

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİNİ VE NANO ROBOT MOTORLARININ
GELİŞTİRİLMESİ VE ORTOPEDİK
CERRAHİDE UYGULANMASI**

Fatih ERTEM

**BİYOMEKANİK
DOKTORA TEZİ**

İzmir - 2018

TEZ KODU: DEU.HSL.PHD - 2011970122

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİNİ VE NANO ROBOT MOTORLARININ
GELİŞTİRİLMESİ VE ORTOPEDİK
CERRAHİDE UYGULANMASI**

**BİYOMEKANİK
DOKTORA TEZİ**

Fatih ERTEM

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU

TEZ KODU: DEU.HSI.PHD - 2011970122

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı, Biyomekanik Doktora programı öğrencisi Fatih ERTEM‘ **Mini ve Nano Robot Motorlarının Geliştirilmesi ve Ortopedik Cerrahide Uygulanması**’ konulu Doktora/Yüksek Lisans tezini 09/01/2018 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN

Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU

(Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi)

ÜYE

Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

(Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi)

ÜYE

Prof. Dr. Uğur MALAYOĞLU

(Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fak)

ÜYE

Prof. Dr. Bülent YARDIMOĞLU

(İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü
Mühendislik Fak)

ÜYE

Prof. Dr. Hasan YILDIZ

(Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi)

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	i
TABLO DİZİNİ.....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
TEŞEKKÜR.....	vi
EKLER.....	vii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2.GENEL BİLGİLER (Literatür Bilgisi).....	6
2.1. Medikal ve klinik uygulamalar için elektrik motorları.....	6
2.1.1. Fırçasız DC motor.....	9
2.1.3. Malzeme seçimi	15
2.1.4. Kontrol	16
2.2. Mikromotor kullanılan diğer sistemler	16
2.2.1. İmplant edilebilen kan pompası	16
2.2.2. Minyatür piezoelektrik tüp kullanan Ultrasonic mikromotor	20
2.2.3. Üç parmaklı robot el	21
2.2.2. Minimal invaziv cerrahi	23
2.3. Ortopedik cerrahide robotik sistemler	28
2.4. Ortopedik cerrahide mikromotor kullanan boy uzatma sistemleri	31
2.4.1. ISKD	31
2.4.2. FITBONE.....	32
2.4.3. Precice sistemi (Ellipse Tech.).....	34
2.5. Nano Robotlar	35
2.5.1. Nano robotik	36
2.5.2. Nano Robotik Teorisi.....	37
2.5.3. Açık Teknoloji	38
2.5.4. Ortopedi’de kullanılacak nanorobotlar	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Araştırmanın Tipi	39
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	39
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/ Çalışma Grupları.....	39
3.4. Çalışma Materyali	40
3.5. Araştırmanın değişkenleri.....	40
3.6. Veri toplama araçları	40
3.6.1. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Tasarımı	40
3.6.2. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Polimer Bazlı Prototipi	42
3.6.3. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Metal Prototipi	43
3.6.4. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Çalışma Prensibi	44
3.6.4.2. Güç Kaynağı Çalışması.....	49

3.6.5. Sonlu Elemanlar Analizi	52
3.6.7. Biyomekanik Testler	53
3.6.8.1. Basma (compression) Testi.....	54
3.6.8.2. Burulma (Torsion) Testi	55
3.7. Araştırma Planı ve Takvim.....	57
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi.....	58
3.9. Araştırmanın sınırlılıkları	58
3.10. Etik Kurul Onayı	58
4. BULGULAR	59
4.1. Güç kaynağı çalışması.....	59
4.2. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Sonlu Elemanlar Analizi	60
4.3. İn Vitro Çalışma	65
4.4. Biyomekanik Deneyler	66
5. TARTIŞMA	68
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	78
7. KAYNAKLAR.....	80
8. EKLER.....	88
1. Etik Kurul Onay Belgesi	88
2. Arbis Özgeçmiş Formu	88

TABLO DİZİNİ

Tablo 1. Minyatür sabit mıknatıslı fırçasız motor (PMBMs) katalog bilgileri,	7
Faulhaber, Schonaich, Almanya (2)	
Tablo 2: Cerrahi güç ve dental enstrümanlar için küçük PMBMs, Portescap, ABD.....	8
Tablo 3: Farklı aktivasyon teknolojileri	9
Tablo 4. Uzatma emeliyatı uygulanan hastaların açıklayıcı bilgileri	73
Tablo 5. İnternal uzatma cihazı için cihaza bağlı komplikasyonlar	73
Tablo 6. Cihazla ilgili komplikasyonlar	75



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Elektrik Motorlarının Sınıflandırılması	6
Şekil 2 Fırçalı Ve Fırçasız Dc Servo Motorların Yapıları.....	10
Şekil 3. A) Fırçasız Bir Dc Motorun Prensip Şeması, B) İçyapısı	10
Şekil 4. Fırçasız Bir Doğru Akım Motoru.....	11
Şekil 5. Fırçasız Bir Doğru Akım Motorun Tork - Hız Grafiği	12
Şekil 6. Fırçasız Bir DC Motorun İçyapısı.....	12
Şekil 7. Alan Etkili Alıcının Fırçasız Doğru Akım Motorundaki Yeri	13
Şekil 8. Transistörlü Motorda Şaft Görünüşleri	14
Şekil 9. 6mm Çapında Sabit Mıknatıslı Fırçasız Motorun Hız Tork Karakteristiğinin Denge Durumu, Faulhaber, Almanya.....	15
Şekil 10. Eksenel Döner Kalp Pompasının Longitudinal Kesiti: 1 - Akış İndükleyici/Çark, 2 - Akış Düfözer, 3 - Sabit Mıknatıs (Pms), 4 - Stator Bobini, 5 - Stator, 6 - Yatak, 7 - Akış Düzleştirici,.....	16
Şekil 11. Debakey Döner Pompa: (A) Orjinal Tasarım; (B) Nasa Araştırmacıları Tarafından Eklenen Modifikasyon	17
Şekil 12. Manyetik Yataklı Eksenel Döner Streamliner Kalp Pompasının Uzunlamasına Kesiti, Us Patent No. 6244835 (10)	18
Şekil 13. Bilgisayar Kontrollü 3 Boyutlu Stremliner Kan Pompası. 1 - Sabit Mıknatıs Motorun Stator Sargısı, 2 - Manyetik Yatak Bobini, 3 - Pervane, 4 - Çıkış Göbeği. J.F. Antaki, Pittsburgh Üniversitesi, Pa, Launchpoint Teknolojisi, Goleta, Ca, Abd.18	
Şekil 14. Duraheart Santrifüj Döner Pompanın Patlamış Görünümü. Terumo Corp. Tokyo, Japonya.....	19
Şekil 15. 1 Mm Çapında Mikro Motor.....	21
Şekil 16. İki Adet Dc-Mikromotor Tabana Ve Link 1'in İçine Monte Edilmiştir.....	22
Şekil 17. Üretilen Prototip Tutucu	22
Şekil 18. 2 Bağlantılı 2 Serbestlik Derecesine Sahip Parmak Yapısının Şematik Görüntüsü .	22
Şekil 19. Medikal Mikrorobotun Şematik Diyagramı.....	23
Şekil 20. Döner Motorlu Motorize Tutucu: 1 - Tutucu Çerçevesi, 2 - 6mm Çaplı, 1.56w Faulhaber Motor (Tablo 1) Harmonik Sürücü İle Eşleşmiş 1:500 Dişli Kutusu, 3 - Mil, 4 - Dişli 5 - Kaldıraç Kolu, 6 - Tutucu	24
Şekil 21. Minimal İnvaziv Cerrahi Robot Da Vinci'nin Kolları	25
Şekil 22. Da Vinci'nin Endowrist Cerrahi Aletleri .Da Vinci Cerrahi Robotunun Güç Aktarma Mekanizması: (A): Robot Kolundaki Kablolar Ve Kasnaklar; (B): Uç Efektörünün Temas Yüzeyiyle Kol.....	26
Şekil 23. Robotik Sistem Çalışma Diyagramı.....	28
Şekil 24. Robodoc Sistemi	29
Şekil 25. Rio - Ünikompartman Diz Cerrahisi Sistemi (3)	30
Şekil 26. Iskđ İntramedüller Çivisi	31
Şekil 27. Iskđ Sistemi Ve Manyetik Kontrol Ünitesi.....	32
Şekil 28. Fitbone Sistemi (28).....	33
Şekil 29. Precice Boy Uzatma Çivisi (33).....	34
Şekil 30. Nonarobot Şekilleri	36
Şekil 31. Nanobotlar Ve Nanoidler	37
Şekil 33. Boy Uzatma Sisteminin Solidworks Programında Tasarımı	42
Şekil 35. Polimer Bazlı Malzemeden Üretilen Prototip.	43
Şekil 36. 316l Paslanmaz Çelik Malzemeden Üretilen Metal Prototip.....	43

Şekil 37. Metal Prototipler Fanuc Kontrol Sistemli Twinhorn Oi-Mc Cnc Freze Tezgahı Ve Focus Oi-Tc Cnc Torna Tezgahında Üretilmiştir.	44
Şekil 38. Boy Uzatma Sisteminde Kullanılan Maxon Marka Mikro Motor Ve Redüktör Dişli Sisteminin Teknik Bilgileri.	45
Şekil 39. Bilyalı Vida (Ball Screw).....	46
Şekil 41. Micromotion Firmasının Üretimi; Mikro Planet Dişli Sistemi	47
Şekil 42. Güneş Dişlinin Üretim Resmi Ve Planet Dişli Sisteminin Montaj Görüntüsü	48
Şekil 43. Planet Dişli Sisteminin 3 Boyutlu Katı Model Görüntüsü.....	48
Şekil 44. Planet Dişli Sisteminin İlk Prototipi	49
Şekil 45. Lityum Pilin Teknik Özellikleri	50
Şekil 46. Kablosuz Verici.....	51
Şekil 47. İn Vitro Boy Uzatma Deney Düzeneği	53
Şekil 53. Uzatma Deneyi Sırasında Pilde Oluşan Akım Değerleri	59
Şekil 54. Uzatma Sırasında Pilde Meydana Gelen Gerilim Değişimi.....	60
Şekil 55. Mesh İşlemi Uygulanan Montaj Analizi	61
Şekil 56. Uzatma Sistemini Montaj Analizi	62
Şekil 57. Proksimal Parça Analizi.....	63
Şekil 58. Gövde Parçası Analizi.....	64
Şekil 59. Distal Parça Analizi	64
Şekil 60. İn Vitro Çalışmada Oluşan Distraksiyon Kuvvetleri	65
Şekil 61. Aksiyel Basma Rijiditesi Değerleri.....	66
Şekil 62. Burulma Rijiditesi Değerleri	67
Şekil 63. Nispeten Zayıf Distraksiyon Kuvveti Kalın Kallus İle Karşılaştırıldığında Uzatmanın Durmasına Yol Açtı. Hedeflenen Uzunluğu Elde Etmek İçin Başka Bir Osteotomi Ve Daha Uzun Uzatma Yapıldı	73
Şekil 64. (3a) Teleskopik Çubuk (Ok Başlığı) Arasındaki Bağlantıda Olan "Dönme Kaplin", Uzatmadan Önce Bozulmamıştır. (3b) Dönme Bağlantısının Ayrılması Precice2'de Görülüyor (Ok). İstikrarsızlık İle İlişkili Olmadığından, Bu Kararlılıkla İlgili Problem (Iıa)	75
Şekil 65. Çivide Von Mises Gerilmesi Dağılımı.....	76
Şekil 66. Ortalama Maksimum Distraksiyon Kuvvetleri Ve Ortalama Operasyon Süreleri .	77

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans ve Doktora eğitimim süresince bana kattıkları tüm bilgi ve beceriler için Biyomekanik Anabilim Dalındaki tüm hocalarıma minnettarlığımı sunuyor ve teşekkür ediyorum.

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 Havıçcioğlu' na teşekkürlerimi saygıyla sunuyorum. Doktora eğitim süresince akademik anlamda katkısını bilgi birikimini paylaşmaktan çekinmeyen değerli hocam Doç. Dr. Ahmet Karakaşlı' ya teşekkürlerimi sunarım

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında yardımlarını ve desteklerini benden esirgemeyen Araş. Gör. Bora Uzun ve Berivan Çeçen'e ayrıca Biyomekanik Anabilim Dalı'nda birlikte mesai 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.

EKLER

1. Etik Kurul Onay Belgesi	89
2. Arbis Özgeçmiş Formu	92



MİNİ VE NANO ROBOT MOTORLARININ GELİŞTİRİLMESİ VE ORTOPEDİK CERRAHİDE UYGULANMASI

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

ÖZET

Ortopedik cerrahide ekstremite uzatma alanından kullanılan cihaz ve implantların, hastanın iyileşme süreçlerinde daha konforlu ve sağlıklı sonuçlar vererek oluşan komplikasyonları en aza indirmek amacıyla gelişen teknoloji ile mühendislik yaklaşımlar kullanılarak çözüm yolları aranmaktadır. Boy eşitsizliklerini tedavi etmek amacıyla kullanılan birçok ekstremite uzatma cihazı ve çalışması vardır. Bu çalışmada, kullanılan mevcut boy uzatma cihazlarında kullanılan mini motorlar sistemleri geliştirilerek ortopedik cerrahide uygulanması amaçlanmaktadır.

Kullanılan mevcut boy uzatma sistemlerinden farklı çalışma prensibine olan yeni bir elektromekanik boy uzatma sisteminin fizibilite, tasarım, analiz, üretim çalışmaları yapılarak ortopedik implant üretim süreçleri izlenmiş ve mevcut konvansiyonel implantlarla deneysel olarak karşılaştırılmıştır.

Yeni geliştirilen boy uzatma sistemi ekstremite uzatma mekanizması için gerekli olan distraksiyon kuvvetlerini sağlayabilecek şekilde geliştirilmiş. Programlanabilir bir kontrol ünitesiyle dışarıdan harici bir güç kaynağına gerek duymadan boy uzatma işlemini yapabilmektedir. Üretilen elektromekanik boy uzatma sistemi biyomekanik açıdan anatomik yükler altında intramedüller çivilerle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Boy uzatma cerahisinde kullanılan sistemlerin çeşitliliği ve sınırlılıkları göz önüne alındığında yeni imlantların klinik ve mühendislik araştırmaların yapılması gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: mini motor, ekstremite uzatma, biyomekanik

DEVELOPMENT OF MINI AND NANO ROBOT MOTORS AND IMPLEMENTATION IN ORTHOPEDIC SURGERY

FATİH ERTEM
Dokuz Eylül University
Health Science Enstitute
Department of Biomechanics
35340 Inciralti/Izmir

ABSTRACT

In orthopedic surgery, devices and implants used in the extension of the extremity are being sought for solutions by using technologic and engineering approaches in order to minimize the complications caused by providing more comfortable and healthy results in the healing process of the patient. There are many extremite extension devices and studies used to treat height inequalities. In this study, it is aimed to apply the mini motor systems used in the current height extension devices used in orthopedic surgery.

The feasibility, design, analysis and production studies of a new electromechanical length extension system, which is different from the existing length extension systems used, were followed and the orthopedic implant production processes were followed and compared experimentally with existing conventional implants.

The newly developed height extension system has been developed to provide the distraction forces necessary for extremity extension mechanism. With a programmable control unit, it is possible to extend the length without the need for an external power source. There is no statistically significant difference between intramedullary nails under anatomical loads in terms of biomechanical aspects of the electromechanical length extension system. Given the diversity and limitations of the systems used in the lengthening surgery, new clinical and engineering studies of implants should be undertaken.

Keywords: mini motor, extremity lengthening, biomechanics

1. GİRİŞ VE AMAC

Elektrik yeni kullanılmaya başlandığında, insanlar elektrikten iyileştirici bir güç bekliyorlardı. Örneğin, elektropati (hastanın elleri ve vücudu arasındaki elektrotlar) 1850-1900 yılları arası çok popülerdi, akıl hastalığı dahil olmak üzere bir çok hastalık ve durumda kullanılmaktaydı. 21. yy biyomedikal mühendislik topluluğu depresyon tedavisi dahil olmak üzere manyetik alana geri dönüş yapmıştır (1).

Günümüzde, birçok medikal cihaz küçük sabit mıknatıslı elektrik motorları kullanmaktadır. Hasta tutma ekipmanları (hastane yatakları, cerrahi masalar, sedye ve asansör), yüksek kaliteli pompalar, santrifüj, infüzyon pompaları, insülin pompaları, hemodiyaliz makineleri, kompresörler, solunum cihazı, tarayıcılar, dental matkaplar, hassas cerrahi el aletleri, cerrahi robot tutucuları, protezler ve implante edilebilir cihazlar (ventrikül destek cihazları kalp pilleri, defibrilatörler, sinir uyarıcılar. Ayrıca, elektrik motorları; egzersiz aletleri, tekerlekli sandalye, masaj aparatları ve terapi ekipmanları gibi bir çok alanda yaygın olarak sağlık ekipmanlarında kullanılırlar (1).

Medikal cihazlarda kullanılan bu sistemler ve mekanizmaların çalışma prensipleri elektromekanik alanın çalışma konusudur. Elektromekanik alanında mikromotorlar bu medikal cihazların hareketlerini sağlama da olmazsa olmaz unsurlardır. Mikromotorların kullanıldığı sistemlerde kontrol üniteleri ve güç kaynağı mekanizmaları vardır.

Robot, ve bunlarla ilişkili kontrol ve algılama sistemleri ile mekanik sistemleri bilgisayar algoritmalarına bağlı olarak makineler akıllı davranırlar. Robot, yeniden programlanabilen;, aletleri, programlanmış hareketlerle çok fonksiyonlu makineleri yapılacak işe göre taşır ve işler. Robot, bir kaide üzerinde tutma organları olan en az bir kol, hidrolik, pnömatik, ve elektriksel sensörler ile basınç algılayıcıları ve konumu ile donatılmış bilgi işlem organlarıyla mekanik manipleler kontrollüdür.

Robot, Maja Mataric'in göre, ortamdan aldığı verileri içeriği hakkında sahip olduğu bilgiyle birleştirerek, amaçlarına yönelik olarak hareket edebilen ve bunu güvenli bir şekilde yapan makinelerdir. Bu tanımların ortak yönleri vardır. Bir mekanizmanın robot tanımlamasına girmesi için dört temel husustan oluşması lazımdır. Bu temel hususlar; robotun havuzundaki bilgileri algılaması için gerekli alıcıları bilgilerin depo edilmesini ve bu alıcı verilerini ile robotun amacına yönelik olarak numerik ve mantıksal süreçlerle ile karar verme olayının gerçekleşmesine ayrayan bir program (robotun mikro kartına yüklenecek akış şeması) ve alınan karar doğrultusunda zaruri hareketleri sağlayacak bir mekanik cihazdır. (2).

da Vinci ilk teleopera medikal robottur. 2000 yılında laparoskopik radikal prostatektomi (prostat bezinin tamamını ya da bir kısmını cerrahi olarak çıkarma) gerçekleştirmiştir ve ondan sonra diğer cerrahi prosedürler için doğrulanmıştır. 2000' den 2006'ya kadar Amerika'da 1000'den fazla da Vinci robot kullanılarak yaklaşık 60 000 ameliyat yapılmıştır. İkinci jenerasyon da Vinci robotu, yüksek çözünürlüklü kamera, arttırılmış ergonomik özellikler ve dördüncü robotik kol ile 2003'te tamamlanmıştır (3).

Gelişen teknoloji ile ortopedi alanında da elektromekanik anlayışla çalışan robotik sistemlere katkı sağlamışlardır. Ortopedi de kullanılan ilk robotik sistem Robodoc cerrahi asistan robotudur. Bu robot diz ameliyatlarında cerrahi asiste ederek operasyon kısaltarak cerrahın el becerisiyle ilgili hata oranını azaltmak için tasarlanmıştır. Dünya da bir çok ülke de kullanılmış yeni sürümleri piyasa sürülmüştür (4).

Ortopedi cerrahisinde elektrtomekanik alanda mikromotorların kullanıldığı başka bir implant ise boy uzatma ameliyatlarında kullanılan distraktör sistemleridir. Boy uzatma mekanizması karmaşık yapısı sebebiyle gerekli distraksiyon kuvvetlerini sağlayabilecek mekanizmalara ihtiyaç duyar. Boy uzatma kullanılan, çalışma prensipleri birbirinden farklı boy uzatma intramedüller çivileri mevcuttur. Bunlar ISKD, Fitbone, Precice Elipse gibi boy uzatma sistemleridir. Uygulanan çeşitli yöntemlerde, mevcut yönteme özgü olmak üzere bir çok aksaklık görülmektedir. ISKD, Fitbone, Precice Elipse gibi kullanımı yaygın olan implantlar göz önünde bulundurulduğunda bu yaklaşımlara özgü komplikasyonlar çalışmalarda rapor edilmiştir. (26-28).

Bu çalışmada, literatürdeki boy uzatma sistemlerinde görölen komplikasyonlar ve bu cihazların çalışma prensiplerindeki farklılıklar göz önünde bulundurularak, son yıllarda ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılan boy uzatma sistemleri üzerine yeni bir elektromekanik boy uzatma sistemi geliştirmek amaçlanmıştır. Bu kapsamda, ortopedik implant üretim süreçleri izlenmiş, üretim, analiz ve deneysel sonuçlar paylaşılmıştır.

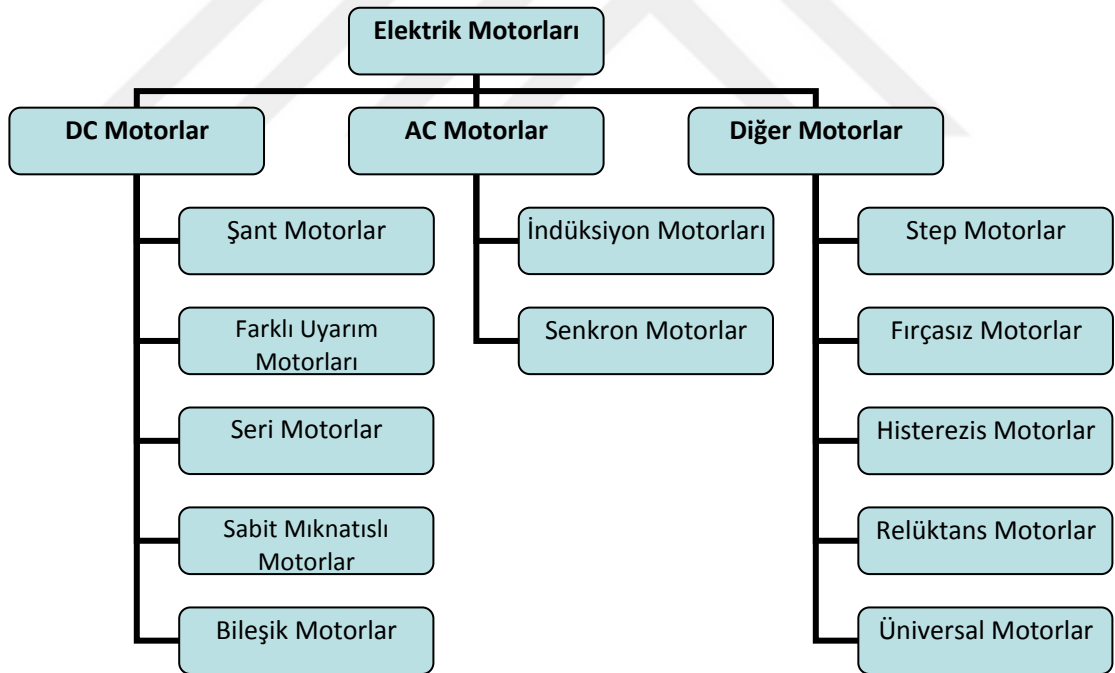


2. GENEL BİLGİLER (Literatür Bilgisi)

2.1. Medikal ve klinik uygulamalar için elektrik motorları

Medikal cihaz motoru tasarımı için en önemli seçim ferromanyetik çekirdek ve çekirdeksiz motor arasındadır. Ferromanyetik çekirdeksiz motorlar pil işletiminde veya uzaktan kumandalı durum cihazlarda kural haline gelmiştir ve hızlı çevrim ile pil ömrü için oldukça önemlidir.

Medikal ürünlerin güvenilirliğinde motor hassas bir kısım olarak göz önünde bulundurulur ve cihazın kendisinden daha kritiktir seçimdir. Medikal uygulamalar için motor ve aktüatörler muhalif çevre ile aşındırıcı akışkanlar, radyasyon, buhar, sıcaklık değişimi, vakum, titreşim ve mekanik etkilere karşı dayanıklı olmak zorundadır. (1) Elektrik motorları sınıflaması Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Elektrik motorlarının sınıflandırılması

Cerrahi cihazlar için kullanılan çok küçük PMBMs' nin özellikleri, motorlu katater ve diğer klinik mühendislik cihazlar, Tablo 1 ve Tablo 2' de listelenmiştir. Küçük 13 mm çap, 73.6mNm, 50 V dc.

Tablo 1. Minyatür sabit mıknatıslı fırçasız motor (PMBMs) katalog bilgileri, Faulhaber, Schonaich, Almanya (2)

Özellikler	Motor Tipi		
	001B	006B	012B
Çap,mm	1.9	6.0	6.0
Uzunluk mm	5.5	20.0	20.0
Voltaj, V	1.0	6.0	12.00
Peak Tork, mNm	0.012	0.37	0.37
Kalkış torku, mNm	0.0095	0.73	0.58
Maksimum çıkış gücü, W	0.13	1.56	1.58
Maksimum etki, %	26.7	57	55.0
Yüksüz hız, rpm	100 000	47 000	36 400
Yüksüz akım, A	0.032	0.047	0.016
Direnç, Ω	7.2	9.1	59.0
İndüktans, μH	3.9	26.0	187.0
EMF sabiti, mV/rpm	0.00792	0.119	0.305
Tork sabiti, mNm/A	0.0756	1.13	2.91
Rotor moment ataleti gcm^2	0.00007	0.0095	0.0095
Açısal hız, rad/s^2	1350×10^3	772×10^3	607×10^3
Mekanik zaman sabiti, ms	9.0	6.0	6.0
Sıcaklık oranı, $^{\circ}C$	-30 +125	-20 +100	-20 +100
Kütle, g	0.09	2.5	2.5

Aktivasyon teknolojileri Tablo 3'te karşılaştırılmıştır (1). Şekil hafızalı teller, telin üzerinden geçen akım tarafından aktive edilir ve teller 75 $^{\circ}C$ ye kadar ısınır. En yüksek güç yoğunluğu manyetostriktif, piezoelektrik ve ses bobini aktüatörleri içindir.

Motor kapasitesindeki gelişmeler medikal cihaz üretimine katkı sağlamıştır ve taşınabilir enstrümanları ile cerrahi aletleri markete taşımıştır (5). Numerik bilgisayar kontrollü ürünler ve montaj ekipmanları mikrometre aralığında toleransları tutumak için, parça parça tutarlılığı korumak ve küçük ebatlardaki ürünleri özelleştirmektedir.

