

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

85045

**FİZİK TEDAVİDE MİKRODENETLEYİCİ TABANLI VE
PC KONTROLLU ELEKTROSTİMÜLASYON**

Bilgisayar Müh. Ayşegül KINACI

**F.B.E. Bilgisayar Bilimleri Mühendisliği Anabilim Dalı Bilgisayar Bilimleri Mühendisliği Programında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTALAN MERKEZİ**

Tez Danışmanı : Prof. M. Yahya KARSLIGİL

[Signature]

Prof. Dr. Esra Güler Ermiş
[Signature]

Y. Doç. Dr. Tülay Tünel
Tülay
İSTANBUL, 1999

85045

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KISALTMA LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÖNSÖZ	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. ELEKTROTERAPİ’NİN TARİHSEL GELİŞİMİ	4
3. ELEKTROFİZYOLOJİ’NİN TEMELLERİ.....	8
3.1 Uyarılabilme (İrritabilite).....	8
3.2 Dinlenme (Sukunet) ve Uyarılma.....	9
3.3 Elektriksel Uyarı -İmpuls	11
3.4 Depolarizasyon-Repolarizasyon-Restitusyon	11
3.4.1 Depolarizasyon	11
3.4.2 Repolarizasyon	11
3.4.3 Restitusyon.....	12
3.5 Elektrotonus -Uyarının İletimi.....	13
3.5.1 Fiziksel elektrotonus	13
3.5.1.1 Kesintisiz, sürekli iletim	14
3.5.1.2 Sıçrayıcı (Saltatorik) iletim.....	15
3.5.2 Fizyolojik Elektrotonus.....	16
3.5.2.1 Sinirin elektriksel uyarılması.....	17
3.5.2.2 Akım yoğunluğu ve uyarma açısından önemi	18
3.5.2.3 Kasılma formülü.....	18
3.5.2.4 Akomodasyon.....	19
3.5.2.5 Reobaz - Kronaksi	20
4. ELEKTROSTİMÜLASYONUN FİZYOLOJİK ETKİLERİ	22
4.1 Biyolojik Etkiler.....	22
4.1.1 Elektrotermal etki	22
4.1.2 Elektrokimyasal etkiler.....	23
4.1.3 Elektrofiziksel etkiler	24
4.2 Fizyolojik Model.....	24
4.2.1 Hücresel seviye.....	25
4.2.2 Doku seviyesi	25
4.2.3 Bölümsel (segmentel) seviye	25
4.2.4 Sistematik seviye.....	26

4.3	Elektroterapi ile İlişkili Kanun ve Formüller	26
4.3.1	Faz yükü	26
4.3.2	Toplam (ortalama) akım hesabı	29
4.3.3	Deri empedansı	31
5.	ELEKTROTERAPİ'DE AKIM SINIFLANDIRILMASI	34
6.	ALÇAK FREKANSLI AKIMLAR	36
6.1	Akım Türleri	36
6.2	Ayrım Kriterleri	38
6.2.1	İmpuls biçimi	38
6.2.2	İmpuls sıklığı (Frekans)	40
6.3	Elektrojimnastik (Schwellstrom)	40
6.4	İskelet Kaslarının Alçak Frekanslı Akımlara Gösterdikleri Reaksiyonlar	41
6.4.1	Sağlam kasın reaksiyonu	41
6.4.2	Patolojik reaksiyonlar	42
6.5	Elektrodiagnostik ve Kuvvet-Süre Eğrileri	43
6.5.1	Karakteristik kuvvet-süre eğrileri	44
6.5.1.1	Normal innervasyon	44
6.5.1.2	Tam denervasyon	45
6.5.1.3	Kısmi (Parsiyel) denervasyon	46
7.	TRANSKUTAN ELEKTRİKSEL SİNİR STİMÜLASYONU	48
7.1	Ağrı Modülasyonu	48
7.2	Ağrı Kapısı	48
7.3	TENS Uygulamaları	50
7.3.1	Konvensiyonel TENS	50
7.3.2	Akupunktur benzeri TENS	50
7.3.3	Patlayıcı uyarım (Burst TENS)	51
7.3.4	Yoğun TENS	51
8.	SELEKTİF STİMÜLASYON VE GENLİK SEVİYELERİ	52
9.	ELEKTROSTİMÜLASYONUN TEMEL PRENSİPLERİ	55
10.	ELEKTRİKSEL STİMÜLASYONUN KULLANILDIĞI ALANLAR	57
10.1	Teşhis Amaçlı	57
10.2	Tedavi Amaçlı	57
11.	TEDAVİ ÖRNEKLERİ	59
11.1	Ağrı Yönetimi	59
11.2	Eklem Şişmesi / Ödem	60
11.3	Koruyucu Kas Spazmı	61
11.4	Kas Erimesi - Atrofi	62

11.5	Deri Ülseri ve Yaralar	63
11.6	Dolaşım Bozuklukları.....	64
12.	ELEKTROSTİMÜLASYON SİSTEMİNİN BÖLÜMLERİ.....	66
12.1	Kullanıcı Arayüzü	67
12.2	Donanım Birimi	70
12.3	Mikrodenetleyici Yazılımı	74
13.	SONUÇLAR	76
KAYNAKLAR.....		78
ÖZGEÇMİŞ		79



KISALTMA LİSTESİ

AAK	Anot Açılış Kasılması
AC	Alternating Current (Dalgalı Akım)
ADC	Analog Digital Converter (Analog - Sayısal Çevirici)
AF	Alçak Frekans
AAK	Anot Kapanış Kasılması
DC	Direct Current (Doğru Akım)
KAK	Katot Açılış Kasılması
KKK	Katot Kapanış Kasılması
LCD	Liquid Crystal Display (Sıvı Kristal Ekran)
PWM	Pulse Width Modulation (Darbe Genişliği Modülasyonu)
RDD	Ranvier Düğümleri Dinlenmede
RDU	Ranvier Düğümleri Uyarıda
S & H	Sample and Hold (Örnekle ve Tut)
SMPS	Switch Mode Power Supply (Anahtarlama Modda Güç Kaynağı)
TENS	Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (Deri Yoluyla Elektriksel Sinir Uyarımı)

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1	Sodyum-potasyum pompası 10
Şekil 3.2	Sinir lifinde elektrotonusun yayılışı 13
Şekil 3.3a	Miyelinsiz sinir lifinde yayılım 14
Şekil 3.3b	Miyelinli sinir lifinde yayılım 14
Şekil 3.3c	Uyarının sıçrayıcı iletimi 14
Şekil 3.4	Miyelinsiz sinir lifinin değişik şiddetteki kısa süreli uyarılara verdiği yanıt 16
Şekil 3.5	Polar kasılma kanunu 17
Şekil 3.6	Akomodasyonun şematik gösterimi 20
Şekil 3.7	Kuvvet/süre eğrisi üzerinde reobaz ve kronaksi 21
Şekil 6.1	Uyarıcı akımlarda büyüklükler 36
Şekil 6.2	Tek ve çift yönlü uyarı akımları (Monofazik ve Bifazik) 37
Şekil 6.3a	Simetrik bipolar akımlar 38
Şekil 6.3b	Asimetrik bipolar akımlar 38
Şekil 6.4	Elektroterapide kullanılan bazı akım biçimleri 39
Şekil 6.5	Elektrojimnastikte yararlanılan Schwellstrom akımı 41
Şekil 6.6	İnnerve kasın kuvvet/süre eğrisi 45
Şekil 6.7	Denerve kasın kuvvet/süre eğrisi 45
Şekil 6.8	Parsiyel denerve kasın kuvvet/süre eğrisi 46
Şekil 6.9	Parsiyel denerve kasın farklı denervasyon derecelerini gösteren kuvvet/süre eğrisi 47
Şekil 7.1	Ağrı kapısı 49
Şekil 8.1	Farklı tipte sinir liflerinin kuvvet/süre eğrileri 52
Şekil 8.2	Uyarı seviyesi ile genlik arasındaki ilişki 53
Şekil 9.1	Darbe, genlik ve frekans modülasyonları 56
Şekil 12.1	Sistemin genel şeması 66
Şekil 12.2	Kullanıcı arayüzü genel şeması 67
Şekil 12.3	Hasta kayıtları ekranı 68
Şekil 12.4	Tedavi ekranı 69
Şekil 12.5	Kuvvet / süre eğrileri ekranı 70
Şekil 12.6	Genel donanım şeması 71
Şekil 12.7	PWM denetimli SMPS devresi 72
Şekil 12.8	Endüktansın enerji dönüşümü 73
Şekil 12.9	Örnekle ve tut (sample and hold) devresi 74
Şekil 12.10	Mikrodenetleyici yazılımı akış diyagramı 75

ÖNSÖZ

Başlangıcı çok eski yıllara dayanan ve tarihsel gelişim içinde önemi giderek artan, ancak buna rağmen belirsizliği süren, gelişmelere ve araştırmaya açık bir konu olarak ‘elektrostimülasyon’ fizik tedavinin temelini oluşturmaktadır.

Bu özelliklerinden dolayı ilginç ve zevkli bir araştırma ve geliştirme süreci içeren tez çalışmam sonucunda hem yazılım, hem de donanım olarak bir elektrostimülasyon sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş bulunmaktadır.

Başta tez danışmanım, örnek kişiliği ve gerçek bilim adamı kimliğiyle daima hayranlık duyduğum ve öğrencisi olmakla gururlandığım değerli hocam, bölüm başkanımız Sayın Prof. M. Yahya KARSLIGİL’e, tez konumun belirlenmesinde, ilgili kaynakların sağlanmasında ve tıbbi gerekliliklerin ortaya konmasında her türlü yardımı sağlayan Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı Öğretim Üyelerinden Y. Doç. Dr. Elif AKALIN’a, engin donanım bilgisi ve tecrübesiyle hedeflerimin üzerinde bir donanımın gerçekleşmesini sağlayan Arş. Gör. Ahmet T. HAKTANIR’a, ayrıca ilgi ve desteklerinden dolayı Bilgisayar Bilimleri ve Mühendisliği Bölümü çalışanlarına sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Fizik tedavinin en önemli dallarından biri olan elektroterapinin temeli, 'elektrostimülasyon'a dayanır. Elektrostimülasyon, değişken akım şiddetiyle değişik frekans ve sürelerdeki elektriksel işaretlerin, deri üzerine bağlanan yüzeysel elektrotlar aracılığıyla sinir ve kasları uyarması olayıdır. Elektrostimülasyon, hem teşhiste hem de tedavide geniş bir kullanım alanına sahiptir. Ağrı azaltma, kas güçlendirme, yara tedavileri, felç, spastisite gibi tedavi gruplarının herbiri pek çok alt gruplar da içerdiğinden çok sayıda tedavi ve tedavi parametreleri arasındaki ilişkileri doğru kurmak, tedavi sonuçlarını ilgili hasta ile bağlantılı olarak gerçekçi bir biçimde değerlendirmek, teşhis için kullanılan kuvvet-süre eğrilerini hassas bir biçimde oluşturmak çok önemlidir. Bu denli çok sayıda ve birbirleriyle ilişkili verileri doğru biçimde değerlendirmek, saklamak ve gerektiğinde yeniden ulaşabilmenin yolu, tümüyle sayısal bir ortamda çalışmaktır. Araştırmalar kapsamında, böyle bir ortamın eksikliğini yarattığı sorunlar izlenmiş ve hem yazılım hem de donanım olarak bir elektrostimülasyon sisteminin tasarlanıp gerçekleştirilmesine karar verilmiştir. Delphi ortamında hazırlanan yazılım, tedavi grup ve alt grup menülerini, tedavi parametrelerini, bunlara ait resimleri, teşhis grafiklerini ve hasta kayıtlarını içermektedir. Bu yazılım, mikrodenetleyici tabanlı ve tedavi parametrelerini en hassas biçimde uygulamayı sağlayan bir donanım tarafından desteklenmektedir. Bu entegre sistemin, donanımda sağladığı esneklik, akım kontrol özellikleri ve kullanıcıya yakınlık sağlayan yazılım yetenekleri ile, elektrostimülasyon konusundaki araştırma ve geliştirmelere önemli katkılar sağlaması hedeflenmiştir. Ayrıca, hazır tedavi menüleri ve görsel özellikleriyle, akademik ortamda eğitim amacına da hizmet verebileceği düşünülmektedir.

ABSTRACT

The fundamental of Electrotherapy -as being one of the many important parts of Physiotherapy, is based on Electrostimulation. Electrostimulation means to stimulate nerves and muscles through electrical pulses that vary with their current, frequency and duration. The application of electrical pulses is achieved through surface electrodes that are mounted onto the skin. Electrostimulation has a wide range of applications in both treatment and diagnosis. Pain management, muscle rehabilitation, wound healing, spasticity treatment are some of the main treatment groups. To build suitable interrelations between lots of treatments and their specific parameters, to be able to evaluate treatment results with respect to the patients and to produce strength-duration curves for diagnostic purposes with a great sensitivity are very much important. Such a huge and interrelated data can only be maintained, searched and stored by a fully digital environment. During researches, the problems that arose due to lack of such an environment were realized and it is decided to develop an electrostimulation system both as hardware and software. A software that is produced on Delphi includes treatment groups, their parameters, photographs related with electrode positions, graphics of diagnostics and records of patients. On the other hand, a microcontroller based hardware presents the ability to apply treatment parameters with great sensitivity. It is aimed that, this integrated system with its enhanced hardware capabilities, current control features and user-friendly software will contribute to research and development in the field of electrostimulation. Besides, pre-programmed treatment menus and visual effects can be thought to give service for academic educational purposes.

1. GİRİŞ

Gelişmiş ülkelerde tıbbın çeşitli alanlarına hizmet sunmakta olan fizik tedavi, gelişmekte olan ülkelerde de giderek artan bir önem taşımaktadır. Fizyoterapi’de kullanılan çeşitli ajanlardan başlıcaları elektrik akımı, çeşitli ışınlar (kızılötesi, morötesi vb.), lazer, su, buhar, buz, ses dalgaları (ultrason), manyetik alan vb. dir. Bunlar arasında, elektrik akımıyla tedavi (elektroterapi), fizik tedavinin temelini oluşturur ve çok geniş bir tedavi spektrumuna sahiptir.

Elektroterapi’nin temeli, ‘elektrostimülasyon’a dayanır. Elektrostimülasyon, değişen akım şiddetiyle, değişik frekans ve sürelerdeki elektriksel işaretlerin, deri üzerine bağlanan yüzeysel elektrotlar aracılığıyla sinir ve/veya kasları uyarması olayıdır. Sinir ve kasların elektrik akımıyla uyarılmasının altında yatan temel prensip, elektrik akımının hücrede yarattığı iyon konsantrasyonu değişimidir. Bu değişim, hücreden hücreye iletilip beyinde bilinç düzeyine ulaşarak çeşitli teşhis ve tedavi amaçlarına hizmet eder. Örneğin ağrı azaltma, kas güçlendirme, kas rehabilitasyonu, kas erimesini önleme, felç-spastisite tedavileri, yara tedavileri vb.

Çeşitli yayınlardan, İzmir Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi Bölümünden ve İnternet üzerinden yapılan araştırmalar sonucunda, darbe süresi, darbe karakteristiği, frekans, genlik, elektrot pozisyonları gibi hastaya ve hastalığın türüne göre değişiklik gösteren çok çeşitli tedavi parametrelerinin kullanılması nedeniyle bu parametrelerin en kolay, en hassas ve en doğru bir biçimde seçilip uygulanabilmesinin sağlanması; ayrıca araştırmalar sırasında karşılaşılan henüz açıklık kazanmamış pek çok karışık görüşün varlığı nedeniyle tedavi sonuçlarının geribeslemeye hizmet etme mantığıyla saklanıp değerlendirilebilmesinin gerekliliği sonucuna varılmıştır.

Bu amaçlar doğrultusunda, bilgisayar desteğinden yararlanılması zorunlu görülmüştür. Hazırlanacak veri tabanlı bir yazılımla, ilgili parametrelerin kontrolü, saklanması, tedavi gruplarının tanımlanıp seçilebilmesi, hasta takibi vb hedeflenmiştir. Ancak, mevcut cihazlara böyle bir yazılımı adapte etmek mümkün olmadığından, donanımı da tasarlama yoluna

gidilmiştir. Böylece, tezin kapsamında, geniş bir tedavi spektrumu sağlayacak şekilde, değişik frekans, darbe süresi, dinlenme süresi, akım şiddeti vb. parametrelerin verilebileceği, şebekeden bağımsız, ayarlı yüksek gerilim üretebilen, sabit akım kontrollü, mikrodnetleyici tabanlı bir donanım, bu donanımı kontrol eden mikrodnetleyici yazılımı ve donanımla bağlantılı olarak çalışacak hasta takibi, teşhis, tedavi parametreleri, tedavi sonuçları vb. bilgileri izlemek, saklamak ve donanıma veri aktarmak amacıyla kullanılacak bir yazılım gerçekleştirilmiştir.

Bu konuda yapılan daha önceki çalışmalar incelendiğinde, yazılım ve donanımı bu şekilde entegre eden başka bir sisteme rastlanmamıştır. Mevcut örnekler, genellikle akıllı olmayan elektronik devre elemanlarıyla gerçekleştirilmiş analog ünitelerdir. Tedavi parametreleri potansiyometreler yardımıyla ayarlanmaktadır. Bazı hassas zaman ayarlarını, modülasyonları, akım geribeslemesini yapmak mümkün değildir. Ayrıca böyle bir donanımı, bir yazılımla entegre etmek tamamen olanaksızdır. Bir üst kademe cihazlar ise, mikrodnetleyiciler kullanılarak tasarlanmış ve likit kristal ekranları üzerinde tedavi parametrelerinin izlenip değiştirilebildiği, ayrıca mikrodnetleyicinin kapasitesi oranında önceden tanımlanmış bazı hazır tedavi programlarının seçilip uygulanabildiği gelişmiş sayısal cihazlardır. Ancak, bu cihazlarda da hasta kayıtları, teşhis ve tedaviler, tedavi parametreleri gibi verilerin girilebileceği, izlenip saklanabileceği, araştırma ve istatistik amaçlı olarak yeniden başvurulabileceği bir kayıt ve inceleme ortamına rastlanmamıştır.

Bütün bunlar göz önüne alındığında, yapılan tez çalışmasının ortaya koyduğu entegre sistem şu amaçlara hizmet etmektedir:

- Hastaya özel kayıtların (kimlik bilgileri, geçirdiği hastalıklar, vb.) saklanması ve izlenmesi.
- Hastanın şikayetleri, muayene bulguları ve PC ortamında oluşturulan kuvvet-süre eğrileri grafiklerinden yararlanarak teşhisin belirlenmesi ve ilgili tüm kayıtların saklanması.
- Belirlenmiş teşhise göre uygulanacak tedavi için hazır tedavi programlarından yararlanılması ya da yeni bir tedavi tanımlanması ve gerekli görülürse bu tedavinin mevcut programlar arasına eklenmesi.

- Seçilen tedavi ile ilgili olarak ek bilgi (hastanın pozisyonu, elektrot konumları vb.) ve varsa resimlerin ekrana gelmesi.
- Seçilen tedaviye ait tedavi parametrelerinin bir tuş yardımıyla mikrodenetleyiciye gönderilerek tedavinin uygulanması.
- Uygulanan tedaviye ait sonuç ve yorumların geribeslemeye hizmet etmek amacıyla kayıt edilmesi.
- Donanım kısmının, gerektiğinde kendi üzerindeki LCD ortamından girilebilen tedavi parametreleri ya da kendi belleğindeki hazır tedavi programları kullanılarak PC ortamından bağımsız olarak da çalışabilmesi.
- Donanımın sunduğu olanaklarla, tedavi parametrelerinin çok geniş bir spektrumda ve hassas bir doğrulukta kullanılabilmesi.
- Akım geri beslemesini kontrol eden bir devre yardımıyla, tedavi sırasında akımın LCD ortamından izlenebilmesi ve akımın yaratabileceği yanık, ödem vb. tehlikelerden kaçınılmasının sağlanması.

Sonuç olarak, gerek yazılım ve gerekse donanımın sağladığı özelliklerle:

- Hassas ve güvenli bir tedavi uygulaması sağlanmakta,
- Parametrelerin çokluğu ve henüz kesinleşmemiş birtakım kriterler sebebiyle rastgele parametrelerin girilmesinin önlenmesi için, üzerinde araştırma yapıp fikir birliğine varılmış hazır tedavi programlarının kullanılması çelişkileri ve hataları önlemekte, ayrıca eğitim amacına da hizmet etmekte,
- Verileri saklayıp değerlendirebilmek, konu üzerindeki tutarsızlık ve çelişkilerin giderek azalması amacına yardımcı olmaktadır.

2. ELEKTROTERAPİ’NİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Elektrik akımının tedavi amacıyla çok eski zamanlardan beri kullanıldığı bilinmektedir. M.Ö. 200-130 yılları arasında yaşayan Galen, bu iş için en uygun yöntemin Akdeniz’de yaşayan Torpido balığı olduğunu söylemiş, M.S. 30 yıllarında ise Romalı hekim Largos, akıl hastalığı ve gutun tedavisinde, Torpido balığının elektrik darbelerinden yararlanmışır.

Elektroterapinin gerçek anlamda tarihçesi, Bolonyalı anatomist ve fizyolog Galvani’nin (1737-1798) meşhur kurbağa bacağı deneyiyle başlar. Onun anısına, günümüzde de doğru akıma ‘galvanik akım’, tedavi yöntemine de ‘galvanizasyon’ denilmektedir.

1745’te Pivati, elektrik üreten bir makina aracılığıyla bazı ilaçları deri yoluyla vücuda sokmayı denemiştir. Bu yöntem günümüzde, ‘iyontoforez’ olarak bilinmektedir.

16. yy.ın ortalarında statik elektrik elde edilmeye başlanmış, alternatif akım elde etmeyi ise ilk kez İngiliz fizikçi Faraday (1791-1867) başarmıştır. Faradik akım, günümüzde de bazı varyasyonlarıyla kullanılmaktadır. 1844’de W. Siemens diş ağrısını faradik akımla dindirmeyi denemiş ve ağrıda gün boyu süren bir gerileme farketmiştir. Bir kaç yıl sonra, Amerikalı diş hekimleri faradik akımı lokal anestezi olarak kullanmışlardır. 1902’de Leduc, günümüzde kullanılan neofaradik akıma benzer doğru akım impulslarını, uykusuzluk tedavisinde kullanmıştır.

Gerek galvanizasyonun ve gerekse faradizasyonun tedavi amacıyla kullanımı, yeterli jeneratörlerin geliştirilmesiyle 19. yy.da yaygınlaşmışsa da ağrı tedavisinde cerrahi ve tıbbi hızlı gelişmeler yanında geri planda kalmıştır.

Son yıllarda elektroteknikteki hızlı gelişmeler paralelinde, alçak frekans sınırlarında bir dizi yeni akım türü tedavi alanına girmiştir. Fransız diş hekimi Bernhard’ın (1949), iyontoforezle diş kökü tedavisi yaparken raslantı sonucu saptadığı, aslında eskiden beri bilinen galvanofaradik akımların yeni varyasyonları giderek güncellik kazanmıştır. Alçak frekanslı akımlar, geniş uygulama alanı bulmuş ve olumlu sonuçlar da alınmış olmasına rağmen, deri üzerinde

yaratabileceği irritasyon, fazla hassas hastalarda sorun yaratabiliyordu. Frekansın artmasıyla deri direncinin azaldığı fakat aynı zamanda akımın uyarı etkisinin de azaldığı bilinmektedir. Nitekim 100 kHz'in üzerindeki frekanslarda, kas ve sinirlerde uyarı etkisi tamamen kaybolmakta ve dokularda ısı etkisi oluşmaktadır. Bu noktadan hareketle Gildemeister'in 1944'te 1 ile 100 kHz arasındaki sinüsoidal alternatif akımlarla yaptığı uygulamalarla 'orta frekans' deyimini tedavi alanına girmiştir. Bu frekansta, kas ve sinirlerde his ve uyarı etkisi görülüyor, buna karşın alçak frekanslı akımlara benzer bir analjezik (ağrı kesici) etki oluşuyordu. Ancak burada, etki prensibi biraz değişti. Her ayrı impuls, senkronize bir uyarı oluşturmuyor, bir dizi impuls'un üst üste gelmesiyle toplu bir uyarı oluşuyordu.

Orta frekanslı akımların tedavi alanında yaygın kullanılmaya başlanması, 1966'da Nemeec'in geliştirdiği cihazla mümkün olmuştur. Nemec prensibinde, birbirinden farklı ve genellikle 3900 ve 4000 Hz olan iki orta frekanslı akımın birbiriyle kesişmesi (interferans) sonucu, dokularda yaklaşık 100 Hz frekanslı bir alçak frekans akımı oluşmaktadır. Başka bir deyimle, orta frekanslı akımlar bir aracı görevi görmekte ve esas etki alçak frekanslı akımla oluşturulmaktadır.

