

VOLUME

02

**RJBB**

RESEARCH JOURNAL OF  
BIOMEDICAL AND  
BIOTECHNOLOGY  
2020

Number : 1 / July 2021

## **Research Journal of Biomedical and Biotechnology**

**Editör / Editor in Chief:** Doç. Dr. Ali Güleç

**Editör Yardımcısı / Assistant Editor:** Dr. Öğr. Üyesi Hatice Akman

### **Editör Kurulu / Editorial Board**

Doç.Dr. İsmail Şen, Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Oktay İsmail Kaplan, Abdullah Gül Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Tuğba Sardohan Köseoğlu, Isparta Uygulamalı Bilimler  
Üniversitesi

Dr. Pınar Deniz Tosun, Düzce Üniversitesi

### **Yazım ve Dil Editörü / Spelling and Language Editor**

Arş. Gör. Aybüke Durgut, Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi



## DANIŞMA KURULU / ADVISORY BOARD

- Prof.Dr. Osman Erođul, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi  
Prof.Dr. Ayşegül Öksüz, Süleyman Demirel Üniversitesi  
Prof.Dr. Lütfi Öksüz, Süleyman Demirel Üniversitesi  
Prof. Dr. Dilek Çökeliler Serdarođlu, Başkent Üniversitesi  
Doç.Dr. Bora Garipcan, Boğaziçi Üniversitesi  
Doç.Dr. Sinan Güven, İzmir Uluslararası Biyotıp ve Genom Enstitüsü  
Doç.Dr.Ufuk Çelikkol Akçay, Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi  
Doç.Dr. Ali Akpek, Gebze Teknik Üniversitesi  
Doç.Dr. Filiz Kuralay, Hacettepe Üniversitesi  
Doç.Dr. Pınar Aslan Koşar, Süleyman Demirel Üniversitesi  
Doç.Dr. Sadık Çođal, Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi  
Dr.Öğr.Üyesi Oktay İsmail Kaplan, Abdullah Gül Üniversitesi  
Dr.Öğr.Üyesi Enver Güler, Atılım Üniversitesi  
Dr.Öğr.Üyesi Uğur Burak Temel, Süleyman Demirel Üniversitesi



## İÇİNDEKİLER / CONTENTS

### Derlemeler / Review Articles

---

**Atmosferik Basınç Soğuk Plazmanın Diş Hekimliğindeki Uygulamaları.....1-9**  
Applications of Atmospheric Pressure Cold Plasma in Dentistry  
Süleyman Korkut Balcı, Sevde Nur Kutlu, Uğur Burak Temel, Ali Güleç

---

**Mikrorobot Yönlendirme Sistemleri.....10-19**  
Mikrorobot Guidance Systems  
Özge Akbülbul, Mert Şener, Barış Oğuz Gürses, Aysun Baltacı

---

### Araştırma Makaleleri / Research Articles

---

**Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin Aile Hekimlerinde Geçerlik ve Güvenirliğinin Değerlendirilmesi.....20-28**  
Evaluation of The Validity and Reliability of The Artificial Intelligence Anxiety Scale in Family Physicians  
Giray Kolcu, Gökmen Özceylan, Aysel Başer, Sibebl Baktır Altuntaş

---

**Smart Bandage System: A Combination of Chitosan, Nanoparticles and Electric Stimulation.....29-37**  
Akıllı Pansuman Sistemi: Kitosan, Nanopartiküller ve Elektrik Stimülasyon Kombinasyonu  
Rezzan Yardımcı, Mamed Sari Njjar, Ahmet Koluman

---

**Low Cost Functional Electrostimulation.....38-43**  
Düşük Maaliyetli Foksiyonel Elektrostimülasyon  
Şule Özgüner, Ömer Alaca, Ferdi Başkurt, Hatice Akman



# Atmosferik Basınç Soğuk Plazmanın Diş Hekimliğindeki Uygulamaları

Süleyman Korkut BALCI<sup>1</sup> , Sevede Nur KUTLU<sup>2</sup> , Uğur Burak TEMEL<sup>3</sup>   
Ali GÜLEÇ<sup>2,4</sup> 

<sup>1</sup>Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Isparta  
e-posta: skorkutbalci@gmail.com

<sup>2</sup>BIOMEDAP Ltd. Şti., Göller Bölgesi Teknokent, Isparta  
e-posta: sevdevkutlu@gmail.com,

<sup>3</sup>Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Isparta  
e-posta: buraktemel@sdu.edu.tr,

<sup>4</sup>Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Isparta  
e-posta: aligulec@isparta.edu.tr,

www.dergipark.org.tr/rjbb

Alınış Tarihi: 26/10/2020

Kabul Tarihi: 28/01/2021

**Anahtar Kelimeler:** Soğuk Plazma, Diş Beyazlatma, Dentin Adeziv Bağlanması, Bakteriyosidal etki

## Özet

Atmosferik basınç soğuk plazma teknolojisi diş hekimliğinde yeni bir alandır ve bu alanda çok sayıda çalışma yapılmıştır. Her ne kadar çalışmalar diş beyazlatma, dentin/adheziv bağlanması ve antibakteriyel etkileri üzerine yoğunlaşmış olsa da kuron/köprü protezleri, dental kök hücre farklılaşması ve yara iyileşmesi gibi diş hekimliğinin diğer alanlarında da soğuk plazmanın kullanılabilirliği araştırılmaktadır. Bu çalışmanın amacı soğuk plazmanın diş hekimliği alanındaki uygulamaları ve son yıllarda yapılan çalışmalarla ilgili bilgi vermek, gelecek vaat eden bir yöntem olarak görülen plazmanın diş hekimliği açısından mevcut durumunu ortaya koymaktır.

## Applications of Atmospheric Pressure Cold Plasma in Dentistry

www.dergipark.org.tr/rjbb

Received: 26/10/2020

Accepted: 28/01/2021

**Keywords:** Cold Plasma, Tooth Whitening, Dentin Adhesive Bonding, Bacteriocidal effect

## Abstract

Atmospheric pressure cold plasma technology is a new field in dentistry and many studies have been done in this area. Although studies have focused on tooth whitening, dentin / adhesive bonding and antibacterial effects, the use of cold plasma in other areas of dentistry such as crown / bridge prostheses, dental stem cell differentiation and wound healing are also being investigated.

The aim of this study is to provide information about the applications of cold plasma in the field of dentistry and the studies carried out in recent years, and to reveal the current status of plasma, which is seen as a promising method, in terms of dentistry.

## 1. Giriş

Maddenin dördüncü hali olarak bilinen plazma basit olarak iyonize gaz olarak tanımlanır. Laboratuvar ortamında gaz deşarjıyla elde edilebilen plazmalar farklı yüzey işlemlerinde kullanılabilirler. Elektronlar, yüklü, nötr, uyarılmış parçacıklar ve fotonlar içeren plazmalar farklı biçimde sınıflandırılabilirler. Plazma içerisindeki elektronlar yüksek sıcaklıklara sahipken gaz sıcaklığı oda sıcaklığına yakın olan plazmalar soğuk plazmalar olarak adlandırılır. Bu özellikleri tıp alanında plazmaların kan pıhtılaşması, yara iyileşmesi ve prokaryot/ökaryot hücreler üzerinde uygulanabilme avantajı sunmuş ve plazma tıbbi denilen yeni bir alanın doğmasına öncülük etmiştir [1]. Atmosferik basınç plazmaları da soğuk plazmalardır (Şekil 1).



Şekil 1. Solda argon plazma ve sağda helyum plazma

Plazma, doku uzaklaştırma, kanın pıhtılaştırılması, yara, yanık tedavisi ve cilt yenilenmesinde kullanılmaktadır [2]. Özellikle plazmanın yara iyileşmesi ve doku rejenerasyonuna katkısı yoğun bir şekilde çalışılmakta ve bu alanda plazma cihazları üretilmektedir [3].

Günümüz diş hekimliği uygulamaları hastaların artan ilgisiyle beraber giderek yaygınlaşmaktadır. Fakat bu uygulamaların sonucunda dokular zarar görebilmekte ve istenmeyen olumsuzluklar yaşanabilmektedir. Örneğin diş hekimliğinde diş beyazlatmada kullanılan yüksek yoğunluklu hidrojen peroksitlerin dişleri aşındırarak dişlerde demineralizasyona ve diş hassasiyetine sebep olması ve diş beyazlatma işlemini hızlandıran yüksek yoğunluklu lambaların diş pulpasında kalıcı termal hasara sebep olması karşılaşılan zorluklardan bazılarıdır. Ayrıca oral ortamdaki patojenlerin sterilizasyonu, bakterilerin sebep olduğu biyofilmlerle mücadele ve kök kanal tedavisinde sterilizasyonda karşılaşılan sorunlar güncelliğini halen korumaktadır. Son zamanlarda diş beyazlatma ve bakteriyel enfeksiyonların tedavisinde yeni gelişen termal olmayan plazma teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2).



Şekil 2. Soğuk plazma ve diş beyazlatma uygulaması

Bunlara ek olarak restoratif diş hekimliği alanında diş çürüklerinin tedavisinde kullanılan adeziv ve kompozit materyallerin dentine ve mineye bağlanmasında, periodontolojide, ortodontide, kuron /köprü protezlerinin dental dokuya bağlanmalarında yaşanan sorunların soğuk atmosferik basınç plazmalar ile çözülmesi çalışmalarına başlanmıştır. Termal olmayan atmosferik plazma ile ilgili çalışmaların diş hekimliği alanında artarak devam edeceği ve gelecekte soğuk plazmaların klinik kullanımının giderek yaygınlaşacağı beklenmektedir. Soğuk plazmaların biyomedikal uygulamalar için reaktif oksijen (ROS) kaynağı olarak kullanılması, plazma jetlerin doğrudan/dolaylı olarak küçük yapılara nüfuz edebilmesi bunlara ek olarak cihazın küçük boyutlarda hafif ve günümüzde kullanılan lazerlere göre ucuz olması tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasının ideal olduğunu göstermektedir [4-5].

## 2. Soğuk Plazmanın Diş Hekimliğindeki Uygulamaları

Plazmanın diş hekimliğindeki güncel çalışmalarını başlıklara ayırarak olursak bunlar; diş beyazlatma, restoratif diş hekimliğinde adezivin dentine bağlanmasının geliştirilmesi, kök kanal tedavisi/dezenfeksiyonu, biyofilm tabakasının ortadan kaldırılması, ortodonti-periodontoloji ve diş hekimliğinin diğer uygulama alanlarını kapsamaktadır [6].

### 2.1. Diş Beyazlatma Etkinliği

Diş beyazlatma diş hekimliğinde popüler bir estetik hizmet haline gelmiştir. Dişler çay, kahve ve sigara gibi dışsal etmenler tarafından lekelenbildiği gibi kalıtsal hastalıklar, kanal tedavisi, ilaç kullanımını ve yaş itibarıyla içsel olarak da renklenebilir. Bu renklenme ve lekelenmelere karşı klinikte, ışık kaynaklarıyla birlikte yüksek konsantrasyonda hidrojen peroksit kullanılır. Ancak bu uygulamanın diş yüzeylerinin aşınması ve termal hasara sebep olması gibi riskleri vardır. H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (Hidrojen peroksit) ile diş beyazlatmada, peroksitin diş yüzeyinde difüzyon yoluyla etkileşime girerek oksidasyonla diş beyazlatmanın sağlandığı belirtilirken, hidrojen peroksitin diş beyazlatma etkinliğini belirleyen ana faktörlerin H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> yoğunluğu ve uygulama süresi olduğu belirtilmiştir [7]. Kısacası yüksek yoğunluğa sahip H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> daha hızlı beyazlatma etkisi gösterir. Bunun yanında beyazlaştırma etkinliğini artırmak ve tedavi süresini kısaltmak amacıyla hidrojen peroksitin sıcaklığını yükseltmek ve kimyasal ağartma hızını arttırmak için yüksek yoğunluklu ışık kaynakları kullanılır. Ancak hem beyazlatma ajanı olan hidrojen peroksitin hem de aktivasyonunda kullanılan ısı ve ışık kaynaklarının dişlerde diş hassasiyeti, dişeti tahrişi, termal hasar, diş yüzeyinin aşınması, demineralizasyon ve dehidrasyona sebep olduğuyla ilgili risklerin bulunduğu belirtilmiştir [8-10].

Sun vd. doğru akım soğuk atmosferik basınç plazma mikrojet (PMJ) destekli H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ile geleneksel peroksit uygulamasının diş beyazlatma etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmada, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ile PMJ'nin birlikte kullanımıyla diş beyazlatma etkinliğinin geleneksel uygulamaya göre 2 kat arttığı ve diş beyazlatma işleminde önemli bir iyileşme olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca soğuk plazmanın dişlerde termal hasar ve aşınmaya sebep olup olmadığını belirlemek amacıyla 8 dk süreyle plazma uygulanan diş yüzey sıcaklığının da termal hasara sebep olan kritik sıcaklığın (42°C) çok altında 37°C'de sabitlendiğini, tedaviden sonra diş yüzey morfolojisi ve mikro sertliğinde kontrol gruplarına göre belirgin bir farkın olmadığını belirterek plazmanın klinik uygulamalarda kullanım potansiyeline sahip olduğunu belirtmişlerdir [11].

Wang vd. yaptıkları çalışmada deiyonize su ve düşük yoğunluklu H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (%3) jel örneklerine doğru akım soğuk atmosferik basınçlı hava plazma mikrojet (PMJ) uygulamışlar ve bunların diş beyazlatma etkinliği ve güvenilirliğini incelemişlerdir. Diş beyazlatmada güncel olarak kullanılan yüksek yoğunluklu H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (%35) jel ile karşılaştırıldığında PMJ uygulanmış deiyonize su ve H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (%3) jelin 5 dakika içinde dişleri daha etkili bir şekilde beyazlattığını belirtmişlerdir. Soğuk plazmanın hidrojen peroksitin beyazlatma etkinliğini arttırdığı gibi H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> olmadan yapılan beyazlatma tedavisinin yüksek yoğunluklu H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (%35) kadar etkili olduğunu ve tedaviden 18 ay sonra bile beyazlatmanın devam ettiğini ortaya koymuşlardır. Ayrıca plazmanın dişlerde pulpal odada yarattığı sıcaklık değişimlerini ölçtüklerinde sıcaklığın oda sıcaklığında olduğunu, SEM (Taramalı elektron mikroskobu) görüntüleriyle plazmanın klinikte kullanılan peroksitler kadar yüzeyde aşındırma yapmadığını göstermiş ve sonuçlar mine yüzeyinde yapılan elementel (Ca, O, P) analizler ile de desteklenmiştir [12].

Son yıllarda yapılan çalışmalarda termal olmayan atmosferik basınç plazma ile hidrojen peroksit, karbamid peroksit ve

deiyonize su ile birlikte yapılan beyazlatma işlemlerinde termal hasar ve yüzey morfolojisinde zararlı etkiler göstermeden diş beyazlatmada etkili olduğu belirtilirken [13] soğuk plazmanın geleneksel beyazlatma yöntemlerinde kullanılan H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ve türevlerinin yerine geçebileceği bile önerilmiştir. Nitekim Pan vd., plazma ve salin (%0,9) çözeltisiyle yapılan beyazlatma uygulamasının dişleri H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> jellerinden daha iyi beyazlattığı ve diş minesinde muadilleri kadar aşındırma yapmadığını belirtmişlerdir [14].

Atmosferik basınç soğuk plazma uygulamasının diş beyazlatma mekanizması tam olarak açıklanamasa da literatürde; H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ve plazma ile yapılan diş beyazlatma işlemlerinde, diş yüzeyinde gerçekleşen reaksiyonlar sonucu oluşan reaktif oksijen ve nitrojen türlerinin (O, OH ve NO) diş beyazlatma üzerinde önemli bir etkisinin olduğu belirtilmiştir. Ayrıca reaktif oksijen ve nitrojen türlerinin (ROS ve RNS) diğer diş hekimliği uygulamalarında, kanser tedavisinde, bakterilerin dezenfeksiyonunda ve biyofilm sterilizasyonunda önemli rol oynadıkları bilinmektedir [15-17].

## 2.2. Dentin Adeziv Bağlanma Üzerine Etkileri

Restoratif diş hekimliğinde çürük tedavisinde kullanılan amalgam dolgu estetik olmayışı ve kimyasal olarak diş bağlanmaması sebebiyle yerini yeni nesil kompozitlere bırakmıştır. Bu kompozitler dişlerle aynı renkte saydam olmalarıyla öne çıksada uzun vadede renk stabilitesini iyi koruyamamakta ve mekanik dayanıklılıkları bakımından amalgam kadar uzun ömürlü olamamaktadırlar. Soğuk plazma kaynaklık ettiği reaktif oksijen ve nitrojen türleri (ROS ve RNS) ile dentinde bulunan kollajen fibrillerinin kompozit adezivlerle iyi yapışmasını indükleyerek dentin ve adeziv arasında sağlam hibrid tabakaların oluşmasını sağlar [18]. Dentin yüzeyine ulaşan reaktif türler dentinin yüzey enerjisini artırarak dentinin geçirgenliğini arttırmakta ve yapılan dolguların uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır. Dentine uygulanan soğuk plazma, dentinin adezivle hem mikromekanik hem de kimyasal olarak bağlanmasına olanak sağlarken kompozit dolguların mikrogerilim ve dayanımlarını da artırır. Plazma tedavisi, dentin / kompozit arayüzündeki yapışmayı geleneksel uygulamalara göre yaklaşık %60 arttırır. Sonuç olarak adeziv-kompozit bağlanma performansı, dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğü önemli ölçüde geliştirilerek, arttırılabilir [5].

Atmosferik basınç soğuk plazma jetlerin (APNP-J), dentin yüzey işleme için, örneğin kompozit restorasyonu iyileştirmek için arayüzey bağlanma kuvvetini arttırdığı SEM görüntüleri ve mikro-Raman spektroskopileriyle desteklenmiştir [18-19]. Dentin ve mine yüzeyinde yapılan su temas açısı ölçümlerinde atmosferik basınç soğuk plazma jetlerinin yüzeylerin hidrofilitliğini artırarak su temas açısını anlamlı derecede düşürdüğünü göstermiştir [20-22]. Yüzey kimyasal analizi, plazma jet işlemiyle yüzeydeki oksidasyonun ve azalan hidrokarbon miktarının hidrofilitliğinin gelişmesine önemli ölçüde katkıda bulunduğunu göstermektedir. Plazmalar dentin-kompozit arayüzünde, kollajen liflerini açığa çıkararak, azalan dayanımlarını artırır ve çökmelerini önler. Daha sonra hem hidrofilit hem de hidrofobik bileşenleri içeren bir kompozit malzemenin, dentin tübüllerinin içine nüfuz ettiği bir bölge olan hibrid tabakayı yaratarak çok bileşenli adeziv sistemlerin

dentin kolajenlerine ve dentin tübüllerine etkili bir şekilde polimerize olmasını sağlar [23,24].

Han vd. yaptıkları çalışmada plazma ile modifiye edilmiş dentin yüzeylerinin geleneksel tedavi prosedürlerine göre dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. 24 saat sonunda ve 10 000 termal döngüye sokularak yaşlandırılan gruplardan plazma ile modifiye edilen grubun bağlanma dayanımının geleneksel yöntemlere göre daha etkili bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır. Mikro-Raman spektral analiziyle de plazma işleminden sonra adezivin dentine etkili bir şekilde polimerize olduğunu ve en iyi hibrid tabakayı oluşturduğunu göstermişlerdir [25].

## 2.3. Kök Kanal Temizliği ve Oral Patojenler Üzerindeki Etkisi

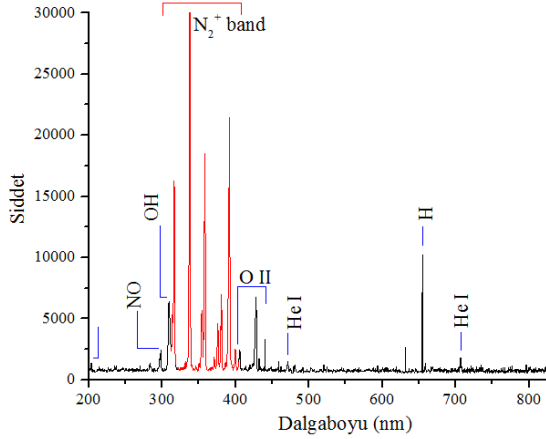
Oral hastalıkların çoğunun bakterilerden kaynaklandığı bilinmektedir (*S. mutans*, *Enterococcus faecalis*, *Lactobacillus*). Klinikte sık rastlanılan oral patojenler dişlerde tahribata yol açar ve patojenlerle mücadele diş hekimliğinde geçmişten günümüze sorun oluşturmaya devam etmektedir. Diş hekimliğinde sterilizasyon geleneksel olarak klorheksidin (CHX) ve sodyum hipoklorit (NaClO) gibi kimyasal maddeler ile gerçekleştirilir. Var olan yöntemlerde %100 sterilizasyon sağlanamamış ve diş hekimliğinde patojen ve biyofilmlerle yeni mücadele yöntemleri geliştirilme ihtiyacı doğmuştur. Bu nedenle, tüm bakterileri yok etmek ve etkili bir tedavi sağlamak için sürekli yeni yöntemler geliştirilmektedir. Termal olmayan atmosferik basınç soğuk plazma da (NTAPP) reaktif türlere kaynaklık eder ve içerdiği oksijen gibi oksijen bazlı aktif türler bakterisit etkisinde kritik rol oynar. Plazma tarafından diğer serbest radikallerle birlikte üretilen hidroksil (OH) radikalleri bakteri hücre zarındaki membran lipitlerini yok ederek etkisiz hale getirir. Bu nedenle, NTAPP geleneksel yöntemlere kıyasla bakteriler üzerinde benzersiz bir avantaj sunar. *Candida albicans*, *S. mutans* gibi patojenlerin neden olduğu stomatit, gingivitis ve periodontitis gibi oral hastalıklar plazma jetleriyle tedavi edilebilir [26].

NTAPP seçici etki göstererek çevre dokulara zarar vermediği, oda sıcaklığında çalışabildiği serbest radikalleri ve reaktif oksijen türlerini oluşturmasıyla özellikle kök kanal temizliğinde bakteriyel enfeksiyon ve dekontaminasyon riskinin ortadan kaldırılması, diş beyazlatmada kullanılabilmesi ve tüm bu işlemlerde zararlı yan ürünlerin oluşmadığı dikkate alınırsa plazmanın diş hekimliğinin tüm alanlarında kullanılabilir bir potansiyelinin olduğu aşıkardır.

Endodontik hastalıklar, kök kanal sistemlerinin ve kök kanalındaki mikrobiyal enfeksiyonun bir sonucudur. Bu nedenle, ideal bir endodontik tedavi, enfekte olmuş kök kanal sistemlerindeki mikroorganizmaları ortadan kaldıracak bir uygulama olmalıdır. NTAPP' yi tek başına kullanmak bir gaz fazı olduğu için geleneksel tedavilerde ulaşılabilen kök kanal derinliklerine ulaşabilme yeteneğine sahiptir.

Kök kanalı dekontaminasyonu için kök kanalı içinde plazma üretebilen plazma jet cihazları kullanılarak *Enterococcus faecalis*, *S. mutans* gibi bakteri ve biyofilmleri dakikalar içinde etkili bir şekilde öldürmek mümkündür. Ayrıca plazma jetlerin geleneksel kök kanal sterilizasyonunda kullanılan

kimyasallara göre daha etkili olduğu çalışmalar da yapılmıştır. APNP-J' ler, O, OH, O<sub>3</sub>, NO ve benzerleri de dahil olmak üzere çeşitli reaktif türler üretebilir (Şekil 3), üretilen bu türlerde plazmanın gaz sıcaklığının oda sıcaklığında tutulmasına öncülük eder. Bu reaktif türler sağlıklı hücrelerin çoğalmasını indüklerken aynı anda temas halinde olduğu bakterileri de inhibe eder [26].



Şekil 3. Plazmada oluşan reaktif türlerin tespitinde kullanılan tipik bir He Optik Emisyon Spektrum (OES) grafiği

APNP-J' ler yüklü parçacıklar ve reaktif oksijen türleri gibi bol miktarda reaktif tür üretebilir. Bu reaktif türlere kaynaklık eden APNP-J' ler ağız hastalıkları ve diş tahribatlarının temel sebebinin oluşturduğu bakteriler ve dirençli biyofilmler üzerinde hızlı ve etkili bir sterilizasyon sağlar.

Li vd. kök kanal tedavisinde *E. faecalis* biyofilmlerinin dezenfekte edilmesinde soğuk plazma tedavisini, kök kanal tedavisinde yaygın olarak kullanılan ilaçların etkinlikleriyle karşılaştırmışlardır. Alternatif akım (AC) argon/oksijen (Ar/O<sub>2</sub>) soğuk plazmasının 12 dakikada *E. faecalis* biyofilmini tamamen öldürerek güçlü sterilizasyon etkisini belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra düşük sıcaklığı sebebiyle soğuk plazmanın kabul edilebilir mekanik güvenliğe sahip olduğunu, diş yapısının mikro sertlik ve pürüzlülüğünü önemli ölçüde koruduğunu rapor etmişlerdir [27].

Diş hekimliğinde oral patojenleri yok etmek için kullanılan geleneksel tedavilerin bakteri vb. mikroorganizmaları tamamen yok etmediği, literatürde plazma jetlerinin bakterileri ve diğer patojenleri etkili bir şekilde öldürebildiği rapor edilmiştir. Soğuk atmosferik plazmaların diş çürütmesine neden olan *Streptococcus mutans* ve *Lactobacillus* türlerini, ağız boşluğunda yaygın görülen patojenlerden *C. albicans* ve kök kanallarını enfekte eden *E. Faecalis* bakteri ve biyofilmlerine karşı antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu belirtilmiştir. Genel olarak bakıldığında soğuk atmosferik plazmaların diş yüzeyinden diş yapısı içerisine nüfuz ederek kaynaklık ettiği reaktif oksijen (ROS) ve nitrojen türleriyle (RNS) bakteriler ve diğer patojenler üzerinde güçlü antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu görülmüştür [22, 26]. Diş hekimliğinde plazma jetlerle (APPJ) yapılan yüzey işlemlerinde plazmanın oksijen içerme fonksiyonel grupları arttırdığı ve dişin su temas açısını azaltarak ıslanabilirliği arttırdığı görülmüştür. Ayrıca demineralize olan diş yapısında plazma işlemiyle beraber Ca/O oranı artırılarak demineralizasyonun durduğu, O/C ve

Ca/P oranı artırılarak da diş minesinin yeniden restore edilebildiği belirtilmiştir [22, 28, 29].

## 2.4. Ortodonti, Periodontoloji ve Diğer Uygulamaları

Günümüzde krun/köprü uygulamaları ve implantlar diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda en çok tercih edilen grupların başında gelmektedir. Özellikle seramik restorasyonların farklı oral dokulara entegrasyonunda sorunların yaşanması ve kullanılan yapıştırıcıların protez ve oral dokular arasında oluşturduğu bağın dayanıklı olmaması, hasta tarafından kullanım ömrünün kısa sürmesi klinik olarak farklı materyaller arasındaki bağlanma ve yapıştırma mekanizmalarının, iyileştirilmesi ve farklı yöntemlerin geliştirilmesini gerekli kılmıştır.

Zirkonya seramiği diş hekimliğinde krun / köprü ve implantlarda en çok tercih edilen seramiklerden birisidir. Ancak zirkonya, kaplama seramikler ve oral dokulara zayıf bağlanır, bu sebeple etkili bir şekilde yapışması ve dayanıklılığı için zirkonya yüzeyi çeşitli işlemlerle aşındırılarak pürüzlendirilir. Ancak pürüzlendirilen yüzeyde bakteriyel kontaminasyon riski yüksektir ve kontamine olmuş protezin temizliği de ayrı bir problem olarak karşımıza çıkar. Bu amaçla zirkonyanın yüzeyini aşındırmadan hidrofilitesini ve yüzey enerjisini artıran antibakteriyel etkiye sahip çevre dostu uygulama olan atmosferik basınç soğuk plazma sistemi önerilmiştir. Soğuk plazmayla zirkonya ve benzer seramikleri oral dokulara yapıştırmada kullanılan adezivlerin bağ dayanımlarını arttırmada etkili sonuçlar alınmıştır [23, 30].

Yavirach vd. farklı plazma türlerinin kanal içi post restorasyon ve kompozit rezinler arasındaki mikrogerilim bağlanma dayanımı (SBS) üzerindeki etkilerini incelediler. Fiber postların kompozit rezinlerle oluşturduğu yapışma mekanizmasında olmayan kimyasal bağlanmanın plazma işlemiyle sağlandığını ve bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir [31]. Ancak yeni nesil adeziv olan cam iyonomer simanlar (GIC) gibi adezivlerin zirkon veya titanyumun bağlanmasında etkisiz olduğu da rapor edilmiştir [32-33]. Daha etkili sonuçlar için plazma içeriğini etkileyen parametreler (voltaj, güç, gaz türü vs.) değiştirilerek yeni uygulama prosedürleri geliştirilebilir.

