



**BASI YARASI OLUŞABİLECEK HASTALAR
İÇİN AKILLI YATAK SİSTEMİ
MODELLENMESİ VE TASARIMI**

Türkay DEMİR

Yüksek Lisans Tezi

**Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim
Dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Hafız ALİSOY
2021**

T.C.
TEKİRDAĞ NAMIK KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BASI YARASI OLUŞABİLECEK HASTALAR İÇİN AKILLI YATAK SİSTEMİ
MODELLENMESİ VE TASARIMI**

Türkay DEMİR

ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN: Prof. Dr. Hafız ALİSOY

TEKİRDAĞ-2021

Her hakkı saklıdır



Bu tez (TÜBİTAK / SANTEZ / NKÜBAP vb.) tarafından
..... numaralı proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BASI YARASI OLUŞABİLECEK HASTALAR İÇİN AKILLI YATAK SİSTEMİ MODELLENMESİ VE TASARIMI

Türkay DEMİR

Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hafız ALİSOY

Yatan hastalarda oluşabilecek bası yaraları ve doku nekrozu oluşumu, onların yaşam konforunu önemli ölçüde azaltmakta ve hatta yaşamları için tehlikeli sonuçlara yol açabilmektedir. Bu çalışmada yatan hastalarda oluşabilecek bası yaralarının oluşumunun önüne geçilebilmesi için bir akıllı model yatak prototipi geliştirilmiştir. Tasarlanmış bu akıllı yatak prototipinde ilk aşamada, yük hücreleri (load cell) kullanılarak hasta-yatak sisteminde birim temas yüzey alanı üzerindeki basınç dağılımının haritalaması gerçekleştirilerek yatakla temas eden hastanın vücudunun hareketsiz bölgeleri belirlenir. İkinci aşamada ise ilgili yüzey alanından alınan bilgiler doğrultusunda, yüzeye belirli şekil ve parametrelere sahip uyarıcı elektrik impuls sinyal uygulaması yapılır. Önerilen prototip sistemi uzaktan da izlenmeye müsait yeni bir sistem olup, hastanın anlık pozisyon durumunu değerlendirmeye ve ihtiyaca binaen koruyucu tedavi olarak, uygun uyarıcı elektrik akımı sinyallerinin kullanılmasıyla normal doku aktivitesinin devamının sağlanmasına olanak sağlamaktadır. Bu çalışmanın aynı zamanda gelecekte bu konularda yapılacak araştırmalara öncülük edeceği düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: Bası yarası, tedavi, yatan hasta, elektrostimülasyon, yük hücresi.

ABSTRACT

MSc Thesis

MODELING AND DESIGN SMART BED SYSTEM FOR PATIENTS WHO MAY HAVE
PRESSURE SORES SURFACE

Türkay DEMİR

Tekirdağ Namık Kemal University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electronic and Communications Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Hafız ALİSOY

The pressure ulcers and tissue necrosis that may occur in hospitalized patients significantly reduce their comfort of life and may even lead to dangerous consequences for their lives. In this study, a smart model mattress prototype was developed to prevent the formation of pressure sores that may occur in hospitalized patients. In this designed smart bed prototype, in the first stage, the stationary areas of the patient's body in contact with the bed are determined by mapping the pressure distribution over the unit contact surface area in the patient-bed system using load cells. In the second stage, in line with the information received from the relevant surface area, stimulating electrical impulse signal application with certain shapes and parameters is applied to the surface. The proposed prototype system is a new system that is suitable for remote monitoring, and it allows to evaluate the instant position of the patient and to ensure the continuation of normal tissue activity by using appropriate stimulating electrical current signals as a preventive treatment as needed. It is thought that this study will also lead to future research on these issues.

Keywords: Pressure sores, treatment, inpatient, electrostimulation, load cell.

2021, 63 pages

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iHata! Yer işareti tanımlanmamış.
İÇİNDEKİLER	iii
ÇİZELGE DİZİNİ	iv
ŞEKİL DİZİNİ	v
SİMGELER ve KISALTMALAR	vii
TEŞEKKÜR	viii
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	2
3. MATERYAL VE YÖNTEM	6
3.1. Çalışmanın Tanımlanması ve Aşamaları	6
3.2. Ağırığa Duyarlı Bir Yatak Modeli Geliştirilmesi	7
3.3. Sensör ve Transduser Kavramları.....	9
3.4. Load Cell (Yük Hücresi)	10
3.5. Arduino Mega 2560 Mikro Denetleyicisi.....	12
3.6. Python Yazılımı İle Verilerin İşlenmesi	15
3.7. MySQL Veri Tabanı İle Verilerin Kaydı.....	16
3.8. PHP ile Web Ara Yüzü Oluşturulması	17
4. ELEKTROSTİMÜLASYON	19
4.1. Elektrostimülasyonun Matematiksel Modeli.....	20
4.2. Elektrostimülasyonun Biyoteknik Sistemlerde Oluşturduğu Uyarıcı Etki.....	25
4.3. Akımın Dokularda Yayılması Sırasında Biyoelektrik Empedans	31
4.4. Elektrik Akımı ile İlgili Bilgiler	37
4.5. Elektrostimülasyonda Kullanılan Akım Türleri	40
4.5.1. Doğru Akım.....	40
4.5.2. Alternatif Akım.....	41
5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	43
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	47
KAYNAKLAR	48
EKLER	52

ÖZGEÇMİŞ55

ÇİZELGE DİZİNİ

Çizelge 3.1. Arduino mega 2560 mikro denetleyicisinin özellikleri..... 13

Çizelge 4.1. Biyolojik dokunun çeşitli bölümlerinin biyoelektrik empedansının devre parametreleri.....37

Çizelge 5.1. Elektrostimülasyonda kullanılacak cihazların özellikleri.....45



ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 3.1. Yatan hastada ortaya çıkan bası yaraları	6
Şekil 3.2. Çalışma adımlarının şema gösterimi	7
Şekil 3.3. Model yatağın tasarımının genel görüntüsü ve üst çerçevesi.....	8
Şekil 3.4. Model yatağın gerçekleştirilmiş hali ve ara yay bağlantısı	8
Şekil 3.5. Model yatağa elektronik devrenin entegre edilmiş hali	9
Şekil 3.6. Load cell ve iç yapısı.....	10
Şekil 3.7. Strain gauge ve wheatstone köprüsü	10
Şekil 3.8. Load cell'lerin beden üzerinde konumlanması ve model yataktaki görünüm.....	11
Şekil 3.9. Hx-711 analog dijital dönüştürücü birimi	12
Şekil 3.10. Arduino mega 2560 mikro denetleyicisi	12
Şekil 3.11. Arduino mega 2560 mikro denetleyicisinin pin isimleri ve karşılıkları.....	13
Şekil 3.12. Model yatak elektronik devre parçalarının bağlantısı	14
Şekil 4.1. Fizyolojik sistemin endojen düzenleyicisinin modeli	22
Şekil 4.2. Elektronörostimülasyonun biyoteknik sisteminin modeli.....	23
Şekil 4.3. Uyarıcı etkiye bağlı olarakteşhis göstergesinin zamana bağlı olarak değişimi.....	25
Şekil 4.4. Transkutanöz elektronörostimülasyon eşdeğer devresi.....	26
Şekil 4.5. Dokunun biyoelektrik empedans modeli.....	27
Şekil 4.6. Elektronörostimülasyon süreçlerinin analizi için eşdeğer devre	28
Şekil 4.7. Parametrik uyarma modeli için ENS modeli.....	30
Şekil 4.8. Empedans ölçüm yönteminin şeması	32
Şekil 4.9. Pasif biyolojik dokuların empedansını modelleme şeması	34
Şekil 4.10. Statik(b) ve atalet(c) bileşenleri dahil olmak üzere doku empedansı(a) modeli ...	35
Şekil 4.11. Biyoelektrik empedansın elektrik eşdeğer devresi.....	36
Şekil 4.12. Elektrostimülasyon cihazının deri üzerindeki elektriksel etkisi(a). Elektrostimülasyon cihazının kas dokusu üzerindeki elektriksel etkisi(b). Kas uyarılmalarının safhaları(c).....	38
Şekil 4.13. Sinir membranı elektriksel değer grafiği.....	40
Şekil 4.14. Elektrostimülasyonda kullanılan doğru akım türleri	41
Şekil 4.15. Elektrostimülasyonda kullanılan alternatif akım türleri	42
Şekil 5.1. Model yatağın resmi ve web ekran görüntüsü	43
Şekil 5.2. Sisteme internete bağlı herhangi bir mobil cihaz üzerinden ulaşılması ve çoklu bağlantı	44

Şekil 5.3. Mesilife R-C4D elektrostimülasyon cihazı	45
Şekil 5.4. Mesilife R-C4D elektrostimülasyon cihazı ile uygulanan TENS sinyal görüntüsü.	46
Şekil 5.5. TENS sinyalinin dokuların elektriksel eşdeğer devrelerine uygulanması.....	46



SİMGELER VE KISALTMALAR

TENS	: Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
EMS	: Electric Muscle Stimulation
LFUS	: Low Frequency Uncontact Signal
PPH	: Palmo Plantar Hiperhidroz
ANFIS	: Adaptive Neuro- Fuzzy Inference System
FIS	: Fuzzy Inference System
ADC	: Analog Digital Converter
GFK	: Genlik Frekans Karakteristikleri
ES	: Elektrostimülatör
PBD	: Pasif Biyolojik Doku
USY	: Uyarılabilir Sinir Yapısı
USB	: Universal Serial Bus
EMK	: Elektro Motor Kuvvet
USB	: Universal Serial Bus
H ₂ O-Na	: Dihidrojen Monoksit- Sodyum
H ₂ O-K	: Dihidrojen Monoksit- Potasyum
I/O	: Input/Output
SRAM	: Static Random Access Memory
EEPROM	: Electronically Erasable Programmable Read-Only Memory
PWM	: Pulse Width Modulation
X _c	: Reaktans
R	: Rezistans
Ω	: Omega (Direnç birimi olan Ohm'un gösterilişi)
μsn	: Mikrosaniye
Hz	: Hertz
V	: Volt
Kb	: Kilobyte
MHz	: Megahertz

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarımnda desteğini esirgemeyen, bilgi, birikim ve tecrübelerini aktarmaktan çekinmeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Hafız ALİSOY' a, her zaman destek ve iyi niyetleriyle arkamda olan aileme sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Haziran, 2021

Türkay DEMİR
Elektronik Haberleşme Mühendisi



1. GİRİŞ

Bilim insan hayatını kolaylaştırmak, düzenlemek ve daha iyi hale getirmek için araştırma, yenilik yapma ve geliştirme çalışmaları olarak tanımlanabilir. Bilimin bu özellikleri bilim insanlarının, insan hayatını kolaylaştırmak ve insanların karşılaştıkları sorunlara çözüm bulmak adına yaptıkları çalışmalarda yol gösterici olmuştur. İşte bu noktada bu çalışmaya başlayan bizler, bir insanın refahına, herhangi bir olumsuzluktan uzaklaştırılmasına ve iyileşmesine katkıda bulunabilmeyi en önemli mutluluk kaynağı ve görev sayarak yola çıktık.

Bu çalışmada yatan hastalarda oluşabilecek bası yaralarının önüne geçilebilmesi için bir akıllı hasta yatağı prototipi geliştirilmiştir. Ağırlık algılayıcı sensörlerle donatılmış bu prototip yatakta sensörlerden alınan bilgiler, mikro denetleyici vasıtasıyla işlenmektedir. Verilerin anlamlı olarak değerlendirilebilmesi için özel bir yazılım geliştirilmiştir. Alınan verilerle bilgisayar ve web ortamında, hastaya ait bir vücut-yüzey grafiği oluşturulabilmektedir. Ayrıca, bu grafik ile ilişkili olarak, hastaya ait tüm bilgiler bir veri tabanı üzerinde tutulabilmektedir. Bu veri tabanındaki bilgiler ihtiyaç halinde çağırılmak üzere, bir ara yüz üzerinden kullanıcıya hazır hale getirilebilmekte, uzun süre hareketsiz kalan bölgeler, geliştirilen yazılım programı ile analiz edilebilmektedir.

Çalışmanın devamında; hareketsizliği tespit edilen ilgili vücut bölge dokularının elektriksel parametrelerinin dikkate alınmasıyla, temsilen oluşturulan biyoelektrik eşdeğer devrelerine, belirli şekil ve parametrelere sahip uyarıcı elektrik impuls sinyal uygulaması gönderilerek, sinir ve doku uyarımlarının simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu simülasyonda elektriksel uyarım için ayrıyeten bir cihaz tasarlanmayıp; piyasada bulunabilen Mesilife R-C4D tipi bir TENS EMS cihazı kullanılmıştır.

Sonuç olarak, yapısal fonksiyonel modelleme yöntemi yardımıyla biyolojik bağlantı verilerine ve teknik araçların yapısına dayalı olarak, biyoteknik sistemlerde gerçekleşen olayların matematiksel modeli tanımlanmış ve elektrostimülasyonun etkin bir şekilde uygulanabilmesi için, vücudun fizyolojik sisteminin parametrelerinin ve uyarıcı akımın biçiminin bilinmesi analiz edilmiştir. Biyolojik dokuların, homojen olmayan iletken modeli ile fonksiyonel olarak temsil edilebilmesi için, giriş değişkeni olarak elektrot devresindeki akımın ve çıkış değişkeni olarak elektrotlar üzerindeki uyarıcı voltajın seçilmesi gerektiği belirlenmiştir.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Nizam (2000) yaptığı çalışmada, insan vücudundaki organların çalışması esnasında ortaya çıkan biyolojik işaretleri, elektronik dönüştürücü sistemi tasarlayarak elektriksel işaretlere dönüştürmüş ve bu işaretleri bilgisayar ortamına aktararak kullanılabilir ve yorumlanabilir hale getirmiştir.

Buran (2002) yaptığı çalışmada, transkütan elektrikstimülasyon (TENS) cihazı üzerinde durmuştur. Çalışmasının uygulama kısmında bir TENS cihazı tasarımı yapmış ve bu cihazı gerçekleştirmiştir. Benzer cihazlardan farklı olarak yeni bir yaklaşım ile; TENS'in farklı mekanizmalar üzerinden etki gösteren farklı ağırlık parametrelerinde kullanılan modlarını bir mikro denetleyici yardımıyla, program halinde hastaya uygulanması metodunu kullanmıştır. Temel anlamda, kullanıcı için cihazın ara yüzünü çok fazla detay bilgi ile uğraşmadan kolaylaştırmıştır.

Yağmur ve arkadaşları (2003) yaptıkları çalışmada, elektromanyetik dalgaların tanımlanmasını ve sınıflandırılmasını yaparak, elektromanyetik dalgaların biyolojik etkileri konusuna yoğunlaşmışlardır. Özellikle bu dalgaların insan vücuduna etkilerini incelemişler ve elektromanyetik dalga kaynağı konumundaki cihazların (baz istasyonları, radyo vericileri, mikrodalga çalışan cihazlar vb.) oluşturdukları risk sebebiyle okul bahçeleri, kreşler, hastaneler, parklar gibi çocuk, hasta ve yaşlıların etkilenebileceği alanlara yakın kurulmaması gerektiğini belirtmişlerdir.

Bayram ve İlisu (2004) yaptıkları çalışmada, elektrik akımının insan vücudundaki etkileri, insan vücut direncini ve bu dirençle elektrik akımının etkileşimini açıklamışlardır. Uygulanan akım şiddetine bağlı olarak insanda ortaya çıkan fizyolojik belirtileri sınıflandırmışlardır.

Pehlivan ve Dereli (2006) yaptıkları çalışmada hiperhidroz hastalarının tedavisi için bir iyontoforez cihazı geliştirmişlerdir. Çeşme suyu iyontoforezi PPH (Palmo Plantar Hiperhidroz) hastalığının tedavisinde muhakkak önerilen bir yöntemdir. Bu çalışmada, hastaların zahmetli bir şekilde hastane ortamına gitmelerine gerek kalmadan kendi ev ortamlarında çalışabilecek, mikroişlemci kontrollü ve tamamıyla otomatik olarak çalışan bir cihaz gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda 11 hastaya denenmesi için verilen bu cihaz; hastalardan %91 oranında memnuniyet geri dönüşü almıştır.

Tekin (2006) yaptığı çalışmada, düşük frekanslarda değişik dalga çeşitlerinin insan vücudundaki etkilerinin incelenebilmesi ve tedavi amaçlı kullanılabilmesi için bir elektro akupunktur stimülatör cihazı tasarlamış ve bu cihazı gerçekleştirmiştir. Bu cihaz 1-260 Hz frekans ve 0-4000 mV gerilim aralığında çeşitli frekans ve gerilim değerlerine sahip sinüs, kare, üçgen ve testere dişi şeklinde sinyaller üretmiş daha sonra da mikrodenetleyici yardımıyla derlemiştir. Yine bu sinyaller ile bir dizi ölçüm yapılarak piyasada bulunan benzer amaçlı kullanımı olan altı farklı cihaz ile avantaj ve dezavantaj yönünden karşılaştırmalar yapılmıştır. Cihazın oldukça kararlı çalıştığı ve frekans hassasiyetinin %0.1- 4 aralığında değişim gösterdiği gözlenmiştir.

Yücel (2008) yaptığı çalışmada, bası yaralarının oluşumu ve önlenmesi üzerine araştırmalar yapmış, bası yaralarının tedavisinin son derece güç ve zahmetli olduğunu belirtmiş, en önemli önlemin, bası yaralarının oluşumunun önüne geçilmesi olduğunu vurgulamıştır.

Saraçoğlu (2009) yaptığı çalışmada insandaki fizyolojik ve psikolojik parametrelerin TENS yöntemi üzerine etkisi incelenmiş ve TENS yönteminin modellenmesi amaçlanmıştır. TENS yöntemine etki eden parametreler olarak deri iletimi ve kalınlığı incelenmiştir. Modelleme ANFIS (Adaptive Neuro- Fuzzy Inference System) ve FIS (Fuzzy Inference System) metodları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sonraki çalışmalara temel olabilecek bu uygulama ile TENS yönteminde zaman tasarrufu sağlanabilecek, insan kaynaklı hataları en aza indirerek uygulanabilecek olması hedeflenmiştir.

Bozbaş ve Gürer (2011) yaptıkları çalışmada, bası yaralarını, dokuların uzun süre basınç altında kalmasına bağlı olarak gelişen ve daha çok vücudun kemik çıkıntılarının üzerindeki bölgede ortaya çıkan iskemi hücre ölümü ve doku nekrozu olarak tanımlamıştır. En etkili tedavi yönteminin yara oluşumunun önüne geçmek olan önleyici tedavi olduğu, ancak; bunun gerçekleşmediği durumda birçok tedavi yönteminin yanı sıra, fizik tedavi modellerini ve bununla ilişkili olarak elektrostimülasyonu önermişlerdir.

Isserof ve Dahle (2011) yaptıkları çalışma ile elektrostimülasyona yeni bir soluk getirmişler, epidermi(üst deri) elektriksel etkiye maruz kaldığında elektrik alanı etkisiyle tıpkı bir cilt piline dönüştüğünü ve bazı hayvan deneylerinde elektriksel uyarım ile yara iyileşmelerini gözlemişlerdir. Bunun yanında; çalışmaların artarak devam ettiğini elektrostimülasyonun bilim otoritelerince hala geliştirilmekte olan bir tedavi yaklaşımı olduğunu belirtmişlerdir.

Okumuş ve arkadaşları (2013) yaptıkları servis araçlarının koltuk doluluk durumlarının uzaktan izlenmesi adlı çalışma ile insan ağırlığını algılayan sensörler yardımıyla alınan verileri bir mikro denetleyiciye aktarmış ve bu mikro denetleyici üzerinden internet vasıtası ile istenilen noktaya iletmışlerdir. Bu çalışma, sensörler aracılığıyla alınan verilerin kullanılabilirliğini göstermektedir.

Bakbak ve Kayacan (2014) yaptıkları çalışmada, hastalıkların takibi ve teşhisinde kullanılan yürüyüş analiz sistemlerine yoğunlaşmışlar ve adım analizi için ayak tabanının temas noktalarının konumunu belirlemede gerinim ve ağırlık ölçer sensörlerin kullanıldığını belirtmişlerdir.

Çam ve Ertaş (2015) yaptıkları çalışmada tek kanal ve tek fazlı dikdörtgen dalga çıkışı veren bir transkutanöz elektriksel sinir uyarım cihazı geliştirmişlerdir. Cihaz 15-250 Hz frekans ve 0- 79 mA akım aralığında çalışmaktadır.

