

**T. C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

**EVERTÖR VE İNVERTÖR KAS DİSFONKSİYONUNDA
KULLANILMAK ÜZERE TASARLANMIŞ AYAK
EGZERSİZ APARATININ MEVCUT ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ VE GELİŞTİRİLMESİ**

Yüksek Lisans Tezi

Ufuk ATEŞOĞLU

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Serap YEŞİLKIR BAYDAR

İstanbul – 2023

TEZ TANITIM FORMU

Yazar Adı Soyadı : Ufuk ATEŞOĞLU

Tezin Dili : Türkçe

Tezin Adı : Evertör ve İnvirtr Kas Disfonksiyonunda Kullanılmak zere
Tasarlanmış Ayak Egzersiz Aparatının Mevcut zelliklerinin
Değerlendirilmesi ve Geliştirilmesi

Enstitü : İstanbul Geliőtme Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı : Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tezin Türü : Yüksek Lisans

Tezin Tarihi : 20.07.2023

Sayfa Sayısı : 65

Tez : Dr. Öğr. Üyesi Serap YEŞİLKIR BAYDAR

Danışmanları

Dizin Terimleri : Ayak egzersizi, biyomekanik, Clubfoot deformitesi, Evertör
kas, invertör kas, Tıbbi cihaz tasarımı, 3B Yazıcı

Türkçe zet :

Dağıtım Listesi : 1. İstanbul Geliőtme Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsüne
2. YK Ulusal Tez Merkezine

İmzası

Ufuk ATEŞOĞLU

T. C.
İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

EVERTÖR VE İNVERTÖR KAS DİSFONKSİYONUNDA
KULLANILMAK ÜZERE TASARLANMIŞ AYAK
EGZERSİZ APARATININ MEVCUT ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ VE GELİŞTİRİLMESİ

Yüksek Lisans Tezi

Ufuk ATEŞOĞLU

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Serap YEŞİLKIR BAYDAR

İstanbul – 2023

BEYAN

Bu tezin hazırlanmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğu, kullanılan verilerde herhangi tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez olarak sunulmadığını beyan ederim.

Ufuk ATEŞOĞLU

.../.../2023



İSTANBUL GELİŞİM ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Ufuk ATEŞOĞLU'nun Evertör ve İnvörtör Kas Disfonksiyonunda Kullanılmak Üzere Tasarlanmış Ayak Egzersiz Aparatının Mevcut Özelliklerinin Değerlendirilmesi ve Geliştirilmesi adlı tez çalışması, jürimiz tarafından Mekatronik Mühendisliği anabilim dalı, Mekatronik Mühendisliği bilim dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan

Prof. Dr. Bedri YÜKSEL

Üye

Doç. Dr. Osman Nuri ÖZYALVAÇ

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Serap YEŞİLKIR

BAYDAR

(Danışman)

ONAY

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

... / ... / 2023

İmzası

Prof. Dr. İzzet GÜMÜŞ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Doğuştan çarpık ayak deformitesi – Clubfoot – tüm dünyada en sık karşılaşılan ayak deformitelerinden biridir. Bu hastalıkta görülen ayaktaki şekil bozukluğu güncel tedavi yöntemleri ile bir şekilde düzeltilse de birçok hastada zamanla ayak evertör kas zayıflığına bağlı olarak yan basarak yürüme – dinamik supinasyon – sorunu ortaya çıkmaktadır. Günümüzde çocuklarda ayak evertör kaslarını güçlendirecek etkili bir fizik tedavi ya da egzersiz yöntemi bulunmamaktadır ve cerrahi tedavilere ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle çocukların doğru ve etkili bir biçimde egzersizleri yapamaması ve ameliyat sonrasında yeniden nüksetmesi söz konusudur. Bu nedenlerle bu kasların güçlendirilmesi ve gerekli egzersizlerin doğru ve etkili bir biçimde yapılabilmesi için farklı ve etkin yaklaşımların geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu konu paralelinde, tez çalışmamızda, Doç. Dr. Osman Nuri Özyalvaç tarafından yürütülen TEYDEB 1507 Programı, 7201279 sayılı proje kapsamında üretilmiş olan prototip ayak egzersiz aparatı (Pedped₁) üzerinde ilave çalışmalar sürdürülmüştür. Bu kapsamda geliştirilen aparat detaylı şekilde incelenmiş ve evertör kas güçlendirmesinde daha etkin bir şekilde kullanılması için çalışmalar yapılmıştır. Ek biyomedikal cihaz tasarımı yapılmış ve mekatronik yaklaşımlar uygulanarak üretilen aparatın daha etkin kullanılacak şekilde geliştirilmesine çalışılmıştır.

Tez çalışmasının ilk basamağında, aparatın kullanılması sırasında yaşanan sorunlar tespit edilmiştir. Bu sorunları gidermek ve aparatı daha etkin bir şekilde kullanılacak duruma getirmek için, çalışmalarımız sırasında (1) prototipin mekanik tasarımı ele alınmış, serbestlik derecesi reel ve dijital ortamda hesaplanmış, (2) prototipin imalatında kullanılan malzemeler incelenmiş ve 3 boyutlu (3B) yazıcı ile üretilmesi için uygun bir malzeme çeşidi belirlenmiş, (3) kumanda tasarımı ve kablosuz bağlantısı kontrol edilmiş ve son olarak (4) prototipe dair veriler değerlendirilerek optimum tasarım Pedped₂ 3B yazıcı ile üretilmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre; (1) prototipin serbestlik derecesi 27.4 iken tasarlanan yeni aparatta bu değerler 31.8 olmuştur, (2) 3B yazıcı ile üretilmesi için Tough PLA malzemesi uygun görülmüş, böylece hafif, kullanımı ve üretimi kolay bir aparat elde

edilmiştir, (3) kumanda tasarımı, kablosuz bağlantı için bluetooth bağlantıları incelenmiştir, (4) klinik kullanıma uygun olacak şekilde bu yeni tasarımın kullanımı ve üretimi kolay, hafif gibi özelliklerinin öne çıktığı belirlenmiştir, (5) son olarak ise yeni tasarımın daha iyi bir performans gösterebilmesi için ağırlık merkezinin dağıtılarak boyutunun optimize edilmesine yönelik çalışmalara ağırlık verilmesinin uygun olacağına kanaat getirilmiştir.

Çalışmamızda ilk kez olarak evertör ve invertör kas disfonksiyonu için kullanılabilecek ortopedik bir aparatın geliştirilmesine yönelik tasarımsal ve mekatronik bir yaklaşım ortaya konmuştur. Ayrıca bu çalışmada elde edilen sonuçlar TÜBİTAK tarafından yayınlanan Ulusal Bilim ve Teknoloji Politikaları 2003 – 2023 Strateji Belgesinde belirtildiği üzere “sağlık alanında, ülke sınırları içinde yaşayan herkese, her yerde ve her zaman, çağdaş teknolojiyle donatılmış, yaşam bilimleri alanındaki yeniliklere uyum yeteneğine sahip, yüksek nitelikli, ekonomik sağlık hizmetleri sağlamak; yaşam bilimleri ve biyoteknoloji alanlarında yetkinlik kazanarak, yüksek teknolojili tedavi sistemlerini ve bu amaçla kullanılan malzeme ve cihazları geliştirmek ve üretmek” amacına da katkı sağlamıştır.

Anahtar Kelimeler: Çarpık ayak deformitesi (clubfoot), biyomekanik, 3B yazıcı, ortopedik aparat, evertör kas, invertör kas, tıbbi cihaz tasarımı

SUMMARY

Congenital clubfoot is one of the most common foot deformities worldwide. Although the deformity of the foot seen in this disease can be corrected somewhat with current treatment methods, many patients develop the problem of side-stepping walking - dynamic supination - due to foot evertor muscle weakness over time. Today, there is no effective physical therapy or exercise method to strengthen the foot evertor muscles in children and surgical treatments are needed. Especially children cannot perform the exercises correctly and effectively and relapse after surgery is possible. For these reasons, there is a need to develop different and effective approaches to strengthen these muscles and to perform the necessary exercises correctly and effectively.

In parallel with this issue, in our thesis study, additional studies were carried out on the prototype foot exercise apparatus (Pedped₁) produced within the scope of the TEYDEB 1507 Programme, project numbered 7201279, carried out by Assoc. Prof. Dr. Osman Nuri Özyalvaç. In this context, the apparatus developed in this context was examined in detail and studies were carried out for more effective use in evertor muscle strengthening. Additional biomedical device design was made and mechatronic approaches were applied to develop the apparatus to be used more effectively.

In the first step of the thesis, the problems encountered during the use of the apparatus were identified. In order to overcome these problems and to make the apparatus more effective, (1) the mechanical design of the prototype was analysed, the degrees of freedom were calculated in real and digital environment, (2) the materials used in the manufacture of the prototype were examined and a suitable material type was determined to be produced with a 3D printer, (3) the control design and wireless connection were checked, and finally (4) the optimum design was produced with the Pedped₂ 3D printer by evaluating the data of the prototype.

According to the results obtained; (1) while the degree of freedom of the prototype was 27.4, this value was 31.8 in the new apparatus designed. 8, (2) Tough

PLA material was deemed suitable for production with a 3D printer, thus a lightweight, easy to use and easy to produce apparatus was obtained, (3) control design, bluetooth connections for wireless connection were examined, (4) it was determined that the features of this new design such as easy to use, easy to produce and lightweight were determined to be prominent in order to be suitable for clinical use, (5) finally, it was concluded that it would be appropriate to focus on studies to optimise the size by distributing the centre of gravity in order for the new design to perform better.

In our study, for the first time, a design and mechatronic approach for the development of an orthopaedic apparatus that can be used for evertor and inverter muscle dysfunction is presented. the results obtained in this study have been analysed. In addition, the results obtained in this study have also contributed to the purpose of "providing high quality, economic health services equipped with modern technology, capable of adapting to innovations in the field of life sciences, equipped with modern technology, to everyone living within the borders of the country, anywhere and anytime in the field of health, as stated in the National Science and Technology Policies 2003 - 2023 Strategy Document published by TÜBİTAK; to develop and produce high-tech treatment systems and materials and devices used for this purpose by gaining competence in the fields of life sciences and biotechnology".

Keywords: Clubfoot deformity, biomechanics, 3D printer, orthopaedic apparatus, evertor muscle, inverter muscle, medical device design

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
SUMMARY	iii
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR	vii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
ÖNSÖZ.....	xi
GİRİŞ	1

BİRİNCİ BÖLÜM TARİHÇE VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ

1.1. Evertör ve İnvörtör Kas Kısalığı Tarihiçesi	3
1.1.1. Evertör ve İnvörtör Kas Kısalığı Görülme Sıklığı ve Etkenler	13
1.2. Uygulanan Tedavi Yöntemleri	14
1.2.1. Ponseti yöntemi	14

İKİNCİ BÖLÜM 3 BOYUTLU YAZICILAR VE MEDİKAL CİHAZ ÜRETİMİ

2.1. Üç Boyutlu Yazıcılar ve Medikal Kullanımları.....	15
2.1.1. 3 boyutlu yazıcı çeşitleri.....	15
2.1.1.1. Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)	16
2.1.1.2. Enerji biriktirme (Energy deposition)	16
2.1.1.3. Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion)	16
2.1.1.4. Malzeme püskürtme (Materials jetting)	16
2.1.1.5. Toz yatağı füzyonu (Powder bed fusion)	17
2.1.1.6. Levha laminasyonu (Sheet lamination)	17
2.1.1.7. Tekne fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization)	17
2.1.2. 3 boyutlu yazıcıların medikal kullanımı.....	17
2.1.2.1. 3B yazıcı ile ilaç uygulaması.....	18
2.1.2.2. İmplant ve doku tasarımı	18
2.1.2.3. Medikal eğitim ve araştırma	18
2.2. Medikal cihaz üretiminde dikkat edilmesi gerekenler.....	18
2.2.1. Biyomedikal cihazların tasarım prensipleri.....	19

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal.....	21
3.2. Yöntem	21
3.2.1. Aparatın mekanik olarak ele alınması	21
3.2.1.1. Bağlantı kısmı.....	22
3.2.1.2. Ana gövde.....	23
3.2.1.3. Pedal	24
3.2.2. Aparatın mekanik olarak yeniden tasarlanması.....	24
3.2.2.1. Ana gövde.....	26
3.2.2.2. Pedal	28
3.2.3. Prototipin 3B yazıcı ile üretilmesi	30
3.2.3.1. 3B yazıcının incelenmesi.....	30
3.2.3.2. Kullanılan filamentin incelenmesi.....	32
3.2.4. Aparatın elektronik olarak ele alınması.....	34
3.2.4.1. PCB kart	34
3.2.4.2. Potansiyometre	36
3.2.4.3. Batarya.....	37
3.2.5. Aparatın uygulamasının ele alınması	38
SONUÇ VE TARTIŞMA.....	43
KAYNAKÇA	46

KISALTMALAR

3B	:	3 Boyut
ABS	:	Acrylonitrile Butadiene Styrene
ASTM	:	American Society for Testing and Materials
DLP	:	Digital Light Processing
EBM	:	Electron Beam Melting
FDM	:	Fused Deposition Modelling
FFF	:	Fused Filament Fabrication
LENS	:	Laser Engineered Net Shaping
LOM	:	Laminated Object Manufacturing
PCB	:	Printed Circuit Board
PCM	:	Power Control Modul
PEV	:	Pes Ekinovarus
PLA	:	Polylactic Acid
SHS	:	Selective Heat Sintering
SLA	:	Stereolithography
SLM	:	Selective Lazer Melting
SLS	:	Selective Lazer Sintering
TEYDEB	:	Teknoloji ve Yenilik Destek Programları Başkanlığı
THT	:	Through Hole Technology
UAM	:	Ultrasound Additive Manufacturing
UV	:	Ultraviolet

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Pedped ₁ 'in Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	22
Tablo 2. Pedped ₁ 'in Bağlantı Kısımının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	23
Tablo 3. Pedped ₁ 'in Ana Gövdesinin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	24
Tablo 4. Pedped ₁ 'in Pedalının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler.....	24
Tablo 5. Pedped ₂ 'nin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	26
Tablo 6. Pedped ₂ Ana Gövdesinin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	28
Tablo 7. Pedped ₂ Pedalının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler	29
Tablo 8. 3B Yazıcının Avantajları.....	30
Tablo 9. BCN3D Epsilon W50 3B Yazıcı Özellikleri.....	31
Tablo 10. Pedped ₁ ile Pedped ₂ 'nin karşılaştırılması.....	32
Tablo 11. ATMega328P Mikroşlemci Özellikleri	35
Tablo 12. Alps Alpine 29 0001 Potansiyometre Özellikleri.....	37
Tablo 13. Power – Xtra Batarya Özellikleri.....	38

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. (a) Mısır Firavunu Siptah'ın Mumyasındaki Clubfoot Rahatsızlığı, (b) Mısır mezarlığında bulunan Clubfoot rahatsızlığına sahip bir erkeğin tasviri	4
Şekil 2. Hephaestus'un ayaklarındaki bozukluğun Etruscan vazosundaki tasviri, The Kunsthistorisches Museum of Vienna.....	5
Şekil 3. Ambroise Pare tarafından kullanılan cihazın tasviri.....	5
Şekil 4. William Cheselden tarafından Clubfoot tedavisi için kullanılan yumurta akı ve una batırılmış paçavralardan yapılan bandaj.....	6
Şekil 5. (a) Jean – Andre Venel'in portesi (1740 – 1791) ve (b) “Sabot de Venel”, Clubfoot rahatsızlığını tedavi için aktif bir destek.....	6
Şekil 6. (a) Antonio S. Scarpa'nın Clubfoot rahatsızlığı için yaptığı anatomik inceleme örneği ve (b) kullandığı tedavi yönteminin bir tasviri	7
Şekil 7. 18. Yüzyılın sonlarında kullanılmış bir atel örneği	8
Şekil 8. Delpech'in tenotomi işleminden sonra kullandığı aparat / hastanın ayağının 3 yıl sonraki durumu.....	9
Şekil 9. (a) Clubfoot rahatsızlığını tedavi etmek için kullanılan Thomas anahtarı ve (b) uygulaması.....	10
Şekil 10. Abel M. Phelps'nin kullandığı Clubfoot makinası.....	10
Şekil 11. Schultze Makinası	11
Şekil 12. Clubfoot Tedavisi, Rizzoli Ortopedik Enstitüsü, Bologna	11
Şekil 13. Robert Jones Clubfoot'u Azaltmak İçin Thomas Anahtarını Kullanırken.....	12
Şekil 14. Denis Browne Ateli.....	13
Şekil 15. Ponseti yöntemi uygulaması.....	14
Şekil 16. 3B yazıcı teknolojisinin kullanım alanlarını gösteren şema	15
Şekil 17. İnsan – Enstrumantasyon sistemi	19
Şekil 18. Ayak egzersiz aparatının ilk versiyonu (Pedped ₁).....	22
Şekil 19. Pedped ₁ 'in bağlantı kısmı	23
Şekil 20. Pedped ₁ 'in ana gövdesi	23
Şekil 21. Egzersiz aparatı Pedped ₁ 'in pedal kısmı.....	24
Şekil 22. Egzersiz aparatı Pedped ₂	26
Şekil 23. Pedped ₂ ayak üzerinde gösterimi.....	27
Şekil 24. Pedped ₂ 'nin ana gövdesi	28
Şekil 25. A. Pedped ₂ pedal B. Pedped ₂ pedal üst oturma kısmı C. Pedal	29
Şekil 26. BCN3D Epsilon W50 3B Yazıcı	31
Şekil 27. Filament karşılaştırma grafiği.....	32
Şekil 28. PCB kart.....	34
Şekil 29. ATMega328P mikroişlemci	35
Şekil 30. ATMega328P proteus devre şeması	35
Şekil 31. Alps Alpine 29 0001 potansiyometre	37

