

**YAKINDOĞU ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ**

**FİZİK TEDAVİ YÖNTEMLERİNDEN
TENS CİHAZ TASARIMI**

**BİTİRME PROJESİ
Barış ŞAKACI
Burak DANACI
Ali ELATAŞ**

Programı: BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

LEFKOŞA-2017

**YAKINDOĞU ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ**

**FİZİK TEDAVİ YÖNTEMLERİNDEN
TENS CİHAZ TASARIMI**

BİTİRME PROJESİ

Barış ŞAKACI 20143387
Burak DANACI 20143474
Ali ELATAŞ 20144225

Proje Danışmanı: MSc. Tolga FUATLI

LEFKOŞA-2016

KABUL VE ONAY SAYFASI

Bu bitirme projesi tarihinde yapılan sözlü savunma ve değerlendirme sonucunda 100 tam not üzerinden İle Başarılı/Başarısız bulunmuştur.

Danışman:

MSc. Tolga FUATLI

Jüri üyeleri:

Doç. Dr. Terin ADALI

Komite Başkanı, Biyomedikal Mühendisliği
Bölüm Başkanı, YDÜ

BİLDİRGE METNİ

Bu belgedeki tüm bilgiler toplandığı zaman akademik kurallar ve etik kurallar çerçevesinde toplanıp, hazırlanmıştır. Bizlerde bu kuralların ve davranışların gerektirdiği gibi hazırlayıp, sunduğumuzu beyan ederiz.

İsim :

Ali ELATAŞ 20144225

Bariş ŞAKACI 20143387

Burak DANACI 20143474

İmza :

Tarih :

TEŞEKKÜR METNİ

Projeyi oluŐturmamızda emeği geçen Hatay Samandağ Anadolu Lisesi Elektrik-Elektronik Bölümü Hocası Süleyman ASLAN'A. Yakın Doğu Üniversitesi Hastanesi Biyomedikal birimindeki Aslı VASI'YE. Yakın Doğu Üniversitesi Hastanesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Bölümdeki Fizyoterapist Gözde ŞAHİN'E ve bizi yönlendiren, sağlıklı sonuçlar elde etmemizi sağlayan ve her konuda yardımını esirgemeyen değerli hocalarımız Fatma ZOR, Tolga FUATLI, Fatih Veysel NURÇİN, Niyazi ŐENTÜRK hocalarımıza ve bölüm başkanımız Doç. Dr. Terin ADALI hocamıza çok teşekkür ediyoruz.

ÖNSÖZ

Fizik tedavi ve rehabilitasyon, tıbbın önemli bir alt bilim dalı olup, tarihi gelişim açısından geleneksel yöntemlerle başlayıp, elektrik enerjisinin kullanılmaya başlamasıyla gelişme göstermiş, elektronik ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler ise kullanımına kolaylık ve yaygınlık kazandırmıştır.

Fizik tedavi cihazları, fiziksel vasıtaları kullanarak, genel olarak insan vücudundaki sinir ve kas sistemi arazlarını tedavi etmektedir. Böylelikle ilaç kullanımını da en aza indirgeyerek ilaç yan etkilerini ortadan kaldırmaktadır. Bu cihazlarda fiziksel etki olarak ışınlar (lazer, kızılötesi, ultraviyole), ısı (ultrason, kısa dalga, mikro dalga diyatermi), mekanik tedavi araçları ile elektrik akım modifikasyonları kullanılmaktadır.

Ancak bu tedavi yöntemlerinde zararsız ve etkili sonuçlar elde edebilmek için yüksek beceri, bilgi, dikkat ve özen gerekmektedir. Aksi takdirde olumsuz sonuçlar hatta hayatı tehlikeye sokan durumlar söz konusu olabilir. Bunun için, bu tedavi yöntemleri ve cihazları fizyoterapist hekimler gözetiminde kullanılmalıdır.

Fiziksel etken olarak elektrik akım modifikasyonları kullanan elektro terapinin en kullanışlı ve etkili yöntemi olan transkütan elektrik stimülasyonu (TENS), 1960'lı yılların ortalarında ABD'de uygulanmaya başlamıştır. TENS ülkemizde de 1980'lerden sonra akut ve kronik ağrı tedavisinde oldukça yaygın olarak kullanım alanı bulmuştur.

TENS cihazlarının en önemli avantajı; cep telefonu boyutlarında, pille çalışarak şehir şebekesine bağıllığı ortadan kaldıracak, ticari şekillerinin olmasıdır. Bu sayede hastalar tedavi için bir fizik tedavi birimine gitmek külfetinden kurtularak, kendi kendilerine tedavi programı uygulayabilmektedirler. Ancak yine de cihazı kullanmadan önce bir hekim görüşü alarak ne tip bir akım modifikasyonu uygulayacağını bilmesi ve cihazı bu parametrelere göre ayarlaması gerekir.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	i
BİLDİRGE METNİ.....	ii
TEŞEKKÜR METNİ	iii
ÖNSÖZ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
FİZİK TEDAVİ YÖNTEMLERİ VE TENS TASARIMI	ix
ÖZET	ix
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2	3
LİTERATÜR TARAMASI.....	3
2.1. Tens.....	4
2.1.1. Tens Çeşitleri	5
2.1.2. Tensin Uygulama Modları.....	5
2.1.2.1. Geleneksel Mod	6
2.1.2.2. Alçak Frekanslı (Akapuntur Benzeri) Mod.....	6
2.1.2.3. Burst Modu	7
2.1.2.4. Kısa Yoğun Mod.....	8
2.1.2.5. Modülasyonlu Mod	8
2.1.2.5.1. Değişken Modülasyonlu Akımlar	9
2.1.3. Endikasyonlar.....	10
2.1.3.1. TENS'in Ağrı Etki Mekanizmaları	10
2.2. Uygulama Tekniği	15
2.3. Kontrendikasyonları	16
BÖLÜM 3	17
TASARLANAN CİHAZ DEVRE BİLGİLERİ	17
Çalışma Prensibi.....	18

Devre Bilgileri.....	19
Besleme Ünitesi	20
Gerilim Yükseltme Ünitesi.....	20
Kare Dalga Ünitesi.....	21
Osilatör Ünitesi	21
Çıkış Ünitesi.....	22
BÖLÜM 4.....	24
RÖPORTAJ	24
BÖLÜM 5.....	25
DEĞERLENDİRME	25
5.1. Avantajları.....	25
5.2. Dezavantajları	25
BÖLÜM 6.....	26
SONUÇ	26
KAYNAKÇA.....	27
EKLER	29
PIC YAZILIM PROGRAMI.....	29
PIC 1	29
PIC 2	48

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 2.1 :Eğimli frekans stimilasyonu	9
Şekil 2.2 : Frekans modülasyonu	9
Şekil 2.3 : Tekrarlayan tek yönlü doğru akım	9
Şekil 2.4 : Sinyal süresi bloğu	9
Şekil 2.5 : Genlik modülasyonu	9
Şekil 2.6 : Genlik modülasyonunun oluşturduğu frekans modülasyonu	9
Şekil 2.7 : Genlik modülasyonunun oluşturduğu frekans modülasyonu	10
Şekil 2.8 : Sinyal katarı	10
Şekil 2.9 : Çift yönlü akım	10
Şekil 2.10 : Dorsal boyutta presinaptik inhibasyon	12
Şekil 2.11 : Desandan inhibasyon “Santral etkilenme”	14
Şekil 2.12 : Endorfinler ve ACTH yoluyla modülasyon	15
Şekil 2.13 : Amputelerde fantom ağrısına TENS uygulaması.	15
Şekil 3.2 : Tasarlanan tens cihazı devre şeması	19
Şekil 3.2.1 : Devre blok şeması	19
Şekil 3.3 : Besleme ünitesi devre şeması	20
Şekil 3.4 : Gerilim yükseltme ünitesi devre şeması	20
Şekil 3.5 : Kare dalga ünitesi devre şeması	21
Şekil 3.6 : Osilatör ünitesi devre şeması	21
Şekil 3.7 : Çıkış devre şeması	22

SEMBOL LİSTESİ

mA	: Mili Amper
ms	: Mili saniye
f	: Frekans
Hz	: Hertz
μsn	: Mikro saniye
V	: Volt

FİZİK TEDAVİ YÖNTEMLERİ VE TENS TASARIMI

ÖZET

Bu çalışmada, öncelikle elektrik enerjisiyle uygulanabilen fizik tedavi yöntemleri ve her yöntemin vücut üzerindeki etkileri incelenmiş; özellikle elektroterapi de yaygın olarak kullanılan transkütan elektrik stimülasyonu (TENS) cihazı üzerinde durulmuştur.

Çalışmanın pratik kısmında ise bir TENS cihazı tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan cihazın benzerlerinden farkı ve ortaya koyulan yenilik; Tens'in kullanımı kolay düşük maliyetli herkesin kullanımına uygun programlamaya ihtiyaç duyulmadan entegreler ile uzun ömürlü bir cihaz tasarlanmıştır. Cihazın iki farklı akım modülasyonlarının yer aldığı Mod tuşu ile iki ayrı modu mevcuttur. Zamanlayıcı sayesinde istenilen mod sıfırdan başlayarak yirmişer dakika artarak bir saate kadar ayarlanabilir, ayarlanan süre sonunda uygulama kendiliğinden sona ermektedir.

Anahtar Kelimeler: Fizik tedavi yöntemleri; elektroterapi; tens; fizik tedavi; elektrot.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Fizik tedavi, fiziksel vasıtaların tedavi amacıyla kullanılmasına verilen isimdir. Bu nedenle ısı, ışın, su, elektrik ve başka fiziksel büyüklükler ile tedavi de yirminci yüzyılın başlarında gerek Avrupa ve gerekse A.B.D. de fizik tedavi vasıtası kabul edilmiş ve kullanılmıştır. Fizik araçlar geliştikçe ve araştırmalar arttıkça insan organizmasına yaptıkları etkiler daha iyi anlaşılmış ve uygulama alanları abartıdan ve kuşkudan uzak daha sağlam temellere oturtulmuştur. Işından elektrik akımlarına, traksiyondan ultrason, masaj ve egzersize kadar birçok fizik araç FTR uzmanı hekimlerin endikasyon ve kontrollerinde uygulanmaya gelmiştir. Bununla birlikte, bu yüzyılın ilk yarısının sonuna doğru fizik tedavi, hekimlerin organizasyon ve yayınlarının adı olmaktan çıkmış, yerini fiziksel tıpa bırakmıştır.