Tıp ve diş hekimliğinde kemik dokusu ile biyomalzeme (titanyum) implantlar arasında oluşan bağa osseointegrasyon denir. Biyouyumluluğu yüksek, etkili bir implant tedavisi hızlı, güvenli ve öngörülebilir osseointegrasyonla mümkündür [34]. Soğuk plazmalarda dental implantlardaki yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırarak osseointegrasyonda önemli rol oynar. Nitekim Naujokat vd. in vivo çalışmalarında, implantasyon öncesi titanyum implantlara uygulanan soğuk plazma ön işleminin titanyum yüzeylerinde herhangi bir morfolojik değişiklik yapmadan canlı dokuda yüksek bir kemik-implant temas oranıyla sonuçlandığını belirtmişlerdir. Ayrıca osseointegrasyon sürecinin erken aşamalarında yüksek kemik oluşumuyla plazmanın erken yara iyileşmesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir [34].

Ulu vd. titanyum disklere uyguladıkları soğuk plazma uygulaması ile titanyum disklere su temas açısının düştüğü, soğuk plazma tedavisinin osteoblast hücreler üzerinde



oksidatif stres meydana getirmeden disk yüzeyinde tutulumlarının ve çoğalmalarının arttığını göstermişlerdir [35]. Kısaca atmosferik basınç soğuk plazmalar periodontolojide, titanyum ve zirkonya gibi implantların canlı dokulara implante edilmeden önce plazma-yüzey etkileşimiyle yüzeylerinin modifiye edilebildiği, implantın canlı dokuya yerleştirilmesinden sonra yaşanan kanamaların pıhtılaştırılmasında ve yara iyileşme sürecinde kullanılabilceği dair çalışmalar rapor edilmiştir [36].

Dental dokular kök hücre bakımından da zengindir. Dental kök hücreler, oral dokuları bölünebilme ve yenileyebilmeleri özellikleri sayesinde farklı oral dokulara özelleştirilebilir. Yeni diş oluşturma, hasar almış pulpanın iyileştirilmesi ve diğer dokuların tamiri/rejenerasyonunda yeni çözümler getirebilir [37]. Miletic vd. termal olmayan atmosferik basınç plazma ile dental kök hücreler üzerine yaptıkları çalışmada soğuk plazmanın kök hücrelerin canlılıkları üzerinde olumsuz etkisinin olmadığı farklılaştırma potansiyellerine sahip olduğunu ve periodontal kusurlar için terapötik bir uygulama olabileceğini belirtmişlerdir [38].

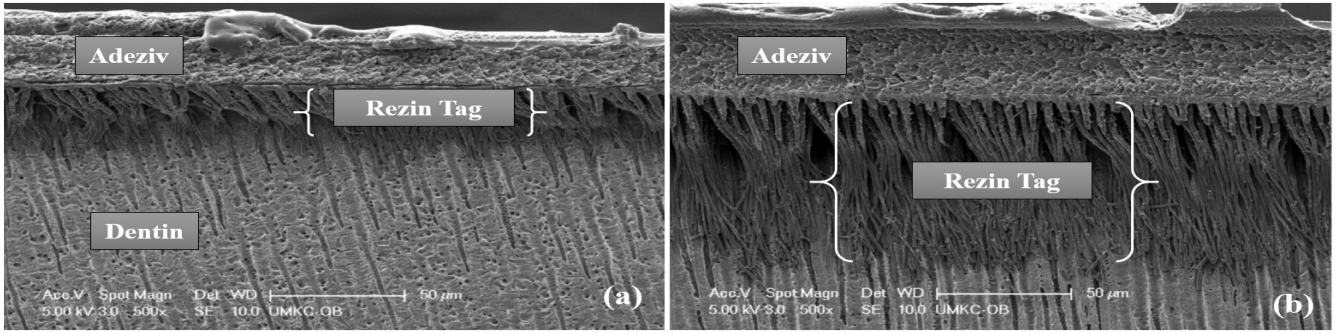
Yara iyileşmesi sadece yara bölgesiyle sınırlı olmayan tüm sistemleri barındıran hücresel, fizyolojik ve biyokimyasal olaylar bütünüdür [39]. Tıpta kronik ve enfekte yaraların tedavisinde karşılaşılan olumsuzlukları azaltmak için yeni bir araç olarak atmosferik basınç soğuk plazma cihazları kullanılmaya başlanmıştır. İlk klinik çalışmalar plazma tedavisinin ağrısız, ciltte herhangi bir toksik etkiye neden olmadığı ve kronik yaralarda yara iyileşmesini hızlandırdığı rapor edilmiştir [40]. Diş hekimliğinde de inflamasyon, proliferasyon ve maturasyon olmak üzere 3 evrede gerçekleşen iyileşme sürecinde periodontal cerrahi sonrası erken yara iyileşmesi dikkate alınarak en önemli evrenin inflamatuvar süreç olduğu belirtilmiştir [41]. Bu amaçla yumuşak doku iyileşmesini teşvik etmek ve operasyon sonrası olumsuzlukları azaltmak amacıyla tıpta yara iyileşmesinde kullanılan plazma cihazlarının diş hekimliğinde de başarılı klinik uygulamaları olmuştur. Şeker vd. yaptıkları çalışmada hastalarda periodontal cerrahi (Gingivektomi ve gingivoplasti) sonrası NTAPP uygulamasının dişeti yara iyileşmesini hızlandırdığı ve epitelizeasyonu arttırdığını belirtmişlerdir [42]. Periodontal dokular ile ilgili frenektomi operasyonu sonrası soğuk plazma uygulamasıyla da hastalarda ağrı ve komplikasyonların azaldığını rapor etmişlerdir [43]. Pekbağrıyanık ise serbest dişeti greftine uyguladıkları plazmanın oral dokulardaki yara iyileşmesini hızlandırdığını ve iyileşen yaranın kontrol gruplarına göre renk uyumunun daha iyi olduğunu belirtmiştir [44].

### 3. Tartışma ve Sonuç

Diş beyazlatma son yıllarda popülerliği ve tercih edilebilirliği giderek artan bir uygulama olarak diş hekimliğinde ön plana çıkmaktadır. Hem ofis tipi hem de evde kullanılan

beyazlatma prosedürleriyle beraber ağız gargaralarının bile kontrolsüz kullanıldığında restoratif materyallerin renk stabilitesini etkilediği ve kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde olumsuz etkilerinin olabileceği belirtilmiştir [45-46]. Klinikte beyazlatmada kullanılan hidrojen peroksit ( $H_2O_2$ ) ve türevlerinin ışık kaynakları (Led diyot, halojen) olsun veya olmasın mine yüzeyinde mineral kaybına sebep olduğu FT-Raman spektroskopisi ve atomik absorpsiyon spektroskopisi (AAS) ile belirlenmiş [47] ve mine mikrosertliğinde de önemli azalmaya sebep olduğu gösterilmiştir [48]. Soğuk plazmaların ise beyazlatma uygulamasında mine yüzeyinde mineral içeriğini iyileştirdiği ve mikrosertliğe herhangi bir olumsuz etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Bunun yanında yeni nesil led ışıklar ve soğuk plazmaların diş yüzeylerinde beyazlatma ajanları olmadan kullanılması ile dişlerde geleneksel tedaviler kadar olmasa da bir miktar beyazlatma sağladığı belirtilirken bunların düşük yoğunluklu karbamid peroksitle beraber kullanılmasının beyazlatma işlemlerinde  $H_2O_2$  kadar etkili beyazlatma sağladığı belirtilmiştir [49, 50]. Literatür beyazlatmada plazma ile beraber uygulanan peroksitlerin beyazlatma etkinliğini arttırdığı, tedavi süresini kısalttığı ve mine yüzey morfolojisini koruduğunu belirtmektedir. Ancak beyazlatma işlemlerinde peroksit maruziyetinden önce ön işlem olarak soğuk plazma uygulaması ve plazma uygulama süresinin artırılması gibi geliştirilmek istenen prosedürler minde mineral içeriğinin azalmasına sebep olacaktır [51]. Ayrıca mine yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla da beyazlatma sonrası dişlerin daha hızlı renklenmesine sebep olacağı öngörülmektedir.

Diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda çürüklerin sebep olduğu dental kaviteler dolgu malzemeleriyle tamamlanır ancak eski tip amalgamların taşıdığı civa salınım riski ve yeni tip kompozitlerin yeterli kullanım ömürlerinin/dayanımlarının olmaması, dentin ve mineye uyum problemleri araştırmacıları daha etkili çözümler geliştirmeye teşvik etmiştir. Bu anlamda soğuk plazmaların diş hekimliğine girmesiyle, adezivlerin dentin ve mineye daha etkili bağlanması sağlanmıştır. Günümüz diş hekimliğinde birbiriyle uyumsuz olan farklı hidrofilik ve hidrofobik bileşimlere sahip dental doku ve polimerik ajanların etkili bir şekilde birbirlerine tutunması amacıyla farklı prosedürler uygulanır. Zaman içinde total etch ve self etch olarak adlandırılan çok sayıdaki bu işlemler farklı prosedürler ve işlemler gerektirdiğinden dentin ve adeziv/kompozit sistemlerin bağlanması üzerinde olumsuz etkilerinden dolayı sürekli iyileştirilmeye çalışılmıştır [52]. Termal olmayan atmosferik basınç plazma ise fosforik asit sonucu demineralize olmuş dentin ve kolajen yapısının yüzey enerjisini, hidrofilitesini artırarak su temas açısını düşürdüğü adeziv/kompozit rezinlerin dentinle oluşturduğu bağ mukavemetini ve dayanıklılığını geliştirerek geleneksel tedavilerden çok daha etkili olduğu bulunmuştur. Mikro-Raman ve SEM analizleri de adeziv/kompozit rezinlerin dentine ve mineye etkili bir şekilde polimerize olarak nüfuz ettiğini göstermiştir [53] (Şekil 4).



Şekil 4. Adeziv dentin bağlanmasına ait SEM görüntüleri a) Geleneksel tedavi b) Plazma tedavisi [53]

Plazma, dentinde hidrofiliği artırarak dentin ile adezivin birlikte oluşturduğu kalın hibrit tabakada daha uzun rezin-tag bağlantısı oluşturmuş, dentin ve adeziv arasındaki mekanik/kimyasal bağlanmayı geliştirerek uzun süreli dayanıklılığı sağlamıştır [19, 54, 55]. İlginç bir şekilde yapılan çalışmalarda plazma uygulanan dentinle oluşturulan restoratif numunelerin termal döngüyle yaşlandırılması sonucu dayanıklılıklarını koruduğu ve hatta arttırdığı rapor edilmiştir, veriler ayrıca mikro çekme deneyleriyle (MTBS) de ispatlanmıştır [20, 53, 54]. Ayrıca dentinin uzun süreli plazmaya maruz kalması sonucu kollajen yapıyı tamamen kaldırarak dentini daha duyarlı hale getireceği ve bağlanmayı olumsuz etkileyeceği unutulmamalıdır [18, 25].

Biyofilmler, diş çürükleri, periodontitis ve endodontik enfeksiyonlarda olmak üzere birçok oral enfeksiyon hastalıklarına sebep olur. Bulaşıcı olan bu hastalıklar tedavi edilmezse diş kayıpları gibi olumsuzluklara neden olur. Diş hekimliğinde etkili bir antibakteriyel tedavi için klorheksidin (CHX) gibi kimyasal solüsyonlar kullanılır. Özellikle kök kanal sterilizasyonunda ve oral ortamda implantlardaki biyofilm oluşumunda etkili sterilizasyonun sağlanamaması araştırmacıları yeni tedavi yöntemleri aramaya yöneltmiştir. Atmosferik basınç soğuk plazma, sahip olduğu reaktif türlerle diş dokusundaki düzensiz yapılara, dar olan kök kanallarına, dişlerdeki mikroçatlak ve boşluklara nüfuz ederek etkili bir dekontaminasyon sağlamaktadır. Bununla birlikte, termal hasar yapmadığı gibi sağlıklı dokulara da zarar vermez. Özellikle klinikte kök kanal tedavisinde *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus mutans*, *Escherichia Coli* bakteri/biyofilmlerine karşı etkili olan ve sadece kök kanal sterilizasyonu için tasarlanmış iğne şeklinde bakteriyel inaktivasyonu sağlayan plazma jet tasarımları vardır [56-59].

Atmosferik basınç soğuk plazma teknoloji diş hekimliğinde çok yeni bir alandır ve zaman içinde ilgili alanda çok sayıda çalışma yapılmıştır. Her ne kadar çalışmalar diş beyazlatma ve dentin/adeziv bağlanması ve antibakteriyel etkileri üzerine yoğunlaşmış olsa da kuron köprü/protez uygulamaları, dental kök hücre farklılaşması ve yara iyileşmesi gibi soğuk plazmanın diş hekimliğinin diğer alanlarında da giderek yaygınlaşması beklenmektedir. Hali hazırda yara iyileşmesi amacıyla klinik kullanımı olan plazma cihazları vardır ve bu cihazların risk değerlendirmelerini içeren çalışmalar yapılmış olup cihazların yara iyileşmesini indüklerken aynı zamanda antibakteriyel etki de gösterdiğini, diş hekimliği içinde uygulama potansiyelinin olduğu belirtilmiştir [60-62].

Soğuk plazmanın tıp/diş hekimliği veya diğer alanlarda gösterdiği etkilerinin hepsinde reaktif oksijen ve nitrojen türlerinin etkili olduğu kabul edilmektedir. Bu türler hidrojen

peroksit ( $H_2O_2$ ), nitrit ( $NO_2^-$ ) ve nitrat ( $NO_3^-$ ) gibi uzun ömürlü türler olduğu gibi hidroksil radikali ( $\bullet OH$ ), süperoksit anyon radikali ( $O_2^{\bullet -}$ ), tekli oksijen ( $^1O_2$ ) gibi yarı kararlı ve kısa ömürlü türlerin yanında uyarılmış azot ( $N^*$ ), hidroperoksil ( $HO_2$ ) gibi türlerdir. Plazma kaynaklık ettiği bu zengin içeriğe ek olarak UV, foton, elektrik alan etkisiyle beraber oluşturduğu farklı yoğunluktaki reaktif türlerle diş beyazlatmadan kök kanal strelizasyonuna, dentin/adeziv bağlanmasından yara iyileşmesine kadar diş hekimliğinde karşılaşılan problemlere alternatif ve terapotik bir yöntemdir [63]. Son yıllarda plazmanın direkt olarak hücre ve dokularda kullanımının yanı sıra plazmaya maruz bırakılan sıvılarda (su, besiyeri, salin) da uzun ömürlü reaktif türlerin oluştuğu ve depolanarak kullanılabilceği belirtilmiştir. Antiseptik özellikte olan bu plazma ile aktive edilmiş ortamların genellikle antibakteriyel özellikleri üzerinde durulmuştur. Ancak özellikle diş beyazlatmada deiyonize su ile yapılan çalışmalar  $H_2O_2$  olmadan da etkili bir beyazlatmanın sağlandığını göstermiştir [64]. Bu amaçla plazmayla aktive edilmiş ortamların başta diş beyazlatmada yeni bir ajan olmak üzere diğer diş hekimliği alanlarında yardımcı tedavi veya ilaç olarak kullanılmasının etkili olacağını öngörmekteyiz. Ek olarak plazmayla aktive ortamların (PAW) diş hekimliği kliniklerinde kullanılan diş ünitelerinde kullanılarak hem oral dezenfeksiyon hem de kök kanal sterilizasyonunda etkili bir şekilde kullanılabilceğini vurguluyoruz [28] (Şekil 5).



Şekil 5. PAW uygulaması

Özellikle hava ile temas halinde olan plazmaların havadaki oksijenle oluşturduğu etkileşim bakteriyel inaktivasyonu arttırmaktadır [65]. Bunun yanında plazma cihaz tasarımlarının ağız içinde rahatlıkla kullanılabilir olması ve

plazma eldesinde gerekli havanın kliniklerdeki ortam havasından sağlanacak olması plazmayı diş hekimliğinde ön planda tutacaktır. Ancak özellikle diş hekimliğinde pH arttıkça beyazlatmanın artması ve pH düştükçe [66] bakteriyosidal etkinin artması plazmanın diş hekimliğinde aynı anda birden çok alanda kullanımını zorlaştırmaktadır. Çünkü plazmanın sahip olduğu tüm bu etkiler tedavi süresi/plazma dozuna bağlı etkilerdir. Plazma kaynaklı bu etkiler kısa plazma tedavi süresi /düşük plazma dozları ve uzun plazma tedavi süresi/yüksek plazma dozları olarak ikiye ayrılır. Kısa süreli/düşük doz plazma uygulamalarının hücre proliferasyonu, yara iyileşmesi ve antimikrobiyal etki gösterirken, Uzun süreli/yüksek plazma dozları apoptotik, nekrotik hücre ölümü (Kanser hücrelerini tedavide), DNA hasarı ve hücre döngüsünün durması olarak kabul edilmektedir [40]. Bu düşünceden hareketle plazma içeriğinin plazma sistemindeki birçok parametreye göre değişmesi reaktif tür miktarının ve optimum uygulama süresinin belirsizliği diş hekimliğinde güvenli bir soğuk plazma uygulamasının önündeki engellerdir. Bu amaçla güvenli bir uygulama için diş hekimliğinde ihtiyaçlar doğrultusunda plazma parametreleri belirlenmelidir. Ek olarak plazmalar yüksek voltaj ve frekansta çalıştıklarından belirli bir elektrik alana sahiptirler [67]. Elektrik alanların sıçanların gelişimi, DNA hasarı ve beyin dokusu üzerindeki olumsuz etkileriyle ilgili çalışmalar yapılmıştır [68-69]. Bu amaçla plazma sistemlerinin de başta elektrik alan olmak üzere sağlıklı oral sert ve yumuşak dokular üzerindeki kimyasal ve fiziksel etkilerinin anlaşılabilmesi, karşılaşılan sorunların çözümünde ve plazma parametrelerinin belirlenmesinde disiplinler arası çalışmalara daha fazla ihtiyaç olduğunu göstermektedir.

## Kaynaklar

[1] Laroussi, M. (2009). Low-temperature plasmas for medicine?. *IEEE Transactions on plasma science*, 37(6), 714-725.

[2] A. Fridman, G. Friedman, "Plazma Medicine", Wiley, 526 pages, 2013.

[3] Laroussi, M. (2008). The biomedical applications of plasma: A brief history of the development of a new field of research. *IEEE Transactions on plasma science*, 36(4), 1612-1614.

[4] Braný, D., Dvorská, D., Halašová, E., & Škovierová, H. (2020). Cold Atmospheric Plasma: A Powerful Tool for Modern Medicine. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(8), 2932.

[5] Abdulsamee, N. (2017). Expanded Tentacles of Cold Plasma Energy in Dentistry–Review. *EC Dental Science*, 11, 223-239.

[6] Cha, S., & Park, Y. S. (2014). Plasma in dentistry. *Clinical plasma medicine*, 2(1), 4-10.

[7] Yılmaz, F. (2017). Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma Güç Kaynağının Diş Beyazlatma Etkinliği, Renk Stabilitesi ve Mine Dokusu Üzerine Etkisi. Kâtip Çelebi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 164s, İzmir.

[8] Alqahtani, M. Q. (2014). Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A literature review. *The Saudi dental journal*, 26(2), 33-46.

[9] Carey, C. M. (2014). Tooth whitening: what we now know. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 14, 70-76.

[10] Joiner, A. (2006). The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 34(7), 412-419.

[11] Sun, P., Pan, J., Tian, Y., Bai, N., Wu, H., Wang, L., ... & Fang, J. (2010). Tooth whitening with hydrogen peroxide assisted by a direct-current cold atmospheric-pressure air plasma microjet. *IEEE Transactions on Plasma Science*, 38(8), 1892-1896.

[12] Wang, G., Ye, G., Yang, X., Pan, H., Sun, K., Zhang, J., & Fang, J. (2014). The efficacy, safety, stability, and mechanism of tooth whitening by a cold atmospheric pressure air plasma microjet assisted with or without hydrogen peroxide. *IEEE Transactions on Plasma Science*, 42(6), 1623-1628.

[13] Kusanagi, A., Otsuki, M., & Tagami, J. (2018). Effect of nonthermal atmospheric discharge on tooth bleaching. *Asian Pac J Dent*, 19, 7-14.

[14] Pan, J., Sun, P., Tian, Y., Zhou, H., Wu, H., Bai, N., ... & Fang, J. (2010). A novel method of tooth whitening using cold plasma microjet driven by direct current in atmospheric-pressure air. *IEEE Transactions on Plasma Science*, 38(11), 3143-3151.

[15] Kong, M. G., Kroesen, G., Morfill, G., Nosenko, T., Shimizu, T., Van Dijk, J., & Zimmermann, J. L. (2009). Plasma medicine: an introductory review. *new Journal of Physics*, 11(11), 115012.

[16] Choi, H. S., Kim, K. N., You, E. M., Choi, E. H., Kim, Y. H., & Kim, K. M. (2013). Tooth whitening effects by atmospheric pressure cold plasmas with different gases. *Japanese Journal of Applied Physics*, 52(11S), 11NF02.

[17] Alkahtani, R., Stone, S., German, M., & Waterhouse, P. (2020). A Review on Dental Whitening. *Journal of Dentistry*, 103423.

[18] Ritts, A. C., Li, H., Yu, Q., Xu, C., Yao, X., Hong, L., & Wang, Y. (2010). Dentin surface treatment using a non-thermal argon plasma brush for interfacial bonding improvement in composite restoration. *European journal of oral sciences*, 118(5), 510-516.

[19] Dong, X., Li, H., Chen, M., Wang, Y., & Yu, Q. (2015). Plasma treatment of dentin surfaces for improving self-etching adhesive/dentin interface bonding. *Clinical plasma medicine*, 3(1), 10-16.

[20] Ayres, A. P., Freitas, P. H., De Munck, J., Vananroye, A., Clasen, C., Dias, C. D. S., & Van Meerbeek, B. (2018). Benefits of Nonthermal Atmospheric Plasma Treatment on Dentin Adhesion. *Operative dentistry*, 43(6), E288-E299.

[21] Zhu, X. M., Zhou, J. F., Guo, H., Zhang, X. F., Liu, X. Q., Li, H. P., & Tan, J. G. (2018). Effects of a modified cold atmospheric plasma jet treatment on resin-dentin bonding. *Dental materials journal*, 2017-314.

[22] Chen, M., Zhang, Y., Driver, M. S., Caruso, A. N., Yu, Q., & Wang, Y. (2013). Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. *Dental Materials*, 29(8), 871-880.

[23] Park, C., Park, S. W., Yun, K. D., Ji, M. K., Kim, S., Yang, Y., & Lim, H. P. (2018). Effect of plasma treatment and its post process duration on shear bonding strength and antibacterial effect of dental zirconia. *Materials*, 11(11), 2233.

[24] Liu, Y., Liu, Q., Yu, Q. S., & Wang, Y. (2016). Nonthermal atmospheric plasmas in dental restoration. *Journal of dental research*, 95(5), 496-505.

[25] Han, G. J., Kim, J. M., Cho, B. H., Hwang, Y., & Kim, H. Y. (2019). Improved resin-to-dentin bond strength and durability via non-thermal atmospheric pressure plasma drying of etched dentin. *European journal of oral sciences*, 127(2), 170-178.

- [26] Wu, S., Cao, Y., & Lu, X. (2015). The state of the art of applications of atmospheric-pressure nonequilibrium plasma jets in dentistry. *IEEE Transactions on Plasma Science*, 44(2), 134-151. 44(2), 134-151.
- [27] Li, Y., Sun, K., Ye, G., Liang, Y., Pan, H., Wang, G., ... & Fang, J. (2015). Evaluation of cold plasma treatment and safety in disinfecting 3-week root canal *Enterococcus faecalis* biofilm in vitro. *Journal of endodontics*, 41(8), 1325-1330.
- [28] Pan, J., Li, Y. L., Liu, C. M., Tian, Y., Yu, S., Wang, K. L., ... & Fang, J. (2017). Investigation of cold atmospheric plasma-activated water for the dental unit waterline system contamination and safety evaluation in vitro. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*, 37(4), 1091-1103.
- [29] Šantak, V., Vesel, A., Biščan, M., & Milošević, S. (2017). Surface treatment of human hard dental tissues with atmospheric pressure plasma jet. *Plasma chemistry and plasma processing*, 37(2), 401-413. 30(3), 384-391.
- [30] Bona, A. D., Pecho, O. E., & Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978-4991.
- [31] Yavirach, P., Chaijareenont, P., Boonyawan, D., Pattamapun, K., Tunma, S., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. (2009). Effects of plasma treatment on the shear bond strength between fiber-reinforced composite posts and resin composite for core build-up. *Dental materials journal*, 28(6), 686-682.
- [32] Balkenhol, M., Nothdurft, F. P., Hannig, M., Schindler, A., Lehmann, A., Arnold, T., ... & Rupf, S. (2017). Bonding to zirconia ceramic: The effect of cold plasma treatment and 4-META. *Clinical Plasma Medicine*, 5, 8-13.
- [33] Seker, E., Kilicarslan, M. A., Deniz, S. T., Mumcu, E., & Ozkan, P. (2015). Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(3), 249-256.
- [34] Naujokat, H., Harder, S., Schulz, L. Y., Wiltfang, J., Flörke, C., & Açil, Y. (2019). Surface conditioning with cold argon plasma and its effect on the osseointegration of dental implants in miniature pigs. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 47(3), 484-490.
- [35] Ulu, M., Kapılı, M., Ercan, U., İbiş, F., Aydemir, İ., Keskin, N., Tuğlu, M. (2018). Atmosferik Soğuk Plazma ile Modifiye Edilen Titanyum Yüzeylerde Osteojenik Hücre Aktivitesinin Değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 22 (1), 313-318.
- [36] Hui, W. L., Perrotti, V., Iaculli, F., Piattelli, A., & Quaranta, A. (2020). The Emerging Role of Cold Atmospheric Plasma in Implantology: A Review of the Literature. *Nanomaterials*, 10(8), 1505.
- [37] Büyükakyüz, H. N., (2012). Diş ve çevre dokuları kaynaklı mezenkimal kök hücreler. *İst.Dişhek.Oda Derg*, 46-49.
- [38] Miletić, M., Mojsilović, S., Đorđević, I. O., Maletić, D., Puač, N., Lazović, S., ... & Bugarski, D. (2013). Effects of non-thermal atmospheric plasma on human periodontal ligament mesenchymal stem cells. *Journal of physics D: Applied physics*, 46(34), 345.
- [39] Parsak, C, Sakman, G, Çelik, Ü. (2007). Yara İyileşmesi, Yara Bakımı ve Komplikasyonları . *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 16 (2), 145-159.
- [40] Haertel, B., Von Woedtke, T., Weltmann, K. D., & Lindequist, U. (2014). Non-thermal atmospheric-pressure plasma possible application in wound healing. *Biomolecules & therapeutics*, 22(6), 477.
- [41] Hamzani, Y., & Chaushu, G. (2018). Evaluation of early wound healing scales/indexes in oral surgery: A literature review. *Clinical implant dentistry and related research*, 20(6), 1030-1035.
- [42] Kusakci-Seker, B., & Demirayak-Akdemir, M. (2020). The effect of non-thermal atmospheric pressure plasma application on wound healing after gingivectomy. *International Wound Journal*.
- [43] Şeker, B. K., & Ozdemir, H. Assessment of Pain Perception After Conventional Frenectomy With Application of Cold Atmospheric Plasma. *age*, 27(12), 2-53.
- [44] Pekbağrıyanık, T. (2016). Serbest Dişeti Grefti Uygulamalarında Atmosferik Basınç Soğuk Plazmanın Yara İyileşmesi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi*, 104s, İzmir.
- [45] Barutcugil, Ç , Kürklü, D , Barutcugil, K , Harorlu, O . (2015). Beyazlatıcı Ağız Gargaralarının Kompozit Rezinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24 (1), 33-38.
- [46] Öngül, D, Mim, A, Şahin, H, Değer, S. (2012). Ağız Gargaralarının Restoratif Materyallerin Renk Stabilitesine Olan Etkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46 (2), 13-20.
- [47] Berger, S. B., Cavalli, V., Martin, A. A., Soares, L. E. S., Arruda, M. A. Z., Brancalion, M. L., & Giannini, M. (2010). Effects of combined use of light irradiation and 35% hydrogen peroxide for dental bleaching on human enamel mineral content. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(4), 533-538.
- [48] Saati, K., Orumchi, A., Namdar, F., Jarrah, A., & Chiniforush, N. (2020). The effect of laser-activated bleaching with 810 nm and 980 nm diode lasers on enamel micro-hardness ve an in vitro study. *Laser Physics*, 30(2), 026002.
- [49] Kury, M., Wada, E. E., Silva, D. P. D., Tabchoury, C. P. M., Giannini, M., & Cavalli, V. (2020). Effect of violet LED light on in-office bleaching protocols: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Applied Oral Science*, 28.
- [50] Kury, M., Perches, C., da Silva, D. P., André, C. B., Tabchoury, C. P., Giannini, M., & Cavalli, V. (2020). Color change, diffusion of hydrogen peroxide, and enamel morphology after in-office bleaching with violet light or nonthermal atmospheric plasma: An in vitro study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(1), 102-112.
- [51] Ruivo, M. A., Nima, G., Pacheco, R. R., Lancellotti, A. C., Palma-Dibb, R. G., Faraoni, J. J., ... & Giannini, M. (2020). Changes in enamel after bleaching pre-treatment with non-thermal atmospheric plasma. *Clinical Plasma Medicine*, 19, 100106.
- [52] Tüfek, E., Ayna, B. (2019). Diş Hekimliğinde Adeziv Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29 (2), 340-349.
- [53] Zhang, Y., Yu, Q., & Wang, Y. (2014). Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: improved resin adhesive penetration. *Journal of dentistry*, 42(8), 1033-1042.
- [54] Han, G. J., Kim, J. H., Chung, S. N., Chun, B. H., Kim, C. K., Seo, D. G., ... & Cho, B. H. (2014). Effects of non-thermal atmospheric pressure pulsed plasma on the adhesion and durability of resin composite to dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 122(6), 417-423.
- [55] Gherardi, M., Tonini, R., & Colombo, V. (2018). Plasma in dentistry: brief history and current status. *Trends in biotechnology*, 36(6), 583-585.

