



T.C.

İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

**ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YAPILAN ELEKTROTHERAPİ
AJANLI AYAK BİLEĞİ ORTEZİNİN TASARIMI VE
GELİŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MUHAMMED SERKAN AYTEMUR

178150110

Danışman: Prof. Dr. ALİ AKIN UĞRAŞ

İSTANBUL, 2020



T.C.

İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

**ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YAPILAN
ELEKTROTHERAPİ AJANLI AYAK BİLEĞİ ORTEZİNİN
TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZİ HAZIRLAYAN: M. SERKAN AYTEMUR


T.C.
İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
YÜKSEK LİSANS SINAV TUTANAĞI

20.02.2020

Enstitümüz *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon* yüksek lisans programı öğrencilerinden 178150110 numaralı *Muhammed Serkan AYTEMUR* "İstanbul Arel Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliği"nin ilgili maddesine göre hazırlayarak, Enstitümüze teslim ettiği "**ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YAPILAN ELEKTROTERAPİ AJANLI AYAK BİLEĞİ ORTEZİNİN TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ**" konulu tezini, Yönetim Kurulumuzun 10.02.2020 tarih ve 2020-03 sayılı toplantısında seçilen ve Sefaköy Yerleşkesinde toplanan biz jüri üyeleri huzurunda, ilgili yönetmeliğin 39. maddesi gereğince (60) dakika süre ile aday tarafından savunulmuş ve sonuçta adayın tezi hakkında *oyçokluğu/oybirliği* ile *Kabul/Red veya Düzeltme* kararı verilmiştir.

İşbu tutanak, 3 nüsha olarak hazırlanmış ve Enstitü Müdürlüğü'ne sunulmak üzere tarafımızdan düzenlenmiştir.


DANIŞMAN
Prof. Dr. Ali Akın UĞRAŞ


ÜYE
Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet YÜCE


ÜYE
Dr. Öğr. Üyesi Seçil ÖZKURT

YEMİN METNİ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Üç Boyutlu Yazıcıyla Yapılan Elektroterapi Ajanlı Ayak Bileği Ortezinin Tasarımı Ve Geliştirilmesi” isimli bu çalışmanın, bilimsel ve ahlaki değerlere uygun şekilde kendim tarafından yazıldığını, faydalanmış olduğum eserlerin tümünde kaynak gösterimi yapıldığını ve çalışma içinde yararlanılan her alanda atıfta bulunduğunu beyan ederim.

Muhammed Serkan Aytemur



ONAY

Tezimin kâğıt ve elektronik kopyalarının İstanbul Arel Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü arşivlerinde aşağıda belirttiğim koşullarda saklanmasına izin verdiğimi onaylarım:

Tezimin bir yıl süreyle erişime açılmasını istemiyorum. Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir.

M. Serkan Aytemur



ÖZET

ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YAPILAN ELEKTROTERAPİ AJANLI AYAK BİLEĞİ ORTEZİNİN TASARIMI VE GELİŞTİRİLMESİ

Muhammed Serkan AYTEMUR

Yüksek Lisans Tezi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Akın UĞRAŞ

Ocak 2020 -77 Sayfa

Serebral palsi ülkemizde sık görülen rahatsızlıklardan biridir. Fizyoterapi ve rehabilitasyon alanından serebral palsili bireylere kullandığımız tedavi modaliteleri arasında elektroterapi ajanları da bulunmaktadır. Özellikle spastisite inhibisyonu ve cerrahi sonrası kas atrofisini önlemek için elektrik stimülasyonu tedavisini kullanmaktayız. Aynı zamanda serebral palsili bireylerin hayatları boyunca kullandıkları ayak bileği ortezleri bulunmaktadır ve ayak bileği ortezleri ayak deformiteleri için dünyaca kullanılan altın standartlar arasındadır. Bunların üretiminde de yaygın olarak klasik yöntemle üretim gerçekleştirilmektedir. Teknolojinin hayatın içine daha yakından girmesiyle sağlık alandaki gelişmeler de artmıştır. Hızlı prototiplemeyle birlikte sağlık alanında birçok gelişim yaşanmaktadır. AFO'ların temel özelliği kişinin ayağına ve deformiteye göre özelleşmiş olmasıdır. Klasik yöntemle yapılan cihazlar hem emek hem de zaman açısından büyük bir kayıba sebep olmaktadır. Aynı zamanda bunların uzun soluklu ve düzenli kullanılması hasta için çok önemlidir. Biz de bu çalışmayla, öncelikle hayatları boyunca kullandıkları bu cihazlara ister spastisite için ister kas atrofisi için kullanacakları tedavi seçeneklerini kişiye özel yerleştirip üç boyutlu yazıcı kullanılarak hem hastanın hem klinisyenin etkinliğini ve konforunu artıracak bir ürün tasarladık ve imal ettik. Bu ürün daha önce yapılan ayak bileği ortezlerinden farklı olarak hem hastanın uzvuna göre özel olarak tasarlanıp hem de hastalığına uygun olarak belirlenen elektroterapi ajanını birlikte uygulanabilmesini sağlamasıdır. Bu çalışma, ülkemiz ve dünya literatüründe bilinen üç boyutlu yazıcıyla üretilen ve aynı zamanda elektroterapi ajanları ile birlikte kullanılabilen ilk cihazdır.

Anahtar Kelimeler: 3 boyutlu yazıcı, Elektroterapi, Ayak bileği ortezi (AFO)

ABSTRACT

DEVELOPMENT AND DESIGN OF THE ANKLE ORTHESES WITH ELECTROTHERAPY AGENT CREATED BY THREE-DIMENSIONAL PRINTER

Muhammed Serkan AYTEMUR

Master's Thesis, Department of Physical Therapy and Rehabilitation

Advisor: Prof. Dr. Ali Akın Uğraş

January, 2020 – 77 Pages

Cerebral palsy is one of the most common diseases in our country. Electrotherapy agents are also one of the treatment modalities which are used for individuals with cerebral palsy in the field of physical therapy and rehabilitation. We use electrical stimulation treatment especially for spasticity inhibition and preventing post op muscular atrophy. In the meantime, there are ankle foot orthosis (AFOs) being used for life time long by individuals with cerebral palsy and these ankle orthoses are one of the golden standard methods being used for foot deformities all around the world. Classical methods are commonly being used for its manufacturing. Developments have been increased in the field of healthcare since the technology entered into life more closely. A lot of developments are occurring in the field of healthcare thanks to the fast prototyping. The main feature of AFOs is their being specially designed for the individual and for the deformity. Devices created by conventional methods cause a big loss of time and effort. In the meantime, long term and regular use of these are vital for patients. In this study, we primarily designed and manufactured a product which will be placed tailor-made for these devices that are being used for life time for whether for spasticity or muscle atrophy by using 3D printers thus will increase the efficiency and comfort of clinicians. This product, unlike the previous ankle orthoses, is specially designed for the patient's limb and it provides an opportunity for administering the electrotherapy agent determined eligibly for the patient. The device in this study is the first one known in our country and in the world created by 3D printers and can be used with electrotherapy agents as well.

Keyword: 3 Dimensional printer, electrotherapy, ankle foot orthosis (AFO)

ÖNSÖZ

Bir gün bir çocuk, sadece altı noktanın yerini değiştirerek bir alfabe icat etti. Bugün dünyanın her yerinde görme engelliler o altı noktaya dokunarak okuma yazma öğreniyor. Biz de bu projemizde Louis Braille gibi bir şeyleri kolaylaştırmak, bilime ve insana küçükte olsa bir katkı sağlayabilmek amacıyla bu yola çıkmayı kararlaştırdık.

“ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YAPILAN ELEKTROTERAPİ AJANLI AYAK BİLEğİ ORTEZİNİN TASARIMI VE GELİşTİRİLMESİ PROJESİ” konulu olan yüksek lisans tez çalışmamda akademik anlamda bana destek olan değerli hocamlarım Prof. Dr. Ali Akın Uğraş’a, Dr. Öğr. Üyesi Cem Erçalık’a ve Dr. Öğr. Üyesi Seçil Özkurt ‘a ilgilerinden ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim. Tez çalışmamda bilgileri toplamam sırasında bana yardımcı olan en başta annem Yurdagül Aytemur olmak üzere yakınımnda bulunan ve yardımcı olan herkese teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ÖNSÖZ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
TABLO LİSTESİ.....	ix
KISALTMALAR	x
GİRİŞ.....	1

1.BÖLÜM

SEREBRAL PALSİ.....	4
1.1.Tanım.....	4
1.2. Nedenleri.....	5
1.3. Sınıflandırma.....	6
1.4. SP'nin Tipleri.....	6
1.4.1. Klinik Bulgulara Göre SP.....	6
1.5. SP'de Tedavi.....	9
1.5.1. Geleneksel Yaklaşım.....	9
1.5.2. Nörofizyolojik Yaklaşımlar (NDT).....	9
1.5.3. İş- Uğraşı Tedavisi.....	11
1.5.4. Botulinum Toksini (BTX-A).....	12
1.5.5. İntratekal Baklofen.....	12
1.5.6. Selektif Dorsal Rizotomi.....	12
1.5.7. Hiperbarik Oksijen Tedavisi (HBO).....	12
1.5.8. Ortopedik Yaklaşımlar.....	13
1.6. SP'de AFO.....	13
1.6.1. Solid AFO.....	14
1.6.2. Eklemlerli AFO.....	14
1.6.3. Dinamik Ayak-Ayak Bileği Ortezi (DAFO).....	15
1.6.4. Refleks AFO.....	16
1.7. Türkiye' de Ortez Kullanımı.....	16
1.7.1. Geleneksel Yöntem İle Ortez Üretimi.....	18
1.7.2. 3B Baskı Yöntemi İle Ortez Üretimi.....	20
1.7.3. 3B Baskı Yöntemi İle Alt Ekstremitte Ortezi İmalatı.....	20
1.7.4. Baskı Yöntemi İle Alt ekstremitte Ortezi İmalatı.....	23
1.8. Elektroterapi.....	26

2. BÖLÜM

YÖNTEM.....	34
-------------	----

3.BÖLÜM

TARTIŞMA.....	49
---------------	----

4. BÖLÜM

SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	55
---------------------------	----

KAYNAKÇA.....	57
---------------	----

ÖZGEÇMİŞ	65
----------------	----



ŞEKİLLER

Şekil 1.1 Solid AFO.....	14
Şekil 1.2. Eklemlı AFO.....	15
Şekil 1.3. Dinamik AFO.....	16
Şekil 1.4. Refleks AFO.....	16
Şekil 1.5 Klasik alçı alma yöntemi	19
Şekil 1.6. (a) FO Üretim Aşamaları, (b) Ham ayak taraması ve (c) Ayağın katı modeli.....	21
Şekil 1.7. 3B yazıcı ile imal edilen FO.....	21
Şekil 1.8. (a) Kâğıt üzerinde AFO tasarımı, (b) 3B model, (c) 2B katmanlara ayrıştırma ve (d) 3B yazıcı ile imal edilen AFO.....	22
Şekil 1.9. (a) Balmumu kalıp elde edilmesi ve (b) 3B nokta bulutu.....	23
Şekil 1.10. (a) 3B yazıcı ile imal edilmiş orteş ve (b) Orteşin kullanımı.....	24
Şekil 1.11. ‘Carpal Skin’ isimli splint.....	25
Şekil 1.12. Bazı el bileğı splintleri.....	25
Şekil 1.13. (a) Orteşin 3B modeli, (b) 3B yazıcı ile imal edilen orteş ve (c) orteşin kullanımı.....	26
Şekil 2.1. Kağıt üzerinde yapışkan velkro ve elektrot yeri belirlenmesi.....	35
Şekil 2.2. Kâğıt üzerinde tasarlanan AFO çizimi.....	36
Şekil 2.3. Oturarak tarama işleml.....	37
Şekil 2.4. Ayakta tarama işleml.....	38
Şekil 2.5. Ayakta 360 derece bacak, ayak bileğı ve ayak tarama işleml.....	39
Şekil 2.6. Oturarak diz tam ekstansiyonda 4 yönlü tarama işleml.....	40
Şekil 2.7. 3B’li elektroterapi ajanlı AFO’nun ilk modellenmesi.....	41
Şekil 2.8. 3b yazıcı öncesi son çalışmalar.....	42
Şekil 2.9. 3B’li elektroterapi ajanlı AFO’ nun yazdırılması.....	44
Şekil 2.10 3B’li AFO’ nun son hali.....	45
Şekil 2.11 3B ile yazılmış elektrot başlıkları.....	47
Şekil 2.11 3B ile yazılmış elektrot başlıklarının 3B Orteşe uygulanması ...	48

TABLÖLAR

Tablo 1.1 Türkiye’de orteZ uygulamaları.....	18
----------------------------------------------	----



KISALTMALAR

SP:	Serebral Palsi
AFO:	Ayak bileği ortezi
3B:	Üç boyutlu
NMES:	Nöromüsküler elektrik stimülasyonu
SSS:	Santral sinir sistemine
BOS:	Boyun omurilik sıvısı
HBO:	Hiperbarik Oksijen Tedavisi
DAFO:	Dinamik Ayak Bileği-Ayak Ortezi
FO:	Ayak Ortezi
HKAFO:	Kalça, diz ayak bileği, ayak ortezi
RA :	Romatoid Artrit
USP :	Farmakopesi
SLS:	Lazer seçici sinterleme
CAD /CAM:	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
TENS:	Transkutanöz elektriksel sinir stimülasyonu
OA:	Osteoartrit
YVKGS:	Yüksek Voltaj Kesikli Galvanik Stimülasyon
mA:	Miliamper
FDM:	Fused Deposition Modelling
.stl:	Stereolithography
PLA:	Polilaktik asit
ABS:	Acrylonitrile Butadiene Styrene
2B:	2 Boyutlu

GİRİŞ

Serebral palsi (SP), gelişmekte olan fetal veya süt çocuğu beyinde oluşan ilerleyici olmayan bozuklukların neden olduğu, aktivite kısıtlılığına yol açan hareket ve postür gelişimindeki bozukluktur (Bax, 2005). SP’de spastisite, selektif motor kontrol kaybı ve propriyosepsiyon bozukluğu gibi nöromüsküler problemler yürüme fonksiyonunu tehlikeye atabilir (Danino, 2015). Yürüme sırasında, SP’li çocukların özürlü olmayan akranlarına oranla daha fazla oksijen gereksinimleri vardır (Balaban, 2007). Spastik çocuklar bağımsız yürüme yeteneklerini kazandıklarında çeşitli yürüyüş bozuklukları görülmektedir. Ortez, SP’nin medikal, cerrahi ve diğer tedavi edici yaklaşımlardan oluşan multimodal tedavi programının bir parçasıdır. SP’li çocukların yaklaşık %85’i ortez kullanmakta ve bu ortezlerin çoğunu ayakbileği-ayak ortezi (AFO) oluşturmaktadır. (Lucareli,2007, Uygur 2010, Tatar, 2009). Ortez kullanımının, hem antagonist kasları gererek hem de ayak bileği ve dizdeki bazı dönme hareketlerini sınırlandırarak CP’li çocuklarda yürüyüşü normalleştirdiği bilinmektedir. (Gage, 1995, Lucareli,2007).

Ayak bileği ayak ortezleri (AFO), düşük ayak, ayak deformasyonları ve denge kayıpları gibi alt ekstremitte bozukluklarını düzeltmek için ayağı, ayak bileğini ve ön ayağı destekleyen harici olarak giyilen tıbbi cihazlardır. Serebral palsi, Charcot-Marie-Tooth hastalığı, serebrovasküler kaza (inme) ve multipl skleroz gibi nörolojik bozuklukları olan çocukların ve yetişkinlerin yürüme yeteneğini geliştirmek için rutin olarak reçete edilirler (Holtkamp, 2015). Hastaya özel AFO’lar, ayak düşmesinden kaynaklanan kaza ve düşmeleri önlemek, eklem deformitesiyle ilişkili kronik ağrıyı hafifletmek ve yorgunluğu azaltmak için yürüyüşün duruş aşamasında yer reaksiyon kuvvetini kontrol etmek için sık sık reçete edilir. Birçok AFO kullanıcısı, cihazların estetiğinden hoşlanmamakta, tasarım ve birlikte kullanacakları ayakkabı seçiminde güçlük çekmekte, uyum zorluğu, ağrı ve rahatsızlık yaşamaktadır (Holtkamp, 2015, Vinci 2008, Phillips 2011). Özellikle çocuklar, ergenler, kadınlar ve yalnız yaşayan insanlar AFO’ların en fazla memnun olmayan kullanıcıları olarak bildirilmektedir (Holtkamp, 2015,). Bu nedenle, kas-iskelet sistemi ve nöromüsküler rahatsızlıkları olan birçok çocuk ve yetişkin, reçete edilen AFO’larını giymez ve fiziksel olarak yetersiz ve potansiyel olarak zararlı olmalarına rağmen, yürüyüş sırasında kompensatuar hareketler kullanır (Ramdharry, 2012). Bu nedenle, birçok kullanıcı

cihazlarını yalnızca rahatsızlıkları arttığında kullanmayı tercih eder, ancak erken kullanımda AFO kullanımını önemli klinik faydalara sahip olabilir (Ramdharry, 2012).

Günümüzde AFO'ların klasik yapımında hastadan metrik ve alçı ölçü alma tekniği kullanılarak, alçılı sargı bezi hafif sıkı bir şekilde sarılır ve ayak bileğine istenen pozisyon verilerek negatif model oluşturulur. Pozitif alçı modelajı negatif alçı kalıp, izole edildikten sonra hazırlanan alçı solüsyon ile doldurulur. Pozitif alçı model üzerinden istenen düzeltmeler yapılarak pozitif model elde edilir. Elde edilen pozitif model üzerine kullanılacak olan materyal ısıtılarak uygulanır ve kurumması için beklenir. Bu geleneksel yaklaşımda yoğun bir emek ve sınırlı tasarım seçenekleri vardır, sıklıkla uzun bekleme süreleriyle karşılaşılabilir (Chen, 2016).

Modern yaklaşımlar olarak kabul edilebilecek üç boyutlu (3B) yazıcılar, günümüzde birçok alanda kullanılan hızlı büyüyen teknolojidir. 3B baskı, herhangi bir yerden kolayca erişilebilen veya ayrı olarak oluşturulabilen bir 3B modeli yazdırma işlemidir. Bu malzeme sonucu iki boyutlu tabakaların sıralı olarak sıralanmasını içerir. 3B baskının, malzeme çıkarma, kesme ve damgalama yöntemlerine dayanan geleneksel işleme yöntemlerinden farklı olduğuna inanılmaktadır. 3B baskı, geleneksel tasarım paradigmalarından sapmayı kolaylaştırarak tasarım özgürlüğünü mümkün kılar ve böylece hastaya özgü AFO'ların geliştirilmesini sağlar. Bu AFO'lar, gelişmiş işlev, daha iyi uyum ve gelişmiş estetik sağlamak için bireysel biyomekanik gereksinimlere göre optimize edilebilir. Yani, hastaya özgü 3B basılı AFO'ların hasta memnuniyeti, AFO kullanımına bağlılık ve genel sağlıkla ilgili sonuçlar üzerinde çarpıcı bir etkisi olması muhtemeldir (Chen, 2016).

Elektroterapi; Bu yöntem, elektrik akımları ve elektromanyetik dalgalar kullanılarak terapötik amaçlar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Elektroterapi yöntemi rehabilitasyon için yaygın olarak kullanılmasına rağmen, özellikle spastik serebral palsi (CP) türlerinde spastisiteyi azaltmak için birçok uygulama içerir. Nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) bu uygulamalardan biridir ve spastik kasları gevşetmek veya CP'deki antagonistik kasları güçlendirmek için kullanılabilir. (Şahin, 2012). Bu ve benzeri akımları hastanın ihtiyacına göre planlayıp kullanmak hastalara büyük avantaj sağlamaktadır. Antagonist kasta meydana gelen kontraksiyonun agonist kas üzerinde gevşeme etkisi olduğu bilinmektedir. Hastaların uzun süreli ve gün içerisinde aralıklarla uygulanacak bu tedavi modalitelerini,

kullanacakları yardımcı cihazlara monte edip kullanmalarını sağlamak literatürde daha önce uygulanmamıştır. Biz bu çalışma ile antagonist kasta meydana gelen kontraksiyonun agonist kas üzerinde gevşeme etkisi prensibine dayanarak, 3 B tarayıcı ve 3 B yazıcı yardımı ile yaptığımız cihaza hastaya uygun bir elektroterapi programı uygulayıp tedavi etkinliğini ve verimliliğini artırmayı amaçlamaktayız.