Çakır ve Enginyurt (2016) yaptıkları çalışmada, palyatif bakım süresince hastalığın neden olduğu ağrı, bası ülseri gibi semptomların önlenmesinde uygulanan farmakolojik ve non farmakolojik yöntemlerin terminal dönemde hastaya son ana kadar kaliteli bir yaşam sunacağını belirtmişlerdir. Ayrıca oluşan bası yaralarının evrelerine göre tedavi seçenekleri olarak Akustik enerji (ultrason) LFUS (temassız düşük frekanslı-40 kHz) önermişlerdir.

Kıraner ve arkadaşları (2016) yaptıkları çalışmada, bası yaralarının özellikle yoğun bakım ünitelerinde sıklıkla gerçekleştiğini vurgulamışlar ve bu yara oluşumlarının vücut üzerindeki pozisyon ve evrelerini tanımlamışlardır.

Kaya ve arkadaşları (2017) yaptıkları çalışmada kalp yetmezliği yüksek tansiyon diyabet ve kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH) gibi kronik hastalıklara sahip hastaların uzaktan izlenmesi için bir teletıp sistemini geliştirmişlerdir. Çalışmada insan vücudundan sağlık verileri toplanmasına imkân veren algılayıcılar ve hasta ile sağlık personeli arasında iletişimi sağlayan ve sağlık personeline yardımcı olacak karar destek yazılımı mevcuttur. Projeden alınan sonuçların başlangıç seviyesinde anlamlı ve yeterli olduğu gözlenmiş, daha sonraki çalışmalarla geliştirilmeye ve endüstride kullanılmaya elverişli olduğu şeklinde görüş bildirilmiştir.

Kaçoğlu ve Kale (2019) yaptıkları çalışmada, EMS (Elektromyostimülasyon) 'nin insan vücuduna etkileri altında yatan biyokimyasal, fizyolojik ve nöral mekanizmaları incelemişler,

EMS'nin sportif performans artışı ve rehabilitasyon amaçlı daha etkin bir şekilde kullanılabilceğini öne sürmüşlerdir.

Kılıç (2020) yaptığı çalışmada; 20 Hz frekansında düşük şiddetli elektrik akımı ve schwan benzeri hücrelerin periferik sinir hasarı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu amaçla altışar fareden oluşan yedi deney grubu oluşturulmuştur. Bu deney grupları üzerinde kök hücre ve elektrostimülasyon kombinasyonları uygulanmıştır. Bu uygulamalar sonucunda; tek başına elektriksel stimülasyon, sinir ileti hızında sınırlı bir artış sağlamış olsa da; adipoz kök hücre veya schwan benzeri kök hücrelerin ekimiyle daha başarılı olduğu görülmüştür.



3. MATERYAL VE YÖNTEM

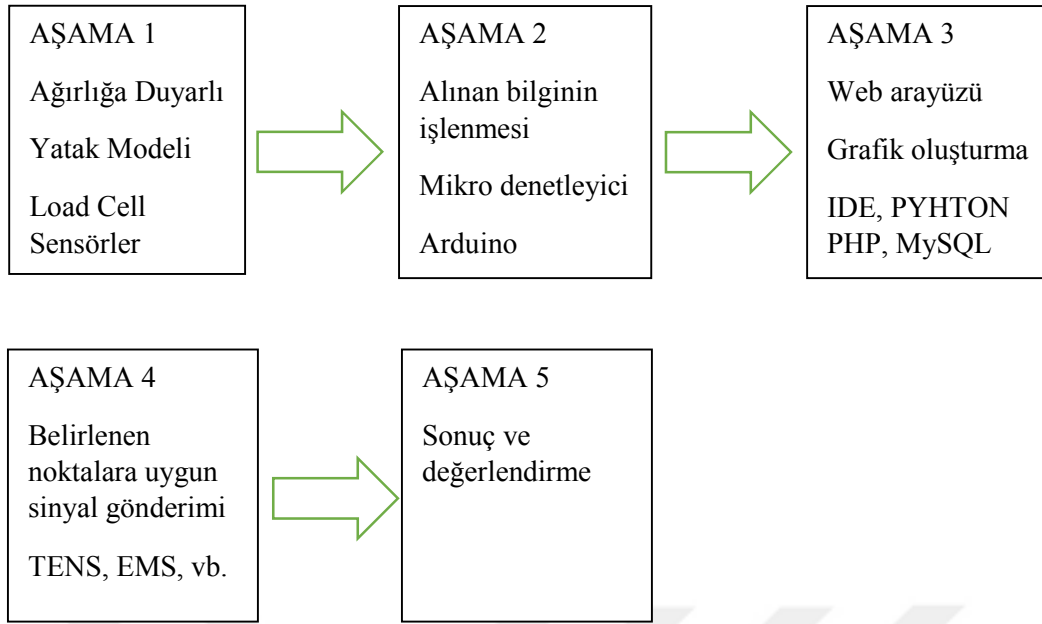
3.1. Çalışmanın Tanımlanması ve Aşamaları

Demirel vd (2007)'ne göre bası yarası; dekübik ülseri olarak ta bilinen klinik durumdur. Plastik cerrahinin en sık uğraş alanlarından biridir. Beraberinde mevcut diğer hastalıklar nedeniyle tedavisi oldukça zordur. Hastaların hayatını daha riskli ve olumsuz hale getiren bu durumun en iyi tedavi yöntemi oluşumunun önüne geçmektir.



Şekil 3.1. Yatan hastada ortaya çıkan bası yaraları (Bası, t.y)

Bu çalışmanın temel amacı bası yaralarının önlenmesi üzerine kurulmuştur. Buradan hareketle, beş aşamalı bir tasarım ve gerçekleştirme yolu izlenecektir. Birinci aşama, ağırlığa duyarlı bir hasta yatak modeli tasarlamak ve gerçekleştirmektir. İkinci aşama, ağırlığa duyarlı hasta yatak modelinden alınan elektriksel bilgileri derleyip, işleyebilecek; akabinde, görüntüleme birimine aktarabilecek bir mikro denetleyici birimi inşa etmektir. Üçüncü aşama, mikro denetleyiciden alınan verileri, öncelikle yerel ölçekte daha sonra internette de olmak kaydıyla bir web ara yüzü üzerinde tablo ve grafik olarak görselleştirmektir. Dördüncü aşama, grafik verilerden elde edilecek konumlamaya göre uygun süre ve değerlerde elektrostimülasyon simülasyonu uygulaması yapmaktır. Beşinci ve son aşamada ise elektrostimülasyon simülasyonu uygulaması yapılan noktaların verdiği cevapların yorumlanmasıdır.



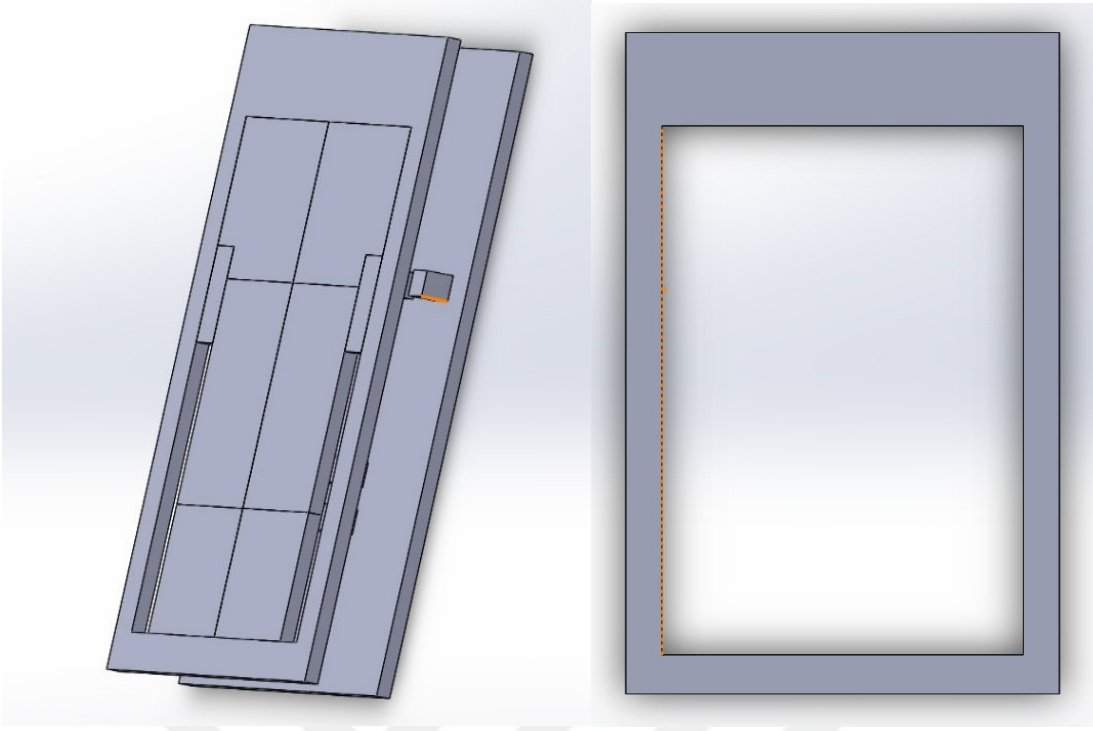
Şekil 3.2. Çalışma adımlarının şema gösterimi

İlk olarak vücut yüzeyi boyunca bir haritalama çalışması yapılması, bu harita modelinde belli ağırlık noktalarının tespit edilmesi, bu ağırlık noktalarının yüzey ölçümlerinin belirlenmesi, bu yüzeylerin ne kadar süre hareketsiz kaldığında vücut kan dolaşımından beslenemediğinin belirlenmesi gereklidir.

İşte bu noktada, ağırlık yüzey ilişkisinin algılanabilmesi için sensörlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ağırlık algılaması için; kullanım yeri, çalışma koşulları ve alınabilecek veri değerleri bakımından en uygun sensör çeşidi olarak load cell öne çıkmaktadır.

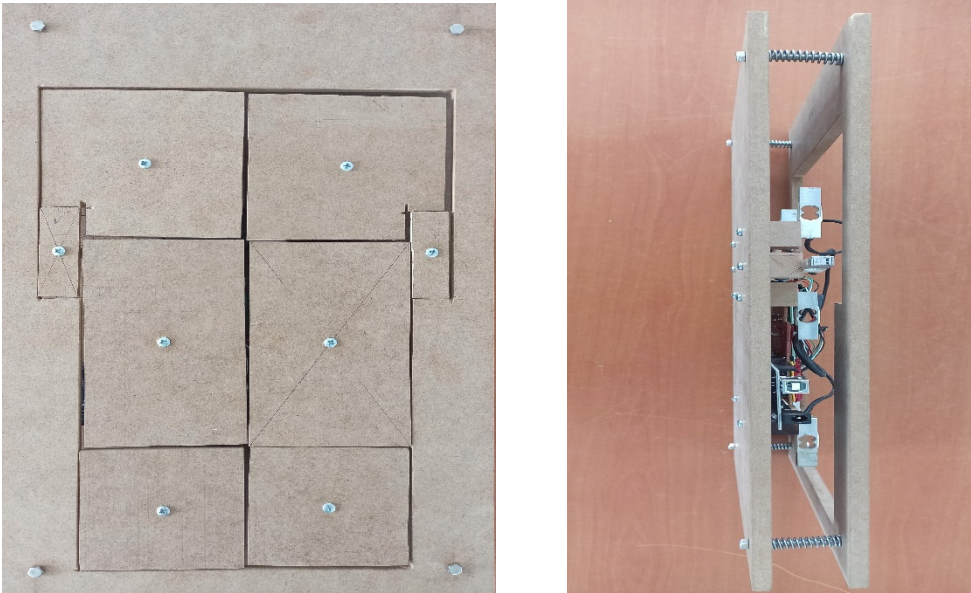
3.2. Ağırlığa Duyarlı Bir Yatak Modeli Geliştirilmesi

Çalışmanın ilk aşamasını ağırlığa duyarlı bir yatak modeli geliştirme adımı oluşturmaktadır. Öncelikle yatak modeli proje aşamasından sonra gerçekleştirilebilir ve sürdürülebilir olması düşünülerek sanayi ve endüstride kolaylıkla temin edilebilir parçalardan imal edilmiştir. 8 mm kalınlığa sahip MDF ahşap yüzeyin eni 35 cm boyu 55 cm ve yüksekliği 5 cm olacak şekilde dışta 2 içte 8 parça halinde kesilmesiyle yatağın gövde kısmı ortaya çıkarılmıştır. Şekil 3.3' te bu yatağın tasarım çizimleri görülmektedir.



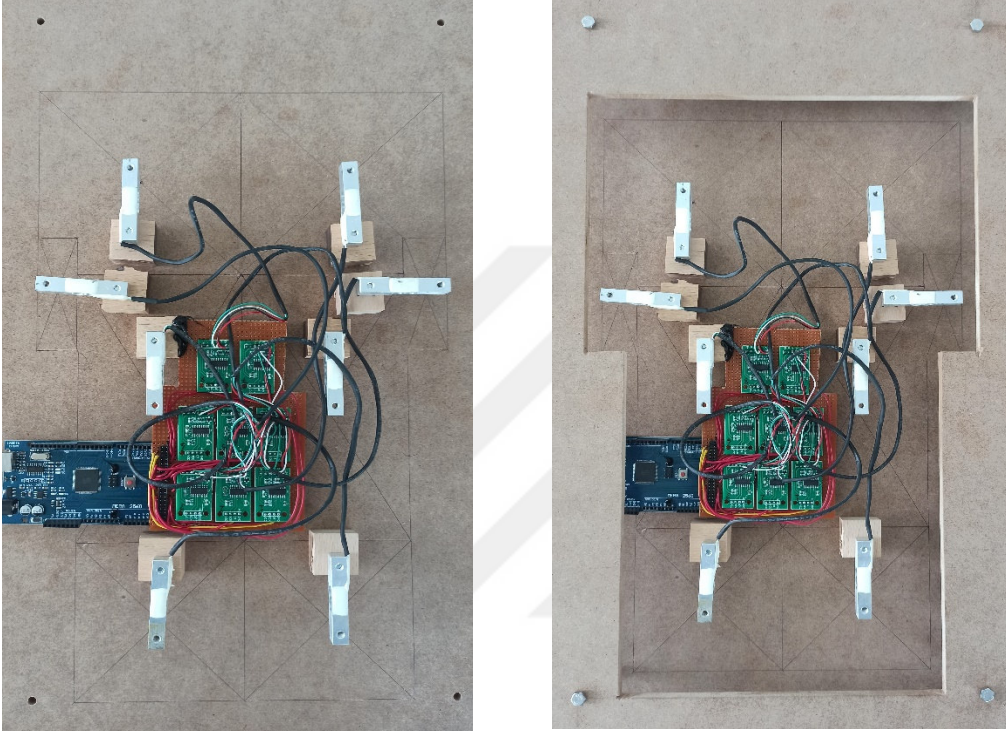
Şekil 3.3. Model yatağın tasarımının genel görüntüsü ve üst çerçeve

Yatağın alt tabanı ile üst geçiş kısmı arasında 4 adet yay kullanılmış olması iç materyalde yer alan elektronik devre ve aksamlara zarar gelmesinin önüne geçmektedir. Aynı zamanda bu şekilde tasarlanan sistem esneklik ve sağlamlığa da katkıda bulunmaktadır.



Şekil 3.4. Model yatağın gerçekleştirilmiş hali ve ara yay bağlantısı

Yatağın alt tabanı ve üst gövdesi arasındaki 5 cm'lik derinlik boşluğu iç yüzeye elektronik elemanlar ve devrelerin yerleştirilmesi için yeterince geniş bir alan sağlamaktadır. Zira yapılan tasarımda bu yerleşim avantajından yararlanıldığı da şekil 3.5' te ayrıntılı bir şekilde görülmektedir. Yine şekilde görüldüğü gibi load cell'lerin uygun çalışma zeminleri oluşturulmuş, üzerlerine sabitlenmiş tablalar, yatağın doğal bir parçası olarak en küçük bir ağırlık/basınç değişimine duyarlı hale getirilmiş ve rahat bir çalışma sistemi elde edilmiştir.



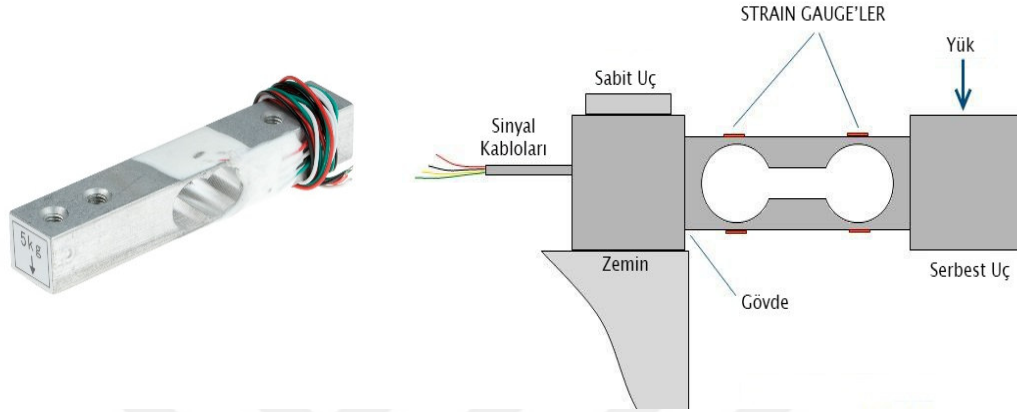
Şekil 3.5. Model yatağa elektronik devrenin entegre edilmiş hali

3.3. Sensör ve Transduser Kavramları

Genellikle ısı, ışık, basınç, manyetik vb. fiziksel etkileri algılayan ya da bir sinyalin mevcudiyetini bildiren elektro-mekanik cihazlara sensör denir. Sensör, fiziksel değişimleri elektriksel bilgilere çeviren eleman olarak da tanımlanır. Sensörün fiziksel değişimleri elektrik enerjisine çevirdikten sonra devrede anlamlı bilgi ve verilere çeviren, sensör ile birlikte tümleşik çalışan elektriksel devreye ise transduser denir. Bu çalışmada geliştirilen hasta yatağının ağırlık algılayıcı elemanı olarak Load Cell seçilmiştir. Tasarım aşamasına geçmeden evvel yapılan donanım yazılım deneylerinde Load Cell ağırlık ölçüm cevaplarının oldukça iyi olduğu ve hata toleranslarının düşük olduğu gözlenmiştir.

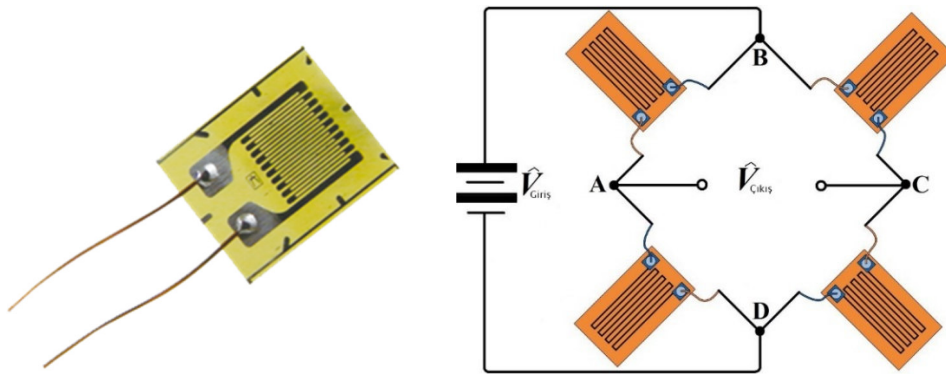
3.4. Load Cell (Yük Hücresi)

Load cell, bir kuvveti elektrik sinyaline dönüştürmek için kullanılan sensördür. Ağırlığın oluşturduğu gerilmeyi ya da burkulmayı elektronik yöntemle ölçmeyi sağlayan dönüştürücülere load cell denir.



Şekil 3.6. Load cell ve iç yapısı (Load cell, t.y.)

