama 0.15mm 'lik küçük bir mekanik eksen sapma miktarı ile başarılabilirdiği görüldü.

Açılı klemp kullanımı yardımıyla mekanik eksende uzatmayı başarabildiğimiz eksternal fiksator ile, uzatma ile birlikte anatomik eksende translasyon sağlar. Sağladığı bu translasyon ile dizin medializasyonu önlenir ve mekanik aks korunmuş olur. Eğer bu eksternal fiksator tekniği ile çivi üzerinden uzatma yapılması planlanıyor ise anatomik eksende yerleştirilen intramedüller çivinin gelececek translasyona izin vermesi gerekir. Femur shaftındaki osteotomi ile intramedüller çivi üzerinden uzatma yapılması durumunda, osteotomi proksimal ve distalinde iyi korteks teması olan bir çivi, gerekli translasyona izin veremez. (15)

Literatürde kilitli intramedüller çivideki distal ve proksimal kilitleme vidalarının, rotasyon ve uzunluğun sağlamada etkili olduğu; çivi korteks temasının sağlanamadığı metafizodiafiz bölgelede, çivinin içinden geçen kilit vidaları ile çivi arasındaki boşluk sebebiyle gelişen hareket nedeniyle kırık hattında translasyon ve angulasyona sebep olabileceği belirtilmiştir (15). Böyle bir durumda redüksiyonun sağlanamadığı veya yapılan fiksasyonun stabil olarak korunamadığı belirtilmiştir (147). Ayrıca distal segmentin uzunluğu kısaldıkça, daha küçük çaplı çivi veya rimerizasyonsuz uygulamalarda bu problemin büyüdüğü görülmüştür (148,149,150). Literatürdeki bu bilgiler ışığında, intramedüller çivi uygulamasının stabilitesini bozan metafizer bölge osteotomisi, çivi çap ve boyutunun küçüklüğü etkenleri kullanarak, hedefimiz olan çivi üzerinden mekanik eksende uzatma amacına ulaşabileceğimiz düşünüldü. Oluşturulan stabilite kaybı sayesinde çivi üzerinden

mekanik aksta yapılabilecek uzatma sonrasında, standart teknikteki eksternal fiksatorün çıkarılmasından önce kullanılan çivi distal kitleme vidalarına ilaveten, osteotomi hattının proksimal ve distalinde uygun poller vida tekniği kullanarak hem çivinin pozisyonunun korunması hem de stabilitenin artırılması planlandı.

Oluşturulan modelde, distal metafizer osteotomi yapılabilecek en distal noktadan yaparak, intramedüller çivi ile stabilite kaybından maksimum faydalanılmak istendi. Fakat poller vidasının osteotomi hattına minimum 1-3 cm mesafede kullanılabilmesi ve çivi proksimalindeki distal kilit vidasının çivinin 60 mm 'inde olması sebebiyle, osteotomi çivi proksimalinin 80 mm' de yapılabildi. Osteotominin daha distalde yapılamaması ve daha proksimalde medullanın daralması sebebiyle, çalışmamızda tek seviye distal metafizer osteotomi yapıldı. Eğer kitleme vidaları daha kısa mesafede olan bir çivi kullanılabilseydi, daha distalden osteotomi yapabilmek mümkün olabilirdi. Daha distalden yapılan osteotomi ile, intramedüller çivi daha fazla translasyona izin verebileceği öngörülebilir. Ayrıca distal metafizer bölgede farklı seviyelerde yapılacak osteotominin etkileri görülebilirdi.

Oluşturulan alt ekstremité modellerinde sabit seviyeden gerçekleştirdiğimiz distal metafizer osteotomi ile iki tip çap ve dört tip boydaki sekiz farklı çivi üzerinden mekanik eksende uzatma planlandı. Teknikte tanımlandığı gibi, femur oyma miktarından 1.5-2 mm küçük çaptaki çiviye ilaveten bu çaptaki çviden 1 mm daha küçük çaplı çivi kullanarak, daha küçük çaptaki çivi kullanımının getirdiği stabilizasyon kaybının translasyona olası katkısının tespiti amaçlandı. Femur diafizer bölgede kalan intramedüller çivi uzunluğu ne kadar kısa ise, çivide neden olacağı stabilite kaybı neticesinde, çivinin osteotomi hattında daha fazla translasyona izin vereceği düşünüldü. Benzer şekilde femur diafizer bölgede kalan çivi çapı küçüldükçe, çivide neden olduğu stabilite kaybı neticesinde çivinin koronal plandaki hareketinin artacağı öngörüldü. Yani daha kısa ve daha ince çivi kullanıldığında, çivide neden olduğu stabilite kaybı neticesinde mekanik eksende çivi üzerinden uzatma yapılabileceği; daha uzun ve kalın çivi kullandıkça, mekanik eksende uzatma yapılamayacağı veya daha kısa cm'e kadar mekanik eksende uzatma yapabileceği öngörüldü.

Çalışmada altı alt ekstremité modelinde uygulanan sekiz çeşit çivi ile, mekanik aksta çivi üzerinden uzatma tekniği uygulamasının, hedeflediğimiz ideal durum olan çivi yok iken mekanik aksta uzatma uygulamasından istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı, Wilcoxon signed rank test ile belirlendi. Birinci cm 'de; 11×200 ve 11×280 mm çivi ile ve çivi

yok iken mekanik aksta uzatma arasında anlamlı fark görüldü. Diğer çivi çeşitlerinde anlamlı fark görülmedi. İkinci ve üçüncü cm 'de çivi yok iken mekanik eksende uzatma ile tüm çivi çeşitleri üzerinden yapılan mekanik eksende uzatma arasında anlamlı fark bulunmadı. Birinci cm 'de 11×200 ve 11×280 mm çiviler ile istatistiksel olarak anlamlı farkın, ikinci ve üçüncü cm'de görülmemesi beklenebilecek bir sonuç değildi. Çünkü mekanik eksende eksternal fiksator ile uzatma sırasında artan translasyon miktarına rağmen, başlangıçta görülen çivinin translasyona engel durumunun kaybolması beklenen bir durum değildir. Nitekim 1. cm'deki ortalama mekanik aks sapma değerlerine baktığımızda; çivi yok iken gelişen 0.09 mm ile, 11×200 ve 11×280 mm çivi kullanıldığında ise gelişen ortalama 0.03 mm mekanik aks sapması değerleri arasındaki 0.06 mm 'lik ortalama fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunsa da çok küçük bir değerdir.

Oluşturduğumuz alt ekstremitte modelinde sekiz çeşit çivi ile dördüncü cm 'deki uzatma ile ortalama mekanik aks sapma değerlerine bakıldığında, 10×320 mm, 11×280 mm ve 11×320 mm çivileri ile yapılan uygulamalar ile çivi yok iken mekanik aksta uzatma arasında istatistiksel anlamlı fark görülmüştür. Değerler incelendiğinde, 10mm çaplı çivinin 200, 240 ve 280 mm uzunluğundaki çivilerde fark yok iken; 320 mm uzunluğundaki çivide anlamlı farkın görülmesi, çivi uzunluğunun stabiliteyi artırıp gereken translasyona izin vermediğini destekler. Aynı şekilde 11 mm çaplı çivinin 200 ve 240 mm uzunluğundaki çivilerde anlamlı fark yok iken; 280 ve 320 mm uzunluğundaki çivilerde anlamlı fark belirlenmiştir. Dördüncü cm 'deki ortalama mekanik aks sapması 11×280 mm çivide 0.42 mm iken; 11×320 mm çivide 0.55 mm 'dir. 11 mm çapındaki çivi ile yapılan uygulamalarda, uzunluk artışı ile mekanik aks sapma değerinin arttığı görülmektedir. Aynı şekilde, 10×320 mm çivi ile dördüncü cm 'de elde edilen ortalama 0.37 mm mekanik aks sapma değeri, 11×320 mm çivi ile elde edilen 0.55 mm 'lik değerden küçük olduğu görülmektedir. Bu durumda eşit boydaki çivilerde, çap artışı ile stabilitenin artmasına ikincil olarak, çivi üzerinden mekanik aksta uzatma neticesinde gelişen translasyona izin vermediği ve alınan ortalama mekanik aks sapma değerinin arttığı görülmektedir.

Oluşturduğumuz alt ekstremitte modelinde sekiz çeşit çivi ile beşinci cm 'deki uzatma ile ortalama mekanik aks sapma değerlerine bakıldığında; sadece 10×200 mm çivi ile uzatma sonucu elde edilen değerler ile çivi yok iken mekanik aksta yapılan uzatma değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı görülmüştür. 10×240, 10×280, 10×320 boyutlarındaki

çiviler ile sırasıyla 0.29 mm, 0.63 mm, 0.97 mm; 11×200, 11×240, 11×280, 11×320 boyutlarındaki çiviler ile sırasıyla 0.28 mm, 0.59 mm, 1.15 mm, 1.28 mm ortalama mekanik aks sapma değerleri elde edilmiştir. Değerler incelendiğinde, hem aynı çapa sahip daha uzun boydaki çivi ile hem de aynı boydaki çivinin daha kalın çaplı olanı ile görülen ortalama mekanik aks sapma miktarının arttığı görülmektedir. Ayrıca 11×200 mm çivi ile anlamlı fark gelişip, 10×200 mm çivi ile anlamlı farkın gelişmemesi, çivi çapının önem arz ettiğini göstermektedir. Sonuç olarak boy ve çap artışının neden olduğu çivideki stabilite artışına ikincil olarak, mekanik aksta uzatma neticesinde gelişen translasyona intramedüller çivinin izin vermediği görülmektedir.