1. BÖLÜM

SEREBRAL PALSİ

1.1. Tanım

Serebral palsi (SP), pediatrik nöromusküler hastalıkların içerisindeki en fazla görülen rahatsızlıktır. Çocukluk döneminde en fazla görülen özürllüklerden biridir. SP doğum öncesinde, doğum sırasında veya doğum sonrasında herhangi bir sebepten dolayı oluşabilir. Bu, gelişmekte olan beyinde hareket kısıtlamasına neden olan ilerleyici olmayan, kalıcı bir hareket kısıtlaması ve pozisyonudur (Joel and Delisa 1993, Kayıhan 1995). SP'li çocuklarda, çocukların gelişimi ve fonksiyonel bağımsızlık, çeşitli kas-iskelet deformiteleri, ikincil bozukluklar ve çeşitli geçici telafiler nedeniyle ek üçüncül deformasyonlardan olumsuz etkilenir. Hasarın kendisi ilerici olmasada; yetersizlik ve sakatlığın etkileri ilerleyebilir. Sonuç olarak, CP gelişimsel bir sakatlıktır (Livanelioğlu ve Günel 2009). Bu bozukluklarının yanı sıra bu çocukların, %50-75'inde kognitif gerilikler ve öğrenme güçlükleri, konuşma bozuklukları (%25), işitme bozuklukları (%25), epilepsi (%25-30) ya da görme anormallikleri (%40-50) görülmektedir. Primer sorunlara nöbetler, uyku problemleri, ağrı ve özbakım güçlüklerine ikincil olarak sosyal ve aile problemleri gelişmektedir (Kokkonen, Saukkonen, Timonen, Serlo and Kinnunen 2001). Yapılan araştırmalar genel olarak SP'li çocuklarda görülen anormal refleks paternler, duyu-motor bütünlüğünde bozukluk ve spastisite ile karakterize anormal hareket paternlerinin sebebini duyuusal ve motor alanlardaki hasarlara bağlı olduğunu işaret etmektedir (Kembhavi, Darrah, Magill-Evans and Loomis 2002, Kawamura et al 2007). Bunun yanı sıra nöromusküler sistem işleyişinin ve diğer sistemlerle (görsel, somato-duyuusal) olan ilişkisinin birçok açıdan bozulması, hem iç hem de dış referanslarla ilgili verilerin doğru algılanamaması ve/veya yorumlanamaması ile sonuçlanmaktadır (Dursun, Dursun ve Alican 2002).

SP prevalansı, gelişmiş ülkelerde % 0,2-0,3 olarak bildirilmektedir (Scherzer and Tscharnuter 1990, Garrison 2005). Türkiye'de SP prevalansının 1.000 canlı doğumda 5-8 olduğunu bildiren çalışmalar yapılmıştır (Yalçın ve ark 2000, Yakar, Erbaydar ve Sonmaz 2002). İngiltere'de yapılan bir çalışma SP prevalansının

2,2/1.000 olarak belirlemiştir (Kembhavi et al 2002). Türkiye’de yapılan bir çalışmaya göre SP prevalansı 1.000 doğumda 4,4 olarak rapor edilmiştir (Serdaroğlu, Cansu, Ozkan ve Tezcan 2006). 3-10 yaş arası kapsamlı bir prevalans raporunda, kız ve erkeklerde rapor edilen oranlar değişmekle birlikte, her 1.000 çocukta 2-4 oranındadır (Boyle et al 1996, Stanley, Blair and Alberman 2000).

1.2. Nedenleri

Ortak girişimin ortaya çıkmasının nedenleri; Prenatalın %50-60'ı, perinatalın% 30-40'ı, % 10-15'i doğum sonrası faktörler olarak tanımlanır. Genellikle birkaç faktör bir arada bulunabilir (Wu, 2013). Erken doğum, doğum travması ve düşük doğum ağırlığı araştırmadaki en önemli nedenler olarak bilinir. SP'nin olası nedenleri aşağıda özetlenmiştir (Livanelioğlu ve Günel 2009, Pakula, Braun and Yeargin-Allsopp 2009).

Prenatal nedenler

- Herediter nedenler
- Enfeksiyonlar
- Metabolik hastalıklar
- Olumsuz sosyal ve çevresel faktörler

Perinatal nedenler

- Prematüre doğum
- Düşük doğum ağırlığı
- Anoksi
- Asfiksi
- Zor doğum

Postnatal nedenler

- Enfeksiyonlar

- Vasküler problemler
- Anoksi
- Hemoraj
- Torasik nedenler
- Travmalar neoplaz

1.3. Sınıflandırma

SP farklı biçimlerde sınıflandırması yapılmaktadır. Yapılmış olan bu sınıflandırmalar; etkilenmekte olan vücut bölümlerine, ön planda yer alan motor bulguları çerçevesinde klinik tiplerine, etkilenim şiddetleri ve neden olan patolojiye göre farklı başlıklar altında olmaktadır. Yaşadığımız dönemde en fazla klinik özellikler çerçevesinde yapılan sınıflandırmalar kullanılır. Ekstremitte dağılımlarına ve şiddetine göre yapılmış olan sınıflandırma ikinci sırada bulunmaktadır. Klinik araştırmalarına göre gerçekleştirilen sınıflandırmalar; spastik, diskinetik, ataksik ve hipotonik biçiminde olmak üzere dört başlık altında toplanmıştır (Livanelioğlu ve Günel 2009, Pakula et al 2009).

SP'li olguların büyük bir çoğunluğu spastik tip olup, bu oran yaklaşık %70 dir. Diskinetik tip %20, ataksik tipin ise %10 oranında görüldüğü belirtilmektedir. Bu klinik tiplerden bazıları, özellikle de spastik tip ve diskinetik tablo birlikte görülebilir ve miks tip olarak adlandırılır. Premidal sistem lezyonlarında spatistite görülmekte, ekstrapramidal sistem tutulumları ise atetoz, korea atetoz, distoni, tremor ve rijiditeye neden olmaktadır. Serebellum ve ilişkili sistemlerdeki bozukluk ise klinik olarak ataksi tablosuyla karakterizedir (Livanelioğlu ve Günel 2009, Pakula et al 2009).

1.4. SP'nin Tipleri

1.4.1. Klinik Bulgulara Göre SP

- a) Spastik tip

SP'nin en sık görülen tipidir. Spastisite ekstiremitenin pasif harekete karşı gösterdiği fizyolojik direncin artmasıdır. Tüm SP olgularının $\frac{3}{4}$ 'ü spastiktir. Üst motor

nöron bulguları vardır (Derin Tendon Refleksi hiperaktif, patolojik refleksler, babinski (+), klonus) (Rosenbloom 1995, Özcan 2005).

*** Spastik hemipleji**

Bu olgularda sadece vücudun bir tarafındaki ekstremitelerin tutulması şeklindedir. Genellikle üst ekstremiteden daha fazla etkilenir. Tutulan hemisferde atrofi vardır. Üst ekstremitedeki spastisitenin ilk bulgusu dirsek fleksiyonundaki ve el bileğindeki gerginliktir (Livanelioğlu ve Günel 2009). Spastik SP'nin en yaygın tipidir ve % 70-90'ı konjenitaldir. Sıklıkla strabismus, oromotor disfonksiyon, algısal bozukluklar ve öğrenme güçlükleri eşlik eder (Kuban and Leviton 1994). En dirençli nöbetlerin görüldüğü SP tipidir. Erken olan bebeklik ya da çocukluk çağında, konvülsiyonlar, menenjit, ensefalit gibi enfeksiyonlar ve travmalar hemiplejiye neden olabilmektedir. Spastik hemiparetik hastalar, diğer tutulum türlerinden daha iyi yürüme ve bağımsızlık düzeylerine sahiptir. (Kuban and Leviton 1994, Ozcan 2005).

*** Spastik dipleji**

Gövde ve alt ekstremitelerin üst ve alt ekstremitelerden daha fazla tutulumu ile karakterize tüm vücudun etkilendiği klinik bir tablodur. Sıklıkla prematürelde görülür. Yürüme ciddi bir şekilde gecikmiştir. Bu çocuklar koltuk altlarından tutulup kaldırıldıklarında, bacaklarda çaprazlama olması spastik dipleji için tipiktir. Spastik addüktörler, gastrokinemius ve kalça fleksörlerinin ortaya çıkardığı diplejik yürüme paterni ile yürürler (Özcan 2005, Livanelioğlu ve Günel 2009). Ayaklar ekinovarus pozisyonunda tutulur, çocuklar parmak ucu yürür. Bu gruptaki hastaların çoğu 7 yaşına kadar yürür (Swaiman and Wu 2006).

*** Tüm vücut tutulumlu**

Dört ekstremitede, baş, boyun ve gövde tutulumu olan çocuklardır. Çoğunlukla prematürite veya doğum sırasında gelişen hipoksik iskemik ensefalopatiye bağlıdır. Bebek önce hipotoniktir. Daha sonra spastisite gelişir (Novacheck, Stout ve Tervo 2000). Mental retardasyon, nöbet, salya akıtma, yutkunma problemleri, görme kusuru, işitme ve konuşma kusurları sık rastlanan belirtilerdir. Bu hastalıklarda bulunanların sadece %10'u yürümektedir. Özellikle 7 yaşına kadar yürüme gerçekleşmemesi

durumunda yaşamları boyunca ambulasyon beklenmemektedir. Tutulum asimetrik olabilir. Kontraktür ve deformiteler daha fazla tutulan tarafta gelişir (Cardoso et al 2006).

b) Diskinetik tip

Eritroblastozis fetalis, bazal ganglion hasarı ve esas olarak perinatal asfiksi ya da şiddetli sarılık sonucu gelişir. Ekstapiramidal hareket paternleri ile karakterizedir (atetoz, korea, ballismus, distoni, tremor ve rijidite gibi). Diskinetik bozulmaları genel olarak hipotoni ile başlamaktadır. Bunun ardından 1-3 yaşında ton değişiklikleri ile istemsiz olan hareketler meydana gelmektedir. İstemsiz, yavaş hareketler baş ve yüzde yapılmakta olan hareketleri de etkilemektedir. Dizartri, disfaji ve salya akıtmaları görülmektedir. Bu alanda mental olan durumlar genellikle normaldir. Yaygın şekilde görülmekte olan problemler; değişken kas tonusu, gövde ve uzuvların istemsiz hareketleri, yetersiz kas kasılması, gövde ve uzuvları stabilize edememe, yetersiz düzeltmeler ve koruyucu reaksiyonlar da yetersiz durumdadır (Yokochi, Shimabukuro, Kodama, Kodama and Hosoe 1993, Gökben 2006).

c) Hipotonik Tip

SP'nin en az sıklıkta görülen tipidir. Kasta normal ve yeterli, kasılma ve gevşeme yoktur. İstemsiz hareket görülmez. İstirahatte yetersiz kas tonusu ve germe refleksleri, primitif refleks paternlerde azalma ile kendini gösterir (Livanelioğlu ve Günel 2009).

d) Ataksik Tip

Beyincikte nöronların seçici nekrozu, bozulmuş kinestetik his ve denge ve bozulmuş koordinasyon nedeniyle ataksi ile karakterizedir. Çocuklar yürümeye başlamadan önce görülmekte olan ilk belirtiler genel olarak hipotoniktir. Kasların zayıflıkları, rebound fenomeni, dinamik tremor, patlayıcı konuşma, mental yetersizlik, klinik tablolara eşlik etmektedir. Dengelerde yaşanan kayıplar ataksinin ayırt edici olan özellikleri arasında bulunmaktadır. Çocuklar yürümeye başladıktan sonra ataksi daha belirgin hale gelmektedir. Bu şekilde olan çocuklar genellikle uzun zaman sonra yürümektedirler ve bunların yürüme yüzeyleri oldukça geniştir (Özcan 2005, Livanelioğlu ve Günel 2009).

e) **Mikst tip**

Spastisite ve istem dışında oluşan hareketler anlık olarak görülmektedir. İlk başlarda spastisite, kontrol dışında hareketler 9 aylık ile 3 yaş arasında yükselmeye başlamaktadır (Özcan 2005).

1.5. SP'de Tedavi

SP'de amaç motor işlevi arttırmak ve ikincil gelişebilecek kusurları önleyerek, çocukta var olan potansiyeli açığa çıkarmaktır. Yapılan tedavinin hedefi; kasları güçlü duruma getirmek, gönüllü hareketleri korumak, vücut dengesini korumak, spastisiteyi azaltmak ve istemsiz hareketleri bastırmak ve günlük aktiviteyi korumak için yaşam kalitesini kötüleştiren ek sorunları ortadan kaldırmaktır. Yapılacak olan tedaviler özellikle hastaların gereksinimlerine göre düzenlenmeli ve aile yaklaşımları benimsenmesi gerekmektedir. Bu grupta bir çocuk nöroloğu, çocuk doktoru, fizyoterapist, konuşma terapisti, odyolog, özel eğitim uzmanı, psikolog, ortopedist ve beslenme uzmanı bulunmalıdır (Yakut 2010).

1.5.1. Geleneksel Yaklaşım

Spesifik bir nörolojik temeller üzerine inşa edilmiştir. Motor egzersizlerin aktif ve pasif kompleksi, kas gücünü artırmak için egzersizler, germe teknikleri, kardiyovasküler yeteneği artırmak için egzersizler, ortez, cerrahi müdahalelerdir (Yalçın ve ark 2000).

1.5.2. Nörofizyolojik Yaklaşımlar (NDT)

Bu tedavi edici yaklaşım, 1940'larda Fizyoterapist Berta ve eşi nörofizyolog Karl Bobath'ın SP'li çocuklarla çalışırken kişisel incelemeleri sonucunda hareket bozukluğu olan genç ve erişkinlerin tedavisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Cohen and Duffner 1981, Mayston 2004). Tahribatsız muayene çerçevesinde amaç nöromotor ve postüral kontrolü arttırmak ve bozulmayı en aza indirerek fonksiyonları iyileştirmektir. Hareketlerin kalitesi, hedeflere uygun ve doğru biçimde yapılmasına, hızlara, uyuma ve akıcılıklara bağlı bulunmaktadır. Normal hareket, farklı şartlarda etkili biçimde meydana gelen ve bir alışkanlıklar zinciri olan bir görev olarak

tanımlanabilir. Bu sebeple, tahribatsız test uygulamalarında, eylem çeşitli adaptif yollarla gerçekleştirilir. Amaç, motor öğrenme prensiplerine uygun olarak normal hareket, normal fonksiyon ve gerekli aktivite deneyimini kazanmaktır (Livanelioğlu ve Günel 2009).

Bobath Tekniği; Başlangıçta Bobath yaklaşımında anormal tonus, refleksler ve hareket paternlerini inhibe ve kontrol eden çeşitli teknikler kullanıldı (Cohen and Duffner 1981). Bu teknik normal postural ve düzeltme refleksleri ve hareket paternlerini fasilite etmeyi önermekteydi. Çocuğun gelişiminde normal gelişimsel sıra prensibin temelini teşkil etmek üzere kullanılırdı. Daha sonra, otomatik hareketler ve reflekslerdeki normal tedavi edici deneyim, gelişmiş fonksiyonel yetenekler ile çocuğun gelişen normal tonus ve istemli hareketlerinin içine aktarılması önerildi. İlave olunan deneyimler ile Bobath ve eşi otomatik hareketler ve reflekslerin kullanıldığı önceki tedavi yaklaşımında yetersizlik gözlemlendiler (Mayston 2004). 1970’li yıllarda normal motor gelişimin izlenmesine başlanmış, anahtar nokta kullanımı gündeme gelmiş, fizyoterapistin pasif ve statik tedavi anlayışı azalmış ve stimulasyon kavramı ön plana çıkmıştır. 1980’li yıllarda ise günlük yaşam aktivitelerinin düzenlenmesi ve fonksiyonel ekstremiteler kullanımını arttırmak hedefler arasındaydı (Livanelioğlu ve Günel 2009). 1990’lı yıllara geldikçe SP’li çocuklarda nörogelişimsel tedavinin, çocuğun normal oyun ortamlarında yapılmasının ve tedavinin yoğun uygulanmasının altının çizilmesi ve bunun kaba motor fonksiyon üzerine etkisini de arttırdığı gözlemlenmiştir (Butler and Darrah 2001). Yoğun nörogelişimsel tedavi günde 1 saat olmak üzere haftada 5 gün çalışılmış ve daha etkili olduğu bildirilmiştir (Tsorlakis, Eaggelinou and Grouios 2005).

Brunnstrom Tekniği; Fizyoterapist Signe Brunnstrom tarafından geliştirilen tedavi yöntemidir. Bu yöntemde 6 iyileşme evresi bulunmaktadır. Tedavilerde motor, duyu ve propriyoseptif yolların yanı sıra periferik ve merkezi uyaranlar hareketleri tespit etmeyi amaçlamaktadır. Fleksör ve ekstansörün sinerjileri araştırılmaktadır. Tedavide sinerjiler açığa çıkartılır ve sonra parçalanır (Livanelioğlu ve Günel 2009).

Kabat Tekniği; Dr. Herman Kabat tarafından geliştirilen propriyoseptif nöromusküler fasilitasyon teknikleri ve prensipleri kemik, eklem ve bağların diziliş ve dönücü özelliğine uygundur. Propriyoseptif nöromusküler fasilitasyon paternleri masif hareket paternleridir ve diagonal, dönücü özellikleri vardır. Hareket paternlerinin

komponentleri; fleksiyon veya ekstansiyon, abduksiyon veya adduksiyon, internal veya eksternal rotasyondur. Nöromusküler rahatlamanın propriyoseptif yöntemlerinde zayıf kaslar bastırılır, spastik kaslar el temasları, siparişler, germe, germe ve yaklaşıklama, maksimum direnç, normal zaman, kuvvetin yayılması ile bastırılır. Tedavi aşamasında fasilitasyon ya da inhibisyon için buz uygulaması yapılmaktadır (Tsorlakis et al 2004, Levitt 2004).

Rood Tekniği; Fizyoterapist ve iş uğraşı terapisti Margaret Rood tarafından geliştirilen tedavi yöntemidir. Tedavinin temeli, deri, kas ve tendon reseptörlerinin uyarılması ile kasın gevşemesi veya kontraksiyonuna yardımcı olmaktır. Cilt reseptörleri, kaslarda ve tendonlarda nazik okşama, fırçalama, buz uygulama ve propriyoseptif sinir uçları ile germe, basınç ve şokla uyarılır (Sade ve Otman1997, Levitt 2004).

Vojta tekniği; Çekoslovakya'dan pediatrik nörolog. Vaclav Vojt tarafından geliştirilmiş ve iki alanda incelenmiştir: erken tanı ve tedavi. Vojta'nın yönteminde erken tanı esas olarak 7 postural refleks üzerine kuruludur. Bunlar şunları içerir: Voigt refleksi, çekiş refleksi, Piper refleksi, dikey kolis, yatay kolis, Landau refleksi ve aksiller asma yanıtı. Vojta, yeni doğan bebekte var olan postüral refleks anormalliklerin bu yöntemle düzeltilebileceği, anormal hareket paternlerinin, normal hareket paternleri ile yer değiştirebileceği hipotezini savunmaktadır. Spastik çocukları ve yeni doğan bebekleri inceleyen Vojta, belli noktalardan yapılan uyarıyla aynı tip hareketlerin ortaya çıktığını tespit etmiştir. Bu incelemeler sonucunda 'refleks emekleme' ve 'refleks dönme' olmak üzere iki temel hareket ve bu hareketleri facilitate etmek için uyarı noktaları tanımlanmıştır (Levitt 2004, Livanelioğlu ve Günel 2009).

1.5.3. İş- Uğraşı Tedavisi

Çocukların yaşlarına uygun olarak el becerilerinin gelişimini hedeflemektedir. Terapi, bir çocuğun yaklaşık bir yaşında bir kaşık tutan iyi beceriler gerektiren oyuncaklar ile beslenmeye ve oyun oynamaya başladığı aşamada planlanmaktadır. Çocuklarına yaşlarına uygun olan ve bireysel sorumluluklar gerektiren aktiviteler öğretilmeye çalışılmaktadır. Çocuklar bunları bağımsız biçimde yapmamış olsalar bile, en azından belirli kısmına yardımcı olmaları istenmektedir. (Berker ve Yalçın 2008).

1.5.4. Botulinum Toksini (BTX-A)

Clostridium botulinum ekzotoksinlerinden tip A, presinaptik blokaj yaparak asetilkolin salınımını engeller ve kimyasal denervasyon sağlar. Etkiler 72 saatte görülmeye başlar, 2-3. haftalarda maksimuma ulaşır ve ortalama 3 ay sürer. Bu nedenle tekrarlayan uygulamalar gereklidir. Bir aydan kısa sürede uygulanırsa antikör oluşabilir. Ağrılı kas spazmlarını azaltır, postürü düzeltir, fizik tedavi uygulamasını kolaylaştırır (Cohen and Duffner 1981).

1.5.5. İntratekal Baklofen

Oral baklofenin SSS'ne geçmemesi nedeniyle geliştirilmiştir. Bu yöntemle vücuda yerleştirilmiş bir pompa ve buna bağlı bir katater ile baklofen direkt olarak BOS'a verilir. Fizyoterapi ve oral ilaç tedavisine rağmen ağır spastisite devam eden olgularda tercih edilir. Oral tedaviye göre yan etkileri daha azdır ancak maliyeti yüksektir. Oral tedavinin 10'da biri kadar dozla etki sağlamaktadır (Singhi, Jagirdar, Khandelwal and Malhi 2003).

1.5.6. Selektif Dorsal Rizotomi

Alt ekstremitte spastisitesini azaltmak için kullanılır. Lumbal 2 ile sakral 2 arasındaki sinir kökleri kesilir ve spastisitede kalıcı düzelme sağlar. Diğer yöntemlerden fayda görmeyen ve yürüyebilen spastik diparezili çocuklara 4-8 yaşlarında uygulanır (Kulak and Sobaniec 2003).

1.5.7. Hiperbarik Oksijen Tedavisi (HBO)

HBO tedavisi son yıllarda SP tedavisinde yeni bir tedavi seçeneği olarak gündeme gelmektedir. Ancak geniş kapsamlı randomize çalışmalarda HBO tedavisinin SP'de yararlı olmadığı belirtilmiştir (Essex 2003).