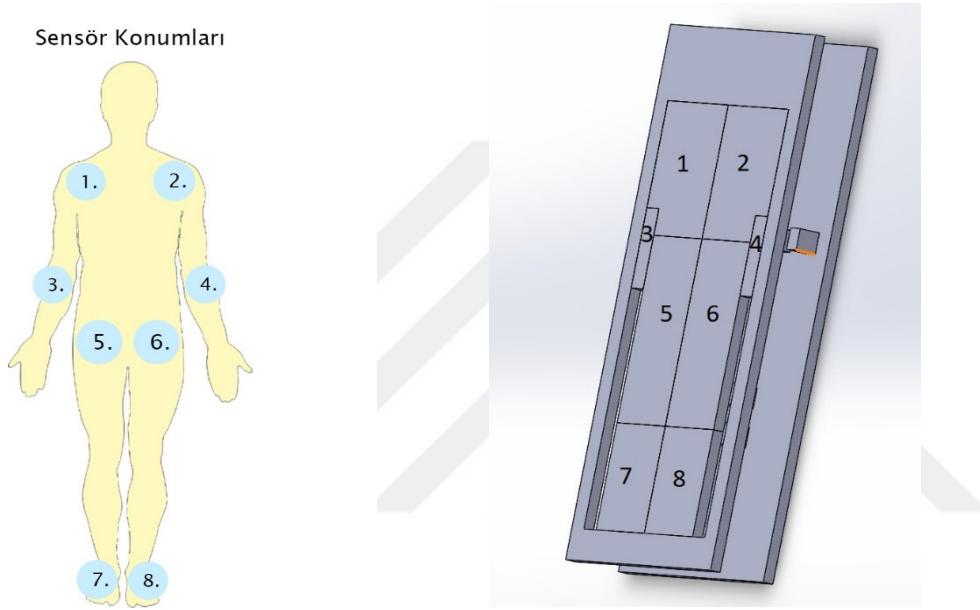
Load cell yay elemanı olarak adlandırılan özel olarak seçilmiş ve şekil verilmiş metal gövde ile strain gauge'lerden kurulmuş bir wheatstone köprüsünden oluşur. Yay elemanı üzerine kuvvet uygulandığında load cell gövdesi üzerinde bir yer değişimi ortaya çıkar. Yay elemanında meydana gelen bu yer değiştirme strain gauge'ler ile öncelikle bir empedans değişimi olarak algılanır ve wheatstone köprüsü üzerinden bir elektrik sinyali olarak ortaya çıkar. (Load cell, t.y)



Şekil 3.7. Strain gauge ve wheatstone köprüsü (Wheatstone köprüsü, t.y)

İnsan vücudunun ağırlık yoğunluk bölgeleri incelendiğinde, bası yaralarının oluşabileceği bölgeler öne çıkmaktadır. Vücudun özellikle kemik çıkıntılarının bulunduğu

bölgelerinde uzun süreli ya da tekrarlanan basınçlara bağlı olarak deri ve derialtı dokularında kapillerin tamamen kapanması ve o bölgede dolaşımın durması sonucu ortaya çıkan ülserasyonlar veya nekroz durumuna “Basınç Yarası/Bası Yarası/Dekübitüs Ülser” denir (Kıraner vd., 2016). Tanımdan da anlaşılacağı üzere vücudun özellikle kemik çıkıntısı olan bölgeleri önemlidir. Bu bilgiye dayanılarak, belirli sayıda load cell’in, tasarlanan hasta yatağında uygun bir dağıtımla muhtemel bası yarası oluşabilecek bölgeleri tarayabileceği belirlenmiştir. Load cell’lerin bağlı oldukları bağımsız plakalarda, zaten belirli bir yüzey alanına sahip olduklarından dolayı, ihtiyaca cevap verecek yeterli alan elde edilmiştir.

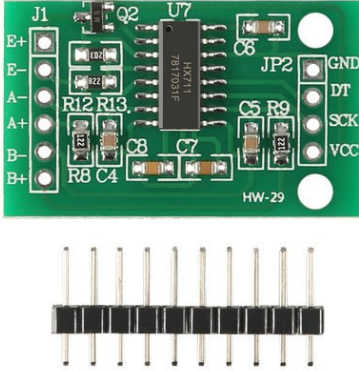


Şekil 3.8. Load cell’lerin beden üzerinde konumlanması ve model yataktaki görünüm

Şekillerde de görüleceği üzere omuzlar için 2, dirsek ve kollar için 2, kalça ve bel bölgesi için 2 ve topuklar için 2 olmak üzere toplamda 8 adet load cell kullanılmıştır.

Load cell’lerden elde edilen elektrik sinyallerini güçlendirmek ve analog değerlerde olan bu sinyalleri dijital seviyeye dönüştürmek için hx-711 24 bit ADC (Analog Digital Converter) birimi kullanılmıştır. Hx-711 ADC sürücüsü Avia Semiconductor’s tarafından patentlenmiş ağırlık ölçümleri ve endüstriyel kontrol uygulamaları için doğrudan bir ara yüz oluşturabilen köprü sensör algılayıcısı (transduser) dir. İki tane bağımsız kanala sahiptir. Kanal A ve kanal B olarak isimlendirilen ve multiplexerlerden oluşan bu kanallar aynı zamanda kazancı programlanabilen amplifikatörleri içermektedir. Kazanç değerleri 128 ile 64 birim arasında ve giriş voltaj değerleri 20 mV ile 40 mV arasında değişmektedir. Ana besleme

gerilimi 5V olup Arduino Mega 2560 işlemcisinin rahatlıkla besleyebileceği bir seviyededir, dolayısıyla harici bir besleme kaynağına ihtiyaç duymazlar.

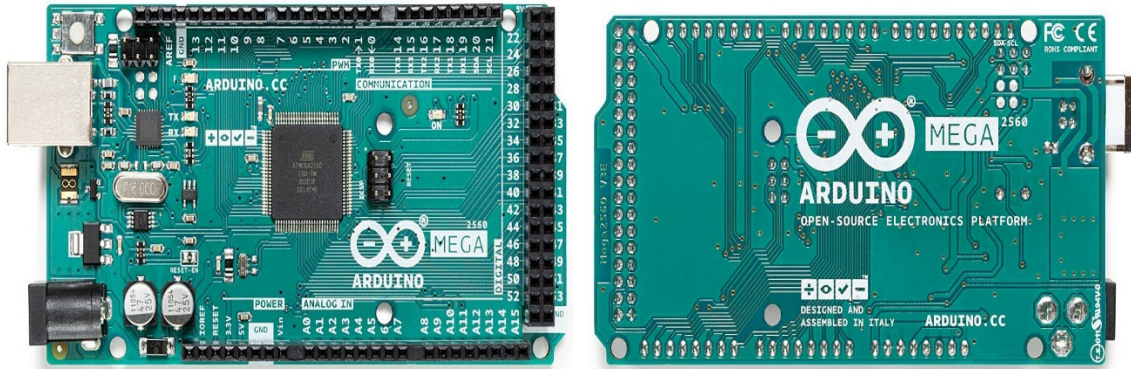


Şekil 3.9. Hx-711 analog dijital dönüştürücü birimi (Algan, 2019)

Load cell ve hx-711 ADC entegresinden alınan bilgilerin derlenip işlenmesi için Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisi kullanılmıştır.

3.5. Arduino Mega 2560 Mikro Denetleyicisi

ATmega2560 tabanlı bir Arduino kartıdır. 54 dijital I/O pini vardır. Bunların 14 tanesi PWM çıkışı olarak kullanılabilir. 16 analog girişi, 4 UART (serial port), 16 MHz kristal osilatörü, USB bağlantısı, adaptör girişi, ICSP çıkışı ve bir reset butonu vardır (Arduino Türkiye, t.y).

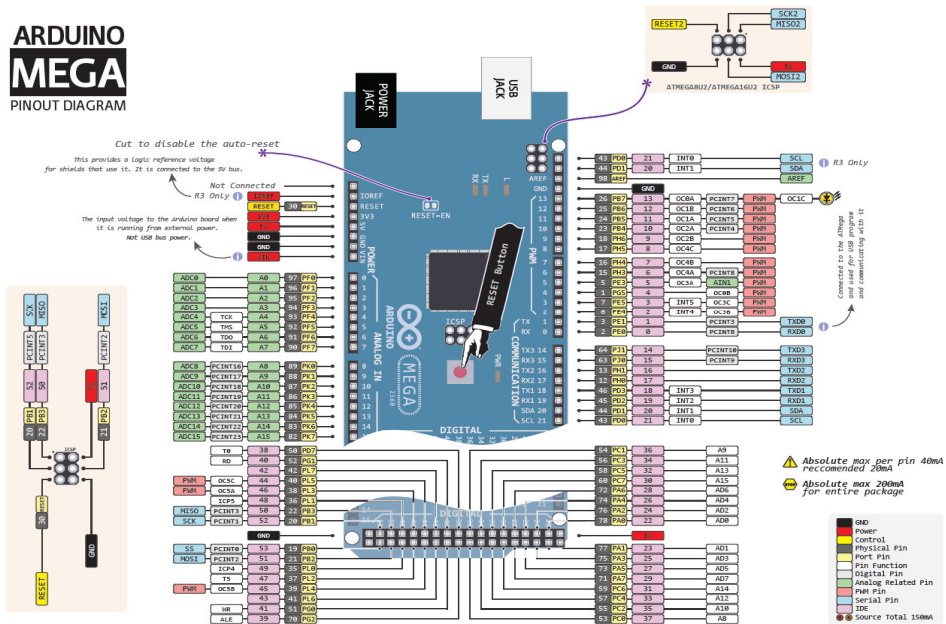


Şekil 3.10. Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisi (Arduino Türkiye, t.y)

Çizelge 3.1. Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisi özellikleri (Arduino Türkiye, t.y)

Mikro denetleyici	ATmega 2560
Çalışma Gerilimi	5V
Besleme Voltajı (Önerilen)	7-12V
Besleme Voltajı (Limit)	6-20V
Dijital I/O Pinleri	54(14ü PWM çıkışı)
Analog Giriş Pinleri	16
I/O Pinlerinin Akımı	40 mA
3.3V Pini Akımı	50 mA
Flash Bellek	256 kB(8 kB'ını bootloader kullanır)
SRAM	8 kB
EEPROM	4 kB
Clock Frekansı	16 MHz

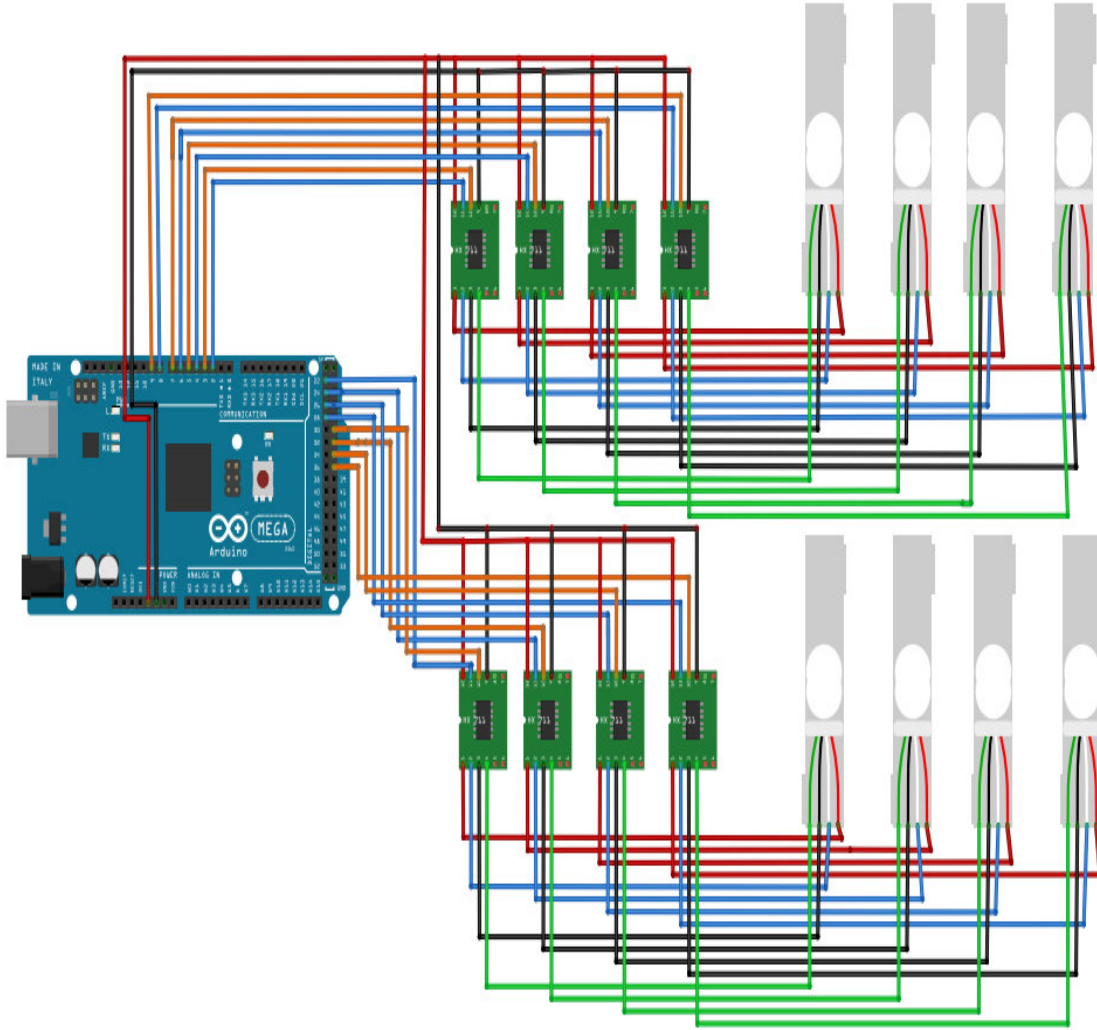
Şekil 3.11’de Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisinin bağlantı uçları ayrıntılı olarak görülmektedir. Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisi; hx-711 ADC birimi ve load cell sensörleri ile birlikte ağırlık/basınç bilgisini alır. Bu bilgilerin işlenebilmesi için gerekli yazılım Arduino IDE ara yüzü aracılığıyla C++ dil ailesi temelinde yapılmaktadır. Bu çalışmanın program ara yüzünün ilk basamağını, C++ dilinde sensör bilgilerinin tanımlanması oluşturmaktadır. Yazılım aracılığı ile derlenen bu bilgiler USB port üzerinden sunucu bilgisayara yönlendirilir.



Şekil 3.11. Arduino Mega 2560 mikrodenetleyicisinin pin isimleri ve karşılıkları (Arduino Türkiye, t.y)

Arduino Mega 2560 mikro denetleyicisini kullanabilmek için Arduino IDE yazılım geliştirme ara yüzü ile programlama yapmak gereklidir. Ek 1’de görüldüğü üzere komut satırları oluşturulmuş, her bir dijital pinine bir görev atanmıştır. Hx-711 ADC ler Load cell lerden aldıkları analog bilgileri dijital bilgiye dönüştürerek Arduino Mega işlemcisinin programında tanımlanmış dijital pinlerine ulaştırmaktadır.

Load Cell ler ve Hx- 711 ADC lerin Arduino Mega 2560 mikrodenetleyicisi ile bağlantıları da şekil 3.12’ de görülmektedir.



Şekil 3.12. Model yatak elektronik devre parçalarının bağlantıları

Bu noktada, bilgilerin kullanıcı ara yüzünde işlenmesi ve değerlendirilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla veri aktarımı, depolama ve veri tabanı gibi bileşenlerin devreye girmesi gerekmektedir.

3.6. Python Yazılımı ile Verilerin İşlenmesi

Sensörlerden alınan bilgiler, mikro denetleyici aracılığıyla derlendikten sonra, sunucu bilgisayara aktarılmalıdır. Bilgilerin sunucu bilgisayara anlamlı sırada gönderilmesi ve aynı zamanda gecikmelerin önüne geçilmesi için Python programlama diline ihtiyaç doğar. Bu çalışmada Arduino Mega 2560 işlemcisinden bilgisayara veri akışını sağlamak için Python programlama dili kullanılmıştır.

Python esas olarak nesne tabanlı programlamayı, belli bir oranda da fonksiyonel programlamayı destekleyen genel amaçlı bir programlama dilidir. Özellikle bilimsel ve hesaplamalı mühendislik konularında sıklıkla tercih edilen bu dil, 2000’li yıllardan itibaren yaşanan donanımsal ve yazılımsal gelişmeler ile paralel olarak geniş bir kullanım alanına kavuşmuştur. Oluşturulan scriptlerin ve otomasyon programlarının çoğu Python kod şemalarını kapsasa da, Python ayrıca, hem bağımsız uygulamalar hem de web hizmetleri olarak profesyonel kalitede yazılımlar oluşturmak için kullanılır. Sofistike veri analizleri günümüzde bilgi teknolojileri için en önemli konular haline gelmiştir. Python ise bu durumlar için en elverişli programlama dili olmuştur. Python ara yüzündeki kütüphanelerin birçoğu makine öğrenimi ve veri bilimi üzerine elverişlidir. Bu alanlardaki kütüphanelerdeki yüksek kaliteli komutları, makine öğrenimi kütüphanelerinin ve diğer nümerik algoritma kütüphanelerinin sürekli gelişmesine çok yardımcı olmuştur. Python’un standart kütüphanesi, matematik, dizi işleme, dosya ve dizin erişimi, ağ oluşturma, asenkron işlemler, iş parçacığı, çoklu işlem yönetimi gibi yaygın programlama görevlerine yönelik modüller sağlar. Ayrıca aynı zamanda modern uygulamaların ihtiyaç duyduğu ortak, üst düzey programlama görevlerini yöneten yapılandırılmış dosya formatlarını okuma ve yazma, sıkıştırılmış dosyaları kullanma, internet protokolleri ve veri formatlarıyla çalışma (web sayfaları, e-posta) gibi modülleri de içerir (Python, t.y).

Ek 2’de Python programı kullanılarak gerçekleştirilen yazılım görülmektedir. Programın çalışma mantığı seri veri alma prensibine dayanmaktadır. USB port üzerinden veriler bit yığınları halinde sıralı olarak alınmaktadır. Program aynı zamanda port kontrol yapısına da sahip olup boş portu belirleyebilmektedir.

Ayrıca USB üzerinden alınan verilerin veri tabanına kayıt edilmesi için yine Python programlama dili kullanılmıştır. Verilerin kaydı için ortaya çıkan bir diğer önemli ihtiyaç veri

tabanı kullanılmasıdır. Bu çalışmada kullanılan veri tabanı platformu MySQL olarak belirlenmiştir.

3.7. MySQL Veri Tabanı İle Verilerin Kaydı

Veri tabanı düzenli veriler topluluğudur. Bilgisayar terminolojisinde sistematik erişim imkânı olan, yönetilebilir, güncellenebilir, taşınabilir, birbirleri arasında tanımlı ilişkiler bulunabilen bilgi kümeleridir. Bir başka deyişle; bir bilgisayarda sistematik şekilde saklanmış, programlarca işlenebilecek veri yığıdır (Özaslan, 2011).

MySQL Inc. tarafından kodlanan MySQL veri tabanı birçok veri tabanı yönetim sistemi ile karşılaştırıldığında daha güvenlidir. Birçok işletim sistemini desteklemesi nedeniyle çok yaygındır. Ev kullanıcıları tarafından kolay kurulumu ve gelen kurulum paketleri nedeniyle sıkça tercih edilmektedir. Tablo başına 8 TB veri depolayabilmektedir. Oldukça fazla yazılım desteği bulunmaktadır (Şimşek, 2009).

Mikro denetleyiciden alınan verilerin USB üzerinden Python aracılığıyla alınmasından sonra saklanması ve daha sonra kullanılmak üzere kaydedilmesi gerekmektedir. MySQL bu ihtiyaca cevap verecek niteliklere sahiptir. Bu sebeple çalışmada kullanılacak olan veri tabanı MySQL olup Ek 3' te MySQL ile oluşturulmuş yazılım görülmektedir.

Veri tabanı programın ara yüzünde özellikle bilgi çağırma kısmında çok önemli bir yer tutmaktadır. Zira tasarlanan hasta yatağı kalabalık bir rehabilitasyon merkezinde veya noktadan noktada bağlantılı bir evde hizmet merkezinde kullanılacağı da programda hesaba katılmış, her bir kaydın ayrıntılı olarak tutulması ve istenildiğinde listelenmesine olanak sağlayacak şekilde bir araya getirilmiştir. Ek 3' teki programda görüleceği gibi hastaya ait bir kod numarası, isim, soy isim, ve yatak numara bilgileri tutulmakta; web ara yüzünün de desteği ile her türlü erişim ortamında istenildiği takdirde uzaktan anlık canlı bilgileri görüntüleme imkânı sunmaktadır.

MySQL tarafında şu an ki mevcut yazılım ile tek bir hasta kaydı tutulmaktadır. Ancak programın genel altyapısının özellikleri kullanılarak birden çok hastaya veya bir fizyoterapi merkezine hizmet verebilecek ölçüde genişletilmesi de mümkündür.