Fiziksel tıp, tıbbi rehabilitasyonun önemli bir parçasıdır; fiziksel ajan ve tekniklerin yetersizlik ve bir dereceye kadar sakatlığın tanı ve tedavisinde kullanılması anlamına gelir. [1]

Fiziksel ajan ve tekniklerin bilimsel olarak yetersizlik ve sakatlıklara uygulanmasıyla hastanın psikolojik, sosyal ve mesleki problemleri azalacaktır. Fiziksel tıbbın tanı teknikleri denilince özellikle elektro fizyolojik incelemeler akla gelmelidir. Bu nedenle tıbbi rehabilitasyonla uğraşan her hekimin elektro fizyolojik incelemeler, özellikle de elektromiyografik incelemeler yapacak bir eğitim alması gereklidir [2].

Tedavide fizik vasıtaların kullanılması çok eskilere dayanır. İsa'dan seneler önce torpido balığının saldığı statik elektrik tedavi amacıyla kullanılmıştır. Grekçe elektron anlamına gelen kehribarın kumaşa sürtülmesiyle bir kuvvet elde edildiğinin farkına varılmış ve bu kuvvet İngiltere kraliçesi Birinci Elizabeth'in hekimi olan William Gilbert tarafından "De Magnete" isimli kitabında ilk defa "electricitas" şeklinde belirtilmiştir. Ancak elektrik enerjisinin tıbbi uygulamaya girmesi yıllar sonra gelişen elektrik üretme teknikleriyle olabilmıştır. On yedinci yüzyılda Otto von Guericke, sürtünme ile statik elektrik elde etmiş, bunu on sekizinci yüzyılda Benjamin Franklin hastalıkların tedavisinde kullanmıştır. Elektrik enerjisinin fizyoloji ve tedavide bilimsel kullanımının İtalyan Luigi

Galvani'nin çalışmaları ile on sekizinci asrın sonunda başladığı genellikle kabul edilmektedir. Volta, kendi adıyla anılan pili yapınca, doğru akım veren devamlı bir akım kaynağı elde etmiş oldu. Böylece, on dokuzuncu asırda, insan organizması üzerine elektrik akımının fizyolojik etkileri Du Bois Raymond, Duchenne, Erb, Faraday, D'Arsonval, Bourguignon gibi daha birçok araştırıcı tarafından incelenmiş ve bugün bile değerini koruyan elektro fizyolojik esaslar tayin ve tespit edilmiştir [3].

Görüldüğü gibi insan fizyolojisinde elektrik akımının öneminin saptanması ile elektriğin tedavide bilimsel olarak kullanılması Avrupa'da başlamıştır. Bu başlangıç on dokuzuncu yüzyılın sonlarında gerek tanı ve gerekse tedavi yönünden oldukça ileri seviyelere erişerek, çok geçmeden Amerika Birleşik Devletleri'ne de girmiştir. Yirminci yüzyılda elektrik enerjisinin daha kolay ve yaygın bir şekilde elde edilişi ve kullanılışındaki gelişmeler; fizik tedavide kullanılan ışın, ısı, mekanik tedavi araçları ile elektrik akım modifikasyonlarının elde edilmesi ve uygulanmasına çok büyük kolaylıklar getirmiştir.

Bu çalışmada öncelikle elektrik enerjisiyle uygulama imkânı bulan fizik tedavi yöntemleri ve her yöntemin vücut üzerindeki etkileri incelenmiş; özellikle elektro terapinin en kullanılışlı halini almış olan Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) cihazı üzerinde durulmuştur. Çalışmamın pratik kısmını ise TENS cihazı tasarımı oluşturmuştur. Tasarlamış olduğum cihazı benzerlerinden ayıran farklılık ve ortaya koyulan yenilik; Tens'in kullanımı kolay düşük maliyetli herkesin kullanımına uygun programlamaya ihtiyaç duyulmadan entegreler ile uzun ömürlü bir cihaz tasarlanmıştır. Cihazın iki farklı akım modülasyonlarının yer aldığı Mod tuşu ile iki ayrı modu mevcuttur. Zamanlayıcı sayesinde istenilen mod sıfırdan başlayarak yirmişer dakika artarak bir saate kadar ayarlanabilir, ayarlanan süre sonunda uygulama kendiliğinden sona ermektedir.

BÖLÜM 2

LİTERATÜR TARAMASI

Elektriksel stimülasyon, birçok hastalığın tedavi sürecinde fizik tedavi kombinasyonları içerisinde yer alır. Bununla birlikte, bu ajanın tek başına kullanımlarıyla etkinlik değerlendirmeleri her zaman doğru bir yaklaşım olmayabilir. Literatür incelendiğinde de, bu durumun neden olduğu yanıltıcı sonuçlar dikkati çekmektedir. Gerek akut, gerekse kronik ağrılı hastalıklarda, nöromüsküler elektriksel stimülasyonun klinik etkinliğini bildiren araştırmalar olduğu gibi aksi sonuç belirten çalışmalar da bulunmaktadır. Bununla birlikte derlemelerin hepsinin ortak görüşü, nöromüsküler elektriksel stimülasyonun optimal uygulama şekillerine yönelik araştırma yapılması gerekliliğidir. Mevcut araştırmalardaki veri eksikleri, bu alanda meta analiz yapmaya olanak sağlamamaktadırlar [11-12]. Kronik nonspesifik bel ağrılarında, fiziksel ajanlar ve rehabilitasyonun etkinliğini değerlendiren sistematik bir derlemede TENS'e de yer verilmiştir [13]. Farklı TENS modlarının kullanıldığı 7 çalışma analize alınmıştır. Derlemede, tek başına TENS'in bel ağrısında yararlı olmadığı ifade edilmiştir. Bu ifade, "bel ağrısında TENS etkisizdir" anlamına gelmemektedir. Fizyoterapistler, bel ağrılı hastalarını sadece TENS ile tedavi etmezler. Bel ağrısında medikal tedavilerin tek başına yeterli olmamasına benzer şekilde TENS de tek başına yeterli değildir. Analjezik etkisinden faydalanılarak, kombinasyon tedavileri içerisinde yer verilen bir ajandır. Önemli bir avantajı da, özellikle ileri yaştaki, medikal tedavinin tolere edilemediği, ciddi sistemik sorunları olan hastalarda analjezik etki sağlanmak istendiğinde, yan etkilerinin minimum olması yönü ile klinikte sıklıkla tercih edilebilmesidir. Analjezik etkisine ek olarak, elektriksel stimülasyonun kas gücü ve fonksiyonuna katkısı olduğunu bildiren çok sayıda araştırma vardır. İnme sonrası omuz subluksasyonunun önlenmesinde ve el bileği ekstansörlerinin kas gücünün artmasında erken uygulanan elektrik stimülasyonunun faydalı olduğu; fonksiyonel elektrik stimülasyonu uygulamasının ise yürüme hızını arttırdığı ve kas gücünü tekrar kazanmaya yardım ettiği gösterilmiştir [14-15].

2.1. Tens

Bundan 50 yıl kadar önce elektro terapinin, fiziksel tıbbın neredeyse temel direği konumunda olduğunu, bir dönem branşımızın “fizik ve elektrik tedavileri” olarak adlandırılmasından anlıyoruz. Hemen her yöntemin ilk ortaya konduğu aşamada olduğu gibi, Elektroterapi de bir süre çok büyük beklentilerin kaynağı olmuştur. Daha sonra söylenen etkilerin ispatlanamaması ya da büyük beklentilere cevap verememesi, elektroterapinin değer kaybına, küçümsenmesine, hatta plasebo uygulamalarına eş tutulmasına yol açmıştır. 1980’lerden sonra ise, gerek TENS ile ABD’de elektro terapinin adeta yeniden keşfi, fonksiyonel noromusküler stimilasyon (FNS) yöntemlerinin geniş bir kullanım alanı kazanması; gerekse önce elektronikte sonra bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle, elektroterapi cihazlarının boylarının küçülmesi, taşınabilir hale gelmeleri ile kolay kullanımları ile elektroterapi; tıbbın hemen her alanında uygulanır olmakta ve hatta hastaların kendi kendilerine uygulayabileceği bir hale gelmektedir. Gelişmeler gelecekte elektroterapi uygulamalarının da tıpkı farmakoterapi gibi, tüm klinik dalların ortak kullanımına gireceğini düşünmektedir. Şimdiden ağrı tedavisi için anestezide, onkolojide, obstetrikte bu cihazların kullanımı rutine girmiştir.

1960’lı yılların ortalarında medulla spinalise implante edilen elektrotların, deri üzerinden simülasyonu ile aneljik yaratmak için geliştirilen bu yöntemin, daha sonra klasik alçak frekanslı akımlarınkine benzer endikasyonlar gösterdiği gözlenmiştir. Adeta, alçak frekanslı elektro terapi yöntemlerinin Anglosakson ülkelerinde, özellikle Amerika’da kabul görmesini sağlamıştır. Diğer yandan, bu yöntemleri eskiden beri uygulayan kıta Avrupa’sına daha geniş ve esnek bir bakış açısı kazandırmıştır. Yöntem hala transkütan elektriksel sinir stimülasyonu anlamına gelen ilk adını, artık o anlamda anlaşılmasa da, korumaktadır. Transcutaneous(T) Electrical(E) Nerve(N) Stimulation(S).

Yöntemin avantajı, klasik alçak frekanslı elektro terapi yöntemleri gibi, sabit bazı parametrelerle çalışılmasındandır. Frekansı 10-200Hz Arasında, darbe süresi 0,05 - 0,5 ms arasında değişmekte, akım şiddeti 50mA’e kadar çıkabilmektedir. Bu arada hasta, kendisine en etkili aneljik etkiyi deneyerek, sınavarak bulabilmektedir. Akım şekli

dörtgen monofazik, dörtgen bifazik veya basit kondansatör deşarjı şeklinde olabilmektedir.