Oluşturduğumuz alt ekstremité modelinde sekiz çeşit çivi ile altıncı cm 'deki uzatma ile ortalama mekanik aks sapma değerlerine bakıldığında; beşinci cm 'deki uzatma ile aldığımız sonuca benzer şekilde, sadece 10×200 mm çivi ile uzatma sonucu elde edilen değerler ile çivi yok iken mekanik aksta yapılan uzatma değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark olmadığı görülmüştür. 10×240, 10×280, 10×320 boyutlarındaki çiviler ile sırasıyla 0.69 mm, 1.19 mm, 1.67 mm; 11×200, 11×240, 11×280, 11×320 boyutlarındaki çiviler ile sırasıyla 0.93 mm, 1.14 mm, 1.65 mm, 1.99 mm ortalama mekanik aks sapma değerleri elde edilmiştir. Elde ettiğimiz bu değerler, beşinci cm uzatmadaki alınan değerler gibi, hem aynı çapa sahip daha uzun boydaki çivi ile hem de aynı boydaki çivinin daha kalın çaplı olanı ile görülen ortalama mekanik aks sapma miktarının arttığı görülmektedir. Ayrıca elde ettiğimiz altıncı cm'deki bu değerler, beşinci cm uzatmada elde ettiğimiz değerlere göre artış göstermiştir. Bu mekanik ekseninde eksternal fiksator ile uzatmanın getirdiği translasyonun, intramedüller çivinin engellemesiyle sağlanamayışından kaynaklanan artışını gösterir.

Sonuç olarak; oluşturduğumuz altı alt ekstremité modelinde sekiz çeşit çivi ile mekanik ekseninde çivi üzerinden uzatma tekniği uyguladığımızda, üçüncü cm 'e kadar tüm çivi çeşitlerinde ortalama mekanik aks sapması ile çivi yok iken mekanik aks sapması arasında istatistiksel fark saptanmamıştır. Yani üçüncü cm' e kadar, metafiz bölgesinden yapılan osteotominin getirdiği çivi stabilite kaybı sayesinde, gereken translasyona intramedüller çivi engel olmamıştır. Fakat uzatmanın dördüncü cm 'de uzatma ile gelişen translasyon miktarına, 10×320 mm, 11×280 mm ve 11×320 mm çivi çeşitleri engel olarak, çivisiz mekanik aks üzerindeki uzatmadan istatistiksel olarak anlamlı mekanik aks sapmasına neden olmuştur. Yani sadece metafizer bölgedeki osteotominin sağladığı stabilite kaybı yetmemiş, aynı

zamanda çivi boyu veya çapının azaltılarak ilave stabilite kaybına ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle 10×320 mm ile görülen istatistiksel anlamlı aks sapması, 10 mm çaplı çivinin daha kısa boyları olan 200, 240 ve 280 mm 'lik çivi boylarında görülmemiştir. Aynı şekilde 11×280 mm ve 11×320 mm çivi ile görülen istatistiksel anlamlı aks sapması, 11×240 mm ve 11×200 mm çivileri ile görülmemiştir. Beşinci ve altıncı cm uzatmadaki translasyon miktarını ise, sadece 10×200 mm çivi ile istatistiksel olarak anlamlı olmayan farka ulaşılmıştır. 10×200 mm çivi tipi dışındaki tüm çivi çeşitlerinde, altıncı cm 'deki ortalama mekanik aks sapma değerleri beşinci cm 'e göre artma göstermiştir. Yani mekanik eksenle uzatma ile birlikte intramedüller çivi ile tolere edilemeyen translasyon miktarı artmış ve bu da mekanik aks sapması olarak yansımıştır. İntramedüller çivi tarafından tolere edilemeyen bu durum aslında bir çivi sıkışmasıdır.

Çivi üzerinden uzatma tekniğinde, monolateral eksternal fiksatorün kemiğin anatomik aksına hem koronal hem de sagittal planda paralelliğin sağlanması gerektiği belirtilmiştir (7,101,116). Bu paralelliği sağlamadaki amaç, uzatma sırasında çivi sıkışması gelişmeden çivinin medullada kayması ile uzatmayı sürdürebilmektir. Ayrıca yapılan rimerizasyondan 1.5-2 mm daha küçük çapta çivi kullanılması, çivinin medullada kaymasına katkıda bulunur (7,22,37,76,104,116,117,118). Eğer teknikte tanımlandığının aksine, monolateral fiksator ile kemiğin anatomik aksı arasında paralellik sağlanamaz ise çivi sıkışması nedeniyle uzatma sürdürülemez. Çalışmada tanımladığımız teknikte, metafizer bölgede daha ince ve/veya kısa çivi kullanarak yaratılan çivi stabilite kaybı sayesinde mekanik aksta sağlanan uzatma, yukarıda tartışıldığı üzere belli bir cm 'den sonra sürdürülememektedir. Bu cm değerinde, çivi sıkışması gelişmiştir. Bu cm değerinden sonra uzatma yapabilmek için sisteme daha fazla güç uygulanması gerekmiştir. Çivinin sıkıştığı belli cm değerinden sonra, sistemi zorlayarak daha fazla uzatma elde edilmesi ile hem mekanik aksta uzatma elde edilememiş, hem de proksimal ve distaldeki shanzlar ve intramedüller çivi üzerine yüklenme oluşturulduğu düşünülmüştür. Klinik uygulamada shanz çivileri üzerinde yüklenme oluşması, shanz çivisinde gevşemeye ve buna bağlı olarak enfeksiyon oluşumuna zemin hazırlayabilir. Literatürde çivi üzerinden uzatma tekniğinde, shanz çivisi giriş yerlerinden kaynaklanmış kırık bildiren çalışmalar vardır (37,103,104). Klinik uygulamada hidroksiapatit kaplı shanz kullanımı ile bu sıkıntılar azaltılabilir. Çünkü hidroksiapatit kaplı shanz çivilerinin kullanımı ile fiksasyon gücünün arttığı ve gevşeme oranlarının azaldığı literatürde bildirilmiştir (160,161,162). Hidroksiapatit kaplı shanz çivilerinde gevşeme oranlarının daha az olması, daha az pin dibi enfeksiyonu

gelişmesini sağlar. Klinik uygulamada hidroksiapetit kaplı shanz kullanımı ile bu sıkıntılar azaltılabilir.

Paley ve arkadaşları, 1997 yılında çivi üzerinden uzatma tekniği tanımlarken, tekniğin temel amacının, uzatma sonrasında komplikasyonlar ile ilişkilendirilen eksternal fiksatörün erken çıkarılmasının sağlanması ve oluşan rejeneratta tekrar kırılmanın önlenmesi olarak belirtmiştir (7). Tanımladığımız teknikte bu temel amaç, distraksiyon sonunda çivi distal kilit vidalarının konulmasına ilaveten uygun teknik ile metafizer sahaya poller vidalarının gönderilmesi ile sağlanacaktır.

Krettek ve arkadaşları tarafından 1999 yılında tanımlanan poller vidası tekniği, uzun kemik distal metafizer ve metafizodiafizer bileşke kırıklarında intramedüller çivi uygulaması sırasında, çivi ile redüksiyonun sağlanamaması veya yapılan fiksasyonun stabil olarak korunamaması sebebiyle, üç nokta fiksasyonunu sağlamak amacıyla tanımlanmıştır (151). Metafizer bölge kırıklarına intramedüller çivi uygulamasında, poller vida kullanımı ile, çivi ile birlikte redüksiyonun sağlanması ve sürdürülmesi dışında, stabilizasyonu da arttırdığı literatürde bildirilmiştir (148,151,153,154). Metafizer ve metafizodiafizer bileşke kırıklarında tanımlanan poller vida tekniği, daha sonraları metafizer osteotomi kullanılarak çivi üzerinden uzatma vakalarında da kullanımı literatürde bildirilmiştir (8,20,90,92,93,110). Çivi korteks temasının olmadığı metafizer osteotomi bölgesinde, uzatma esnasında gelişecek asimetrik kuvvetlere ikincil olarak dizilim bozukluğu gelişmemesi için, uygun poller vidası tekniği ile çivinin stabilizasyonunun artırılması gerektiği literatürde bildirilmiştir (102,115,116,117). Literatürde Baumgart ve arkadaşları tarafından tanımlanmış olan tersten planlama metodunda da, çivinin metafizer bölgedeki stabilitesini arttırmak amacıyla poller vidası kullanımını içermektedir. Çalışmamızda tanımladığımız teknikte, Paley ve arkadaşlarının tanımladığı çivi üzerinden uzatma tekniğindeki gibi distraksiyon sonunda çivinin distal kitleme vidaları ile birlikte uygun teknik ile poller vidalarının gönderilmesi sonrasında eksternal fiksatör çıkarılacaktır. Böylece standart teknikteki gibi yapılan distraksiyon korunurken, aynı zamanda mekanik aksta yapılan uzatma neticesinde gelişen translasyon da uygun poller vidası tekniği ile korunacak ve intramedüller çivinin stabilitesi arttırılacaktır. Baumgart ve arkadaşları uzayabilen çiviler için tanımladığı tersten planlama metodunda, preop planlamada kullanılan şablon çalışması ile uzatma cerrahisi sırasında kullanılacak poller vidalarının yerinin belirlenmesini önermişlerdir. Fakat yanlış planlama, başarısız uygulama veya uzatma

esnasında öngörülememiş dizilim bozukluğu gelişmesi durumunda, poller vida revizyonu gerekecektir. Poller vidası revizyonu zor olmasının yanında, vidanın çıkarıldığı bölgede ve yeni gönderilecek bölgede stres arttırıcı etki yapar (154,155). Bizim tanımladığımız bu teknikte, poller vidası distaksiyon sonrasında eksternal fiksator çıkarılmasından önce kullanılmaktadır. Böylece uzatma sonrası gelişebilecek, başlangıçta öngörülemeyen açılanmalara bağlı dizilim bozuklukları tekrar değerlendirilebilir. Bu tekrar değerlendirme sonucunda planlanabilecek koronal plandaki açısal düzeltme, eksternal fiksatordeki açı ayarlı klempler aracılığı ile gerçekleştirilebilir. Yani standart teknikteki eksternal fiksatorün çıkarılması öncesinde çivi distal kilitleme vidalarının gönderilmesi işleminden farklı olarak bu teknikte, distal kilitleme vidaları ve poller vidaları yerleştirilmeden önce, açı ayarlı klemp yardımıyla öngörülememiş koronal plandaki açılanmanın revizyon şansı vardır.