Şekil 32. Batarya	38
Şekil 33. Oyun görseli.....	39
Şekil 34. Oyun ile ayak egzersiz aparatının bağlantı kurulum ekranı.....	39
Şekil 35. Cihazın optimize edilme aşamaları A-E	41
Şekil 36. Elma boyutu ve düşme hızı ayarlama	41
Şekil 37. Rapor bölümü	42



ÖNSÖZ

Lisansüstü eğitimim boyunca akademik bilgisini ve tecrübesini benden esirgemeyen kıymetli Danışman Hocam Dr. Öğr. Üyesi Serap YEŞİLKIR BAYDAR'a, tez çalışmalarımın temelini oluşturan, bu çalışmaların sürdürülmesinde akademik bilgisini ve desteğini her zaman benimle paylaştığı için minnettar olduğum Doç. Dr. Osman Nuri ÖZYALVAÇ'a ve lisansüstü eğitimim boyunca göstermiş olduğu akademik destek ve ilgisi için saygıdeğer Hocam Prof. Dr. Bedri YÜKSEL'e sonsuz teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımın gerçekleştirilmesinde gerekli imkan ve alt yapıyı sağlayan Mekatronik Mühendisliği Bölüm Başkanımız Sayın Prof. Dr. Hamdi Alper ÖZYİĞİT Hocam'a, Dr. Öğr. Üyesi Kenan ŞENTÜRK, Dr. Öğr. Üyesi Cansu NOBERİ, Dr. Öğr. Üyesi Safar POURABBAS hocalarıma ve deneysel çalışmalarım sırasındaki ilgi, yardım ve yol göstericiliği için Arş. Gör. Tunay ACIMAN'a teşekkürü bir borç bilirim. Bununla birlikte bu çalışmanın yerine getirilmesine imkan sağlayan Yaşam Bilimleri ve Biyomedikal Mühendisliği Uygulama ve Araştırma Merkezine, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'ne, Mekatronik Mühendisliği Bölüm Başkanlığı'na ve bütün değerli hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmalarında kullanılan parçaların üretimi konusunda yardımcı olan TURSAN Çelik Yay San. ve Tic. Ltd. Şti. ve 3Dörtgen teknoloji firmalarına teşekkür ederim.

Hayatım ve eğitimim sürecinde bana destek olan, benden maddi ve manevi desteklerini hiç esirgemeyen, en değerli varlıklarım sevgili anneme, babama ve ağabeyime teşekkürlerimi sunarım.

GİRİŞ

Son yıllarda sağlık alanındaki mühendislik çalışmalarının hızlı bir gelişme göstermesiyle tanı, teşhis ve tedavi amacıyla kullanılabilecek binlerce ürün insanlığın hizmetine sunulmaya başlanmıştır. Gerek hastanelerde gerekse hasta başı uygulamalarda kullanılabilecek kit, aparat ve cihazların sayısının gün geçtikçe artış gösterdiği görülmektedir. Bu ürünlerin gerek işlevsel gerekse tasarımsal olarak kullanıcı odaklı geliştirilmesi ise öne çıkan en önemli konulardan bir tanesidir.

TÜBİTAK yayınladığı Ulusal Bilim ve Teknoloji Politikaları 2003 – 2023 Strateji Belgesinde bu konudaki farkındalığın artması amacıyla konunun uzmanlarına aşağıdaki amaçları sunmuştur:

- Sağlık alanında, ülke sınırları içinde yaşayan herkese, her yerde ve her zaman, çağdaş teknolojiyle donatılmış, yaşam bilimleri alanındaki yeniliklere uyum yeteneğine sahip, yüksek nitelikli, ekonomik sağlık hizmetleri sağlamak;
- Yaşam bilimleri ve biyoteknoloji alanlarında yetkinlik kazanarak, yüksek teknolojili tedavi sistemlerini ve bu amaçla kullanılan malzeme ve cihazları geliştirmek ve üretmek.

Sağlık alanında, yukarıda belirtilen amaçlara yönelik, özellikle ortopedi alanında oldukça önemli miktarda alet ve cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Ortopedide kullanılan tıbbi cihazların büyük bir kısmının yurt dışından ithal edilmesi ve bazı ihtiyaçlara yönelik tıbbi ürünlerin bulunamaması, bu alanda ülkemizde yapılabilecek pek çok çalışmanın olduğuna işaret etmektedir (Yıldırım vd., 2013) (Arık vd., 2016) (Kılıçarslan vd., 2019). Bu nedenle tez çalışmasında bu amaç ve ihtiyaçlar doğrultusunda mekatronik mühendisliği yaklaşımları biyomedikal cihaz tasarımlarıyla birlikte kullanılarak Doç. Dr. Özyalvaç tarafından geliştirilen bir prototip ele alınmış ve yapılan çalışmalar ile etkinliği artırılarak kullanıcı dostu bir aparat haline getirilmiştir. Söz konusu aparat doğuştan çarpık ayak (clubfoot) disformitesinin etkin bir şekilde iyileştirilebilmesi için kullanılabilecektir. Günümüzde sağlık alanında benzeri bir aparat bulunmamakta ve kullanılmamaktadır.

Çarpık ayak (Clubfoot) deformitesi, doğuştan meydana gelen, dünyada ve ülkemizde 1/1000 insidans ile en yaygın şekilde görülen ortopedik rahatsızlıklardan bir tanesidir. Evertör ve invertör kasların çalışmaması (disfonksiyonu) yanlış ayak

basmaya sebep olur ve bu durum hasta için acı veren, rahatsız bir durum olarak yaşanır (Dimeo vd., 2012) (Özyalvaç vd., 2019). Clubfoot tedavisi için çok eski zamanlardan beri çeşitli yaklaşımların uygulandığı bilinmektedir. Antik çağlardan günümüze gelen tarihi belgelere bakıldığında ayak disformitesinin resmedildiği ve o zamanlardan beri bu disformitenin söz konusu olduğu görülebilmektedir. Bu durumun varlığına tarihi evraklarda rastlanıldığı gibi tedavisi için de bazı yaklaşımların sergilendiği yine tarihsel süreçte elde edilen buluntularda karşımıza çıkmaktadır. İlk araştırma ve teşhis ile ilgili yazılı belgenin M.Ö. 400 yılında Hipokrat'ın yazmış olduğu bir raporda tespit edilmiştir; ancak Hipokrat'ın yazmış olduğu belgede bulunan tedaviye ilişkin bilgilerin Hipokrat'tan çok önce bile bilinmekte olduğuna inanılmaktadır. Hipokrat'ın yazılı belgesinden sonraki 2000 yıl boyunca bu konu ile ilgili çok fazla bilgiye ulaşılamamaktadır. M.S. 1500'lü yıllardan itibaren ise evertör ve invertör kaslarının disformitesine yönelik tedaviler ile ilgili kayıt altına alınabilmiş yöntemlere ve yazılı belgelere ulaşılabilmektedir (Hernigou vd., 2017a).

Günümüze bakıldığında ise egzersizler, fizik tedavi ve/veya cerrahi yaklaşımlar ile tedavi edilmeye ve bireylerin günlük hayatını kolaylaştırmaya çalışılmaktadır. Ancak bu tedavilerin başarı oranlarının düşük olması ve/veya yan basma durumunun nüksetmesi söz konusudur. Clubfoot tedavisi için kullanılan *Ponseti Yöntemi*, manuel uygulamalar ve cerrahi müdahaleler patolojinin iyileştirilmesinde etkin sonuç verememektedir. Bu durum da yeni tedavi yöntemlerine ne kadar çok ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir (Ryan,1994) (Little vd., 2019) (Siu vd., 2020).

Clubfoot disformitesinde söz konusu kasların disfonksiyonu ve tedavi protokolünde yer alan egzersizler özellikle çocuk yaşta kişiler tarafından doğru ve etkili bir biçimde yapılamamaktadır. Bu nedenle farklı bir yaklaşımın ortaya konulmasına oldukça ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüzün teknoloji ve mühendislik yaklaşımlarının sağlık sektöründeki inanılmaz katkıları bu disfonksiyonun iyileştirilebilmesine yönelik bir aparatın üretilmesi ve geliştirilmesine zemin hazırlamıştır. Bu alanda yapılacak tıbbi cihazların sayısının daha da artması beklenmektedir.

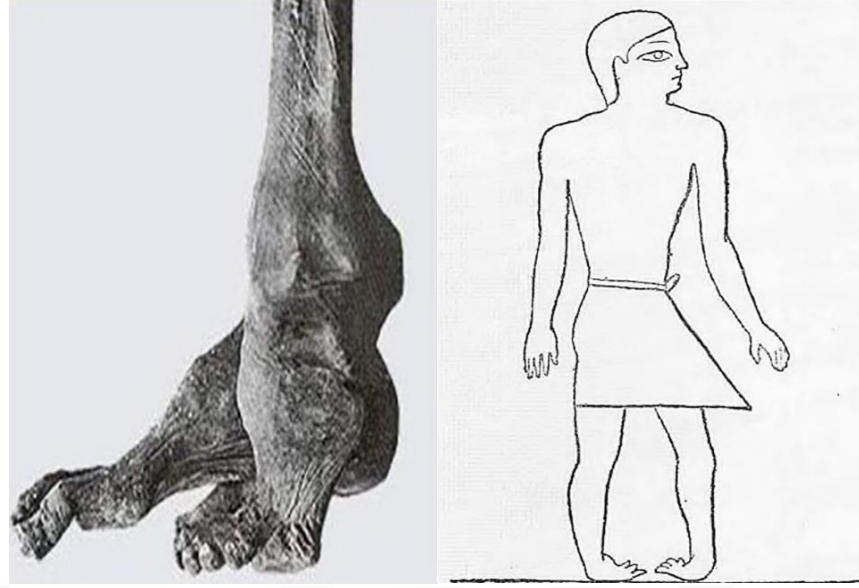
BİRİNCİ BÖLÜM

TARİHÇE VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ

1.1. Evertör ve İvertör Kas Kısılığı (Clubfoot Disformitesi) ve Tarihçesi

İnsan vücudunda üç adet kas bulunmaktadır. Bunlar çizgili kaslar, düz kaslar ve kalp kası olmak üzere sınıflandırılmaktadır (Nordin ve Frankel 2012). Bu kasların bir kısmı istemli olarak bir kısmı ise istemsiz olarak çalışmaktadır. Normal şartlarda bu kaslar ilgili sinir sistemi kontrolü ile çalıştıklarında herhangi bir fonksiyon bozukluğu olmamaktadır (Onat 2002). Ancak bu kaslardan herhangi birinin çalışmaması fonksiyon bozukluğu (disfonksiyon) olarak karşımıza çıkmakta ve bunlar sağlık problemleri olarak kişilerin hayatına yansımaktadır. Kaslardaki bu disfonksiyonların bir kısmı kazalar ve travmalar sonrasında meydana gelebilirken bir kısmı ise doğuştan olmaktadır. Bazı durumlarda yeni doğan bebeklerde bu anomali oldukça belirgindir ve fark edilir. Yani, yeni doğan bebeklerde bu anomali kimi zaman belirginken kimi zamanlarda ise bu kas anomaliler bebeklerin ilerleyen aylarında (bebeklik çağında) fark edilebilmektedir. Doğuştan gelen (ki bazı durumlarda sonradan da gelişebilmektedir) bu kas anomalileri genelde bebekler yürüme çağına geldikleri zaman anlaşılabilir. Yürümeyi sağlayan bacak ve ayak kaslarından özellikle ayağın yere tam olarak basmasını sağlayan kasların disfonksiyonu çocuklarda/bireylerde yan basma adı verilen ortopedik bir sorun olarak ortaya çıkmaktadır. Tıp literatüründe bu rahatsızlık Clubfoot (Pes Ekinovarus – PEV) olarak bilinen bu anomalinin görülme sıklığı 1000 kişide 1 ya da 2 kişi şeklinde belirtilmektedir (Dimeo vd., 2012) (Little vd., 2019).

Geçmişte baktığımızda çok eski çağlardan itibaren bu rahatsızlığa ait ipuçlarına rastlanılmaktadır. Bulunan en eski bilgi arkeolog olan Smith ve Warren tarafından eski Mısır mezarlarında yapılan arkeolojik çalışmalar sonucu ortaya çıkmıştır. Mumyası bulunan Mısırlı Firavun Siptah (M.Ö 12. yy) (Şekil 1a) ve tapınakta bulunan çizimler (Şekil 1b) Clubfoot olarak bilinen rahatsızlığın yüzyıllar boyunca var olduğunu ve eğer tedavi edilmezse yetişkinlikte de devam edebileceğini göstermektedir (Hernigou vd., 2017a).

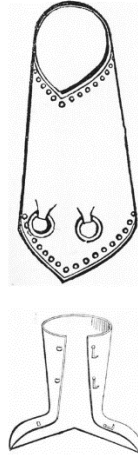


Şekil 1. (a) Mısır Firavunu Siptah'ın Mumyasındaki Clubfoot Rahatsızlığı, (b) Mısır mezarlığında bulunan Clubfoot rahatsızlığına sahip bir erkeğin tasviri (Hernigou vd., 2017a)

Antik çağlarda Clubfoot ile ilgili tasvirler oldukça nadir rastlanmaktadır. Bu tasvirlerden en ünlü olanı Şekil 2'de görülmekte olan Hephaestus'tur. Tarihte bu deformasyonu düzeltmek için de birçok çalışma yapıldığına dair kanıtlar bulunmaktadır. Bu konuyla ilgili ilk araştırma ve teşhis ile ilgili yazılı belge ise M.Ö. 400 yılında Hipokrat'ın yazmış olduğudur. Ancak, Hipokrat'ın yazmış olduğu belgede bulunan tedaviye ilişkin bilgiler Hipokrat'tan çok önce bile bilinmekteydi. Hipokrat'ın belgesinde bulunan tedavi yöntemi deformasyona uğramış ayağın çeşitli yönlerde hareket ettirilmesi yöntemine dayanmaktaydı. Ayrıca ayak yanlış pozisyondan doğru pozisyonda olacak şekilde hareket ettirildikten sonra sıkı bandajlar yardımıyla sabitleniyordu. Hipokrat'ın yazılı belgesinden sonraki 2000 yıl boyunca bu konu ile ilgili çok fazla bilgiye ulaşılamamaktadır. M.S. 1500 yıllarından itibaren ise Clubfoot tedavisi ile ilgili yöntemlere ve yazılı belgelere ulaşılabilmektedir. Fransa'da Clubfoot rahatsızlığının varus ve valgus türlerinin tedavisi için Cerrah Ambroise Pare (1510 – 1590) ayaklarda düzgün şekli korumak için Şekil 3'te görülmekte olan terliği ve botu kullanmıştır (Hernigou vd., 2017a).