Veri tabanındaki ilişki modelleri birden bire, birden çoka, çoktan çoka olmak üzere üç çeşittir. Bu çalışmada veri tabanı ilişki modeli olarak birden bire modeli kullanılmıştır.

Birden bire ilişki modelinde Ek 3' teki program satırlarında görüldüğü gibi hasta bilgi ile hasta verileri tabloları senkron olarak bağlanmıştır. Herhangi bir hasta kayıt edildiğinde hastaya dair veriler model yatak tarafından algılanıp hasta verilerindeki tablolarda uygun numara ile tutulmaktadır. İhtiyaç halinde hasta bilgi tarafından çağrılan kayıtlar hasta veri ile eş zamanlı olarak çalışmakta ve anlık bilgileri sağlamaktadır.

3.8. PHP ile Web Ara Yüzü Oluşturulması

PHP açık kaynak kodlu, sunucu tarafından işlenerek (Open-Source Server-Side-Scripting Language) dinamik web sayfaları oluşturulmasını sağlayan dillerden biridir. Basit ve yaygın program yazım teknikleriyle dinamik web sayfaları hazırlamak için en iyi çözümdür. PHP, bir script dilidir; yani kodları düz yazı halinde kaydedilir ve kullanılacağı ortamda bir yorumlayıcı tarafından yorumlanır. PHP ile her türlü işlevselliğe sahip programlar yazılabilir (Aslan ve Durmaz, 2011).

MySQL veri tabanında tutulan bilgileri web ortamına taşımak ve web ortamında kullanıcıya özgün hizmetler sağlamak amacıyla PHP dili kullanılmaktadır. Talep edilen verileri hızlı bir şekilde derleyen ve derledikten sonra bu bilgileri anlaşılır halde sunan, kullanıcı dostu diye tabir edilen çok amaçlı bir dildir. Bununla birlikte MySQL veri tabanı ile son derece uyumlu ve seri çalışma özelliği de öne çıkmaktadır. Dolayısıyla bu çalışmada kullanıcı ara yüzü ve web işlemlerinin inşasında PHP dili kullanılmıştır.

Ek 4' te model yatağa bilgisayar üzerinden tarayıcı yardımıyla bağlanıldığı zaman görülen ana sayfa ekranının yazılım satırları görülmektedir.

Çalışmanın web arayüzü kısmında program işleyiş mantığı şöyle açıklanabilir. PHP program gövdesi üç ana bölümden oluşmaktadır. Bunlar “index.php”, “header.php”, “footer.php” adlı program dosyalarıdır. Yine bu dosyaların içerisinde çalışan alt program dosyaları da program alt yapısında entegre durumdadır. Burada “header.php” kullanıcı arayüzünün üst bölümündeki statik alanı (sayfa başlığını) temsil etmektedir. “footer.php” ise kullanıcı arayüzünün alt bölümündeki statik alanı (sayfa alt bilgisini) temsil etmektedir. “header.php” ve “footer.php” yatağın hasta ile ilgili vereceği tüm verilerle ekrana yansıtılacak tüm ihtimallerde bulunması gereklidir. Dolayısıyla bu oldukça zahmetli ve veri bakımından da daha fazla yer kaplayacağından program içerisinde aktif olarak çalışan alt sayfalarda çağırma (bağlantı kurma) mantığı ile kullanılmıştır.

“config.php” yazılımının alt gövdesinde ve arka planda çalışan kısımdır. Görevi PHP yapısının veri tabanına bağlantısını sağlamaktır. Burada dikkat edilmesi gereken önemli husus hasta yatak bilgilerinin, belirli ve kısa aralıklarla sürekli kontrol edildiğinden veri tabanına olan ihtiyacın sürekliliğidir. Bu yüzden “config.php” dosyası, “header.php” dosyasının altında yer alarak her sayfada çalışması ve dolayısıyla veri tabanından elde edilen veri akışının sürekli olması sağlanmıştır.



4. ELEKTROSTİMÜLASYON

İnsan vücudu çok karmaşık bir yapıya sahip olmasıyla birlikte, aynı zamanda ilkeleri, işleyiş sistemi çözüldüğünde oldukça basit bir şekilde anlaşılabilir. Bu doğrultudan hareket edildiğinde, insan vücudunu oluşturan sistemlerin iyi tanınmasıyla, işlerliğinin anlaşılmasıyla; zarara uğramış birçok dokunun, yüzeyin görev bozuklukları dışarıdan destek ve stimülasyon yöntemleriyle azaltılabilmekte ve daha ileri safhada tamamıyla giderilebilmektedir.

Bu çalışmada, yola çıkış noktası aslında beyin tarafından otomatik olarak yapılan kas uyarımlarını dışardan manuel olarak stimüle etmektir. Zira, yoğunlaşan kısım yatan hastalarda hareketsizlikten dolayı ortaya çıkan doku nekrozu benzeri tahribatların önüne geçebilme hedefidir. Tarafımızca bu hedefe en iyi hizmet eden dış müdahale olarak elektrostimülasyon yöntemi seçilmiştir.

Moreno vd. çalışmasında, İtalyan bilim insanı Luigi Galvani (1737-1798) kurbağalarda deney yaparken, demir ve bakır teması ile kurbağanın bacağına ilk kez yapay kas kontraksiyonu elde ettiğini aktarmaktadır. 1867 yılında Duchenne de Boulogne cilt üzerinden kasın motor noktaları üzerine elektrotlar yerleştirerek yaptığı uygulamalarla elektrik stimülasyonunun kullanımını artırmıştır. İlerleyen yıllarda, denerve kasların da elektrik akımları ile uyarılabileceği bulunmuştur. Elektrik stimülasyonu, günümüzde inerve veya denerve kasın uyarılması, ağrı kontrolü, kas spazmının çözülmesi, deri ülserleri ve yaralarının tedavisi, spastisitenin inhibisyonu, eklem hareket açıklığının korunması veya artırılması ve kırık iyileşmesi gibi çok farklı alanlarda kullanılmaktadır (Tunç 2014).

Elektrostimülasyonu anlayabilmek için ilk önce insan vücudunun yapısı ile elektrik akımının ilişkisini anlamak gerekir. İnsan vücudu çok sayıda sistemin birlikte uyumlu olarak çalışacak şekilde düzenlenmiştir. Sistemler arası bağlantıyı sinir sistemi sağlamakta olup sinir sisteminin altyapısını da elektriksel iletim ilkeleri açıklamaktadır. İşte bu ilkelerden en temel olanı membran potansiyeli ve aksiyon potansiyelidir.

Organizmanın yapı taşı olan hücrelerde, bir takım biyolojik olayların ortaya çıkışı, kısmen veya tamamen "membran potansiyeli"ne bağlıdır. Bu potansiyel, hücre içinde negatif, hücre dışında pozitif yüklerin oluşturduğu bir elektriksel potansiyeldir. Makro ölçekte düşünülürse, insan, hayvan gibi canlıların yürümesi, koşması, uçuşması ve yüzebilmesi için

beyinden hareket emrinin periferik sinirlerle kasa iletilmesi ve kasın kasılması şeklinde çok karmaşık bir sürecin gerçekleşmesi gerekir. Bu süreçte, hareket emrinin oluşumu, iletimi ve hedef organı uyarması "aksiyon potansiyeli" olarak tanımlanan ve yayılma özelliği olan bir başka elektriksel aktivite oluşumuna bağlıdır. Benzer şekilde, iç organların işlevlerini gerçekleştirebilmesi bu tür elektriksel uyarıların, oluşumuna bağlıdır (Oğuz vd., 2004).

Bu kavramlar açıklandıktan sonra insan organizmasına biraz daha büyük ölçekte bakıldığında geri beslemelerin (feedback) olduğu görülmektedir. Nitekim birçok sistemin bir arada uyumlu çalışabilmesi demek her bir sistemin kendisine gelen bilgiyi yorumlaması ona uygun cevabı vermesi aynı şekilde bilgi kaynağına da geri besleme vermesi anlamına gelmektedir. Elektriksel uyarılar sistemlerin çalışmasında ve uyarıya cevap olarak alınan kas hareketinin oluşumunda çok önemli bir konuma sahiptir.

Bazen bu feedback sistemlerinde birtakım aksaklıklar ve sonuçta hastalıklar ortaya çıkar. Örneğin, hastalık tablosu çerçevesinde karşımıza çıkan ağrı duyumu, bu feedback sistemlerindeki patolojinin ürünüdür. Ya da periferik sinir lezyonu sonucu ortaya çıkan kas atrofilleri ve paraliziler nöromüsküler feedback sistemindeki aksaklığın klinik yansımasıdır. Bozulan bu tür fizyolojik olaylar elektronik cihazlar kullanılarak oluşturulan elektrik akımları ile yeniden düzenlenebilir. Bu çerçevede, elektroterapi nonfizyolojik feedback sistemleri oluşturularak, patolojik olayların kontrolünü sağlayan bir yaklaşım olarak ele alınabilir (Oğuz vd., 2004).

Elektroterapide en çok öne çıkan kavram elektrostimülasyondur. Elektrostimülasyonu anlayabilmek için öncelikli olarak onun matematiksel olarak modellenmesine bakılmalıdır.

4.1. Elektrostimülasyonun Matematiksel Modeli

Biyoteknik(biyomekanik) sistemler için en yaygın inceleme yöntemi yapısal fonksiyonel modelleme yöntemidir. Bu yöntem yardımıyla biyolojik bağlantı verilerine ve teknik araçların yapısına dayalı olarak, biyoteknik sistemlerde gerçekleşen olayların matematiksel modeli tanımlanabilir.

Biyoteknik sistemleri oluşturan bileşenlerinin bir bütün olarak işlevselliğini temin etmek için elektrostimülasyonun geliştirilmiş biyoteknik sistem modeline gereksinim vardır (Grimnes ve Martinsen, 2000).

Böylece, işlevsellik algoritması biyoteknik sistemde belirli bir amaç fonksiyonuna bağlı olarak, ihtiyaç duyulan sistem değişkenleri arasında gerekli bağlantı ilişkilerinin oluşturulmasını temin etmektedir. Her bir biyoteknik sistem için belirlenmiş amaç fonksiyonunun kendisine özgü özelliklere sahip olmasına rağmen, elektrostimülasyonun biyoteknik sistem modelinde amaç fonksiyonunun gerçekleştirilebilmesi genel olarak aşağıdaki koşulun sağlanması gerekmektedir.

$$J = \min|D| \quad (4.1)$$

Bu koşulun doyurulması, durumunda biyoteknik sistemde x_i etki parametresi bu sistemin çıkışında oluşan y_i elektrostimülasyon teşhis gösterge parametresinin normdan sapmasını kompanse eder. Ayrıca elektrostimülasyonun biyoteknik sistem modelinde amaç fonksiyonunun gerçekleştirilebilmesi için bu sistemi oluşturan değişkenler arasındaki karşılıklı ilişkileri belirlenmelidir.

Biyoteknik sisteminin parametrelerinin kontrolü çoğunlukla çok boyutlu tek faktörlü düzenleme ilkesine dayanmaktadır. Bu durumda her bir kontrol sinyali sadece bir çıkış parametresini etkiler. (Örneğin, çıkış sinyalinin genliğine, frekansına veya etki sürecine vb.) Bu ise biyoteknik sistemlerde vücudun gerekli bölgesine amaca uygun bir şekilde ön görülen etki sinyalinin uygulanmasına olanak sağlamaktadır.

Biyolojik sistemler yapısal ve işlevsel karmaşıklığa sahiptirler. Bu husus onların işlevlerini karakterize eden homojen ve heterojen parametreler arasında çoklu bağlantıların oluşumuna neden olmaktadır. Başka bir deyişle biyolojik sistemlerin çıkış parametreleri ile bu sistem üzerine etki eden giriş kontrol parametreleri arasındaki ilişki, işlevsellik tanımlanmasına göre belirlenir.

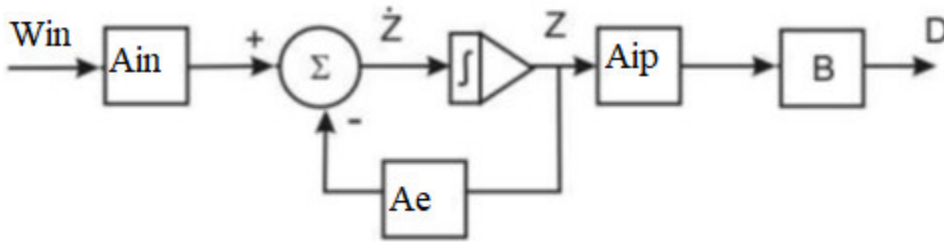
Çalışmada bu modeller, yapısı bilinmeyen fizyolojik sistemlerin incelenmesi için kullanılmıştır. Her ne kadar da bu fizyolojik sistemlerin yapısı bilinmese de, bu çalışmada onların çeşitli giriş kontrol parametrelerine karşı gösterdiği tepki karakteristiklerini içeren bir dizi veri olduğu kabul edilmektedir.

Uyarıcı etkinin, fizyolojik sistemin biyolojik düzenleyicisinin girişine uygulandığı ve bu etkinin endojen düzenleyici faktörleri ile birlikte etki gösterdiği varsayılabilir.

Düzenleyici fizyolojik sistemlerin fonksiyonel tanımlanması, çoğu durumlarda, fizyolojik parametrelerin dinamik düzenleme süreçlerin periyodik olmayan (aperiyodik) bir karaktere sahip olduğunu gösterir. Bu husus dikkate alınarak, birinci yaklaşımda, fizyolojik

parametrelerin düzenlenmesi süreçlerini birinci dereceden doğrusal sistemler olarak düşünülebilir (Moore, 2004).

Nörotransmitterlere bağlı olarak, fizyolojik süreçlerin endojen düzenleyicisi oda (chambers) modelleme kullanılarak tanımlanabilir. O halde, birinci dereceden lineer sistemler için fizyolojik süreçlerin endojen düzenleyicisi modeli aşağıdaki Şekil 4.1’de verilen blok diyagramla gösterilebilir.



Şekil 4.1. Fizyolojik sistemin endojen düzenleyicisinin modeli

Bu model aşağıdaki denklem sistemi ile tanımlanır:

$$\begin{cases} \dot{Z} = -A_e Z + A_{in} W_{in} \\ D = Z A_{ip} B \end{cases} \quad (4.2)$$

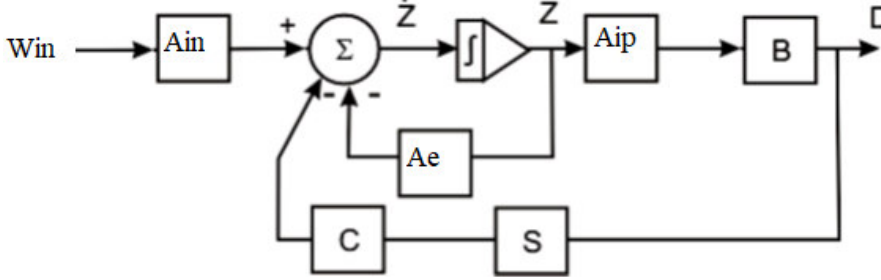
Burada Z - durum değişkenlerinin bir matrisi; W_{in} - uyarıcı etkilerin matrisi; D - teşhis göstergelerinin matrisi; A_e - endojen düzenleme katsayı matrisi; A_{in} - oda (chambers) seviyelerinin değişim hızına bağlı olarak uyarıcı etkilerin transformasyon (dönüşüm) katsayısı matrisi; A_{ip} - oda seviyelerinin bilgi parametrelerine dönüşüm katsayı matrisi; B - bilgi parametrelerini teşhis göstergelerine dönüştürme katsayı matrisini ifade etmektedir.

(4.2) ifadesi ile tanımlanan sistemde: Birinci denklemi bir diferansiyel denklem olup, sistemin durumunu belirler, yani dinamik özelliklerini ayarlar. İkinci denklem ise bir cebirsel denklem olup, sistemin mevcut durumu aracılığıyla çıktı yanıtını belirler. Böylece, durum vektör bileşenleri-durum değişkenleri, (4.2) ifadesi ile tanımlanan denklemlere karşılık gelen model devrenin içerdiği integral alıcıların çıkışlarında belirlenir. Biyolojik sistemler için,

durum değişkenlerinin faz koordinatları biçiminde temsili, sistem bileşenlerinin oranlarının ve seviyelerinin oranlarını açıklayan geniş bir model sınıfını temsil etmesine izin verdiği için uygun olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu tür modeller, açık sistemlerde madde ve enerjinin değişimi, birikimi ve tüketimi süreçlerinin tanımını içerir.

Fonksiyonlarına göre, elektronörostimülasyon genellikle doğal bir fonksiyon kaybını - bir organ veya dokunun aktivitesi ve düzenleyici dürtülerin geçişinin doğal yolları boyunca vücut üzerinde etki eder.

Bu nedenle, elektroneurostimülasyonun içerdiği fizyolojik sistem, yapısında endojen bir düzenleyici içerir. Bu düzenleyicinin girişinde endojen ve eksojen etkilerinin olduğu varsayılır. Şekil 4.2’de görüldüğü üzere elektrostimülasyon etkisi, fizyolojik sistemi ile ilgili olarak, düzenleyici bir nitelikte ise, o zaman bunun endojen düzenleyici faktörler ile kombine edilir olduğu kabul edilebilir.



Şekil 4.2. Elektronörostimülasyonun biyoteknik sisteminin modeli

Buna göre, endojen ve biyoteknik düzenleme devresini tanımlayan oda denklemi şu şekilde temsil edilebilir:

$$\begin{cases} \dot{Z} = -A_e Z + A_{in} W_{in} - DSC \\ D = Z A_{ip} B \end{cases} \quad (4.3)$$

Burada, S- elektrostimülasyon parametrelerinin matrisini, C- ise elektrostimülasyon parametrelerinin oda oranlarına dönüşüm katsayılarının matrisini ifade etmektedir.

Teşhis göstergesi, fizyolojik sistemin aktivitesinin bilgi-anlamalı tezahürlerinin analizi ile elde edilen fizyolojik parametrelerin değerlendirilmesiyle oluşturulur. Teşhis göstergesinin değeri, tahmini fizyolojik göstergelerin değeriyle doğrusal olarak ilişkilendirilebilir.

Biyoteknik sistemlerde kontrol sinyallerinin oluşumu, teşhis göstergesinin değerine göre gerçekleştirilir. Bu model için girdi değişkeni, fizyolojik sisteme etki eden ve teşhis göstergesinde bir değişikliğe neden olan uyarı etkisidir.

Model çıktı denklemi durum değişkenini, biyoteknik sistemin çıkış parametresi olan kontrol eyleminin değerine bağlar. Fizyolojik sistemin çıktı parametreleri normale, teşhis özelliğinin uyumsuzluğu sıfırdır. Eğer kontrol eylemi oluşmazsa, bu durum biyoteknik sistemin kontrol döngüsünün dış geri beslemesinin olmadığı anlamına gelir.

Tek girişli ve çıkışlı tek odacıklı model durumu aşağıdaki denklem sistemiyle tanımlanır:

$$\begin{cases} \dot{z} = -a_e z + a_{in} w_{in} - d_{sc} \\ d = z a_{ip} b \end{cases} \quad (4.4)$$

Operatör biçimindeki bir endojen regülatör (düzenleyici) için ise denklem sistemi aşağıdaki biçimde yazılır:

$$\begin{cases} pz(p) = -a_e z(p) + a_{in} w_{in}(p) \\ d(p) = z(p) a_{ip} b \end{cases} \quad (4.5)$$

Kararlaşmış rejimde, sistemin girişinde $w_{in} = w_0 1(t)$ uyarı sinyalinin etki etmesi durumunda:

$$d_{ss} = \frac{a_{in}}{a_e} w_0 a_{ip} b \quad (4.6)$$

Dinamik rejim için:

$$d = d_{ss} [1 - \exp(-a_e t)] \quad (4.7)$$

Eğer uyarıcı faktörlerin tonik şiddeti $w_{in} = w_{in}^T$ dahili endojen düzenleme nedeniyle dengelenirse $d_{ss}^e = d_N$ olur.

Uyarıcı etkinin, diyagnostik (teşhis) göstergenin normlarının ötesine geçtiği durumlarda $w_{in} > w_{in}^T$ bir artış alırsa, etkiyi oluşturan biyoteknik sistemin dış geri besleme devresi devreye almır.