Alçak frekanslı akımlarla yapılan tedavilerde belli bir süre sonra, akım şiddetinin sabit kalmasına karşın duysal duyarlık ve motor yanıt gittikçe zayıflamaktadır. Bu adaptasyonu önlemek ya da azaltmak için kullanılan etkili yöntemlerden biri impulsların ya da impuls gruplarının arasına istatistiksel, hatta bazen de rasgele dağıtılmış intervaller koymaktır.

Kronik ağrının tedavisi konusunda yapılan araştırmalarda, ABD'de nöroşürirjiyenler elektrostimülasyonla etkili olmayı denemişlerdir. Bu amaçla elektrotlar beyne, omuriliğe ve çevresel sinirlere, kalp piline benzer şekilde deri altından implante edilmiş ve tellerle dışarıdan kumanda edilmiştir. Ancak bu yöntemin oldukça ciddi komplikasyonları görülmüştür. Sinir dokusu zedelenmiş, enfeksiyon ve implante maddeye karşı alerji meydana gelmiştir. Bu nedenle sonraları elektrotların yüzeyel uygulanmasına karar verilmiştir.

1965'te fizyolog Melzack'ın 'gate-control' teorisiyle birlikte, batıda elektrikle ağrı tedavisi ve araştırmaları yeni bir yön kazanmıştır. 1967'de Wall ve Sweet, değişik kronik ağrıları alçak frekanslı elektrik akımıyla başarıyla tedavi etmişlerdir. Uygulama deri üzerinden yapılyordu. Bu şekilde TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) tedavi alanına girdi. TENS'de, çevresel sinirlerin yüzeye yakın geçtiği bölgelerde elektriksel uyarıyla meydana gelen ağrı azalmasıyla karşıt reaksiyon olarak sinirsel inhibisyon mekanizmasının (gate_control) yükseltilmesi amaçlanmaktadır.

Akupunktur'un batıda yaygınlaşmasından sonra 70'li yıllarda akupunktur uyarısının elektrik stimülasyonu ile birleştirilmesi geniş çapta kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla 5-10 Hz frekanslı bifazik dikdörtgen akımlar kullanılmakta ve akım şiddeti de 10 mA dolayında bulunmaktadır. Aslında daha 50'li yıllarda ameliyat sırasında narkoz altındaki hastaya 100 mA'e kadar şiddette akımla akupunktur yapılyordu. Kuşkusuz böyle bir akıma, ancak narkoz altındayken dayanılabilir.

1860 yılında Garrat kırık tedavisinde pulsasyonlu galvanik akımı denemiş ve 70'li yıllarda Alman fizikçi Krauss ile ortopedist Lehner, ameliyat sırasında kırık üzerine küçük bir bobin yerleştirerek ameliyat sonrasında o bölgeye dıştan alçak frekanslı bir manyetik alan uygulama yöntemiyle implante bobinde alçak frekanslı bir gerilim oluşturmuşlar ve başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Amerikan ekolünde kabul gören Basset yönteminde ise cerrahi bir girişime gerek kalmadan, kırık bölgesinin üstünden uygulanan büyük elektrotlarla kırık çevresinde manyetik alan oluşturulmaktadır. Uygulama alçı üzerinden de yapılabilmektedir.

Yüksek frekanslı akımlar da tıpta tedavi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Sınırları 300-1000 kHz arasındadır. Elektromanyetik dalgalarla yapılan ilk çalışmalar, 1890 yılında Henrich Hertz'le başlar. Hertz, ilk çalışmalarında 60 cm. lik dalga boyları kullanmıştır. 1892'de Fransız D'Arsonval'ın ortaya koyduğu yüksek frekanslı akımların, yüksek gerilimde uzun kıvılcım boşalması biçiminde insan vücuduna püskürtüldüğünde hafif bir karıncalanma duyusuyla birlikte dokularda ısınma oluşturduğu saptanmış ve yüksek frekanslı akımların sinirlerde uyarı yaratmadığı ancak yüzeyel etkiler yarattığı görülmüştür.

Yüksek frekanslı akımların fiziksel ve biyolojik etkilerinin esasları 1898’de Nertz tarafından açıklanabildi. Nertz, yüksek frekanslı akımların canlı dokularda iletilebilmelerinin, bu akımların etki alanında bulunan hücrelerin iyon ortamındaki değişikliklerle mümkün olabileceğini söylüyordu. Deneylerde, elektrik akımının bilinen etkileri oluşmamasına karşın, hastanın tedavi alanı içinde bulunan ellerinin ısındığı görülmüş ve yüksek frekanslı akımların, etkisi altında bulunan dokularda homojen bir ısınma alanı yarattığı sonucuna varılmıştır.

Yüksek frekanslı akımlar, 1907’den itibaren ‘Diyatermi’ adı altında tıpta yaygın olarak kullanılmaya başlandı. O zamanki teknikle, 200-1500 metre aralığında dalga boyuna eşit, 200 kHz-1 MHz frekanslı elektromanyetik titreşimler üretilebiliyordu. Bu titreşimlerin etkili olabilmeleri için elektrotların direkt deriye temasları gerekiyor ve akım direnci az olan yüzeysel dokulardan geçiyor, derinliklere nüfuz edemiyordu. Sonraları yapılan sayısız deneyler, üst üste bulunan deri, yağ ve kas dokularındaki ısınma farklılıklarının, kullanılan akımın frekansına bağlı olduğunu ve artan frekansla küçülen dalga boylarının, değişik yapıdaki dokular arasındaki ısınma farkını azalttığını ortaya koymuştur. Çalışmaların bu yönde sürdürülmesiyle, günümüzde kısa dalga olarak bilinen 10 m. dalga boylu akımlar kullanılmaya başlanmıştır.

1928 yılında, desimetrik ve santimetrik dalga boylarının kullanılmasında ilk adım atılmış ve insan vücudunda ilk denemeler yapılmıştır. 1943 yılında tıbbi amaçla kullanılacak yüksek frekans, santimetrik alanda 200 MHz ve 12.4 cm. lik dalga boyu ile sınırlandırılmıştır. Bu frekansta akımlar, vücuda antenlerle yani ısı olarak aktarılabilmiş ancak bu akımlar da doku katmanları arasında homojen bir ısınma sağlayamamıştır.

Daha sonraları, desimetrik dalgalar da denen ve radar dalgalarından biraz daha uzun dalga boylarıyla, çok katlı dokularda daha derine nüfuz edebilen daha homojen bir ısınmanın olduğu görülmüş ve bunun üzerine 433.9 MHz frekanslı ve 69 cm. dalga boylu yüksek frekanslı akımların tıbbi amaçla kullanımına izin alınmıştır. Günümüzde de bu değerler kullanılmaktadır.

3. ELEKTROFİZYOLOJİ'NİN TEMELLERİ

3.1 Uyarılabilme (İrritabilite)

Canlı organizma, kendi iç ve dış ortamında oluşan değişikliklere reaksiyon gösterecek niteliktedir. Organizmada bir reaksiyon uyandırabilen bu değişikliklerin tümüne 'uyaran' adı verilir.

Uyarının kaynağı içte olabileceği gibi, bir dış etken de olabilir. İçten kaynaklananlar, sinir uçlarıyla sinir uçlarıyla sinapslarda ya da reseptörler aracılığıyla etkili olan değişikliklerdir. Dış etkenlerse, basınç, darbe, ışık, ses, koku, ısı, asit ve bazlar gibi fiziksel, kimyasal ve mekanik faktörlerdir. Elektriksel uyarılar, doğrudan membran potansiyeline etkili oldukları için özellik taşırlar.

Uyarıya bir uyarılmayla yanıt vermeye 'uyarılabilme=irritabilite' denir. Uyarıya karşı oluşan primer reaksiyon, yerel yanıttır. Eksitabilite ise, uyarıya karşı dokunun gösterdiği sekonder, özgül reaksiyondur. Örneğin sinirler uyarılır, sinir lifleri uyarıyı taşır ve uyarıya yanıt olarak kaslar kasılır, bezler salgı yaparlar.

Uyarının etkisiyle sinirde oluşan uyarı, yerel kalabildiği gibi yayılabilir de. Bir uyarının uyarı oluşturabilmesi için, bir eşik değeri olması gerekir. Ayrıca, uyarı asgari bir süre devam etmelidir. Uyarı, eşik düzeyinin üstünde olursa yanıt yerel kalmaz, dalgalar halinde yayılır ve uyarı yerinden belli uzaklıklarda saptanır. Eşik altı uyarıların etkisi, sadece uyarı yerinde sınırlı kalır. Uyarı şiddetinin eşik değerinin üstünde olması, uyarıya verilen yanıtı değiştirmez, yani aynı paralelde bir yükselmeye neden olmaz. Bu olay, yani sinir dokusunun eşik değerinin altındaki uyarıya sadece yerel yanıt vermesi, buna karşı eşik değerin üstündeki uyarılara verdiği yanıtta bir artış olmaması, Hep ve Hiç Kanunu'na göre gerçekleşir. Bu kural, ancak hücre tek olduğu sürece geçerlidir. Uyarının şiddetine ve uyarı alanının büyüklüğüne göre, birden çok hücre uyarılacak olursa, kastaki kasılma da o oranda kuvvetli ya da zayıf olur.

3.2 Dinlenme (Sukunet) ve Uyarılma

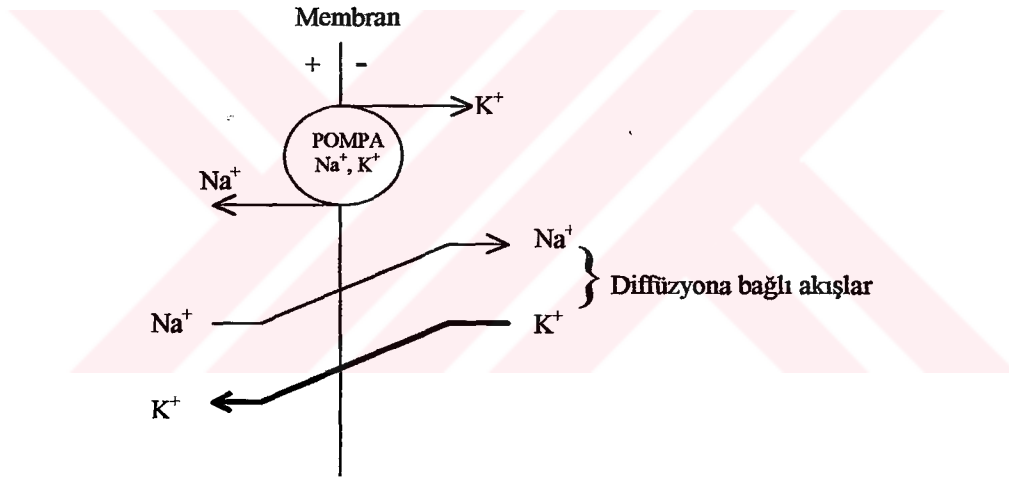
Dinlenme ve uyarılma, iki karşıt durumdur. Dinlenmede, hücre zarındaki fiziksel ve kimyasal olaylarda belli bir denge vardır (polarizasyon). Uyarı, bu dengeyi periyodik olarak bozarak (depolarizasyon) bir dizi fiziksel ve kimyasal değişikliklere yol açar.

Gerek dinlenme, gerekse uyarılma durumlarında hücre zarı (membran) önemli rol oynar. Membranın yapısı henüz tam olarak bilinmemekle birlikte, sinir hücreleri ve liflerini örttüğü, kalınlığının da yaklaşık 70 Å° olduğu bilinmektedir. Bu çok ince zarın yapısında protein ve yağ yapı taşları, düzenli katmanlar halinde dizilmiştir. Bu katmanların niteliklerinin, uyarının oluşması sırasında gelişen olayları yönlendirdiği sanılmaktadır.

Dinlenme halindeki membranın iç ve dışındaki sıvılarda iyon konsantrasyonu farklıdır. Dinlenmede iyonlar arasındaki bu yoğunluk farkı, hücrenin içiyle dışı arasında dinlenme potansiyeli (resting potential) ya da membran potansiyeli denen bir elektriksel gerilim oluşturur. Bu potansiyelin büyüklüğü, Na^+ , K^+ ve Cl^- iyonlarının dağılımıyla, zarın bunları birbirine göre geçirme oranına bağlıdır.

Dinlenme potansiyelinin oluşumunda en etkili faktör, iki yönlü etkili olan ve 70-90 mV arasında değişen K^+/Cl^- potansiyelidir. Dinlenme halinde membranın içi, dışına göre negatiftir. K^+ iyonlarının yoğunluğu içte, dıştan daha yüksektir. Bu nedenle K^+ iyonları difüzyon kuvvetiyle bu çıkışı engelledikleri için tamamen serbest değildirler. Nitekim bu nedenle zarın dış yüzünde birikirler. Klor iyonlarının yoğunluğuysa, dışta daha yüksektir. Osmotik güç etkisiyle onlar da içe çekilirler, ancak K^+ iyonlarının tersine, dıştaki Na^+ iyonlarının çekimi nedeniyle serbestçe içeri giremezler. Yoğunlukları hücre dışında yüksek olduğu için bir yandan osmotik basınçla içeri doğru çekilirler. Ayrıca K^+ ve Cl^- iyonları arasında belli bir elektrokimyasal denge bulunduğundan (pozitif K iyonları, negatif protein iyonlarınca ve negatif Cl iyonları da pozitif Na iyonlarınca engellenirler) Na^+ iyonları iki gücün etkisiyle (hem hücre içinin negatif yükü hem de osmotik/kimyasal güçlerin etkisiyle) içeri çekilirler. Elektrokimyasal güçlerin, elektron göçünde belli ölçüde pasif etkileri vardır. Bu pasif etki, iyonların 'Net Hareketi' olarak tanımlanır.

Negatif iyonların pozitif katyonlar üzerine (ve bunun tersi) olan etkilerine ‘Elektriksel Gradyent’ (Elektriksel Eğim) denir. Kimyasal gradyent, yoğunluğun düştüğü yönde etkili olur. Ancak membran, hücre içi ve dışı arasında kesin bir bariyer olmayıp belli bir geçirgenliğe sahiptir. Bu nedenle, nispeten kısa bir zamanda hücre içinde aşırı bir Na birikimi olabileceği gibi, büyük miktarda K iyonu da dışa çıkabilir. Dinlenme potansiyelini büyük ölçüde değiştirebilecek böyle anormal bir durumu engellemek, fazla sodyumu tekrar hücre dışına, fazla potasyumu da hücre içine çekerek dengeyi sağlamak üzere membran üzerinde bir ‘Na-K Pompası’ varsayılmaktadır (Şekil 3.1). Aslında pompa terimi, çok karmaşık bir enerji tüketim sisteminin sade bir ifadesidir. Bu sistemde ATP tüketilirken, şimdiye kadar saptanamayan bazı maddelerin sodyum ve/veya potasyumu reversibil olarak bağladığı, çözebildiği veya taşıdığı sanılmaktadır. Klor için bu tür aktif bir transport sisteminin varlığı kabul edilmemektedir.



Şekil 3.1 Sodyum-potasyum pompası

Hücresinin iç iyon dengesini sabit tutmaya çalışan ve geriye doğru işleyen bu mekanizmanın çalışabilmesi için canlı ve sağlıklı hücre şarttır. İletim, bazı kalp glikozitleri tarafından engellenir ya da hücre potasyum siyanit vb. metabolizma inhibitörü maddelerce zehirlenirse, fonksiyonunu yitirir ve ne Na⁺ iyonları dışarı çıkabilir ne de K⁺ iyonları hücre içinde tutulabilir.

3.3 Elektriksel Uyarı -İmpuls

Uyarı, uyarana karşı oluşan bir yanıttır. Bu yanıt yerel kalabildiği gibi, oluştuğu noktadan yayılabilir de. Ayrıca, uyarıyı oluşturan uyarının yeterli bir eşik değeri olması ve yine yeterli bir süre devam etmesi gerekir (Hep ve Hiç Kanunu). Ancak bu niteliklere sahip bir elektrik akımı membran potansiyelini değiştirebildiği için, bir elektriksel uyarın olarak etkili olabilir. Bu nitelikteki bir elektriksel uyarının en önemli sonucu depolarizasyon yani dinlenmedeki zar potansiyelinin tersine dönmesi, sinir lifinin dış tarafının negatif, iç tarafının da pozitif olmasıdır. Zardaki dinlenme potansiyeli, -80 mV olarak kabul edilir, ancak bu değer değişken olup -70 ve -90 mV arasında oynayabilir. Uyarılmada dinlenme potansiyeli 15 mV düşerse, -65 mV. a inebilir. Bu değişikliğin nedeni, uyarının zarı Na iyonlar için birdenbire geçirgen hale getirmesi ve dolayısıyla Na iyonlarının hücre içine girmesi ve K iyonlarının hücre dışına çıkmasıdır. Bu olay, yaklaşık 1 ms süren impuls süresi içinde oluşur.

3.4 Depolarizasyon-Repolarizasyon-Restitusyon

3.4.1 Depolarizasyon

Bu dönemde, membranın Na iyonlarına karşı geçirgenliği artarak uyarılabilme eşiği -65 mV. a düşer, Na iyonlarının hücre içine girişi gittikçe yoğunlaşır ve sayıları, hücre dışına çıkan K iyonlarının sayısından daha fazla olur. Bu anda, dinlenme potansiyeli sıfırdır.

3.4.2 Repolarizasyon

Na iyonlarının hücre içine girişinin sona ermesiyle birlikte depolarizasyon da sona erer ve artık hücre repolarize olmuştur. Yani, başlangıç potansiyelinin tersi olan bir durum ortaya çıkar. Olayın en yüksek noktasında hücre içi, membran dışına oranla 40 mv. luk bir pozitivite kazanır. Artık uyarılmanın gelişimi tamamlanmıştır.

3.4.3 Restitusyon

Bu dönemde, Na-K pompası, fazla Na iyonlarını tekrar dışarı, K iyonlarını da içeri çeker. Bu geçişme, başlangıçtaki -80 mV'luk dinlenme potansiyeli sağlanıncaya kadar sürer.

Depolarizasyon ve repolarizasyon dönemlerinde oluşan potansiyel değişikliklerine 'Aksiyon Potansiyeli' denir. Örnekte, dinlenme durumunda başlangıç gerilimi -80 mV ve repolarizasyon sonunda belirlenen hücre içi gerilim de 40 mV'tur. Toplam olarak 120 mV'luk bir aksiyon potansiyeli oluşmuştur.

Aksiyon potansiyeli bir anlamda özgül bir geçirgenlik (permeabilite) değişikliğidir ve yükselmesi milisaniyeler mertebesinde çok daha kısa bir süre içinde olur. Karakteristik olan, negatif dinlenme potansiyelinin pozitif dönüşmesidir. Sıfır çizgisi üzerinde pozitifleşmeye 'overshoot' da denilmektedir.

Aksiyon potansiyelinin devamı süresince membran başka bir uyarıya yanıt vermez. 'Absolut refrakter dönem' denen bu devrede zarın uyarı eşiği çok yüksektir ve dolayısıyla aşılamaz.

Absolut refrakter dönemi, uyarı eşiğinin tekrar düştüğü relatif bir refrakter dönem izler. Bu dönemde uyarıya önce sadece yerel bir yanıt alınır. Fakat ilerleyen zaman içinde, genliği gittikçe artan aksiyon potansiyeli alınmaya başlanır.

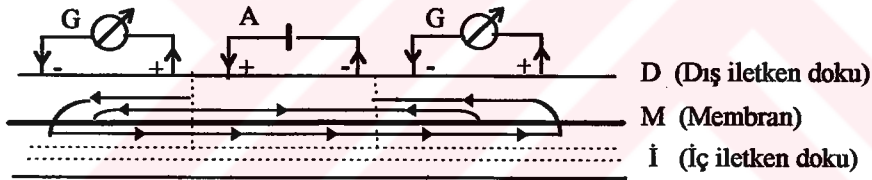
Ölçülen absolut refrakter dönemin süresi yaklaşık 1 ms'dir. Bir refrakter zaman aracılığıyla, sinir lifi üzerinden iletilebilen impulsların maksimal frekansı da belirlenebilir. Miyelinli bir sinir lifi uyarıldığında, saniyede en çok 800-1000 impuls iletebilir. Fakat kısa bir süre sonra, frekans çok yüksek olduğu için, refrakter dönem gittikçe uzar ve iletilebilen maksimal impuls sayısı yani frekans da azalır. Bu da sistemin tipik yoğunluğudur ve Hep ve Hiç Kanunu'na bağlıdır. Buna karşın, miyelinli bir sinir lifi 50-100 Hz'lik bir frekansla, yorgunluk belirtisi görülmeden uzun süre uyarılabilir.

3.5 Elektrotonus -Uyarının İletimi

Elektrotonus, elektrik akımının sinirden geçerken, sinir üzerinde oluşturduğu belli uyarılabilme değişikliklerine verilen addır. Bu değişiklikler, belirtilerin türüne göre fiziksel ya da fizyolojik olabilir.

3.5.1 Fiziksel elektrotonus

Sinir lifinde oluşan impulsun yalnız olduğu yerle sınırlı kalmayıp iç ve dış yönlerde yayılması, morfolojik yapısının özelliğinden kaynaklanır. Şekil 3.2’de bir sinir lifinin boyuna kesiti şematik olarak gösterilmiştir. A, uyarının alındığı akım kaynağıdır. Akım kaynağının sağına ve soluna belli aralıklarla elektrotlar konmuştur. G galvanometresiyle, geçen akım ölçülmektedir. D, ‘dış iletken doku’yu ve İ, ‘iç iletken doku’yu göstermektedir. M ise polarize olabilen ‘membran’ olup, miyelinsiz liflerde akson membranı, miyelinlilerde ise miyelin kılıfıdır.



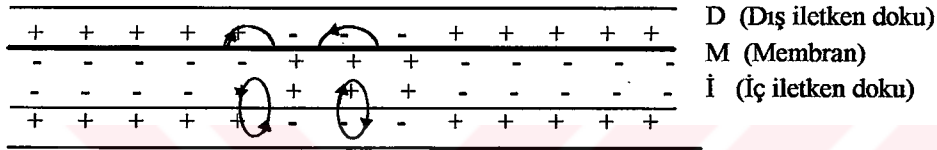
Şekil 3.2 Sinir lifinde elektrotonusun yayılışı

Şekilde görüldüğü gibi akım, yalnız akım kaynağının iki kutbu arasında (interpolar) kalmamakta, oklar yönünde dışa doğru (extrapolar) da yayılmaktadır. İşte bu tip yayılmaya, ‘fiziksel elektrotonus’ denilmektedir.

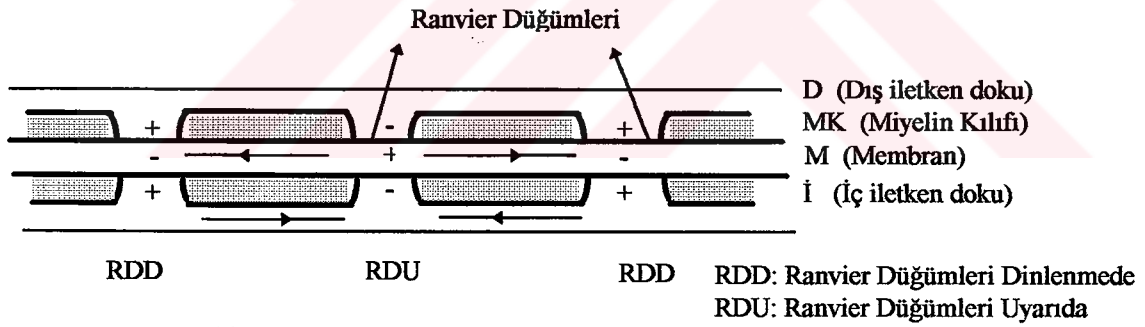
Ancak, uyarı dıştan verilmez de beyin ve omurilikten gelirse, sadece tek yönde yayılır. Örneğin motor sinirlerde uyarı, yalnızca çevre sinirler yönünde yayılır. Çünkü her uyarının ardından, onu izleyen bir reflakter dönem gelmektedir. Dolayısıyla iletim, belli ölçüler içinde engellenmektedir. Bu durumda, uyarının aynı sinir içinde geri dönmesi de olanaksızdır. Uyarının yayılması, miyelinli ve miyelinsiz liflerde değişiklik gösterir.

3.5.1.1 Kesintisiz, sürekli iletim

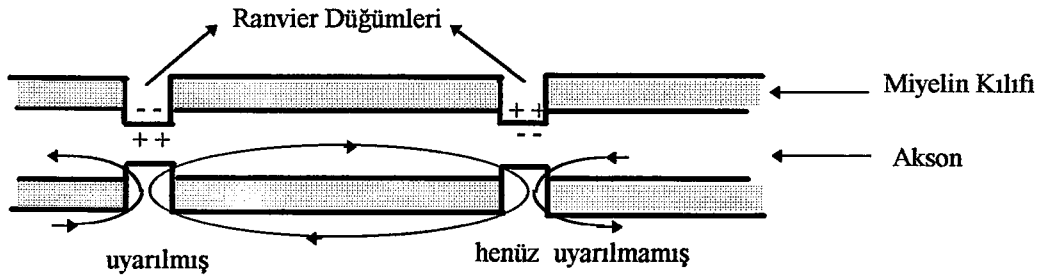
Miyelinsiz liflerce iletim kesiksiz sürekli'dir. Şekil 3.3a'da miyelinsiz bir lifte, dış iletken elektriksel yönden pozitif, iç iletken de negatif yüklüdür. Zarda, üzerine okların işaretlenmiş olduğu oval görüntüler, uyarı odağından direkt olarak komşu zar bölgesine akan yerel akımları göstermektedir. Bu yerel akımlar, bulundukları yerdeki zar potansiyelini değiştirerek yeni impulsların oluşmasına neden olurlar. Olay, hareket akışının halkadan halkaya aktarıldığı bir zincire benzer. Zar potansiyelindeki değişiklik normale döndüğünde, uyarının çıkış noktasında da yeniden dinlenme meydana gelir.



