T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSANDAKİ PSİKOLOJİK VE FİZYOLOJİK PARAMETRELER DOĞRULTUSUNDA ANFIS VE FIS İLE TENS MODELLEMESİ

Esra SARAÇOĞLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

İNSANDAKİ PSİKOLOJİK VE FİZYOLOJİK PARAMETRELER DOĞRULTUSUNDA ANFIS VE FIS İLE TENS MODELLEMESİ

Esra SARAÇOĞLU

Selçuk Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Hakan IŞIK

2009, 60 sayfa

TENS; deri aracılığıyla, sinirlerin uyarılması olarak açıklanabilir. Tedavi için kullanım amacı, ağrıları hafifletmek yada ortadan kaldırmaktır. Bu çalışmada yeni bir yaklaşım olarak, insandaki fizyolojik ve psikolojik parametrelerin TENS yöntemi üzerine etkileri incelenmiş ve TENS yönteminin modellenmesi amaçlanmıştır. TENS yöntemine etki eden parametreler olarak, deri iletimi ve deri kalınlığı incelenmiştir. Bununla birlikte, ağrıya neden olan rahatsızlıklar da dikkate alınarak dört uygulama noktası üzerinde çalışılmıştır. Modelleme, ANFIS (Adaptive Neuro – Fuzzy Inference System) ve FIS (Fuzzy Inference System) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan bu iki metot karşılaştırıldığında, ANFIS ile gerçekleştirilen modellemede elde edilen maksimum değerdeki 1.0815'lik ortalama karesel test hatası, TENS yönteminde 1.0815 mA'lik akım değerini temsil etmektedir ve bu oynama hasta üzerinde herhangi bir olumsuz etkiye neden olmamaktadır. FIS ile gerçekleştirilen modellemede, Centroid çıkarım mekanizması kullanılarak elde edilen ve en düşük değerde olan 3.02941'lik karesel hata; TENS yönteminde 3.02941 mA'lik akım değerini temsil etmektedir. Hastaya verilen akımın, normal değerin 3.02941 altında olması durumunda, gereken şiddette elektrik akımı verilemediğinden ötürü ağrı duyusu etkili bir biçimde

giderilemeyebilir. Verilen akımın, normal değerin 3.02941 üzerinde olması durumunda, hastada öncelikle rahatsızlık hissi uyanabilir. Ayrıca bu durumda doku ve sinir lifleri daha fazla elektrik enerjisine maruz kalacağından zarar görebilmektedir.

Bundan sonraki çalışmalar için zemin olabilecek bu uygulamayla TENS yönteminde zaman tasarrufu sağlanabilecek, insan hatası en aza indirilebilecek ve en önemlisi, iletişim güçlüğü çeken hastalarda bu yöntem minimum hata ile uygulanabilecektir.

Anahtar Kelimeler: TENS; elektriksel stimülasyon; deri iletimi/empedansı; deri kalınlığı; modelleme

ABSTRACT

MS Thesis

MODELING OF TENS VIA ANFIS AND FIS BY INVESTIGATING PHYSIOLOGICAL AND PSYCHOLOGICAL PARAMETERS IN HUMANS

Esra SARAÇOĞLU
Selçuk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electronic and Computer Systems Education
Supervisor: Assoc. Prof. Hakan ISIK
2009, 60 pages

TENS can be explained as stimulating nerves via skin. Its aim for treatment is decreasing or eliminating pain. In this study as a new approach, effects of physiological and psychological parameters of humans on TENS have been investigated and modeling TENS has been aimed. Skin conductance and skin thickness have been investigated as effective parameters on TENS. Hoewever, by considering the diseases that cause pain, four implementation zone has been studied. Modeling has been performed by using ANFIS (Adaptive Neuro – Fuzzy Inference System) and FIS (Fuzzy Inference System). If these two methods are compared; Mean Square Test Error 1.0815 that is obtained via ANFIS, denotes 1.0815 mA current value in TENS method and this swing does not cause a negative effect on patient. The minimum Mean Square Error 3.02941 that is obtained via FIS by using Centroid inference mechanism, denotes 3.02941 mA current value in TENS method. This 3.02941 swing can also cause different side effects on patients. In case of being 3.02941 less than the normal value of electric current that has to be applied on patient, pain sense can not be dispelled efficiently because of not being

applied the necessary electric current value. In case of being 3.02941 more than the normal value of electric current that has to be applied on patient, firstly a discomfot sense can be perceived. Besides, in this case, tissues and nerve fibers can be damaged because of being exposed electric current.

By the study that can be a basis for the following ones, while applying TENS, time saving will be provided, human originated errors will be decreased to minimum level and as the most important one; TENS will be applied on the patients who have communication diffculties.

Key Words: TENS; electrical stimulation; skin conductance/impedance; skin thickness; modeling

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans tez danışmanlığımı üstlenerek; gerek konu seçimi gerekse çalışmaların yürütülmesi sırasında ilgi ve desteğini esirgemeyen sayın hocam Doç. Dr. Hakan IŞIK'a, yönlendirme ve bilimsel katkılarından ötürü sayın hocam Prof. Dr. Novruz ALLAHVERDİ' ye, gerek teorik gerekse de uygulamalı çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen Fizyoterapist Özlem AKKOYUNLU SERT, Yrd. Doç. Dr. Burhan ERGİN hocama ve Ayşe ŞENER' e, uygulama kısmında yardımlarından dolayı Öğr. Gör. Kemal TÜTÜNCÜ ve Araş. Gör. Dr. Rıdvan SARAÇOĞLU' na teşekkür ederim.

Konya 2009 Esra SARAÇOĞLU

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **i**

ABSTRACT ..... **v**

ÖNSÖZ ..... **vii**

İÇİNDEKİLER ..... **viii**

SİMGELER ..... **x**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Çalışmanın Amacı 2
1.2. Literatür Araştırması 3
1.3. Tezin Organizasyonu 4

2. TENS **5**

2.1. TENS Cihazı 5
2.1.1. TENS terapisi ve kas uyarıcısından farkı 7
2.1.3. TENS terapisinin faydalı olduğu ağrılar ve kullananda gösterdiği etkiler 8
2.2. TENS Etki Teorileri 10

3. MATERYAL VE METOD **12**

3.1. Anfis Mimarisi 12
3.2. Bulanık Mantık ve Kontrol 16
3.2.1. Bulanık mantık nedir? 16
3.2.2. Bulanık kontrol 17
3.2.3. Bulanık kontrol sisteminin yapısı 18
3.2.4. Bulanık kontrol basamakları 19
3.2.4.1. Giriş-çıkış değişkenlerinin tanımlanması 19
3.2.4.2. Bulanıklaştırma 20
3.2.4.3. Bulanık kural tabanının oluşturulması 21
3.2.4.4. Bulanık çıkarım 23
3.2.4.5. Durulaştırma 24

4. UYGULAMA **28**

4.1. Seçilen Parametrelerin İncelenmesi 28
4.1.1. Deri iletimi 28
4.1.2. Deri kalınlığı 30
4.2. Ölçüm verisi 32
4.3. TENS Yönteminin Modellenmesi 34
4.3.1. ANFIS ile modelleme 34
4.3.2. Bulanık mantık ile modelleme 35
4.3.2.1. Vallex – I bölgesine ilişkin modelleme 36

4.3.2.2. Vallex – II bölgesine ilişkin modelleme 40
4.3.2.3. Diz bölgesine ilişkin modelleme.....43
4.3.2.4. Boyun – el bölgesine ilişkin modelleme 46
5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI 50
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 56
KAYNAKLAR 58

SİMGELER

x	: Giriş değişkeni
y	: Giriş değişkeni
f_i	: Çıkış değişkeni
A_i	: Bulanık küme
B_i	: Bulanık küme
p_i	: Sonuç değişkeni
q_i	: Sonuç değişkeni
r_i	: Sonuç değişkeni
μ(x)	: Üyelik derecesi
o_i	: Düğüm çıkışı
x	: Ağ girişi
y	: Ağ girişi
$\prod$	: Giren tüm işaretlerin çarpımını gösterir.
N	: Bir kuralın normalleştirilmiş ateşleme seviyesini hesaplamak için kullanılır.
$\overline{\mu}_i$	: ANFIS 4. katmanının çıkışıdır ve normalleştirilmiş ateşleme seviyesidir.
$\{p_i, q_i, r_i\}$	: Ayar edilebilmesi için gerekli olan ayar değişken kümesidir.
$\sum$	: Toplama işlevi
f	: Sistemin gerçek çıkışı
U^*	: Durulaştırma işleminde sonuç değişkeni
Ω	: Direnç (ohm)

Kısaltmalar

ANFIS	: Adaptive Neuro Fuzzy Inference System - Uyarlamalı ağların, işlevsel olarak bulanık çıkarım sistemine eşdeğer olan bir sınıfı
FIS	: Fuzzy Inference System – Bulanık Kontrol Sistemi
GSR	: Galvanic Skin Pesponse – Galvanik Deri Direnci
MOM	: Mean of Max -
TENS	: Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation – Deri Üstü Elektrikli Kas Sinir Uyarıcı

1. GİRİŞ

Ağrı, oluşabilecek veya oluşmuş doku harabiyeti ile ilgili rahatsızlık verici duyusal veya duygusal bir deneyimdir. Ağrı, aynı zamanda bir uyarıcıdır ve vücut dengesini korumaya yönelik çeşitli somatik, otonom ve duyusal yanıtlara yol açan bir korunma mekanizmasıdır (Stereubach 1981).

Tıp, vücudun büyük bir sorunu olan bu ağrılardan kurtulmanın etkili ve yan etkisinin az olduğu bir tedavi yöntemini uzun süredir araştırmaktadır. Bununla birlikte, ağrılar için etkili olan ilaçların maalesef büyük yan etkileri vardır. Geçmiş yıllarda bazı hastalara elektriksel impalsler gönderilerek, ağrının başarılı bir şekilde engellenebildiği görülmüştür (Koçer 1998).

Tarih boyunca, ağrıyı giderme amacıyla, elektriksel stimülasyonun değişik şekilleri uygulanmıştır (Kenneth ve ark. 1999). Ağrı kontrolü için elektrik enerjisinin kullanımının, eski Yunan ve Mısırlılara kadar uzandığı bilinmektedir (Mannheimer ve Lampe 1984). Romalılar, baş ağrılarına çare için yılan balığından yayılan elektriği kullanmışlardır (Kenneth ve ark. 1999).

Günümüzde, sabit ve uzun süreli ağrılarda, ağrı azaltıcı ilaçların uzun süreli kullanımı sonucu böbrek ve karaciğerin hasara uğraması riski nedeniyle, deri üstü elektrikli sinir uyarımı oldukça iyi bir alternatif tedavi yöntemi olmuştur. Bu yöntemde; elektrik akımı, elektrotlar yardımıyla deri üzerinden, deri altındaki sinirleri uyarmak amacıyla kullanılır. Bu teknik, daha sonra "Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation" kelimelerinin baş harflerinden oluşan TENS olarak adlandırılmıştır (Low 1990). TENS; deri aracılığı ile, periferik sinirlerin uyarılması olarak da açıklanabilir. Tedavi için kullanım amacı da, ağrıları hafifletmek yada ortadan kaldırmaktır (Ottosan ve Lundeberg 1998). Ağrıları gidermek amacıyla, elektriksel uyarım fikri, 1965 yılında "Kapı-Kontrol Teorisi" nin ortaya atılmasına kadar bilimsel bir desteğe sahip değildir (Melzack ve Wall 1965).

Beyin, dış ortamda ve vücut içinde oluşan elektriksel uyarıları algılama ve yorumlama özelliğine sahiptir. Bazı akım şekilleri ve özellikle TENS cihazlarının ürettiği uyarılar, merkezi sinir sistemine etki ederken, ağrıyla ilgili odakların duyarlılığında da büyük değişmeler yapabilir. TENS ile uyarıları verdiğimizde, beynin salgıladığı endorfinler, doğal acı yok edici maddeler olarak devreye girerek, acının azaltılması yada giderilmesini gerçekleştirir.

TENS' in şu anda pek çok uygulamaları vardır. FDA (Medikal Cihaz Kullanım Yönetmeliği) ' ya göre TENS, II. Sınıf cihazlar arasındadır. Yani hastaya dağıtımı ve uygulanması lisanslı bir doktor tarafından yapılmalıdır (Naillioğlu 2003).

Bugün pek çok ülkede ve ülkemizde klinik ve ev tedavileri için TENS cihazları üretilmektedir. TENS cihazlarının doğru akımdan ürettikleri pozitif kare ve negatif dikensi dalgalardan oluşan asimetrik bifazik, kare şeklinde monofazik ve yine kare şeklinde bifazik uyarılar çok yaygın kullanılmaktadır (Naillioğlu 2003).

1.1. Çalışmanın Amacı

Sabit ve uzun süreli ağrılarda, ağrı azaltıcı ilaçların uzun süreli kullanımı sonucu böbrek ve karaciğerin hasara uğraması riski nedeniyle, TENS oldukça iyi bir alternatif tedavi yöntemi olmuştur (Low 1990).

TENS yöntemi ağrıya neden olan rahatsızlığı tedavi etmez, ağrıyı azaltmak yada gidermek amacıyla kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı, TENS yönteminde zaman tasarrufu sağlamak, insan hatasını en aza indirmek ve en önemlisi, iletişim güçlüğü çeken hastalarda bu yöntemin minimum hata ile uygulanabilmesini sağlamaktır.

1.2. Literatür Araştırması

Doğru akımda kısa süreli uyarılar üreten TENS; yani deri üstünden elektrikli kas sinir uyarımı cihazları literatürde ilk kez 1919 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Wall ve Sweet cilt üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile periferik sinirlerin elektriksel olarak uyarılmasıyla kronik ağrının geçici olarak düzeldiğini bildirmişlerdir (Low 1990).

Melzack tarafından 1965 yılında ortaya atılan kapı kontrol teorisiyle, TENS yöntemine ilişkin çalışmalar önem kazanmıştır (Melzack ve Wall 1965).

Ignelzi - Nyquist (1979) ve Campbell - Taub (1973), çevresel bir sinir hattı üzerine uygulanan elektriksel uyarımın bu sinirdeki normal iletim işlemini "iletim bloğu" olarak isimlendirilen duruma dönüştürebildiğini ileri sürmüşlerdir (Ignelzi ve Nyquist 1979, Campbell ve Taub 1973).

Daha sonraki çalışmalarda, TENS parametrelerinin farklı kombinasyonlarının önemli nörofizyolojik ve hipaljezik etkileri gösterilmiştir (Walsh ve ark.1995., Walsh ve ark. 1998).

Johnson ve Repperger 1995 yılında, farklı bir TENS dalga şekli kullanmışlar ve TENS yöntemi içerisinde deri empedansına ilişkin ölçümler gerçekleştirmişlerdir (Johnson ve Repperger 1995).

2000 yılında Walsh ve ark. farklı TENS parametrelerinin, insanlardaki RIII afferent sinirler ve H-refleksler üzerindeki etkilerini incelemişlerdir (Walsh ve ark. 2000).

Garrison ve Foreman 2002 yılında, kedilerde kendiliğinden (spontan) ve zararlı olarak uyarılan sırt bölgesindeki hücre aktivitesi üzerinde TENS elektrotlarının yerleşim etkilerini incelemişlerdir (Garrison ve Foreman 2005).

Solomon ve ark. 2003 yılında, insanlarda mekanik basınç ile tetiklenen ağrı eşikleri üzerinde, TENS yöntemiyle sıcak ve soğuk uygulamaların kombinasyonlarını ve etkilerini incelemişlerdir (Solomon ve ark 2003).

Reeves ve ark. 2004 yılında, kalp hızını (HR), dijital pals hacmini (PV) ve deri iletimini (SC) 20 dakikalık TENS periyodu boyunca ölçerek, TENS yönteminin deneysel ağrı ve Sempatik Sinir Sistemi (SNS) üzerine etkilerini incelemişlerdir (Reeves ve ark. 2004).

Son olarak, Shimoji ve ark. 2007 yılında, çift yönlü, ayarlanmış sinüs dalgaları içeren TENS yöntemiyle ağrı dindirmeyi test etmişlerdir (Shimoji ve ark. 2007).

Günümüze kadar TENS yöntemine ilişkin çalışmalar yöntemin insan ve diğer canlılar üzerindeki etkilerini incelemeye yöneliktir. Bu çalışmada yeni bir yaklaşım olarak tersine, insandaki fizyolojik ve psikolojik parametrelerin TENS yöntemi üzerine etkileri incelenmiş ve TENS yönteminin modellenmesi amaçlanmıştır.

1.3.Tezin Organizasyonu

Bu tez çalışması altı bölümden meydana gelmiştir. Birinci bölümde; çalışmaya giriş yapılmış, TENS yönteminden bahsedilerek çalışmanın amacı açıklanmış ve literatür araştırması anlatılmıştır.