- [56] Jiao, Y., Tay, F. R., Niu, L. N., & Chen, J. H. (2019). Advancing antimicrobial strategies for managing oral biofilm infections. *International journal of oral science*, 11(3), 1-11.
- [57] Sladek, R. E. J., Filoche, S. K., Sissons, C. H., & Stoffels, E. (2007). Treatment of *Streptococcus mutans* biofilms with a nonthermal atmospheric plasma. *Letters in applied microbiology*, 45(3), 318-323.
- [58] Sladek, R. E., Stoffels, E., Walraven, R., Tielbeek, P. J., & Koolhoven, R. A. (2004). Plasma treatment of dental cavities: a feasibility study. *IEEE Transactions on plasma science*, 32(4), 1540-1543.
- [59] Lu, X., ao, Y., Yang, P., Xiong, Q., Xiong, Z., Xian, Y., & Pan, Y. (2009). An RC plasma device for sterilization of root canal of teeth. *IEEE transactions on Plasma Science*, 37(5), 668-673.
- [60] Lehmann, A., Pietag, F., & Arnold, T. (2017). Human health risk evaluation of a microwave-driven atmospheric plasma jet as medical device. *Clinical Plasma Medicine*, 7, 16-23.
- [61] Bekeschus, S., Schmidt, A., Weltmann, K. D., & von Woedtke, T. (2016). The plasma jet kINPen—A powerful tool for wound healing. *Clinical Plasma Medicine*, 4(1), 19-28.
- [62] Darmawati, S., Rohmani, A., Nurani, L. H., Prastiyanto, M. E., Dewi, S. S., Salsabila, N., ... & Fatimah, Y. A. (2019). When plasma jet is effective for chronic wound bacteria inactivation, is it also effective for wound healing?. *Clinical Plasma Medicine*, 14, 100085.
- [63] von Woedtke, T., Haertel, B., Weltmann, K. D., & Lindequist, U. (2013). Plasma pharmacy—physical plasma in pharmaceutical applications. *Die Pharmazie—An International Journal of Pharmaceutical Sciences*, 68(7), 492-498.
- [64] Çelik, B., Çapar, İ. D., İbiş, F., Erdilek, N., & Ercan, U. K. (2019). Deionized water can substitute common bleaching agents for nonvital tooth bleaching when treated with non-thermal atmospheric plasma. *Journal of oral science*, 17-0419.
- [65] Jablonowski, H., & von Woedtke, T. (2015). Research on plasma medicine-relevant plasma–liquid interaction: What happened in the past five years?. *Clinical Plasma Medicine*, 3(2), 42-52.
- [66] Ikawa, S., Kitano, K., & Hamaguchi, S. (2010). Effects of pH on bacterial inactivation in aqueous solutions due to low-temperature atmospheric pressure plasma application. *Plasma Processes and Polymers*, 7(1), 33-42.
- [67] Sretenović, G. B., Krstić, I. B., Kovačević, V. V., Obradović, B. M., & Kuraica, M. M. (2014). Spatio-temporally resolved electric field measurements in helium plasma jet. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 47(10), 102001.
- [68] Coşkun, Ö. (2010). Çok Çok Düşük Elektrik Alana (Elf) Maruz Kalan Sıçanların Gelişimlerinin İncelenmesi. *Engineering Sciences*, 5 (4), 612-618.
- [69] Aslankoç, R., Kavruk, O, Özmen, Ö. (2020). Elektrik alanın DNA Hasarı ve Beyin Dokusu Üzerine Etkileri - Astaksantin'in Rolü. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 27 (2), 166-172.

## Mikrorobot Yönlendirme Sistemleri

Özge AKBÜLBÜL<sup>1</sup>, Mert ŞENER<sup>1</sup>, Barış Oğuz GÜRSES<sup>2</sup>, Aysun BALTACI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği ABD, İzmir  
Sorumlu yazar e-posta: ozgeakbulbul@gmail.com

<sup>1</sup>Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği ABD, İzmir  
e-posta : mertsener45@gmail.com

<sup>2</sup>Ege Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, İzmir  
e-posta : oguz.gurses@ege.edu.tr

<sup>2</sup>Ege Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, İzmir  
e-posta : aysun.baltaci@ege.edu.tr

www.dergipark.org.tr/rjbb

Alınış Tarihi: 08/04/2021

Kabul Tarihi: 10/06/2021

**Anahtar Kelimeler:**

*Elektromanyetik Aktüatör,*

*Mikrorobot, Manyetik*

*Yönlendirme, Minimal İnvaziv*

*Cerrahi*

### Özet

Minimal invaziv cerrahi ile operasyonlar, geleneksel cerrahi işlemine göre daha küçük kesilerden yapılabilmektedir. Bu durumun, hastanın ameliyat sonrası iyileşme sürecine olumlu etkileri bulunmaktadır. Cerrahi operasyonlarda, cerrahın operasyon yapacağı bölgeye ulaşmakta ve işlem yapmakta zorlandığı kısımlarda, olumlu etkiyi arttırmak için mikrorobotların kullanımı üzerine çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Mikrorobotlar, doku, damar, organ gibi hassas yapılara mikro ölçekte müdahale edebilecek robotik sistemlerdir. Vücut içi uygulamalar için ilaç taşıma, örnek alma (hastalık tespiti), kesme, delme gibi işlemler konusunda kullanılabilecekleri öngörülmektedir. Mikrorobotların temassız ve bir arayüz vasıtasıyla kontrolü ile cerrahi işlemlerin standart bir hale gelmesi sağlanmasıyla cerrahi operasyonlarda komplikasyon riski azalacağı düşünülmektedir. Mikrorobotların temassız yönlendirilmesini sağlayan yönlendirme sistemleri, elektromanyetik sistemler (EMA) olarak adlandırılmıştır. Gelecekte cerrahi operasyonlarda kullanılacağı öngörülen mikrorobotların kontrolü elektromanyetik aktüatör sistemleriyle gerçekleştirilecektir. Bu sebeple, mikrorobotlar ve elektromanyetik aktüatörler hakkındaki güncel ilerlemeler araştırmacıların dikkatini çekmektedir. Bu derleme çalışması, mikrorobotlar ile mikrorobotları yönlendirmekte kullanılan elektromanyetik aktüatör sistemleri hakkında genel bilgi vermektedir.

### Microrobot Guidance Systems

www.dergipark.org.tr/rjbb

Received: 08/04/2021

Accepted: 10/06/2021

**Keywords:** *Electromagnetic*

*Actuator, Microrobot, Magnetic*

*Navigation, Minimally Invasive*

*Surger*

### Abstract

With minimally invasive surgery, operations can be performed through smaller incisions compared to traditional surgical procedures. This situation has positive effects on the postoperative recovery process of the patient. In surgical operations, studies have begun on the use of microrobots in order to increase the positive effect in the parts where the surgeon has difficulty in reaching the area where the operation will be performed. Microrobots are robotic systems that can interfere with sensitive structures such as tissues, vessels and organs on a micro scale. It is anticipated that they can be used for operations such as drug transport, sampling (disease detection), cutting and drilling for intracorporeal applications. It is envisioned that the risk of complications in surgical operations will be reduced by ensuring that surgical procedures become standard with the control of microrobots without contact and through an interface. Guidance systems that provide contactless guidance of microrobots are called electromagnetic systems (EMA). The control of microrobots that are predicted to be used in surgical operations in the future will be performed by electromagnetic actuator systems. For this reason, current advances in microrobots and electromagnetic actuators are attracting the attention of researchers. This review provides general information about microrobots and electromagnetic actuator systems used to direct microrobots.

## 1. Giriş

Cerrahi operasyon esnasında oluşacak komplikasyonların azaltılması ve operasyon sonrasında hastanın iyileşme sürecini hızlandırmak amacıyla alternatif uygulamalar üzerine birçok araştırma yapılmaktadır [1]. Operasyonların geleneksel cerrahi yöntemlere göre daha verimli yapılabilmesi ihtimali araştırmacıları, minimal invaziv yöntemlere yöneltmiştir [2]. Bu çalışmalarda cerrahi prosedür öncesi yapılan tanısal endoskopi, laparoskopi, bronkoskopi [3] gibi bazı işlemler gerçekleştirilmektedir. Bu ön işlemler ve cerrahi operasyonlarının bütününde, hastaya uygulanan minimal kesilerin de azaltılması için mikro veya nano boyuttaki robotların bu alanda kullanılabilirliğini araştırma yoluna itmiştir. Bu motivasyonla mikro ölçekteki cisimlerin manipülasyonuna yoğunlaşmıştır. Ufak kesilerden uygulanan, hastayla cerrah arasında fiziksel bir etkileşimin olmadığı ameliyatların da hem cerrahın işini kolaylaştıracağı hem de hastanın iyileşme sürecini hızlandıracağı öngörülmektedir [4][5]. Teknolojinin gelişmesi ile temassız ve uzaktan gerçekleştirilebilen ameliyatlara zemin oluşacak ve uzman cerrahların bulunmadığı yerlerde bile uzaktan yönlendirilebilen sistemlerle başarılı operasyonlar gerçekleştirilebilecektir [6][7]. Ufak kesiler söz konusu olunca mikro boyuttaki cerrahi ekipmanlar akla gelmektedir. Bu hususta mikrorobotlar; ilaç dağıtımı, hücre manipülasyonu, mikro montaj ve biyoalgılama gibi işlemler amacıyla minimal invaziv işlemler için uygun robotik sistemlerdir[8]. Mikrorobotlar, boyutları nedeniyle vücut içinde minimal invaziv muayene ve ameliyatlara yapma imkanı sağlar ve doku travmasının azalması nedeniyle bu işlemlerden kaynaklanan komplikasyonları azaltma potansiyeli oluşturmaktadır [9]. Minimal invaziv işlemlerin vücut içerisinde temassız ve hatta uzaktan gerçekleştirilebilmesi için gerekli kuvvet; akışkan, elektriksel, optik, akustik ya da manyetik etkilerle oluşturulabilmektedir [10]. Mikromanipülatör, bir cisim ile fiziksel olarak etkileşime girmek için kullanılan, insan eliyle elde edilemeyen bir hareket hassasiyetinin gerekli olduğu bir cihazdır [11]. Bu mikromanipülatörler yardımıyla hareket ettirilen mikrorobotlar cerrahi uygulamalarda farklı fonksiyonları yerine getirmektedir [12]. Manyetik özelliğe sahip vücut içine girecek bu mikrorobotların manipülasyonu ise "*Elektromanyetik Aktüatör (EMA)*" adı verilen sistemlerle gerçekleştirilmektedir. Bu derlemenin amacı mikrorobotlar hakkında bilgi vermek ve mikrorobotların navigasyonuna yönelik elektromanyetik sistemlerle alakalı çalışmalara değinmektir.

## 2. Mikrorobot

Mikrorobotik, milimetre ve milimetre-altı nesnelere kontrollü bir şekilde fiziksel olarak etkileşime girebilen sistemleri inceleyen bir disiplindir [13]. Mikrorobotlar özellikle canlı organizmalardan ve doğadan esinlenilerek tasarlanmış ve özellikle canlı vücudu içerisinde ulaşamayacak yerlere müdahale edebilmek için üretilen robotik sistemlerdir [14]. Mikrorobotların, elektriksel, optiksel, akustik ve manyetik kuvvetler etkisiyle tahriği sağlanmaktadır. Mikrorobotlar, gövdesine yerleştirilen pil, batarya gibi güç kaynaklarından beslenerek ya da dışarıdan

verilen kuvvet etkisiyle hareket ettirilmektedir [15]. Mikrorobotların ufak kesilerden vücut içerisine gönderilmesi hipotezi düşünüldüğünde direkt olarak bağlantı elemanı olmayan, mikrorobotun üzerinde kuvvet üretecek bir manipülasyon kaynağı tercih edilmesi gerekmektedir. Bu hususta, mikrorobotu harici kuvvetlerle manyetik olarak yönlendirmek diğer yöntemlere göre daha verimli görünmektedir.

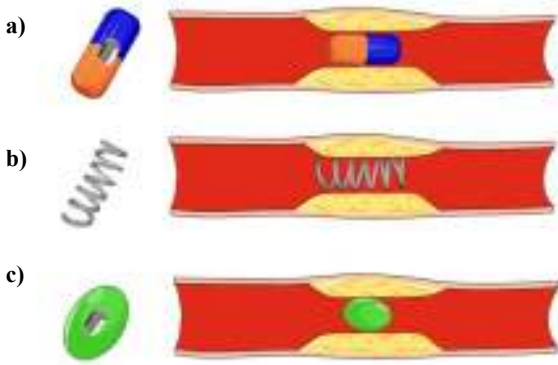
### 2.1. Medikal Mikrorobotların Kullanım Alanları

Mikrorobotlar işlevsel olarak, hastalık teşhisinde aktif görüntüleme, sağlık durumu izleme için mobil yerinde algılama, hedefli terapi[16], minimal invaziv cerrahi, doku mühendisliği [17], hücre manipülasyonu [18] kategorileri altında toplanmıştır [19]. Mikrorobotların insan vücudu içerisindeki uygulama amaçlı kullanımı, genellikle kardiyovasküler, endovasküler sistemlerde tıkanıklık (oklüzyon) açma, ilaç taşıma, kök hücre ve doku taşıma, parça koparma işlemleri şeklinde kurgulanmıştır [20]. Mikrorobotların medikal alanda kullanımı, mikrorobot manipülasyonu, malzemesi, üretim yöntemleri, güvenlik durumu gibi birçok alt disiplinde araştırma konularına ayrılmaktadır. Bu derleme çalışmasında mikrorobotların temassız uzaktan kontrolü için elektromanyetik aktüatör sistemleri ele alınmış, mikrorobot çeşitleri direkt olarak manyetik özellikli malzemeden üretilen (biyolojik yapıda olmayan) ve biyolojik bir yapının manyetik özellik kazandırılarak mikrorobot haline getirilerek üretilen mikrorobot şeklinde sınıflandırılmıştır. Tablo 1 kapsamında literatürden örneklerle biyolojik yapıda olan/olmayan mikrorobotların uygulama alanları, üretim şekilleri ve hareket mekanizmaları hakkında genel bilgiler verilmiştir.

### 2.2. Biyolojik Yapıda Olmayan Manyetik Mikrorobotlar

Biyolojik yapıda olmayan mikrorobotlar ve nanorobotlar, polimer bir gövde içerisine manyetik özellik içeren kısmın yerleştirilmesiyle elde edilir veya direkt olarak manyetik olan kısma şekil verilmesiyle ortaya çıkmaktadır. Şekil 1'de manyetik özellikli mikrorobotlar gösterilmektedir. Biyolojik olmayan yapıdaki mikrorobotların manyetik kısımları, mikrorobotu yönlendirmenin gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Manyetik özelliğe sahip malzemelerden yapılmaktadırlar. Manyetik mikrorobotlar da gövde kısmı sert veya yumuşak manyetik malzemelerden yapılabilir. En yaygın mikrorobotik manyetik malzemeler sert Neodyum-Demir-Bor (NdFeB) mikropartikülleri, süperparamanyetik demir oksit nanopartiküller (SPION'lar), Krom Oksit tozu (CrO<sub>2</sub>), Demir-Platin (FePt) nanopartiküller ve diğer sert veya yumuşak manyetik mikro/nano ölçekli moleküllerdir. Robot gövdesinin içine gömülü veya yüzeyinde yer alan diskler veya tellerdir. Ayrıca nikel, kobalt ve diğer manyetik malzemeler de nanofilm kaplama olarak robotun dış yüzeyine püskürtülebilir [31]. Kullanılan amaca göre manyetik kısmın bulunduğu gövde ise mikro-elektromekanik sistem (MEMS) mikrofabrikasyon yöntemleri [32], katmanlı üretim teknikleri [33], litografi, püskürtme, fotorezist adlı ışığa duyarlı

malzemenin kullanımıyla fotolitografi [34] gibi yöntemlerle elde edilmektedir. Boyutları biyolojik yapıdaki mikrorobotlara göre daha büyük olan biyolojik olmayan yapıdaki mikrorobotlar görüntülenme ve yönlendirme işleminin kolay yapılabilmesi açısından ilk olarak göz organı için düşünülmüştür. Oftalmoskopik operasyonlar için mikrorobotlar, pars plana bölgesinde diyabetik retinoterapi, retina ve vitreus kısmında vitrektomi operasyonlarında kullanılmak üzere mikrorobot ve mikrorobotu yönlendirecek sistemi tasarlamışlardır [35]. Göz harici diğer biyomedikal uygulamalarda birçok bölge için mikrorobotların kullanımı düşünülmüştür. Gastrointestinal bölgede kapsül mikrorobot kullanımı [36], kardiyovasküler sistemde ve beyin bölgesinde tıkanıklık açma ile ilaç taşıma, ürolojik bölgede [37] ve üreme sisteminde tedavi, döllenme kullanım amacına yönelik suni gövdeli manyetik parça içeren ya da direkt olarak manyetik malzemeden üretilmiş mikrorobotlar tasarlanmıştır. Hangi bölgede kullanıldığına yönelik, mikrorobotları yönlendirecek elektromanyetik aktüatör sistemleri geliştirilmiştir. Fakat göz harici bahsedilen diğer bu biyolojik sistemlerde görüntülenmenin direkt gerçekleştirilemiyor oluşu, elektromanyetik sistemlerdeki geri beslemeyi ve dolayısıyla kontrolü etkilediğinden bu durum araştırmacılar tarafından ayrıca inceleme konusu olmuştur.



Şekil 1. a) Kapsül şeklindeki biyolojik olmayan mikrorobot b) Spiral şeklindeki biyolojik olmayan mikrorobot c) Elipsoid şeklindeki biyolojik olmayan mikrorobot

### 2.3. Biyolojik Yapıdaki Manyetik Mikrorobotlar

Biyolojik yapıdaki mikrorobotlar, manyetik özellikli malzeme ile lipid, protein, aminoasit gibi hücre yapıtaşlarının birleştirilmesiyle ya da hücre içerisinde bulunan ve manyetik madde içeren yapıların manipülasyonu ile manipüle edilebilmektedir. Şekil 2’de bahsi geçen biyolojik yapıların manyetik özellikli mikrorobot haline getirilmesi işlemi gösterilmiştir. Hastalıklı, kanserli hücelere yönlendirilen biyolojik yapılı mikrorobotların üzerine konumlandırılan düşük dozlardaki ilaçlar ile hastalıklı dokular etrafına manyetik olarak ulaştırılması sağlanarak, hedeflenmiş ilaç taşınımı işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu sayede özellikle yan etkileri bulunan ilaçların vücut içerisinde her yerde dolaşması önlenmiş, sadece hedef bölge yeteri kadar etkilenmiş olmaktadır. Bu tarz ilaç taşınımı harici kök hücre tedavilerinde de sıklıkla kullanıldığı görülmektedir [24]. Hedef hastalığa yönelik geliştirilen kök hücrelerin hedef bölgeye taşınma işlemi mikrorobotlar yardımıyla sağlanmaktadır [38]. Makrofağ şeklinde [39], helisel şeklinde, kirpiksi şeklinde [40], flagella şeklinde [41], bakteri tabanlı

bakteriyobot şeklinde [42] manyetik özellikli biyolojik yapıları mimik eden ve dışarıdan manipülasyonu sağlanabilen mikrorobotlar üretilmiştir.  $Fe_3O_4$  manyetik nanopartikülleri ile hipertermi tedavisinde kullanılabilen mikrorobotlar üretilmektedir [43]. Hipertermi tedavisi için 3 boyutlu bozunabilen hipertermi mikrorobotu da üretilmiştir [14].

### 3. Elektromanyetik Sistemler


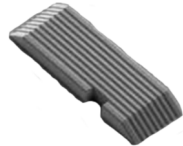



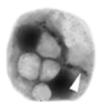


Manyetik bir nesne manyetik bir alana yerleştirildiğinde, manyetik bir kuvvete ve/veya torka maruz bırakılır. Manyetik mikromanipülasyon; gradyan bazlı ya da tork bazlı mikromanipülasyon olarak kategorize edilebilir [13]. Gradyan bazlı mikromanipülasyonda mikrorobotu hizalama hareket ettirme işlemi gerçekleştirilirken, tork bazlı mikromanipülasyon işleminde nesneyi istenilen yöne ve açı derecesine döndürme işlemi mikrorobota temassız şekilde gerçekleştirilir.

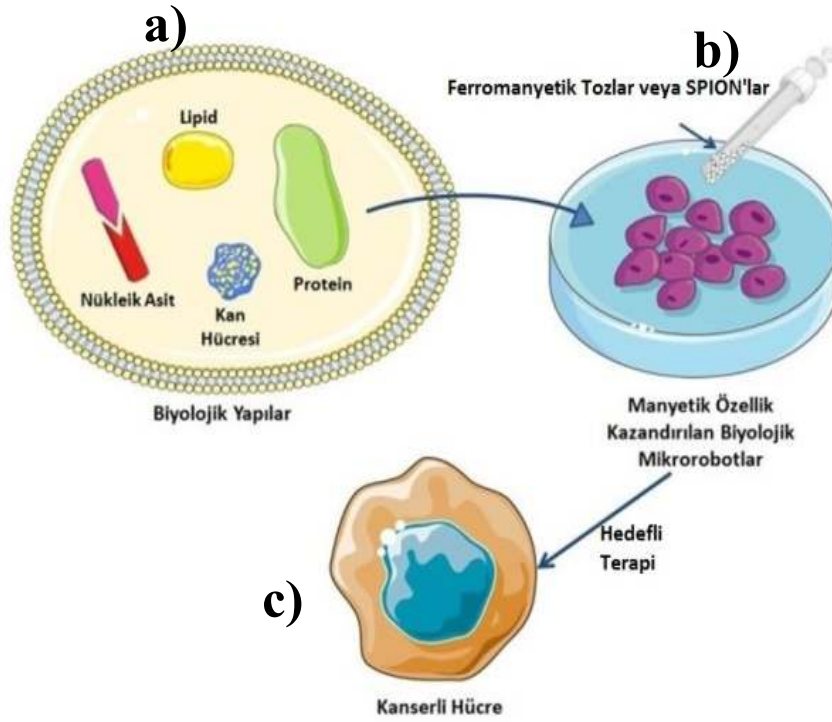
Elektromanyetik Aktüatörler (EMA), işlem yapılacak bölgeye göre oluşturulan bir çalışma uzayından (workspace), elektromanyetik sargılardan, kontrolcü ve görüntü geribesleme sisteminden oluşmaktadır. Sargı sarım sayısı ve sargı boyutu, manipüle edilecek cisme ve çalışma alanının büyüklüğüne göre değişmektedir [20]. EMA sistemini oluşturan alt bileşenler Şekil 3’de belirtilmiştir. Elektromanyetik aktüatörde, manyetik alan sabit mıknatıslar ya da elektromıknatıslar ile gerçekleştirilebilmektedir. Sabit mıknatıslar ile çok daha büyük manyetik alan değerlerine erişilebilmesinin yanında kontrol edilebilmesi açısından sorun yaratabilmektedir. Bunun yerine elektronik olarak akım değerinin değiştirilmesiyle manyetik alanın değiştirildiği yani kontrolcü içeren EMA sistemleri kullanılmaktadır.

Bu sistemde cerrah, biyopsi ya da tedavi amaçlı bir mikrorobot temassız olarak hareket ettirmek istediğinde, girilen komuta karşılık kontrolcüde ayarlanan akım değerlerine göre sargı sistemi uyarılarak bir manyetik alan oluşturulur. Çalışma uzayındaki mikrorobot üzerine etkiyen kuvvet ve tork ile istenilen rota ve hızda hareket sağlanmış olur. Mikrorobot üzerinde manyetik kuvvet ve tork oluşturma, en basit yöntemiyle Helmholtz ve Maxwell bobinleriyle gerçekleştirilir.



Tablo 1. Literatürden mikrorobotların çeşitli uygulama alanları

Mikrorobot	Uygulama Alanı	Üretim Şekli	Hareket Mekanizması
<b>Spiral Tipi Mikrorobot</b>  [21],[22],[23]	Hedefli terapi ya da ilaç taşıma amaçlı insan vücudunda parçacıkları sınırlı bir hacimde tutmak ve tirbuşon hareketi ile taşımak maksadıyla kullanılmaktadır.	Sıvı fazlı PDMS ile silindirik bir şablonun daldırma ile kaplanması, yerinde ısıtma ile şablonun kaldırılması, mikrografi ile incelenerek mikrotüpün soyulması, yerinde ısıtma ile PDMS kaplı şablonun kaldırılması gibi detaylı bir prosesi kapsamaktadır.	Manyetik bir manipülatör tarafından kablosuz olarak kontrol edilmektedir. Bir parçacığı sınırlı bir hacim içinde tutmak için "al ve bırak" (Pick&Drop) hareketi sergilemekte ve onu bir tirbuşon hareketiyle taşımaktadır.
<b>Nöral Hücre İletim Mikrorobutu</b>  [24]	Sinir kümelerini aktif olarak bağlayarak nöronların sinir ağında nasıl iletişim kurduğunu anlamak için, iki sinir kümesi arasındaki bir boşluğa hassas teslimat yoluyla sinir ağlarını bağlamak amacıyla nöron yüklü bir mikrorobot tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir.	Mikrorobotların genel üretim süreci gerçekleştirilmiştir. İki fotonlu lazer litografi ve nikel kullanılmıştır. Manyetik özellikler için Ni, biyoyoumluluk için TiO <sub>2</sub> tercih edilmiştir.	Sekiz adet elektromanyetik bobinin oluşturduğu bir kombinasyonun ürettiği harici bir manyetik alan tarafından manipülasyon gerçekleştirilmektedir.
<b>Göz içi Mikrorobot</b>  [25]	Gözün arka kısmında kalan pars plana bölgesindeki operasyonlarda tedavi için gerekli ilaç hacmini azaltmak amaçlı tasarlanmış operasyonel mikrorobottur.	Litografi ile içi boş silindir şeklinde üretilen mikrorobot, polipirrol veya inert metalik kaplamalar kullanılarak toksik olmayan hale getirilmektedir.	Göz içi mikrorobot, kablosuz olarak kontrol edilir ve manyetik bir aletle çıkarılmaktadır. OctoMag adı verilen sekiz adet eş elektromanyetik bobinin ürettiği manyetik alan gradyanların hareketiyle sağlanmaktadır.
<b>Kalp için mikrorobot</b>  [26]	Koroner arterlerde kullanılan geleneksel bir kılavuz telin yönlendirilebilirliğini artıran yeni, manyetik olarak çalıştırılan, kılavuz telin ucuna eklenebilecek yumuşak bir mikrorobot tasarlanmıştır.	PDMS(polidimetilsiloksan) silikondan üretilmiş bir kiriş, neodyum mıknatıs, bir mikro yay ve bir kılavuz telden oluşan elastomerik katkılı polidimetilsiloksan (PDMS) metal ana kalıbı ve PDMS kullanılarak replika kalıplama ile yapılmıştır.	Harici manyetik alan üretebilen sekiz adet eş elektromanyetik bobin içeren OctoMag sistemi ile mıknatıslı yumuşak mikrorobotun, 3 boyutlu olarak hizalandırılması ve yönlendirilmesi işlemi gerçekleştirilmektedir.
<b>Yuvarlanan Mikrorobot</b>  [27]	Çeşitli minimal invaziv in vivo biyomedikal uygulamalar mikrorobot sisteminin geliştirilmesi amaçlı çalışma gerçekleştirilmiştir.	Mikrorobotun sert katkılı SU-8 fotorezistten yapılmış olanlar ve standart fotolitografi teknikleri kullanılarak elastomerik katkılı polidimetilsiloksan (PDMS) fotorezistten yapılmış iki farklı varyantı üretilmiştir.	Kablosuz kontrol ve tahrik için zamanla değişen harici manyetik alanın kaynağı olarak iki serbestlik dereceli dönen kalıcı mıknatıs sistemi kullanılmıştır.
<b>Manyetotaktik Mikrorobot</b>  [28]	Bakteriyel mikrorobotları, Staphylococcus aureus patojenini öldürmek amaçlı hedeflemek ve ona bağlanmak için yönlendirilmiştir.	Manyetotaktik bakteriler, manyetozom adı verilen hücre içi manyetik kristalleri nedeniyle manyetik alan çizgileri boyunca yüzen benzersiz bir bakteri grubudur. Bu bakterilerin bazıları ototroftiktir ve kendi kendilerine enerji sağlayabilirler ve hareketli hızları 300 µm/s'ye ulaşmaktadır.	Harici manyetik alan üreten elektromanyetik aktüatör sistemi sayesinde, mikrorobot ve Staphylococcus aureus patojeni bağlanması için dönen bir manyetik alan altında karşı karşıya getirilmiştir. Osilasyon yapan bir manyetik alan altında ise patojen öldürülmüştür.
<b>Protein Bazlı Mikrorobot</b>  [29]	Protein motorlarının Hava-su ara yüzünde mikrorobotların modüler olarak çalıştırılması, çevresel iyileştirme için su kirleticilerinin giderilmesi ve motorun kendi kendini imha etme yoluyla hedeflenen kargo teslimi gibi farklı işlevleri gösterilmek istenmiştir.	Süperparamanyetik demir oksit nanopartikülleri (SPION'lar) protein matrisine entegre ederek manyetik proteinin doğal veya biyosentetik kaynaklardan üretimi ile nanokompozit motorlar üretilmiştir. Tahrik mekanizması, kapana kısılmış HFIP molekülleri su ile değiştirilerek β-yaprak nano yapıların oluşumuna neden olmaktadır.	Protein motorları diye adlandırılan mikrorobotlar, harici manyetik alanlar kullanarak çalıştırma, itme ve yönlendirme kontrolü ile iki boyutta aktif bir şekilde hareket ettirilmektedir.
<b>Hücre Mikrorobotları</b>  [30]	Mikrorobotların, nakledilen kök hücrelerin hassasiyetle hedeflenmesi hususunda biyoyoumlu gözenekli 3 boyutlu mikrorobotlar geliştirilmiştir. Kök hücrelerin teslimi için fizibiliteyi değerlendirilmiştir.	Mikrorobotlar 3 boyutlu mikroelektromekanik sistemler (MEMS) teknolojilerini kullanarak, fotorezist, lazer litografi, Ni-Ti püskürtme gibi işlemlerle tasarlanmıştır. Kök hücrelerin kültürü ve verilmesi için mikrorobotlar üretilmiştir.	Harici bobinlerin oluşturduğu manyetik alanlardan dönen bir manyetik alanın uygulanması üzerine yuvarlanma ve tirbuşon hareketleri sergileyen küresel ve sarmal mikrorobotlar, bir manyetik alan gradyanı tarafından çekilenlere göre daha yüksek itme verimlilikleri göstermektedir.



