

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VÜCUT İÇİNDE EKSTRASKELETAL OLARAK
KULLANILABİLEN UZAYAN PLAK
SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

Fatih ERTEM

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2011

TEZ KODU: DEU.HSL.MSc-2009970011

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VÜCUT İÇİNDE EKSTRASKELETAL OLARAK
KULLANILABİLEN UZAYAN PLAK
SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fatih ERTEM

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Tefvik AKSOY

TEZ KODU: DEU.HSL.MSc-2009970011

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim süresince bana kattıkları tüm bilgi ve beceriler için Biyomekanik A.D.'daki tüm hocalarıma minnettarlığımı sunuyor ve teşekkür ediyorum.

Tez çalışmama ismini veren ve yaşadığı tüm olumsuzluklara karşın en kritik zamanlarda dahi soğukkanlılığını koruyabilen fakat, tezimin yapım aşamasında iken kaybettiğimiz saygıdeğer hocam Prof. Dr. Önder Baran'a bu çalışmayı ithaf ediyor ve onu hiçbir zaman unutmayacağıma, onun bize kattığı insani değerlere ömrüm boyunca sadık kalacağıma söz veriyorum.

Ayrıca bu çalışmada bana araştırma ruhunu aşılayan, kendimi geliştirebilmem için bütün imkânlarıyla bana yardımcı olan ve her sıkıntıda yardımını esirgemeyen değerli hocam ve Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Hasan Havıtcıoğlu na teşekkürlerimi saygıyla sunuyorum.

Yüksek lisans eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasın yardımlarını ve desteklerini benden esirgemeyen Araş. Gör. Bora Uzun ve Berivan Çeçen'e ayrıca Biyomekanik Anabilim Dalı'nda birlikte yüksek lisans yaptığım tüm arkadaşlarıma katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunuyorum.

Ayrıca beni yetiştiren ve bugünlere ulaşmamı sağlayan babam Ahmet Ertem, annem Nurcan Ertem ve her türlü desteğiyle yanımda olan ablam Feyza Ertem'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL DİZİNİ	iv
TABLO DİZİNİ	vi
KISALTMALAR	vii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Distraksiyon Osteogenezisi	5
2.1.1. Uygulama Prensipleri	5
2.1.2. Distraksiyon Osteogenezisinin Avantajları	6
2.2. Kemik Yapısı ve Kemik Oluşumu	8
2.2.1. Kemik Dokusunun Hücreleri	11
2.3. Boy Uzatmanın Tarihçesi	13
2.3.1 Eksternal Fiksatorler	15
2.3.2. İlizarov Yöntemi	17
2.3.3. External Fiksator ve İntramedular Çivi (LON)	20
2.4. Uzayabilen İntramedüller Çiviler	21
2.4.1. ALBIZZIA	21
2.4.2. ISKD	22
2.4.3. FITBONE	24
3. ARAŞTIRMA GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Araştırmanın Tipi	27
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	27
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	27
3.4. Çalışma Materyali	27
3.5. Araştırmanın Değişkenleri	27
3.6. Veri Toplama Araçları	28
3.6.1. Tasarım ve Üç Boyutlu Modelleme	28
3.6.2. Polimer Bazlı Prototip Üretilmesi	28
3.6.3. Metal Prototip Üretimi	29
3.6.4. Çalışma prensibi	30
3.6.5. Biyomekanik testler	32
3.6.5.1. Basma (compression) Testi	33
3.6.5.2. Burulma (Torsion) Testi	34
3.7. Araştırma Planı	35
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi	35
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları	35
3.10. Etik Kurul Onayı	35

4. BULGULAR	36
4.1. Basma (compression) testi.....	36
4.2. Burulma (torsion) Testi	37
4.3. İstatistiksel Analiz	38
 5. TARTIŞMA.....	39
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	47
7. KAYNAKLAR.....	48
8. EKLER	55

SEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Kemikte osteotomi sonrası kallus oluşumu.....	7
Şekil 2. Kemik yapısı	10
Şekil 3. Havers sistemleri.....	10
Şekil 4. Kemik dokusunun hücreleri	12
Şekil 5. İntramedüller fiksasyon çivisi	14
Şekil 6. Kemik uzatma plağı (E plate)	15
Şekil 7. Unilateral eksternal fiksatörler.....	16
Şekil 8. V-Shape eksternal fiksatör	16
Şekil 9. Circular Eksternal Fiksatörler	17
Şekil 10. İlizarov sistemi	19
Şekil 11. İlizarov yöntemi Şematik anlatım	19
Şekil 12. Eksternal fiksatör ve intramedüller çivi uygulaması.....	20
Şekil 13. Albizzia çivisi	21
Şekil 14. Albizzia çivisi çalışma sistemi	22
Şekil 15. ISKD intramedüller çivisi	23
Şekil 16. ISKD sistemi ve manyetik kontrol ünitesi	24
Şekil 17. FITBONE sistemi	25
Şekil18. FITBONE sistemi ve uygulaması	26
Şekil 19. Elektronik olarak uzayabilen plak sisteminin AutoCad programında tasarımı ...	28
Şekil 20. Z Printer 310 Plus marka üç boyutlu prototip cihazı	29
Şekil 21. Polimer bazlı malzemeden üretilen prototip. Şekil 22. 316L paslanmaz çelik malzemeden üretilen metal prototip	29
Şekil 22. Metal prototiplerin üretildiği Fanuc kontrol sistemine sahip Twinhorn Oi-mc CNC freze tezgahı ve Focus Oi-tc CNC torna tezgahı	30

Şekil 23. 316L paslanmaz çelik malzemeden üretilen metal prototip.....	30
Şekil 24. Motor-kart-pil sisteminin plak sistemine montajı.	31
Şekil 25. Plak sisteminin teflon boru üzerine kırık hattı oluşturularak monte edilmesi.	32
Şekil 26. Biyomekanik testler Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir.....	32
Şekil 27. Aksiyel yüklemede basma(compression) deneyi.	33
Şekil 28. Burulma (torsion) deneyi	34
Şekil 30. Kırılan uzatma mekanizması.....	43

TABLO ve GRAFİK DİZİNİ

Tablo 1. Aksiyel yüklenmede yüke bağlı deplasman değerleri	36
Tablo 2. Burulma deneyinde elde edilen burulma açısı ve burulma sertliği değerleri	37
Grafik1. Basma testi sonucunda yüke bağlı deplasman grafiği	37
Grafik.2. Burulma testi grafiği	38

KISALTMALAR

ISKD: Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor.

PAS: Periyodik Asit ve Schiff.

ER: Endoplazmik Retikulum.

LON: Lengthening Over Nails.

GEN: Gradual Elongation over intramedüllery Nail.

CNC: Computer Numerical Control

N: Newton

kN: Kilonewton

Nm: Newton metre

VÜCUT İÇİNDE EKSTRASKELETAL OLARAK KULLANILABİLEN UZAYAN PLAK SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Fatih ERTEM
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
35340 İnciraltı/izmir

ÖZET

Ekstremitelerde, tümör rezeksiyonu sonrası ve kırık tedavisinin yetersizliği gibi doğuştan ve sonradan edinsel nedenlerle eşitsizlik görülebilmektedir. Boy eşitsizliklerini tedavi etmek amacıyla yapılan birçok ekstremita uzatma cihazı ve çalışması vardır. Bu methodların ve cihazların avantajları olduğu gibi dezavantajları da vardır. Bu çalışmada, boy eşitsizliklerinin giderilmesi amacı ile geliştirilmiş vücut içinde ekstraskeletal olarak kullanılan uzayabilen plak sisteminin kemik anatomisine uygun olacak şekilde tasarımının ve metal prototipinin üretimini yapmak ve optimizasyonunu sağlamak amaçlanmıştır.

Bu amaçla; motor-kart-pil mekanizması ile günde 1mm distraksiyon sağlayacak şekilde çalışmasını sağlayan yeni bir uzayabilen plak sistemi tasarlanmış ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Plak sisteminin plastik prototipi ve metal prototipinin imalatı laboratuvarımız bünyesinde bulunan 3 boyutlu yazıcı, torna ve freze tezgâhlarda gerçekleştirilmiştir. Biyomekanik testler Shimadzu test cihazında testleri yapılmıştır.

Sonuç olarak, geliştirdimiz sistem, hali hazırda kullanılan boy uzatma sistemlerinden, uygulama yöntemi bakımından farklılık göstermektedir. Ayrıca her yaşta hastaya uygulanabilir olması, uygulama kolaylığı ve uzatma sistemlerinde karşılaşılan komplikasyonları en aza indirebileceği düşünülmektedir. Sistemin uygulamadaki başarısı, yapılması planlanan in-vivo hayvan deneylerinde irdelenecek ve alınacak sonuçlara göre gerekli iyileştirmeler yapılarak klinik çalışmalar için hazır hale getirilecektir.

Anahtar Kelimeler: Kemik Plak Sistemi, Boy Uzatma, Biyomekanik.

DEVELOPMENT OF LENGTHENING PLATE SYSTEM WHICH CAN BE USED EXTRA-SKELETALLY IN THE BODY

ABSTRACT

In the extremity, leg length discrepancies may occur such a reason of after tumor resection and inadequate management of fractures, congenitally and subsequently acquired. To treat these discrepancies, there are many studies and devices about limp lengthening. These methods and devices have not only advantages but also have disadvantages. In this study, in order to eliminate the inequalities of extremity, a new lengthening plate system can used extra-skeletally is designed in accordance with the anatomy of the bone and produced on metal prototype to optimize the system.

In this purpose, to ensure 1mm distraction per day by the mechanism motor-card-battery, a new lengthening plate system is designed and produced. Plastic prototype and metal prototype is produced in our laboratory with the equipment of 3D printer, lathe and miling machine.

Consequently; developed plate lengthening system varies from the other lengthening systems which have already used. In additon, It's thought that the plate system can be applied to patients of all ages, ease of application, minimize the encountered complications The success of the system in practice will be evaluated in animal study and according to the results, necessary improvments will be performed to be ready the system for using in clinical studies.

Key Words: Bone Plate System, Limp Lengthening, Biomechanics

1. GİRİŞ VE AMAC

Ekstremitelerde değişik nedenlere bağlı kısalık insan hayatını fonksiyonel ve psikolojik olarak kötü yönde etkileyebilecek bir sorundur. Bu tip hastaların estetik ve fonksiyonel bir ekstremiteye sahip olabilmeleri için ortopedik cerrahide kullanılan birçok yöntem bulunmaktadır.

Alt ekstremitte (uzuv) boy eşitsizlikleri sadece kozmetik bir problem olmaktan öte fonksiyonel ortopedik sorunlara neden olur. İskelet sistemindeki denge bozukluğuna bağlı yürüme paterni değişiklikleri ve aksiyel iskelette ortaya çıkan dejeneratif bozukluklar nedeni ile ortopedistler bu patolojinin tedavisi ile yakından ilgilidirler(1,6).

Boy uzatma teknikleri, kemik kayıplarını yerine koyma, deformite oluşan (eğri) kemikleri düzeltme ve uzatmada kullanılır. Bu girişimler, doğumsal hastalık, kemik kayıpları veya tümör rezeksiyonları sonrası gelişen kol ve bacak eşitsizlikleri olan çocuk ya da erişkin hastalara (3–70 yaş arası) uygulanabilir(1,6).

Ekstremitte uzatma "distraksiyon osteogenezi" prensipleri ile son yıllarda önemli gelişmeler kazanmıştır. Kemik uzatma prosedüründe, kemik kesilerek tedrici olarak uzatılır ve uzatma bölgesinde yeni kemik oluşumu (osteogenezis) gözlenir. Bu şekilde kemik kendi uzunluğunun % 15 ila 100'ü arasında uzatılabilir(1,6).

Eksternal fiksatorler ile yapılan uzatmada en sık rastlanılan komplikasyon çivi yolu enfeksiyonudur. Minor çivi yolu enfeksiyon oranı %2–8 iken major çivi yolu enfeksiyonu % 23 gibi yüksek bir oranda rapor edilmektedir (1,2). Nerovaskuler yapılar da hem vida veya tellerin yerleştirilmesi sırasında hem de distraksiyon sırasında zarar görebilmektedir (3,4,6). Ekstremitte uzatmalarında en genel hasta şikâyeti ağrıdır ve ilk postoperatif günlerde oldukça şiddetli olabilmektedir ve ayrıca hasta hayatını günlük kıyafetleriyle geçiremez, uyku sorunları, kişisel ilişkilerde problemler ve diğer psikolojik sorunlara da sebep olabilmektedir.(5)

Karşılaşılan zorlukları ve komplikasyonları ortadan kaldırmak amacıyla ekstremitte uzatma işlemini geliştirmeye yönelik birçok çalışma yapılmıştır. Günümüzde intramedüller

uzatma çivileri kullanılmaktadır. Motorlu ve uzaktan kumanda ile kontrol edilebilen Fitbone veya mekanik olarak çalışan ISKD çiviler. Bunun yanında Baumann ve Harms'ın (8) geliştirdikleri intramedular ekstansiyon mili, Witt ve Jagger (9)'in kullanabilirliğini gösterdiği elektronik kontrollü uzatma cihazı, Betz ve arkadaşlarının (10) tarif ettiği elektronik lineer aktuator dizaynı ve Guichet ve arkadaşlarının (6,11,12), torsiyonel olarak aktive olan ve mekanik olarak işleyen uzatma aracı bu alanda yapılan çalışmalardandır.

Fakat Ekstremitte uzatmalarında intramedüller çivilerin kullanılabilemesi için birçok kriterin hastaya uygun olması gerekir büyük intramedüller çivilerin yerleştirilebilmesi için hastanın kemik medullasının geniş olması gerekir. İskelet yapısı olarak sadece yetişkin hastalarda kullanılmaya imkan verir çünkü intramedüller çivi çocuktaki büyüme plağına zarar verir. Sıklıkla karşılaşılan bir diğer sorun ise intramedüller çivinin uygulanması sırasında yaşanır; kemikte uygun bölgeden osteotomi yapıldıktan sonra, intramedüller çivi, proksimali kilitli, distali ise kilitlenmeden uygulanmakta ve distal kitlemede birçok zorlukla karşılaşılmaktadır. (5).

Bütün bu çalışmalarda, gerek hasta mobilitesindeki zorluklar ve gerekse uzamayı sağlayan mekanizmaların yetersizliği, uygulama güçlükleri ve enfeksiyon gibi çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkmıştır(6).

Tasarımı yaptığımız, ekstrasketal plak sistemi, ekstrasketal olarak kemiğin üzerine yerleştirilebilmesiyle bu sorunları çözebilir. Bu, küçük çocuklarda ve kemik boyutları küçük olan hastalar gibi tedaviye ihtiyaç duyan en yaygın hasta tiplerini de içeren geniş bir hasta aralığına hitap edebilir.

Bu çalışmada, daha önce yapılan çalışmalar doğrultusunda mevcut sorunların ve komplikasyonların ortadan kaldırılması ve mümkün olduğu müddetçe, ikinci bir cerrahi müdahale yapılmadan, mevcut olan ve daha sonra da ortaya çıkacak boy farkının ortadan kaldırılması amacıyla(6) uzamayı sağlayacak yeni bir plak sistemin tasarlanması ve üretilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Distraksiyon Osteogenezisi:

Distraksiyon osteogenezisi bölünmüş kemik fragmanları arasında oluşan tamir kallusuna dereceli traksiyon uygulanması ve bu traksiyonun kallus üzerinde stress oluşturarak yeni kemik formasyonunu stimüle etmesidir. Kemiğe uygulanan distraksiyon kuvvetleri 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 adaptif değişiklikler büyük iskeletsel hareketlerin yapılmasına izin verir, akut ortopedik düzeltmelerde görülen relapse riski minimale iner(2). Kallusu gererek yeni kemik oluşturma tekniği olan distraksiyon osteogenezisi ilk olarak Codavilla tarafından femur kemiğini uzatmak için kullanılmıştır (3,4).

Daha sonra bu teknik ilizarov tarafından geliştirilmiştir. İlizarovun gerilme stres kanununa göre canlı dokuda dereceli traksiyon ile stres yaratmakta ve rejenerasyonun devam etmesini ve doku büyümesini stimüle etmektedir (3,4,5,6,7).