İkinci bölümde; TENS cihazı anlatılmış, TENS terapisi, kas uyarıcısından farkı hangi tür ağrılarda kullanıldığı açıklanmıştır. Ayrıca TENS yöntemine ilişkin etki teorilerine değinilmiştir.

Üçüncü bölümde; TENS yöntemini modellemek için kullanılan ANFIS ve FIS metotları açıklanmıştır.

Dördüncü bölümde; uygulama amacıyla seçilen parametreler ve ölçüm verisi incelenmiştir. Ayrıca, TENS yönteminin ANFIS ve FIS ile modellenmesine ilişkin detaylar açıklanmıştır.

Beşinci bölümde; TENS yönteminin modellenmesine ilişkin araştırma sonuçlarına yer verilmiştir.

Altıncı ve son bölümde ise; genel olarak sonuçlar ve daha sonraki çalışmalar için öneriler anlatılmıştır.

2. TENS

TENS; deri aracılığı ile, periferik sinirlerin uyarılması olarak da açıklanabilir. Tedavi için kullanım amacı da, ağrıları hafifletmek yada ortadan kaldırmaktır (Ottosan ve Lundeberg 1998).

2.1. TENS Cihazı

Bu yöntemle çalışan cihazlar sinir merkezlerinin üzerine yerleştirilen elektrotlar yoluyla elektriksel sinyaller oluşturur. TENS tarafından uygulanan çeşitli titreşimler normal olarak sinir sistemi tarafından beyne gönderilen acı sinyallerini bloke ederek, beynin acıyı algılamasına engel olur. TENS, kontrol sisteminde bulunan kimyasallar olup acıyı doğal yollardan bastırmak için vücut tarafından kullanılırlan, endorfinlerin salgılanmasını uyarabilir. Artık pek çok insanın kronik veya sürekli ağrıya dayanmasına gerek kalmamıştır. TENS'in kullanımı genellikle ağrı yönetimini önemli ölçüde iyileştirmektedir. TENS, emniyetli, non-invasif, ilaçsız, alışkanlık yapmayan ve yan etkisi olmayan bir yöntemdir. TENS tekniği ağrı için uyuşturucuya ve ilaçlara duyulan ihtiyacı azaltabilmektedir

(http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid= Erişim Tarihi:15.02.2007).



Şekil 2.1 Örnek bir TENS cihazı

Şekil 2.1'de örnek bir TENS cihazı görülmektedir. Burada;

1. Açma/kapama ve akım değeri ayar düğmesi. (1. Kanal)
2. Açma/kapama ve akım değeri ayar düğmesi. (2. Kanal)
3. Frekans ayar düğmesi
4. 1. Kanal impuls gösterge lambası
5. 2. Kanal impuls gösterge lambası
6. 1. kanal elektrot kablosu bağlantısı
7. 2. kanal elektrot kablosu bağlantısı (http://www.schwa-medico.com/turkey/upload/pdf/4307GAAT2.pdf Erişim Tarihi:15.02.2007)

2.1.1. TENS terapisi ve kas uyarıcısından farkı

TENS terapisinin etkisi bilimsel olarak açıklanmıştır. TENS sayesinde sinir sisteminde; vücudun kendine ait ağrı hafifletici ve ağrı impulslarının beyne iletilmesini önleyici aktivitelerin uyarıldığı ispat edilmiştir. TENS, alçak frekans ve yüksek akımla (acıtacak dereceden hafif, fakat elektrot altlarında kasların hareketi görülecek şekilde) kullanıldığında, beyindeki vücut ağrı kontrol sistemini harekete geçirir. Endorphine gibi vücudun ağrı hafifletici ve vücuttaki kan dolaşımını arttırıcı maddelerin üretimi artar (Dağıstan 2007).

TENS iki farklı şekilde çalışır. Birincisi; yüksek frekans TENS, sürekli hafif şiddette uygulanan elektriksel aktivitenin beyne giden ağrı sinyallerini bloke ettiği teorisine dayanmaktadır. Ağrı sinyali beyne ulaşmadığı takdirde ağrı "hissedilmemektedir"(http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid= Erişim Tarihi:15.02.2007). Konvensiyonel TENS ile (yüksek frekans, hafif akım şiddeti sayesinde karıncalanma ve titreme hareketleri) omurilikteki vücudun kendisine ait hafifletici sistem harekete geçirilir (Segmental Hemmung). Böylelikle omuriliğe bağlı olan kısımlarda ağrı hafiflemesi daha iyi gerçekleşirken, kan dolaşımı ve kaslarda rahatlama görülür (Dağıstan 2007).

İkinci yol ise; vücudun kendi doğal ağrı kontrol mekanizmasını uyararak, düşük frekans veya kısa elektriksel aktivite patlamaları, vücudun endorfin olarak adlandırılan kendi ağrı kesici maddelerini salgılamasına neden olur (http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid= Erişim Tarihi:15.02.2007). Bu maddeler, doğal ağrı kesici olarak devreye girerek ağrıyı giderirler (Naillioğlu 2003). Düşük frekanslı ve yüksek akımlı TENS terapilerinde (ağrı ve acı verici deşerlerin altında, fakat elektrotların altındaki kasların hareketi gözle görülecek derece akım yüksekliği); beyindeki ağrı kontrol sistemi harekete geçerek vücudun kendine has ağrı hafifletici ve kan dolaşımını arttırıcı maddelerin (Endorphine,

Dopamin, Noradrenalin ve Serotonin gibi) üretimi arttırılır. Bu tür terapi sayesinde hasta vücutsal ve psikolojik olarak kendini daha iyi hisseder. Ağrı terapisinin dışında bu tür terapi genel olarak vücutsal ve beyinsel performans arttırıcı olarak da kullanılabilir (Dağıstan 2007).

TENS; belirli türdeki kronik ve akut ağrıyı gidermeye yardımcı olacak şekilde tasarlanmıştır. Kas uyarıcısı (Stimülatör) ise; kas gerginlikleri, eklemlerdeki veya sırt bölgesindeki sertlikler, kullanılmamaktan veya atrofiden kaynaklanan hareket kısıtlamaları için ve bölgesel kan dolaşımını arttırmak için kullanılır (http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid= Erişim Tarihi:15.02.2007).

2.1.3. TENS terapisinin faydalı olduğu ağrılar ve kullananda gösterdiği etkiler

Prensip olarak her türlü ağrıda TENS faydalı olur. Terapinin denenmesi gerekir çünkü TENS terapisi kolaydır, ucuzdur ve yan etkisi yoktur. Başarı oranı ortalama %60 civarındadır.

TENS tedavisi her türlü ağrı merkezlerinde ve aşağıdaki guruplarında kullanılır (Dağıstan 2007):

- *Artirit*
- *Osteoartirit*
- *Servikal spondiloz*
- Alt sırt ağrısı
- *Fibrosit / Miyofasyal* ağrı sendromları
- Akut burkulmalar / zorlanmalar, spor sakatlıkları
- *Tendinit / bursit*

- Carpal Tunnel sendrom
- Radikülopati
- Perifer sinir rahatsızlıkları
- Hayali uzuv ağrısı
- Ameliyat sonrası ağrı
- Omurilik rahatsızlıkları
- Ölümcül hastaların ağrıları
- Doğum sancıları (http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid= Erişim Tarihi:15.02.2007)

Ancak TENS tedavisi;

- Kalp pili olanlara,
- Karotid sinüs üzerine,
- Farenks üzerine,
- Açık yara üzerine,
- Hamilelerde karın üzerine uygulanamaz (Şimşek 2003).

TENS terapisinin kullananda gösterdiği etkiler ise şunlardır:

- Ağrı kesici ilaçların kullanımında büyük ölçüde azalma olur, böylelikle hem bu ilaçların yan etkilerinden sakınılır hem de bu ilaçların kullanımından kaynaklanan masraflar azaltılır.
- TENS, vücudun kendi koruma mekanizmalarını harekete geçirdiğinden (Endorphin üretimi) hasta kendisini genel olarak daha iyi hisseder.
- Sosyal yaşamında tekrar dışarıya açılır. Genel olarak kendini iyi hissetme doğduğundan, günlük hayatta daha aktif rol alır (Psikolojik tedavi faktörü) (Dağıstan 2007).

2.2. TENS Etki Teorileri

TENS' in ağrı algısı üzerine etkileri için çeşitli teoriler bulunmaktadır:

Birinci teori "Kapı-Kontrol Teorisi" dir. Bu teoriye göre, ağrı duyusunun nosiseptörlerden algılamanın yapıldığı beynin yüksek merkezlerine taşınmasının engellemesi söz konusudur. Buna göre TENS; duysal lifleri yüksek frekans stimulasyomu ile uyarır. Bu stimulasyonun impulsları beyne giden yolu kaplar ve kapıyı ağrının geçişine kapatır. Kısaca TENS, tercihen A-beta liflerini aktive ederek dorsal boynuz seviyesinde ağrıyı ileten A-delta ve C liflerini modüle eder.

İkinci bir teori ise TENS'in vücuttaki doğal opiatlar (vücuttaki hormon benzeri maddeler) üzerindeki etkisidir. Bu opiatlar B-endorfin örneğinde olduğu gibi hipofiz bezi ya da enkefalinlerde olduğu gibi omurilik kaynaklı olabilirler. Duyusal sinirlerin düşük frekansı TENS ile uyarılması bu opiatların salgılanmasını başlatır ve bu yolla ağrının algılanmasını etkiler.

Deri üstünden sinirsel uyarı, sinir uçlarının içinden geçen iletimi önlemeye yöneliktir. Böylece beyin, ağrı sinyallerini algılamaz. TENS'in kullanılmasının alternatif nedenlerinden biri de, uyarının endorfinleri oluşturmasıdır. Endorfinler; vücutta salgılanan hormonlar olup, doğal acı yok edici maddelerdir.

Üçüncü teori ise, TENS stimulasyonunun kas ve kası saran zara ait semptomları olan hastalarda, damar çeperinde genişleme (lokal vazodilatasyon) oluşturduğu yönündedir. Bu teoride, tetik noktalar tarafından oluşturulan ağrıyı, lokal vazodilasyonun etkilediği iddia edilmektedir.

Dördüncü teori, ağrı inhibisyonunun merkezi kontrol ile meydana geldiği şeklindedir. Beyin sapında bulunan major ağrı kontrol sistemi dorsal boynuz ve assendan (yukarı çıkan) sistemin diğer sinaptik bölgelerinde iletimi inhibe ederek ağrıyı kontrol edebilir.

Beşinci teori; akupunktur ile ilişkilidir. Akupunktur kısaca, enerji hatları (meridyenler) ve akupunktur noktalarına dayanır. Bu teoride, TENS'in enerji akışını

etkileyecek akupunktur noktalarını uyarmak için kullanıldığı ve böylece ağrıya neden olan durumu değiştirdiği savunulmaktadır. Son çalışmalar, ağrı tedavisi için akupunktur noktalarının kullanımının, TENS'in en az diğer somatik noktalarda kullanımı kadar etkili olduğunu göstermektedir (Naillioğlu 2003).

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada yeni bir yaklaşım olarak, insandaki fizyolojik ve psikolojik parametrelerin TENS yöntemi üzerine etkileri incelenmiş ve TENS yönteminin modellenmesi amaçlanmıştır. Modelleme, ANFIS ve FIS kullanılarak gerçekleştirilmiştir. TENS yöntemine etki eden parametreler olarak, deri iletimi ve deri kalınlığı incelenmiştir.

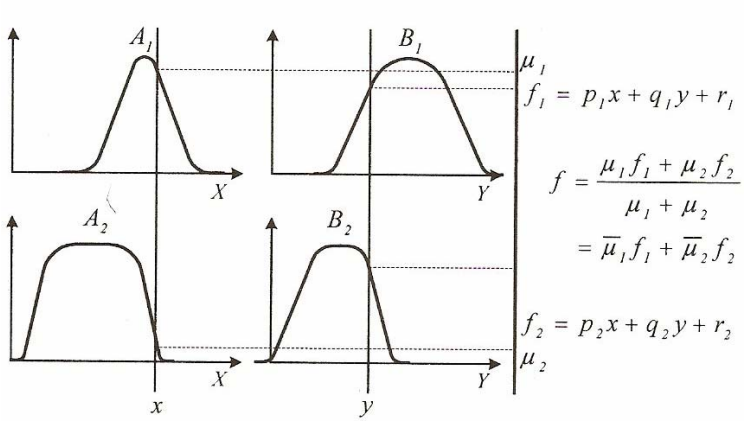
Çalışma için gerekli ölçümler ve gözlemler 113 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, hastalarda görülen ve ağrıya neden olan rahatsızlıklar da dikkate alınarak dört uygulama noktası üzerinde çalışılmıştır. Bu rahatsızlıklardan kaynaklanan istisnai durumlar (ilgili bölgedeki sinir iletiminin gerçekleşmemesi sonucu his kaybı gibi) elenmiştir. Böylece hasta sayısı 90'a düşürülmüştür

3.1. Anfis Mimarisi

ANFIS; uyarlamalı ağların, işlevsel olarak bulanık çıkarım sistemine eşdeğer olan bir sınıfıdır. ANFIS'in yapısındaki bulanık çıkarım sisteminin mimarisinin anlaşılabilmesi için x ve y olmak üzere iki giriş ve f gibi bir çıkışı olduğu kabul edilirse, birinci derece Sugeno bulanık modeli için iki bulanık "EĞER-O HALDE" kuralı Eş. (3.1)'deki gibi olur:

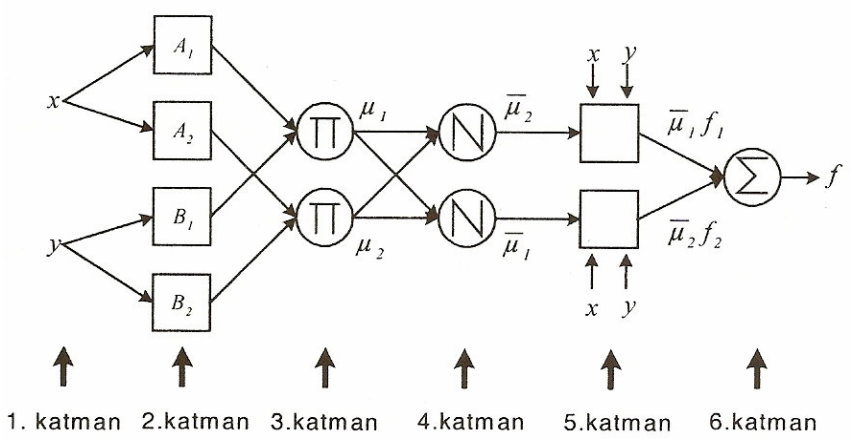
Kural 1: EĞER $x = A_1$ ve $y = B_1$ ise O HALDE $f_1 = p_1x + q_1y + r_1$
Kural 2: EĞER $x = A_2$ ve $y = B_2$ *ise* O HALDE $f_2 = p_2x + q_2y + r_2$ (3.1)

Eş. (3.1) ile $i = 1,2$ için, x ve y giriş değişkenleri, f_i çıkış değişkeni, A_i ve B_i, bulanık kümeler, $p_i, q_i, r_i \in R$ olmak üzere sonuç değişkenleridir. Şekil 3.1'de iki girişli ve iki kurallı Sugeno bulanık çıkarım yöntemi verilmiştir.



Şekil 3.1 İki girişli ve iki kurallı Sugeno tip bulanık çıkarım

Şekil 3.2'de iki girişli ve iki kurallı Sugeno bulanık çıkarım yöntemine eşdeğer olan ANFIS mimarisi görülmektedir. ANFIS mimarisi içerisindeki her karmana ait düğüm işlevleri ve dolayısıyla katmanların işlevleri aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.2 İki girişli ve iki kurallı Sugeno tip bulanık çıkarıma eşdeğer ANFIS mimarisi

1. Katman: Bu katmandaki her düğüm, giriş sinyallerinin diğer katmanlara

aktarıldığı giriş düğümlendir. Bu katmanda herhangi bir toplam yada etkinlik işlevi kullanılmamaktadır.

2. Katman: Bu katmandaki her bir düğüm, A_i ve B_i gibi bir bulanık kümeyi ifade eder. Bu katmandaki düğümlerin çıkışı, giriş örneklerine ve kullanılan üyelik işlevine bağlı olan üyelik dereceleridir. Bu düğümlerden elde edilen üyelik dereceleri Eş. (3.2)'deki gibidir.

$$\begin{aligned} o_i^2 &= \mu_{Ai}(x) \\ o_{i+2}^2 &= \mu_{Bi}(y) \end{aligned} \quad i = 1,2 \tag{3.2}$$

Eş. (3.2)'de görüldüğü gibi iki farklı düğüm çıkışı yazılmıştır. Bunun nedeni, ağın x ve y gibi iki farklı girişe sahip olmasıdır. Bu katmanda, her iki giriş için toplam 4 düğüm vardır. Her bir düğümde, en çoğu 1 ve en azı 0 olan çan eğrisi üyelik işlevleri kullanılır. Sonuç işlevi Eş.(3.3) ve (3.4)'de verilmiştir.

$$\mu_{Ai}(x) = \frac{1}{1 + \left| \frac{x - m_i}{\sigma_i} \right|^2} \tag{3.3}$$

$$\mu_{Ai}(x) = \exp\left[-\left(\frac{x - m_i}{\sigma_i} \right)^2 \right] \tag{3.4}$$

Burada m_i ve σ_i, çan eğrisi şekilli üyelik işlevinin sırasıyla orta noktasını (mean) ve standart sapmasını (standard deviation) gösterir. Bu değişkenler ağ eğitilirken ayarlanır.