Şekil 2. a) Biyolojik yapıların gösterimi b) Canlı organizmalara manyetik özellik kazandırılması (ferromanyetik tozlar veya süperparamanyetik nanoparçacıklar ile) c) Biyolojik yapıdaki mikrorobotların hedefli terapi kapsamında kanserli hücre için kullanımının gösterilmesi



Şekil 3. Elektromanyetik aktüatör sistemi (elektromanyetik sargılar, kontrolcü, görüntüleme sistemi ve insan-makine arayüzü) ile mikrorobot kontrolünün gösterilmesi

serbestlik derecesi pozisyonu, 2 serbestlik derecesi oryantasyon yönü) olmak üzere 5 serbestlik dereceli olmak üzere ayarlamışlardır [33]. Önerilen çeşitli EMA sistemleri, mikrorobotların farklı hareket performans yeteneklerini göstermeye ve EMA sistemlerinin tıbbi cihaz olarak uygulanabilirliğini gösterir. Bu nedenle, bu makale yeni bir tür tıbbi EMA sisteminin geliştirilmesi veya bu tür sistemlerin uygulanması için büyük yarar sağlayabilmektedir

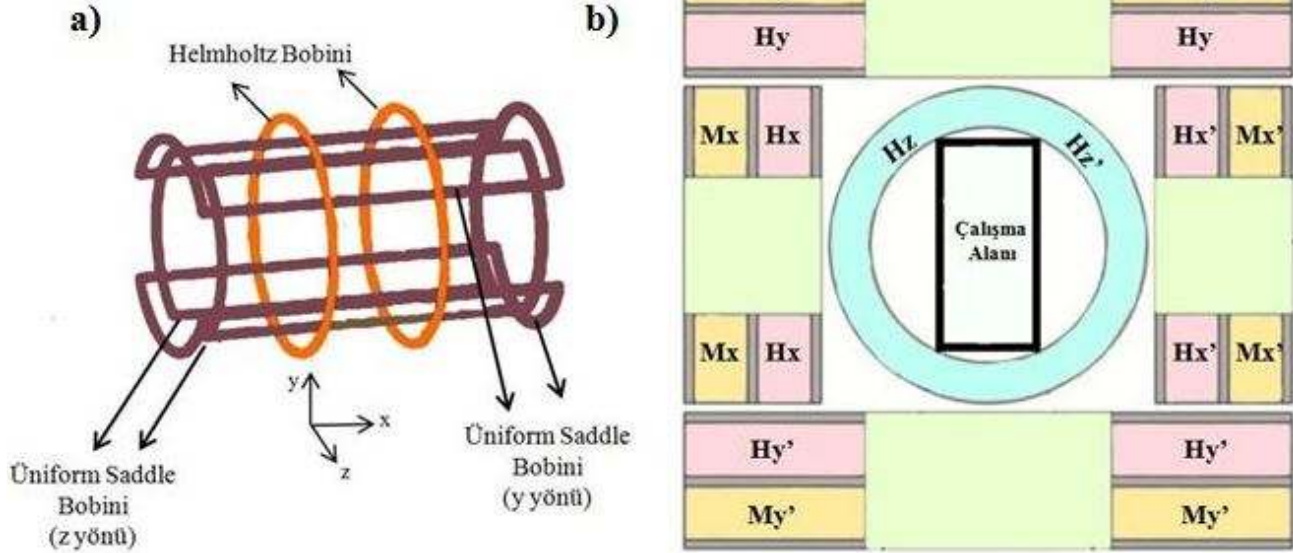
[35]. Yu ve arkadaşları ise intravasküler sistemde damar içi hareket edecek bir mikrorobot için 3 boyutlu bir elektromanyetik aktüasyon sistemi yapmışlardır ve intravasküler bir fantomda denemelerini gerçekleştirmişlerdir [44]. Kwon ve ekibi ise tasarladıkları elektromanyetik aktüatör ile insan damarlarında hareket etmesine yönelik çalışmalar yapmışlar ve mikrorobot manipülasyonunu damar fantomunda gerçekleştirmişlerdir [45]. Bu sistemlere

alternatif olarak insan kan damarında hareket edeceği düşünülerek kurgulanan üç boyutlu boru şeklindeki bir ortamda mikrorobotun hassas manipülasyonu için üç boyutlu (3B) salınımlı (osilasyonlu) bir manyetik alan üretmek için bir elektromanyetik aktüatör sistemi de önerilmiştir [46]. Ancak EMA sistemlerinde çalışma alanının bobinler tarafından kısıtlandığı, hastaya erişimin zorlaştığı ve belirli boyuttaki bir mikrorobot için manipülasyon işleminin gerçekleştiği gözlemlenmektedir. Bu duruma çözüm olarak aynı EMA sisteminde belirli bir çalışma alanında, çalışma uzayına erişim, çalışma uzayının ayarlanabilmesi ve farklı boyutlardaki mikrorobotları manipüle edebilmesi için hareketli manyetik çekirdekli yeni dört kutuplu bir EMA sistemi geliştirilmiştir. Sonuçlar, çeşitli boyutlardaki mikrorobotların çalıştırılmasının belirtilen çalışma uzayında mümkün olduğunu göstermektedir. Ayrıca hareketli çekirdekli bir EMA sisteminin sabit çekirdekli sistemlere göre daha verimli bir şekilde manipüle edilebileceği gösterilmiştir [47]. EMA, açık ve kapalı olmak üzere iki döngü ile kontrol edilmektedir. Açık döngüde mikrorobot direkt manyetik bir kuvvet etkisiyle hareket ettirilirken, kapalı döngüde görüntüleme sistemiyle konum ve oryantasyon (poz) durumunun kontrolü, doğruluğu sağlanabilmektedir. Zarrouk ve arkadaşları, mikrorobotu hem açık döngü hem de kapalı döngü şemalarında manyetik bir mikrorobotu kontrol edebilen bir manyetik platform önermişlerdir. İki boyutlu çalışma alanında sabitlenmemiş bir mikrorobotun pozisyon kontrolünü yapabilen dört kalıcı mıknatıs tabanlı bir aktüatör tasarlamışlardır [48]. Nakamura ve arkadaşları, vasküler duvarla teması korurken vasküler bir ağda hareket edecek üç adet kalıcı mıknatıstan oluşan mikrorobot tasarlamışlardır ve bu mikrorobotu hareket ettirecek 4 çift bobinden oluşan 2 boyutlu EMA sistemini üretmişlerdir [49]. Bir başka EMA sistemi tarafından tahrik edilen hibrit hareketli yeni bir manyetik olarak çalıştırılan hibrit mikrorobot önerilmiştir. Bir o-ring tipi sabit mıknatıs, 3 eksenli Helmholtz bobinleri tarafından üretilen dönme manyetik alanı tarafından tahrik edilen bir aktüatör olarak hibrit mikrorobot içine yerleştirilmiştir. Bu mikrorobot iki hareket mekanizmasından oluşur. Birincisi, gövdesini döndürerek hareket ettirilen spiral jet hareketidir. Diğeri, mikrorobotun titreştirilerek yönlendirildiği fin hareketidir. Hibrit mikrorobotun içinde sadece bir kalıcı mıknatıs kullanıldığından, EMA ile ayrı kontrol edilebilmektedir [50]. Manyetik olarak çalıştırılan yumuşak manyetik robotlar yaygın damar içi pıhtılaşmanın tedavisini iyileştirebileceği öngörülerek intravasküler tedaviler sırasında kullanılan milimetre çapındaki kılavuz telleri yönlendirmek amaçlı, OctoMag EMA sistemiyle 3 boyutlu vasküler fantomda deneyler gerçekleştirilmiştir [51]. EMA sisteminde helisel kuyruklu mikrorobotların yönlendirilmesi hususunda kontrol probleminin çözümlenmesinde farklı yaklaşımlar da denenmiştir. EMA'da, elektromanyetik bobinlerde manyetik alan, akımın ayarlanmasıyla değiştirilir ve kurulumun kendisi sabit kalır. Alanı değiştirmek için, mıknatısın kendisinin mikrorobottan daha yakın veya daha uzağa taşınması gerekir. Bu sistemde, mıknatıs robotik bir kola takarak elde edilebilmektedir. Ayrıca, dönen manyetik alanları elde etmek için mıknatıs bir döner motora takılabilmektedir. Fazla serbestlik derecesinin eklenmesi ile helisel kuyruklu mikrorobotun kontrol probleminin çözülmesini sağlayabileceği öngörülmektedir [52]. Bunun harici biyolojik yapıdaki mikrorobotlardan makrofaj esaslı mikrorobotun harici olarak çalıştırılması için bir EMA sistemi

geliştirilmiştir. EMA sistemi, her biri x eksenine, y eksenine ve z ekseninde bir çift olmak üzere üç çift Helmholtz bobininden ve her biri x eksenine ve y ekseninde bir çift olmak üzere iki çift Maxwell bobininden oluşmaktadır. Üç çift Helmholtz bobininin rolü, bir üniform manyetik akı yaratmak iken, iki çift Maxwell bobininin amacı, ilgili bölgede üniform bir manyetik akı gradyanı oluşturmaktır. Bu sistemde aktif kanser tedavisi için makrofaj tabanlı mikrorobotun yönlendirilmesi in vitro olarak gerçekleştirilmiştir [53]. Kirpiksi mikrorobotta manyetik aktivasyon ve biyoyumluluk sağlamak için mikrorobotun kirpik kısmına bir nikel/titanyum çift katman püskürtülmüştür. Mikrorobot kirpiklerinin karşılıklı olarak harekete geçirmek için basamaklı bir manyetik alan oluşturan bir elektromanyetik bobin sistemi ile manipüle edilmiştir. Kirpiklerin vurma hareketi net bir itici kuvvet üretmiştir ve bu da mikrorobotun hareketiyle sağlamıştır [54]. Başka bir çalışmada da 3 boyutlu sarmal bir yapıya sahip bozunabilir bir hipertermi mikrorobotu (DHM-Degrable Helical Microrobot), aktif olarak kontrol edilen ilaç iletimi, salımı ve hipertermi tedavisini mümkün kılmaktadır. DHM'ler, beş serbestlik derecesi elde etmek için yarım küre biçimli bir konfigürasyonda sekiz elektromanyetik bobinli bir EMA sistemi tarafından üretilen bir RMF kullanılarak manipüle edilmektedir. Mikrorobotun tirbüşon benzeri hareket yapmasını sağlar [55]. Hoang ve arkadaşları, bir kablosuz kapsül endoskop yapısına dayanan ve gastrointestinal (GI) yoldaki hedef lezyonu hareket ettirmek, gözlemlenmek ve işaretlemek için harici bir elektromanyetik çalıştırma sistemi tarafından aktif olarak kontrol edilebilebileceği öne sürmüşlerdir. Önerdikleri EMA sistemi bir Helmholtz bobini ve iki özel tasarımı tek tip dikdörtgen bobin kapsül hizalaması için üniform bir manyetik alan (UMA) oluşturmak için kullanılmaktadır. Kapsülü itmek için UMA'yi kaplayan bir gradyan manyetik alan (GMA) oluşturmak için iki Maxwell bobini kullanılır. Bu şekilde WCE'nin geleneksel endoskopik operasyonun klinik uygulamalarının sınırlamalarını ortadan kaldırmak için, sindirim organlarındaki lezyonları, tümörleri veya polipektomi bölgelerini işaretlemek için uzaktan kontrollü (wireless capsule endoscopy) endoskopi yöntemi EMA ile gerçekleştirilebileceği kurgulanmıştır [57]. Jeong ve arkadaşları, insan kan damarlarının içinde elektromanyetik olarak gerçekleştirilen yönlendirmeye bir mikrorobot yönlendirilmiştir. İlaç verme operasyonlarının gerçekleştirildiği, hedef noktada kabarcıkların seçici akustik uyarımı ile ilaç salınımının gerçekleştirilerek hedef dokularda tedavi amaçlı yeni bir mikrorobotik ilaç dağıtım teknolojisi sunulmaktadır. Önceki çalışmalardan farklı olarak, önerilen mikrorobot sıvı ilaç formlarını sulu bir ortamda kapsülleme ve taşıma yeteneğine sahiptir. Bu teknoloji, herhangi bir karmaşık mekanik parça olmadan kablosuz olarak ilaçları manipüle etmek için sıkıştırılabilir kabarcıklar kullanır, bu da mikrorobotun tasarımının basit olmasını sağlamaktadır. Elektromanyetik bobin sistemi, üniform manyetik alanları ve manyetik akı gradyanını oluşturan iki bobin çiftinden oluşur. Elektromanyetik bobin sistemi, itme bilyalı rulmanlar (thrust ball bearings) kullanılarak, sistemin merkezi etrafında yatay ve manuel olarak döncek şekilde tasarlanmıştır. Mikrorobotun yönlendirilmesi için T tipi damar fantomu kullanılmışlardır [58]. Go ve arkadaşları, sadece dört elektromanyetik bobin kullanan 3 boyutlu sıralı mikrorobotlardan oluşan (lokomotif) bir mikrorobot için yeni bir EMA önermektedir. Önerilen EMA, iki dairesel bobin ve

iki eyer bobininden oluşan çok basit bir yapıya sahiptir. Mikrorobotun hizalanması ve itilmesi, dört bobinden gradyan manyetik alan tarafından belirlenmektedir. Bir damarı fantomunun, mikrorobotun fantomda bir hedef pozisyona hareket edebildiği ve hedef lezyona bir ilaç verebileceği

gösterilmiştir [59]. Choi ve arkadaşları, tübüler bir ortam boyunca dolaşabilen ve manyetik bir navigasyon sistemi tarafından harekete geçirilen farklı hedef noktalarında ilaçları seçici olarak serbest bırakabilen yeni bir kapsül tipi manyetik mikrorobot önermişlerdir. Önerilen mikrorobot,



Şekil 4. Elektromanyetik aktüatör sistemlerinde uygulama alanlarına göre değişen bobin topolojileri a) Boru şeklindeki ortamlarda etkili bir şekilde gezinebilen üç boyutlu (3B) salımlı bir manyetik alan oluşturmak tasarlanan Bobin Topolojisi [46]. b) Tümör hücrelerini hedefleyen bir mikrorobot için iki boyutlu (2B) Bobin Topolojisi. İki çift Helmholtz bobini ve iki çift Maxwell bobini ve z ekseninde bir çift Helmholtz bobininden oluşan bir EMA sistemidir. z ekseninde Helmholtz bobini, mikrorobotun titreşimini tetikleyebilir ve böylece mikrorobot ile alt yüzey arasındaki sürtünmeyi azaltabileceği düşünülmüş eklenmiştir [56].

farklı ilaçlar içeren iki silindirik ilaç odası bulunan kapsül tipi bir yapıdır. Manyetik bir gradyan ile tübüler bir ortamda dolaşabilir ve tekdüze dönen manyetik alanlar kullanarak farklı konumlardaki ilaçları serbest bırakabilmektedir. Önerdikleri kapsül mikrorobotu, 3 boyutlu katmanlı baskı teknolojisini kullanarak prototiplemişlerdir. Mikrorobotun ilaç salma hareketinin çalışma koşulları, vücuttaki manyetik kuvvet ve momentleri araştırılarak belirlenmiştir. Bu çalışmadaki EMA bir Maxwell bobini, Helmholtz bobini, gradyan eyer bobini ve iki üniform eyer bobini ile yapılandırılan bobin sistemidir. Helmholtz bobini ve üniform eyer bobini üniform manyetik alan üretirken Maxwell bobini ve gradyan eyer bobini manyetik gradyanı oluşturur. Dört bobinli EMA, manyetik eğimli ve 2 boyutlu düzlemde düzgün manyetik alanı seçerek mikrorobotu hareket ettirebilmektedir. Üç bobinli EMA, ilacı 3 boyutlu alanda dönen manyetik alanla serbest bırakabilmektedir [60]. Şekil 4'de farklı bobin tiplerinden oluşan elektromanyetik aktüatör sistemlerine yer verilmiştir. Mikrorobotun üç boyutlu (3B) gerçek zamanlı pozisyonu ve oryantasyon takibi, damarlardaki mikrorobot geometrisinin mikro boyutu, çatallanma ve kırılmalık nedeniyle klinik uygulamalarda kesin geri besleme kontrolü için bir zorluk olmaya devam etmektedir. Bu nedenle Nguyen ve arkadaşları, harici bir elektromanyetik aktüatör sistemi tarafından yönlendirilen insansız mikrorobotik cerrahi için 3 boyutlu duruş tanıma yöntemi önermiştir. Çift kanatlı bir X-ışını görüntüleme cihazı ile görüntülenen mermi şeklindeki bir mikrorobot, EMA sistemi ile damar şeklindeki bir fantomda

hareket ettirilmiştir [61]. Li ve arkadaşları, tümör terapisinde ilaç verilmesi için makro aralığı olan büyük damarlarında elektromanyetik aktivasyon ve mikro aralığı olan küçük damarlarda bakteriyel aktivasyon ile birleştirilmiş hibrit aktüatörlü bir mikrorobot önermişlerdir. Bu amaçla ürettikleri bakteriyobot adlı mikrorobot, x ve y ekseninde iki çift Helmholtz bobini ve iki çift Maxwell bobininden ve z ekseninde bir çift Helmholtz bobininden oluşan bir EMA sistemi ile 2 boyutlu olarak hareket ettirilmiştir [56]. Go ve arkadaşları, termo-elektromanyetik olarak çalıştırılan bir mikrorobot kullanılarak terapötik ajanların hedefli taşınmasını önermişlerdir. Özellikle yönlendirme sırasında, çekme ve yuvarlanma hareketleri, mikrorobotun sırasıyla katlanmış ve katlanmış şekillerine uygulanmaktadır. EMA Sistemi, mikro-mıknatis, mıknatislanma eğrisi, hareket hızı ve şekil değiştirme davranışı bakımından karakterize etmişlerdir [62]. Fu ve arkadaşları, vidalı jet mekanizmalı manyetik tahrikli bir mikrorobottan, bir EMA sisteminden ve bir konumlandırma sisteminden oluşan manyetik tahrikli bir kapsül mikrorobotik sistem önermişlerdir. Bir O-ring mıknatis gömülü manyetik olarak çalıştırılan mikrorobot, tıbbi teşhis veya ilaç taşıma gibi belirli bir görevi yerine getirme potansiyeline sahiptir. EMA sistemi, boru içerisindeki temel hareketin gerçekleştirilmesinde Maxwell bobinine ihtiyaç duyulmadan parçanın döndürülerek sıvı içerisinde vida hareketiyle ilerlemesi için dönel bir manyetik alan oluşturan üç eksenli Helmholtz bobinlerinden oluşur. Konumlandırma

sistemi, borudaki manyetik olarak çalıştırılan mikrorobotun pozunu tespit etmek için kullanılmıştır [63].

#### 4. Sonuçlar

Mikrorobotlar milimetre altı boyutları ile büyük kapsamlı ameliyatları ya da tedavileri, küçük kesilerden yapılabilecek hale dönüştürmeleri ve temassız kontrol edilebiliyor olmaları açısından umut vadetmektedir. Elektromanyetik sistemler, üretilen mikrorobotları, farklı bobin konfigürasyonları ile hedef bölgeye yönlendirme açısından uygun olan kuvvetleri ve momentleri yaratmaları açısından avantaj sağlayan sistemlerdir. Bu sayede, hastaların operasyonun yan etkilerinden mümkün olduğunca az etkilenmesi sağlanacaktır. Ayrıca görüntüleme teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte mikrorobotların vücut içerisindeki konumları hassas bir şekilde bilinebilecektir. Konumu bilinen mikrorobotlar kontrol algoritmalarının da yardımıyla çok daha hassas operasyonlar gerçekleştirilebilecektir. Tüm bu özelliklerin yanında operasyonların uzaktan ve temassız olarak gerçekleştirilmesi, Health 4.0 kapsamında o konudaki uzman hekimlere uzaktan erişebilme imkanı sağlayacaktır. Literatürdeki gelişmeler, elektromanyetik aktüatör sistemlerinin gelecekte mikro yapıdaki robot ve parçacıkları tanı ve tedavi amaçlı insan vücudu içerisinde yönlendirmek için sağlık kuruluşlarında aktif olarak kullanılmaya başlayacağı izlenimini vermektedir. Bunun haricinde manyetik mikrorobotlarda, mikrometre boyutunda yüksek performanslı mikrorobotlar oluşturmak için güçlü manyetizasyona sahip olan ve biyoyumlu ve muhtemelen biyolojik olarak parçalanabilen yeni manyetik mikro ve nanomateryallere ihtiyaç vardır [31]. Metinde biyolojik yapıda olmayan mikrorobot diye tanımladığımız geleneksel mikrorobotun üretimi, mikro boyutlar hassas ve maliyetli işlemler gerektirdiğinden biyolojik yapıya manyetik özellik kazandırılarak üretilen mikrorobotların manipülasyonuna yönelmek araştırmacılara daha makul görünmeye başlamıştır. Hedef bölgede mikrorobotun yapılacağı işlem bazı hassasiyet, kontrol ve stabilite durumlarına daha çok odaklanılmalıdır. Manyetik parçacık bazı görüntüleme metotları sayesinde, in vivo olarak ulaşılması ve görüntülenmesi zor bölgeler için ileriye dönük birçok çalışma alanı ortaya çıkacağı ön görülmektedir.

#### Kaynaklar

[1] Melloul, E., et al. (2016). Guidelines for perioperative care for liver surgery: enhanced recovery after surgery (eras) society recommendations. *World J. Surg.* 40(10), 2425–2440.  
 [2] Hernández-Vaquero, D., Fernández-Fairen, M., Torres-Perez, A., Santamaría, A. (2012). Minimally invasive surgery versus conventional surgery. A review of the scientific evidence. *Rev. Española Cirugía Ortopédica y Traumatol.* 56(6), 444–458.  
 [3] Luo, X., Mori, K., Peters, T. M. (2018). Advanced endoscopic navigation: surgical big data, methodology, and applications. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 20, 221–251.  
 [4] Miller, T. E., Mythen, M. (2014). Successful recovery after major surgery: moving beyond length of stay. *Perioper.*

*Med.* 3(1), 3–5.  
 [5] Glasgow, R.E., Adamson, K.A., Mulvihill, S.J. (2004). The benefits of a dedicated minimally invasive surgery program to academic general surgery practice. *J. Gastrointest. Surg.* 8(7), 869–873.  
 [6] Choi, P.J., Oskouian, R.J., Tubbs, R.S. (2018). *Telesurgery : past , present , and future.* 10(5), 1–5.  
 [7] Zemmar, A., Lozano, A.M., Nelson, B. J. (2020). The rise of robots in surgical environments during COVID-19. *Nat. Mach. Intell.* 2(10), 566–572.  
 [8] Kim, H., Julius, A.A., Kim, M.J. (2017). *Obstacle avoidance for bacteria-powered microrobots*, 2nd ed. Elsevier Inc.  
 [9] Sun, B., Wood, G., Miyashita, S. (2020). Milestones for autonomous in vivo microrobots in medical applications. *Surgery.* 2–5.  
 [10] P. Engineering and F. O. F. Engineering, (1963). *Micromanipulators and By.*  
 [11] Walckiers, L. (2010). Magnetic measurement with coils and wires. *CAS 2009 - Cern Accel. Sch. Magnets, Proc.* 357–385.  
 [12] Soto, F., Wang, J., Ahmed, R., Demirci, U. (2020). *Medical micro/nanorobots in precision medicine.* *Adv. Sci.* 7(21), 1–34.  
 [13] Sitti, M. et al. (2015). Biomedical applications of untethered mobile milli/microrobots. *Proc. IEEE.* 103(2), 205–224.  
 [14] Ceylan, H., Giltinan, J., Kozielski, K., Sitti, M. (2017). Mobile microrobots for bioengineering applications. *Lab Chip.* 17(10), 1705–1724.  
 [15] Sitti, M. (2009). Miniature devices: voyage of the microrobots. *Nature.* 458(7242), 1121–1122.  
 [16] Li, J. et al. (2018). Development of a magnetic microrobot for carrying and delivering targeted cells. *Sci. Robot.* 3(19), 1–12.  
 [17] Li, X., Fukuda, T. (2020). Magnetically guided micromanipulation of magnetic microrobots for accurate creation of artistic patterns in liquid environment. *Micromachines.* 11(7).  
 [18] Steager, E. B., Selman Sakar, M., Magee, C., Kennedy, M., Cowley, A., Kumar, V. (2013). Automated biomanipulation of single cells using magnetic microrobots. *Int. J. Rob. Res.* 32(3), 346–359.  
 [19] Metin, S. et al. (2015). Biomedical applications of untethered mobile milli/microrobots. *Proc IEEE Inst Electr Electron Eng.* 103(2), 205–224.  
 [20] Yesin, K.B., Vollmers, K., Nelson, B.J. (2006). Actuation, sensing, and fabrication for in vivo. *Exp. Robot.* 9, 321–330.  
 [21] Jeong, S., Choi, H., Cha, K., Li, J., Park, J.O., Park, S. (2011). Enhanced locomotive and drilling microrobot using precessional and gradient magnetic field. *Sensors Actuators, A Phys.* 171(2), 429–435.  
 [22] Lee, S. et al. (2018). A capsule-type microrobot with pick-and-drop motion for targeted drug and cell delivery. *Adv. Healthc. Mater.* 7(9), 1–6.  
 [23] Paek, J., Cho, I., Kim, J. (2015). Microrobotic tentacles with spiral bending capability based on shape-engineered elastomeric microtubes. *Sci. Rep.* 5, 1–11.  
 [24] Kim, E. et al. (2020). A magnetically actuated microrobot for targeted neural cell delivery and selective connection of neural networks. *Sci. Adv.*, 6(39), 1–12.