1.5.8. Ortopedik Yaklaşımlar

SP'li olgularda spastisite, ekstremitelerde ilk olarak balans bozukluklarına bunun ardından kontraktür gelişimlerine neden olabilmektedir. Ortopedik yaklaşımın amacı, kontraktür gelişimini önlemek için agonist kasların ilk güçlendirilmesi olması gerekmektedir. Kontraktür gelişmesi durumunda daha kapsamlı olan cerrahi

müdahaleler gerekli olabilmektedir. (Von Wendt et al 1985). Çocuğun daha düzgün bir postür ve yürüme kazanması amacıyla yapılan ameliyatlar genellikle 4-7 yaş arasında uygulanır. Ancak kalça instabilitesini önlemeye yönelik girişimler daha erken yapılır (Özmen 2003).

1.6. SP'de AFO

SP'de çocuklarda ortopedi üç aşamada değerlendirilmelidir; ön ayakta durma, ayakta durma ve yürüme şeklinde olan toplamda üç aşamada değerlendirmeye alınmaktadır. Ayakta durmadan önce, ortopedi, deformasyonu ve kontraktür oluşumunu azaltmak için ayakta durma pozisyonunda doğru duruş için bir destek olarak kullanılabilir. Yürürken kullanılan ortezler, enerji tüketimini azaltan düzgün bir yürüyüş ve etkili yürüyüş fonksiyonu sağlamak için tasarlanmıştır (Livanelioğlu ve Günel 2009).

SP'li çocuklarda dengeli ve düzgün bir yürüme yeteğini kazanmak için birçok ortez kullanılmaktadır. Bu hedeflere ulaşmak için yürüme fazları, vücuda etki eden kuvvetler ve ortezin hareket, fonksiyon ve yürümeye olan etkileri ile ilgili bilgiye sahip olmak çok önemlidir. Ortez kullanımında üç nokta prensibi ile yer tepkime kuvvetinin yönü ve şiddeti kontrol edilebilir. Üç nokta prensibinde, basınç noktası dönme eksenine uygulanırken, ikinci basınç noktası dönme ekseninin altına uygulanırken, üçüncüsü dönme eksenine diğer iki basınç kuvvetine zıt yönde uygulanmakta olan kuvvetleri incelemektedir. Özellikle baskı noktalarının geniş olarak tutulması hastaların konforu ve ağrıları hissetmemesi bakımından oldukça önem taşımaktadır (Ofloğlu 2009, Kerkum et al 2013).

AFO genellikle plastik, ayak bileğini desteklemek için alt bacak ve ayak bileğine giyilen, ayak ve ayak bileğini doğru pozisyonda tutan ve düşük ayağı önleyen bir ateldir (Erel ve ark 2007). AFO ayak bileği ve subtalar hareketi kontrol veya ortadan kaldırma aracılığıyla etki oluşturmaktadır. Distal eklemi daha fazla kontrol ederek yer reaksiyon gücünü değiştirerek proksimal eklemleri daha fazla kontrol edebilmektedir. AFO'nun çocuğun biyomekanik ve fonksiyonel ihtiyaçlarına bağlı olarak birçok varyasyonu mevcuttur. Birçok çalışmada yalınayak durumla kıyaslandığında yürümedeki gelişmeler rapor edilmiştir (Buckon et al 2004, Çalışkan et al, Çelik, Ucan ve Ordu 2013). Termoplastik AFO ilk 1958'de Yates tarafından

tanımlanmıştır. Yates bunu düşük ayak tedavisinde kullanmıştır (Yates 1958). Daha sonra spastik SP'li çocuklarda kullanılmıştır (Lucarelli et al 2007). SP'de en sık kullanılan AFO'ları şu şekilde özetleyebiliriz.

1.6.1. Solid AFO

Eklemsiz, esnek olmayan materyalden yapılmış, fibula başının altından metatars başlarına ve parmak uçlarına kadar uzanan ve varus/ valgus kontrolü için yeterli lateral yüksekliğe sahip ortezlerdir (Zhao et al 2013). Eklemsiz AFO'nun ana endikasyonları spastisitenin azaltılması, deformite ve kontraktür oluşumlarının engellenmesi, postoperatif dönemde stabilitenin korunması, duruş fazında stabilitenin artırılmasıdır. Yürüyen bir çocuğun yürüme evresinde topuk görevini sağlamak, salınım fazında parmakları yerden kesmek ve diz stabilitesini yükseltmek için de kullanılmaktadır (Şekil 1.1). Gastrosoleus, şiddetli spastisitesi ve / veya hiper mobilitesi olan çocuklar için kilit rol aynar. (Thompson et al 2002, Tatar 2009).



Şekil 1.1 Solid AFO

1.6.2. Eklemlili AFO

Rijid AFO'ya benzeyen, ek olarak ayak bilekleri seviyesinde mekanik eklemleri bulunmaktadır. (Şekil 2.1). Topuk temas esnasında dorsifleksiyona izin vererek, neredeyse normal yürüyüş sağlar ve düz olmayan yüzeylerde merdiven çıkmayı ve tırmanmayı kolaylaştırır. Eklemlerde AFO kullanma koşulu, ayak bileğinde en az 5°'lik bir arka gerçek bir açıdır (Romkes et al 2006, Van Gestel et al 2008).



Şekil 1.2. Eklemlı AFO

1.6.3. Dinamik Ayak Bileği-Ayak Ortezi (DAFO)

Nancy Hylton tarafından 1989 yılında literatüre kazandırılan DAFO, çok ince, esnek, kişiselleştirilmiş tabanlar sayesinde ayağın dinamik kemerinin desteklenmesini ve stabilizasyonunu sağlayan supramalleoler bir ortezdır (Şekil 1.3). DAFO ayak ve ayak bileğinde nötral pozisyon kavramı esas alınarak tasarlanmıştır ve hipertonusu inhibe etmek gibi bir özelliğinin olduğu iddia edilmektedir. Ortez total temas sayesinde nötral bir ön ayak ve subtalar eklem oluştururken, bir miktar dorsi fleksiyon, plantar fleksiyon, eversiyon ve inversiyona izin verir. DAFO özellikle pediatrik popülasyonda olmak üzere geniş bir kullanım alanına sahiptir. DAFO'da ayak bileği eklemi olmamakla birlikte ortezi, sınırlı bir ayak bileği hareketine izin verir. Bu özellik sayesinde normal denge reaksiyonlarının geliştirilmesine olanak verdiği ve ayağın doğal arklarına destek sağladığı ileri sürülmüştür. Ağırlık, ayak boyunca dengeli bir şekilde dağıtılır. DAFO, mediolateral stabilite sağlar. Bu stabilizasyon sayesinde anormal plantar fleksiyon hareketinde azalma meydana getirdiği ileri sürülmektedir. Hylton'a göre DAFO farklı hareket ve postürler ile postüral kontrol ve fonksiyonların hızlı kazanılmasına yardım eden özel bir tedavi aracıdır ve dengenin aktif stimülasyonu ve normal postüral tonusun sağlanması da önemli rol oynar (Yates 1958, Romkes et al 2006, Van Gestel et al 2008).



Şekil 1.3. Dinamik AFO

1.6.4. Refleks AFO

Ayak bileği kontrolü daha sınırlıdır, çünkü bu ortezin arka sınır çizgileri ayak bileklerinin arka kısmını geçer. Genel olarak ayak bilekleri 5°- 10° dorsifleksiyonda olacak biçimde yapılmaktadır (Şekil 1.4.). Yürüme salınımı aşamasında ayak bileğinin fonksiyonel deformasyonunu kontrol etmek için kullanılır. Varus / valgus kontrolü zayıf. Bu, hareketsiz dinamik bağlantıyı kontrol etmeye yardımcı olur. Dezavantajı, plastiğin zamanla etkisini yıpraması veya kırması veya kaybetmesidir (Thompson et al 2002, Tatar 2009).



Şekil 1.4. Refleks AFO

1.7. Türkiye' de Ortez Kullanımı

Kullanım alanlarına bağlı biçimde işlevlerine göre üst ekstremité, alt ekstremité ve vertebral (gövde) ortezlere göre statik ve dinamik ortezler olarak sınıflandırılması yapılmaktadır. Statik ortezler uygulanmakta olduğu eklem hareketini sınırlamak için kullanılırken, dinamik ortezler uygulandığı alanın işlevini arttırmak adına kullanılmaktadır ([Güven, Gültekin, 2014](#)).

Üst ekstremite ortezleri, el, önkol, el, bilek ve parmak hastalıklarını tedavi etmek için kullanılan ilaçlardır. Ellerin tedavisinde kullanılan ortezlere atel denir. Lastikler statik, yarı dinamik ve dinamik olarak üç gruba ayrılır ([Güven, Gültekin,2014](#)).

Alt ekstremite ortezleri dizleri, kalçaları, ayakları, ayak bileklerini ve bacakları tedavi etmek için kullanılır. Alt ekstremite ortezlerinin baş harfleri kullanılmaktadır. FO (ayağın ortezi, ayağın ortezi), AFO (ayak bileği ortezi, ayak ortezi), DAFO (dinamik ayak ortezi), ayak bileği eklemının ortezi, HKAFO, ayak bileği eklemi, kalça, diz, ayak bileği, ayak ortezi vb. onlar şeklinde isimlendirilmektedir (Özürülmr).

Omurga ortezleri omurga, boyun ve gövdenin tedavisinde kullanılır. Omuriliğin işlevi, kullanıldığı alanı sınırlamak veya hareketsiz hale getirmektir. Ortezler hastalara özel biçimde devletin kurumları ya da özel olan kurumlar tarafından imalatı yapılmaktadır. Bunların hastaların her birine özel biçimde üretimi yapılması ya da kullanılması gerekmektedir. Her hastaya ayrı biçimde özel olarak üretilmeyen ortezler özellikle hastanı tedavisinin tam anlamı ile yapılamaması ya da tedavilerin eksik kalmasına neden olmaktadır, bunun yanı sıra hastaların tam olarak bağımsız olmamalarına neden olur (ÖİB), 2002 (DİE), 2009.)

Ülkemizde özellikle protez ve ortez alanına ilişkin olarak yapılmış olan ilk çalışmalar, II. Abdülhamid dönemi içinde gerçekleşmiş, bu alana ilişkin ilk kamu üniversitesi atölyesi ise Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedik Cerrahi Bölümü içinde oluşturulmuştur (Alsancak et al 2013). Sosyal Güvenlik Enstitüsü Ana Müdürlüğünden elde edilen verilere göre, ülkemizde 19381 ortopedik ekipman Kasım 2006'dan Kasım 2011'e kadar 5 yıl boyunca uluslararası ortopedik terminolojiye göre reçete edilmiş, geliştirilmiş ve uygulaması yapılmıştır. Bu ortezler dahili olarak sınıflandırıldığında, 9588 alt ekstremitelerin ortezleri, üst ekstremitelerin 1579 ortezleri ve 8214 spinal ortez olarak uygulaması yapılmıştır. Bilekte ortezlerin elde edilen verilerden daha sık kullanıldığı düşünülmektedir. Bu verilere ek olarak, SGK dışındaki kurumlar ve kişiler tarafından karşılanan veya hazırlanan ortezler de bulunmaktadır. Ayak ve ayak bileği eklemi için ortezlerin esas olarak bu alanla ilişkili olduğuna inanılmaktadır. Çalışmada elde edilen veriler tablo 1'de ayrıntılı olarak sunulmuştur (Alsancak et al 2013).

Tablo 1.1 Türkiye’de ortez uygulamaları (Alsancak et al 2013).

	Sayı
Alt Ekstremitte Ortezleri (%49,4)	9588
Uzun Yürüme	7837
Uzun Yürüme Ortezi(Lateral Eklemlili)	7131
O Bain Ortezi	497
Thomas Uzun Yürüme Ortezi	209
Diz Ortezi (KO)	488
Eklemsiz Plastik KO	225
Eklemlili KO	150
Rekurvasyon Ortezi	113
Kalça Ortezleri	1694
DKÇ Ortezleri	1498
Scottish Rite Ortezleri	196
Diğer	565
Sarmiento Ortezleri	482
AFO (Pes ekinovarus)	83
Omurga Ortezleri (%42,4)	8214
Knight Korse	5973
Milwaukee/Boston Skolyoz Korseleri	1095
Hiperekstansiyon Korse	769
TLSO Korse	338
Steindler Tip TLSO Korse	39
Üst Ekstremitte Ortezleri (%8,2)	1579
Sarmiento Ortezleri	1002
Epikondilit Ortezi	232
Statik Kol Abduksiyon Ortezi	168
Dinamik Kol Abduksiyon Ortezi	70
Poliform El-Bilek-Dirsek Ortezi	52
Parmak Kontraktür Ortezi	34
Dirsek Kontraktür Ortezi	21
TOPLAM	19381

1.7.1. Geleneksel Yöntem İle Ortez Üretimi

Ortezler, doktor, hasta, dayanıklılık, yüksek kalite ve biyomekanik prensiplere göre protez ve ortezlerde bir uzman / uzman tarafından gerçekleştirilir. Teknisyenler / teknisyenler, döküm için ölçüm ve kontrol cihazları, bandaj malzemeleri, tutkal, oksijen, asetilen, alçı, kaynak makineleri, freze aletleri, tornalar, işaretleme aletleri ve ısıtma cihazlarını kullanır. AFO, geleneksel üretim yöntemlerinin en yaygın ortez tiplerinden biridir. Nitelikli bir ortopedistin AFO üretimi 4 saate kadar sürebilmektedir (Mavroidis et al. 2011). Hastayı ortezin normal şekilde üretilmesinin en önemli aşaması olarak uygun bir pozisyonda modellemek mümkündür. AFO üretiminde, hasta

önce bir sandalyeye oturmalı ve biyomekanik olarak hastanın alt ekstremitesini oluşturmalıdır. Çoraplar hastanın bacağına saracak pozisyonda bulunur. Çorapların üzerine gelen kemik çıkıntıları kalem yardımı ile işaretlenmektedir. Yapılan işaretlemenin ardından çorapların üzerine tibia ile uyum içinde olan plastik destekler yerleştirilmektedir. Konumlandırılmış plastikten sonra, bacağın ortasından başlayarak çorap üzerine alçı film ile sarılmaktadır. (Şekil 1.5). Yama kuruduktan sonra, işaretli noktalara dikkat ederek kalıp alt bacak boyunca kesilir.



Şekil 1.5 Klasik alçı alma yöntemi

Kurutma fırınlarından çıkarılmış olan kalıplar uygun biçimde zımbalanması yapılarak sağlam hale getirilir. Çıkarılmış olan kalıbın üst yüzeyi sıcak olan termoplastik ile kaplanmaktadır. Bu maddenin sıcak durumda bulunması el yardımı ile şekil verilmesini kolay hale getirmektedir. Soğuma işlemi tamamlanmış olan malzeme kesilmesinin ardından çıkartılmaktadır. Frezeleme işlemi ile beraber gerekli olan yerler düzeltilmektedir. Bunun ardından bandajlarının montesi sağlanmış olan AFO teslim edilmeye hazır duruma gelmiştir. Depolama kapsamında bu iş ile alakalı olan klinikler özellikle bu bacak kalıplarını 2 aydan uzun zaman tutamamaktadır. Aynı zamanda AFO'ya tekrardan gereksinim duyulması durumunda yapılmış olan işlemlerin hasta olan kişiye yeni baştan uygulanması demektir (Mavroidis, 2011).

1.7.2. 3B Baskı Yöntemi İle Ortez Üretimi

3B baskı teknolojileri ile yapılan ortez üretimlerinde toplamda üç temel aşama yer almaktadır. Bu aşamalar aşağıdaki gibidir;

a) Hastaların uygun olan pozisyona getirilerek gerekli uygulama yapılacak olan alanın 3B tarayıcılar ile taramasının yapılması,

b) Yapılan tarama işlemi sonrasında gerekli bilgilerin bilgisayar ortamlarında işlenmesinin yapılması ve ortez modelinin meydana getirilmesi,

c) Kazanımı tamamlanmış olan modellerin 3B yazıcısı yolu ile üretiminin yapılması, 3B baskı yöntemlerine ilişkin ortez üretimi ile ilgili olan çalışmalar iki başlık altında toplanarak incelemesi gerçekleştirilmiştir (Sahin et al. 2018).

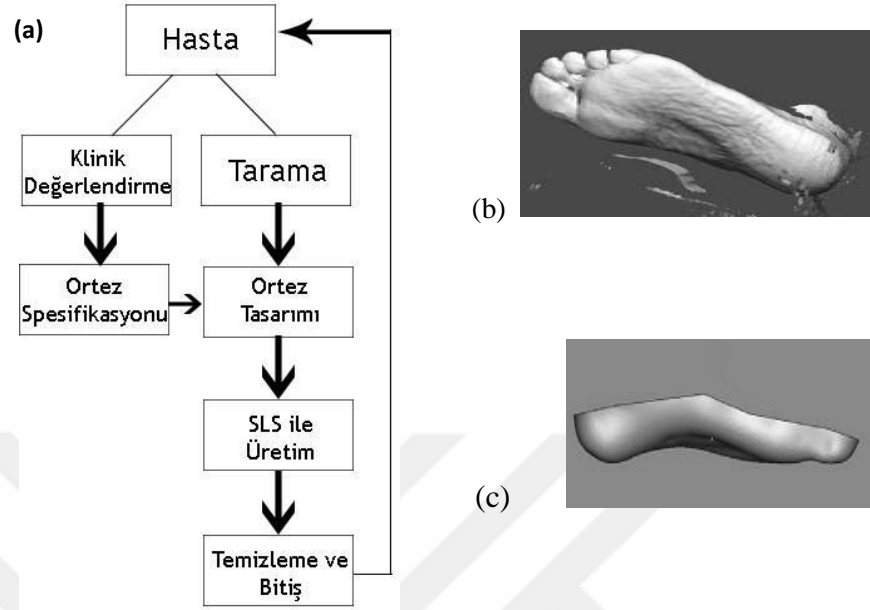
1. Alt Ekstremitte Ortezi üretimi

2. Üst ekstremitte ortezi üretimi

1.7.3. 3B Baskı Yöntemi İle Alt Ekstremitte Ortezi Üretimi

Romatoid artritli (RA) hastaların tedavisinde FO şeklinde üretim gerçekleştirildi (Pallari, 2010). Hızlı prototipleme adımları gerçekleştirildi ve çalışma sırasında elde edilen FO, farklı yaş, boy ve kilodaki 7 hastaya uygulandı. Kullanımdan sonra yürüyüş ve hasta konforu araştırıldı. Araştırma ve çalışmalar sonucunda FO'nun RA tedavisinde bir ortez sırasında öngörülen miktarda üretildiği sonucuna varılmıştır. Ayak 3B tarayıcılarla taranarak klinik derecelendirme ortez geometrisi oluşturuldu (Şekil 1.6.).

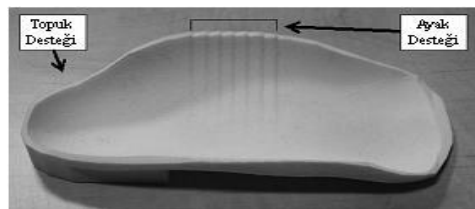
Yapılan taramanın doğruluk oranını arttırmak adına ayak 2-3 kez taraması yapılmıştır.



Şekil 1.6. (a) FO Üretim Aşamaları, (b) Ham ayak taraması ve (c) Ayağın katı modeli (Pallari, 2010 :1750-1756).

Ortezi yapmak için 3D Systems tarafından geliştirilen DuraForm PA (SLS), naylon 12 kullanılmıştır. Bu ürün bir Sınıf VI Farmakopesi (USP) sertifikasıdır (plastik malzemelerin biyouyumlu olmasını ve cilt ile temas için kullanılmasını sağlar). [Anonim,(12Aralık2019).[Online].

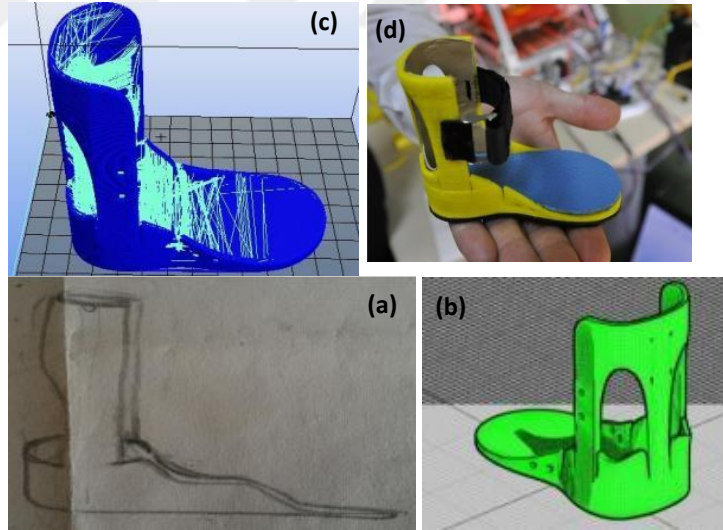
Erişim: <https://www.3dsystems.com/materials/duraform-pa>. 3B yazdırılmış FO makineden çıkarılarak temizlenip kullanıma hazır duruma getirilmiştir (Şekil 1.7.).