3. Katman: Bu katmandaki her düğüm, $\prod$ ile etiketlenmiştir ve giren tüm işaretlerin çarpımını gösterir. Düğüm çıkısı Eş. (3.5)'deki gibi ifade edilebilir.

$$o_i^3 = \mu_i = \mu_{Ai}(x)\mu_{Bi}(y) \qquad i = 1,2 \tag{3.5}$$

Her bir düğümün çıkışı bir kuralın ateşleme seviyesini temsil eder. Genelleştirilmiş bulanık VE' yi (AND) yerine getiren t-norm operatörlerden herhangi biri, bu katmandaki düğümler için düğümler işlevi olarak kullanılabilir.

4. Katman: Bu katmandaki her düğüm N ile etiketlenmiştir ve bir kuralın normalleştirilmiş ateşleme seviyesi hesaplanır. Eş.(3.6)'da görüldüğü gibi, *i.* düğüm için, *i.* kuralın ateşleme seviyesi, bütün kuralların ateşleme seviyelerinin toplamına eşittir.

$$o_i^4 = \overline{\mu}_i = \frac{\mu_i}{\mu_1 + \mu_2}, \quad i = 1,2 \tag{3.6}$$

5. Katman: Bu katmandaki her *i* düğümü, düğüm işlevi ile uyarlamalı bir düğümdür. Her *i* düğümü sonuç ağırlıkları değerlerini hesaplar. Düğüm çıkış işlevi Eş.(3.7)'deki gibi yazılabilir.

$$o_i^5 = \overline{\mu}_i f_i = \overline{\mu}_i (p_i x + q_i y + r_i) \tag{3.7}$$

Burada $\overline{\mu}_i$, 4. katmanın çıkışıdır ve normalleştirilmiş ateşleme seviyesidir ve $\{p_i, q_i, r_i\}$ ayar edilebilmesi için gerekli olan, ayar değişken kümesidir. Bu katmandaki değişkenler, sonuç değişkenlere karşılık gelir.

6. Katman: Bu katmanda sadece bir düğüm vardır ve $\sum$ ile etiketlenmiştir. Burada, 5. katman çıkışından alınan sinyaller toplanır ve elde edilen sonuç, sistemin gerçek çıkışı f değerini verir. Ağın gerçek çıkışı Eş. (3.8)'de verilmiştir:

$$o^6 = f = \sum_i \overline{\mu}_i f_i = \frac{\sum_i \mu_i f_i}{\sum_i \mu_i} \tag{3.8}$$

Böylece Sugeno bulanık çıkarım modeline işlevsel olarak eşdeğer olan, örnek ANFIS yapısı tamamlanmıştır. Ağın yapısı tamamen sabit değildir. Ağın oluşturulması

ve düğüm işlevlerinin görevlerine göre ayrılması, her katmandaki her bir düğümün sağladıklarına ve modüler işlevselliğine göre keyfi olarak seçilebilir. Bütün sonuç değişkenler bir vektör olarak $(p_1, q_1, r_1, p_2, q_2, r_2)^T$ şeklinde düzenlenir ve Eş. (3.9)' daki eşitlik ile gösterilebilir (Elmas 2003)

$$f = \begin{bmatrix} \overline{\mu}_1 & \overline{\mu}_1 x & \overline{\mu}_1 y & \overline{\mu}_2 & \overline{\mu}_2 x & \overline{\mu}_2 y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_1 \\ p_1 \\ q_1 \\ r_2 \\ p_2 \\ q_2 \end{bmatrix} \tag{3.9}$$

3.2. Bulanık Mantık ve Kontrol

3.2.1. Bulanık mantık nedir?

Günlük hayatta belirsizliği ifade eden birçok kelime kullanırız. Örneğin "sıcak" kelimesi için "Hava sıcak" derken, bu sıcaklık kişiden kişiye değişen göreceli bir kavramdır. Kutuplarda yaşayan biri için bu, 15° C' yi ifade edebilirken, ekvator bölgesinde yaşayan biri için 35℃' yi bulabilir. Değişik biçimlerde ortaya çıkan karmaşıklık ve belirsizlik durumlarını incelemek ve analiz etmek için kullanılan mantık yapısı "Bulanık Mantık"tır. Bulanık mantık, günlük konuşma dilinde geçen sözel belirsizliklerde modelleme veya hesaplama yapılırken işin içine katılır (Şen 2004).

Klasik mantık, muhakeme metodlarının bir analizidir. Bu metodlarla çalışırken, klasik mantık esas olarak muhakeme işleminde kullanılan, değişkenlerin içeriği yerine, biçimleriyle ilgilenir. Bireysel önceliklerin yada sonucun gerçekliği yada sahteliği mantıkta önemsenmez. Burada esas konu; öncüllerin gerçekliğinde, sonucun

gerçekliğinin gösterilip gösterilemeyeceğidir. Klasik mantığın önemli problemlerinden biri de, muhakemenin doru yaklaşımlarının sistematik modellenmesidir (Aliev 2001).

Bulanık mantık; klasik küme yaklaşımının genişletilmesidir. Klasik küme yaklaşımında elemanlar ya o kümeye aittir (1) ya da değildirler (0). Oysa bulanık mantık yaklaşımında ise elemanların o kümeye aitliği 0 ile 1 arasında değişir (Elmas 2003).

Bulanık mantık; teknolojik cihaz yapım ve işleyişinde, beyaz eşya, asansör, metro, şirket işletimi, araba, yapay zeka modelleme gibi konular yanında hemen hemen her mühendislik konusu ve teknolojik çalışmalarda kullanılır. Ancak belirsizlikleri işlemeyen ve çalışması için sayısal bilgiler gereken bilgisayarlarda kullanılamaz (Şen 2004).

Bulanık mantığın,klasik mantık kuramına göre avantajları şunlardır:

a) Sayılardan çok sözel kelimeleri esas alır.
b) İnsanın düşünme tarzına daha yakındır.
c) Uygulamada matematiksel modele ihtiyaç duymaz.
d) Yazılımı basittir ve ucuza mal olur (Elmas 2003).

3.2.2. Bulanık kontrol

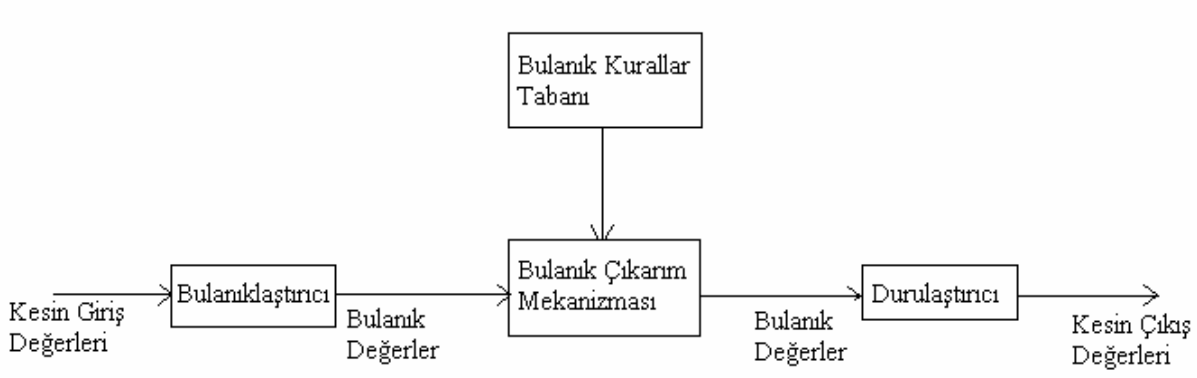
Bulanık kontrol; bulanık kümeler ve mantık kuramının, kontrol sistemlerine uygulanmasıdır. Böylelikle geleneksel kontrol sistemleri, bulanık kontrol sistemlerine dönüştürülür.

Böyle bir uygulamanın birçok avantajı vardır. Gerçek dünya olayları çok karmaşıktır. Dolayısıyla bu olayların belirgin denklemlerle tanımlanarak, kesin olarak kontrol altına alınması mümkün olmaz. İşte bulanık teori burada işe yarar. Bulanık teori, kesin olmasa bile yaklaşık ancak çözünebilirliği olan bir yöntemdir.

İnsanlar, günlük hayatta bir cihaz gibi sayısal olarak değil sözel verilerle konuşarak anlaşırlar. İnsanların sunduğu sözel bilgilerin sayısal hale getirilerek, bilgisayarlar veya algoritmalar tarafından algılanıp hesaplamaların yapılabilmesi için bulanık kontrol sistemlerine gerek vardır (Şen 2004).

3.2.3. Bulanık kontrol sisteminin yapısı

Bir bulanık kontrol sisteminin girişine verilen bilgiler kesin değerlerdir. Bulanık kontrol sistemi tarafından işlenmeleri için bu kesin giriş değerlerinin bulanıklaştırılması gerekmektedir. Bulanıklaştırılan bu bilgiler; bulanık kural tabanı kullanılarak, bulanık çıkarım mekanizması tarafından işlenerek, bulanık çıkış değerleri elde edilir. Ancak bu bulanık çıkış değerlerinin tekrar kullanılabilmesi ve sisteme dönüt olabilmesi için kesin değerlere çevrilmesi gerekmektedir. Bu nedenle durulaştırma işlemi yapılır. Şekil 3.3' te temel bir bulanık sistemde bulunan bloklar ve işlevleri anlatılmaktadır:



Şekil 3.3 Bulanık kontrol sistemi blok diyagramı

Genel bilgi tabanında; incelenecek olayla ilgili girdi değişkenleri ve bunlar hakkındaki tüm bilgiler bulunur. Buradaki bilgiler sayısal veya sözel olabilirler.

Bulanık kural tabanında; genel bilgi tabanındaki girişleri çıkış değişkenlerine bağlayan mantıksal, "EĞER – O HALDE" şeklinde yazılabilen kurallar bulunur. Bu kurallar yazılırken, girdi verileri ile çıktılar arasında olabilecek tüm bulanık küme bağlantıları düşünülür. Yani her bir kural, girdi uzayının bir kısmını çıktı uzayına mantıksal olarak bağlar. Kural tabanı, bu bağlamların tümüdür (Şen 2004).

Bulanık çıkarım mekanizması; insanın karar verme ve çıkarım yapma yeteneğinin benzeri bir yolla bulanık kavramları işler, çıkarım yapar ve gerekli kontrolü belirler. Bulanık kural tabanındaki giriş ve çıkış bulanık kümeleri arasında kurulmuş olan ilişkileri bir araya getirerek sistemin tek çıkışlı davranmasını ve tüm girdiler ışığında nasıl bir çıktı vereceğinin belirlenmesini sağlar.

Çıktı birimi ise; genel bilgi tabanı ve bulanık kural tabanının, bulanık çıkarım mekanizması ile etkileşimi sonucu elde edilen çıktı değerleri topluluğudur.

Bulanıklaştırıcı; sistemin girişindeki kesin değerleri bulanık değerlere dönüştürür.

Durulaştırıcı; sistemin çıkışındaki, bulanık değerleri kesin değerlere dönüştürür (Elmas 2003).

3.2.4. Bulanık kontrol basamakları

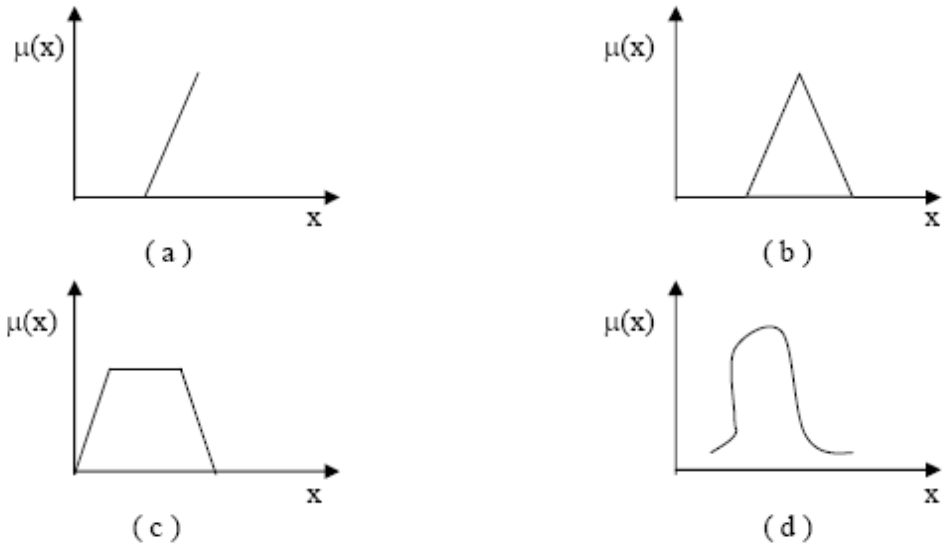
Bulanık kontrol adımları aşağıdaki bölümlerde verilmektedir.

3.2.4.1. Giriş-çıkış değişkenlerinin tanımlanması

Tasarlanacak sistem için uygun giriş-çıkış değişkenleri belirlenir ve ele alınan sistemin durum, giriş ve çıkış değişken dizileri tanımlanır (Elmas 2003).

3.2.4.2. Bulanıklaştırma

Fiziksel giriş bilgilerini, dilsel niteleyicilerle ifade edebileceğimiz bulanık mantık bilgileri şekline çevirme işlemine bulanıklaştırma (fuzzification) adı verilir. Bulanık mantıkta dilsel ifadelerle anılan bölgelerin sınırlarını belirtmede ve giriş-çıkış bilgilerine ait üyelik ağırlıklarının tespit edilmesinde kullanılmak üzere uygun üyelik fonksiyonlarının belirlenmesi gerekir. Üyelik fonksiyonlarını oluşturmada özel bir kural yoktur. Bu, tasarımcıya bağlıdır. Öncelikle dilsel olarak ifade edilecek bölgelerin sayıları tespit edilmelidir. Çünkü bu, kabaca, sistemin hassasiyetini belirler. Daha sonraki hassasiyet ise, üyelik fonksiyonlarının şekilleri ile artırılır. Genelde üçgen, yamuk ve çan eğrisi şeklinde üyelik fonksiyonları kullanılmaktadır. Bu fonksiyonlar kontrolü yapılan sisteme göre değişiklik gösterebilir. Şekil 3.4' de üyelik fonksiyonlarının çeşitleri gösterilmektedir (Şenol 2000).



Şekil 3.4 Çeşitli üyelik fonksiyonları
a) Monotonik b)Üçgen c) Yamuk d) Çan eğrisi

3.2.4.3. Bulanık kural tabanının oluşturulması

Kural tabanında, sistemin bilgi girişlerinin alabileceği çeşitli değerlere göre mantıki olarak uygunluk gösteren sistem çıkış değerleri, kural satırları haline getirilerek, kural tabanı oluşturulur (Şenol 2000). Bu kuralların yazılmasında girdi verileri ile çıktılar arasında olabilecek tüm bulanık küme bağlantıları düşünülür (Şen 2004). Örneğin bir klima kontrolünde "içerisi az sıcak ise az soğut, çok sıcak ise çok soğut" şeklinde bir ilişki kurulabilir. Kural tabanında değerlendirilecek giriş bilgileri birden fazla olabileceği gibi, kontrol çıkışı da birden fazla olabilir.

Basit olarak bir sistem için kural tabanı geliştirdiğimizde, sistem çıkışını etkileyebilecek ölçülebilen giriş değerleri tespit edilmelidir. Giriş bilgisine ait değer uzayı, üyelik fonksiyonları ile bölgelere ayrılarak, dilsel ifadelerle isimlendirilir ve aynı zamanda her giriş değeri için bir üyelik ağırlığı tespit edilmiş olur. Böylece her giriş

değerinin, ait olduğu bir bölgesi ve bir üyelik ağırlığı olur. Kural tabanı, her birisi bir bölgeyi temsil eden dilsel ifadelerle düzenlenir. Örneğin "1. giriş sıcak, 2. giriş normal ise, çıkış yüksektir."gibi bir kural satırında görüldüğü gibi, kural tabanını oluşturan bilgiler, tamamen dilsel ifadelerdir. Fakat her kural satırındaki, tespit edilmiş olan çıkış değeri, birim fonksiyonlarla ise, sayısal değerlerle de ifade edilebilir. Bu durumda oluşturulacak kural satırları "1. giriş sıcak. 2. giriş normal ise, çıkış l.5'tir." şeklinde bir kuralın benzeri olabilir. Kural satırları birbirlerine "veya" bağlacı ile bağlanır ve her kural satırında girişler ve çıkışlar arasında "ve" bağlacı kullanılır.