Çalışmada tanımladığımız çivi üzerinden mekanik aksta uzatma tekniğinde, belli bir cm'den sonra çivi sıkışması nedeniyle ortaya çıkan mekanik aks sapması gelişir. Çivi sıkışması temel olarak distal kısa segmente değil, proksimal şafta yakın kısımda gelişir. Proksimal şaft içinde kalan çivi uzunluğu asıl olmak üzere, çivi kalınlığı da çivi sıkışması üzerine etkilidir. Çivi sıkışması geliştiği anda çivinin distal ucu femur medial korteksine temas ederken, osteotomi proksimalinde lateral kortekse dayanır. Böylece çivinin proksimal şaft içinde kalan kısmı, koronal planda 2 nokta teması kazanır. Kısa distal kemik segmentinde kalan çivi uzatma esnasında, metafizer bölgede çivi sıkı korteks temasının olmaması ve çivi kilitleme vidaları ile çivi arasındaki boşluk nedeniyle gelişen hareket sayesinde, osteotomi hattının medial korteks duvarına yaklaşır. Yani çivi sıkışması geliştiğinde çivi, osteotominin proksimalinde lateral kortekse temasta, osteotominin distalinde ise medial kortekse yaklaşmış veya temastadır. Kısa distal fragmanda uygun poller tekniği kullanarak, uzatma sonunda eksternal fiksator çıkarılmadan önce stabilite kazanılmalıdır.

Unilateral eksternal fiksator ile femur uzatmalarında, asimetrik kas tansiyonuna bağlı kemik segmentlerin uzatma ile birlikte deviasyona eğilimi olduğu literatürde belirtilmiştir (6). Femur uzatmalarında yumuşak doku kaynaklı varus ve prokurvatuma olan eğilimin, adduktor ve hamstring kas grubu baskınlığından kaynaklı olduğu literatürde bildirilmiştir (6). Uzatma ile birlikte, yumuşak doku ve oluşan kallus kaynaklı tansiyon kuvvetlerinin, femurun laterale uygulanan eksternal fiksator ile karşılanması sırasında, fiksator ile yeterli rijidite sağlanamaz ise varus dizilim bozukluğu gelişir (17,164). Literatürde kemiğe uygulanan bir

fiksatorün rijiditesinin shanz çivi çapının artışı, shanz çivi sayısının artışı, segmentteki shanz çivileri arası mesafenin arttırılması, eksternal fiksatorün kemiğe olan mesafesinin azaltılması ile arttırılabileceği belirtilmiştir (165). Ayrıca eksternal fiksator ile uzatmada, fiksatorün sağladığı stabilite statik değildir. Monolateral fiksator ile yapılan uzatmalarda, oluşan yumuşak doku ve kallus kaynaklı tansiyon, fiksator üzerine eğici etki yaratır. Uzatma ile birlikte, segmentler arası mesafe arttıkça, segmentlerin kontrolü zorlaşır (164).

Paley ve arkadaşları, tanımladıkları çivi üzerinden uzatma tekniğinde, uzatma esnasında yumuşak dokularca oluşturulan deforme edici güçlerin intramedüller çivi tarafından karşı konulup nötralize edilmesinin, tekniğin diğer bir avantajı olarak belirtilmiştir (7). Fakat çalışmamızda oluşturduğumuz alt ekstremite modellerinde, çivi boy ve/veya çapını azaltarak ve metafizer bölge osteotomisi yaparak yaratılan çivi stabilite kaybından yararlanılarak, çivi üzerinden mekanik aksta uzatma yapmak hedeflenmiştir. Bu da tekniğin temel avantajı olarak belirtilen, uzatma esnasında gelişen yumuşak doku kuvvetlerinin çivi tarafından nötralize edilmesi durumuna ters düşmektedir. Bu teknik ile distraksiyon sırasında kemik üzerinde oluşacak asimetrik kuvvetler, stabilite sağlamayan intramedüller çivi ile nötralize edilemez. İntramedüller çivinin yük paylaşabilmesi için korteks teması olması gerekir. Çalışmamızda tanımladığımız teknikte çivi korteks teması, mekanik ekseninde uzatmanın bozulduğu an olan çivi sıkışması geliştiğinde olmaktadır. Yani femur proksimalinde kalan çivinin tipi medial kortekse dayanırken, çivi gövdesi osteotomi proksimalinde lateral kortekse dayanır. Kısa distal segmentte kalan çivi, osteotomi distalinde ise medial kortekse yaklaşır veya dayanır. Bu durumda femur distalinde kalan çivinin, osteotomi distalinde medial kortekse yaklaşması veya dayanması, gelişebilecek aşırı varus dizilim bozukluğuna karşı koyucu rol üstlenebilir.

Monolateral fiksator ile yapılan femur uzatmalarında proksimalde ve distalde üçer shanz olmak üzere toplam altı shanz çivisi kullanımı literatürde önerilmiştir (164,166). Fakat Paley ve arkadaşları, tanımladıkları çivi üzerinden uzatma tekniğinde, proksimalde ve distalde ikişer olmak üzere toplam dört adet shanz çivisi kullanmışlardır (7). Woo-Kie Min ve arkadaşlarının kadavra kemikleri üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada, uygulanan aksiyel dayanıklılık testi ile, klinik uygulamaki yumuşak doku ve kallus tansiyonundan kaynaklanan, eksternal fiksatöre binen yük simüle edilmektedir. Çalışmada proksimal ve distalde ikişer ve üçer shanz çivisi ile monolateral eksternal fiksator uyguladıkları kadavra kemiklerinde sırasıyla 54.8 N/mm (53.8-55.2) ve 68.9 N/mm (68.2- 70.7) aksiyel dayanıklılık değerleri elde etmişlerdir.

Aynı çalışmada kadavra kemiklerine, çivi üzerinden uzatmayı simüle etmek amaçlı intramedüller çivi yerleştirilmesi sonrası, proksimal ve distalde ikişer ve üçer shanz çivisi uyguladıkları monolateral eksternal fiksator intramedüller çivi kombinasyonlarında, sırasıyla 858.2N/mm (832.1-892.3) ve 1096.6 N/mm (1073.5- 1149.3) aksiyel dayanıklılık değerleri elde etmişlerdir. Bu sonuçlara bakıldığında, aynı sayıda shanz çivisi kullanılan intramedüller çivi monolateral eksternal fiksator kombinasyonundaki değerlerin, intramedüller çivi kullanılmadığı değerlerin 15.6-15.9 katı olduğu görülmektedir. Aynı zamanda proksimal ve distalde ikişer shanz çivisi kullanarak elde edilen monolateral eksternal fiksator intramedüller çivi kombinasyonundan elde edilen değerlerin, proksimal ve distalde üçer shanz çivisi kullanarak oluşturulan monolateral fiksatörden ortalama 12.5 kat yüksek olduğu görülmüştür. Bu çalışmada, intramedüller çivi eksternal fiksator kombinasyonlarındaki çok daha yüksek düzeydeki aksiyel dayanıklılık, kemik medullası ve intramedüller çivi arasındaki sürtünmeye bağlı olduğu şeklinde yorumlanmıştır (158). Çivi çap- boy azaltılarak ve distal metafizer osteotomi yapılarak, neden olunan çivi stabilite kaybı sayesinde, intramedüller çivi üzerinden mekanik aksta uzatmanın sağlanabildiğini tanımladığımız çalışmada, uzatma ile çivi sıkışması gelişene kadar, intramedüller çivinin aksiyel dayanıklılığa katkısının olmayacağı öngörülebilir. Literatürdeki bu bilgiler ışığında tanımladığımız teknik ile, klinik uygulama esnasında proksimal ve distalde ikişer adet shanz kullanılması halinde, aksiyel dayanıklılığın az olacağı öngörülebilir. Fakat tanımladığımız teknikte retrograd intramedüller çivi kullanıldığı için, proksimal shanz çivilerinin, Woo-Kie Min ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki ekzentrik olarak çivinin etrafından gönderildiği antegrad çivilemeden farklı olarak, kemiğin santralinden geçmesi ile proksimalde daha güçlü fiksasyon sağlayacağı hesaba katılmalıdır. Bununla birlikte, femur distaline intramedüller çivi etrafından gönderilen 2 adet shanz çivisi ile yeterli aksiyel stabilite sağlanamayabilir. Distalde kullanılacak shanz çivi sayısı 3 'e çıkarılması stabiliteye katkı sağlayacaktır. Fakat shanz çivi sayısı artışı ile enfeksiyon olasılığının ve hatta intramedüller çivi ile temas olasılığının artması dezavantajdır (2,3,4,5,67).