- [25] Ullrich, F. et al. (2013). Mobility experiments with microrobots for minimally invasive intraocular surgery. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 54(4), 2853–2863.
- [26] Jeon, S. et al. (2019). A magnetically controlled soft microrobot steering a guidewire in a three-dimensional phantom vascular network. *Soft Robot.* 6(1), 54–68.
- [27] Niedert, E. E. et al. (2020). A tumbling magnetic microrobot system for biomedical applications. *Micromachines.* 11(9).
- [28] Chen, C., Chen, L., Wang, P., Wu, L.F., Song, T., (2019). Steering of magnetotactic bacterial microrobots by focusing magnetic field for targeted pathogen killing. *J. Magn. Mater.* 479(6), 74–83.
- [29] Pena-Francesch, A., Giltinan, J., Sitti, M., (2019). Multifunctional and biodegradable self-propelled protein motors. *Nat. Commun.* 10(1), 1–10.
- [30] Koshinaga, M. et al. (2003). Brain cell transplantation. *日大醫學雜誌.* 62(8), 380–385.
- [31] Sitti, M., Wiersma, D.S. (2020). Pros and cons: magnetic versus optical microrobots. *Adv. Mater.* 32(20).
- [32] Zhang, H., Hutmacher, D.W., Chollet, F., Poo, A.N., Burdet, E. (2005). Microrobotics and MEMS-based fabrication techniques for scaffold-based tissue engineering. *Macromol. Biosci.* 5(6), 477–489.
- [33] Kummer, M.P., Abbott, J.J., Kratochvil, B.E., Borer, R., Sengul, A., Nelson, B.J. (2010). Octomag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation. *IEEE Trans. Robot.* 26(6), 1006–1017.
- [34] Kim, S., Lee, S., Lee, J., Nelson, B.J., Zhang, L., Choi, H. (2016). Fabrication and manipulation of ciliary microrobots with non-reciprocal magnetic actuation. *Sci. Rep.* 6, 1–9.
- [35] Jeong, S., Choi, H., Ko, S.Y., Park, J.O., Park, S. (2012). Remote controlled micro-robots using electromagnetic actuation (EMA) systems. *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics.* 482–487.
- [36] Kong, K., Yim, S., Choi, S., Jeon, D. (2012). A Robotic Biopsy Device for Capsule Endoscopy. *J. Med. Devices, Trans. ASME.* 6(3), 1–9.
- [37] Joseph, J.V., Oleynikov, D., Rentschler, M., Dumpert, J., Patel, H.R.H. (2008). Microrobot assisted laparoscopic urological surgery in a canine model. *J. Urol.* 180(5), 2202–2205.
- [38] Palagi, S., Fischer, P. (2018). Bioinspired microrobots. *Nat. Rev. Mater.* 3(6), 113–124.
- [39] Nguyen, V.D., Le, V.H., Kim, C., Han, J., Park, J., Choi, E. (2018). 7th IEEE Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), IEEE, Piscataway, , pp. 55–60
- [40] Ghanbari, A., Bahrami, M. (2011). A novel swimming microrobot based on artificial cilia for biomedical applications. *J. Intell. Robot. Syst. Theory Appl.* 63(3–4), 399–416.
- [41] Nourmohammadi, H., Keighobadi, J. (2014). Design, modelling and control of a manoeuvrable swimming microrobot. *IFAC.* 19(3).
- [42] Cho, S., Park, S.J., Ko, S.Y., Park, J.O., Park, S., 2012. Development of bacteria-based microrobot using biocompatible poly (ethylene glycol). *Biomed. Microdevices.* 14(6), 1019–1025.
- [43] Chen, W., Sun, M., Fan, X., Xie, H. (2020). Magnetic/pH-sensitive double-layer microrobots for drug delivery and sustained release. *Appl. Mater. Today.* 19, 100583.
- [44] Yu, C., Choi, H., Park, J., Park, S. (2009). Three-dimensional electromagnetic actuation system for intravascular locomotion. *IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. IROS.* 1, 540–545.
- [45] Kwon, J.O., Yang, J.S., Chae, J.B., Chung, S.K. (2014). Micro-object manipulation in a microfabricated channel using an electromagnetically driven microrobot with an acoustically oscillating bubble. *Sensors Actuators, A Phys.* 215, 77–82.
- [46] Nam, J., Jeon, S., Kim, S., Jang, G. (2014). Crawling microrobot actuated by a magnetic navigation system in tubular environments. *Sensors Actuators, A Phys.* 209, 100–106.
- [47] Kee, H., Lee, H., Choi, H., Park, S. (2020). Analysis of drivable area and magnetic force in quadrupole electromagnetic actuation system with movable cores. *Meas. J. Int. Meas. Confed.* 161, 107878.
- [48] Zarrouk, A., Belharet, K., Tahri, O. (2020). Vision-based magnetic actuator positioning for wireless control of microrobots. *Rob. Auton. Syst.* 124.
- [49] Nakamura, S., Harada, K., Sugita, N., Mitsuishi, M., Kaneko, M. (2011). Electromagnetic drive of microrobot geometrically constrained in blood vessel. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS.* 6664–6667.
- [50] Fu, Q., Guo, S., Yamauchi, Y., Hirata, H., Ishihara, H. (2015). A novel hybrid microrobot using rotational magnetic field for medical applications. *Biomed. Microdevices.* 17(2).
- [51] Jeon, S. et al. (2019). A magnetically controlled soft microrobot steering a guidewire in a three-dimensional phantom vascular network. *Soft Robot.* 6(1), 54–68.
- [52] Peyer, K.E., Zhang, L., Nelson, B.J. (2013). Bio-inspired magnetic swimming microrobots for biomedical applications. *Nanoscale.* 5(4), 1259–1272.
- [53] Han, J. et al. (2016). Hybrid-Actuating macrophage-based microrobots for active cancer therapy. *Sci. Rep.* 6, 1–10.
- [54] Kim, S. et al. (2013). Fabrication and characterization of magnetic microrobots for three-dimensional cell culture and targeted transportation. *Adv. Mater.* 25(41), 5863–5868.
- [55] Nelson, B.J., Kaliakatsos, I.K., Abbott, J.J. (2010). Microrobots for minimally invasive medicine. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 12, 55–85.
- [56] Li, D. et al. (2015). A hybrid actuated microrobot using an electromagnetic field and flagellated bacteria for tumor-targeting therapy. *Biotechnol. Bioeng.* 112(8), 1623–1631.
- [57] Hoang, M.C. et al. (2019). A wireless tattooing capsule endoscope using external electromagnetic actuation and chemical reaction pressure. *PLoS One.* 14(7), 1–17.
- [58] Jeong, J., Jang, D., Kim, D., Lee, D., Chung, S.K. (2020). Acoustic bubble-based drug manipulation: Carrying, releasing and penetrating for targeted drug delivery using an electromagnetically actuated microrobot. *Sensors Actuators, A Phys.* 306, 111973.
- [59] Go, G. et al. (2015). ( 4 Coils ) for 3-D Locomotive Microrobot. *IEEE Trans. Magn.* 51(4).
- [60] Choi, K., Jung, G., Jeon, S., Nam, J. (2014). Capsule-type magnetic microrobot actuated by an external magnetic field for selective drug delivery in human blood vessels. *IEEE Transactions on Magnetics.* 50(11).

- [61] Nguyen, P.B. et al. (2018). Real-time microrobot posture recognition via biplane X-ray imaging system for external electromagnetic actuation. *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.* 13(11), 1843–1852.
- [62] Go, G., Du Nguyen, V., Jin, Z., Park, J.O., Park, S. (2018). A thermo-electromagnetically actuated microrobot for the targeted transport of therapeutic agents. *Int. J. Control. Autom. Syst.* 16(3), 1341–1354.
- [63] Fu, Q., Zhang, S., Guo, S., Guo, J. (2018). Performance evaluation of amagnetically actuated capsulemicrorobotic system for medical applications. *Micromachines.* 9(12), 1–16.

# Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin Aile Hekimlerinde Geçerlik ve Güvenirliğinin Değerlendirilmesi

Giray KOLCU<sup>1,2</sup> , Gökmen ÖZCEYLAN<sup>3</sup> , Aysel BAŞER<sup>4</sup> ,  
Sibel BAKTIR ALTUNTAŞ<sup>5</sup> 

<sup>1</sup>Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Eğitimi ve Bilişimi Anabilim Dalı, Isparta, Türkiye

<sup>2</sup>Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Isparta, Türkiye

<sup>3</sup>TC. Sağlık Bakanlığı Tekirdağ İl Sağlık Müdürlüğü, Çorlu Reşadiye Aile Sağlığı Merkezi, Tekirdağ, Türkiye

<sup>4</sup>İzmir Demokrasi Üniversitesi, Tıp Eğitimi Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

<sup>5</sup>Başakşehir Çam ve Sakura Şehir Hastanesi, Aile Hekimliği Kliniği, İstanbul, Türkiye

www.dergipark.org.tr/rjbb

Alınış Tarihi: 29/01/2021

Kabul Tarihi: 22/02/2021

**Anahtar Kelimeler:** Yapay Zekâ,  
Kaygı, Geçerlik, Güvenirlik

## Özet

Giriş: Yapay zekâ bir makinenin insan zekâsı gerektiren davranışları taklit etme yeteneği olarak tanımlanmaktadır.

Amaç: Bu çalışmada “Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeği”nin Türkçe uyarlamasının aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında geçerlik ve güvenilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Yöntem: Kesitsel tipteki bu çalışma için Süleyman Demirel Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik kurulundan çalışma onayı alınmıştır (18.01.2021/Sayı:5). Türkiye’den çevrimiçi olarak ulaştığımız aile hekimi ve aile hekimliği uzmanlarından çalışmaya katılmayı kabul edenlere çalışma hakkında kısa bir bilgilendirme yaparak anket sorularını yanıtlamalarını istedik(n=402). Çalışmada veri toplama aracı olarak Wang tarafından geliştirilmiş ve Terzi tarafından Türkçe geçerlik güvenilirlik çalışması yapılmış olan “Yapay Zekâ Endişe Ölçeği” tercih edildi. Ölçme aracının geçerlik ve güvenilirliğinin belirlenmesi için uzman görüşleri sonrasında madde kapsam geçerlik analizleri, ölçek tanımlayıcı analizleri, KMO testi, açıklayıcı faktör analizleri, alt boyutlar arası korelasyon analizleri, doğrulayıcı faktör analizleri yapıldı. Güvenirlik için ise klasik test kuramı ve genellenebilirlik kuramı tercih edildi.

Bulgular: Çalışma kapsamında ölçeğin popülasyon ile uyumu ve çalışma evrenine genelleme düzeyi değerlendirildi. Ölçeğin geçerlik analizleri için çeviri ve kapsam geçerliliği analizleri Davis tekniğine göre yapıldı. SCVI/Ave ilgililik için 0.97, anlaşılabilirlik için 0.96 olarak hesaplandı. Yapı geçerliliği analizlerinde Ölçeğin KMO testi sonucu 0.931 olarak hesaplandı ve ölçek “mükemmel” düzeyde faktörlere ayrılabilir olarak değerlendirildi. Açıklayıcı faktör analizinde orjinal ve Türkçe uyarlama çalışmaları ile uyumlu olarak ölçeğin 4 alt boyuta ayrıldığı gösterildi. Doğrulayıcı faktör analizinde uyum indeksleri “kabul edilebilir” ve “mükemmel” düzeyde olarak değerlendirildi. Ölçeğin alt boyutları ile birlikte bütünsel bir model oluşturduğu gösterildi. Ölçeğin klasik test kuramı ile yapılan güvenilirlik analizlerinde Cronbach's Alpha 0.95, genellenebilirlik kuramı ile yapılan güvenilirlik analizlerinde G-katsayısı 0.95 olarak hesaplandı.

Sonuç: Bu çalışmada Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeği Türkçe formunun aile hekimleri/ aile hekimliği uzmanlarında geçerlik ve güvenilirliği değerlendirilmeye çalışılmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında yapay zekâ ile ilgili kaygı düzeyini değerlendirmek için kullanılacak geçerli ve güvenilir bir ölçme aracı olduğunu söylemek olanaklıdır.



## Evaluation of The Validity and Reliability of The Artificial Intelligence Anxiety Scale in Family Physicians

www.dergipark.org.tr/rjbb

Received: 29/01/2021

Accepted: 22/02/2021

**Keywords:** *Artificial Intelligence, Anxiety, Validity, Reliability*

### Abstract

**Introduction:** Artificial intelligence is defined as the ability of a machine to imitate behaviors that require human intelligence.

**Objective:** The aim of this study is to evaluate the validity and reliability of the Turkish version of the "Artificial Intelligence Anxiety Scale" in family physicians.

**Methods:** The study was approved by Süleyman Demirel University Clinical Research Ethics Committee for this cross-sectional study (18.01.2021 / Issue: 5). We have reached in the online to family physicians and family medicine in Turkey a short information about the study and who agreed to participate in the study by experts from we wanted to answer survey questions (n= 402). This cross-sectional study of 402 family doctors from Turkey/family medicine specialists participated (n =402). In the study, the "Artificial Intelligence Anxiety Scale", which was developed by Wang and whose Turkish validity and reliability study was conducted by Taylor, was preferred as the data collection tool. In order to determine the validity and reliability of the measuring tool, after expert opinions, item content validity analysis, scale descriptive analysis, KMO test, explanatory factor analysis, correlation analysis between sub-dimensions, and confirmatory factor analysis were performed. For reliability, classical test theory and generalizability theory were preferred.

**Results:** With in the scope of the study, the compatibility of the scale with the population and the generalization level to the study population were evaluated. For the validity analysis of the scale, translation and content validity analysis were performed according to Davis technique. SCVI / Ave was calculated as 0.97 for relevance and 0.96 for clarity. In the construct validity analysis, the KMO test result of the scale was calculated as 0.931 and the scale was considered to be divisible into "excellent" factors. In the explanatory factor analysis, it was shown that the scale was divided into 4 sub-dimensions in accordance with the original and Turkish adaptation studies. In the confirmatory factor analysis, fit indices were evaluated as "acceptable" and "excellent". It was shown that the scale formed a holistic model with its sub-dimensions. Cronbach's Alpha was calculated as 0.95 in the reliability analysis of the scale with the classical test theory, and the G-coefficient was calculated as 0.95 in the reliability analysis made with generalizability theory.

**Conclusion:** In this study, the validity and reliability of the Turkish version of the Artificial Intelligence Anxiety Scale was tried to be evaluated in family physicians. According to the results obtained from the study, it is possible to say that the Artificial Intelligence Anxiety Scale is a reliable and reliable measurement tool that can be used in family physicians and family medicine specialists for the level of anxiety about artificial intelligence.

### 1.Giriş

Yapay zekâ (YZ) bir makinenin insan zekâsı gerektiren davranışları taklit etme yeteneği olarak tanımlanan bir bilgisayar bilimi alanıdır [1,2]. Görsel algılama, konuşma tanıma, karar verme ve diller arasında çeviri gibi insan zekâsı gerektiren görevleri yerine getirebilen makineler oluşturmaya odaklanan bilgisayar sistemlerinin teorisi ve gelişimine katkı sağlayan bilime YZ denilmektedir [1]. Günümüzde artık hemen her alanda YZ içeriği ile karşılaşılmaktadır. YZ her geçen gün maliyeti azalan, performansı artan uygulamalar haline almaktadır [3-6].

Aile hekimleri/aile hekimliği uzmanları dünyada büyük meslek gruplarındandır. Eğitim, hizmet, araştırma alanlarında faaliyet göstermektedirler [7-9]. Güvenli bir sağlık sistemi için doğru araçlarla, hesap verebilir, yetenekli ve bilgili işgücünü oluşturmak için aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarının eğitiminde danışmanlık hizmeti unsurların sağlanması gerekmektedir. Hesap verebilir, yetenekli ve bilgili bir işgücü hazırlamak için eğitim ve öğretim çok önemlidir. Aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarına verilen eğitim ve öğretimin kapsamı ve yeterliliği hasta güvenliğini etkileyen en önemli konulardan biridir. Bu nedenle, sağlık profesyonellerinin eğitiminde kullanılan uygulamaların sağlık hizmetlerinde mevcut uygulamalarla uyumlu

olmalıdır. Bu nedenle, YZ sağlık profesyonelleri ve eğitimcileri için özellikle kritik bir konudur [10,12].

Teknoloji bireylerin yoğun çalışma temposu içinde sürekli eğitim alabilmelerine olanak sağlamaktadır [13]. Her yeni teknoloji, yoğun bir itibar ve beklenti artışı döneminden geçer, beklentileri karşılayamadığın da ani bir düşüş yaşar, ardından teknoloji geliştikçe ve hayatımıza entegre edildikçe daha yavaş bir büyüme yaşanır. YZ'nin öğrenme ile ilişkisi özellikle derin öğrenme konusu günümüzde zirvededir [11,14-16].

**Amaç:** Bu çalışmada “Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeği” nin Türkçe uyarlamasının aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında geçerlik ve güvenilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

## 2. Yöntem

Çeviri ve Kültürler arası Uyum Süreci için Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin aile hekimleri/ aile hekimliği uzmanlarında geçerlik ve güvenilirliğinin değerlendirilmesi çalışması yapılırken Sozua ve Rojannasirat tarafından sağlık alanındaki ölçekler ve ölçme araçlarının çeviri, adaptasyon ve geçerlik süreçlerinde kullanılması öngörülerek yazılan kılavuzda yararlanılmıştır [17]. Çalışma için ölçeğin Türkçe geçerlik ve güvenilirlik çalışmasını yapmış olan yazardan 30.12.2020 tarihinde yazılı izin alındı [18]. Ölçeğin adaptasyon çalışmaları yapılmadan önce Süleyman Demirel Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik kurulundan çalışma onayı alınmıştır (18.01.2021/Sayı:5).

Çalışmada veri toplama aracı olarak Wang tarafından geliştirilmiş ve Terzi tarafından Türkçe geçerlik güvenilirlik çalışması yapılmış olan “Yapay Zekâ Endişe Ölçeği” tercih edildi [18,19]. Ölçeğin öğrenme (1,2,3,4,5,6,7,8 ve 9 nolu sorular), işi değiştirme (10,11,12,13 ve 14 nolu sorular), sosyoteknik körlük (15,16,17 ve 18 nolu sorular) ve yapay zekâ yapılandırması (19,20 ve 21 nolu sorular) adı altında 4 alt boyutu vardır. Ölçek toplamda 21 sorudan oluşmaktadır. Ölçekte negatif soru bulunmamaktadır. Ölçek 7’li Likert tipi cevap ölçeği ile puanlanmaktadır. Ölçekten en az 21 en çok 147 puan alınabilmektedir.

Ölçeğin pilot uygulaması ve anlaşılabilirliğinin test edilmesi için 2 Tıp Eğitimi, 2 Aile Hekimliği uzmanı ve 1 hemşireden oluşan bir ekip oluşturuldu. Katılımcılardan ölçme aracının maddelerinin anlaşılabilirliğini Davis tekniğine göre değerlendirmeleri ve anlaşılır olmadığı ifade edilen maddeler için öneride bulunmaları istenmiştir. Maddelerin %80 ve üzeri oranda anlaşılır olması beklenir. Beklenen oranda anlaşılır bulunan maddeler ölçme aracına kaydedilirken, daha düşük oranlarda anlaşılır bulunan maddeler için gelen öneriler de dikkate alınarak süreç baştan işletilmiştir.

Ölçeğin bir hedef kitlede uygulanması için 19.01.2021-25.01.2021 tarihleri arasında son hali verilen ölçeğin bir hedef kitlede uygulanması amacıyla ülke genelinde gönüllü 402 aile hekimi/aile hekimliği uzmanından ölçeği çevrimiçi ortamda doldurmaları istenmiştir. Çalışma verilerinin istatistiksel analizlerinde analiz aracı olarak MS Excel, EduG, JASP ve SPSS 24-AMOS paket yazılımları kullanıldı.

Ölçme aracının geçerlik ve güvenilirliğinin belirlenmesi için uzman görüşleri sonrasında madde kapsam geçerlik analizleri ve ölçeğin hedef kitleye uygulanmasının ardından elde edilen verilerle geçerlik ve güvenilirliğe ilişkin yorum yapabilmek için ölçeğin tanımlayıcı analizleri, Kaiser-Meyer-Olkin analizleri, açıklayıcı faktör analizleri, alt boyutlar arası korelasyon analizleri, doğrulayıcı faktör analizleri olarak belirlenmiş ve güvenilirliğe ilişkin klasik test kuramı ve genellenebilirlik kuramı ile güvenilirlik analizleri yapılmıştır.

Genellenebilirlik kuramı ölçme sonuçlarının evrene genellenebilmesine odaklanmaktadır [20]. Birden fazla hata kaynağının bir arada değerlendirilerek tek bir güvenilirlik değeri hesaplanmaktadır [21,22]. G-kuramı çoklu varyans kaynaklarını tek bir analizde ele alması, her bir varyans kaynağının büyüklüğünün belirlenmesi, bireylerin performanslarına dayalı bağlı kararlar ve bireylerin performanslarıyla ilgili mutlak kararlar alınmasına ilişkin iki farklı güvenilirlik katsayısının (sırasıyla; G katsayısı ve phi katsayısı) hesaplanması ve ölçme hatasının en aza indirgenebileceği ölçmelerin düzenlenmesine (Karar “K” çalışmaları) imkân sağlamaktadır [23]. Bu çalışmada birden fazla hata kaynağının değerlendirildiği, güvenilirlik analizine ve karar çalışmasına imkân sağladığı G-kuramı tercih edilmiştir.

## 3. Bulgular

Kesitsel tipteki bu çalışmaya 402 aile hekimi/aile hekimliği uzmanı katılmıştır (n:402). Geçerlik güvenilirlik çalışmalarında ölçek madde sayısının 5-10 katı katılımcı olması ölçeğin değerlendirilmesi için yeterli olarak kabul edilmektedir. Çalışmamızda da hedef sayının üzerinde örnek büyüklüğü ile değerlendirme yapılmıştır. Çalışma kapsamında ölçeğin popülasyon ile uyumu ve çalışma evrenine genelleme düzeyi değerlendirilmiştir. Ölçeğin geçerlik analizleri için çeviri ve kapsam geçerliliği analizleri Davis tekniğine göre yapıldı. Ölçeğin SCVI/Ave (Kapsam geçerliliği ortalama değeri) ilgililik için 0.97, anlaşılabilirlik için 0.96 olarak hesaplanmıştır. Ölçek maddelerinin I-CVI (Madde kapsam geçerliliği indeksi) tabloda belirtilmiştir (Tablo 1).

Tablo 1. Yapay zeka endişe ölçeği içerik geçerliliği indeksi değerleri

İlgililik				Anlaşılrlık			
Madde no	hakem sayısı	toplam	I-CVI	Madde no	hakem sayısı	toplam	I-CVI
1	5	5	1	1	5	5	1
2	5	5	1	2	5	5	1
3	5	5	1	3	5	5	1
4	5	5	1	4	5	5	1
5	5	5	1	5	5	5	1
6	5	4	0.8	6	5	4	0.8
7	5	5	1	7	5	5	1
8	5	5	1	8	5	5	1
9	5	4	0.8	9	5	4	0.8
10	5	5	1	10	5	5	1
11	5	5	1	11	5	5	1
12	5	5	1	12	5	5	1
13	5	5	1	13	5	4	0.8
14	5	5	1	14	5	5	1
15	5	5	1	15	5	5	1
16	5	4	0.8	16	5	4	0.8
17	5	5	1	17	5	5	1
18	5	5	1	18	5	5	1
19	5	5	1	19	5	5	1
20	5	5	1	20	5	5	1
21	5	5	1	21	5	5	1
S-CVI*			0.97	S-CVI*			0.96

\*S-CVI of. 80 oldukça yüksek bir iç geçerlilik oranıdır.

Ölçeğin Davis tekniğine göre anlaşılrlık analizinin değerin (%0.3) düşük olması puanlayıcılar arasında fark genellenebilirlik kuramına göre yapılan varyans analizinde olmadığını göstermektedir (Tablo 2). bireyler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağlı

Tablo 2. Ölçeğin Davis tekniğine göre varyans analizi

Source	SS	df	MS	Components				SE
				Random	Mixed	Corrected	%	
P	0.70476	4	0.17619	0.00048	0.00048	0.00048	0.3	0.00500
M	2.13333	20	0.10667	-0.01190	-0.01190	-0.01190	0.0	0.00827
PM	13.29524	80	0.16619	0.16619	0.16619	0.16619	99.7	0.02595
<b>Total</b>	<b>16.13333</b>	<b>104</b>					<b>100%</b>	

Ölçeğin yapı geçerliliği analizlerinde Ölçeğin KMO (Kaiser Meyer Olkin) testi sonucu 0.931 olarak hesaplandı ve ölçek “mükemmel” düzeyde faktörlere ayrılabilir olarak değerlendirildi.

Ölçeğin açıklayıcı faktör analizinde orjinal ve Türkçe uyarlama çalışmaları ile uyumlu olarak 4 alt boyuta ayrıldığı gösterildi (Tablo 3).

Tablo 3. Ölçeğin faktör yükleri ve dağılımları

Ort±ss	Öğrenme	İşi Değiştirme	Sosyoteknik Körlük	Yapay Zekâ Yapılandırması
Ö1	0.602			
Ö2	0.635			
Ö3	0.649			
Ö4	0.601			
Ö5	0.650			
Ö6	0.473			
Ö7	0.485			
Ö8	0.474			
Ö9	0.736			
İ10		0.647		
İ11		0.815		
İ12		0.759		
İ13		0.724		
İ14		0.751		
S15			0.616	
S16			0.709	
S17			0.688	
S18			0.754	
Y19				0.916
Y20				0.932
Y21				0.907

Ölçeğin alt boyutları arası korelasyon analizinde Spearman korelasyon analizi yapıldı. Öğrenme ile işi değiştirme ve yapay zekâ yapılandırması arasında yüksek, sosyoteknik körlük ile orta düzeyli korelasyon olduğu görüldü.

İşi değiştirme ile sosyo teknik körlük ve yapay zekâ yapılandırması arasında yüksek düzeyli korelasyon olduğu görüldü. Sosyoteknik körlük ve yapay zekâ yapılandırması arasında yüksek düzeyli korelasyon olduğu görüldü (Tablo 4).

Tablo 4. Alt boyutlar arası korelasyon analizi\*\*\* [Spearmanrho (Cronbachalf)]

	Öğrenme	İşi Değiştirme	Sosyoteknik Körlük	Yapay Zekâ Yapılandırması
Öğrenme	1.000 (0.90)	0.619**	0.499**	0.617**
İşi Değiştirme	0.619**	1.000 (0.91)	0.750**	0.732**
Sosyoteknik Körlük	0.499**	0.750***	1.000 (0.88)	0.743**
Yapay Zekâ Yapılandırması	0.617**	0.732***	0.743**	1.000 (0.97)

\*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

Ölçek maddelerinin gizil değişkenlerin gözlenen değişkenleri açıklama durumu değerlendirildiğinde tüm maddelerin T değerleri >2.33 ve istatistiksel olarak anlamlı olarak hesaplandı. Tüm maddelerin modele katkı sağladığı gösterildi (Tablo 5).

Tablo 5. Maddelerin T-değerleri

Öğrenme		İşi Değiştirme		Sosyoteknik Körlük		Yapay Zekâ Yapılandırması	
Madde No:	t	Madde No:	t	Madde No:	t	Madde No:	t
1	12.70*	10	12.99*	15	11.89*	19	9.86*
2	11.73*	11	11.53*	16	9.63*	20	6.39*
3	9.87*	12	9.59*	17	10.72*	21	10.94*
4	9.73*	13	13.11*	18	11.89*		
5	12.32*	14	10.90*				
6	13.35*						
7	13.48*						
8	14.13*						
9	13.90*						

\*p<0.01

Ölçeğin doğrulayıcı faktör analizinde uyum indeksleri “kabul edilebilir” ve “mükemmel” düzeyde olarak değerlendirildi. Ölçeğin alt boyutları ile birlikte bütünsel bir model oluşturduğu gösterildi (Tablo 6).