Kural tabanını oluşturan kurallar aşağıdaki özelliklere sahiptir:

1. Her kural bağımsız bilgi parçasını içerir.
2. Yeni kurallar diğer kurallardan bağımsız olarak kural tabanına eklenebilir.
3. Eski kurallar diğer kurallardan bağımsız olarak değiştirilebilir.
4. Kontrol sisteminin kararlarını ve çözümlerini içerir.

Bir bulanık kontrolcünün gerçekleşmesinde, denetlenecek sistemin bir matematiksel modelinden daha çok, o sistemi çalıştıracak operatörün sistem davranışı konusunda sahip olduğu bilgiler daha önemlidir. Tasarım sırasında genellikle bu tür bilgilerden yararlanılır. Bulanık kontrolcünün en önemli kısmını oluşturan kural tabanının oluşturulması için kullanılabilecek çeşitli yaklaşımlar şunlardır :

a) Kurallar, doğrudan doğruya uzman kişinin bilgi ve deneyiminden yararlanılarak elde edilir.
b) Operatörün kontrol davranışları gözlenir ve kontrolcü, bu davranışlardan bulanık model oluşturur.
c) Kontrol kuralları, sistemin karakteristiklerinin, bulanık şekilde ifade edilmiş modellerinden oluşturulabilir.
d) Kendi kendine organize etme/öğretme yoluna gidilir.

Bu metotlar arasında ilk metot geniş çapta kullanılır. Uzman operatörün bilgi modellemesinde bulanık kontrol kurallarının formu:

"EĞER ……. ve ……. O HALDE ……."

şeklindedir (Şenol 2000).

3.2.4.4. Bulanık çıkarım

Bulanık denetim kurallarının üzerine, bulanık mantık uygulanarak elde edilen ifadelerdir.

Bu adımda, bulanıklaştırma biriminden gelen bulanık değerler, kural tabanındaki kurallar üzerinde uygulanır ve bulanık sonuçlar elde edilir. Öncelikle her bir giriş değerinin ne oranda hangi üyelik kümesine ait olduğu saptanır. Bu değerler de kural tablosuna yerleştirilerek uygun çıkışlar elde edilir.

Bulanık kontrol sistemlerinde n tane kural birbirine "veya" bağlacı ile bağlanır. n adet kuraldan oluşan bir kural tabanında bir çok kural aktif hale gelebilmektedir. Bu durumda minimum ilişki yöntemiyle tespit edilen kurallar kendi arasında tekrar değerlendirmeye tabi tutulmaktadır.

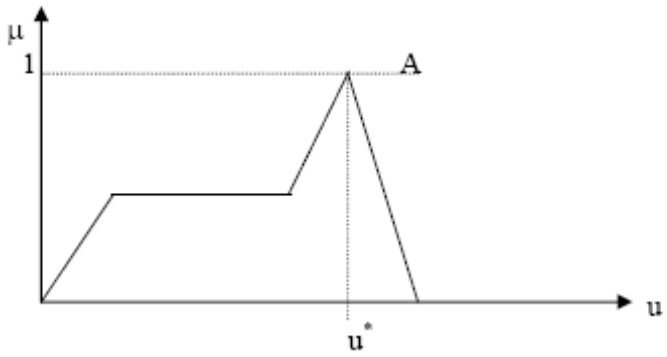
Minimum ilişki yöntemi kullanılarak elde edilen çıkarım sonuçları "ve" bağlacı kullanılarak yorumlanmaktadır. Bulanık mantıkta "veya" bağlacı "max" işlemine karşılık gelmektedir. Öncelikle girişler arasında minimum işlemi uygulanarak her bir kuralın çıkış üzerinde ne kadar etkili olacağı bulunur. Sonra çıkışlar üzerinde max işlemi uygulanarak bulanlık sonuçlar elde edilmektedir. Eğer kurallar arasında aynı çıkışı veren kurallar var ise bunların en büyüğü seçilerek diğer kural iptal edilir (Şenol 2000).

3.2.4.5. Durulaştırma

Bulanık çıkarımın sonucu bulanık bir kümedir. Bu sonucun tekrar sisteme uygulanması için giriş değeri gibi sayısal bir değere dönüştürülmesi gerekir. Bu işlem durulaştırma olarak adlandırılır. Durulaştırma işlemiyle, gelen bulanık bir bilgiden, bulanık olmayan ve uygulamada kullanılacak gerçek değerler elde edilir. Durulaştırma işleminde, değişik yöntemler kullanılmaktadır (Elmas 2003).

1- Üyelik Fonksiyonunun Max Noktası (Max - Membership Principle): Bu yöntemden "yükseklik yöntemi" olarak da söz edilmektedir. Aktif olan kuralların en büyük üyelik derecesi sayısal kontrol işareti olarak alınmaktadır. Örnek durulaştırma işlemi Şekil 3.5' de görülmektedir.

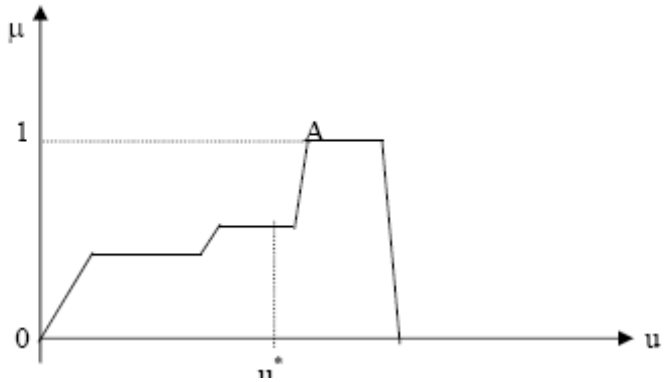
$$\mu_A(u^*) \geq \mu_A(u) \qquad (3.10)$$



Şekil 3.5 Üyelik fonksiyonlarının max noktaları ile durulaştırma işlemi

2- Merkez Yöntemi (Centroid Method): Alan merkezi yada ağırlık merkezi de denilen bu yöntem, durulama yöntemi olarak en çok kullanılan yöntemlerden biridir ve ağırlık merkezi hesaplanarak yapılmaktadır. Örnek durulaştırma işlemi Şekil 3.6' da görülmektedir.

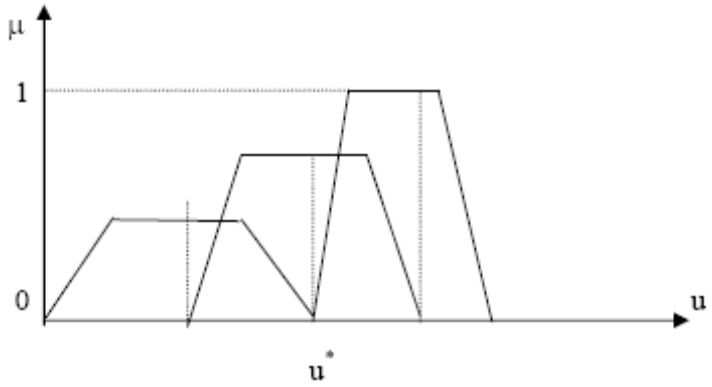
$$U^* = \frac{\int \mu(u) \times u \times dU}{\int \mu(u) \times dU} \tag{3.11}$$



Şekil 3.6 Merkez yöntemi ile durulaştırma işlemi

3- Ağırlıklı Ortalama Yöntemi (Weighted Average Method): Bu yöntem yalnızca simetrik çıkışlı üyelik fonksiyonları için kullanılmaktadır. Her bir simetrik üyelik değerinin tepe noktası değeri belirlenerek, ortalamaların alınmasıyla yapılmaktadır. Örnek durulaştırma işlemi Şekil 3.7' de görülmektedir.

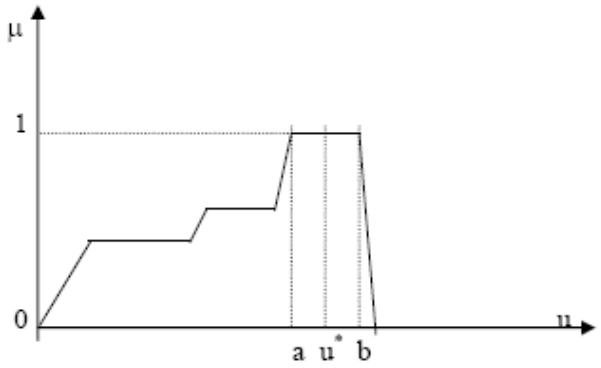
$$U^* = \frac{\sum \mu(u) \times u}{\sum \mu(u)} \tag{3.12}$$



Şekil 3.7 Ağırlık ortalaması yöntemi ile durulaştırma işlemi

4- Üyelik İşlevinin Max Noktalarının Ortalaması (Mean – Max Membership=MOM): Yüksek noktaların ortası da denilen bu yöntem, ilk yöntemle aşağı yukarı benzemektedir. Ancak üyelik işlevinin en yüksek noktası burada tek değildir. Şekilde görüldüğü gibi bir dörtgen olabilmektedir. Örnek durulaştırma işlemi Şekil 3.8 ' de görülmektedir.

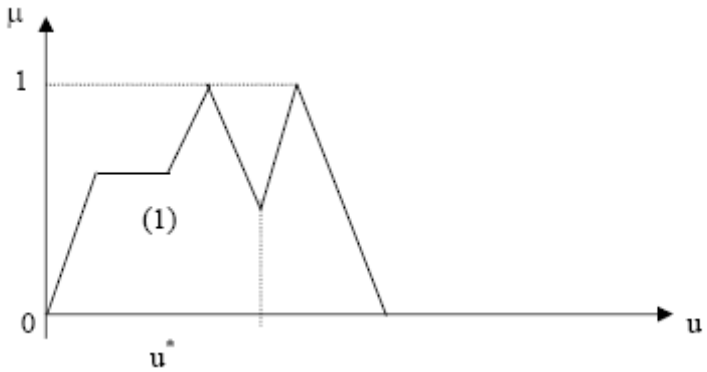
$$U^* = \frac{a+b}{2} \tag{3.13}$$



Şekil 3.8 Maximum noktaların ortalaması yöntemi ile durulaştırma işlemi

5- Geniş Alan Merkezi (Center of Largest Area =COA): Eğer bulanık çıkarımlar en az iki tane dışbükey üyelik elamanından oluşuyorsa bu yöntem kullanılabilir. Bu yöntemde dışbükey olmayan üyelik değerlerinin bileşkeleri parçalanarak durulanır. Burada "Ak"; durulanmış geniş bir parçadır. Zaten "Ak" dışbükey olsaydı, yöntem tamamıyla merkez yöntemiyle aynı olacaktı. Şekilde görüldüğü gibi (1) numara ile belirlenmiş olan geniş alan ele alınmaktadır ki bu alan dışbükeydir. Örnek durulaştırma işlemi Şekil 3.9' da görülmektedir (Şenol 2000).

$$U^* = \frac{\int \mu_{Ak}(u) \times u \times dU}{\int \mu_{Ak}(u) \times dU} \tag{3.14}$$



Şekil 3.9 Geniş alan merkezi yöntemi ile durulaştırma işlemi

4. UYGULAMA

Çalışma için gerekli ölçümler ve gözlemler 113 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. Hastalarda görülen rahatsızlıklara göre dört uygulama noktası seçilmiş ve bu rahatsızlıklardan kaynaklanan istisnai durumlar (ilgili bölgedeki sinir iletiminin gerçekleşmemesi sonucu his kaybı gibi) elenmiştir. Böylece hasta sayısı 90'a düşürülmüştür. Bu çalışmada, insanda TENS yönteminin uygulanmasına etki eden parametreler olarak deri iletimi ve deri kalınlığı seçilmiştir.

4.1. Seçilen Parametrelerin İncelenmesi

4.1.1. Deri iletimi

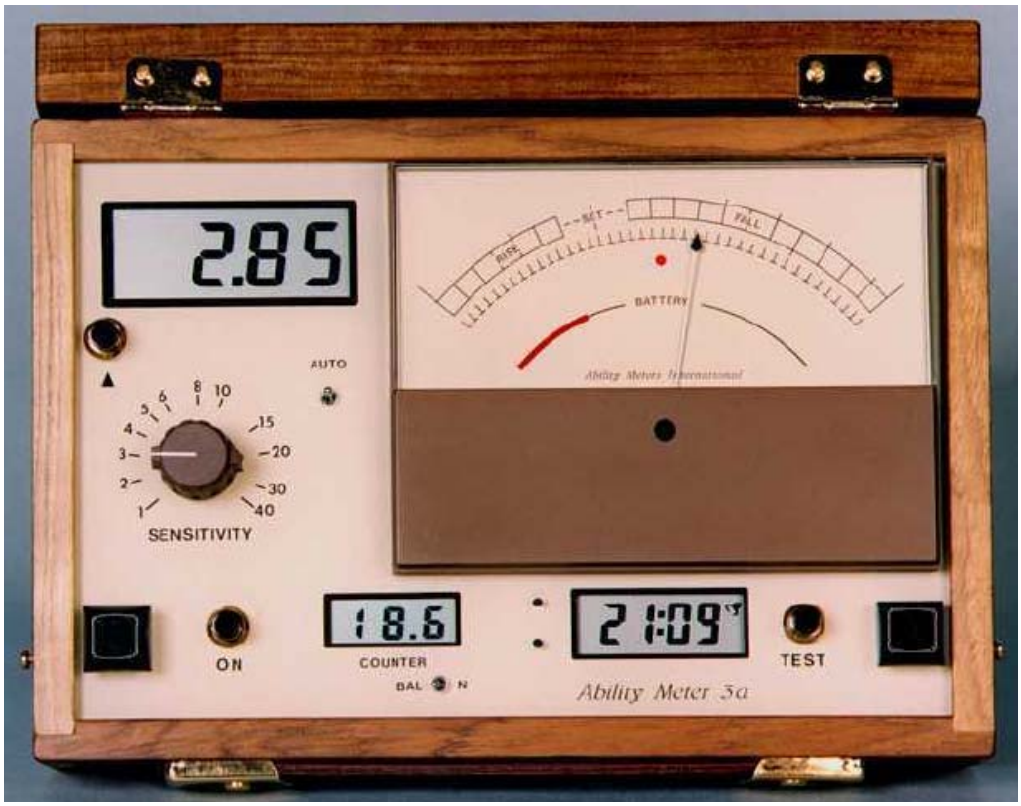
Yapılan gözlemlerde, TENS yöntemi uygulanırken aynı hastanın aynı bölgesine faklı zamanlarda verilen akım miktarının değişebildiği görülmüştür. Bunda, hastanın o anki psikolojik durumu, kalp hızı, dinlenme durumunda olup olması vb. etkenlerin rol oynadığı tespit edilmiştir. Gerek farklı hastalar arasında gerekse aynı hastada farklı zamanlardaki bu tür değişimleri yansıtmak üzere parametre olarak "Deri İletimi " seçilmiştir.

Elektrodermal tepki olarak da bilinen deri iletkenliği, psikolojik olarak harekete geçirici harici yada dahili bir uyaran vuku bulduğunda derinin anlık olarak daha iyi bir elektriksel iletken haline gelmesidir (Picard ve Scheirer 2001).

Deri iletimi, bir çok farklı etkene karşı duyarlıdır. Bu nedenle çoğu zaman deri iletimi cevabındaki bir değişime neyin neden olduğunu belirlemek zordur (Picard ve Scheirer 2001).

İnsan vücudunda deri direnci, psikolojik ve fizyolojik bir çok etkene bağlı olarak değişebilmektedir. Bununla birlikte derinin içeriğindeki farklılıklara bağlı olarak vücudun hemen hemen her noktasında direnç değeri farklılık göstermektedir. Vücudun herhangi bir bölgesindeki sinirler hasara uğramış ise, o bölgenin yakınındaki deri direnç değerlerinde aşırı bir artış olduğu tespit edilmiştir (Özkan ve Köklükaya 2007).

Deri iletkenliği, üzerinde çalışmak için yeni bir sinyaldir. İnsan derisindeki elektriksel değişimlere yönelik deneysel çalışma 100 yıldan daha fazla bir süre önce Vigouroux (Vigouroux, 1879; Vigouroux, 1888) ve Fere (1988) tarafından tanımlanmıştır. O zamandan beri deri iletkenliği cevabı üzerinde, psiko fizyolojik araştırmalarda (örneğin Boucsein, 1992) yaygın olarak çalışılmıştır. Deri iletkenliği, yalan tespiti testlerinde sık olarak kullanılan bir çok sinyalden birisidir. Bilişsel iş yükü ve gerilim çalışmalarında da sıkça kullanılır (Picard ve Scheirer 2001). Şekil 4.1' de deri iletimi tespitinde kullanılan bir GSR (Galvanic Skin Response) metre görülmektedir.