2.1.1. Uygulama Prensipleri:

Distraksiyon osteogenezisi 4 klinik evrede incelenmektedir:

1. Osteotomi evresi
2. Latent period evresi
3. Distraksiyon periodu evresi
4. Konsolidasyon periodu evresi (2,6,8,9).

Osteotomi safhası distraksiyon apareyinin yerleştirilmesi ve distraksiyon yapılacak bölgede kemiğin birbirinden ayrılmasını içerir (6,8,10,11).

Latent period osteotomi gerçekleştirildikten ve aparey yerleştirildikten sonra beklenen zamandır ve bu zaman esnasında tamir kallusu oluşur. Kabul edilen latent period 7-15 gün arasındadır. Bu zamandaki histolojik görüntü kırık tamiri sırasındakiyle benzerdir. Endosteal ve periosteal osteogenik hücrelerin proliferasyonu ile birlikte iyi vaskülarize granülasyon dokusu oluşur. Osteogenik hücreler proliferer olur, hasar gören kan damarları tamir edilir ve revaskülarizasyon meydana gelir (8). Distraksiyon safhası tamir kallusunu gerilim altında bırakır. Distraksiyon kallus absorpsiyonuna neden olur bu da iskeletsel büyüme faktörlerinin

devamlı olarak aktivasyonunu sağlar. Bu da prekapiller hücrelerin osteogenik hücrelere dönüşmesini sağlar. Bu yeni kemik oluşumundan sorumlu olduğu düşünülen gerilme stres etkisidir. Distraksiyon safasında aparey uygun oran ve ritimle aktive edilmeye başlanır. Oran apareye uygulanan günlük aktivasyon miktarı, ritm ise apareye uygulanan günlük aktivasyonun kaç bölüm halinde yapılacağını gösterir (6,8).

Dördüncü ve son safha konsolidasyondur. Bu safhada distraksiyon tamamlanmış ve istenilen kemik uzunluğu elde edilmiştir. Kemik immobilizedir. Konsolidasyon periodu fiksasyon periodudur. Fiksasyon periodu için kesin bir zaman yoktur ama ilizarov en azından distraksiyon zamanı kadar fiksasyon yapılması gerektiğini söylemiştir (6,8).

İlizarov uzun kemiklerde distraksiyon için optimum oranın günde 1 mm olabileceğini söylemiştir. Daha yavaş distraksiyon oranı premature ossifikasyona, daha hızlı bir oran ise distraksiyon bölgesinde fibröz doku oluşumuna neden olmaktadır (3,6,7).

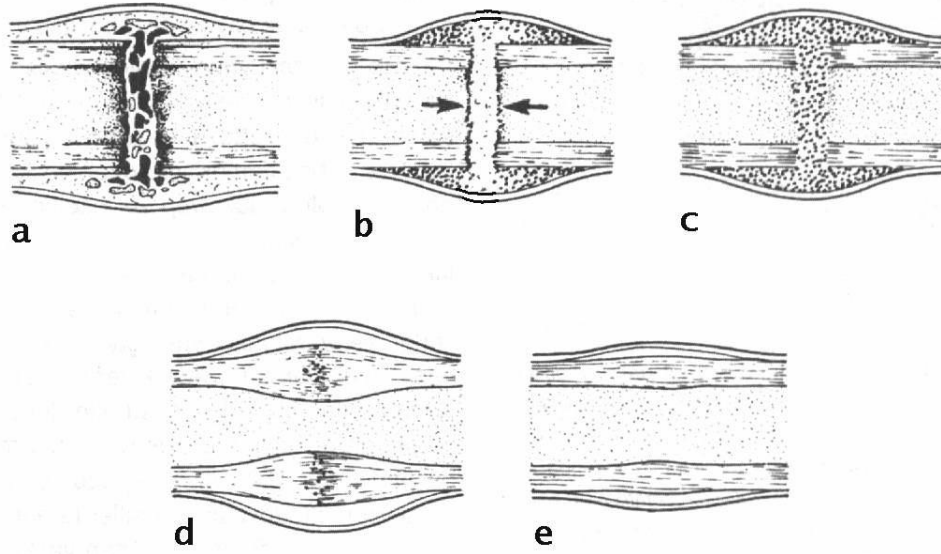
Distraksiyon oranı ve latent period üzerine çalışmalar yapılması gerekmektedir. Özellikle genç hastalarda distraksiyon bölgesinde daha hızlı bir birleşme olmasından dolayı bu komplikasyonun görülmesi daha çoktur.

2.1.2. Distraksiyon Osteogenezinin Avantajları:

Kemiğin doğal büyüme prosesinin kullanımını ve native (primer) kemik oluşumunu sağlar. Uygulama kolay ve etkilidir, komplikasyon azdır. Hastanede kalma süresi minimaldir. Üç boyutta düzeltme yapılabilir ve fonksiyonel matriks teorisine göre kas, kemik, ve yumuşak doku tedavi edilebilir. Greft kullanılmadan travma, hastalık veya genetik sebepli defektler tedavi edilebilir. Operasyon sonrası; cerrahi travma, kanama ve şişlik daha az olur. Operasyon zamanı kısadır.

Distraksiyon osteogenezi tam doğru, kesin bir tedavi planı ve cerrahi uygulama gerektiren bir prosedürdür (6,11,12).

Dr. Jean-Marc Guichet ve arkadaşları (13) önceki çalışmaları özetleyerek (6,14,15,16,17) ve kendi çalışmalarını tartışarak, kemiğin rejenerasyonu için anahar faktörlerin, sağlam medullar kan desteği (14) (kemik iliği (16,17) ve periost (15) tarafından sağlanan ve fiksatörün stabilitesi olduğunu belirtmiştir.



Şekil 1. Kemikte osteotomi sonrası kallus oluşumu

Çeşitli nedenlerle kısalık gelişen olgularda plak, eksternal fiksator ve intramedular çiviler en yaygın olarak kullanılan araçlardır. Eksternal fiksatorler ile yapılan uzatmada en sık rastlanılan komplikasyon çivi yolu enfeksiyonudur. Minor çivi yolu enfeksiyon oranı %2-80 iken major çivi yolu enfeksiyonu % 23 gibi yüksek bir oranda rapor edilmektedir (18,19). Nörovasküler yapılar da hem vida veya tellerin yerleştirilmesi sırasında hem de distraksiyon sırasında zarar görebilmektedir (6,20,21).

Ekstremitelerinde en genel hasta şikâyeti ağrıdır ve ilk postoperatif günlerde oldukça şiddetli olabilmektedir. Çivi veya tel ile transfixe edilmiş kasların kasılması, ağrılı bir durumdur ve çoğunlukla etkili ağrı kesici ilaç tedavisi gerektirmektedir. Gece boyunca ve sağaltım sırasında kasların ve sinirlerin gerilmesi çok yaygındır (22), depresyon (24) ve iştah kaybına (23) neden olmaktadır(6).

Ekstremitelerinde intramedular çiviler tek başına kullanılamamaktadır. Uzatılacak kemikte uygun bölgeden osteotomi yapıldıktan sonra, intramedular çivi uygulanmakta ve bir eksternal fiksator ayrıca yerleştirilmekte sonrasında uzatma, bu eksternal fiksator yardımı ile yapılmaktadır.

Kilitli intramedular çivi, konsolidasyon işlemi sırasında stabiliteyi arttırmakta ve bu da ağrıyı ve çivi yolu problemlerini azaltmaktadır. Bununla beraber, derin osteomyelit meydana

gelebilmekte ve çivi yolu enfeksiyonları, intramedular çiviye çevreleyen dokulara yayılabilmektedir (25,26).

Eksternal fiksatorlerin kullanılmasında yukarıda belirtilen komplikasyonların varlığından dolayı, eksternal fiksator kullanımına gerek duymadan uzatma sağlayabilecek intramedüller çivilerin geliştirilmesi üzerine bir çok çalışma yapılmıştır(6).

İnternal uzatma cihazları, çivi yolu enfeksiyonları ve yumuşak doku yayılmaları ile ilgili sorunları ortadan kaldırmaktadır

Uzayabilen intramedular çiviler üzerine yayınlanmış tüm araştırmalar incelendiğinde bir çok farklı yöntemin uygulandığı ve bu yöntemlerin oldukça büyük bir kısmının istenilen başarıyı sağlayamadığı gözlenmektedir. Başarı sağlanan uygulamaların da gerek imalat gerekse maliyet açısından arzu edilen yapıda olmadıkları saptanmıştır(6).

Günümüzün modern hayat koşulları tüm tedaviler için olduğu gibi ekstremitelerinde de mümkün olduğu kadar konforlu bir postoperatif takip süresini ve hastahane kalış süresi kısaltmak adına cazip kılmaktadır. Bu gereksinimler doğrultusunda ekstremitelerinde uzatma yöntemlerinde yeni arayışlara başlanmıştır(6).

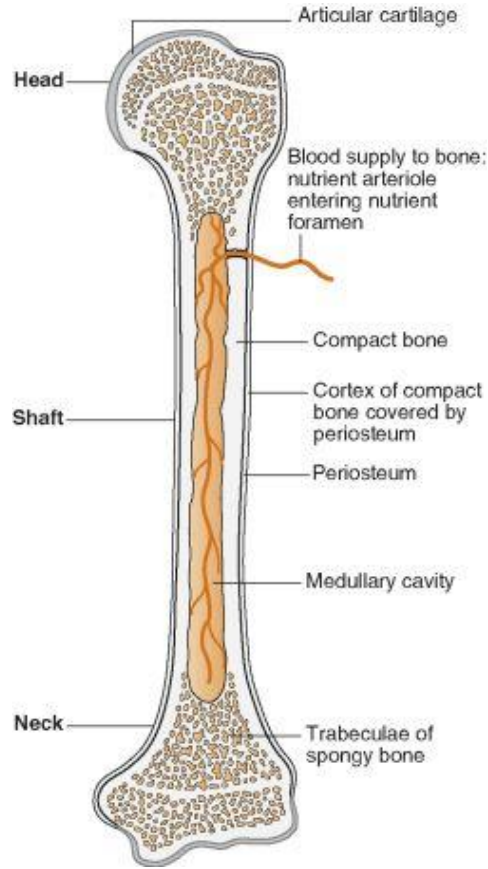
2.2. Kemik Yapısı ve Kemik Oluşumu

Kemik ekstraselüler matris, lif ile birlikte hücrelerden oluşan bir yapıdır. Bu ekstraselüler matris iki fazdan oluşmaktadır (27). Kollajen ve glikosaminoglikanlardan oluşan osteoidler yani organik faz, kalsiyum fosfattan oluşan mineral yani inorganik faz. Lif yapı ise kollajenden oluşmaktadır. Çoğunluğu tip I, az miktarda da tip III ve Tip VI den oluşan kollajen, kemiğin ana bileşenini oluşturur.

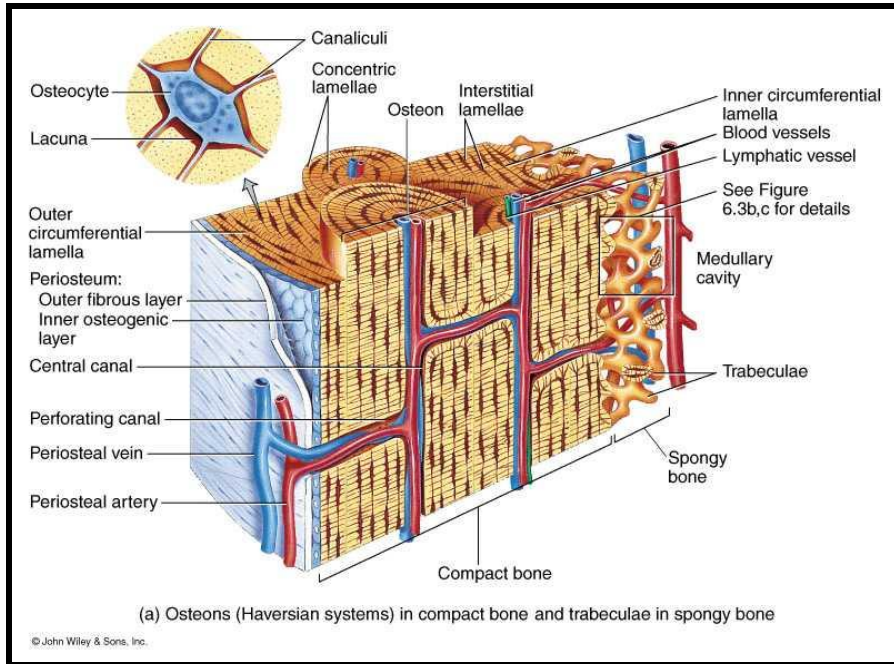
Kemiğin %67'sini inorganik bileşenler (kalsiyum, potasyum, sodyum, magnezyum, karbonat ve fosfat), %33'ünü ise organik bileşenler oluşturmaktadır (28).

Farklılaşmamış hücreler olan osteoprogenitor hücreler, kemik biçimlenmesini sağlayan osteoblastlar, kemik yıkımını sağlayan osteoklastlar ve hücre korunumunu sağlayan osteositler kemiği oluşturan hücrelerdir (27). Osteoblast ve osteositler fibroblast ve mezanşimal hücrelerin öncüsü, osteoklastlar ise monosit veya fagosit gibi kan hücrelerinin öncüsüdür.

Kemik hücreleri iki tip doku üretirler; düzenli yönlenmiş lameller (sekonder) yapı ve rastgele yönlenmiş primer yapı (28). Primer kemik (olgunlaşmamış kemik); gelişigüzel kollajen ipliklerden oluşmuş olup lameller yapıya oranla az mineral içeriklidir. Birbiriyle ağzlaşan kemik trabeküllerinden oluşmuştur. Trabeküllerin aralarında, içleri kemik iliği ile dolu labirent gibi düzensiz süngerimsi boşluklar vardır. Sekonder kemik (olgunlaşmış kemik, kortikal kemik); kemik lamellerinden oluşmuş lamelli bir yapıdır (27). Düzgün biçimde kollajen iplikler komşu lameldekiler ile çapraz yönde ve spiraller biçiminde yerleşmiştir. Sekonder kemikte, kemik lamelleri duran damar kanalları etrafında iç içe yerleşmiş silindirik birimler oluşturmaktadır (28). Bu yapıya havers sistemi veya osteon denir. Kemiklerin yeniden modellenme işlemi havers kanallarının (osteon) oluşumuna bağlıdır. Havers kanalı, havers sisteminin merkezinde uzunlamasına yer alan birbirleri ile bağlantı kanallardır. Dikey veya eğri yönde seyreden kanallar ise volkman kanallarıdır. Havers kanalları, volkmann kanalları aracılığıyla da sürekli ilişki kurarlar. Volkman kanalları kemiğin periosteumdan ve endosteumuna kadar uzanır. Kemiklere bu uzunluğu veren kısımlara ise diyafiz adı verilir. Kompakt kemikten oluşur, sadece kemik iliğine bakan yüzeylerde çok az süngerimsi kemik bulunur. Kemiğin dış yüzeyini periosteum adı verilen yüzey oluşturur. Birçok lameller kemiğin yığılması ile bu dış yüzeyde ince kortikal tabakayı şekillendirir. Kemiğin iç yüzeyinde ise endosteum yüzey vardır.



Şekil 2. Kemik yapısı



Şekil 3. Havers sistemleri

2.2.1. Kemik Dokusunun Hücreleri

Kemik dokusunda 4 tip hücre ayırt edilir:

- Osteoprogenitör hücre
- Osteoblast
- Osteosit
- Osteoklast

Osteoprogenitör Hücreler:

Kemiğin ana hücreleri olup mezanşimden kaynaklanırlar. Genellikle soluk boyanan nukleuslu, asidofilik sitoplazmalı hücreler olup endosteumda, periosteumun iç katında ve Havers kanalları gibi bölgelerde bulunurlar. Osteoprogenitor hücreleri mitozla olgun kemik hücrelerine farklılaşmaktadır. Bu hücreler kemik büyümesinde, zedelenmesi veya kırık tamirinde aktif hale gelerek bölünürler ve osteoblast hücrelerine dönüşürler (29).