Tablo 2: Cerrahi güç ve dental enstrümanlar için küçük PMBMs, Portescap™, ABD (9)

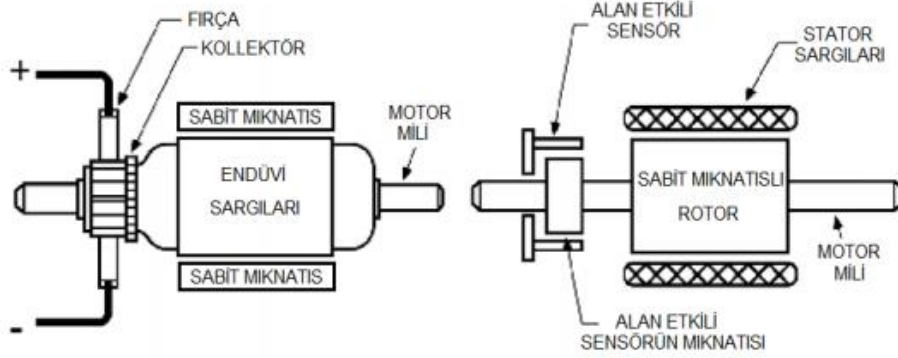
Özellikler	Motor tipi	
	Tasarım A	Tasarım B
Çap,mm	12.7	12.7
Uzunluk mm	47.0	47.0
Voltaj, V	50	50
Peak Tork, mNm	73.6	36.5
Kalkış torku, mNm	7.34	7.34
Max. Sürekli akım, A	1.13	0.56
En yüksek akım	11.3	2.79
Yüksüz hız, rpm	70 100	35 000
Direnç, Ω	4.27	4.25
İndüktans, mH	0.22	0.89
EMF sabiti, V/krpm	0.68	1.37
Tork sabiti, mNm/A	6.57	13.1
Rotor moment ataleti 10^{-8} kgm^2	4.94	4.94
Mekanik zaman sabiti, ms	7.45	7.51
Elektriksel zaman sabiti, ms	0.05	0.05
Termal direnç, $^{\circ}\text{C/W}$	15.9	15.9
Kütle, g	44	44

Tablo 3: Farklı aktivasyon teknolojileri (1)

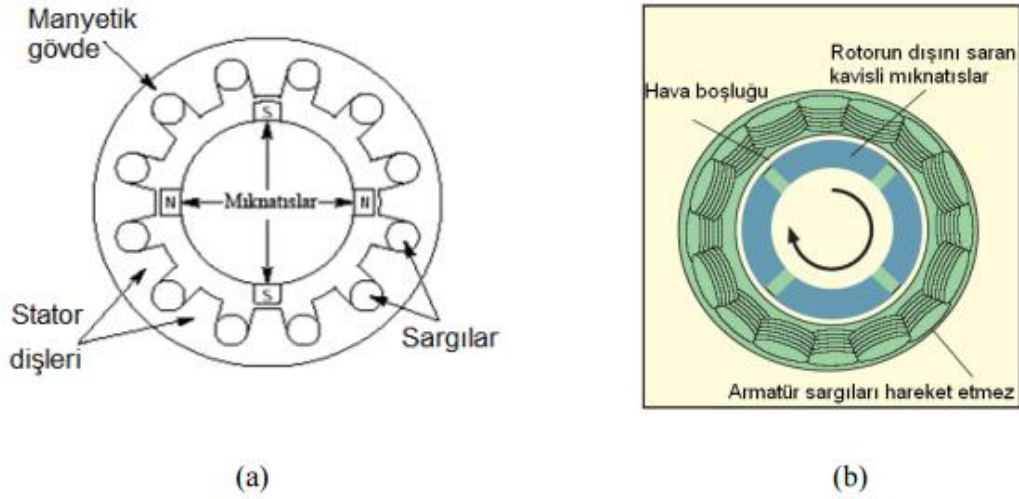
Aktuator tipi	Maks. Strain %	Maks. Basınç Mpa	Maks. Etki %	Bağımlı hız	Güç yoğunluğu
Voice coil	50	0.10	>90	Hızlı	Yüksek
Piezoelektrik					
Seramik	0.2	110	>90	Hızlı	Yüksek
Tek kristal	1.7	131	>90	Hızlı	
polimer	0.1	4.8	n/a	Hızlı	
Elektrostatik cihaz	50	0.03	>90	Hızlı	Düşük
Şekil hafızalı polimer tel	100	4	>10	Yavaş	Orta
Termal genişleme	1	78	>10	Yavaş	Orta
Manyetostriktif (terfenol-D)	0.2	70	60	Hızlı	Çok yüksek

2.1.1. Fırçasız DC motor

Bu tür motorlara fırçasız motor denmesinin asıl sebebi adından da anlaşıldığı gibi bünyesinde fırça ve kollektör bulunmamasıdır. İngilizce, Brushless DC' nin kısaltılması BLDC olarak isimlendirilir. Temel yaklaşım ve çalışma prensibi fırçalı DC motorla benzerdir. Şekil 2' de görülen tek fark bobinlerin motorun bloğunda, sabit mıknatısların ise rotorda konumlanmasıdır. Şekil 3' te fırçasız DC motorun prensip şeması içyapısı görülmektedir (2).



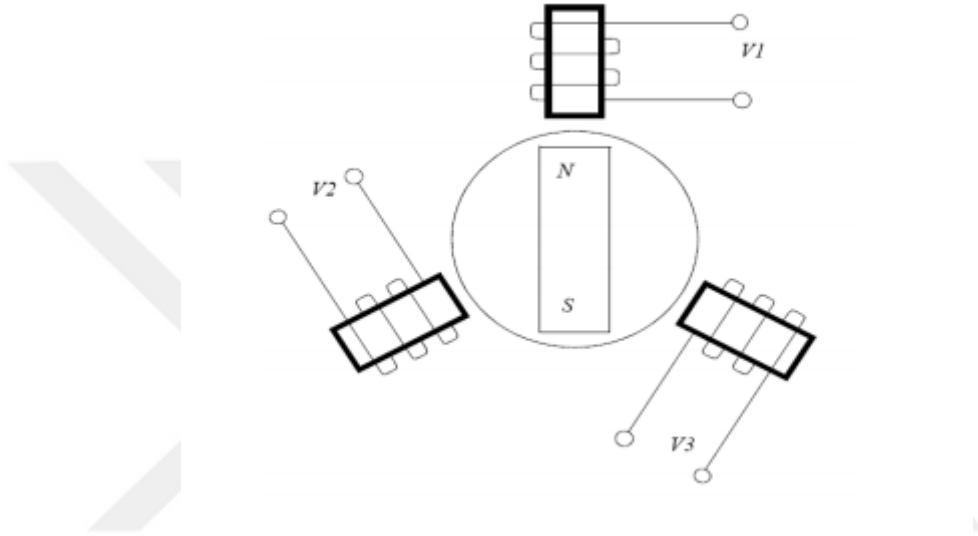
Şekil 2 Fırçalı ve fırçasız DC servo motorların yapıları



Şekil 3. a) Fırçasız bir DC motorun prensip şeması, b) içyapısı

Bu motorda stator ve rotor yer değiştirmiştir. Bunun avantajı, kolektör ve fırça sisteminin ortadan kaldırılmasıdır, böylece sürtünmeden ve fırça/kollektör yapısının meydana getirdiği direngenlikten ötürü oluşan elektrik/mechanik kayıpların ortadan kalkarlar. Benzer şekilde, motorun iç yapısı mekanik olarak kontrol edilmediğinden bobin sayısındaki artış da izin verilen ölçüde olur, bu da motorlardan yüksek değerlerde moment almayı sağlar. Dezavantajlar değerlendirildiğinde kolektör yerini elektronik bir okuyucunun gelmesi; motorun çalışabilmesinde çncelikli ek donanımlara ihtiyaç duymasıdır. Kollektör/Fırça mekanizması ile doğrudan elde edilen bobin sarımları sıralı olarak enerjilendirilir ve bu elektronik kartlar tarafından işleme alınır. Bu işlem de motor üretimi arttırarak maliyeti yükseltmektedir.

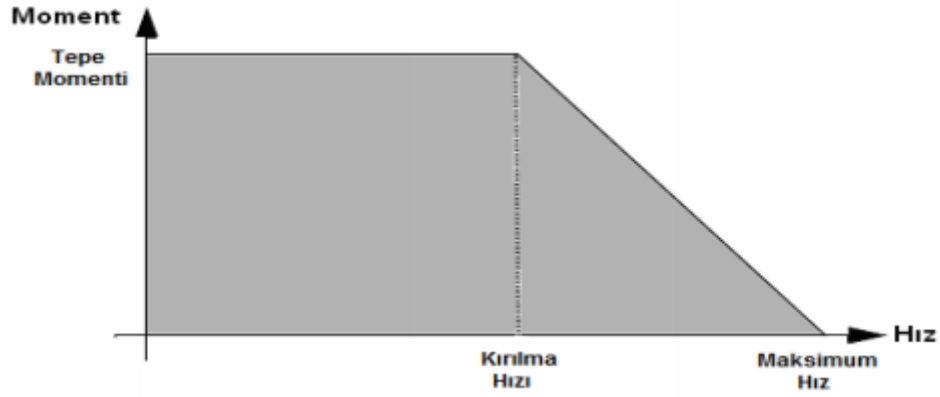
Fırçasız motorlar, alternatif akım veya fırçalı doğru akım motorlarından farklı değildirler. Fırçasız doğru akım motorlarda hareketi ve momenti üretebilmeleri manyetik alanların yoğunluğuyla ilgilidir. Normal bir fırçasız doğru akım motoru Şekil 4' te görüldüğü üzere ayrı ayrı mıknatlara gerilim uygulanmış üç stator kutbundan meydana gelir. Bobinlerin ayrı şekilde kontrol edilerek hareket meydana getirir. Bobin, rotoru çekme veya itme hareketi için ayarlanır (2).



Şekil 4. Fırçasız bir doğru akım motoru

Fırçasız doğru akım motorlarının çalışma mekanizması, rotor sargılarını döndürerek veya durdurarak için yarı iletken sarımların anahtarlanması prensibine göre olmaktadır. Prensip, elektronik komütasyon olarak isimlendirilmektedir. Mekanik komütasyon rotorla sargı akımlarını eş zamanlı olarak tutan bir yarı-iletken sistemi elektronik komütasyonla birlikte çalışmaktadırlar. Sonuç olarak, tork üretmekte kontrol mekanizması motorun pozisyonunu iyi belirlemelidir. Örneğin, pozisyona getirmek için maliyetli düşük olan alıcılar kullanmaktır. Bu yöntem “altı adımlı komütatör” olarak isimlendirilmektedir.

Fırçasız doğru akım motorlarını devamlı döndürebilmek için stator sargılarındaki akım devamlı olarak değiştirilir. Eğer sargılara uygulanan voltaj üç fazlı dalga olarak alternatif akım bir voltaj ise motor devamlı döner. Değişen dalga boylarının, anahtarlama işlemlerini seçmek için motorun pozisyonu geri besleme ile kullanan kontrolörler ile denetlenir. Motor hızı, sinyal frekansı ile doğru orantılıdır.



Şekil 5. Fırçasız bir doğru akım motorun tork - hız grafiği

Tipik bir fırçasız doğru akım motorunda rotor, dört kutuplu sabit bir mıknatıs ile ve daha küçük bir alıcı mıknatıs düzeneğinden meydana gelir. Alıcı mıknatısı, milin konumunu göstermek için Hall etkili alıcıyı kapatır veya açar. Bu bilgiyle, kontrolör en iyi zamanlama noktalarında her bir rotoru akımla çalıştırabilir. Şekil 6’ da fırçasız bir doğru akım motorun içyapısı gösterilmektedir.



Şekil 6. Fırçasız bir DC motorun içyapısı

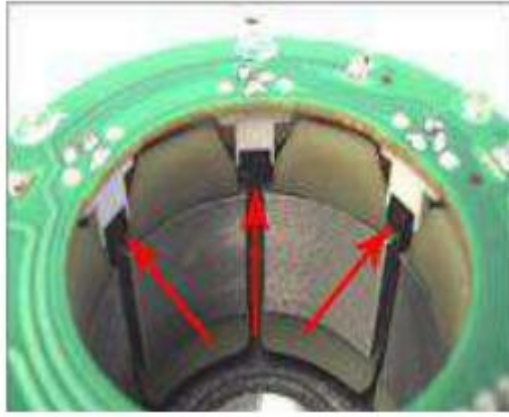
Fırçasız doğru akım motorları; alıcıların, mıknatısların ve sargı akımlarının anahtarlamasına yarayan elektronik kısımların bütününe dayanır. Bu parçalar standart doğru akım motorlarında kullanılan mekanik aksam ile aynı işlevi gösterirler ancak arada mekaniksel bir bağlayıcı yoktur. Onlar sadece sürtünmeli olarak aynı zamanda temiz, sessiz ve bakıma ihtiyaç duymazlar (2).

Fırçasız servo motorlar rotorun konumu nerede olduğunun belirlemesi için alıcılar kullanır. Servo motorlarda şaftın hangi konumda olduğunun; doğru sarımın doğru

anda ve doğru yönde güç tatbik etmesi yönünden bilinmesi gerekir. Şaftın konumunun bilinmesi için genellikle iki tip alıcı kullanılır.

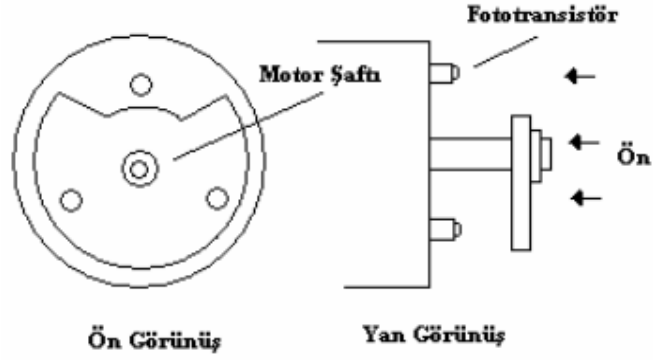
- Alan etkili alıcılar
- Foto alıcılar

Alan etkili bir alıcıya manyetik bir parça yaklaştırıldığında çıkışta bir voltaj üretimi meydana gelir. Bu voltaj 1 ya da 0 olarak adlandırılır. Alan etkili alıcılar genellikle pahalı parçalar olduklarından, bunlar daha çok küçük voltaj ve küçük güçlü uygulama yerlerinde kullanılırlar. Şekil 7' de alan etkili bir alıcı fırçasız doğru akım motorundaki yeri görülmektedir.



Şekil 7. Alan etkili alıcının fırçasız doğru akım motorundaki yeri

Şekil 8' de görüldüğü gibi ışık kaynağı, ışığı şafta bağlı hususi bir biçimde şekillendirilmiş bir eleman ile keser. Bu sistem sayesinde uygun transistör uygun anda iletken yapılarak uygun sarımdan gerekli akımın geçmesini sağlar (1).



Şekil 8. Transistörlü motorda şaft görünüşleri

Stator kutuplu bir servo motorun alıcılarla çalıştırılmasına ait devre Şekil 9’ da gösterilmiştir. Bu devrede üç adet transistör, motor arka kısmına eşit aralıklarla yerleştirilmiştir. Kaynaktan alınan ve ışığı kesen parçalar motor şaftına her seferinde 2 transistörün ışığını ileterek, birine ışık gönderecek şekilde tasarlanmıştır. Foto transistörler de bobin sargılarının enerjisini temin edebilecek diğer transistörleri iletişim halindedir.

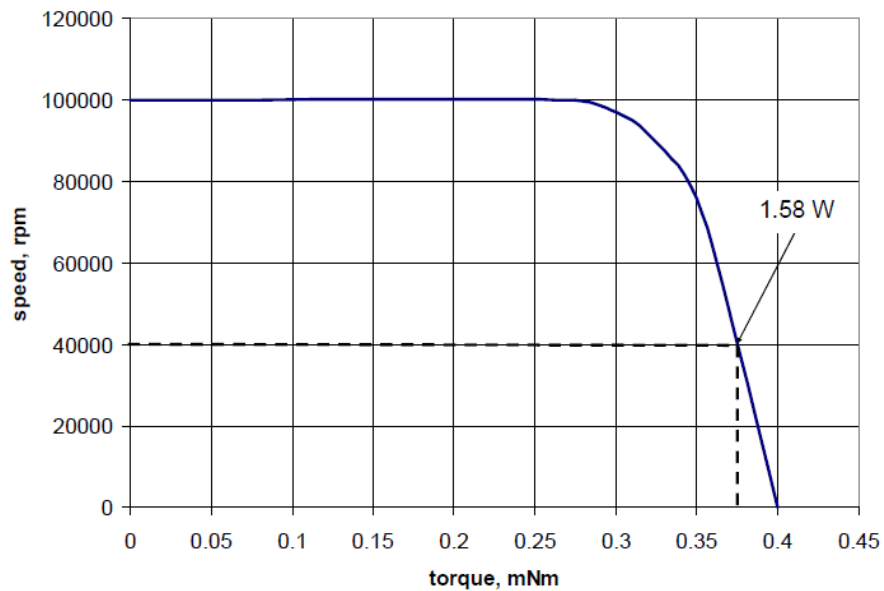
Fırçasız doğru akım motorlarının aynı güçteki bir motora oranla daha küçük ve daha hafif olması, etkili bir devir kontrolü sağlaması, ek maliyeti kabul edilir hale getirmektedir. Yine de elektronik alıcıların, fırça/kollektör kombinasyonu gibi hassas olamaması bu tip motorların kullanım alanını daraltmıştır (2).

2.1.3. Malzeme seçimi

Medikal cihazlarda kullanılan sabit mıknatıslar yüksek enerji yoğunluğuna sahip olmalı, artan oksidasyon direnci ve uzayan zaman periyodunda sabit manyetik dalgalar üretebilmelidir. Fırçasız motorun minyatüre edilmesi modern sabit mıknatısların mevcut olmasıyla mümkün olabilmektedir.

Popüler sinterlenmiş bronz yataklarla ve pahalı paslanmaz çelik bilyeli yataklarla karşılaştırıldığında sinterlenmiş seramik yataklar hassas dişli sistemlerde %50 daha fazla yük taşıma kapasitesine sahiptir. Bu durumda fırçasız motorların yatak ömrü sınırlayıcı bir faktördür, böylece bu motorlar 300 - 500 saatlik tipik fırçalı motorlara kıyasla 20 000 saatlik ömre sahip olabilmektedirler. İç uygulamalarda kullanılan hidrodinamik veya manyetik yataklar kullanım ömrünü en uzun süre güvenli olarak kullanmak içindir.

Motorda ve dişli sistemlerinde kompozit ve gelişmiş plastiklerin ortak kullanımı maliyeti, kütleyi ve duyulan sesi düşürmektedir, bu da kısa teslimat süresi ile uniform ürünler sağlamaktadır (2).



Şekil 9. 6mm çapında sabit mıknatıslı fırçasız motorun hız tork karakteristiğinin denge durumu, Faulhaber, Almanya

Dişli ve şaft için sertleştirilmiş çelik kullanımı boşlukları azaltıp dişli ömrünü uzatarak motor kapasitesini geliştirir.

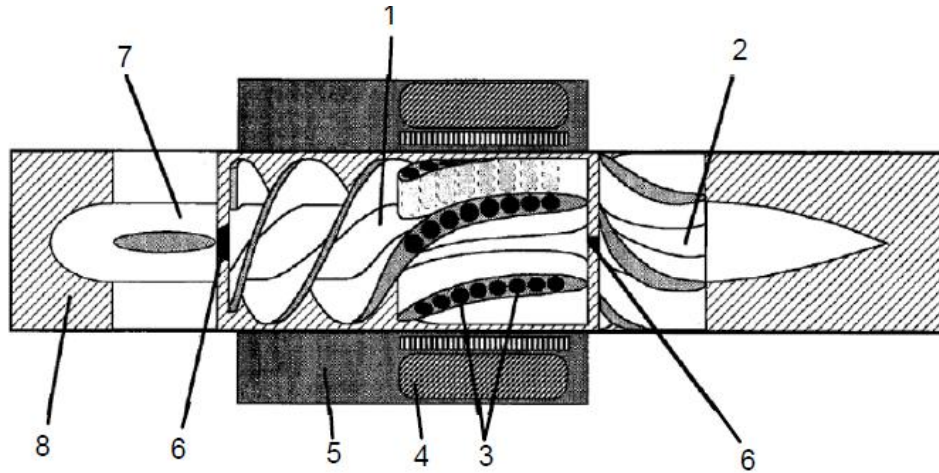
2.1.4. Kontrol

Açık döngü kontrolünde motora güç uygulandığında, dönme, çalışma ve artan hareketle referans konumdan bağımsız çalışır. Medikal uygulamalarda kullanılan motorlar çoğunlukla kapalı döngü kontrolü gerektirir. Örneğin, matkap ya da testere gibi tipik bir cerrahi cihazda, motor hızını kontrol eden geri bildirim fiziksel basıncı uygulayan hekim olabilir. Daha iyi tutarlılık sağlamak için insan elinin erişemeyeceği prosedürde çalışmasına izin vermekle cihaza geri besleme entegre edilmesi arzu edilir. Şekil 9' da Faulhaber marka motorun hız ve tork grafiği görülmektedir.

2.2. Mikromotor kullanılan diğer sistemler

2.2.1. İmplant edilebilen kan pompası

Sol ventrikül yardımcı cihazı (LVADs) vücut içine implante edilen elektromekanik bir pompadır ve etkili şekilde kendini pompalayamayan kalbe yardım eder. Donör doluluk durumu nedeniyle kalp nakli mümkün olmayan kalp yetmezliği olan hastalarda kullanılır (Şekil 10).

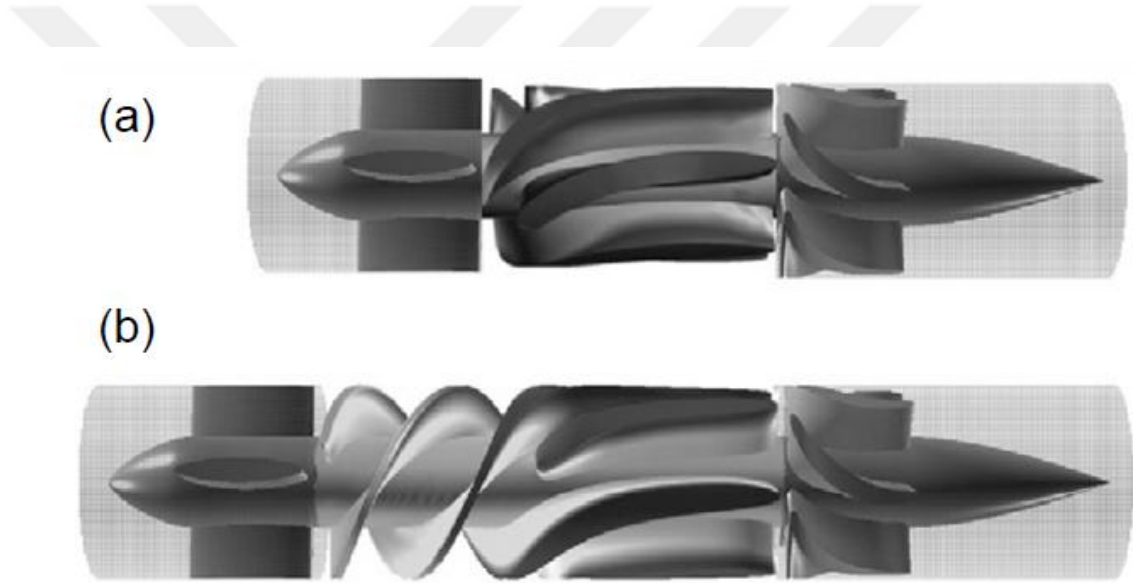


Şekil 10. Eksenel döner kalp pompasının longitudinal kesiti: 1 - akış indükleyici/çark, 2 - akış düzleştirici, 3 - sabit mıknatıs (PMs), 4 - stator bobini, 5 - stator, 6 - yatak, 7 - akış düzleştirici,

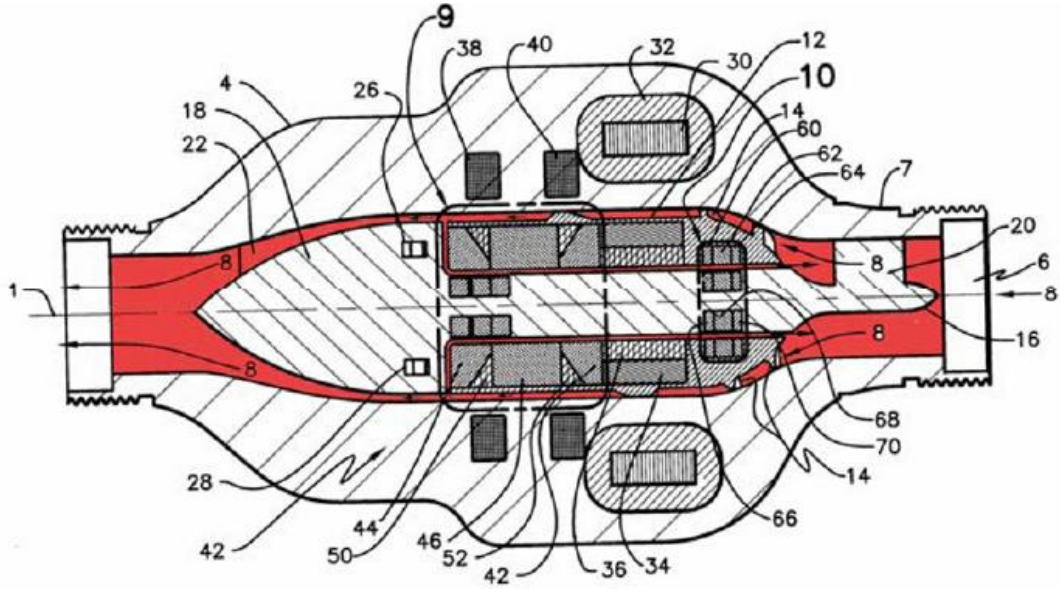
İnsan vücuduna implante edilen motor sürücü pompasının salmastraları arındırılmış olmalıdır. Bu sorun, sabit mıknatısı özel bir muhafaza içine yerleştirerek stator manyetik alan tarafından doğrudan döndürülmesiyle çözülür.

LVADs için elektromanyetik pompalar üç kategoride sınıflandırılır:

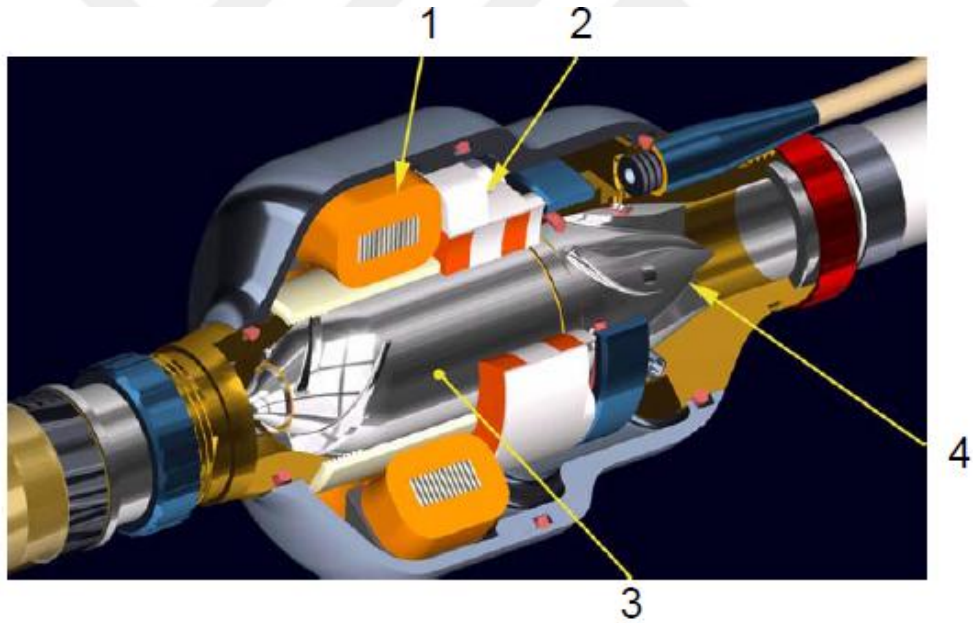
- 1. Jenerasyon (1G), elektromanyetik nabız pompası; (Şekil 10)
- 2. Jenerasyon (2G), elektromanyetik döner pompası; (Şekil 11)
- 3. Jenerasyon (3G), manyetik ve hidrodinamik yataklı elektromanyetik pompalar. (Şekil 12)



Şekil 11. DeBakey döner pompa: (a) orjinal tasarım; (b) NASA araştırmacıları tarafından eklenen modifikasyon



Şekil 12. Manyetik yataklı eksenel döner Streamliner kalp pompasının uzunlamasına kesiti, US Patent No. 6244835 (10)



Şekil 13. Bilgisayar kontrollü 3 boyutlu Streamliner kan pompası. 1 - sabit mıknatıs motorun stator sargısı, 2 - manyetik yatak bobini, 3 - pervane, 4 - çıkış göbeği. J.F. Antaki, Pittsburgh Üniversitesi, PA, LaunchPoint Teknolojisi, Goleta, CA, ABD.

1G elektromanyetik pompalar, elektro mıknatıslar, lineer titreşen motorlar ya da liner kısa kurslu aktüatörler tarafından çalıştırılırdı. Pompa lineer aktüatör ile entegre edilmiş, ağır, büyük ve sesli çalışırdı.

DeBakey 2G LVAD eksenel akışlı döner pompa MicroMed Teknoloji, Houston, TX ABD tarafından üretildi ve pervane bıçaklarına gömülen yeni bir PM fırçasız motor tarafından çalıştırılır (Şekil 11). Pervane altı bıçaklı ve her bıçakta sekiz sabit mıknatıs bulunmaktadır, 8 000 - 12 000 rpm arası döner (11). Bu dakikada 10 litre kan pompalamaya izin verir. Tüm parçalar titanyum bir tüp içine yerleştirilmiştir. Yataklar kana bulanmış mil yataklarıdır. Titanyum giriş borusu sol ventriküle tutturulmuştur. Çıkış borusu ise aorta dikilmiştir.

NASA araştırmacıları tarafından bir indükleyici ekleyerek kanın geri akma tehlikesini ortadan kaldırmış ve akışı daha sürekli hale getirerek basıncı arttırmıştır. Cihaz bıçak uçları çevresinde en yüksek basınca maruz kalır.

Streamliner 3G eksenel döner kan pompasına bir örnektir, Pittsburgh Üniversitede geliştirilmiştir, PA, ABD (12). Tasarımın amacı, pompa boyutlarını, kan hasarını, pil boyutlarını ve sistem ağırlığını küçültürken pompa pervanesini havaya kaldırmak kan akışı içinde döndürmektir (Şekil 12 ve 13).