Şekil 3.3a Miyelinsiz sinir lifinde yayılım



Şekil 3.3b Miyelinli sinir lifinde yayılım



Şekil 3.3c Uyarının sıçrayıcı iletimi

3.5.1.2 Sıçrayıcı (Saltatorik) iletim

Miyelinli liflerde, miyelin kılıfı üzerinde 1-3 mm aralıklarla, yaklaşık milimetrenin binde biri genişliğinde düğümler (Ranvier Boğumları) bulunur. Şekil 3.3b'de, iki Ranvier boğumu görülmektedir. İki boğum arasındaki bölge 'internodyum' adını alır. Sağ ve sol düğümler dinlenme halinde (RDD) buna karşın iç iletken negatif, dış iletken de pozitif yüklüdür. Orta düğüm, uyarılmış durumdadır. Uyarı, orta düğümden çıkmakta ve oklarla da gösterildiği gibi her iki yönde yayılmaktadır. Uyarılan orta düğümden oluşan impuls, miyelin kılıfının izolator etkisiyle engellendiği için ancak en yakın Ranvier boğumundan membran aracılığıyla dışarı çıkabilmektedir. Böylelikle bu düğümden depolarizasyon sonucu yeni bir impuls oluşur. Düğümden düğüme atlayarak iletildiği için bu tür iletime saltatorik (sıçrayıcı) iletim denir.

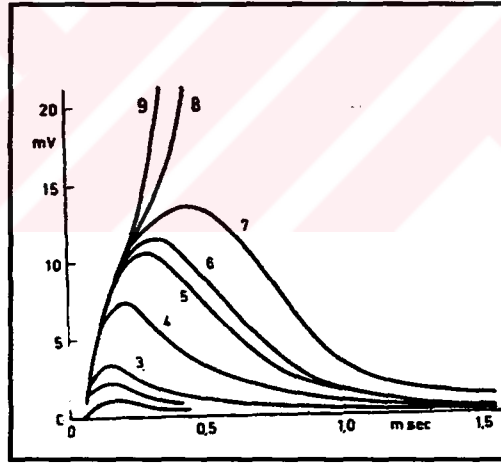
Şekil 3.3c'de, akımların sinirin bir parçasından diğerine nasıl aktığı gösterilmiştir. Miyelin kılıfının izolator etkisine rağmen, internodyumlarda gene de belli ölçülerde kayıplar olur. Buna rağmen, esas etki düğümlerde olduğu için, impuls düğümden düğüme büyük bir hızla sıçrar. Miyelin kılıfı sinir liflerini sadece iyon kaybına, dolayısıyla enerji kaçığına karşı izole etmekle kalmaz, ayrıca sinirde yüksek bir iletim hızına erişilmesine olanak verir.

Uyarının yayılım hızı, değişik liflerde oldukça farklıdır ve 0.5 ile 135 m/s arasında değişir. Hız, lifin kalınlığı oranında artar. Sıçrama, sürekli olana oranla iletimde artan bir hız sağlar. İletim hızında ısı da etkili rol oynar. Sıcak kanlılar için optimal ısı 40 °C dir.

Normal bir sinir, her iki yönde de iletim yeteneğine sahiptir. Ancak sinapslar, uyarıyı yalnızca bir yönde aktarabildikleri için, fizyolojik koşullarda yalnızca tek yön kullanılır. Bir sinir, iki ayrı noktadan aynı anda uyarılmazsa, iki uyarı dalgası birbiri üstüne ilerlerse de sıçrayamazlar. Her impulsu bir reflektör dönem izlediği için, uyarı dalgası sinirin ikinci uyarı dalgası sonucu oluşmuş uyarılmamış yerine rastlar. Dolayısıyla karşılıklı olarak birbirlerini yok ederler.

3.5.2 Fizyolojik Elektrotonus

Fiziksel elektrottonusta değinildiği gibi, elektriksel uyarı yalnız intrapolar değil, extrapolar da yayılır. Bu yayılma, zar potansiyelini ve sinirde uyarabilmeyi değiştirir. Sürekli akan doğru akım, sinirde herhangi bir uyarı meydana getirmez, ancak başlangıç membran potansiyelinde, dolayısıyla uyarılabilmede bazı değişiklikler yapar. Bu değişiklikler katot ve anotta birbirinin tersidir. Katotta zarın pozitif yükü azalırken, anotta artar. Bu potansiyel değişiklikleri, akım sürekli geçtiği, şiddeti zayıf olduğu ve eşik altı kaldığı sürece her iki kutupta da eşdeğerdir. Akım şiddeti yükseldikçe, fizyolojik elektrottonusun aktif belirtileri de eklenir. Ancak, oluşan bu aksiyon potansiyelinin yayılabilmesi için, akımın yeterli bir süre devam etmesi ve şiddetinin de eşik üstü bir değere erişmesi gerekir. Şekil 3.4'te miyelinsiz bir sinir lifinin değişik şiddetlerdeki kısa süreli uyarılara verdiği yanıtlar görülmektedir. Uyarı, eşik altı kaldığı sürece, değişiklikler daima uyarı yerine dönmektedir (1-7). Uyarı, eşik değerini aşarsa, yerel yanıttan zirve potansiyeli (7-8) oluşabilmektedir.



Şekil 3.4 Miyelinsiz sinir lifinin değişik şiddetteki kısa süreli uyarılara verdiği yanıt.

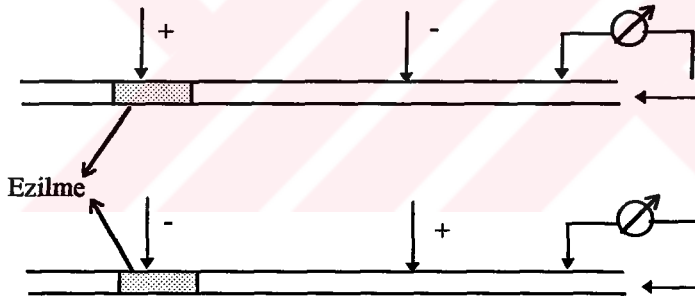
(Kaynak: Dr. Tuna, N. (1989) Elektroterapi)

İmpulsun yayılmasında rol oynayan en önemli faktör, membran potansiyelinin katotta azalması sonucu Na iyonlarına karşı zarın geçirgenliğinde oluşan değişikliktir. Biraz yavaş olmakla birlikte, K iyonlarına karşı olan geçirgenlik de yükselir, yani katyonlar için geçirgenlik (permeabilite) artmıştır.

Depolarizasyon belli bir yüksekliğe erişince, Na iyonlarına karşı olan geçirgenlik de gittikçe artar. Sonunda, Na iyonlarının iç yönde akışı tüm iyonlardan, hatta K iyonlarının zarın dışı yönünde akışından da daha fazla olur.

3.5.2.1 Sinirin elektriksel uyarılması

Sinirin elektriksel uyarılması anında gelişen olaylar Şekil 3.5'teki model üzerinden şöyle açıklanabilir. Taranmış kısımlar, bir sinir lifini göstermektedir. Sinirin sol başı ezilerek uyarılamaz hale getirilmiştir. Sinirin ezilmiş olan kısmına anodu, uyarılabilen sağlam kısmına da katodu bağlayarak devreyi kapattığımızda, galvanometre sinirde bir impulsun oluştuğunu gösterir, yani sinir sağlam kısmı üzerinde bulunan katot tarafından uyarılmıştır. Eлектrotların yerlerini değiştirir, katodu sinirin ezik kısmı üzerine koyar ve devreyi kapatırsak bu kez sinirde bir uyarı görülmez. Tersine, bu kez uyarı devrenin açılışında meydana gelir. Yani uyarılan sinirde katotta polarizasyon artmakta (katelektrotonus) ve buna karşın anotta azalmaktadır (anelektrotonus).



Şekil 3.5 Polar kasılma kanunu

Deney sağlam bir sinirle yapılırsa, devrenin hem açılış hem de kapanışında uyarı alınır. Ancak açılıştaki uyarı için gerekli akım şiddeti, kapanışa oranla daha yüksektir. Katot ve anodun farklı etkileri pratik uygulamayla da gösterilebilir. Kas uyarılırken katot sinire daha yakın bir yere konursa, kasılma bu kez devrenin açılışında görülür ve gerekli akım şiddeti daha yüksektir.

Devrenin kapanışında oluşan potansiyel yükselmesi, yani katelektrotonusun oluşumu sırasında, zarın dışında bulunan katyonlar katot yönünde yer değiştirirler ve orada zahiri bir

anot meydana getirirler (ekstrapolar pozitif yükün azaltılması). Buna karşın, devrenin açılışında ekstrapolar yük artar, başka bir deyimle anot yakınında bulunan katyonlar anot tarafından itilirler ve zarın dış yüzünde yoğunlaşırlar (zarın stabilizasyonu). Bu ise bir hiperpolarizasyona sebep olur ve dinlenme potansiyeli yükselir. Akım devresi açılır açılmaz, katyonlar eski yerlerine doğru akarlar. Katyonların geriye doğru bu pasif akışlarına ‘polarizasyon akımı’ adı verilir. Polarizasyon akımının şiddeti, göç eden katyon sayısına bağlıdır. Polarizasyon akımı, kapanışta geçen primer akımdan daima daha zayıftır.

3.5.2.2 Akım yoğunluğu ve uyarma açısından önemi

Elektrik akımının kritik uyarı eşiğine erişebilmesi için, belli bir asgari şiddeti olması ve yine asgari bir süre akması gerekir. Değişik büyüklükteki elektrotlar kullanılırsa, etki altında kalan kas ve sinir hücrelerinin alanı da değişik olacaktır. Elektrot alanı küçüldükçe, akım yoğunluğu artacağından, şiddet aynı kalsa bile, uyarı daha kuvvetli olacaktır. Yani önemli olan, akım şiddetinden çok, akımın yoğunluğudur. Başka bir deyimle, uyaranın kuvveti, zarın birim alanına düşen akım şiddetiyle doğru orantılıdır.

Belli bir alanda uyarı şiddetinin özellikle yüksek olması isteniyorsa (çevrenin de aynı anda birlikte uyarılmaması için), uyarı elektrodun (diferens elektrot) gerektiği kadar küçük yüzeyli olması beklenir. Uyarı etkisi istenmeyen elektrot (indiferens elektrot) da yeterince geniş yüzeyli olmalı ve diferens elektrottan olabildiğince uzak bağlanmalıdır.

3.5.2.3 Kasılma formülü

Küçük yani diferens elektrot sinir dalının kasa yakın yerine (uyarı noktası) konur ve uyarma katot ve anotla değiştirilerek yapılırsa, katot kapanış kasılması (KKK) ve anot kapanış kasılması (AKK) dışında, akım şiddeti yeterince yükseltilirse, katotta devrenin açılışında da (KAK) bir kontraksiyon (kasılma) görülebilir. Akım şiddeti aynı kalmak koşuluyla, oluşan kontraksiyon sırasıyla şöyledir:

KKK- AKK- AAK- KAK

Kapanış kontraksiyonu daima katottan başladığı ve bu sırada daha az şiddette akım gerekli olduğu için, uyarma katotla yapılır. Anot kapanış kontraksiyonlarında diferent elektrot her ne kadar anot ise de, impuls anottan değil, katot yönünde bulunan Ranvier düğümlerinden doğar. Ancak bu durumda katot yani indiferekt elektrot altındaki akım yoğunluğu düşük olduğundan, impulsun oluşabilmesi için daha şiddetli akıma gerek vardır.

Devrenin açılışındaki eşik, kapanışından yüksektir. Ancak burada etkili olan akımın bizzat kendisi değil, açılışta oluşan polarizasyon akımlarıdır (AKK). KAK'da uyarı elektrodu tekrar katottur. Ancak açılış impulsu katottan değil, anot yönünde bulunan boğumlardan çıkar.

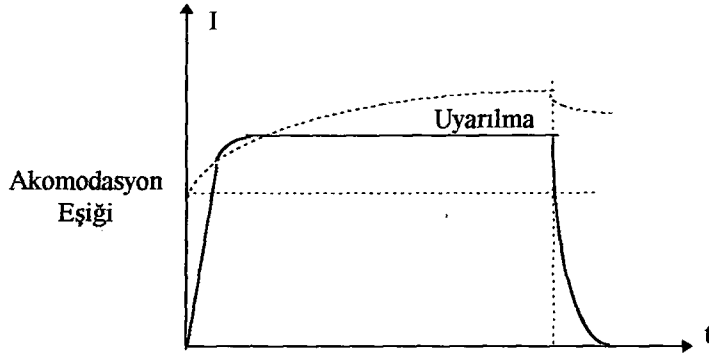
Açılış kontraksiyonlarında daha yüksek akım şiddeti gereksiniminin nedeni, akım yoğunluğunun düşük ve de polarizasyon akımının primer akımdan daha zayıf olmasıyla açıklanabilir. Bu durumda şöyle bir kontraksiyon formülü ortaya çıkar:

KKK> AKK> AAK> KAK

Kontraksiyon formülü tanıda önem taşır. Örneğin çevresel (periferik) bir sinirin zedelenmesinde dejenerasyon reaksiyonu (DR) ortaya çıkabilir. DR, tam ya da parsiyel olabilir. Eşik o kadar yüksek olabilir ki, akım şiddeti yavaş yavaş yükseltirise sonunda kasta devamlı bir kasılma (tetani) görülür ve kontraksiyon formülü tersine dönebilir.

3.5.2.4 Akomodasyon

Katelektrotonus ve anelektrotonusta tanımlanan kapanış ve açılış kontraksiyonları, akım devresinin ani açılıp kapanmasıyla elde edilmektedir. Bu esnada akım şiddeti, dik olarak yükselir, kasılma hızlı ve şimşek çakar gibidir. Reflakter dönemin geçmesinden sonra, uyarıyı oluşturan elektrotun altında yeni bir impuls olabileceği düşünülebilirse de ikinci bir kasılma olmaz, yani tek uyarıya tek impuls alınır. Denemeler, uyarının başlamasından sonrasınırde, niteliği henüz açıklanamayan bazı değişikliklerin oluştuğunu ve bu değişikliklerin uyarı eşiğini devamlı yükselttiğini göstermiştir. Eşik değerindeki bu yükselmeye 'akomodasyon' (uyum sağlama) denir. Sinirin uyarı eşiğine adapte olabilmesi için, yeterli akım şiddetine ulaşılması gerekir. (Şekil 3.6)



Şekil 3.6 Akomodasyonun şematik gösterimi

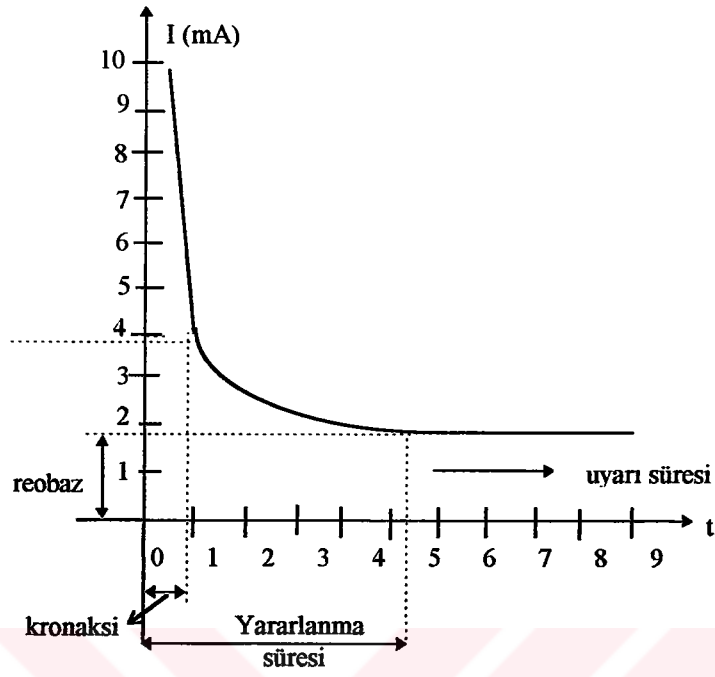
Akım şiddeti daha başlangıçtan itibaren yavaş yavaş yükseltirise, uyarı eşiğine erişilemez. Bu tedrici yükseliş, uyarılabilen dokularda bazı değişiklikler yapmakta, fakat kasta kontraksiyon olmamaktadır.

Yalnızca sağlam bir sinir akomodasyon gösterebilir, zedelenmiş sinir bu niteliğini yitirmiştir. Bu ayrım nedeniyle, akomodasyondan tedavinin yanı sıra teşhiste de yararlanır.

3.5.2.5 Reobaz - Kronaksi

Reobaz, 1000 ms lik dörtgen impulsu uyarmada, kasta görülebilecek ya da hissedilebilecek minimal kasılmayı oluşturan en az akım şiddetidir. Sağlam kas için genelde 10 ms. den kısa süreli impulslar ve daha yüksek akım şiddeti gereklidir.

Kronaksi, reobaz değerinin iki katı akım şiddetinde oluşabilen minimal kasılma için gerekli impuls genişliğidir. Örneğin reobaz 3 mA ise, 6mA akım şiddetinde görülebilir ya da hissedilebilir minimal kontraksiyon oluşturan dörtgen akım impulsunun genişliği kronaksidir. 1 ms üzerindeki kronaksi değerleri patolojiktir. Tam bir denervasyonda bu değer 10 ile 100 ms arasında bulunur. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7 Kuvvet/süre eğrisi üzerinde reobaz ve kronaksi

4. ELEKTROSTİMÜLASYONUN FİZYOLOJİK ETKİLERİ

Elektriksel stimülasyonun yarattığı fizyolojik cevapların algılanması, yorumlanması ve organizasyonu, klinik değerlendirmeler açısından oldukça önemlidir. Patolojik proseslerin elektriksel stimülasyonla uygun biçimde tedavi edilebilmesi için, fizyolojik verilerle sistematik bir biçimde bağlantı kurulması gerekir.

4.1 Biyolojik Etkiler

Elektrik akımının biyolojik bir iletim ortamından akışında üç tip etki oluşur. Bunlar elektrotermal, elektrokimyasal ve elektrofiziksel etkilerdir. Teorik olarak, elektrik akımının her akışında bu üç etki de oluşur. Uygun cihazlar yardımıyla, bu etkiler hücresel düzeyde farkedilip ölçülebilirler. Stimülasyon sırasında bu üç etkiden hangisinin daha baskın olduğunu belirlemek, elektriksel stimülasyonun fizyolojik cevaplarını anlamak için ön koşuldur.

4.1.1 Elektrotermal etki

Yüklenmiş partiküllerin iletken ortamdaki hareketleri, bu partiküllerin titreşimine yol açar. Bu titreşim ve oluşan sürtünme kuvvetleri, ısı üretimine neden olur. Elektrik enerjisinin ısıya çevrimi, Joule (Jul) Kanunu ile açıklanır. Joule Kanununa göre, üretilen ısı miktarı (H) akımın karesi (I^2), direnç (R) ve akımın aktığı süre (t) 'nin çarpımı olarak tanımlanır. Bu bağıntı şöyledir:

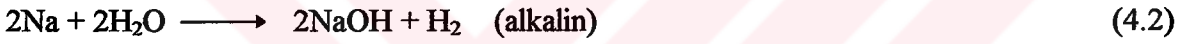
$$H = 0.24 I^2 R t \quad (4.1)$$

Isı üretimi, gram-kalori olarak verilir. Klinik açıdan, yüksek akım, yüksek deri direnci ve uzun tedavi süresi, ölçülebilir bir ısı etkisi yaratır. Eğer DC (direkt akım) stimülasyon kullanılıyorsa, deri direnci genellikle yüksektir ve yüksek ısı etkisinden korunmak için hem genlik hem de tedavi zamanı düşük tutulmalıdır. Eğer sürekli bir AC (alternatif akım)

kullanılıyorsa, frekans arttıkça deri direnci düşecektir. Toplam akım genliği düşük olduğu sürece (birkaç mA) mertebesinde, frekans arttıkça ısı etki düşecektir. Düşük darbe süreli (5-200 μ s) ve 100-200 Hz civarında bir darbeli akım, alternatif akıma göre daha düşük bir toplam akıma sahip olduğundan, çok düşük bir deri direncine ve dolayısıyla çok düşük ısı etkiye yol açacaktır.

4.1.2 Elektrokimyasal etkiler

İletilen akım, yeni kimyasal bileşiklerin oluşumuna yol açtığına, elektrokimyasal etkiler farkedilir. Bir kimyasal bileşiğin durağan hali, elektrik akımıyla değiştirilebilir. İki yönlü DC akım, kasa bağlı elektrotların altında sodyum ve klorinin yeni bir kimyasal bileşik oluşturmasına neden olur. Dokusal düzeydeki bu değişiklikler şöyle özetlenebilir:



Alkalin ve asit oluşumu, negatif ve pozitif elektrotlarda art arda izlenir. Hücresel seviyede, bunu izleyen reaksiyonlarda hidrojen ve oksijen açığa çıkar. DC akımla aktive edilen bu tür kimyasal reaksiyonlar aşırı olmadığı sürece, vücudun normal tepkisi, dokunun normal pH düzeyini dengelemek üzere kan akışında oluşan artış şeklinde gözlenecektir. Kimyasal değişiklikler, vücudun geri dönüşüm ve tekrar durağan pozisyonu yakalama yeteneğini aşacak düzeyde olursa, uyarılan kasta su toplanması ya da kimyasal yanıklar oluşabilir. Akım genliğini düşürme, tedavi süresini kısaltma ve kutuplanmayı kısa sürelerle tersine çevirme gibi önlemler, bu riski azaltacaktır.

Pratikte, kimyasal değişikliklerin doku düzeyindeki eliminasyonu, DC akım yerine darbeli akımların kullanılmasıyla sağlanır. Doku düzeyinde, ölçülebilir kimyasal değişikliklerin yokluğu, hücre düzeyinde elektrokimyasal değişiklikler oluşmadığını göstermez. Aslında, elektrolitik proseslerin kaynağı hücrededir. Ancak değişiklikler öylesine küçük ve geçicidir ki kliniksel açıdan pek bir anlam taşımaz.

4.1.3 Elektrofiziksel etkiler

Elektrokimyasal reaksiyonların aksine, elektrofiziksel etkiler, iyonların moleküler yapısında değişiklik yaratmazlar. Elektriksel yük, ister elektrolit ister ayrışmaz yapıdaki moleküller (protein ya da lipoprotein) olsun tüm iyonların hareketine yol açar. Bu yüzden elektrofiziksel etki, 'elektrokinetik etki' olarak da adlandırılır. Bu tip iyonik hareketlerin en çok bilinen fizyolojik sonuçları hücre membranı çevresindeki Na ve K iyonlarının konsantrasyonlarında oluşan farklılık sebebiyle, çevresel sinirlerin uyarılmasıdır. Bu direkt hücresel etkiler, kas kasılması, ağrı kesici mekanizmaların harekete geçmesi, çeşitli damarsal etkiler gibi bazı dolaylı etkileri de beraberinde getirir.

Diğer direkt hücresel etkiler, sinir uyarımını etkilemeyen iyonların üzerindeki elektrofiziksel etkilerle bağlantılıdır. Kalsiyum ve magnezyum gibi elektrolitler ile serbest amino asit ve protein gibi diğer iyonlar, elektrik akımının etkisiyle kaslara doğru hareket etmeye zorlanırlar. Bu hareketler, bu maddelerin konsantrasyonlarında değişikliğe yol açarak bazı dolaylı fizyolojik etkilerin tetiklenmesine yol açarlar. Hücresel düzeydeki bir çok direkt etki, uyarılabilir ve uyarılamaz tepkiler olarak iki grupta sınıflanır.

4.2 Fizyolojik Model

Elektrik akımı, iletken bir biyolojik ortamdan geçerken, sistemin çeşitli düzeylerindeki fizyolojik proseslerde değişiklik yaratır. Fonksiyonel olarak, dört seviye belirlenmiştir: Hücresel, dokusal, bölümlü ve sistematik seviyeler.

Stimülasyon yoluyla, herbir seviyede değişik prosesler etkilenir ve ilgili fizyolojik aktivite gelişir ya da baskılanır. Stimülasyonun etkisi, direkt, indirekt ya da bilinmeyen bir etki olabilir. Aşağıda, dört seviyenin herbiri için, stimülasyonun temel etkileri listelenmiştir. D: direkt, ID: indirekt, *: bilinmeyen etkileri sembolize etmektedir.