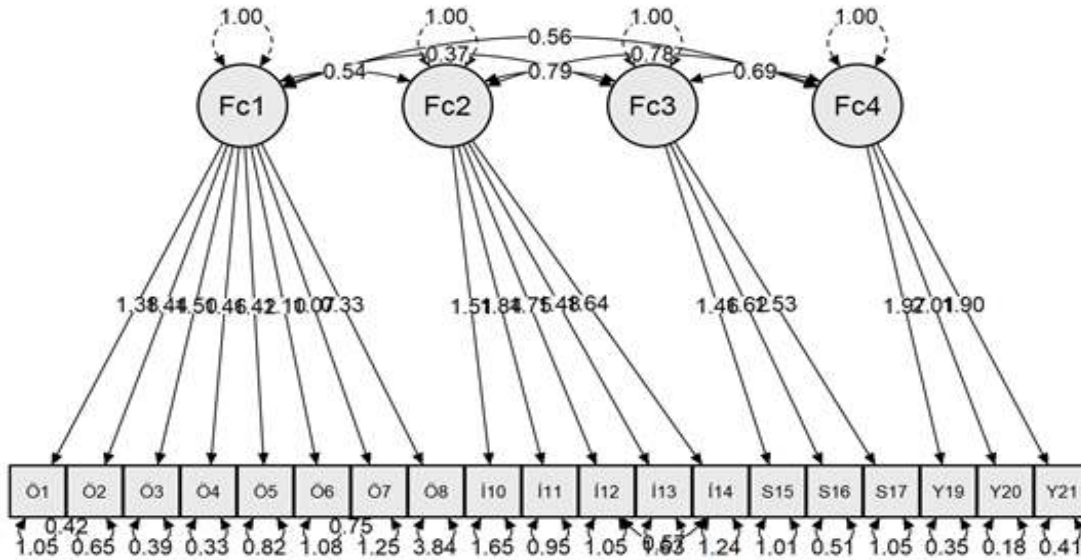
Tablo 6. Doğrulayıcı faktör analizi\*

Fit indexes	Criteriafor excellent fit	Criteriafor acceptable fit	Fit indexes obtained	Result
$\chi^2/sd$	$0 \leq \chi^2/sd \leq 2$	$2 \leq \chi^2/sd \leq 3$	2.96	Acceptable fit
SRMR	$.00 \leq RMSR \leq .05$	$.05 \leq RMSR \leq .10$	0.066	Acceptable fit

<b>AGFI</b>	.90 ≤ AGFI ≤ 1.00	.85 ≤ AGFI ≤ .90	0.86	Acceptable fit
<b>CFI</b>	.95 ≤ CFI ≤ 1.00	.90 ≤ CFI ≤ .95	0.961	Excellent fit
<b>NNFI</b>	.95 ≤ NNFI ≤ 1.00	.90 ≤ NNFI ≤ .95	0.953	Excellent fit
<b>RMSEA</b>	.00 ≤ RMSEA ≤ .05	.05 ≤ RMSEA ≤ .08	0.072	Acceptable fit
<b>GFI</b>	.95 ≤ GFI ≤ 1.00	.90 ≤ GFI ≤ .95	0.891	Acceptable fit

\*Yapısal eşitlik modelinde uyum indeksleri analizi

Şekil 1.



Ölçeğin klasik test kuramı ile yapılan güvenilirlik analizlerinde Cronbach's Alpha 0.95, genellenebilirlik kuramı ile yapılan güvenilirlik analizlerinde G-katsayısı 0.95 olarak hesaplandı. Ölçeğin varyans analizinde bireyler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesi %37.7, maddeler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesi %21.9 ve birey-madde için kestirilen varyans bileşeni yüzdesi %40.4 olarak hesaplandı. Bireyler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağıl değerinin yüksek olması bireylerin ölçülen özellikleri bakımından farklılıklarının güvenle ortaya koyulabildiğini ve gözlenen

puanların gerçek puanları temsil etme gücünün yüksek olduğunu göstermektedir. Maddeler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağıl değerinin küçük olması madde örnekleminde madde evrenine yüksek doğrulukla genelleme yapılabileceğini göstermektedir. Birey-madde için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağıl değerinin küçük olması sistematik/sistematik olmayan hata kaynaklarının büyük oranda kontrol edilebildiğini göstermektedir (Tablo 7).

Tablo 7. Varyans analizi

Kaynak	SS	df	MS	Components				SE
				Random	Mixed	Corrected	%	
Birey	14837.17046	401	37.00043	1.67651	1.67651	1.67651	37.7	0.12413
Madde	7863.06705	20	393.15335	0.97353	0.97353	0.97353	21.9	0.29488
Birey-Madde	14386.07581	8020	1.79378	1.79378	1.79378	1.79378	40.4	0.02832
Toplam	37086.31331	8441					100%	

#### 4. Tartışma

Bu çalışma da Yapay Zekâ Kaygısı ölçeğinin Türkçe uyarlamasının aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında oluşan bir popülasyonda geçerlik ve güvenilirlik analizleri yapılmıştır. Bu amaçla Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin kapsam ve yapı geçerliliği incelenmiş, güvenilirlik katsayıları hesaplanmıştır.

Ölçek uyarlama çalışmalarında dil ve kültür uyumu önemlidir. Bu uyumun sağlanması için çeviri geçerliliği ve kapsam geçerliliği çalışmaları yapılmaktadır. Alan yazında madde kapsam geçerlik indeksi (I-CVI) için önerilen değer altı veya daha fazla sayıda kişiden görüş alındığı durumlarda I-CVI değerinin minimum 0.78'dir [24]. Ölçek kapsam geçerlik indeksinin de (SCVI/Ave) 0.90 ve üzeri olması gerektiği bildirilmiştir [25,26]. Çalışmamızda da alan yazın ile uyumlu olarak I-CVI değeri 0.80-1.00 arasında, SCVI/Ave değeri de 0.97 ve 0.96 olarak hesaplanmıştır [26]. Ölçeğin kapsam geçerlik indeksleri ile kapsam ve çeviri geçerliliğini sağladığı gösterilmiştir.

Ölçek uyarlama çalışmalarının yapı geçerliliği değerlendirilmesinde açıklayıcı faktör analizinde (AFA) ölçeğin alt boyutlara ayrılabilmesinin değerlendirilmesi için Kaiser-Mayer-Olkin (KMO) testi önerilmektedir [27]. KMO değeri kimi kaynaklarda 0.60 ve üzeri "kabul edilebilir" olarak belirtilirken kimi kaynaklarda 0.90 üzeri "mükemmel düzeyde modellenilebilir" olarak değerlendirilmektedir [28, 29]. Çalışmamızda alan yazın ile uyumlu olarak KMO değeri 0.931 olarak hesaplanmış ve ölçek mükemmel düzeyde faktörlenebilir olarak değerlendirilmiştir. Ölçek açıklayıcı faktör analizinde 4 alt boyuta ayrılmıştır.

Ölçeklerin faktör yapısının incelenmesi ve bu faktörlerin birbirleri ile olan ilişkilerini ortaya koymak için yapısal eşitlik modellerinin bir türü olan doğrulayıcı faktör analizi yapılmaktadır [30]. Doğrulayıcı faktör analizi ölçek uyarlama çalışmaları sırasında toplanılan bilgilerin ölçek geliştirilirken yararlanılan teorik arka plana uygunluğunu test ederek ölçeklerin standardizasyonuna hizmet eder bu nedenle özellikle ölçek uyarlama çalışmalarında yapılması istenen bir analizdir. Çalışmamızda ölçek faktörleri doğrulayıcı faktör analizi ile değerlendirilmiş ve 4 alt boyutun açıklayıcı faktör analizi ile değerlendirilen modeli oluşturduğu belirlenmiştir [30]. Çalışmamızda alan yazın ile uyumlu olarak doğrulayıcı faktör analizinin uyum indeksleri "kabul edilebilir" düzeyde olarak hesaplanmıştır [31]. Bu bilgiler ışığında ölçeğin yapı geçerliliğinin sağlandığı gösterilmiştir.

Ölçek uyarlama çalışmalarında iç tutarlılığın sağlanması amacıyla güvenilirlik analizleri yapılmaktadır. Bu analizlerde güvenilirlik katsayısı (cronbachalpha) 0.60 ve üzeri olması kabul edilebilir düzey olarak değerlendirilmektedir [32]. Ölçeğin orijinal versiyonunda alt boyutların güvenilirlik katsayıları 0.88 ile 0.97 arasında hesaplanmış ve alt boyutlar güvenilir olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızda ölçeğin güvenilirlik katsayısı klasik test kuramı ve genellenilebilirlik kuramına göre 0.95 olarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızda ölçeğin aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında değerlendirilmesi aile hekimleri/aile hekimliği uzmanları ile gerçekleştirilmiştir. Örneklem sayısı olarak popülasyonu temsil gücü yeterlidir. Ölçeğin çevrimiçi olarak

uygulanması ve gönüllülük esasına göre uygulanması örneklem seçiminde seçime bağlı bias oluşmuştur. Ölçeğin genellenilebilirlik kuramı ile yapılan değerlendirmesinde bireyler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağlı değerinin büyük olması ölçülen tutumun özellikleri bakımından farklılıklarının değerlendirilmesinin yüksek olduğunu, maddeler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin (madde güçlüğü) bağlı değerinin küçük olması maddelerin algılanmasında farklılık olduğunu, birey-maddeler için kestirilen varyans bileşeni yüzdesinin bağlı değerinin düşük olması sistematik/sistematik olmayan hata kaynaklarının kontrol edilebildiğini göstermektedir. Bu veriler doğrultusunda çalışmamızdaki örnek büyüklüğünün geçerlik güvenilirlik çalışması için yeterli ve popülasyonda davranışı gösterme konusunda temsil gücü yüksek olarak değerlendirilmiştir. Bu bilgiler ışığında ölçek aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında yapay zekâ ile ilgili kaygı düzeyinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılabilir.

#### 5. Sonuç

Yapay zekâ önümüzdeki dönemin önemli teknolojik gündemleri arasındadır. Sağlık alanında da yapay zekâ destekli birçok uygulama geliştirilmektedir. Yapay zekânın hasta güvenliğini arttırmaya yönelik katkısı sağlık alanında önemli bir alanı işaret etmektedir. Bu uygulamaların etkinliği için ön yargıların az, farkındalık ve hazır bulunuşluğun yüksek olması gerekmektedir. Bu durumun değerlendirilmesi için popülasyona özgü ölçme araçlarına gereksinim vardır. Bu çalışmada Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeği Türkçe formunun aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında geçerlik ve güvenilirliği değerlendirilmeye çalışılmıştır.

Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre Yapay Zekâ Kaygısı Ölçeğinin aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarında yapay zekâ ile ilgili kaygı düzeyini değerlendirmek için kullanılacak geçerli ve güvenilir bir ölçme aracı olduğunu söylemek olanaklıdır.

#### Destekleyen Kuruluş

Araştırmayı destekleyen kuruluş yoktur.

#### Çıkar çatışması

Yazarlar arasında çıkar çatışması yoktur.

#### Yazar Katkıları

Fikir/kavram: GK, AB; Tasarım: GK, AB, Materyaller: Tüm yazarlar; Veri toplama ve/veya işleme: Tüm yazarlar; Analiz ve/veya yorumlama: Tüm yazarlar; Literatür taraması: Tüm yazarlar; Makale yazımı: Tüm yazarlar; Eleştirel inceleme: Tüm yazarlar.

#### Açıklamalar

Yazı, özet ve/veya bildiri şeklinde daha önce sunulmamıştır.

#### Teşekkürler

Bu çalışmada katkıda bulunan aile hekimleri/aile hekimliği uzmanlarına teşekkür ederiz.

## Kaynaklar

- [1] Lillehaugand, S.I. & Lajoie, S.P. (1998). AI in medicaleducation-Another grand challenge for medical informatics. *Artif. Intell. Med.*,12(3), 197–225
- [2] Coucke, P.A. (2020). Cybersecurity in the health care sector. *Rev. Med. Liege*, 75(2),125-9
- [3] Sanciprianoand, G.P. & Buttafarro, M. (2018). Artificial intelligence for future MD. *Ital. Nefrol.*, 35(6)
- [4] Lopez-Jimenez, F. et al. Artificial Intelligence in Cardiology: Present and Future. *Mayo Clin. Proc.*, 95(5),1015-1039
- [5] Casseyand, M.Z. & Savalle-Dunn, J. “Sketching the Future: Trends Influencing Nursing Informatics. *J. Obstet. Gynecol. & Neonatal Nurs.*, 23(2), 175-182
- [6] Lindqwister, A. L., Hassanpour, Lewis P. J., & Sin, J. M. (2020). AI-RADS: An Artificial Intelligence Curriculum for Residents. *Acad. Radiol.*, (Article in press),1,7
- [7] Gillan, C., Milne, E., Harnett, N., Purdie, T. G., Jaffray, D. A. and Hodges, B. (2019). Professional implications of introducing artificial intelligence in healthcare: An evaluation using radiation medicine as a testing ground. *J. Radiother. Pract.*,18(1),52-4
- [8] Barrett, M. et al., (2019). Artificial intelligence supported patient self-care in chronic heart failure: a paradigm shift from reactive to predictive, preventive and personalised care. *EPMA Journal*, 10(4),445-64
- School of Charles University. *Sborníklékarský*, 95(3),243-45
- [17] Sousaand, V. D. & Rojjanasrirat, W. (2011) Translation, adaptation and validation of instruments or scales for use in cross-cultural health care research: A clear and user-friendly guideline. *J. Eval. Clin. Pract.*, 17(2), 268-74
- [18] Terzi, R. (2020). An Adaptation of Artificial Intelligence Anxiety Scale Into Turkish: Reliability and Validity Study. *Int. Online J. Educ. Teach.*, 7, 1501–1515
- [19] Wangand Y. Y. & Wang, Y. S. (2019). Development and validation of an artificial intelligence anxiety scale: an initial application in predicting motivated learning behavior. *Interact. Learn. Environ.*, 0(0), 1–16, Doi: 10.1080/10494820.2019.1674887.
- [20] Brennan, R. L. (2001). *Generalizability Theory*. New York, NY, US: Springer-Verlag Publishing
- [21] Atılgan, H. (2005). Genellenebilirlik kuramı ve puanlayıcılar arası güvenilirlik için örnek bir uygulama. *Eğit. ve Bilim*, 7, 95–108
- [22] Güler, N. (2009). Generalizability Theory and Comparison of the Results of G and D Studies Computed by SPSS and GENOVA Packet Programs. *Eğitim ve Bilim*, 34(154), 93–104
- [23] Shavelsonand, R. J. & Webb, N. M. (1991) *Generalizability theory: Aprimer*. ThousandOaks, CA, US: Sage Publications, Inc
- [9] Hardyand, M. & Harvey, H.,(2020). Artificial intelligence in diagnostic imaging: impact on the radiography profession. *Br J Radiol*, 93(1108)
- [10] Randhawaand, G. K. & Jackson, M., (2020). The role of artificial intelligence in learning and Professional development for healthcare professionals. *Healthc. Manag. Forum*, 33(1),19-24
- [11] Park, S. H., Do, K.-H., Kim, S., Park, and Lim, Y.S. (2019). What should medical students know about artificial intelligence in medicine?. *J. Educ. Eval. Health Prof.*,16(18)
- [12] Park, C. J., Yi, P. H. And Siegel, E. L. (2020). Medical Student Perspectives on the Impact of Artificial Intelligence on the Practice of Medicine. *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, 2020, (article in press) Doi: 10.1067/j.cpradiol.2020.06.011.
- [13] Sezer, B., Onan, A. & Elcin, M. (2017). Sürekli Tıp Eğitiminde Bilişim Teknolojileri. *Türkiye Klin. Tıp Eğitimi Özel Derg.*, 1(1),1-6
- [14] Schioler, T., Talmon, J., Nolan, J. and McNair, P.(1994.) Information technology factors in transferability of knowledge based systems in medicine. *Artif. Intell. Med.*, 6(2),189-201
- [15] Chang, S.G. (2017). The fourth industrial revolution and changes in the future medical World. *J. Korean Med. Assoc.*, 60(11),856-58.
- [16] Svacinaand S. & Spunda, M. (1994). Informatics education in undergraduate study at the 1st Medical
- [24] Lynn, M. (1986). Determination and quantification of content validity. *Nurs. Res.*, 35(6), 382–85
- [25] Waltz, C. F., Strickland, O. L. & Lenz, E. R. (2005). *Measurement in nursing and health research*, 3rd ed. New York: Springer Publishing Co.
- [26] Politand, D. F. & Beck, C. T. (2006). *Focus on Research Methods Handling Missing Data in Self-Report Measures*. *Research in Nursing & Health*, 29, 489–97
- [27] Williams, B., Brown, T. & Onsman, A P. (2010). *Exploratory factor analysis: A five-step guide for novices*. *J. Emerg. Prim. Heal. Care*, 8(3), 1-13
- [28] Field, A. (2003). *Discovering Statistics using SPSS for Windoows*. London: Thousand Oaks, 2003.
- [29] Tabachnickand, B. & Fidell, L. (2013). *Using Multivariate Statistics*. Boston: Pearson
- [30] Şencan, H. (2005). *Sosyal ve Davranışsal Ölçümlerde Güvenirlik ve Geçerlik*. Ankara: Seçkin Yayıncılık
- [31] Norris J. et al. (2015). The Development and Validation of the Interprofessional Attitudes Scale. *Acad. Med.*, 90(10), 1394–400
- [32] George, M. & Mallery, P. (2003). *SPSS for Windows step by step: A simple guide and reference*. 11.0 update, 4th ed. Boston: Allyn& Bacon



# Smart Bandage System: A Combination of Chitosan, Nanoparticles and Electric Stimulation

Rezzan YARDIMCI<sup>1</sup> , Mahmed Sari NJJAR<sup>2</sup> , Ahmet KOLUMAN<sup>3</sup> 

Pamukkale Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Denizli.

<sup>1</sup>e-posta:ryardimci17@posta.pau.edu.tr,

<sup>2</sup>e-posta:mnjjar15@posta.pau.edu.tr ,

<sup>3</sup>e-posta :akoluman@pau.edu.tr

www.dergipark.org.tr/rjbb

Received: 12/04/2021

Accepted: 22/06/2021

**Keywords:** *Chitosan, Chitosan Films, Electrical Stimulation, Wound Dressing, Diabetes Mellitus*

## Abstract

Diabetes mellitus, the world's fastest growing chronic disease, still affects more than 420 million people around the world. For years, many patients continue their lives with these diabetic wounds or lose their limbs mostly due to infection, against all countermeasures taken which are a long and painful treatments. For such chronic wounds, passive dressing treatments are accepted to be not very effective. In this study, a dressing system was developed for the improvement of healing time in chronic and diabetic wounds. The designed system has combined the effectiveness of bioelectric stimulation and the clinical effects of chitosan to accelerate wound healing process. The dressing system was obtained by bringing these two systems together. The designed chitosan films form the inner surface layer of dressing, while the electro stimulation circuit electrodes are at the ends of the dressing. When sending current pulses to the tissue surface during treatment current could pass through the chitosan films. Therefore, the current flowing through chitosan films was also measured in this study.

## Akıllı Pansuman Sistemi: Kitosan, Nanopartiküller ve Elektrik Stimülasyon Kombinasyonu

www.dergipark.org.tr/rjbb

Alınış Tarihi: 12/04/2021

Kabul Tarihi: 22/06/2021

**Anahtar Kelimeler:** *Kitosan, Kitosan Filmleri, Elektrik Stimülasyonu, Pansuman, Şeker Hastalığı*

## Özet

Dünyanın en hızlı artan kronik hastalığı olan şeker hastalığı, halen dünya çapında 420 milyondan fazla insanı etkilemektedir. Uzun ve ağrılı bir tedaviyle birçok hasta yıllardır diyabetik yaralarla hayatına devam etmekte ve çoğunlukla hastalar enfeksiyon nedeniyle uzuvlarını kaybetmektedir. Bu tür kronik yaralar için pasif pansuman tedavilerinin çok etkili olmadığı kabul edilmektedir. Bu çalışmada, kronik ve diyabetik yaralarda iyileşme süresinin iyileştirilmesi için bir pansuman sistemi geliştirilmiştir. Tasarlanan sistem, yara iyileşme sürecini hızlandırmak için biyoelektrik stimülasyon etkinliği ile kitosanın klinik etkilerini birleştirmiştir. Bu iki sistemin kombinasyonu ile pansuman sistemi elde edilmiştir. Tasarlanan kitosan filmler sargının iç yüzey katmanını oluştururken, elektro stimülasyon devresi elektrotları sargının uçlarındadır. Tedavi sırasında doku yüzeyine akım darbeleri gönderirken akım kitosan filmlerden geçebilir. Bu nedenle bu çalışmada aynı zamanda kitosan filmlerinden geçen akım ölçülmüştür.

## 1. Introduction

The skin is the largest organ of the human body. Major acute injuries can be fatal due to the area covered all over the body. Wound dressings play a big role in treating these kinds of deformations of skin [1]. Chronic wounds include, but are not limited, to diabetic foot ulcers, venous leg ulcers, and pressure ulcers. They are a challenge to wound care professionals and consume a great deal of healthcare resources around the globe [2]. Chronic wounds can be classified as vascular ulcers (e.g., venous and arterial ulcers), diabetic ulcers, and pressure ulcers (PUs) [3].

In a study it was indicated that, the most commonly used models and approaches for the investigation of diabetic wound healing are largely insufficient for the development of novel therapeutics. To overcome these barriers, scientists must consider more innovative tools and approaches for diabetic wound healing [4]. The aim of our study is to design a new wound care system that improves the approach of wound management.

In studies about chronic wounds, the absence of a significant reduction in wound size within 2-4 weeks of treatment showed that the dressing material used was ineffective. Each wound has different features. There are hundreds of materials

on the market as dressing material, making it difficult to choose suitable dressings. The benefits of wet dressings in wound healing have been revealed many times [5]. Wounds in a moist environment heal faster than wounds exposed in the open air. Since the physical structure of chitosan creates a moist environment, chitosan films create a suitable environment on the inner surface of the dressing [1]. In order for the dressing to be a positive factor in wound healing, it must have some if not all these properties: The wound surface must be moist, and the moist environment must be maintained. The antibacterial properties of the inner surface of the dressing should protect the wound against bacteria, infections, fungi, etc. It should absorb wound fluids and reduce necrosis in the wound. It should prevent dehydration on the wound surface. It should have a flexible and smooth surface. It should be non-toxic. It should be biocompatible and biodegradable [5]. Nowadays, with the increasing need of wound treatment, dressing types have become increasingly complex. For this reason, the designed dressing system is a bit different than the normal dressing. The designed dressing system was created by combining two different systems. The first system is electric stimulation, which has a significant contribution to wound healing as it helps collagen matrix formation in wound healing processes and increases epithelialization [6]. In one study it was reported that the electrodynamic field orientates and stimulates the migration of electric charged cells such as fibroblasts, keratinocytes and macrophages and stimulates angiogenesis [7]. In our study the aim of the designed electronic stimulation device is to increase the activation energy in wound healing mechanism by applying current at certain intervals. With the stimulation circuit, the current and frequency values can be adjusted in accordance with the size of the wound and the individual, so it could provide the most optimal treatment. The designed

system was named smart dressing system as it's going to provide a personalized treatment. The second system uses chitosan. Chitosan increases the granulation of the wound with its accelerating effect for the treatment of open and deep wounds. It accelerates the formation of fibroblast layer, which increases the healing rate due to its hemostatic effect [8]. Due to its antimicrobial activities, resistance to environmental conditions, adherence nature, antifungal and excellent oxygen permeability, chitosan is used as excellent membrane for wound and burn dressings.

Nanotechnology is widely applied in many areas including wound healing [9]. Innovation in wound dressings include nanoparticles [10]. Based on these studies; nanoparticle-based chitosan films were obtained. In order to actively use these factors on the dressing surface, chitosan hydrogel films were obtained. The main purpose of the system is to shorten the healing time in chronic wounds. The dressing types used today do not cover all the features that should be in an ideal dressing. By combining these two systems, the dressing design could serve as an ideal dressing for wound healing.

## 2. Methods and Materials

In this study, MCP4725 DAC, adjustable voltage amplifier card MT36082-24V, Op-amp (LM741), electrodes (TMS electrodes), power supply (battery), and an atmega microcontroller were used for the design of the electro stimulation circuit. Chitosan, acetic acid, lactic acid, boric acid, agar agar, polyvinyl alcohol and silver nanoparticles were used to make the chitosan films. The outline of the study is given in figure 1.

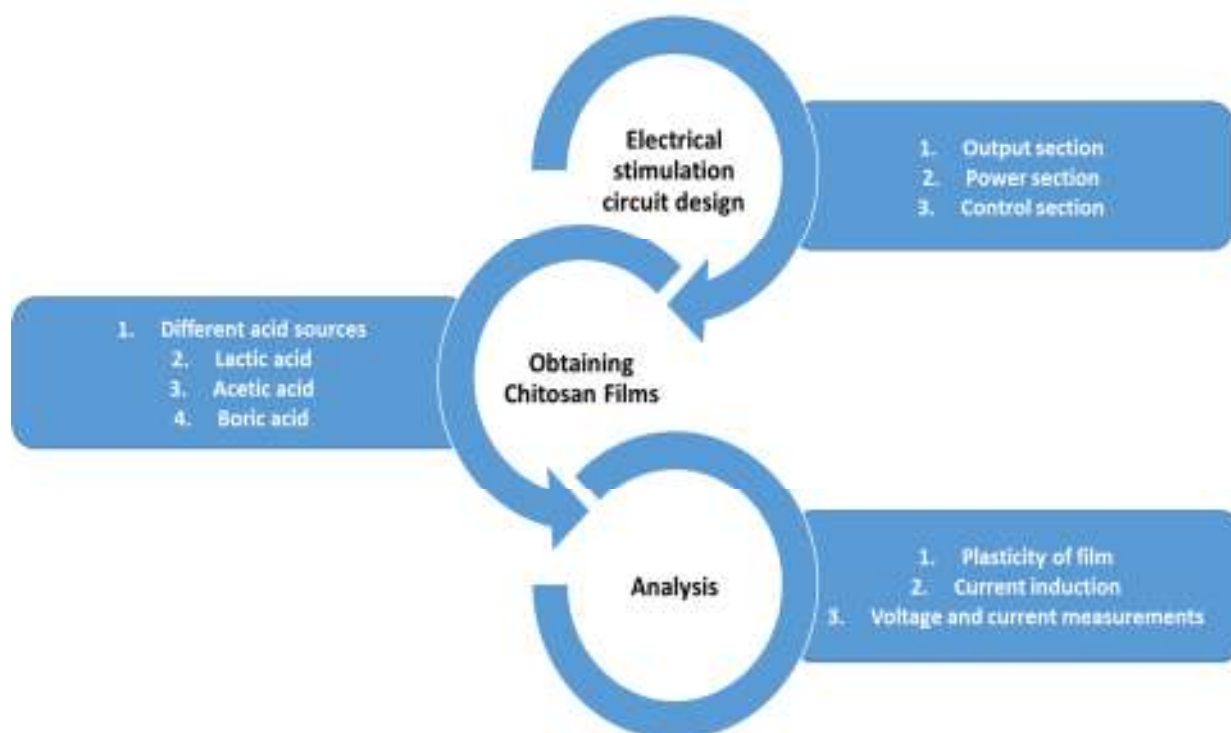


Figure 1. Study outline

## 2.1. Electrical Stimulation (ES) Circuit Design

A typical electrical stimulation design consists of several blocks. The stimulation circuit consists of a Control section, Isolation, Digital Analog Converter (DAC), Output Section, Electrodes and Power Supply. The control section consists of Atmel microcontroller and is responsible for producing a low amplitude electrical pulse sequences as well as controlling the pulses frequency. The isolator is used to protect the

microcontroller by separating it from other circuit elements. DAC is used to convert digital signals from the microcontroller to an analog signal [11,12]. The Output section is the last module in a typical ES device. The output stage has the task of transferring energy to tissues that will safely stimulate the produced low amplitude pulses. The output section is designed by taking inspiration from the HOWLAND a voltage to current converter circuit containing a general-purpose operational amplifier (LM741). The HOWLAND circuit is shown in figure 2.

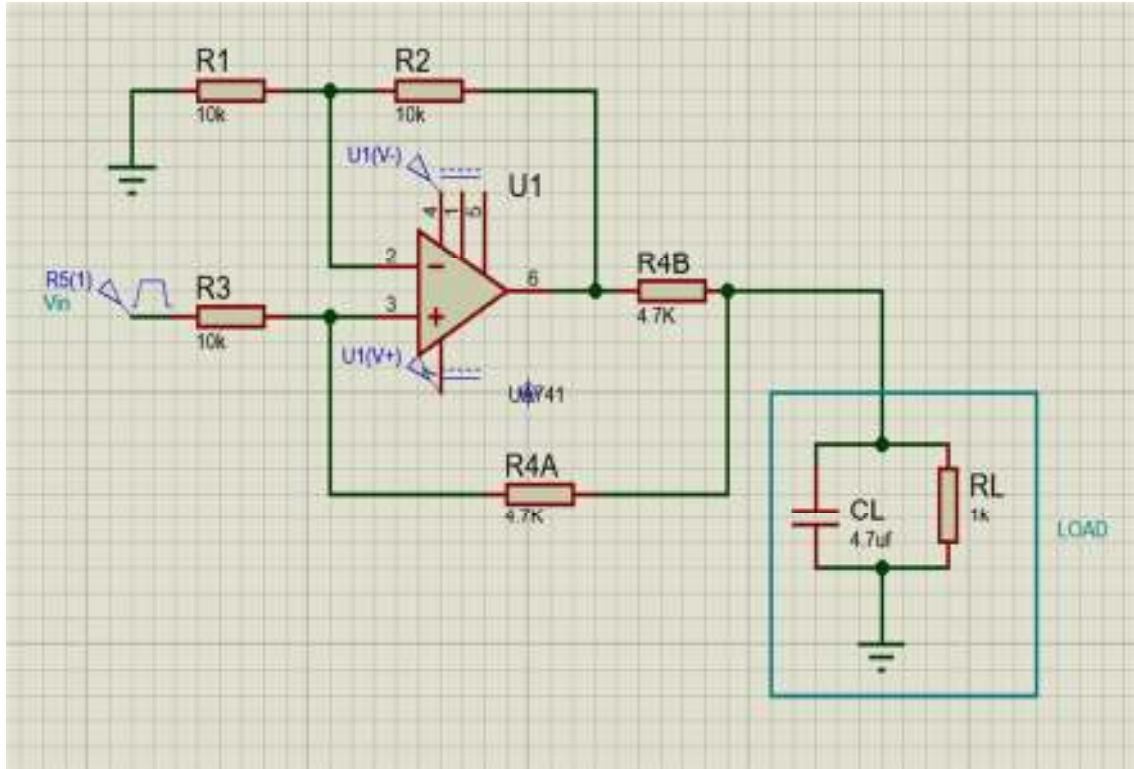


Figure 2. Howland circuit

### 2.1.1. Output Section - Howland Circuit Topology

The Howland current source is an op-amp based Voltage Controlled Current Source (VCCS), whose output is controlled by matching resistors of both positive and negative feedbacks. In the Howland structure, the output current is briefly calculated by the following formula:

$$I_{out} = \frac{-V_{in} \times R_2}{R_{4B} \times R_1}$$

$R_1 = R_2 = R_3 = 10k$  ohms,  $R_{4A} = R_{4B} = 4.7k$  ohms,  $V_{in} = 5v$ . According to the above formula  $I_{out} = 1$  mA. In order to be sure of the results, the circuit was simulated after the circuit was constructed.