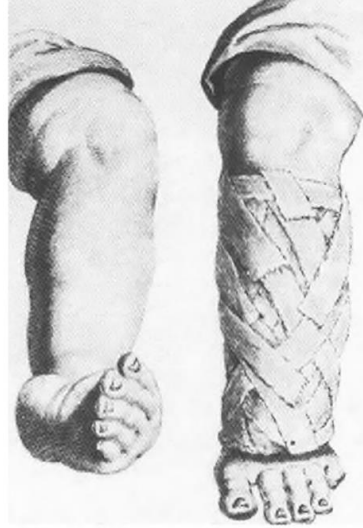
Şekil 2. Hephaestus'un ayaklarındaki bozukluğun Etruscan vazosundaki tasviri, The Kunsthistorisches Museum of Vienna (Hernigou vd., 2017a)



Şekil 3. Ambroise Pare tarafından kullanılan cihazın tasviri (Hernigou vd., 2017a)

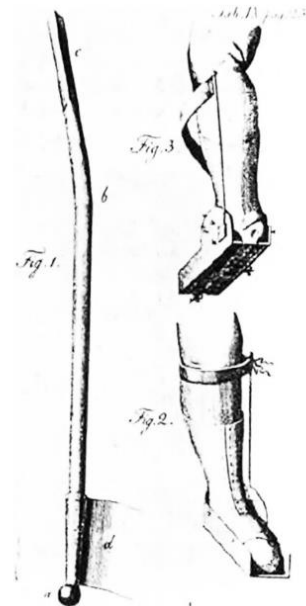
İtalya'da Gabriele Falloppio (1523 – 1562) isimli bir anatomi uzmanı ise sıcak banyo ve kümes hayvanlarını kullanarak deforme olmuş parçaları yumuşatmış ve ardından deforme olmuş ayağı sert bir şekilde düzeltmiştir. Ardından ayağı düzgün bir şekilde sabitleyebilmek için havlu ve merheme bulanmış bandajlar ile sarmış, son olarak da ahşap atellerle sabitlemiştir (Hernigou vd., 2017a).

İngiltere'de ise bir cerrah ve anatomi uzmanı olan William Cheselden Şekil 4'te görüldüğü üzere deforme olmuş ayağı düzelttikten sonra çeşitli bandajlar yardımıyla sabitlemiştir (Hernigou vd., 2017a).



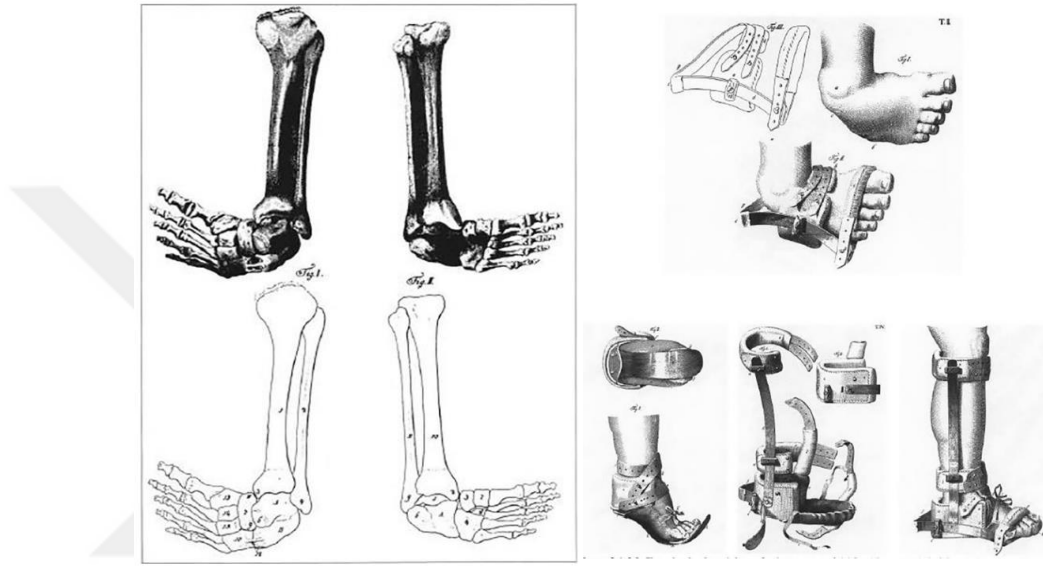
Şekil 4. William Cheselden tarafından Clubfoot tedavisi için kullanılan yumurta akı ve una batırılmış paçavralardan yapılan bandaj (Hernigou vd., 2017a)

18. yy.da Jean – Andre Venel (1740 – 1791) (Şekil 5a) isimli bir hekim, o zamana kadar yapılmış tedavi yöntemlerinden farklı bir yöntem geliştirmiştir. Venel'in hasta ayağını düzeltmek için kullandığı cihaz banyo ve egzersiz gibi aktivitelere rağmen yıllarca dayanabilecek şekilde geliştirilmiştir. Bu cihazın çalışma prensibini, ayağın tabanına yerleştirilen bir plakanın bacağın dış kısmına bir çubuk yardımıyla sabitlenmesini oluşturmuştur (Şekil 5b) (Hernigou vd., 2017a).



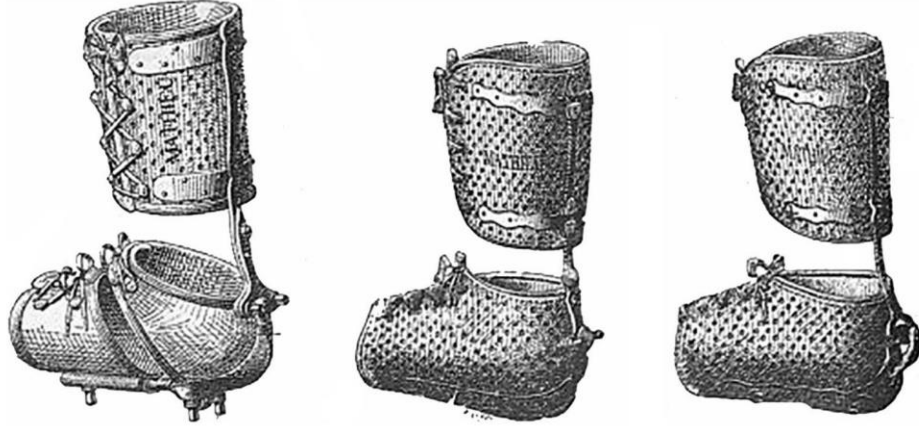
Şekil 5. (a) Jean – Andre Venel'in portesi (1740 – 1791) ve (b) “Sabot de Venel”, Clubfoot rahatsızlığını tedavi için aktif bir destek (Hernigou vd., 2017a)

Clubfoot rahatsızlığına ait ilk patolojik tanımı yapan Antonio S. Scarpa (1752 – 1832) İtalya'daki Pavia Üniversitesi'nde anatomi ve teorik cerrahi profesörlüğü yapmaktaydı. 1803 yılında yazdığı “*Memoria chirurgica sui piedi torti congenital dei fanciulli e sulla maniera di correggere questa deformita*” isimli kitapta Clubfoot rahatsızlığı için tedavi yöntemlerini tanımlamıştır. Tedavi yöntemi, Clubfoot rahatsızlığına sahip ayağın nazik hareketlerle hareket ettirilmesi ve çelik yay içeren desteklerle sabitlenmesinden oluşmaktaydı (Şekil 6) (Hernigou vd., 2017a).



Şekil 6. (a) Antonio S. Scarpa'nın Clubfoot rahatsızlığı için yaptığı anatomik inceleme örneği ve (b) kullandığı tedavi yönteminin bir tasviri (Hernigou vd., 2017a)

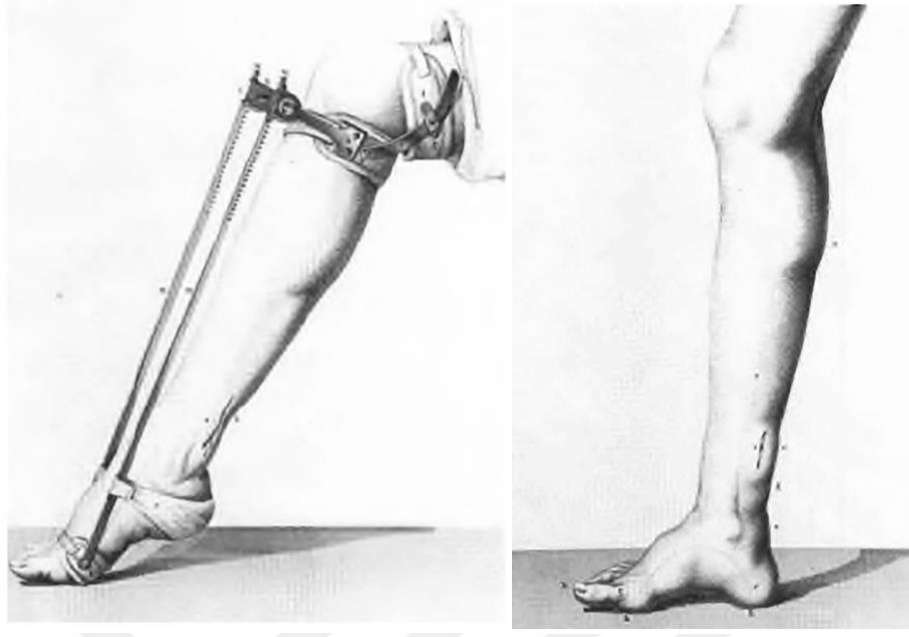
18. yy.ın sonlarına kadar Clubfoot tedavisi için kullanılan atellerin uygulama yöntemi hemen hemen aynı kalmıştır (Şekil 7). Ancak, bu tedavi yönteminden alınan sonuçlar yeterli olmamıştır. Bundan dolayı bir Alman kliniği Clubfoot rahatsızlığının tedavi edilemeyeceğini, ampute edilmesi gerektiğini savunmuştur (Hernigou vd., 2017a).



Şekil 7. 18. Yüzyılın sonlarında kullanılmış bir atel örneği (Hernigou vd., 2017b)

Clubfoot rahatsızlığının tedavisinde uygulanan yöntemlerin yetersiz kalması sonucu açık tenotomi yöntemi ortaya çıkmıştır. 26 Mart 1784’de Almanya’da bir hekim olan Moritz Gerhard Thilenius (1745 – 1809) Clubfoot rahatsızlığına sahip 17 yaşındaki bir kızın aşil tendonunda açık transeksiyon işlemi gerçekleştirmiştir. Bu işlem 1799 yılında Antony Petit, 1806 yılında Johann Friedrich Sartorius, 1809 yılında Christian Friedrich Michaelis tarafından da uygulanmıştır. Antik çağlardan beri tehlikeli olarak bilinmesi nedeniyle bu işlem bu yıllara kadar uygulanamamıştır. Hipokrat’ın aşil tendonu ile ilgili “*Eğer bu kas zedelenir veya kesilirse yüksek ateş ve boğulma riskini arttırır. Akıl sağlığını bozar ve ölüme sebep olur*” sözleri bu duruma örnektir. (Hernigou vd., 2017b)

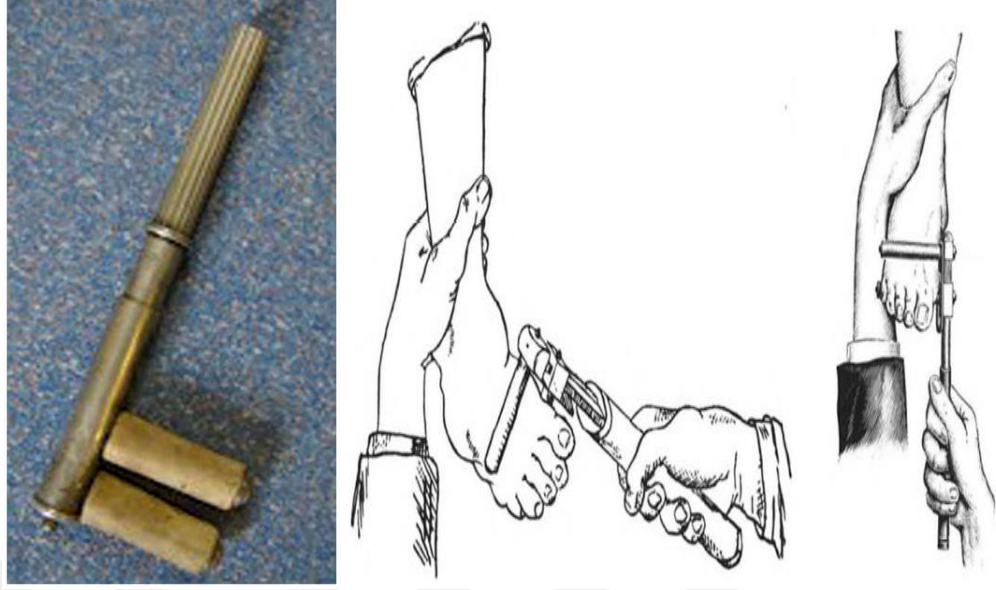
Jacques Mathieu Delpech (1777 – 1832) 1806 yılında 9 yaşında clubfoot rahatsızlığına sahip bir çocuğun aşil tendonuna cerrahi müdahalede bulunmuştur. Cerrahi işlemden sonra ayak düzgün bir pozisyonda aparat yardımıyla sabitlenmiş ve yavaş bir şekilde iyileşmeye bırakılmıştır (Şekil 8) (Hernigou vd., 2017b).



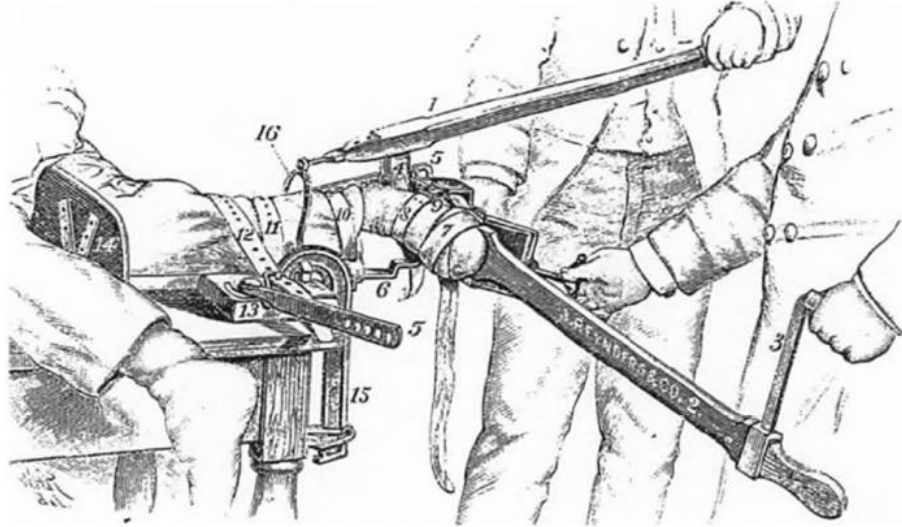
Şekil 8. Delpech'in tenotomi işleminden sonra kullandığı aparat / hastanın ayağının 3 yıl sonraki durumu (Hernigou vd., 2017b)

Bu tedavi yöntemini farklı ülkelerde birçok bilim insanları da uygulamayı denemişlerdir. Almanya'da George Friedrich Louis Stromeyer (1804 – 1876), İngiltere'de William John Little (1810 – 1894), Amerika Birleşik Devletlerinde William Ludwig Detmold (1808 – 1894), Fransa'da Raoul Henri Joseph Scouffletten (1799–1871) örnek olarak verilebilir (Hernigou vd., 2017b).

Hareket egzersizleri, alçı, atel kullanımı ve tenotomi Clubfoot rahatsızlığının tedavisinde 19. yy.ın başlarına kadar kullanılmıştır. Ancak 19. yy.ın sonu / 20. yy.ın başlarında anestezi ve aseptik cerrahinin bulunması cerrahların daha fazla cerrahi müdahalede bulunmalarının önünü açmıştır. Bu cerrahi gelişmelerle birlikte ayak egzersizlerine de ağırlık verilmiştir. Viyana'da Adolf Lorenz (1854 – 1946) “*Modellirende Reddressement*” yani ayakları düzeltmek için belirli kalıpların içine yerleştirilmesi isimli yöntemin savunucularındandır. Abel M. Phelps'in (1873 – 1902) yayınladığı medikal kayıtlardan yola çıkarak Ridlon ve Charles Eikenbar anestezi altında cerrahi müdahale, kama şeklinde bir tahta üzerinde elle tedavi ve Thomas Anahtarı gibi birçok tedavi yönteminin görsel tasvirlerini yapmışlardır (Şekil 9 ve Şekil 10) (Hernigou, 2017b).