Şekil 14. DuraHeart santrifüj döner pompanın patlamış görünümü. Terumo Corp. Tokyo, Japonya.

Streamliner tapolojisi Şekil 6.5' te gösterilmektedir (10). PMs (sabit mıknatıslar) rotor uyarma sistemini oluşturur. En önemli tasarım elemanı PM radyal yatakları tarafından desteklenen silindirik manyetik havada duran döner pervanedir yatağın iç yüzeyleri sabitlenmiştir ve çıkış göbeği ile desteklenmiştir ve giriş statoru bıçaklıdır. Pervanenin aksiyel pozisyonubobin tarafından aktive edilir yatağın dış mıknatısları ile etkileşim halindedir. Eksenel pozisyonu algılama indüksiyon akımı algılayıcı probu ile yapılmaktadır. Bu sensörlerin çıkışları gözlemlenemeyen pervanenin dönüşlerini işlemek için toplanır ve eksenel geribildirim döngüsünden ayrılmıştır. Her ne kadar rotor altı serbestlik derecesinde (DOF) manyetik olarak kontrol edilse de, sadece iki DOF aktif olarak kontrol edilir: eksenel ve rotasyonel hareket Streamliner'ın 3 boyutlu şekli Şekil 13' te gösterilmektedir.

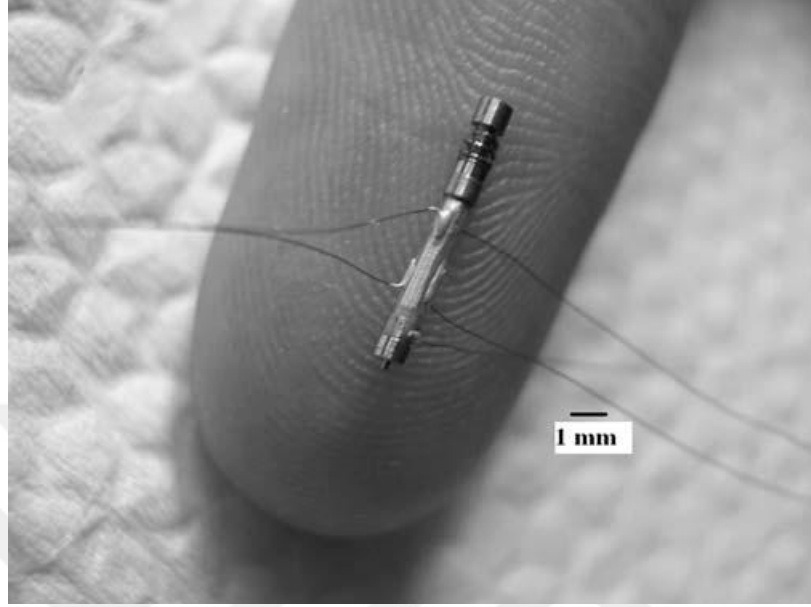
Duraheart (Teruma Corp., Tokyo, Japonya) santrifüj pompa ile manyetik yükselme teknolojilerini birleştirmiştir (Şekil 14). manyetik yükselme pervaneyi elektromıknatıslar ve pozisyon sensörü yardımıyla kan odasında askıda kalmasına izin verir. Üç fazlı, 8 kutuplu, eksenel akış sabit mıknatıslı fırçasız motor slotsuz stator ile disket sürücü mil motoruna benzer. Sabit mıknatıslar pervanelerin içine yerleştirilmiştir. Motorun çıkış gücü 4.5 W, hızı 2000rpm ve torku 0.0215 Nm 'dir (13).

2.2.2. Minyatür piezoelektrik tüp kullanan Ultrasonic mikromotor

Morita tarafından üretilen, dairesel piezoelektrik ultrasonic mikromotor 1.4 mm çapında ve 5 mm uzunluğundadır (21). Bu mikromotor bending titreşime bağlı ve 227 kHz frekansında rezonansa sahiptir. Maksimum rotasyon frekansı 20V voltajda 680 rpmdir. Çıkış torku rotor geçici tepkisinden 0,67 μ Nm'dir.

Dong ve Çağatay ark. (22) ayrı ayrı piezoelektrik tüplerinde sırasıyla 1.5 mm ve 1.6 mm çapında, 67 KHz ve 130 KHz rezonans frekansında, 45 μ Nm, 500 μ Nm torkunda, 2000 rpm ve 45 rad/s maksimum rotasyon frekansında piezoelektrik motorlarını bildirmişlerdir. 2001 yılında mikromotorlar piezoelektrik ceramik rodlardan üretildiğini belirtmişlerdir. Prototip motor 1 mm çapında 5 mm uzunluğundadır (Şekil 15). Bu

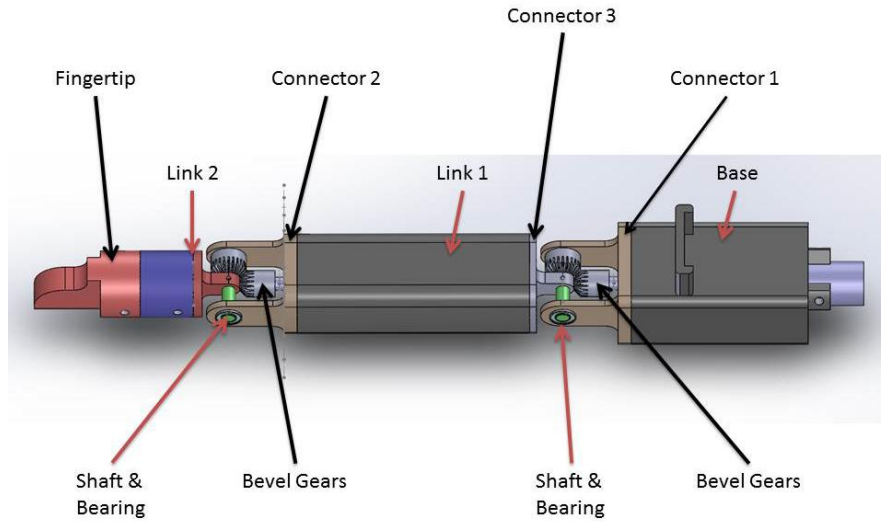
Çalışmada, daha iyi fonksiyonları olan ve minyatür yapıda ultrasonik mikromotoru elde etmek üzere yeni bir piezoelektrik ultrasonik mikromotor belirtilmiştir (23).



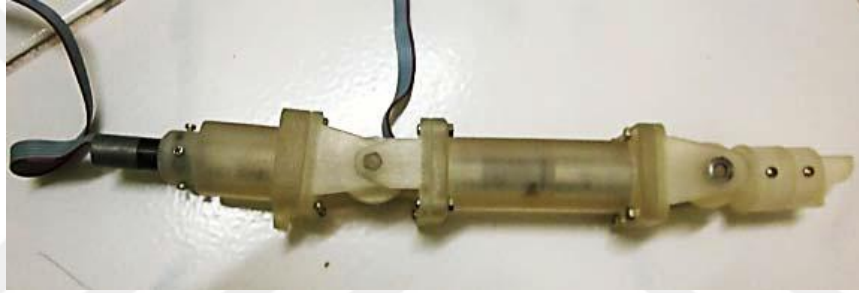
şekil 15. 1 mm çapında mikro motor

2.2.3. Üç parmaklı robot el

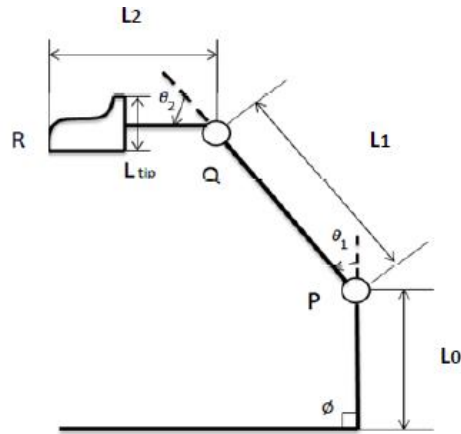
Bu çalışmada 3 parmaklı robot el mekanizmasını tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Parmaklar iki eklemlili ve her bir eklem Faulhaber DC - mikromotor 1024 N serisi ve 256:1 redüksiyon oranına sahip Faulhaber planet dişli sistemi ile aktive edilmektedir (şekil 16 ve 17). Bu redüksiyon oranı 0.3 Nm ıkış torkundan yüksek bir tork elde etmek için gerekli görülmüş ve seçilmiştir. Konik dişli seti aktuatörden torku iletmek için her parmak bağlantısı için gerekli dönme hareketini elde etmek için kullanır. (5). Teorik heraplamada 2 bağlantılı ve iki serbestlik derecesine sahip parmak yapısı şekil 18’da gösterilmektedir.



Şekil 16. İki adet Dc-mikromotor tabana ve link 1'in içine monte edilmiştir.

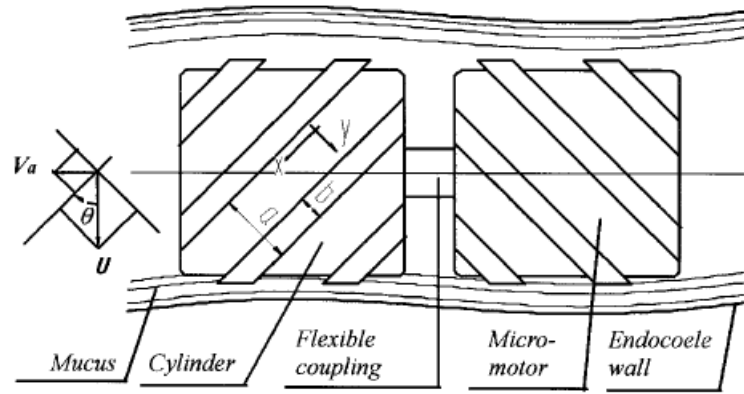


Şekil 17. Üretilen prototip tutucu



Şekil 18. 2 bağlantılı 2 serbestlik derecesine sahip parmak yapısının şematik görüntüsü

Endoskop için kullanılan yeni bir medikal mikrorobot rapor edilmiştir (Şekil 19). Mikrorobotun yapısı çok basittir. Spiral olarak sağ dönüşlü bir mikromotor gövdesinden, sol dönüşlü silindirik gövde ve esneyebilen bir bağlantı elemanında oluşur. Mikromotor döndüğünde hidro dinamik mukus filmi endokoldeki yüksek viskozitedeki mukus yer değiştirir. Bu mukus filmi endokol ile mikrorobot arasındaki doğrudan temasa engel olur. Mikrorobotun hızı ve hidrodinamik muks filminin kalınlığı hidrodinamik yağlama teorisiyle hesaplanır. Bu robot ile yapılan çalışmada mikrorobot endoskop işlemi hızlı bir şekilde gerçekleştirmektedir. Sonuçlar deneysel olarak kabul görmüştür (21).

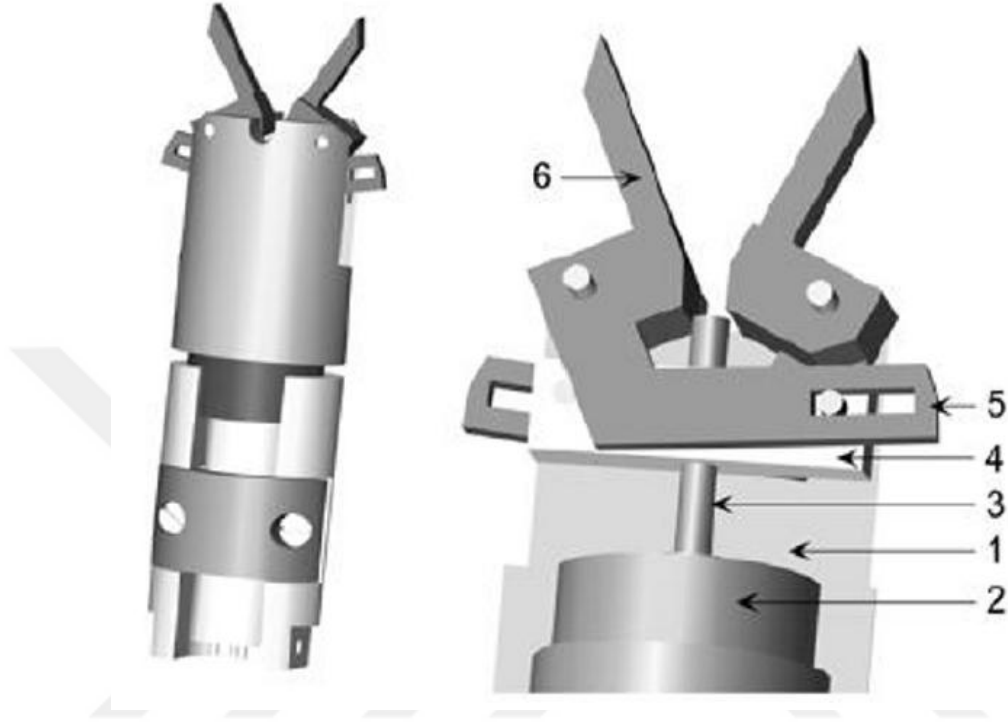


Şekil 19. Medikal mikrorobotun şematik diyagramı

2.2.2. Minimal invaziv cerrahi

Minimal invaziv cerrahi (MIC), laparoskopi cerrahisi de denen modern bir cerrahi tekniğidir, genelde 5- 15 mm arası açılan kesilerdir. Geleneksel cerrahi daha büyük insizyon gerektirir, 20 mm kadar. Laparoskopi abdominal cerrahide kullanılır, en önemli enstrümanı video kamerayla bağlantılı telekopik rod lens sistemidir. Soğuk bir ışık kaynağı (halojen veya xenon) operasyon bölgesini göstermeye yarar, 5 mm veya 10mm küçük tüp yerleştirilir ve fiber optik kablo sistemine bağlanarak operasyon alanını görüntüler. Robotik cerrahide kullanmak için bir çok enstrüman bulmak mümkündür, pensler, değişik türde tutucular, makaslar, elektro koter cihazı, zımbalar, iğne tutucuları ve dikiş iplikleri için döngüler. Enstrümanlar dört serbestlik derecesine (DOF) sahiptir ek olarak kendi iç hareketleri vardır (örneğin, açılan ve kapanan tutucular) (Şekil 20). Tipik gereksinimler:

maksimum çap 5 mm, minumum tutucu gücü 5 Ni minumum kurs boyu 1 mm, maksimum tutucu kapanma süresi 2 s. Çalışma ve görüntüleme alanını yaratmak için abdominal duvar genellikle CO₂ gazı ile doldurulur ve bir kubbe gibi iç organlar üzerinde yükselir (17).



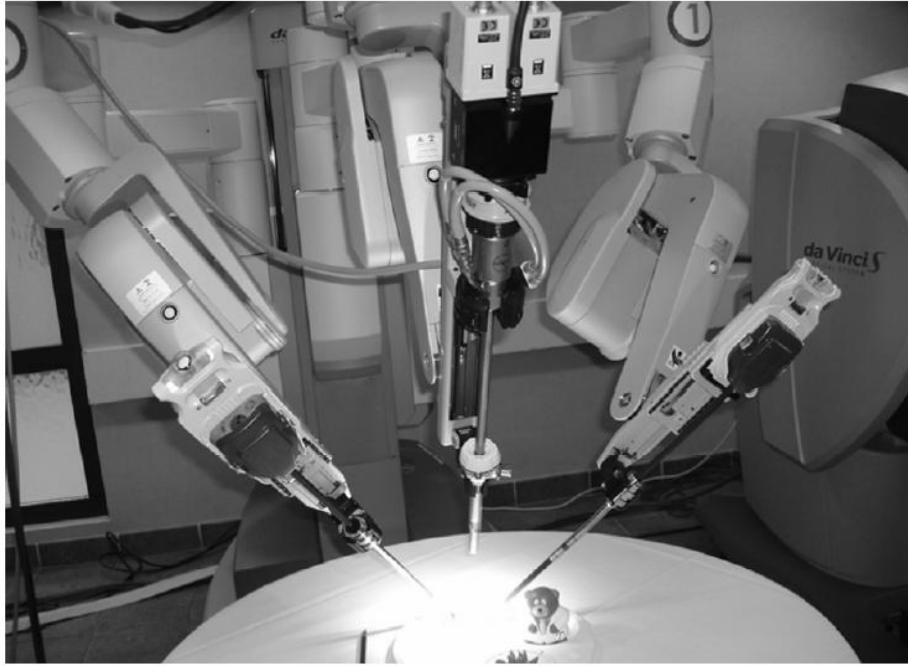
şekil 20. Döner motorlu motorize tutucu: 1 - tutucu erevesi, 2 - 6mm çaplı, 1.56W Faulhaber motor (Tablo 1) harmonik sürücü ile eşleşmiş 1:500 dişli kutusu, 3 - mil, 4 - dişli 5 - kaldıraç kolu, 6 - tutucu

Efektör uçları takımların robot kolunun kullanışlı çalışması için ucuna eklenmesine yarar. Tutucular en yaygın efektör uçlarıdır. Laparoscopi cerrahi robotlarının hafif motorize tutucuları ve cerrahi robotik sistemlerin kullanım alanları (15-18):

- Kk döner elektrik motorlar, özellikle sabit mıknatıslı fırçasız motorlar;
- Liner motorlar;
- Ses bobini aktüatörler (VCA);
- 3 serbestlik dereceli (DOF) hareketi sağlayan ultrasonic motorlar;
- Manyetik şekil hafızalı aktüatörler (MSM);
- Manyetostriktif aktüatörler;
- Piezoelektrik aktüatörler;

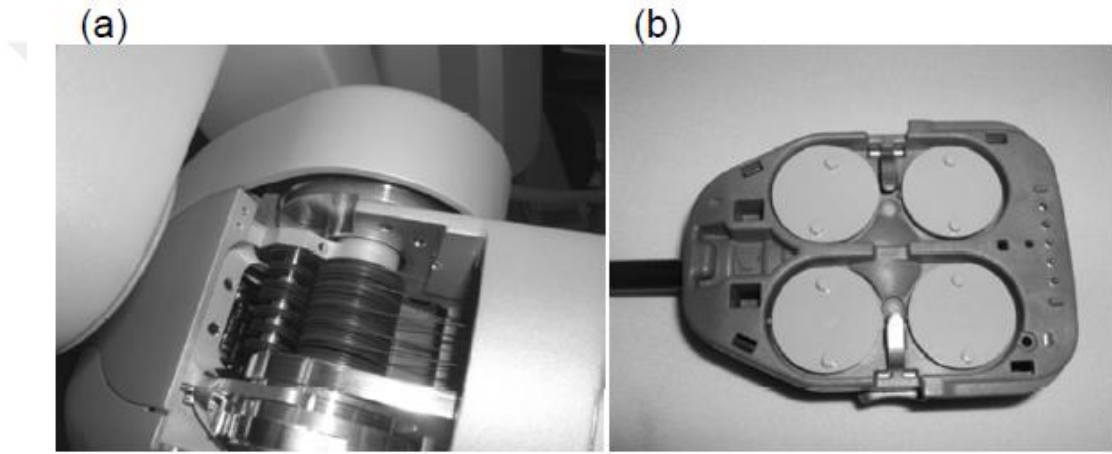
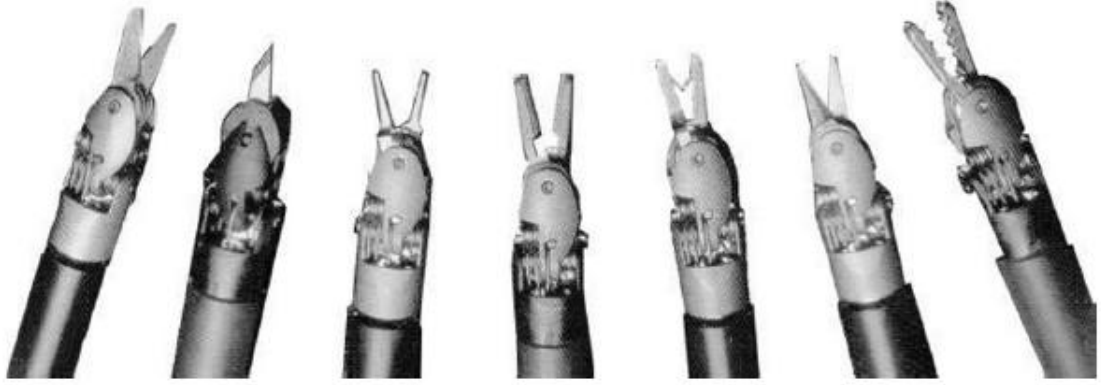
- Genişleyebilen termal aktüatörler;
- Pinomatik aktüatörler

Döner motorlu motorize tutuculu cerrahi robot şekil 21' de görölmektedir. (17). Cerrahi enstrumantasyon için 13 mm PM fırçasız motor şekil 4'te görölmektedir ayrıca özellikleri Tablo 2' de listelenmiştir. Elektromanyetik tutucular ayrıca döner VCA tarafından aktive edilir (16).



şekil 21. Minimal invaziv cerrahi robot da Vinci'nin kolları

da Vinci sistemi, bilinen en iyi cerrahi robotu, 1992'de kullanılmaya başlanmıştır şekil 21' da Vinci sistemi cerrahin hareket kabiliyetini genişletmek için sofistike olarak tasarlanmıştır. Büyük ameliyatlar için minimal invaziv cerrahi seçeneği vardır. da Vinci sistemi kendi kendini programlayamaz ya da karar veremez. Tüm cerrahi manevralar cerrah girişi ile gerçekleşir. Cerrahlar enstrümanlar tarafından operasyon alanında açık cerrahi el hareketlerini kullanırlar. Küçük insizyonlar minyatür aletleri ve 3D kameraları tanıtmak için kullanılır. Cihaz bilgisayar kontrolü ve 3 robotik kol içerir (şekil 21).



Şekil 22. Da Vinci'nin Endowrist cerrahi aletleri .da Vinci cerrahi robotunun güç aktarma mekanizması: (a): robot kolundaki kablolar ve kasnaklar; (b): uç efektörünün temas yüzeyiyle kol.

İlk iki kol cerrahın sol ve sağ eliyle kontrol edilir, üçüncü kol laparoskopiyi pozisyonlar (ışık kaynağı ve kamera). Son olarak dördüncü kol robotun maharet ve özerkliğini geliştirir. Da Vinci cerrahi kolları 6 DOF'a sahiptir ve 1 DOF takımları çalıştırmak içindir. İki adet 6 DOF vardır, fakat sonradan ek olarak 7 DOF eklem eklenmiştir. Robotik ve bilgisayar teknolojileri ölçeği cerrahın el hareketlerini da Vinci enstrümanlarının mikro hareketlerine filtre eder ve çevirir. Cerrah robotu kontrol eder ve büyütülmüş yüksek çözünürlüklü 3D şekli cerrahi alan konsoluna oturarak işler. 3D görme sistemi ve kamera basit ses komutları yardımıyla tamamen cerrahın kontrolündedir. da Vinci cerrahi robotunun güç aktarma mekanizması, robot kolundaki kablolar ve kasnaklar, uç efektörünün temas yüzeyiyle tutucu kol Şekil 22'de gösterilmektedir.

da Vinci ilk teleopera medikal robottur. 2000 yılında laparoskopik radikal prostatektomi (prostat bezinin tamamını ya da bir kısmını cerrahi olarak çıkarma) gerçekleştirmiştir ve ondan sonra diğer cerrahi prosedürler için doğrulanmıştır. 2000'den 2006'ya kadar Amerika'da 1000'den fazla da Vinci robot kullanılarak yaklaşık 60 000 ameliyat yapılmıştır. İkinci kuşak da Vinci robotu, yüksek çözünürlüklü kamera, arttırılmış ergonomik özellikler ve dördüncü robotik kol ile 2003'te tamamlanmıştır.

da Vinci sistemi hastalara aşağıdaki faydaları sağlamaktadır:

- Önemli ölçüde az acı;
- Düşük kan kaybı;
- Daha az komplikasyon;
- Da az yara izi;
- Kısa hastane yatışı;
- Günlük aktivitelere daha hızlı geri dönüş.

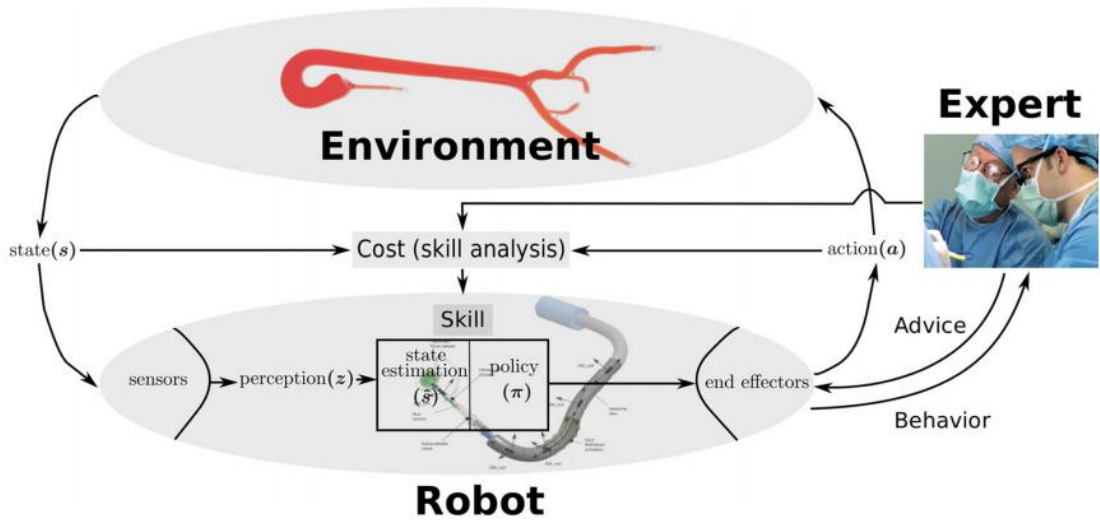
Uç tutucunun yerel olarak çalıştırılması oldukça zordur, küçük boyutlarda olduğu için tutucunun gücü yeterli olmalıdır ve vücut sıcaklığını geçmemesi gerekir. Ayrıca, multi DOF eklemin 5mm çapta olan robotik enstrümanının oryantasyonunu tasarlamak gerçekten zordur. Bu da Vinci' nin neden bölgesel yüklenmiş motor ve aktüatörlerin sürücü ve kontrol mekanizması olmadığına sebebdir, tendon tipi aktivasyon mekanizması Şekil 18'de gösterilmektedir. Motorlar uç tutucuların dışına yerleştirilmiştir ve kablo ve kasnaklar ile birlikte güç aktarma mekanizması 7 DOF cerrahi enstrüman sağlar.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile yapılan bir çok tanı ve ameliyatta, alet veya robotik sistemler metal aksamla ve elektrik akımı taşıyan iletkenler hariç motora gereksinim duyar. Motor manyetik olmayan ve elektriği iletmeyen (plastik, seramik, kauçuk vb.) malzemelerden yapılmalıdır. Motor iletişim için kullanılan fiber optik teknoloji kullanılarak John Hopkins Üroloji Robotik Laboratuvarında geliştirilmiştir, böylece tüm elektrik kısımlar MRI tarayıcısında uzak bir yere konumlanmış olur (19). Yeni motor, dubbed Pneustep, 3 pistonludur ve dişlilere bağlıdır. MRI makinesine komşu

dada yerleştirilmiş olan bir control ünitesine bağlı olaran dişliler hava ile dönerler. Motorun hassas ve düzgün hareketi 50 μ m kadardır, insan saçından daha ince olabilir. MRI rehberliğinde ameliyat prosedüründe önem taşıyan cerrahi robot tasarımında altı motor kullanılmıştır. Robot MRI scannerda bulunan hastanın yanından geçer ve MRI'daki şekli gözlemleyerek uzaktan kumadalı olarak hareket eder. Bir MRI uyumlu manpülör küresel ultrasonik motoru çalıştırabilir (20).