Şekil 1.7. 3B yazıcı ile imal edilen FO [Pallari, 2010 :1750-1756]

3B yazıcı ile ortez üretimi üzerine bir başka çalışma Aydın ve Küçük tarafından yapılmıştır (Aydın, 2017).

Çalışma sırasında 3B yazıcıyla bir prototip AFO ürettiler. Üretilen AFO, ülkemizde 3B yazıcı olarak bilinen ilk AFO'dur. Çalışma sırasında ilk önce açık kaynaklı donanım geliştirildi ve 3B yazıcı üretildi, daha sonra açık kaynaklı yazılım geliştirildi ve test edildi. Açık kaynaklı yazıcılar bileşenlerinin yaklaşık yarısını üretebilir (Wittbrodt, 2013). Bir 3B çalışması hasta AFO'ya maruz kalmadığı için göstermedi. Kâğıt Üzerinde Başlangıçta Geliştirilmiş AFO tasarımı yapılmıştır. (Şekil 1.8.). Kâğıt üzerinde tamamlanan AFO Autodesk tarafından geliştirilen 3B Max programında 3B olarak modellenmiştir. 3B olarak modellenen AFO, Sliczer lisanslı programı kullanılarak 2B katmanlara ayrılır ve G kodu AFO'ya dönüştürülür. Katman ayırma işlemi tamamlanmıştır ve model yazdırılmaya hazırdır. AFO yazdırmaya hazırdır ve açık kaynaklı bir 3B yazıcıyla üretilmiştir. Üretim laktik asit bazlı malzeme kullanıyor. Yazdırma yaklaşık 8 saat sürdü. AFO bir prototip olarak yapılır. Bu sebeplerden dolayı hastalara uygulaması yapılmamıştır (Wittbrodt, 2013).

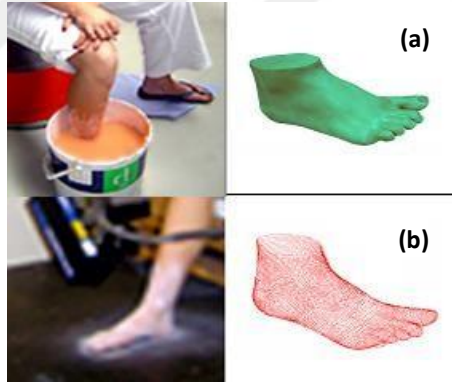


Şekil 1.8. (a) Kağıt üzerinde AFO tasarımı, (b) 3B model, (c) 2B katmanlara ayrıştırma ve (d) 3B yazıcı ile imal edilen AFO (Aydın, Küçük 2017)

3B tarayıcı ve yazıcı kullanarak pedorthesis üretimi üzerine araştırma. 3B tarayıcı kullanılarak çıkarılan 3B ortez geometrisi olarak kullanılmaktadır (Cook, 2010)

Elde edilen tarama verileri CAD / CAM programı kullanılarak sipariş edildi. Anlaşmaların ardından ortezin sert kenarları 3B sistemler ve 3B sistemlere ait seçici lazer sinterleme (SLS) ve 3B yazıcı SLA 5000 tarafından iç kısımdaki yumuşak yüzeyler tarafından yapıldı.

Başka bir çalışmada, ayak bileği eklemi bir 3B yazıcı ve tarayıcı kullanılarak yapılmıştır (Milusheva et al, 2006). Bu çalışmada, 3B modeli tanımlamak için tomografik görüntüler ve 3B tarama verileri kullanılmıştır. Elde edilen tarama verileri bir 3B lazer seçici sinterleme (SLS) yazıcısı kullanılarak elde edilmiştir. Modelleme yapılmadan önce meydana getirilen tarama yöntemlerinde iki yöntemden yararlanılmaktadır. İlk yöntemde taraması yapılacak olan kısmın taraması yapılır. (Şekil 1.9.a), ikinci olan yöntemde ise bu uzvun balmumu kalıbı çıkartılmasının ardından 3B taraması yapılmaktadır (Şekil 1.9.b).

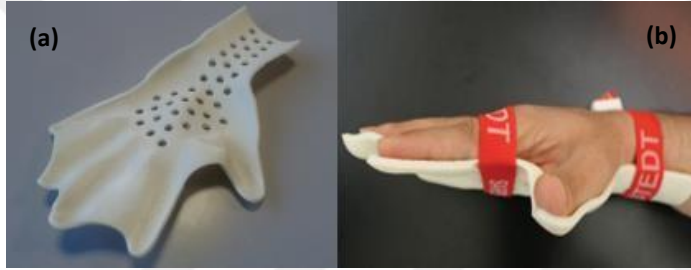


Şekil 1.9. (a) Balmumu kalıp elde edilmesi ve (b) 3B nokta bulutu (Milusheva, 2006)

1.7.4. Baskı Yöntemi İle Alt ekstremite Ortezi İmalatı

Alt ekstremite ortezleri, 3B tarayıcılar ve yazıcılar kullanılarak ortezler yapılırken daha fazla yer kaplasada, üst ekstremitelerin ortezlerinin üretimi hakkında çalışmalar vardır.

Baronio ve arkadaşları aracılığı ile meydana getirilmiş olan çalışmada bir üst ekstremité ortezi tasarımı ve uygulamaları meydana getirilmiştir. (Baronio et al. 2016). Bu çalışma kapsamında öncelikli olarak bilek kısmından parmak uçlarına kadar taramalar yapılmıştır. Yapılan tarama sonrasında elde edilmiş olan kısım bulut yazılımı sayesinde düzenlemeleri yapılmış, yanlış olan noktaların temizleme işlemi yapılmış ve son olarak düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. CAD/CAM programı kapsamında ortezlerin katı olan modellemeleri tamamlanmıştır. Tasarımları ve modellemeleri tamamlanmış olan 3B yazılımı ile üretimleri gerçekleştirilmiştir. (Şekil 1.10.a-b). Yapılan üretimde ham madde olarak ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) plastiklerden yararlanılmıştır. Bu üretim aşaması toplamda 11 saat sürmüştür (Baronio et al. 2016).



Şekil 1.10. (a) 3B yazıcı üretimi yapılmış olan ortezi ve (b) Ortez kullanılması (Baronio et al. 2016)

Oxman tarafından geliştirilen ve uygulanan Pal Carpal Skin adlı bilek atelinin prototipi, karpal tünel sendromunu tedavi etmek için tasarlanmıştır. Oxman'ın üretimini yapmış olduğu splint beden ile beraber şekilde çalışmakta olan biyometrik bir üründür (Şekil 1.11.). 'Bazı bilek derisi, hastanın ağrı haritasına göre damarların diğer sert kısımlarına küçük bir etki uygulayarak hastayı yatıştırmak için tasarlanmıştır. Sertlikteki değişimi izleyerek hayvanların derisinin sertliğindeki değişimi incelemektedir (Oxman, 2010.).



Şekil 1.11. ‘Carpal Skin’ isimli splint (Oxman, 2010)

Başka bir çalışma ise farklı olan modellerde el bileği splintleri üretimi yapılarak bir çalışma ortaya konulmuştur (Paterson, 2015:230-243). Bu çalışmada, çeşitli modellerin bileklerindeki sivri uçlar çeşitli CAD / CAM programları kullanılarak modellenmiş ve üretimleri çeşitli 3B yazıcılar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, bileği yapmak için en uygun baskı ve modelleme yöntemini seçme girişiminde bulunulmuştur (Şekil 1.12.).



Şekil 1.12. Bazı el bileği splintleri (Paterson, 2015:230-243)

Palousek ve diğ. tarafından bilek ortezi geliştirildi ve uygulandı. (Palousek et al., 2014). Bu çalışmada bileği taramak için 10 megapiksel çözünürlüğe sahip dört kameralı bir tarayıcı kullanıldı. Tarama sonucunda 48.058 puanlık bir nokta bulutu elde edildi. Ortez üretiminde geometrisi düzeltilmiş ve operasyonları tamamlanmış ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) plastik kullanılmıştır. Üretim 9,5 saatte tamamlandı (Şekil 1.13.) (Palousek, et al. 2014).



Şekil 1.13. (a) Ortezin 3B modeli, (b) 3B yazıcı ile imal edilen ortez ve (c) ortezin kullanımını (Palousek et al, 2014).

1.8. Elektroterapi

Elektroterapi; bu yöntem, elektrik akımları ve elektromanyetik dalgalar kullanılarak terapötik amaçlar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Elektroterapi rehabilitasyon için yaygın olarak kullanılmasına rağmen, sporculardaki kasları güçlendirmek için kullanılabilir. Elektrik akımları insanların organizmalarına endokrin ve biyo elektriksel sinyal sistemleri şeklinde iki önemli olan iletişim sistemi biçiminde etkilerde bulunmaktadır (Çubukçu Fırat, 2014).

Elektroterapi; bu, mevcut tipe göre 2 yönteme ayrılmıştır. Birincisi, dokudaki iyonların hareketi sırasında kimyasal değişikliklere neden olan doğru akım adı verilen bir galvanik akımdır. Diğerine alternatif akım denir. Elektroterapi üç tip frekansa sahiptir: düşük frekanslı akımlar, orta frekanslı akımlar ve yüksek frekanslı akımlar. Düşük frekanslı akımların özellikleri, sinir ve kas liflerini uyararak kas kasılmasını veya ağrıyı azaltmaya yardımcı olur. Orta frekanslı akımların özellikleri ağrı ve şişmeyi tedavi etmek için kullanılır (Weber ve Brown, 2000; Tuncer, 2000).

Genel olarak elektroterapinin iki önemli fonksiyonu olduğu düşünülmektedir; bu fonksiyonlardan birincisi ağrıyı hafifletmek, ikincisi ise kas fonksiyonunu iyileştirmektir. Ağrıyı hafifletmek üzere başta transkutanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS) olmak üzere pek çok elektroterapik modalite kullanılmaktadır, kas fonksiyonunun iyileştirilmesinde kullanılan yöntemler kas dokusunun sağlıklı bir innervasyona sahip olup olmaması ile ilişkili olarak değişiklik göstermektedir. İnnervasyon açısından sağlıklı bir kasın, elektrik stimülasyonu ile uyarılmasının amaçları arasında kasta pompa etkisi yaratmak, kası kuvvetlendirmek, eklem hareket açıklık genişliğini arttırmak ve tendon transferleri ile cerrahiler sonrasında kasın

yeniden eğitilmesini sağlamak sayılabilir. Yukarıda bahsi geçen durumlarda kas, sinir aracılığı ile uyarıldığı için bu uygulamalar, son yıllarda özellikle, nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) tanımlaması ile sınıflandırılmaktadır (Yakut E,2008: 1-151).

Nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) SP rehabilitasyonunda kullanılan uygulamalardan biridir. Genel olarak kullanım spastisite inhibisyonu, kas atrofilerinin önlenmesi, izole kas kontraksiyonunun fasilasyonu, istemli izole kas kontraksiyonunun nöromusküler fasilasyonu, kasın metabolizmasının ve enzim aktivitesinin artırılması, sinir rejenerasyonun sağlanması, normal eklem hareketlerini koruma veya artırma ve kasın kontraktıl özelliklerini değiştirme gibi amaçlarla kullanılmaktadır (Alon ve De Domenico, 1987; Daichman ve ark, 2003; Kamper ve ark, 2006; Dirks ve ark, 2013). Kas tonusu regülasyonunda elektrik stimülasyonu spastik kasta gevşeme sağlama veya antagonist kası kuvvetlendirme amacıyla kullanılmaktadır (Sahin ve ark, 2012). Uygulamalar direkt olarak spastik kasın üzerine veya antagonist kasa yapılabilmektedir (Alfieri, 1982; Robinson ve ark, 1988; Mirbagheri ve ark, 2002). Antagonist kasta meydana gelen kontraksiyonun agonist kas üzerinde gevşeme etkisi olduğu bilinmektedir (Rothwell, 1987; Chen ve ark, 2005). Birçok çalışmada spastisitesi olan hastalarda respirokal inhibisyonun azaldığı bildirilmiştir (Morita ve ark, 2001; Okuma ve ark, 2002). Respirokal inhibisyonu artıracığı için antagonist kasın stimülasyonu spastisitenin azaltılmasında yararlı olabilir (Chen ve ark, 2005; Bakhtiary ve Fatemy, 2008). Spastik kasın doğrudan uyarımı diğer bir uygulama tekniği olup kas tonusunun azaltılmasında yararlı olabilmektedir (Franek ve ark, 1988). Etki mekanizmasına bakıldığında spastisitesi olan hastalarda azaldığı bilinen (Mazzocchio ve Rossi, 1989; Raynor ve Shefner, 1994; Katz ve Pierrot-Deseilligny, 1999) rekürren inhibisyonun artırılmasının amaçlandığı görülmektedir. Spastik kasın uyarımı ile Renshaw hücreleri aracılığıyla kurulan negatif feedback halkasının alfa motor nöronlarının aktivitesi azalıp kas tonusunun azalttığı bildirilmiştir (Chen ve ark, 2005). Ayrıca spastik kas üzerinden yapılan elektrik stimülasyonu, aynı segmentten menşei alan kaslar üzerinde inhibisyon etkisi olan duyuşal afferentleri stimüle ederek agonist kasta gevşemeye neden olmaktadır (Dewald ve ark, 1996; Wang ve ark, 1998). NMES cihazları incelendiğinde piyasada birçok stimülatörün olduğu görülmektedir. Antagonist üzerine yapılan uygulamalarda cihazın kuvvetli tetanik kontraksiyonlar oluşturabilmesi ve az bir ağrı cevabını aktive

etmesi gerekmektedir. Çünkü kasta inhibitör mekanizmaların gerektiği şekilde çalışabilmesi için kas mümkün olduğunca maksimum kasılmalıdır (Stackhouse ve ark, 2007; Sahin ve ark, 2012). Ağrı uygulamalar sırasında karşılaşılan en önemli sorunlardan biridir. Ağrıyı minimize etmek için dalga formu, atım durasyonu ve atım frekansı değiştirilerek elektrik stimülatörü modifiye edilebilir. Ağrı oluşturmadan etkili bir kontraksiyon açığa çıkarmak için uygulamalarda atım frekansları 15-100 atım/sn arasında seçilmektedir (Balogun ve ark, 1993) Yüksek voltaj kesikli galvanik stimülasyon (YVKGS) sağlayan stimülatörler son dönemde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazların voltaj çıkışı 100-500 volt arasında iken, atım süresi 100 μ sn'nin altındadır (20-45 μ sn) ve dalga formu olarak ise iki kere zirve yapan monofazik dalga formunu içermektedir. Klinikteki kullanım amaçları alçak voltaj nöromusküler elektrik stimülasyonunun kullanım amaçları ile benzetmekle birlikte düşük akım şiddeti ve çok kısa atım süresi nedeniyle elektrotlar altındaki asit-baz oluşumunun az olması, elektrokimyasal reaksiyonların çok az olması veya hiç görülmemesi (Newton ve Karselis, 1983), iki kere zirve yapan atımlar temporal sumasyon yolu ile direkt olarak aksonların ve kas liflerinin uyarılabilir membranlarının daha geniş parsiyel depolarizasyonuna yol açması (Wong, 1986; Alon ve De Domenico, 1987), deri direnci ve deri altı yağ dokusu ortalamasının üzerinde olan kişilerde bile rahatlıkla kullanılabilmesi, akımın daha iyi tolere edilebilmesi, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve daha kuvvetli kontraksiyon oluşturması gibi önemli avantajlarının olduğu saptanmıştır. NMES'e göre birçok avantajının olduğu görülen YVKGS kolay tolere edilebilmesi ve maksimuma yakın kas kontraksiyonu açığa çıkarabilmesi nedeniyle spastisite inhibisyonu yönünden özellikle çocuklardaki kullanımının diğer akımlara göre daha iyi sonuç vermesi beklenebilir (Robinson ve ark, 2008).

Nöromusküler elektriksel stimülasyon, motor sinir yoluyla kas kasılmasını ifade eder. Nöromusküler elektrik stimülasyonu kas gücünü artırır, fonksiyonel performansı artırır ve uzun süreli hareketsizliğe bağlı kas atrofisini önler. Gönüllü kas kasılması, Tip 1 kas liflerini, ardından Tip 2 kas liflerini aktive ederken, Tip 2 lifler nöromusküler elektriksel stimülasyon sırasında Tip 1 liflerden daha aktif hale gelir. Nöromusküler elektriksel stimülasyon ile tip 2 kas liflerinin seçici olarak güçlendirilmesi, maksimum kas kuvveti, tip 2 liflerin aktivasyonuna bağlı olduğundan, maksimum yük sırasında toplam kas kuvvetinde daha büyük bir artışa yol açabilir.

(Mysiow, 2000). Elektriksel stimülasyonun ağrı üzerindeki etkisinin mekanizması, Melzak ve Wall tarafından geliştirilen kapı kontrolü teorisine göre açıklanmaktadır. Elektriksel stimülasyon ağrısız lifleri A-a ve A-stim uyarır, medulla oblongata'daki subansia jelatinosada rahatlama sağlar ve ağrıyı azaltır, presinaptik bölgedeki ağrı ileten A-delta ve C-liflerini baskılar azaltılmaktadır (Liberson, 1984).

Elektroterapide kullanılan akımın klinik ve elektrofizyolojik etkileri frekansına bağlı olarak değişmektedir. Buna göre üç tür akımdan söz edilebilir:

1-Alçak frekanslı akımlar: Akım frekansı 1-1000 Hz arasındadır. Genellikle 1-200 Hz arasındaki frekanslar kullanılır. Elektriksel uyarının impulsu ile senkron, aksiyon potansiyeli oluştuğu için “uyarıcı veya impuls akımları” adı da verilir. Faradik, diadinamik akım ve TENS bu grupta yer alır.

2- Orta frekanslı akımlar: Frekansı 1000-1.000.000 Hz arasında olup genellikle 4000-20.000 Hz frekansları kullanılır. Elektriksel uyarının impulsu ile asenkron aksiyon potansiyeli oluşur. Bu grubun en önemli örneği interferans akımlardır.

3- Yüksek frekanslı akımlar: Bu tür akımların frekansı 1.000.000 Hz'ten fazladır. Orta ve alçak frekanslı akımlarda olduğu gibi akım duyusu algılanmaz. Moleküler titreşim ve ısı etkisi ön plandadır (Karacan, 2003).

Literatüre bakıldığında diz OA tedavisinde farklı akım türleri uygulandığı görülmektedir. Çetin ve diğ. diz OA'li kadın hastalarda kısa dalga diatermi, TENS ve ultrasonun izokinetik güç, ağrı ve fonksiyonel statü üzerine etkilerini karşılaştırmışlar ve sıcak uygulama ile beraber yapılan TENS ve kısa dalga diatermi uygulamalarının ağrıyı azaltmada ve fonksiyonelliği arttırmada daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (Cetin, 2008.). Altındağ ve diğ. diz OA'inde iyontoforez yönteminin etkinliğini değerlendirmişler ve iyontoforezin diz OA'inde ucuz ve invaziv olmayan, uygulanması kolay alternatif bir tedavi yöntemi olarak düşünülebileceğini belirtmişlerdir (Altındağ et al. , 2009).

Vaz ve diğ. yaptıkları çalışmada dizin ekstansör gücü üzerinde Russian ile alçak frekanslı akımları karşılaştırmışlar ve alçak frekanslı akımların daha etkili olduğu sonucuna varmışlardır (Vaz et al. 2012). Yüksek Voltaj Kesikli Galvanik Stimülasyon Bu akım ilk olarak 1945 yılında Haislip ve diğ. tarafından geliştirilmiştir. 1971'de Thurman ve diğ. yüksek voltaj kesikli galvanik stimülasyonun (YVKGS)

insan üzerindeki ilk terapatik kullanımını gösteren bir çalışma sunmuştur. YVKGS iki kere zirve yapan, monofazik, kesikli akım olarak tanımlanabilir. Bu özellikler 150 V'dan, maksimum 500 V'a ulaşan bir voltaj veya yüksek elektromotiv kuvvet ile sağlanır. YVKGS, yüksek voltajlı akım tipinin sıklıkla kullanılan özelleştirilmiş bir durumudur. Yüksek voltaj, yüksek voltaj galvanik, yüksek voltaj düz galvanik gibi terimlerle ifade edilmektedir. YVKGS sabit süreli, ikiz tepesi olan, monofazik dalgalardan oluşur. Her puls bir çift tek fazlı sivri sinyal içerir. Bu dalga biçimi ani bir artış ve ani bir gecikme gösterir. YVKGS darbe süresi, her iki tepe darbesinin faz süresini içerir. YVKGS akımının atımları karakteristik olarak çok kısa geçişlidir (100-200 mikrosaniye).

Bu da duyu sınırlarından çok motor sınırların seçici olarak stimülasyonunu sağlar. Bundan dolayı YVKGS kullanılmaya bağlı atrofide ve kas kuvvetlendirilmesinde kullanılır. Yüksek voltaj kesikli galvanik stimülasyon uygulamasında, düşük voltajlı uygulamalara göre daha az doku direnci ile karşılaşılır. Bu özellik teorik olarak YVKGS akımını daha etkili ve rahat tolere edilebilir yapmaktadır. Voltajı artırılmış, atım süresi kısaltılmış olduğu için doku hasarına sebep olmaksızın derin dokuları uyarmak mümkün olmaktadır. Yüksek voltaj kesikli galvanik akım ciltten termal veya elektrokimyasal etki oluşturmaksızın geçer.