Cihaz birden fazla çıkışa sahip olabilmektedir, böylece birden fazla elektrot çiftinin kullanımıyla aynı anda birden fazla alan tedavi edilebilmektedir. Cihazların pille çalışabilmesi, cepte taşınacak ticari şeklinin olması, şehir cereyanına bağımlılığı ortadan kaldırmaları, küçük cihazların fiyatlarının düşüklüğü, hastalara kendi kendine TENS cihazı kullanma imkânı sağlamaktadır.

Uyarı özelliklerindeki farklılıklara göre TENS'i sınıflandırmak mümkündür. Konvansiyonel, akupunktur benzeri, yüksek yoğunluklu ardıl darbeleri, kısa şiddetli. [4]

2.1.1. Tens Çeşitleri

Klinik tipi tens cihazı: Taşınamaz 220V şehir şebeke gerilimi ile çalışır, 4, 6, 8, birbirinden bağımsız kanallı modelleri mevcuttur.

Taşınabilir tens cihazı: Taşınabilir 9V pil ile çalışmaktadır, tek kanallı veya iki kanallı modelleri mevcuttur.

2.1.2. Tensin Uygulama Modları

Tensin değişik modları her biri farklı ağrı modülasyonları sağlayan değişik parametre ayarlarına sahiptir. Akım parametreleri büyüklük, frekans ve sinyal süreleridir. Günümüzde 5 mod (veya teknik) bulunmaktadır ve bunların özellikleri Tablo 2.1.2'de gösterilmiştir.

Tens modu	Frekans (Hz)	Sinyal süresi (µsn)	Genlik (mA)
Geleneksel	50-100	40-75	10-30
Akupunktur benzeri	1-4	150-250	30-80
Burst	70-100	100-200	30-60
Kısa yoğun	100-150	150-200	30-80
Modülasyon	Modülasyonlu akım		

Tablo 2.1.2 TENS'in uyarı özelliklerine göre sınıflandırılması

2.1.2.1. Geleneksel Mod

Geleneksel veya yüksek frekanslı TENS her türlü ağrılı durumlarda uygulanabilir ama genellikle ani gelişen durumlarda ve operasyon sonrasında uygulanır. Alt-motor uyarımı rahattır ve iç organlardan beyne giden sinirlerin uyarılmasını sağlar. Ağrı kesici özelliği omurga kapı mekanizmasına göreler. Yüksek frekanslı, kısa akım geçiş süreli orta şiddette akımlar şeklide uygulanan bu modalite kas kontraksiyonu oluşturmaksızın paresteziye neden olmaktadır. 15 dakika içinde ortaya çıkan analjezik etki 30 dakika ila 2 saat kadar devam etmekte, bazen bu süre daha da uzun olabilmektedir.

Başlıca kalın çaplı A Alfa, A Beta, A Gamma liflerini uyaran konvansiyonel TENS'in etkisi periferik düzeyde kapı kontrol teorisi ile açıklanmaktadır. Kullanım alanları ve kullanılmayan alanlar şunlardır.

Kullanım Alanları : Ağrılı her durumda özellikle kasılmanın ağrı yaptığı ve kasılma olmaması gerektiğinde, ani yaralanmalarda buz, elevasyon ve kompresyon ile birlikte, ameliyat sonrası ağrı azaltmada.

Kullanılmayan Durumlar : Ön boyunda, uyarının karotid sinüsün aktive olmasına ve farinjeal adelelerin kasılmasına sebep olduğunda, aritmilerde ve miyokardial (kalp kası ile ilgili) problemler olduğunda.

Uygulama : Ünite de şu parametreler bulunmalıdır;
Sinyal süresi : 10 µsn'den az
Sinyal yoğunluğu : Saniyede 60-100 darbe
Büyükölük : Ağrı sinirlerinde güçlü alt motorda düşük

Teorik olarak, tedavi 24 saat sürebilir. Fakat hastanın 30 dakikalık süre boyunca uygulaması ve ağrının azalıp azalmadığını kontrol etmesi istenebilir. Eğer ağrı azalmıyor ise elektrot yerleri rehabilitasyon sürecini etkilemeyecek şekilde düzeltilmelidir.

2.1.2.2. Alçak Frekanslı (Akapuntur Benzeri) Mod

Alçak frekanslı TENS akapuntur ve akapunturun sağladığı ağrı azaltıcı özellik ile eşittir. Bu mod daha sağlıklıdır ve kronik ağrıları azaltmak, akapuntur noktalarını uyarmak amacı ile kullanılır. Endojenit opietlerin salgılanmasını sağlayarak daha uzun süreli ağrı kesilmesi özelliği sağlar. Düşük frekanslı, uzun akım geçiş süreli ve yüksek şiddette akımlar veren akupunktur benzeri TENS parestezi meydana getirmeksizin gözle görülür

ritmik kas kontraksiyonları oluşturmaktadır. Etkisinin başlama süresi 30 dakika olup 2-6 saat gibi uzun bir analjezi sağlayabilmektedir. İnce çaplı A delta ve C liflerini uyaran bu modalitenin santral ve nörohumal mekanizmalar üzerinden etki gösterdiği düşünülmektedir. Kullanım alanları ve kullanılmayan alanlar şunlardır;

Kullanım Alanları : Ağrı (hasta adale kasılmasından rahatsız olmadığı), akapunktur noktalarının uyarılması, adale spazmı.
Kullanılmayan Alanlar : Ön boyunda, uyarımın karotid sinüsün aktive olmasına ve farinjeal adalelerin kasılmasına sebep olduğunda, aritmilerde ve miyokardial (kalp kası ile ilgili) problemler olduğunda.
Uygulama : Aşağıdaki parametreler kullanılır;
Sinyal süresi : 200-300 μ sn.
Sinyal yoğunluğu : Düşük, saniyede 2-4 darbe
Büyüklik : Güçlü (gözle görülen kasılmalar olmalı fakat acı vermemeli)

Tedavinin geleneksel TENS tekniği ile başlatılması, ani bir ağrı dindirme elde edilmesi açısından önerilir. Ağrı azaldıkça ağrının dinme süresini ayarlamak için parametreler ayarlanmalıdır.

2.1.2.3. Burst Modu

Bu mod alçak frekanslı TENS'in etkinliği ile geleneksel TENS'in rahatlığını (hasta açısından rahatlık) birleştirmek amacıyla ortaya çıkmıştır. Yüksek yoğunluklu bir akım (saniyede 80-100 darbe) uyarıları paketler (2 saniyelik) veya bir başka deyişle yayılımlar halinde gönderecek şekilde bir çalışma döngüsünde çalıştırılmaktadır. Sinyaller ve taşıyıcı akımlar hissedilmez, alçak frekanslı TENS'den daha konforludur. Ağrı kesme mekanizması alçak frekanslı TENS ile aynıdır. Uyanım esnasında hem parestezi hem de ritmik kas kontraksiyonları oluşur. Etkisi 2-6 saat sürmektedir.

Uygulama : Aşağıdaki parametreleri kullanılır.
Sinyal süresi : Geniş 100-200 μ sn.
Sinyal yoğunluğu : Alçak, saniyede 2-4 darbe
Büyüklik : Güçlü (gözle görülür kasılmalar olmalı fakat ağrı vermemelidir)

2.1.2.4. Kısa Yoğun Mod

Bu moda hiperstimülasyon anagesiği denir (yüksek uyarımla ağrı kesme). Bunun nedeni ağrıtan bir sinyalin kontrol mekanizması üzerinden ağrı kesme amacıyla verilmesidir. Bu nöromodülasyon modu nokta uyarıcıları ile birlikte kullanılır ve sinyal büyüklüğü maksimum dayanılabilecek değerde olmalıdır. Pedin ufak çapta olması, hedef bölge veya sinir üzerine yüksek yoğunluklu akım gönderirken diğer bölgelerin can yakıcı bu sinyalden etkilenmemesini sağlar. Üniteler bir ohmmetre ile alt deri direncinin düşük olduğu tetikleme ve akapunktur noktalarını içeren bölgeleri bulabilecek şekilde dizayn edilebilir. Optimum düzeyde ağrı kesme için vücut nokta tablolarına başvurulabilir.

Kullanım	: Ağrılı durumlar. Akut ve kronik
Kullanılmayan Yerler	:Ön boyunda, uyarının karotid sinüsün aktive olmasına ve farinjeal adalelerin kasılmasına sebep olduğunda, aritmilerde ve miyokardial (kalp kası ile ilgili) problemler olduğunda.
Uygulama	: Aşağıdaki parametreler kullanılır.
Sinyal süresi	: 200µsn'den uzun(ideal olarak 1ms'nin üstünde lif uyarımı için)
Sinyal yoğunluğu	: Saniyede 100-150 darbe
Büyükük	: Dayanılabilecek kadar.
Nokta Bulunması	: Doğru noktaları bulmak için vücut ve akapunktur noktalarına başvurulur. Prosedür hastaya anlatılır, hasta toprak probunu elinde tutar. Deri taban direncini belirlemek üzere probun hassasiyeti ayarlanır. Ölü deriler ve yağ iletkenliği artırır. Prob tetikleme bölgesi üzerinde bastırılarak gezdirilir. Sesli bir sinyal veya deri direnci ibresinde ani sapma noktayı belli edecektir.
Uyarım	: Sıfırdan başlayarak hasta hissedene kadar yoğunluk artırılır. Akım derinin empedansını değiştireceğinden farklı bir durum ortaya çıkabilir. Klinisyen sinyal büyüklüğünü ve yoğunluğunu hızlı bir şekilde kontrol edebilmelidir. Her nokta 30 saniye uyarılır. Eğer aşırı hassas ise o nokta 60 saniye uyarılır.

2.1.2.5. Modülasyonlu Mod

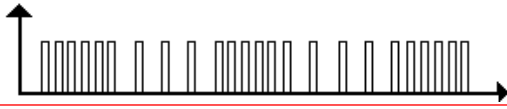
Sinir adaptasyonunu azaltmak için birbirine göre farklı birçok TENS modu akımla ilgili özellikler ayarlayarak elde edilebilir. Bu çeşitlilik sayesinde birçok değişik amaca yönelik çalışma yapılabilir. Bölüm 2.1.5.1'de çeşitli akım modülasyonları topluca verilmiştir.