2.3. Ortopedik cerrahide robotik sistemler

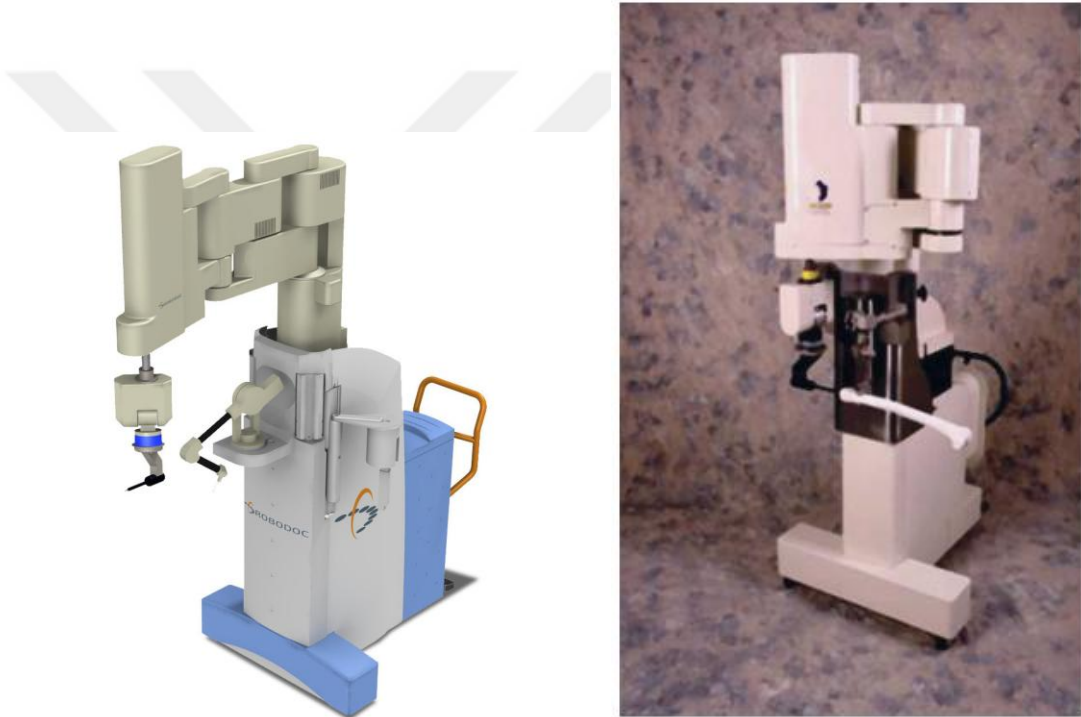
Robotik sistemler iki kategoriye ayrılabilir: Otonom (bağımsız) ve dokunsal (haptic, cerrah rehberliğinde). Üçüncü nesil teknoloji pasif cerrahi sistemler son zamanlarda ortopedik cerrahlar tarafından kabul edilmiştir. Robotik sistemlerin çalışma diyagramı Şekil 23'de gösterilmektedir.



Şekil 23. Robotik sistem çalışma diyagramı

Robotlar 1980'lerin sonlarından bu yana ortopedi cerrahisinde kullanılmaktadır. Ortopedik cerrahinin robotik teknolojileri kullanımı total kalça artroplastisini planlamak ve uygulamak için, ROBODOC 'un katılımıyla 1992'de başlamıştır (Şekil 24). Robotik sistemlerin kullanımı umut verici kısa vadeli radyolojik sonuçlarla geleneksel ortopedik prosedürlerle karşılaştırıldığında sonradan artmıştır (3).

Otonom sistemler tercih edilmediği için sektörün dışında kalırken, dokunsal sistemler teknolojik gelişmelerle yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir. Özellikle dokunsal ve pasif robotik sistemlerin ünikompartman diz cerrahisinde kullanımı, robotik olmayan diz cerrahisinden daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu sistemler komponentlerin uyumunu yüksek doğrulukta asiste ederek daha tutarlı bir ligaman dengesi sağlamaktadır. Kısa dönemde gelişen klinik ve radyolojik çıktılar robot-asiste sistemlerinin popüleritesini arttırmıştır (3).



Şekil 24. Robodoc sistemi

Ortopedik cerrahide robot-asiste sistemler cerrahi çıktıların gelişmesi için bir potansiyele sahiptir. Değişik tiplerde robotik sistemlerin ortopedik cerrahide kullanımı mümkün olmakla birlikte, sistemlerin endikasyonları, kontra-endikasyonları ve limitasyonları göz önünde bulundurulmaktadır (4).

Ortopedik cerrahide kullanılan bir başka cerrahi asistan robotu Rio ünikompartman diz cerrahi sistemidir. Üni lateral diz cerrahisinde hekime yardımcı bir sistem olarak kullanılmaktadır (Şekil 25).



Şekil 25. RİO - Ünikompartman diz cerrahisi sistemi (3)

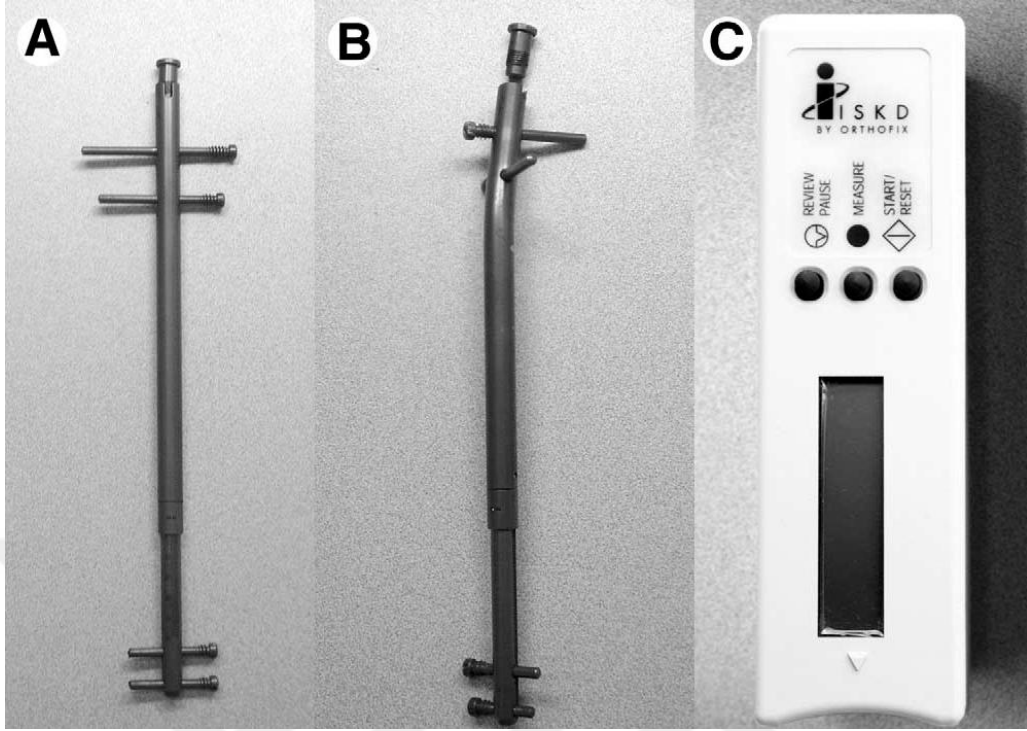
2.4. Ortopedik cerrahide mikromotor kullanan boy uzatma sistemleri

2.4.1. ISKD

ISKD, proksimal ve distal parçalar olmak üzere birbirinden bağımsız iki teleskopik kısımdan meydana gelmektedir. (22, 23). Bu parçalar içerisinde distraksiyon hareket işlemini ve uzama miktarını geri bildirim mekanizması ile kontrol edebilmektedir (Şekil 26). Boy uzatma işlemi, distal ve proksimal parçaların arasındaki hareketleri doğrudan distraksiyon hareketine çeviren ikili dişli çark ve bir düşük hatveli dişli milden meydana gelmektedir. Distraksiyon hareketi tek yönde oluşmatadır ve sistem geriye olan harekete izin vermemektedir. Uzatma miktarı geri bildirim ünitesiyle okunur ve dişli mil üzerine konumlandırılmış samaryum kobalt mıknatısından meydana gelmektedir. Yivli mil döndüğünde mıknatıs da hareket eder. Mıknatısın uçları ve konumu, dışarıdaki monitörden okunabilir ve mıknatısın konumuna göre uzama miktarı gerçekleşir. Mıknatısın her tam bir tur dönüşü 0.75 mm lik uzamaya eşittir. Ayrıca monitör, istenen aralıklarda da ölçüm alarak hastayı gereken şartlarda uyarıya yarayan bir alarm mekanizmasına da sahiptir (Şekil 27). Hasta bacağına manuel olarak rotasyonel şekilde veya günlük aktive sırasında hareket ettirdiğinde, cihaz kademeli olarak uzatma işlemi yapmaktadır. ISKD biyouyumluluğu olan ve ortopedik cerrahide sıklıkla tercih edilen bir malzeme olan Ti6Al4V malzemeden imal edilir. Bu implantın dayanımını en üst seviyeye çıkarmak için seçilen bir malzemedir. (25,28).



Şekil 26. ISKD intramedüller çivisi



Şekil 27. ISKD sistemi ve manyetik kontrol ünitesi

2.4.2. FITBONE

FITBONE ilk olarak Prof. Dr. Augustin Betz'in tasarladığı ve Almanya'da WITTENSTEIN şirketinin ürettiği ve kullandığı elektromekanik bir sistemdir (28).

İntramedüller çivi prensibi ile teleskopik olarak çalışan çivi, içerisinde elektromekanik bir kart sistemi ile ve bu kısma bağlı olan elektronik modülü, kalp piline benzer bir pacemaker yardımıyla indüksiyon sensörünün ve kontrol ünitesinin bilgisayara bağlanmasıyla çalışan bir mekanizmadır.

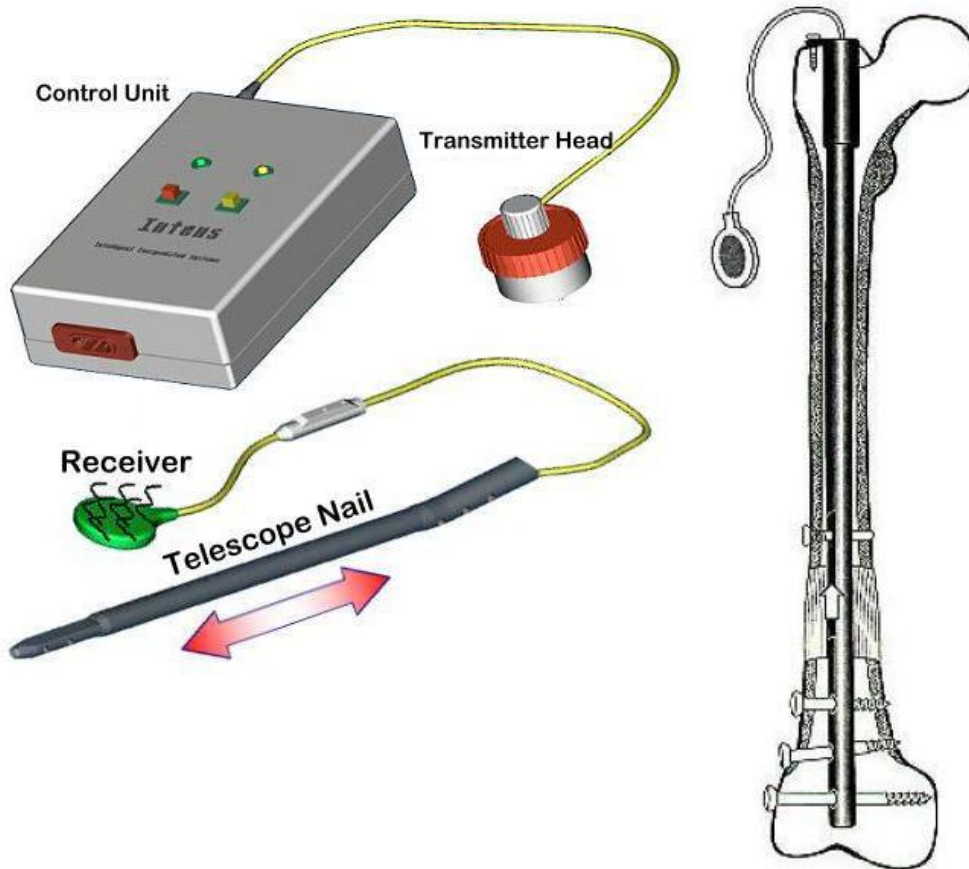
Elektromekanik parça, proksimal kısımda yer alan bir intramedüller çivi tasarımıdır. 10 mm çapında bir motor çivinin içinde yer almaktadır. Aksiyel hareket, bir dişli çark ve dişli bir mil ile motora tork kuvvetini ileterek hareketi dönüştürür (25, 29). Bu üretilen distraksiyon kuvveti 1000 N değerine ulaşabilmektedir ve 10 mm'lik motor ile

sağlanmaktadır. Daha sonra bu motor sistemi geliştirilerek üretilen distraksiyon kuvvetini hemen hemen iki katına çıkartarak 1800 N 'a kadar arttırmıştır (30, 31).

Teleskopik olarak uzayan intramedüller çivi, kemiğe kesi yapıldıktan sonra kemiğin medulasına, indüksiyon sensörü de cildin hemen altına yerleştirilirler ve cihaz ile uzaktan kontrol mekanizması arasında herhangi bir temas bulunmaz. (28, 32).

Distraksiyon kuvvetleri, vücut dışarısından gelen radyo sinyalleri ile deri altında bulunan sensörle iletişime geçer ve süreç sensörün radyo dalgalarını elektronik modüle aktarması ile aktive olur, böylece intramedüller çivi teleskopik uzama prensibiyle distraksiyon hareketini gerçekleştirir.

Ameliyattan takip eden ilk hafta ameliyat yerinin iyileşmesi için hasta dinlendirilir ve uzatma sürecine daha sonrasında başlanır. Uzatma sürecinde hastanın ameliyatlı ayağını kullanması ve ayağına yük uygulaması istenir.



Şekil 28. FITBONE sistemi (28).

2.4.3. Precice sistemi

Precice sistemi (Ellipse Tech.) yeni bir motor sürücülü boy uzatma sistemidir ve 2011 yılından beri üretilmektedir. Precice sistemi günlük uzatma için hasta tarafından kullanılan diğer mekanizmalardan birçok açıdan farklıdır.

İntramedüller boy uzatma çivileri uzun kemikler özellikle bacakta distraksiyon yaparak kullanılır. Precice sistemi (Ellipse Tech.) yeni bir motor sürücülü boy uzatma sistemidir ve 2011 yılından beri üretilmektedir. Precice sistemi günlük uzatma için hasta tarafından kullanılan diğer mekanizmalardan birçok açıdan farklıdır. Kontrolü tamamen dışarıdan yapılan “motorlu çivi” nin çalışma prensibi hastaya üst düzey bir konfor uzatma sağlamaktadır (33).



Şekil 29. Precice boy uzatma çivisi (33).

Daha yeni teknoloji sahip olan diğer uzatma sistemi ise “Precice manyetik rod” mekanizmasıdır; bu sistem uzaktan yeterli kontrol imkanı sunar, istendiği takdirde ter yöne çalışarak kısaltma işlemi de yapılabilir. Precice manyetik rod’un bu özelliği ile ekstremitesinde eşitsizlik olan hastaların uzatma süreçleri hatasız ve simetrik olarak yapılabilir. Bu uzatma sisteminde içinde yer alan manyetik motor dışardan oluşturulan manyetik alanla etkileşimi sonucunda aktive edilir. Çıkış torkunu arttırmak için manyetik motorun çıkış miline bağlanan planet dişli redüktör sistemi vardır (Şekil 29).

Ellipse MAGEC (Manyetik uzama kontrol) teknolojisini minimal invaziv, ultimate noninvaziv ve ortopedik deformite koruma ve düzenleme olarak geliştirmiştir. Magec teknolojisi insan vücudunda omurgada non-invaziv implantlarla vucut dışarısından uzaktan kontrol ile ayarlanabilen bir medikal buluştur (34).

Precice teknolojisi kemik uzatma ihtiyacı olan hastalar için eksternal olarak kontrol edebilen implantların kullanımını mümkün hale getirmektedir. Gelecekte bu teknoloji diğer birçok ortopedik uygulamaya adapte edilebilecektir (35).

2.5. Nano Robotlar

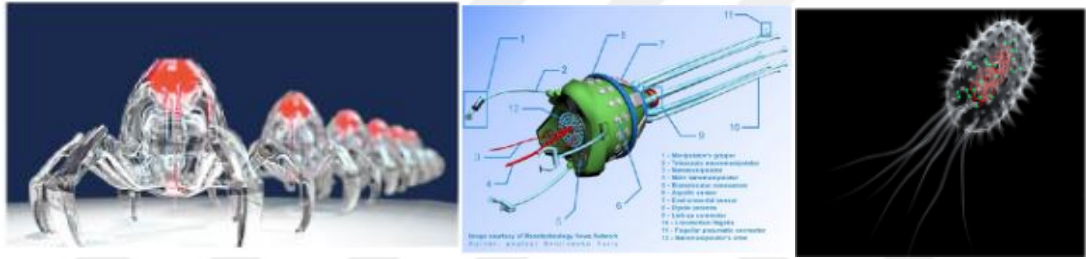
Nano kelimesi yunancada cüce manasına gelmektedir. Uzunluk birimi sisteminde de bir Nanometre (nm) milimetrenin milyonda biri olarak tasvir edilir. Bu ebatları anlayabilmek için örnekler vermek gerekirse bir ribosomun 12-20 nm çapındadır, 8,0 nm cüce zarının kalınlığına takabil eder, nexus çapı 3 nm’ dir, DNA zincirinin çapı 2,0 nm’dir ve bir atomun çapı 0,1–0,5 nm aralığındadır (Şekil 30).

Nanoteknoloji; Atom yöneterek yeni maddeler tasarlamayı ve mevcut maddeleri moleküler düzeyde değiştirerek yeni maddeler oluşturmayı amaçlamaktadır. Temel bilimlerde yapılan çalışmalara, bilgisayar, malzeme ve metalurji bilimi, elektrik-elektronik gibi mühendislik alanlarının katılımıyla, multidisipliner olarak tıp alanında da şaşırtıcı gelişmelere zemin hazırlamıştır. Nanoteknoloji ilerlemekte ve gelişmekte olan bir

alandır, mevcut teknoloji ile yapılan araştırmalar sınırlı olsa da gelecek insanlar için çok önemli ve gerekli teknolojik gelişmeleri sağlayacağı ön görölmektedir.

2.5.1. Nano robotik

Nanometre boyutlarında robotlar üretmek amacıyla çalışan yeni gelişen bir robotik araştırma alanıdır. Daha kesin bir ifadeyle nano robotik, 0.1-10 mikrometre ölçeğindeki aletlerle üretilebilen ve nano ölçekte ya da moleküler boyutta bileşiklerden oluşan nano robotlar tasarlama ve üretme amacıyla çalışan nanoteknoloji mühendislik disiplini. Nanobotlar, Nanoidler, Nanitler, Nano makineler, Nanomitler (Şekil 31) řu an hala geliştirilmekte olan bu araçları tanımlamak için kullanılan geçerli isimlerdir.



Şekil 30. Nonarobot şekilleri

Nano makineler büyük ölçüde hala araştırma geliştirme safhasındadır. Ancak bazı ilkel moleküler makineler test edilmiştir. Örnek olarak 1.5 nanometre boyutunda bir anahtar olan ve bir kimyasal örnek içerisindeki belirli molekülleri sayabilen bir sensör verilebilir. Nano teknolojinin ilk kullanışlı örnekleri tıp alanında kanser hücrelerini yok etmek için kullanılabilir. Bir diğer potansiyel uygulama, çevredeki zehirli kimyasalların tanımlanması ve oranlarının tespiti olabilir.



Şekil 31. Nanobotlar ve nanoidler

Bir başka tanım: Nano robotlar, nano ölçekteki cisimlerle yüksek kesinlikte etkileşebilen ve nano ölçekteki bir çözünürlükte manipüle edebilen robotlardır. Bu tanım daha çok mikroskopi ya da tarama problemleri araçları için kullanılır (36).

2.5.2. Nano Robotik Teorisi

Nano robotlar mikro boyutlarda tasarlanacağı için, bu robotların mikroskobik işlevleri yerine getirebilmesi için milyarlarcasının birlikte hareket etmesi gerekecektir. Bu nano robot sürüleri Star Trek ve The Outer Limits gibi bir çok bilim kurgu hikayesinde kendine yer bulmuştur.

Bazı nano robotik destekçileri “gri çamur” korkutucu hikâyelerine tepki olarak, kendilerini kopyalama yetenekleri olan nano robotların anlamlı bir nano teknoloji üreteceklerinin kesin olmadığını belirtiyorlar. Aynı zamanda eğer böyle bir kendini kopyalama yeteneğinin, geliştirilmesi durumunda zararlı olmayacağı da savunuluyor.

Nano robotik tasarımı ilgili alıcılar, güç, iletişim, yön tayin etme, manipülasyon, görme ve karmaşık matematiksel hesaplamalar gibi karmaşık tasarım problemlerinin bulunduğu en detaylı hipotez, Robert Freitas’nin nanoilaçların tıbbi bağlamında ortaya konulmuştur. Bu tartışmalardan bir kısmı hala genelliğe ulaşamayan ve detaylı mühendisliğe yaklaşamayan bir durumda kalmıştır.

2.5.3. Açık Teknoloji

Nano biyoteknoloji gelişiminin açık teknoloji kullanılarak yapılmasına yönelik bir önerge Birleşmiş Milletler Genel Kurulu'na sunulmuştur. Gönderilen belgede, açık kaynak fikrinin bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin hızlanmasındaki rolüne atıfta bulunularak, nano robot geliştirilmesinde de buna benzer bir yaklaşım gösterilmesinin topluma olacak faydaları anlatılmaktadır. Belgeye göre Nano biyoteknoloji kullanımı insanlığın ortak mirası olarak tanımlanmalı ve barış amacı güden etik pratiklere dayalı bir açık teknoloji olarak geliştirilmeli (37).

2.5.4. Ortopedi'de kullanılacak nanorobotlar

Günümüzde ortopedik cerrahide kullanılabilen nano robot teknolojileri bulunmamaktadır. Fakat ileride kemik iyileşmesine yardımcı olacak kemik hücrelerini taşıyacak ve hücre kültürü ortamı oluşturarak kallus oluşumu için gerekli şartları sağlayacak moleküler düzeyde nanomakineler yapılabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Mini ve Nano Robot Motorlarının Geliştirilmesi ve Ortopedik Cerrahide Uygulaması isimli tez konusu; 2007 yılından bu yana Dokuz Eylül Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniği ve Biyomekanik A.D.' nin ortaklaşa yürüttüğü boy uzatma sistemleri ile ilgili yapılan araştırmalar ve tezler neticesinde ortaya konan bilgiler ve deney sonuçlarına dayanarak yeni bir elektromekanik boy uzatma çivisi geliştirilmesine karar verilerek ve literatürdeki yapılan çalışmaların eksikliği sebebiyle ortaya çıkmıştır.

3.1. Araştırmanın Tipi

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

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu çalışma, Haziran 2012 ile Haziran 2017 tarihleri arasında, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvar'ında yapılmıştır.

3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/ Çalışma Grupları

Ortopedide ve sağlık alanında kullanılan elektromekanik sistemlerin kullanıldığı implantların ve buna benzer çeşitli sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmada yapılan testler literatürde yer alan implantlar üzerinde yapılan teorik, mekanik ve biyomekanik test sonuçları ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

3.4 Çalışma Materyali

Vücut içerisinde kullanılacak olan metal ve metal alaşımlarının tercihi biyoyumluluğu olan malzemeler dikkate alınarak tercih edilmiştir. Bu sebeple, çalışmada metal prototip 316 L paslanmaz çelik malzemeden üretilmiştir. Üretilen implant sisteminin biyomekanik testlerini yapabilmek için 4 jenerasyon yapay kemikler (sawbone) kullanılmıştır.

3.5 Araştırmanın değişkenleri

Bu çalışmanın değişkenleri, tasarım ve analiz hızlı prototip ve üretim yöntemleridir. Plak sisteminin tasarımı SolidWorks (2013) üç boyutlu çizim programında yapılmıştır. Tasarımı yapılan implantın sınır şartları uygulanarak sonlu elemanlar analizi yine SolidWorks programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Prototip üretimi yapılan implantın üretimini gerçekleştirmek için CNC torna, CNC freze ve tel erozyon yöntemleri kullanılarak istenen prototip üretilmiştir.

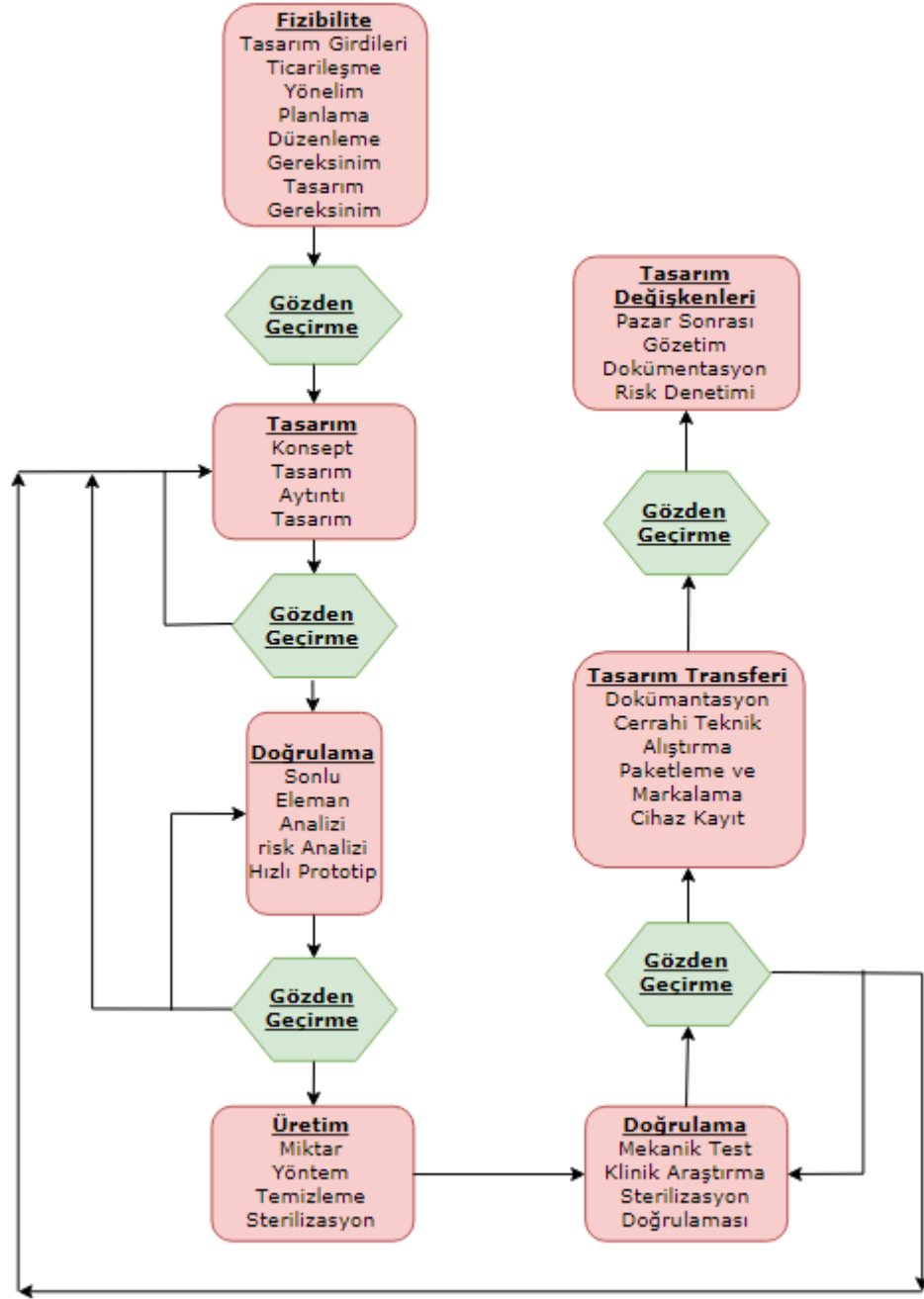
3.6. Veri Toplama Araçları

3.6.1. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Tasarımı

Üç boyutlu modelleme ve metal prototip üretimi tasarım süreci Şekil 32’de görülen iş akış şemasına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Üretilen implantın bu çalışmada ticarileşme basamağı olmadığından ötürü bazı adımlar uygulanmadan diğer gerekli adımlar gerçekleştirilmiştir.