4.2.1 Hücresel seviye

1. Çevresel sınırların uyarılması (D)
2. Uyarılamaz ya da az uyarılabilir hücrelerin membran geçirgenliğinde oluşan değişimler (D, ID)
3. Fibroblastlar (lifler) ya da fibroblastik yapılardaki değişim (D, ID)
4. Osteoblastlar (kemikler) ya da osteoblastik yapılardaki değişim (D, ID)
5. Atardamar, venöz ve lenfler gibi mikrosirkülasyonlardaki değişim (*)
6. Protein ve kan hücresi konsantrasyonlarındaki değişim (*)
7. Enzimatik hareketlerde değişim (SDH ve ATP gibi) (D, ID)
8. Protein sentezinde değişim (D)
9. Mitokondriyel büyüklük ve konsantrasyondaki değişim (D, ID)

4.2.2 Doku seviyesi

1. İskelet kaslarının kasılması ve bunun kas güçlendirme, kasılma zamanı, reaksiyon zamanı ve yorulma üzerine etkileri (ID)
2. Düz kasların kasılması veya dinlenmesi ve bunun atardamar ve venöz kan akışına etkileri (ID)
3. Kemik, bağ ve deri dokularını da içeren doku yenilenmesi (D, ID)
4. Doku yumuşatma, uzatma, viskozite düşürme ve eklem boşluklarından sıvı emilimi gibi dokunun yeniden modellenmesini sağlayan faaliyetler (D, ID)
5. Dokunun termal ve kimyasal denge değişiklikleri (D)

4.2.3 Bölümsel (segmentel) seviye

1. Kas gruplarının kasılması ve bunun eklem hareketlerine etkileri (ID)
2. Kasın pompalama hareketlerinin lenfatik drenaj, venöz ve atardamar kan akışı üzerindeki geniş sirkülasyon etkileri (makrosirkülasyon) (ID)

3. İskelet kası kasılmalarıyla bağlantısı olmayan lenfatik drenaj ve atardamar kan akışındaki değişimler (ID)

4.2.4 Sistematik seviye

1. Betaendorfin, enkefalin, dimorfin gibi endojen polipeptitlerin (enzimler) ağrı kesici etkileri (ID)
2. P maddesi ve serotonin gibi sinirsel ileticilerin ağrı kesici etkileri (ID)
3. Polipeptitlerin yarattığı sirkülasyon etkileri (ID)
4. Kalp ya da böbrek gibi iç organ aktivitelerinde modülasyon (ID)

4.3 Elektroterapi ile İlişkili Kanun ve Formüller

Elektroterapinin gerek fiziksel, gerek fizyolojik yönleriyle ilişkili bir çok kanun ve eşitlikler mevcuttur. Bunların doğru yorumlanması, çok sayıdaki stimülasyon parametreleri arasındaki ilişkinin daha iyi anlaşılmasına ve klinik ortamda en efektif bir biçimde kullanılmasına yardımcı olacaktır.

Uyarılma kanunları, voltaj, akım, yük ve çevre sınırları uyarmayı sağlayacak enerji arasındaki ilişkileri açıklar. Bu parametrelerden faz yükü ve toplam akım, klinik açıdan önemli önceliğe sahiptir. Deri direnci, ek bir faktör olarak önem taşır. Faz yükü, bir sinir uyarılabilir ya da uyarılamaz olduğunu belirleyen kriterdir. Faz yükü, herbir darbe fazında dokuya ulaşan elektrik miktarını tanımlar. Uygun olmayan bir yük sınırı uyarmak için yeterli olmayacak, fazla yük ise dokuya zarar verebilecektir.

4.3.1 Faz yükü

Monofazik kare dalga üreten bir sabit akım stimülatöründe faz yükü, eğrinin altındaki alan olarak tanımlanır ve akım genliğinin tepe noktası ile faz süresinin çarpımıdır.

$$q = I * t \quad (4.4)$$

Simetrik bifazık kare dalgalar için iki eşit faz olduğundan, eşitlik şöyle olacaktır:

$$q = I * t * 2 \quad (4.5)$$

Simetrik sinüs dalgası ise şöyle bir eşitliğe sahiptir:

$$I(t) = I * \sin \omega * T \quad (4.6)$$

$I(t)$: Zamanın (t) bir fonksiyonu olarak akım genliği (amper)

I : Akım genliğinin tepe değeri (A)

ω : Açısal hız (radyan/s)

T : devir peryodu (s)

Açısal hız (ω), frekans (f) ve peryot (T) ile şu şekilde bağlantılıdır:

$$f = \omega / 2\pi \quad (4.7)$$

$$T = 2\pi / \omega \quad (4.8)$$

Bir faz süresi, $t = 0$ ve $t = T / 2 = \pi / \omega$ aralığında tanımlanır. Bu sebeple, herbir faz yükü bu süreye ait integralle şöyle hesaplanır:

$$q = I \omega (\cos 0 - \cos \pi / \omega) = 2 I / \omega \quad (4.9)$$

$\omega = 2\pi f$ olduğundan, faz yükü eşitliği şöyle yazılacaktır.

$$q = I / \pi f \quad (4.10)$$

(4.4) eşitliği monofazik dalgalar için, (4.10) eşitliği ise AC sinüs dalgası için faz yükünü göstermektedir. Buna göre, akım genliği tepe değerinin $I=200$ mA, faz süresinin $t=200$ μ s olduğu kabul edilirse;

1. Monofazik kare dalga için:

$$q = I \cdot t = 200 \cdot 10^{-3} \cdot 200 = 40 \mu\text{C}$$

2. Tek fazlı ve 2500 Hz frekanslı, modüle edilmiş AC sinüs dalgası için:

$$q = I / \pi f = 200 \cdot 10^{-3} / 3.14 \cdot 2500 = 25.4 \cdot 10^{-6} = 25.4 \mu\text{C}$$

Buradan şu sonuçlara varılabilir:

- Kare dalgayla dağıtılan bir yük, sinüs dalgasıyla dağıtılandan daha fazladır.
- Simetrik bifazik kare dalga ve simetrik iki fazlı kare dalga için yük hesabı, tek fazda hesaplanan yükün iki katı şeklindedir. Yukarıdaki örneklerin iki fazlı hesapları 80 ve 50.8 μC olacaktır.
- Yukarıdaki eşitlikler göstermektedir ki, eşit faz süreleri için kare dalga sinirleri uyarmak için sinüs dalgasına göre daha düşük genlikte bir akıma ihtiyaç duymaktadır. Yani sinüs dalgası, uyarı yapmak için daha az uygundur.
- Eşit yük elde etmek için, faz süresinde yapılan herhangi bir değişiklikte uyumlu olarak genlikte de ayarlama yapılması gerekir.

Yüksek voltaj uyarıcıları olarak bilinen, sabit voltaj stimülatörlerinde monofazik ikiz tepeli darbeler için faz yükü, şu eşitlikle hesaplanır:

$$q = C \cdot V \quad (4.11)$$

C: çıkış kapasitörünün kapasitesi (μF)

V: voltaj yoğunluğu (volt)

Tipik olarak, iki çıkış kapasitörü vardır. Birincisi (q_1) 0.010 μF ve ikincisi (q_2) 0.015 μF olup sırasıyla darbenin birinci ve ikinci tepe değerlerini gösterirler. Maximum voltaj çıkışının $V=500$ v olduğu kabul edilirse, ilk tepe değer için faz yükü:

$$q = 0.010 \cdot 10^{-6} \cdot 500 = 5 \cdot 10^{-6} = 5 \mu\text{C}$$

ikinci tepe değer için faz yükü:

$$q = 0.015 * 10^{-6} * 500 = 7.5 * 10^{-6} = 7.5 \mu C$$

Darbenin iki tepe noktasındaki elektrik yükünü toplarsak:

$$q = q_1 + q_2 = 5 \mu C + 7.5 \mu C = 12.5 \mu C$$

Faz yükünün, klinik yönleri açısından şu tip değerlendirmeler ekleyebiliriz:

- Önceki örneklerdeki faz başına 25 ve 40 μC 'luk yükler taşıyan ünitelerle karşılaştırıldığında, yüksek voltaj uyarıcıları yalnızca 12.5 μC 'a çıkabilmektedir. Yüksek voltaj uyarıcıları bu yönleriyle his, hareket ve ağrı iletim liflerinde uyarı başlatabilmeleri açısından çok efektifler. Bu etkinlik, uyarı kanununda bahsedildiği gibi, uyarı eşiğinin kısa faz süreleri için daha az yüke ihtiyaç duyması prensibine dayanır.
- Yüksek voltaj terimi kullanılmasına rağmen bu stimülatörler çok güçlü değildir. Quadriceps femoris gibi geniş kas gruplarını güçlü bir şekilde hareket ettirebilmek için faz yükü yeterli uygunlukta değildir.
- Gerek yüksek voltaj, gerek alçak voltaj stimülatörleri olsun, gerekse darbe şekli monofazik, bifazik ya da polifazik olsun kullanılan faz süresi için uygun faz yükü sağlandığında, sinir uyarımı gerçekleşmiş olacaktır. Bu ifade, yükün negatif ya da pozitif olması durumunda da geçerlidir.

4.3.2 Toplam (ortalama) akım hesabı

Toplam akım, saniyedeki akım akış miktarıyla ölçülür (coulomb/s). Birçok modern stimülatörde darbeli akımlar kullanıldığından, akımın tepe değeri toplam akım değerinden çok yüksektir. Darbeli akımlar için toplam akım, şu şekilde hesaplanır:

$$I_{top} = q / T \quad (4.12)$$

q: faz yükü (C)

T: darbe (periyot) süresi

f = 1 / T eşitliğini kullanarak,

$$I_{top} = q * f \quad \text{olur} \quad (4.13)$$

f: uygulanan akımın frekansı (Hz)

Dalga şekli ve saniyedeki darbe sayısı bilindiğinde toplam akım hesaplanabilecektir. Faz yükünü $q = 20 \mu\text{C}$ kabul edelim, aşağıdaki hesaplamalar sırasıyla monofazik, bifazik ve burst modüle edilmiş AC dalgalar için yapılmıştır:

1 50 Hz frekanslı monofazik darbe:

$$I_{\text{top}} = 20 * 10^{-6} * 50 = 1 * 10^{-3} = 1 \text{ mA}$$

2 50 Hz'lik simetrik bifazik darbeler 100 faz içerir ve toplam akım:

$$I_{\text{top}} = 20 * 10^{-6} * 100 = 2 * 10^{-3} = 2 \text{ mA}$$

3 25 sinüs dalgası içeren yani 50 fazlı ve saniyede 50 burst olan bir AC için saniyedeki faz sayısı 2500 olacaktır:

$$I_{\text{top}} = 20 * 10^{-6} * 2500 = 50 * 10^{-3} = 50 \text{ mA}$$

Toplam akım, klinisyenler için özel bir öneme sahiptir, çünkü aşırı değerdeki bir toplam akım dokular için zararlı olabilir. Eğer elektrot büyüklükleri biliniyorsa, toplam akım yoğunluğu, toplam akımı elektrot yüzeyine bölerek belirlenebilir. Yukarıdaki hesaplamalar, şu sonuçlara ulaşmamıza yardımcı olmaktadır:

- Darbeli uyarıcılarda, saniyedeki darbe sayısı direkt olarak toplam akımı etkiler. Tepe değeri 1000, 2000 mA'e ulaşsa bile, darbe süresi kısa ve frekans düşükse toplam akım yalnızca 1 mA olabilir.
- Darbe sayılarının eşit olması durumunda, monofazik ve bifazik dalgalar, burst modüle edilmiş AC dalgalara göre, daha düşük toplam akıma sahiptirler.
- Amaç, beklenen fizyolojik cevapları minimum toplam akımla almak olduğu için, monofazik ve bifazik dalga üreteçleri interferans ve diğerlerine göre daha etkilidir. Toplam akım düşük olduğunda, yoğunluk güvenli sınırlar içinde kalacağından hem küçük hem büyük yüzeyli elektrotlar güvenli bir biçimde kullanılabilir. Oysa interferans akımlarda toplam akım 80-100 mA civarlarına ulaşabileceği için küçük elektrotların kullanımı deride hassasiyete ve yanıklara yol açabilir.

Toplam akım, dokuda oluşan ısı miktarıyla da doğrudan ilişkilidir.

$$H = 0.24 I^2 R t \quad (4.14)$$

H: ısı üretimi (gram-kalori)

I: toplam akım (A)

R: doku direnci (Ω)

t: tedavi süresi (s)

0.24: sabit katsayı

Toplam akımlarını sırasıyla 1, 2 ve 50 mA olarak hesaplamış olduğumuz monofazik, bifazik ve polifazik darbeler için deri direncini 500 Ω ve tedavi süresini 300 dakika kabul edersek, termal etkiler şu şekilde ortaya çıkacaktır:

Monofazik: $0.24 * (1 * 10^{-3})^2 * 500 * 1800 = 0.18 \text{ g-cal}$

Bifazik: $0.24 * (2 * 10^{-3})^2 * 500 * 1800 = 0.81 \text{ g-cal}$

Polifazik: $0.24 * (50 * 10^{-3})^2 * 500 * 1800 = 540 \text{ g-cal}$

Parametrelerin şu şekilde değiştiğini düşünürsek:

Daha küçük elektrot kullanılarak deri direnci 800 Ω 'a çıkarıldı ve frekans 50 Hz'den 100 Hz'e yükseltildi. Bu şekilde toplam akım monofazik, bifazik ve polifazik için sırasıyla 2, 4 ve 100 mA'e yükselecektir. Yeni hesaplamada sırasıyla monofazik=1.29 g-cal, bifazik=5.47 g-cal ve polifazik=3456 g-cal çıkacaktır. Bunlar deri için zarar verici etkiler yaratabilecek değerlerdir.

4.3.3 Deri empedansı

Deri empedansı, akımın derideki dokulara nüfuz etmesini önleme yönünde ciddi bir engel teşkil eder. Doğru tedavi teknikleri ve uygun stimülatör tasarımlarıyla bu etki düşürülmeye çalışılmaktadır. Empedansı tanımlayan eşitlik şöyledir:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} \quad (4.15)$$

R: statik direnç (Ω)

X_L : endüktif reaktans (Ω)

X_C : kapasitif reaktans (Ω)

Endüktif reaktans (X_L), biyolojik ortamlar için ihmal edilebilir derecede düşüktür. Statik direnç (R) ise, akımla değişme özelliğine sahip değildir. Yalnızca kapasitif reaktans (X_C), uygun stimülasyon parametreleri kullanılarak düşürülebilir. X_C 'yi tanımlayan eşitlik şöyledir:

$$X_C = 1 / 2\pi fC \quad (4.16)$$

π : sabit (3.14)

f : uygulanan gerilime ait frekans (Hz)

C : dokunun kapasitansı (farad)

Bu eşitlikten görüldüğü gibi, frekans yükseldikçe, kapasitif reaktans düşecektir. Bu sonuç, 4000 - 5000 Hz civarındaki interferans akımların deri empedansını düşürdüğü ve diğer TENS üniteleriyle karşılaştırıldığında daha iyi akım geçirdikleri yolundaki savların temelini oluşturur. Bununla birlikte, frekans değeri, faz süresiyle de aşağıdaki eşitliğe göre bağıntılıdır:

$$f = 1 / T \quad (4.17)$$

$$t = T / 2 \quad (4.18)$$

$$t = 1 / 2f \quad (4.19)$$

f : uygulanan gerilime ait frekans (Hz)

I : akım genliği (A)

T : darbe süresi (s)

t : faz süresi (s)

Faz süresinin $t = T / 2$ olduğu dikkate alınarak, frekans yükseldikçe faz süresinin küçüleceği görülür. Bu durumda, faz süresi deri empedansı ile doğru orantılıdır. Başka bir deyişle, faz süresi düştükçe, deri empedansı da düşecektir. Klinik tanımlar şöyledir:

- Interferans akımlar, deri direncini düşürme ve akım geçişini artırma konusunda TENS 'e göre üstünlük taşımazlar. 4000 Hz frekanslı bir interferans ünitesinin faz süresi 125 μ s

dir. 125 μ s'lik faz süresine sahip monofazik ya da bifazik dalgalar için deri empedansı da interferansınki ile aynı olacaktır.

- Elektrot boyutları ve gerilim de deri empedansını etkiler. Bu yüzden, orta frekansların deri empedansını düşürmek için önemli bir faktör olduğunu söylemek yanlış bir kanı olarak görülmeye ve bu düşünce terapistler tarafından terkedilmeye başlanmıştır.



5. ELEKTROTERAPİ'DE AKIM SINIFLANDIRILMASI

Fizik tedavide yaralanılan elektrik akımlarının ayırımında önceleri akım türü ön planda tutulurken, son yıllarda frekans esas alınmaya başlanmıştır. Aslında aktüel ayırım, değişik frekanstaki akımların organizma üzerindeki etki mekanizmalarına dayanır. Alçak, orta ve yüksek frekanslı deyimleri, elektroteknikte de kullanılan terimlerdir:

Doğru akım tedavisinde (galvanizasyon) sabit akım şiddeti tüm tedavi süresince devam eder.

Alçak frekanslı akımlar (1000 Hz altında), uygun impuls türü ve genlikte sinir ve kas hücrelerinde uyarı impulsuna senkron aksiyon potansiyeli oluştururlar. Yani bir hücre dizininin tüm hücreleri her impulse aynı anda reaksiyon gösterirler. Bu nedenle alçak frekanslı akımlara uyarı veya impuls akımları da denir. Önde gelen yararlanma kriterleri, seçilen kas ya da kas gruplarının güdümlü kontraksiyonu ile analjezik ve dolaşımı aktive edici etkileridir. Pratikte kullanılan frekans alanı, 1-200 Hz aralığındadır.

Frekansları 1 kHz ile 100 kHz arasında değişen ve üst sınır olarak 1000 kHz kabul edilen orta frekanslı akımlar, uyarılabilen dokularda rasgele dağıtılmış, uyarıcı impulsu senkronize olmayan aksiyon potansiyelleri oluştururlar. Ayırık motor ünitelerindeki uyarı, öteki hücrelere bağımlı değildir. Bunun için de sinir ve kas hücreleri üzerindeki uyarı etkileri alçak frekanslı akımlara oranla düşüktür. Pratikte kullanılan frekans, yaklaşık 4-20 kHz arasında sınırlıdır.

Yüksek frekans tedavisinde (MHz mertebesinde), alçak ve orta frekans skalasında olduğu gibi vücutta bir akım duyusu algılanmaz. İndirekt, yani termik etki esas olduğu için, hiçbir duyuşsal irritasyon olmadan yüksek akım yoğunlukları tolere edilebilir. Hareket eden iyonların sürtüşmesi sonucu meydana gelen ısı oluşumu (Joule Isısı) nun yanı sıra, ısıнын doğmasında, örneğin su moleküllerinde olduğu gibi yüksek frekansta gittikçe artan dipol rotasyonu da rol oynar.

Radyo ve telsiz iletişiminin etkilenmesi olasılığıyla, tıbbi amaçlarla kullanımına çok sınırlı frekans alanında izin verilmiştir. Bunlar 27 MHz (metrik dalga), 434 MHz (desimetrik dalga) ve 2450 MHz (santimetrik dalgalar ya da mikro dalga) frekanslı olanlardır.

Bu tez konusunun kapsamı içinde, elektroterapide çok geniş bir kullanım alanına sahip olan alçak frekanslı akımlar ele alınmış ve kullanılmıştır.

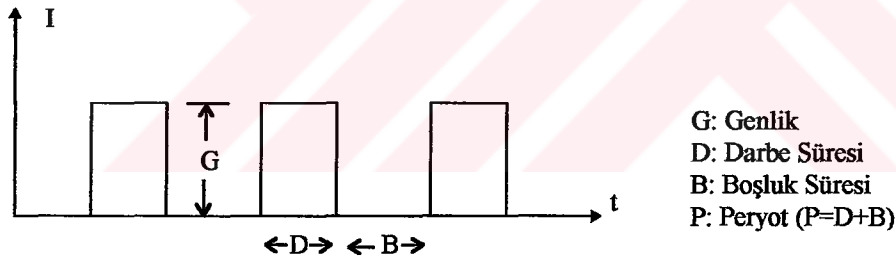


6. ALÇAK FREKANSLI AKIMLAR

Alçak frekanslı (AF) akımlar, impuls formu uygun ve genlik de yeterli olursa, kas ve sinir hücrelerinde, uyarı impulsuyla senkronize bir aksiyon potansiyeli oluşturur. Başka bir deyimle, hücre grubundaki hücreler her impuls'a aynı anda reaksiyon gösterirler.

Bu özellikleri nedeniyle AF akımlar, 'uyarıcı' ya da 'impuls' akımları olarak da adlandırılırlar. Elektroterapide bu akımlarla tedavide amaç, kasların ayrı ayrı ya da gruplar halinde tanı ve uyarılmasıdır. Bu amaca en uygun akım türünün, yaklaşık 100 Hz.e kadar frekanstaki dörtgen akımlar olduğu kabul edilmektedir. Bununla birlikte tüm AF akımların uygun formları, en azından kasların stimülasyonu için kullanılır.

Elektroterapide 'uyarıcı akım' terimi, tüm AF spektrumunun uyarıcı etkileri yanı sıra, ağrı dindirici, dolaşımı aktive edici ve tonus üzerine olan etkileri için de geçerlidir. İmpuls akımlarının önemli öğeleri, akım şiddeti (genlik), akımın çıkış kanadının dikliği, impuls (darbe) süreleri, darbeler arasındaki intervaller ve darbe sıklığı (frekans) dır.



Şekil 6.1 Uyarıcı akımlarda büyüklükler

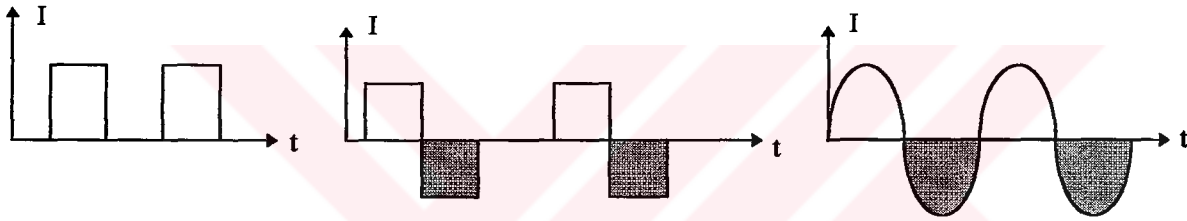
6.1 Akım Türleri

Akımlar, tek yönlü (monofazik) ve çift yönlü (bifazik) olarak iki temel gruba ayrılır (Şekil 6.2). Bu ayırmada önemli olan, sıfır çizgisine göre tek yönlü akımların, gerçek iyon taşınması (iyonotoforez) ve elektrotların altında elektroliz ürünlerinin oluşması yönünden, doğru akım (galvanizasyon) özelliği göstermeleridir. Başka bir deyimle, tek yönlü akımlar, doğru akımın tipik polar özelliklerine sahiptir. Galvanizasyonla aralarındaki önemli ayrılık, biyolojik

olmamasına karşın, AF akımlarda genliği yeterli her impulsun uyarılabilen dokularda bir aksiyon potansiyeli oluşturmaktadır.

Tek yönlü akımlarda, akımın yalnız genliği maksimal değerle sıfır arasında değişir. Devredeki gerilim, kutupların işaretlerini değil, sadece akımın şiddetini, yani genliği değiştirir. Buna karşın AF akımlar, uyarılabilen dokular üzerindeki uyarıcı etkileri ve kapasitif direncin aşılması yönünden gerçek bir alternatif akım niteliğindedirler.

İki yönlü alternatif akımlarda, genliğin yanı sıra akımla birlikte gerilimin yönü de, elektrotların polarizasyonu akımın frekansı paralelinde değişir. Örneğin 50 Hz frekansta kutuplar, saniyede 50 kez negatif ve pozitif olur.