Osteoblastlar:

Kemik dokusunda matriksin yapımında sorumlu olan bu hücreler, kübik ya da alçak prizmatik boylu hücrelerden yapılmıştır. İri nukleusları olup sitoplazmaları koyu bazofiliktir. Elektron mikroskopunda Golgi ve endoplazmik retikulumları iyi gelişmiş olarak görülür. Lipid damlacıkları ve lizozom benzeri yapılar da sitoplazmada yer alır. Hücreler birbirleriyle kısa çıkıntılarla ilişkidir.

Kuvvetli alkalen fosfataz ve PAS pozitif reaksiyon verirler. Alkalen fosfataz hem matriks hem de kalsifikasyonda rol alan önemli bir enzimdir. Enzim fosfatın hidroliziyle lokal inorganik fosfat konsantrasyonunu arttırmakta ve bunun kalsiyum iyonlarıyla birleşmesi sonucu kalsiyum tuzları halinde dokuya çökmesi sağlanmaktadır (29).

Osteositler:

Kemiğin esas hücreleri olup, olgun kemik hücresi adını da alır. Bu hücreler lakünaları içinde yerleşmişlerdir. Gelişimlerini tamamlamış olduklarından sentez yapamazlar. Bu nedenle granüllü ER ve Golgilerinde azalma görülür. Sitoplazma bazofilisi de daha azdır. En tipik özelliklerinden biri de uzantılarıdır. Konunun başında değindiğimiz gibi bu sitoplazmik uzantılar kanaliküller içinde seyredir. Bu şekilde her hücre lakünası içine gömülü kalmayıp birbirleriyle temas kurmaktadır. Bu noktalarda neksuz ve aralıklı bağlantı kompleksleri

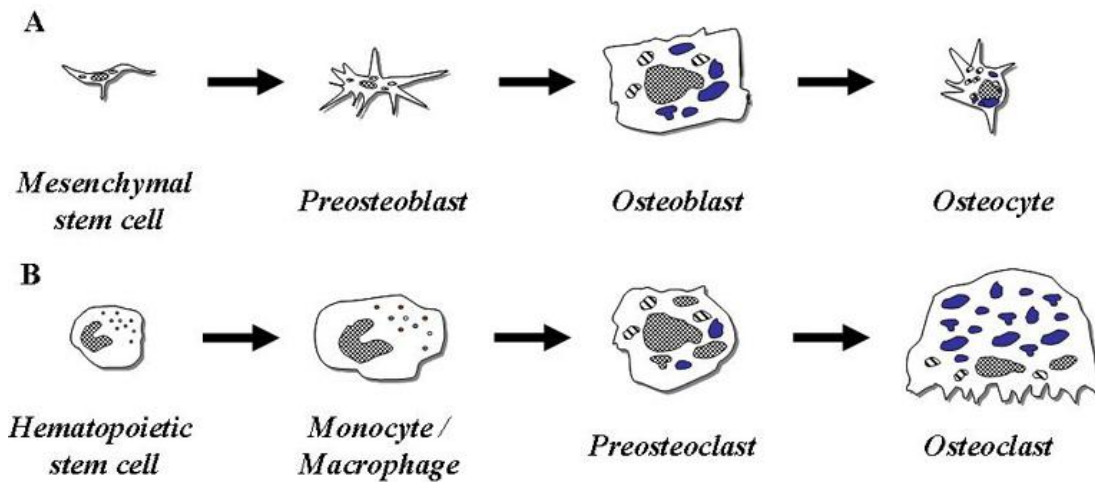
olduğu elektron mikroskopunda gösterilmiştir. Osteositlerin kalsiyumun kemiklerden kana verilmesinde ve hameostatik mekanizmayı düzenleme (kalsiyum konsantrasyonunu düzenleyerek) gibi önemli metabolik rolleri de vardır. Hücrelerin ölmesi halinde ise matrikste rezorbsiyon olayı görülür (29).

Osteoklastlar

Kemikte yıkımı veya kemik rezorbsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir. 20-100 µm çapında çok büyük hücrelerdir ve 2 den 50 kadar değişen sayılarda nükleusları bulunur. Fonksiyonlarından dolayı makrofaj türü hücre olarak da kabul edilirler. Ayrıca mononükleer fagositer sisteme dahil hücrelerdir ancak aktif fagositoz yapmazlar. Osteoklastlar içerdikleri kollagenaz ve diğer proteolitik enzimlerle kemiği rezorbe etmektedirler.

Eritici enzimlerle eritilen kemik dokusu uzantılarla hücre içine alınmaktadır. Osteoklastların sitoplazmaları genellikle asidofil ve vakuollüdür (29).

Hücrelerin çok sayıda lizozomları, mitokondriyonları ve iyi gelişmiş bir Golgi kompleksleri vardır. Bu hücreler kemikte **Howship** lakünası adı verilen boşluklarda yerleşmişlerdir. Osteoklastlarda kemiğe bitişik yüzlerinde hücre yüzeyinin genişletilmesinde rol oynayan fırça kenarlı hücre uzantıları gözlenir. Osteoklastlar hormonlara karşı da çok duyarlıdırlar. Örneğin paratiroid hormonu hücrede RNA sentezini arttırmada etkili olurken, kalsitonun hormonu bunun tersi etki yapmaktadır. Kemik yıkımı, kemiğin modelleşmesinde önemli rol oynar. Bu olay osteoklast ve osteoblastların uyumlu çalışması neticesinde gerçekleşmektedir.(29)



Şekil 4. Kemik dokusunun hücreleri

2.3. Boy Uzatmanın Tarihçesi

En eski ve en çok kullanılan distraksiyon osteogenezisi yöntemi, Ilizarov yöntemidir. 1951 yılında Rus ortopedist Gavriel Ilizarov tarafından geliştirilmiştir (5).

Intramedular çiviler, kırık tedavisinde kullanılmalarının yanı sıra ekstremitelerinde de kullanılmaktadır. Ekstremitelerinde kullanılan intramedular çiviler, önceleri bir eksternal fiksator ile beraber uygulanmış ve destek amaçlı kullanılmıştır.

Bost ve Larsen (6,30) 1956 yılında hizalama kontrolündeki zorluğu elemine etmek için bir eksternal cihaz ve ilk kuşak, kilitsiz intramedular çivi ile femur uzatma işlemini rapor etmişlerdir.

Paley ve arkadaşları (6,31), 1997 yılında distraksiyondan sonra eksternal cihazın erken çıkarımına imkan veren intramedular çivi ile uzatma tekniğini tanımlamışlardır.

Diğer bir taraftan aynı dönemlerde intramedular çivilerin ekstremitelerinde tek başına kullanılması gündeme gelmiştir. Bu amaçla kendinden uzayabilen intramedular çiviler geliştirilmeye başlanmış, farklı birçok tasarım ve uygulama ortaya konmuştur.

Baumann ve Harms (6,32), 1977 yılında, 10 köpek femur üzerinde, harici kablolu sürücüsü tarafından aktive olan ve uzayabilen intramedular çivi çalışması yapmıştır ancak insanlar üzerinde bu çalışma rapor edilmemiştir.

1984 yılında, Bliskunov (6,33), ilioma bağlantılı olan uzatma çivisi geliştirmiştir. 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 (6,34) tarafından yine 1977 yılında, koyun modelinde, elektronik olarak kontrol edilen, 2 parça distraksiyon plakası, güç ve kontrol ünitesinden oluşan bir distraktör kullanılmıştır. Ancak bu intramedula olarak kullanım için oldukça geniş boyutlardadır.

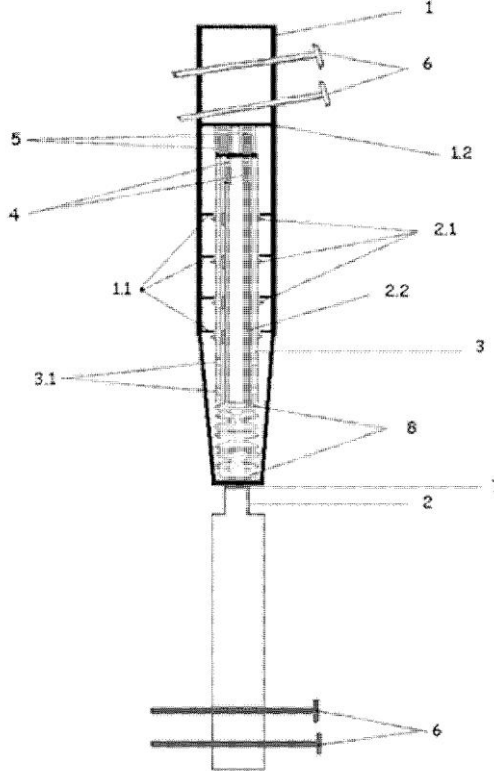
1990 yılında, Betz ve arkadaşları (6,35) elektronik bir harekete geçirici (aktuatör) tanımladılar. Bir versiyonunda batarya ile diğer versiyonunda endüktif akım ile güç sağlanmaktadır. Teleskopik olarak uzayan, silindirik ve motorize olan aktuatör kullanılmıştır.

Baumgart ve arkadaşları, 1997 'de Fitbone adı verilen, elektronik olarak aktive edilen teleskopik çivi ile 12 femurda uzatma gerçekleştirmişlerdir (6,36). Bu cihaz hala günümüzde kullanılmaktadır.

1992 yılında Guichet ve Grammon tarafından Albizzia çivisi dizayn edilmiştir (6,37). Torsiyonel olarak aktive edilen, mekanik olarak çalışan bu uzatma cihazı, her 20⁰ rotasyon sonrası 0,07 mm uzatma gerçekleştirmektedir. Çivinin rotasyonu, osteotomi sahasındaki torsiyonel hareket sayesinde sağlanmaktadır (6,38).

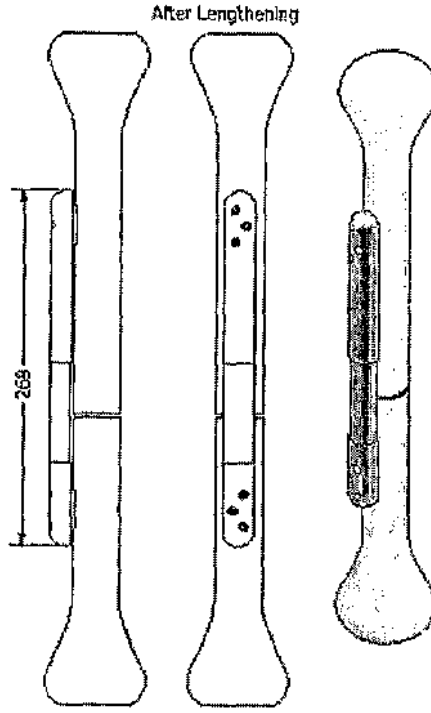
J. Dean Cole , 2001'de The Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor (ISKD) adında yine osteotomy sahasında torsiyonel hareket ile aktive olan teleskopik çivi geliştirmiştir (52).

Havıtcıoğlu ve ark. 2007 yılında, kırık kemiklerin tespitinde kullanılan cihazlarla birlikte kullanılabilen, ekstremité uzatmalarında, tümör protezi uzatmalarında ve deformite eşitsizlikleri düzeltmek amacıyla geliştirdikleri, uzama sağlayabilen intramedüller fiksasyon çivisinin patentini almışlardır. İntramedüller tespit çivisi; mekanik olarak üzerine uygulanan yük ile uzatma yapabilmektedir(80).



Şekil 5. İntramedüller fiksasyon çivisi

Khaled, 2006 yılında, kemik uzatma plağının (E plate) patentini almıştır. Motorize kemik uzatma plağı, vücudun dışından uzaktan kumanda ile kontrol edilen ve kemiğe 4-6 vidayla fiske olan teleskopik plaktan oluşmaktadır. Motor, hasta istenen uzunluğa ulaşana kadar kademeli olarak uzatma sağlamaktadır(5).



Şekil 6. Kemik uzatma plağı (E plate)

2.3.1. Eksternal Fiksatorler

Eksternal fiksator, vücut dışarısına yerleştirilen bir aygıttır. Pinlerin ve vidaların, cilt, kas ve yumuşak dokuları geçerek kemiğe tutturulması amacıyla kullanılır (6,39).

Eksternal fiksatorlerin çeşitli tipleri vardır.

- Unilateral
- V-Shape
- Circular

Unilateral Eksternal Fiksatorler:

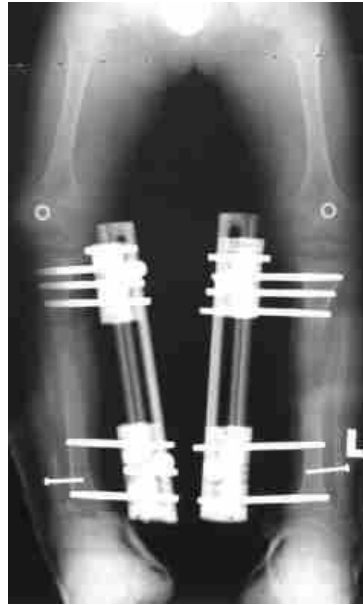
Unilateral eksternal fiksatorler, ekstremitenin tek tarafına uzunlamasına yerleştirilirler. Uyluk kemiğinde fiksator dış lateral kısıma, alt bacakta ise iç veya medial kısıma yerleştirilir.

Eksternal fiksatorün ana gövdesi, 4-6 mm çaplı pinler veya vidalar ile kemiğe monte edilmektedir (6,39).



Şekil 7. Unilateral eksternal fiksatorler

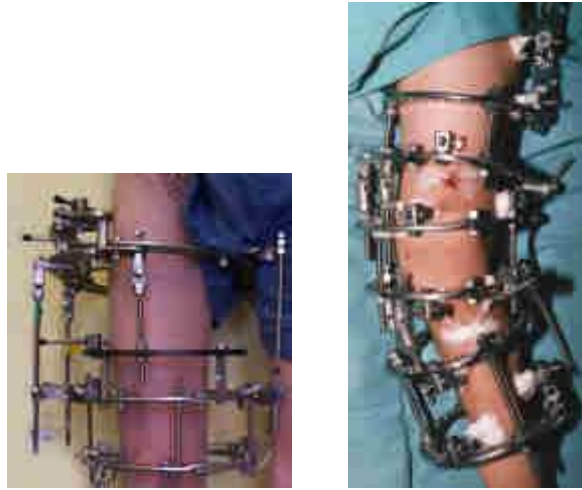
V-Shape eksternal fiksatorler, iki unilateral eksternal fiksatorün açı oluşturacak şekilde yerleştirilmesi ile oluşur.



Şekil 8. V-Shape eksternal fiksator

Circular eksternal fiksatorler, unilateral eksternal fiksatorler ile karşılaştırıldığında, kemik fragmanlarının stabilitesi daha iyi olmaktadır. Daha küçük pinler veya teller (1.5 – 2 mm) kullanılmaktadır. Ancak, circular fiksatorler hastalar için daha az konforludur bu da çoğu zaman neden unilateral fiksatorlerin tercih edildiğinin bir göstergesidir (6,39).

Circular fiksatorler, birden çok ekseninde düzeltmeli, kompleks uzatmalara imkan tanımaktadır. İlk eksternal fiksator Ilizarov tarafından dizayn edilmiştir.



Şekil 9. Circular Eksternal Fiksatorler

2.3.2. İlizarov Yöntemi

Ilizarov yöntemi, 1951 yılında Rus ortopedist Gavriel Ilizarov tarafından geliştirilmiştir. En eski ve en çok kullanılan distraksiyon osteogenezisi yöntemidir.

Yöntem, aşağıdaki kısımları kapsamaktadır.

İlizarov aparatları; halkalar, rotlar ve Kirschner telleri (6,40).