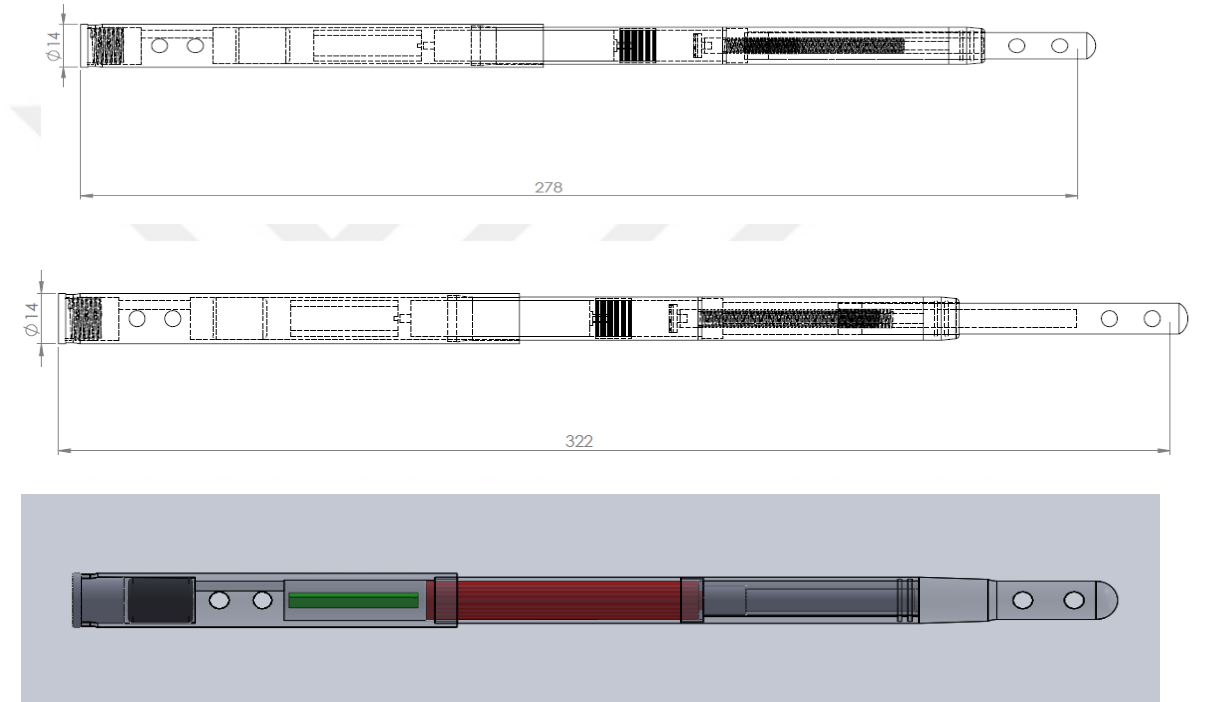
Elektromekanik boy uzatma cihazının fizibilite çalışması yapılmıştır, tasarımı çalışacağı kemikle uyumlu olacak şekilde anatomik konseptte ele alınmıştır. Üç boyutlu katı modeli oluşturulan implanta sonlu elemanlar analizi yapılarak ardından hızlı prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada sadece deneysel veriler dahilinde olduğunda implantın üretimi ve miktarı ona göre belirlenmiştir. Sterilizasyon için gerekli tedbirler alınmıştır fakat implant sterilizasyona tabi tutulmamıştır. Tasarım değişkenleri değerlendirilmiş yapılan deneysel sonuçlar göz önüne alınarak pazar analizi yapılmıştır. Tasarım transferi basamakları bir sonraki çalışmada yapılacaktır. Doğrulama yapmak için

implanta biyomekanik deneyler uygulanmıştır. Tüm bu tasarım süreçlerinden her bir basamakta gözden geçirme süreçleri uygulanarak her bir adımın kontrolü ve geri besleme mekanizması sağlanmıştır.



Şekil 32. Ortopedik implant tasarım süreci

Elektromekanik boy uzatma sisteminin tasarımı SolidWorks (2013) üç boyutlu katı model çizim programında gerçekleştirilmiştir (Şekil 33). Anatomik ve biyomekanik koşullara uygun olması açısından 316 L paslanmaz çelik malzeme türü analizlerde kullanılmıştır. Dış çapı 14mm uzunluğu ilk pozisyonda boyu 278 mm ve uzatma olduktan sonra 322 mm ebatlarındadır. Uzatma mekanizması teleskopik şekilde çalışmaktadır ve toplamda 44 mm'lik uzatma sağlayabilmektedir.



Şekil 32. Boy uzatma sisteminin SolidWorks programında tasarımı

3.6.2 Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Polimer Bazlı Prototipi

Katı modeli üç boyutlu olarak oluşturulmuş olan uzatma sisteminin hızlı prototipi, Biyomekanik A.B.D’ da bulunan Z-Printer 310 Plus marka prototip cihazında (Şekil 34), polietilen bazlı plastik malzemeden prototipi üretilerek sistemin optimizasyonu sağlanmıştır (Şekil 35). Tasarlanan uzatma mekanizması ve tercih edilen motora uygun olacak şekilde tasarlanan ve üretilen gövde kısmı motor, ve uzatma mekanizmasının çalışmasına izin verecek şekildedir.



Şekil 34. Z Printer 310 Plus üç boyutlu hızlı prototip cihazı



Şekil 33. Polimer bazlı malzemenen üretilen prototip.

3.6.3 Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Metal Prototipi

Tasarımı değişkenleri belirlenen ve hızlı prototip üretimi yapılan boy uzatma sisteminin 316L paslanmaz çelik malzemenen metal prototipi üretilmiştir (Şekil 36). Metal prototip, CNC torna ve CNC freze tezgahları kullanılarak üretilmiştir (Şekil 37). Tel erozyon işlemi için dışarıdan hizmet alımı şeklinde iş paketi oluşturularak üretim sanayide gerçekleştirilmiştir.



Şekil 34. 316L paslanmaz çelik malzemenen üretilen metal prototip.



Şekil 35. Metal prototipler Fanuc kontrol sistemli Twinhorn Oi-mc CNC freze tezgahı ve Focus Oi-tc CNC torna tezgahında üretilmiştir.

3.6.4. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Çalışma Prensibi

Boy uzatma sistemi, distraksiyon hareketini yenecek şekilde teleskopik olarak tasarlanan implantın gövde kısmına yerleştirilen bir motor ünitesi tarafından gerçekleştirir ve anatomik olarak uygun şekilde kemiğe fiks edilir.

Hareket iletimini sağlayan motor (Maxon motor) (38) uzamayı gerçekleştiren güç ünitesine bağlı küçük boyutlarda özel bir doğru akım motorudur (Şekil 38). 10 mm çapında ve 60 mm boyunda olan motor, ayağa gelen kas ve kallus kuvvetlerini yenecek güce sahiptir. 250 N kuvvete karşı uzatma yapabilmektedir.

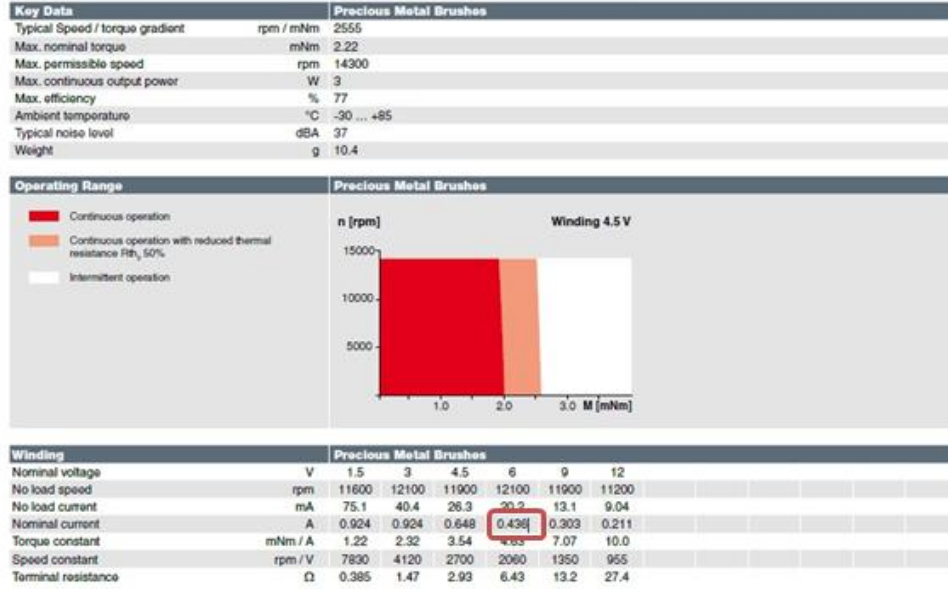
Configure and order your drive online.
dcx.maxonmotor.com

GPX 10 Planetary Gearhead Ø10 mm
Configurable



Key Data		Standard Configuration
Max. transmittable power	W	1.6
Max. continuous torque	Nm	0.15
Max. continuous input speed	rpm	12000
Ambient temperature	°C	-15 ... +85

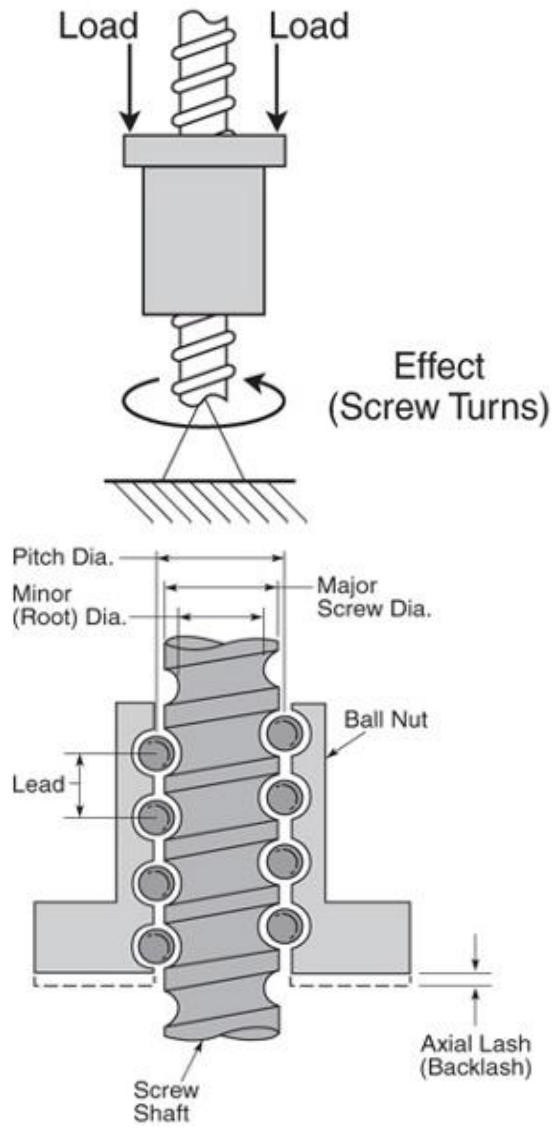
DCX 10 L brushed DC motor Ø10 mm
Configurable



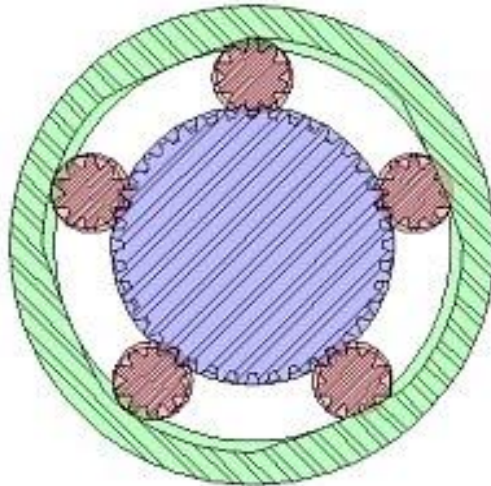
Şekil 36. Boy uzatma sisteminde kullanılan Maxon marka mikro motor ve redüktör dişli sisteminin teknik bilgileri.

Gereken distraksiyon kuvvetinin büyüklüğü sebebiyle tercih edilen motora ilave olarak motor torkunu arttıran bir redüktör daha ilave olarak kullanılmıştır. Yapılan teorik hesaplamalarda bu tork artışı da yeterli olmadığından sisteme harici olarak bir redüktör daha ya da vida sistemi eklemek için araştırmalar yapılmıştır.

Yük altında cıvata somun mantığıyla çalışan vida mekanizmaları için özel tasarlanan vida sistemleri bulunmaktadır. Bunlardan biri bilyalı yataklardan oluşan ve eksenel hareketi düzgün şekilde aktarmaya yarayan bilyalı vidadır (ball screw) (Şekil 39) (39). Diğerisi ise büyük yükler altında hareket iletimi düzgün şekilde sağlayabilen planet vida sistemidir (Şekil 40) (40).



Şekil 37. Bilyalı Vida (ball screw)



Şekil 40. Planet vida

3.6.4.1. Redüktör Çalışması

Redüktör mekanizmasının ucuna eklemek amacıyla planet dişli sistemleri kullanılmaktadır ve bu mekanizmalara planet dişli mekanizması denmektedir. Kullanılacak yerin ebatları sebebiyle mikro düzeyde üretimi planlanan mikro planet dişli sisteminin teorik hesaplamaları yapılmıştır. Şekil 41' ta görülen ve MicroMotion firması (41) tarafından ticari olarak satışı yapılan mikro planet dişli mekanizmasının ülkemizde üretimi ve satışı yapılmamaktadır. Bu nedenle, bu mikro planet dişli sistemini kendi imkanlarımızla üretmek amacıyla çalışmalar yapıldı. Teorik olarak istenen boyutlar için özel olarak tasarımı yapılan mikro planet dişli sisteminin dış çapı 11 mm ve uzunluğu 10 mm uzunluğundadır (Şekil 42). 3 boyutlu olarak tasarlanan mikro planet dişli sistemi ardından prototip üretimi için katı model haline getirildi (Şekil 43). Sistemin "mikro" olarak isimlendirilmesinin sebebi mekanizma içerisinde kullanılan iç dişlinin 0,3 modül olmasıdır. Sanayide bu ebatlarda dişli üretiminin yapılamadığından dolayı mikro planet dişli sistemini tel erezyon makinesinde 0,1 mm tel kullanarak üretildi (Şekil 44).

Ratio 120 : 1

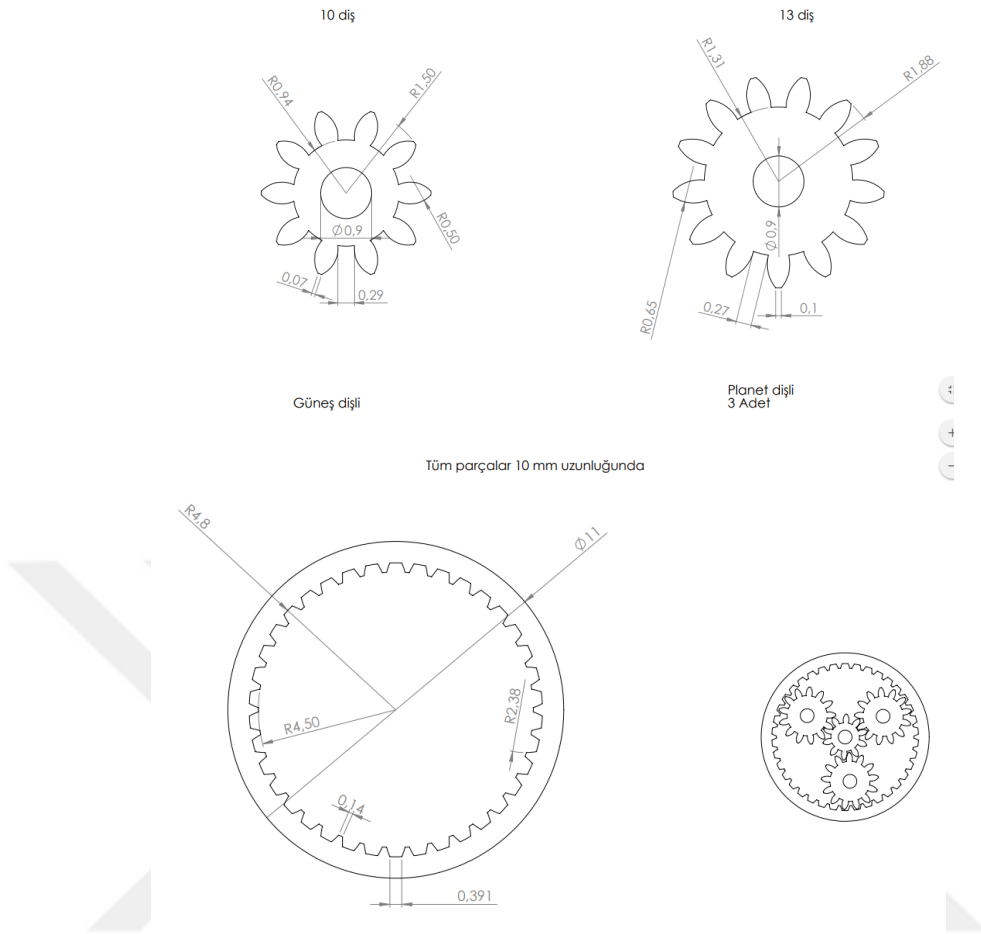
Micromotion has developed a new micro Harmonic Drive® gear component set with ratio 120 : 1. At the moment this ratio is available for gear boxes of the size 10. For this type a hollow shaft with diameter up to 1.5 mm is possible. At the moment the size 8 with outer box diameter 8 mm, the MHD-8-120, and the size 6 with outer box diameter 6 mm, the MHD-6-120, are under development.



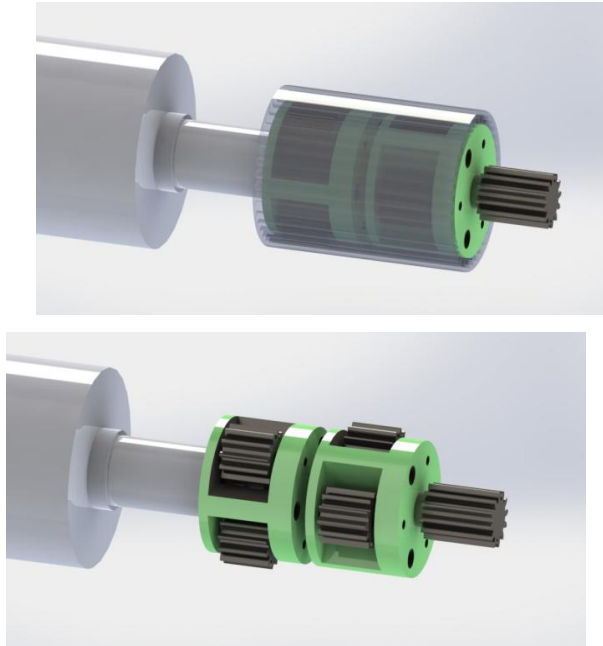
Gear component set MHD-10-120



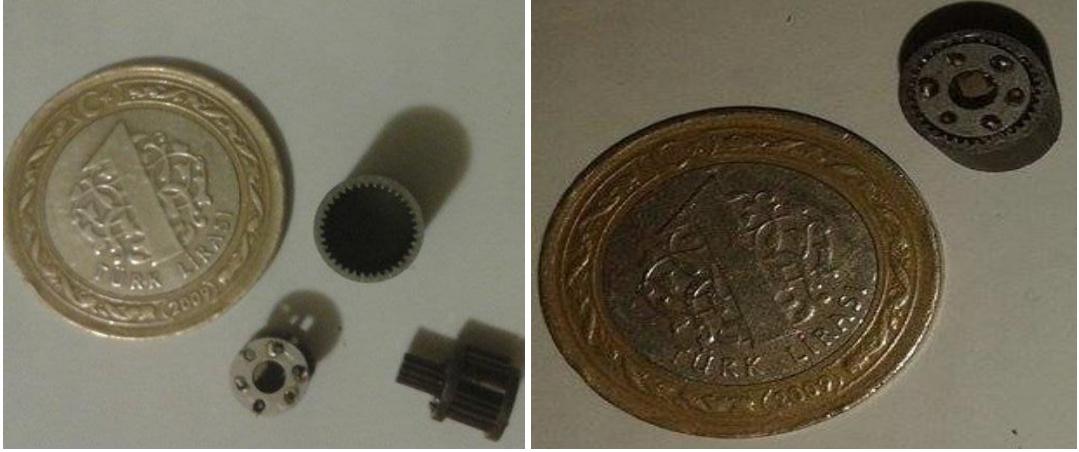
Şekil 38. MicroMotion Firmasının üretimi; mikro planet dişli sistemi



Şekil 39. Güneş dişlinin üretim resmi ve planet dişli sisteminin montaj görüntüsü



Şekil 40. Planet dişli sisteminin 3 boyutlu katı model görüntüsü



Şekil 41. Planet dişli sisteminin ilk prototipi

3.6.4.2. Güç Kaynağı Çalışması

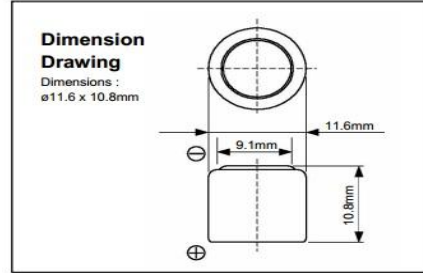
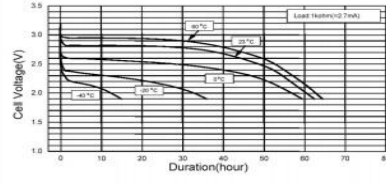
Elektronik boy uzatma sistemi bir motor kart ve enerji kaynağı ünitesinden meydana gelmektedir. Enerji kaynağı mekanizma yük altındayken ve gereken süre müddetince sistemde yeterli enerjiyi sağlayabilmelidir. Bunun için öncelikle implant için uygun boyutlarda olan lityum pil kullanıldı. Lityum pillerin hafıza etkisi olmadığından kullanılmadıkları zaman enerji kayıpları düşük ve yavaştır. Bu çalışmada hedeflenen çalışma aralıkları günde az olduğu için lityum piller enerji kapasiteleri ve boyut açısından uygun olduğundan dolayı tercih edilmiştir (42). Bu çalışmada kullanılan; nominal voltajı 3 V ve akım kapasitesi 160 mAh olan lityum pilin teknik özellikleri Şekil 45' te gösterilmiştir.

Data Sheet

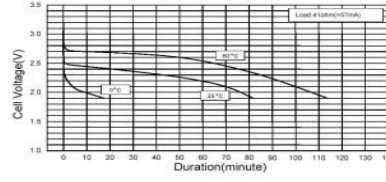
Model No.: CR1/3N

Description : Lithium Battery
Chemical system : Lithium Manganese Dioxide
Nominal voltage : 3 Volts
Nominal capacity : 160mAh
Dimensions : $\phi 11.6 \times 10.8\text{mm}$
Shelf life : 5 years at room temperature
Average weight : 2.3 grams
Applications : watch, calculator, camera
and memory back up.

Discharge Characteristics of CR1/3N

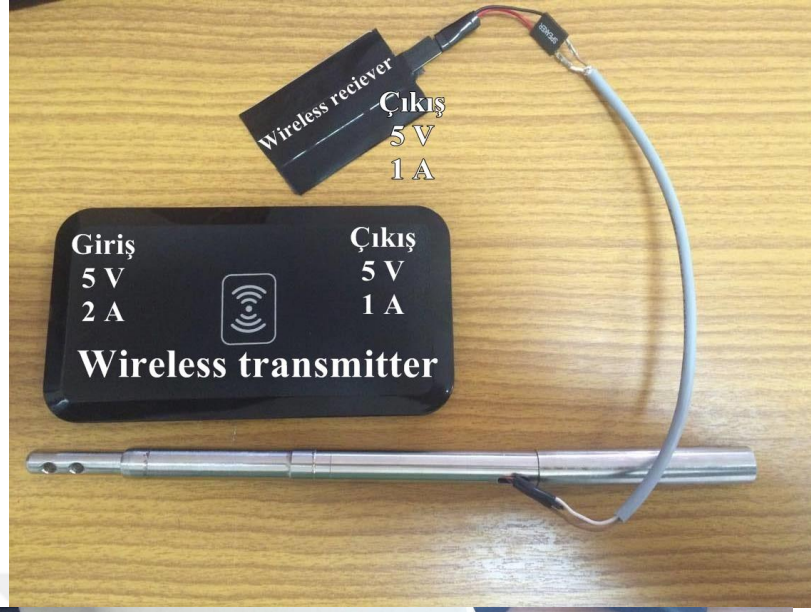


Discharge Characteristics of CR1/3N



Şekil 42. Lityum pilin teknik özellikleri

Enerji kaynağı yöntemine alternatif olarak kablosuz enerji aktaran bir kablosuz aktarıcı kullanılmıştır. Daha sonra sistemi kablosuz enerjiyle aktive ederek pil yerine farklı bir sistem kullanılmıştır. Giriş kapasitesi 5 V ve 2A olan bir kablosuz transmitter ile çıkış kapasitesi 5 V ve 1 A olan kablosuz çalışabilen bir reciever ile uzatma sistemine enerji gönderilmiştir (Şekil 46).



Şekil 43. Kablosuz Verici

Kablosuz ağ çalışma prensibi aslında bilinen router modemlerde olduğu gibi çalışırlar ve radyo frekansları üreten bir sistemdir. Kablosuz ağ prensibi radyo dalgaları ile çalışmaktadırlar. Radyo frekansları ile iletişim üç türde olabilmektedir. Bunlar sensör, transmitter ve sönsör-verici olarak isimlendirilirler [7].

Bir maket içine yerleştirilen elektronik boy uzatma sistemi ve reciever deri altından gerçekleştirilecek olan uzatma işlemini simule etmek için yapılmıştır. Uzatma deneyi sırasında kullanılan pilin yük altında oluşan gerilim değerleri ölçüldü. Aynı zamanda yük altında gerilim değerleri ölçülürken pilin üretebildiği akım değerleri kaydedildi.

3.6.5. Sonlu Elemanlar Analizi

Elektronik boy uzatma sisteminin çalışma prensibi gereği gerekli tasarımlar yapıldıktan sonra implant üzerinde yük altında çalışan parçalara SolidWorks Simulation 2013 programı kullanılarak sonlu elamanlar analiz yapıldı. Aynı boyutlarda hali hazırda kullanılan intramedüller çivilerle karşılaştırıldı ve geometri olarak riskli bölgelerde oluşan gerilmeler incelendi.

Elektronik boy uzatma sitemiminin prototipi için biyouyumlu olan ve diğer imlantlarda da sıklıkla kullanılan 316 L paslanmaz çelik malzeme tercih edildi. Numerik analiz için isotropik malzeme özelliği seçilerek young modülü 210 Gpa ve poisson ratio ise 0,3 olarak belirlendi (55). Proksimal kilitleme vidalarından 2500 N'luk yük uygulayarak ve altta parçaya bağlanan kısım Fixed geometry özelliğiyle sabitlenmiştir. Sınır şartları belirlenen model üzerinde mesh işlemi uygulandı. 3,19 mm boyutunda mesh işlemi yapıldı. Bu işlem sonrasında toplam 17633 düğüm ve 8978 eleman oluşturularak mesh işlemi tamamlandı (Şekil 56) ve analiz gerçekleştirildi. Sistemin montaj halinin analizi yapıldı ve ayrıca parçalar proksimal parça (Şekil 57) , gövde kısmı (Şekil 58) ve distal parça (Şekil 59) olmak üzere ayrı ayrı da analiz edildi.

3.6.6. İn vitro Çalışma

Geliştirilen elektro mekanik boy uzatma sisteminin invitro deneyleri gerçekleştirildi. Boy uzatma işlemini simule edebilmek için kurulan bir düzenek yardımıyla aksiyel yük altında oluşturduğu distraksiyon kuvvetleri ölçüldü. Aksiyel yük altında oluşan distraksiyon kuvvetleri Chatillion marka bir yük sensörü (load-cell) ile ölçüldü. Uzatma işlemini sağlamak için kasın uzama hareketini simule edebilmek için aynı özellikte iki adet yay kullanılmıştır (Şekil 47).



Şekil 47. İn vitro boy uzatma deney düzeneği

3.6.7. Biyomekanik Testler

Deneyler Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 49). boy uzatma sistemi 316 L paslanmaz çelik malzemeden üretilmiştir ve biyomekanik deneyler için 4. Jenerasyon yapay kemik (saw bone) üzerine tespit edildi. Yapay kemik üzerinde 10 mm kırık hattı oluşturacak şekilde monte edilerek biyomekanik testlere hazır hale getirildi.



Şekil 49. Biyomekanik testler Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir.