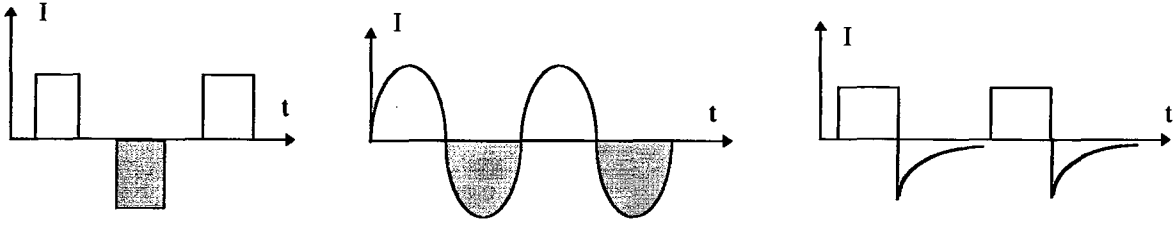


Şekil 6.2 Tek ve çift yönlü uyarı akımları (Monofazik ve Bifazik)

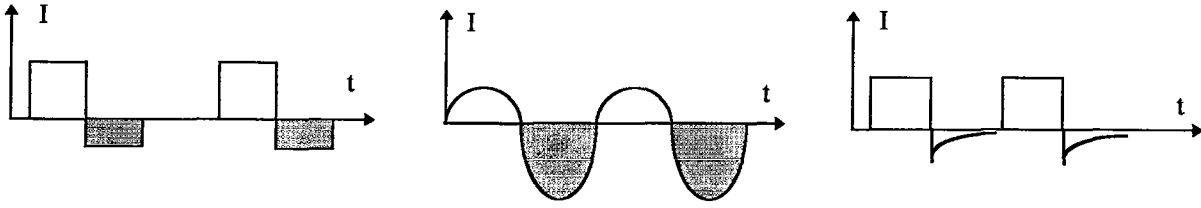
Çift yönlü AF akımlar da kendi aralarında tekrar, sıfır çizgisine göre simetrik ve asimetric olarak ikiye ayrılırlar. Simetrik akımlarda pozitif impuls alanı, negatif alana eşittir. Asimetriklerde böyle bir eşitlik söz konusu değildir.

Simetrik çift yönlü akımlarda, gerçek bir iyon taşınması olmaksızın ileri geri bir iyon salınımı vardır. Bu akımlar apolardır. Yani iki elektrot eşdeğerdir ve anotla katot arasında ayırım yapılmaz. Elektrotların altında elektroliz ürünleri de oluşmaz.

Asimetrik akımlarda salınım yüksekliği bir yönde daha fazladır ve dolayısıyla efferent bir yük transportu gerçekleşir. Pozitif ve negatif impuls arasında alan farkı ne denli büyükse, asimetrik akım türünün efferent etkisi de o ölçüde belirgindir.



Şekil 6.3a Simetrik bifazik akımlar



Şekil 6.3b Asimetrik bifazik akımlar

6.2 Ayırım Kriterleri

6.2.1 İmpuls biçimi

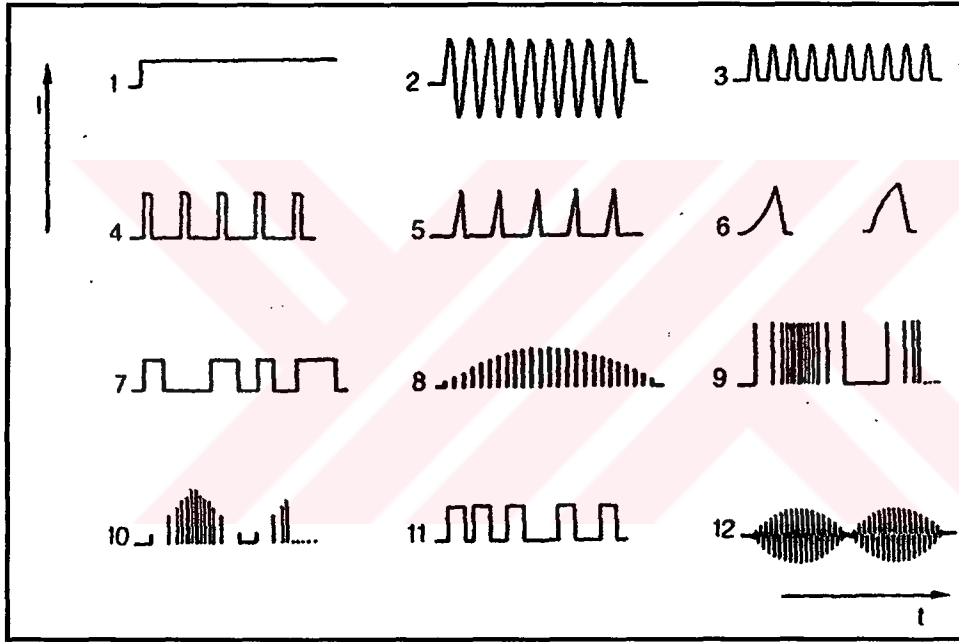
Pratikte impuls formları oldukça çoktur (Şekil 6.4). Hemen hemen her impuls biçimi için kendilerine özgü spesifik etkiler ileri sürülmektedir. Son yıllardaki genel kanıya göre, akım türleri arasında bu denli ayırım gereksizdir. Gerçekten saptanabilen etkilerine göre, bu sayının azaltılması yönüne gidilmektedir.

Uyarıcı akımların sensoriyel ve motor etkilerinde en önemli kriter, impulsun yükseliş süresidir. Akımın çıkış kanadının yükselişine göre, dik çıkışlı dörtgen ve eğik çıkışlı üçgen akımlar olarak bir ayırım yapılabilir. 10 ms den kısa impulslarda dörtgen ve üçgen akımların uyarı etkileri birbirine yaklaşır. Yani, organizma dik ve eğik çıkışlar arasında ayırım yapamaz.

Uyarıda impuls süresi de etkili rol oynar. Kısa süreli (1 ms ve daha kısa) dörtgen impulslar, motorik etkinin aynı olmasına karşın, uzun (20 ms ve daha uzun) impulslara oranla belirgin ölçüde daha az duyuşal irritasyon yaparlar. Nedeni, dörtgen impulsun plato sürecinde

motorik etkisi olmamasıdır. Buna karşın, galvanik akımdaki gibi karıncalanma, batma ve yanma gibi duyuşsal etki yine vardır. Kas kontraksiyonu, akımın sadece yükseliş ve düşüşlerinde meydana gelir (galvanik akımın açılış ve kapanış kasılmaları). Bu etki özellikle çok uzun süreli (1000 ms. ye kadar) dörtgen impulslarda daha da belirgindir. Bu uzunluktaki impulslar ise sadece tanıda (i/t eğrisi) gereklidir. Daha uzun süreli impulslar ise, aşırı duyuşsal irritasyonları nedeniyle zaten kullanılamaz.

Bu söylenilen etkiler yalnız sağlıklı, yani innerve kaslar için söz konusudur. Denerve (sinir iletiminden yoksun) kaslarla ilgili efferent sinir yoluyla uyarı olanaksızdır.



Şekil 6.4 Elektroterapide kullanılan bazı akım biçimleri

(Kaynak: Dr. Tuna, N., (1989) Elektroterapi)

1. Doğru akım
2. Sinüsoidal alternatif akım
3. Tek yönlü düzeltilmiş sinüsoidal akım
4. Dörtgen akım
5. Üçgen akım
6. Exponansiyel akım

7. Stokastik dörtgen akım (Darbe ve boşluk süreleri değişken)
8. Schwellstrom (Genlik modülasyonu)
9. Frekans modülasyonu
10. Frekans ve genlik modülasyonu
11. Darbe süreleri değişken stokastik akım
12. Genlikleri modüle edilmiş sinüsoidal akım

6.2.2 İmpuls sıklığı (Frekans)

Frekans ve impuls şekli, birbirinden tam anlamıyla bağımsız değildir. İmpuls süresi ve intervalin sabit olduğu üçgen impulslarda, frekans arttıkça çıkış kanadının eğimi de artar ve dolayısıyla uyarı daha efektif olur. İmpulsun yükseliş süresi, impuls ve interval sürelerine oranla kısa ise, frekans ve impuls şeklinin birbirlerine bağımlılığı büyük ölçüde kaybolur.

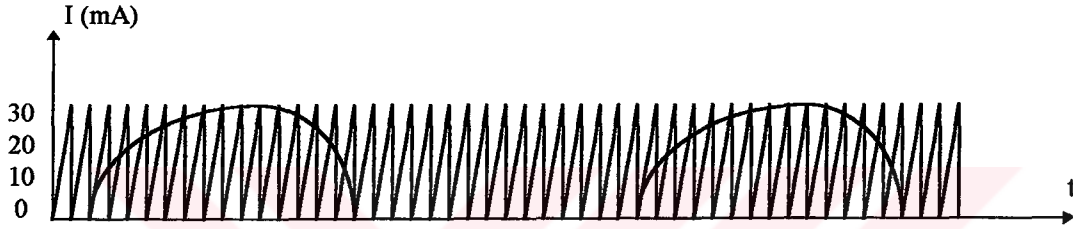
Aksiyon potansiyelinin refrakter zamanına (hücre tipine göre 1-5 ms) bağlı olmak koşuluyla kas hücreleri ayrı ayrı maksimal 1000 Hz'de uyarıya senkron reaksiyon gösterebilirler. Ancak perkutan uyarmada hiçbir kas hücresi ya da motor ünite ayrı ayrı tek başlarına uyarılamaz. Tüm kas ya da kas grubu birlikte reaksiyon gösterir. Bireysel ve selektif kontraksiyon, kas grubunun büyüklüğüne bağlı olmak üzere yaklaşık 10-20 Hz frekansla gerçekleştirilebilir. Frekans arttıkça, tek tek çekilmeler sürekli kontraksiyona dönüşür. Yaklaşık 30-40 Hz. den başlayarak, gittikçe artan uyarı sıklığında, kasılma biçimindeki nitelik farkı artık saptanamaz hale gelir. Pratikte, genellikle 1-200 Hz frekans aralığı kullanılır.

6.3 Elektrojimnastik (Schwellstrom)

Kasların hafif parazilerinde ya da flaks parazilerin normale dönüşmeye başladığı dönemlerde uygulanan elektriksel egzersiz tedavilerinde, impulslarla intervallerin gittikçe kısaltılması ve akımın çıkış eğiminin de dikleştirilmesi gerekir. Dolayısıyla frekans da artacaktır. Ne var ki kas, bu frekanstaki uyarı karşısında dinlenmeye fırsat bulamayacak ve tetanize (seğirme)

olacaktır. Schwellstrom tedavisinde amaç, kısa bir dinlenme olanağı kazandırmaktır. Bunun için de akım şiddeti frekanstan bağımsız olarak periyodik bir biçimde azaltılıp çoğaltılır. Akım şiddeti sıfırdan başlayarak en yüksek değerine kadar yavaş yavaş yükselir ve tekrar sıfıra iner ve bunu da bir ara izler.

Kullanılan akım impulslarının olabildiğince fizyolojik impulslara benzeyebilmesi için tetanize frekanstaki dikdörtgen impulslar kullanılır ve akım şiddeti de birkaç saniyelik periyotlarla alçaltılıp yükseltilir (Şekil 6.5). Kasın özgün hareketleri taklit edildiği için bu uygulamaya 'elektrojimnastik' denir.



Şekil 6.5 Elektrojimnastikte yararlanılan Schwellstrom

Elektrojimnastik, aktif egzersizlere başlamadan önce yapılmalı ve hastadan yavaş yavaş istemli kasılmalarla akım impulslarını desteklemesi, daha doğrusu akım hissi duyar duymaz aynı kasılmayı birlikte yapması istenir. Bu nedenle de elektrojimnastiğe başlamak için, flaks paralazilerde başlangıçtaki çabuk yorulabilir durumun atlatılmış olması gerekir. Ya da kas, 10 ms süreli impulslarla uyarılabilir duruma gelmiş olmalıdır. Schwellstrom ayrıca, uzun süreli tesbitlerde hareketsizlik nedeniyle atrofi (erime) tehdidi altında bulunan kaslarda isometrik kontraksiyon yaptırmak amacıyla da kullanılabilir.

6.4 İskelet Kaslarının Alçak Frekanslı Akımlara Gösterdikleri Reaksiyonlar

6.4.1 Sağlam kasın reaksiyonu

Sağlıklı bir sinir-kas sisteminde iki uyarı olanağı vardır:

1. Kasın, kendi uyarı noktasından direkt uyarılması.

2. Kasın, innerve edildiği sinir aracılığıyla indirekt uyarılması.

Her iki uyarıda da katot uyarıcı yani diferent elektrot olarak kullanılır, genellikle küçük ve yuvarlaktır. Karşıt yani indifferant elektrot olarak 100-200 cm² boyutlarında plaka biçiminde anot kullanılır ve katottan oldukça uzağa yerleştirilir. Elektrotlar arasındaki alan farkı, katotta yeterli akım yoğunluğunu sağlar.

Direkt uyarıda, hasta kas tek başına reaksiyon gösterir. İndirekt uyarıda ise, uyarılan sinirden innerve olan ve uyarı noktasının yakınında bulunan tüm kaslar birlikte reaksiyon gösterirler. İndirekt uyarı için daha düşük bir akım şiddeti yeterlidir.

6.4.2 Patolojik reaksiyonlar

Bazı kas hastalıklarıyla, sinir sistemi yaralanma ve hastalıklarında, elektrikle uyarıma reaksiyonları değişebilir. Uyarı eşiği düşmüş ya da yükselmiş olabileceği gibi, kontraksiyonun gelişme biçimi de değişebilir. Uyarı eşiği yükselmişse, gerekli akım şiddeti artar. Eşik düşmüşse, kas daha kolay uyarılabilir. Gerekli akım şiddetinin değiştiği durumlara 'kantitatif değişiklik', kontraksiyonun niteliğinin değiştiği durumlara da 'kalitatif değişiklik' denir. Her iki birlikte de olabilir, ki böyle durumlarda da kantitatif-kalitatif değişimlerden söz edilir.

Pratikte önemli olan, 'dejenerasyon reaksiyonu' adı altında toplanabilen kalitatif ve kantitatif türdeki değişikliklerdir. Dejenerasyon reaksiyonu, motor sinir iletiminin zedelenmesi sonucu, ilgili kasta atrofi (erime), refleks kaybı ya da zayıflaması ile birlikte görülen paralazidir. Hafif bir zedelenme anlamı taşıyan 'parsiyel denervasyon' ile ağır yıkımın sonucu olan (örneğin sinirde kopma veya basınç sonucu iletimin tam durması) 'total denervasyon' birbirinden ayrılmalıdır. Denervasyonda, Pflüger'in kasılma formülü tersine dönmüştür:

AKK > KKK

Denerve kasların dörtgen ve üçgen (eksponensiyel) impulslarla uyarılmasını incelemek için önce bu akımların sağlam kaslar üzerindeki etkilerini hatırlayalım:

1. Dikdörtgen impulslar sağlam kasta bir kerelik ani kasılmalar yaparlar ki bu durumda $KKK > AKK$ 'dır.
2. Üçgen impulslar az ya da çok eğimli bir progresif çıkış gösterirler. Sağlam kas akımın progresif yükselişine belli sınırlar içinde uyum sağlar ve kasılmayla yanıt verir. Eğim ne kadar az ise, kasılma o oranda yavaş, eğim dikleştikçe kasılma da o ölçüde hızlı ve belirgin olur.

Başka bir deyimle, sağlam kas dikdörtgen akıma düşük akım şiddetinde reaksiyon verirken, üçgen akıma yanıt, akımın eşik değerinin birkaç katına çıktıktan sonra ancak görülür. Bunun anlamı, progresif yükselişe uyum göstermesidir (akomodasyon). Akomodasyon, sağlam kasın bir özelliğidir.

Pratikte kas, dejenerasyon derecesine göre, akomodasyonunu az ya da çok yitirmiştir. Yani o kas, üçgen impulslara sağlam kaslara oranla daha az akım şiddetinde reaksiyon gösterir. Örneğin, sağlam bir çevrede bulunan zedelenmiş kas dörtgen impulslarla uyarılırsa, sağlam kasların ya da komşu antagonistlerin hasta kastan daha hızlı ve kuvvetli reaksiyon gösterdikleri sık görülür. Yani komşu kaslar ya da antagonistler de uyarıdan etkilenmektedir.

Buna karşın, zedelenmiş kas üçgen impulslarla ya da diğer adıyla eksponensiyel akımlarla uyarılırsa, sağlam antagonistler akomodasyon yetenekleri nedeniyle uyarmadan etkilenmeyecekleri için, selektif bir uyarma yapılabilecektir.

6.5 Elektrodiagnostik ve Kuvvet-Süre Eğrileri

Elektrodiagnostik, duyu ve motor bozuklukların aranması, reflekslerin ve hareket koordinasyonunun saptanması gibi primer nörolojik muayene yöntemlerindendir. Aynı zamanda çevresel sinir ve kasların fonksiyonlarının muayenesine de olanak verir. Günümüzde, çevresel sinir hasarlarındaki elektriksel cevapların testlerinde en yeterli yöntem, belli bir kasın kasılmasını sağlamada gerekli olan farklı sürelerde impuls güçlerini gösteren kuvvet-süre eğri grafiklerinin çizilmesidir.

Bu yöntemin elektriksel cevapları değerlendirme üstünlüğü, basit ve güvenilir olmasının yanı sıra, denervasyon oranını göstermesindendir. Ayrıca, bu yolla gerçekleştirilecek bir dizi test, iyileşmenin izlenmesine de olanak verecektir. Yöntemin zayıflığı ise, büyük kaslarda liflerden yalnızca bir bölümünün cevap vermesi, böylece sinir lezyonu yerinin belirlenememesidir. Lezyonun tam yeri, sinir ileti testleriyle belirlenebilir.

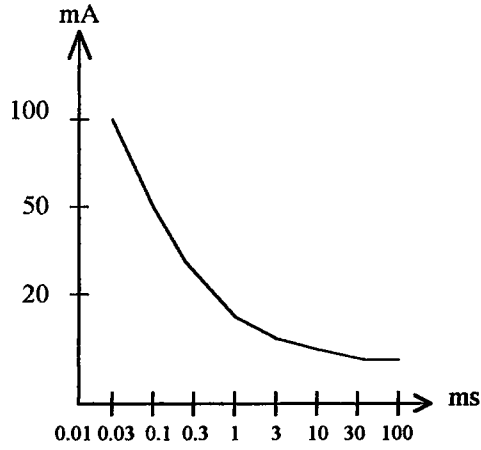
Kuvvet-süre eğrilerini elde etmekte kullanılan cihaz, farklı sürelerde dikdörtgen impulslar sağlayan bir düzenektir. Gerekli impuls süreleri 0.01, 0.03, 0.1, 0.3, 1, 3, 10, 30, 100 ms olacaktır. İnaktif elektrot genellikle vücut orta çizgisi üzerinde ya da kas grubunun çıkış kaynağı üzerinde kalan bir bölgeye yerleştirilir. Aktif elektrot ise, kasın etli kısmı üzerine uygulanır. Başka bir seçenek, kasın karın kısmının iki ucu üzerinde iki küçük elektrot kullanmaktır. Her iki durumda da aktif elektrotun oldukça küçük olmasına dikkat edilmeli, kasların birbirinden ayırt edilmesi sağlanmalıdır.

Akım, önce en uzun uyarı seçilerek uygulanır ve gözlenebilen minimal düzeyde kasılma elde edilinceye kadar artırılır. Akım şiddeti kaydedilir ve impuls süresi kısaltılır. Bu işlem sırasıyla her uyarı uzunluğu için tekrarlanır ve akım şiddeti gerekli düzeyde artırılır. Ölçüt olarak, minimal gözlenebilir kasılma kullanılmasının nedeni, bunun herhangi bir güç değişimini belirlemeyi kolaylaştırmasıdır. Ayrıca, aktif elektrotun test boyunca aynı noktada sabit tutulması önem taşımaktadır. Test sonuçlarına göre, kuvvet-süre eğri grafiği çizilir.

6.5.1 Karakteristik kuvvet-süre eğrileri

6.5.1.1 Normal innervasyon

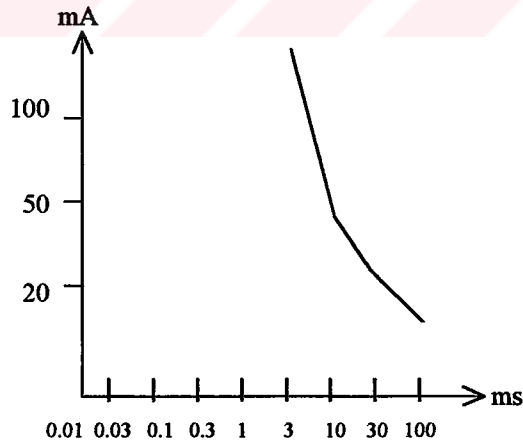
Belli bir kası besleyen sinir liflerinin tümünün hasarsız olduğu durumda elde edilen kuvvet-süre eğrisi normal innerve bir kas için, karakteristik şekli gösterecektir (Şekil 6.6). Eğrinin bu şekli almasının nedeni, daha kısa süreli impulslar sürenin her kısaltılışında uyarı şiddetinde bir artış gerektirirken, tüm uzun süreli impulslarda belli bir cevap almak için aynı uyarı şiddetinin yeterli olmasıdır.



Şekil 6.6 İnnerve kasın kuvvet/süre eğrisi

6.5.1.2 Tam denervasyon

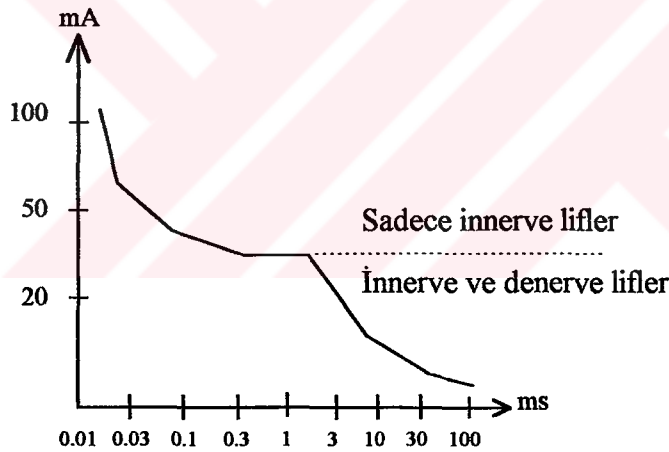
Belli bir kası besleyen tüm sinir liflerinin dejenerasyona uğraması durumunda elde edilen kuvvet-süre eğrisi, karakteristik tam denervasyon eğrisidir (Şekil 6.7). 100 ms veya altında süresi olan tüm impulslar için, sürenin her kısaltılışında uyarı şiddeti artırılmak zorundadır. Çok kısa süreli impulslarda ise cevap alınmayacaktır. Dolayısıyla, eğri hızla yükselir ve normal innerve kas eğrisinin sağında yer alır.



Şekil 6.7 Denerve kasın kuvvet/süre eğrisi

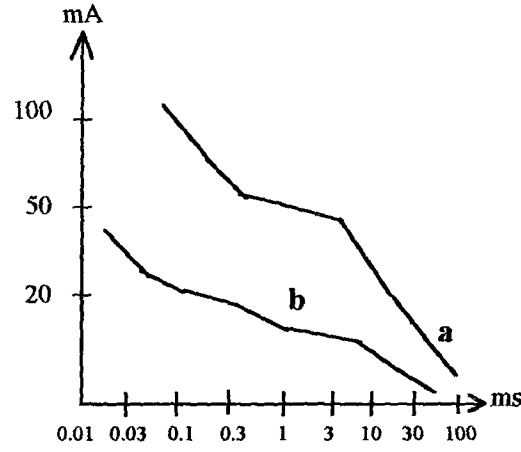
6.5.1.3 Kısmi (Parsiyel) denervasyon

Belli bir kası besleyen sinir lifleri bir bölümüyle sağlam olup, yalnız bir bölümüyle dejenerasyona uğradığında elde edilen karakteristik eğri, kısmi denervasyonu gösterecektir (Şekil 6.8). Uzun süreli impulslar gerek innerve, gerekse denerve kas liflerini birlikte uyarır. Dolayısıyla, düşük şiddette bir uyarı ile kasılma elde edilir. İmpulslar süre olarak kısaltıldıkça, denerve durumdaki lifler önceki kadar iyi cevap vermemeye başlar. Bu yüzden de, farkedilebilir bir kasılma elde etmek amacıyla daha kuvvetli uyarılar gerekli hale gelir. Bu durumda, denerve bir kas eğrisine benzeyen ve hızlı yükseliş gösteren bir eğri ortaya çıkacaktır. Kısa süreli impulslarla, innerve durumdaki lifler, denerve durumdakilere oranla daha zayıf bir uyarıya cevap verir. Sonuçta, denerve durumdaki liflerde kasılma görülmez ve eğrinin bu bölümü innerve bir kasın özelliklerini gösterir. Böylece eğrinin sağ kesimi, denerve kas görüntüsü verirken, sol kesimi ise innerve durumdaki bir kası andırır. İki kesimin birleştiği orta alanda ise bir kırılma ortaya çıkar.



Şekil 6.8 Parsiyel denerve kasın kuvvet/süre eğrisi

Eğrinin şekli, denervasyon oranını gösterir. Çok sayıda lifin denervasyona uğradığı bir durumda grafik hızla yükselir ve daha geniş bir kesimi, denervasyon özellikleri taşır (Şekil 6.9a). Liflerin çoğunlukla innerve olduğu bir durumda ise, eğri daha aşağıda ve daha düz olup, tam innervasyon eğrisine yakın benzerlik gösterecek biçimdedir (Şekil 6.9b).