Öyleki; 1983 yılında Newton ve Karselis'in yaptığı çalışmada yüksek voltaj kesikli galvanik akımın uygulanmasının öncesinde ve sonrasında deri pH ölçümleri yapılmış ve kayda değer bir fark bulunmamıştır. Böylelikle uzun süreli elektrik stimülasyonu uygulamalarında ya da dermatolojik problemlerde yüksek voltaj kesikli galvanik akımın bir tedavi seçeneği olabileceği sonucuna varılmıştır. Bu da kesikli yüksek voltaj akımının önemli bir özelliğidir (Atay,2000, Newton ve Karselis, 1983 ,1983, Nelson ve Currier ,1987). Gültekin ve diğ. Rus akımı ve yüksek voltajlı galvanik akımın laktik asit üzerindeki etkilerini karşılaştırmış ve iki farklı elektriksel stimülasyon akımının laktik asit birikiminde farklılıklar oluşturmadığını bulmuştur (Gültekin, 2006). YVKGS stimülatörleri, yüksek voltaj çıkış özellikleri ve tek fazlı aralıklı sinyalleri nedeniyle çok yönlüdür. Yani klinikte; -Yara iyileşmesini hızlandırdığı kabul edilmektedir. -Ağrının giderilmesinde etkilidir. -Katot uygulamasının ödemi azalttığı gösterilmiştir. Kas kontraksiyonlarının pompalama etkisi veya arterlerde vazokonstriksiyon etkisi üzerinde durulmakta ve bu şekilde ekstrasellüler sıvıyı azalttığı düşünülmektedir. Eklem burkulmaları ve kas

yaralanmalarında kullanılır. -Nöromusküler stimülasyon etkisi ile kullanmama atrofilerinde, kas reedukasyonunda kullanılır özelliğidir (Atay,2000, Newton ,1983, Nelson ve Currier ,1987).

Yakut ve Kırdı sağlıklı bireyler üzerinde yaptıkları çalışmada M. Quadriceps Femoris'i kuvvetlendirmek için nöromusküler elektrik stimülasyonu olarak Russian, YVKGs, faradik akım ve egzersiz uygulamış ve sonuçta; nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) uygulamaları ve egzersiz eğitiminin tümünde M. Quadriceps Femoris'te kuvvet artışı sağlandığı, ancak aradaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir (Yakut ve Kırdı ,2001). YVKG akımı uygulamasında pek çok elektrot çeşidi arasından seçim yapılabilir. Seçim yalnızca tedavi alanına ve gereken terapi tiplerine bağlıdır. Elektrot yerleşimi akımın monofazik olması nedeniyle, geniş bir pasif elektrot ile birlikte 1,2 hatta 4 elektrot bile kullanılabilir. Dozaj, seçilecek tedavi tipine göre değişiklikler gösterebilir. Örneğin kas zayıflığı tedavisi için, submaksimal olarak belirlenmiş tetanik kas kontraksiyonunu sağlayan nöromusküler stimülasyon gerekir. YVKG akımının uygulamasında; - Tümör hasarı, ağır yaralar ve kalın yağ dokusu - şiddetli şişen bölgelerde - Osteomyelit alanında - Serviksin önünde - Transtorasik bölgede - Transkraniyal bölgede - Hamile kadınların bel ve karın bölgesinde - Elektronik implantlar yapılmamalıdır (Yakut,2008).

Rus akımı ilk kez 1977'de Rus bilim adamı Yedov Kotz tarafından bir konferansta popüler olmuştur. Kots bu konferansta Rus akımı kullanılarak kısa dönem elektrik stimülasyonuna dayanan eğitimle, elit atletlerde maksimum istemli kontraksiyonun % 40'ın üzerinde bir kas gücü sağlanabileceğini anlatmıştır. Kots daha sonra Kanada'da bir başka konferansta Rus akımı elektrik stimülasyonunun etkilerini anlatmıştır. Kots, daha önce kassal elektrostimülasyon hakkında hiç duyulmamış olan üç önemli iddia ortaya atmıştır:

- 1) Rus akımı kullanılarak elektriksel olarak sağlanan kas kontraksiyonu, maksimum istemli kontraksiyonu takiben ölçülen değerden % 40 daha fazlasını oluşturabilir.
- 2) Bu akımın uygulaması ağrısızdır. Yani tetanik kontraksiyon sırasında duyuşal bir rahatsızlık hissi oluşmaz.
- 3) Rus akımı kullanılarak, kısa dönem elektrik stimülasyonuna dayanan eğitimle, sağlıklı bireylerde % 40'ın üzerinde bir kas gücü kazancı sağlanabilir. Rus akımı, saniyede 2500 atım taşıyıcı frekansına sahip sürekli bir sinüzoidal dalga akımının

geçici bir modülasyonudur. Bu sürekli sinüzoidal dalga akımı, 10 ms'lik sabit aralıklarla, ardından 10 ms'lik paketler arasındaki sabit aralıklarla bir atımdır. Böylece tipik patlama frekansı sn' de 50 patlama olan Rus akımı elde edilir. Rus akımı, periferik duyu ve motor sinir liflerinin eşzamanlı depolarizasyonu, motor sinirlerin eşzamanlı depolarizasyonu ve tercihen tip 2'nin hızla kasılan kas liflerinin aktivasyonunu sağlar. Bu aktivasyon, dış stresden güçlü bir elektrik kasılması sonucu kasların güçlenmesine izin verir (Ward, 2002 Ward, 2009).

Rus akımının, kontrol altında oluşturulan istemli kas kontraksiyonundan daha ağrısız ve daha güçlü tetanik kas kontraksiyonları oluşturmak için hem duyu hem de motor sinir fibrillerini depolarize etme yeteneğine sahip olduğuna inanılır. Diğer bir deyişle bu, Rus akımının anahtar özelliğidir. Çünkü yüksek akım şiddeti ağrısız olarak yumuşak dokulara uygulanabilir. Böylece yüksek güçlü, hızlı kasılan motor ünitelere eşlik eden, daha derindeki motor sinir lifleri depolarize edilebilir. Motor ünite ateşleme yetersizliğini kompanse etmek için Kots, diğer stimülasyon yapılan akımlara göre Rus akımının kullanımını önermiştir. Kots akımın ağrısız olması; geniş, hızlı kasılan motor ünitelere ulaşma ve depolarize etmede yüksek akım amplitüdünün tolerasyonuna olanak tanınması yönüyle Rus akımlarını üstün tutmaktadır. Teorik olarak, daha geniş motor ünitelerin ateşlenmesi, istemli kasılmaya oranla, Rus akımıyla uyarıldığında daha büyük bir kas gücünü ortaya çıkarır.

Selkowitz yaptığı çalışmada Rus elektrik stimülasyonu ile egzersizin kas gücüne etkisini karşılaştırmış ve Rus elektrik stimülasyonunun uygulanmasının egzersiz ya da egzersizle beraber yapılan elektrik stimülasyonu uygulamasına göre kas gücünde bir miktar daha fazla artışa neden olduğu sonucunu bulmuştur. Selkowitz ayrıca istatistiksel gücün guruplar arasında ayırım yapılacak kadar yeterli olmadığını da belirtmiştir (Selkowitz, 1989.). Delitto ve diğ. ise yaptıkları çalışmada anterior kursiat ligament operasyonu geçiren kişilerde Rus elektrik stimülasyonu ile egzersizi kas gücündeki kazanım açısından kıyaslamışlar ve Rus elektrik stimülasyonu uygulanan grupta kas gücünde daha fazla kazanım olduğunu görmüşlerdir (Delitto, 1988.).

Baskan ve diğ.) yaptıkları çalışmada sağlıklı bireylerde M. Quadriceps femoris gücü üzerinde Rus elektrik stimülasyonu ile istemli maksimum izometrik arasındaki farkı karşılaştırmışlar ve iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir

(Baskan, 2011.). Rus akımıyla elektriksel olarak uyarılmış güçlü kas kontraksiyonları elde etmek için doz ayarlamada belirli parametrelerin bir araya getirilmesi gerekmektedir. Anahtar parametreler, akım şiddeti, patlama frekansı, geçiş: dinlenme oranıdır. Akım şiddeti: Maksimum veya zirve akım şiddeti, Rus akım stimülatörlerinin çoğunda 100 mA olarak oluşturulmuştur. Patlama frekansı: Rus akımı genelde saniyede 50 patlama yapar. Çünkü insan kaslarının çoğunda bu frekansta tetanik kas kontraksiyonu elde edilir. Geçiş: Dinlenme oranı: Geçiş: dinlenme oranı, stimülasyon sırasındaki sürenin, stimülasyonun olmadığı dönemdeki süreye oranıdır. Kots ve Xvilon yaptıkları çalışmada 10 msn stimülasyon süresine karşılık dinlenme sürelerini karşılaştırmışlar ve en iyi sürenin 50 msn olduğu sonucuna varmışlardır. Rus akımı uygulamasında; - Serviksin önünde - Transtorasik bölge - Transkraniyal bölge - Bel ve karın bölgelerindeki hamile kadınlar - Hemorajik bölge - Elektronik implantlar - Duyu algılaması bozulmuş deri alanları üzerine -Yüzeyel metal implantlar üzerine uygulama yapılması kontraendikedir (Ward, 2002 Ward , 2009, Delitto, 1988).

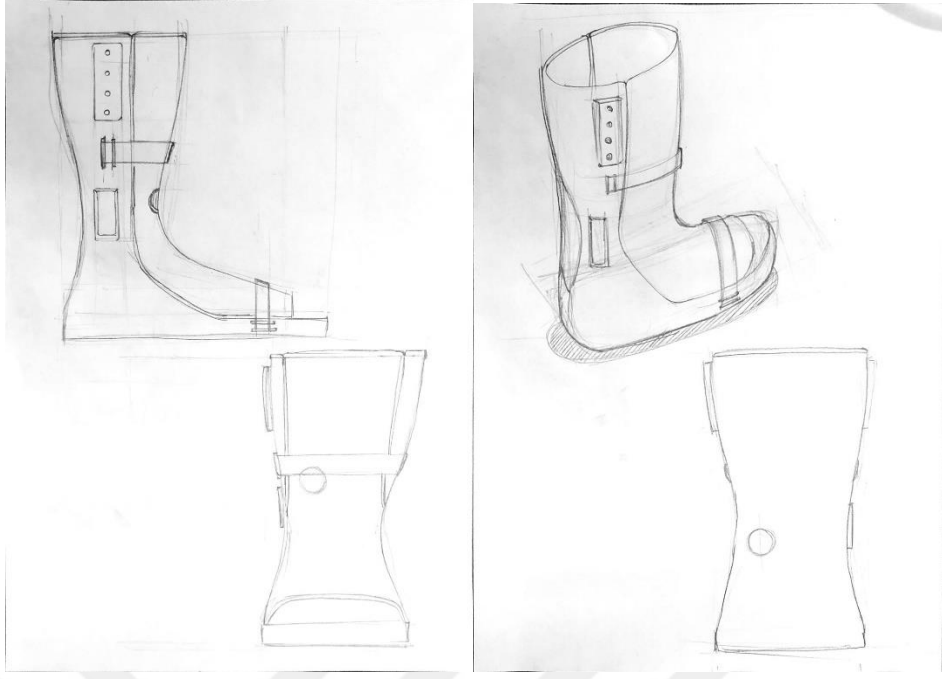
2. BÖLÜM

YÖNTEM

Çalışmamızda 3 boyutlu medikal tarama ve 3 boyutlu yazıcı teknolojisini kullanarak kişiye özgü, antagonist kasta meydana gelen kontraksiyonun agonist kas üzerinde gevşeme etkisi prensibine dayanarak ayak bileği gastrosoleus spastisitesi göz önünde bulundurularak tibialis anterior kasına NMES uygulayabilen ayak ortezi tasarımını oluşturup 3 boyutlu yazıcı yardımı ile elektrot başlıkları ve ayak ortezi basmayı hedeflendi. Kullanılan hammaddenin mümkün olan en sağlıklı, organik, hafif aynı zamanda dayanıklı, çevre dostu yani doğada kolay çözünen ve maliyet açısından kolay erişilebilir bir hammadde olmasını kararlaştırıldı.

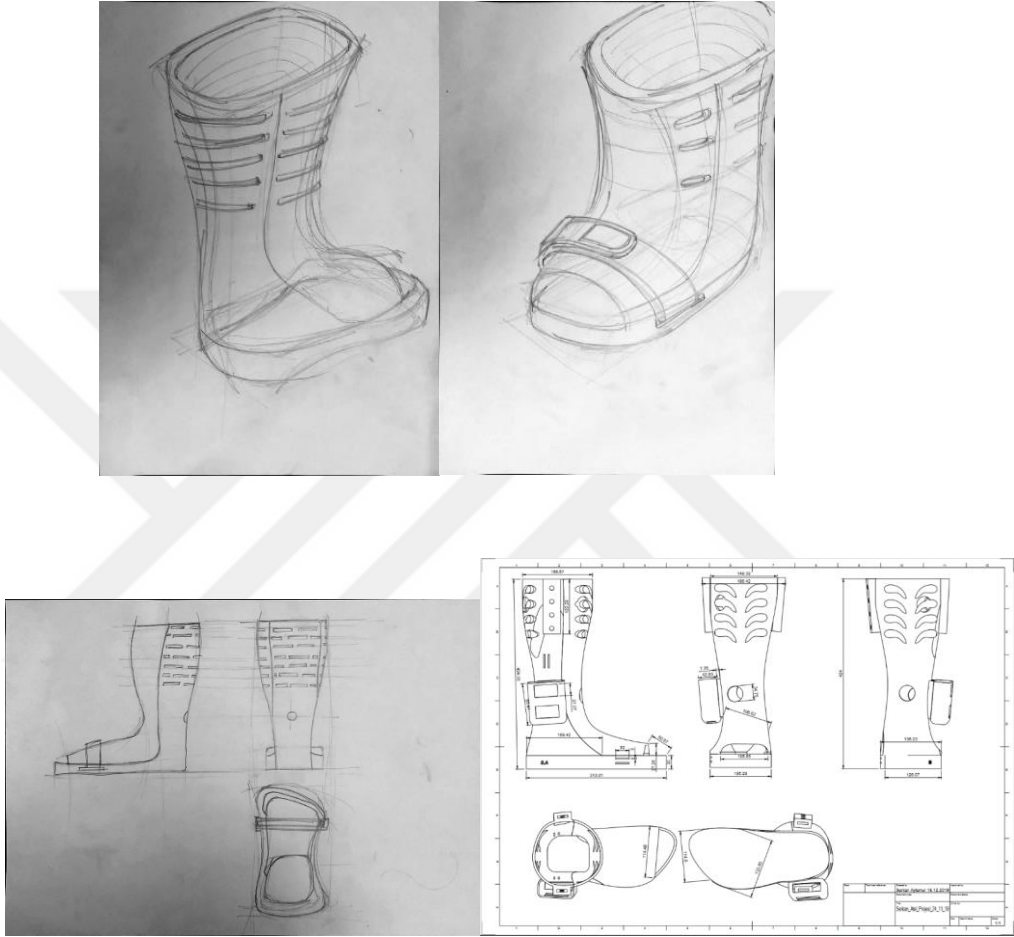
Tasarımda projenin AFO olarak kullanılabilmesi adına klinikte kullanılan AFO modellerinin yapısı, kalitesi, avantajları ve dezavantajları incelendi. Elektroterapi uygulamalarının içerisinde orta frekanslı akımlarda elektrik stimülasyonunu günün istediği vakti uzmanların önerdiği şekilde uygulayabileceği şekilde hazırlandı. Elektrotların yerleştirilebileceği yerler yine hastaya özel bir şekilde tibialis anterior kası hedef alınarak kasın motor noktaları üzerine uygun şekilde yerleştirildi. Hastanın mobilizasyonu ve rahatlığı göz önünde bulundurularak elektroterapi cihazının yerleştirileceği küçük bir cep tasarlandı. Bu cep AFO üzerinde ki bir yuva aracılığı ile takılıp çıkarılabilecek bir yapıda yapıldı. Bu sayede hasta için hem kullanım kolaylığı sağlanmış oldu hem de istendiği takdirde gelişen teknolojinin bir ürünü olan kablosuz elektroterapi cihazlarını da hasta rahatça kullanabilecekti.

Ayak bileği ortezi ilk olarak kâğıt üzerinde Endüstri Ürünleri Tasarımcısı Özgün Ögünç Ögüt tarafından şekillendirildi. AFO ve AFO kapağı olarak tasarlanan iki parçadan oluşan ortezimiz Fused Deposition Modelling (FDM) baskı teknolojisi kullanılarak gerçekleştirilecek olan baskıda yekpare AFO ve yekpare AFO kapağı olarak iki parça çıktı alınmasına karar verildi. Hastaya uygulanacak elektroterapi tedavisi sırasında kas kasılmaları ve benzeri durumlar göz önüne alınarak bu iki parçanın birbirine geçmeli olması durumunda kullanışlı bir yapıda olmayacağı düşünüldü. Bu nedenle AFO ve AFO kapağının birbirlerine yapışkan velkro bantlarla sabitlenmesi gerektiği kararlaştırıldı. Bantlar için karşılıklı dört adet bantların takılabileceği yuvalar tasarlandı (Şekil 2.1).



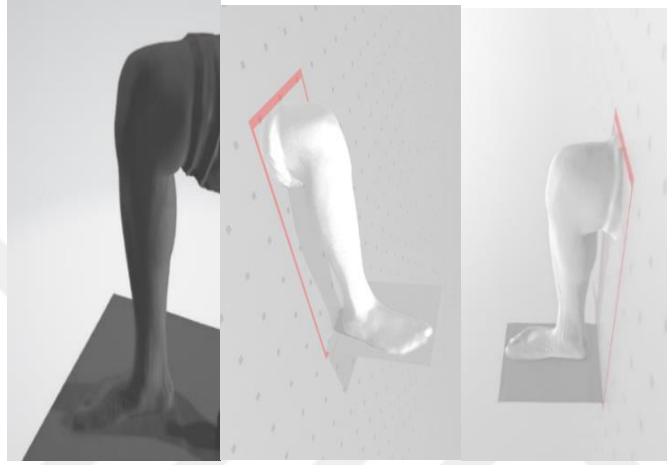
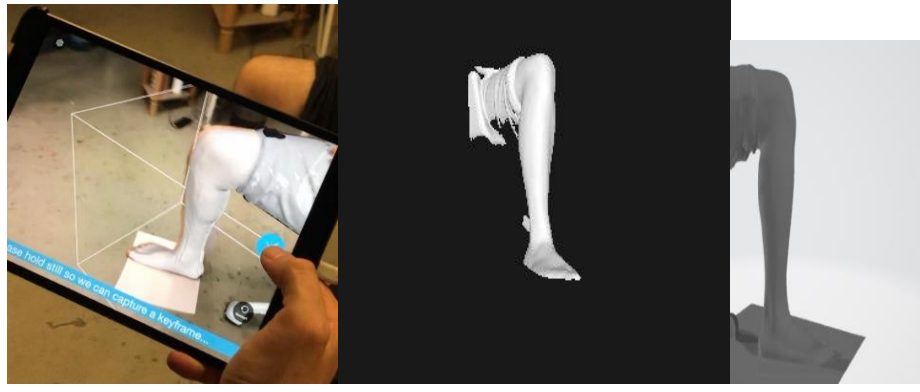
Şekil 2.1. Kâğıt üzerinde yapışkan velkro ve elektrot yeri belirlenmesi

Bu ortezin kullanım alanının artırılabilmesi için sağ ve sol üst kısımlarına hasta mobilizasyonuna engel teşkil etmeyecek delikli iki adet yuva tasarlandı. Bu sayede afo farklı şekillerde de kullanılabilirdi. Şekil 2.2. 'de kâğıt üzerinde tasarlanan AFO modeli çizimi görülmektedir.