Şekil 4.1 GSR metre cihazı (Shepherd 2001, http://www.freezoneearth.org/allmeters/scrapbook/GSR_course.htm, Erişim Tarihi:21.11.2008)

4.1.2. Deri kalınlığı

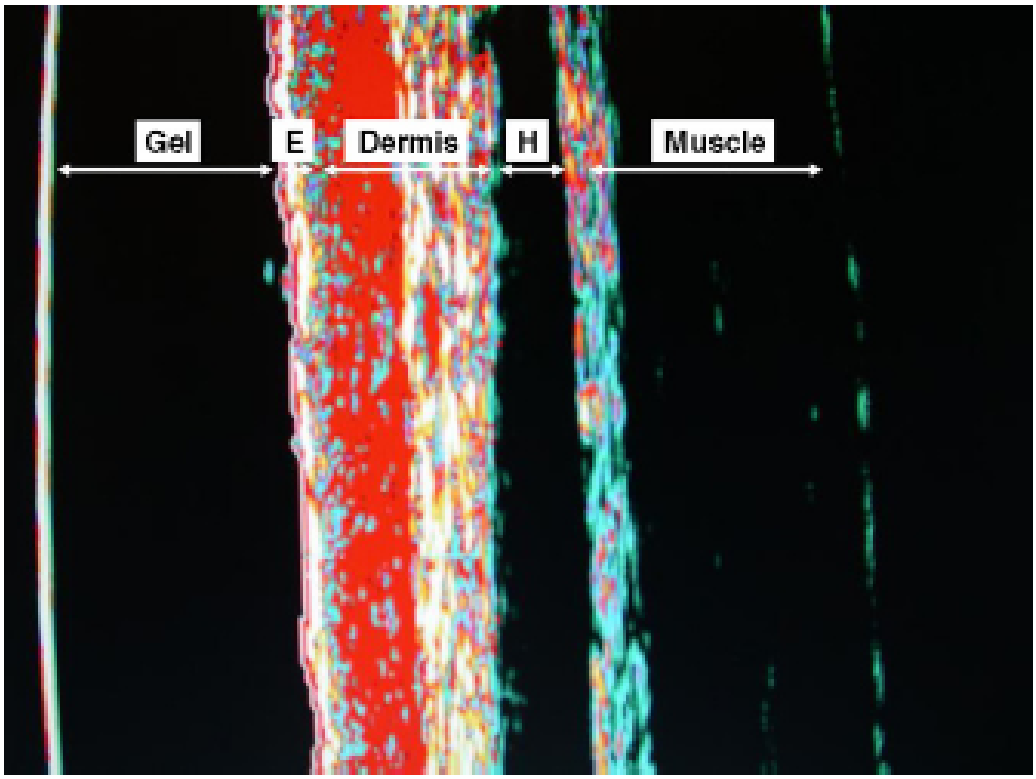
Yapılan gözlemler sonucunda ikinci parametre olarak "Deri Kalınlığı" seçilmiştir. Deri kalınlığı ise, aynı hastada TENS uygulaması esnasında pozitif elektrodun temas ettiği farklı bölgelerdeki değişimi ve farklı hastalarda da, TENS uygulaması esnasında pozitif elektrodun temas ettiği gerek aynı gerekse farklı bölgelerdeki değişimi yansıtabilmesinden ötürü önemlidir.

Deri kalınlığı yaşa, cinsiyete ve vücut bölgesine bağlı olarak oldukça değişebilmektedir (Lee ve Hwang, 2002). Ayrıca deri kalınlığı, kolajen liflerin, hücrevi

maddelerin ve interstisyel (ara) sıvı içeriğinin miktarına göre değişmektedir (Eisenbeiss ve ark. 2001).

İlerlemeyen bir yöntem olmasına karşın ultrasonografi, deri kalınlığını ölçmede oldukça yararlıdır ve deri kalınlığını yaş, cinsiyet ve vücut alanıyla ilişkilendiren çalışmalarda 1979 yılından beri kullanılmaktadır (Tsukahara ve ark. 2001). Işık ve Arslan 2008 yılında deri kalınlığı ölçümünü de gerçekleştirerek, bir ultrasonik terapi cihazı tasarlamışlardır (Arslan 2008).

Aşağıda Şekil 4.2 ve 4.3' de örnek olarak, 20 MHz renkli ve renksiz ultrasonografi kullanılarak elde edilen deri ve deri katmanlarının görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 4.2 20 MHz renkli ultrasonografi ile deri ve deri altı katmanlarının görünümü (Laurent ve ark. 2007)



Şekil 4.3 20 MHz renksiz ultrasonografi ile deri ve deri altı katmanlarının görünümü (Erturan ve Yıldırım 2007)

4.2. Ölçüm verisi

Ohm kanunu ifadesi göz önüne alınırsa, deriden belirli bir akım geçirildiğinde elektrotlar arasındaki potansiyel farkı azalıyorsa, bu durum deri direncinin azaldığını; artıyorsa, bu durum deri direncinin arttığını ifade etmektedir (Özkan ve Köklükaya 2007). Hastalarda görülen rahatsızlıklara göre dört uygulama noktası belirlenmiştir: Vallex Noktaları – I (Bel-Kalça altı), Vallex Noktaları – II (Diz arkası-Ayak bilek arkası), Dizler ve Boyun-El bilek. Bu bölgelerdeki deri direnci, belirlenen bölgeler üzerine yerleştirilen iki elektrot arasına sabit miktarda DC akım uygulamak suretiyle ölçülmüştür.

Deri kalınlığı ise pozitif elektrodun temas ettiği bölge üzerinde, yüksek frekanslı (20 MHz) ultrasonografi ile ölçülmüştür. Burada, elektrik akımının deriye ilk temas ettiği yer olması bakımından pozitif elektrot esas alınmıştır. Elektrik akımı bu temas noktasından itibaren sinir lifi boyunca iletilmektedir. Tablo 4. 1'de, uygulama bölgeleri ve bu bölgelere ilişkin elde edilen ölçüm değerleri aralığı yer almaktadır:

Tablo 4.1 Uygulama bölgeleri ve gerçekleştirilen ölçümler

Uygulama Noktaları	**Rahatsızlık**	**Hasta Sayısı**	**Deri İletimi (kΩ)**	**Deri Kalınlığı (µm)**	**Uygulanan Akım (mA)**
Vallex Noktaları – I (Bel-Kalça altı)	Bel fıtığı kaynaklı ağrı	20	285 - 750	1000 - 2500	13 - 27
Vallex Noktaları – II (Diz arkası-Ayak bilek arkası)	Bel fıtığı kaynaklı ağrı	20	480 - 930	800 - 2000	12.5 - 24
Dizler	Kireçlenme kaynaklı ağrı	27	220 - 750	700 - 2200	14 - 22
Boyun-El bilek	Kireçlenme kaynaklı ağrı	23	325 - 782	800 - 1500	12 - 20

Genelde, kliniksel ağrıda en çok çalışılan TENS modelleri, yüksek frekanslı (>50Hz) düşük akımlı (1–2mA) TENS ve düşük frekanslı (1–5 Hz) yüksek akımlı (15–20mA) TENS olmaktadır.Yüksek frekanslı düşük akımlı TENS, sürekli hafif şiddette uygulanan elektriksel aktivitenin, beyne giden ağrı sinyallerini bloke ettiği teorisine dayanmaktadır. Ağrı sinyali beyne ulaşmadığı takdirde ağrı "hissedilmemektedir". Alçak frekanslı yüksek akımlı TENS, vücudun kendi doğal ağrı-kontrol mekanizmasını uyararak vücudun, endorfin olarak adlandırılan kendi ağrı kesici maddelerini salgılamasına neden olmaktadır (Reeves ve ark. 2004). Bu çalışmada, klinik uygulamada sık tercih edilmesinden ötürü, düşük frekanslı yüksek akımlı TENS kullanılmıştır.

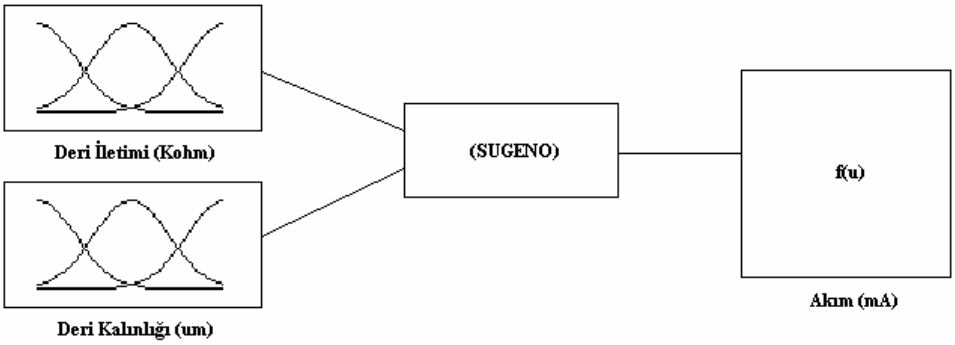
4.3. TENS Yönteminin Modellenmesi

Yapılan ölçümler neticesinde elde edilen veriler doğrultusunda, ANFIS ve FIS kullanılarak, TENS yönteminde hastaya uygulanması gereken akım tahmin edilmek suretiyle modelleme gerçekleştirilmiştir. Uygulama programı olarak Matlab 7.0 yazılım paketi kullanılmıştır.

4.3.1. ANFIS ile modelleme

ANFIS; uyarlamalı ağların, işlevsel olarak bulanık çıkarım sistemine eşdeğer olan bir sınıfıdır. ANFIS yönteminin tercih edilme nedeni, öncelikle güçlü modelleme özelliği yanında, gerek verinin yapısı, gerekse dağılımını dikkate alarak en uygun modellemeyi sunmasıdır.

FIS (Fuzzy Inference System) yönteminde, veriler doğrultusunda kural oluşturma işlemi (gerek bireysel gerekse uzman eşliğinde) sezgisel olarak gerçekleştirilmektedir. Bu sebeple insandan kaynaklanan hataların olması muhtemeldir. ANFIS yöntemi, verinin yapısını ve dağılımını dikkate alarak modelleme imkanı sağladığından ötürü, bu tür hataları azaltmaktadır. Şekil 4.4 ’de modellemeye ilişkin blok şema görülmektedir.



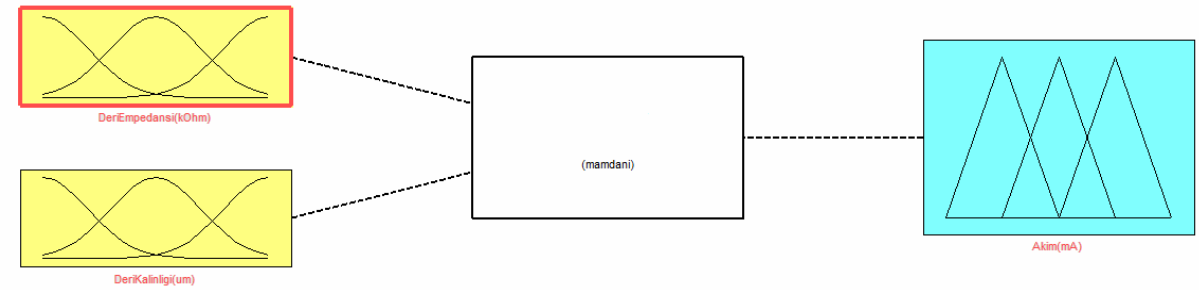
Şekil 4.4 TENS yönteminin ANFIS ile modellenmesine ilişkin blok şema

4.3.2. Bulanık mantık ile modelleme

FIS, değişik biçimlerde ortaya çıkan karmaşıklık ve belirsizlik durumlarını incelemek ve analiz etmek için kullanılan mantık yapısıdır. FIS yönteminde, veriler doğrultusunda kural oluşturma işlemi (gerek bireysel gerekse uzman eşliğinde) sezgisel olarak gerçekleştirilmektedir.

Bu çalışmada ANFIS yöntemine ek olarak FIS yönteminin tercih edilme nedeni, öncelikle karşılaştırma amaçlı olup, uzman görüşünü de dikkate alarak ANFIS yapısının aksine, sistemi manuel olarak modelleyebilmektir.

Tasarlanan sistem iki giriş, bir çıkışa sahiptir. Girişler; "Deri Empedansı (kΩ)" ve "Deri Kalınlığı (μm)" dır. Çıkış ise "Akım (mA)" değeridir. Giriş değişkenlerinin değerlerine göre sistem, hastaya verilmesi gereken elektrik akımı miktarını belirleyecektir. TENS yöntemi için tasarlanan bulanık mantık modelinin genel yapısı Şekil 4.5' de görülmektedir.



Şekil 4.5 TENS yönteminin FIS ile modellenmesine ilişkin blok şema

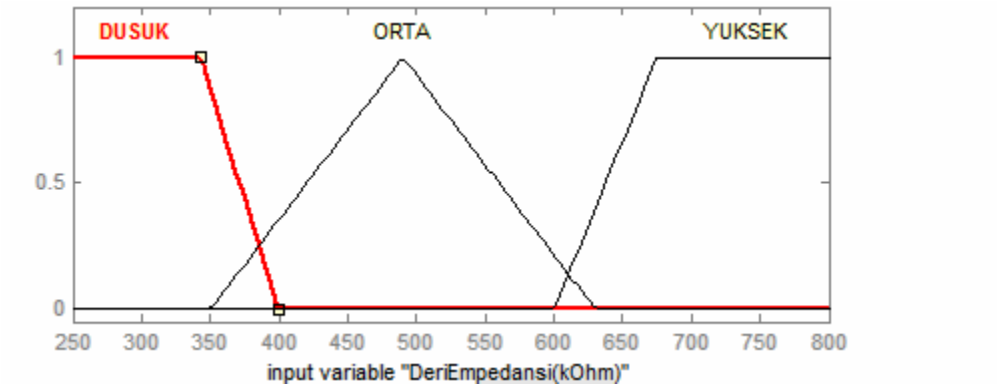
Tasarlanan sistemde, giriş ve çıkış değişkenleri için kullanılan dilsel ifadeler ve dolayısıyla kural sayısı uygulama bölgelerine bağlı olarak değişmektedir. Çıkarım mekanizması olarak her bölge için Mamdani, durulaştırma için ise güvenilir ve başarılı çıkış değerleri verdiğinden Mean Max ve Centroid metodu kullanılmıştır. Ayrıca, daha yaygın olarak kullanıldığından ve uygulama kolaylığından ötürü, üçgen ve yamuk üyelik fonksiyonları tercih edilmiştir. Kural tabanı, giriş değişkenlerinin çıkış üzerine etkilerini inceleyerek ve verinin frekansını dikkate alarak uzman fizyoterapist eşliğinde oluşturulmuştur.Ancak gerek kural tabanı oluşturulurken, gerekse modelleme esnasında her bir bölgede birkaç veri ihmal edilmiştir. Bunu sebebi; ilgili verilerin, bütüne göre çok daha dağınık yapıda olması ve hastada görülen birtakım istisnai durumlara (ağrı şiddeti, his kaybı vb.) bağlı olarak modelde aşırı sapmaya neden olabilecek yanıltıcı ve zararlı çıkış değerlerine sebebiyet vermesidir.

Her bir bölgeye ilişkin modelleme detaylarına ilerleyen bölümlerde değinilmiştir.

4.3.2.1. Vallex – I bölgesine ilişkin modelleme

Vallex – I (Bel – Kalça altı) bölgesine ilişkin modelleme detayları aşağıda verilmiştir:

Giriş değişkeni “Deri Empedansı (kΩ)” için üyelik fonksiyonu Şekil 4.6’da görülmektedir. DÜŞÜK, ORTA ve YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.2’ de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

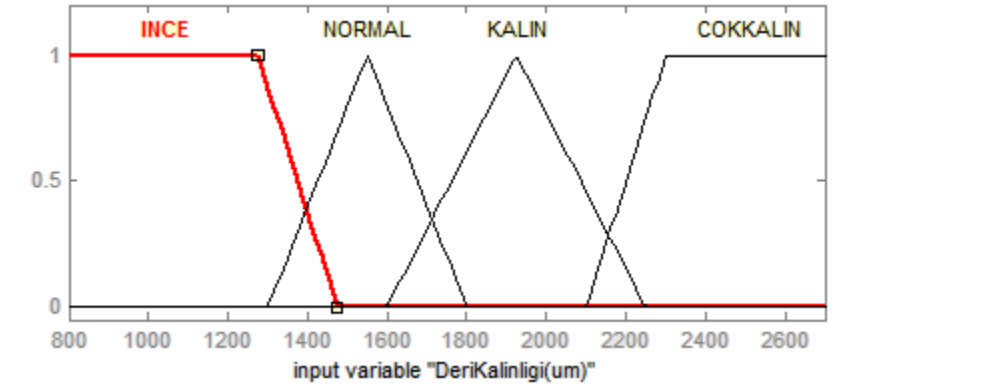


Şekil 4.6 Giriş değişkeni “Deri Empedansı” için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.2 Deri Empedansı (kΩ)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
240 – 400	DÜŞÜK
350 – 630	ORTA
600 – 820	YÜKSEK

Giriş değişkeni “Deri Kalınlığı (µm)” için üyelik fonksiyonu Şekil 4.7’de görülmektedir. İNCE, NORMAL, KALIN ve ÇOK KALIN olmak üzere dört dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.3’ de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

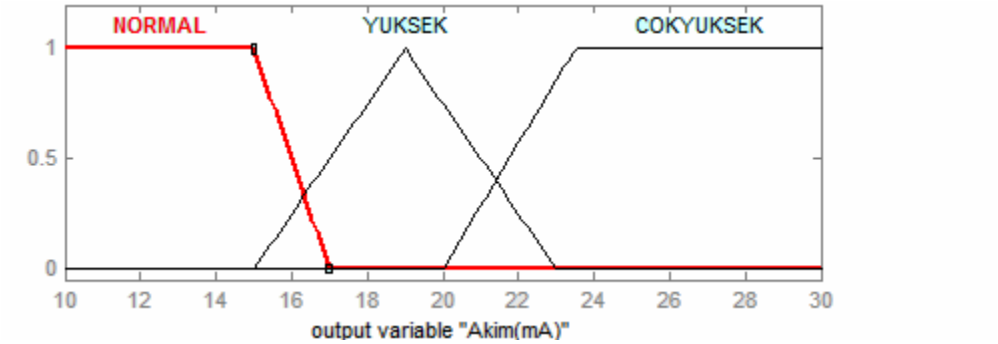


Şekil 4.7 Giriş değişkeni “Deri Kalınlığı” için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.3 Deri Kalınlığı (µm)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
700 – 1475	İNCE
1300 – 1800	NORMAL
1600 – 2250	KALIN
2100 – 2800	ÇOK KALIN

Çıkış değişkeni “Akım (mA)” için üyelik fonksiyonu Şekil 4.8’de görülmektedir. NORMAL, YÜKSEK ve ÇOK YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.4’ de ise bu çıkış değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.