Uygulanışı:

Parçalanmış, bozunmuş ve devaskülarize olmuş kemik çıkarılır ve bir boşluk bırakılır. Üst kemiğin sağlıklı olan kısmı eksternal testere yardımıyla iki parçaya ayrılır. Daha sonra, 1.5 mm çapındaki Kirschner telleri kaslar ve kemik içerisinden geçirilir ve tellerin uç kısımları ilizarov halkalarına bağlanır, böylece ayak sabitlenir. Ortadaki kemiğe bağlı olan vidalar günde 1 mm çevrilir ve böylece büyüme zonu içerisinde oluşan yeni kemik dokusu kademeli olarak boşluğu azaltacak yönde çekilir. (1 mm optimal kemik distraksiyon oranı olarak bulunmuştur). Çok fazla uzatma, yumuşak dokuların gerilmesine ve ağrı ile beraber

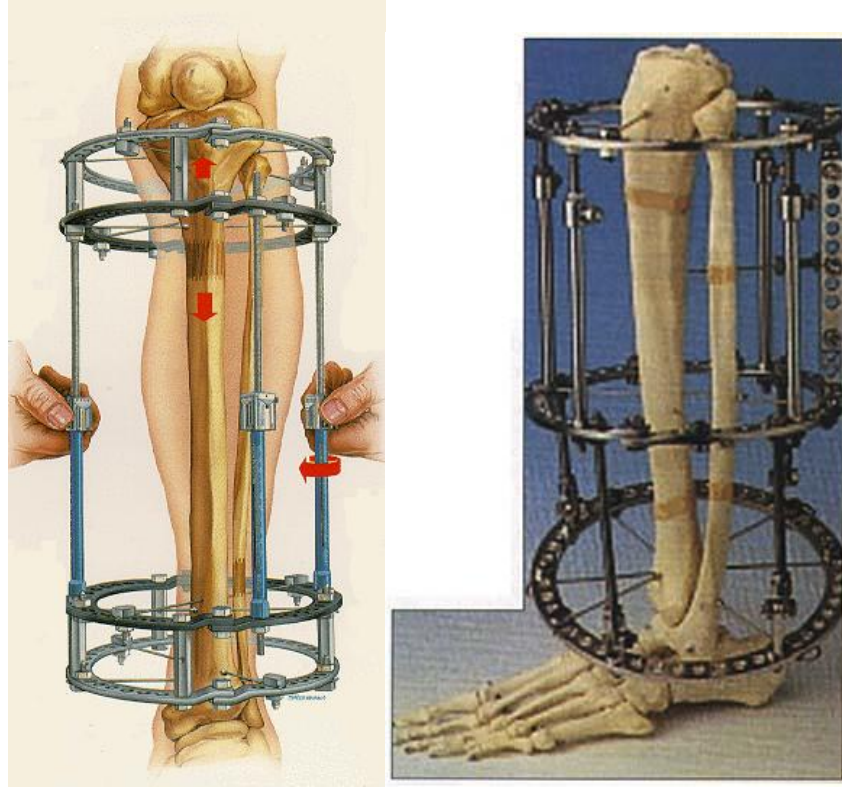
kemiğin boşluğu doluramamasına neden olur. Çok yavaş uzatma ise kemiğin uzatma işlemi tamamlanmadan sertleşmesine neden olur.

Boşluk kapandıktan sonra hasta, yeni kemik sertleşip kuvvetlenene kadar halkaları takmaya devam eder. Bacağın yeniden kullanılabilmesi için gereken bekleme süresi genellikle 120 gündür (6,41).

İlizarov yöntemi, hasta için ağırlı, rahatsız edici bir uygulamadır. Konsolidasyon süresi oldukça uzundur (6,42). En sık görülen komplikasyon çivi yolu enfeksiyonudur. Halkalar paslanmaz çelikten yapılmakta ve ağırlığı 7 kilograma kadar çıkmaktadır.

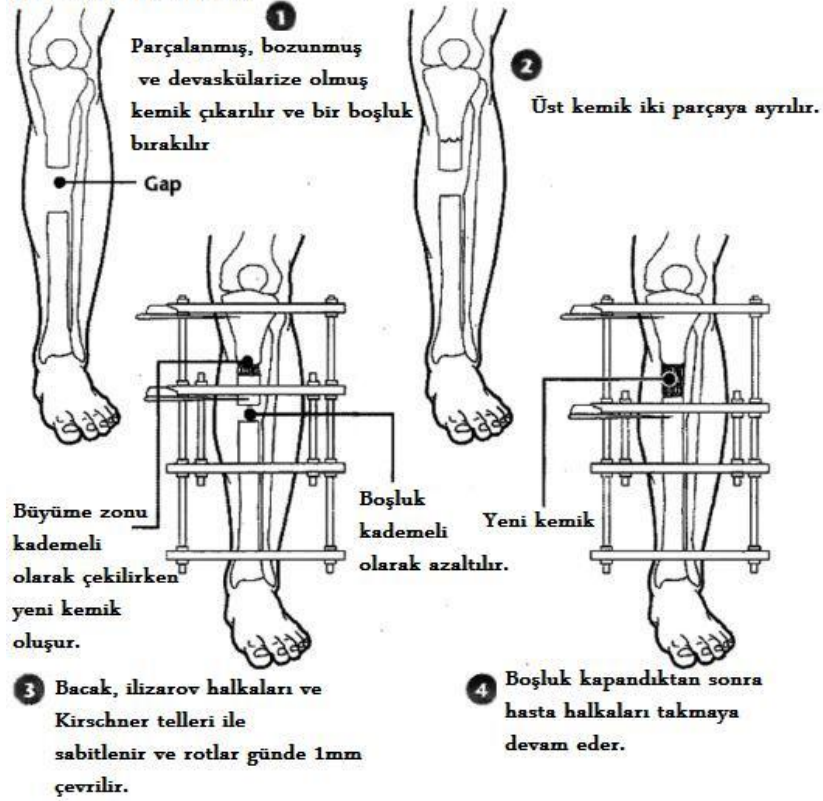
Yöntemin avantajları:

1. Kemik oluşumunu simüle eder.
2. Vaskülarizasyonu ve kemik iyileşmesini artırır.
3. Ekleme yakın uygulama şansı vardır.
4. Revizyon imkanı vardır.
5. Deformiteler düzeltilebilir.
6. Hasta, ameliyat sonrası tüm ağırlığını vererek yürüyebilir ve bu da hastanın sosyo-ekonomik yaşantısını engellememiş olur.
7. Alt ve üst eklemler ameliyat sonrası mobilize edilebilir, bu da osteopeni gibi komplikasyonların oluşumunu engeller.



Şekil 10. İlizarov sistemi

İlizarov Yöntemi



Şekil 11. İlizarov yöntemi Şematik anlatım.

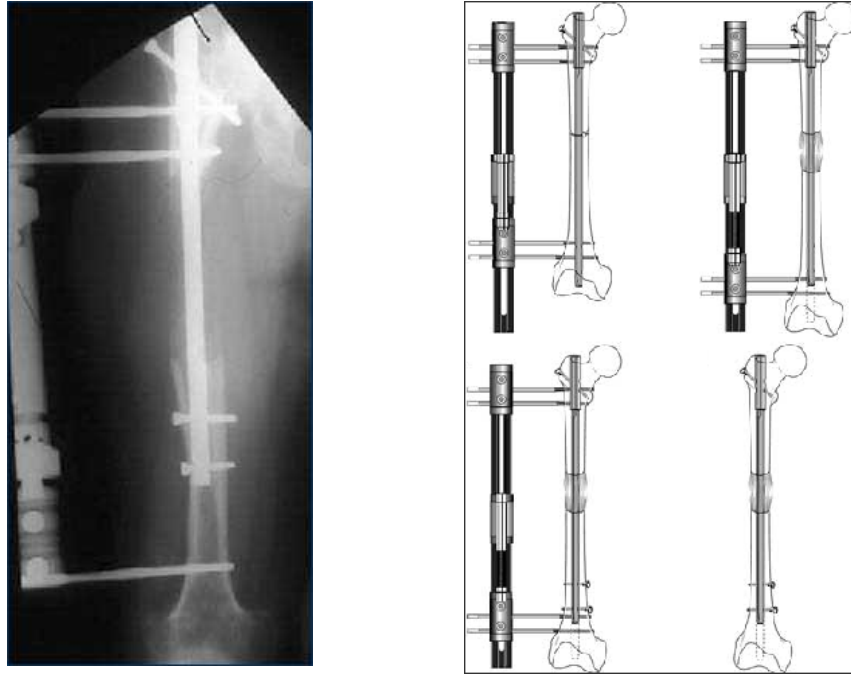
2.3.3. External Fiksator ve İntramedular Çivi (LON)

LON'un (Lengthening Over Nails) kullanımındaki öncülüğü, 1990 'lı yıllarda Dr. Paley ve Herzenberg yapmıştır (6,31). Cerrahide başlangıçta, femur intramedular kanalı içerisine metal rot (intramedular çivi) yerleştirilir ve sonra bir eksternal fiksator kemiğe tutturulur. Uzatma sırasında, kemiğin alt kısmı rot üzerinde kayarken, etrafında yeni kemik oluşur. Kemik tamamen uzadığında eksternal fiksator çıkarılır ve rot, kemik segmentine cerrahi olarak sabitlenir (6,43,44).

Uzatma esnasında rot destek görevini görür. Uzatma fazının sonunda metal rotu çıkarmak için ikinci bir cerrahi operasyon gerçekleştirilir.

LON, uzatma fazı süresini iki-üç ay azaltır. Tek başına eksternal fiksatöre göre yarı yarıya zaman kazandırır.

LON uygulamasındaki en önemli sorun çivi yolu enfeksiyonunun intramedular yayılımı riskidir.

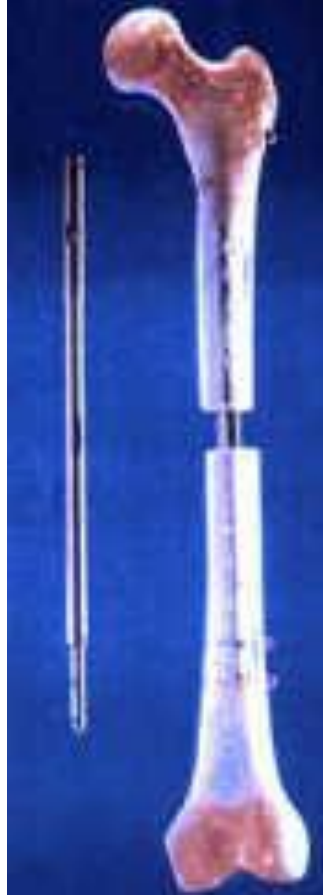


Şekil 12. Eksternal fiksator ve intramedüller çivi uygulaması

2.4. Uzayabilen İntramedüller Çiviler

2.4.1. ALBIZZIA

GEN (Gradual Elongation over intramedüllery Nail) (47) olarak da adlandırılan 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. 60 mm ve 100 mm uzatma sağlayan iki versiyonu vardır (48). Albizzia çivisi, diğer intramedüller çiviler gibi osteotomi yapıldıktan sonra kemik intramedüller kanalına yerleştirilerek distal ve proksimalden vida ile sabitlenir (49). Uzatma işlemi, ayağın içe ve dışa doğru 20° döndürülmesi ile gerçekleştirilir. Bu işlemi hasta kendisi veya doktoru gerçekleştirebilir. Günde 3 defa 5’er 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 (48). Uzatmayı gerçekleştirmek için 500N’ luk tork kuvveti gereklidir (6,39).



Şekil 13. Albizzia çivisi



Şekil 14. Albizzia çivisi çalışma sistemi

Avantajları :

1. Düşük enfeksiyon riski
2. Uzatma dönem süresinin kısalığı
3. Daha küçük insizisyon alanı
4. Nörolojik komplikasyonların azlığı.

Komplikasyonlar:

Uzatma işlemi sırasında, hastaların özellikle erken dönemlerde oldukça fazla ağrı duyması nedeniyle gerekli görüldüğü durumlarda bacağın rotasyonu sırasında 5-10 dakikalık genel anestezi uygulamak durumunda kalınmaktadır. Kasların gevşek durumda olması gerektiği için her seferinde fizyoterapist desteği gerekmektedir (48). Çoğu zaman hasta rotasyon işlemini tek başına gerçekleştirememekte ve başkasının yardımına gereksinim duymaktadır. Ayrıca bu sistem ile aks düzeltmelerinin gerçekleştirilmesi oldukça güçtür.

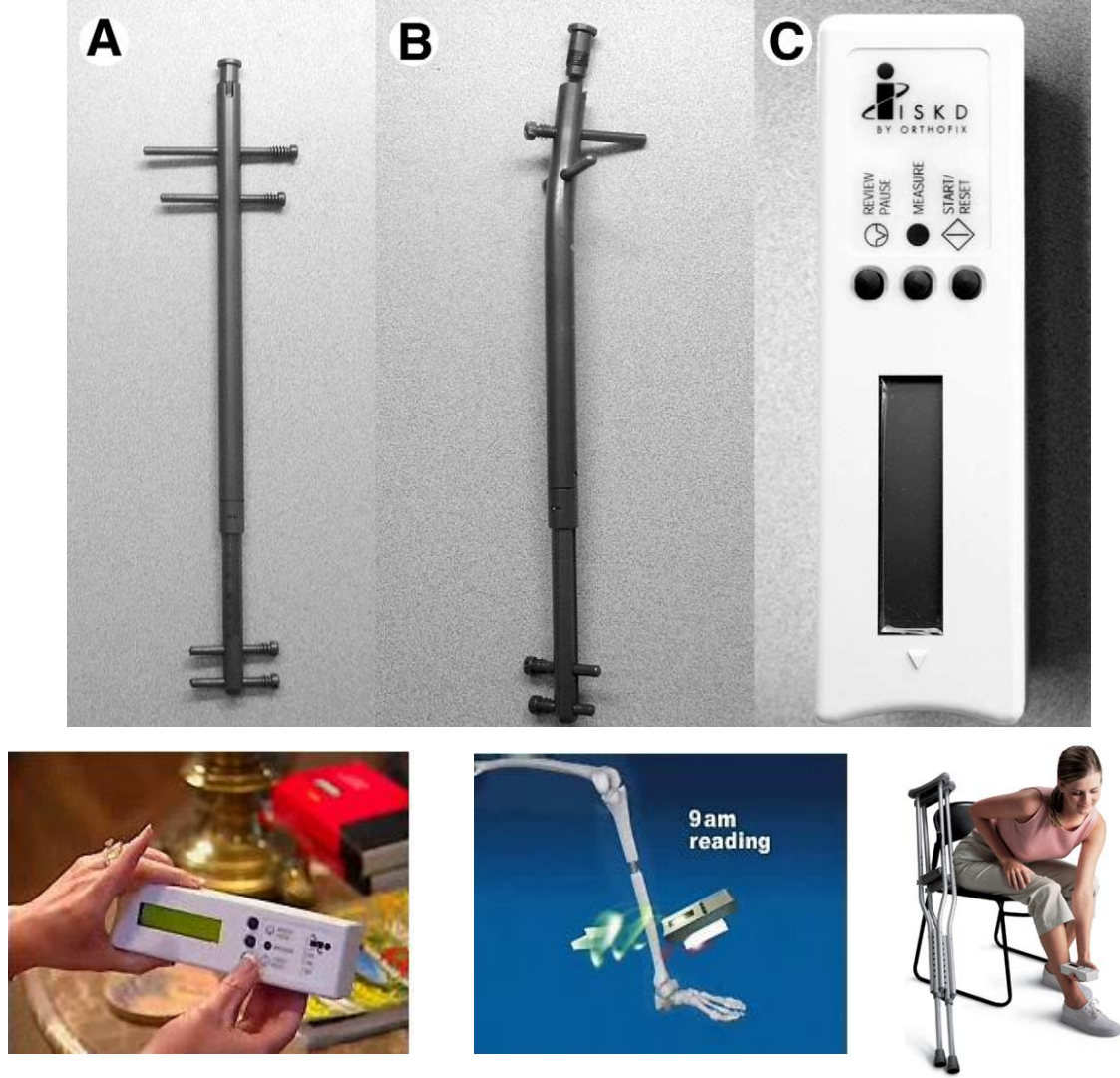
2.3.4.2. ISKD

ISKD, distal ve proksimal kısım olmak üzere birbirinden ayrı iki teleskopik parçadan oluşmaktadır (6,52). Bu kısımların içerisinde uzatma hareket mekanizması 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 samaryum kobalt mıknatısından 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 (6,52). Monitör ayrıca, belirli aralıklarda ölçüm alınabilmesi için hastayı uyaran alarm sistemine sahiptir (6,53). Hasta rotasyonel olarak bacağına manuel ya da yürüme sırasında hareket ettirdiğinde, cihaz dereceli olarak distrakte olmaktadır (6,53). ISKD" nin her parçası dayanımı ve biyouyumluluğu maksimum seviyeye çıkarmak için Ti6Al4V alaşımında imal edilmiştir (6,53).