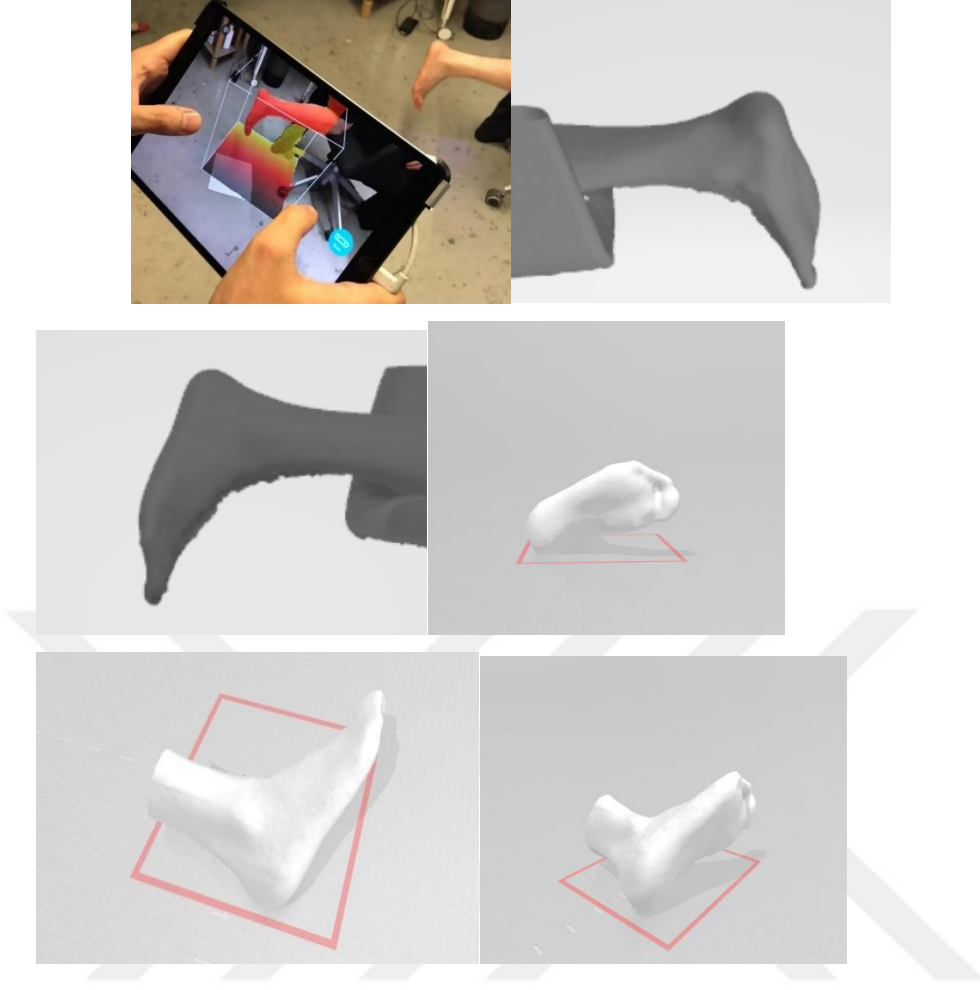
Şekil 2.2. Kâğıt üzerinde tasarlanan AFO çizimi

3 boyutlu medikal tarama işlemi sırasında ortez kullanıcısının en küçük ayrıntısına kadar taratılması ve yapacağımız ortezin 3b medikal tarama işlemine göre yapıldı. Uygulama yapılacak birey ilk olarak bir sandalyeye oturtularak ayak bileği eklemini 90 derece olacak şekilde pozisyonlandı. Tarama cihazıyla ayak, ayak bileği ve bacağı içine alacak şekilde 4 yönden tarama işlemi yapıldı (Şekil 2.3.)



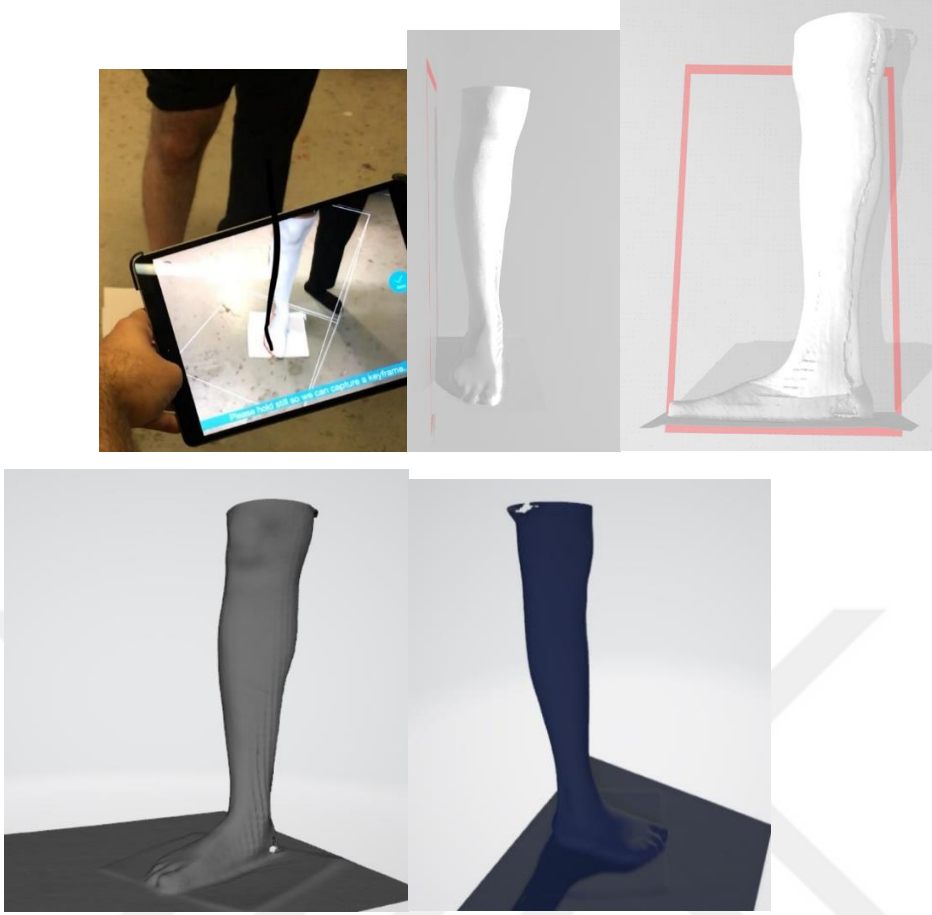
Şekil 2.3. Oturarak tarama işlemi

Birey bir bacağı sandalyede kalacak şekilde ayakta ters pozisyonda sandalye üzerine çıkarıldı. Bacakta titreme ya da herhangi bir hareketlilik olmaması amacıyla bacak 90 derece fleksiyonda sabitlendi. Ayak tabanı, ayak ve ayak bileğini içine alacak şekilde 4 yönden tarama işlemi yapıldı (Şekil 2.4).



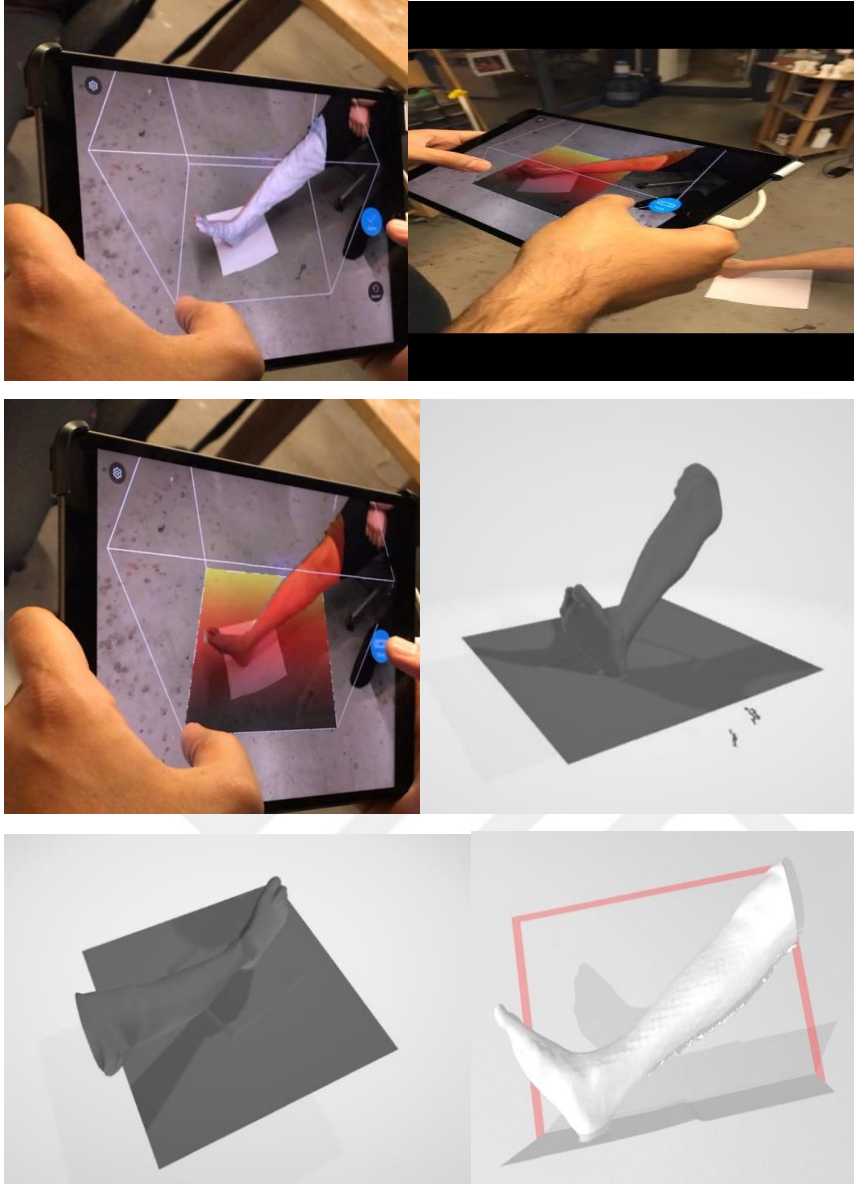
Şekil 2.4. Ayakta tarama işlemi

Birey ayakta anatomik duruş postürüne getirilerek düz ve sert bir zeminde hareketsiz şekilde ayak, ayak bileği ve bacağın 360 derece tarama işlemi gerçekleştirildi. (Şekil 2.5.)



Şekil 2.5. Ayakta 360 derece bacak, ayak bileği ve ayak tarama işlemi

Birey sandalyeye oturtularak bacağını uzatması istendi. Diz ekstansiyon da ayak bileği nötral pozisyonda kalacak şekilde ayak, ayak bileği, bacak tarama cihazıyla 4 yönden tarama işlemi gerçekleştirildi. (Şekil 2.6.)



Şekil 2.6. Oturarak diz tam ekstansiyonda 4 yönlü tarama işlemi

Structure sensor tarama cihazı yardımıyla taranan medikal görüntüler İtseez3D adlı programla bilgisayar ortamına aktarıldı. Tarama sonucunda oluşan negatif modeller 3 boyutlu modelleme yazılımları yardımı ile 3 boyutlu ortamda modellendi. Stereolithography (.stl) uzantılı dosya şeklinde tarama sonuçları 3b yazıcıda baskı işlemine hazır hale getirildi. Bu tarama sayesinde bireyin ölçüleri herhangi bir yanılgıya mahal vermeden alınmış oldu. Bireyin kendi gelişimini yıllar sonra bile görebilmesine bu 3 boyutlu tarama verileri sayesinde olanak sağlandı. Bu 3 B tarama işlemi 3Durak- Dijital Fabrika yardımı ile yaklaşık 10-15 dakikalık süre içerisinde gerçekleştirildi.

Kâğıt üzerine daha önce çizimini yaptığımız AFO modeli S43D 3D Baskı Hizmetleri Yönetici Ortağı Önder Balıkçı'nın yardımları ile Autodesk firmasının Fusion 360 katı modelleme programı kullanılarak bilgisayar ortamına aktarıldı. Stereolithography (.stl) uzantılı dosya şeklinde kaydedildi. Stl uzantılı dosya şeklinde hazır bulunan 3 boyutlu ayak tarama verilerini, ortezin içini kaplayacağımız plastrozot kaplamayı ve hastaya özel olarak hazırlanmış ortopedik tabanlık ölçülerini dikkate alarak sanal ortamda ayak ortezimizi şekillendirildi. Hastanın rahatı göz önüne alınarak havalandırma delikleri açılmasına karar verilip arkaya ve öne estetik hava delikleri modellemeyi kararlaştırıldı (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 3B'li elektroterapi ajanlı AFO'nun ilk modellenmesi

Elektroterapi uygulamalarının yapılacağı agonist ve antagonist kas grupları hasta üzerinde daha önceden belirlenmişti. 1,5 cm çapında daire şeklinde 4 adet delik oluşturulmasına ve 3 boyutlu yazıcı yardımı ile buna uygun 4 adet elektrot başlığı yapımına karar verildi. Fakat bu 1,5 cm çapındaki delikler klinikte kullanılan kablosuz elektroterapi cihazlarına uygun olmadığı için hastaya kullanım kolaylığı ve alternatif bir tedavi süreci sunmak amacıyla 3,5 cm çapına çıkarıldı. 3,5 cm çapındaki deliklere uygun elektrot başlıkları üretilmesine karar verildi. Afo renginin siyah olması kararlaştırıldı. (Şekil 2.8. 3b yazıcı öncesi son çalışmalar)

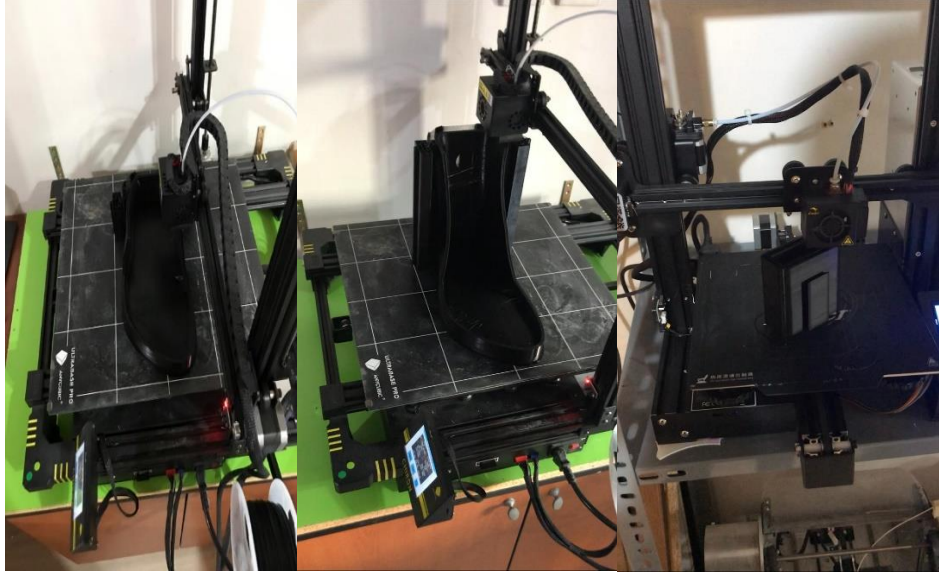




Şekil 2.8. 3b yazıcı öncesi son çalışmalar

3 boyutlu yazıcı yardımı ile yapacağımız ortez üretimi için polilaktik asit (PLA) filamentleri tercih edildi. Pla maddesinin yoğunluğu ve 3 boyutlu medikal tarama sonucu oluşturulan AFO boyutları göz önüne alınarak kütle ve ağırlık hesaplamaları yapıldı. Yüksek dayanıklılıkta ve mümkün olan en hafif AFO'yu yapabilmek amacıyla AFO %30 çıktı yoğunluğu oranıyla AFO kapağının ise %5 çıktı yoğunluğu oranıyla baskı işlemine alındı.

3 boyutlu modellerin dilimlenmesinde kullanılan Cura yazılımı ile 3 boyutlu tasarım dosyaları 3 boyutlu yazıcının anlayabileceği gcode komut dosyalarına çevirildi. Tek bir yazıcı kullanılarak yaklaşık 60 saat süren yazdırma işleminde çözünürlük 200 mikron olarak ayarlandı. Planlamaların dışına çıkılmayarak yekpare afo, yekpare afo kapağı ve yekpare elektroterapi cihaz yerleştirme cebi olarak 3 boyutlu yazıcıdan çıktı alındı (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. 3B'li elektroterapi ajanlı AFO' nun yazdırılması

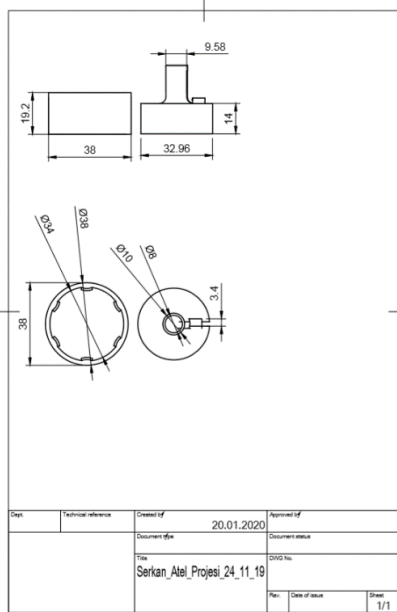
Bu baskının tabanına oturan ortopedik bir ayak, cilde zarar vermeyen yumuşak bir plastik kaplama olan 3B baskı ve son olarak, ayağı bilekten iki farklı noktada tutmak ve sabitlemek için kullanılabilen Velcro şeritleri kullanılarak elde edilir, çıkarılabilir st bir ortez eklenir (Şekil 2.10).





Şekil 2.10 3B’li AFO’ nun son hali

Kullanıma hazır olan orteziñ son haline göre çizimlerini daha önceden yaptığımız elektrot başlıklarının ölçülerini hastaya tam temas edecek, rahatsızlık vermeyecek ve hasta mobilizasyonunu kısıtlamayacak şekilde hesaplamalar yaparak 3 boyutlu yazıcıda baskı işlemine hazırladı (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 3B ile yazılmış elektrot başlıkları



Şekil 2.12 3B ile yazılmış elektrot başlıklarının 3B Orteze uygulanması

3. BÖLÜM

TARTIŞMA

Yaşadığımız dönemde gelişen ve değişmekte olan teknolojiler yaşama ilişkin kolaylık sağlamak ve kaliteyi arttırmak adına alanların tamamında dinamik olan bir unsur biçiminde karşımıza çıkmaktadır. Meydana gelen bu dinamikler insanları sürekli biçimde değişimlere ve yeniliklere yönlendirir. İnsanların girişimci ve yenilikçi olan yapısı ile meydana gelen yenilikleri hayatına almakta ve bunun uyumunu sağlamaktadır. Özellikle yenilikler ve girişimcilik sayesinde 3B yazılımı teknolojisi yaşantımızda oldukça önemli bir yer almaya başlamıştır. 3B baskı, kişisel olarak oluşturulmuş veya bitmiş üç boyutlu bir modelin 3B yazıcıdan katı bir şekilde çıktığı bir işlemdir. Katı olan bu sınıfın alınarak elde edilmesi ile iki boyutlu katmanların üst üste gelmesi sonucunda elde edilmektedir. 3B baskı teknolojisi de modern endüstride kullanılmaktadır; Bunun kesme, damgalama ve malzeme çıkarma gibi geleneksel işleme yöntemlerinden farklı bir baskı yöntemi olduğuna inanılmaktadır (Aydın, 2017.). Meydana gelen bu farklılıklar bireysel anlamda özel üretimlerin gerçekleşmesine neden olurlar. Bu bağlamda 3B yazıcıların gün geçtikçe teknolojik alanlarda ve hayatın içinde daha yaygın biçimde kullanıldığı gözlemlenmiştir. 3B yazıcılar temel anlamda bilgisayarların destekleri ile üç boyutlu şekilde destekleri sağlanan üç boyutlu ürünler ya da robot şekilleridir. (Aydın, 2017, Vaezi, 2012, Van, 2017).

SP rehabilitasyonunda ana hedef spastik olan kasın inhibisyonu ve istemli aktif hareketin ortaya çıkmasını sağlamaktır. Genel olarak spastisite inhibisyonu, kas atrofilerinin önlenmesi, izole kas kontraksiyonunun fasilasyonu, istemli izole kas kontraksiyonunun nöromusküler fasilasyonu, kasın metabolizmasının ve enzim aktivitesinin artırılması, sinir rejenerasyonun sağlanması, normal eklem hareketlerini koruma veya artırma ve kasın kontraktıl özelliklerini değiştirmek için NMES kullanılmaktadır (Alon ve De Domenico, 1987; Daichman ve ark, 2003; Kamper ve ark, 2006; Dirks ve ark, 2013). Elektrik stimülasyonu kas tonusu regülasyonunda spastik kasta gevşeme sağlama veya antagonist kası kuvvetlendirme amacıyla kullanılmaktadır (Sahin ve ark, 2012). Spastik kasın doğrudan uyarımı diğer bir uygulama tekniği olup kas tonusunun azaltılmasında yararlı olabilmektedir (Franek ve

ark, 1988). Etki mekanizmasına bakıldığında spastisitesi olan hastalarda azaldığı bilinen (Mazzocchio ve Rossi, 1989; Raynor ve Shefner, 1994; Katz ve Pierrot-Deseilligny, 1999) rekürren inhibisyonun artırılmasının amaçlandığı görülmektedir. Spastik kasın uyarımı ile Renshaw hücreleri aracılığıyla kurulan negatif feedback halkasının alfa motor nöronlarının aktivitesi azalır kas tonusunun azalttığı bildirilmiştir (Chen ve ark, 2005). Ayrıca spastik kas üzerinden yapılan elektrik stimülasyonu, aynı segmentten menşei alan kaslar üzerinde inhibisyon etkisi olan duyuşal afferentleri stimüle ederek agonist kasta gevşemeye neden olmaktadır (Dewald ve ark, 1996; Wang ve ark, 1998).

3B baskı malzemelerinin üretimi endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır, ancak yenilikçi yaklaşımlar sayesinde tıp eğitimi ve sağlık hizmetlerinde kullanımı sürekli genişlemektedir. Özellikle teknolojik ilerlemelerin bir sonucu olarak, tıbbi görüntüleme ürünleri eğitimde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bu çalışmada, 3B baskı materyalinin kullanımı ile AFO üretimi ve bu AFO üzerine eklenen elektrik stimülasyon cihazı ile kişinin günün istediği zamanında ve mekânında kendisine hazırlanan tedavi protokolünü uygulayıp tedavisinin daha konforlu verimli bir şekilde gerçekleşmiştir. Bu uygulamanın literatürle uyumlu olduğunu görmekteyiz (Sahin ve ark. 2018).