Şekil 6.9 Parsiyel denerve kasın farklı denervasyon derecelerini gösteren kuvvet/süre eğrisi

Belli bir kas için sinir iletiminin yeniden başlamakta olduğunun ilk belirtilerinden birisi kuvvet-süre eğrisinin şeklinde ortaya çıkacak değişikliklerdir. Önce eğride bir kırılma görülür, daha sonra innervasyon durumundaki gelişmeye paralel olarak eğri aşağıya ve sola hareket eder. Öte yandan, ilerleyici denervasyonda ise, kırılmanın ardından eğride dikleşme ve sağa kayma görülecektir.

7. TRANSKUTAN ELEKTRİKSEL SİNİR STİMÜLASYONU

7.1 Ağrı Modülasyonu

Ağrı, hasta açısından çoğu kez kendi içinde bir patoloji olarak değerlendirildiğinden, altında yatan nedenleri gidermek söz konusu olmasa bile, ağrının azaltılması başlı başına bir tedavi olarak görülmektedir. Ağrının algılanması, istenmeyen bir fiziksel ya da kimyasal etki ile çevre sinirlerin uyarılması ve uyarının omurilik boyunca beyin köküne ve oradan da kortekse iletilerek bilinç düzeyinde belirlenmesi şeklinde bir olaylar zincirini içerir.

Uyarının omurilik boyunca iletilmesi iki yoldan gerçekleşir:

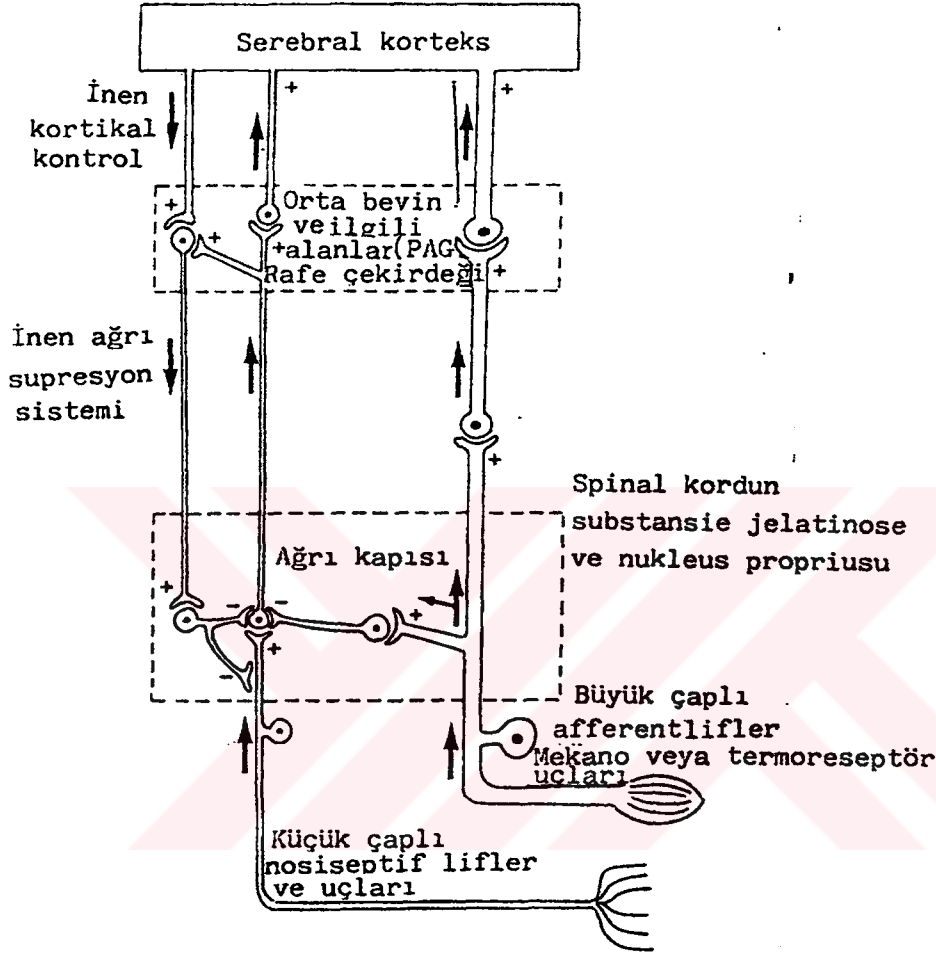
1. Yavaş ileten, miyelinsiz bir C lifi yoluyla.
2. Daha hızlı, miyelinli bir A delta lifi yoluyla.

Her iki tür lifin de belli bir en üst frekans iletilmesi olduğu düşünülmektedir. C lifi için saniyede 15 puls, A delta için saniyede 40 puls önerilmiştir. Daha yüksek bir frekans uygulandığında, iletinin geçişini engelleyen fizyolojik bir blokaj olacağı öne sürülmektedir.

7.2 Ağrı Kapısı

İlk kez 1965 yılında Melzack ve Wall tarafından ortaya atılan ‘ağrı kapısı’ ya da ‘kapı kontrol’ kavramı, elektriksel stimülasyonun ağrı tedavisindeki önemini büyük ölçüde artırmıştır. Ağrı algısının söz konusu ‘kapı’dan geçebilmesi, iletilerin direnmeyle karşılaşmaksızın sinapslara ulaşmasına bağlıdır. Geniş çaplı miyelinli lifler aracılığıyla iletilen uyarıların kapıya aynı anda ulaşması durumunda, küçük çaplı lifler yoluyla iletilen trafik ikinci plana düşecek ve önemli ölçüde inhibe edilecektir. Dolayısıyla, geniş çaplı sinir uçlarını uyaran elektriksel sinyaller yoluyla, ‘ağrı kapısı’nı kapatarak ağrı duyusunun azaltılması sağlanabilir. Ağrı kağısından geçişine izin verilen küçük çaplı liflerin taşıdığı iletiler ise beyin sapından geçerken, gri madde (PAG) ile orta beyindeki rafe çekirdeği arasında bir etkileşmeye yol açar. Bu çekirdekler ağrı supresyon sisteminin bir parçasıdır ve

sisteme ait nöronlar bu etkileşim sırasında endorfin denen bir supresyon maddesi salgılayarak ağrının azalmasına yardımcı olurlar. Böylelikle, iletilerin ince çaplı (nosiseptif) lifler içinden akmasına yol açacak bir elektriksel uyarı aracılığıyla ağrı azaltmak mümkün olacaktır.



Şekil 7.1 Ağrı kapısı (Kaynak: Doç.Dr. Füzün, S., (1990), Clayton'un Elektroterapi Kitabı)

Özetle, ya A alfa, beta ve gama lifleri gibi kalın çaplı dokunma ve derin duyuyu taşıyan efferentler seçici olarak uyarılıp ağrı duyusunu taşıyan lifler için geçişi kapatmak, ya da ağrılı uyaran vererek A delta ve C lifleri gibi ince çaplı ağrı duyusu taşıyan afferentler uyarılarak daha üst seviyelerdeki inhibitör mekanizmaların aktive olmasıyla ağrıyı ortadan kaldırmak amaçlanır.

7.3 TENS Uygulamaları

Transkutan sinir uyarımı, hastanın cildine yüzeysel elektrotlar aracılığıyla dikdörtgen dalga niteliği taşıyan akım impulsları uygulanmasıdır. Darbe genişliği 50-300 μ s, frekans 2-200 Hz, akım ise 10-80 mA aralıklarında değişkendir. Elektrot konumları, oldukça tartışmalıdır. Genellikle şu konumlarda yerleştirilir:

1. Ağrının en yoğun olduğu bölgede
2. Akupunktur, motor veya tetkik noktaları üzerinde
3. Uygun çevre sinir üzerinde

Bazı uygulayıcılar, elektrotlardan birini daima omurga üzerine, diğerini ise çevredeki ağrılı nokta üzerine yerleştirmeyi tercih ederken, bazıları da çift kanal çıkışlı iki simultan akım kullanılması gerektiğini savunurlar. Ağrılı bölgeler iki elektrot arasında da bulundurulabilir. Ağrı çevre sinirleri boyunca dağılıyorsa elektrotlardan biri boyun veya belde sinir köküne, diğeri ise ilgili sinirin yakın ucuna konur.

7.3.1 Konvensiyonel TENS

Yüksek frekans (50-100 Hz), kısa darbe süresi (40-75 μ s) ve düşük şiddette akım (10-30 mA) şeklinde uygulanır. Bu yöntemle, kas kontraksiyonu olmadan, geniş çaplı afferent sinir lifleri uyarılarak derin sızı şeklindeki kronik ağrılar azaltılabilir. Elde edilen analjezi (ağrı dindirme), tedavi sonrasında 3-4 saat devam eder.

7.3.2 Akupunktur benzeri TENS

Konvensiyonel yöntemin aksine düşük frekans (1-4), uzun darbe süresi (150-250), yüksek akım şiddeti (30-80) kullanılır ve ritmik kas kontraksiyonları elde edilir. Bu yöntemle, yüksek eşikli miyelinsiz C sinir lifleri ve efferent motor lifleri uyarılırken endorfin salgılanır ve derin sızlama özellikli ağrılar 20-30 dakika içinde azalır. Elde edilen rahatlama akupunkturdakine benzer ve etkisi 6-7 saat sürer.

7.3.3 Patlayıcı uyarım (Burst TENS)

İlk iki yöntemin karışımıdır. Yüksek frekanslı (70-100 Hz) akım grupları çok düşük frekansta (2 Hz) tekrarlanırlar. Böylece, gerekenden daha az enerji kullanımı ile kas liflerinin toptan kasılması ve derin sızlama türü ağrıların azalması sağlanır.

7.3.4 Yoğun TENS

Yüksek frekans ((100-150 Hz), uzun darbe süresi (100-300 μ s) ve hastanın dayanabileceği en uzun akım şiddeti (30-80 mA) kullanılır. Ritmik olmayan kas kontraksiyonu, hatta tetanik kontraksiyon görülür. Bütün duysal ve motor lifleri etkiler. Kas kasılması, istenmeyen bir etki olarak görülürse akım şiddeti azaltılarak bu engellenebilir. Böylece, uyarı impulsları geniş çaplı afferent sinirler boyunca hareket ederek ağrı kapısını kapatacak ve ince çaplı (nosiseptif) A delta ve C liflerinin iletileri inhibe edilecektir. Sonuçta, hasta kuvvetli bir karıncalanma duyumu almakla birlikte, 15 dakika içerisinde ağrıda hızlı bir azalma gözlenecektir. Tedavi sonrası analjezi ise oldukça kısa sürer.

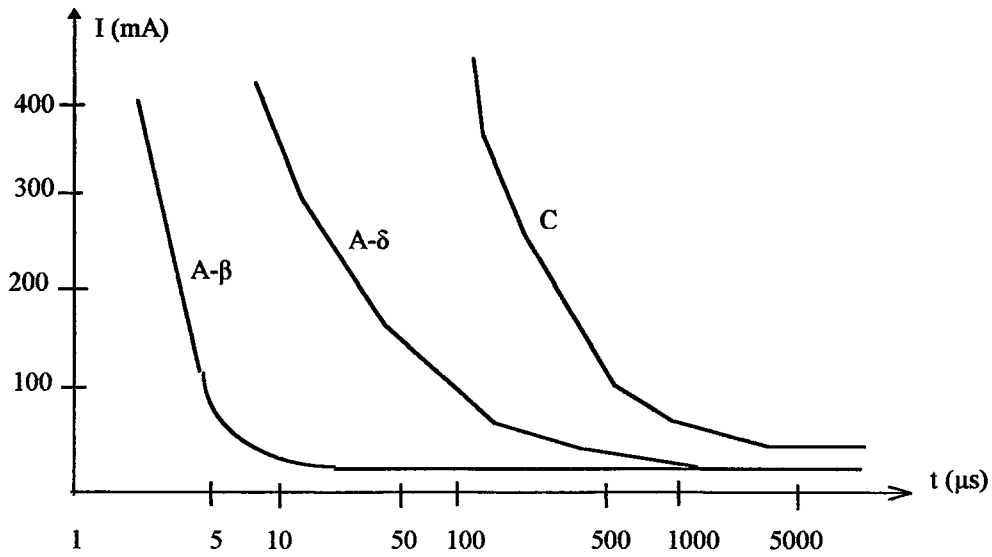
Sonuç olarak TENS, kronik ağrı sendromlarında ağrıyı azaltan ya da tümüyle gideren bir yöntem olarak yararlı olmaktadır. Tedavide en başarılı sonucu alabilmek için, tedavi parametrelerinde değişiklik yaparak farklı puls genişliği, frekans, elektrot konumu ve akım şiddetlerinin denenmesi beklenmektedir.

8. SELEKTİF STİMÜLASYON VE GENLİK SEVİYELERİ

Selektif stimülasyon, değişik tiplerdeki sinir liflerinin farklı darbe süreleri ve akım şiddetlerine verdikleri değişik yanıtlarla seçimli olarak uyarılabilmeleri özelliğidir. Kalın ve miyelinli sinir lifleri ile ince ve miyelinsiz sinir liflerini gösteren tablo Çizelge 8.1’de verilmiştir. Ağrı tedavilerinde, ince miyelinsiz liflerle (tip IV) taşınan ağrı duyusunu inhibe etmek amacıyla tip II ve tip III sinir liflerinin selektif uyarımı; kas stimülasyonu yaparken de tip I motor liflerin selektif uyarımı tercih edilmektedir.

Kategori	Efferent	Afferent	İletim hızı (m/s)	Çap (μm)
Kalın	A α	I	70-120	12-22
	A β	II	50-70	5-12
	A γ	II	30-50	5-12
İnce	A δ	III	<30	2-5
	B	-	3-14	1-3
	C	IV	<3	0.1-1.3

Çizelge 8.1 Sinir lifleri



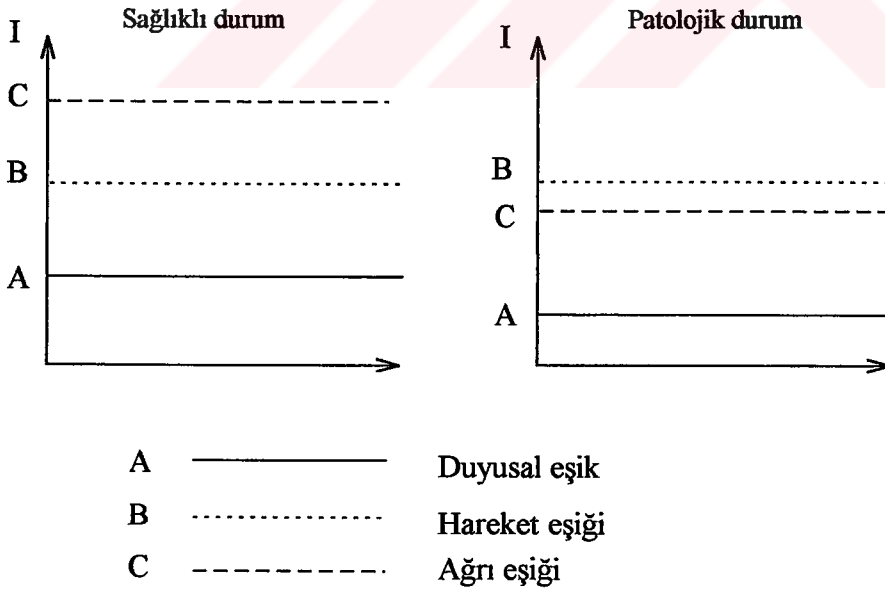
Şekil 8.1 Farklı tipte sinir liflerinin kuvvet/süre eğrileri

Şekil 8.1’de gözlendiği gibi, tip I, II ve III sinir liflerinin uyarılması için çok kısa darbe süreleri yeterlidir (genellikle 20-200 μ s aralığında). Değişik sinir liflerinin Kuvvet/Süre eğrilerinde izlendiği üzere, 200 μ s. nin altındaki darbe süreleriyle, ince miyelinsiz ağrı liflerini uyarmadan yalnızca duyuşal ve motor sinirleri uyarmak mümkündür. Bu çok kısa darbe süreleri için, oldukça yüksek genlik değerleri kullanılacaktır. Öte yandan, darbe süresi genişletildikçe, değişik sinir liflerine ait kuvvet/süre eğrileri birbirlerine o denli yaklaşmaktadır ki genlikteki en ufak bir değişiklik ağrı sinirlerini de uyacaktır.

Yukarıdaki bilgilerden anlaşılacağı üzere, darbe süresinin yanı sıra genlik de selektif stimülasyon için belirleyici bir kriterdir. Doğru bir selektif stimülasyon yapabilmek için genliğin hangi değerde olması gerektiği halen bir araştırma konusudur ve bu amaçla stimülasyon seviyeleri tanımlanmıştır. Sinir ya da kasın sağlıklı olması durumunda, genliğin artırılması, şu reaksiyonları da beraberinde getirecektir:

- Hassasiyet eşiğine ulaşma
- Motor (hareket) eşiğine ulaşma
- Ağrı eşiğine ulaşma (Hasta kas kasılması ve ağrı hissederek)

Bu üç seviye, sağlıklı ve hastalıklı kaslar için Şekil 8.2’de gösterilmiştir.



Şekil 8.2 Uyarı seviyesi ile genlik arasındaki ilişki

Bu seviyeler her akım tipi için geçerlidir. Uyarı seviyelerine ulaşmak için gereken genlik değeri hastanın direncine, kasın ya da sinirin sağlığına bağlı olarak değişiklik göstereceğinden, tedaviden önce her hastanın hassasiyetini belirlemek gerekecektir. Doğru genlik değerini belirlemek için kullanılan iki ayrı sınıflandırma şöyledir:

1. Hasta üzerinde yarattığı hassasiyete göre:

- a. Submitis: Uyarının algılanamadığı genlik seviyesi
- b. Mitis: Uyarının minimum algılanabildiği genlik seviyesi
- c. Normalis: Uyarının belirgin bir şekilde algılandığı genlik seviyesi
- d. Fortis: Uyarının dayanma eşiğinin üzerine çıkmaya başladığı genlik seviyesi

Böyle bir sınıflandırmanın dez avantajı, hastanın sözlü ifadesine dayanması ve herhangi bir motor aktiviteyi dikkate almamasıdır.

2. Hem duyuşsal hem de motor uyarı seviyelerine göre sınıflandırma:

- a. Duyusal seviyenin altındaki uyarı seviyesi
- b. Duyusal uyarı seviyesi
- c. Motor uyarı seviyesi (algılanabilir kas kasılmaları)
- d. Tolerans sınırı (güçlü fakat ağrısız kas kasılmaları)
- e. Ağrı eşiği

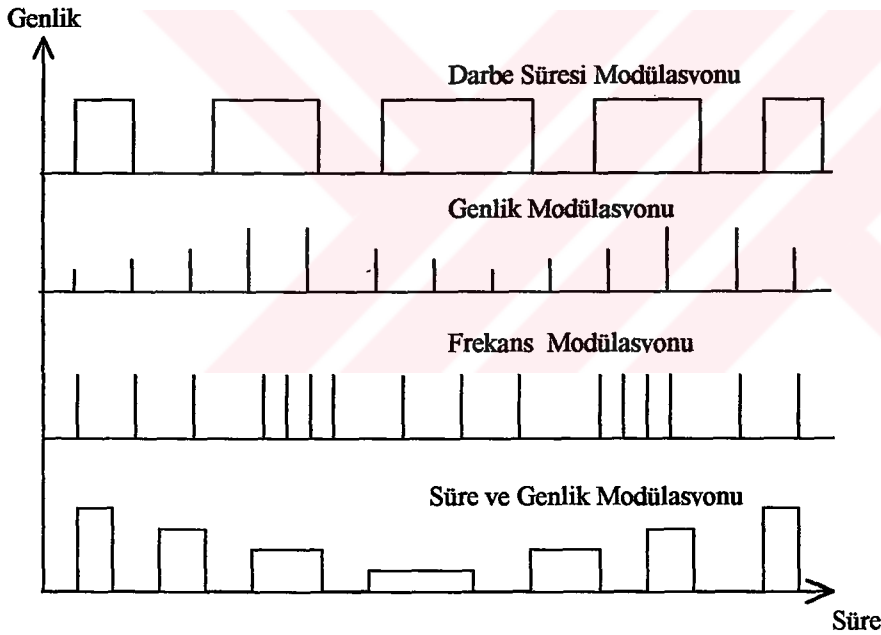
Pratikte, ikinci tip sınıflandırmanın daha efektif kullanıldığı düşünülmektedir. Ancak, motor uyarı seviyesinin her zaman tolerans limitlerinin altında kalıp kalmadığı bir tartışma konusudur. Patolojik durumlar söz konusu olduğunda, bu sıra değişebilir. Ayrıca, hastanın hassasiyeti, deri yapısı gibi faktörler de etkilidir. Buradan çıkarılacak sonuç: değişik stimülasyon seviyeleri için kesin değerler belirlemek olanaksızdır.

9. ELEKTROSTİMÜLASYONUN TEMEL PRENSİPLERİ

Elektriksel stimülasyonda karşımıza çıkan başlıca kavramlar, darbe (pulse) karakteristiği, darbe süresi, frekans (darbe yoğunluğu), akım genliği, akım artış ve düşüş zamanları (ramp up/down times), kasılma/dinlenme süreleri (duty cyle), tedavi süresi ve modülasyon (akım,frekans) olarak tanımlanabilir. Bu kavramları şöyle açıklayabiliriz:

- **Darbe Karakteristiği:** Çeşitli darbe karakteristikleri kullanılmış ve kullanılmaktadır. Ancak bir kısmının çeşitli sakıncaları saptanmıştır. Örneğin Galvanik ve Faradik akımlar uzun darbe süreleri sebebiyle deri üzerinde acı ve yanıklara neden olabilmektedir. Modern stimülatörlerde genliği yüksek fakat darbe süresi çok kısa (μ s) işaretler üretilerek daha güvenli tedaviler amaçlanmaktadır. Çoğunlukla kare dalga tercih edilmektedir. Sinüsoidal dalganın da çeşitli kullanım alanları mevcuttur.
- **Darbe süresi:** Elektriksel işaretin darbe süresi genellikle 10-750 μ s arasında değişir. Sinir iletiminden yoksun kalmış hastalıklı kaslar (denerve) için bu süre 100 ms mertebelerine kadar çıkabilir.
- **Frekans:** Saniyedeki darbe sayısı ya da darbe yoğunluğu olarak tanımlanır. Alçak frekans tedaviler olarak bilinen tedaviler için 1-200 Hz mertebesindedir. İnterferans vb. Yüksek frekans tedavilerinde 4000 Hz.'e kadar çıkabilir.
- **Genlik:** Akım şiddetinin tepe değeri olarak tanımlanır. 1-150 mA aralığında değişir. Sürekli akım için 40-50 mA civarı öldürücüdür. Ancak, çok kısa darbe süreleri ile kesikli bir akım kullanıldığı için akımın ortalama değeri, tehlikeli sınırların çok altındadır.
- **Akım Artış ve Düşüş Zamanları (Ramp Up/Down Times):** Akımın 0'dan başlayarak tepe değere ulaşması ve tekrar 0'a düşmesi için gerekli süreleri gösteren parametrelerdir. Genellikle 1-5 s. aralığında değişir. Amaç, uzun süreli tedavilerde kasta oluşabilecek adaptasyon (accomodation) un, akımın modüle edilmesi yoluyla önlenmesidir.

- **Kasılma/Dinlenme Süresi (Duty Cycle):** Kas stimülasyonu genellikle kasılmayı yaratan akımın belirli bir süre verilip belirli bir süre kesilmesi, böylelikle kasılmalar arasında dinlenmeye zaman ayırarak kas yorulmasının ve adaptasyonunun önlenmesi şeklinde uygulanır. Bu peryod genellikle 1-45 s. aralığındadır. Dinlenme süresi, bazı durumlarda dakika mertebelerine de çıkabilir.
- **Tedavi Süresi:** Belirlenen genlik, frekans ve darbe süresindeki akımın elektrotlar yardımıyla ilgili tedavi bölgesinde ne kadar uygulanacağını belirtir. Genellikle 10-15 dk. civarındadır. Bazen saatler mertebesine de çıkabilir.
- **Modülasyon:** Çeşitli amaçlarla ve özellikle de adaptasyonu önlemek amacıyla darbe ya da genlikte (bazen ikisinde birden) modülasyon yapılabilir. (Şekil 9.1).



Şekil 9.1 Darbe, genlik ve frekans modülasyonları

10. ELEKTRİKSEL STİMÜLASYONUN KULLANILDIĞI ALANLAR

10.1 Teşhis Amaçlı

Farklı darbe süreleri ve farklı akım şiddetleri uygulanarak kaslarda oluşturulan kasılmanın grafiksel karakteristiği Kuvvet-Süre eğrileri olarak tanımlanmaktadır. Bu konunun ayrıntılarına bölüm 6.5'te değinilmiştir. Kası besleyen sinirin tümüyle hasarsız (innerve), tümüyle hasarlı (denerve) ya da kısmi hasarlı (parsiyel denerve) olması durumlarında değişik karakterde eğriler oluşacaktır. Bu eğrilerin yorumlanmasıyla denervasyonun şiddeti hakkında teşhise yönelik yorumlar yapılabilmektedir .