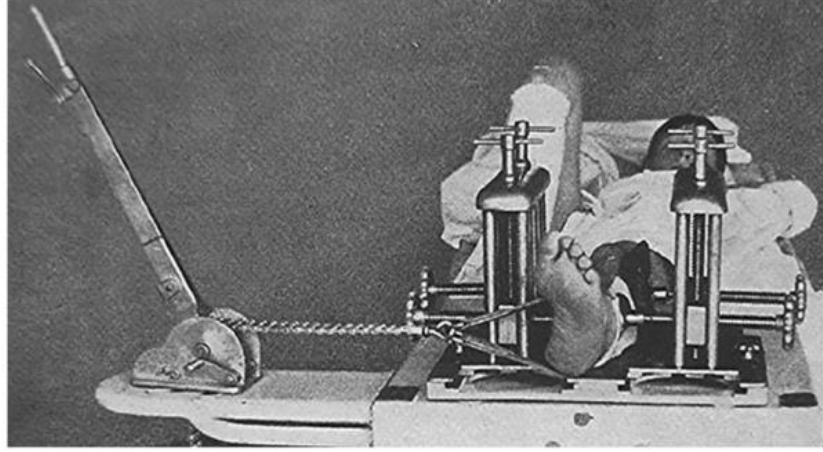


Şekil 9. (a) Clubfoot rahatsızlığını tedavi etmek için kullanılan Thomas anahtarı ve (b) uygulaması (Hernigou, 2017)



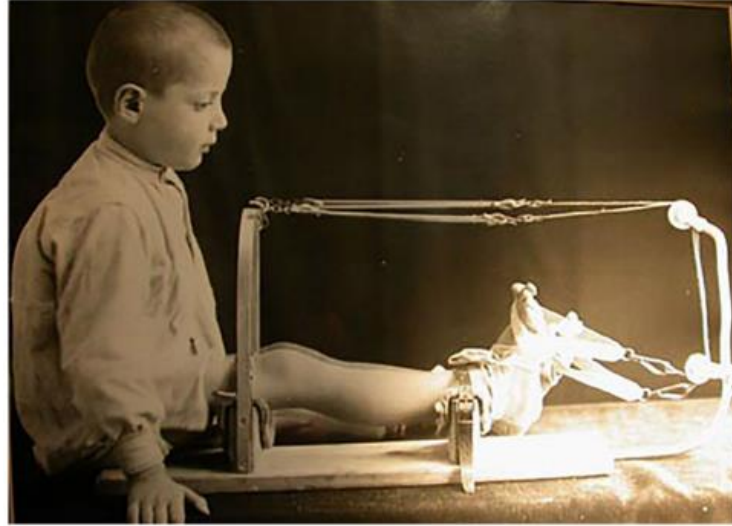
Şekil 10. Abel M. Phelps'nin kullandığı Clubfoot makinası (Hernigou, 2017)

Alexander Ogston (1844 – 1929) ayak egzersizleri sırasında eklem yüzeylerine verilecek zarardan kaçınmak için kemiklerin merkezindeki süngerimsi dokuyu kazımış ve bu sayede kemiğin kendi kendine tekrar şekil kazanmasını sağlamıştır. Excochleation adı verilen bu yöntem 20. yy.da başlayan kemik cerrahisinin ilklerindedir (Hernigou, 2017).



Şekil 11. Schultze Makinası (Hernigou, 2017)

1905 yılında Alessandro Codivilla (1861 – 1912) tendon uzatma ve Clubfoot tedavisine en büyük katkılardan birini sağlamıştır. Kendisi 1899 yılında Rizzoli Ortopedik Enstitüsü yöneticisi olarak görev yapmıştır. 1905 yılında İtalyan Cerrahi Derneği'nin 18. Toplantısı'nda cerrahi tekniklerini anlattığı kendi eseri olan “*Nuovo Metodo di Cura Cruenta del Piede Equino Varo Congenito*” isimli kitabını yayınlamıştır (Şekil 12). Bu cerrahi teknik deformiteden etkilenen eklemlerin tendon ve kas uzatma işlemlerinden sonra açılıp şekillendirilmesine dayanmaktaydı (Hernigou, 2017).



Şekil 12. Clubfoot Tedavisi, Rizzoli Ortopedik Enstitüsü, Bologna (Hernigou, 2017)

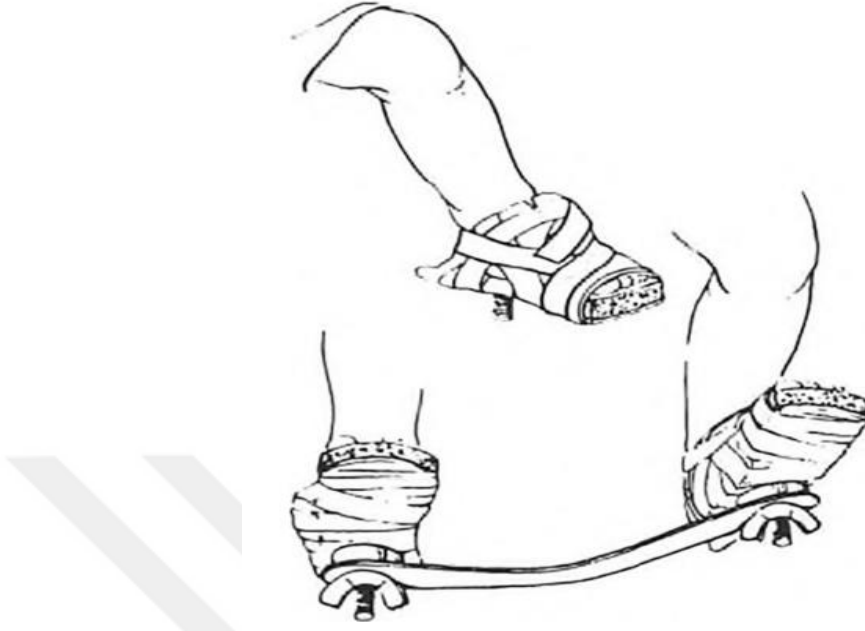
1894 yılında İngiliz Ortopedi Derneği'nden Sir Robert Jones egzersiz ile tedavi yerine cerrahi tedavi uyguladığını belirtmiştir. Ayrıca Robert Jones kemik cerrahisinin sadece egzersizlerle maksimum iyileşme elde edildikten sonra uygulanması gerektiğini söylemiştir (Şekil 13) (Hernigou, 2017).



Şekil 13. Robert Jones Clubfoot'u Azaltmak İçin Thomas Anahtarını Kullanırken (Hernigou, 2017)

Jason Hiram Kite (1891 – 1986) 1900'lü yılların başında Clubfoot tedavisinde lider konumuna sahiptir. Kendi adını taşıyan Kite Metodunda Clubfoot deformitesini egzersizler ile düzeltmiş ve bu yapıyı korumak için alçı kullanmıştır. Kite metodunda Clubfoot kaynaklı farklı deformitelerin tedavisi ayrı ayrı yapılmaktaydı bu yüzden tedavi süresi aylar sürmekteydi. Tedavi süresinin uzunluğu bu yöntemin çok etkili olmamasının başlıca sebebi olmuştur. Bir Avustralyalı olan Denis Browne (1893 – 1967) 1914 yılında Sidney Üniversitesi'nden mezun olmuş ve aynı yıl 1. Dünya Savaşı sırasında Gelibolu cephesinde çalışmıştır. Daha sonra 1922-1957 yılları arasında Çocuk Hastanesinde çalışmaya başlayan Browne zamanının en iyi çocuk cerrahlarından sayılmaktadır. Kendi adını taşıyan Denis Browne metodunda (Şekil 14) her ayağa ayrı ayrı atel takılmış, sonrasında bu ateller bir çubuk yardımıyla

birleştirilmiştir. Bu metotta tekme hareketi yaparak aşil tendonunu esnetmesi ile ayakların birbirini tedavi etmesi amaçlanmıştır (Hernigou, 2017).



Şekil 14. Denis Browne Ateli (Hernigou, 2017)

1.1.1. Evertör ve İvertör Kas Kısalığı Görülme Sıklığı ve Etkenler

Bölüm 1.1’de belirtildiği üzere bu rahatsızlığın görülme sıklığı 1000 kişide 1 veya 2 olmaktadır. Bu rahatsızlığı belirgin hale getiren semptomlar bilek ekinusu, topuk varusu, kavus ve ön ayak adduksiyonudur (Little vd., 2019).

Kökeni bilinmemekle birlikte vakaların %20’si sendromik durumlarla bağıntılıdır (myelomeningosel, artrogripozis vb.). Farklı etnik gruplar üzerinde yapılan çalışmalarda bu deformitenin görülme sıklığı tek yumurta ikizlerinde çift yumurta ikizlerine oranla daha yüksektir. (%33’e %3) Cinsiyetlere göre dağılımı incelendiği zaman bu deformitenin görülme sıklığı erkeklerde kadınlara oranla 2 kat fazla olmaktadır. Bu duruma neyin sebep olduğu ise tam olarak bilinmemektedir. Ailedeki bireylerin hastalık geçmişinde bu rahatsızlığın bulunmasının, kişinin de bu rahatsızlığa sahip olması ihtimali üzerindeki etkisi tam olarak bilinmemektedir. Ancak bu rahatsızlığa sahip olan bireylerin %24 ile %50 kadarı ailesinde de bu rahatsızlığa sahip olan kişiler olduğunu belirtmiştir. Bu durum bu rahatsızlıkta genetik faktörün de önemli olduğunu destekler niteliktedir. (Salvatori vd., 2020)

1.2. Uygulanan Tedavi Yöntemleri

Clubfoot rahatsızlığının bilinen tedavi yöntemleri seri manipülasyonlar (egzersizler), perkütan aşil tenotomisi ve ardından abdüksiyon önleyici destek uygulanması ve bir alçılama şekli olan Ponseti yöntemidir (Little vd., 2019).

1.2.1. Ponseti yöntemi

Ponseti yöntemi ilk olarak 1960'lı yılların başında ortaya çıkmıştır ancak Clubfoot rahatsızlığının erken teşhisinde tedavi olarak kullanılabileceği 2000'li yıllarda mümkün olmuştur (Gundavarapu vd., 2021). Ponseti yönteminin uygulanmasındaki önemli noktalardan biri bu yöntemin çocuklarda yürüme çağına gelmeden uygulanması gerektiğidir (Sinha vd., 2016).

Ponseti yönteminde ayaklar uygun pozisyona getirilip alçılır, belirli bir süreden sonra alçı çıkarılır, tenotomi uygulanıp uygulanmayacağına karar verilir, tenotomi sonrasında ayaklar tekrar alçıya alınır, 3 hafta sonra alçı çıkarılır ve ayağa destek çubuğu uygulanır. Tedavi bitiminde destek çubukları çıkarılır (Şekil 15) (Gundavarapu vd., 2021). Ponseti yöntemi bu deformitenin tedavisinde %90'nın üzerinde başarı sağlamıştır. Ancak bu deformitenin nüksetme olasılığı bulunmaktadır. Bu yüzden ponseti yöntemi ve düzenli egzersizler tekrar uygulanabilmektedir (Little vd., 2019).



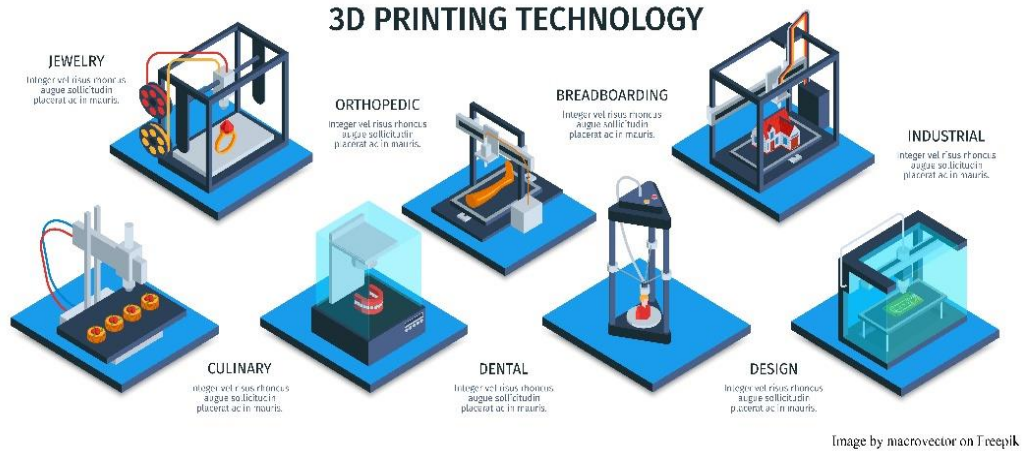
Şekil 15. Ponseti yöntemi uygulaması (Gundavarapu vd., 2021)

İKİNCİ BÖLÜM

3 BOYUTLU YAZICILAR VE MEDİKAL CİHAZ ÜRETİMİ

2.1. Üç Boyutlu (3B) Yazıcılar ve Medikal kullanımları

3B yazıcı teknolojisi ilk olarak 1980 yılında Charles Hull tarafından ortaya çıkarılmıştır. Bu teknoloji bilgisayar destekli tasarım çizimlerini katman üstüne katman ekleme yöntemiyle 3 boyutlu bir model haline dönüştürmektedir. Günümüzde 3B yazıcı tarımdan sağlığa, otomotivden uzaya birçok alanda kullanılmaktadır (Şekil 16). 3B yazıcı ile yapay kalp pompası, takılar, roket motorları vb. birçok ürün üretilmektedir. 3B yazıcılarla üretim süreci hızlı, maliyetler ise düşük olmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).



Şekil 16. 3B yazıcı teknolojisinin kullanım alanlarını gösteren şema

2.1.1. 3 boyutlu (3B) yazıcı çeşitleri

3B yazıcı çeşitleri Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials - ASTM) F2792 standartlarına göre 7 gruba ayrılmaktadır. Bunlar: Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting), Enerji Biriktirme (Energy Deposition), Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion), Malzeme Püskürtme (Material Jetting), Toz Yataklı Füzyon (Powder Bed Fusion), Levha Laminasyonu (Sheet Lamination), Tekne Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerization) olmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.1. *Bağlayıcı Püskürtme (Binder jetting)*

Bu yöntemde hammadde olarak toz parçacıkları kullanılmaktadır. Bu toz parçacıkları birbirine sıvı bir bağlayıcı madde ile bağlanmaktadır. Toz parçacıklarını ve sıvı bağlayıcı maddeyi püskürterek sinterler ve katmanları oluşturur. Basit, hızlı ve ucuz bir yöntemdir. Üretimde kullanılacak hammadde çeşitleri metaller, kum, çeşitli polimerler ve seramiklerdir. Büyük hacimli ürünler bu yöntemle üretilmektedir. (Shahrubudin vd., 2019)

2.1.1.2. *Enerji Biriktirme (Energy deposition)*

Bu yöntem var olan ürünleri onarmak ya da onlara parça eklemek için kullanılmaktadır. Diğer yöntemlere göre çalışma prensibi daha karmaşıktır. Prensip olarak material extrusion'a (malzeme ekstrüzyonu) benzemektedir ancak farkı nozülünün sabit olmaması aksine birçok yönde hareket edebiliyor olmasıdır. Hammadde olarak genellikle metaller ve metal alaşımları kullanılmaktadır ancak bu hammaddeler tel ya da toz halinde olmalıdır. Ayrıca hammadde olarak seramik ya da polimerler de kullanılabilir. Bu yönteme örnek olarak lazer biriktirme ve LENS (laser engineered net shaping) gösterilebilir. Lazer biriktirme milimetrik ölçüdeki parçaları üretmek veya onarmak için kullanılmaktadır. Çeşitli aletler, nakliye, havacılık, petrol ve gaz sektörlerinde ilgi çekmektedir (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.3. *Malzeme Ekstrüzyonu (Material extrusion)*

Bu yöntem çok malzemeli / çok renkli plastikleri, gıda ve canlı hücreleri üretmede kullanılabilir. Yaygın olarak kullanılmaktadır ve maliyeti uygundur. FDM (Fused Deposition Modelling) bu yöntemin ilk örneğidir. Termoplastik hammaddeleri eriterek ve ekstrüde ederek katman üstüne katman eklemekte ve bu sayede parça oluşturmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.4. *Malzeme Püskürtme (Materials jetting)*

ASTM standartlarına göre bu yöntem damla damla UV ışığı altında biriktirilir ve katılaştırılır. Üretilen parçalar yüksek yüzey kalitesine ve yüksek boyutsal doğruluğa sahiptir. Kullanılan malzeme çeşitleri polimerler, seramikler, kompozitler, biyolojik ve hibrit malzemeler olmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.5. Toz Yatağı Füzyonu (*Powder bed fusion*)

Bu yöntem EBM (electron beam melting / elektron ışını eritme, SLS (selective laser sintering / seçici lazer sinterleme), SHS (selective heat sintering / seçici ısı sinterleme) tekniklerini içermektedir. Bu yöntemde malzeme tozunu eritmek için elektron ışını veya lazer kullanılmaktadır. Hammadde olarak metaller, seramikler, polimerler, kompozit ve hibrit malzemeler olmaktadır(Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.6. Levha Laminasyonu (*Sheet lamination*)

ASTM tanımına göre bu yöntemde malzeme tabakaları birbirine bağlanarak 3B baskı üretilmektedir. Bu yöntemi kullanan baskı teknolojileri LOM (laminated object manufacturing / katmanlı nesne üretimi) ve UAM (ultrasound additive manufacturing / ultrason eklemeli üretim) olmaktadır. Bu yöntemde tam renkli baskılar yapılabilir, ucuzdur ve geri dönüştürülebilir. LOM ucuz ve hızlı imalat ile karmaşık parçalar üretebilirken, UAM katman birleştirmek için sesi kullanmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.1.7. Tekne Fotopolimerizasyonu (*Vat photopolymerization*)

Bu yöntemde foto – reaktif polimer bir lazer, ışık veya UV kullanılarak kürlenmektedir. Bu işlem fotopolimerizasyon olarak adlandırılmaktadır. Bu yöntemde örnek olarak SLA (stereolithography / stereolitografi) ve DLP (digital light processing / dijital ışık izleme) gösterilebilir. SLA ve DLP'nin en büyük farkı kullanılan ışık kaynağı olmaktadır. SLA'da UV ışını kullanılmaktayken DLP'de ark lambası gibi daha geleneksel bir ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bu yöntemdeki önemli parametreler ışığa maruz kalma süresi, dalga boyu ve güç kaynağı miktarıdır. Bu yöntem sonucunda elde edilen ürünün kalitesi oldukça yüksek olmaktadır (Shahrubudin vd., 2019).