Şekil 15. ISKD intramedüller çivisi



Şekil 16. ISKD sistemi ve manyetik kontrol ünitesi

2.4.3. FITBONE

Almanya’da WITTENSTEIN (44) firmasının geliştirdiği ve ilk olarak Prof.Dr. Augustin Betz tarafından kullanılan elektromekanik bir sistemdir.

Teleskopik intramedular 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.

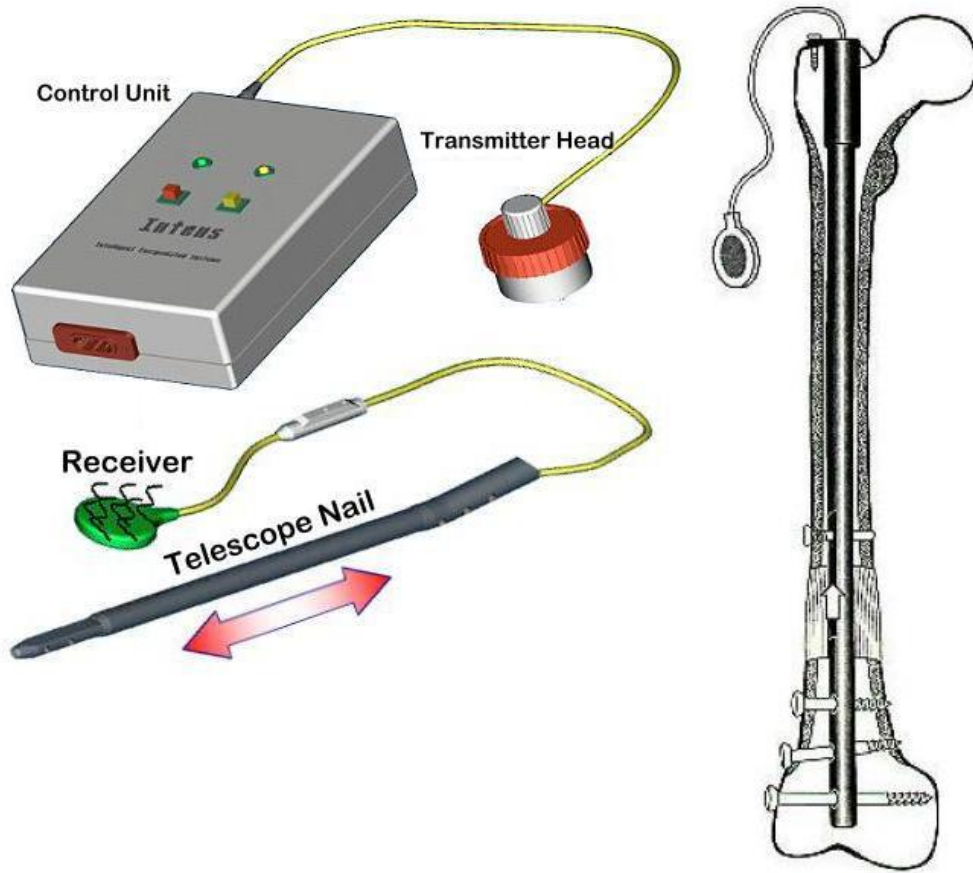
Elektromekanik kısım, intramedular çivinin proksimal bölümünde bulunmaktadır. Bu kısımda, 10 mm çapında motor yer almaktadır. Motor, tork kuvvetini, bir dişli çark ve mil yardımıyla aksiyel harekete dönüştürür (6,45). 10 mm’lik motor tarafından üretilen güç 1000

N olarak test edilmiş ve teknik modifikasyonlardan sonra bu güç neredeyse femurun distraksiyonu için gereken gücün iki katı olan 1800 N 'a kadar çıkarılmıştır (6,46,47).

Teleskopik intramedular çivi, ostetomi yapıldıktan sonra kemik intramedular kanalları içerisine, intremadular çiviye bağlı indüksiyon alıcısı da cilt altına yerleştirilir. İmplant ile vücut dışı arasında direkt bağlantı yoktur (6,44,48).

Uzatma işlemi, harici kontrol ünitesinden gelen yüksek frekanslı sinyallerin, cilt altındaki alıcıya ulaşması, alıcının sinyalleri elektronik modüle iletmesi ve modülün elektromekanik kısmı aktive etmesi sayesinde teleskopik intramedular çivinın uzaması ile gerçekleştirilir.

Cerrahi sonrasında ilk 5-7 gün hasta insizisyon bölgesinin iyileşmesi için dinlendirilir ve sonrasında uzatma işlemine başlanır. Uzatma dönemi içerisinde hastanın ayağına yük vermesi sağlanır.



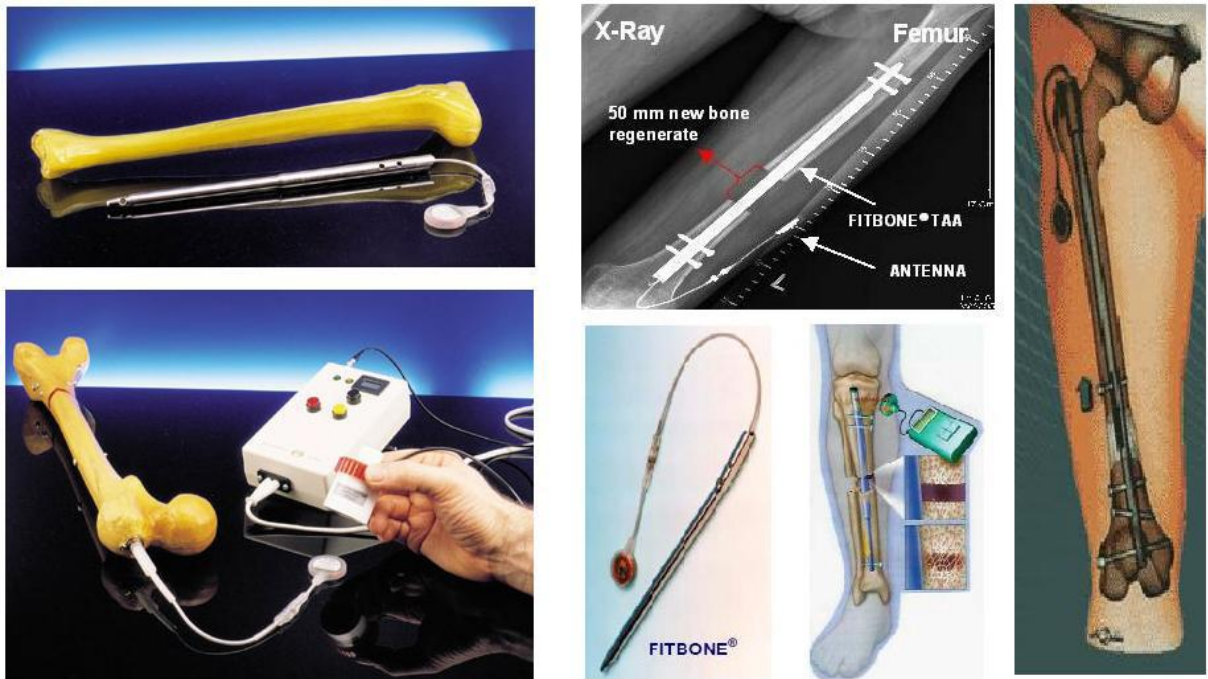
Şekil 17. FITBONE sistemi

Avantajları:

1. Enfeksiyon riskini en aza indirir.
2. Ağrıyı en aza indirir.
3. Kolay kullanım
4. Kozmetik açıdan iyi sonuç.
5. Kısa uzatma süresi
6. İndirgenmiş doku hasarı.
7. Kompleks düzeltme ve uzatma mümkün
8. Minimal invaziv cerrahi

Komplikasyonlar:

1. Alıcının kaplosunun kopması
2. Motorun arızalanması
3. Elektronik ünitenin devre dışı kalması.



Şekil18. FITBONE sistemi ve uygulaması

3. ARAŞTIRMA GEREÇ VE YÖNTEM

Vücut içinde ekstraskletal olarak kullanılabilen uzayan plak sistemi fikri; 2007 yılında, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak yapılan "Kontrollü mikro harekete izin verebilen plağın rijit plak ile biyomekanik olarak karşılaştırılması" isimli tezin(81) ortaya koyduğu bilgiler ve deney sonuçlarına dayanarak, ortaya çıkmıştır ve geliştirilmesine karar verilmiştir. Yapılan literatür taraması ve patent veri tabanı incelemelerinde, bu konuyla ilgili bir patent çalışması olmasına karşın, klinik olarak yapılmış herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

3.1. Araştırmanın Tipi

Bu çalışma, ortopedide kullanılan ekstremite uzatma sistemlerinin geliştirilmesine yönelik tasarım ve üretim niteliği taşıyan, deneysel bir biyomekanik çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu çalışma, Temmuz 2011 ile Ekim 2011 tarihleri arasında, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

3.3 Araştırmanın evreni ve örneklemi

Ortopedide mevcut ve kullanılan implantların ve çeşitli sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmada yapılan testler literatürde yer alan, implantlar üzerinde yapılan mekanik ve biyomekanik test sonuçları ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

2.4 Çalışma materyali

İnsan vücudunda kullanılacak olan metal ve metal alaşımlarının seçiminde biyouyumluluğu olan malzemeler tercih edilir. Bu sebeple, bu çalışmada metal prototip 316L paslanmaz çelik malzemeden üretilmiştir. Plağı fiske edebilmek için polietilen teflon borular kullanılmıştır.

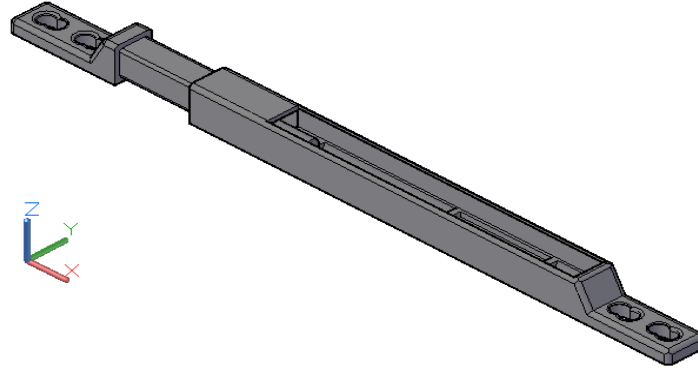
3.5 Araştırmanın değişkenleri

Bu çalışmanın değişkenleri, tasarım ve üretim yöntemidir. Plak sisteminin tasarımı AutoCad 2011 üç boyutlu çizim programında yapılmıştır. Plak sisteminin üretimi ise laboratuvarımız bünyesinden bulunan CNC tezgâhlarda gerçekleştirilmiştir.

3.6. Veri toplama araçları

3.6.1. Tasarım ve Üç Boyutlu Modelleme

Plak sisteminin tasarımı AutoCad 2011 üç boyutlu modelleme programında yapılmıştır. Biyolojik ve biyomekanik koşullara uygun olması açısından 316 L paslanmaz çelikten imal edilmesi öngörülmüştür. Dış çapı 12,2 x 12,2 ebatlarındadır. 2,5 cm uzayan plağın ilk boyu 245 mm, son boyu ise 275mm olarak tasarlanmıştır. Motorlu uzayan kısım elektronik bir çerçeve içerisine konulmuştur. Bu çerçeve, kemik üzerindeki plak sistemi üzerine fiske edilebilecek şekilde tasarlanmıştır.



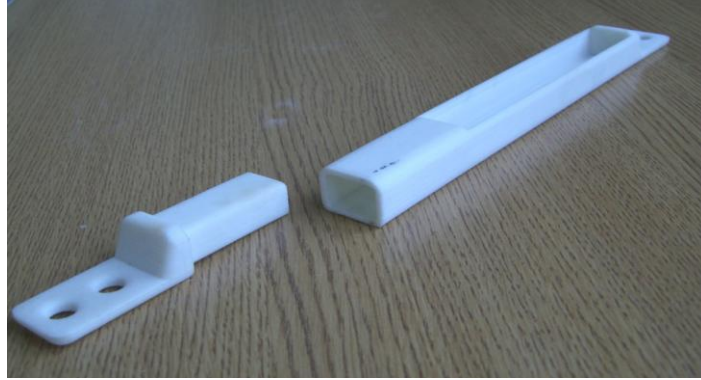
Şekil 19. Elektronik olarak uzayabilen plak sisteminin AutoCad programında tasarımı.

3.6.2 Polimer Bazlı Prototip Üretilmesi

Bilgisayar programında üç boyutlu katı modeli oluşturulan plak sisteminin polimer bazlı prototipi, Biyomekanik A.D laboratuvarında bulunan Z-Printer 310 Plus marka üç boyutlu prototip cihazında oluşturulmuştur.



Şekil 20. Z Printer 310 Plus marka üç boyutlu prototip cihazı



Şekil 21. Polimer bazlı malzemenen üretilen prototip.

3.6.3 Metal Prototip Üretimi

Nihai tasarımı yapılan ve polimer bazlı malzemenen prototip üretimi gerçekleştirilen ekstrasketal olarak kullanılabilen uzayan plak sisteminin metal prototipi, 316L paslanmaz çelik malzemenen üretilmiştir. Metal prototip, Biyomekanik A.D laboratuvarında bulunan CNC torna ve CNC freze tezgahlarında imal edilmiştir.



Şekil 22. Metal prototiplerin üretildiği Fanuc kontrol sistemine sahip Twinhorn Oi-mc CNC freze tezgahı ve Focus Oi-tc CNC torna tezgahı.



Şekil 23. 316L paslanmaz çelik malzemeden üretilen metal prototip.

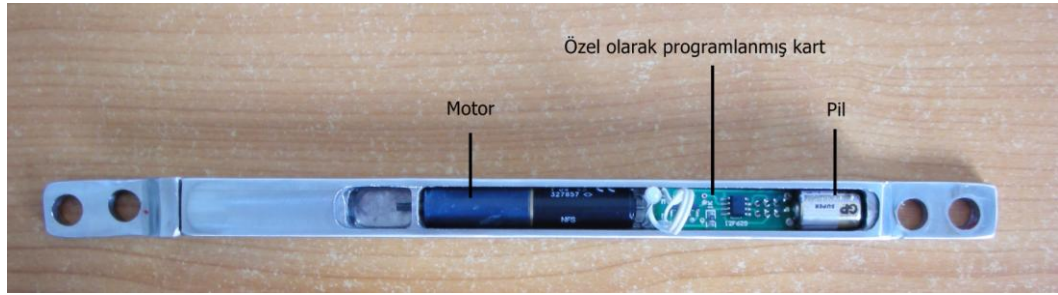
3.6.4 Çalışma prensibi:

Plak sisteminin parçaları;

Uzayabilen plak çerçevesi; hareketi sağlayan motorun içinde bulunduğu muhafaza ile kemiğe uygun boyutlardaki vidalarla sabitlenir.

Hareket iletimini sağlayan motor; uzamayı gerçekleştiren güç ünitesine bağlı küçük boyutlarda özel bir motordur. 10 mm çapında ve 60 mm boyunda olan motor, ayağa gelen kas ve kallus kuvvetlerini yenerek çalışabilmektedir.

Kontrol ünitesi 2 parçadan oluşmaktadır. Birincisi; motoru istenilen zaman aralıklarında (günde 1mm distraksiyon yapabilecek şekilde) çalışmasına imkan veren kart sistemi. İkincisi ise motorun uzatma süresince enerji kaynağı olarak çalışacak yüksek kapasiteli pildir.



Şekil 24. Motor-kart-pil sisteminin plak sistemine montajı.