Şekil 4.8 Çıkış değişkeni "Akım" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.4 Akım (mA)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
9 – 17	NORMAL
15 – 23	YÜKSEK
20 – 35	ÇOK YÜKSEK

Oluşturulan kural tabanı Tablo 4.5' de verilmiştir.

Tablo 4.5 Vallex – I bölgesi için kural tabanı

Kural No	Deri Empedansı (kΩ)	Deri Kalınlığı (µm)	Akım (mA)
1	DÜŞÜK	İNCE	NORMAL
2	ORTA	İNCE	NORMAL
3	YÜKSEK	İNCE	NORMAL
4	DÜŞÜK	NORMAL	NORMAL
5	ORTA	NORMAL	NORMAL
6	YÜKSEK	NORMAL	YÜKSEK
7	DÜŞÜK	KALIN	YÜKSEK
8	ORTA	KALIN	YÜKSEK
9	YÜKSEK	KALIN	YÜKSEK
10	DÜŞÜK	ÇOK KALIN	YÜKSEK
11	ORTA	ÇOK KALIN	ÇOK YÜKSEK
12	YÜKSEK	ÇOK KALIN	ÇOK YÜKSEK

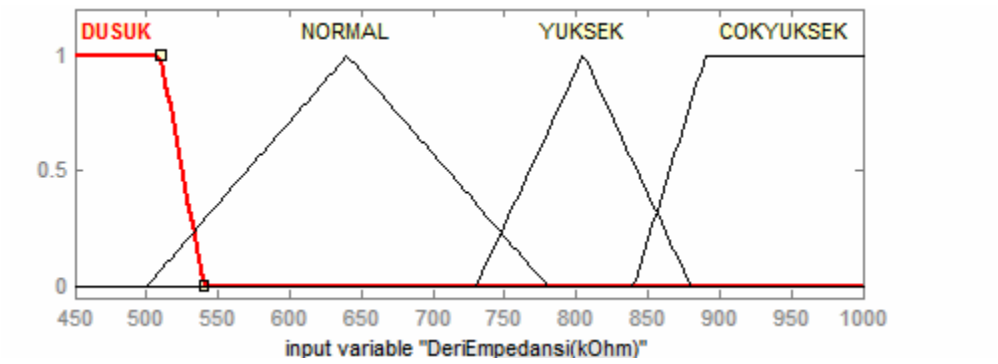
Örnek olması bakımından 1 nolu kuralı açıklayacak olursak:

1. EĞER Deri Empedansı DÜŞÜK ve Deri Kalınlığı İNCE O HALDE Akım NORMAL

4.3.2.2. Vallex – II bölgesine ilişkin modelleme

Vallex – II (Diz arkası – Ayak bilek arkası) bölgesine ilişkin modelleme detayları aşağıda verilmiştir:

Giriş değişkeni "Deri Empedansı (kΩ)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.9'da görülmektedir. DÜŞÜK, ORTA, YÜKSEK ve ÇOK YÜKSEK olmak üzere dört dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.6' da ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

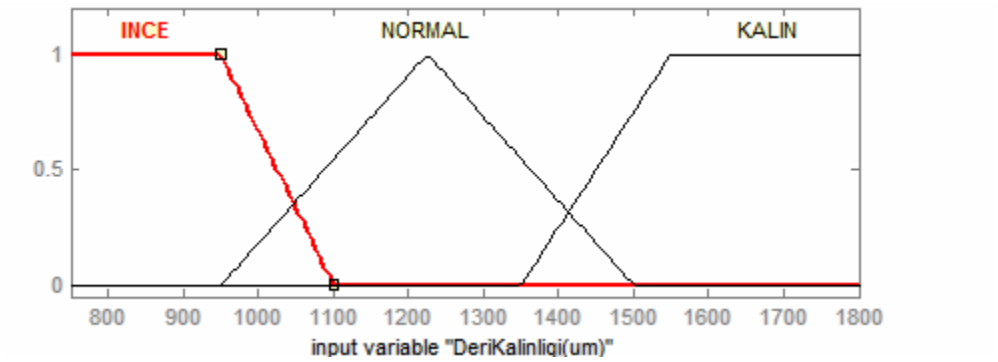


Şekil 4.9 Giriş değişkeni "Deri Empedansı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.6 Deri Empedansı (kΩ)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
440 – 540	DÜŞÜK
500 – 780	NORMAL
730 – 880	YÜKSEK
840 - 1100	ÇOK YÜKSEK

Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı (µm)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.10'da görülmektedir. İNCE, NORMAL ve KALIN olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.7' de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.



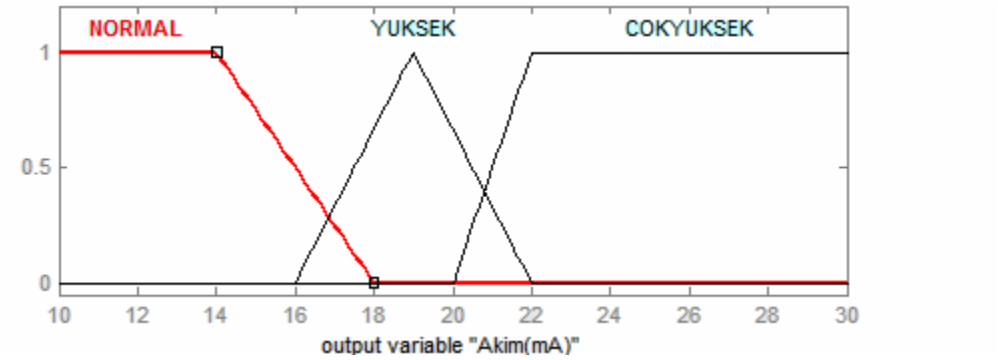
Şekil 4.10 Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.7 Deri Kalınlığı (µm)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
740 – 1100	İNCE
950 – 1500	NORMAL
1350 – 1850	KALIN

Çıkış değişkeni "Akım (mA)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.11'de görülmektedir. NORMAL, YÜKSEK ve ÇOK YÜKSEK olmak üzere üç dilsel

değişken kullanılmıştır. Tablo 4.8’ de ise bu çıkış değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.



Şekil 4.11 Çıkış değişkeni “Akım” için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.8 Akım (mA)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
9 – 18	NORMAL
16 – 22	YÜKSEK
20 – 35	ÇOK YÜKSEK

Oluşturulan kural tabanı Tablo 4.9’ da verilmiştir.

Tablo 4.9 Vallex – II bölgesi için kural tabanı

Kural No	Deri Empedansı (kΩ)	Deri Kalınlığı (μm)	Akım (mA)
1	DÜŞÜK	İNCE	NORMAL
2	NORMAL	İNCE	YÜKSEK
3	YÜKSEK	İNCE	YÜKSEK
4	ÇOK YÜKSEK	İNCE	YÜKSEK
5	DÜŞÜK	NORMAL	NORMAL
6	NORMAL	NORMAL	YÜKSEK
7	YÜKSEK	NORMAL	ÇOK YÜKSEK
8	ÇOK YÜKSEK	NORMAL	ÇOK YÜKSEK
9	DÜŞÜK	KALIN	YÜKSEK
10	NORMAL	KALIN	ÇOK YÜKSEK
11	YÜKSEK	KALIN	ÇOK YÜKSEK
12	ÇOK YÜKSEK	KALIN	ÇOK YÜKSEK

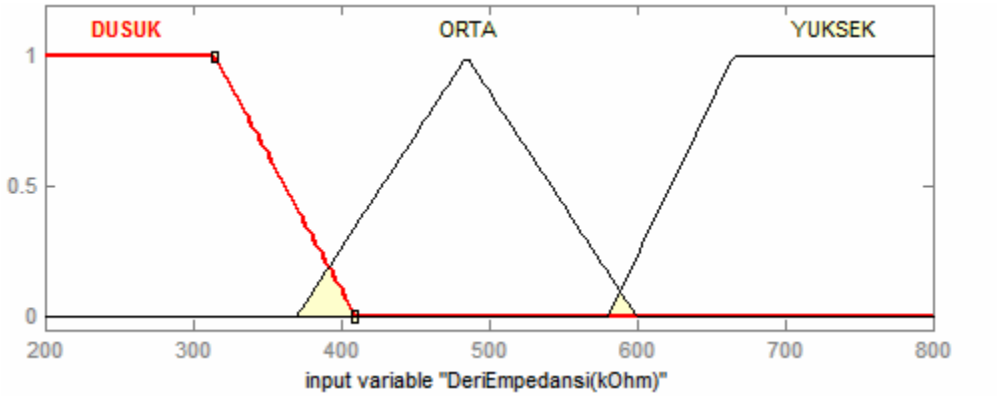
Örnek olması bakımından 1 nolu kuralı açıklayacak olursak:

1. EĞER Deri Empedansı DÜŞÜK ve Deri Kalınlığı İNCE O HALDE Akım NORMAL

4.3.2.3. Diz bölgesine ilişkin modelleme

Diz bölgesine ilişkin modelleme detayları aşağıda verilmiştir:

Giriş değişkeni "Deri Empedansı (kΩ)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.12'de görülmektedir. DÜŞÜK, ORTA ve YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.10' da ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

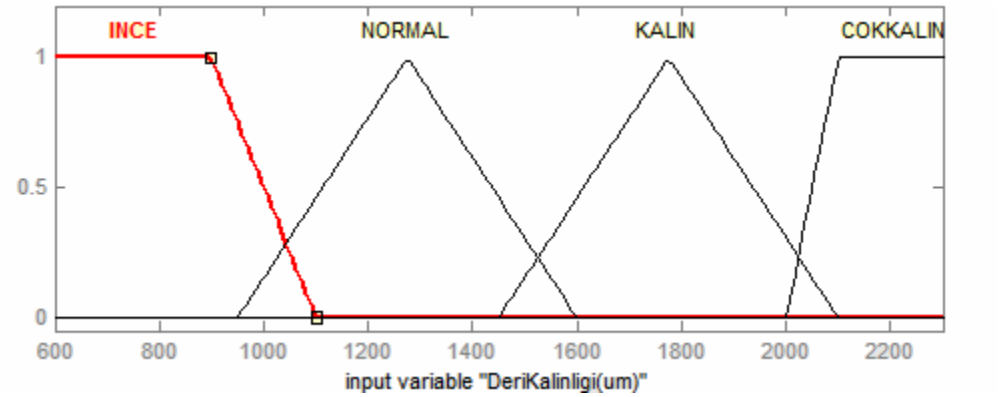


Şekil 4.12 Giriş değişkeni "Deri Empedansı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.10 Deri Empedansı (kΩ)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
190 – 410	DÜŞÜK
370 – 600	ORTA
580 – 850	YÜKSEK

Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı (µm)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.13'de görülmektedir. İNCE, NORMAL, KALIN ve ÇOK KALIN olmak üzere dört dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.11' de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

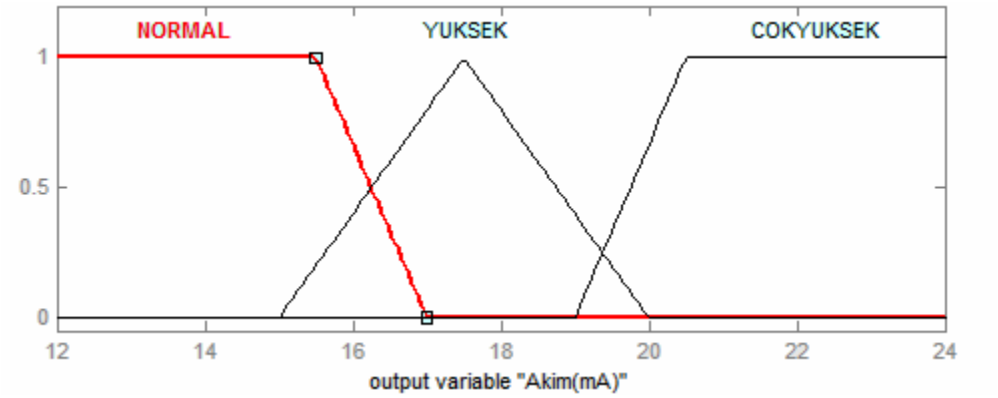


Şekil 4.13 Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.11 Deri Kalınlığı (µm)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
550 – 1100	İNCE
950 – 1600	NORMAL
1450 – 2100	KALIN
2000 – 2400	ÇOK KALIN

Çıkış değişkeni "Akım (mA)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.14'de görülmektedir. NORMAL, YÜKSEK ve ÇOK YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.12' de ise bu çıkış değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.



Şekil 4.14 Çıkış değişkeni "Akım" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.12 Akım (mA)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
10 – 17	NORMAL
15 – 20	YÜKSEK
19 - 25	ÇOK YÜKSEK

Oluşturulan kural tabanı Tablo 4.13' de verilmiştir.

Tablo 4.13 Vallex – II bölgesi için kural tabanı

Kural No	Deri Empedansı (kΩ)	Deri Kalınlığı (μm)	Akım (mA)
1	DÜŞÜK	İNCE	NORMAL
2	ORTA	İNCE	NORMAL
3	YÜKSEK	İNCE	YÜKSEK
4	DÜŞÜK	NORMAL	NORMAL
5	ORTA	NORMAL	YÜKSEK
6	YÜKSEK	NORMAL	ÇOK YÜKSEK
7	DÜŞÜK	KALIN	YÜKSEK
8	ORTA	KALIN	YÜKSEK
9	YÜKSEK	KALIN	ÇOK YÜKSEK
10	DÜŞÜK	ÇOK KALIN	YÜKSEK
11	ORTA	ÇOK KALIN	ÇOK YÜKSEK
12	YÜKSEK	ÇOK KALIN	ÇOK YÜKSEK

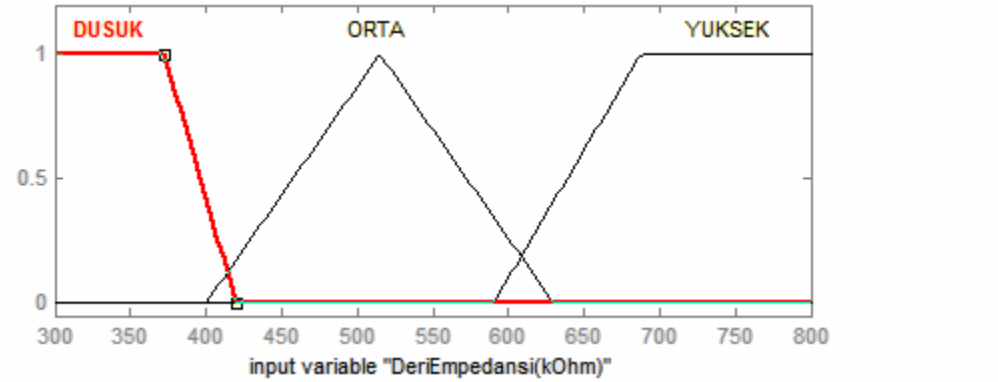
Örnek olması bakımından 1 nolu kuralı açıklayacak olursak:

1. EĞER Deri Empedansı DÜŞÜK ve Deri Kalınlığı İNCE O HALDE Akım NORMAL

4.3.2.4. Boyun – el bölgesine ilişkin modelleme

Boyun - el bölgesine ilişkin modelleme detayları aşağıda verilmiştir:

Giriş değişkeni “Deri Empedansı (kOhm)” için üyelik fonksiyonu Şekil 4.15’de görülmektedir. DÜŞÜK, ORTA ve YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.14’ de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

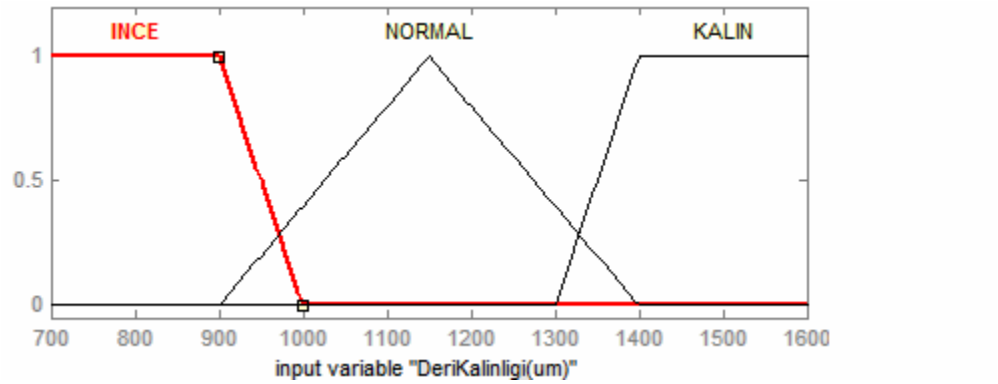


Şekil 4.15 Giriş değişkeni "Deri Empedansı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.14 Deri Empedansı (kΩ)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
250 – 420	DÜŞÜK
400 – 630	ORTA
590 – 850	YÜKSEK

Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı (µm)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.16'da görülmektedir. İNCE, NORMAL ve KALIN olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.15' de ise bu giriş değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.