Çalışmada tanımladığımız çivi üzerinden mekanik aksta uzatma tekniğinde, belli bir cm'den sonra çivi sıkışması gelişmesi nedeniyle, sistemi zorlayarak daha fazla uzatma elde edilmesi ile mekanik aksta uzatma elde edilememiş ve mekanik aksta lateralizasyon meydana geldiği görülmüştür. Femur proksimal segmentte uzatma ile gelişen çivi sıkışması, mekanik aksta uzatmanın getirdiği femur distal segmentin tranlasyonuna izin vermez. Dolayısıyla

intramedüller çivide sıkışma gelişmesi sonrası uzatmaya devam edilmeye çalışılırsa, intramedüller çivide sıkışma artar ve shanz çivilerinde yüklenmeye neden olunur. Çalışmada belli bir uzatma miktarından sonra gelişen mekanik aksın lateralizasyonundan, shanz çivileri üzerindeki yüklenmeye ikincil gelişen esnemenin neden olduğu düşünülmüştür.

Literatürde eksternal fiksatorün kemiğe olan mesafesinin azaltılması ile stabilitenin arttırılabileceği belirtilmiştir (165). Çalışmada tanımladığımız monolateral fiksator ile mekanik aksta uzatma, kemiğe dik atılan shanz çivilerine fikse açılı ayarlı klempler yardımıyla sağlanmıştır. Bu uygulamada femur proksimalinde fiksatorün kemiğe uzaklığı değişmezken, femur distalinde fiksatorün kemiğe uzaklığı artmıştır. Bu durum çivi sıkışması gelişmesinin ardından uzatmaya devam edilmesi sonrasında, shanz çivisine gelen yüklenme sonrası çivide eğilme gelişmesine arttırıcı etki eder. Femur distalinde fiksatorün kemiğe uzaklığı artmasının getirdiği bu negatif etki, distal femur segmentinde üç shanz çivisi kullanılarak azaltılabilir.

Çivi üzerinden uzatma tekniğinde, shanz çivilerinin kemiğe fikse bölgelerinde kırık gelişebildiği literatürde bildirilmiştir (103,117). Çalışmada tanımladığımız çivi üzerinden mekanik aksta uzatma tekniğinde, belli bir cm 'den sonra çivi sıkışması gelişmesi nedeniyle, sistemi zorlayarak daha fazla uzatmanın devam ettirilmesi durumunda, shanz çivisinde oluşacak ek yüklenmeler, shanz çivilerinin kemiğe fikse bölgelerinde kırık gelişmesine neden olabilir. Bu risk, distal femur segmentinde üç shanz çivisi kullanılarak azaltılabilir.

Femur intramedüller çivi uygulamalarında, antegrad uygulama retrograd uygulamaya göre daha popüler olmuştur. Çünkü retrograd uygulamalarda diz ekleminde yarattığı, çapraz bağların yaralanması, diz sertliği gelişmesi, eklem kıkırdağının zarar görmesi, implant ilişkili semptomatik ağrı olması, patellofemoral problemlerin gelişmesi, kuadriseps atrofisi gelişmesi, diz sepsisi gelişmesi gibi potansiyel tehlikeler vardır (167,169). Ayrıca çivi giriş yerinde cilt problemi olanlarda, diz sepsis hikayesi olanlarda, intraartiküler diz patolojileri olanlarda, diz sertliği veya ankilozu olanlarda retrograd çivileme yapılamaz. Fakat aynı zamanda antegrad çivilemede de abdüktör kol yaralanması, trandelenburg yürüyüşü, implant ilişkili semptomatik ağrı olması, bursal ağrı gelişmesi gibi potansiyel riskler mevcuttur (170,171,172,173). Antegrad ve retrograd femur çivisi uygulanmış vakalarda Ostrum ve arkadaşları tarafından yapılan prospektif bir çalışmada, her iki grup içinde benzer sonuçlar bildirilmiştir (150). Literatürde retrograd femur çivilemesinin diz fonksiyonları üzerinde

zararlı etkileri olmadığına ve diz sepsis riskini arttırmadığına yönelik çalışmalar da bildirilmiştir.

Adolesanlarda yapılacak femur çivilemesi ise ayrı bir değerlendirmedir. Çünkü adolesanlarda piriform fossa girişli antegrad çivi uygulanması ile yapılan femur antegrad çivileme ile medial sirkumfleks arterin posterior çıkan dalının yaralanması sonucu femur başı avasküler nekroz geliştiği bilgisi literatürde mevcuttur (123,124,125,174). Bunun yanında, femur antegrad çivilemede trokanterik tip girişin kullanılması sonrası trokanterik fizise verilen zarar sonrası femur shaft boyun açısında artış literatürde bildirilmiştir (126,127). Gordon ve arkadaşları, humerus çivisi ile trokanterik tip yerine, giriş yeri olarak trokanter majorun lateral yüzünü tercih ettikleri dokuz adolesan hastada, avasküler nekroz ve femur shaft boyun açısında artış gelişmediği bildirilmiştir. Adolesanlarda retrograd femur çivisi ile yapılan cerrahi sonrası, açık epifiz plağı hasarlanacağından dolayı distal femurda büyüme problemi olacağı öngörülüyordu. Fakat epifizden santral girişli femur retrograd çivi yapılan vakalarda, takiplerde büyüme problemi ile karşılaşılmadığı literatürde bildirilmiştir (93,175).

Femur distal metafizer bölgenin proksimal metafizer bölgeden daha geniş olması ve literatürde adolesanlarda retrograd çivinin epifizyel büyümeyi bozmadığı bildirilmesi nedeniyle, çivi üzerinden mekanik eksende uzatma tekniği retrograd çivi üzerinden tanımlanmaya çalışılmıştır.

Literatürde uzayabilen çivilerin en küçük çaplarına baktığımız zaman, Albizzia çivisinin 11mm, Fitbone çivisinin 11mm, ISKD çivisinin 10.7 mm, Precice çivisinin 10.7 mm olduğunu görürüz. Precice çivisinin 2. jenerasyonu ile daha küçük çap ve boyda özel yapım çiviler yapılabileceği literatürde bildirilmektedir (176). Femur medulla çapı dar olan vakalarda, standart çivi ile yapılacak çivi üzerinden uzatma metodu, küçük çapta özel yapım elde edilebilecek uzayabilen çividen daha ulaşılabilir.

Çalışmada oluşturduğumuz alt ekstremité modellerinde tek seviyeden metafizer osteotomi planlanması, tekniğin tanımlanması açısından bir kısıtlılıktır. Daha proksimal veya daha distalden yapılacak osteotomiler ile daha farklı sonuçlar alınabilirdi. Özellikle çivi kilitleme vidalarının daha kısa seviyede olduğu bir çivi ile daha distal metafizer bölgeden osteotomi yapılabilseydi, mekanik aksta uzamayı engelleyen çivi sıkışmasının daha geç gerçekleşeceği öngörülebilir.

Çalışmada alt ekstremitte modellerine yapılan distraksiyon esnasında aksiyel yük uygulanarak, biyolojik ortam daha iyi taklit edilebilirdi. Ancak alınan ölçümlerde tibiayı simüle eden demir plaka ve çubuğun femur modeline göre pozisyonunu standardize edebilmek için, uzatma modelini yatay planda konumlandırılması planlandı.

Oluşturduğumuz alt ekstremitte modellerinde kullanılan femur kemik modellerinde deformite yoktur. Tanımlamaya çalışılan bu teknik, deformitesi olmayan kemik modeller üzerinde tanımlanmıştır. Yani boy kısalığı olan vakalarda deformite yok iken, çivi üzerinden uzatma ile birlikte mekanik aks sapmasının lateralizasyonun gelişmemesi hedeflenmiştir. Distal femur metafizer osteotomi ile uzatma ve deformite düzeltmenin birlikte uygulanacağı vakalar için, tanımladığımız tekniğin sonuçlarını öngörmek zordur. Fakat deformite apeksi metafizer bölgede olan koronal plan uniapikal deformitelerinde, bu tekniğin uygulanma şansı olabilir. Bunun için daha ileri çalışmalar gereklidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İlizarov, geliştirdiği sirküler yapıdaki eksternal fiksator ve tanımladığı distraksiyon osteogenezi prensibi ile ekstremitte rekonstrüksiyonu ve uzatmada birçok başarı sağlandı. İlizarov 'un distraksiyon osteogenezi prensipleri temel alınarak zamanla bir çok uzatma tekniği ve cihazları tanımlandı. Geliştirilen tüm tekniklerin ortak hedefinde, eksternal fiksatorün uzun süre kullanımının getirdiği komplikasyonları önüne geçmek, uygulanan tekniklerin hasta tarafından kabul edilebilirliğini ve hastanın konforunu arttırmak vardır. Bu amaçla, Paley ve arkadaşları tarafından tanımlanan çivi üzerinden uzatma tekniği ile başlayan bu süreç, son yıllarda uzayabilen çiviler ve akıllı sirküler fiksatorlerin gelişimi ile devam etmektedir. Bu süreçte geliştirilen yeni tekniklerin, klasik ilizarov ve çivi üzerinden uzatma yöntemlerine göre üstünlükleri olmasının yanında, her tekniğin kendine göre komplikasyon ve dezavantajları olduğu literatürde bildirilmektedir.