Aktive olan mil üzerinde bulunan aktivasyon dişlisi, rotasyonel hareket etmekte. Milin alt kısmında sabit adımlı yiv sistemi bulunmaktadır. Milin üst bölümündeki aktivasyon dişlisi yardımıyla oluşan dönme hareketi milin alt bölümündeki sonsuz dişlinin dönmesini de sağlamakta ve hareket mili, sabit adımlı yiv sistemi nedeniyle distaldeki sonsuz dişliye hareket iletmektedir. Uzama esnasında rotasyonunu engellemek için silindirik yapı yerine kenarları köşeli bir sistem düzenlenmiştir (6).

Plak sistemi ile boy uzatma işlemleri sırasında distraksiyonun sağlanması için gereken kuvvetlerin bilinmesi, bu amaçla geliştirilen sistemlerin tasarımı ve çalışma prensibini tayin etme açısından son derece önemlidir. Distraksiyon kuvveti bilinirse, bu kuvveti yenebilecek güçte bir mekanizma tasarlanması ve çalışma prensibinin bu kuvvetlere göre oluşturulması mümkün olabilecektir (6).

Plak sisteminin tasarımı; laboratuvarımızda daha önceki yıllarda yapılan diz üstü ampüte bacak kadavralarındaki distraksiyon kuvvetleri ölçüm sonuçları ışığında gerçekleştirilmiştir. Ayak yatay ve dikey konumda iken 1mm distraksiyon için gereken minimum kuvvetler ölçülmüş ve bu ölçümler sonucunda yatay pozisyonda ortalama 220 N, dikey pozisyonda ise ortalama 70 N distraksiyon kuvveti gerektiği saptanmıştır (6). Bu veriler ışığında uzayan plak

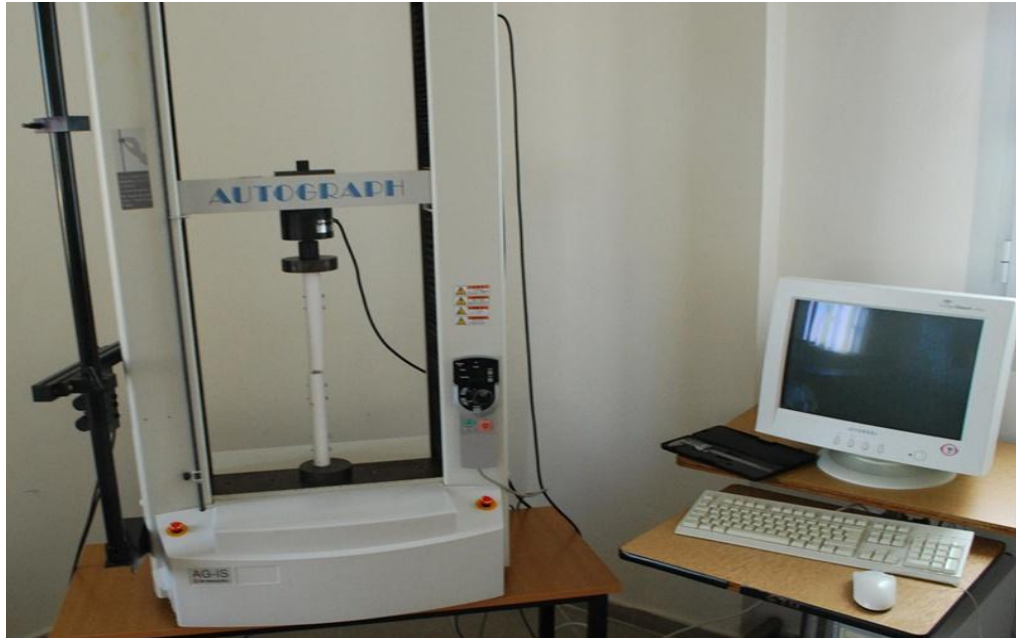
sisteminin uzatma işlemini gerçekleştirebilmesi için gerekli kuvveti sağlayacak şekilde tasarımı düzenlenmiştir.

3.6.5 Biyomekanik testler

316L paslanmaz çelik malzemeden üretilen plak sistemi biyomekanik testler için teflon boru üzerine fikse edildi. Teflon boru üzerinde 10 mm kırık hattı oluşturacak şekilde monte edilerek biyomekanik testlere hazır hale getirildi.



Şekil 25. Plak sisteminin teflon boru üzerine kırık hattı oluşturularak monte edilmesi.



Şekil 26. Biyomekanik testler Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir.

Üretilen metal prototip üzerinde öncelikle basma (compression) testi yapılmıştır. Daha sonra fiske edildiği teflon boru yenisi ile değiştirilerek burulma (torsion) testi yapılmıştır.

3.6.5.1. Basma (compression) Testi

Basma testi Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir. Testin başında Tamron U55085 (CCD Video Camera Module, Japan) marka extansiyometre, deplasman değerlerini ölçebilmek için ayarlandı. Aksiyel yükler, başlangıçta 0'dan en fazla 800N aksiyel yük altında, 5 mm/dk hızda yapılmıştır. Yük değerleri test cihazının üzerinde bulunan loadcell ile, deplasman değerleri ise ekstansiyometre ile ölçüldü. Her test 9 kez uygulandı ve deney sonucunda elde edilen değerler kaydedildi.



Şekil 27. Aksiyel yüklemde basma(compression) deneyi.

3.6.5.2. Burulma (Torsion) Testi:

Torsiyon testi, Shimadzu test cihazı ile uyumlu çalışabilen harici bir torsiyon aleti yardımıyla yapılmıştır. Burulma testi, kemiğe gelen 8 Nm max momenti ve kasın dinlenme halindeki durumunu simule edebilmek için aksiyel 178 N kuvvette gerçekleştirilmiştir. Test, ilk moment sıfır iken başlamıştır ve 0,3 °/sn (14 mm/dk) hızda gerçekleşmiştir. Deformasyon açısının 70° olduğunu bildiğimiz için hiçbir deneyde plak sistemine zarar verecek şekilde yük uygulanmamıştır(76). Shimadzu test cihazının uyguladığı aksiyel yük ile uygulanan moment sonucunda elde edilen burulma miktarı, harici torsiyon aletinin üzerinde bulunan ölçekten okunan değerin, torsiyon aletinin çapı baz alınarak ve deplasmanın açı cinsinden değeri hesaplanarak ölçülmüştür. (Çap =90 mm,282.7mm,1°= 0.785mm)

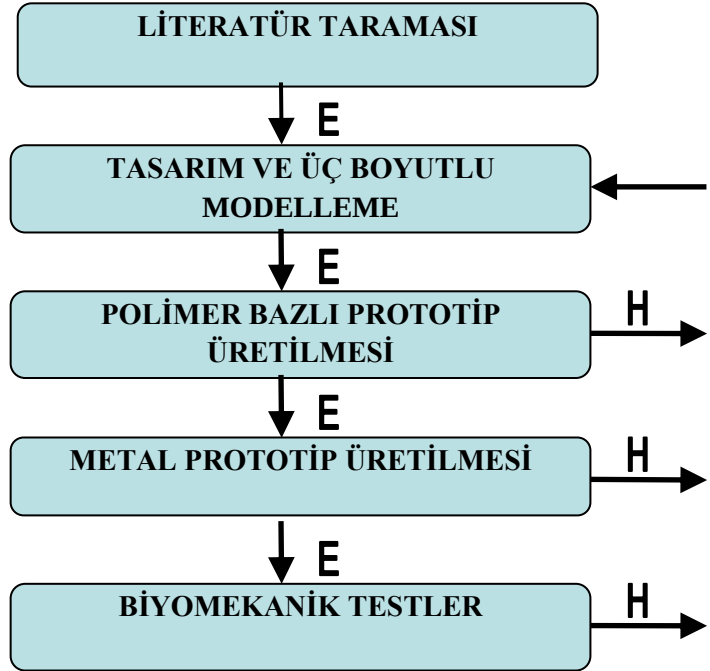


Şekil 28. Burulma (torsion) deneyi



Şekil 28. Burulma cihazı üzerinde değerleri okunduğu ölçek

3.7. Araştırma planı



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Yüklenme testlerinden elde edilen ham verilerin istatistiksel analizleri SPSS (SPSS for Windows 15.0) programı kullanılarak yapıldı. Tüm gruplara aksiyel yüklenme ve burulma (torsiyon) testlerinden elde edilen verileri incelemek amacıyla değerler arasındaki (n:9) nonparametik ikili değişken kolerasyonunda spearman katsayısı incelenmiştir. Bu karşılaştırma sonrasında elde edilen p değerleri 0,05'den küçük olan değerle anlamlı olarak değerlendirildi.

3.9. Araştırmanın sınırlılıkları

Bütçe ve üretim olanakları yetersiz olması nedeniyle bir adet prototip üretilmiştir.

3.10. Etik Kurul Onayı

2011/29-05 karar nolu ve 25.08.2011 tarihli Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul onayı ekte sunulmuştur.

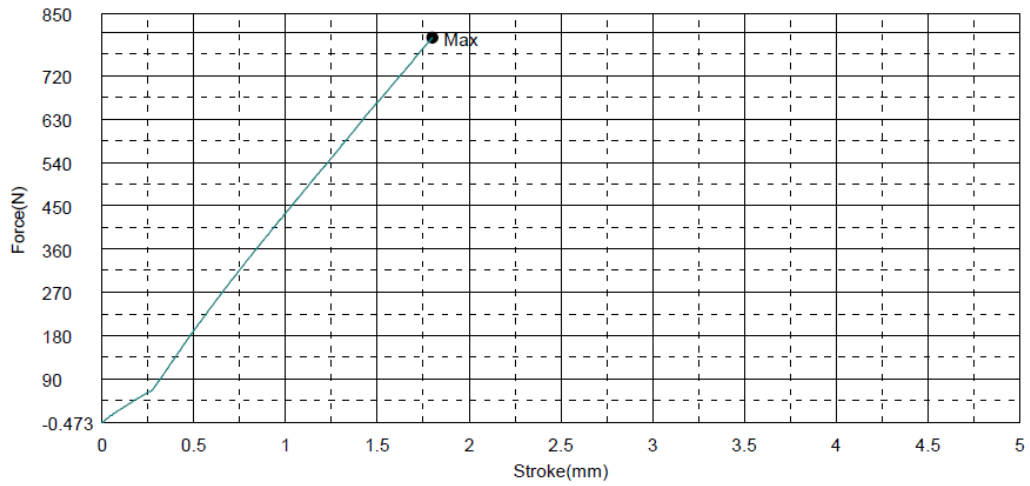
4. BULGULAR

4.1. Basma (compression) testi

800 N aksiyel yük altında basma testinin yüke bağlı deplasman değerleri Tablo. 1’de verilmiştir. Polietilen boru, aksiyel yük altında düzgün bir artmış göstermiştir ve elastik deformasyona uğramamıştır, başka bir deyişle boru akma sınırını geçmemiştir.

Deney	Max Deplasman Değerleri (mm)	Basma Rijitliği (N/m)
1	2.586	0,3
2	2.021	0,39
3	1.884	0,42
4	1.893	0,42
5	1.767	0,45
6	1.767	0,45
7	1.83	0,43
8	1.8	0,44
9	1.765	0,45

Tablo 1. Aksiyel yüklenmede yüke bağlı deplasman değerleri



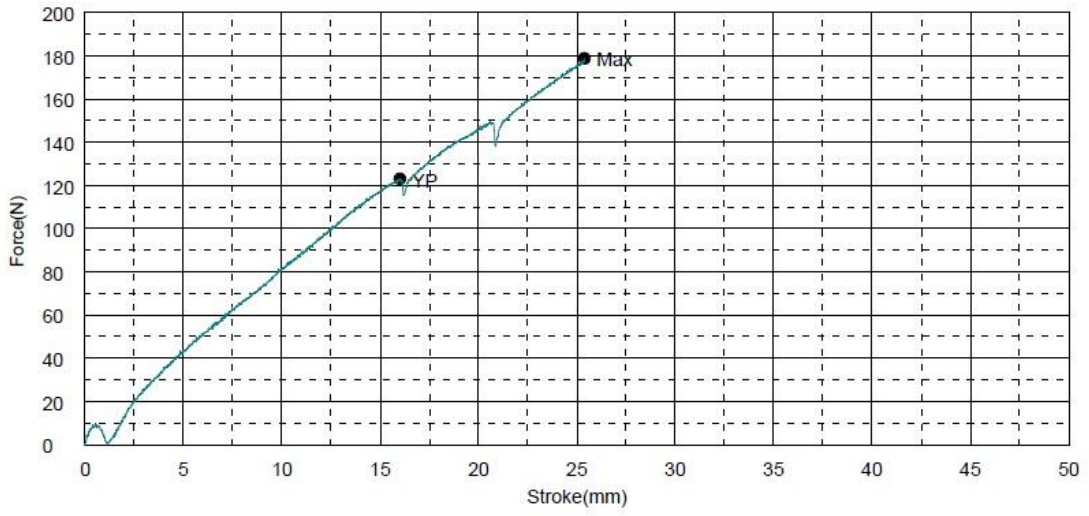
Grafik1. Basma testi sonucunda yüke bağlı deplasman grafiği

4.2. Burulma (torsion) Testi

Moment koluna uygulanan 178 N'luk kuvvet sonucunda elde edilen burulma açıları ve hesaplanan burulma rijitliği değerleri Tablo 2’de verilmiştir.

Deney	Dönme miktarı (mm)	Açı (°)	Burulma Rijitliği (N/°)
1	18	22,9	0,35
2	12	15,2	0,52
3	11	14	0,57
4	11,5	14,6	0,54
5	12,5	15,9	0,5
6	10,5	13,3	0,6
7	9	11,4	0,7
8	12	15,2	0,52
9	9	11,3	0,7

Tablo 2. Burulma deneyinde elde edilen burulma açısı ve burulma rijitliği değerleri



Grafik.2 : Burulma testi grafiği

4.3. Verilerin Değerlendirilmesi

Basma ve burulma deneylerinden elde edilen rijitlik değerlerinin, kendi içinde anlamlı sonuçlar verdiği görölmüştür. Basma deneyinde, aksiyel yüklenmede elde edilen deplasman değerleri ile basma rijitliği değerleri arasında negatif yönde güçlü bir ilişki çıkmıştır ($\rho=-0,983$, $p=0$). Aynı şekilde burulma deneyinde burulma açısı ile burulma rijitliği değerleri arasında güçlü bir ilişki vardır ($\rho=-0,996$, $p=0$). Değerler kendi arasında ters orantılı olduğu için sonuc negatif çıkmıştır.

5. TARTIŞMA

Ekstremiteler uzatmalarında, cerrahi yöntem olarak eksternal fiksasyon ve intramedüller çivi uygulamaları gerçekleştirilmektedir. Her iki yöntem de kallus distraksiyonu prensibine dayanmaktadır (6). Tasarladığımız ekstraskletal uzayabilen plak sistemi de aynı prensibe göre çalışmaktadır.

Geliştirilen implantlar da ve tespit yöntemlerinin birbiriyle karşılaştırılmasında in vitro biyomekanik testler kullanılmaktadır. Biyomekanik testlerde amaç vücut ortamındaki yük değişimlerini taklit etmek ve oluşturulan sistemlerin nasıl davranış gösterceğini öngörebilmektir. Bu amaçla insan kadavra kemikleri, hayvan kadavra kemikleri ya da kemiğin mekanik özelliklerini taklit eden homojen yapılar kullanılabilir. Bunlar arasında en ideal olanının standardizasyon açısından sentetik homojen yapıların olduğu öne sürülmektedir (45, 46, 47).

Intramedüller çivilerle plak sistemlerinin basma rijitlikleri birbirinden farklılıklar göstermektedir. Wang arkadaşları, femur kırıkları için geliştirdikleri yeni intramedüller çivi sistemini, Grosse ve Kempf intramedüller çivisi ile biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Basma rijitliği Grosse ve Kempf'te sırasıyla 0,86 ve 1,32 N/m çıkarken, Wang'ın çivisinde 1,67 N/m çıkmıştır. Burulma rijitliği ise Wang'ın çivisinde 0,50 Nm/° çıkarken, Grosse ve Kempf'in çivisinde 0,35 Nm/° çıkmıştır. Biyomekanik testler neticesinde, yeni geliştirilen çivinin basma deneyi sonucunda diğer iki çividen daha stabil olduğu görülmektedir (77).