2.1.2.5.1. Değişken Modülasyonlu Akımlar

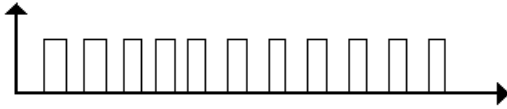
Şekil 2.1 – Şekil 2.9’da farklı akım modülasyonları gösterilmiştir. Bölüm 2.1 de farklı akım modülasyonları anlatılmış ve her birinin endikasyon ve kontrendikasyonlardan bahsedilmiştir.



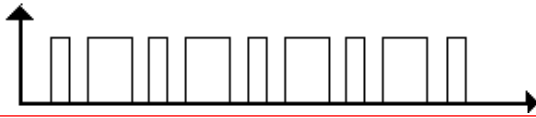
Şekil 2.1: Eğimli frekans stimülasyonu



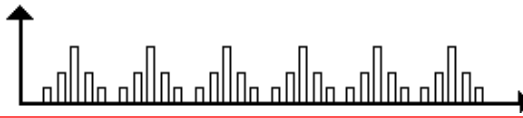
Şekil 2.2: Frekans modülasyonu



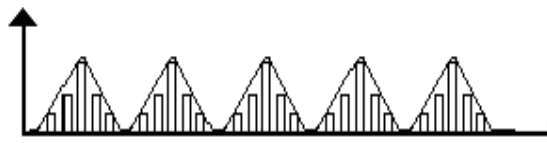
Şekil 2.3: Tekrarlayan tek yönlü doğru akım



Şekil 2.4: Sinyal süresi bloğu



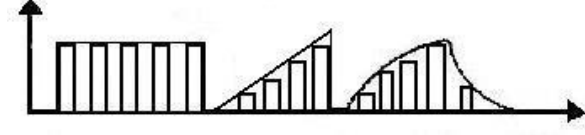
Şekil 2.5: Genlik modülasyonu



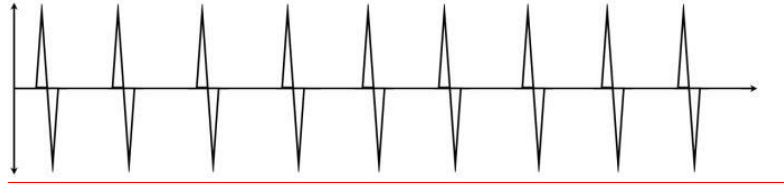
Şekil 2.6: Genlik modülasyonunun oluşturduğu frekans modülasyonu



Şekil 2.7: Üstel sinyal



Şekil 2.8: Sinyal katarı



Şekil 2.9: Çift yönlü akım

2.1.3. Endikasyonlar

TENS'in en büyük etkisi aneljik olmasıdır. Ancak, ağrıya yol açan kas spazmı ve enflamasyon üzerinde de bir ölçüde etkili olduğu öne sürülür. Akut ve kronik ağrılı durumlarda, özellikle postoperatif ağrıda etkilidir. Doğum ağrısını azaltır. TENS uzun süreli tedaviyi gerektiren kronik ağrılı durumlarda çok uygun bir tedavi yöntemidir. Onkolojik ağrılar, fantom ağrısı, kronik romatizmal ağrılarda etkilidir; kullanılması öğretildikten sonra hastanın tedaviyi evde sürdürebilme olanağı, yöntemin en önemli avantajlarından biridir. Alışkanlık yapmaması, hemen hiç yan etkisinin olmaması ile de yoğun aneljik kullanımının gerekli olduğu durumlarda ilaçlara göre büyük avantajlara sahiptir.

2.1.3.1. TENS'in Ağrı Etki Mekanizmaları

TENS ile ilgili araştırmaların çoğu bu elektroterapotik modalitenin klinik etkinliğinin oldukça yüksek olduğunu göstermekteyse de etki mekanizmaları konusunda hala tam bir

görüş birliğine varılabilmiş değildir. Yapılan çalışmalarda değişik görüş ve teoriler ortaya atılmış, kimi zaman birbiri ile çelişen sonuçlar bildirilmiştir [6].

Tüm bu araştırmalardan çıkan ortak sonuçların ışığında günümüzde en çok kabul gören görüşlere göre TENS'in ağrı modülasyon mekanizmaları başlıca üç seviyede incelenebilir.

Seviye : Periferik düzeyde "Kapı Kontrol Teorisi"
Seviye : Ağrı modülasyonunun santral mekanizmaları / santral etkileşim
Seviye : Endorfinler ve ağrı modülasyonu

Burada hatırdta tutulması gereken önemli bir nokta, bu seviyelerin birbirlerinden tamamen bağımsız olmadıkları ve ağrı modülasyonu esnasında karşılıklı etkileşimler gösterdikleridir [7].

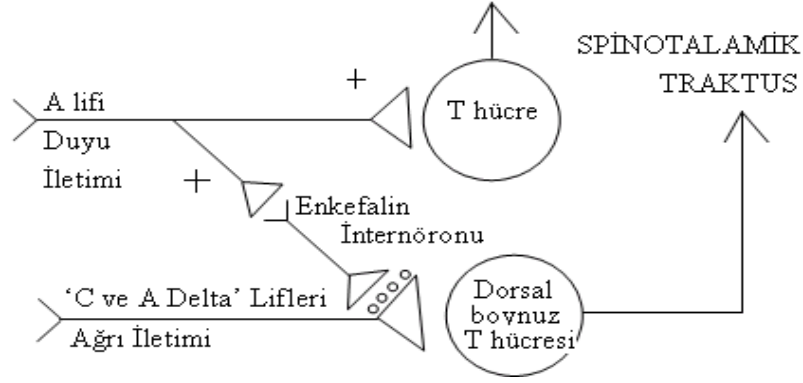
i. Seviye: Kapı Kontrol Teorisi

İlk kez 1965 yılında Melzack ve Wall adlı araştırmacılar tarafından ortaya atılan bu teori, üzerinde bazı modifikasyonlar yapılmış olmakla birlikte hala geçerliliğini korumakta ve TENS analjezisinin açıklanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Orijinal teori, medulla spinalis'in gri cevherinin arka boynuzundaki substantia gelatinosa'da (Lamina II) bir "kapı"nın ince çaplı afferent liflerin (nosiseptif) aktivitesi ile açıldığı ve kalın çaplı afferent liflerin (mekanoreseptif) aktivitesi ile kapandığı esasına dayanmaktadır. Şekil 2.10'' da görüldüğü gibi periferik stimülayonla oluşturulan darbeler başlıca üç sisteme iletilmektedir.

Substantia gelatinosa'daki hücreler

Beyne doğru projekte olan dorsal kolon lifleri

Bilginin beyne doğru iletilmesinde aracılık eden spinal kord transmisyon (T) hücreleri



Şekil 2.10: Dorsal Boyutta presinaptik inhibasyon

Bu teoriye göre:

Sinir impulslarının afferent liflerden spinal korddaki T hücrelerine iletimi dorsal boynuzdaki bir spinal kapanma mekanizması ile modüle edilmektedir

Spinal kapanma mekanizması kalın çaplı ve ince çaplı liflerin aktivitesinin göreceli miktarından etkilenmektedir: geniş çaplı liflerin aktivitesi iletimin inhibisyonuna (kapıyı kapayarak), ince çaplı liflerinki ise iletimin kolaylaştırılmasına (kapıyı açarak) yol açmaktadır.

Spinal kapanma mekanizması beyinden inen sinir darbelerinden etkilenmektedir

Geniş çaplı hızlı ileten liflerin oluşturduğu "santral kontrol sistemi" selektif kognitif işlevleri aktive etmekte, bu da inen yollar aracılığı ile spinal kapanma mekanizmalarının özelliklerini etkilemektedir. Bu hızlı iletim beyne hareket sistemi aktive olmadan önce, kendisine ulaşan duyu darbelerinin tanımlanması, değerlendirilmesi, lokalize edilmesi ve selektif olarak modülasyonu imkânı vermektedir.

Spinal kord transmisyon hücrelerinden çıkan darbeler kritik düzeye ulaşıncaya kadar ağrıya yanıt olarak verilen hareketlerin ve tecrübe ile kazanılmış davranışların ortaya çıkmasından sorumlu nöral bölgeleri uyarmaktadır [9].

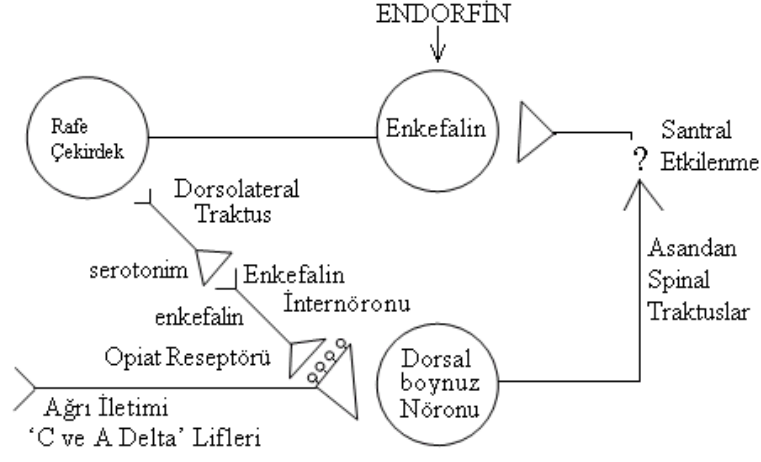
Kapı kontrol teorisi, ağrı ile uğraşan araştırmacılara yeni ufuklar açmış, bu konuda yürütülen çok sayıda çalışmadan elde edilen verilerle teori üzerinde bazı modifikasyonlar yapılmıştır. Nörofizyoloji alanındaki son çalışmalarla dorsal kolonda yeni internöron tipleri belirlenmiştir. Bu internöronlar "enkefalin" olarak adlandırılan nörotransmitterleri içermektedir. Opiat benzeri bir madde olan enkefalinde de opiatlarda olduğu gibi opiat reseptör bölgelerine bağlanan aktif terminaller bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar hızlı

iletken kalın çaplı A Alfa, Beta ve Gamma liflerinin kısmen de olsa enkefalin internöronlarını aktive ettiği, bu maddenin de P maddesinin salınımını ve C lifleri ile iletilen uyarıları presinaptik olarak inhibe etme özelliği olduğu ortaya koymaktadır. Enkefalin'in oldukça kısa bir yarılanma ömrüne sahip olması (BOS'ta ortalama olarak 45 saniye), ağrı tedavisinde en sık kullanılan modalite olan "yüksek frekanslı" veya konvansiyonel TENS'in kısa süren 30 dakika ila 2 saat analjezisini açıklar nitelikte olup, bu TENS modalitesinin etki mekanizmasının kapı kontrol teorisi ile açıklanabileceği görüşünü desteklemektedir.