10.2 Tedavi Amaçlı

Elektrostimülasyon, çok değişik tedavi amaçlarıyla kullanılmaktadır. Bunları birkaç grupta toplayabiliriz:

- **Kas Stimülasyonu:** Kaslar çeşitli nedenlerle, elektrostimülasyon yoluyla güçlendirilmeye tabi tutulurlar. Örneğin, uzun süreli kırıkların alçı tedavileri sonrasında hareketsiz kalmış kasın yeniden eski aktivitesine kavuşturulması, ameliyat sonrası kas güçlendirme, sinir kesilmeleri sonucu oluşabilecek kas erimelerini (atrofi) önleme, vücut sporlarıyla uğraşan sporcular için adele güçlendirme vb.
- **Analjezi (Ağrı azaltma ve dindirme) :** Hasta açısından ağrı, çoğu kez kendi içinde bir patoloji olarak değerlendirildiğinden, altında yatan nedenleri gidermek söz konusu olmasa bile, ağrının azaltılması başlı başına bir tedavi olarak görülmektedir. Ağrının algılanması, istenmedik bir fiziksel veya kimyasal etki ile çevre sinirlerin uyarılması ve uyarının omurilik boyunca beyin köküne ve oradan da kortekse iletilerek bilinç düzeyinde belirlenmesi şeklinde bir olaylar zincirini içerir. Bu ileti yolu üzerinde yer alan bağlantılara uygulanacak elektrik akımı sayesinde hem kortekse ulaşacak ağrı mesajının bloke

edilmesi, hem de endorfin denen bir maddenin salgılanması sağlanacak böylelikle ağrı modülasyonu gerçekleşecektir .

- **Yara Tedavileri:** Belli frekansta ve darbe genişliğindeki akımların bazı yaraların ve özellikle de ameliyat sonrası yaralarla deri ülserinin tedavisinde yarar sağladığı, çalışmalarla kanıtlanmıştır.
- **Üriner Rahatsızlıklar:** Yaşlılık ya da bir takım rahatsızlıklar sonucu oluşan idrar tutamamazlığı, veya doğum sonrası oluşabilecek rahim kası problemleri vb. için elektrostimülasyon kullanılmaktadır.
- **Spastisite ve Felç:** Herhangi bir sebeple tamamen ya da kısmen dejenerasyona uğramış sinir ya da kasa yeniden eski aktivitesinin kazandırılması için elektrostimülasyon vazgeçilmez bir tedavi unsurudur.
- **Dolaşım Bozuklukları:** Elektriksel sitimülasyon, uygun parametreler yardımıyla kan dolaşımının hızlanmasına yardımcı olmakta, böylelikle de dolaşımdan kaynaklanan birtakım hastalıkların tedavisinde kullanılmaktadır.
- **Lenfatik Drenaj:** Elektrostimülasyonun, kan dolaşımına yarattığı etkilere benzer olarak, lenf sistemi üzerinde de etkisi olduğu savunulmaktadır. Lenf dolaşım sistemindeki problemler için de kullanılır.

11. TEDAVİ ÖRNEKLERİ

11.1 Ağrı Yönetimi

Yöntem A : Akut kas_iskelet ağrıları, akut ya da kronik sinir kökenli ağrılar

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik, zaman ya da genlik modülasyonlu AC
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 40-100 Hz
 - d. Genlik: Duyusal uyarı
2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
3. Elektrot pozisyonu: Ağrılı bölge üzerinde tek kutuplu ya da çift kutuplu
4. Tedavi süresi: Ağrı baskılanması ve etkinin sürekliliğine göre 20-30 dakika

Yöntem B: Kronik kas-iskelet ağrıları

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik
 - b. Darbe süresi: 20-100 μ s
 - c. Frekans: 15-200 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı
2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
3. Elektrot pozisyonu: Tetik noktalar üzerine tek kutuplu
4. Tedavi süresi: Ağrı baskılanması ve etkinin sürekliliğine göre her bir nokta üzerinde 1-5 dakika

Yöntem C: Genel sistematik ağrılar

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 2-5 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı (kas seğirmesi)
2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe ya da burst

3. Elektrot pozisyonu: Ağrılı bölge veya biraz uzağında tek kutuplu ya da çift kutuplu
4. Tedavi süresi: Ağrı baskılanması ve etkinin sürekliliğine göre 30-45 dakika

Yorumlar:

1. Akut kas-iskelet sistemi ağrıları için yöntem A, B ve C arda arda; kronik ağrılar için de yöntem B, A ve C sırasıyla uygulanır.
2. İki ya da üç tedaviden sonra, ağrıda bir azalma hissedilmiyorsa bir sonraki yönteme geçilir.
3. Eğer ağrıda bir artış izleniyor ya da hiçbir azalma gözlenmiyorsa tedaviye son verilir.

11.2 Eklem Şişmesi / Ödem

Yöntem A: Akut şişlik

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik, burst
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 80-100 Hz
 - d. Genlik: Duyusal uyarı
2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
3. Elektrot pozisyonu: İlgili eklem ya da iltihaplı bölgenin üzerine tek kutuplu ya da çift kutuplu
4. Tedavi süresi: Günde 2-4 saat

Yöntem B: Kronik ödem

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Simetrik bifazik tercih edilir, ancak monofazik ya da polifazik de kullanılabilir.
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 40-50 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı
2. Akım modülasyon modu: Kesintili darbe

- a. Kasılma süresi: 5-10 s
- b. Dinlenme süresi: 15-120 s
- c. Akım artış süresi: 2-5 s
- 3. Elektrot pozisyonu: Şişmiş bölgedeki ilgili kas üzerine çift kutuplu
- 4. Tedavi süresi: Belirlenmiş bir süre yok

Yorumlar:

- 1. Yöntem A, yalnızca akut durumlar için sonuç verdiğinden, zaman geçirmeden uygulanmalıdır.
- 2. Yöntem A, soğuk banyo ya da buz tedavileriyle birlikte de kullanılabilir.
- 3. Yöntem B, fizyolojik mantığa dayanır ancak klinik açıdan yeterli desteğe sahip değildir.

11.3 Koruyucu Kas Spazmı

Yöntem A: Motor sinir engellemesi

- 1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Simetrik bifazik tercih edilir, ancak monofazik ya da polifazik de kullanılabilir.
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 100-150 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı
- 2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
- 3. Elektrot pozisyonu: İlgili kas üzerinde çift kutuplu
- 4. Tedavi süresi: Belirlenmiş bir süre yok

Yöntem B: Kasılma-Dinlenme

- 1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Simetrik bifazik tercih edilir, ancak monofazik ya da polifazik de kullanılabilir.
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 40-50 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı

2. Akım modülasyon modu: Kesintili darbe
 - a. Kasılma süresi: 5-10 s
 - b. Dinlenme süresi: 60-120 s
 - c. Akım artış süresi: 2-5 s
3. Elektrot pozisyonu: Spazm durumundaki ilgili kas üzerine çift kutuplu
4. Tedavi süresi: Belirlenmiş bir süre yok

Yorumlar:

1. Yöntem A'da amaç, acı vermeyen, kuvvetli ve sürekli bir kasılma yaratarak motor sinirleri ve dolayısıyla kasları engellemektir. Hastanın duyarlılığına göre, akım genliği kademeli artırılmalı ve birkaç dakikada bir (akomodasyon oluştuğunda) yeniden ayarlanmalıdır.
2. Yöntem B, güçlü bir kasılma ve onu takip eden uzun bir dinlenme sağlamalıdır.
3. Her iki yöntem de gövde ve servikal kas yapıları için kullanılır.
4. Koruyucu spazmdaki azalma, hareket alanındaki artışa göre değerlendirilmelidir.

11.4 Kas Erimesi - Atrofi

Yöntem A: Kas Güçlendirme

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Bifazik tercih edilir, ancak monofazik ya da polifazik de kullanılabilir.
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 40-60 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı
2. Akım modülasyon modu: Kesintili darbe
 - a. Kasılma süresi: 5-15s
 - b. Dinlenme süresi: 15-120 s
 - c. Akım artış süresi: 1-5 s
3. Elektrot pozisyonu: İlgili kas üzerine çift kutuplu
4. Tedavi süresi: Birkaç kas kasılmasından başlayarak birçok kas kasılması elde edene kadar

Yorumlar:

1. Elektrik akımıyla elde edilen kas kasılmalarına paralel olarak, hasta kendi iradesiyle de kasılma sağlamaya çalışmalıdır.
2. Kas kramplarından kaçınılmalıdır.
3. Kasılma/dinlenme zamanı oranı, kas yorgunluğuna sebep olmayacak şekilde belirlenmelidir. Yorulma eğilimi arttığında, kasılma süresi azaltılıp dinlenme süresi artırılmalıdır.
4. Akım artış süresi, hastanın tepkisine göre belirlenmelidir.
5. Tedaviden 24-48 saat sonrasına dek devam eden bir kas ağrısı varsa, gereğinden fazla uyarı yapılmış olduğu düşünülmelidir.
6. Terapist elektrotları, hasta için en rahat ve en kuvvetli kasılmayı elde edecek şekilde yerleştirmelidir.

11.5 Deri Ülseri ve Yaralar

Yöntem A: Elektriksel teori

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik
 - b. Darbe süresi: 20-100 μ s
 - c. Frekans: 80-100 Hz
 - d. Polarite: İyileştirme amacıyla pozitif, bakteriyel problemler için negatif
 - e. Genlik: Duyusal uyarı
2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
3. Elektrot pozisyonu: Tek kutuplu, aktif elektrot ülserin içine, pasif elektrot uygun bir bölgeye (arka aşağıya)
4. Tedavi süresi: Günde 30-60 dakika

Yöntem B: VIP aktivasyonu

1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s

- c. Frekans: 2-5 Hz
- d. Genlik: Motor uyarı (kas seğirmesi)
- 2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe ya da burst
- 3. Elektrot pozisyonu: Sol elin zar boşluğu ve aynı eldeki komşu kas grupları ya da ülsere yakın çevre sinirler üzerine bipolar
- 4. Tedavi süresi: Günde 30-45 dakika

Yorumlar:

- 1. Yöntem A'da belirtilen polarite, henüz kesinleşmemiştir.
- 2. Ülserde ağrı ve kanama oluşmamasına dikkat edilmelidir.
- 3. Yöntem A'da elektrotlar yüzde 0.9'luk siteril tuzlu su eriyiğinde ıslatılmış steril gazlı bezdir
- 4. Yöntem A ve yöntem B arasında bir tercih sebebi belirlenmemiştir.

11.6 Dolaşım Bozuklukları

Yöntem A: Venöz Yetersizliği

- 1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s
 - c. Frekans: 40-60 Hz
 - d. Genlik: Motor uyarı
- 2. Akım modülasyon modu: Kesintili darbe
 - a. Kasılma süresi: 5-10 s
 - b. Dinlenme süresi: 10-20 s
 - c. Akım artış süresi: 1-5 s
- 3. Elektrot pozisyonu: İlgili kas üzerine çift kutuplu
- 4. Tedavi süresi: 10-20 dakika

Yöntem B: Nörovasküler problemler

- 1. Parametreler
 - a. Dalga şekli: Monofazik, bifazik
 - b. Darbe süresi: 20-200 μ s

- c. Frekans: 40-100 Hz
- d. Genlik: En düşük duyusal uyarı
- 2. Akım modülasyon modu: Sürekli darbe
- 3. Elektrot pozisyonu: Ağrılı bölge üzerinde monopolar ya da bipolar
- 4. Tedavi süresi: 20-30 dakika

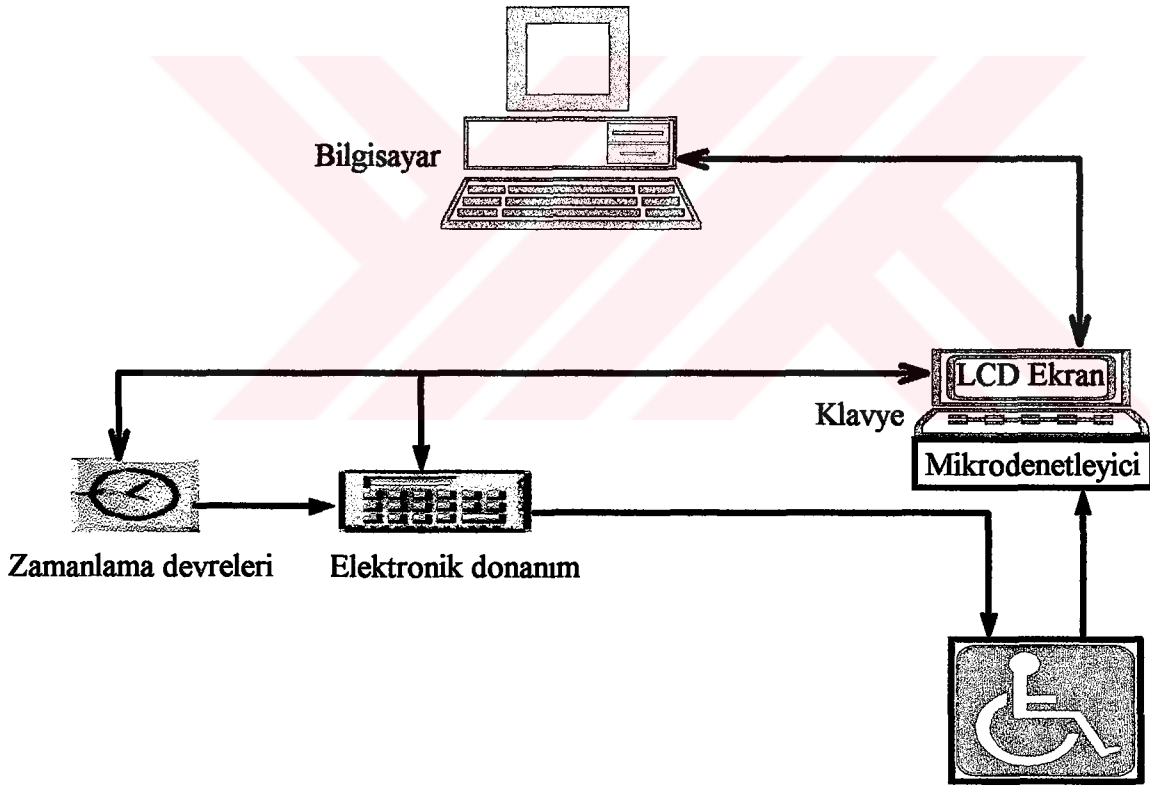
Yorumlar:

- 1. Hafif kas kasılmaları uygundur, ancak kas kramplarından kaçınılmalıdır.
- 2. Akut venöz problemleri, stimülasyona uygun değildir.
- 3. Yöntem B için, yalnızca minimal düzeyde bir duyusal uyarıya izin verilmektedir.
Daha güçlü uyarılar, damarda genişleme yerine daha fazla büzülmeye yol açabilir.
- 4. Nörovasküler problemlerde, deri ülseri ve yara tedavilerindeki yöntem-B de uygulanabilir.



12. ELEKTROSTİMÜLASYON SİSTEMİNİN BÖLÜMLERİ

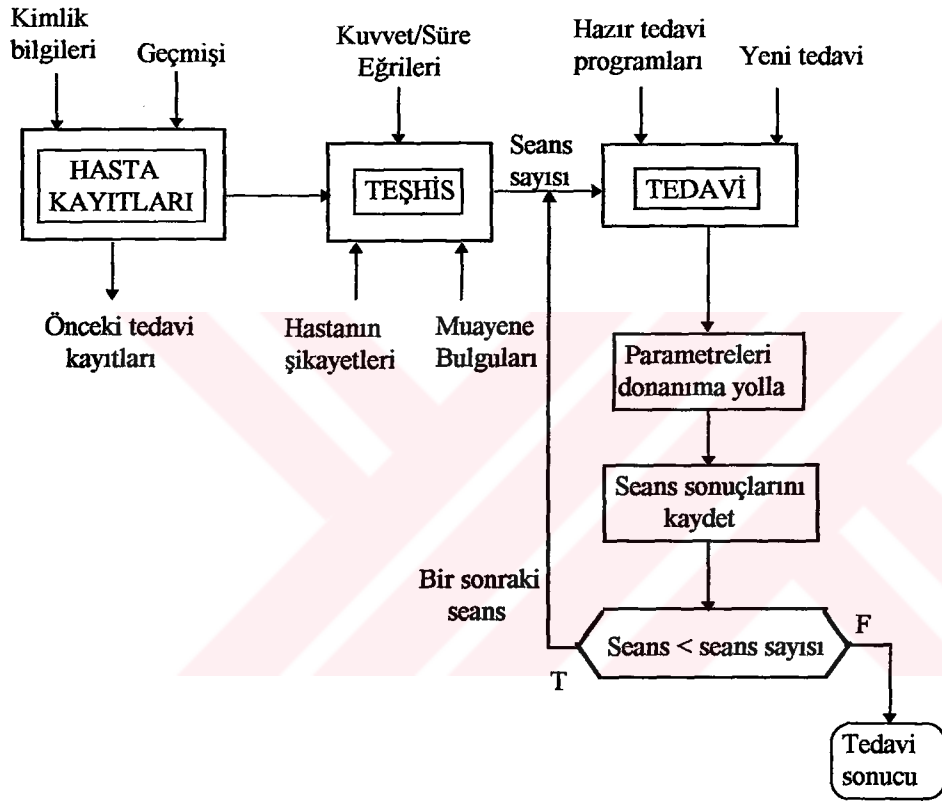
Tasarlanan ve gerçekleştirilen elektrostimülasyon sistemi temel olarak yazılım ve donanım olmak üzere iki bölümdür. PC tarafındaki yazılım, 'kullanıcı arayüzü' olarak nitelendirilebilir. Ayrıca, donanımı kontrol eden bir mikrodenetleyici yazılımı da geri planda çalışmaktadır. Donanım birimini kontrol eden mikrodenetleyici, PC'den bağımsız parametre girişleri ya da değer gösterimleri için bir LCD ekran ile tuş takımına sahiptir. Ayarlı yüksek gerilim üreten güç katı, akım sınırlayıcı devre, akımı örnekleme yoluyla kontrol altında tutan örnekle ve tut (sample and hold) devresi gibi birimler 'elektronik donanım' adı altında gösterilmiştir. Darbe süresi, kasılma, dinlenme, tedavi süreleri vb. hertürlü zamanlama ise sayıcı/zamanlayıcı devreler tarafından gerçekleştirilmektedir.



Şekil 12.1 Sistemin genel şeması

12.1 Kullanıcı Arayüzü

Bu kapsamda, hasta kayıtları, teşhise yönelik değerlendirmeler, muayene bulguları, tedavi tedavi parametreleri gibi temel bölümler ve bunlara ilişkin alanlar üzerinde bir sistem analizi yapılarak farklı veri tabanları arasındaki ilişkiler tanımlanmış ve gerekli erişimler sağlanmıştır. Buna göre,



Şekil 12.2 Kullanıcı arayüzü genel şeması

Delphi ortamında geliştirilen bu yazılımın ana hatları şöyledir:

Hasta kayıtları veri tabanında, hastanın kimlik bilgileri, sigorta durumu, kalıtsal rahatsızlıklar vb. yer almaktadır. Ekranın altındaki tabloda ise, ilgili hastaya ait daha önceki tedavi kayıtları (varsa) görülmektedir. Bu kayıtlar, otomatik bir numaralandırma sistemi ile kodlandırılmaktadır. İstenen hasta kaydına ulaşmayı sağlamak üzere, isme göre arama mekanizması mevcuttur.

HASTA KAYIT FORMLARI

ADI SOYADI CEMAL CANSEV
ADRESİ Meşe Sok. No:75/13 Üsküdar / İSTANBUL
TELEFON 0-216-311 54 89
DOĞUM TARİHİ 21.09.1946
HAZIRLANMIŞ E
HAZIRLANMIŞ Şeker, Kolesterol, Alerji

EMEKLİ SANDIĞI
TELEFON NO 369745656
KAN GRUPU B Rh (+)
NOT 1993'te By-pass geçirmiş.

? YARDIM

KOD	HASTA ADI	TARİHİ	ŞİKAYETLERİ
3	CEMAL CANSEV	06.04.1998	Bacakta Uyu
4	CEMAL CANSEV	10.04.1998	Boyunda Tut
5	CEMAL CANSEV	03.05.1998	Boyunda Ağ
11	CEMAL CANSEV	24.05.1999	

☒ Şeker
☒ Kolesterol
☒ Alerji

TEŞHİS

FITİK
Bacakta ROMATİZMA
Güçsüzlük BOYUNA.

Şekil 12.3 Hasta kayıtları ekranı

Teşhis veri tabanında, hasta kayıtları veri tabanından gelen isim ve günün tarihinin yanı sıra hastanın şikayetleri, muayene bulguları, konulan teşhis, doktor adı gibi doldurulması gereken diğer alanlar mevcuttur. Şikayetler alanına ait yardım menüsü, vücuttaki muhtemel şikayetlerin bölgesel olarak tanımlandığı bir liste getirir. Böylelikle, birtakım temel şikayetlerin menüden seçilmesi sağlanır. Gerekli görülürse, kuvvet-süre eğrileri ekranına geçilerek teşhise yönelik bir grafik çıkarılabilir.

Muayene bulguları ve konulan teşhis ilgili alanlara yazıldıktan sonra, istenirse tedavi yardım butonuna basılarak, konulan teşhise uygun hazır tedavilerden biri tedavi menüsünden seçilir ve gerekli görülürse, parametreler üzerinde değişiklik yapılabilir. Eğer yeni bir tedavi uygulanacaksa, tedavi parametreleri boş olarak gelir ve parametreler girilir. Tedavinin uygulanmaya başlanması için, bu parametrelerin μc 'a gönder tuşuyla, mikrodenetleyiciye yönlendirilmesi gerekir.

TEDAVİ UYGULAMA EKRANI

TEDAVİLER

HASTA ADI: **ALİ SERCE**

TEDAVİ GRUBU: **Anafor**

TEDAVİ: **Herpes Zoster**

DALGA SEKİ: **Monofazik**

DARBE SÜRESİ: **250** ms

FREKANS: **70** Hz

AKIM: **30** mA

YÜKSELİŞ Z: **5** s

DÜŞÜŞ Z: **2** s

KASILMA Z: **35** s

DİNLENME Z: **30** s

TEDAVİ Z: **15** min

MOD: **Kesikli**

ELEKTROT: **Eğil büyüklükte**

HASTA POZ: **Yüzüstü yatarak**

SEANS: **0**

☒ **PC'ye YOLLA**

Çıkış

TARİH: 03.05.1999 **DOKTOR:** E.H. AKALIN

TEDAVİ NOTU: Tedavide terleme görüldü. Tansiyon arttı.

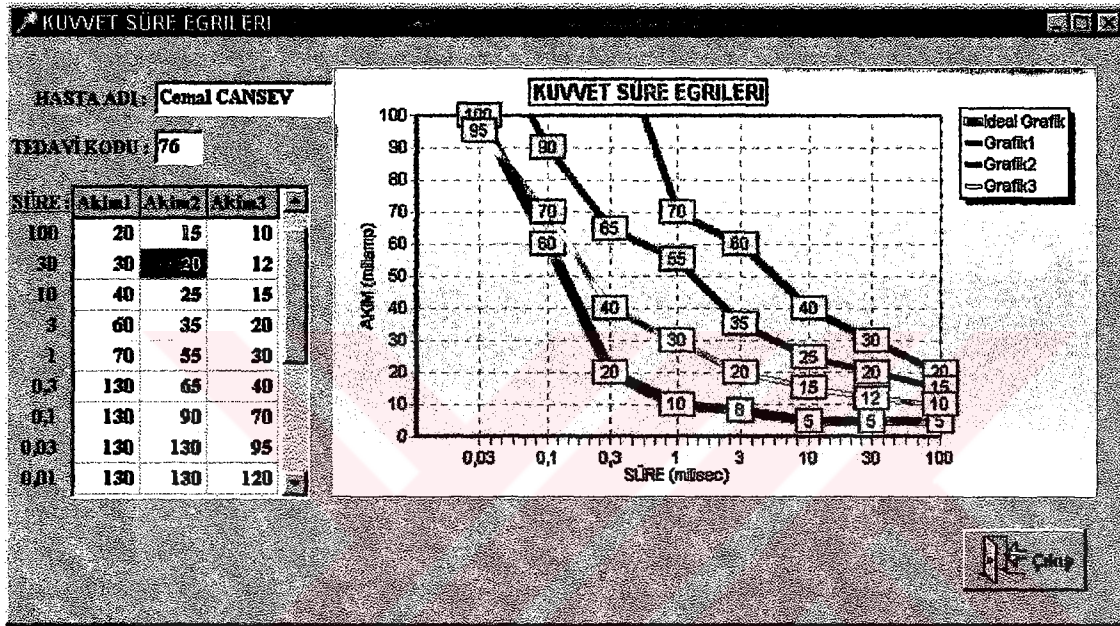
KOD	TARİH	DOKTOR	TEŞHİS	NOT
9	03.06.1999	E.H. AKALIN	Herpes Zoster	Tedav

Şekil 12.4 Tedavi ekranı

Tedavi sona erdikten sonra, tedavi sonucu ve doktor adı da girilir ve o tedaviye ait kayıt, günün tarihi ile veri tabanına yazılır. Teşhis veri tabanında belirtilmiş olan seans sayısına göre, hastanın bir sonraki gelişinde, aynı ekranlardan geçilip teşhis kısmına gelindiğinde, ilgili tedavinin o ana kadar gerçekleşmiş seansları ve sonuçlar, ekranın altındaki tablodan izlenebilecek ve eğer tedavi devam ediyorsa tedavi parametreleri ekranına geçilip aynı işlemler sürdürülecek, eğer tedavi sonlandıysa sonuç alanı doldurularak, ilgili kayıt veri tabanına gönderilecektir.