Kararlaşmış rejimde, sistemin girişinde $w_{in} = kw_{in}^T$ uyarı sinyalinin etki etmesi durumunda:

$$a_e z_{ss}^\delta + a_{in} k w_{in}^T - z_{ss}^\delta a_{ip} b_{sc} = 0$$

$$z_{ss}^\delta = \frac{a_{in} k w_{in}^T}{a_e + a_{ip} b_{sc}} = z_{ss}^e \frac{k}{1 + \frac{a_{ip} b_{sc}}{a_e}} \quad (4.8)$$

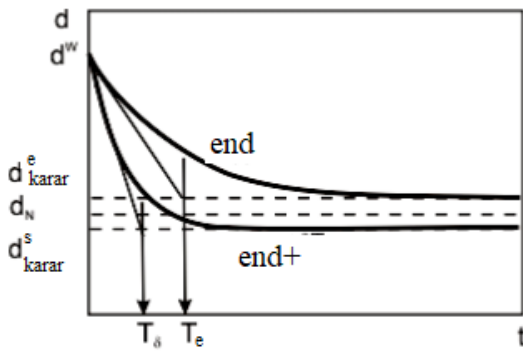
$$d_{ss}^\delta = d_N \frac{k}{1 + \frac{a_{in} b_{sc}}{a_e}}$$

Dinamik rejimde:

$$d^\delta = d_{ss}^\delta \left[\left(1 - (k - 1) \exp\left(-\frac{t}{T_\delta}\right) \right) \right] \quad (4.9)$$

$$T_\delta = \frac{T_e}{1 + \frac{a_{ip} b_{sc}}{a_e}}$$

Uyarıcı etki sonrasında ilk anda, teşhis göstergesinin değeri başlangıç değerine eşit olur. Ardından, dış geri besleme dđngüsü kapatıldıktan sonra, teşhis göstergesinin değeri eksponansiyel (üstel) olarak azalarak normal aralıktaki belirli bir sabit durum düzeyine ulaşır. Bu durum Şekil 4.3'te gösterilmiştir (Bogolyubov ve Ponamerenko, 1999).



Şekil 4.3. Uyarıcı etkiye bağlı olarak teşhis göstergesinin zamana bağlı olarak değişimi

4.2. Elektrostimülasyonun Biyoteknik Sistemlerde Oluşturduğu Uyarıcı Etki

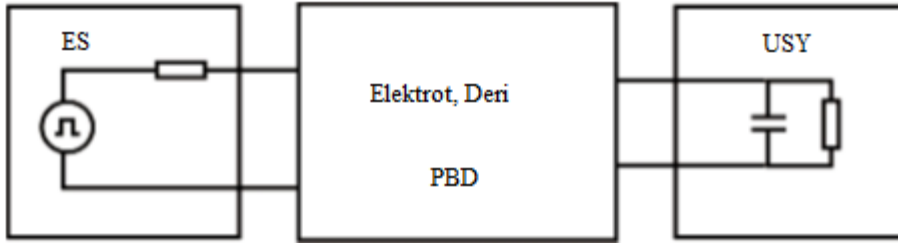
Biyoteknik sistem yapısının analizinden hareketle, elektrostimülasyonun etkin bir Şekilde uygulanabilmesi için, vücudun fizyolojik sisteminin parametrelerinin ve uyarıcı akımın biçiminin bilinmesi gerekmektedir.

Parametreleri belirlerken, elektrotlar arası boşlukta bulunan biyolojik dokuların frekans özelliklerinin etkisine bağlı olarak, sinir yapılarının genel uyarılma modellerini ve ayrıca elektronörostimülasyon özelliklerini hesaba katmak gerekir.

Dokuların elektrofiziksel özelliklerinin uyarılma süreçleri üzerindeki etkisini analiz etmek için, pasif bir biyolojik dokuyu bir model - canlı dokunun empedans özelliklerine sahip bir elektriksel eşdeğer devre biçiminde temsil etmek uygundur.

Elektronörostimülasyonda kullanılan darbe akımı geniş bir frekans spektrumuna sahiptir (darbe süresi $t = 10 \dots 100 \mu s$, üst kesme frekans değeri yaklaşık $100 \text{ Hz} \dots 10 \text{ kHz}$ 'dir). İncelenen frekans aralığında dokular, rezistif-kapasitif bir özellik sergilemektedir. Empedansın aktif bileşenleri, sıvı elektrolitlerdeki (kan, lenf, interstisyel sıvı, vb.) akımın bileşenlerini karakterize eder ve elektrik devresindeki yüklerin hareketi ile belirlenir (Pehlivan, 2011). Kapasitif bileşenler, heterojen bir yapıya sahip çok bileşenli dokularda elektrik yüklerinin ayrımı fenomeni ile ilişkilidir (Alisoy, Alagöz ve Barlaz, 2014).

Pasif biyolojik dokular, transkutanöz elektronörostimülasyonda özellikle önemli bir rol oynar. Bu durumda şekil 4.4' deki gibi elektrot, temas macunu, deri, alttaki dokular, uyarılabilir sinir yapısını çevreleyen dokular dahil olmak üzere oluşan devre, etki uyarı sinyal spektrumunun bireysel frekans bileşenlerini zayıflatan bir tür filtre görevi görür ve bu da uyarılabilir doku yapısında voltajın şeklindeki değişikliğe yol açmaktadır.



Şekil 4.4. Transkutanöz elektronörostimülasyon eşdeğer devresi

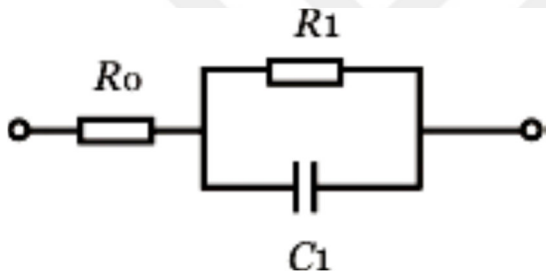
Yüksek frekans bölgesindeki dokuların Genlik-Frekans Karakteristiklerindeki (GFK), düşüş impulsun ön cephe (t_{oc}) süresinin artmasına ve bu da sinir yapısının uyarılabilirliğinin azalmasına neden olur. Uyarılabilirlikteki azalmayı telafi edebilen uyarıcı akımdaki artış, dokularda akımın geçişine bağlı olarak rahatsızlık ve hasar oluşması ile sınırlıdır. Ek olarak,

dokuların empedansının ter bezlerinin aktivitesinden, lokal kan akışından, sıcaklıktan, nemden ve ortam hava basıncından da etkilendiği unutulmamalıdır.

Düşük frekanslarda ($f < 100\text{Hz}$), biyoelektrik empedansın kapasitif bileşeni küçüktür ve temel katkı, bu frekanslarda düşük iletkenliğe sahip olan cildin üst katmanlarına atfedilebilen aktif bileşen tarafından yapılır.

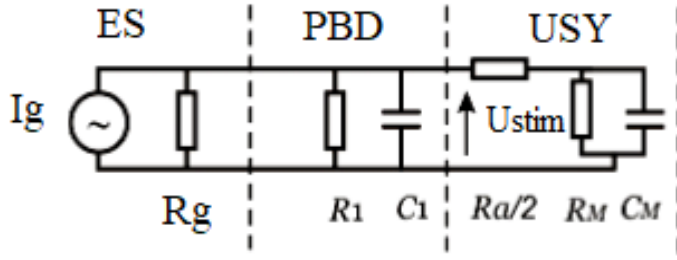
Yüksek frekanslarda ($f > 10\text{ kHz}$), biyoelektrik empedansın kapasitif bileşeni azalır, bu da elektrik yüklerini ayıran ara yüzey yapısı dolayısıyla oluşan etkinin azalması ile açıklanabilir. Bu durumda, aktif bileşen, yüksek iletkenliğe sahip elektrolit dokuların özelliklerini karakterize eden sabit bir değere eğilim gösterir.

Elektrik devre elemanları cinsinden dokuların biyoelektrik empedansını hesaba katan eşdeğer elektrik devresi Şekil 4.5' te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Dokunun biyoelektrik empedans modeli

Elektronörostimülasyon süreçlerini implante edilebilir elektrotlarla analiz etmek için, genellikle, şekil 4.6' da gösterilen R ve C pasif elemanları cinsinden bir biyoelektrik empedans eşdeğer devre modeli kullanılır. Bu modelde, ES- bir elektrostimülatörü, PBD- pasif biyolojik dokuları ve USY- uyarılabilir bir sinir yapısını temsil etmektedir. Hatırlayalım ki $R_1 \ll R_a, R_M$ olduğu için, PBD + ES devresi, USY uyarılabilir bir sinir yapısı devresi için bir EMK üreteç olarak düşünülebilir.



Şekil 4.6. Elektroneurostimülasyon süreçlerinin analizi için eşdeğer devre

$$U_{stim} = I_g \left(R_1 \parallel R_g \parallel \frac{1}{j\omega C_1} \right) = I_g \left(\frac{R_1 R_g}{R_1 + R_g} \parallel \frac{1}{j\omega C_1} \right) = \frac{I_g R_2}{1 + j\omega R_2 C_1} \quad (4.10)$$

(4.10) ifadesinde $R_2 = \frac{R_1 R_g}{R_1 + R_g} = \frac{R_1}{1 + \frac{R_1}{R_g}}$ işaretlemesi yapılmıştır.

Dikdörtgen bir uyarı sinyali kullanırken elektrostimülasyonun oluşumu ele alınsın:

$$I_g = 1(t) \cdot I_0 \quad (4.11.1)$$

$$U_{stim}(p) = \frac{I_0 R_2}{p(1 + pT_1)} = \frac{I_0 R_2}{p(1 + pR_2 C_1)} \quad (4.11.2)$$

Eğer (4.11.2) ifadesinin ters Laplace integral dönüşümü alınırsa aşağıdaki sonucu elde edilir:

$$u_{stim}(t) = L^{-1}\{U_{stim}(p)\} = I_0 R_2 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) = I_0 R_2 \left(1 - e^{-\frac{t}{R_2 C_1}} \right) \quad (4.12)$$

Böylece, sinir liflerinin yüksek ataletli bir ortamda bulunmalarından dolayı, hücre zarına (membranına) uygulanan voltaj darbesinin genliğinde bir azalma oluşur. Bunun bir sonucu olarak, uyarı darbesi, elektrostimülatörün çıkış aşamasının parametreleri tarafından belirlenen genlik değerine ulaşamaz. Dolayısıyla, uyarıcı akımının genliğinde bir artış gerekir ki bu da dokularda akımın enerji kayıplarına yol açar.

Elde edilen ifadeler, generatörün (üreteç) çıkış empedansının elektriksel uyarı süreci üzerindeki etkisini analiz etmeyi mümkün kılar. Görüldüğü üzere R_g 'deki bir azalma doku direncinin şöntlenmesi nedeniyle, uyarılabilir yapı boyunca voltajda bir düşüşe yol açar ve

dolayısıyla, uyarılma eşik değerlerine ulaşmak için, stimülatörün çıkış gerilimi genliğinde bir artışa gereksinim oluşacaktır.

Generatörün çıkış empedansının azaltılması, örneğin artan kan akışı gibi çeşitli fizyolojik süreçler nedeniyle, uyarıcı akımındaki kontrolsüz değişikliklerin önlenmesi açısından istenmeyen bir durumdur. Gözlemlenen bu durum, akımı dozlamayı ve elektrostimülasyon parametrelerinin sabit değerlerini korumayı zorlaştırır.

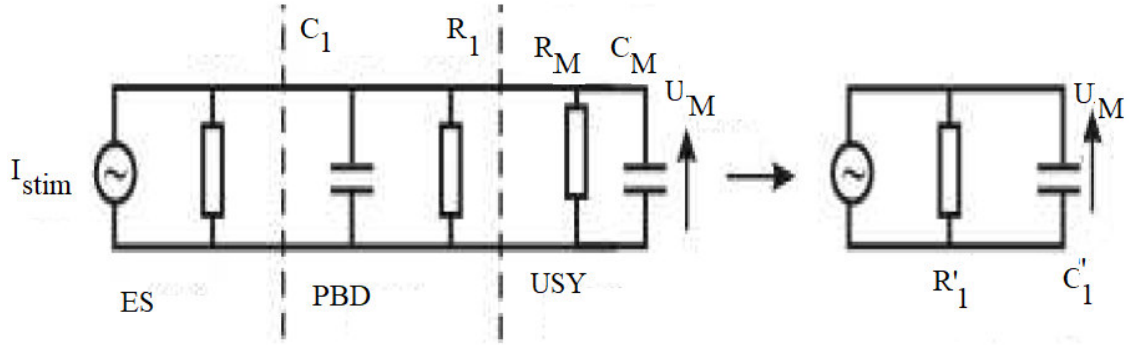
Genellikle, elektrostimülatörün çıkış direnci, biyolojik devrenin direncinden en az 10 kat daha yüksek seçilir, yani; elektrostimülatörün çıkış kaskatında akım üretici modu kullanılır. Elektrostimülasyon esnasında, pasif biyolojik dokularda akımda enerji kayıpları meydana gelir. Bu kayıplar, elektrotlar arasındaki doku empedansının aktif bileşeninden akım geçişi ile ilişkilidir ve bu da dokularda ısının salınmasına yol açar.

Dokulardaki uyarıcı akımın enerji kayıplarının en aza indirilmesiyle ilişkili elektrostimülasyon parametreleri seçimine ilişkin aşağıdaki iki durumu incelemek gerekir:

1. Perkütan elektronörostimülasyon için, elektrotların altındaki dokularda akım dağılımı, dokuların ısınmasına ve cilt reseptörlerinin nosiseptif uyarılmasına yol açar, bu da ağrılı hislere yol açar ve bu da uyarıcı akımdaki artışı sınırlar.
2. İmplant edilebilir sistemler için, pasif biyolojik dokulardaki ısıl akım kayıpları, otonom güç kaynaklarının hizmet ömrünü sınırlar.

Her iki durumda da, akımın yeterli parametrelerini bulma problemi, dokulardaki enerji kayıplarının en aza indirilmesi şartıyla, bir sinirin eşik uyarma kabiliyetine sahip bir uyarının parametrelerini bulma problemi olarak formüle edilir.

Elektrostimülatörün çıkış kaskatının akım üretici modunda çalışması şartıyla, parametrik uyarma modeli için eşdeğer devre Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Zira parametrik modelde, uyarı tetikleyici karakterlidir ve yerel tepki olgusunu hesaba katmaz. Buna göre $U_{eşik}$ sinir lifinin eşik uyarılma potansiyeli (voltajı) olmak üzere, sinir lifinin uyarılması $(0.7 - 0.8) \cdot U_{eşik}$ seviyesinden başlar. Bununla birlikte, basitlik ve netlik, parametrik modeli ENS (elektronörostimülasyon) süreçlerini incelemek için faydalı kılar.



Şekil 4.7. Parametrik uyarma modeli için ENS modeli

$$U_M = I_{stim} \frac{R_g \parallel R_1 \parallel R_M}{1 + j\omega(C_1 + C_2)(R_g \parallel R_1 \parallel R_M)} = I_{stim} \frac{R'_1}{1 + j\omega C'_1 R'_1} \quad (4.13)$$

(4.13) ifadesinde uygun olarak $R'_1 = R_g \parallel R_1 \parallel R_M$ ve $C'_1 = C_1 + C_2$ notasyonu yapılmıştır. Eğer (4.13) ifadesinde $j\omega \rightarrow p$ olduğu dikkate alınır;

$$U_M(p) = I_{stim}(p) \frac{R'_1}{1 + pT'_1}, \quad (4.14)$$

Sinir uyarımı için harcanan enerji:

$$W = \int_0^{t_{imp}} I_{stim}^2 R_e dt \quad (4.15)$$

Burada R_e - aktif empedans bileşeni ifade etmektedir.

Dikdörtgen bir uyarı için;

$$W = I_{stim}^2 R_e t_{imp} \quad (4.16)$$

Uyarıcı akımın eşik değeri durumunda enerji aşağıdaki gibi belirlenecektir:

$$W_{eşik} = \frac{I_{imp}^2 \cdot R'_1 \cdot t_{imp}}{(1 - \exp(-t_{imp}/T'_1))^2} \quad (4.17)$$

Bu ifadeden hareketle enerjinin indirgenmiş (normalize edilmiş) değeri aşağıdaki gibi belirlenir:

$$W_{eşik}^n = \frac{W_{eşik}}{I_{imp}^2 R'_1 T'_1} = \frac{t_{imp}}{T'_1} \cdot (1 - \exp(-t_{imp}/T'_1))^{-2} = \frac{K}{(1 - \exp(-K))^2} \quad (4.18)$$

burada $K = \frac{t_{imp}}{T'_1}$ işaretlemesi (notasyonu) yapılmıştır.

Devamında K -parametresinin değişimine bağlı olarak indirgenmiş (normalize edilmiş) eşik enerji değerinin minimumunu belirlenir. Bu amaçla (4.18) ifadesinin K-parametresine göre türevi alınıp sıfıra eşitlenir:

$$\frac{dW_{eşik}^n}{dK} = \frac{d}{dK} \left(\frac{K}{(1 - \exp(-K))^2} \right) = 0 \quad (4.19)$$

veya

$$(1 - e^{-K})^2 - 2(1 - e^{-K})e^{-K}K = 0 \quad (4.20)$$

Görüldüğü üzere;

$$(1 - e^{-K}) \neq 0$$

O halde;

$$1 - (1 + 2K)e^{-K} = 0 \quad (4.21)$$

Bu transandantal denklemin üzümünden hareketle $K \approx 1,2$ belirlenir.

Dokularda dağılan eşik enerjisinin değeri, uyarın süresinin oranına ve ortamın empedans özellikleri tarafından belirlenen uyarın süresi sabitine bağlıdır. Bağımlılık $t = (1 \dots 1,5)T_1'$ bölgesinde minimuma sahiptir yani, bu aralıktaki uyarıcı süresinin seğimi, dokularda harcanan minimum eşik enerjisini sağlar (Alisoy, vd., 2014).

Uyarının şekli değiştiğinde oran değişir. Sınırlı bir cepheye sahip uyarınlar kullanıldığında, eğrinin minimum değeri artar ve aşırı keskinleşir. Bu nedenle, dokulardaki akım kaybının en aza indirilmesi açısından, uyarıcı süresinin, uyarın zaman sabitinin 1,5 ... 2 katını aşın süresinin seçilmesi tavsiye edilir. Nitekim uyarılma süresi, sinir yapısını çevreleyen dokulardaki akımın gevşeme süresi ile belirlenir.

4.3. Akımın Dokularda Yayılması Sırasında Biyoelektrik Empedans

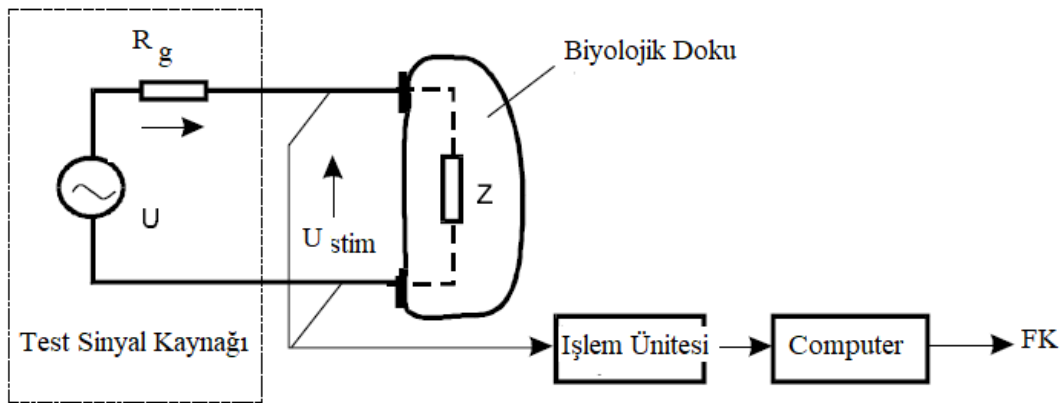
Sistemin bilinen transfer fonksiyonundan hareketle, durum uzayında biyolojik bir nesneyi tanımlama problemi olarak transkutanöz elektronostimlasyon durumunda dokularda akımın yayılması sırasında biyoelektrik empedansın modellenmesi incelenmelidir.

Elektriksel empedans, elektrik akımının pasif iletken ortamlarda incelenmesinde kullanılan aktif ve reaktif empedans bileşenleri (direnç, kapasitans ve endüktans) cinsinden çeşitli elektrik devre modelleri ile temsil edilebilir.