Bir ekstremitte uzatması planlanıyor ise, yapılacak deformite analizi ile var ise deformiteleri saptamak, tedavi planı ve tekniğini buna göre planlamak durumundayız. Aynı şekilde, bir ekstremitte uzatılırken başlangıçta var olmayan bir deformite yaratılmamalıdır.

Çivi üzerinden uzatma tekniği ve uzayabilen çiviler ile yapılan ekstremitte uzatma cerrahiler sonrasında, anatomik eksende uzatma yapılmasından dolayı alt ekstremitte mekanik aksının lateralize olduğu ve dizde valgus deformitesi gelişme riski vardır. Fakat bu tekniklerin uygulandığı vaka serilerinin bildirildiği literatürde, teorik olarak olan bu riskin tutarlı sonuçları yoktur. Yumuşak dokuların simule edilmediği bu çalışmadaki alt ekstremitte modellerinde, anatomik aksta uzatma ile ortalama 0.60 mm /cm mekanik aksta sapma belirlendi.

Uzayabilen çiviler üzerinde Baumgart ve arkadaşları tarafından tanımlanmış tersten planlama metodu ile, mekanik aksın korunmasının önemi ve metodu belirtilmiştir. Benzer amaçla, çivi üzerinden uzatma yöntemi ile mekanik aksın korunmasına yönelik teknik tanımlanması bu çalışmanın ana hedefidir.

Çalışmada oluşturulan alt ekstremitte modellerinde, belli çap ve uzunluktaki çiviler ile hangi cm 'e kadar çivi üzerinden mekanik aksta uzatma yapılabileceği belirlenmiştir. Bu tekniğin kullanılması ile kazanılacak ana avantaj, uzatma sonrası çivi distal kilitlemesinin

yapılacağı seansta, açı ayarlı klempler yardımıyla koronal plan diziliminde gelişebilecek öngörülemeyen dizilim bozukluklarına yönelik revizyon şansıdır.

Uzatma sonrasında eksternal fiksator çıkarılmasından önce, uygun poller vidası tekniği ile intramedüller çiviye stabilitenin kazandırılması, tekniğin başarıya ulaşmasında anahtar role sahiptir.

Klinik uygulamayı simüle etmesi açısından, bu çalışmada yük altında uzatma yapılması daha uygun olurdu. Ayrıca yapılacak distal metafizer osteotomi ile uzatma yanında deformite düzeltme planlanması durumunda, bu tekniğin kullanılabilirliğine yönelik başka çalışmalar da planlanmalıdır. Bu iki durumu gözeterek yapılacak çalışmalar ile tanımlamaya çalıştığımız teknik daha ileri noktalara ve klinik öngörülere taşınabilir.

KAYNAKLAR

1. **Fragomen AT, Rozbruch SR.** The mechanics of external fixation. HSS J. 2007;3(1):13-29.
2. **Aldegheri R, Dall'Oca C.** Limb lengthening in short stature patients. J Pediatr Orthop B. 2001 Jul;10(3):238-47.
3. **Dahl MT, Gulli B, Berg T.** Complications of limb lengthening. A learning curve. Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr;(301):10-8.
4. **Faber FW, Keessen W, van Roermund PM.** Complications of leg lengthening. 46 procedures in 28 patients. Acta Orthop Scand. 1991 Aug;62(4):327-32.
5. **Noonan KJ, Leyes M, Forriol F, Cañadell J.** Distraction osteogenesis of the lower extremity with use of monolateral external fixation. A study of two hundred and sixty-one femora and tibia. J Bone Joint Surg Am. 1998 Jun;80(6):793-806.
6. **Paley D.** Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. Clin Orthop Relat Res. 1990 Jan;(250):81-104.
7. **Paley D, Herzenberg JE, Paremian G, Bhav A.** Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening J Bone Joint Surg Am. 1997 Oct;79(10):1464-80.
8. **Krieg AH, Speth BM, Foster BK.** Leg lengthening with a motorized nail in adolescents : an alternative to external fixators? Clin Orthop Relat Res. 2008 Jan;466(1):189-97.
9. **Eldridge JC, Bell DF.** Problems with substantial limb lengthening. Orthop Clin North Am. 1991 Oct;22(4):625-31.
10. **García-Cimbrelo E, Curto de la Mano A, García-Rey E.** The intramedullary elongation nail for femoral lengthening. J Bone Joint Surg Br. 2002 Sep;84(7):971-7.
11. **Herzenberg JE, Scheufele LL, Paley D, Bechtel R, Tepper S.** Knee range of motion in isolated femoral lengthening. Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr;(301):49-54.
12. **Ramaker RR, Lagro SW, van Roermund PM, Sinnema G.** The psychological and social functioning of 14 children and 12 adolescents after Ilizarov leg lengthening. Acta Orthop Scand. 2000 Feb;71(1):55-9.
13. **Rozbruch SR, Kleinman D, Fragomen AT, Ilizarov S.** Limb lengthening and then insertion of an intramedullary nail: a case-matched comparison. Clin Orthop Relat Res. 2008 Dec;466(12):2923-32.

14. **Iobst CA, Dahl MT.** Limb lengthening with submuscular plate stabilization: a case series and description of the technique. *J Pediatr Orthop.* 2007 Jul-Aug;27(5):504-9.
15. **Harbacheuski R, Fragomen AT, Rozbruch SR.** Does lengthening and then plating (LAP) shorten duration of external fixation? *Clin Orthop Relat Res.* 2012 Jun;470(6):1771-81.
16. **Baumgart R, Betz A, Schweiberer L.** A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Oct;(343):135-43.
17. **Cole JD, Justin D, Kasparis T, DeVlught D, Knobloch C.** The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): first clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia. *Injury.* 2001 Dec;32 Suppl 4:SD129-39.
18. **Guichet JM, Deromedis B, Donnan LT, Peretti G, Lascombes P, Bado F.** Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 May;85-A(5):838-48.
19. **Burghardt RD, Paley D, Specht SC, Herzenberg JE.** The effect on mechanical axis deviation of femoral lengthening with an intramedullary telescopic nail. *J Bone Joint Surg Br.* 2012 Sep;94(9):1241-5.
20. **Baumgart R.** The reverse planning method for lengthening of the lower limb using a straight intramedullary nail with or without deformity correction. A new method. *Oper Orthop Traumatol.* 2009 Jun;21(2):221-33.
21. **Burghardt RD, Herzenberg JE, Burghardt MH.** Trigonometric analysis of the mechanical axis deviation induced by telescopic intramedullary femoral lengthening nails. *J Appl Biomech.* 2011 Nov;27(4):385-91.
22. **Gordon JE, Goldfarb CA, Luhmann SJ, Lyons D, Schoenecker PL.** Femoral lengthening over a humeral intramedullary nail in preadolescent children. *J Bone Joint Surg Am.* 2002 Jun;84-A(6):930-7.
23. **Hellsing AL.** Leg length inequality. A prospective study of young men during their military service. *Ups J Med Sci.* 1988;93(3):245-53.
24. **Soukka A, Alaranta H, Tallroth K, Heliövaara M.** Leg-length inequality in people of working age. The association between mild inequality and low-back pain is questionable. *Spine (Phila Pa 1976).* 1991 Apr;16(4):429-31.
25. **Walker AP, Dickson RA.** School screening and pelvic tilt scoliosis. *Lancet.* 1984 Jul 21;2(8395):152-3.
26. **Anderson M, Messner MB, Green WT.** Distribution of lengths of the normal femur and tibia in children from one to eighteen years of age. *J Bone Joint Surg Am.* 1964 Sep;46:1197-202.

27. **Herring J.A.** Tachdjian's Pediatric Orthopaedics, 3.Basım, Hayat Tıp Kitapçılık, Cilt 2, syf 1039-1095.
28. **Karakoyun Ö.** Uzun Kemik Deformitelerinde Taylor Spatial Kullanımı Tezi, İSTANBUL 2010.
29. **Green WT, Wyatt GM, Anderson M.** Orthoroentgenography as a method of measuring the bones of the lower extremities.Clin Orthop Relat Res. 1968 Nov-Dec;61:10-5.
30. **Saleh M, Milne A.** Weight-bearing parallel-beam scanography for the measurement of leg length and joint alignment.J Bone Joint Surg Br. 1994 Jan;76(1):156-7.
31. **Lee KM, Chung CY, Gwon DK, Sung KH, Cho JH, Kim TW, Choi IH.** Parental perspectives on leg length discrepancy.J Pediatr Orthop B. 2012 Mar;21(2):146-9.
32. **Tachdjian MO.** Limb length discrepancy in pediatric orthopaedics 2nd ed, vol 4, WB saunders Company, Philadelphia London Toronto, 1990.
33. **Kiapour A, Abdelgawad AA, Goel VK, Souccar A, Terai T, Ebraheim NA.** Relationship between limb length discrepancy and load distribution across the sacroiliac joint-a finite element study.J Orthop Res. 2012 Oct;30(10):1577-80.
34. **Beaty CA.** Congenital anomalies of lower extremity. In Campbell's Operative Orthopaedics, Crenshaw A H ed. 8th ed. Vol 3,2126, St Lois, CV Mosby, 1992.
35. **Grayback JJ, Carol NC.** Projected limb length inequality: Selecting patient for surgery. Orthop Clin North Am 22:581,1991.
36. **Çakmak M., Kocaoğlu M.** İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri, Baskı Doruk Grafik, İSTANBUL, 1999.
37. **Gordon JE, Manske MC, Lewis TR, O'Donnell JC, Schoenecker PL, Keeler KA.** Femoral lengthening over a pediatric femoral nail: results and complications.J Pediatr Orthop. 2013 Oct-Nov;33(7):730-6.
38. **Kapandji LA.** The Psysiolgy of the Joint (Lower Limb). 5 th ed. New York, 1987.
39. **Maquet Pgj.** Biomechanics of the Knee. 2nd ed., berlin, Springer Verlag, 1984.
40. **Harrington IJ.** Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities.J Bone Joint Surg Am. 1983 Feb;65(2):247-59.
41. **Green SA, Green HD.** The influence of radiographic projection on the appearance of deformities.Orthop Clin North Am. 1994 Jul;25(3):467-75.
42. **Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhav A.** Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies.Orthop Clin North Am. 1994 Jul;25(3):425-65.