2.1.2. 3 Boyutlu Yazıcıların Medikal Alanda Kullanımı

3B yazıcılar gerek maliyet gerek kullanım kolaylığı gerekçesiyle kendine oldukça geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Bu yüzden medikal alanda da 3B yazıcılar oldukça sık kullanılmaktadır (Khanesar, 2019).

2.1.2.1. 3B yazıcı ile ilaç uygulaması

Günümüzde milyonlarca insan günlük ihtiyaçları ve hastalıkları gerekçesiyle ilaç kullanımına başvurmaktadır. Bu hastalıklara örnek vermek gerekirse diyabet ve tansiyon gösterilebilir. Ancak hastalıklar için kullanılan bu ilaçlar hala geleneksel olarak üretilmektedir. 3B yazıcı ise burada devreye girmekte olup istenilen şekilde, yapıda ve boyutta ilaçların üretimine imkân sağlayarak kullanıcı isteklerini karşılamaktadır (Khanesar, 2019).

2.1.2.2. İmplant ve doku tasarımı

Bilgisayar destekli tasarım programları ile yüksek kalite ve hassasiyette çıktılar alınabilmesi 3B yazıcıların diş hekimliğinde kullanılabilmesinin önünü açmıştır. Bu sayede implantlar 3B yazıcı ile istenilen özelliklerde üretilebilmektedir. Ayrıca 3B yazıcılar artık doku ve organ üretiminde de kullanılmaktadır. Klinik bir çalışmada sağ kulağını kaybeden 30 yaşında bir hastaya protez kulak üretilmiş ve uygulanmıştır.

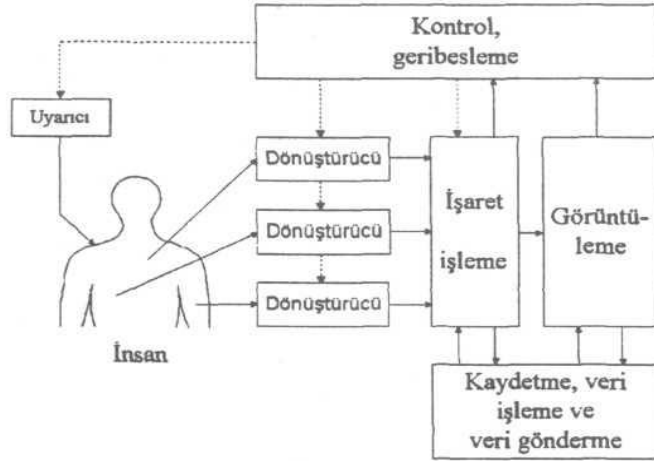
Bu işlem için öncelikle bilgisayar destekli bir tomografi cihazı ile hastanın diğer kulağı taranmış ve dijital ortama aktarılmıştır. Bu işlem sonucunda üretilmek istenilen kulağa ait 3 boyutlu katı modeli elde edilmiştir ve 3B yazıcı ile üretilmiştir. Başka bir örnekte ise 22 yaşındaki bir hastaya 3B yazıcı ile üretilmiş böbrek nakledilmiştir (Khanesar, 2019).

2.1.2.3. Medikal eğitim ve araştırma

Fizyolojik olarak karışık bir yapıya sahip olan kısımlar(vücut, organ, doku vb.) 3 boyutlu katı model üzerinde 2 boyutlu çizimlere ve 3 boyutlu modellere kıyasla daha rahat incelenebilmektedir. Ayrıca bu sayede öğrencilere verilen eğitim daha sağlıklı olmaktadır (Khanesar, 2019).

2.2. Medikal (tıbbi) cihaz üretiminde dikkat edilmesi gerekenler

Yaşayan organizmalarla (özellikle insanla) ilgili büyüklüklerin ölçülmesinde, ölçüm sistemiyle subje arasındaki etkileşim nedeniyle, üzerinde ölçüm yapılan insanın da ölçüm sisteminin bir parçası olarak nazara alınması gerekir. Bu oluşan sistemin tümüne insan – enstrumantasyon sistemi denilmektedir (Şekil 17) (Ayhan, 2023).



Şekil 17. İnsan – Enstrümantasyon sistemi

2.2.1. Biyomedikal cihazların tasarım prensipleri

Biyomedikal bir cihaz tasarımına başlamadan önce cihazın kullanılacağı alan belirlenmektedir. Bu alanlar; biyolojik, tıbbi ve biyomedikal cihazlar olarak üçe ayrılmaktadır. Bu aşamadan sonra cihazın çalışma prensibi belirlenmektedir. Bu prensipler; elektronik, mekanik ve sensör bazlı olmaktadır. Son aşamada ise cihazın tasarımında kullanılacak malzeme belirlenmektedir. Bu malzemeler; cihazın dizaynı, biyomalzeme seçimi, yazılım, network ve yapay zekâ olmaktadır. Medikal cihaz tasarımı çok büyük sorumluluk istemektedir çünkü bu cihazlar ülke ve dünya çapında binlerce hatta milyonlarca kişi tarafından kullanılabilir. Bu cihazların bir kısmı tüm gün kullanılarak kullanan kişinin hayatını kolaylaştırmaktayken, bir kısmı ise ameliyatlarda hayat kurtarmaktadır (Branaghan vd., 2018).

İyi bir medikal cihaz tasarımınının 10 prensipi bulunmaktadır.

1. Yenilikçidir
2. Kullanışlıdır
3. Estetiktir
4. Anlaşılabilir
5. Dürüsttür
6. Mütevazidir
7. Dayanıklısıdır
8. En ince ayrıntısına kadar planlanmıştır
9. Çevre dostudur
10. Az yer kaplar

Medikal cihaz tasarımı oldukça önemli bir süreçtir 6 tane temel amacı bulunmaktadır. Bu amaçlar cihazın hastalara ya da kullanıcılara ulaşmasını kolaylaştırmaktadır (Özel vd., 2017).

1. Hastaların ya da kullanıcıların hayatını kolaylaştırmalıdır
2. Teşhiste başarılı olmalıdır
3. Tedavide etkili olmalıdır
4. Kullanışlı olmalıdır
5. Üretimi kolay olmalıdır
6. Maliyeti düşük olmalıdır

Son olarak tasarlanan biyomedikal cihazın teknik olarak sağlaması gereken 5 temel özellik bulunmaktadır (Özel vd., 2017).

1. Biyolojik geçimlilik
2. Güvenilirlik
3. Korozyona dirençlilik
4. Kontrol edilebilirlik
5. Diğer ürünlerden farklı özelliklere sahip olma

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

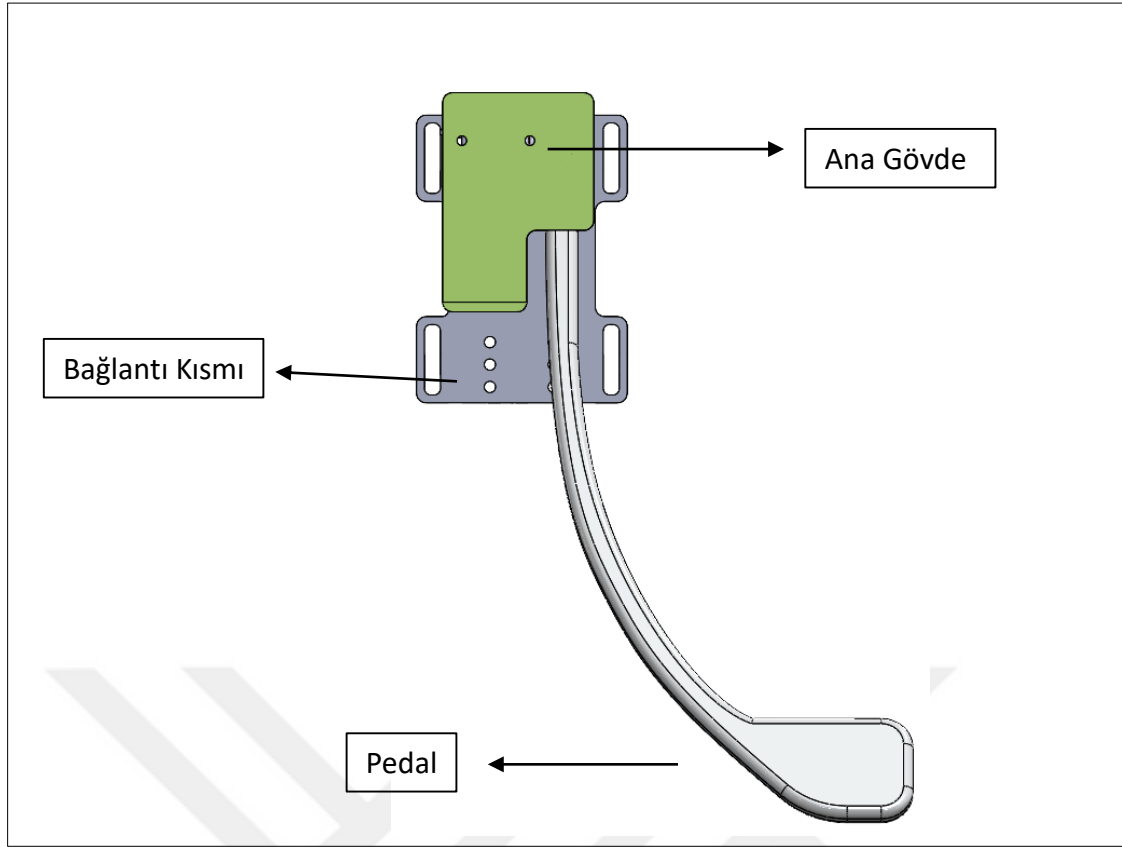
Tez çalışması sırasında tezin amacına uygun olarak evertör ve inventör kasların çalıştırılması ve fonksiyonunun kazandırılması için için Teknoloji ve Yenilik Destek Programları Başkanlığı (TEYDEB) 1507 destekli 7201279 sayılı proje kapsamında üretilen prototip ele alınmış ve bu aparattan yola çıkılarak öncelikle inceleme yapılmış ardından da aparatı tasarım ve işlev olarak geliştirme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Söz konusu çalışmalar İstanbul Gelişim Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı ile Yaşam Bilimleri ve Biyomedikal Mühendisliği Uygulama Araştırma Merkezi'nde sürdürülmüştür.

3.2. Yöntem

Tez çalışmalarında kullanılan yöntemler prototipin incelenmesi, geliştirilmesi ve elde edilen verilerin istatistiksel analizleridir.

3.2.1. Aparatın mekanik olarak ele alınması

Doç. Dr. Osman Nuri Özyalvaç yürütücülüğündeki TEYDEB 1507 programı 7201279 sayılı proje kapsamında üretilen egzersiz aparatı öncelikle incelenerek, SolidWorks ® katı modelleme programına aktarılmış ve değerlendirilmiştir. Şekil 18'de görülen egzersiz aparatı 3 bölümden oluşmaktadır: Pedal, ana gövde, bağlantı kısmı. Aparatın detaylı özellikleri Tablo 1'de gösterilmiştir. Bu kısımda aparatın ilk versiyonu Pedpedi şeklinde tanımlanacaktır. Aparata ilk bakıldığında göze çarpan özellikleri sahip olduğu kaval kemiğine bağlantı fonksiyonunu sağlayan *kemer* ve ayak bileği hizasındaki *pedal* kısmıdır. Aparatın esas işlevlerini yerine getiren elektronik kısım da *ana gövdede* yer almaktadır.



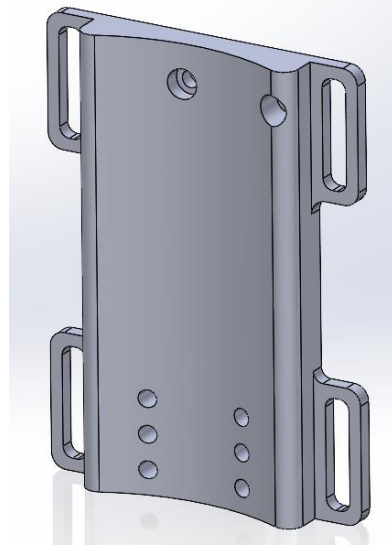
Şekil 18. Ayak egzersiz aparatının ilk versiyonu (Pedpedi)

Tablo 1. Pedpedi'in Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık	Serbestlik Derecesi
155.5 mm	273 mm	48-52 mm	239 gr	27.4

3.2.1.1. Bağlantı kısmı

Bağlantı kısmı, egzersiz cihazında bulunan bu kısım cihazla vücut arasındaki bağlantıyı sağlayan kısımdır (Şekil 19). Parçayı vücuda sabitlemek (bağlamak) amacıyla Şekil 18'de görülen 4 adet bağlama noktasını üzerinde bulunmaktadır. Bu kısmın vücuda tam oturabilmesi için kavisli bir şekilde tasarlanmış ve oval bir şekilde değişen derinlik verilmiştir. Bağlantı kısmına ait detaylı ölçüler Tablo 2'de görülmektedir. Bağlantı kısmında kullanılan ana malzeme ise polivinil klorür (PVC) türevi bir malzeme olmuştur. Buna eşlik eden metal aksamlar, çelik, alüminyum malzemedir oluşan elektronik ve mekanik kısımlardır.



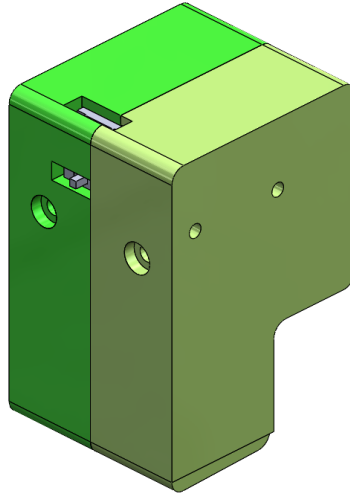
Şekil 19. Pedped₁'in bağlantı kısmı

Tablo 2. Pedped₁'in Bağlantı Kısmının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık
66 mm	90 mm	6 - 10 mm	31 gr

3.2.1.2. Ana gövde

Egzersiz cihazında bulunan bu kısım cihazın çalışması için gerekli olan parçaların bulunduğu bölümdür (Şekil 20). Ana gövdede pedalın hareketini sağlayan mekanik parçalar, sensör, batarya ve PCB kart bulunmaktadır. Ana gövdenin dış yüzeyi için PVC kullanılmış olup iç aksamda metal parça kullanımı tespit edilmiştir. Ana gövdeye ait detaylı ölçüler Tablo 3'de gösterilmektedir.



Şekil 20. Pedped₁'in ana gövdesi

Tablo 3. Pedpedi'in Ana Gövdesinin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık
47.3 mm	68.5 mm	42 mm	179gr

3.2.1.3. Pedal

Egzersiz cihazında bulunan bu kısım ayağa temas eden parçadır (Şekil 21). Ayakla birlikte hareket ederek konum bilgilerini cihaza göndermektedir. Pedala ait detaylı ölçüler Tablo 4'de gösterilmektedir. Pedalın tümü tek bir malzemeden imal edilmiştir ve bu malzeme de yine aparatın pek çok kısmında kullanılan PVC olmuştur.