Düzel'in uzmanlık tezi olan ve geliştirerek patentini aldığımız(78) kendinden kılavuzlu çok kanallı intramedüller tespit çivisinin biyomekanik testleri aynı şartlar altında Biyomekanik A.D laboratuvarımızda yapılmıştır. Geliştirdiğimiz çivinin aksiyel yüklenmede ortalama rijitlik değeri 0,66 N/m iken ortalama burulma rijitliği değeri 1,2 Nm/°'dir(79).

Bizim çalışmamızda ise uzayabilen plak sisteminin aksiyel yüklenmede ortalama basma rijitliği değeri 0,42 N/m ve ortalama burulma rijitliği değeri ise 0,55 Nm/° olarak ölçülmüştür. Plagın basmaya deneyi sonucunda elde edilen değerleri tatmin edici olasa da, burulmaya karşı arzu edilen sonuçları vermemiştir. Bu bulgularla plak tasarımının yeniden değerlendirilip stabilitesini artıracak iyileştirme çalışmaları planlanmalıdır.

Eksternal fiksasyon ile kallus distraksiyonu, ekstremiteler uzatmada yaygın olarak benimsenen bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (6,53,54,55,56,57,31).

Ancak bu yöntemde komplikasyon görülme oranları oldukça yüksektir. Eksternal ekstremitte uzatmalarında komplikasyon oranları, uzatma miktarı, cerrahın tecrübesi ve hastanın yaşına bağlı olmak üzere %24 lerden başlamaktadır (6,53,60,59,57,31). Çivi yolu enfeksiyonları, fiksasyon çivileri ve tellerinden kaynaklanan ağrılar komplikasyonların en çok görülen nedenleridir.

Komplikasyonlar sadece fiksatörün yerleştirildiği zaman ile sınırlı değildir. Uzatma işlemi sonunda eksternal fiksatörün çıkarılması kritik bir aşamadır. Fiksatörün çıkarılmasından sonra bile, yer değiştirme ve tekrar kırılmalar gibi ilave komplikasyonlar sıklıkla meydana gelmektedir (6,21,31,60). Birçok hasta, ağırlı yumuşak doku transfiksasyonu, azalan eklem hareketliliği, normal günlük aktivitelere dönüşün uzun zaman alması gibi nedenlerle external fiksatör uygulamasından memnun olmamaktadır (6,61,62).

Bununla birlikte eksternal fiksatörlerle uzatma, ikincil aksiyel deformitelere ve yeni oluşan kemikte kırılmalara yol açabilmektedir (6, 21,63,64,65).

Aynı zamanda, intramedüller çivi ile external fiksatörlerin kombinasyonunda da yetişkinlerde yüksek oranda komplikasyon görülmektedir (6,25,31,66,67,68). Çocuklarda daha % 11 gibi daha düşük komplikasyon oranı rapor edilmiştir (6,70). Bununla beraber, sadece distraksiyon sırasında uygulanan intramedüller çivi ve geçici eksternal fiksatör kombinasyonu, enfeksiyon riskini ve eksternal fiksasyon süresini azaltmaktadır (6,31,69).

Son yıllarda ekstremitte boy eşitsizliklerinin cerrahi olarak düzeltilmesinde intramedüller çivi ile uzatma teknikleri ön plana çıkmıştır.

Havıtcıoğlu ve arkadaşlarının patentini aldıkları ve Uzun'un Yüksek Lisans tezinde olan mekanik olarak çalışan yeni bir intramedüller çivi tasarlamışlardır. Geliştirdikleri intramedüller çiviye sıklık yüklemeye tabi tutmuşlar, böylece sistemin çalışması ve her bir yüklenmede ne kadar uzama sağladığı test edilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda intramedüller çivi her bir yüklenme sonucunda 0,1 mm uzama kaydetmiştir. Uzatma işlemi sırasında, diğer yöntemlerde olduğu gibi rotasyonel hareket değil, sadece aksiyel bir uyarıma

ihtiyaç vardır. Bu da rotasyonel hareketler sonucu ortaya çıkan ağrı, dislokasyon, vs. gibi komplikasyonların oluşmasını engellemektedir (6,80).

Bu tekniklerdeki ilerlemelere rağmen komplikasyonlar, bu prosedürlerden geçen hastaların en büyük sorunu olmaya devam etmektedir. Farklı ekstremité uzatma tekniklerini kullanan klinik çalışmalar gözden geçirildiğinde, her yöntemde komplikasyonların yaygın olduğu görülmektedir (6,25).

Uygulanan her yöntemde, gerek o yönetime özgü gerekse genel olmak üzere bir çok komplikasyon görülmektedir. Albizzia, ISKD ve Fitbone gibi günümüzde mevcut olan ve yaygın olarak kullanılan yöntemler ayrı ayrı incelendiğinde, bu yöntemlere özgü komplikasyonlar açıkça gözlenebilmektedir (6).

Albizzia çivisinde, uzatma için ihtiyaç duyulan rotasyonlar, ağrı ve rahatsızlığa neden olmaktadır (6,12). Albizzia takılan çok sayıda hasta (%22- %39) tekrar hastaneye başvurmuş ve osteotomi sahasında oluşan rotasyonlar sonucu oluşan rahatsızlık ve ağrı nedeniyle, uzatma işleminin bazı aşamalarında çivinin rotasyonu için genel veya epidural anesteziye ihtiyaç duyulmuştur (6,12,71). Albizzia çivisi uygulamasında, eğer distraksiyon için genel anestezi dikkate alınmazsa, tedavi sonrasında komplikasyon oranı %22 ile %29 arasındadır (6,13,70).

Guichet ve arkadaşlarının 1995' teki Albizzia çivisi uygulamalarında ortalama uzatma miktarları 45,6mm iken kemik iyileşmesinde %10 gecikme görülmüştür. Çivi kırılması ve eğilmesi oranları %2 olarak gözlenmiştir. Postoperatif Komplikasyonlar; % 31 hastada uzatmaya ara vermeyi gerektiren komplikasyonlar, % 25 hastada ilave operasyon, % 8 oranla da hastada uzatma tamamlanamamıştır(71).

Garcia-Cimbrelo ve arkadaşlarının 2002'deki Albizzia çivisi uygulamalarında ortalama uzatma 50 mm olarak ölçülmüştür ve % 9 oranında geciken kemik iyileşmesi görülmüştür. Operasyon sırasında peroneal sinirlerde geçici felç % 2 ve bir hastada intramedüller testerenin kırılması sebebiyle açık ostetomi gerçekleştirilmiştir. Postoperatif Komplikasyonlar; distal sabitleme vidasının etrafında enfeksiyon % 4, postoperatif ilk 5 günde ağrı % 22, uzatma

için anestezi ihtiyacı % 9, valgus tibial deformite % 4, çivinin eğilmesi % 4 oranında gerçekleşmiştir (72).

Guichet ve arkadaşlarının 2003 yılında 31 femur olgusu üzerinde yaptıkları Albizzia çivisi uygulamalarında, ortalama uzatma miktarı, unilateral için 34 mm(n=21), bilateral için 63 mm(n=10) olarak kaydedilmiştir. Kemik iyileşmesinde gecikme %3 olarak kaydedilmiştir. Operasyon sırasında bacak başına ortalama 574 mL kan kaybı meydana gelmiştir. Postoperatif Komplikasyonlar; uzatma işlemi sırasında tüm hastalarda rahatsızlık ve ağrı görüldü. % 39 hastada uzatma işlemi sırasında anestezi uygulandı. Ayak bileği dorsalında hipoestezi % 3, yüzeysel yara enfeksiyonu %6, son takipte düşük ağrı %10, çivi çıkarıldıktan sonra femurun kırılması % 6, drenaj gerektiren apse %6, daha önce operasyon geçirmiş 3 hastada majör komplikasyon, fonksiyonel açıdan hiçbir hasta memnun kalmamış ve %10 cihaz arızası görülmüştür (12).

Benzer bir sistem olan ISKD de de rotasyonel hareket mevcuttur ancak bu sistemde oluşturulan manyetik alan ile uzatma miktarı kontrol edilmeye çalışılmaktadır. ISKD implante edilmiş hastaların %27 'sinde , distraksiyon fazında mobilizasyon için genel anesteziye ihtiyaç duyulmuştur. ISKD uygulamasında %11 ile % 47 arasında komplikasyonlar rapor edilmiştir (6,52, 73).

Thonse ve arkadaşlarının 2005 yılında yaptıkları 91 olgu üzerinde yaptıkları ISKD uygulaması normal distraksiyon %71, traksiyonda zorluk % 20, çok hızlı distraksiyon % 10 olarak belirtilmiştir. Operasyon sırasında komplikasyon rapor edilmemiştir. Postoperatif komplikasyon olarak, yavaş distraksiyon görülen hastalarda monipülasyon egzersizlerine ve beraberinde analjezi, anestezi (genel veya epidural) veya sedasyona ihtiyaç duyulması gösterilmiştir(51).

Cole ve arkadaşlarının 2001 yılında , 18(6 femur, 14 tibia. Günde 0,82mm uzama) hasta üzerinde yaptıkları ISKD çalışmasında ortalama 49mm uzatma elde edilmiştir. Hastalar ortalama 28 ay takip edilmiştir. Postoperatif komplikasyon görülme de cihaz arızası %10 ve ikinci operasyon %10 kaydedilmiştir (52).

Kenawey ve arkadaşlarının 2011 yılında, ISKD ile 53 hastada 57 uzatma işlemi (45 femur, 12 tibia) uygulamışlardır. Ortalama $4,3 \pm 1,6$ cm uzama elde edilmiştir. Travma sonrası(n=33), doğuştan(n=20), tümör rezeksiyonu sonrası(n=1), kozmetik femur uzatması(n=2) ve femoral varus deformasyonu düzeltme sonrası(n=1) kısıklık oluşan hastalarda uygulanmıştır. İstenen uzatma tüm hastalarda gerçekleşmiştir. Hastalar ortalama 23 ± 12 ay takip edilmiştir. Femoral uzatmada, yüzeysel yara enfeksiyonu (n=1), erken konsolidasyon(n=4) ve yetersiz kemik oluşumu (n=11) komplikasyonları gözlenirken; tibia uzatma işleminde iki ekinus kontraktürü gelişmiş ve bir de çivinin yerleştirilmesi sırasında kompartman sendromu ve yetersiz kemik oluşumu gözlenmiştir. Bundan başka, dokuz çivide arıza ve üç çivide de femur uzatması sırasında distraksiyon oluşmadığı görüldü (75).

Schiedel ve ark. ISKD kullanarak, 2002 ile 2009 arasında 58'i femur 11'i tibia olmak üzere 69 ünilateral, uzatma yaptıkları hastalarda gelişen sonuçları rapor etmişlerdir. Femur uzatma işleminde 58 hastadan 52'si (%90) başarılı olurken, tibia uzatma işleminde 11 hastadan 5'inde (%45) başarı sağlanabilmiştir. Yedi hasta ISKD ile tedavi sürecini tamamlayamadığı için çalışmadan çıkarıldı. İki hastanın tedavisi ISKD çalışmadığı için başka bir yönteme çevrildi. Dört ISKD de çeşitli sebeplerle kırıldı (Biri yenilenme zayıflığı sebebiyle. İki, bacakta derin damar trombozu sebebiyle, biri de pseudarthrosis gelişmesi sonucu oluşan kısılıktan ötürü yerleştirilen kemik grefti sonucu)(76).



Şekil 30. Kırılan uzatma mekanizması

Günümüzde en çok kullanılan ve popüler olan uzaktan kontrollü sistemlerden birisi olan FITBONE intramedular çivi uygulamasında, cihazın bozulması, çivinin kırılması, kilitleme civataları ve antenin verdiği rahatsızlıklar, uzatma sisteminin sıkışması ve uzatma işlemi sırasında oluşan yüksek seviyedeki ağrı nedeniyle anesteziye ihtiyaç duyulması gibi bir çok komplikasyon görülmektedir (6,60).

Dünyada 2003 yılı sonuna kadar 224 hastada, 178 femur ve 119 tibia omak üzere toplam 297 Fitbone uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bunlardan 123 tanesi post-travmatik, 76 tanesi doğuştan deformite ve 25 olgu da kozmetik nedenlerden dolayı uygulanmıştır. Ortalama distraksiyon miktarı 42 mm'dir. Olguların % 96' sında istenilen uzatma miktarına ulaşılmıştır. %2' sinde intramedular çivinin kırılması, %5'inde elde edilen distraksiyon miktarında kayıp yaşanması ve % 6'sında teknik güçlükler ile karşılaşmıştır. Bu teknik güçlükler çoğunlukla motor arızası ve tel kopması şeklinde meydana gelmiştir. Klinik değerlendirmeler sonucunda tüm olgularda, torsiyon deviyasyonu 5⁰ nin altında tespit edilmiştir. % 94'ünde diz ekleminin merkezinden mekanik aks sapması, 5 mm' nin altında kalmıştır (75).

Baumgart ve arkadaşlarının 1997 yılında 12 olguda(femur) gerçekleştirdikleri Fitbone uygulamasında tüm hastalarda arzu edilen uzatma miktarına ulaşılmıştır. Ortalama 12.4 günde 1 cm uzatma yapılmıştır. Operasyon sırasında herhangi bir komplikasyonla karşılaşmamıştır. Uzatma sırasında diz fleksiyonu ortalama 65⁰'ye düşmüş, ancak 2 yıl sonunda 115⁰ 'ye çıkarılmıştır. Doğuştan kısalığı olan hastaların sadece %20 'si normal yürümeye sahip oldu. 2 yıl sonunda hastaların % 42 'sinde çivi çıkarıldı. Postoperatif Komplikasyonlar; tekrar operasyon % 25, Ewing's sarcoma için kemik grefti, % 8, çivi kilitleme vidası etrafında yumuşak doku iritasyonu % 8, anterior proksimal tibiada geçici hipoestezi % 8, tel kopması % 8 ve motor arızası % 8 olarak kaydedilmiştir.

Tüm bu uygulamalarda, kullanılan cihaza ve sisteme bağlı olarak gelişen komplikasyonlar;

- Çivinin eğilmesi % 4 (2)
- Çivinin arızalanması % 10 (4)
- Mekanik Arıza % 10 (3)
- Çivinin kilitlenmesi % 16 (1)
- Tel kopması ve motor arızası % 16 (6)
- Dışli mekanizması arızası % 10 (1)

şeklinde görülmüştür (36).

Bizim çalışmamızda Uzayabilen plak sisteminin, uzama miktarı her bir aktivasyonda 0,1mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede günlük optimum uzatma miktarı olan 1mm'ye çok daha kontrollü bir şekilde ulaşılabilir. Diğer sistemlerde, uzatma miktarı tam olarak kontrol edilememekte ve hiperdistraksiyon sonucu kallus yapısının bozulması, kemiğin kaynamaması gibi komplikasyonlar görülmektedir. Ayrıca tedavi süresi, komplikasyonların azalmasına ve çalışma prensibine bağlı olarak, diğer yöntemlere göre yaklaşık %50 oranında kısalmaktadır. Sistem tamamen kapalı devre çalıştığından, vücut sıvısı ile temas etmemektedir ve böyle vücuda herhangi bir toksik etki yapma ihtimali söz konusu değildir. Kullanılan tüm malzemeler biyouyumludur (6).

Ekstremiteler uzatmalarında intramedüller çivilerin kullanılabilemesi için birçok kriterin hastaya uygun olması gerekir. Büyük intramedüller çivilerin yerleştirilebilmesi için hastanın kemik medullasının geniş olması gerekir. İskelet yapısı olarak sadece yetişkin hastalarda kullanılmaya imkan verir çünkü intramedüller çivi çocukta büyüme plağına zarar verir. Sıklıkla karşılaşılan bir diğer sorun ise intramedüller çivinin uygulanması sırasında yaşanır; kemikte uygun bölgeden osteotomi yapıldıktan sonra, intramedüller çivi, proksimali kilitli, distali ise kilitlenmeden uygulanmakta ve distal kitlemede birçok zorlukla karşılaşılmaktadır. Ayrıca bu çiviler çok pahalıdır.(Fitbone yaklaşık 15000 Dolar civarındadır ve bu miktar içerisinde hastane ve diğer muayene ücretleri yer almaz) (5).