43. **Paley D, Tetsworth Kd.** Deformity Correction by the Ilizarov Technique.m Chapman M. (ed): Operative Orthopaedics, Vol:1,Philadelphia, JB lippincott, 1993, pp: S:883-948.
44. **Paley D, Tetsworth K.** Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia.Clin Orthop Relat Res. 1992 Jul;(280):65-71.
45. **Lee DY, Choi IH, Chung CY, Chung PH, Chi JG, Suh YL.** Effect of tibial lengthening on the gastrocnemius muscle. A histopathologic and morphometric study in rabbits.Acta Orthop Scand. 1993 Dec;64(6):688-92.
46. **Calhoun JH, Evans EB, Herndon DN.** Techniques for the management of burn contractures with the Ilizarov Fixator.Clin Orthop Relat Res. 1992 Jul;(280):117-24.
47. **Moseley CF.** Leg lengthening: the historical perspective.Orthop Clin North Am. 1991 Oct;22(4):555-61.
48. **Ilizarov GA.** The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation.Clin Orthop Relat Res. 1989 Jan;(238):249-81.
49. **Ilizarov GA.** Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening.Clin Orthop Relat Res. 1990 Jan;(250):8-26.
50. **J, Aronson.** The Biology of Distraction Osteosynthesis, Operative Orthopaedics, Ed by Chapman, J.B. Lippincott Company, Philadelphia p873-884, 1993.
51. **Fischgrund J, Paley D, Suter C.** Variables affecting time to bone healing during limb lengthening.Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr;(301):31-7.
52. **Delloye C, Delefortrie G, Coutelier L, Vincent A.** Bone regenerate formation in cortical bone during distraction lengthening. An experimental study.Clin Orthop Relat Res. 1990 Jan;(250):34-42.
53. **Miller M. D.** Miller'in Ortopedi Kitabı, Ekstremité Eşitsizliği, syf 188-194. Adya Yayınevi 2006, ANKARA.
54. **Aronson J, Good B, Stewart C, Harrison B, Harp J.** Preliminary studies of mineralization during distraction osteogenesis.Clin Orthop Relat Res. 1990 Jan;(250):43-9.
55. **Guichet JM, Brailon P, Bodenreider O, Lascombes P.** Periosteum and bone marrow in bone lengthening: a DEXA quantitative evaluation in rabbits.Acta Orthop Scand. 1998 Oct;69(5):527-31.
56. **Frierson M, Ibrahim K, Boles M, Boté H, Ganey T.** Distraction osteogenesis. A comparison of corticotomy techniques.Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr;(301):19-24.

57. **Paley D, Tetsworth K.** Percutaneous osteotomies. Osteotome and Gigli saw techniques. *Orthop Clin North Am.* 1991 Oct;22(4):613-24.
58. **Fink B, Krieger M, Strauss JM, Opheys C, Menkhaus S, Fischer J, Rütther W.** Osteoneogenesis and its influencing factors during treatment with the Ilizarov method. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Feb;(323):261-72.
59. **Ilizarov GA.** Transosseous osteosynthesis, Ed by Green, Springer-Verlog, Berlin p 137-287, 1992.
60. **Simpson AH, Cunningham J.L., Kenwright J.** The forces which develop in the tissues during leg lengthening. *The Journal of bone and joint society.* Nov 1996. Vol.78-B.No.6.
61. **Young NL, Davis RJ, Bell DF, Redmond DM.** Electromyographic and nerve conduction changes after tibial lengthening by the Ilizarov method. *J Pediatr Orthop.* 1993 Jul-Aug;13(4):473-7.
62. **Schwartzman V, Schwartzman R.** Corticotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Jul;(280):37-47.
63. **Kawamura B, Hosono S, Takahashi T, Yano T, Kobayashi Y, Shibata N, Shinoda Y.** Limb lengthening by means of subcutaneous osteotomy. Experimental and clinical studies. *J Bone Joint Surg Am.* 1968 Jul;50(5):851-78.
64. **Kettelkamp DB, Hillberry BM, Murrish DE, Heck DA.** Degenerative arthritis of the knee secondary to fracture malunion. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Sep;(234):159-69.
65. **McDermott AG, Finklestein JA, Farine I, Boynton EL, MacIntosh DL, Gross A.** Distal femoral varus osteotomy for valgus deformity of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Jan;70(1):110-6.
66. **De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L, Trivella G.** Limb lengthening by callus distraction (callotaxis). *J Pediatr Orthop.* 1987 Mar-Apr;7(2):129-34.
67. **Tjernström B, Olerud S, Rehnberg L.** Limb lengthening by callus distraction. Complications in 53 cases operated 1980-1991. *Acta Orthop Scand.* 1994 Aug;65(4):447-55.
68. **Donnan LT, Saleh M, Rigby AS.** Acute correction of lower limb deformity and simultaneous lengthening with a monolateral fixator. *J Bone Joint Surg Br.* 2003 Mar;85(2):254-60.
69. **Young N, Bell DF, Anthony A.** Pediatric pain patterns during Ilizarov treatment of limb length discrepancy and angular deformity. *J Pediatr Orthop.* 1994 May-Jun;14(3):352-7.

70. **García-Cimbreló E, Olsen B, Ruiz-Yagüe M, Fernandez-Baíllo N, Munuera-Martínez L.** Ilizarov technique. Results and difficulties.Clin Orthop Relat Res. 1992 Oct;(283):116-23.
71. **Maffulli N, Nele U, Matarazzo L.** Changes in knee motion following femoral and tibial lengthening using the Ilizarov apparatus: a cohort study.J Orthop Sci. 2001;6(4):333-8.
72. **Luke DL, Schoenecker PL, Blair VP 3rd, Capelli AM.** Fractures after Wagner limb lengthening.J Pediatr Orthop. 1992 Jan;12(1):20-4.
73. **Eralp L, Kocaoglu M, Cakmak M, Ozden VE.** A correction of windswept deformity by fixator assisted nailing. A report of two cases.J Bone Joint Surg Br. 2004 Sep;86(7):1065-8.
74. **Song HR, Soma Raju VV, Kumar S, Lee SH, Suh SW, Kim JR, Hong JS.** Deformity correction by external fixation and/or intramedullary nailing in hypophosphatemic rickets.Acta Orthop. 2006 Apr;77(2):307-14.
75. **Danziger MB, Kumar A, DeWeese J.** Fractures after femoral lengthening using the Ilizarov method.J Pediatr Orthop. 1995 Mar-Apr;15(2):220-3.
76. **Simpson AH, Cole AS, Kenwright J.** Leg lengthening over an intramedullary nail.J Bone Joint Surg Br. 1999 Nov;81(6):1041-5.
77. **Price CT, Cole JD.** Limb lengthening by callotasis for children and adolescents. Early experience.Clin Orthop Relat Res. 1990 Jan;(250):105-11.
78. **Schlenzka D, Poussa M, Osterman K.** Metaphyseal distraction for lower limb lengthening and correction of axial deformities.J Pediatr Orthop. 1990 Mar-Apr;10(2):202-5.
79. **Green SA.** The technique of Circular Eksternal Fixation. Operative Orthopaedics, Michael W, Chapman (Ed); Chapter 63, JB Lippincott Company, Philadelphia, 1993, pp: 949-964.
80. **Ilizarov GA.** Aparatus, Components and Biomechanical Principal of Application Transosseous Osteosynthesis, S: 63-136,1992, GERMANY.
81. **Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D.** Biomechanics of malalignment.Orthop Clin North Am. 1994 Jul;25(3):379-86.
82. **Aronson J, Harp JH Jr.** Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixation system.Clin Orthop Relat Res. 1992 Jul;(280):23-9.
83. **Podolsky A, Chao EY.** Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators.Clin Orthop Relat Res. 1993 Aug;(293):61-70.