ii. Seviye: Ağrı Modülasyonunun Santral Mekanizmaları

Beyin sapında dorsal boynuzlar veya asandan yollar üzerindeki sinapslardaki iletim üzerine güçlü baskılayıcı etkisi olduğu bilinen önemli bir inhibitör kontrol merkezi bulunduğu bilinmektedir. Başlıca periaquaduktal gri madde ve rafe çekirdeğinde lokalize olan bu bölgeler birer "santral etkilenme mekanizması" olarak işlev görmektedir, vücudun her bölgesinden gelen bilgileri spinal kord ve beynin tüm seviyelerine göndermektedir. Çoğunlukla ince çaplı miyelinsiz C liflerinin uyarılması ile aktive olan bu bölgeler endojen opiatların başlıca etki alanıdır. Rafe çekirdeği desandan kontrol sisteminin ana kaynağı olarak kabul edilmektedir. Bu çekirdek dorsolateral trakt yoluyla spinal kordun çeşitli düzeylerine doğru uzanan çok sayıda serotoninerjik nöron içermektedir. Bu nöronlar ince çaplı liflerin uyarılması veya opiat türü analjeziklerle uyarılmaktadır. Bu desandan inhibituar sistemin etkisini asandan sistemin ilk sinapslarının bulunduğu dorsal boynuzda enkefalin internöronlarının uyarılması yolu ile gösterdiği düşünülmektedir. Böylece bu santral mekanizma ile de presinaptik bir inhibisyon oluşmakta ağrı duyumu azalabilmektedir (Şekil 2.11).

TENS modaliteleri içinde akupunktur benzeri olarak ta adlandırılan ve yoğun uyarı vermesi nedeniyle bir "hiperstimülasyon analjezisi" metodu olan düşük frekanslı TENS in ağrı duyumunu ileten ince çaplı C liflerini uyararak biraz önce sözü edilen santral mekanizma yolu ile etki ettiği kabul edilmektedir [5].

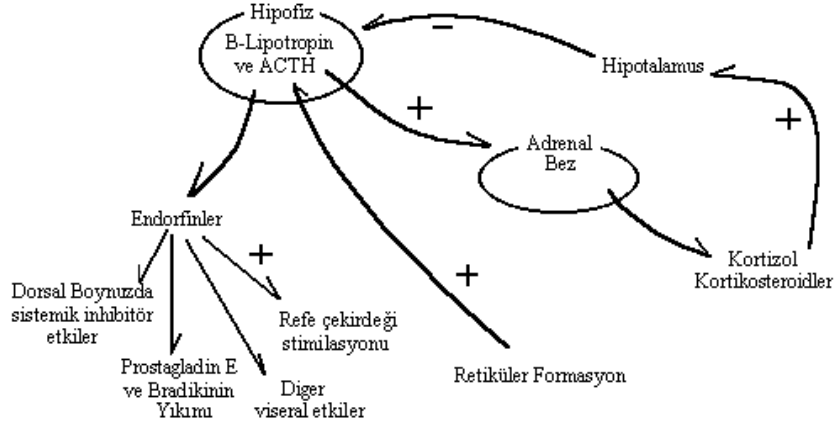


Şekil 2.11: Desandan inhibasyon “Santral etkilenme”

iii. Seviye: Endorfinler Ve Ağrı Modülasyonu

Son yıllarda endorfinlerin varlığının ortaya çıkarılması, bu maddelerin ağrı modülasyonundaki rolleri konusunda pek çok araştırmacıya yeni ufuklar açmıştır. Yapılan çalışmalar gerçekten de endorfinlerin ağrı modülasyonunda rol aldıklarını göstermekte, ancak bu etkinin karmaşık bir sistemin sadece bir parçası olduğunu vurgulamaktadır [10].

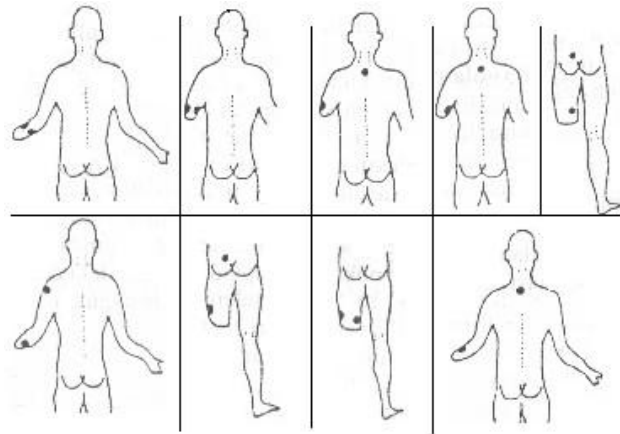
Endorfinler anterior pituituar bezde ACTH/ Beta lipotropin olarak bilinen büyük bir moleküler kompleksin yıkımı ile oluşurlar. Bu molekülün yıkımı sonucu beta endorfin, bazı enkefalin tipleri ve ACTH ortaya çıkmaktadır. Akupunktur benzeri TENS te olduğu gibi düşük frekanslı ve kas kontraksiyonu yapacak nitelikte yüksek şiddette elektroterapötik modaliteler endorfin yapımını artırmaktadır. Açığa çıkan endorfinler bir yandan kendi analjezik etkilerini gösterirken, diğer yandan desandan kontrol sistemini aktive eden rafe çekirdeğini uyararak santral düzeyi de etkilerler. Öte yandan endorfin prekürsörlerinin ACTH içermesi, alçak frekanslı TENS in analjezik etkisinin yanı sıra, kortikosteroid yapımını artırmak suretiyle antiinflamatuvar bir etkisinin de olduğunu göstermektedir. (Şekil 2.12)



Şekil 2.12: Endorfinler ve ACTH yoluyla modülasyon

2.2. Uygulama Tekniği

Yüzey elektrotları ile uygulanır. Elektrotlar karbon-silikon alaşımındadır. Elektrotlar ile deri arasındaki teması sağlamak için iletken jel sürülür. Elektrot yerleştirilirken tedavi edilmek istenen bölgenin anatomik ve fizyolojik özellikleri göz önünde tutulmalıdır. Bunlar, ağrılı noktalar, sinir trakesi, omurilik segmenti, sinir pleksusu, dermatom alanı olabileceği gibi tetik nokta, motor nokta ya da akupunktur noktasında olabilir. Şekil 2.13’de amputelerdeki fantom ağrısında TENS uygulama yerleri gösterilmiştir. Siyah noktalar elektrod yerlerini göstermektedir.



Şekil 2.13: Amputelerde fantom ağrısına TENS uygulaması.

Akım şiddeti ile elektrot yüzeyi birbirine ters oranda etkilidirler. Yüzeyi 10cm olan elektrotta akım şiddeti 0.5-2.0 mA'ı aşmamalıdır. Hastanın akıma toleransı en önemli kriterlerden biridir. Yanma hissi oluşturmamalıdır.

Genel bir kural olarak, akım şiddeti ne kadar düşük ise tedavi süresi o kadar uzun olmalıdır. Çoğunlukla süre 10-20 dakikadır.30 dakikayı aşmamalıdır. Göz üzerine uygulamalarda akım 1 mA'ı geçmemelidir.

Diadinamik akım uygulamalarında bazdaki doğru akım zor hissedilecek bir dozda olmalıdır 0.5-1 mA arası.

Çizgili Kas Ve Motor Noktalara Uygulama: Sinir lezyonu yoksa: Kabaran akım, neofaradik akımlarla uygulama yapılır (1 ms süreli, 50Hz frekanslı). Sinir lezyonu sonucu oluşan gevşek felçlerde: Ekspansiyel akım, şiddet/süre eğrisinden elde edilen değerlere uygun artış süresi ile uygulanmalıdır. Ara (poz) süresi darbe süresinin iki üç katı olmalıdır. Akım şiddeti motor uyarı eşiği ile paraleldir.

Parasempatik uyarı için: Olabildiğince düşük yoğunluklu ekspansiyel akım uyarılarından yararlanmalıdır. (0.5-1 mA) .Anot ağrı bölgesine, katot daha distale ya da dermatoma uygun olarak yerleştirilir; 20 Hz frekanslı ve 20 ms süreli akım uygulanır.

Sempatik uyarı için: 4-10 Hz frekanslı dikdörtgen şeklindeki darbeler uygulanır; katoda aktif elektrot olmalı, akım şiddeti duyu eşiğine göre ayarlanmalıdır. Sempatik inhibasyon için: 100Hz frekanslı ekspansiyel akım, 140Hz frekanslı dikdörtgen akım ya da diadinamik akım modülasyonlarında difaze fiks kullanılır [4].

2.3. Kontrendikasyonları

Elektronik pacemaker kullanan hastalarda bu cihazlarla alçak frekans stimülüslerinin karışma olasılığı nedeniyle TENS kontrendikedir. Yeterli kooperasyon gösteremeyen hastalarda ve deri duyarlılığının kaybolduğu hallerde etkinliğin saptanması ve doz ayarı mümkün olmadığından, tedavi uygulanamaz. Uygulama bölgesindeki cildin devamlılığının kaybolması halinde de uygulama mümkün değildir.

BÖLÜM 3

TASARLANAN CİHAZ DEVRE BİLGİLERİ

Tasarladığımız sistemde kullanılan entegreler yardımı ile iki farklı dalga şekli üretilmesi tercih edilmiştir. Bu farklı dalga şeklindeki akımların elektrotlar yardımı ile hastaya iletilmesi sağlanır. Burada entegre kullanılmasının amacı programlamaya ihtiyaç duyulmamasından dolayı maliyeti düşürmek ve ileride oluşabilecek program hatalarını önüne geçmektir.

Cihazda iki farklı akım şekli elde edildiği için dalga tiplerini seçebilmek için mod tuşu kullanılmıştır. Böylelikle hasta istediği dalga şeklinde cihazı çalıştırabilecektir. Kullanıcının dalga genliklerini ayarlayabilmesi için potansiyometre kullanılmıştır. Dalga şiddetini ayarlarken göz önünde bulundurması gereken durum elektrot bağlantı noktalarında analjezik etkiyi hissetmesidir. Bu etkiyi hissettiği noktada ayar butonunu sabitlemesi yeterli olacaktır.