Bunların yanı sıra, tedavi parametreleri veri tabanında herhangi bir güncelleme yapmak ya da yeni bir tedavi ve/veya tedavi grubu tanımlamak için, ana menüden tedavi parametreleri ekranına geçerek gerekli tanımlamaları yapmak gerekecektir. Böylelikle ya mevcut bir tedavinin değiştirilmesi uygun görülen parametrelerinin kalıcı olarak değiştirilmesi sağlanacak, ya da değişik denemeler sonucunda belirlenmiş yeni parametrelerle yeni bir tedavi ya da tedavi grubu tanımlanarak hazır tedavi programları menüsü zenginleştirilebilecektir.

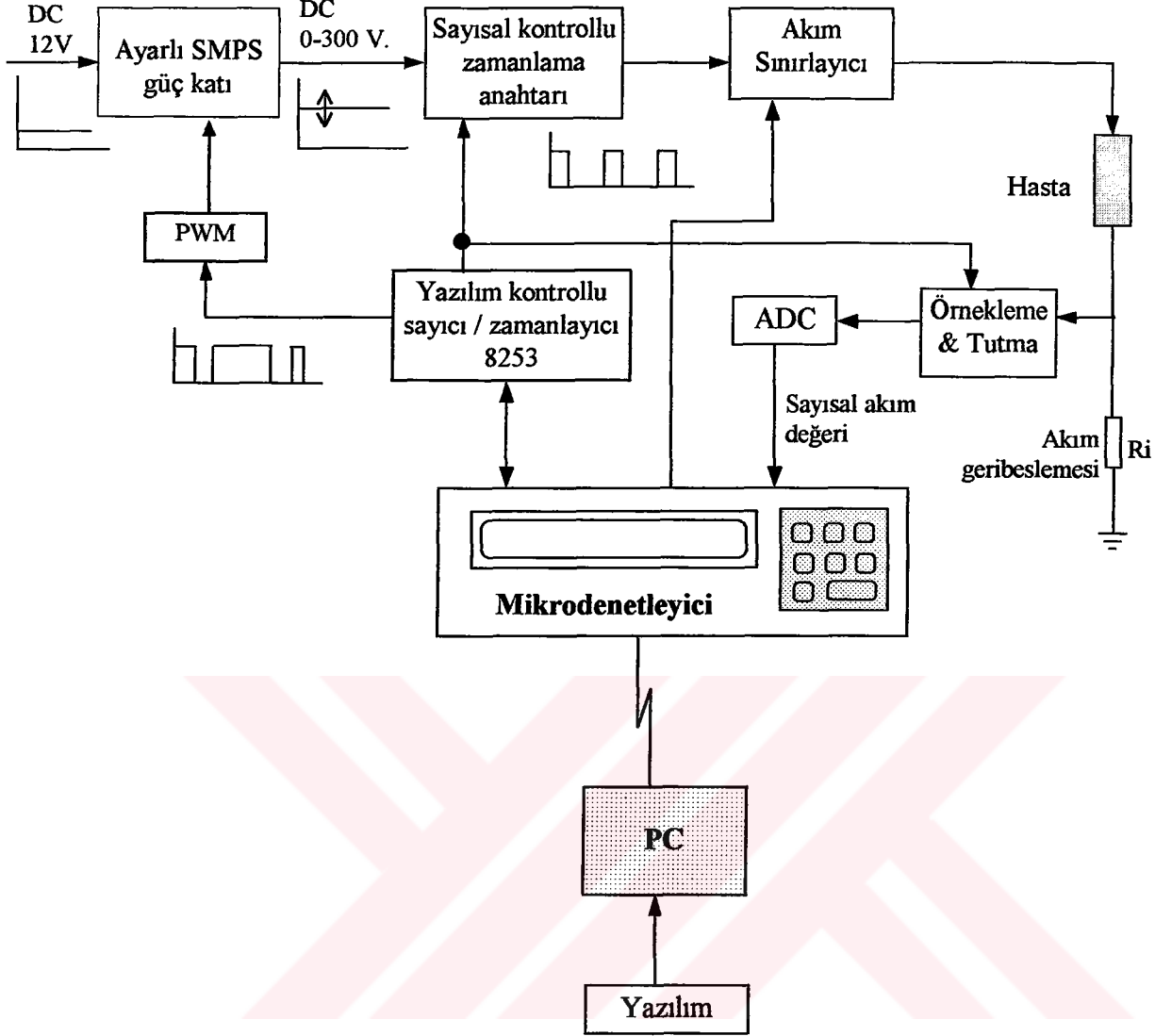
Ayrıca kuvvet-süre eğrileri ekranından herhangi bir anda hastaya ait kuvvet-süre eğrisi çıkarılarak, ideal eğriyle arasındaki fark grafiksel olarak izlenebilir. Şekil 12.5'te ideal kuvvet/süre eğrisi kırmızı çizgi ile gösterilmiştir. Hastanın üç ayrı gelişinde, sabit sürelerdeki elektriksel işaretlere kaslardan alınan cevapların akım değerleri Akım1, Akım2 ve Akım3 kolonlarına kaydedilerek hastaya ait üç ayrı kuvvet/süre eğrisi çıkarılmıştır.



Şekil 12.5 Kuvvet / süre eğrileri ekranı

12.2 Donanım Birimi

Donanım biriminin güç katı, ayarlı anahtarlama modda (SMPS: Switch Mode Power Supply) ve darbe süresi modülasyonu (PWM: Pulse Width Modulation) kullanılarak tasarlanmıştır. Böylelikle, 12 V. luk bir gerilimden, 0-400 V aralığında ayarlı yüksek gerilim üretilmiştir. Tedaviler sırasında 100 mA'e kadar akım kullanılabileceği ve deri direncinin ortalama 3 kΩ kabul edildiği düşünülürse, $V=I \cdot R=300$ V civarlarında bir gerilime ihtiyaç duyulabilecektir.

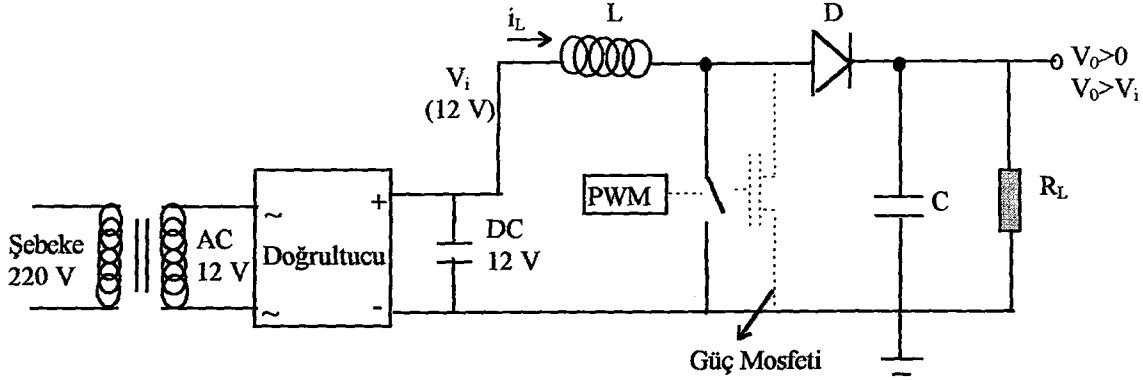


Şekil 12.6 Genel donanım şeması

Ayarlı yüksek gerilimin, anahtarlama modda üretilme prensibi Şekil 12.7'de gösterildiği şekliyle şöyle açıklanabilir:

Tedavi sırasında şebekeden oluşabilecek her türlü kaçağın hasta üzerinde zararlı etkiler yaratmasını önlemek amacıyla, cihaz şebekeden tümüyle bağımsız olarak tasarlanmıştır. Bu amaçla, şebekeden gelen gerilim, transformatörde AC 12 V'a düşürülüp, ardından bir doğrultucudan geçirilerek DC 12 V elde edilmektedir. PWM denetimli SMPS, flyback prensibine dayalı olarak boost (step-up) tipinde çalışmaktadır. PWM=20 KHz ve dolayısıyla $T=50 \mu s$ dir. SMPS, PWM ile anahtarlendiğinde darbe süresi boyunca devre kapalı

kalacağından endüktans enerji yüklenecek, darbeden sonra gelen boşluk süresinde de devre açılacağından, endüktans üzerinde birikmiş olan enerji devreye boşalarak kapasiteyi dolduracaktır. Devredeki diyot, kapasitenin boşalmasına engel olur. $V_L = L \cdot (di_L/dt)$ formülünden, devrede oluşacak gerilim, anahtarlamamanın hızlı yapılması ve dolayısıyla akımın değişim hızıyla doğru orantılıdır. Bu yüzden, daha iyi verim elde etmek için anahtarlama güç mosfeti kullanılmıştır.



Şekil 12.7 PWM denetimli SMPS devresi

Devre üzerinde, devrenin kapanışı anında değil, açılışı anında endüktansın enerji boşaltmasıyla bir gerilim oluşmaktadır. Bu yüzden, negatif bir gerilim söz konusudur.

$$V_i = V_L + V_O \quad (12.1)$$

$$V_O = V_i - V_L = V_i - L \cdot (di_L/dt) \quad (12.2)$$

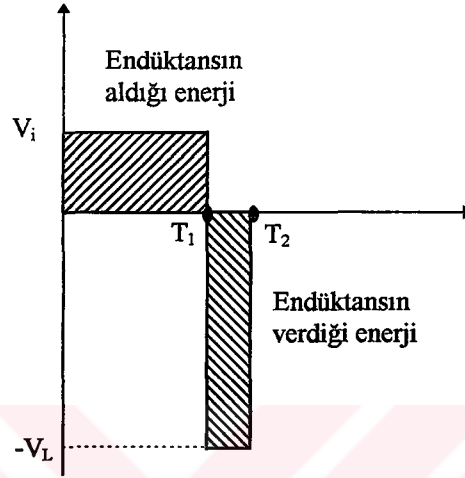
V_L 'nin negatif olması, $V_O = V_i - (-V_L) = V_i + V_L$ şeklinde bir dönüşüm oluşturacaktır. Böylelikle, V_L 'nin yükseldiği oranda yüksek gerilim elde edilebilecektir. Ayrıca, endüktansın aldığı (yüklendiği) enerjinin, verdiği (devreye boşalttığı) enerjiye eşitliği prensibinden hareketle, boşluk süresi darbe süresine göre ne kadar küçükse, negatif alanda oluşan gerilimin genliği o ölçüde büyük olacak yani daha yüksek gerilim üretilebilecektir. (Şekil 12.8)

$$V_i \cdot T_1 = (V_O - V_i) \cdot T_2 \quad (12.3)$$

$$V_0 = V_i * (T_1 + T_2) / T_2 \quad (12.4)$$

$$\lambda = T_1 / T \text{ ise } V_0 = V_i * (1 - \lambda) \quad (12.5)$$

T_1 büyüdükçe λ , λ büyüdükçe de V_0 büyüyecektir.

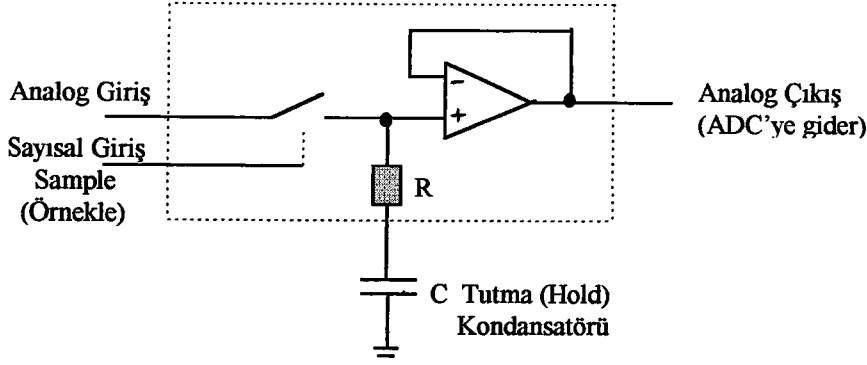


Şekil 12.8 Endüktansın enerji dönüşümü

SMPS'ten çıkan ayarlı yüksek gerilim, bir sayısal kontrollü zamanlama anahtarı devre (DC kıyıcı) aracılığıyla ve sayıcı/zamanlayıcı (counter/timer) devresi tarafından kontrol edilen darbe sürelerinde kıyılır. Sayıcı/zamanlayıcı devresi, istenen darbe süresi bilgisini mikrodenetleyiciden alır. Mikrodenetleyici de bu bilgiyi ya kendi üzerindeki LCD'den ya da PC tarafındaki programdan gönderilen bilgiler yoluyla ulaşmıştır. Daha sonra, istenen darbe süresi, genlik ve frekanstaki bu elektriksel işaretler hastaya uygulanır. Burada da akım sınırlayıcı devre, akımı kontrol ederek eğer daha önceden belirlenmiş ve tehlike oluşturabilecek akım değeri sınırının üzerinde bir değerle karşılaşır, devreyi keser ve akımın hasta üzerinden akmasını önler. Eğer akım değeri sınırın altındaysa anahtar kapanır ve hastaya akım iletilir.

Tedavi süresince, gönderilen akım değerinin çeşitli etkenlerle (deri direncindeki değişim, nem, elektrot pozisyonları vb) değişikliğe uğraması ihtimali göz önüne alınarak akımdaki kontrolsüz değişikliklerin izlenebilmesi gerektiği düşünülmüştür. Bu amaçla kullanılan örnekle-ve-tut (sample and hold) devresi, gelen darbe ile örneklenmekte ve darbe geldiğinde devre kapanıp, darbe sıfıra indiğinde devre açılmaktadır. Şekil 12.9'da görüldüğü gibi,

Böylelikle, tedavi boyunca, akım değerindeki her türlü değişimi izlemek mümkün olacaktır.

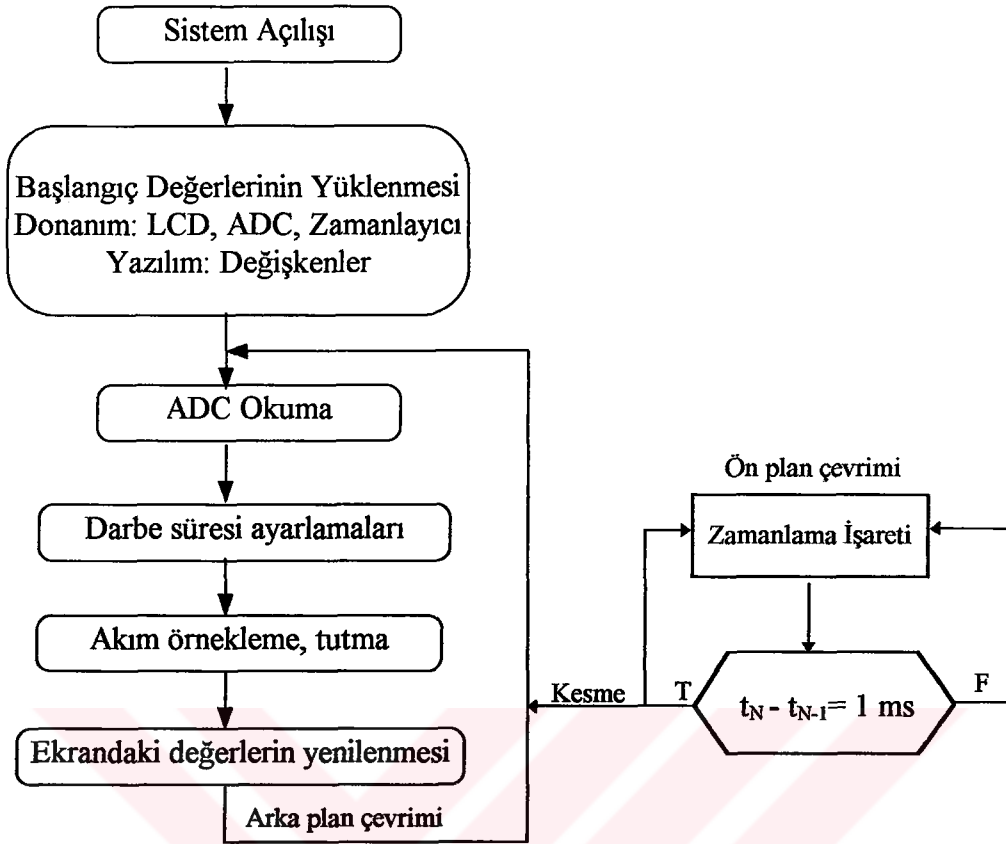


Şekil 12.9 Örnekle ve tut (sample and hold) devresi

Devredeki akım geribesleme direncinin değerini de şöyle hesaplayabiliriz: Maximum 100 mA ile sınırlanmış bir devre tasarladığımızı düşünelim. Devredeki ADC, sample and hold devresinden 0-5 V aralığında aldığı sinyali 0-255 aralığında sayısal bir değere dönüştürür. Maximum 100 mA için, maximum gerilim değeri $V_{max} = 100 / 255 * 5 = 2$ V olarak hesaplanır. Direnç değeri, $R = V / I = 2 / 100 * 10^{-3} = 20 \Omega$ olarak hesaplanır.

12.3 Mikrodenetleyici Yazılımı

Mikrodenetleyici yazılımı, Şekil 12.10'daki blok diyagrama göre gerçekleştirilmiştir. Sistemin açılışında önce yazılım ve donanıma ait ilk (initial) değerler yüklenir. Bunlar donanım kısmı için LCD, ADC ve zamanlayıcı (timer) değerleri, yazılım kısmı için ise değişkenlerdir. Bir arka plan çevrimi (background loop) içinde ADC okumaları, darbe süresi ayarları, tutulan akımın kontrolü, LCD ekranın değer göstermesi vb. işlemler sağlanır. 1 ms'lik sürelerle kesme (interrupt) gönderen dış çevrim (foreground loop) ise zamanlama ve kontrollerin yapılmasını sağlar.



Şekil 12.10 Mikrodenetleyici yazılımı akış diyagramı

13. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu tez çalışması sırasında, elektrostimülasyonun tarihsel gelişim içinde fizik tedavideki yeri ve önemi ile günümüzde ulaştığı nokta incelenmiş ve çağın gereklerine uygun bir elektrostimülasyon sistemi hem yazılım hem de donanım olarak tasarlanıp gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma yapılırken, çok çeşitli kaynaklara başvurulmuş (çeşitli kitaplar, yayınlar, internet, fizik tedavi hekimleri) ve çoğu kez oldukça tutarsız ve çelişkili bilgilere rastlanmıştır. Araştırmalar sırasında gözlenen en tutarlı bilgi, elektrostimülasyonun çok eski çağlardan beri kullanıldığı ve fizik tedavide çok önemli bir yer tuttuğudur. Bunu dışında, çok değişik tedavi uygulamalarında kullanılıyor olması ve tedavi parametrelerinin çeşitliliği sebebiyle hala tartışılan ve kesinleşmemiş pek çok açık noktanın ve çelişkinin varlığı saptanmıştır. Ayrıca fizik tedavi hekimleri ve fizyoterapistlerin elektroteknikteki farklı bakış açıları, terminolojideki farklılıklar gibi nedenler de çelişkiler doğurmaktadır. Örneğin, monofazik ve bifazik dalga şekillerinin tipleri konusunda değişik yayınlarda değişik bilgilerle karşılaşmış, darbe karakteristiklerinin tedaviye etkileri konusunda çelişkili ifadelerle rastlanmış, tedavilerin uygulanışı, elektrot tipleri ve pozisyonları hakkında değişik görüşler incelenmiştir.

Bütün bu araştırmalar sonucunda, bir miktar da kişisel yorum katılarak optimum bir entegre sistem ortaya konmaya çalışılmıştır. Bu denli tartışmalı bir konuda mükemmele ulaşıldığını söyleyebilmek için yeterli kriter yoktur. Ancak, gerçekleştirilen sistemin en önemli ayrıcalığı, esnekliğidir. Donanım bölümünde, gerek genlik gerekse zaman domeninde sayısal kontrolün sağladığı esneklik, parametrelerin kullanımındaki kısıtları ortadan kaldırdığı için, her türlü deneme ve araştırmaya olanak tanımaktadır. Tedavinin ön önemli fakat en belirsiz parametresi diyebileceğimiz akım genlik seviyesi, çeşitli kriterlere göre (deri direnci, nem, hastanın hassasiyet eşiği vb.) değişiklik gösterdiği ve belli sınırların üzerinde tehlike yaratabildiği için, hasta üzerinden geçen akımın okunup değerlendirilmesinin gerekli olacağı düşünülmüş ve bu amaçla bir örnekleme-tutma devresi yardımıyla hasta üzerindeki akımın tedavi süresince LCD'den izlenebilmesi ve ayrıca, kritik akım değerlerinde, akımın otomatik olarak kesilebilmesi sağlanmıştır. Şebekeden oluşabilecek her türlü kaçağın zararlı etkileri göz önüne alınarak, cihazın yüksek gerilim katı şebekeden tümüyle yalıtılmış olarak

tasarlanmıştır. Bütün bunlar, sistemi güvenilir ve ayrıcalıklı kılan unsurlardır. Bunun dışında, tedavi sırasında oluşan elektrotermal etkiden hareketle, deri üzerinde oluşabilecek ısınma göz önüne alınarak cihaz bir ADC aracılığıyla ısı kontrolü de yapabilecek yetenekte tasarlanmıştır. Ancak, deri üzerinde oluşabilecek tedavi yanıklarının deri ısınıp ne kadar artırdığı konusunda yeterli kriter bulunamadığı ve deneme ortamı da yaratılamadığından böyle bir çalışmanın yararı henüz açıklık kazanmamıştır. Hekimlere bir öneri olarak sunulması düşünülmektedir.

Donanımdaki avantajlarının yanı sıra sistemin elektrostimülasyondaki gelişmelere en önemli katkısı, ilgili her türlü verinin bilgisayar ortamında izlenip saklanabilmesi olanağıdır. Çünkü bu yöntemle, hem hata olasılığını önlemek, hem de verileri kayıt altına alıp gerektiğinde geriye dönük değerlendirmeler yaparak belirsizliklere ışık tutmak mümkün olacaktır. Ayrıca, oluşturulan tedavi grup ve alt grup menüleri ile teşhis grafiklerinin akademik ortamda, eğitim amacına da hizmet edebileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Adel, R. V. ve Luykx, R. H. J., (1991), Low and Medium Frequency Electrotherapy, Enraf-Nonius Delft, Holland.

Çömlekçi, M., (1996), Her Yönüyle Delphi 2.0, Alfa Basım Yayım Dağıtım, İstanbul.

Forster, A. ve Palastanga, N., (1990), Clayton'un Elektroterapi Kitabı (Çev., S. Füzün), İzmir Güven Kitabevi, İzmir.

Gülgün, R., (1995), Güç Elektroniği, Yıldız Teknik Üniversitesi Yayını, İstanbul.

Hoogland, R., (1988), Strengthening and Streching of Muscles Using Electrical Current, Enraf-Nonius Delft, Holland.

Kuo, B. C., (1977), Digital Control Systems, SRL Publishing Company, Illinois

Millman, J. ve Grabel, A., (1987), Microelectronics, McGraw-Hill Book Company, Singapore.

Millman, J. ve Taub H., (1965), Pulse, Digital and Switching Waveforms, McGraw-Hill Book Company, Tokyo.

Nelson, R. M. ve Currier, D. P., (1991), Clinical Elektroterapi, Appleton & Lange, California.

Niele, R., (1988) Treatment Protocol for the Endomed-CV 405, Enraf-Nonius Delft, Holland.

Ottoson, D. ve Lundeberg, T., (1998), Pain Treatment: A Practical Manual by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, Springer Verlag, Berlin.

Sengir, O., (1989), Fizik Tedavi Kitabı, İstanbul Tıp Fakültesi Yayınları, İstanbul.

Sjölund, B.H. ve Eriksson, M.B.E., (1979), "Endorphins and Analgesia Produced by Peripheral Conditioning Stimulation", Advances in Pain Research and Therapy, vol3.

Soft Microcontroller User's Guide, Dallas Semiconductor.

Tuna, N., (1989), Elektroterapi, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul.

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi	19.02.1968
Doğum Yeri	İstanbul
Lise	1982-1985 : Beşiktaş Lisesi
Lisans	1985-1990 : Yıldız Üniversitesi, Bilgisayar Bilimleri ve Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	1997- : Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Bilimleri Mühendisliği
Çalıştığı Kurum:	1990-1997 : NETAŞ AR-GE