Empedansı simüle etmek için biyolojik nesnelere tanımlanırken biyolojik dokuların ve elektrik akımının etkileşimini karakterize eden niteliklerin (girdi, çıktı değişkenleri ve biyolojik dokunun kendi parametreleri) seçilmesi gerekmektedir.

Burada öncelikle, modelin fonksiyonel olarak tanımlandığı varsayımında, operatör formundaki doku empedansı olan sistemin transfer fonksiyonunu belirlenmelidir. Fonksiyonel tanımlamada, bir nesnenin içyapısı hakkında bilgi vermeden transfer fonksiyonunun belirlenmesini sağlar.

Bir iletken üzerinden geçen akımı ve voltajı birbirine bağlayan modeller, belirli bir direnç karakterine sahip (bu durumda aktif ve kapasitif) bir pasif devre elemanları zincirinden oluşan bir elektrik eşdeğer devresi şeklinde temsil edilebilir. Biyolojik dokuların empedansının fiziksel modellerini temsil eden bu tür pasif devre elemanlarından oluşan zincirler, özellikle elektrostimülasyonun ve diğer fizik tedavi ekipmanının çıkış aşamalarını test etmek ve ayarlamak için yük eşdeğerleri olarak kullanılabilir. Bu husus sembolik olarak şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8. Empedans ölçüm yönteminin şeması

Biyolojik dokuların, homojen olmayan iletken modeli ile fonksiyonel olarak temsil edilebilmesi için, giriş değişkeni olarak elektrot devresindeki akımın ve çıkış değişkeni olarak elektrotlar üzerindeki uyarıcı voltajın seçilmesi gerekmektedir.

Biyolojik dokuların empedansının frekans özelliğinden hareketle, test nesnesini birim basamak fonksiyonu biçimindeki bir sinyalle test ederek, nesnenin etkiye karşı sergilediği reaksiyon (tepki) yanıtı kaydedilir. Bir sonraki aşamada ise, kayıt edilen bu yanıt, Fourier dönüşümü kullanılarak frekans domenine dönüştürülür. Daha sonra Bode yöntemini kullanarak frekans yanıtından transfer fonksiyona geçilir. Bu durumda, oluşturulan transfer fonksiyonu, biyolojik doku empedansının operatör biçimindeki bir tanımlaması olur. Yani;

$$H(p) = Z(p) = \frac{U(p)}{I(p)} \quad (4.22)$$

Bu varsayımlar doğrultusunda, doku empedansı için sistemin transfer fonksiyonu için aşağıdaki ifade elde edilmiştir.

$$H(p) = \frac{5.2(1+0.05p)}{(1+p)} \quad (4.23)$$

Bu transfer fonksiyonu, durum- uzay bakış açısından, tek bir durum değişkenine sahip basit bir sistemi tanımlar. Bu durum denklemlerini elde etmek için transfer fonksiyonu ifadesini basit kesirlere genişletmek gerekir. Buna göre;

$$H(p) = d_0 + \frac{c_1}{(p-a_1)}$$

$$d_0 = \lim_{p \rightarrow \infty} H(p) = 0.26, \quad a_1 = -1$$

sonucu elde edilir.

Belirlenmiş bu parametrelerinin değeri (4.23) ifadesi ile tanımlanan transfer fonksiyonunda dikkate alınır;

$$H(p) = \frac{0.26(p+20)}{(p+1)}$$

$$C_1 = 0.26(-1+20) = 4.94$$

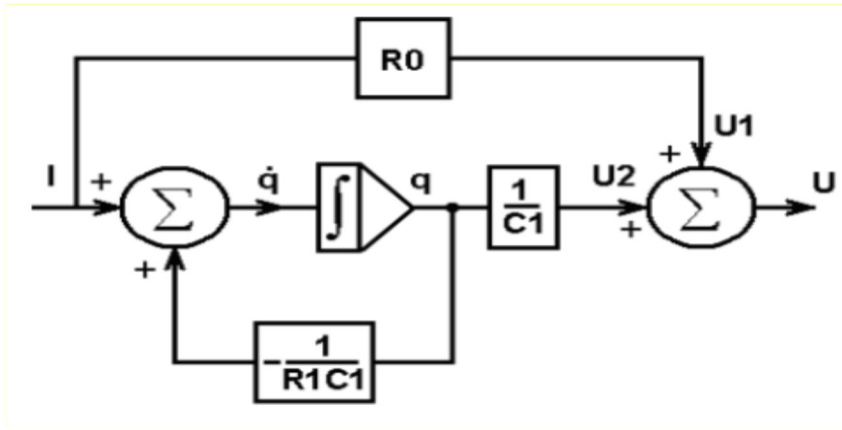
Böylece transfer fonksiyonu aşağıdaki ifadeyle belirlenecektir.

$$H(p) = 0.26 + \frac{4.94}{(p+1)}$$

Tanımlama probleminin koşullarına göre, uyarıcı akımı ($I, [mA]$) giriş değişkeni olarak, elektrotlar üzerindeki ($U, [V]$) - voltajı ise çıkış değişkeni olarak alırsak, modelin "giriş-durum-çıkış" biçimindeki denklemi şu şekilde olacaktır:

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = a_1 z_1 + x \\ y = C_1 z_1 + d_0 x \end{cases} \quad (4.24)$$

(4.24) ifadesi ile tanımlanan denklemler sisteminin Hilbert kriterine göre analizi, bu sistemin gözlenebilir ve kontrol edilebilirdir bir sistem olduğunu göstermektedir. Bu denklemler sisteminin model devresi, çıkışı durum değişkenini belirleyen bir integratör içermekte olup, Şekil 4.9' da verilmiştir.

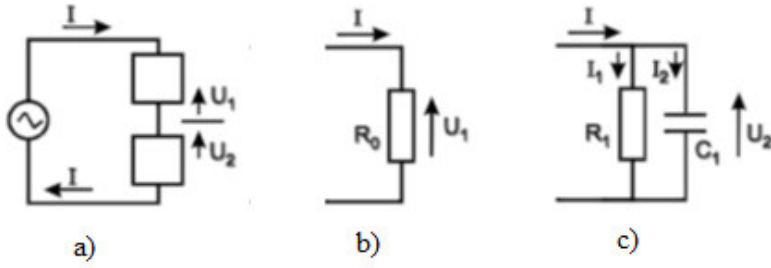


Şekil 4.9. Pasif biyolojik dokuların empedansını modelleme şeması

$$\begin{cases} \dot{Z}_1 = (-1)Z_1 + I \\ U = 4.94Z_1 + 0.26 I \end{cases}$$

Ortaya çıkan model, biyolojik dokuların elektriksel özelliklerine ilişkin verilere dayanarak, biyoelektrik empedansın elektriksel eşdeğer devresini belirlemeyi mümkün kılar.

(4.24) ifadesi ile tanımlanan durum denkleminde ve model devresinden de görüleceği üzere, modelin çıkış voltajı iki bileşenin toplamıdır: Bunlar sırasıyla ikinci toplayıcının üst dalında oluşan ataletsiz (statik) ve alt dalında oluşan ataletli bileşenlerdir (Şekil 4.9). İlk bileşen, çıkış akımının, akımın bir dirençten geçişi ile temsil edilebilen sabit bir faktörle çarpılmasıyla elde edilir (Şekil 4.10.a).



Şekil 4.10. Statik (b) ve atalet (c) bileşenleri dahil olmak üzere doku empedansı (a) modeli.

Çıkış voltajının ikinci bileşeni, durum değişkeni cinsinden ifade edilir

$$\begin{cases} U_2 = 4.94z_1 \\ \dot{z}_1 = (-1)z_1 + I \end{cases} \quad (4.25)$$

Denklemlerden de görüldüğü üzere, durum değişkeninin bir elektrik yük birimine sahip olması gerekmektedir.

Gerçekten de Şekil 4.10.b de verilen paralel bağlı aktif direnç ve kapasitans devresi için Kirchoff akım yasasına istinaden

$$I = I_1 + I_2 = \frac{U_2}{R_1} + C_1 \frac{dU_2}{dt}$$

yazılabilir. Eğer bu denklem $U_2 = \frac{q}{C_1}$ olduğu dikkate alınarak, yük cinsinden düzenlenirse, o halde; elektrik yükünün zamana göre değişimini ifade eden aşağıdaki denklem elde edilir.

$$\frac{dq}{dt} + \frac{q}{R_1 C_1} = I$$

Görüldüğü üzere $q \rightarrow z_1$ değişken değiştirmesi ile bu denklem (4.25) ifadesi ile tanımlanan durum denklemleri ile çakışır.

Sonuç olarak, (4.24) ifadesi ile tanımlanan denklemler sistemi, eşdeğer RC devresi üzerinde voltaj oluşum sürecini tanımlar (Şekil 4.10.b).

Sistemin ikinci denklemlerinden ise şunu elde edilir:

$$R_1 C_1 = 1 [ms] \quad (4.26)$$

Stasyonær modda (4.23) ifadesinden hareketle aŖağıdaki sonuç elde edilir:

$$\dot{z}_1 = 0, U = 4.94I + 0.26I = I(4.94 + 0.26)$$

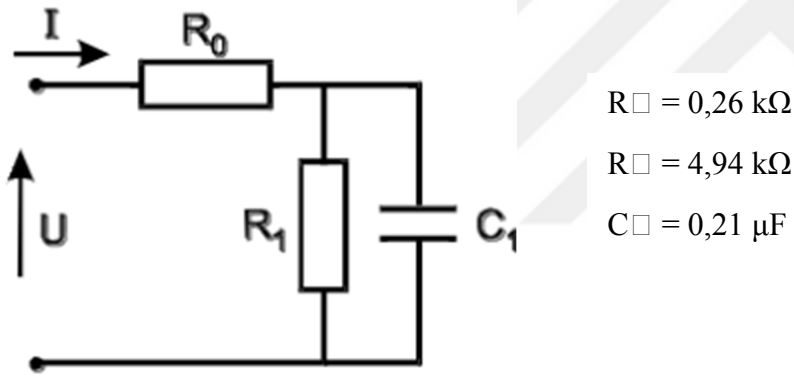
Parantez içindeki ilk terim, $R_1 = 4.94 \text{ k}\Omega$ direncine, ikinci terim ise $R_0 = 0.26 \text{ k}\Omega$ direncine karŖılık gelir.

Bu durumda C_1 kapasitansının değeri (4.26) ifadesinden hareketle;

$$C_1 = \frac{10^{-3}}{4.94 \cdot 10^3} = 0.2 \cdot 10^{-6} \text{ F} = 0.2 \mu\text{F}$$

olarak belirlenir.

Böylece, biyolojik dokuların empedansının eŖdeęer elektrik devresi Ŗekil 4.11' de verilmiŖ bir devre ile temsil edilebilir.



Ŗekil 4.11. Biyoelektrik empedansın elektrik eŖdeęer devresi

Biyolojik dokuların empedansının elektriksel eŖdeęer devresi, elektrostimülasyon ekipmanını test etmek için ekipmanın ıkıŖ kaskatına bir yük olarak bağlanması gereken biyolojik bir doku fantomu oluŖturmak için kullanılabilir. Bu amaçla izelge 4.1'de verilen biyolojik dokunun eŖitli bölümlerinin biyoelektrik empedansının eŖdeęer devre parametreleri (R_0 - hücre dıŖı, R_1 ise hücre içi dirence karŖılık gelir) dikkate alınmalıdır.

Çizelge 4.1. Biyolojik dokunun çeşitli bölümlerinin biyoelektrik empedansının eşdeğer devre parametreleri

Biyolojik Doku	R_0, Ohm	R_1, Ohm	C_1, μF
Bacak	2800	25000	0.016
Gastroknemius kası	2300	30000	0.06
Önkol	2000	30000	0.075
Deltoid kas	1840	22550	0.073
Biceps	1600	28250	0.09
Periton	1300	20000	0.11
Boyun	1300	16500	0.1
Alın	1200	29500	0.05
Bilek	1150	32250	0.065

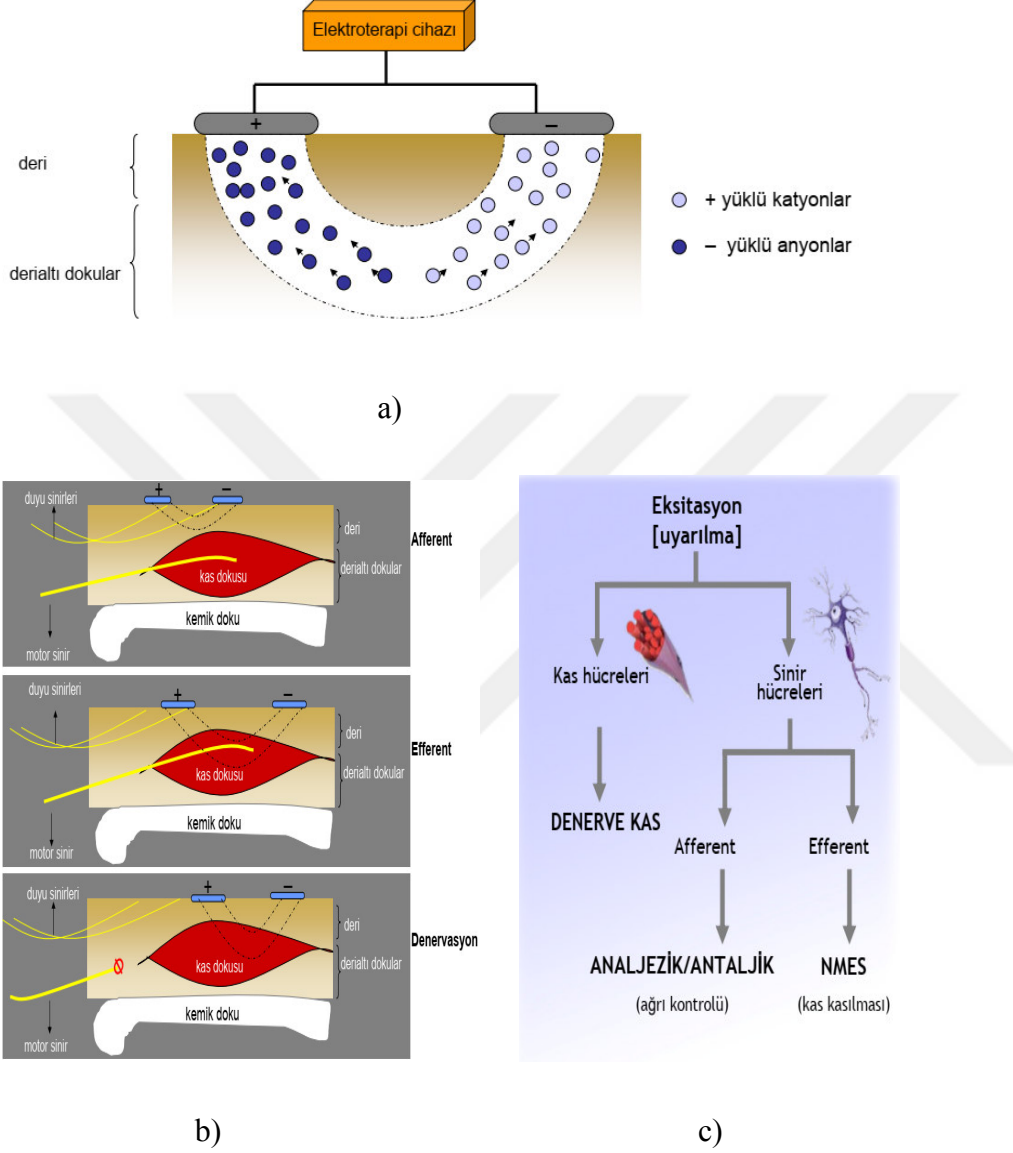
Biyolojik nesnelere yapısal bileşiminin incelenmesi, biyoelektrik empedansı geniş bir frekans aralığında analiz ederek gelişmiş teknikler kullanılarak gerçekleştirilebilir. Bunun için, araştırılan nesnenin frekans özellikleri, aktif ve dirençli-aktif iletkenlikler alanında eşdeğer devreler şeklinde temsil edilebilir. Bu temsil, iyonik iletim fenomenini ve hücreler ve hücresel yapılar üzerindeki yük ayrımı fenomenini tanımlayan ve bu yapılarda akım ve voltaj arasında bir faz kaymasına neden olan biyolojik ortamdaki akım yayılım yasalarına karşılık gelir. Bu nedenle, eşdeğer devrelerin temel RC hücrelerinin bölgesindeki empedans bileşenlerinin tanımlanması, biyolojik dokuların yapısal bileşiminin incelenmesine yol açar.

4.4. Elektrik Akımı ile İlgili Bilgiler

Bilindiği üzere atom nötron-proton- elektron adlı parçacıklardan oluşmaktadır. Nötron yüksüz, proton artı yüklü, elektron ise eksi yüklü parçacıklardır. Elektronları yoğun oldukları bir noktadan daha az yoğun olan başka bir noktaya hareketine elektrik akımı, bu iki nokta arasındaki elektron farkına da elektrik potansiyeli adı verilir. Elektrik akımının geçişine karşı gösterilen zorluğa da direnç/empedans adı verilir.

Negatif ya da pozitif yüklü iyonlar, yüksek yoğunluktan düşük yoğunluğa doğru hareket etme eğilimindedirler. İyonların elektriksel potansiyel farkı iyonların hareketini sağlayacak bir elektrik enerjisini doğurur. Elektroterapi cihazından elektrotlara hastanın cildine akan elektronlar, elektrotların altındaki biyolojik dokularda iyon akışına ve hareketine neden olurlar.

Elektronlar iletkenler üzerinde daha kolaylıkla hareket etmektedirler. Biyolojik dokularda kaslar ve sinirler iyi iletken özelliktedir. Deri ve yağ dokusu iyi yalıtkan özelliktedir (Dalkılınç, t.y).



Şekil 4.12. Elektrostimülasyon cihazının deri üzerindeki elektriksel etkisi(a). Elektrostimülasyon cihazının kas dokusu üzerindeki elektriksel etkisi(b). Kas uyarılmalarının safhaları(c). (Dalkılınç,t.y)

Bu etkileri daha iyi anlayabilmek için elektrik akımlarını derinlemesine incelemek gerekir. Zira her bir akım şeklinin kendisine göre özellikleri belli güç indisleri ve ortaya çıkardığı enerji vardır.

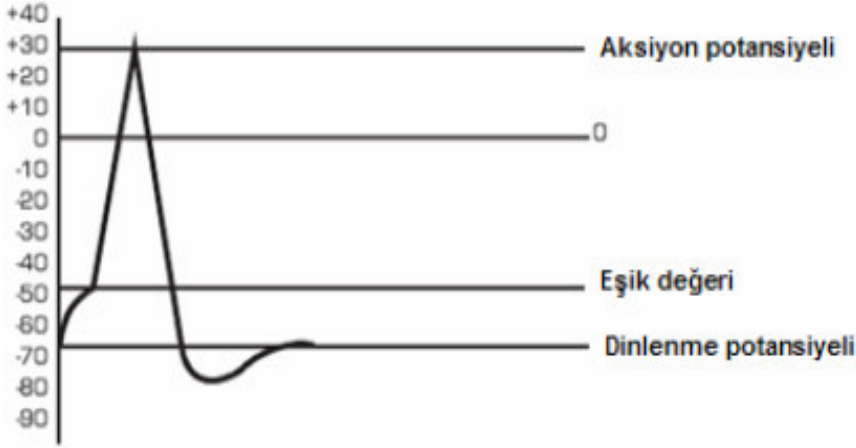
Elektrik akımının vücuda uygulandığı dokularda ortaya çıkan belli başlı etkiler vardır. Bunlar; elektrokimyasal etkiler, elektrotermal etkiler, elektrofiziksel etkiler olarak sınıflandırılabilir.

Elektrokimyasal etkiler incelendiğinde; ciltte, anot altında asidik, katot altında alkalın reaksiyonların olduğu ve cildin pH'ı değiştiği gözlenir. Vücut, bu değişikliğe “ilgili bölgede kan dolaşımı artışı” ile cevap verir. pH değişiminin devamı ve polarizasyon-kutuplaşma- ilgili bölgede kimyasal “yanık riski” oluşturur.

Elektrotermal etkiler incelendiğinde; yüklü parçacıkların hareketi mikrovibrasyona sebep olduğu görülür. Bu vibrasyon ve sürtüne etkisi biyolojik dokularda ısınmaya neden olur. Elektrot geçirgenliği, deri direnci ve uygulanan akım türü, yanık oluşmasını önlemede dikkat edilecek hususlardır. AC de risk oldukça düşük DC de daha yüksektir.