Ayak bileği eklem ortezi (AFO) testleri, alt ekstremite disfonksiyonu olan kişilerde yürümeyi iyileştiren cihazlardır. Bu çalışmada, ayak bileği eklemi tasarımı için başlangıç materyalleri tartışılmaktadır. Çalışmaya göre, seçici lazer sinterleme (SLS) adı verilen aktif maddenin ortezi yapmak için ideal olduğu ve üç boyutlu yazıcılarda da kullanıldığı vurgulanabilir. (Emre 2015, Faustini C, 2006,).

3B yazıcılar hakkındaki literatürün kapsamlı bir incelemesi yapıldığında, uygulamaların sağlık hizmetlerinden mühendisliğe, eğlence endüstrisine, eğitime, otomotiv endüstrisine ve savunma endüstrisine kadar birçok farklı alanda kullanıldığı görülebilir (Malik, 2015, Buckley, 2011,). Bu anlamda son yıllarda bu çalışmaların sayısındaki artış en önemli konulardan biridir. Tıp ve teknolojiye 3B baskı teknolojisinde en yaygın kullanım alanı gerçekleşmeye başlamıştır. Son 30 yılda, tıbbi cerrahi alanında açık ameliyatlardan minimal invaziv cerrahiye ve eğitimde yüksek teknoloji simülatörlerin kullanımına kadar büyük adımlar atıldı. Bununla birlikte, tıbbi teknolojiye 3B yazıcıların kullanılmasıyla son yenilikler mümkün olmuştur

(Malik, 2015, Buclkey, 2011, Krol, 2011). Biz de çalışmamızda medikal ve mühendisliğin birleşiminden çıkan ve klinikte tedavi uygulayıcılarını ve hastayı hem teknolojiyle buluşturan hemde konforunu artıran bir ürün oluşturduğumuzu düşünmekteyiz.

Bu teknolojiyi kullanan araştırmalar, genel olarak dokular ve organlar üzerinde ürün geliştirme araştırması ve baskısını içerir. Bu yazıcılar kullanılarak özel cerrahi ve tıbbi cihazlar, yüz, kol, bacak ve yardımcı işitme cihazları gibi uzuv protezlerinin yanı sıra ağız hijyeni alanındaki diş ve implant uygulamalarının yanı sıra diş ve diş protezleri de kullanılmaktadır. Ek olarak, 3B yazıcılar için uygulamalar, cerrahi aletlerin üretiminde, yumuşak dokuların üretiminde ve hücreler üzerinde baskıda, biyomedikal iskelet sistemlerinin ve cesetlerin kullanımında, ayağın ortopedik ortezlerinde ve ayak bileğinde eklemlerde giderek daha fazla kullanılmaktadır (Demir, 2016, Lioufas, 2011.). Biz de çalışmamızı planlarken bunları göz önünde bulundurarak hem medikal hem mühendislik alanlarını birleştirip bir ürün ortaya çıkarttık. 3b yazıcı yardımıyla kişiye özel AFO çeşitleri daha önce üretilmiş olsada elektroterapi ajanlı AFO daha önce literatürde bulunmamaktadır. Aynı zaman da elektroterapi modaliteleri içersinde ister agonist ister antagoniste kasa uygulanabilecek elektrik akımları ve tedavi modalite seçeneklerini sunarak uygulamaları çok yönlü hale getirdik. Özellikle bu alanda çalışan uzmanlar için tek yönlü olmayan farklı tedavi seçeneklerine olanak sunan bir ürün geliştirdik.

Bir ürünün başarılı olması için mevcut 2B ve radyolojik görüntüleme teknolojilerini kullanarak anormal bir model elde etmek zordur. 3B baskı teknolojisi, anatomik modelleri hızla fiziksel nesnelere dönüştürmenizi sağlar (Malik, 2015, Klein, 2013.). Bu, hastaların geleneksel alçı ölçüleriyle başa çıkmalarını ve modelleme yerine teknik problemleri çözmek için daha hızlı ve daha basit üç boyutlu modeller oluşturmalarını sağlar (Richard, 2015.). Bu çalışmada, bilgisayar destekli tasarım ve hızlı prototipleme kullanılarak hasarlı bir kafatasının 3B modeli oluşturuldu (Fantini, 2008.). Biz de çalışmamızda klasik alçı model işleminden uzaklaşarak tamamen tarayıcı yardımıyla modeli tarayıp bütün anatomik şekillendirmeyi yapıp hassas bir ölçüm ve modelleme kullanarak ürünün şekillenmesini kolaylaştırdık. Aynı zamanda istediğimiz değişikliği kolayca yapabilme ekleme ve çıkarma işlemlerini zorlanmadan yaptık. Aynı zamanda elektrotların yerleşimi için belirlenen kas üzerindeki bölgeler ve elektrotların boyutları ve türleri ne olursa olsun sadece mobil bir cihazla istendiği

gibi uygulanabilecek bir cihaz geliştirdik. Başka bir sağlık çalışmasında (Schmauss ve ark., 2013,) preoperatif planlamada kullanılan modeller ameliyat sırasında kullanılabilir. Örneğin, basılı bir kalp sterilize edilebilir ve ameliyat sırasında oryantasyonu artırabilir (Schmaus, 2013,). Benzer şekilde, nöroşirürjide, hastaya özgü patolojik bölgelerin MR görüntüleri kullanılarak önemli alanlar ayırt edilebilir (Spotiswode, 2013,). Bu sayede cerrahi öncesinde yapılacak olan ameliyatların planlaması daha iyi biçimde yapılabilmektedir (Malik, 2015,). Buradan da anlaşılacağı gibi 3B uygulamaları planlama ve uygulama kolaylığı ile medikal inovasyona büyük bir katkıda bulunmaktadır. Bizimde serebral palsili hastalarımızda cerrahi sonrası uzun süre immobil kaldıkları süre içerisinde yalnızca spastisiteyi değil aynı zamanda kas atrofilerini önlemek için de kullanabilecekleri bir ürün elde edilmiş oldu. Literatüre bakıldığında cerrahi sonrası kas atrofisine yönelik elektroterapi uygulamaları içerisinde bu konforu sağlayacak başka bir cihaz olmadığı görülmektedir. Bu açıdan da ürünümüzün literatüre katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

2019 yılında 60 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada klasik yöntemle fabrikasyon yapılan AFO ile 3B yardımı ile yapılan AFO nun plantar fasitis üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonucunda 3B ile yapılan AFO'nun plantar fascia daki ağrıyı daha fazla hafiflettiği daha konforlu olduğunu göstermiştir (Xu, 2019,). Çalışmamızda da yapılan AFO' nun kullanıcıları serebral palsili bireyler olacağı için ayak deformiteleri ile birlikte birçok ağrı, sertlik, kramp v.b. problemler gözönünde bulundurulduğunda 3B yardımıyla yapılan elektroterapi ajanlı AFO'nun bu alandaki bir boşluğu dolduracağına inanıyoruz.

Palousek ve arkadaşları 3B yazıcı kullanarak bir ayak bileği eklemi geliştirdiler. Bu çalışmada, bu teknolojilerin insanların alt ekstremitelerinde ortez alanında kullanılabileceğinin bir örneğini vermektedir. Bu teknoloji, hastaların ihtiyaçlarını ve bireysel ihtiyaçlarını karşılayan teknolojik bir araç olacağını göstermektedir (Palousek ve ark, 2014,). Bizde ürettiğimiz tasarımla şimdiye kadar kullanılmamış ve bu açıdan değerlendirilmemiş bir rahatsızlığın çift yönlü tedavisini planlayarak bu gerçekliğe katkı sunduğumuzu düşünüyoruz.

Teknolojinin gelişmesiyle bilim sürekli değişiyor ve yenilik getiriyor. Teknolojik ilerleme sayesinde birçok alanda çeşitli çalışmalar yapılmış ve önemli derecede yol alınmıştır. Teknoloji özellikle insanlığın en çok ihtiyaç duyduğu sağlık

alanında önemlidir ve her uygulama sağlık alanına uyum sağlamaya çalışmıştır. 3B yazıcılar teknolojinin neredeyse tüm alanlarında favori haline gelmiştir. Tıbbi amaçlı kullanılan birçok 3B yazıcı temel olarak sağlık hizmetlerinde modelleme ve eğitim için kullanılır. Bu sağlık hizmeti yeniliklerine ek olarak, 3B yazıcıların hem eğitim hem de klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmasının bu alana fayda sağlaması beklenmektedir. Bu amaçla, fizyoterapi alanında ilerleme sağlamak için 3B yazıcıların daha fazla çalışılması ve uygulamaya yansıtılması önerilmektedir. Bununla birlikte serebral palsili hastalarda elektroterapi uygulamalarının daha fazla ve düzenli uygulanıp sonuçlarının alınması için böyle bir cihazın bilimsel araştırmalarda kullanılabilmesini ve çalışmalara ışık tutacağını düşünmekteyiz.

3B yazıcı teknolojisi, yeni bir ürün tasarlarken ve geliştirirken ortaya çıkabilecek sorunları tahmin ederek bu sorunların çözümünü hızlandırır. Dijital ortamda geliştirilen tüm projelerin prototipleri seri üretime gerek olmadan hazırlanmalı ve test edilmelidir. Geleneksel yöntemlerle bir prototip oluşturma süreci hem maliyetli hem de zaman alıcı faaliyetleri içerir. Bununla birlikte, üç boyutlu yazıcılar kullanılarak, istenen prototipler birkaç saat içinde üretilebilir. Elde edilen prototipler hem görsel olarak hem de işlevleri açısından test edilebilir ve aranabilir. Değerlendirme sonucunda proje değiştirilebilir ve yeniden inşa edilen projenin bir prototipi üretilebilir ve araştırılabilir. Bu, daha düşük maliyetle daha hızlı prototiplere izin verir. Üç boyutlu yazıcıların kullanımı gelecekte yaygınlaşacağından, maliyetleri giderek düşecektir. Üç boyutlu bir yazıcı hemen hemen her eve düşük bir fiyata girmeye başlayacaktır. Modern dünyada 3B yazıcıların kullanımına baktığımızda, % 38'in Birleşik Devletler, % 12'sinin Japonya ve % 8'inin Almanya olduğu anlaşılıyor. Türkiye pastadan sadece % 1.2 pay almaktadır. Bu aslında izlememiz gereken yolun büyüklüğü. Misyonumuz, doğru teknolojilerle bu teknolojiyi en iyi şekilde kullanmak, geliştirmek ve yaymaktır. (Sahin, 2018,)

3B Türkçe Biyomedikal ekipman, üç boyutlu yazıcılar kullanılarak doğru boyut ve malzemelerle oluşturulabilir. Bu teknolojinin gelecekteki gelişimi kaçınılmazdır. Yapmış olduğumuz bu çalışmamızda, AFO modeli, diğer cihazların aksine, aynı zamanda elektroterapi uygulanması açısından önemlidir. Elektroterapi ajanlarının uygulanmasında farklı akım seçenekleri ve farklı bölgelere uygulayabilme imkanları ortezin diğer tip cihazlardan ayırmaktadır. Ortez, üretim sırasında çeşitli sıkıştırma parametreleri, dolum derecesi, katman 2b'deki termoplastik polimerin üst

üste binme açısı ve diğer birçok özellik kullanılarak ayarlanabilir. Bu, kullanılan malzeme miktarını doğrudan etkiler, ancak hastanın ağırlığına bağlı olarak ortezin gücünü ve basıncını belirler (Aydın, 2017,).

Tıbbi ortezlerin imalatında olduğu gibi aynı basınç parametrelerine sahip malzemelerin analizinde sıklıkla kullanılan gerilme ve darbe testleri için, numunelerin üretimi ve bu nedenle aşınma testi, termoplastik malzemenin mukavemetini ve uygulanan tabakalara yapışma derecesini belirleyecektir. Ek olarak, bir hidrolik pres kullanarak hem modelleme hem de güç testi için gerekli olan tıbbi ortezin mukavemetini ve malzemenin özelliklerini test sonuçlarına göre gerçekleştirmek mümkündür. Hasta ağırlığına dayalı baskı seçenekleriyle fazla malzeme kullanımını önlemek, üretim sürecine harcanan zamanı doğrudan azaltır.

Bir kişinin yürüyüşü için son derece önemli olan ayak bileği eklemleri, deformiteleri önlemek ve bileğin hareketini kontrol etmek için tasarlanmıştır. AFO genellikle zayıf bacağı korumak, bileği ve ayağı doğru pozisyonda tutmak ve doğru adım atmak için kullanılır. Serebral palsi olan bir kişinin farklı boyutlarda ve çeşitli deformitelere sahip bilekleri olabileceğinden, kişinin bacaklarına AFO yapılmalıdır. Bu nedenle, seri üretilen AFO'lar bu insanların her biri için uygun olmayabilir. Bu göz önüne alındığında, kişiselleştirilmiş biyomedikal ekipman üretiminde üç boyutlu yazıcılar kendisini öne çıkarmaktadır. Bu inovasyonun üzerine elektroterapi ajanlarının uygulanabilirliği ise bu alana olan önemi ikiye katlamaktadır. Bu şekilde serebral palsili bir bireyin hayatının bir parçası olan AFO sadece korumak değil aynı zamanda aktif bir şekilde tedavi uygulamak fonksiyonu kazanmıştır. Yine preop, postop cerrahi hastalarında da elektroterapinin uygulanabilirliğini artıracaktır. Ev uygulamaları şeklinde tedavi protokolleri oluşturulabilecektir. Çalışmamızda kişiselleştirilmiş bir cihaza elektroterapi ile destek vermemiz ürünün kullanılabilirliği ve tercih edilebilirliğini artırdığını düşünüyoruz.

4.BÖLÜM

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Yaptığımız araştırmalar ve literatür taramaları ışığında tasarladığımız ve ürettiğimiz ürünün klinik ve bilim alanına katkılarını kısaca aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

1. Elektroterapi ajanları içerisinde elektrik stimülasyonu ile antagonist kasın kotraksiyonu ile agonist kasın gevşemesi prensibinin uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
2. Spastik kasın doğrudan uyarımı diğeri bir uygulama tekniğı olup kas tonusunun azaltılmasında yararlı olabilmektedir (Franek ve ark, 1988). Spastik kas üzerinden yapılan elektrik stimülasyonu, aynı segmentten menşei alan kaslar üzerinde inhibisyon etkisi olan duysal afferentleri stimüle ederek agonist kasta gevşemeye neden olmaktadır (Dewald ve ark, 1996; Wang ve ark, 1998). Ürettiğimiz 3b ortezi ile bu tedavi programı da uygulanabilmektedir.
3. Ortezimiz ile klasik bir AFO ile yapılabileceklerin yanında istenildiğı zaman elektroterapi tedavisi verilerek, yoğun tedaviye ihtiyacı olan hastaların faydalanması sağlanmaktadır.
4. AFO üzerindeki elektrot yerleri kişiye göre yerleştirilebilmesi ve tedavi seçeneklerini hastaya göre ayarlayarak tamamen hastaya özel bir cihaz üretimi yapılmıştır.
5. Bu sayede elektroterapi uygulaması ister agoniste ister antagoniste uygulanabildiğı gibi ister spastisite için ister kas atrofisi için ister ameliyat öncesi ister ameliyat sonrası kasları kuvvetlendirmek için negatif kutup motor noktaya gelecek şekilde pozisyonlanıp rahatlıkla kullanılabilir.
6. Bacak ve ayak bileğinde hedef kas grupları ve hastanın gereksinimleri belirlenip (kuvvetlendirme, spastisite v.b.) uygun elektroterapi ajanı seçilip cihazın kullanılabilirliğı artırılabilir.

7. Klasik yöntemle AFO'nun modellenmesi günler sürerken bilgisayar ortamında 3B yazıcı yardımıyla modellenmesi saatler hatta dakikalar içinde somut nesnelere dönüştürülüp incelenebilir hale gelir.
8. Üç boyutlu olan yazıcıların sayesinde üretim için gerekli olan makine, ekipman ve işçilik geleneksel şekilde ortadan kaldırılır. Zaman alıcı görevleri ortadan kaldırır (frezeleme, tornalama, modelleme vb.).
9. Karışık yüzey şekline sahip ayak ve ayak bileğinin anatomik yapıları rahatlıkla gerçek şekillerine dönüştürülebilir.
10. Kullanılan sarf malzemeleri, tedarik edilmesi kolay ve uygun maliyetli PLA iplikleridir (Stephens,2013).
11. Kullanılan sarf malzemesi mısır nişastasından yapılan PLA adı verilen bir biyoplasttır. Bu malzemenin sağlık üzerinde olumsuz bir etkisi yoktur. Çözündüğünde toksik gaz yaymaz ve kokmaz. Ayrıca, doğada çözünürlüğü nedeniyle çevreye zarar vermez (Stephens,2013).
12. 3B yazıcılarda 3B baskı, işçilik maliyetlerini ortadan kaldırarak zaman kazandırır. Proje prototipleri daha hızlı yapılabilir ve test edilebilir ve projeden özel prototipler eklenebilir ve çıkarılabilir.
13. Üretim daha düşük bir fiyatla yapılabilir. İşçilik maliyetlerinin ortadan kaldırılması, daha ucuz sarf malzemelerinin kullanımı, parçaların imalat kolaylığı maliyetleri düşürür.
14. Medikal alanda kullanılabilecek malzemelerin 3 boyutlu yazıcılarla üretilmesi, maliyeti düşürdüğü gibi, kaliteyi de arttırarak (istenilen maddeden) daha özgün tasarımların (kişiye özel) imal edilebileceği ve serebral palsili çocuklarda elektroterapinin daha yaygın kullanımını kolaylaştıracağını düşünmekteyiz.

KAYNAKÇA

- Altındağ, Ö., Soran, N., Erçin, M., ve Ege, L.(2009). Diz Osteoartritinde İyontoforez Yönteminin Etkinliği. *Turkish Journal of Rheumatology*,24(3),136-9.
- Anonim, (12 Aralık 2019). [Online]. Erişim: <https://www.3dsystems.com/materials/duraform-pa>
- Atay M.B. Osteoartrit (2000). Beyazova M., Gökçe Kutsal Y. (Ed.) *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Cilt 2* (s:1820). Ankara: Güneş Kitabevi.
- Aydın L. ve S. Küçük, “Üç Boyutlu Yazıcı ve Tarayıcı ile Hastaya Özel Medikal Ortez Tasarımı ve Geliştirilmesi,” *Politeknik Dergisi*, c. 20, s. 1, ss. 1-8, 2017.
- Aydın, L , Küçük, S . Üç Boyutlu Yazıcı ve Tarayıcı ile Hastaya Özel Medikal Ortez Tasarımı ve Geliştirilmesi. *Politeknik Dergisi* , 20 (1) , 1-8 . (2017).
- Balaban B, Yasar E, Dal U, Yazicioglu K, Mohur H, Kalyon TA. The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil* 2007;29:139-144.
- Baronio G., S. Harran ve A. Signoroni, “A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process,” *Applied Bionics and Biomechanics*, 2016.
- Baskan E., Cavlak U. ve Yıldız H.(2011). Comparison of Electrical Stimulation and Isokinetic Training on Isokinetic Strenght of Knee Extensors: A Randomized Clinical Trial.*Pak J Med Sci*. 27(1),11-15.
- Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al.; Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol* 2005;47(8):571-6.
- Berker AN, Yalçın MS. (2008). Cerebral Palsy: Orthopedic Aspects and Rehabilitation. *Pediatr Clin North Am*, 55(5):1209-1225.
- Boyle CA, Yeargin-Allsopp M, Doernberg NS, Holmgreen P, Murphy CC, Schendel DE.(1996). Prevalence of selected developmental disabilities in children 3-10 years of age: the Metropolitan Atlanta Developmental Disabilities Surveillance Program, 1991. In: *Surveillance Summaries, MMWR*, 45:1-14.
- Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, Moor M, Sussman M, Aiona M. (2004). Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol*, 46:590-8.
- Buckley T, Gordon C. The effectiveness of high fidelity simulation on medical surgical registered nurses' ability to recognise and respond to clinical emergencies. *Nurse Educ Today*, 31 (7), 716-721, 2011.
- Butler C, Darrah J. (2001). Effects of neurodevelopmental treatment (NDT) for cerebral palsy; an AACPD evidence report. *Dev Med Child Neurol*, 43:778-790.
- C. Mavroidis, R. G. Ranky, M. L. Sivak, B. L. Patrilli, J. DiPisa, A. Caddle, K. Gilhooly, L. Govoni, S. Sivak, M. Lancia, R. Drillio ve P. Bonato, “Patient Specific Ankle-Foot Orthoses Using Rapid Prototyping,” *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, c. 8, s. 1, ss. 1, 2011.
- Cardoso ES, Rodrigues BM, Barroso M, Menezes CJ, Lucena RS, Nora DB, et al. (2006). Botulinum toxin type A for the treatment of the spastic equinus foot in cerebral palsy. *Pediatr Neurol*, 34:106-9.