Tasarımımızın diğer cihazlardan en büyük farkı elektrot ile deri arasındaki elektrik akımından oluşan ısıyı ölçerek hastaların zarar görebileceği sıcaklıklarda cihazın bunu ısı sensörü ile algılayarak programdan ayarlanmış sıcaklıkta cihazı kapatarak hastayı koruma özelliğidir. Böylelikle bu cihaz felç geçiren hastalarda sinirleri hasar görmüş hastalarda güvenle kullanılabilir.

Sistemde besleme girişi olarak dokuz volt kuru pil kullanılmıştır. Bu güç kaynağı sayesinde cihazımız iki yüz yirmi volt şehir şebeke gerilimine bağlı kalmadan çalışabilmekte ve istenilen yere taşınabilmektedir.

Cihazımız tasarlanırken kullanıcı tavsiyelerinden yola çıkılarak cihaz kullanımının basitleştirilmesi cihaz ayar tuşlarının kolay ulaşılabilir olması dikkate alınarak tasarlanılmıştır.

Diğer bir kullanıcı önerisi olarak standart cihazlarda Burst (atımlı akım), Constant (sürekli akım) ve Modulation (frekansın sürekli değiştiği durumlar için) gibi üç mod bulunduğu ancak modulation modunu hiç kullanılmadığını söylemiştir. Bu yüzden cihaz kullanımını basite indirmek amacı ile modulation modu çıkartılarak cihaz iki moda tasarlanılmıştır.

Çalışma Prensibi

TENS deri aracılığı ile çevre sinirlerinin uyarılması olarak da açıklanabilir. Tens cihazının tedavi için kullanılma amacı ise ağrıları hafifletmek veya ortadan kaldırmaktır. Vücuda bu elektriksel uyarıları verdiğimizde beynin salgıladığı endorfin hormonu doğal acı yok edici madde olarak devreye girerek acının azaltılması yada giderilmesini gerçekleştirir.

Tasarladığımız sistemde kullanılan entegreler yardımı ile iki farklı dalga şekli üretilmesi tercih edilmiştir. Bu farklı dalga şeklindeki akımların elektrotlar yardımı ile hastaya iletilmesi sağlanır.

Dalga tiplerini seçebilmek için mod tuşu ve dalga genliklerini ayarlayabilmek için potansiyometre kullanılmıştır.

Sistemde besleme girişi 9V kuru pil kullanılmıştır. Bu güç kaynağı sayesinde cihazımız 220V şehir şebeke gerilimine bağlı kalmadan çalışabilmekte ve istenilen yere taşınılabilmektedir.

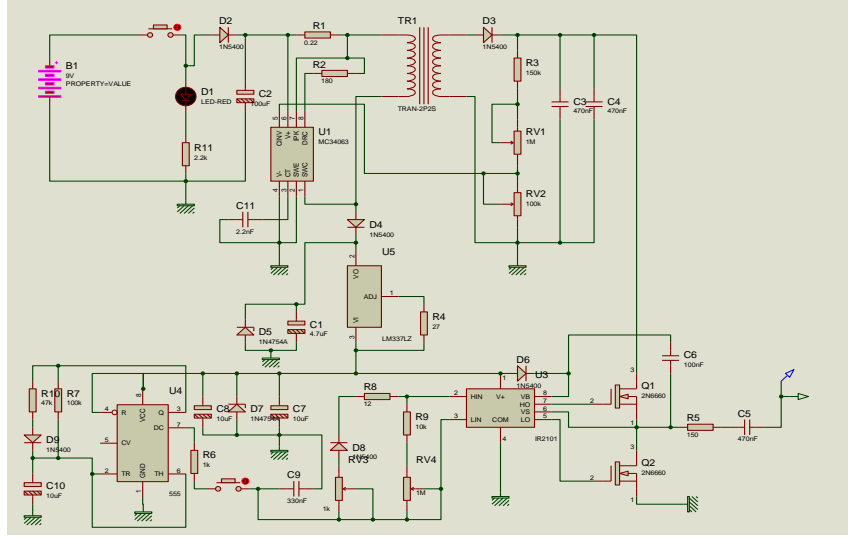
Kullanıcı tavsiyelerinden yola çıkılarak cihaz kullanımının basitleştirilmesi cihaz ayar tuşlarının kolay ulaşılabilir olması dikkate alınarak tasarlanılmıştır.

Diğer bir kullanıcı önerisi olarak standart cihazlarda Burst (atımlı akım), Constant (sürekli akım) ve Modulation (frekansın sürekli değiştiği durumlar için) gibi üç mod bulunduğu ancak modulation modunu hiç kullanılmadığını söylemiştir. Bu yüzden cihaz kullanımını basite indirmek amacı ile modulation modu çıkartılarak cihaz iki moda tasarlanılmıştır.

Tasarımımızın diğer cihazlardan en büyük farkı elektrot ile deri arasındaki elektrik akımından oluşan ısıyı ölçerek hastaların zarar görebileceği sıcaklıklarda cihazın bunu ısı sensörü ile algılayarak programdan ayarlanmış sıcaklıkta cihazı kapatarak hastayı koruma özelliğidir. Böylelikle bu cihaz felç geçiren hastalarda sinirleri hasar görmüş hastalarda güvenle kullanılabilir.

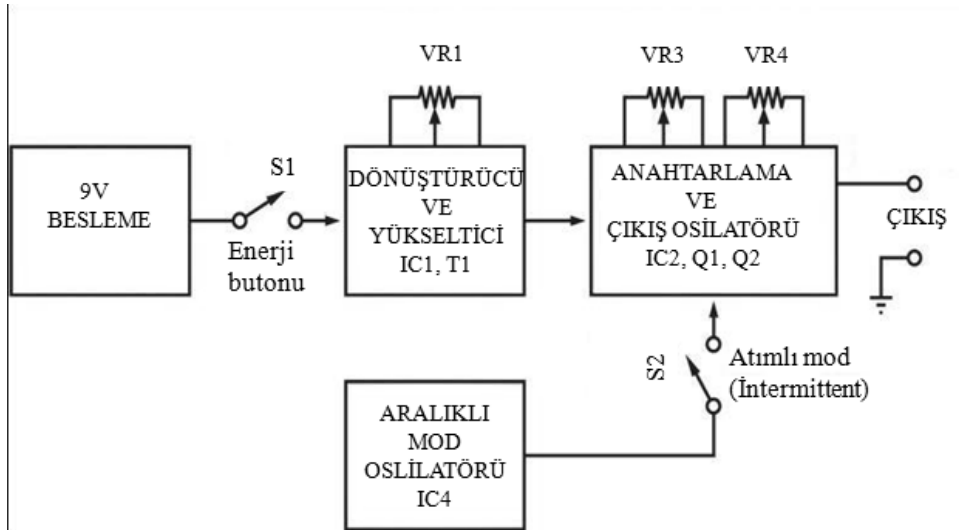
Devre Bilgileri

Tasarlanan tens cihazı devre şeması. Bu şema tasarlanan tens cihazının bütün devre elemanlarının gösterimidir.



Şekil 3.2: Tasarlanan tens cihazı devre şeması

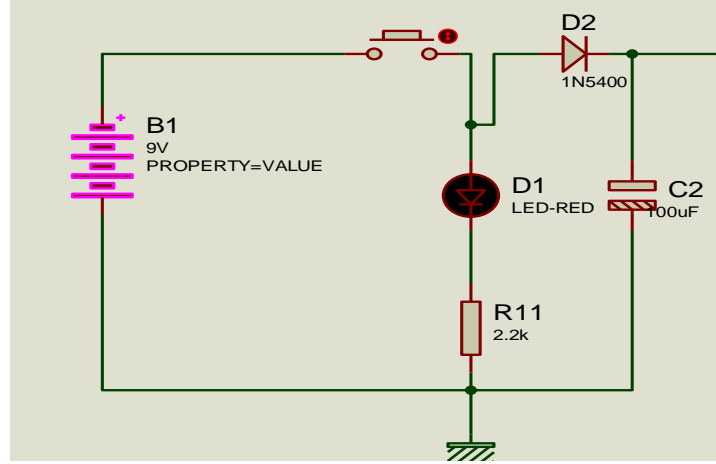
Devre şeması bilgisayar ortamında elektronik devre tasarlama programlarından Proteus 8 Professional adlı programdan yararlanılarak çizilmiştir. Bu çizimden sonra baskı devre şekli çizilip baskı devre yöntemleri ile plakete aktarılarak proje hayata geçirilmiştir. Tasarlanan devrenin blok diyagramı beş ana kısımdan oluşmaktadır. Blok diyagram şekil 3.2.1' de gösterilmiştir.



Şekil 3.2.1: Devre blok diyagramı

Besleme Ünitesi

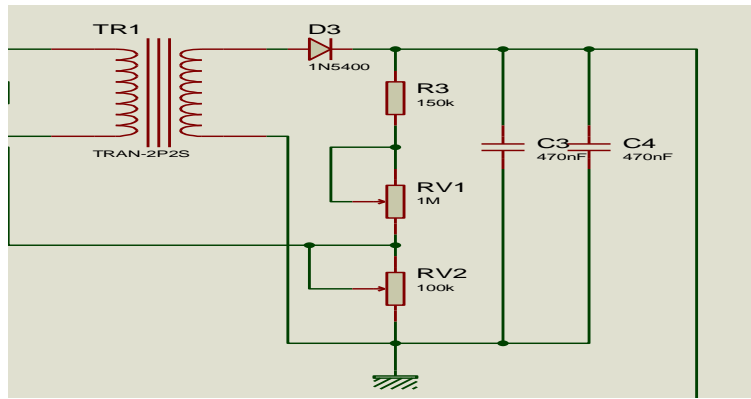
Cihazın beslemesini sağlayan pil cihaza güç sağlamaktadır ve cihazın on off durumunu gösteren led kullanılmıştır. Gerilimin tek yönlü olmasını sağlamak için diyot, gerilim dalgalanmalarını önlemek için kondansatör kullanılmıştır. Besleme ünitesi detaylı bir şekilde, şekil 3.3’de gösterilmiştir.