Elektrofiziksel etkiler incelendiğinde; deri altında oluşan iyon hareketliliğinin en önemli sonucu periferik sinirlerin depolarizasyonun olduğu görülür (Dalkılıç, t.y).

Elektrostimülasyonun temel hedefi; elektrik akımları vasıtası ile uyarılabilen kas ve sinir hücrelerini stimüle etmektir. Sinir hücresinin içi ile dışı arasında elektriksel bir potansiyel farkı vardır. Bu elektriksel fark “membran dinlenme potansiyeli” olarak adlandırılır ve ortalama -70mV 'tur. Sinirde bir aksiyon potansiyeli oluşturmak için, sinir membranını uyararak gerekir. Bu amaca ulaşmak için; sinir membranında var olan -70mV düzeyindeki potansiyelin eşik değeri olan -50mV 'a düşürülmesi gerekir. Eşik değere ulaşır ulaşmaz; sinir membran “dinlenme” durumundan “aktif” duruma geçer. Sinirin uyarımı ile oluşan bu aksiyon potansiyeli sinir lifi boyunca ilerler ve iletilir, sonuç; bir kasın kasılması ya da dokunma-ağrı gibi bir bilginin beyine ulaştırılması olacaktır. Teknik ifadesi ile elektrostimülasyon; cilde uygulanan elektrik akımları ile membran dinlenme potansiyelini, eşik değeri olan -50mV 'a düşürmektir. Tedavi söz konusu olduğunda uygulamanın, mümkün olan en az akım şiddeti ve en üst düzey konforla sağlanması ideal yaklaşımdır. Bu yüzyılın hemen başında Weiss, Hoorweg, du Bois Reymond ve Lapicque gibi pek çok, bilim adamı elektrostimülasyonun temel kurallarını ve matematiksel tanımlarını keşfetmişlerdir. Fransız doktor ve fizyolog Weiss'in yaptığı deneyler sonucunda, eşik değere ulaşmak için gereken, akım miktarı ile atım durasyonu arasında lineer bir ilişki olduğu saptanmıştır. (Dalkılıç,t.y).



Şekil 4.13. Sinir membranı elektriksel değer grafiği (Dalkılınç, t.y)

Yapılan bu çalışmalar daha etkin bir uygulama için hangi akım şiddetinin, hangi atım durasyonunun kullanılması gerektiğini keşfedebilmek için yapılmıştır. Farklı dalga formları ve akım şiddetleri ile biyolojik dokulardan cevap almak mümkündür. Fakat pek çok üretici ve bilim adamı en düşük şiddet ile en etkin ve konforlu uygulamayı bulmak üzere çalışmalar yapmıştır (Dalkılınç, t.y).

4.5. Elektrostimülasyonda Kullanılan Akım Türleri

Temelde iki tür elektrik akımı bulunmaktadır. Bunlar zamanla yönü ve şiddeti değişmeyen doğru akım, zamanla yönü ve şiddeti değişen alternatif akımdır. Elektrostimülasyonda doğru ve alternatif akımın birçok değişik özellik ve etkideki türevleri kullanılmaktadır.

4.5.1. Doğru Akım

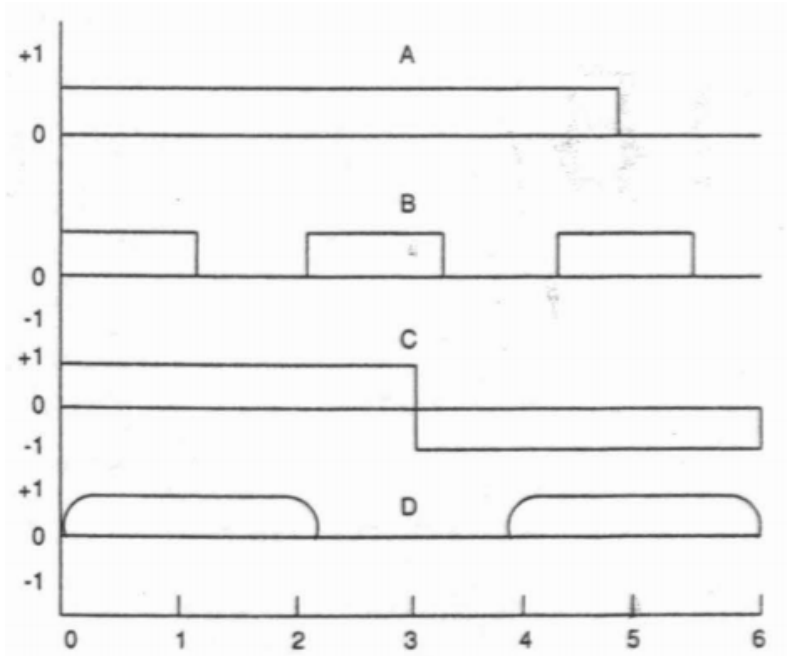
Elektrik akımının yönü sabittir. Bu nedenle, monofazik, tek yönlü, tek kutuplu veya galvanik akım adı da verilmektedir. Fizyolojik olarak, bir saniyeden daha uzun süre yönü değişmeyen akım doğru akım olarak kabul edilmektedir (Şekil 4.14-A). İnsan vücudunda biyolojik olayların oluşumunu sağlayan elektrik akımı, doğru akım niteliğindedir. Doğru akımda üç değişik modülasyon vardır.

Kesikli doğru akım: Akımın yönü sabittir. Ancak akım belli aralıklarla kesilir. Akımın kesildiği dönemler 1 saniye veya daha uzun (genellikle 50-60 sn kadar) sürer. Bu kesintiler

arasında 1 saniyeden kısa olmamak üzere akım geçer. Kesikli galvanik akımın en yaygın kullanım alanı denerve kas stimülasyonudur (Şekil 4.14-B).

Tersine dönen doğru akım: Akımın yönü alternatif akımda olduğu gibi sürekli değişir. Ancak alternatif akımdan farklı olarak yön değişimleri arasındaki süre 1 saniyeden uzundur (Şekil 4.14-C).

Kabaran (surged, ramped) doğru akım: Kesikli galvanik akıma benzer. Ancak akım şiddeti sıfırdan tepe değerine aniden çıkmaz. Bu çıkış (kabarma) 0.5 saniye ile birkaç saniye sürer. Akım tepe değerinden sıfıra aniden veya yavaş inebilir (Şekil 4.14-D). Monofazik ve bifazik uygulama yapılabilir (Oğuz, Dursun ve Dursun, 2004).



Şekil 4.14. Elektrostimülasyonda kullanılan doğru akım türleri (Oğuz vd., 2004)

4.5.2. Alternatif Akım

Elektrik akımının yönü düzenli olarak değişir. Çift yönlü, çift kutuplu veya faradik akım da denir. Alternatif akımda, akım sıfır noktasından en yüksek pozitif değere yükselir sonra sıfır noktasına iner ve en düşük negatif değere ulaşır sonra yine sıfır noktasına döner (Şekil 4.15-A). Bu esnada geçen süreye periyod denir. Bir saniyedeki periyod sayısına frekans denir. Birimi hertz (Hz) dir. Akımın sıfır noktasından tepe değer çıktığı ve sonra tekrar sıfır noktasına döndüğü dönemlerden her birine faz denir. Alternatif akım, bir periyotluk süre içinde yer alan zıt yönlü iki fazdan oluşur yani bifaziktir. Bu fazların şekli sinüs dalgası, üçgen, kare olabilir.

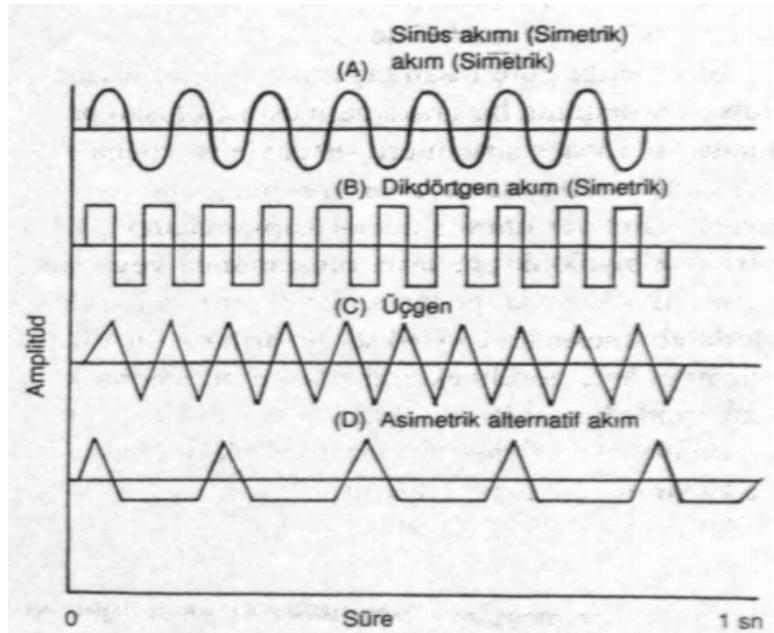
Eğer zıt yönlü fazlamı şekli aynı ise simetrik alternatif akımdan söz edilir (Şekil 4.15-B-C). İki alternatif akımın amplitüd ve/veya frekansının farklı olması halinde, bu iki akımdan biri, sıfır elektrik çizgisini diğerinden daha önce çaprazlar. Bu durumda iki akım arasında faz farkı olduğu söylenir (Şekil 4.15-D).

Klinik ve elektrofizyolojik etkileri göz önüne alındığında, akımlar üç gruba ayrılmaktadır:

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

Orta frekanslı akımlar: Frekansı 1-1000 kHz arasında olup genellikle 4-20 kHz frekansları kullanılır. Elektriksel uyarı impuls ile asenkron aksiyon potansiyeli oluşturur. Bu grubun en önemli örneği interferans akımlardır.

Yüksek frekanslı akımlar: Frekansı 1 milyon Hertz' ten fazladır. Orta ve alçak frekanslı akımlarda olduğu gibi akım duyusu algılanmaz. Moleküler titreşim ve ısı etkisi ön plandadır (Oğuz vd., 2004).



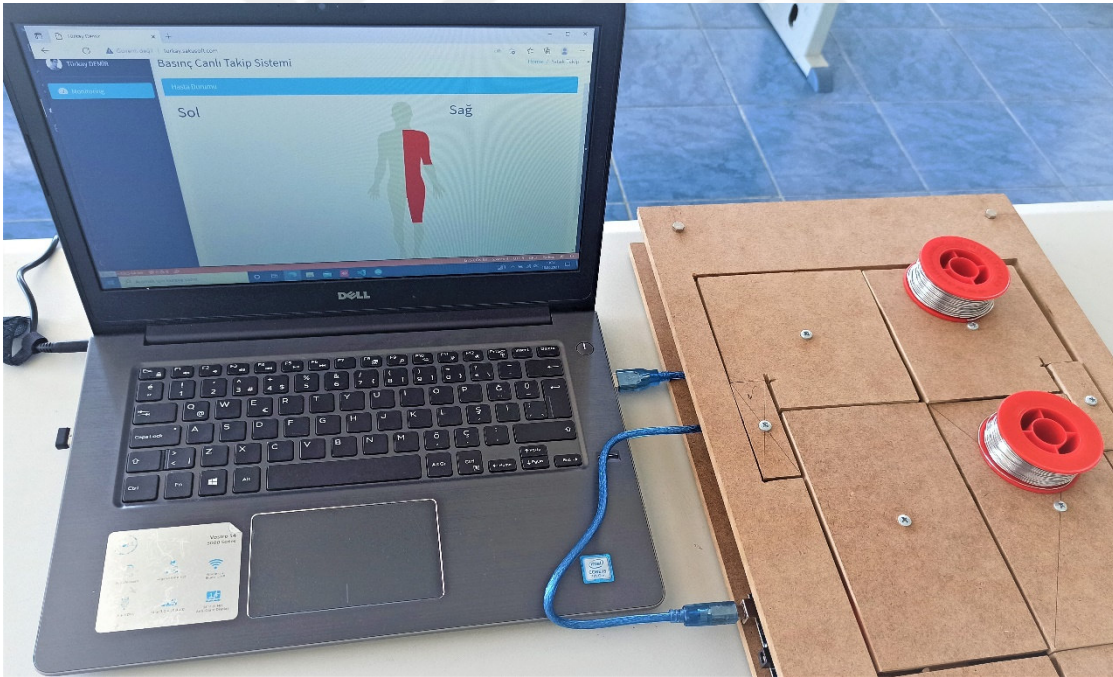
Şekil 4.15. Elektrostimülasyonda kullanılan alternatif akım türleri (Oğuz vd., 2004)

5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Bası yaraları; yüzeysel deri kaybı gibi basit durumlardan ilerleyici deri altı yağ dokusu, adale, kemik ve eklem hasarlarının görüldüğü ciddi tablolara kadar çok geniş bir yelpaze oluştururlar. Tedavi edilmemesi durumunda enfeksiyon ve sepsis gelişimi ile hasta kaybedilebilmektedir. Bası yaralarında en önemli nokta oluşumunun önlenmesi için gerekli tedbirlerin alınmasıdır (Öztürk, Gürlek, Arslan, Fırat ve Fariz, 2006).

Tanımdan da anlaşılacağı üzere; bası yaraları insan yaşamı ve kalitesini ciddi derecede tehdit eden bir durumdur ve bası yarası oluşumunun önüne geçilmesi en önemli tedavi yöntemidir. Bundan hareketle bu çalışmada hedeflenen de bu oluşumun önüne geçebilmektir.

Tasarlanan ve gerçekleştirilen model hasta yatağı sayesinde vücut yüzey alanı taramakta ve istenilen sürelerle hareketsiz kalan kısımlar tespit edilerek vücut yüzey haritalaması yapılmaktadır.

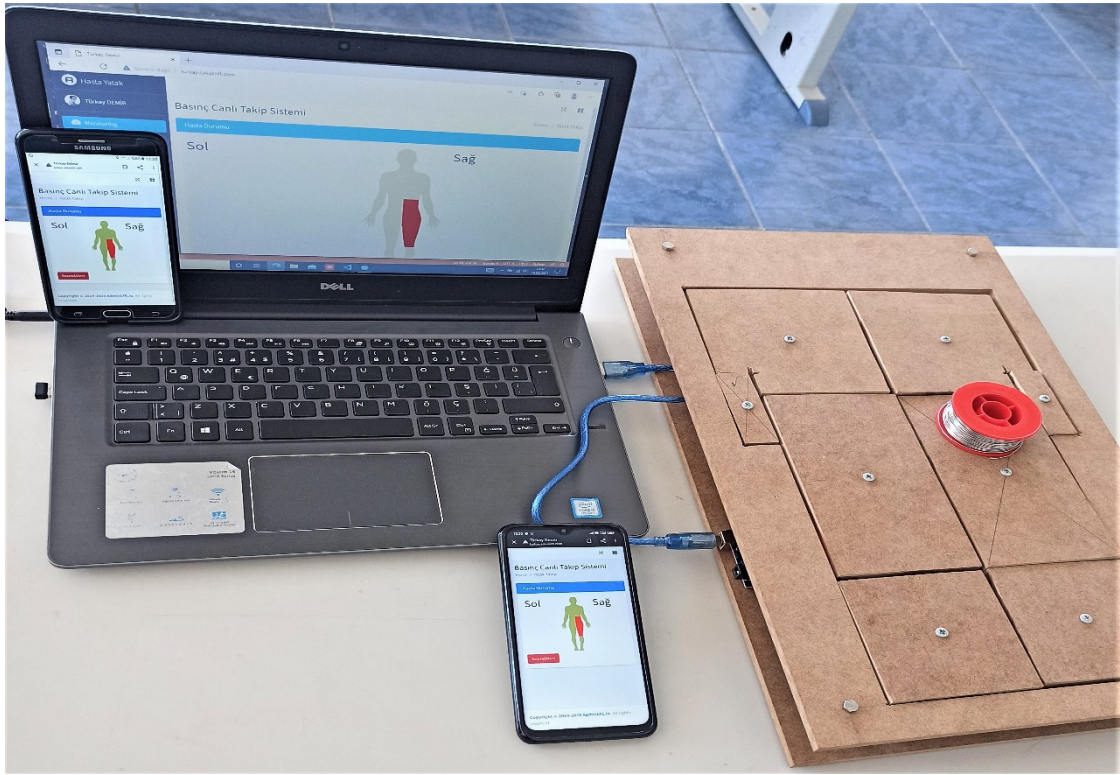


Şekil 5.1. Model yatağın resmi ve web ekran görüntüsü

Şekil 5.1’de görüldüğü gibi model yatağın üzerine konulan ağırlıklar vücudun sağ omuz ve sağ bel bölgesinde bası oluşturacak şekilde konumlanmış ve dolayısıyla bir yatış simülasyonuna tabi tutulmaktadır. Burada örnekleme süresi olarak bir saat baz alınmıştır.

Temsili ağırlıklar model yatağa yerleştirilip, model yatak üzerinde sanki yana dönük bir yatış pozisyonunu temsil edecekmiş gibi konumlandırılmıştır.

Baz alınan bir saat sürenin sonunda yine şekilde görüldüğü gibi sağ omzun ve sağ bel bölgesinin olduğu alanın kırmızı olarak işaretlendiği görülmektedir. Ayrıca belirlenecek bir süre sonunda; web ekranında “Bası yarası oluşma riski vardır” şeklinde uyarıcı bir ileti de ortaya çıkmaktadır. Bu da vücut yüzey haritalamasının eksiksiz bir şekilde çalıştığını göstermektedir. Ayrıca var olan bu sisteme web ara yüzü ile internet üzerinden çalışabildiği için sayı ve katılımcı sınırlaması olamadan sayfa üzerine bağlantı kurulmasıyla internete bağlanılan her yerden ulaşılabilmektedir.



Şekil 5.2. Sisteme internete bağlı herhangi bir mobil cihaz üzerinden ulaşılması ve çoklu bağlantı

Haritalama çalışması yapıldıktan sonra bu çalışmanın giriş kısmında belirtildiği gibi elektrostimülasyon yöntemi model olarak uygulanmıştır. Elektrostimülasyon yöntemini uygulamak için piyasada giriş seviyesinde yaygın olarak bulunan cihazlar araştırılmıştır. Bu cihazlar Çizelge 5.1’ de marka ve özelliklerine göre sınıflandırılmıştır.

Çizelge 5.1. Elektrostimülasyon uygulaması için kullanılabilir cihazların özellikleri

Cihazın Markası	Cihazın Modeli	Program Sayısı	Elektrot Sayısı
Mesilife	R-C4D	3 Adet (Tens-Ems-Masaj)	4
Plusmed	PM-TE01	2 Adet (Tens-Ems)	4
F.Bosch	FB-2405	2 Adet (Tens-Ems)	4
Acura	AC-833	3 Adet (Tens-Ems-Masaj)	4 adet + ayak aparatı

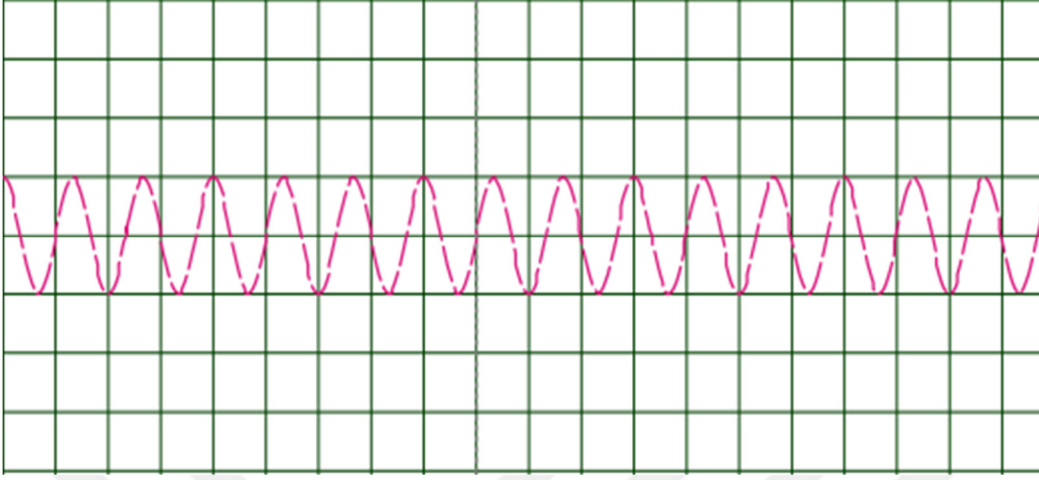
Bu çizelgedeki veriler ve cihazlar hakkında detaylı inceleme yapıldığında gerek performanslı çalışması gerekse maliyet uygunluğu açısından tercih edilen cihaz Mesilife R-C4D modelidir. Nitekim bu cihaz detaylı olarak incelendiğinde üç temel fonksiyona ve bu fonksiyonlarla beraber 21 farklı akım uygulayabilecek programa sahip olduğu görülmektedir.