84. **Kristiansen LP, Steen H.** Lengthening of the tibia over an intramedullary nail, using the Ilizarov external fixator. Major complications and slow consolidation in 9 lengthenings. *Acta Orthop Scand.* 1999 Jun;70(3):271-4.
85. **Rozbruch SR, Segal K, Ilizarov S, Fragomen AT, Ilizarov G.** Does the Taylor Spatial Frame accurately correct tibial deformities?. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 May;468(5):1352-61.
86. **Paley D.** Principles of Deformity Correction. Berlin, Germany: Springer-Verlag; 2005.p.411-436.
87. **Henderson ER, Feldman DS, Lusk C, van Bosse HJ, Sala D, Kummer FJ.** Conformational instability of the taylor spatial frame: a case report and biomechanical study. *J Pediatr Orthop.* 2008 Jun;28(4):471-7.
88. **Eidelman M, Bialik V, Katzman A.** Correction of deformities in children using the Taylor spatial frame. *J Pediatr Orthop B.* 2006 Nov;15(6):387-95.
89. **Akbarnia BA, Mundis GM Jr, Salari P, Yaszay B, Pawelek JB.** Innovation in growing rod technique: a study of safety and efficacy of a magnetically controlled growing rod in a porcine model. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012 Jun 1;37(13):1109-14.
90. **Krieg AH, Lenze U, Speth BM, Hasler CC.** Intramedullary leg lengthening with a motorized nail. *Acta Orthop.* 2011 Jun;82(3):344-50.
91. **Thonse R., Herzenberg J.E., Standard S.C., Paley D.** Limb lengthening with a Fully Implantable, Telescopic, Intramedullary Nail. *Operative Techniques in Orthopedics* 15:355-362.
92. **Horn J, Grimsrud O, Dagsgard AH, Huhnstock S, Steen H.** Femoral lengthening with a motorized intramedullary nail. *Acta Orthop.* 2014 Sep 5:1-9.
93. **Al-Sayyad MJ.** Lower limb lengthening and deformity correction using the Fitbone motorized nail system in the adolescent patient. *J Pediatr Orthop B.* 2012 Mar;21(2):131-6.
94. **Papanna MC, Monga P, Al-Hadithy N, Wilkes RA.** Promises and difficulties with the use of femoral intra-medullary lengthening nails to treat limb length discrepancies. *Acta Orthop Belg.* 2011 Dec;77(6):788-94.
95. **Wolfson N, Hearn TC, Thomason JJ, Armstrong PF.** Force and stiffness changes during Ilizarov leg lengthening. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Jan;(250):58-60.
96. **Younger AS, Mackenzie WG, Morrison JB.** Femoral forces during limb lengthening in children. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Apr;(301):55-63.

97. **Singh S, Lahiri A, Iqbal M.** The results of limb lengthening by callus distraction using an extending intramedullary nail (Fitbone) in non-traumatic disorders.J Bone Joint Surg Br. 2006 Jul;88(7):938-42.
98. **Ilizarov GA.** The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction.Clin Orthop Relat Res. 1989 Feb;(239):263-85.
99. **Kenawey M, Krettek C, Liodakis E, Wiebking U, Hankemeier S.** Leg lengthening using intramedullary skeletal kinetic distractor: results of 57 consecutive applications.Injury. 2011 Feb;42(2):150-5.
100. **Schiedel FM, Pip S, Wacker S, Pöpping J, Tretow H, Leidinger B, Rödl R.** Intramedullary limb lengthening with the Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor in the lower limb.J Bone Joint Surg Br. 2011 Jun;93(6):788-92.
101. **Mahboubian S, Seah M, Fragomen AT, Rozbruch SR.** Femoral lengthening with lengthening over a nail has fewer complications than intramedullary skeletal kinetic distraction.Clin Orthop Relat Res. 2012 Apr;470(4):1221-31.
102. **Chaudhary M.** Limb lengthening over a nail can safely reduce the duration of external fixation.Indian J Orthop. 2008 Jul;42(3):323-9.
103. **Kocaoglu M, Eralp L, Kilicoglu O, Burc H, Cakmak M.** Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail.J Bone Joint Surg Am. 2004 Nov;86-A(11):2406-11.
104. **Song HR, Oh CW, Mattoo R, Park BC, Kim SJ, Park IH, Jeon IH, Ihn JC.** Femoral lengthening over an intramedullary nail using the external fixator: risk of infection and knee problems in 22 patients with a follow-up of 2 years or more.Acta Orthop. 2005 Apr;76(2):245-52.
105. **Kenawey M, Krettek C, Liodakis E, Meller R, Hankemeier S.** Insufficient bone regenerate after intramedullary femoral lengthening: risk factors and classification system.Clin Orthop Relat Res. 2011 Jan;469(1):264-73.
106. **Burghardt RD, Herzenberg JE, Specht SC, Paley D.** Mechanical failure of the Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor in limb lengthening.J Bone Joint Surg Br. 2011 May;93(5):639-43.
107. **Simpson AH, Shalaby H, Keenan G.** Femoral lengthening with the Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor.J Bone Joint Surg Br. 2009 Jul;91(7):955-61.
108. **Wang K, Edwards E.** Intramedullary skeletal kinetic distractor in the treatment of leg length discrepancy--a review of 16 cases and analysis of complications.J Orthop Trauma. 2012 Sep;26(9):e138-44.

109. **Hankemeier S, Pape HC, Gosling T, Hufner T, Richter M, Krettek C.** Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor. Principles and preliminary clinical experiences. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004 Mar;124(2):129-33. Epub 2004 Jan 27.
110. **Kirane YM, Fragomen AT, Rozbruch SR.** Precision of the PRECICE internal bone lengthening nail. *Clin Orthop Relat Res.* 2014 Dec;472(12):3869-78.
111. **Park HW, Yang KH, Lee KS, Joo SY, Kwak YH, Kim HW.** Tibial lengthening over an intramedullary nail with use of the Ilizarov external fixator for idiopathic short stature. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Sep;90(9):1970-8.
112. **Kim H, Lee SK, Kim KJ, Ahn JH, Choy WS, Kim YI, Koo JY.** Tibial lengthening using a reamed type intramedullary nail and an Ilizarov external fixator. *Int Orthop.* 2009 Jun;33(3):835-41.
113. **Bost F C, Larsen L J.** Experience with lengthening of the femur over an intramedullary rod. *J Bone Joint Surg* 38(A): 567-584,1956.
114. **Raschke MJ, Mann JW, Oedekoven G, Claudi BF.** Segmental transport after unreamed intramedullary nailing. Preliminary report of a "Monorail" system. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Sep;(282):233-40.
115. **Kim SJ, Mandar A, Song SH, Song HR.** Pitfalls of lengthening over an intramedullary nail in tibia: a consecutive case series. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012 Feb;132(2):185-91.
116. **Kucukkaya M, Karakoyun O, Kuzgun U.** Lengthening over a retrograde nail using 3 Schanz pins. *J Orthop Trauma.* 2013 Jan;27(1):e13-7.
117. **Kocaoglu M, Eralp L, Bilen FE, Balci HI.** Fixator-assisted acute femoral deformity correction and consecutive lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Jan;91(1):152-9.
118. **El-Husseini TF, Ghaly NA, Mahran MA, Al Kersh MA, Emara KM.** Comparison between lengthening over nail and conventional Ilizarov lengthening: a prospective randomized clinical study. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2013 Aug;8(2):97-101.
119. **Motallebi Zadeh N, Mortazavi SH, Khaki S, Heidari K, Karbasi A, Ostad Rahimi S.** Bilateral tibial lengthening over the nail: our experience of 143 cases. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014 Sep;134(9):1219-25.
120. **Paley D.** Current techniques of limb lengthening. *J Pediatr Orthop.* 1988 Jan-Feb;8(1):73-92.

121. **Guo Q, Zhang T, Zheng Y, Feng S, Ma X, Zhao F.** Tibial lengthening over an intramedullary nail in patients with short stature or leg-length discrepancy: a comparative study. *Int Orthop*. 2012 Jan;36(1):179-84.
122. **Watanabe K, Tsuchiya H, Sakurakichi K, Yamamoto N, Kabata T, Tomita K.** Tibial lengthening over an intramedullary nail. *J Orthop Sci*. 2005 Sep;10(5):480-5.
123. **Buford D Jr, Christensen K, Weatherall P.** Intramedullary nailing of femoral fractures in adolescents. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 May;(350):85-9.
124. **Beaty JH, Austin SM, Warner WC, Canale ST, Nichols L.** Interlocking intramedullary nailing of femoral-shaft fractures in adolescents: preliminary results and complications. *J Pediatr Orthop*. 1994 Mar-Apr;14(2):178-83.
125. **Mileski RA, Garvin KL, Crosby LA.** Avascular necrosis of the femoral head in an adolescent following intramedullary nailing of the femur. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. 1994 Nov;76(11):1706-8.
126. **González-Herranz P, Burgos-Flores J, Rapariz JM, Lopez-Mondejar JA, Ocete JG, Amaya S.** Intramedullary nailing of the femur in children. Effects on its proximal end. *J Bone Joint Surg Br*. 1995 Mar;77(2):262-6.
127. **Raney EM, Ogden JA, Grogan DP.** Premature greater trochanteric epiphysiodesis secondary to intramedullary femoral rodding. *J Pediatr Orthop*. 1993 Jul-Aug;13(4):516-20.
128. **Galpin RD, Willis RB, Sabano N.** Intramedullary nailing of pediatric femoral fractures. *J Pediatr Orthop*. 1994 Mar-Apr;14(2):184-9.
129. **Herndon WA, Mahnken RF, Yngve DA, Sullivan JA.** Management of femoral shaft fractures in the adolescent. *J Pediatr Orthop*. 1989 Jan-Feb;9(1):29-32.
130. **Blachut PA, Meek RN, O'Brien PJ.** External fixation and delayed intramedullary nailing of open fractures of the tibial shaft. A sequential protocol. *J Bone Joint Surg Am*. 1990 Jun;72(5):729-35.
131. **Maurer DJ, Merkow RL, Gustilo RB.** Infection after intramedullary nailing of severe open tibial fractures initially treated with external fixation. *J Bone Joint Surg Am*. 1989 Jul;71(6):835-8.
132. **Nowotarski PJ, Turen CH, Brumback RJ, Scarboro JM.** Conversion of external fixation to intramedullary nailing for fractures of the shaft of the femur in multiply injured patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2000 Jun;82(6):781-8.
133. **Siebenrock KA, Schillig B, Jakob RP.** Treatment of complex tibial shaft fractures. Arguments for early secondary intramedullary nailing. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 May;(290):269-74.