Bu çalışmada tasarımı yapılan ve metal prototipi üretilen, ekstraskeletal olarak kullanılabilen uzayan plak sisteminin biyomekanik testleri *in vitro* olarak yapılmıştır. Test sonuçlarına göre, aksiyel yük altında deplasman değerleri ve burulma deneyi neticesinde açısal yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. Basama deneyi literatürdeki değerlerle karşılaştırıldığında istenen sonuçları vermiştir, Fakat burulma deneyinde sonuçlar, plak uygulanan momente karşı plastik deformasyona uğramıştır arzu edilenden daha fazla açısal olarak yer değiştirmiştir.

Bu çalışma tasarım, prototip ve biyomekanik testler olarak yapılmıştır. Literatürde gerek uzayabilen gerekse intramedüller çivi için karşılaştırma yapılabilecek numerik değerleri bulunan çalışma saptanamamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak, geliştirdiğimiz sistemin, halen kullanılmakta olan boy uzatma sistemlerine göre, çalışma prensibi, uygulama kolaylığı, kontrollü uzama, hasta mobilitesi ve tedavi süresinin kısalığı gibi avantajları olduğu düşünülmektedir. Günümüzde elektronik motor sistemiyle uzatma sağlayan plak sisteminin kullanımı görülmemektedir, bu konuda patent çalışmaları dikkat çekmektedir. Biyomekanik testler sonucunda, burulma kuvveti altında çok fazla yer değiştirmiştir ve yapılan tespitin burulmaya karşı fiksasyonun iyileştirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Burulma deneyinde istenen sonuçların elde edilememesi, plak boyunun uzun olmasına karşın, plak üzerinde proksimal ve distal uçta 2'şer adet olmak üzere, toplamda 4 adet tespit vidası kullanılmasının yetersiz tespiti neden olduğu düşünülmektedir. Vida sayısını arttırarak plağın daha stabil hale getirilebileceği ve bu sorunun ortadan kalkacağı düşünülmektedir.

Plak boyunun uzun olması, plağın çocuk hastalarda kullanımı sınırlamaktadır. Deney sonuçları neticesinde elde edilen bilgiler ışığında, uzayabilen plak sisteminin boyutlarında iyileştirme çalışmalarının yapılması planlanmıştır.

Sistemin uygulamadaki başarısı, yapılması planlanan faz çalışmaları ve in-vivo hayvan deneylerinde irdelenecek ve alınacak sonuçlara göre gerekli iyileştirmeler yapılarak insan üzerinde uygulamaya hazır hale getirilecektir.

7. KAYNAKLAR

1. <http://www.ilizarov.com/boyuzatma.asp>, 12 Ağustos 2011.
2. Cope JB, Samchukov ML, Cherkashin AM: Continuing education article, mandibular distraction osteogenesis; A historic perspective and future directions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 115(4): 448-60, 1999.
3. Rachmel A, Levy M: Lengthening of the mandible by distraction osteogenesis: Report of cases. *J. Oral Maxillofacial Surgery*. 53: 838-846, 1995
4. Weil TS, Sickles JEV: Distraction osteogenesis for correction of transverse mandibular deficiency: a preliminary report *J Oral Maxillofacial Surgery*. 55: 953-960, 1997.
5. Mohamed K, Nile K. E, Khan A, Darweesh A. H. 2007. E-Plate. WO 2009062522, 18 November 2007.
6. Uzun B., Kemik defektlerinde ve ekstremitelerinde kullanılan intramedüller çivilerin, şekil bellekli alaşımlar kullanılarak geliştirilmesi ve yeni bir uzayabilen intramedüller çivi tasarımı. Dokuz Eylül Üniversitesi, Biyomekanik A.D. Yüksek Lisans Tezi, İzmir 2008.
7. Annio D, Goguen LA: Distraction osteogenesis for reconstruction of mandibular symphyseal defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 120; 911-16, 1994
8. Razdolsky Y, Pensier J: Skeletal distraction for mandibular lengthening with a completely intraoral toothbone distractor. www.globalmednet.com
9. Shvyrkov MB, Shamsudinov AH: Non-free osteoplasty of the mandible in maxillofacial gunshot wounds: mandibular reconstruction by compression osteodistraction. *British J. of Oral and Maxillofacial Surgery*. 37, 261-267, 1999.
10. Stoelinga PJ: Distraction from the ground rules. *Int J. Oral Maxillofacial Surgery*. 27(6): 414-5, 1998.
11. Cope JB, Samchukov ML: Biomechanics of mandibular distractor orientation: an animal model analysis. *J Oral Maxillofacial Surgery*. 57: 952-962, 1999.
12. 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; 85:838-848.
13. Delloye, C; Delefortrie G, Coutelier L, Vincent A. (January 1990). "Bone regenerate formation in cortical bone during distraction lengthening. An experimental study.". *Clinical Orthopaedics & Related Research* 250: 34-42.
14. Aldegheri, R "Callotasis". *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1993.
15. Guichet, Jean-Marc; Brailon P, Bodenreider O, Lascombes P "Periosteum and bone marrow in bone lengthening: a DEXA quantitative evaluation in rabbits." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 69 (5): 527-31. October 1998.

16. Guichet, Jean-Marc Bone formation during limb lengthening. Animal experimentation with and without preservation of the bone marrow and/or periosteum. New York: New York University. September 1999.
17. Eldridge JC, Bell DF. Problems with substantial limb lengthening. *Orthop Clin North Am* 1991;22(4):625–31.
18. Green SA. Complications of external skeletal fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1983;180:109–16
19. Pettine KA, Chao EYS, Kelly PJ. Analysis of the external fixator pin–bone interface. *Clin Orthop Relat Res* 1993;293:18–27.
20. Young N, Davis RJ, Bell DF, Redmond DM. Electrographic and nerve conduction changes after tibial lengthening by the Ilizarov method. *J Pediatr Orthop* 1993;13:473–7.
21. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res* 1990;250:81–104.
22. Young N, Bell D, Anthony A. Pediatric pain patterns during Ilizarov treatment of limb length discrepancy and angular deformity. *J Pediatr Orthop* 1994;14:352–7.
23. Garcia-Cimrelo E, Olsen B, Ruiz-Yague M, Fernandez-Baillo N, Nunuera-Martinez L. Ilizarov technique results and difficulties, *Clin Orthop Relat Res* 1992;283:116–123.
24. Oedekoven G, Jansen D, Raschke M, et al: The monorail system-bone segment transport over unreamed interlocking nails. *Chirurg* 67:1069- 1079, 1996
25. Simpson AH, Cole AS, Kenwright J: Leg Lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Br* 81:1041-1045, 1999
26. Bouvier M. Bone Mechanics. In: Cowin C.S. editor. The biology and composition of bone. Florida: CRC press; 1989. p.2–13.
27. Akay M.T. Genel Histoloji. In: Akay M.T. editor. Kemik dokusu. 5nd ed. Ankara: Palme yayıncılık; 2001. p.126–149.
28. Açıkalın E., Baycu C., Gürer F., Aral E., Histoloji, T.C. Anadolu Üniversitesi Yayınları No: 894 Açıköğretim Fakültesi Yayınları No: 480, 1995
29. Street, M.D.: The evolution of intramedullary nailing; the Science and Practice of Intramedullary Nailing, Browner, B.d (eds); 2nd ed., Williams&Wilkins, pg: 1-27, 1996
30. Bost FC, Larsen LJ: Experiences with lengthening of the femur over an intramedullary rod. *J Bone Joint Surg Am* 38:567-584, 1956
31. Paley D, Herzenberg JE, Paremain G, et al: Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Am* 79:1464-1480, 1997
32. Baumann F, Harms J: The extension nail. A new method for lengthening of the femur and tibia. *Arch Orthop Unfallchir* 90:139-146, 1977

33. Bliskunov AI: Lengthening of the femur using implantable appliances [in Czech]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 51:454-466, 1984
34. Witt AN, Jager M: Results of animal experiments with an implantable femur distractor for operative leg lengthening [in German]. Arch OrthopUnfallchir 88:273-279, 1977
35. Betz A, Baumgart R, Schweiberer L: First fully implantable intramedullary system for callus distraction-intramedullary nail with programmable drive for leg lengthening and segment displacement. Principles and initial clinical results [in German]. Chirurg 61:605-609, 1990
36. Baumgart R, Betz A, Schweiberer L: A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport. Clin Orthop 343:135-143, 1997
37. Guichet JM, Grammont PM, Trouilloud P: A nail for progressive lengthening. An animal experiment with a 2-year follow-up [in French]. Chirurgie 118:405-410, 1992.
38. Guichet JM, Casar RS: Mechanical characterization of a totally intramedullary gradual elongation nail. Clin Orthop 337:281-290, 1997
39. <http://www.allongement-os-grandir.com/index-eng.php?page=external>, 15 Austos 2011.
40. <http://www.vardaan.net/ilizarov.htm>, 15 Austos 2011.
41. http://en.wikipedia.org/wiki/Distraction_osteogenesis , 15 Austos 2011.
42. www.fitbone.net 17Austos 2011.
43. Wolfson N, Hearn TC, Thomson JJ, Armstrong PF : Force and stiffnes changes during Ilizarov leg lengthening. Clin Orthop. 250:58-60,1990
44. Younger ASE, Mackenzie WG, Morrison JB: Femoral forces during lengthening in children. Clin Orthop. 301: 55-63, 1994
45. http://www.shortsupport.org/Health/Leg-Lengthening/new_devel.html, 17Austos 2011.
46. http://www.shortsupport.org/Health/Leg-Lengthening/new_devel.html, 17Austos 2011.
47. <http://www.allongement-os-grandir.com>, 17Austos 2011.
48. E. Garron; S. Airaudi; D. Bouillien; P. Trouilloud; P. Leclerc; E. Baulot; and P.M. Grammont : Bone regeneration and the Albizzia progressive lengthening centromedullary nail: clinical experience with 20 lengthenings and evaluation of callus quality. Service de orthopédie et traumatologie, Hôpital de Enfants Complexe du Bocage, CHRU, 2100 Dijon, France
49. <http://www.lifebridgehealth.org/sinaibody.cfm?id=1509>. 22 Austos 2011.
50. www.shortsupport.org/.../new_devel.html, 22 Austos 2011..

51. Thonse R. , Herzenberg E. J, Standard C.S., Paley D.: Limb Lengthening with a Fully Implantable, Telescopic, Intramedullary Nail. *Oper Tech Orthop* 15:355-362, 2005
52. Cole JD, Justin D, Kasparis T, et al: The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): First clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia. *Injury* 32:129-139, 2001
53. Aldegheri R Distraction osteogenesis for lengthening of the tibia in patients who have limb-length discrepancy or short stature. *J Bone Joint Surg Am* 81:624–634.1999
54. Aronson J Limb-lengthening, skeletal reconstruction, and bone transport with the Ilizarov method. *J Bone Joint Surg Am* 79:1243–1258.1997
55. Garcia-Cimbrelo E, Olsen B, Ruiz-Yague M, Fernandez-Baillo N, Munuera-Martinez L Ilizarov technique. Results and difficulties. *Clin Orthop* 283:116–123.1992
56. Maffulli N, Lombardi C, Matarazzo L, Nele U, Pagnotta G, Fixsen JA A review of 240 patients undergoing distraction osteogenesis for congenital post-traumatic or postinfective lower limb length discrepancy. *J Am Coll Surg* 182:394–402.1996
57. Noonan KJ, Leyes M, Forriol F, Canadell J Distraction osteogenesis of the lower extremity with use of monolateral external fixation. A study of two hundred and sixty-one femora and tibiae. *J Bone Joint Surg Am* 80:793–806.1998
58. Dahl MT, Gulli B, Berg T Complications of limb lengthening. A learning curve. *Clin Orthop* 301:10–18.1994
59. Faber F.W, Keessen W, Roermund P.M. Complications of leg lengthening. 46 procedures in 28 patients. *Acta Orthop Scand* 62:327–332.1991
60. Andreas H. Krieg, Bernhard M. Speth , Bruce K. Foster MBBS, “Leg Lengthening With a Motorized Nail in Adolescents” *Clin Orthop Relat Res* 466:189–197.2008
61. Herzenberg JE, Scheufele LL, Paley D, Bechtel R, Tepper S Knee range of motion in isolated femoral lengthening. *Clin Orthop* 301:49–54.1994
62. Young N, Bell DF, Anthony A Pediatric pain patterns during Ilizarov treatment of limb length discrepancy and angular deformity. *J Pediatr Orthop* 14:352–357.1994
63. Danziger MB, Kumar A, DeWeese J Fractures after femoral lengthening using the Ilizarov method. *J Pediatr Orthop* 15:220–223.1995
64. Simpson AH, Kenwright J Fracture after distraction osteogenesis. *J Bone Joint Surg Br* 82:659–665.2000
65. Tjernstrom B, Olerud S, Rehnberg L Limb lengthening by callus distraction. Complications in 53 cases operated 1980–1991. *Acta Orthop Scand* 65:447–455.1994
66. 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;84:930– 937.

67. Kocaoglu M, Eralp L, Kilicoglu O, Burc H, Cakmak M. Complications, encountered during lengthening over an intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:2406–2411.
68. 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;70:271–274.
69. Raschke MJ, Mann JW, Oedekoven G, Claudi BF Segmental transport after unreamed intramedullary nailing. Preliminary report of a “Monorail” system. *Clin Orthop* 282:233– 240.1992
70. Garcí'a-Cimbrelo E, Curto de la Mano A, Garcí'a-Rey E, Cordero J, Marti-Ciruelos R. The intramedullary elongation nail for femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:971–977.
71. Guichet JM, Lascombes P, Grammont PM et al. Gradual elongation intramedullary nail for femur (Albizzia(TM)). Results of the 52 first cases in 48 patients. *Journal of the Japanese Orthopaedic Association* 69 (2)(3): S310 .1995
72. Garcia-Cimbrelo E, Curto dLM, Garcia-Rey E et al. The intramedullary elongation nail for femoral lengthening. *Journal of Bone & Joint Surgery – British Volume* 84:971–7. .2002
73. Leidinger B, Winkelmann W, Roedl R. [Limb lengthening with a fully implantable mechanical distraction intramedullary nail. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2006;144:419–426.
74. Baumgart R. , Thaller P. , Hinterwimmer S. , Krammer M. , Hierl T. and Mutschler W. A Fully Implantable, Programmable Distraction Nail (Fitbone) In: Kwok-Sui Leung, Gilbert Taglang, Reinhard Schnettler, Volker Alt, H. J. T. M. Haarman, Hartmut Seidel and Ivan Kempf editors. *Practice of Intramedullary Locked Nails New Developments in Techniques and Applications.* Springer Berlin Heidelberg;2006.p. 189-198.
75. Kenawey M., Krettek C., Liidakis E., Wiebking U., Hankemeier S. Leg lengthening using intramedullary skeletal kinetic distractor: Results of 57 consecutive applications. *Injury, Volume 42, Issue 2*, February 2011, Pages 150-155.
76. Schiedel F. M., 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;93-B:788-92.
77. Wang G., Pan T., Peng X., Wang J., A new intramedullary nailing device for the treatment of femoral shaft fractures: A biomechanical study. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) 305–312.
78. Havıtcıoğlu H., Düzel S., Baran Ö. Multiple canulated and self guided intramedullary nail. EP 2380514 (A1).26 November 2011.

79. Düzel S. Çok kanüllü kendinden kılavuzlu intramedüller tespit çivisi. Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji A.D. Uzmanlık Tezi. İzmir 2011.
80. Havıtcıoğlu H., Baran Ö., Uzun B., Oflaz H. Intramedullary fixation pin. EP 1764050 A2. 21 Marc 2007
81. Binbaş Ö. Kontrollü mikro harekete izin verebilen plağın rijit plak ile biyomekanik olarak karşılaştırılması. Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji A.D. Uzmanlık Tezi. İzmir 2007.