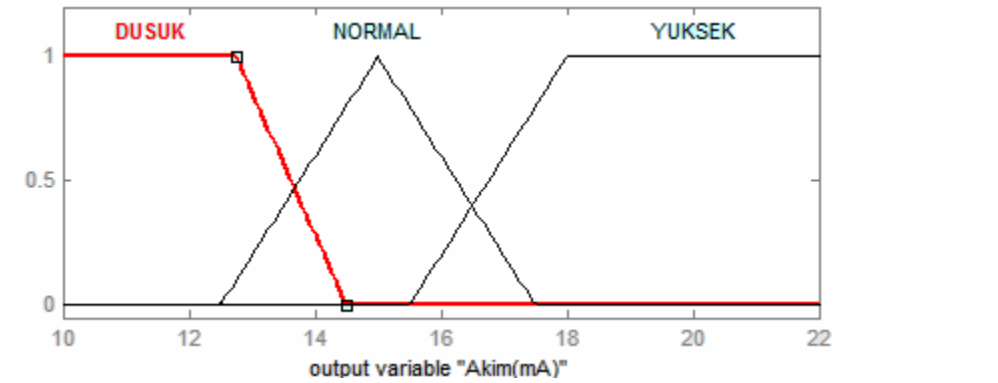


Şekil 4.16 Giriş değişkeni "Deri Kalınlığı" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.15 Deri Kalınlığı (µm)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
650 – 1000	İNCE
900 – 1400	NORMAL
1300 - 1650	KALIN

Çıkış değişkeni "Akım (mA)" için üyelik fonksiyonu Şekil 4.17'de görülmektedir. DÜŞÜK, NORMAL ve YÜKSEK olmak üzere üç dilsel değişken kullanılmıştır. Tablo 4.16' da ise bu çıkış değişkenine ilişkin değer aralıkları ve bulanık dilsel ifadeler yer almaktadır.



Şekil 4.17 Çıkış değişkeni "Akım" için üyelik fonksiyonu

Tablo 4.16 Akım (mA)

Değer Aralığı	Bulanık Dilsel Değişken
9 – 14.5	DÜŞÜK
12.5 – 17.5	NORMAL
15.5 - 24	YÜKSEK

Oluşturulan kural tabanı Tablo 4.17' de verilmiştir.

Tablo 4.17 Boyun - el bölgesi için kural tabanı

Kural No	Deri Empedansı (kΩ)	Deri Kalınlığı (μm)	Akım (mA)
1	DÜŞÜK	İNCE	DÜŞÜK
2	ORTA	İNCE	DÜŞÜK
3	YÜKSEK	İNCE	NORMAL
4	DÜŞÜK	NORMAL	DÜŞÜK
5	ORTA	NORMAL	NORMAL
6	YÜKSEK	NORMAL	YÜKSEK
7	DÜŞÜK	KALIN	YÜKSEK
8	ORTA	KALIN	YÜKSEK
9	YÜKSEK	KALIN	YÜKSEK

Örnek olması bakımından 1 nolu kuralı açıklayacak olursak:

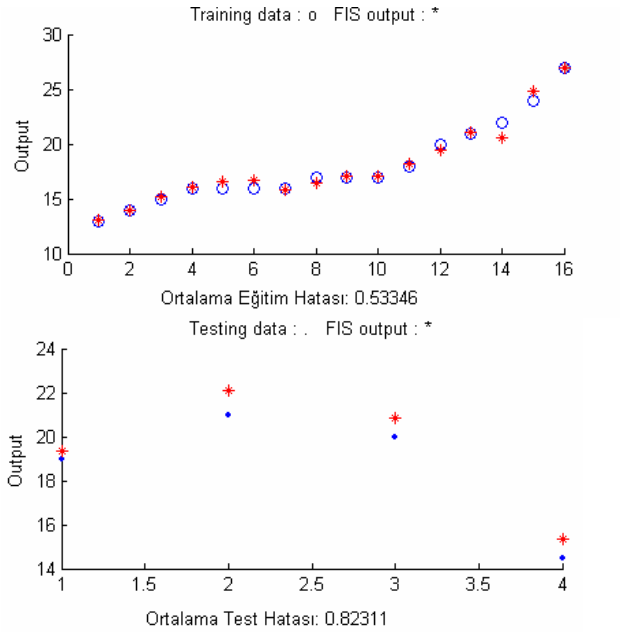
1. EĞER Deri Empedansı DÜŞÜK ve Deri Kalınlığı İNCE O HALDE Akım DÜŞÜK

5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI

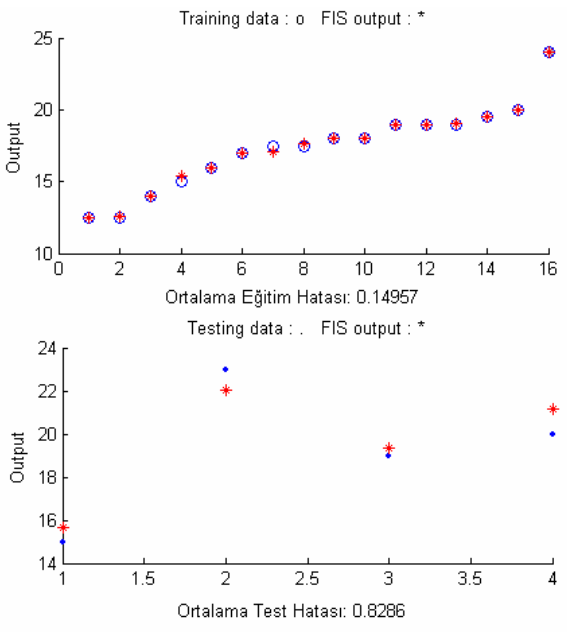
Çok eski tarihlerden beri kas ve sinirlerin elektriksel uyarımla etkilendiği bilinmektedir. Sabit ve uzun süreli ağrılarda, ağrı azaltıcı ilaçların uzun süreli kullanımı sonucu böbrek ve karaciğerin hasara uğrama riski nedeniyle, deri üstü elektrikli sinir uyarımı (TENS) oldukça iyi bir alternatif tedavi yöntemi olmuştur. Günümüze kadar gerçekleştirilen TENS yöntemine ilişkin çalışmalar, genelde yöntemin hayvan ve insanlar üzerindeki etkilerini incelemeye yöneliktir.

Bu çalışmanın amacı ise, insanda TENS yönteminin uygulanmasında etkili olan parametreleri dikkate alarak, yöntemin modellenebilmesini sağlamaktır. Başka bir deyişle, bu parametreler doğrultusunda insan vücuduna verilmesi gereken elektrik akımının miktarı tahmin edilecektir. Hastalar üzerindeki ölçümler, ağrıya neden olan rahatsızlıklar dikkate alınarak bölgesel olarak gerçekleştirilmiştir. İnceleme ve ölçüm amaçlı dört uygulama noktası seçilmiştir. Ölçümler sonucu elde edilen veriler doğrultusunda sistemi modellemek için ANFIS ve FIS kullanılmıştır.

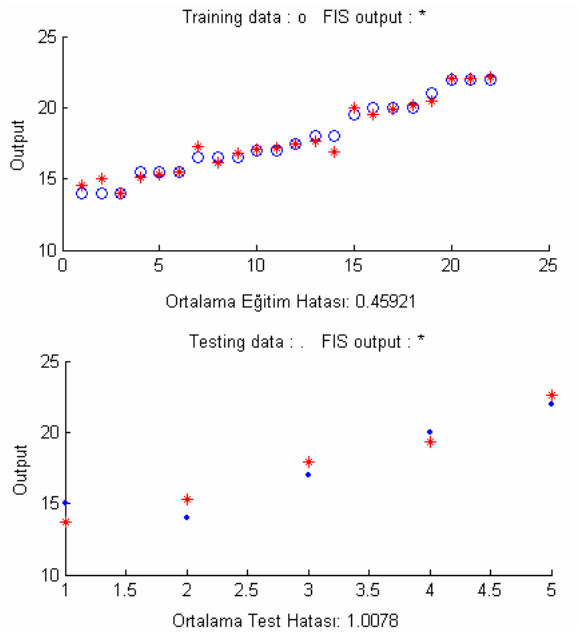
Şekil 5.1, 5.2, 5.3 ve 5.4'de ANFIS ile modelleme neticesinde, her uygulama noktasına ilişkin verilen grafiklerde eğitim ve test sonuçları görülmektedir:



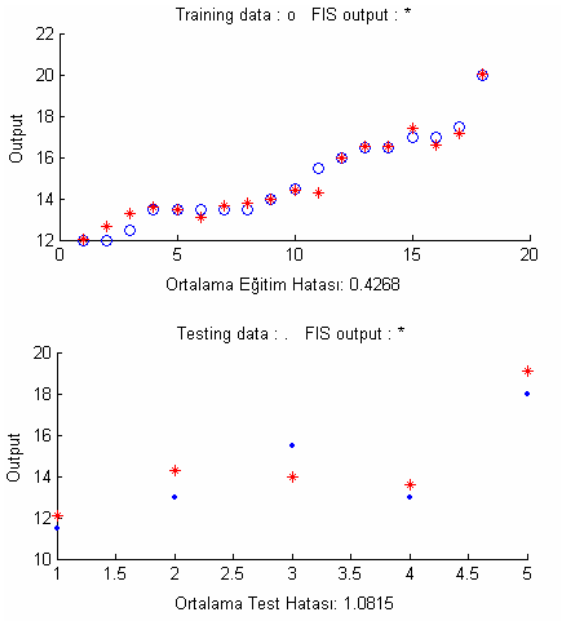
Şekil 5.1Vallex 1(Bel-Kalça altı) bölgesine ilişkin eğitim ve test sonucu



Şekil 5.2 Vallex 2 (Diz arkası-Ayak bilek arkası) bölgesine ilişkin eğitim ve test sonucu

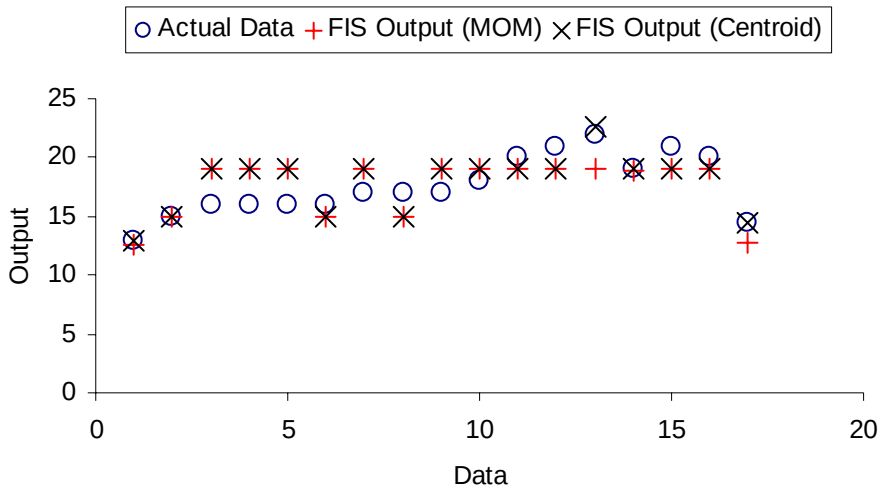


Şekil 5.3 Diz bölgesine ilişkin eğitim ve test sonucu

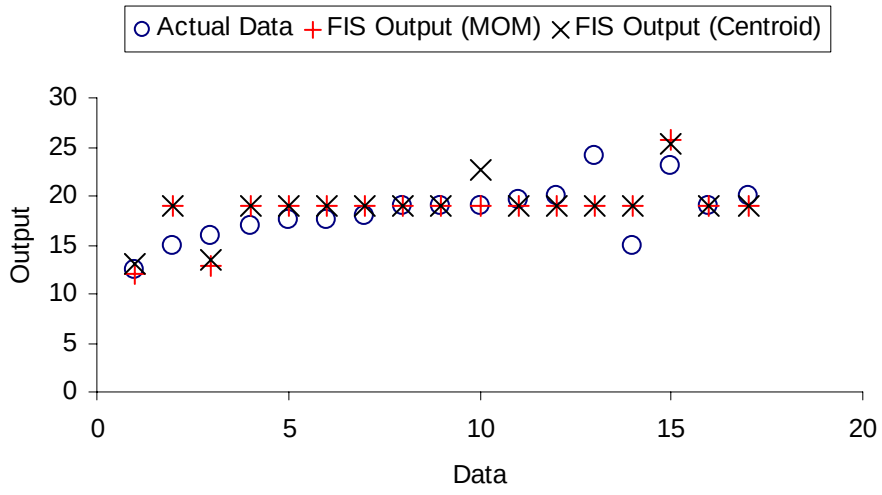


Şekil 5.4 Boyun- El bilek bölgesine ilişkin eğitim ve test sonucu

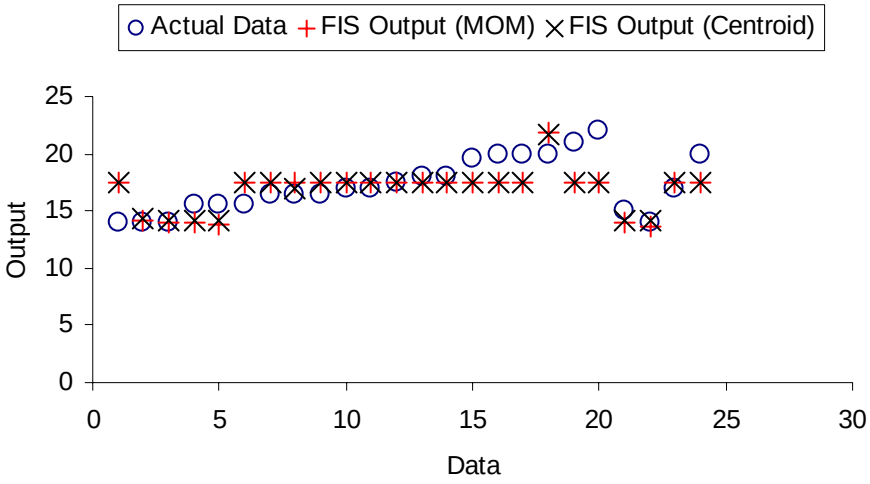
Şekil 5.5, 5.6, 5.7 ve 5.8'de her uygulama noktasına ilişkin verilen grafiklerde MOM (Mean of Max) ve Centroid kullanılarak gerçekleştirilen FIS ile modelleme sonuçları görülmektedir:



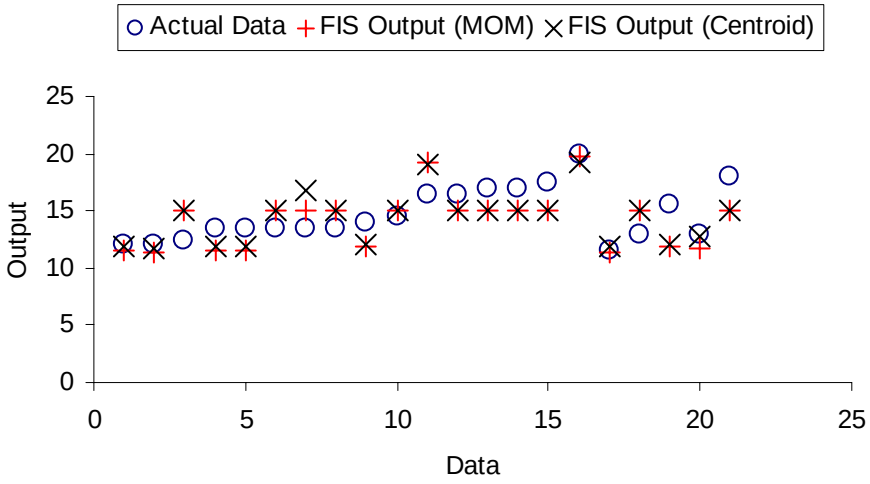
Şekil 5.5 Vallex - I bölgesine ilişkin FIS modelleme sonuçları



Şekil 5.6 Vallex - II bölgesine ilişkin FIS modelleme sonuçları



Şekil 5.7 Diz bölgesine ilişkin FIS modelleme sonuçları



Şekil 5.8 Boyun - el bölgesine ilişkin FIS modelleme sonuçları

Tablo 5.1' de ANFIS yöntemiyle gerçekleştirilen modellemeye ilişkin detaylar (üyelik fonksiyonu sayısı, kural sayısı, eğitim ve test veri sayısı) verilmiştir. Görüldüğü üzere, dört uygulama noktasına ilişkin Ortalama Eğitim Hatası 0.149 - 0.533, Ortalama Test Hatası 0.823 - 1.0815 arasında değişmektedir. Ortalama Test Hatasına bakıldığında, 1.0815'lik bu değer, TENS yönteminde 1.0815 mA'lik akım değerini

temsil etmektedir. Başka bir deyişle, bu hataya göre, hastaya verilecek akım değeri asıl değerin 1.0815 mA altında veya üstünde olabilir. Bu değerin 1.0815 mA altında verilen akım değerinin, sinir lifleri üzerinde bir yan etkisi olmazken, ağrının giderilmesinde de engelleyici bir rolü olmamaktadır. Aynı durum bu değerin 1.0815 mA üstünde verilen akım değeri için de söz konusudur. Ancak normal değerin çok daha üstünde (2 mA ve daha fazlası) verilen akım değerleri öncelikle hastada rahatsızlık hissi uyandırmaktadır. Ayrıca bu durumda, doku ve sinir lifleri daha fazla elektrik enerjisine maruz kalacağından zarar görebilmektedir.