Şekil 5.3. Mesilife R-C4D elektrostimülasyon cihazı

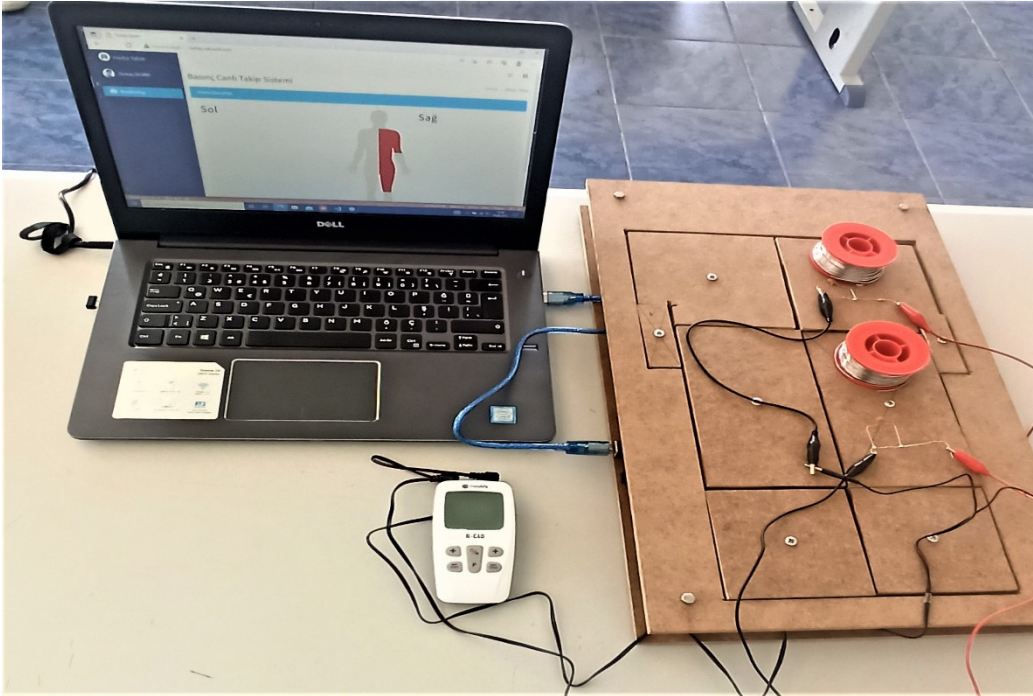
Temelde TENS, EMS ve masaj programlarından yola çıkılarak özellikle TENS uygulamasında alçak frekanslı alternatif akım ile faradik ve diadinamik akımlar göze çarpmaktadır. Şekil 5.4' te bahsi geçen cihazın TENS uygulamasının 3. programına dair

sinyalin grafiği görülmektedir. Grafikte uygulanan sinyal 150 Hz frekansında ve 2V tepeden tepeye amplitud değerine sahiptir.



Şekil 5.4. Mesilife R-C4D elektrostimülasyon cihazı ile uygulanan TENS sinyal görüntüsü

Şekil 5.5' te ise bu sinyalin model yatağın üzerine konulan temsili ağırlıklara karşılık gelen bölgelerde (sağ omuz ve sağ bel) o dokuların elektriksel eşdeğer devreye uygulanması simüle edilişi görülmektedir.



Şekil 5.5. TENS cihazının dokuların elektriksel eşdeğer devrelerine uygulanması

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında hedeflenen amaçlar doğrultusunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Yatan hastalarda oluşabilecek bası yaralarının oluşumunun önüne geçilebilmesi için bir akıllı model yatak prototipi geliştirilmiştir. Tasarlanmış bu akıllı yatak prototipinde ilk aşamada, ağırlık algılama sensörleri (load cell) kullanılarak hasta-yatak sisteminde birim temas yüzey alanı üzerindeki basınç dağılımının haritalaması gerçekleştirilerek yatakla temas eden hasta vücudunun hareketsiz bölgeleri belirlenerek, bu yüzey alanından alınan bilgiler doğrultusunda, yüzeye belirli şekil ve parametrelere sahip uyarıcı elektrik impuls sinyal uygulaması gerçekleştirilmiştir.

Yapısal fonksiyonel modelleme yöntemi yardımıyla biyolojik bağlantı verilerine ve teknik araçların yapısına dayalı olarak, biyoteknik sistemlerde gerçekleşen olayların matematiksel modeli tanımlanmış ve elektrostimülasyonun etkin bir şekilde uygulanabilmesi için, vücudun fizyolojik sisteminin parametrelerinin ve uyarıcı akımın biçiminin bilinmesi analiz edilmiştir.

Biyolojik dokuların, homojen olmayan iletken modeli ile fonksiyonel olarak temsil edilebilmesi için, giriş değişkeni olarak elektrot devresindeki akımın ve çıkış değişkeni olarak elektrotlar üzerindeki uyarıcı voltajın seçilmesi gerektiği belirlenmiştir.

Önerilen prototip sisteminin uzaktan da izlenmeye müsait yeni bir sistem olduğu, hastanın anlık pozisyon durumunu değerlendirmeye ve ihtiyaca binaen koruyucu tedavi olarak, uygun uyarıcı elektrik akımı sinyallerinin kullanılmasıyla normal doku aktivitesinin devamının sağlanmasına olanak sağladığı gösterilmiştir.

Gelecekte yapılacak çalışmalarda hasta yatak prototipinin elektronik donanım altyapısında herhangi bir değişiklik olmadan, sadece vücut yüzey boyutları ve dayanıklı materyal değişimi ile normal bir hasta yatağı ölçülerinde üretilebileceği öngörülmüştür. Bu ekseninde; ilk aşamada gerçek ölçülerde bir hasta yatağı yapılarak, ardından resmi kurumlardan gerekli izinler alınarak, gönüllülük esasıyla gerçek hastalar üzerinde denenmesi; insan hayatı için çığır açan bir yenilik olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Algan, E., *Hx-711 Adc* (2019). Erişim Adresi: <https://www.erenalgan.com.tr/arduino/arduino-load-cell-yuk-hucresi-kalibrasyon-ve-baglanti-sekli/>
- Alisoy, H. Z., Alagoz, B.B., Barlaz, S. (2014). Spatio-spectral analyses of electromagnetic wave energy absorption and heating effect. *Optik Int J Light Electron Optics*, 125:4124–30.
- Alisoy, H., Barlaz, S., Alagoz, B., B. (2013). An FDTD based numerical analysis of microwave propagation properties in a skin–fat tissue layers. *International Journal For Light And Electron Optics*, 124, 5218-5224.
- Arduino Türkiye. (t.y)*. Erişim Adresi: <http://arduinoturkiye.com/arduino-mega-2560-nedir/>
- Aslan, E. ve Durmaz, F. (2011). Rehabilitasyon amaçlı bilgisayar veri tabanı yardımıyla bölgesel engelli kişi haritasının oluşturulması. *Celal Bayar Üniversitesi Soma Meslek Yüksekokulu Teknik Bilimler Dergisi*, 1 (15), 64-74.
- Bakbak, S. ve Kayacan, R. (2014). Hastalıkların teşhis ve takibinde kullanılan yürüyüş analiz sistemleri. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 2(4), 323-332.
- Bası. (t.y)*. Erişim Adresi: <https://www.istockphoto.com/tr/foto%C4%9Frafkorkun%C3%A7-yaralar-bas%C4%B1n%C3%A7-yara-gm1191809153-338388735>
- Bayram, M. ve İlisu, İ. (2016). Elektrik tesislerinde güvenlik ve topraklama. Tmmob, 2004.
- Bogolyubov V., M. ve Ponamerenko G. N. (1999). General Physiotherapy, *M., Medicine*, 432.
- Bozbaş, T. G., Gürer, G. (2011). Bası yaralarında güncel tedavi yaklaşımları. *Sakarya Üniversitesi Medical Journal Dergisi*, 4, 118-125.
- Buran, R. (2002). *Fizik tedavi yöntemleri ve mikro denetleyicili tens tasarımı*. (Yüksek Lisans Tezi), İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Çakır, L. ve Enginyurt Ö. (2016, Mayıs 3). Palyatif bakım ve bası yarası. *Klinik Tıp ve Aile Hekimliği Dergisi*, 8(3), 19-25.
- Çam, C. E. ve Ertaş G. (2015 Ekim 15-18). Elektroterapi uygulamaları için tekfaz dikdörtgen dalga çıkışlı programlanabilir bir sinir uyarım cihazı. *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi*, Muğla. Erişim Adresi: http://biyoklinikder.org/TIPTEKNO15_Bildiriler/011.pdf.

- Dalkılıç, M., *Elektroterapi (t,y)*. Erişim Adresi: <https://docplayer.biz.tr/3920698-Uygulamalarinda-elektrostimulasyon-uzm-fzt-murat-dalkilinc.html>
- Demirel, M., Demiralp, Ö. C. ve Yormuk, E. (2007). 2000-2005 yılları arası bası yaraları: Klinik deneyimler. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 60(2), 81-87.
- Duck, F., A. (1990). *Physical Properties of Tissue. A Comprehensive Reference Book*, San Diego, CA: Academic Press.
- Grimnes, S. (2000). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. San Diego, CA: Academic Press.
- Isseroff, R. R. ve Dahle, E. S. (2012). Electrical stimulation therapy and wound healing: Where are we now? *Advances in Wound Care*, 1(6), 238-243.
- Kaçoğlu, C. ve Kale, M. (2019). Elektriksel kas uyarımlarının biyokimyasal, fizyolojik ve nöral mekanizması. *Ankara Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 17(1), 1-19.
- Kaya, İ., Kayıkçıoğlu, T., Yılmaz, Ö. A., Gökçe, M. ve Özdemir, T. (2017). *Kablosuz vücut algılayıcı ağları ve uzaktan hasta takip sistemi*. Tübitak, Ardep Proje Takip Sistemi, Proje No: 114E452.
- Kılıç, A. M. (2020). *Elektriksel stimülasyon ve schwann-benzeri hücrelerin periferik sinir hasarına etkileri*. (Doktora Tezi), Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Aydın.
- Kıraner, E., Terzi, B., Ekinci, U. A. ve Tunalı, B. (2010, Nisan 15-17). *Yoğun bakım ünitemizdeki basınç yarası insidansı ve risk faktörlerinin belirlenmesi. 4. Ulusal Yoğun Bakım Hemşireliği Kongresi*, Trabzon. Erişim Adresi: <https://dergipark.org.tr/pub/ybhd/issue/27366/307249>
- Load cell. (t,y)*. Erişim Adresi: <https://www.puls.com.tr/tr/bilgi/loadcell-nasil-calisir>
- Moore, J. (2004). *Biomedical technology and devises*. (Handbook), CRC Press LLC.
- Neuman, M. R. (2004). *Analysis and application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation*, CRC Press LLC.
- Nizam, M. (2000). *Mikro denetleyici kontrollü çok kanallı elektrokardiyografi cihazı tasarımı*. (Yüksek Lisans Tezi), İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Oğuz, H., Dursun, E. ve Dursun, N., (2004) *Tıbbi Rehabilitasyon*, 411- 432.
- Okumuş, E., Mutlu, F.Y., Erdoğan, Z, Ş. ve Yucalar, F. (2013, Ocak 23-25). *Akademik Bilişim'13: Sensör kullanarak servis araçlarının koltuk doluluk durumlarının uzaktan*

izlenmesi. Akdeniz Üniversitesi, Antalya. Erişim Adresi: https://ab.org.tr/ab13/kitap/AB2013_Bildiri_Kitap.pdf

- Özaslan, Ö. (2011). *Web tabanlı jeodezik amaçlı mekânsal veri tabanı tasarımı ve uygulamaları*. (Doktora Tezi), İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Özçetin, M., Khalilova, F. ve Kılıç, A. (2017). Beslenme durumunun değerlendirilmesinde sıra dışı bir yöntem: BİA. *Çocuk Dergisi*, 17 (2), 61-66.
- Öztürk A., Gürlek, A., Arslan, A., Fırat, C. ve Fariz, A. (2006). Bası yaralı vakalardaki on yıllık klinik deneyimlerimiz. *İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 13(4), 243-248.
- Pehlivan, F. (2011). *Biyofizik* (5.Baskı). Ankara: Pelikan Yayıncılık.
- Pehlivan, M. ve Dereli, T. (2006). Evde hiperhidroz tedavisi için geliştirilmiş bir iyontoforez cihazı. *Ege Tıp Dergisi*, 45(3), 155-161.
- Python. (t.y). Erişim Adresi: <https://teknolojirojeleri.com/programlar/python-nedir-ne-ise-yarar-nerelerde-kullanilir>
- Saraçoğlu, E. (2009). *İnsandaki psikolojik ve fizyolojik parametreler doğrultusunda anfis ve fis ile tens modellemesi*. (Yüksek Lisans Tezi), Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Singh, J. (2011). *Manual Of Practical Electrotherapy*. 12,18-23. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publisher.
- Şimşek, İ. (2009). *Veri tabanı yönetim sistemlerinde bulanık sorgulama ile veri işleme*. (Doktora Tezi), Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Tekin, H. L. (2006). *Dört Farklı Dalga Formunu Destekleyen Bir Elektroakupunktur Stimilatör Tasarımı Ve Gerçekleştirilmesi*. (Yüksek Lisans Tezi), Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Tunç, Y. (2014). *Elektrik stimülasyonunda kullanılan farklı akımların derinin biyofiziksel özellikleri üzerine etkisi*. (Yüksek Lisans Tezi), Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Wheatstone köprüsü. (t.y). Erişim Adresi: https://www.researchgate.net/figure/A-full-Wheatstone-bridge-strain-gauge-circuit_fig9_325339654
- Yağmur, F., Bozbiyık, A. ve Hancı, H. İ. (2003). Elektromanyetik dalgaların insan biyokimyası üzerine etkileri. *Sted*, 12(8), 296-297.

Yücel, A. (2008). Bası Yaraları. *Türk Yoğun Bakım Dergisi*, 6(2), 73-82.



EKLER

```
1  #include <HX711.h>
2  // Start Defines
3  //Delay Time
4  int delayTime = 30000;
5  //hx pins
6  #define dLayak 22
7  #define sLayak 53
8  #define dRayak 24
9  #define sRayak 49
10 #define dLbel 28
11 #define sLbel 45
12 #define dRbel 36
13 #define sRbel 37
14 #define dLkol 30
15 #define sLkol 43
16 #define dRkol 40
17 #define sRkol 33
18 #define dLomz 44
19 #define sLomz 29
20 #define dRomz 48
21 #define sRomz 25
22
23 //Calibration Value
24 float calLayak = 10000;
25 float calRayak = 10000;
26 float calLbel = 10000;
27 float calRbel = 10000;
28 float calLkol = 10000;
29 float calRkol = 10000;
30 float calLomz = 10000;
31 float calRomz = 11200;
32
33 //Create Loadcell object
34 HX711 rOmz(dRomz, sRomz);
35 HX711 lOmz(dLomz, sLomz);
36 HX711 rKol(dRkol, sRkol);
37 HX711 lKol(dLkol, sLkol);
38 HX711 rBel(dRbel, sRbel);
39 HX711 lBel(dLbel, sLbel);
40 HX711 rAyak(dRayak, sRayak);
41 HX711 lAyak(dLayak, sLayak);
42
43 float lBelVal;
44 float rBelVal;
45 float lKolVal;
46 float rKolVal;
47 float lOmzVal;
48 float rOmzVal;
49 float lAyakVal;
50 float rAyakVal;
51 //End Defines
52 void setup() {
53     Serial.begin(9600);
54
55     rOmz.set_scale(calRomz);
56     lOmz.set_scale(calLomz);
57     rKol.set_scale(calRkol);
58     lKol.set_scale(calLkol);
59     rBel.set_scale(calRbel);
60     lBel.set_scale(calLbel);
61     rAyak.set_scale(calRayak);
62     lAyak.set_scale(calLayak);
63
64     lBel.tare();
65     rBel.tare();
66     lKol.tare();
67     rKol.tare();
68     lOmz.tare();
69     rOmz.tare();
70     lAyak.tare();
71     rAyak.tare();
72 }
73 void loop() {
74
75     lBelVal = (lBel.get_units()) * 10;
76     rBelVal = (rBel.get_units()) * 10;
77     lKolVal = (lKol.get_units()) * 10;
78     rKolVal = (rKol.get_units()) * 10;
79     lOmzVal = (lOmz.get_units()) * 10;
80     rOmzVal = (rOmz.get_units()) * 10;
81     lAyakVal = (lAyak.get_units()) * 10;
82     rAyakVal = (rAyak.get_units()) * 10;
83
84     Serial.print("s1 = "); Serial.println(rOmzVal);
85     Serial.print("s2 = "); Serial.println(lOmzVal);
86     Serial.print("s3 = "); Serial.println(rKolVal);
87     Serial.print("s4 = "); Serial.println(lKolVal);
88     Serial.print("s5 = "); Serial.println(rBelVal);
89     Serial.print("s6 = "); Serial.println(lBelVal);
90     Serial.print("s7 = "); Serial.println(rAyakVal);
91     Serial.print("s8 = "); Serial.println(lAyakVal);
92     //delay(delayTime);
93     delay(5000);
94 }
```

Ek 1. Arduino Mega 2560 mikrodenetleyicisinde kullanılan yazılım programı

```

45     |         print("data Recorded")
46     |     except Error as e:
47     |
48     |         print("Hata", e)
49     |     finally:
50     |         conn.rollback()
51
52
53     # configUI = BedUI("Hasta Basınç Takibi")
54     # configUI.myfunc().mainloop()
55
56     try:
57     |         arduino = sr.Serial("COM3", 9600)
58
59     except:
60     |         print("Arduino Yanlıs PORT")
61
62
63     getData = []
64
65     while True:
66
67     |         var = arduino.readline()
68     |         dn = str(var)
69     |         getData.append(dn[7 : len(dn) - 5])
70
71     |         if len(getData) % 8 == 0:
72     |             insertData(getData)

```

Ek 2. Çalışmada kullanılan python yazılımı

```

1  Create Table hasta_verileri(
2      id int not null primary key AUTO_INCREMENT,
3      h_id int not null,
4      lOmuz int,
5      rOmuz int,
6      rKol int,
7      lKol int,
8      lSirt int,
9      rSirt int,
10     lAyak int,
11     rAyak int
12 );
13 Create Table hasta_bilgi(
14     h_id int not null primary key AUTO_INCREMENT,
15     hadi varchar(250),
16     hsoyad varchar(250),
17     yatakNo int

```

Ek 3. MySQL veri tabanı yazılımı kullanılarak model yatakta oluşturulan veri tabanı


```

1 <?php
2 include 'header.php';
3 ?>
4 <!-- Content Wrapper. Contains page content -->
5 <div class="content-wrapper">
6   <!-- Content Header (Page header) -->
7   <section class="content-header">
8     <div class="container-fluid">
9       <div class="row mb-2">
10        <div class="col-sm-6">
11          <h1>Basınç Canlı Takip Sistemi</h1>
12        </div>
13        <div class="col-sm-6">
14          <ol class="breadcrumb float-sm-right">
15            <li class="breadcrumb-item"><a href="#">Home</a></li>
16            <li class="breadcrumb-item active">Yatak Takip</li>
17          </ol>
18        </div>
19      </div>
20    </div><!-- /.container-fluid -->
21  </section>
22  <!-- Main content -->
23  <section class="content">
24    <div class="container-fluid">
25      <div class="row">
26        <div class="col-12">
27          <div class="card card-primary">
28            <div class="card-header">
29              <h4 class="card-title">Hasta Durumu</h4>
30            </div>
31            <div class="card-body">
32              <div class="row">
33                <div class="col-4">
34                  <h1>Sol</h1>
35                </div>
36                <div class="col-4">
37                  <a href="#">
38                    <div id="data" style="transform: scaleX(-1);">
39                  </div>
40                </a>
41                <script>
42                  setInterval(
43                    function() {
44                      $("#data").load("getData.php");
45                    }, 2000
46                  );
47                </script>
48                <!--  -->
49              </div>

```

Ek 4. Model yatak Web ara yüzünün gövde ve bilgileri almaya yönelik geliştirilmiş PHP yazılım satırları