Şekil 3.3: Besleme ünitesi devre şeması

Gerilim Yükseltme Ünitesi

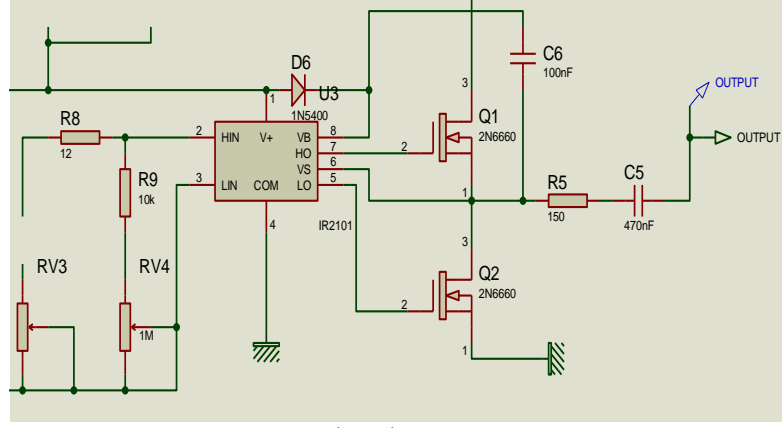
TR1 trafosunun primer sargısına girilen voltaj sekonder sargısından yükseltilerek çıkar. Bu aşamada pil voltajı yükseltilmektedir. Burada yükseltilen voltaj trimpotlar ile ayarlanabilmekte ve kondansatörler tarafından sabitlenmektedir. Gerilim yükseltme ünitesi ve elemanları şekil 3.4’de gösterilmektedir.



Şekil 3.4: Gerilim yükseltme ünitesi devre şeması

Çıkış Ünitesi

Tedavi için uygulanacak olan frekansı kaslara aktaran bölümdür. Bu bölümde IR2155 entegresi kullanılmıştır. Çıkış devre şeması şekil 3.7’de gösterilmiştir.



Şekil 3.7: Çıkış devre şeması

BÖLÜM 4

RÖPORTAJ

Yakın Doğu Üniversitesi Hastanesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Bölümdeki Fizyoterapist Gözde ŞAHİN'LE yaptığımız görüşmede projemizi ayrıntılı bir şekilde anlattık. Gözde hanımın projemizle ilgili tüm sorularımıza cevap verebileceğini ve her hangi bir kaynak konusunda bize yardımcı olabileceğini söyledi. Tens cihazını kullanırken ne gibi sorunlar yaşadığını ve cihazın hangi özelliklerinin geliştirilmesi gerektiği hakkındaki düşüncelerini sorduk. Gözde hanım bize cihazın modulation modunun kullanılmadığını diğer iki modun yeterli olduğunu söyledi. Bizim hasta güvenliği için düşündüğümüz bir fikrimiz olduğunu söyledik ve olumu olup olmayacağını sorduk. Fikrimiz tens cihazının uyguladığı elektrik akımlarından dolayı bazı hastalarda uygulama bölgesinde yanmalar meydana gelebiliyor bunun önüne geçebilmek için elektrot ile doku arasına ısıölçer koyarak doku için zararlı ısı seviyelerinde cihazın kapatılmasını sağlayarak dokuyu korumaya çalışmak istediğimizi söyledik. Gözde hanım bunun iyi bir fikir olduğunu ve bunun uygulanmasını yararlı gördüğünü söyleyerek bize destek verdi ve bizi bilirkişi olarak cesaretlendirdi. Gözde hanım Yakın Doğu Üniversitesi Hastanesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Bölümde Fizyoterapist olarak çalıştığı için projemiz olan TENS cihazına oldukça hâkim ve kullanım konusunda oldukça deneyimliydi. Gözde hanım cihazın avantaj ve dezavantajlarını kullanıcı gözü ile ortaya koyup projemizi geliştirmemize yardımcı oldu. Gözde hanımla yapılan bu röportajda projemizde büyük etki etmiş ve yarar sağlamıştır.

BÖLÜM 5

DEĞERLENDİRME

5.1. Avantajları

- Cihaz kullanıcı yorumlarına göre tasarlanmıştır.
- Kullanımı kolay.
- Ayar düğmeleri kolay ulaşılabilir.
- Güç kaynağı 9V pil olduğu için rahatlıkla her yere götürülebilir.
- Maliyet düşük. İhtiyacı olan her hastanın rahatlıkla alabileceği ve kolaylıkla kullanımını öğrenebileceği basit ve faydalı bir cihazdır.
- Doku hasarlarına karşı ısı sensörü ile doku elektrot arası doku sıcaklığını algılayıp zararlı olabilecek ısı sınırında cihazı otomatik kapatarak hastayı koruma.

5.2. Dezavantajları

- Tek kanallı olması
- Pil durumunun gözlenememesi ve pil değişimi gerektirmesi
- İki farklı mod'a sahip olması.

BÖLÜM 6

SONUÇ

Tasarladığımız cihazın piyasadaki cihazlardan en büyük farkı ısı kontrolü ile hasta korumasıdır. Tedavi esnasında hastayı cihazların her türlü tehlikelerinden korumak çok önemlidir bu yüzden bu fark çok önemli bir farktır. Ayrıca bu cihazın taşınabilir ve maliyetinin düşük olması her an hepimizin yaşadığı ağrı sorunlarına ilaç tedavisine alternatif olarak bu cihazların kullanılması bizi ilaçların yan etkilerinden koruyacaktır. Bu cihazın diğer bir avantajı ise fizik tedavi merkezlerine bağımlı kalmadan istenilen her yerde kullanılabilmesidir. Gelecekte teknoloji daha da ilerledikçe bu cihazlar çok daha küçük boyutlarda yapıp kablosuz elektrotlar sayesinde kablolardan kurtularak elektrotları evde yerleştirip çıkıp tedaviye istediğimiz an istediğimiz yerde başlayabiliriz.

KAYNAKÇA

- [1]. Köroğlu, E., 1987. Sağlık Mevzuatımız. Hacettepe Yayın Birliği, Ankara, s.216
- [2]. Shahani,B.T.,1993 Rehabilitation medicine, A physiological approach to diagnosis and treatment, The 9th European Congress of PMR, Ghent, Belgium, June 01-04, p.39.
- [3]. etinyalın, İ.,1970. Fiziktedavi ve Rehabilitasyon, I Fiziktedavi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları, İstanbul
- [4]. Ersek, R. A., 1981. Pain Control with TENS, Principles and Practice, Warren H. Green Inc., Missouri
- [5]. Lampe, G. N., Mannheimer, J. S.,1984. Stimulation characteristics of TENS, In: Clinical Transcutaneous electrical nerve stimulation, Davis Company, Philadelphia. 199-218.
- [6].Hansson, P., Ekblom, A., Thomsson, M. and Fjellner, B.,1986. Influence of naloxone on relief of acute oro-facial pain by transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) or vibration, Pain,24, 323-329.
- [7]. Hield, P., Struppler, A. and Gessler, M.,1979. Local analgesia By percutaneous electrical stimulation of sensory nerves,Pain, 7, 129-134.
- [8]. Wall, P. D.,1978. The gate control theory of pain mechanisms: a reexamination and re-statement, Brain, 101, 1-18.
- [9].Erdine, S.,1987. Transk tan sinir stimülasyonu, Ağrı Sendromları ve Tedavileri, Nobel Tıp Kitabevi, 232-237.

- [10]. Higgins, J. D., Tursky, B. and Schwartz, 1971. Shock-elicited pain and its reduction by concurrent tactile stimulation, *Science*, vol.174, 866-867
- [11]. Walsh DM, Howe TE, Johnson MI, Sluka KA. Transcutaneous electrical nerve stimulation for acute pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2009:CD006142
- [12]. Rutjes AW, Nüesch E, Sterchi R, Kalichman L, Hendriks E, Osiri M, et al. Transcutaneous electrostimulation for osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev* 2009:CD002823
- [13]. van Middelkoop M, Rubinstein SM, Kuijpers T, Verhagen AP, Ostelo R, Koes BW, et al. A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *Eur Spine J* 2011;20:19-39.
- [14]. Ada L, Foongchomcheay A. Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke: a meta-analysis. *Aust J Physiother* 2002;48:257-67.
- [15]. Glanz M, Klawansky S, Stason W, Berkey C, Chalmers TC. Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:549-53.

PIC YAZILIM PROGRAMI**PIC 1**

```
#include <16F877A.h>
#device adc=8
#fuses HS,NOWDT,PUT

#use delay(clock=12000000)
#use rs232(baud=9600,parity=N,xmit=PIN_D5,rcv=PIN_D6,bits=8)
#include <lcd420.c>
#include <ds18b20.c>
int i=0;
int b=0;
int zmn=1;
int menu=0;
int16 sayici1=0;
int16 sayici2=0;
int16 sayici3=0;
int16 sayici4=0;
int16 sayici5=0;
int16 sayici6=0;
int16 sure=0;
int deger=70;
float sck;
float sck2;
#separate
void toplamsure(void)
{
sck2=ds1820_read();
printf(lcd_putc,"\fTEDAVi BiTTi");
```

```

printf(lcd_putc,"\nSSURE
:%ld%ld:%ld%ld:%ld%ld",sayici1,sayici2,sayici3,sayici4,sayici5,sayici6);
printf(lcd_putc,"\nAYARLANAN :%d DAKiKA ",zmn);
printf(lcd_putc,"\nSICAKLIK:%3.1f%cC",sck,223);
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
delay_ms(1000);
if((zmn*60>sure)&&(deger>sck2))
{
b;
i;
menu=0;
}
}
#separate
void sayim(void)
{
sayici6++;
sure++;
delay_ms(1000);
}
#separate
void derece(void)
{
sck=ds1820_read();
sck2=sck;
}
#separate
void ayar(void)
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;

```

```

sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);
b++; //bolum sonu
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
while(b==1)
{
printf(lcd_putc,"\f ZAMAN :\n%d DAKiKA ",zmn);
delay_ms(10);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);
b++; //bolum sonu
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(input(pin_A3)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
zmn=zmn+1;
delay_ms(10);