134. **Danckwardt-Lillieström G.** Reaming of the medullary cavity and its effect on diaphyseal bone. A fluorochromic, microangiographic and histologic study on the rabbit tibia and dog femur. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1969;128:1-153.
135. **Brinker MR, O'Connor DP.** Exchange nailing of ununited fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Jan;89(1):177-88.
136. **Utvag SE, Grundnes O, Reikerås O.** Graded exchange reaming and nailing of non-unions. Strength and mineralisation in rat femoral bone. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1998;118(1-2):1-6.
137. **Giannoudis PV, Smith RM, Bellamy MC, Morrison JF, Dickson RA, Guillou PJ.** Stimulation of the inflammatory system by reamed and unreamed nailing of femoral fractures. An analysis of the second hit. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 Mar;81(2):356-61.
138. **Smith RM, Giannoudis PV, Bellamy MC, Perry SL, Dickson RA, Guillou PJ.** Interleukin-10 release and monocyte human leukocyte antigen-DR expression during femoral nailing. *Clin Orthop Relat Res.* 2000 Apr;(373):233-40.
139. **Wagner H.** Operative lengthening of the femur. *Clin Orthop Relat Res.* 1978 Oct;(136):125-42.
140. **Perren SM.** Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Nov;84(8):1093-110.
141. **Oh CW, Song HR, Kim JW, Choi JW, Min WK, Park BC.** Limb lengthening with a submuscular locking plate. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Oct;91(10):1394-9.
142. **Shevtsov VI, Popkov AV, Popkov DA, Yerofeev SA, Prévot J, Lascombes P.** Elastic stable intramedullary nailing in Ilizarov bone lengthening. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2004 Sep;90(5):399-410.
143. **Lampasi M, Launay F, Jouve JL, Bollini G.** Femoral lengthening over elastic stable intramedullary nailing in children using the monolateral external fixator. *Chir Organi Mov.* 2009 Sep;93(2):57-64.
144. **Apivatthakakul T, Arpornchayanon O.** Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) combined with distraction osteogenesis in the treatment of bone defects. A new technique of bone transport: a report of two cases. *Injury.* 2002 Jun;33(5):460-5.
145. **Endo H, Asaumi K, Mitani S, Noda T, Minagawa H, Tetsunaga T, Ozaki T.** The minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) technique with a locking compression plate for femoral lengthening. *Acta Med Okayama.* 2008 Oct;62(5):333-9.

146. **Uysal M, Akpinar S, Cesur N, Hersekli MA, Tandoğan RN.** Plating after lengthening (PAL): technical notes and preliminary clinical experiences. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007 Dec;127(10):889-93. Epub 2007 Sep 8.
147. **Tornetta P, Collins E.** Semiextended position of intramedullary nailing of the proximal tibia. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Jul;(328):185-9.
148. **Krettek C, Miclau T, Schandelmaier P, Stephan C, Möhlmann U, Tscherne H.** The mechanical effect of blocking screws ("Poller screws") in stabilizing tibia fractures with short proximal or distal fragments after insertion of small-diameter intramedullary nails. *J Orthop Trauma.* 1999 Nov;13(8):550-3.
149. **Ricci WM, Bellabarba C, Evanoff B, Herscovici D, DiPasquale T, Sanders R.** Retrograde versus antegrade nailing of femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma.* 2001 Mar-Apr;15(3):161-9.
150. **Ostrum RF, Agarwal A, Lakatos R, Poka A.** Prospective comparison of retrograde and antegrade femoral intramedullary nailing. *J Orthop Trauma.* 2000 Sep-Oct;14(7):496-501.
151. **Krettek C, Stephan C, Schandelmaier P, Richter M, Pape HC, Miclau T.** The use of Poller screws as blocking screws in stabilising tibial fractures treated with small diameter intramedullary nails. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 Nov;81(6):963-8.
152. **Biewener A, Grass R, Holch M, Zwipp H.** Intramedullary nail placement with percutaneous Kirschner wires. Illustration of method and clinical examples. *Unfallchirurg.* 2002 Jan;105(1):65-70.
153. **Stedtfeld HW, Mittlmeier T, Landgraf P, Ewert A.** The logic and clinical applications of blocking screws. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A Suppl 2:17-25.
154. **Shahulhameed A, Roberts CS, Ojike NI.** Technique for precise placement of poller screws with intramedullary nailing of metaphyseal fractures of the femur and the tibia. *Injury.* 2011 Feb;42(2):136-9.
155. **Seyhan M, Cakmak S, Donmez F, Gereli A.** Blocking screws for the treatment of distal femur fractures. *Orthopedics.* 2013 Jul;36(7):e936-41.
156. **Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L.** Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 Nov;79(6):1019-23.
157. **Stanitski DF.** The effect of limb lengthening on articular cartilage. An experimental study. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Apr;(301):68-72.
158. **Min WK, Min BG, Oh CW, Song HR, Oh JK, Ahn HS, Park BC, Kim PT.** Biomechanical advantage of lengthening of the femur with an external fixator over an intramedullary nail. *J Pediatr Orthop B.* 2007 Jan;16(1):39-43.

159. **Miller M.D., Thompson S.R., Hart J.A.** Review of orthopedics sixth edition. sayfa393-395. Güneş tıp kitabevi 2014, Ankara.
160. **Moroni A, Toksvig-Larsen S, Maltarello MC, Orienti L, Stea S, Giannini S.** A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. An in vivo study in sheep. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Apr;80(4):547-54.
161. **Moroni A, Heikkila J, Magyar G, Toksvig-Larsen S, Giannini S.** Fixation strength and pin tract infection of hydroxyapatite-coated tapered pins. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Jul;(388):209-17.
162. **Moroni A, Caja VL, Maltarello MC, Savarino L, Marinelli F, Stea S, Visentin M, Giannini S.** Biomechanical, scanning electron microscopy, and microhardness analyses of the bone-pin interface in hydroxyapatite coated versus uncoated pins. *J Orthop Trauma.* 1997 Apr;11(3):154-61.
163. **Mahan J, Seligson D, Henry SL, Hynes P, Dobbins J.** Factors in pin tract infections. *Orthopedics.* 1991 Mar;14(3):305-8.
164. **Nayagam S.** Femoral lengthening with a rail external fixator: tips and tricks. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2010 Dec;5(3):137-44.
165. **Chao EY, Aro HT, Lewallen DG, Kelly PJ.** The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Apr;(241):24-35.
166. **Noonan KJ, Price CT.** Pearls and pitfalls of deformity correction and limb lengthening via monolateral external fixation. *Iowa Orthop J.* 1996;16:58-69.
167. **Gregory P, DiCicco J, Karpik K, DiPasquale T, Herscovici D, Sanders R.** Ipsilateral fractures of the femur and tibia: treatment with retrograde femoral nailing and unreamed tibial nailing. *J Orthop Trauma.* 1996;10(5):309-16.
168. **Herscovici D Jr, Whiteman KW.** Retrograde nailing of the femur using an intercondylar approach. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Nov;(332):98-104.
169. **Moed BR, Watson JT, Cramer KE, Karges DE, Teefey JS.** Unreamed retrograde intramedullary nailing of fractures of the femoral shaft. *J Orthop Trauma.* 1998 Jun-Jul;12(5):334-42.
170. **Moein CA, ten Duis HJ, Oey L, de Kort G, van der Meulen W, Vermeulen K, van der Werken C.** Functional outcome after antegrade femoral nailing: a comparison of trochanteric fossa versus tip of greater trochanter entry point. *J Orthop Trauma.* 2011 Apr;25(4):196-201.
171. **Bain GI, Zacest AC, Paterson DC, Middleton J, Pohl AP.** Abduction strength following intramedullary nailing of the femur. *J Orthop Trauma.* 1997 Feb-Mar;11(2):93-7.

172. **Dodenhoff RM, Dainton JN, Hutchins PM.** Proximal thigh pain after femoral nailing. Causes and treatment. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 Sep;79(5):738-41.
173. **Wolinsky PR, McCarty E, Shyr Y, Johnson K.** Reamed intramedullary nailing of the femur: 551 cases. *J Trauma.* 1999 Mar;46(3):392-9.
174. **Astion DJ, Wilber JH, Scoles PV.** Avascular necrosis of the capital femoral epiphysis after intramedullary nailing for a fracture of the femoral shaft. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1995 Jul;77(7):1092-4.
175. **Neel MD, Heck R, Britton L, Daw N, Rao BN.** Use of a smooth press-fit stem preserves physeal growth after tumor resection. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Sep;(426):125-8.
176. **Schiedel FM, Vogt B, Tretow HL, Schuhknecht B, Gosheger G, Horter MJ, Rödl R.** How precise is the PRECICE compared to the ISKD in intramedullary limb lengthening? Reliability and safety in 26 procedures. *Acta Orthop.* 2014 Jun;85(3):293-8.
177. **Guidera KJ, Hess WF, Highhouse KP, Ogden JA.** Extremity lengthening: results and complications with the Orthofix system. *J Pediatr Orthop.* 1991 Jan-Feb;11(1):90-4.
178. **Lucas SE, Seligson D, Henry SL.** Intramedullary supracondylar nailing of femoral fractures. A preliminary report of the GSH supracondylar nail. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Nov;(296):200-6.