## 2.2. Obtaining Chitosan Films

Biocompatible synthetic polymers were added to increase the chemical and mechanical stability of the chitosan films. Experimental groups were prepared as 1, 2, 3, 4, 5 and were also branched within themselves.

### 2.2.1. Preparation of The Experimental Groups

In the 1.1 experimental group 1 gram of chitosan was mixed with 100 ml of distilled water at  $90^\circ C$  at 400 rpm in a mechanical mixer for 30 minutes. Then the obtained chitosan solution was sterilized in an autoclave at  $121^\circ C$  for 45 minutes. Then 25 ml of acetic acid was added to the chitosan solution. The obtained solution was stirred on magnetic stirrer overnight. The solution, which was stirred overnight, was poured into petri dishes and it left to dry at room temperature. In the 1.2 group 0.5 g chitosan was added to 25 ml distilled water and mixed for 30 minutes in magnetic stirrer. The prepared solution was autoclaved, for 15 minutes at  $121^\circ C$  and 1 atm pressure, sterilized. The obtained solution was divided into 2 groups. 1 ml of acetic acid was added to the 1.2a solution and 1 ml of lactic acid was added to the 1.2b solution. These solutions were then mixed in magnetic stirrer again. The solutions obtained were poured into petri dishes and it left to dry at room temperature. The remaining groups went through the same solution preparation processes. Silver Nanoparticle solution was prepared only for Experiment 4th and 5th groups. After the drying process of 4th experimental group solutions, nanoparticles were added with spray. Nanoparticles were added in certain ratios in the 5th experimental groups. The current values passing through the

films obtained after the drying process of all solutions were measured.

## 2.2.2. Preparation of Silver Nanoparticle Solution

To prepare the solution, 49 ml of distilled water was added on 1 ml of 20  $\mu\text{m}$  AgNP. The solution was then stirred in the mixer for 15 minutes. The silver nanoparticle solution was sprayed over 4.1 and 4.2 group films. The physical properties of the films were examined after drying. The 3.1 group chitosan film and 4.2 group chitosan film are shown in figure 3 and figure 4 respectively.



Figure 3. 3.1 group chitosan film



Figure 4. 4.2 group chitosan film

Table 1. Chitosan experimental groups

	Chitosan	Acetic Acid	Lactic Acid	Boric Acid	Agar Agar	PVA	20 $\mu\text{m}$ Ag Np
1.1	1g	25ml	-	-	-	-	-
1.2	0.5 g	-	-	-	-	-	-
1.2.a	0.5 g	1ml	-	-	-	-	-
1.2.b	0.5 g	-	1ml	-	-	-	-
2.1	0.5g	1ml	-	-	-	-	-
2.1.a	0.5g	1ml	-	-	-	-	-
2.1.b	0.5g	1ml	-	1g	-	-	-
2.1.c	0.5g	1ml	-	-	1,2g	-	-
2.1.d	0.5g	1ml	-	-	-	-	-
2.2	0.75g	1ml	-	-	-	-	-
2.2.a	0.75g	1ml	-	-	-	-	-
2.2.b	0.75g	1ml	-	(%) 1ml	-	-	-
2.2.c	0.75g	1ml	-	-	1.2g	-	-
2.2.d	0.75g	1ml	-	-	-	-	-
2.3	0.5g	-	1ml	-	-	-	-
2.3.a	0.5g	-	1ml	-	-	-	-
2.3.b	0.5g	-	1ml	(%) 1ml	-	-	-
2.3.c	0.5g	-	1ml	-	1.2g	-	-
2.3.d	0.5g	-	1ml	-	-	-	-
2.4	0.75g	-	1ml	-	-	-	-
2.4.a	0.75g	-	1ml	-	-	-	-
2.4.b	0.75g	-	1ml	(%) 1ml	-	-	-
2.4.c	0.75g	-	1ml	-	1.2g	-	-
2.4.d	0.75g	-	1ml	-	-	-	-
3	0.75g	-	-	-	-	-	-
3.1	0.75g	0,5ml	-	-	-	1 ml	-
3.2	0.75g	-	0.5ml	-	-	1 ml	-
4.1	0.75g	1ml	-	-	-	-	-
4.2	0.75g	-	1ml	-	-	-	-
5.1	0.75g	1ml	-	-	-	-	8ml
5.2	0.75g	-	1ml	-	-	-	8ml

## 2. Results

The electrostimulation circuit was designed to send current pulses at a frequency of 100Hz. The current pulses can go up

to 1 mA. As can be seen in figure 5 and 6 the values produced by the designed circuit and the values given by the circuit during simulation are very close to each other. The voltage drop in the actual circuit prototype can be attributed to the non-ideal circuit component

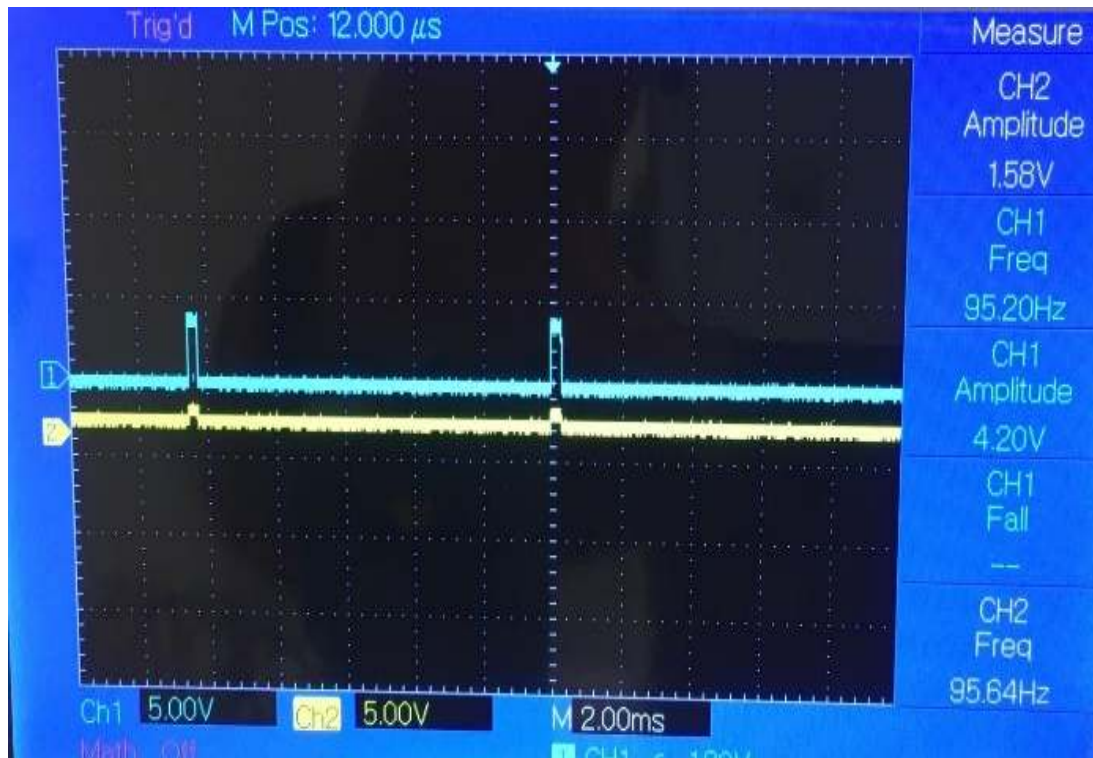


Figure 5. The input and output voltage pulses of the circuit prototype

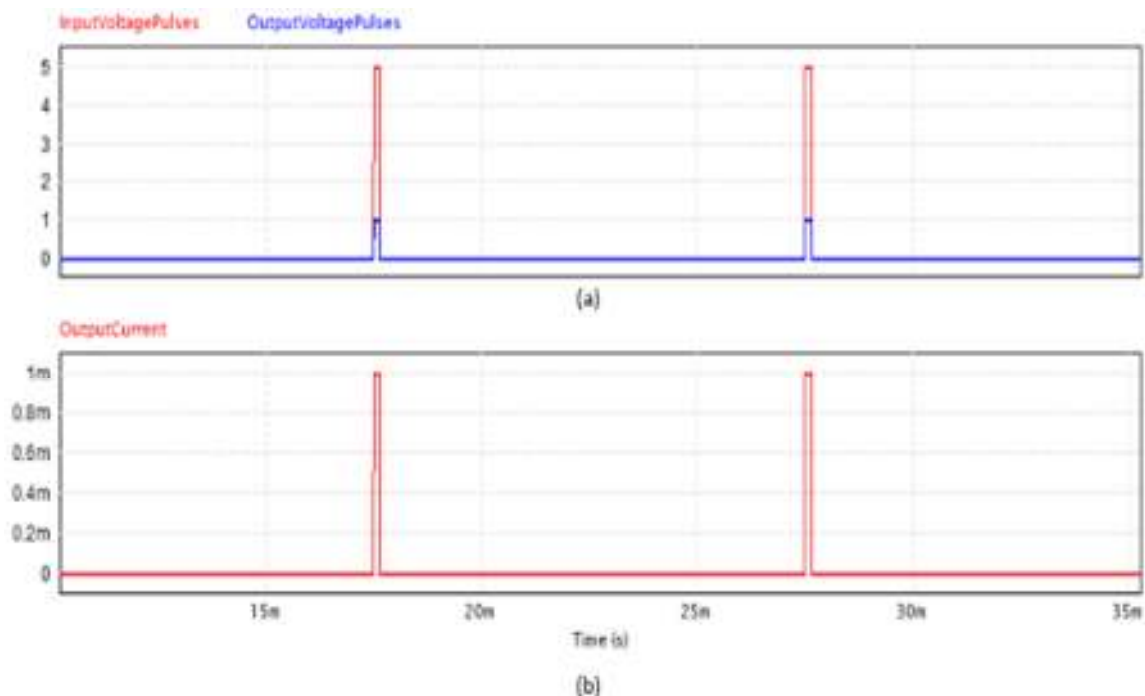


Figure 6. a) The input and output voltage pulses in the simulation. b) The output current pulses in the simulation. The current pulses can go up to 1 mA.

The designed system electro stimulation circuit electrodes were at the ends of the dressing and were to send current pulses to the tissue surface. As the pulse accepted to be sent to the tissue, it was observed that current could pass through

the chitosan films. Related with the current statement current passing through chitosan film surface were measured. The data obtained from this measurement can be seen in table 2, table 3, table 4 and table 5.

Table 1. Solutions conductivity

Experimental group	Current (mA)
1.1	0.895
1.2a	0.94
1.2b	0.94
3.1	0.8
3.2	0.435
4.1	0.45
4.2	0.565
5.1	0.605
5.2	0.605

Table 2. Solutions conductivity values standard deviation

Experimental group	Current (mA)
1.1	0.021213
1.2a	0
1.2b	0
3.1	0.042426
3.2	0.615183
4.1	0
4.2	0.304056
5.1	0.219203
5.2	0.219203

The 1.1, 1.2a chitosan-acetic acid and 1.2b chitosan-lactic acid group solutions had current of a 0.895 mA, 0.94 mA and 0.94 mA, passing through, respectively. After the drying process, the currents were 0,945 mA, 0,95 mA and 0,95 mA, respectively.

In the 2nd experiment group, subgroups of 2.1 2.2 2.3 and 2.4 were prepared using agar agar. After the solutions were dried, current values could not be obtained from the films.

In the 3th experiment group, chitosan films were obtained with 3.1 (chitosan-acetic acid- PVA) and 3.2 (chitosan-lactic acid- PVA). The group solutions conductivity was 0.8 mA and 0.435 mA, respectively. After the solutions dried, the conductivity changed to 0 mA and 0.185 mA, respectively.

Table 3. Films conductivity

Experimental group	Current (mA)
1.1	0.945
1.2a	0.95
1.2b	0.95
3.1	0
3.2	0.185
4.1	0.44
4.2	0.855
5.1	0
5.2	0.03

Table 4. Films conductivity values standard deviation

Experimental group	Current (mA)
1.1	0.007071
1.2a	0
1.2b	0
3.1	0
3.2	0.007071
4.1	0.452548
4.2	0.06364
5.1	0
5.2	0

4th experiment group included subgroups of 4.1 and 4.2, films were obtained after the solutions were dried. After the drying process of 4th experimental group solutions, nanoparticles were added with a spraying. The experiment group solutions had the conductivity of 0.45 mA and 0.565 mA, respectively. After the solutions dried, the conductivity changed to 0.44 mA and 0.855 mA, respectively.

In the 5th experiment group, chitosan films were obtained with 5.1 (chitosan-acetic acid- AgNP) and 5.2 (chitosan-lactic acid- AgNP) solutions. The experiment group solutions conductivity was 0.605 mA and 0.605 mA, respectively. After the solutions dried, the conductivity changed to 0 mA and 0.03 mA, respectively.

While the first group did not lose its conductivity property after the drying processes the other groups did. The second group is not concluded since most of the group films couldn't be obtained. The differences in films conductivity can be seen in figure 7 and figure 8.

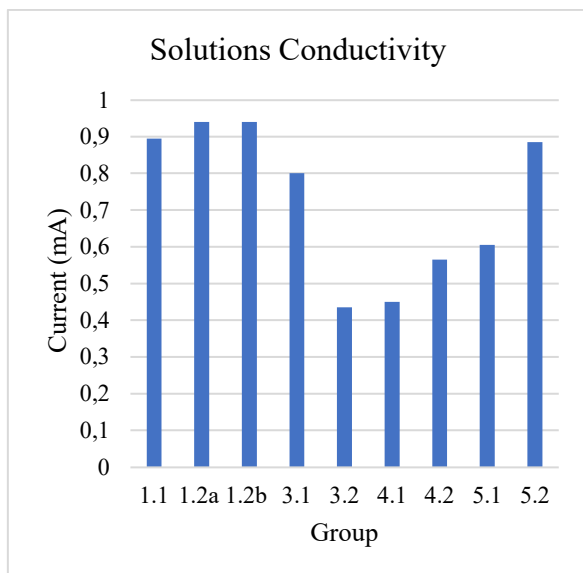


Figure 7. Solutions conductivity

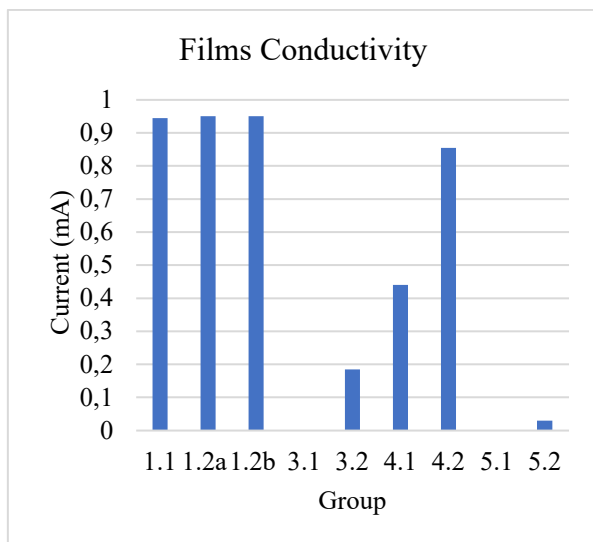


Figure 8. Films conductivity

Even there was no analyzes held for mechanical stability but with empirical check it can be said that chitosan films containing acetic acid were dry and had more mechanical stability and on the contrary the films containing lactic acid were flexible and preserved their moist structure.

### 3. Discussions

Many studies have advocated the use of ES therapy in conjunction with standard wound care [13,14] ES is defined as the application of electrical current through electrodes placed on the skin either near or directly on the wound [15]. Bioelectric dressings are emerging as a useful method of delivering ES to the wound site. However, studies of these specific modalities are lacking. Most of the devices used for ES are bulky and need to be operated by experts in this field. In one study a bioelectric wound dressing, named the PosiFect RD® DC device, has been used in treating pressure and venous ulcers. This dressing contains a miniature electrical circuit delivering a microcurrent to the wound bed for a minimum of 48 hours and has shown promise in treating

these chronic wounds [16,17]. In other work, the patented Modular Adaptive Electrotherapy Delivery System (MAEDS) was developed. The system is lightweight, flexible, battery-powered disposable device. The system with the control circuit can provide a sustained delivery of controlled reliable electrotherapy to effectively minimize infection and maximize healing [18].

In our study a few important points were taken into consideration when designing the electro stimulation system. These; It is not to cause any harm to the patient's body. A maximum of 1 mA is given from the electrodes of the electro - stimulation circuit to the tissue. This value does not create any negative effects for the patient.

The designed device has been prepared comfortably and conveniently so as not to hinder the daily life of the patient. The skin surface is modeled by parallel connection of a capacitor and resistor. The resistance of the wound surface is considered to be equal to 1KOhm. Using this information, the current and voltage values to be produced by the circuit designed were calculated.

It has been determined that the values produced by the designed circuit and the values given by the circuit during simulation are very close to each other.

In the second part of our study, it was aimed to obtain chitosan films and to use these films in the most appropriate way in wound healing. In this study, the dissolution of chitosan powder homogeneously and its physical and mechanical properties in different acidic environments were investigated. In the histological examinations performed in the studies we referenced, it was confirmed that chitosan films increase the epithelization rate and that organize the collagen accumulation in the dermis. We think that chitosan films with support materials (cotton etc.) can be a suitable dressing type. In one of the studies we examined, cotton fabric was covered with chitosan and polyethylene glycol (PEG) and then freeze-dried. When the coated fabric was examined by scanning electron microscopy (SEM), it was observed that the fabric had a porous structure. The porosity of the produced material was 54-70% and the pore size was between 75-120  $\mu\text{m}$ . Cotton fabric was used as a support material for the chitosan and PEG layer, and a very thin light structures were obtained. In the studies we referenced, it was determined that chitosan dissolves homogeneously in acidic environments due to its cationic structure. Considering that Chitosan molecules may have different behaviors in different acidic and basic environments. Acetic acid, lactic acid, boric acid, PVA, silver nanoparticle, and agar agar were used in our study. In a study the freeze-thaw process was chosen to increase biocompatibility and achieve porous structure in prepared bio nano-composites. The hydrogel prepared in the mentioned study has optimum mechanical properties in both of the dry and wet state [19]. By taking the mentioned study as an example, in the 2nd Experiment group dry chitosan films with mechanical strength were obtained using acetic acid. Chitosan-lactic acid films were obtained also but with a wet and flexible structure. In one study chitosan was crosslinked with collagen to obtain the chitosan films [20]. In our study chitosan was crosslinked with polyvinyl alcohol (PVA) to obtain the chitosan films. In one study chitosan-alginate hydrogel was obtained. The gel had stability to it due to the presence of alginate, but in order to increase the

mechanical strength of the material, polyvinyl alcohol, and polyethylene oxide, which are environmentally compatible synthetic polymers, have been added [21]. In our study the first experiment was carried out by using some information from this study. Chitosan solutions were left to dry for one week, thus chitosan films were obtained. In the second experimental group, it was aimed to shorten the drying time by increasing the solution density. However, using agar made the films too dry and could not be obtained from the petri dish. One study examined several excellent polyvinyl alcohols (PVA) / polymers that blend hydrogel using different types of crosslinking to obtain suitable polymeric coating materials. The review explores different polymers which have been blended previously in the literature with PVA as wound dressing, showing the feasibility, property change, and purpose which are behind the blending process with PVA [22]. With reference to the mentioned study, the third experiment group chitosan films were obtained by adding PVA. In one study chitosan-silver nanoparticles (chitosan-AgNP) and chitosan-silver-graphene oxide (chitosan-Ag-GO) nanocomposite were used as a new generation of antimicrobial agent synthesized by the hydrothermal method. As a result, it has been proven that chitosan films containing nanoparticles have antibacterial, antimicrobial, and antifungal effects [23]. Using this study as a reference, experiments of the fourth group were carried out. 20 µm Ag-NP were added to the chitosan solution before carrying out the drying process.

In one study, boric acid helped the chitosan dissolve and contributed to the formation of the film. Because boric acid has a weak pH and then it can be easily dissolved in acidic solutions with pH under 6 [24]. We believe that combining the smart electrical stimulation system with chitosan films can serve as an ideal dressing for wound healing and shortening the healing time without hindering the daily life of the patient.

#### 4. Conclusion

The designed ES system can send pulses of current up to 1mA to the wound. The current value and the pulse type as well as the frequency of the pulses can be adjusted with user interface for optimum treatment. The system is designed to be comfortable and to be powered by small batteries.

There are studies about increasing the functions of chitosan film forms and to expand their use. In this study, physical structures of chitosan hydrogel film forms were investigated. Recently it has emerged that the chitosan film form can be used in wound treatment. And at the same time, natural polymeric hydrogels such as chitosan have a wide area in tissue engineering, as they are extracellular matrix-like structures. Chitosan hydrogel films have been prepared due to its antimicrobial properties, good adhesion to mucosal surfaces and supporting epidermal cell growth. As the cationic chitosan contains an amino group that can react, it can easily react with anionic ions. The amino groups in chitosan are protonated at acidic pH and deliver positive chitosan chain. Since most biological cell surfaces are anionic, electrostatic interactions occur on the wound surface with the cationic structure of chitosan and this interaction increases wound healing. The antibacterial effect of chitosan

depends on its cationic structure. With respect to the cationic structure of chitosan, it can be easily dissolved in acidic solutions with pH under 6. The use of weak acetic acid and lactic acid helped the chitosan dissolve and contributed to the formation of the film. Synthetic and biocompatible polymers were used to strengthen the mechanical properties of the films. In the 1st experiment group, chitosan-acetic acid and chitosan-lactic acid films were dried at room temperature for 1 week. It took time for the solutions to pass into film form because the solutions were filled in the Petri dishes at a height of 1 cm. In the 2nd experiment groups 2.1 2.2 2.3 and 2.4 agar was used. Because of the agar the films could not be obtained. In the 3rd experiment group, film forms were obtained with chitosan-acetic acid-PVA and chitosan-lactic acid-PVA. After the solutions were dried, current and voltage values could not be obtained from the films with the acetic acid-PVA group. 4th experiment group 4.1 and 4.2 films were obtained after the solutions were dried. Films obtained with acetic acid were dry films with mechanical strength. The films obtained with Lactic Acid were flexible and preserved their moist structure. In the 5th experiment group, chitosan films were obtained with chitosan-acetic acid and chitosan-lactic acid solutions. It has been determined that it is not the preparation methods but the type of the used acid that cause the change in the mechanical properties of the films.

#### Acknowledgements and Funding Sources

The obtained data in this study was part of a project supported by TUBITAK 2209 Project numbered " 1919B011901865".

#### References

- [1] Aygıt, C., Top, H. (2003). Diyabetik ayak ülserinde yara bakımı ve cerrahi girişimler. *Turk J Plast Surg.* 11(3), 153-158.
- [2] Robert, G.F., Minelli, B. (2015). Challenges in the treatment of chronic wounds advances in wound care.
- [3] Nunan, R., Harding, K.G., Martin, P. (2014). Clinical challenges of chronic wounds: searching for an optimal animal model to recapitulate their complexity. *Dis Model Mech.* 7, 1205–1213.
- [4] Barakat, M., Di Pietro, L.A., Chen, L. (2020). Limited treatment options for diabetic wounds: barriers to clinical translation despite therapeutic success in murine models. *Advances in Wound Care.* 10(8), 436-460.
- [5] Parsak, C., Samman, G., Çelik, Ü. (2007) Yara iyileşmesi, yara bakımı ve komplikasyonları. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi.* 16(2), 145-159.
- [6] Demir, A., Kelahmetoğlu, O., Kelis, M. (2011). Yara iyileşmesinde elektrik stimülasyonu uygulaması. *Journal of Experimental and Clinical Medicine.* 27(4), 160-163.
- [7] Farber, P.L., Isoldi, F.C., Ferreira, L.M. (2019). Electric factors in wound healing. *Advances in Wound Care.* 10(8).
- [8] Gupta, B., Agarwal, R., Alam, M., (2010). Textile-based smart wound dressings. 35, 174–187.
- [9] Blanco-Fernandez, B., Castaño, O. (2019). Ángel Mateos-Timoneda, M., Engel, E., Pérez-Amodio, S. Nanotechnology approaches in chronic wound healing. *Advances in Wound Care.* 10(5) , 234-256.



- [10] Perez-Amodio, S., Rubio, N., Vila, O.F., Navarro-Requena, C., Castaño, O., Sanchez-Ferrero, A., Marti-Munoz, J., Alsina-Gibert, M., Blanco, J., Engel, E. (2020). Polymeric composite dressings containing calcium-releasing nanoparticles accelerate wound healing in diabetic mice. *Advances in Wound Care*, 10(6), 301-316.
- [11] Thakral, G., Lafontaine, J., Najafi, B., Talal, T.K., Kim, P., Lavery, L.A. (2013). Electrical stimulation to accelerate wound healing. *Diabet Foot Ankle*. 4(1).
- [12] Souza, D.C., Gaiotto, M.C., Neto, G.N.N., Castro, M.C.F., Nohama, P. (2017). Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems. *Research on Biomedical Engineering*. 33(2), 144-155.
- [13] Snyder, R.J., Kirsner, R.S., Warriner, R.A., Lavery, L.A., Hanft, J.R., Sheehan, P. (2010). Consensus recommendations on advancing the standard of care for treating neuropathic foot ulcers in patients with diabetes. *Ostomy Wound Manag.* 56, 1–24.
- [14] Suh, H., Petrofsky, J., Fish, A., Hernandez, V., Mendoza, E., Collins, K., Yang, T., Abdul, A., Batt, J., Lawson, D. (2009). A new electrode design to improve outcomes in the treatment of chronic non-healing wounds in diabetes. *Diabetes Technol Ther.* 11(5), 315-22.
- [15] Isseroff, R.R., Dahle, S.E. (2012). Electrical stimulation therapy and wound healing: Where are we now? *Adv. Wound Care* 1, 238–243.
- [16] Hampton, S., King, L. (2005). Healing an intractable wound using bio-electric stimulation therapy. *Br. J. Nurs.* 14, 30–32.
- [17] Hampton, S., Collins, F. (2006). Treating a pressure ulcer with bio-electric stimulation therapy. *Br. J. Nurs.* 15, 14–18.
- [18] Howe, D.S., Dunning, J., Zorman, C., Garverick, S.L., Bogie, K.M. (2015). Development of an integrated surface stimulation device for systematic evaluation of wound electrotherapy. *Ann Biomed Eng.* 43(2), 306-13.
- [19] Kazancı, M., Yücel, N. (2019-2020). Loading ZnO nanoparticles into heparinized polyvinylalcohol /chitosan hydrogels for wound dressing.
- [20] Şahiner, M., Sağbaş, S., Turan, A., Erdugan, H., Şahiner, N. (2018). Yara kaplama malzemesi olarak kollajen esaslı hidrojel filmleri. *Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi.* 4(2), 103-116.
- [21] Şimşek, T., Keyf, S. (2018). Alginat-kitosan bazlı biofilm sentezi için deneysel tasarım uygulaması. *Karaelmas Fen ve Mühendislik Dergisi.* 8(2), 482-490.
- [22] Elbadawy, A., Kamoun, X.C., Mohamed, S., Mohy Eldin, M.S., S. Kenawy, El-Refaie. (2014). Crosslinked poly (vinyl alcohol) hydrogels for wound dressing applications: A review of remarkably blended polymers. *Arabian Journal of Chemistry.* 8(1), 1-14.
- [23] Onbaşlı, D., Çelik, G.Y., Durbilmez, G.D., Öçsoy, İ. (2018). Kitosan-gümüş nanopartikülü ve kitosan-gümüş-grafen oksit nanokompozitinin sentezi, karakterizasyonu ve antimikrobiyal aktivitelerinin belirlenmesi. *Erciyes Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi.* 15(3), 208 - 215.
- [24] Yardımcı, R., Njjar, M.S., Koluman, A. (2020). Smart wound dressing concept. 3rd International New York Conference on Evolving Trends in Interdisciplinary Research & Practices. 14-20.