Tablo 5.1 Uygulama noktalarına göre ANFIS modelleme detayları, eğitim ve test sonuçları
(Üyelik fonksiyonu sayısı, kural sayısı, eğitim ve test veri sayısı, eğitim ve test hataları)

UYGULAMA NOKTALARI	MODELLEME PARAMETRELERİ						SONUÇLAR	
	Kalınlık (μm)		Empedans (kΩ)		Veri Sayısı		Ort. Eğitim Hatası	Ort. Test Hatası
	Üyelik Fonk. Sayısı	Kural Sayısı	Üyelik Fonk. Sayısı	Kural Sayısı	Eğitim	Test		
Vallex – I (Bel-Kalça Altı)	5	5	5	5	16	4	0.53346	0.82311
Vallex – II (Diz Arkası -Ayak Bilek Arkası)	6	6	6	6	16	4	0.14957	0.8286
Dizler	5	5	5	5	22	5	0.45921	1.0078
Boyun-El Bilek	7	7	7	7	18	5	0.4268	1.0815

Tablo 5.2’ de ise FIS yöntemiyle gerçekleştirilen modellemeye ilişkin detaylar (üyelik fonksiyonu sayısı, kural sayısı, kullanılan ve ihmal edilen veri sayısı) verilmiştir. FIS ile gerçekleştirilen modellemede verilerin ihmal edilmesinin sebebi; bölüm 4.3.2’ de de belirtilmiş olduğu gibi; ilgili verilerin, bütüne göre çok daha dağınık yapıda olması ve hastada görülen birtakım istisnai durumlara (ağrı şiddeti, his kaybı vb.) bağlı olarak modelde aşırı sapmaya neden olabilecek yanıltıcı ve zararlı çıkış değerlerine sebebiyet vermesidir.

Görüldüğü üzere, dört uygulama noktasına ilişkin Ortalama Karesel Hata; durulaştırma için MOM çıkarım mekanizması kullanıldığında 3,573- 5.05294, Centroid

çıkarım mekanizması kullanıldığında 3.02941 - 5.607059 arasında değişmektedir. Centroid çıkarım mekanizması kullanılarak elde edilen ve en düşük değerde olan 3.02941'lik karesel hata; TENS yönteminde 3.02941 mA'lik akım değerini teşkil etmektedir. Yani bu hataya göre, hastaya verilecek akım değeri asıl değerin 3.02941 mA altında veya üstünde olabilir. Ancak önceki paragrafta belirtildiği üzere, normal değerin 2 mA ve daha üstündeki akım değerleri hastada öncelikle rahatsızlık hissi uyandırmaktadır. Ayrıca bu durumda, doku ve sinir lifleri daha fazla elektrik enerjisine maruz kalacağından zarar görebilmektedir.

Tablo 5.2 Uygulama noktalarına göre FIS modelleme detayları
(Üyelik fonksiyonu sayısı, kural sayısı, eğitim ve test veri sayısı, eğitim ve test hataları)

UYGULAMA NOKTALARI	MODELLEME PARAMETRELERİ						SONUÇLAR	
	Kalınlık (μm)		Empedans (kΩ)		Veri Sayısı		Ortalama Karesel Hata (MOM)	Ortalama Karesel Hata (Centroid)
	Üyelik Fonk. Sayısı	Kural Sayısı	Üyelik Fonk. Sayısı	Kural Sayısı	Kullanılan	İhmal		
Vallex – I (Bel-Kalça Altı)	4	12	3	12	17	3	3,7100	3,02941
Vallex – II (Diz Arkası - Ayak Bilek Arkası)	3	12	4	12	17	3	5,05294	5,607059
Dizler	4	12	3	12	24	3	3,57333	3,40500
Boyun-El Bilek	3	9	3	9	21	2	3,698571	3,715238

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada TENS yönteminin modellenmesine yönelik bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Amaç TENS yönteminde zaman tasarrufu sağlamak, insan hatasını en aza indirmek ve en önemlisi, iletişim güçlüğü çeken hastalarda bu yöntemi minimum hata ile uygulayabilmektir. Hastalarda ağrıya neden olan rahatsızlıklar doğrultusunda dört uygulama noktası üzerinde çalışılmış ve ölçümler yapılmıştır. Ölçümler neticesinde elde edilen veriler doğrultusunda sistem ANFIS ve FIS ile modellenmiştir.

ANFIS kullanılarak gerçekleştirilen modellemede, Ortalama Eğitim Hatası 0.149 - 0.533, Ortalama Test Hatası 0.823 - 1.0815 arasında değişmektedir ve bu hatalar TENS yönteminde maksimum 1.0815 mA'lik akım değerini temsil etmektedir. Yani bu hataya göre, hastaya verilecek akım değeri asıl değerin 1.0815 mA altında veya üstünde olabilir. Bu oynama, hasta üzerinde herhangi bir olumsuz etkiye neden olmamaktadır.

FIS kullanılarak gerçekleştirilen modellemede dört uygulama noktasına ilişkin Ortalama Karesel Hata; durulaştırma için MOM çıkarım mekanizması kullanıldığında 3,573- 5.05294, Centroid çıkarım mekanizması kullanıldığında 3.02941 - 5.607059 arasında değişmektedir. Centroid çıkarım mekanizması kullanılarak elde edilen ve en düşük değerde olan 3.02941'lik karesel hata; TENS yönteminde 3.02941 mA'lik akım değerini temsil etmektedir. Yani bu hataya göre, hastaya verilecek akım değeri normal değerin 3.02941 mA altında veya üstünde olabilir. Ancak normal değerin 2 mA ve daha üstündeki akım değerleri hastada öncelikle rahatsızlık hissi uyandırmaktadır. Ayrıca bu durumda, doku ve sinir lifleri daha fazla elektrik enerjisine maruz kalacağından zarar görebilmektedir.

Kullanılan bu iki metod karşılaştırılacak olursa, ANFIS ile gerçekleştirilen modellemeye bakıldığında, FIS ile gerçekleştirilen modellemeye göre çok daha gerçeğe yakın ve güvenli sonuçlar verdiği görülmektedir. ANFIS ile gerçekleştirilen modellemede elde edilen maksimum değerdeki 1.0815'lik ortalama test hatası, TENS yönteminde 1.0815 mA'lik akım değerini temsil etmektedir ve bu oynama hasta

üzerinde herhangi bir olumsuz etkiye neden olmamaktadır. FIS ile gerçekleştirilen modellemede, Centroid çıkarım mekanizması kullanılarak elde edilen ve en düşük değerde olan 3.02941'lik karesel hata; TENS yönteminde 3.02941 mA'lik akım değerini temsil etmektedir.En düşük hataya göre elde edilen 3.02941 mA'lik bu oynamanın bile hasta üzerinde çeşitli yan etkileri olabilir. Hastaya verilen akımın, normal değerin 3.02941 altında olması durumunda, hastaya gereken şiddette elektrik akımı verilemediğinden ötürü ağrı duyusu etkili bir biçimde giderilemeyebilir. Hastaya verilen akımın, normal değerin 3.02941 üzerinde olması durumunda, hastada öncelikle rahatsızlık hissi uyanabilir. Ayrıca bu durumda doku ve sinir lifleri daha fazla elektrik enerjisine maruz kalacağından zarar görebilmektedir.

Bu çalışma, daha gelişmiş modellemelere bir temel niteliğindedir. Gerek ANFIS, gerekse FIS ile gerçekleştirilen modellemelerin her ikisi için, sistemde öncelikle girişteki parametre sayısı artırılarak daha hassas bir modelleme hedeflenmektedir. Çıkıştaki parametre sayısı artırılarak TENS cihazlarındaki frekans vb. etkilerin de dikkate alınması, gerçeğe çok daha yakın bir model teşkil etmektedir. Bunlarla birlikte çok daha fazla hasta üzerinde çalışılarak farklı rahatsızlıkların neden olduğu ağrılar dikkate alınacak ve yöntemi daha fazla bölge üzerinde uygulama imkanı sağlanmış olacaktır. Ayrıca bu şekilde daha fazla veri elde edileceğinden, TENS yönteminin çok daha hassas ve gerçeğe yakın olarak modellenmesi sağlanabilecektir ve böylece hem ANFIS hem de FIS kullanılarak elde edilen hatalar daha da azaltılabilecektir.

KAYNAKLAR

Aliev, R. A., Soft Computing And Its Applications, Singapore, 2000

Arslan S. 2008., Ultrasonik Terapi Cihazının Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Selçuk Üniversitesi, Konya

Boucsein, W., Electrodermal Activity, Plenum Press, New York, 1992

Campbell J. N., Taub A., Local analgesia from percutaneous electrical nerve stimulation Arch Neurol, 28, 347-350, 1973.

Garrison, D. W., Foreman, R. D., Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) electrode placement on spontaneous and noxiously evoked dorsal horn cell activity in the cat, Neuromodulation,5: 231–237, 2005.

Eisenbeiss, C., Welzel, J., Eichler, W., Klotz, K., Influence of body water distribution on skin thickness: measurements using high-frequency ultrasound, Brit J Dermatol, 144: 947-951, 2001

Elmas, Ç., Bulanık Mantık Denetleyiciler, Ankara, 2003

Erturan İ., Yıldırım M., The Use of Ultrasonography in Dermatology. TURKDERM. 2007; 41(1): 3-6

Fere, C. (1988), Note on changes in electrical resistance under the effect of sensory stimulation and emotion, Comptes Rendus des Seances de la Societe de Biologie (Series 9), 5, 217-219.

Ignelzi R. J., Nyquist J. K. Excitability changes in peripheral nerve fibers after repetitive electrical stimulation, J Neurosurg, 51, 824-833, 1979.

Johnson, D.C.; Repperger, D.W., Skin impedance implications of TENS function and the development of an improved stimulation waveform, Digital Object Identifier, 2, 1687-1688,1995.

Koçer S. 1998., Mikrodenetleyici Kontrollü Genel Amaçlı Bir Stimülatör Cihazı Tasarımı ve Uygulanması, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Gazi Üniversitesi, Ankara

Laurent A., Mistretta F., Bottigioli D., Dahel K., Goujon C., Nicolas J. F., Hennino A., Laurent P., Echographic measurement of skin thickness in adults by high frequency

ultrasound to assess the appropriate microneedle length for intradermal delivery of vaccines, Vaccine 2007, vol. 25, issue 34, pp. 6423-6430, 2007

Low, J., Electrotherapy Explained: Principles and Practice, Butterworths, Boston,1990.

Mannheimer, J. C., Lampe, G. N., Clinical TENS, F. A. Davis Company, New York, 1984.

Melzack R., Wall P. D., Pain mechanisms: a new theory, Science, 150, 971-979., 1965.

Naillioğlu M. 2003., Klinik Amaçlı Deri Üzerinden Elektrikli Kas Sinir Uyarıcı Tasarımı ve Uygulanması, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Gazi Üniversitesi, Ankara

Ottosan, D., Lundeberg T., Pain Treatment A Practical Manuel By Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, Springer Verlag, London, 1998.

Özkan, Ö., Köklükaya, E., Measuring the Sempatic Skin Response On Body And Using As A Diagnosis- Purposed For Lung Cancer Patients By The Artificial Neural Networks, Electronic Letters on Science & Enginnering, 3(1):10-17,2007

Picard, R. W. and Scheirer, J., The Galvactivator: A glove that senses and communicates skin conductivity, Proc. from the 9th International Conference on Human-Computer Interaction, pp. 1538-1542, New Orleans, 2001.

Reeves, J. L., Graff-Radford, S. B., Shipman, D., The Effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Experimental Pain and Sympathetic Nervous System Response, Pain Medicine, 5(2):150–161, 2004.

Shepherd P., The GSR Meter Course,Biofeedback monitoring skills in the context of transformational psychotherapy, Copyright © Tools for Transformation 1994-2001 http://www.freezoneearth.org/allmeters/scrapbook/GSR_course.htm

Shimoji, K., Takahashi, N., Nishio, Y., Koyanagi, M., Aida S., Pain Relief by Transcutaneous Electric Nerve Stimulation With Bidirectional Modulated Sine Waves in Patients With Chronic Back Pain: A Randomized, Double-Blind, Sham-Controlled Study, Neuromodulation,10 (1): 42–51,2007.

Solomon, J., Shebshacvich, V., Adler, R., Vulfsons, S., Rosenbach, A., Eisenberg, E., The Effects of TENS, Heat, and Cold on the Pain Thresholds Induced by Mechanical Pressure in Healthy Volunteers, Neuromodulation, 6 (2): 102–107, 2003.

Stereubach, R. A., Chronic Pain as a Disease Entity, Triangle Company, London,1981.

Şen, Z. 2004. Mühendislikte Bulanık Mantık ile Modelleme Prensipleri, 2. baskı, İstanbul

Şenol F. 2000. Bulanık Mantık Kontrolcüsü , Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Gazi Üniversitesi, Ankara
Şimşek N., Elektroterapi Ders Notları, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü, Başkent Üniversitesi, Ankara 2003

TENS cihazı 2007,
http://msn.estore.com.tr/estore/product.asp?sku=DK6970000006&dept_id=8012000&bid=&mscssid=DUEQLU3ENQ8T9G23R312XENUGEKGDS57&uid=

Transkutan Kas Stimulatoru 2007,
http://www.schwamedico.com/turkey/upload/pdf/4307GAAT2.pdf

Tsukahara, K., Takema, Y., Moriwaki, S., Fujimura, T., Imokawa, G., Dermal fluid translocation is an important determinant of the diurnal variation in human skin thickness, Br J Dermatol, 145, pp. 590–596, 2001.

Vigouroux, R. (1879), Sur le role de la resistance electrique des tissues dans le'electrodiagnostic, Comptes Rendus Societe de Biologie (Series 6), 31, 336-339.

Vigouroux, R. (1888), The electrical resistance considered as a clinical sign, Progres Medicale, 3, 87-89.

Walsh D. M., Foster N. E., Baxter G. D. & Allen J. M., Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS): relevance of stimulation parameters to neurophysiological and hypoalgesic effects, Am J Phys Med Rehab, 74, 199-206, 1995.

Walsh D. M., Lowe A. S., Mccormack K., Willer J. C., Baxter G. D., Allen J. M., Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) upon peripheral nerve conduction, mechanical pain threshold and tactile threshold in humans, Arch Phys Med Rehab, 79, 1051-1058, 1998.

Walsh, D. M., Noble, J. G., Allen, J. M., Baxtern G. D., Study of the effects of various transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) parameters upon the RIII nociceptive and H-reflexes in humans, Clinical Physiology and Functional Imaging 20(3): 191-9, 2000.

Y. Lee and K. Hwang, Skin Thickness of Korean Adults, Surgical and Radiologic Anatomy, Volume 24, Numbers 3-4 / January, 2002