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

3.6.8.1. Basma (compression) Testi

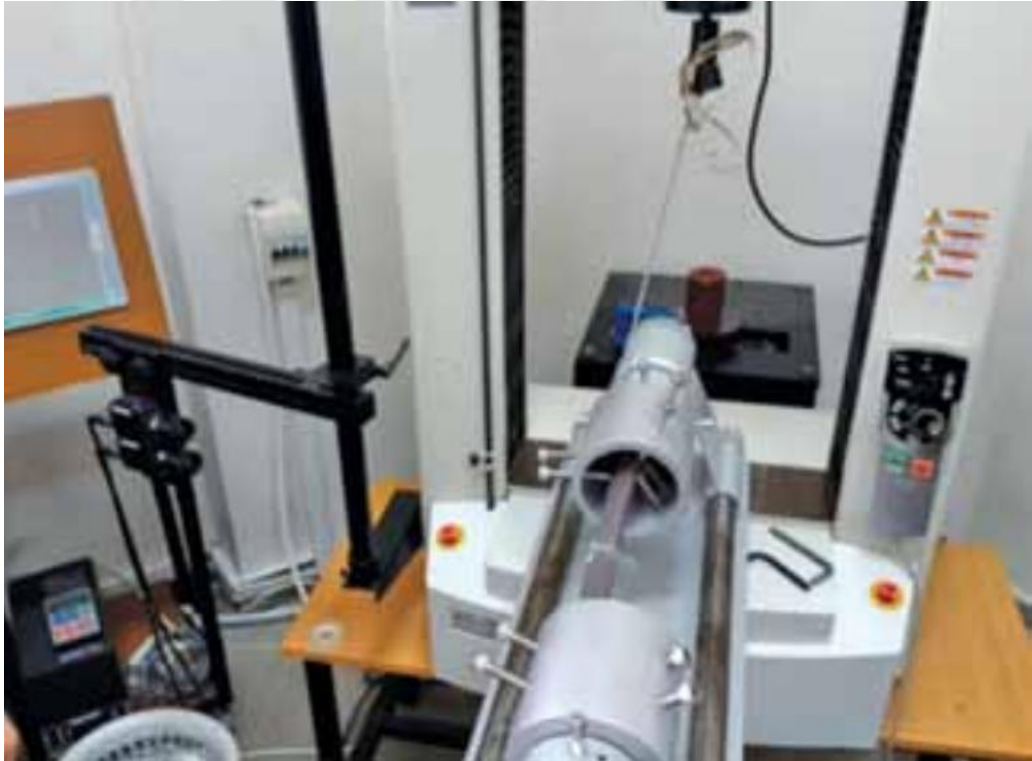
Basma testi Shimadzu (AG-I 10kN, Japan) test cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 50). Testin başında Tamron U55085 (CCD Video Camera Module, Japan) marka ekstansiyometre, deplasman değerlerini ölçebilmek için ayarlandı. Aksiyel yükler, başlangıçta 0'dan en fazla 800N aksiyel yük altında, 5 mm/dk hızda yapılmıştır. Yük değerleri test cihazının üzerinde bulunan loadcell ile deplasman değerleri ise ekstansiyometre ile ölçüldü. Her test 6 kez uygulandı ve deney sonucunda elde edilen değerler kaydedildi (45).



Şekil 50. Aksiyel yüklemde basma (compression) deneyi.

3.6.8.2. Burulma (Torsion) Testi

Burulma deneyi, Shimadzu marka universal test cihazına modifiye edilerek tasarlanmış bir harici burulma düzeneği yardımıyla gerçekleştirilmiştir. 8 Nm max moment oluşturarak kemik üzerine gelen burulma kuvvetleri taklit edilmiştir. Kasların dinlenme durumundaki halini taklit edebilmek için 178 N'da moment oluşturak yükler altında burulma deneyi gerçekleştirilmiştir (Şekil 51). Deneyler başlangıçta kemiğe herhangi bir moment kuvveti gelmiyorken başlamıştır ve deneyler 0,3 °/sn hızda yapılmıştır. Deformasyon açısının 70° olduğunu bildiğimiz için hiçbir deneyde uzatma sistemine zarar verecek şekilde yük uygulanmamıştır. Shimadzu test cihazının ve harici torsiyon aletinin açığı ölçebilen bir tertibatı bulunmadığı için; açı, torsiyon aletinin çapı baz alınarak ve deplasmanın açı cinsinden değeri hesaplanarak ölçülmüştür (Şekil 52). (Çap = 90 mm, 282.7mm, 1° = 0.785mm) (45).



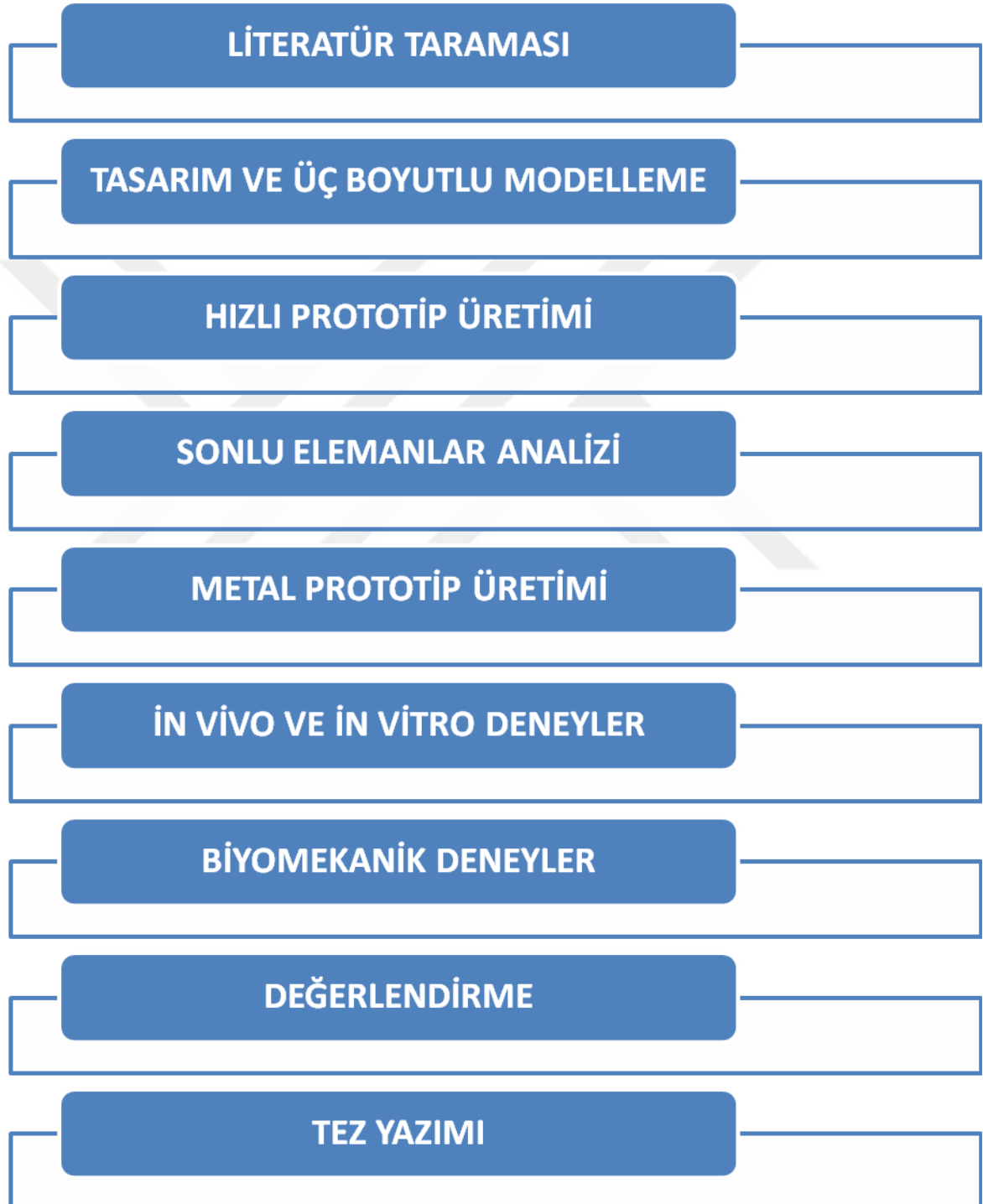
Şekil 51. Burulma (torsion) deneyi



Şekil 52. Burulma cihazı üzerinde değeri okunduğu ölçek



3.7. Araştırma Planı ve Takvim



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Biyomekanik deneylerden kaydedilen değerler istatistiksel olarak incelenmiştir ve analizler SPSS (SPSS for Windows 15.0) programı ile gerçekleştirilmiştir. Tüm gruplara aksiyel kompresyon ve burulma deneylerinden elde edilen değerler incelemek amacıyla değerler arasındaki (n:6) nonparametrik ikili değişken kolerasyonunda Mann Whitney U deneyi işle incelenmiştir. Bu karşılaştırma sonrasında elde edilen p degerleri 0,05'den küçük olan değerle istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3.9. Araştırmanın sınırlılıkları

Boy uzatma mekanizmasının üretim yöntemi geleneksel ortopedik implantlardan çok daha komplike ve karmaşıktır. Mikro düzeyde üretim yöntemleri gerektiren redüktör parçalarının üretimini yapılırken güçlüklerle karşılaşmıştır.

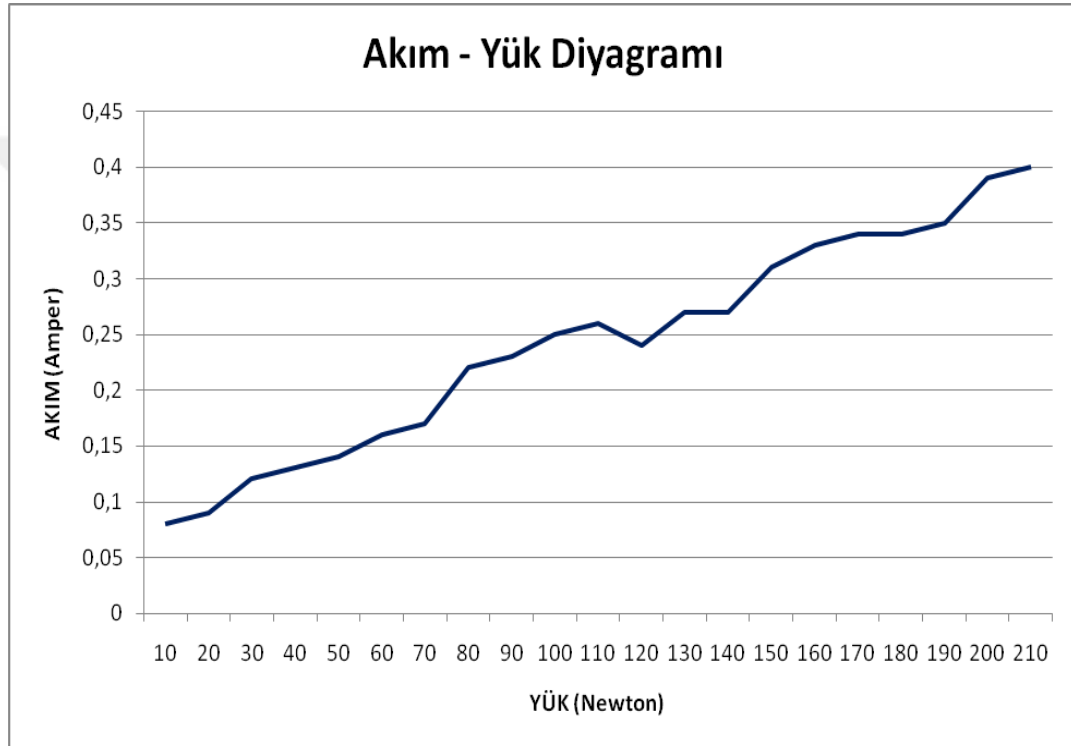
3.10. Etik Kurul Onayı

Bu çalışma etik onayı 15/08/2013 tarih ve 1126-GOA protokol numaralı 2013/30-04 karar numrası ile Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel olmayan etik kurulundan alınmıştır. Etik kurul belgeleri ektedir.

4. BULGULAR

4.1. Güç kaynağı çalışması

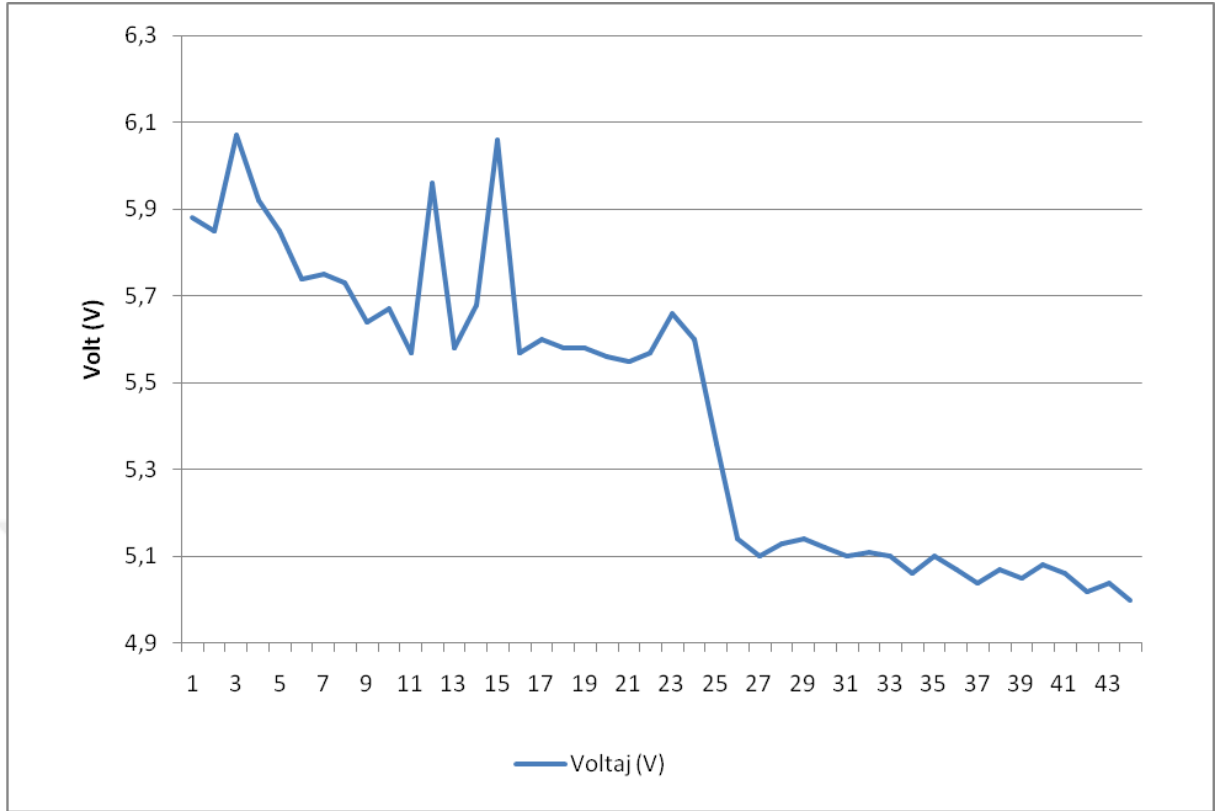
Pil yetersizliği sebebiyle, deney düzeneği bir güç kaynağından 6V gerilim ile ve yüksek amperajda tekrar edildiğinde boy uzatma sistemi **200 Newton** aksiyel yük altında uzatma gerçekleştirebilmiştir. Motorun maksimum amper kapasitesi olan **436 mA** değerine kadar uzatma deneyine devam edildi (Şekil 53).



Şekil 44. Uzatma deneyi sırasında pilde oluşan akım değerleri

300 N aksiyel yük altına motorun en yüksek çalışma kapasitesine gelinmesi cihazın mekanik tasarımından kaynaklanmaktadır. Mekanizmalar arasında oluşan sürtünme kuvvetleri ve motorda sonra ilave edilecek bir redüktör sistemi, daha yüksek distraksiyon kuvveti oluşturmaya izin verebilecektir.

Bunun yanında; kullanılacak olan micro işlemcilerin ve pilin de bu maksimum yük şartlarını sağlayacak kapasitede olması gerekmektedir.



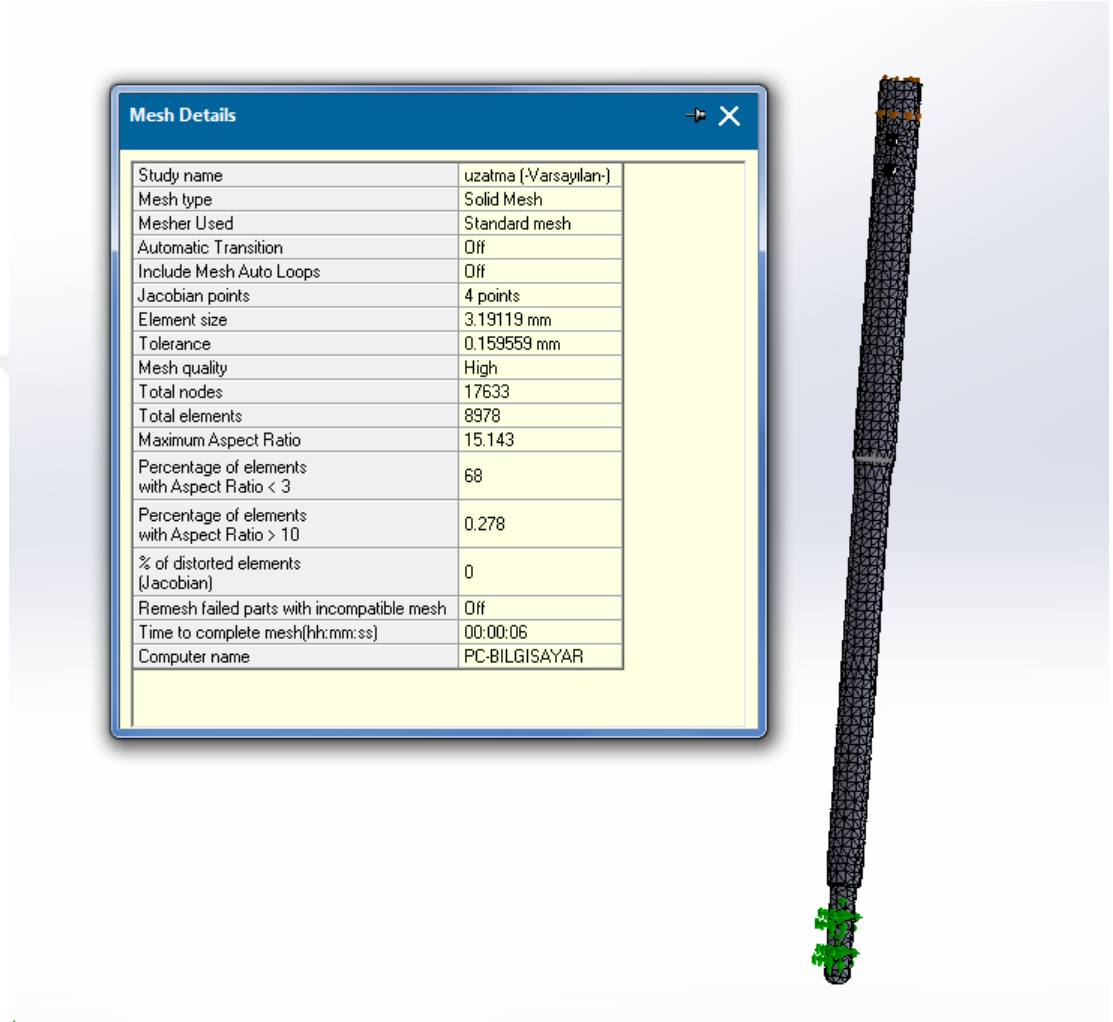
Şekil 45. Uzatma sırasında pilde meydana gelen gerilim değişimi

İn vitro uzatma deneyi sırasında 43 mm'lik uzatma sağlanmıştır ve bu uzatma kademeli olarak artarak uygulanmıştır. 6V'luk pil kullanılan deneyde her bir uzatma işlemi sırasında oluşan gerilim değişikliği Şekil.. de gösterilmektedir. Sistemin maksimum **50 N** yük altında çalışabildiği belirlenmiştir. Daha yüksek aksiyel yüklerde pilin sağladığı akımın yetersiz olduğu görülmüştür (Şekil 54).

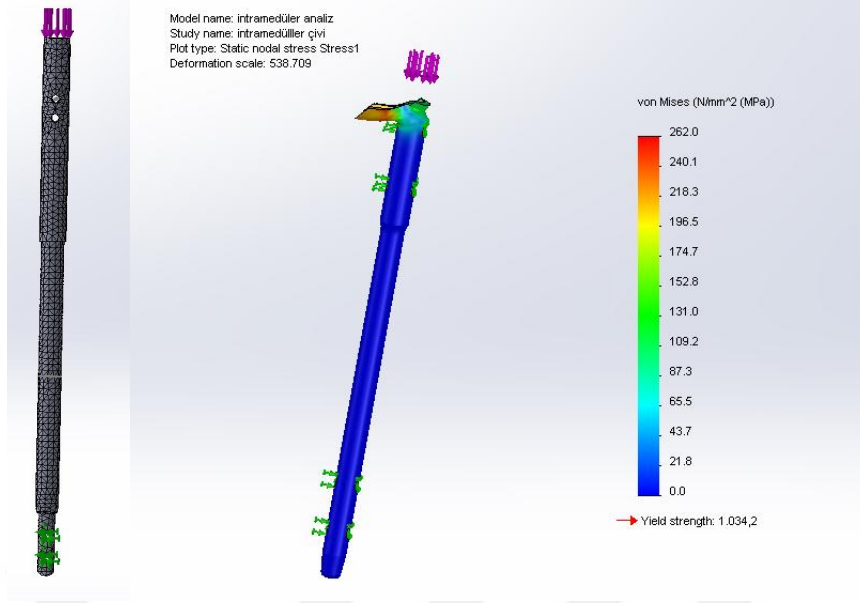
4.2. Elektro Mekanik Boy Uzatma Sisteminin Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi uzatma sisteminin montaj haline ve ayrı ayrı yük alan parçalar için uygulandı. Çalışmada deformatif yükler uygulanmadı. 2500 N yük altında oluşan gerilme değerler incelendi ve kritik görülen bölgelerde iyileştirmeler yapıldıktan sonra hızlı prototip ve metal prototip üretimi gerçekleştirildi.

Numuneye mesh işlemi uygulandı ve bu işlemde toplam 17633 düğüm ve 8978 eleman oluşturularak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi (Şekil 55).

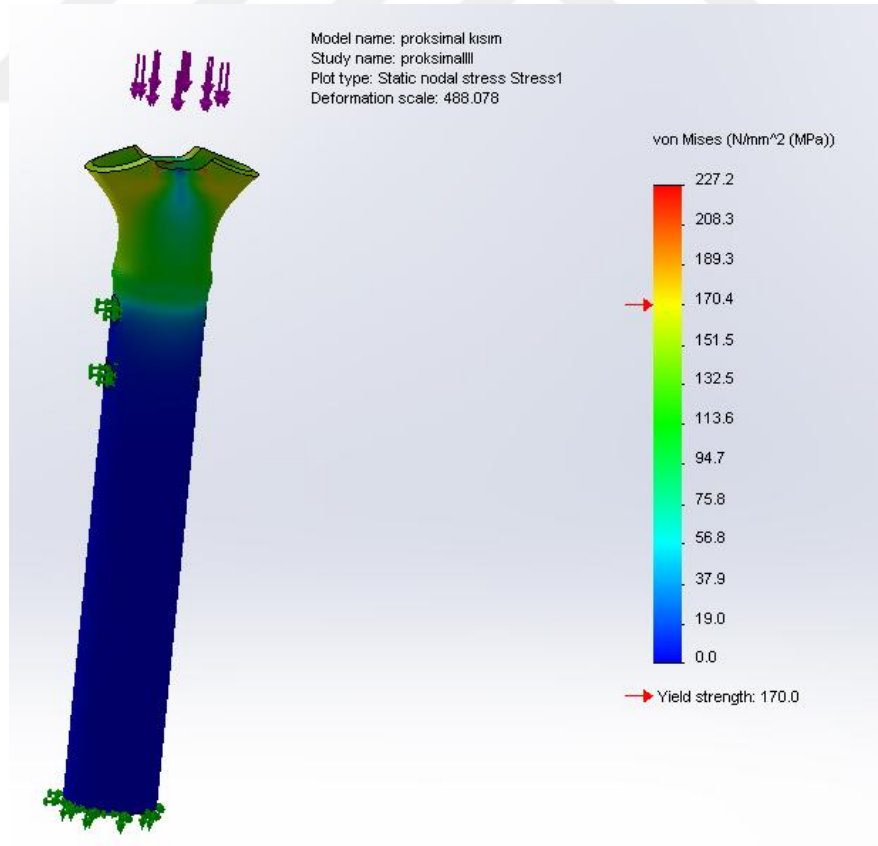
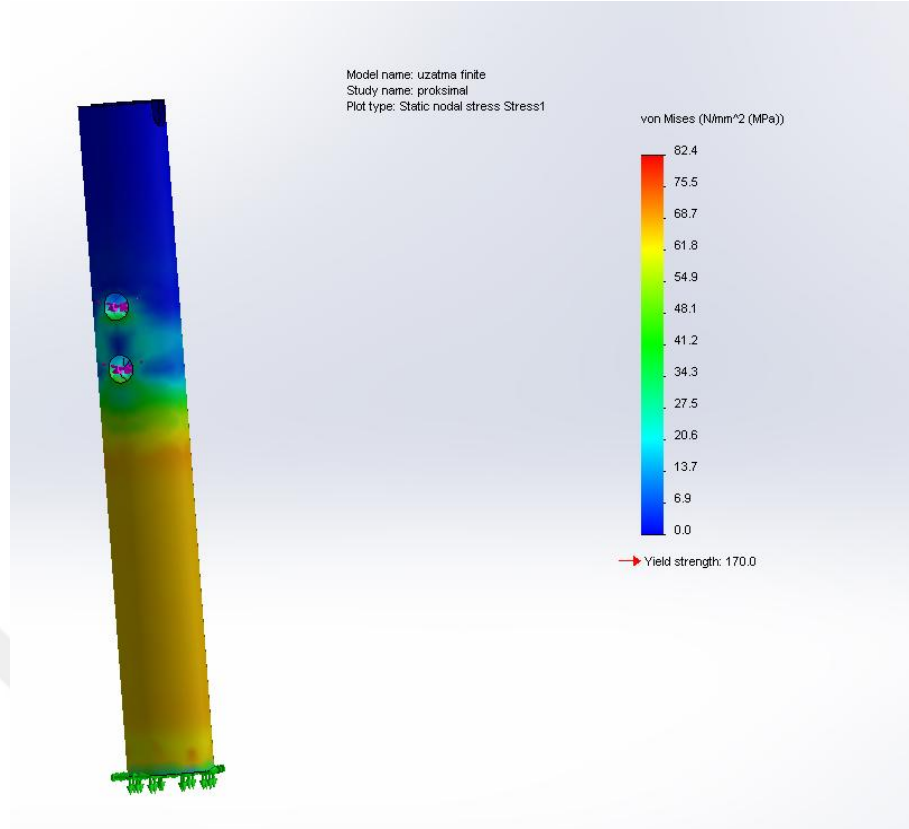


Şekil 46. Mesh işlemi uygulanan montaj analizi

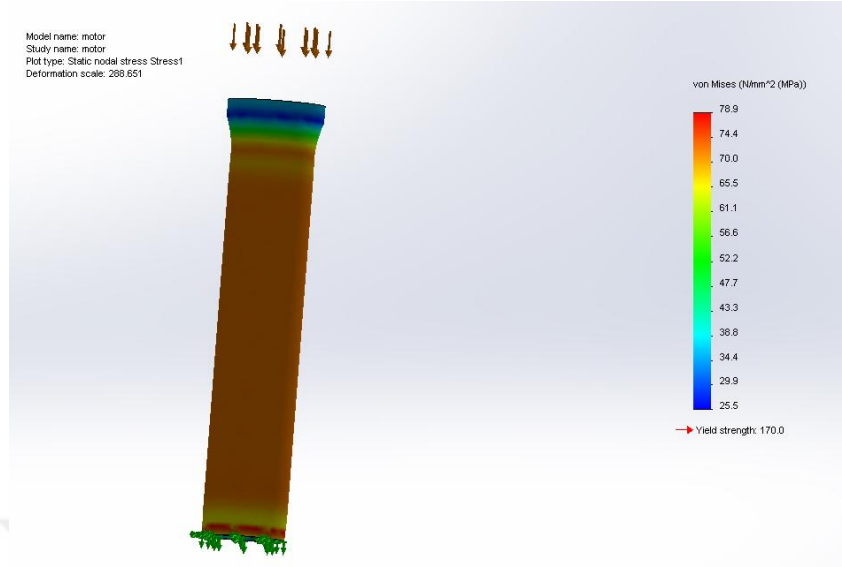


Şekil 47. Uzatma sistemini montaj analizi

2500 N yük altında oluşan gerinme ve gerilim değerleri incelendi. Uzatma sistemi üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri 262 Mpa (Şekil 56).

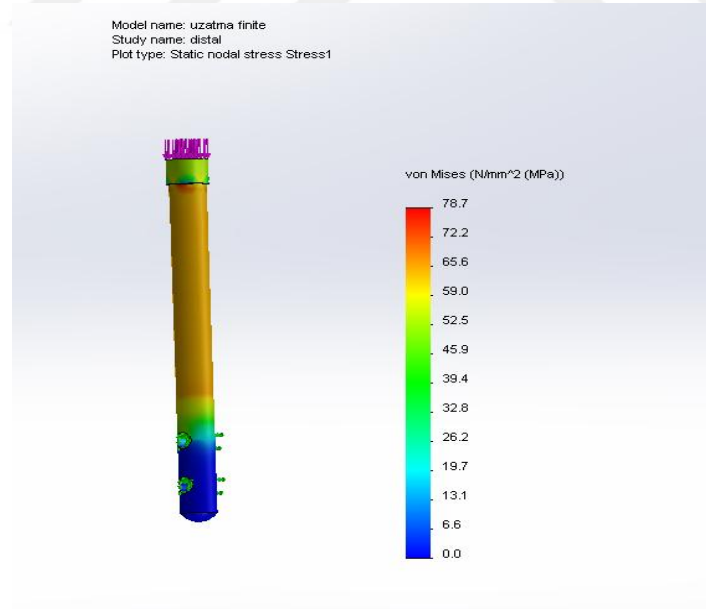


Şekil 48. Proksimal parça analizi



Şekil 49. Gövde parçası analizi

Uzatma sisteminde yük alan parçalardan gövde üzerine gelen maksimum gerilme değeri 78,9 Mpa'dır.