Şekil 21. Egzersiz aparatı Pedpedi'in pedal kısmı

Tablo 4. Pedpedi'in Pedalının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık
9 mm	217.5 mm	8 mm	26 gr

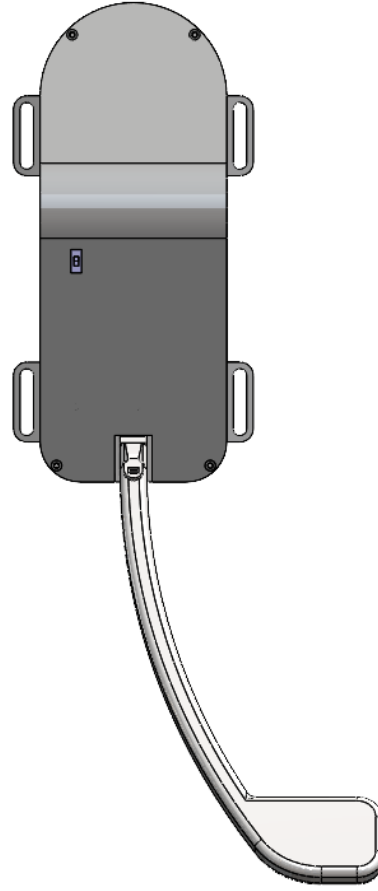
3.2.2. Aparatın mekanik olarak yeniden tasarlanması

TEYDEB 1507 programı 7201279 sayılı proje kapsamında proje yürütücüsü Doç. Dr. Osman Nuri Özyalvaç tarafından egzersiz aparatı geliştirilmiş ve üretilmiştir.

Proje yürütücüsünün aparatın daha da geliştirilmesi ile ilgili önerileri doğrultusunda, tez danışmanı Dr. Öğr. Üyesi Serap Yeşilkir Baydar ile birlikte çalışmanın devamı niteliğinde egzersiz aparatının mekanik olarak geliştirilmesi için bu çalışma yapılmıştır. Bu maksatla, cihazın geliştirilmesi için SolidWorks® katı modelleme programı kullanılmıştır. Bu program kullanılarak, yapılan fiziksel değerlendirmede aparatın daha etkin kullanımı için yapılabilecek revizyonlar, değişiklikler değerlendirilmiş ve pek çok versiyon tasarlanmıştır. Bu yeni tasarımlar tek tek değerlendirilerek optimum fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olan yeni bir model tercih edilmiştir. Yeni versiyonun tasarımında kullanıcı dostu olması, üretiminde fiyat/performans olarak avantajlı olması, post-modern bir tasarıma sahip olması ve ortopedik olarak klinik amacına tam anlamıyla hizmet edebilmesi hedeflenmiştir. Bu tez çalışması kapsamında sunmuş olduğumuz versiyon (Pedped₂) için 4 farklı tasarım yapılmış ve inceleme/değerlendirme çalışmaları yapılmıştır. Bunlar arasından yukarıda belirttiğimiz hedeflerimize en yakın olan tasarım seçilmiş ve üretilmiştir.

Egzersiz aparatının yeniden ele tasarlanmış hali Pedped₂ şeklinde tanımlanacaktır. Pedped₂'yi tasarlarken ilk olarak hastaların kullanım konforunun (egzersiz aparatının ağırlık merkezinin değiştirilmesi ve ağırlığının azaltılması yöntemiyle, bacakta oluşan salınım hareketinin minimuma indirilmesi) artırılması ve üretim maliyetinin düşürülmesi gözönüne alınmıştır. Bu maksatla bazı parçalarda %25 oranında küçültme yapılmıştır. Ayrıca, egzersiz aparatı Pedped₁ 'de sağ ayak için eversiyon (ayağın dışa doğru hareketi) ve sol ayak için inversiyon (ayağın içe doğru hareketi) hareketleri mümkünken, Pedped₂'de her iki ayak için eversiyon ve inversiyon hareketlerini yapmak mümkün hale getirilmiştir. Pedped₁'de egzersiz aparatı 3 bölümden oluşmaktayken Pedped₂'de 2 bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler *ana gövde* ve *pedaldan* oluşmaktadır.

Egzersiz aparatı Pedped₂ 3B yazıcı ile Tough Pla malzemesinden üretilmiş olup detaylı ölçüler Tablo 5'de gösterilmektedir.



Şekil 22. Egzersiz aparatı Pedped₂

Tablo 5. Pedped₂'nin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık	Serbestlik Derecesi
139 mm	361 mm	8-39 mm	218 gr	31.8

3.2.2.1. Ana gövde

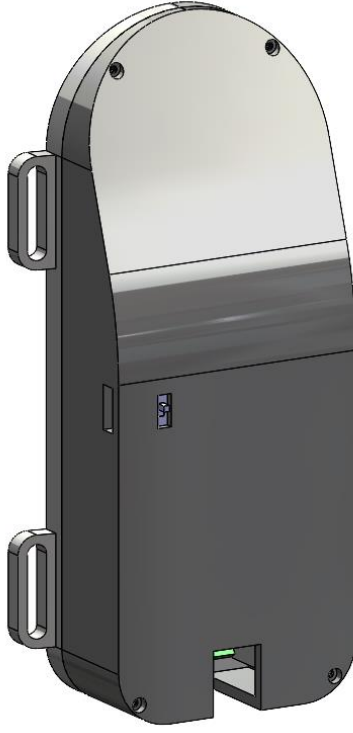
Egzersiz aparatı Pedped₁'de ana gövde ve bağlantı kısmı olmak üzere 2 ayrı bölümden oluşmaktaydı. Ana gövde yeniden tasarlanırken içinde yer alan elektronik bölümün (PCB kart, batarya ve potansiyometre) işlevsel bir şekilde konumlandırılması ve ayrıca ana gövdenin kaval kemiğine konforlu bir şekilde bağlanabilmesi tasarımda ele aldığımız en önemli konu olmuştur (Şekil 23). Diğer taraftan Pedped₁'de ana gövdeyi oluşturan 2 parçadan kaynaklanabilecek problemler gözetilerek bu 2 parça birleştirilmiş ve monoblok (tek parça) haline getirilmiştir. Böylece tek parçadan oluşan, daha uzun, daha ince, tek el ile kavrama kolaylığı taşıyan bir ana gövde

tasarlanmıştır. Bu parça doğrudan vücutla temas eden parça olduğundan, vücuda bağlama noktası dahil olmak üzere kavisli olarak tasarlanmıştır ki kimi yerlerde bu yüzden derinlik değişkenlik göstermektedir (Şekil 24).



Şekil 23. Pedped₂ ayak üzerinde gösterimi

Parçanın üretimi ise 3B yazıcı ile yapılmış olup üretiminde Tough polilaktasit (PLA) kullanılmıştır. Tough PLA, PLA'nın sertlik özelliği ile ABS'nin darbe direnci ve mukavemet özelliğini birlikte taşıyan tasarım bir malzemedir, yüksek yüzey kalitesine sahiptir ve oldukça kolay baskı alınabilmektedir (Naveed, 2021).



Şekil 24. Pedped₂'nin ana gövdesi

Ana gövdede pedalin hareketini sağlayan mekanik parçalar Pedped₂'de %25 oranında küçültülmüştür. Bu sayede ana gövdenin derinliğinde de aynı oranda küçülme sağlanmıştır. Ana gövdeye ait detaylı ölçüler Tablo 6'da detaylı olarak gösterilmektedir. Cihazın bağlantı bölgesinin doğrudan ana gövdeye bağlı olmasına rağmen bu tasarımda ana gövdenin kalınlığı azaltılabilmiş ve böylece aparatın ağırlık merkezinin kalın bir bölgede değil de ince ve uzun bir bölgede yayılması sağlanabilmektedir. Bu durum aparatın bacağın alt kısmı olan kaval kemiğine uygun bir bağlantı kemeri ile bacağı rahatsız etmeyecek bir şekilde bağlanmasına ve kolayca kullanılmasına olanak vermiştir

Tablo 6. Pedped₂ Ana Gövdesinin Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler

En	Boy	Derinlik	Ağırlık
90 mm	180 mm	8 - 39 mm	197 gr

3.2.2.2. Pedal

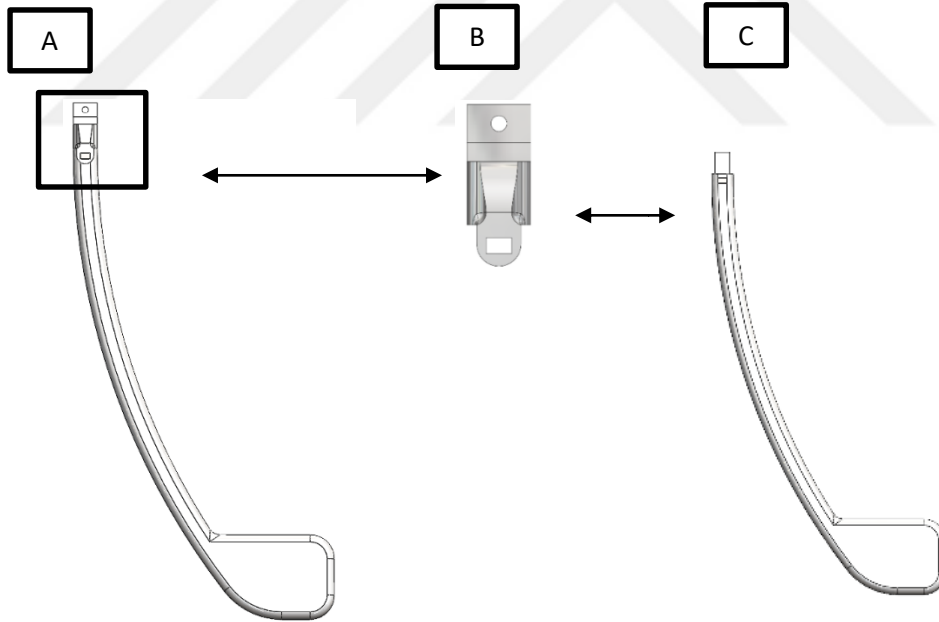
Egzersiz aparatı Pedped₁'de pedal tek parça halinde olup sağ ayak için eversiyon (ayağın dışa doğru hareketi) ve sol ayak için inversiyon (ayağın içe doğru hareketi)

hareketleri mümkün olmaktadır. Pedped₂'de pedalın fonksiyonu artırılarak her iki ayak için eversiyon ve inversiyon hareketlerinin yapılması mümkün hale getirilmiştir.

Pedal bölümü (Şekil 25a) 2 parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar üst oturtma kısmı (Şekil 25b) ve alt pedal (Şekil 25c) olmaktadır. Üst oturtma kısmının içi boş olup dış tarafında klips sistemi bulunmaktadır. Alt pedalın üst tarafında bulunan kısım bu boşluğa oturmakta olup dış tarafındaki klipslerle sabitlenmektedir. Bu sayede egzersiz cihazının içinde bulunan mekanik parçalarla aradaki bağlantı sağlanmaktadır.

Buradaki temel amaç pedal kısmının sökülerek 180 derece döndürülüp yeniden takılmasıyla egzersiz aparatının iki ayak için de kullanılabilmesini mümkün hale getirmektir.

Parçanın üretimi 3B yazıcı ile yapılmış olup üretiminde kullanılan malzeme Tough Pla'dır. Pedala ait detaylı ölçüler Tablo 7'de detaylı olarak gösterilmektedir.



Şekil 25. A. Pedped₂ pedal B. Pedped₂ pedal üst oturtma kısmı C. Pedal

Tablo 7. Pedped ₂ Pedalının Sahip Olduğu Fiziksel Özellikler			
En	Boy	Derinlik	Ağırlık
10 mm	199 mm	10 mm	21 gr

3.2.3. Prototipin 3B yazıcı ile üretilmesi

Prototipin mekanik olarak yeniden ele alınması sürecinden sonra prototip üretilme aşamasına geçilmiştir. Prototipin üretiminde geleneksel üretim yöntemlerinin kullanılıp kullanılmayacağı tartışılmıştır. Ancak geleneksel üretim yöntemlerinde prototipin üretilmesi için prototipin kalıbına ve üretimin yapılabileceği ekipmanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebepler ekstra maliyet ve zaman kaybı olarak göze çarpmaktadır. Ayrıca bu tarz üretim yöntemlerine sahip yerler tek bir parça üretimine sıcak bakmamakta, seri üretime yönelmektedir. Bu sebeplerden dolayı prototipin üretiminde gerek maliyet gerek üretim kolaylığı yönünden en uygun üretim şeklinin 3B yazıcı ile üretim olacağı kararlaştırılmıştır. En uygun üretim şeklinin 3B yazıcı olmasının nedenleri Tablo 8’de detaylı olarak gösterilmektedir.

Pedped₂’nin sahip olduğu tasarım ve ebatları dolayısıyla üretimi yapacak olan 3B yazıcının seçimi oldukça önemli olmaktadır. Bu yüzden gerekli donanımlara sahip bir 3B yazıcıya sahip olan 3Dörtgen firması ile anlaşarak üretim gerçekleştirilmiştir. 3B yazıcı ile üretim yapma nedenlerimiz Tabloda yer alan avantajlarından dolayı tercih edilmiştir.

Tablo 8. 3B Yazıcının Avantajları

Üretim süreci hızlıdır.	Geniş bir alana ihtiyaç duymaz
Üretim maliyeti uygundur.	Küçük parti üretimler uygun fiyata yapılabilir.
İşçilik süreçlerini kısaltır.	Çıkan ürün istenilen üründür. Ekstra işleme ihtiyaç duyulmaz.
Karmaşık yapıdaki parçalar uygun fiyata üretilir.	Yüksek kalitede ürün çıktısı alınabilir.

3.2.3.1. 3B yazıcının incelenmesi

Pedped₂’nin üretiminde BCN3D Epsilon W50 3B yazıcısı kullanılmıştır (Şekil 26). Bu yazıcının seçilmesinin en önemli sebepleri baskı alanının büyük olması ve

yüksek hassasiyetli baskılar verebilmesidir. Baskı teknolojisi olarak FFF (Fused Filament Fabrication) kullanan 3B yazıcı FDM (Fused Deposition Modelling) teknolojisi ile hemen hemen aynı olmaktadır. Bu yazıcı modeli ile ilgili detaylar Tablo 9’de gösterilmektedir.



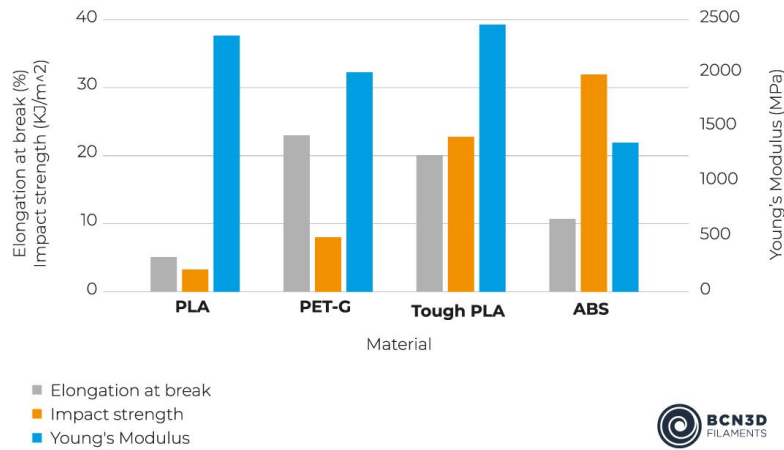
Şekil 26. BCN3D Epsilon W50 3B Yazıcı (Kaynak: 3dortgen.com)

Tablo 9. BCN3D Epsilon W50 3B Yazıcı Özellikleri (Kaynak: 3dortgen.com)

Baskı Teknolojisi	FFF
Baskı Hacmi (mm)	420 x 300 x 400
Baskı Kafası Teknolojisi	Bağımsız Çift Baskı Kafası (IDEX)
Baskı Kafası Sayısı	2
Hava Filtresi	Kategori H13 HEPA Filtre, Aktif Karbon Filtre
3B Yazıcı Ebatı (mm)	690 x 530 x 900
Ağırlık (kg)	37
Önerilen Profiller (mm)	0.2 0.3 0.4
Katman Yüksekliği (mm)	0.05 – 0.5
Konumlandırma Çözünürlüğü (µm)	(X / Y / Z): 1.25 / 1.25 / 1
Baskı Ucu Maksimum Sıcaklığı (°C)	300
Isıtılmalı Yatak Maksimum Sıcaklığı (°C)	120

3.2.3.2. Kullanılan filamentin incelenmesi

Pedped₂'nin üretilmesinde filament olarak BCN3D Tough PLA kullanılmıştır. Tough PLA, PLA'nın sertlik özelliği ile ABS'nin darbe direnci ve mukavemet özelliğini birlikte taşıması amacı ile tasarlanmıştır. Yüksek yüzey kalitesine sahiptir ve oldukça kolay baskı alınabilmektedir (Naveed, 2021). Tough PLA'nın PLA ve ABS gibi diğer filament türleriyle karşılaştırmasına ait grafik Şekil 27'de gösterilmektedir.