- Cetin, N., Aytar, A., Atalay, A. ve Akman, M. N. (2008). Comparing hot pack, short-wave diathermy, ultrasound, and TENS on isokinetic strength, pain, and functional status of women with osteoarthritic knees: a single-blind, randomized, controlled trial. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 443-451.
- Chen RK, Jin Y-a, Wensman J, Shih A. Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—a review. *Addit Manuf.* 2016;12:77–89.
- Cohen ME, Duffner PK. (1981). Prognostik indicators in hemiparetic cerebral palsy. *Ann Neurol*, 9:353.
- Cook, D. V. Gervasi, R. Rizza, S. Kamara ve X. C. Liu, “Additive Fabrication Of Custom Pedorthoses For Clubfoot Correction,” *Rapid Prototyping Journal*, c. 16, s. 3, ss. 189-193, 2010.
- Çalışkan Uckun A, Celik C, Ucan H, Ordu Gokkaya NK. (2013). Comparison of effects of lower extremity orthoses on energy expenditure in patients with cerebral palsy.
- Çubukçu Fırat S (2014). Elektroterapi Ders Notları. Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı. Erişim Adresi: [<http://tip.akdeniz.edu.tr/ders-notlari>]. Erişim Tarihi: 06/03/2016.
- Daichman J, Johnston TE, Evans K, Tecklin JS. The effects of a neuromuscular electrical stimulation home program on impairments and functional skills of a child with spastic diplegic cerebral palsy: a case report. *Pediatr Phys Ther.* 2003;15(3):153-8.
- Danino B, Erel S, Kfir M, et al. Influence of orthosis on the foot progression angle in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture* 2015;42:518-522. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.08.006.
- Delitto, A., Rose, S. J., McKowen, J. M., Lehman, R. C., Thomas, J. A. and Shively, R. A. (1988). Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical therapy*, 68(5), 660-663
- Demir K, Çaka C, Tugtekin U, Demir K, Islamoğlu H, Kuzu A. 3D yazdırma teknolojilerinin eğitim alanında kullanımı: Türkiye’deki uygulamalar. *Ege Eğitim Dergisi*, 17 (2), 481-503, 2016.
- Dirks ML, Wall BT, Snijders T, Ottenbros CL, Verdijk LB, van Loon LJ. Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle disuse atrophy during leg immobilization in humans. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014;210(3):628-41.
- Dursun E, Dursun N ve Alican D. (2002). Ankle-Foot Orthoses: Effect on Gait in Children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 24(7):345-347.
- Emre Ş, Yolcu B, Celayir S. Üç boyutlu yazıcılar ve çocuk cerrahisi. *Çocuk Cerrahi Dergisi*, 29 (3), 77-82, 2015.
- Engelli ve Yaşlı Hizmetleri Genel Müdürlüğü, Ortopedik hazır ve ısmarlama protez ortez teknik el kitabı, İstanbul. Karmen Matbaa, 2014. Güven, Gültekin,2014:30)
- Erel S, Şimşek İE, Bek N, Bayar B, Alan A, Yakut Y, Uygur F. (2007). Çocuk hastalarda plastik ayak-ayak bileği ortez görünümünün memnuniyet ve ortezi kabullenme üzerine etkisi. *Fizyoter Rehabil*, 18(3):195-200.
- Essex C. (2003). Hyperbaric oxygen and cerebral palsy: no proven benefit and potentially harmful. *Dev Med Child Neurol*, 45(3):213-5.

- Fantini M, De Crescenzo F, Persiani F, Benazzi S, Gruppioni G. 3D restitution, restoration and prototyping of a medieval damaged skull. *Rapid Pro Journal*, 14 (5), 318-324, 2008.
- Faustini C, Neptune R, Crawford R, Stanhope S, Branch D. Selective Laser Sintering of Passive Dynamic Ankle Foot Orthoses. In *Proceedings of the 17th Solid Freeform Fabrication (SFF) Symposium*, the University of Texas. 2006; Austin, 14-16.
- Franek A, Turczynski B, Opara J. Treatment of spinal spasticity by electrical stimulation. *J Biomed Eng.* 1988;10(3):266-70.
- Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait analysis: principles and applications: emphasis on its use in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77(10):1607-23.
- Garrison SJ. (2005). *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon El Kitabı*. Çeviren: Kavuncu V, Güneş Kitabevi, Ankara- İstanbul, s.203-15.
- Gökben S. (2006). Kore ve Atetoz. *Türkiye Klinikleri J Pediatr Sci*, 2(8):9-15
- Gültekin, Z., İşler A.K., Sürenkök, Ö. ve Kırdı, N.(2006). Effects of electrical stimulation with high voltage pulsed galvanic current and Russian currents on lactic acid accumulation: a preliminary study. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 17(2), 89-94.
- Holtkamp FC, Wouters EJM, van Hoof J, van Zaalen Y, Verkerk MJ. Use of and satisfaction with ankle foot orthoses. *Clin Res Foot Ankle*. 2015;3:1-8.
- J. H. P. Pallari, K. W. Dalgarno ve J. Woodburn, "Mass Customization Of Foot Orthoses For Rheumatoid Arthritis Using Selective Laser Sintering," *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, c. 57, s. 7, ss. 1750-1756, 2010.
- Joel A, Delisa JB. (1993). *Rehabilitation Medicine: Principles and Practice*. 2nd ed, Lipincott Company, Philadelphia, p.623-641.
- Kamper DG, Yasukawa AM, Barrett KM, Gaebler-Spira DJ. Effects of neuromuscular electrical stimulation treatment of cerebral palsy on potential impairment mechanisms: a pilot study. *Pediatr Phys Ther.* 2006;18(1):31-8.
- Karacan İ., Koyuncu H. (2003). *Özel Akım Türleri ve Uygulamaları*.(ed: İlhan Karacan, Halil Koyuncu)Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyonda Elektroterapi.(s.97115). Güneş kitabevi: Ankara.
- Kawamura, CM., Filho, MCM., Barreto, MM., Asa, SKP., Juliano, Y. ve Novo, NF. (2007). Comparison Between Visual and Three-dimensional Gait Analysis in Patients with Spastic Diplegic Cerebral Palsy. *Gait and Posture*, 25:18-24.
- Kayıhan H. (1995). *Serebral paralizili çocuk ve bağımsız yaşam*. Hacettepe Üniversitesi Yayınları, Ankara, s.1-6.
- Kembhavi G, Darrach J, Magill-Evans J, Loomis J. (2002). Using the Berg Balance Scale to Distinguish Balance Abilities in Children with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 14:92-9
- Kerkum YL, Harlaar J, Buizer AI, van den Noort JC, Becher JG, Brehm MA.(2013) Optimising Ankle Foot Orthoses for children with cerebral palsy walking with excessive knee flexion to improve their mobility and participation; protocol of the AFO-CP study. *BMC Pediatr.* 1;13:17. doi: 10.1186/1471-2431-13-17.

- Klein T, Lu Y, Wang Y. 3D printing and neurosurgery ready for prime time? *World Neurosurg*, 80 (3-4), 233-5, 2013.
- Kokkonen J, Saukkonen AI, Timonen E, Serlo W, Kinnunen P. (1991). Social outcome of handicapped children as adults. *Dev Med Child Neurol* 33:1095-1100.
- Krol E, Artzi D. Enhancing aerospace engineering students' learning with three dimensional printing windtunnel models. *Rapid Pro Journal*, 17 (5), 393-402, 2011.
- Kuban KC, Leviton A. (1994). Cerebral Palsy, *N Engl J Med*, 147-188
- Kulak W, Sobaniec W. (2003). Risk factors and prognosis of epilepsy in children with cerebral palsy in northeastern Poland. *Brain Dev*, 27:499-506.
- Levitt S. (2004). *Treatment of Cerebral Palsy and Motor Delay*. 4th ed. Blackwell Scientific Publ, Philadelphia.
- Liberson W.T. (1984). Electrotherapy. Asa P Ruskin, (Ed.) *Current Therapy Physiatry*.(s.161-91).Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Lioufas A, Quayle R, Leong C, McMenamin G. Three dimensionanl printed models of cleft palate pathology for surgical education. *Plast Reconstr Surg Glob Open*, 4 (9), 1-6, 201
- Livanelioğlu A, Günel MK. (2009). Serebral Palside Fizyoterapi. *Yeni Özbek Matbaası, Ankara*, s.1-37.
- Lucareli PR, Lima Mde O, Lucarelli JG, Lima FP. Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot orthosis. *Clinics (Sao Paulo)* 2007;62(1):63-8.
- Lucarelli PRG, Lima MO, Lucarelli JGA, Lima FPS. (2007). Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot orthosis. *Clinics*, 62(1):63-8.
- Malik H, Darwood R, Shaunak S, Kulatilake P, Abdulrahman A, Mulki O, Baskaradas A. Three-dimensional printing in surgery: A review of current surgical applications. *J Surgic Res*, 199(2), 512-522, 2015.
- Mavroidis C, Ranky RG, Sivak ML, Patrilli BL, DiPisa J, Caddle A, et al. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *J Neuroeng Rehabil*. 2011;8:1.
- Mavroidis C, Ranky RG, Sivak ML, Patrilli BL, DiPisa J, Caddle A, et al. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *J Neuroeng Rehabil*. 2011;8:1.
- Mayston M. (2014). Physiotherapy management in cerebral palsy: an update on treatment approaches. *Clin Dev Med*, 161:147-160.
- Mazzocchio R, Rossi A. Recurrent inhibition in human spinal spasticity. *Ital J Neurol Sci*. 1989;10(3):337-47.
- Milusheva, S. M Tosheva, . E. Y. Hieu,,L. C Kouzmanov, L. V. N. Zlatov ve Y. E. Toshev, "Personalised Ankle-Foot Orthoses Design Based On Reverse Engineering," In *Proceedings of the 5th Virtual International Conference on Intelligent Production Machines and Systems*, 2006.
- Mysiwi WJ, Jackson RD.(2000). *Electrical Stimulation* . Braddom RL(Ed.). *Physical Medicine and Rehabilitation* . (s. 459-87).Philadelphia: WB Saunders Company. 59)
- Nelson M. R., Currier D. P.(1987). *High-Voltage Pulsed Current: Theoretical Bases and Clinical Applications*. Ed:Nelson M. R., Currier D. P *Clinical Elektrotherapy*.(s.201).The United States of America.
- Newton, R. A.,& Karselis, T. C. (1983). Skin pH following high voltage pulsed galvanic stimulation. *Physical Therapy*, 63(10), 1593-1596.

- Novacheck TF, Stout JL, Tervo R. (2000). Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities. *J Pediatr Orthop*, 20:75-81.
- Ofluoğlu D. (2009). Orthotic management in cerebral palsy. *Acta orthop traumatol turc*, 43(2):165-172.
- Oxman, N. "Structuring materiality: design fabrication of heterogeneous materials," *Architectural Design*, c. 80, s. 4, ss. 78-85, 2010.
- Özcan H. (2005). *Cerebral Palsy*. 1. Baskı, Boyut Matbaacılık, İstanbul.
- Özmen M. (2003). *Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları*. Eds: Cantez T, Ömeroğlu RE, Baysal SU, Oğuz F. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, s.624-627.
- Özürlüler İdaresi Başkanlığı (ÖİB), Devlet İstatistik Enstitüsü (DİE), 2002 Türkiye özürlüler araştırması, Ankara. Devlet İstatistik Enstitüsü Matbaası, 2009.
- Pakula AT, Braun KVN, Yeargin-Allsopp M. (2009). Cerebral Palsy: Classification and Epidemiology. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 20:425-452.
- Palousek D, Rosicky J, Koutny D, Stoklásek P, Navrat T. Pilot study of the wrist orthosis design process. *Rapid Pro Journal*, 20 (1), 27-32, 2014.
- Palousek, D. J. Rosicky, D. Koutny, P. Stoklásek ve T. Navrat, "Pilot Study Of The Wrist Orthosis Design Process," *Rapid Prototyping Journal*, c. 20, s. 1, ss. 27-32, 2014.
- Paterson, A. M. R. Bibb, R. I. Campbell ve G. Bingham, "Comparing Additive Manufacturing Technologies For Customised Wrist Splints," *Rapid Prototyping Journal*, c. 21, s. 3, ss. 230-243, 2015.
- Phillips M, Radford K, Wills A. Ankle foot orthoses for people with Charcot Marie tooth disease--views of users and orthotists on important aspects of use. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2011;6:491-9.
- Ramdharry GM, Pollard AJ, Marsden JF, Reilly MM. Comparing gait performance of people with Charcot-Marie-tooth disease who do and do not wear ankle foot orthoses. *Physiother Res Int*. 2012;17:191-9.
- Raynor EM, Shefner JM. Recurrent inhibition is decreased in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*. 1994;44(11):2148-53.
- Richard D. The 3D printing revolution. *Harvard Business Review*, 93 (5), 41-48. 2015
- Romkes J, Hell AK, Brunner R. (2006). Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait Posture*, 24(4):467-74.
- Rosenbloom L. (1995). Diagnosis and management of cerebral palsy. *Arch Dis Child*, 72:350-4.
- S. Alsancak, H. Altinkaynak ve S. Güner, "Sosyal Güvenlik Kurumu Verilerine Göre Türkiye’de Hastaya Özel Yapılarak Uygulanan Protez Ve Ortezlerin Sayısal Çeşitlilik Analizi," *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, c. 24, s. 1, ss. 99, 2013.
- Sade A, Otman AS. (1997). *Serebral Paralizi’de Değerlendirme ve Tedavi Yöntemleri*. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları, Ankara, s.54-103.
- Sahin N, Ugurlu H, Albayrak I. The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity: a randomized controlled study. *Disabil Rehabil* 2012; 34(2): 151-156.
- Scherzer A.L, Tscharnuter I. (1990). *Early Diagnosis and Therapy in Cerebral Palsy*. 2nd ed, Marcel Dekker, New York, p.1-17.
- Schmaus D, Gerber N, Sodin R. 3D printing of models for surgical planning in patients with primary cardiac tumors. *J Thorac Cardio Surg*, 145, 1407-1408, 2013.

- Selkowitz, D. M. (1989). High frequency electrical stimulation in muscle strengthening A review and discussion. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(1), 103-111
- Serdaroğlu A, Cansu A, Ozkan S, Tezcan S. (2006). Prevalence of cerebral palsy in Turkish children between the ages of 2 and 16 years. *Dev Med Child Neurol*, 48:413-6.
- Singhi P, Jagirdar S, Khandelwal N, Malhi P. (2003). Epilepsy in children with cerebral palsy. *J Child Neurol*, 18:174-9
- Spotiswode S, Van Den Hever J, Chang Y, Engelhardt S, Du Plessis S, Nicolls F, Hartzenberg B, Gretschel A. Preoperative three-dimensional model creation of magnetic resonance brain images as a tool to assist neurosurgical planning. *Stereotact Funct Neurosurg*, 91 (3), 162-168, 2013.
- Stanley F, Blair E, Alberman E. (2000). How common are the cerebral palsies? In: *Cerebral Palsies: Epidemiology and Causal Pathways*. *Clin Dev Med*, 151:22-39.
- Stephens, B., Azimi, P., El Orch, Z., Ramos, T. Ultrafine particle emissions from desktop 3D printers, *Atmospheric Environment*, Volume 79, November 2013, Pages 334-339
- Swaiman KF, Wu Y. (2006). Cerebral Palsy. In: *Pediatr Neurol: Principles and Practice*. Eds: Swaiman KF, Ashwal S, Ferriero DM, 4th ed, Mosby, Philadelphia, p.491-504.
- ŞAHİN, İ , SARI, M , ŞAHİN, T . (2018). Hızlı Prototipleme Yaklaşımı ile Ortez üretimi: Kaynak Araştırması. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi* , 6 (1) , 27-39 . DOI: 10.29130/dubited.307201
- Tatar Y. (2009). Serebral palside ortezler ve yardımcı cihazlar. *Türkiye Klinikleri J PM&RSpecial Topics*, 2(2):328-47.
- Tatar Y. [Orthoses and assistive device for cerebral palsy]. *Turkiye Klinikleri J PM & RSpecial Topics* 2009;2(2):38-47
- Thompson NS, Taylor TC, Cosgrove AP, Baker RJ. (2002). Effect of rigid anklefoot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia. *Dev Med Child Neurol*, 44:51-7.
- Tsorkakis N, Evaggelinou C, Grouios G, Tsorbatzoudis C. (2004). Effect of Intensive Neurodevelopmental Treatment in Gross Motor Function of Children with Cerebral Palsy. *Dev Med Child Neurol*, 46:740-745.
- Tuncer T (2000). Elektroterapi. In: Beyazova M, Gökçe Kutsal Y (Eds): *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*. Ankara, Güneş Kitabevi. s.:771-789.
- Uygur F, Yakut Y, Bek N. [Orthotic applications and rehabilitation in children]. *Turkiye Klinikleri J PM & R-Special Topics* 2010;3(3): 70-8.
- Vaezi M, Kai C, Meng S. Improving the process of making rapid prototyping models from medical ultrasound images. *Rapid Pro Journal*, 18 (4), 287-298, 2012.
- Van Gestel L, Molenaers G, Huenaerts C, et al. (2008). Effect of dynamic orthoses on gait: a retrospective control study in children with hemiplegia. *Dev Med Child Neurol*, 50(1):63-7.
- Van Koeveering K, Morrison J, Prabhu P, Torres MFL, Mychaliska B, Treadwell C, Green E. Antenatal threedimensional printing of aberrant facial anatomy. *Pediatrics*, 136 (5), 1382-85, 2015. *Journal of Polytechnic*, 20 (1), 1-8, 2017.
- Vaz, M. A., Aragão, F. A., Boschi, É. S., Fortuna, R., ve Melo, M. D. O. (2012). Effects of Russian current and low-frequency pulsed current on discomfort

- level and current amplitude at 10% maximal knee extensor torque. *Physiotherapy Theory and Practice*, 28(8), 617-623.
- Vinci P, Gargiulo P. Poor compliance with ankle-foot-orthoses in Charcot-Marie-Tooth disease. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2008;44:27–31. 3.
- Von Wendt L, Rantakallio P, Saukkonen AL, Tuisku M, Mäkinen H. (1985). Cerebral palsy and additional handicaps in a 1 year birth cohort from northern Finland—a Prospective follow-up study to the age of 14 years. *Ann Clin Res*, 17:156-161.
- Ward, A. R. (2009). Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. *Physical therapy*, 89(2), 181-190.
- Ward, A. R., & Shkuratova, N. (2002). Russian electrical stimulation: the early experiments. *Physical therapy*, 82(10), 1019-1030. 67)
- Weber DC, Brown AW (2000). Physical Agent modalities. In: Braddom RL (ed): *Physical Medicine and Rehabilitation*. Philadelphia, WB Saunders. p.:440-45
- Wittbrodt B T, Glover A G, Laureto J, Anzalone G C, Oppliger D, Irwin J L and Pearce J M, “Life-cycle economic analysis of distributed manufacturing with open-source 3-D printers”, *Mechatronics*, 23(6): 713-726, (2013).
- Wu CS, Pedersen LH, Miller JE, Sun Y, Streja E, Uldall P, Olsen J. (2013). Risk of cerebral palsy and childhood epilepsy related to infections before or during pregnancy. *PLoS One*. 8(2):e57552.
- Xu R, Wang Z, Ma T, Ren Z, Jin H. Effect of 3D Printing Individualized Ankle-Foot Orthosis on Plantar Biomechanics and Pain in Patients with Plantar Fasciitis: A Randomized Controlled Trial. *Med Sci Monit*. 2019;25:1392–1400. Published 2019 Feb 21. doi:10.12659/MSM.915045
- Yakar A, Erbaydar T, Sonmaz S. (2002). Konya ilinde üniversite hastanesi ve iki özel rehabilitasyon merkezinden izlenen serebral palsili çocukların mediko-sosyal değerlendirilmesi. *Türk Fiz Tıp Rehab Derg*, 48(4):22-6.
- Yakut A. (2010). Serebral Palsi. Eds: Gökçay E, Sönmez M. Anıl Grup Matbaacılık, Ankara, s.229-39.
- Yakut E, Dalkılıç M, Kaya D (2008). Kanıta Dayalı Elektroterapi. Pelikan Yayınları, 1. Baskı, İstanbul. s: 43-111.
- Yalçın S, Özaras N, Dormans J, Susman M. (2000). Serebral palsi tedavi ve rehabilitasyon, Mas Matbaacılık, İstanbul.
- Yates GA. (1958). Method for the provision of lightweight orthotic orthopedic appliance. *Orthopedic Journal*, 1:53-7. eurorehabil. doi:10.3109/17518423.2013.830653
- Yokochi K, Shimabukuro S, Kodama M, Kodama K, Hosoe A. (1993). Motor function of infants with athetoid cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 35:909-16.
- Zhao X, Xiao N, Li H, Du S. (2013). Day vs. day-night use of ankle-foot orthoses in young children with spastic diplegia: a randomized controlled study. *Am J Phys Med Rehabil*. 92(10):905-11. doi: 10.1097/PHM.0b013e318296e3e8.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Muhammed Serkan Aytemur
Doğum Yeri ve Tarihi : MALATYA / 22.02.1993
Mesleği : Fizyoterapist
Medeni Durum : Bekar
Mail : fzt.serkanaytemur@gmail.com

EGİTİM

Turgut Özal Anadolu Lisesi- 2007/2011
İstanbul Arel Üniversitesi- Fizyoterapi ve Rehabilitasyon- 2013/2017
İstanbul Arel Üniversitesi-Lisansüstü Eğitim Enstitüsü- 2017/2020

YABANCI DİL BİLGİSİ

Orta derecede: İngilizce

Orta derecede: Almanca