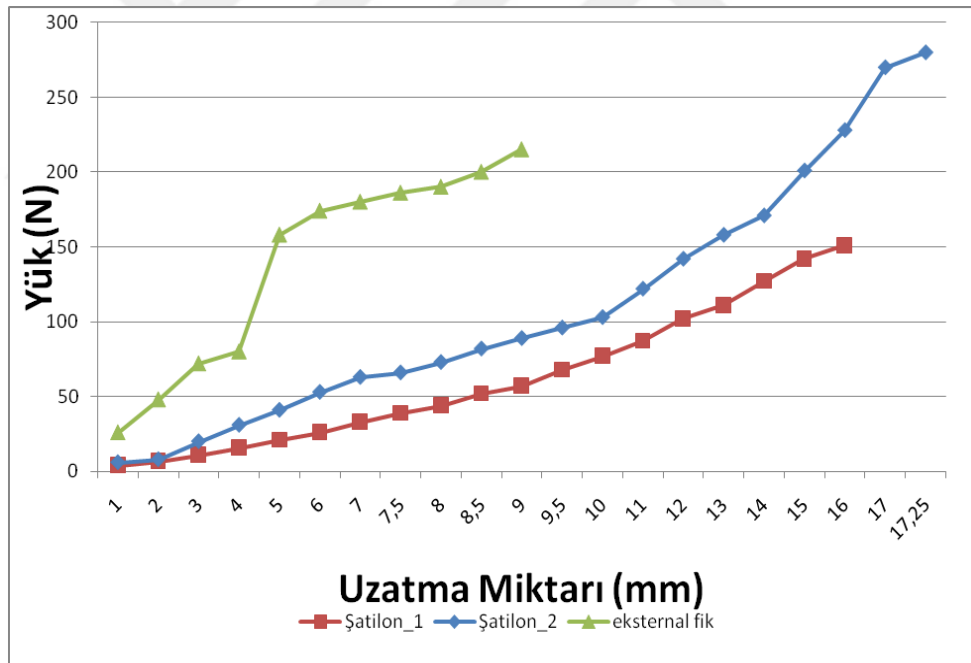


Şekil 50. Distal parça analizi

Uzatma sisteminin uzayan distal parçasında oluşan maksimum gerilme değeri 78,7 Mpa olarak ölçüldü.

4.3. İn Vitro Çalışma

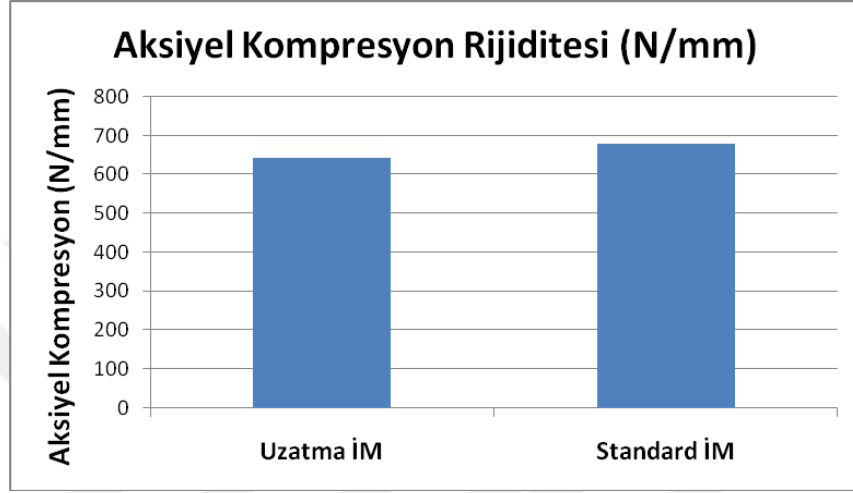
İn vitro çalışmada, yapılan uzatma deneyi sistemin çalışma prensibi sebebiyle her seferde 1 mm uzatma şilemi gerçekleştirebilmektedir. Toplamda 45 mm uzatma yapıldı ve ilk çalışmada elde edilen distraksiyon kuvveti 50 N olarak ölçüldü. Şekilde uzatma deneyinin distraksiyon kuvvetinin uzatma miktarı grafiği görülmektedir. Daha sonra parçalar tekrar tekrar üretildi ve yapılan ölçümlerde boy uzatma mekanizmasında oluşan sürtünme kuvvetleri sistem kayıpları iyileştirilerek elde edilen distraksiyon kuvveti 215 N değerine kadar çıkmıştır.



Şekil 51. İn vitro çalışmada oluşan distraksiyon kuvvetleri

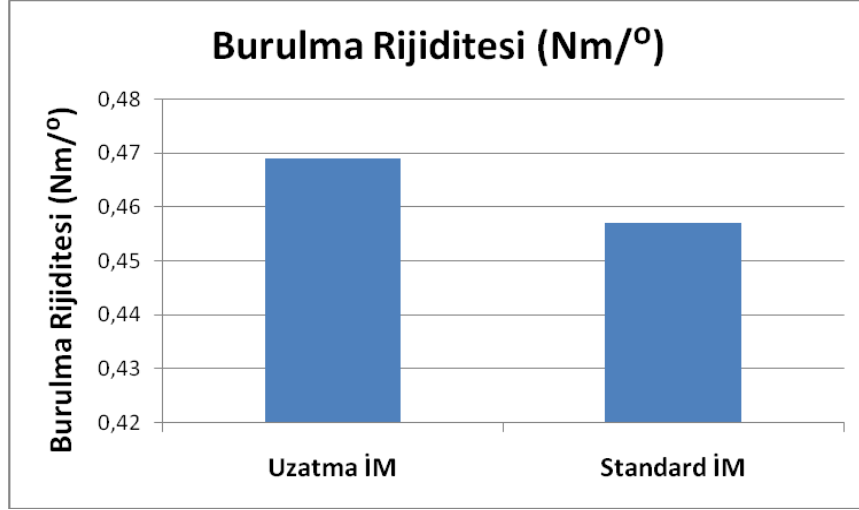
4.4. Biyomekanik Deneyler

Uzatma sisteminin biyolojik yükler altında dayanımını ve davranışı inceleyebilmek için sistem standart bir intramedüller çivi ile karşılaştırmalı biyomekanik testlere tabi tutulmuştur. İki gruba da aksiyel basma ve burulma deneyleri uygulanmıştır.



Şekil 52. Aksiyel basma rijiditesi değerleri

Aksiyel yük altında uzatma sisteminde oluşan ortalama kompresyon rijiditesi $642,81 \pm 75$ N/mm ike standart intramedüller çivide oluşan ortalama değer $677,25 \pm 95$ N/mm'dir. Standart intramedüller çivi değeri daha yüksek değere sahip olsa da ara da istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,48$). (Şekil 61).



Şekil 53. Burulma rijiditesi değerleri

Uzatma sistemi burulma yükleri altında standart intramedüller çivi ile karşılaştırılmıştır. Uzatma sisteminde oluşan ortalama burulma rijiditesi değerleri 0,469 Nm/° iken standart intramedüller çivide oluşan ortalama değer 0,457 Nm/°. Boy uzatma çivisi daha yüksek değere sahip olsa da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,24$). (Şekil 62).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, ortopedik cerrahide kullanılan elektromekanik sistemler üzerine bir tasarım ve üretim uygulaması yapılmıştır. Ortopedik implant üretiminde izlenmesi gereken akış şemaları izlenmiş ve literatürdeki benzer çalışmalar incelenerek yeni bir implant tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarım, analiz, üretim basamakları kullanılarak deneysel metodlarla implantın kullanılan diğer benzer implantlarla arasındaki farklılıkları da ortaya konmuştur.

İntramedüller boy uzatma sistmlerinin, boy uzatma cerrahisinde kullanılan diğer yöntemlere göre daha konforlu bir süreç sağladığı çalışmalarda rapor gösterilmiştir (45-52). Bu tekniği kullanarak uygulanan cihazlar albiza çivisi, ISKD (Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor) sistemi (Orthofix Holdings Inc, Lewisville, TX), FITBONE (Wittenstein, Almanya) ve Precice (Ellipse Technologies Inc, CA, ABD) çivisidir (53). Bu sistemler zaman kullanımını azaltmaktadır, enfeksiyon oranını düşürmektedir ve daha hızlı bir rehabilitasyon sağlamaktadır (54-56).

Tasarlanan boy uzatma sistemi 316 L paslanmaz çelik malzemeden imal edilmiştir. Teleskopik olarak çalışmaktadır dişli mekanizması üzerinden hareket ederek uzatma işlemini gerçekleştirmektedir. Uzatma işlemini kademeli olarak her seferinde 1mm ye kadar gerçekleştirirler. Boy uzatma sisteminin dış çapı 14 mm ve toplamda 45 mm uzatma yapabilmektedir. Boy uzatma sisteminin içinde 10 mm çapında bir doğru akım motoru kullanılmıştır. Gerekli olduğu taktirde geri döndüş yapabilmektedir. Albiza çivisi 20°'lik rotasyonda 0-07 mm uzama gerçekleştirir ve 15 dönüşte 1 mm uzama sağlamış olur. ISKD mekanik distraktör proksimal ve distal uçları arasında içeriden bağlı bir dişli mekanizmasıyla 3-9° rotasyon ile aktive olarak uzatma işlemini gerçekleştirmektedir. Yaklaşık 3° rotasyon 1 mm distraksiyon sağlamaktadır. Albiza de ISKD gibi uzatmadan sonra geri çekilemiyor. Femoral çiviler 12,5 – 14,5 mm çaplarında olmaktadır ve maksimum distraksiyon uzunluğu 80 mm olabilmektedir. Fitbone 13 mm çapındadır ve içinde 10 mm çapında bir motor kullanılmıştır. Precice çivisinin 10,7 ve 12,5 mm çap ile 230 mm – 355 mm aralığında 6 uzunluk iki seçeneği vardır. 65 mm uzatma kapasitesi vardır. 1 mm uzatma yapabilmek için manyetik alan üzerinden çiviye 7 dakika enerji aktarımı yapılır. (53).

Halihazırda kullanılan intramedüller uzatma sistemleri varken ve bu sistemlerde oluşan komplikasyonlar (57-60) göz önüne alındığında yeni bir boy uzatma sistemi tasarımının gerekliliği anlaşılmaktadır. Her ne kadar tüm bu uzatma sistemleri uzatma mekanizması ve çivinin dayanımıyla ilgili konuları gösterse de çalışmalar hep en iyi şekilde sonuçlanmıştır (57, 61-64).

Havıtcıoğlu ve arkadaşlarının patentini aldıkları ve Uzun'un Yüksek Lisans tezinde olan mekanik olarak çalışan yeni bir intramedüller çivi tasarlamışlardır. Geliştirdikleri intramedüller çiviye dögüsel yüklere tabi tutarak, böylece mekanizmanın çalışmasını ve her bir siklik yükte ne kadar distraksiyon sağladığı gözlemlemişlerdir. Elde edilen veriler ışığında intramedüller çivi sistemi her bir siklik yük neticesinde 0,1 mm uzama sağlamıştır. Uzatma işlemi esnasında, diğer yaklaşımlarda olduğu gibi burulma hareketi değil, sadece ekstenel bir yüke gerek duyar. Bu da burulma yükü neticesinde ortaya çıkan ağrı, yerinden çıkma, vb. gibi aksaklıkların oluşmasına mani olur (65, 66).

Albizzia intramedüller çivisinde, boy uzatma için gerekli rotasyonel hareket, ağrılı ve hastayı rahatsız eden bir durumdadır (20). Albizzia çivisi uygulanan birçok sayıda hasta (%22- %39) tekrar doktora başvurarak ve ameliyat bölgesinde oluşan burulma hareketleri sonucunda rahatsızlık ve ağrı duyduklarını belirtmişlerdir, distraksiyon işleminin bazı akdemelerinde çivinin rotasyonu için genel veya lokal anesteziye gerek görölmüştür. Albizzia intramedüller çivi uygulamalarında, eğer distraksiyon için gerekli anestezi dikkate alınmazsa, postoperatif aksaklık oranı %22 ile %29 arasında rapor edilmiştir (65, 67).

Guichet ve arkadaşlarının 1995' teki Albizzia çivisi uygulamalarında ortalama uzatma miktarları 45,6mm iken kemik iyileşmesinde %10 gecikme görölmüştür. Çivi kırılması ve eğilmesi oranları %2 olarak gözlenmiştir. Operasyon sonrası aksaklıklar; % 31 olan hastalarda uzatmayı ertelemeyi gerektiren aksaklıklar, % 25 oranında vakada ayrıca bir ameliyat daha, % 8 oranında ise hastada uzatma tamamlanamadan yarı da bırakılmıştır (67).

Garcia-Cimbrelo ve arkadaşlarının 2002'deki Albizzia çivisi uygulamalarında ortalama uzatma 50 mm olarak ölçölmüştür ve % 9 oranında geciken kemik iyileşmesi

görülmüştür. Operasyon sırasında peroneal sinirlerde geçici felç % 2 ve bir ameliyat sırasında ekipmanın arızalanması sebebiyle açık ostetomi gerçekleştirilmiştir. Postoperatif komplikasyonlar; distal kilitleme vidasının çevresinde enfeksiyon % 4, ameliyat sonrası ilk 5 günde ağrı % 22, distraksiyon için gerekli anestezi % 9, tibial deformite oranı % 4, çivinin hasar görmesi % 4 oranında rapor edilmiştir (68).

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. Ameliyat sonrası aksaklıklar; hastalarda rahatsızlık ve ağrı şikayetiyle uzatma işleminin seyrini belirlemiştir. Anestezi uygulanan uzatma hastaların oranı % 39 olarak rapor edildi. Luşan bazı komplikasyon orankları şöyledir; % 3 ayak bileği dorsalında ağrı, %6 yüzeysel yara iltihabı, %10 son takipte seyrek ağrı , % 6 çivi ameliyatla alındıktan sonra femurda deformite , %6 temizlenmesi gereken apse, 3 hastada ise majör aksaklıklar oluşmuş, işlevsel olarak hiçbir hasta memnun kalmamış ve %10 oranında cihaz hasarı rapor edilmiştir (67).

ISKD uzatma sistemi de rotasyonel ile aktive olur ancak bu mekanizmada oluşturulan manyetik kuvvet ile uzatma miktarı belirlenmeye çalışılmaktadır. ISKD uygulanan vakaların %27 ' sinde genel anesteziye distraksiyon fazında gerek duyulmuştur. ISKD uygulanan hastalarda %11 ile % 47 oranında aksaklıklar olduğu belirtilmiştir (65, 70, 71).

Thonse ve arkadaşlarının 2005 yılında yaptıkları 91 olgu üzerinde yaptıkları ISKD uygulaması %71 normal uzama, % 20 traksiyonda güçlük, % 10 çok hızlı uzama olarak rapor edilmiştir. Operasyon sırasında komplikasyon rapor edilmemiştir. Postoperatif komplikasyon olarak, yavaş uzama görülen vakalarda rehabilitasyon hareketleri ve beraberinde ağrı, anestezi veya sedasyona ihtiyaç duyulması olarak belirtilmiştir (69).

Cole ve arkadaşlarının 2001 yılında , 18 (6 femur, 14 tibia. Günde 0,82 mm 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 (70).

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 yerleştirmesi sırasında kompartman sendromu ve yetersiz kemik oluşumu gözlenmiştir. Bundan başka, dokuz çivide arıza ve üç çivide de femur uzatması sırasında distraksiyon oluşmadığı görüldü (72).

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 yöntemle çevrildi. Dört ISKD de çeşitli sebeplerle kırıldı (Biri yenilenme zayıflığı sebebiyle. İkiisi, bacakta derin damar trombozu sebebiyle, biri de pseudarthrosis gelişmesi sonucu oluşan kısıklıktan ötürü yerleştirilen kemik grefti sonucu) (73).

Lee ve ark., kendi mekanik mekanizmasına sahip uzatma çivilerinin artı ve eksilerini anlamak; çivinin kendisinin mekanik özelliklerinden kaynaklanan "cihaza bağlı komplikasyonlar" (Şekil 63) için bir sınıflandırma önermektedirler. Bu bağlamda sınıflamayı yaparken müdahalede bulunan hasta bilgilerini ve hastayla ilgili komplikasyon sebeplerini ve cihazla ilgili komplikasyon sebeplerini rapor ederek sınıflamışlardır (74). (Tablo 4 ve 5).

Tablo 4. Uzatma emeliyatı uygulanan hastaların açıklayıcı bilgileri

Demografik değişkenler	ISKD (N:35)	PRECIC E ₁ (N=34)	PRECI CE ₂ (N=46)
Hasta sayısı	19	18	23
Yaş (yıl)	28 ± 8	29 ± 7	29 ± 6
Cinsiyet (K:E)	20 : 5	15 : 3	17 : 6
Preoperatif uzunluk (cm)	154 ± 6	161 ± 7	159 ± 6
Vücut kütle İnd. (kg/cm ²)	22 ± 3	23 ± 3	22 ± 4
Sigara geçmişi (E:H)	9 : 2 6	5 : 29	7: 33
Nihai uzunluk (mm)	48 ± 8	49 ± 8	51 ± 7
Uzayankemik (femur:tibia)	26 : 9 48 ± 6	28 : 6 18 ± 4	34 : 12 15 ± 5

Tablo 5. İnternal uzatma cihazı için cihaza bağlı komplikasyonlar

Cihazla komplikasyonlar	İlgili	Açıklama
(I) Distraksiyon kontrolü ile ilgili		Bunun gibi bir problem öncelikle uzun hedefin bir araya gelmesini önleyebilir veya yeniden yaratma sorunlarına neden olabilir. Kaçak, distraksiyon zorluğu, geri kaçma, uzamayan çivi (a) Problem / (b) engel / (c) doku bozukluğu
(II) Stabilitateyle ilgili		Bunun gibi bir problem, sekonder deformite, kemiğin istikrarsızlığı veya sınırlı kilo vermeye neden olacaktır.
(III) Diğer cihazlarla ilgili		Çivi eğilmesi/hasarı, rotasyonel instabilite (a) Problem / (b) engel / (c) doku bozukluğu Prensip olarak cihazın birincil işlevlerini etkileyen cihaz sorunları. Korozyon, dokunun istenmeyen reaksiyonu (a) Problem / (b) engel / (c) doku bozukluğu

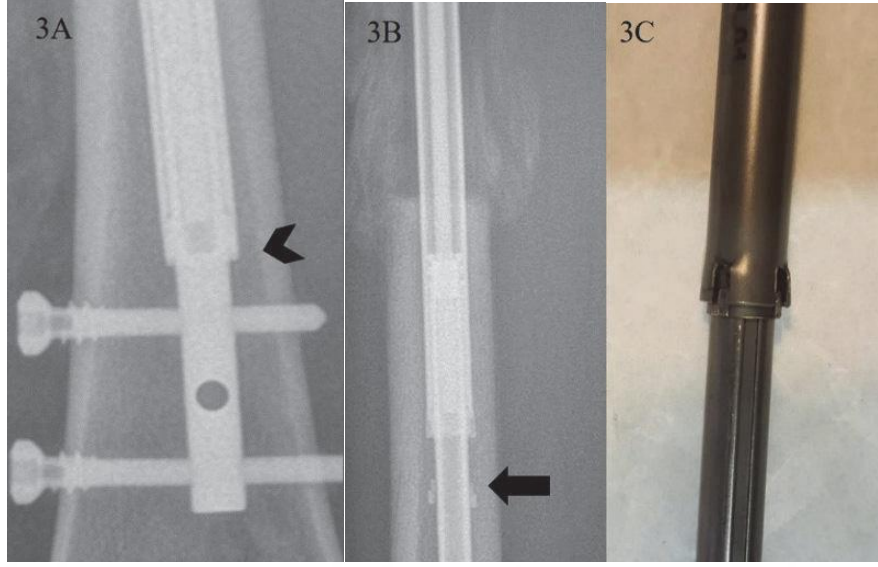


Şekil 54. Nispeten zayıf distraksiyon kuvveti kalın kallus ile karşılaştırıldığında uzatmanın durmasına yol açtı. Hedeflenen uzunluğu elde etmek için başka bir osteotomi ve daha uzun uzatma yapıldı

Tablo 6. Cihazla ilgili komplikasyonlar

Kompli kasyon	ISKD n=35	Precice₁ n= 34	Precice₂ n=46
	18 (%51)		1 (%2.2)
Ia	Bozuk çivi : 6 Distraksiyonda zorlanan çivi: 12		Geri sarma
Ib	4 (%12) Uzatma	2 (%5.9)	1 (%2.2)
Ic	yapmayan çivi: 3 Uzatma mekanizması hatası: 1	Yoğun rejenere kalus	Bozuk çivi
Tip 1	Toplam	2 (%5.9)	2 (%5.9)
	3 (%8.6)	3 (%8.8)	19 (%41)
IIa	Kırılma olmadan çivi eğilmesi: 2 İnstabilitesi	Kırılma olmadan çivi eğilmesi	Kırılma olmadan çivi eğilmesi: 7 İnstabilitesi
IIb	olmayan dönme kaplin kırılması: 1	1 (%2.9) Çivi	olmayan dönme kaplin kırılması: 12 2(%4.3)
IIc		kırılması	Rotasyonel stabilite
Tip II	Toplam	4 (%11.8)	21 (%46)
III			

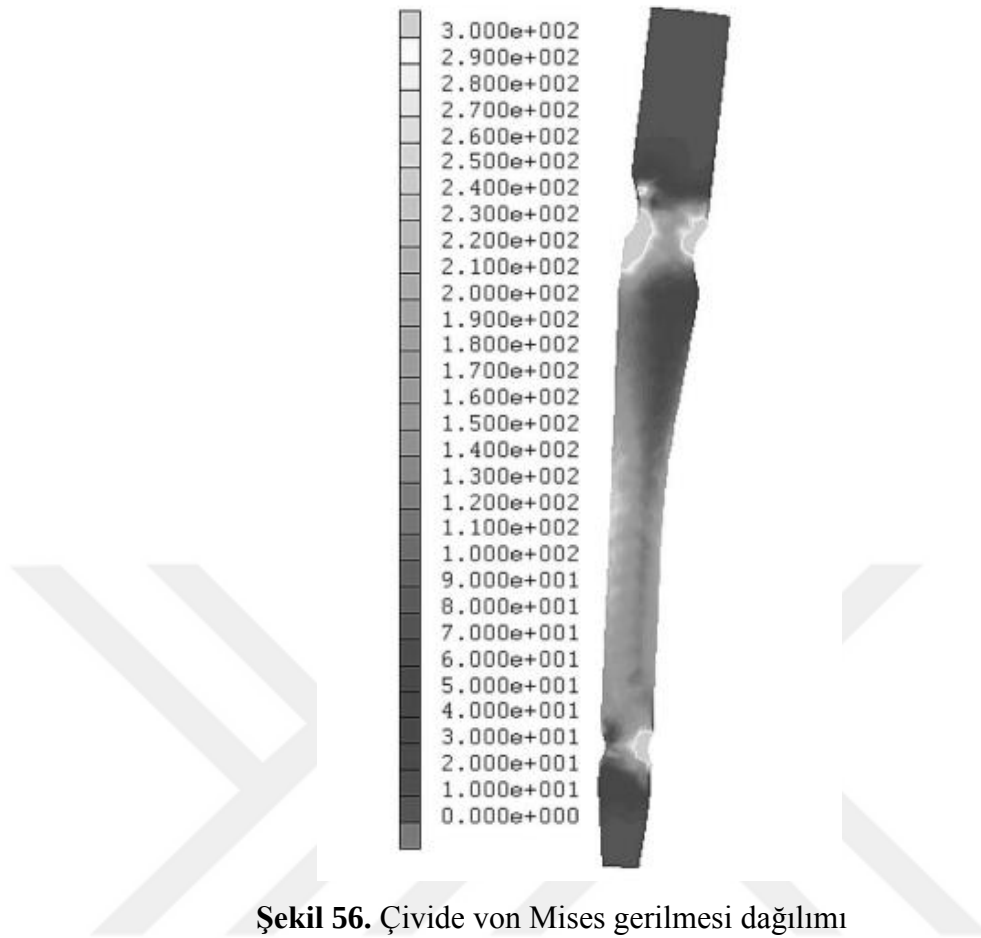
Tip I (Distraksiyon Kontrolüne Bağlı Komplikasyonlar). ISKD grubu içinde, 22 olguda (% 63) oran kontrol sorunları vardı ve Dört olguda (% 12) ek ameliyat yapıldı (Ib). Tip II (Stabiliteye Bağlı Komplikasyonlar). ISKD grubunda kırılma olmaksızın tırnak bükme vakası iki tane vardı. PRECICE₁ grubunun kırılmamış üç çivisi vardı (IIa) ve bir çivi kırılması (% 2.9, IIb). PRECICE₂'de Grupta 7 segment (% 15.2) kırıksız çivi eğilmesi gerçekleşmiştir (Şekil 64) (Tablo 6). (IIa). Tip III (Diğer Cihazla İlgili Komplikasyonlar). Bu tür bir komplikasyonla ilgili herhangi bir sorun gözlenmemiştir (74).



Şekil 55. (3A) Teleskopik çubuk (ok başlığı) arasındaki bağlantıda olan "Dönme kaplin", uzatmadan önce bozulmamıştır. (3B) Dönme bağlantısının ayrılması PRECICE2'de görülüyor (ok). İstikrarsızlık ile ilişkili olmadığından, bu kararlılıkla ilgili problem (IIa)

Bu çalışmada sonuç olarak; gelecekte geliştirilecek çivi ile uzatma mekanizmalarında en önemli şey, Tip I ve II komplikasyonları en aza indirmektir piyasada bulunan çivi uzatma mekanizmalarının revize edilmiş en yeni versiyonlarının mekanik gücü ve stabilitesini karşılaştırmak için daha fazla çalışma gereklidir (74).

Seral ve ark. Femurda kullanılan Gamma ve Pfn çivilerinin sonlu elemanlar yöntemiyle analiz etmişlerdir ve çivilere stans fazda 2460 N yük uygulamışlardır. Von Mises gerilmesi üzerinden yapılan değerlendirmede Gamma çivisi üzerinde maksimum 520 Mpa Pfn çivisi üzerinde ise maksimum 500 Mpa gerilme olduğunu rapor etmişlerdir. Boy uzatma sisteminin sonlu elemanlar analizi için atomik yükler altında gerçekleştirilmiştir. Sınır şartları uygulandıktan sonra aksiyel olarak 2500N yük uygulanmıştır (Şekil 65). Boy uzatma sisteminde gerilmeler von Mises cinsinden ölçülmüştür ve mekanizma üzerinde oluşan maksimum gerilme 262 Mpa olarak belirlenmiştir (75).



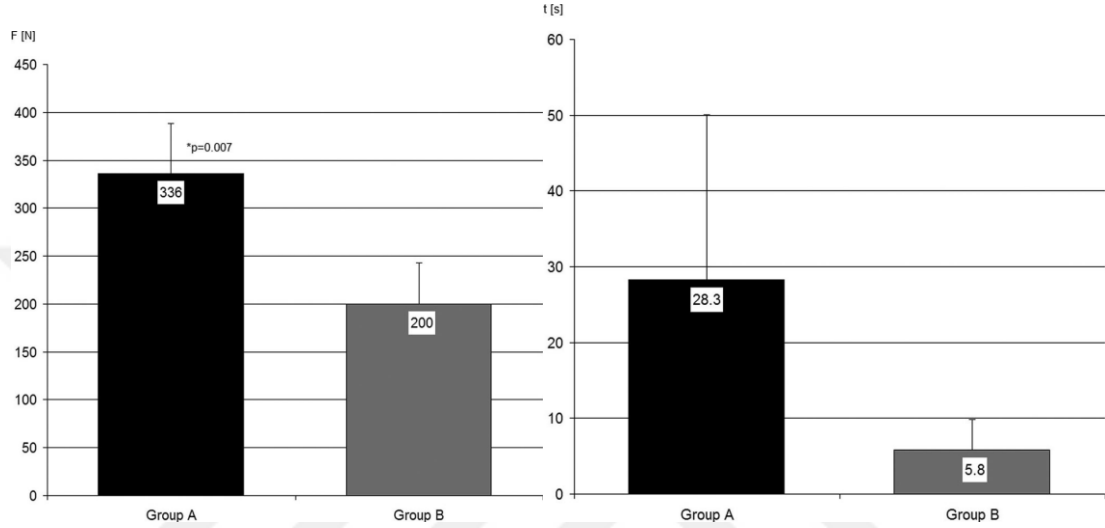
Şekil 56. Çivide von Mises gerilmesi dağılımı

Sitthiseripratip ve ark. yaptıkları çalışmada trokanterik gamma çivisi üzerine gelen stres dağılımını 300 Mpa'da yüksek değerler için yüksek gerilim (kritik bölge) olarak tasvir etmişler ve bunun lag vidası deliği ile distal kilitleme vidalarında olduğunu bildirmişlerdir. Orta seviyede gerilmeler seviyesi 50 - 300 Mpa arasında ve çivinin eğilme noktalarında oluşmuştur. Düşük gerilimler ise 50 Mpa altında olan gerilmeler için tanımlanmıştır. Şekil 'de Gama çivisi üzerinde oluan gerilme dağılımları von Mises türünde gösterilmektedir (76).