Şekil 27. Filament karşılaştırma grafiği (Kaynak: bcn3dcom)

Yukarıda açıklanan çalışmalar sonucu geliştirilen yeni Pedped₂ aparatının Pedped₁ ayak egzersiz aparatı ile karşılaştırılması ve açıklamaları Tablo 10 da verilmiştir.

Tez çalışmasında bu zamana kadar elde edilen veriler ile Tablo 10 oluşturulmuştur.

Tablo 10. Pedped₁ ile Pedped₂'nin karşılaştırılması

En	Pedped ₁	Pedped ₂	Açıklama
Ana Gövde (mm) En x Boy x Yükseklik	47.3 x 68.5 x 42	90 x 180 x 8-39	Pedped ₂ 'ye bağlantı bölgesi dahil olmasına rağmen kalınlık azaltılmıştır. Klinik açıdan daha uygun olması amacıyla uzunluk ve genişlik ise arttırılmıştır.
Pedal (mm) En x Boy x Yükseklik	9 x 217.5 x 8	10 x 199 x 10	

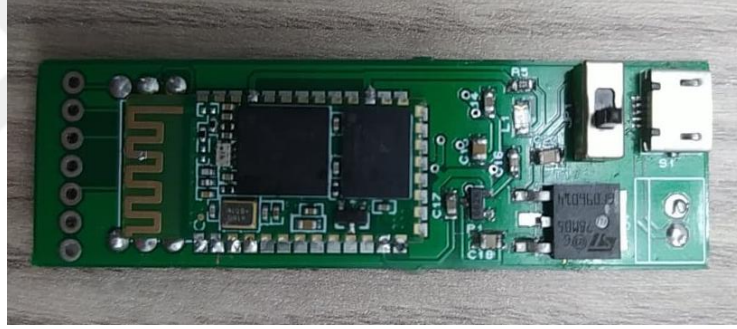
Bağlantı Gövdesi (mm)	66 x 90 x 6-10	Yeni tasarımda bu bölüm ana gövdeye dahil edilmiştir.	Pedped ₂ 'de monoblok yapısı uygulandığından bağlantısı gövdesi ayrı bir parça olmamaktadır. Farklı parçaların birleştirilmesinden oluşabilecek problemler ve maliyetin önüne geçilmiştir.
En x Boy x Yükseklik		Bağlantı gövdesi yerine bağlantı yapılabilecek küçük kopçalar tasarlanmıştır.	
Toplam Uzunluk	155.5 x 273 x 48-52	139 x 361 x 8-39	Dr. Osman Nuri ÖZYALVAÇ tarafından belirtildiği üzere cihaz kullanım esnasında salınma yol açmaktadır. Buna istinaden Pedped ₂ 'de uzunluk arttırılmıştır. Derinlik ise azaltılarak salınımın önüne geçilmiştir.
Pedalın Ana Gövdeye Bağlantısı	Ana gövdeye doğrudan bağlı.	Ana gövdeye dişi uç tasarlanarak pedalın erkek uç ile montajı sağlanmıştır.	Pedped ₁ 'de sağ ayakta eversiyon, sol ayakta inversiyon kaslarının çalışmasını sağlarken Pedped ₁ 'de pedalı takıp çıkarılabilmekte böylece her iki ayakta her iki kasın çalışması sağlanmıştır.
Ağırlık (gr)	239	218	Üretim aşamasında 3B yazıcı kullanıldığından ve iç mekanizmanın küçültülmesinden kaynaklı olarak ağırlık azalmıştır. Ağırlığın azalması kullanıcı açısından olumlu yönde etki etmektedir.
Serbestlik Derecesi	27.4	31.8	Serbestlik derecesi Doç. Dr. Osman Nuri Özyalvaç tarafından minimum 30 derece olması gerektiği belirtilmiştir. Pedped ₂ 'de cihazın yapısına uygun olacak şekilde minimum değer karşılanmıştır.

3.2.4. Aparatın elektronik olarak ele alınması

Aparatın elektronik bölümü ilk versiyonunda da olduğu gibi 3 parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar; pedalin hareketi ile oluşan açığı ölçen potansiyometre, egzersiz cihazı ile uygulama arasındaki bağlantıyı oluşturan PCB kart ve egzersiz cihazına güç sağlayan batarya olmaktadır.

3.2.4.1. Baskılı devre kartı (PCB kart)

Ayak egzersiz aparatı giyildikten sonra, pedala ayak tarafından yapılan itirme hareketi sayesinde bir açı oluşur ve oluşan bu açı potansiyotata aktarılır. Bölüm 3.2.5.'te anlatıldığı üzere mobil uygulama üzerinde gerekli optimizasyon çalışması yapıldığında aparattan gelen veri işlenir ve işlenmiş verinin uygulamaya aktarıldığı bölüm PCB kart olmaktadır. PCB kartın görseli Şekil 28'de gösterilmiştir.



Şekil 28. PCB kart

Devrede ATmega328P mikroişlemci kullanılmıştır (Şekil 29). ATmega328P mikroişlemci oldukça kolay kullanımı ile ön plana çıkmaktadır (Shrestha, 2019) Mikroişlemcinin Proteus programındaki devre şeması Şekil 30'de gösterilmiştir. Mikroişlemci ile ilgili detaylı bilgiler Tablo 11'de gösterilmektedir.



Şekil 29. ATmega328P mikroişlemci (Kaynak: direnc.net)

U1			
30	PD0/RXD/PCINT16	PB0/ICP1/CLKO/PCINT0	12
31	PD1/TXD/PCINT17	PB1/OC1A/PCINT1	13
32	PD2/INT0/PCINT18	PB2/SS/OC1B/PCINT2	14
1	PD3/INT1/OC2B/PCINT19	PB3/MOSI/OC2A/PCINT3	15
2	PD4/T0/XCK/PCINT20	PB4/MISO/PCINT4	16
9	PD5/T1/OC0B/PCINT21	PB5/SCK/PCINT5	17
10	PD6/AIN0/OC0A/PCINT22	PB6/TOSC1/XTAL1/PCINT6	7
11	PD7/AIN1/PCINT23	PB7/TOSC2/XTAL2/PCINT7	8
20	AREF	PC0/ADC0/PCINT8	23
18	AVCC	PC1/ADC1/PCINT9	24
19	ADC6	PC2/ADC2/PCINT10	25
22	ADC7	PC3/ADC3/PCINT11	26
		PC4/ADC4/SDA/PCINT12	27
		PC5/ADC5/SCL/PCINT13	28
		PC6/RESET/PCINT14	29

ATMEGA328P

Şekil 30. ATmega328P proteus devre şeması

Tablo 11. ATmega328P Mikroişlemci Özellikleri (Kaynak: direnc.net)

Montaj Tipi	THT
Bellek Türü	Flash
Bit Sayısı	8 bit
Hız	20 Mhz
Program Bellek Boyutu	32 KB

Giriş / Çıkış Sayısı	23
Besleme Gerilimi	1.8 V – 5.5 V
Çalışma Sıcaklığı	-40 °C - +85 °C

3.2.4.2. Potansiyometre

Potansiyometre (Reosta) bir direnç çeşididir ve birçok devrede bulunmaktadır. En önemli özelliği kontrol edilebilir olmasıdır. Bu durum potansiyometrelerin kontrol gerektiren devrelerde oldukça sık kullanımını ortaya çıkarmaktadır.

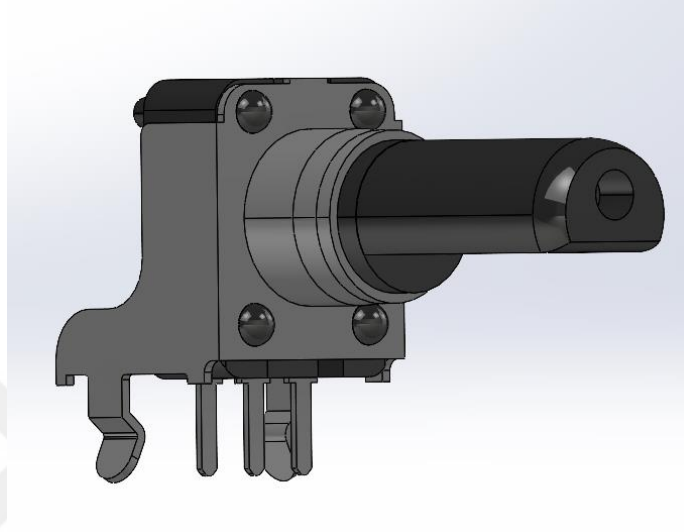
Potansiyometre bir dirençtir ve devredeki görevi akım ve gerilim kontrolünü sağlamaktır. Ancak çevrilebilen yapısı sayesinde pozisyon algılama ve konum kontrolü gibi görevleri de yerine getirebilmektedir. Bu tez çalışmasının ana konusu olan egzersiz aparatındaki kullanım amacı da pozisyon kontrolü olmaktadır. Genel olarak kullanım alanları: motor kontrolü, frekans ayarlama, güç kaynakları, ses devreleri, elektrikli ısı sistemleri olmaktadır. Kullanım alanına örnek gösterilecek olursa en yaygın kullanılan ışık parlaklığının kontrol edilmesidir.

Potansiyometreler kullanım amaçlarına göre üçe ayrılmaktadır (Bayındır 2009).

1. **Stereo Potansiyometre:** Stereo potansiyometreler normal bir dairesel potansiyometre gibi dönen bir mil sahiptir. Diğer potansiyometre çeşitlerinde 3 bacak bulunmaktayken stereo potansiyometrede 6 bacak bulunmaktadır. Hassas direnç ayarlamalarında kullanılmaktadırlar. En sık olarak ses devrelerinde kullanılmaktadırlar.
2. **Anahtarlamalı Potansiyometre:** Anahtarlamalı potansiyometrelerde direnç seviyesi belirli bir noktaya gelince doğrudan off moduna geçmekte, tekrar o seviyeye çıkarılınca ise on moduna geçmektedir. Devrede anahtarlama elemanı olarak görev almaktadırlar.
3. **Trimmer Potansiyometre:** Trimpot adıyla da bilinmektedir. Bir kez ayarlanıp bir daha ayarlama gerektirmeyen devrelerde kullanılmaktadırlar.

Bu tez çalışmasında ayağın hareket açısı potansiyometre kullanılarak hesaplanmıştır. Hastanın potansiyometreyi çevirmesi ayağının eversiyon/inversiyon yönlerinde hareket ettirmesiyle olmaktadır.

Aparatın ilk versiyonunda istenilen fonksiyonel özelliklerin elde edilebilmesi için boyut vb. özellikler dikkate alınarak Alps Alpine 29 0001 potansiyometre kullanımı tercih edilmiştir. Bu tez çalışmasında da potansiyometre seçimi değiştirilmemiş ve kullanılmaya devam edilmiştir (Şekil 31). Potansiyometreye ait detaylı özellikler Tablo 12’de gösterilmektedir.



Şekil 31. Alps Alpine 29 0001 potansiyometre

Tablo 12. Alps Alpine 29 0001 Potansiyometre Özellikleri (Kaynak: tr.farnell.com)

Parça Direnci	10 kohm
Tur Sayısı	1 Tur
Koniklik Durumu	Doğrusal
Güç	50 mW
Montaj Şekli	Delikten
Direnç Toleransı	± 20%
Dönme Açısı	280° - 300°
Çalışma Sıcaklığı	-10 °C - 60 °C

3.2.4.3. Batarya

Bu tez çalışmasının ana konusu olan egzersiz aparatı kablosuz çalışmaktadır. Bundan dolayı egzersiz aparatında iki adet batarya (Şekil 32) kullanılmıştır. İki adet

küçük kapasiteli batarya kullanılmasının sebebi daha az yer kaplaması olarak belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da batarya kullanımı değiştirilmemiştir. Kullanılan bataryalara ait detaylı özellikler Tablo 13’de gösterilmektedir.



Şekil 32. Batarya (Kaynak: power-xtra.com)

Tablo 13. Power – Xtra Batarya Özellikleri (Kaynak: power-xtra.com)

Batarya Çeşidi	Li – Po (Lityum – Polimer)
Voltaj	3.7 V
Kapasite	240 mAh
Ağırlık	4 gr
Koruyucu Devre	PCM – 1.5 A
Çalışma Sıcaklığı (Şarj)	0° C – 45 ° C
Çalışma Sıcaklığı (Deşarj)	-20° C - 60° C
Ebat	35 x 20 x 4 (mm)

3.2.5. Aparatın uygulamasının ele alınması

Aparatı oluşturan en önemli yapılardan biri de mobil uygulamasıdır. Ayak egzersiz hareketlerinin 18 yaş altı bireylerde sıkılmadan doğru bir şekilde uygulanabilmesi için bir mobil oyun geliştirilmiştir (Şekil 33). Telefona indirilebilen bu mobil oyunda amaç ayağa takılan aparatın çalışır duruma getirilmesinin ardından pedalin hareketi ayak bileğinin (evertör ve invertör kas) hareketleri sayesinde olabilmektedir. Ayak bileğinin sağa ve sola yapılan hareketleri sayesinde telefon ekranında görülen sepet hareket ettirilebilmekte ve yukardan düşen elmalar ayağın

sepeti doğru şekilde hareket ettirilebilmesi ile yakalanabilmektedir. Böylece alışıla gelen el parmakları ile mobil oyun oynamak yerine ayak bileği hareketleri sayesinde ekrandaki sepet hareket ettirilebilmektedir.



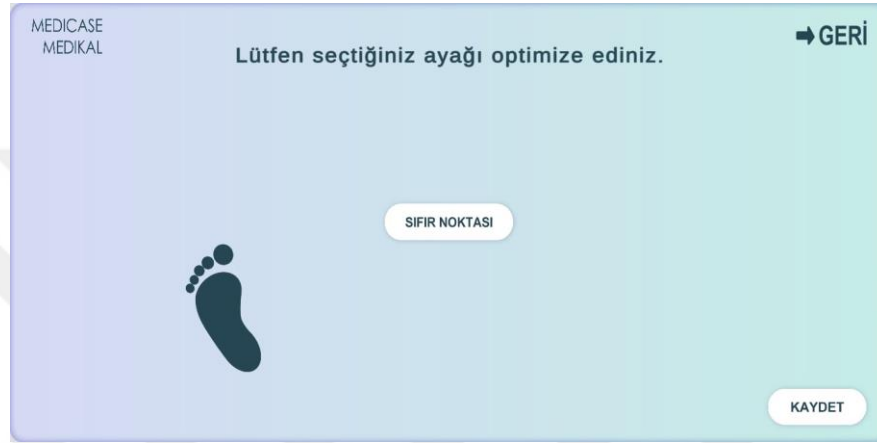
Şekil 33. Oyun görseli

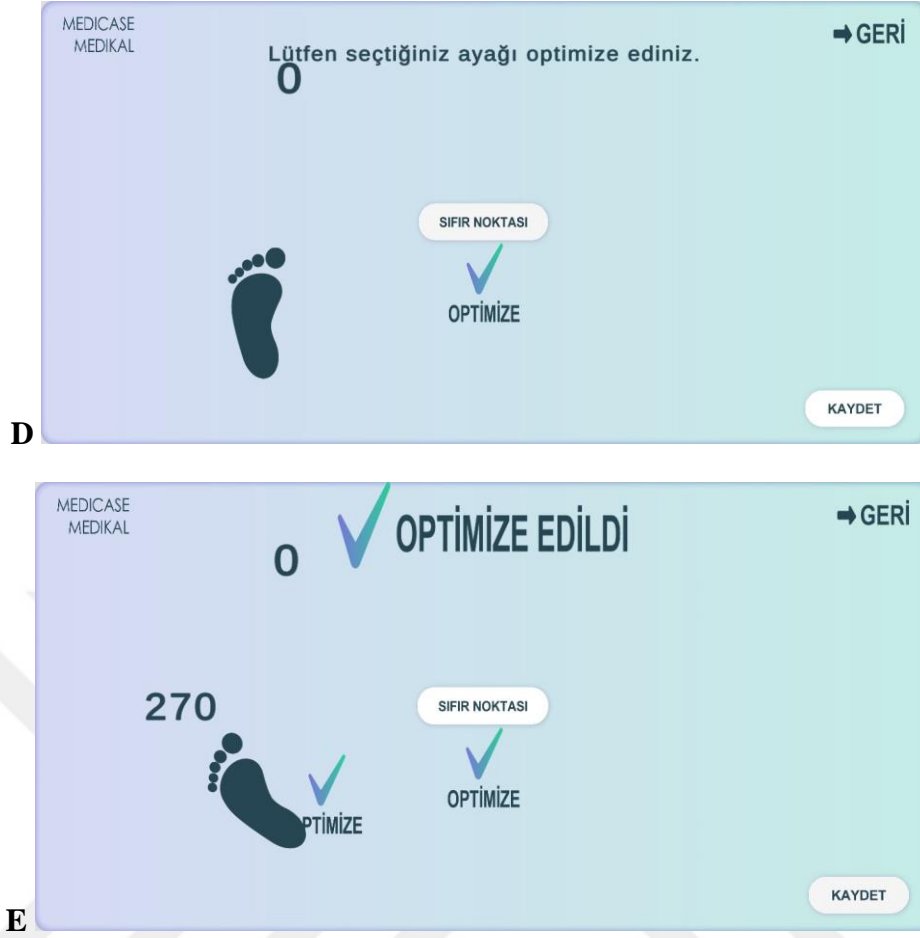
Oyunun oynanabilmesi için android bir cihaza bluetooth yardımıyla bağlanması gerekmektedir (Şekil 34).