# Low Cost Functional Electrostimulation

Şule ÖZGÜNER<sup>1</sup> , Ömer ALACA<sup>2</sup> , Ferdi BAŞKURT<sup>3</sup> , Hatice AKMAN<sup>1</sup> 

<sup>1</sup> Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Isparta, Turkey

e-posta:suleozguner@gmail.com

e-posta:haticeakman@isparta.edu.tr

<sup>2</sup> Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Isparta, Turkey

e-posta:omerlaca28@gmail.com

<sup>3</sup> Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Isparta, Turkey

e-posta:ferdibaskurt@sdu.edu.tr

www.dergipark.org.tr/rjbb

Received: 07/02/2021

Accepted: 30/06/2021

**Keywords:** *Functional Electrostimulation, Foot Drop, Orthosis*

## Abstract

Functional electrical stimulation is the stimulation of neurons by electric current in order to perform a functional movement towards daily life activities. Currently, ankle orthoses are used to fix foot status at 90° for low foot patients. The orthoses does not supplies a natural gait form as it results with stanble ankle position. The main reason why FES use is not widespread is, that the patients can not afford the costs as it is too high. At this study a low-cost, lightweight, functional electrical stimulation device with heel pressure sensor is designed. Foot pressure sensor is used to control walking. Square wave is used to perform stimulation with arduino nano. This square wave signal is applied continuously at intervals of 200 milliseconds while the foot is up. Square wave is increased with LM2577 integration to input and the voltage of the TIP122 power transistor has been used to control output power. Working volt range can be adjustable between 20-40 Volts with 50 mA current at 20 Hz with response time as 0.8 sn. Low cost FES devices can be used for patients, as it has very positive contributions to human health and increases the quality of life.

## Düşük Maliyetli Fonksiyonel Elektrostimülasyon

www.dergipark.org.tr/rjbb

Alınış Tarihi: 07/02/2021

Kabul Tarihi: 30/06/2021

**Anahtar Kelimeler:** *Fonksiyonel Elektrostimülasyon, Düşük Ayak, Ortez*

## Özet

Fonksiyonel elektriksel uyarım, günlük yaşam aktivitelerine yönelik fonksiyonel bir hareket gerçekleştirmek için nöronların elektrik akımı ile uyarılmasıdır. Şu anda ayak bileği ortezleri düşük ayak hastaları için ayak durumunu 90°de sabitlemek için kullanılmaktadır. Ortezler, ayak bileği dik pozisyonu ile sonuçlandığından doğal bir yürüyüş formu sağlamaz. FES kullanımının yaygın olmamasının temel nedeni, hastaların çok yüksek olduğu için maliyetleri karşılayamamasıdır. Bu çalışmada düşük maliyetli, hafif, fonksiyonel, topuk basınç sensörlü bir elektriksel stimülasyon cihazı tasarlanmıştır. Yürümeyi kontrol etmek için ayak basınç sensörü kullanılmıştır. Arduino nano ile stimülasyon gerçekleştirmek için kare dalga elde edilmiştir. Bu kare dalga sinyali, ayak yukarıdayken 200 milisaniyelik aralıklarla sürekli olarak uygulanmaktadır. Girişe LM2577 entegrasyonu ile kare dalga artırılmıştır ve TIP122 güç transistörünün voltajı çıkış gücünü kontrol etmek için kullanılmıştır. Çalışma volt aralığı 20 Hz'de 50 mA akım ile 20-40 Volt arasında, tepki süresi 0.8 sn olarak ayarlanabilir şekildedir. İnsan sağlığına çok olumlu katkıları olduğu ve yaşam kalitesini artırdığı için düşük maliyetli FES cihazları hastalar için kullanılabilirler.

## 1. Introduction

Drop foot is one of the most common problems in rehabilitation clinics. It is the creeping walking form of the foot due to the inability of the foot muscles. Drop foot patients have difficulty in lifting the foot above at the ankle or cannot lift it at all. In this way, walking becomes difficult, and can cause obstacles during walking and causes fall. Especially in

cases where the foot needs to be lifted activities, such as climbing stairs, climbing uphill and walking on soft surfaces are done with difficulty. All these obstacles impair the person's range of motion during their daily life. With the commands from the central nervous system, normal movement is occurred with healthy muscles and joints. If a problem has consists at central nervous system, this may result in drop foot. As a result normal gait is disrupted. So the

foot hangs from the ankle and cannot perform the dorsal flexion movement, the foot does not touch the ground very securely and the multiple turns continue to rotate correctly.

Drop foot causes deformations in standing shape and appearance over time. The arch of the foot rises and the foot touches the ground from the heel. Wounds or calluses develop due to changing pressure in various parts of the foot. In time, arthritis in the joints of the feet and shape deformation in the fingers occur. There may be swelling due to non-palpable sprains and calls that occur with movement. Drop foot, which has existed for a long time, can sometimes result in shortness on one side. Keeping the foot in the same position continuously causes the achilles tendon to be shortened and the calf tension and pain. These problems in the feet also affect the movements of the knee and hip negatively. There may be problems and pain when the knee joint extends excessively backward over time. These are accompanied by hip fractures.

Functional electrical stimulation (FES) is performed by placing the surface electrodes on the skeletal muscles of the stimulated nerve or muscle. The electrical field between the electrodes stimulates the membrane of the nerve fibers. The stimulus travels along the nerve and reaches the muscle fiber, resulting in contraction [1]. Liberson et al. (1961), first develop FES and focused on this subject and developed commercial products with the data they obtained [2]–[5]. They improved their work by making significant changes on the control system of the FES system [6], [7]. During the swing phase of this system, foot dorsiflexion was provided by synchronic tibialis anterior muscle stimulation. In FES applications, the increase in walking speed and strengthening of the muscles can be made in a way that the walking pattern is more than normal. In FES applications, the increase in walking speed and strength in the muscles can make the walking pattern much more to normal [8]. Neal and Reswick (1976) reported that inhibition of antagonist muscles in peroneal nerve stimulation and decrease in muscle activities. The evidence for inhibition is not all compatible [9], [10].

Acimovic et al. (1992) developed four-channel stimulation device using microcontrollers. The orthopedic system was based on heel strike and this determines the swing and stance phase. As a result of the studies, 22% improvement in speed, 10% in rhythm and 9% in stride length was achieved during walking [11]. As a similar study, Chou et al. (2011) conducted experiments similar to the mutual arm swing experiments of Malezick with triceps brachii stimulation [12]. Sabut and Mahadevappa (2008) developed tibialis anterior stimulation using a heel switch during the swing phase in a controlled study they applied to 10 patients with drop foot for eight weeks. Gait improved statistically when using the orthosis device. They achieved an increase of 11.7% in walking speed, 10.8% in rhythm, and 13.3% in stride length. In addition, it has been stated in their studies that there is a 17.7% decrease in the physiological cost index (PCI). In addition to these studies, therapeutic effects such as decreased spasticity, increased range of motion, improvement in blood circulation and reduction of pain were observed [13]. The open loop systems offered so far include the stimulation profile consisting of surface-based and fixed pulse sequences. Halloran et al. (2003) developed a different stimulation method in their study. They developed the stimulation

apparatus with heel switch, placed in the body for drop foot with pulse width modulation in both phases of walking. They tested the device for a hemiplegic patient. The stimulator placed in the body. They designed the devices with two channels and with 12-pole nerve cuff electrode for insertion into the peroneal nerve, the initiation of stimulation can be controlled externally. The balance between the channels was mostly achieved by physiological dorsiflexion [14].

Similarly, Breen et al. (2006) developed FES using two switches for heel and nail in their study, and the stimulation timing was set in stages based on walking speed [15]. Lyons et al. (2000) developed EMG-modulated stimulation in their study and tried it in a hemiplegic patient. As a result of this study, a high dorsiflexion width up to 76% (7.68°) was obtained. In other studies, the rate is generally 53% (4.35°). The decreased spasticity of the calf muscles during dorsiflexion may have positively affected the result. This approach gives about twice as much to produce dorsiflexion [16].

Keeffe et al. (2003) developed a similar method. it was tested only by healthy individual, it was reported that their study using 47% less stimulation than general methods was more energy efficient [17]. Advanced sensor techniques have entered FES control strategies in the last decade. Stein et al. (2004), tested advanced sensor technologies in their study [18]. Another system with advanced sensor technique is Breen et al. (2009), the system called DuaSTIM is a fully-fledged portable device with dual channel stimulator and advanced sensor techniques [19]. The device control algorithms to correct the drop foot connected to the switches on the foot (heel and nail). It gives free-form stimulation and is generally controlled by different sensors, such as the accelerometer-based stimulator. In the last two decades, heel switch, nerve cuff, and skin mechanoreceptors (natural sensors) have been used to record all responses during walking. In 2005, Hoffer et al. The Neurostep developed one of the first clinical trials with an intramuscular, fully implantable device to correct drop foot. The Neurostep works independently with batteries, sensors and stimulation units, without any external devices. Neurostep is still a medical device under investigation in clinical trials [20].

## 2. Foot Drop and Fes Overview

Gait disturbances caused by central nervous system damage differ from each other. Spasticity may occur in the muscles or the muscles lost range of motion in a relaxed position. The most common gait disorder is the inability to lift the foot up from the ankle because the muscle that will bring the foot to the upright position, called drop foot, is relaxed and cannot contract. Muscles and nerves are normally intact while standing. There is a damage of central nervous system. Therefore, when the healthy muscle and nerve is electrically stimulated from outside with a device, foot dorsiflexion occurs (Figure 1).

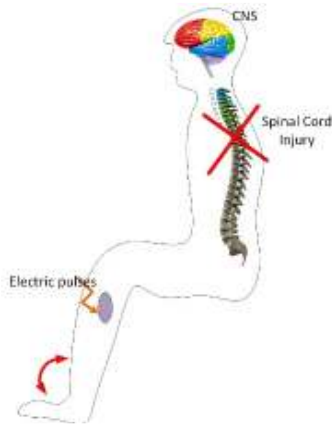


Figure 1. Foot dorsiflexion by the electrostimulation of central nervous system damaged foot drop patients.

During healthy walking, the commands received from the central nervous system are converted to normal movement with healthy muscles and joints through the nerves separated from the spinal cord. In drop foot patients problem occurs in any of these structures. So the foot hangs down from the ankle and cannot perform dorsal flexion movement. Moreover, in the stance phase of walking, the foot does not touch the ground very securely and generally tends to turn outwards. Drop foot causes some shape and image deterioration over time. The arch of the foot rises and the foot comes in contact with the ground only from the heel (Figure 2.a). In time, arthritis in the foot joints and deformities in the fingers occur. In the ankle area, swelling due to constant sprains and pain caused by movement may occur. Keeping the foot in the same position constantly causes the Achilles tendon to be shortened and the tension and pain in the calf. These problems also affect the movements of the knee and hip negatively. Problems and pain may occur due to excessive backward stretching of the knee joint over time. Decreased neural conduction may cause muscle wasting (Figure 2.b)

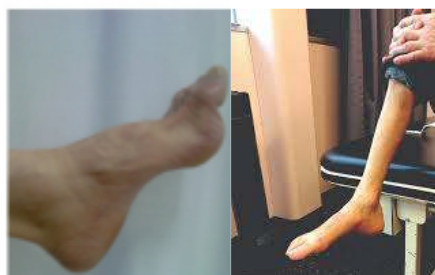


Figure 2. a. Orthopedic disorder due to drop foot [21] b. The patient with muscle loss [22]

Electrostimulator devices, send an electrical stimulation to the nerve passing near the bone called "fibula" in the leg, providing dorsiflexion from the ankle of the foot to supply appropriate phase of walking and preventing the stepping gait (Figure 3.a.). Electrostimulation applications are widely used devices in physical therapy. In this way, by enabling the muscle and nerve to work, further weakening of tissues and muscles is prevented or weakening is slowed down. It strengthens the muscles and protects the joint opening. There types of electrostimulation used.

1) Galvanic current: Direct current is unidirectional, in wave form, there is no change.

2) Alternating Current: It is uninterrupted and bidirectional. Symmetrical or asymmetrical features are occurred.

3) Pulsed Current: In pulsed currents, waves can be monophasic and biphasic. Biphasic waveforms can be symmetrical or asymmetrical.

The current density, duration, resting time of the symmetrical ones may change with the decrease in form. Electrolysis products under electrodes does not occur [23].

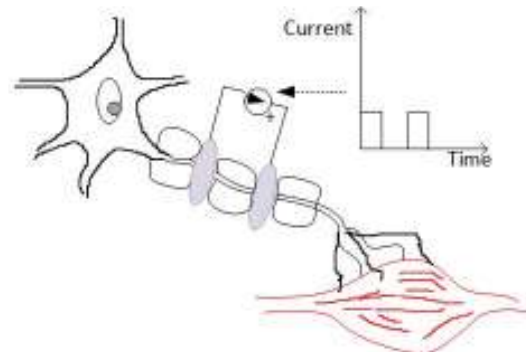


Figure 3. Stimulation of the muscle

In addition to central nervous system disorders, spasticity is a very common muscular disorder. The muscle is constantly tense and the muscle is unable to move. Current treatments have been set up to interrupt the conduction of the involved sinuses. Movement limitation continues to a large extent. When walking is supported by electrical stimulation, partial relaxation is achieved in the muscles after a certain period of time.

Although all cells in our body have membrane potential, only neurons and muscle cells can change their membrane potential. This change is called adaptability. Action to changes in membrane potential called potential [24]. The permeability of the membrane is provided by ion channels called gates. Action potential has three phases. With the opening of depolarization  $\text{Na}^+$  channels,  $\text{Na}^+$  it is the flow of ions into the cell. Opening of repolarization  $\text{K}^+$  channels and  $\text{K}^+$  It is formed by the flow of ions outside the cell. Hyperpolarization large number of  $\text{K}^+$  It occurs because the channel is open for a few more ms. Impulse transmission is seen at Figure 4. The electrical change in the cell membrane has been demonstrated during period [25].

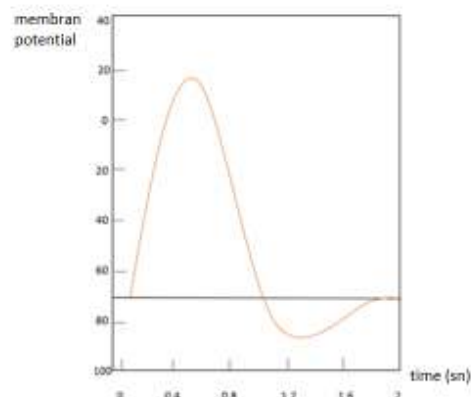


Figure 4. Action potential

### 3. Materials and Methods

As the patient is insufficient to generate muscle force for the range of motion in the paretic side, the muscle activities are induced by FES designed to assist the patient to generate a natural gait motion with sufficient muscle force and range of motion. Functional electrostimulation is performed with the placement two electrode peds. The electrical field between two electrodes simulates the membrane of the nerve fibers. This stimulus travels along the nerve to the muscle and as a result, contraction occurs. In the proposed rehabilitation system, ground reaction forces were utilized using force-sensitive resistors (FSR) to determine gait phase and walking speed on the paralyzed side [26] (Figure 5).

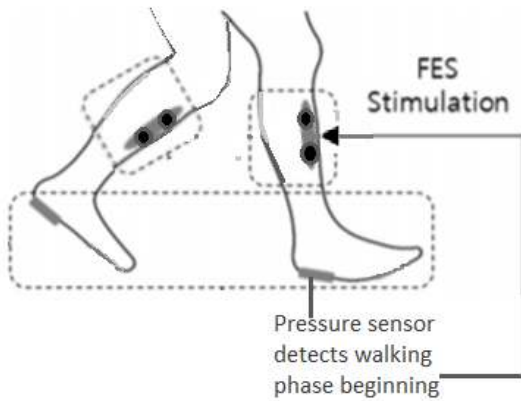


Figure 5. Schematic of the FES control algorithm

Information about the position of the foot was obtained with the help of a 0.6 "force sensitive circular sensor placed at the heel of the foot. When the value from the sensor is read while the foot is on the ground, no signal is applied to the tibialis anterior muscle. The square wave signal is applied to the tibialis anterior muscle according to the value from the pressure sensor. This square wave signal is applied

continuously at intervals of 200 milliseconds while the foot is up. Circuit schematic has been shown at Figure 6.

Output voltage values were obtained with the LM2577 boost converter. A 5 volt peak square wave voltage from the output of the arduino microcontroller was given to the LM2577 integrated input and the voltage of the square wave was increased. The simulation program was implemented as at the figure 2. Since the program does not have a library of pressure sensor, a potentiometer is used to read analog values. According to the value taken from the potentiometer, the appropriate value to be applied to the case was obtained from the digital pin that outputs a square wave.

5 volt input signal seen in blue on the oscilloscope output is the output signal that will be applied to the casing. In the simulation, it is seen that TIP122 power transistor is used to control the output signal to be fitted to the case. The circuit designed with this established circuit was designed and operated in a computer environment. At the simulation, an output signal of 20 Hz was received from the square wave digital output pin of the arduino. The 20 Hz output signal is at the level of 5 Volts due to the output amplitude of the arduino. The 5 volt voltage has been increased to 15-35 volts obtained from the LM2577 integrated circuit. The increased voltage is controlled by using an arduino output and a power transistor. The PCB design of the circuit implemented as Figure 7.

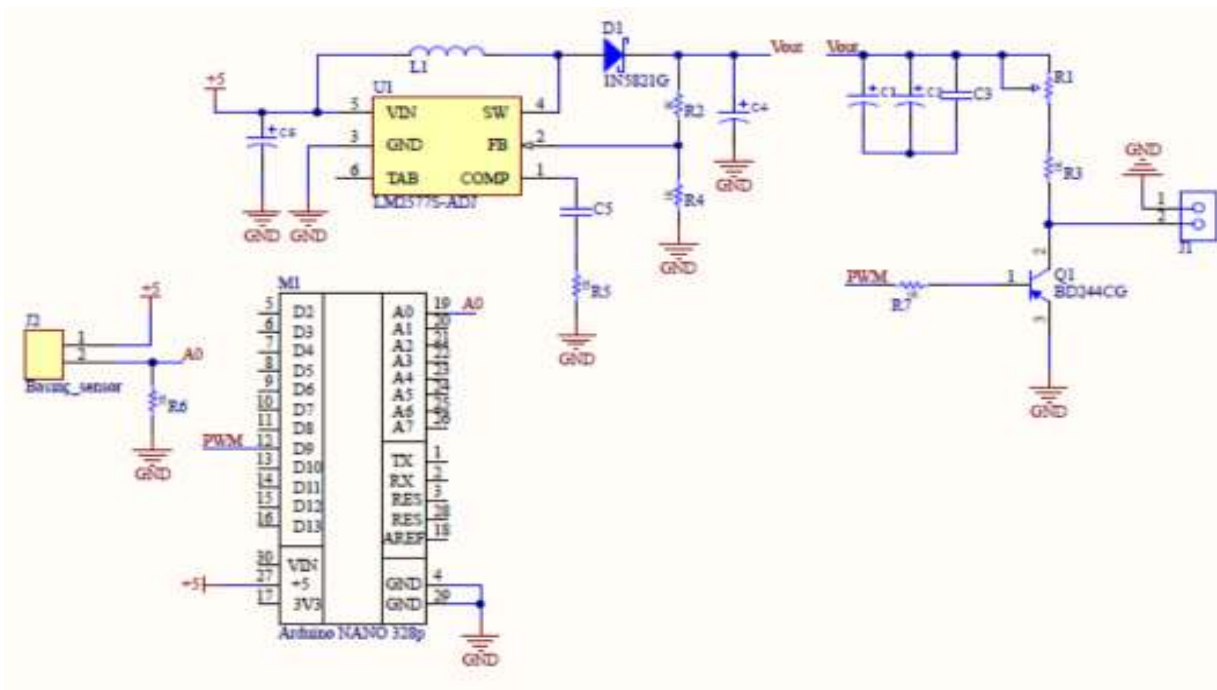


Figure 6. Circuit design

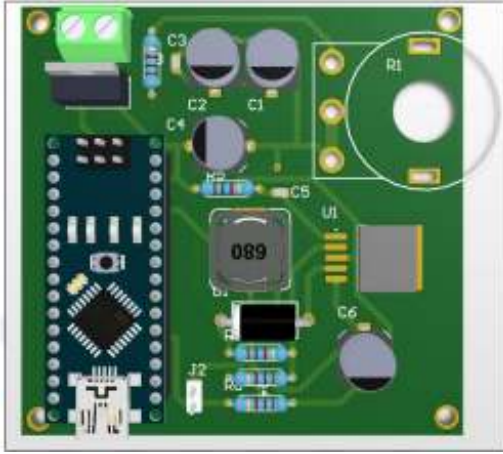


Figure 7. PCB design of the circuit

In order to adjust the output voltage, it has been adjusted with a 3-watt adjustable resistor. TIP122 power transistor is used to control the output signal. Circuit elements with suitable values are preferred to control and adjust the voltage values to be obtained at the output. The input signal obtained with the arduino has been increased up to 40 volts and converted to a format to be applied to the casing (Figure 4). Arduino output signal is at the level of 5 volts. The output signal has been increased to 40 volts with the help of TIP122 transistor, to a level that can stimulate the muscle. The algorithm has been created to be applied at intervals of every 100 ms while the output signal is applied to the casing (Figure 8).

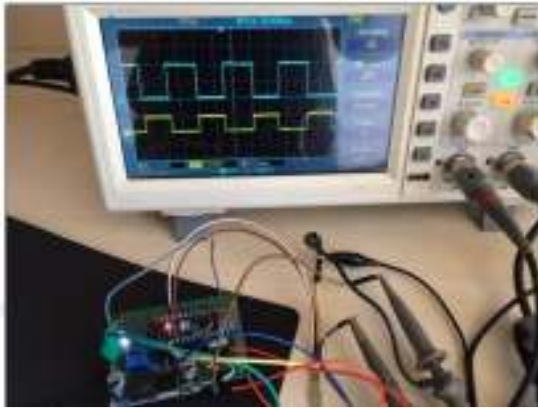


Figure 8. Input and output signals

When the foot rises from the ground, the data from the force sensor is read and the output signal of 40 volt and PWM wave triggers a muscle every 100 ms. This cycle is repeated continuously as long as the walk continues (Figure 5).

The device can adjust the circuit output trigger voltage in the range of 20 - 40 volts. The supply voltage of the device is in the range of 9 - 24 volts. In order to facilitate the use of the device, it will be used with a 9-volt battery in the first stage, and in later stages, the usage time can be extended by using lithium polymer and / or lithium ion batteries with high current capacity. As determined in literature research, the output current works ideally between 40 mA and 100 mA. As a result of experimental studies, it has been determined that it operates at approximately 50 mA levels. The force sensor on the device was placed on the heel of the foot in the desired format, allowing us to get information about the movement

of the foot (Figure 9). A more comfortable walking movement is provided for people by triggering the muscle according to the foot movement. Properties of the device indicated at Table 1.

Table 1. Properties of the FES device

Control Data	Foot Pressure Sensor
Voltage Range	20-40 Volt
Signal	Square Wave
Frequency	20 Hz
Weight	200 gr
Current	~ 50 mA
Response Time	0.8 sn



Figure 9. FES device

#### 4. Results

The device we have developed, an electrical impulse is sent to the nerve passing through the bone called "fibula" in the leg during the appropriate phase of walking. The FES device developed at our study is can be available at low cost and easy to use. The foot provides dorsiflexion from the ankle and the stepage walk can be prevented. Stimulation increases blood flow, increases the activity of neurons and "prevents atrophy". Electrostimulation treatments are widely used devices. In this way, by enabling the muscle and nerve to work, further weakening of tissues and muscles can be prevented or weakening can be slowed down. At the same time, these stimulations can prevent the deterioration of the foot structure and can be put into normal form. This device, supports feet from outside with stimulation of the muscles to create their dorsiflexion, and to strengthen the muscle. Since the muscles work reversibly, the opposite muscle of the stimulated muscle are relaxed. These reactions can be used for spasticity.

**Conflicts of interests:** The authors have no conflicts of interest to declare.

**Financial Disclosure:** The authors declared that this study has received no financial support.

#### References

- [1] Köylü, H. (2014). Klinik Anlatımlı Tıbbi Fizyoloji. Nobel Tıp Kitabevleri.
- [2] Malezic, M., Kljajić, M., Aćimović-Janezic, R., Gros, N.,

- Krajnik, J., Stanic, U. (1987). Therapeutic effects of multisite electric stimulation of gait in motor-disabled patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 68(9),553-560.
- [3] Malone, L., Ellis-Hill, C., Swain, I. (2002). Using the odstock dropped foot stimulator: users and partners perspectives.
- [4] Waters, R.L., McNeal, D., Perry, J. (1975). Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve. *J. Bone Joint Surg. Am.*57(8), 1047–1054.
- [5] Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scot, D., Dow, M. (1961). Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*
- [6] Lynch, C.L., Popovic, M.R. (2005). Closed-loop control for FES: past work and future directions. 10th Annual Conference of the International FES Society. 2–4.
- [7] Lynch, C.L., Popovic, M.R. (2008). Functional electrical stimulation. *IEEE Control Syst. Mag.* 28(2), 40–50.
- [8] Cooper, P.S. (2002). Application of external fixators for management of charcot deformities of the foot and ankle. *Foot Ankle Clin.* 7(1), 207–254.
- [9] McNeal, D.R., Reswick, J. B. (1976). Control of skeletal muscle by electrical stimulation. *Adv. Biomed. Eng.* 209–256.
- [10] Ring, H., Rosenthal, N. (2005). Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation. *J. Rehabil. Med.* 37(1), 32–36.
- [11] Cimović-Janeki, R.A. (1992). Application of a programmable dual-channel adaptive electrical stimulation system for the control and analysis of gait. *J. Rehabil. Res. Dev.* 29(4).
- [12] Ch. Chou et al. (2011). Application of FES for hemiplegia in extremity coordination training. 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 1–4.
- [13] Sabu, S.K., Manjunatha, M. (2008). Neuroprosthesis-functional electrical stimulation: opportunities in clinical application for correction of drop-foot. First International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology. 950–953.
- [14] O'Halloran, T., Haugland, M., Lyons, G.M., Sinkjær, T.(2003). Modified implanted drop foot stimulator system with graphical user interface for customised stimulation pulse-width profiles. *Med. Biol. Eng. Comput.*41(6), 701-709.
- [15] Breen, P.P., O’Keeffe, D.T., Conway, R., Lyons, G.M. (2006). A system for the delivery of programmable, adaptive stimulation intensity envelopes for drop foot correction applications. *Med. Eng. Phys.* 28(2), 177–186.
- [16] Lyons, G., Wilcox, D., Lyons, D., Hilton, D. (2000). Evaluation of a drop foot stimulator fes intensity envelope matched to tibialis anterior muscle activity during walking. 5th Annu. Conf. Int. Funct. Electr. Stimul. Soc. 1–4.
- [17] O’Keeffe, D.T., Donnelly, A.E., Lyons, G.M. (2003). The development of a potential optimized stimulation intensity envelope for drop foot applications. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*11(3), 249–256.
- [18] Stein, R.B., Weber, D.J., Chan, K.M., Loeb, G.E., Rolf, R, Chong, S.L. (2004). Stimulation of peripheral nerves with a microstimulator: experimental results and clinical application to correct foot drop.
- [19] Breen, P.P., Corley, G.J., O’Keeffe, D.T., Conway, R., ÓLaighin, G. (2009). A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist applications. *Med. Eng. Phys.* 31(3), 400–408.
- [20] Hoffer, J.A. et al. (2005). Initial results with fully implanted neurostep FES system for foot drop.
- [21] Banchs, I. et al. (2009). Diagnosis of charcot-marie-tooth disease. *J. Biomed. Biotechnol.* 2009.
- [22] Overman, M.J., Compton, C.C., Raghav, K., Lambert, L.A. (2020). Appendiceal mucinous lesions. UpToDate. Chen W UpToDate Inc.
- [23] Mysiw, W.J., Jackson, R.D. (1996). Electrical stimulation. *Phys. Med. Rehabil.* 479–506.
- [24] Wright, S.H. (2004). Generation of resting membrane potential. *Adv. Physiol. Educ.* 28(4), 139–142.
- [25] Köylü, H. (2019). *Sinir ve Kas Fizyolojisi. Tıbbi Fizyoloji*, 3rd ed., İstanbul, İstanbul Tıp Kitabevleri. 19-44.
- [26] Reilly, J.P., Diamant, A.M. (2011). *Electrostimulation: theory, applications, and computational model.* Artech House.