```

```

while(input(pin_a3)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(input(pin_A5)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
zmn=zmn-1;
delay_ms(10); //bolum sonu
while(input(pin_a5)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}

if(zmn>100)
{
zmn=1;
}
}
while(b==1) //i=4 ise kısa yogun etki dalga sekli
{
printf(lcd_putc,"\f SICAKLIK AYARI"); //lcd de 1. satira menu 1 yazdırıldı
printf(lcd_putc,"\nSICAKLIK:%d.00 C",deger);
delay_ms(5);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
b++;
delay_ms(50); //bolum sonu
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
}

```

```

}
}
if(input(pin_A3)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
deger=deger+1;
delay_ms(10);
while(input(pin_a3)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(input(pin_A5)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
deger=deger-1;
delay_ms(10); //bolum sonu
while(input(pin_a5)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(deger>100)
{
deger=30;
}
if(deger<30)
{
deger=100;
}
if(b>3)
{
b=0;
}

```

```

}
}
void main()
{
lcd_init();
printf(lcd_putc,"\f Biyomedikal Bolumu");
printf(lcd_putc,"\n  ALi ELATAS ");
printf(lcd_putc,"\n  BARIS SAKACI");
printf(lcd_putc,"\n  BURAK DANACI ");
delay_ms(5000);
while(true)
{
derece();
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
printf(lcd_putc,"\f1. Akim Tipi Sec ?");
printf(lcd_putc,"\n2. Sure Ayarla ?");
printf(lcd_putc,"\n3. Sicaklik Ayarla ?");
printf(lcd_putc,"\nSICAKLIK:%3.1f%cC",sck,223);
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
delay_ms(50);
if(input(pin_A0)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i++; //bolum sonu
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değışkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç

```

```

}
}
while(i==1) //i=1 ise konvansiyonel dalga sekli
{

lcd_putc("\fKonvansiyonel\n 60 Hz / 100 µs ");
printf(lcd_putc,"\nZMN                                     :
%ld%ld:%ld%ld:%ld%ld",sayici1,sayici2,sayici3,sayici4,sayici5,sayici6);
printf(lcd_putc,"\n SICAKLIK:%3.1f%cC",sck,223);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);
b=0;
ayar(); //bolum sonuwhile(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa
programı kısır döngüye alıyoruz ki butona her basışta menu değışkeninin içeri 1 artsın
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değışkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(b==3)
{
output_high(pin_D0);
sayim();
}
if((zmn*60==sure)||(sck>deger))
{
menu=1;
delay_ms(5);
}
if(sayici6>9)
{

```

```
sayici5++;
sayici6=0;
}
if(sayici5>5)
{
sayici4++;
sayici5=0;
}
if(sayici4>9)
{
sayici3++;
sayici4=0;
}
if(sayici3>5)
{
sayici2++;
sayici3=0;
}
if(sayici2>9)
{
sayici1++;
sayici2=0;
}
if(sayici1>9)
{
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;

}
```



```

if(input(pin_A0)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;

b=0;
i++;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
while(menu==2)
{
if(input(pin_a0)) //a0 butonuna basıldımı sorgulanıyor a0 girişi lojik 1 ise
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
b=0;
i=0;

```

```

menu=0;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü başlangıç
} //kısır döngü bitiş
}
toplamsure();
}
}
while(i==2)//i=2 ise akapunktur dalga sekli
{
deger;
derece();
lcd_putc("\fAkapunktur\n 4 Hz / 250 µs");
printf(lcd_putc,"\nZMN :
%ld%ld:%ld%ld:%ld%ld",sayici1,sayici2,sayici3,sayici4,sayici5,sayici6);
printf(lcd_putc,"\n SICAKLIK:%3.1f°C",sck,223);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);

ayar(); //bolum sonuwhile(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı
kısır döngüye alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü başlangıç
}
}
}
if(b==3)
{
output_high(pin_D1);

```

```
sayim();
}
if((zmn*60==sure)||((sck>deger))
{
menu=2;
delay_ms(50);
}
if(sayici6>9)
{
sayici5++;
sayici6=0;
}
if(sayici5>5)
{
sayici4++;
sayici5=0;
}
if(sayici4>9)
{
sayici3++;
sayici4=0;
}
if(sayici3>5)
{
sayici2++;
sayici3=0;
}
if(sayici2>9)
{
sayici1++;
sayici2=0;
}
}
```

```

if(sayici1>9)
{
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
}
if(input(pin_A0)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;

i++;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
while(menu==2)
{
if(input(pin_a0)) //a0 butonuna basıldımı sorgulanıyor a0 girişi lojik 1 ise
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;

```

```

sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
b=0;
i=0;
menu=0;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü başlangıç
} //kısır döngü bitiş
}
toplamsure();
}
}
while(i==3) //i=3 ise hiperstimulasyon dalga sekli
{
deger;
derece();
lcd_putc("\fHiperstimulasyon\n 50 Hz / 200 µs");
printf(lcd_putc,"\nZMN :
%ld%ld:%ld%ld:%ld%ld",sayici1,sayici2,sayici3,sayici4,sayici5,sayici6);
printf(lcd_putc,"\n SICAKLIK:%3.1f°C",sck,223);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);
b=0;
ayar(); //bolum sonuwhile(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa
programı kısır döngüye alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın

```

while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın

```
{ //kısır döngü başlangıç
```

```
}
```

```
}
```

```
if(b==3)
```

```
{
```

```
output_high(pin_D2);
```

```
sayim();
```

```
}
```

```
if(sayici6>9)
```

```
{
```

```
sayici5++;
```

```
sayici6=0;
```

```
}
```

```
if(sayici5>5)
```

```
{
```

```
sayici4++;
```

```
sayici5=0;
```

```
}
```

```
if(sayici4>9)
```

```
{
```

```
sayici3++;
```

```
sayici4=0;
```

```
}
```

```
if(sayici3>5)
```

```
{
```

```
sayici2++;
```

```
sayici3=0;
```

```
}
```

```
if(sayici2>9)
```

```

{
sayici1++;
sayici2=0;
}
if(sayici1>9)
{
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
}
if(input(pin_A0)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
b=0;
i++;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
while(menu==2)

```

```

{
if(input(pin_a0)) //a0 butonuna basıldımı sorgulanıyor a0 girişi lojik 1 ise
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;

delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü başlangıç
} //kısır döngü bitiş
}
toplamsure();
}
}
while(i==4) //i=4 ise kısa yogun etki dalga sekli
{
deger;
derece();
lcd_putc("\fKisa Yogun Etki\n 150 Hz / 200 µs");
printf(lcd_putc,"\nZMN :
%d%d:%d%d:%d%d",sayici1,sayici2,sayici3,sayici4,sayici5,sayici6);
printf(lcd_putc,"\n SICAKLIK:%3.1f°C",sck,223);
if(input(pin_A2)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
delay_ms(50);

```



```

b=0;
ayar(); //bolum sonuwhile(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa
programı kısır döngüye alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
while(input(pin_a2)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
if(b==3)
{
output_high(pin_D3);
sayim();
}
if((zmn*60==sure)||((sck>deger))
{
menu=2;
delay_ms(50);
}
if(sayici6>9)
{
sayici5++;
sayici6=0;
}
if(sayici5>5)
{
sayici4++;
sayici5=0;
}
if(sayici4>9)
{
sayici3++;
sayici4=0;
}

```

```

}
if(sayici3>5)
{
sayici2++;
sayici3=0;
}
if(sayici2>9)
{
sayici1++;
sayici2=0;
}
if(sayici1>9)
{
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
}
if(input(pin_A0)) //secim icin i degeri belirlenir.
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
b=0;
i++;

```

```

delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
}
}
while(menu==2)
{
if(input(pin_a0)) //a0 butonuna basıldımı sorgulanıyor a0 girişi lojik 1 ise
{
output_low(pin_D0); output_low(pin_D1);output_low(pin_D2);output_low(pin_D3);
sayici1=0;
sayici2=0;
sayici3=0;
sayici4=0;
sayici5=0;
sayici6=0;
sure=0;
b=0;
i=0;
menu=0;
delay_ms(5);
while(input(pin_a0)) // eğer a0 butonuna halaa basılıyorsa programı kısır döngüye
alıyoruz ki butona her basışta menu değişkeninin içeri 1 artsın
{ //kısır döngü baslangıç
} //kısır döngü bitiş
}
toplamsure();
}}
}
}

```

PIC 2

```
#include <16F877A.h>
#device adc=8
#fuses HS,NOWDT,PUT
#use delay(clock=12000000)
int i=0;
void main()
{
  setup_adc_ports(no_analogs);
  setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
  setup_psp(PSP_DISABLED);
  setup_spi(SPI_SS_DISABLED);
  setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
  setup_timer_1(T1_DISABLED);
  setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);

  while(true)
  {

    if(input(pin_d0)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
    {
      i=1; //bolum sonu
    }

    if(input(pin_d1)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
    {
      i=2; //bolum sonu
    }

    if(input(pin_d2)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
```

```

{
i=3; //bolum sonu

}
if(input(pin_d3)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=4; //bolum sonu

}

while(i==1)
{
output_bit(PIN_A2,1);
delay_us(100);
output_bit(PIN_a2,0);
delay_us(1600);

if(input(pin_d0)==0) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=0; //bolum sonu

}

if(input(pin_d1)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=2; //bolum sonu

}

if(input(pin_d2)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=3; //bolum sonu

```

```

}
if(input(pin_d3)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=4; //bolum sonu

}

}

while(i==2)//i=2 ise akapunktur dalga sekli
{

output_bit(PIN_A2,1);
delay_us(250);
output_bit(PIN_A2,0);
delay_us(170);
if(input(pin_d1)==0) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=0; //bolum sonu

}
if(input(pin_d2)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=3; //bolum sonu

}
if(input(pin_d3)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=4; //bolum sonu

}
}

```

```

while(i==3) //i=3 ise hiperstimulasyon dalga sekli
{
output_bit(PIN_A1,1);
delay_us(200);
output_bit(PIN_A1,0);
delay_us(200);
if(input(pin_d2)==0) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=0; //bolum sonu
}
if(input(pin_d3)==1) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=4; //bolum sonu
}
}
while(i==4) //i=4 ise kisa yogun etki dalga sekli
{

output_bit(PIN_A1,1);
output_bit(PIN_A1,0);
delay_us(500);
if(input(pin_d3)==0) //secim icin i degeri belirlenir.
{
i=0; //bolum sonu
}
}
}
}
}

```