Şekil 34. Oyun ile ayak egzersiz aparatının bağlantı kurulum ekranı

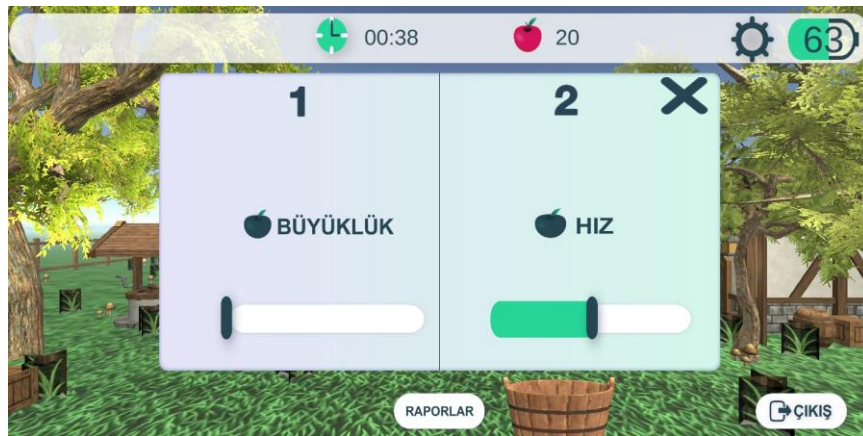
Bağlantı kurulduktan sonra bireyin ayarlar bölümünden kullanacakları ayağın ve yönünün seçilmesi ve kalibrasyon yapılması gerekmektedir. (Şekil 35 A-E).





Şekil 35. Cihazın optimize edilme aşamaları A-E

Ayrıca oyunun içinde düşen elmaların boyutu ve düşme hızı da ayarlanabilmektedir (Şekil 36).



Şekil 36. Elma boyutu ve düşme hızı ayarlama

Son olarak elmaları yakalama oranına göre bir başarı oranı belirlenmekte olup. Hasta adı ve bilgileri ile kaydedilebilmektedir (Şekil 37).

MEDICASE
MEDICAL

→ GERİ

ADISOYAD:

YAŞ :

AÇIKLAMA:

EKLE DÜZENLE SİL RAPORLAR

Şekil 37. Rapor bölümü



SONUÇ VE TARTIŞMA

Aparatın mekanik olarak ele alınması ve yeniden tasarlanması : Aparatın ilk tasarım özellikleri incelenmiş ve mevcut boyut, ağırlık, malzeme ve elektronik nicelik ve nitelikler dijital ortama aktarılmıştır. Aparat, boyut, şekil ve çalışma mekanizması açısından Solidworks programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Eldeki tüm veriler aparatın daha kullanışlı hale getirilmesi için yeniden gözden geçirilmiş ve gerekli hesaplamalar yapılmaya başlanmıştır. Öncelikle aparatın ilk versiyonundaki mekanik parçalar incelenmiş ölçüleri belirlenmiştir. Sonrasında bu mekanik parçalarda küçültme yapıp yapılamayacağına, yapılacaksa yüzde olarak hangi oranda yapılacağına karar verilmiştir. Mekanik parçaların yeni ölçüleri hesaplandıktan sonra çizimleri yapılmış ve simülasyon ortamında montajı gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın bu aşaması 5 ay sürmüştür. Bu süreçte bir çok prototip tasarlanmış ancak uygun bulunmadığı için üretim aşamasına geçilmemiştir. Tablo 6'da yer alan aparatın ilk ve son ölçüleri değerlendirilmiş, tasarımsal olarak da uygun bulunmuş ve bu aşamadan sonra 3 boyutlu yazıcı ile üretimi yapılmıştır.

Biyomedikal cihazların tasarımları belirli prensiplere dayanmaktadır. Bu prensipler cihazların elektronik ve mekanik özellikleri, tasarımı (dizaynı), malzemenin seçilmesi, cihazın hangi güncel teknoloji seviyesinde (bluetooth, kızılötesi, wi-fi, yapay zeka gibi) olacağına belirlenmesine dayanmaktadır. Medikal cihaz tasarımı çok büyük sorumluluk istemektedir. Bu ürünler amacına uygun olarak ülke ve dünya çapında geniş kitleler tarafından kullanılabilir. Kimi cihazlar günlük olarak kişilerin rutin kullanımında kendine yer bulurken kimi cihazlarda hayati önem taşıyan ameliyatlara ve tedavilere sırasında kullanılmaktadır. Diğer taraftan tasarlanan tıbbi cihazın medikal sektörde kendine yer bulabilmesi ve uzun yıllar boyunca bu sektörde yerini korumaları beklenmektedir. Bu nedenle medikal cihaz tasarımı üzerine yapılan her çalışma oldukça kritiktir. Bu çalışmalardan elde edilen tecrübeler bu alanda yapılacak diğer çalışmalara örnek teşkil edecek ve literatürde yer alacaktır. Bu alanda yapılacak olan çalışmalar için mevcut teknolojik seviyenin farkında olunması ve buna katkıda bulunması gerekmektedir. Bu tez çalışmasında da gerek literatürde gerekse sektörde ihtiyaç duyulan bir tıbbi cihaz üzerine çalışılması hedeflenmiş olup, günümüzde aynı amaçla kullanılan bir başka aparatın varlığına rastlanılmamış ve mevcut aparatın geliştirilmesi için medikal cihaz tasarımında dikkat edilmesi gereken

prensipler takip edilmiştir. İyi bir medikal cihaz tasarımınının 10 prensibi bulunmaktadır: Yenilikçidir, kullanışlıdır, estetikdir, anlaşılabilir, dürüsttür, mütevazıdır, dayanıklıdır, en ince ayrıntısına kadar planlanmıştır, çevre dostudur ve az yer kaplar.

Bu tez çalışması kapsamında yukarıda belirtilen hususlar merkeze alınarak aparatın sahip olduğu ilk tasarımsal değerler ile üretilmiş hali detaylı olarak incelenmiştir. Aparatın daha kalın, daha ağır, vücuda tam oturmeyen, salınım oranının daha yüksek olması gibi kullanımını sınırlayıcı özellikleri tespit edilmiştir. Her ne kadar aparat o hali ile de amacına oldukça uygun hizmet ediyor olsa da yeniliğe açık ve geliştirilebilir taraflarının bulunması ve bu şekilde kendine sektörde daha iyi bir performans ile sunulması hedeflenmekteydi. Bu tez çalışması kapsamında tespit edilen gelişime açık yönleri ile Pedped₁ daha iyi bir medikal cihaz olarak tasarlanmış ve Pedped₂ olarak üretimi gerçekleştirilmiştir.

Aparatın 3 Boyutlu Yazıcı İle Üretilmesi: Bu tez çalışması kapsamında aparatın gelişime açık yönleri tespit edilmiş ve yeniden tasarımı Bölüm 3.1’de belirtildiği gibi gerçekleştirilmiştir. Ardından Pedped₂ 3B yazıcı ile üretilmiştir. Aparatın kullanım amacına uygun olacak şekilde üretilmesi için malzeme seçimi üzerine literatür taraması yapılmıştır. Aparat daha önce PVC türevi bir malzeme ile üretilmiştir. Bu malzeme sahip olduğu yüksek yoğunluk nedeniyle daha ağır olması ve tez çalışmasındaki kullanım amacı göz önüne alındığında daha farklı bir malzeme seçimine yönelinmiştir. Aparatın ağırlığı üzerine yapılmak istenen iyileştirmede bir başka malzeme tercih edilmiştir. Literatürde 3B yazıcılarda en sık kullanılan malzemeler PLA, ABS olup çalışmamızda kullandığımız 3B yazıcının özellikleri ve bir biyomedikal aparatın üretimi göz önüne alındığında araştırmalarımız sonucunda Tough PLA öne çıkmıştır. Tough PLA, PLA’nın sertlik özelliği ile ABS’nin darbe direnci ve mukavemet özelliğini birlikte taşıması amaçlanmış bir ‘tasarım malzemedir’. Yüksek yüzey kalitesine sahiptir ve oldukça kolay baskı alınabilmektedir (Naveed, 2021).

Tez kapsamında yapılan inceleme ve geliştirme çalışmaları biyomedikal mühendisliği ve mekatronik mühendisliği yaklaşımları ile gerçekleştirilmiştir. Ülkemizde medikal amaçla kullanıma ihtiyaç duyulan binlerce tıbbi cihaz bulunmaktadır. Bunların büyük çoğunluğu yurt dışından temin edilmekte ve ülkemize

de oldukça yüksek maliyetlere sebep olmaktadır (Arık 2012) (Kılıçarslan 2019) (Ayhan 2023). Yaptığımız yüksek lisans tez çalışmasıyla ülkemizde ilk kez olarak yerli üretim olan ve dünyada benzerine rastlanılmayan Pedped₁'in gerek hasta (kullanıcı), gerek hekim (uygulayıcı), gerekse sektörün ihtiyaç ve gereklilikleri ele alınmış ve Pedped₂ ortaya çıkmıştır.

Ayrıca bu çalışmada elde edilen sonuçlar TÜBİTAK tarafından yayınlanan ulusal bilim ve teknoloji politikaları 2003 – 2023 strateji belgesinde belirtildiği üzere “sağlık alanında, ülke sınırları içinde yaşayan herkese, her yerde ve her zaman, çağdaş teknolojiyle donatılmış, yaşam bilimleri alanındaki yeniliklere uyum yeteneğine sahip, yüksek nitelikli, ekonomik sağlık hizmetleri sağlamak; yaşam bilimleri ve biyoteknoloji alanlarında yetkinlik kazanarak, yüksek teknolojili tedavi sistemlerini ve bu amaçla kullanılan malzeme ve cihazları geliştirmek ve üretmek” amacına da katkı sağlamıştır.

KAYNAKÇA

- Arık, Ö. (2016) "Sağlık Hizmetlerinde Tıbbi Cihaz Sektörü". *Hacettepe Sağlık İdaresi Dergisi* 19/2 187-202.
- Ayhan, M. (2023). Sağlık Alanında Kullanılan Biyomedikal Cihazların Mühendislik Fiziği. *Uluslararası Sürdürülebilir Mühendislik ve Teknoloji Dergisi*, 7(1),62-75.
- Bayındır, R. & Görgün, A. (2009). Pıç Tabanlı Bir PI Denetleyici İle Senkron Motor Kullanılarak Bir Kompanzator Uygulaması. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 15 (1) , 87-99.
- Dimeo AJ Sr, Lalush DS, Grant E, Morcuende JA. (2012), Development of a surrogate biomodel for the investigation of clubfoot bracing. *J Pediatr Orthop.* ;32(7):e47-52. doi: 10.1097/BPO.0b013e3182571656. PMID: 22955544.
- Gundavarapu. A., Singh. V., Mishra. P.K., M. S.K. (2021). Correction of clubfoot by ponseti method - Our experience, *International Journal of Orthopaedics Sciences*, 7(1): 04-09.
- Hernigou. P. (2017). History of clubfoot treatment; part III (twentieth century): back to the future, *International Orthopaedics (SICOT)*, 41:2407–2414.
- Hernigou. P., Gravina. N., Potage. D., Dubory. A. (2017). History of club-foot treatment; part II: tenotomy in the nineteenth century, *International Orthopaedics (SICOT)*, 41:2205–2212.
- Hernigou. P., Huys. M., Pariat. J., Jammal. S. (2017). History of clubfoot treatment, part I: From manipulation in antiquity to splint and plaster in Renaissance before tenotomy, *International Orthopaedics (SICOT)*, 41:1693–1704.
- İnternet; URL; <https://maker.robotistan.com/potansiyometre/>
- İnternet; URL; <https://tr.farnell.com/alps/29-0001/potentiometer-10k-20-0-05w/dp/1191735#anchorTechnicalDOCS>

İnternet; URL; <https://www.3dortgen.com/bcn3d-epsilon-w50.html>

İnternet; URL; <https://www.bcn3d.com/product/tough-pla-bcn3d-filaments/>

İnternet; URL; <https://www.direnc.net/atmega328p-pu-8bit-20mhz-mikrodenetleyici-dip28>

İnternet; URL; <https://www.power-xtra.com/tr/urun/lithium-polymer/power-xtra-px402035-37v-240-mah-li-polymer-pil-devreli15a/558>

Khanesar. M.A. (2019). Medical Applications of 3D Printing, *Archives in Biomedical Engineering & Biotechnology*, Volume 2-Issue 2

Kılıçarslan, M. & Takkasız, B. (2019). Dünyada ve Türkiye’de Tıbbi Cihaz Sektöründe Pazarlamanın Önemi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi* , (17) , 966-971 . DOI: 10.31590/ejosat.647581.

Little. Z., Yeo A., Gelfer Y. (2019). Poor Evertor Muscle Activity Is a Predictor of Recurrence in Idiopathic Clubfoot Treated by the Ponseti Method: A Prospective Longitudinal Study With a 5-Year Follow-up, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, Vol. 39, No. 6, 467-471.

Nordin, M. ve Frankel, V. H., Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

Onat, T., Emerk, K. ve Sözman, E., İnsan biyokimyası, Palme Yayıncılık, 2002.

Özel. T., Bartolo. P.J., Ceretti. E., Gay. J.d.C., Rodriguez. C.A., Da Silva. J.V.L. (2017). Biomedical Devices: Design, Prototyping, and Manufacturing

Özyalvaç, O. N., Kırat, A., Akpınar, E., Dinçel, Y. M., Özkul, B., Bayhan, A. İ. (2019). The Effect of Tibialis Anterior Tendon Transfer on Metatarsus Adductus Deformity in Children with Clubfoot, *Istanbul Medical Journal*, 20(1), 35-8.

Branaghan, R.J., (2018). Human Factors in Medical Device Design: Methods, Principles, and Guidelines, *Critical Care Nursing Clinics of North America*,

Volume 30, Issue 2, Pages 225-236, ISSN 0899-5885, ISBN 9780323583954,
<https://doi.org/10.1016/j.cnc.2018.02.005>.

- Ryan. L. (1994). Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle, *Australian Physiotherapy*, Vol. 40, No. 1, 41-47.
- Salvatori. G., Bettuzzi. C., Abati. C.N., Cucca. G., Zanardi. A., Lampasi. M. (2020). The influence of laterality, sex and family history on clubfoot severity, *Journal of Children's Orthopaedics*, 14:145-150
- Shahrubudin. N., Lee. T.C., Ramlan. R. (2019). An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications, *Procedia Manufacturing*, 35:1286-1296
- Shrestha. R. (2019). Study and Control of DHT11 Using Atmega328P Microcontroller, *International Journal of Scientific & Engineering Research* Volume 10, Issue 4.
- Sinha. A., Mehtani. A., Sud. A., Vijay. V., Kumar. N., Prakash. J. (2016). Evaluation of Ponseti method in neglected clubfoot, *Indian Journal of Orthopaedics*, 50:529-35
- Siu. WS., Shih. YF., Lin. HC. (2020). Effects of Kinesio tape on supporting medial foot arch in runners with functional flatfoot: a preliminary study. *Research in Sports Medicine*, Vol. 28, No.2, 168-180
- TÜBİTAK (2004), Ulusal Bilim ve Teknoloji Politikaları 2003-2023 Strateji Belgesi
- Yıldırım, C. & Yıldırım, S. (2013). Türkiye Tıbbi Ürünler Sektörünün Avrupa Birliği Ülkeleri İle Karşılaştırılmasına İlişkin Bir Çalışma. *Toplum ve Sosyal Hizmet*, 24(2), 83-94. Retrieved from <https://dergipark.org.tr/tr/pub/tsh/issue/48480/614152>.