Boy uzatma mekanizmasında paslanmaz çelik malzeme türü için uygulanan sonlu elemanlar analizi neticesinde akma dayanımı ise 1034,2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sitthiseripratip ve ark. paslanmaz çelik çelik malzemede meydana gelen akma dayanımı 1088-1304 Mpa arasında bulmuşlar ve von Mises gerilmesi ayrıca malzeme tercihi için de bilgi verdiğini rapor etmişlerdir (76).

Gosling ve ark. primer external fiksator uygulamasıyla boy uzatma yapılan vakalarda ikincil olarak intrameduller çivilerin kullanımında iki yöntem arasında gerekli

distraksiyon kuvvetlerinin in vivo çalışmada ne kadar olduğunu ve cerrahide harcanan zamanları karşılaştırmışlardır. Şekil 'de görülen grafiklerde eksternal fiksatorle yapılan uygulamada distraksiyon kuvvetlerinin 336 ± 51 N olduğu, intramedüller çivi ile yapılan uzatmaların ise 200 ± 43 N olduğu rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında yapılan in vivo deneyde eksternal fiksator ile yapılan ölçümlerde (Şekil 66) eksternal fiksator kullanarak yapılan uzatma işleminde daha yüksek distraksiyon kuvvetleri oluşmuştur (77).



Şekil 57. Ortalama maksimum distraksiyon kuvvetleri ve Ortalama Operasyon süreleri

Wang arkadaşları, femur kırıkları için geliştirdikleri yeni intramedüller çivi sistemini, Grosse ve Kempf intramedüller çivisi ile biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Basma sertliği Grosse ve Kempf'te sırasıyla 0,86 ve 1,32 N/m çıkarken, Wang'ın çivisinde 1,67 N/m çıkmıştır. Burulma sertliği ise Wang'ın çivisinde 0,50 Nm/° çıkarken, Grosse ve Kempf'in çivisinde 0,35 Nm/° çıkmıştır (78). Boy uzatma sisteminde aksiyel yük altında uzatma sisteminde oluşan ortalama kompresyon rijiditesi $642,81 \pm 75$ N/mm iken standart intramedüller çivide oluşan ortalama değer $677,25 \pm 95$ N'dur. Uzatma sisteminde oluşan ortalama burulma rijiditesi değerleri 0,469 Nm/° iken standart intramedüller çivide oluşan ortalama değer 0,457 Nm/°.

Düzel'in uzmanlık tezi olan ve geliştirerek patentini aldığımız (79) kendinden kılavuzlu çok kanallı intramedüller tespit çivisinin biyomekanik testleri aynı şartlar altında Biyomekanik A.D laboratuvarımızda yapılmıştır. Geliştirdiğimiz çivinin aksiyel yüklenmede ortalama sertlik değeri 0,66 N/m iken ortalama burulma sertliği değeri 1,2 Nm/°'dir (80).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak yapılan literatür incelemelerinde, hali hazırda kullanılan boy uzatma mekanizmalarının çeşitliliği dikkat çekmektedir. Kullanılan bu sistemler her ne kadar başarılı boy uzatma süreçleri yanında, gerek ameliyat sırasında gerek ameliyattan sonra meydana gelen bir çok komplikasyonları da rapor edilmiştir. Bu bilgiler ışığında boy uzatma sürecinde oluşan komplikasyonları en aza indirerek hastaya konforlu bir iyileşme süreci sağlayacak yeni boy uzatma sistemleri üzerine araştırmalar yapmak ve kullanılan diğer sistemlerin olumsuz yönlerini iyileştirerek yeni bir boy uzatma mekanizması ortaya koymak bu çalışmanın konusudur. Boy uzatma sistemleri ortopedik cerrahide kullanılan en komplike implantlardan bir tanesidir. Elektro mekanik çalışma prensibine sahip olan implant tasarım ve modelleme ve hızlı prototip üretimi, sonlu elemanlar analizi, risk analizi, elektronik unite tasarımı, güç kaynağı çalışması, değerlendirme, in vitro ve in vivo deneyler ile biyomekanik deneyleri takip eden geniş kapsamlı bir akış şemasını izlemektedir.

Boy uzatma mekanizmasında karşılaşılan en önemli sorunlardan birisi gerekli distraksiyon kuvvetini sağlayabilecek redüktör sistemi tasarımıdır. Mikro düzeyde dişli modülüne sahip olan redüktör sisteminin üretimi yerli sanayi imkanlarıyla mümkün olmadığından ötürü, üretim kullanılan en ince tel ile tel erozyon makinesinde yapılmıştır. Daha ileri hassasiyette ve doğrulukta üretim yapılabilmesi için mikro dişli üretim cihazlarının temin edilmesi gereklidir. Üretimi yapılabildiği taktirde ortopedik boy uzatma için gerekli distraksiyon kuvvetlerini güvenlik katsayısı ile yeterince sağlayabilecek implantların ülkemizde üretimi mümkün hale gelecektir.

Ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılan boy uzatma sistemlerinin distraksiyon mekanizmasını sağlıklı şekilde çalıştırması için gerekli enerjiyi vücut dışından sağlayabilmektedir. Bu çalışmada boy uzatma sisteminin dışarıdan bir güç kaynağına ihtiyaç duymadan çalışabilmesi için deneysel çalışmalar yapılmıştır. Bununla birlikte gerekli enerjiyi dışarıdan temin eden kablosuz enerji aktarımıyla sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Üretilen boy uzatma sisteminin biyomekanik deneyler neticesinde, ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılan ve vazgeçilmez bir implant olan geleneksel intramedüller çivilerden bir farkı bulunmamaktadır.

Boy uzatma mekanizmalarında gerek ameliyat sırasında hastanın özel durumuyla ilgili gerekse ameliyat sonrası cihazla ilgili karşılaşılan komplikasyonlar literatürde rapor edilmiştir. Bu durum uzatma sistemlerindeki eksiklikler ve geliştirmeye açık konular olduğunu göstermektedir.



7. KAYNAKLAR

- 1) Giaras J.F, Advancements in Electric Machines, Electric motors for medical and clinical applications. S:135-156.
- 2) Yilmaz F H., AC ve DC servo sistem eğitim setinin gerçekleştirilmesi. Selçuk Üniversitesi, Elektrik Elektronik Müh. A.D. Yüksek Lisans Tezi, 2008.
- 3) Lang J.E, Mannava S., Floyd A.J ve ark. Specialty Updat: General Orthopaedics Robotic systems in orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93-B:1296–9.
- 4) <http://compassdesign.com/robodoc1/>, Ağustos 2017.
- 5) The smallest drive system in the world, Faulhaber, Schonaich, Germany, (2004), www.faulhaber.com
- 6) Kode V.R.C., and Cavusoglu M.C. (2007). Design and characterization of a novel hybrid actuator using shape memory alloy and d.c. micromotor for minimally invasive surgery applications, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 12(4):455-464.
- 7) Kornbluh R., Pelrine J., Eckerle J., and Joseph, J. (1998). Electrostrictive polymer artificial muscle actuators, *Int. Conf. on Robotics and Automation ICRA98*, pp. 2147–2154.
- 8) O’Neil S.J.. Advances in motor technology for the medical industry, *Medical Device and Diagnostic Ind. Magazine*, May issue.1997
- 9) Miniature motors. PortescapTM— A Danaher Motion Company, La Chaux-de-Fonds, Switzerland, 2006, www.portescap.com
- 10) Antaki J.F., Paden B.E., Burgreen G., and Groom N. (2001). Blood pump having a magnetically suspended rotor, U.S. Patent 6244835.
- 11) Fischer T., Potapov E.V., and Koster, A. (2003). The MicroMed deBakey VAD, Part I and II, *JECT*, vol. 35:274–286.
- 12) Antaki J.F., Paden B.E., Piovoso M.J., and Banda S.S. (2002). Awardwinning control applications, *IEEE Control System Magazine*, (12):8–20.

- 13) Ramdsden V.S., Watterson P.A., Holliday W.M., Tansley G.D., Reizes J.A., and Woodard J.C. (2000). A rotary load pump, *Journal IEEE Australia*, 20:17–22.
- 14) Salle D., Cepolina F., and Bidaud P. (2004). Surgery grippers for minimally invasive heart surgery, *IEEE Int. Conf. on Intell. Manip. and Grasping IMG04*, Genova, Italy.
- 15) Kode V.R.C., and Cavusoglu M.C. (2007). Design and characterization of a novel hybrid actuator using shape memory alloy and d.c. micromotor for minimally invasive surgery applications, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 12(4):455-464.
- 16) Neshkov T., and Dobrinov A. (2006). Novel type grippers for small objects manipulation, *Problems of Engineering, Cybernetics and Robotics*, 57, BAS, Sophia, Bulgaria, pp. 44–52.
- 17) Salle D., Cepolina F., and Bidaud P. (2004). Surgery grippers for minimally invasive heart surgery, *IEEE Int. Conf. on Intell. Manip. and Grasping IMG04*, Genova, Italy.
- 18) Stoianovici D., Cadeddu J., Demaree R.D., Basile H.A., Taylor R.H., Whitcom L.L., and Kavoussi L.R. (1997). A novel mechanical transmission applied to percutaneous renal access, *ASME Dynamic and Control Division*, 61:401–406.
- 19) Stoianovici D., Patriciu, A., Mazilu, D., and Kavoussi L. (2007). A new type motor: pneumatic step motor, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 12(2):98–106.
- 20) Mashimo T., and Toyama S. MRI-compatibility of a manipulator using a SUSM, *12th IFToMM World Congress*, Besancon, France. (2007).
- 21) Zhou Y S, Quan Y X., Yoshinaka K. and Ikeuchi K. A new medical microrobot for minimal invasive surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2001 215: 215
- 22) Morita T., Kurosawa M., Higuchi T., A cylindrical micro ultrasonic motor utilizing ZT thin film, *Sens. Actuators* 83 (2000) 225–230.
- 23) S.X. Dong, S.P. Lim, K.H. Lee, J.D. Zhang, L.C. Lim, Piezoelectric ultrasonic micromotor with 1.5 mm diameter, *IEEE Trans. UFFC* 50 (2000) 361–366.

- 24) K. Zhang, T.Y. Zhou, H. Wang, S.M. Yuan, Z. Zhao, K.L. Jiang, G.Z. Bai, Study on piezoelectric cylinder micro ultrasonic motor with 1 mm diameter, *Acta. Acustica* 29 (2004) 258–261.
- 25) Uzun B., Kemik defektlerinde ve ektremite uzatmalarında 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.
- 26) 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
- 27) 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
- 28) Younger ASE, Mackenzie WG, Morrison JB: Femoral forces during lengthening in children. *Clin Orthop.* 301: 55-63, 1994
- 29) http://www.shortsupport.org/Health/Leg-Lengthening/new_devel.html, 17Ağustos 2011.
- 30) http://www.shortsupport.org/Health/Leg-Lengthening/new_devel.html, 17Ağustos 2011.
- 31) <http://www.allongement-os-grandir.com>, 17Ağustos 2011.
- 32) E. Garron; S. Airaudi; D. Bouillien; P. Et al. 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
- 33) <https://ryortho.com/breaking/new-limb-lengthening-surgery-performed/>, 15 Ekim 2017
- 34) <http://www.whichmedicaldevice.com/by-manufacturer/285/687/magec-system>, 15 ekim 2017

- 35) <https://earlsview.com/2011/08/24/fda-clearance-precice-remote-control-leg-limb-lengthening-device/>, 16 Ekim, 2017
- 36) <https://www.foresight.org/Nanomedicine/>, Aralık 2017
- 37) <http://www.robotpark.com/academy/all-types-of-robots/nano-robots/>, Aralık 2017
- 38) <https://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/index>, Ağustos 2017.
- 39) <http://www.thk.com/?q=tr/node/4099>. Ağustos 2017.
- 40) <https://micromotion-drives.com/en/products/micro-components.html>. Eylül 2017.
- 41) <http://www.ortlieb.net/en/1/drive-technology/asca-servo-screw> / technology / functional -. Eylül 2017.
- 42) <http://www.ozelliklerinedir.com/lityum-iyon-li-ion-pil-ozellikleri-nelerdir/>. Eylül 2017.
- 43) <http://www.bilgiustam.com/kablosuz-ag-sistemi-nedir-nasil-calisir/> Ekim 2017.
- 44) Perez A., Mahar A., Negus C., Et. al. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. Med Eng Phys. 2008 Jul;30(6):755-60.
- 45) Ertem E. Vücut içinde ekstraskletal olarak kullanılan uzayabilen plak sisteminin geliştirilmesi. Dokuz Eylül Üniversitesi, Biyomekanik A.D. Yüksek Lisans Tezi, İzmir 2011.
- 46) Todd A. Kuiken, Bennet A. Butler, Tom Sharkey et al. Novel intramedullary device for lengthening transfemoral residual limbs. Journal of Orthopaedic Surgery and Research (2017) 12:53
- 47) Erikson U, James U. Roentgenological study of certain stump-socket relationships in above-knee amputees with special regard to tissue proportions, socket fit and attachment stability. Ups J Med Sci. 1973;78:203–14.
- 48) Bowen RE, Struble SG, Setoguchi Y, Watts HG. Outcomes of lengthening short lower-extremity amputation stumps with planar fixators. J Pediatr Orthop. 2005;25:543–7.
- 49) 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;33:460–5.
- 50) Hasler CC, Krieg AH. Current concepts of leg lengthening. *J Child Orthop*. 2012;6:89–104.
 - 51) Paley D, Herzenberg JE, Paremian G, Bhavre A. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79:1464–80.
 - 52) Jasiewicz B, Tesiorowski M, Kacki W, Kasprzyk M, Zarzycki D. Lengthening of congenital forearm stumps. *J Pediatr Orthop B*. 006;15:198–201.
 - 53) Peter R. Caldera, Maritz Laubscherb, W. David Goodiera. The role of the intramedullary implant in limb lengthening. *Injury, Int. J. Care Injured* 48S (2017) S52–S58
 - 54) 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;21:221–33.
 - 55) Baumgart R, Thaller P, Hinterwimmer S, Krammer M, Hierl T, Mutschler W. A fully implantable, programmable distraction nail (Fitbone): new perspectives for corrective and reconstructive limb surgery. In: Leung KS, Taglang G, Schnettler R, editors. *Practice of Intramedullary Locked Nails*. Berlin Heidelberg: Springer; 2006. p. 189–98.
 - 56) Cole JD, Justin D, Kasparis T, DeVlugt 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;32:129–39.
 - 57) Guichet J.-M., Deromedis B., Donnan L. T., Peretti G., Lascombes P., and Bado F., “Gradual femoral lengthening with the albizzia intramedullary nail,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 85, no. 5, pp. 838–848, 2003.
 - 58) Baumgart R., Betz A., and Schweiberer L., “A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 343, pp. 135–143, 1997.
 - 59) Krieg A. H., Thaller U. P. H., Fürmetz J., Wolf F., Eilers T., and Mutschler W., “Limb lengthening with fully implantable magnetically actuated mechanical

- nails (PHENIX_) - Preliminary results,” *Injury*, vol. 45, no. 1, pp. S60–S65, 2014.
- 60) Cole J. D, Justin D., Kasparis T., DeVlugt D., and Knobloch C., “The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): First clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia,” *Injury*, vol. 32, pp. 129–SD-139, 2001.
 - 61) Krieg A. H., Lenze U., Speth B. M, and Hasler C. C., “Intramedullary leg lengthening with a motorized nail,” *Acta Orthopaedica*, vol. 82, no. 3, pp. 344–350, 2011.
 - 62) M. Kenaway, C. Krettek, E. Liidakis, R. Meller, and S. Hankemeier, “Insufficient bone regenerate after intramedullary femoral lengthening: Risk factors and classification system,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 469, no. 1, pp. 264–273, 2011.
 - 63) D.H.O. Lee, K. J.U. Ryu, H. R. Y. Song, and S.-H.Han, “Complications of the Intramedullary SkeletalKinetic Distractor (ISKD) in distraction osteogenesis,” *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 472, no. 12, pp. 3852–3859, 2014.
 - 64) S. Mahboubian, M. Seah, A. T. Fragomen, and S. R. Rozbruch, “Femoral lengthening with lengthening over a nail has fewer complications than intramedullary skeletal kinetic distraction,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 470, no. 4, pp.1221–1231, 2012.
 - 65) Uzun B., *Ortopedik cerrahide kullanılan boy uzatma mekanizmalarının geliştirilmesi* Dokuz Eylül Üniversitesi, Biyomekanik A.D. Doktora Tezi, İzmir 2015.
 - 66) Havıtcıoğlu H., Baran Ö., Uzun B., Oflaz H. Intramedullary fixation pin. EP 1764050 A2. 21 Marc 2007
 - 67) 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.
 - 68) Garcia-Cimbrelo E, Curto dIM, Garcia-Rey E et al. The intramedullary elongation nail for femoral lengthening. *Journal of Bone & Joint Surgery – British Volume* 84:971–7. .2002

- 69) 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
- 70) 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
- 71) Leidinger B, Winkelmann W, Roedl R. [Limb lengthening with a fully implantable mechanical distraction intramedullary nail. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2006;144:419–426.
- 72) Kenaway M., Krettek C., Liodakis 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.
- 73) 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.
- 74) Lee D. H., Kim S., Lee J. W., Park H. , et al. A Comparison of the Device-Related Complications of Intramedullary Lengthening Nails Using a New Classification System. *Hindawi BioMed Research International*. Volume 2017, Article ID 8032510, :9
- 75) Serala B., . Garc J.M, Cegonino J., Doblare M., Serala F. Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN. *Injury, Int. J. Care Injured* (2004) 35, 130—135.
- 76) Sitthiseripratip K., Van Oosterwyck H., Vander Sloten J., et al. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. *Medical Engineering & Physics* 25 (2003) 99–106.
- 77) Gosling T., Hufner ., Westphal R. Overdistraction of the Fracture Eases Reduction in Delayed Femoral Nailing: Results of Intraoperative Force Measurements. *J Trauma*. 2006;61:900 –904.

- 78) 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.
- 79) Havııçıoğlu H., Düzel S., Baran Ö. Multiple canulated and self guided intramedullary nail. EP 2380514 (A1).26 November 2011.
- 80) Düzel S. Çok kanüllü kendinden kılavuzlu intramedüller tespit çivisi. Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji A.D. Uzmanlık Tezi. İzmir 2011.



8. EKLER

1. Etik Kurul Onay Belgesi

2. Arbis Özgeçmiş Formu



DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

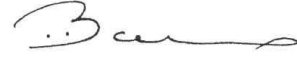
Konu: Karar hk.- 344

20.08.2013

Sayın Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU,

Kurulumuz tarafından 15.08.2013 tarih ve 1126-GOA protokol numaralı 2013/30-04 karar numarası ile görüşülen **“Mini ve Nano Robot Motorlarının Geliştirilmesi ve Ortopedik Cerrahide Uygulanması”** konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.



Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi Inciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2013/31-04	Tarih: 22.08.2013
	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU'nun sorumlusu olduğu "Mini ve Nano Robot Motorlarının Geliştirilmesi ve Ortopedik Cerrahide Uygulanması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu
ETİK KURUL ÜYELERİ	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr..Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Psikiyatri Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Hüseyin BAŞKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Bilgin CÖMERT	İç Hastalıkları (Yoğun Bakım B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.İşıl TEKME	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43
	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	1126-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Mini ve Nano Robot Motorlarının Geliştirilmesi ve Ortopedik Cerrahide Uygulanması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU Ortopedi A.D.
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI
Fatih ERTEM

TC Kimlik No / Pasaport No:	21517619080
Doğum Yılı:	24.06.1985
Yazışma Adresi :	Altıntaş Mah. 962 Sok. No:93 D:4 Üçyol/İzmir
Telefon :	5386209680
Faks :	
e-posta :	fatih_ertem@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
TR	Gazi Üniversitesi	Teknik Eğitim Fakültesi	Makine Eğitim A.D	2.83	2009
TR	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enst.	Biyomekanik A.D	3.40	2011
TR	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enst.	Biyomekanik A.D	3,60	2018

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversitesi	TR	İzmir	Biyomekanik A.D.	Araş. Gör.	2015-2018

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları
Biyomekanik

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			38
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden

	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
☐			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Karaarslan A. A., Acar N., Örgen Y., Aycan H., Ertem F. , Sesli E. "A novel nail providing more biomechanical rotational and axial stability than conventional interlocking nail in femur complex fracture model". Eur J Trauma Emerg Surg (2017) 43:491–496. (2017) 43:491–496
Kar A, Demirkıran ND, Tatari H, Uzun B, Ertem F. "Hexagonal grafts in mosaicplasty: Biomechanical comparison of standard cylindrical and novel hexagonal grafts in calf cadaver model" Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica 51 (2017) 160-164.
Karakaşlı A, Acar N, Özcanhan MH, Ertem F. "Biomechanical comparison of pullout strengths of five cortical screw types: An innovative measurement method". Eklem Hastalık Cerrahisi. 2016 Dec;27(3):138-45.
Acar N, Karakaşlı A, Özcanhan MH, Ertem F. , Erduran M. "The Mechanical Effect of Rod Contouring on Rod-Screw System Strength in Spine Fixation". J Korean Neurosurg Soc. 59(5): 425-9.
Karakaşlı A, Acar N, Karaaslan AA, Ertem F. , Havıtcıoğlu H "A novel adjustable dynamic plate for treatment of long bone fractures: An in vitro biomechanical study". Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma . 7S (2016) 177–183.
Karakaşlı A, Başcı O, Ertem F. , Skiak E, Havıtcıoğlu H, "Dual Plating for Fixation of Humeral Shaft Fractures: Mechanical Comparison of Various Combinations of Plate Lengths", Acta Orthop Traumatol Turc, Vol 49, No 5 (2015).
Hapa O, Barber FA, Başcı O, Horoz L, Ertem F. , Karakaşlı A, Havıtcıoğlu H. "Biomechanical Performance of Hip Labral Repair Techniques". Arthroscopy . 2016 Jun;32(6).
Karaaslan AA, Karakaşlı A, Aycan H, Ertem F. , Sesli E. "Biomechanical comparison of three-point bending resistance of titanium and stainless steel locking screws in intramedullary nails". Eklem Hastalık Cerrahisi, 2015;26(3):145-150.
Karaaslan AA, Aycan H, Mayda A, Ertem F. , Sesli E. "Biomechanical comparison of femoral

intramedullary nails for interfragmentary rotational stability". Eklem Hastalık Cerrahisi 2015;26(3):131-136.

Skiak, E, Karakaşlı A, Başcı O, Satoğlu İS, **Ertem F**, Havıtcıoğlu H. "*Distal femoral derotational osteotomy with external fixation for correction of excessive femoral anteversion in patients with cerebral palsy*". Journal of Pediatric Orthopaedics B, 2015, 2015.

Cabuk H, Avcı A, Durmaz H, Cabuk FK, **Ertem F**, Şener M. "*The effect of diclofenac on matrix metalloproteinase levels in the rotator cuff*". Arch Orthop Trauma Surg., 134(12):1739-44. 2014.

Roemhildt ML, Beynnon BD, Gauthier AE, Gardner-Morse M, **Ertem F**, Badger GJ. "*Chronic in vivo load alteration induces degenerative changes in the rat tibiofemoral joint*". Osteoarthritis and Cartilage, 21(2):346-57. 2013.

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Kara A, Çeçen B, **Ertem F**, Bilici G, Havıtcıoğlu H. Loofah and collagen scaffolds with PRP for cartilage tissue engineering: Comparative in vivo study. 25th EORS Congress. Poster Sunum. Munich, 2017.

Karakaşlı A, **Ertem F**, Kızmazoğlu C, Havıtcıoğlu H. Kinematics of a Novel Mobile Telescopic Spinal Fixation System. 25th EORS Congress. Sözlü Sunum. Munich 2017.

Horoz L, Başcı O, Karakaşlı A, Havıtcıoğlu H, Hapa O, **Ertem F**, Demirkıran ND. Kalça Labrum Yırtıklarının Tamirinde Farklı Sütür Tekniklerinin Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması. 25. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi; Sf.. , Antalya, 2015. (*Sözlü Sunum*).

Karakaşlı A, Hapa O, Erduran M, Zhamilov V, Havıtcıoğlu H, **Ertem F**. Kifoz Deformite Tedavisinde, Posterior Spinal Enstruman Distalde Çıkmanın (Pullout) Önlenmesi; Değişik Tespit Yöntemlerinin Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması. 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi Bildiri Kitapçığı; Sf:62, S17-10, Antalya, 2014. (*Sözlü Sunum*).

Karakaşlı A, Başcı O, Skiak E, **Ertem F**, Havıtcıoğlu H. Humerus Diafiz Kırıklarında İkili Plaklama: Çeşitli Plak Uzunlukları Kombinasyonlarının Mekanik Karşılaştırılması. 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi Bildiri Kitapçığı; Sf:14, S2-6, Antalya, 2014. (*Sözlü Sunum*).

Karakaşlı A, Başcı O, Skiak E, **Ertem F**, Havıtcıoğlu H. Humerus Diafiz Kırıklarında İkili

Plaklama: Çeşitli Plak Uzunlukları Kombinasyonlarının Mekanik Karşılaştırılması. VII. Uluslararası Katılımlı Ulusal Biyomekanik Kongresi Bidiri Kitapçığı; Sf:45, Isparta, 2014. *(Sözlü Sunum)*.

Dinçer C, Karakaşlı A, Uzun B, **Ertem F**, Taylan O, Havıtcıoğlu H. Çok Eklemlı Kontrollü Kalça Protezi Tasarımının Geliştirilmesi ve Biyomekanik Özellikleri. VII. Uluslararası Katılımlı Ulusal Biyomekanik Kongresi Bidiri Kitapçığı, S:99, Isparta, 2014. *(Sözlü Sunum)*.

Düzel S, **Ertem F**, Taylan O, Uzun B, Havıtcıoğlu H. Uzun Kemiklerin Tedavisinde Kendinden Kılavuzlu Çok Kanallı İntramedüler Tespit Çivisinin Geliştirilmesi. Ortopedi-Travmatoloji, Biyomekanik Araştırmalarda İnovasyon ve AR-GE Etkinlik Kitapçığı; S:84-86. Balçova, 2013 *(Sözlü Sunum)*.

Havıtcıoğlu H, Kumtepe E, **Ertem F**. Akıllı Telemetrik Halluks Valgus Ayakkabısı. Ortopedi-Travmatoloji, Biyomekanik Araştırmalarda İnovasyon ve AR-GE Etkinlik Kitapçığı; S:69-71, Balçova, 2013. *(Sözlü Sunum)*.

Ertem F, Havıtcıoğlu Ç, Erduran M, Havıtcıoğlu H. Genişleyebilen Kemik Tespit Çivisinin Geliştirilmesi. Ortopedi-Travmatoloji, Biyomekanik Araştırmalarda İnovasyon ve AR-GE Etkinlik Kitapçığı; S:38-39, Balçova, 2013 . *(Sözlü Sunum)*.

Uzun B, **Ertem F**, Düzel S, Baran Ö, Havıtcıoğlu H. Comparison between a standard intramedullary nail and self-guided multiple cannulated intramedullary nail. Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, Page 1. V. Uluslararası Katılımlı Ulusal Biyomekanik Kongresi, Çeşme, 2010. *(Sözlü Sunum)*.

Erduran M, Karakaşlı A, **Ertem F**, Taylan O, Yıldız DV, Çelik S, Havıtcıoğlu H. Biomechanical effects of the distance from the fracture zone to the interlocking fixation screw of intramedullary nail. Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, Page 4. V. Uluslararası Katılımlı Ulusal Biyomekanik Kongresi, Çeşme, 2010. *(Sözlü Sunum)*.

Comparison between a standart intramedullary nail and self-guided multiple cannulated intramedullary nail, Bora Uzun, **Fatih Ertem**, Savas Düzel, Önder Baran, Hasan Havitcioglu. V. National Biomechanics Congress, Izmir, Turkey Journal of Biomechanics, Volume 44, Supplement 1, May 2011, Page 1. (September2010).

Biomechanical effects of the distance from the fracture zone to the interlocking fixation screw of intramedullary nail, Mehmet Erduran, Ahmet Karakasli, **Fatih Ertem**, Orcun Taylan, Didem V. Yildiz, Salih Celik, Hasan Havitcioglu. V. National Biomechanics Congress, Izmir, Turkey. Journal of Biomechanics Volume 44, Supplement 1, Page 4, (May 2011)