

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNHALASYON ANESTEZİSİNDE SEVOFLURAN
ORANININ NEURO-FUZZY SİSTEM İLE KONTROLÜ**

DOKTORA TEZİ

Elk.-Elektronik Yük. Müh. Mustafa TOSUN

Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜH.

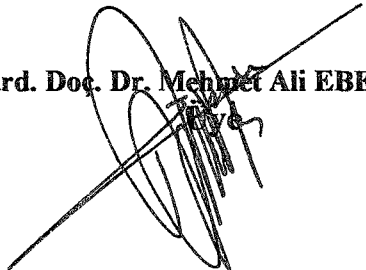
Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK

Bu tez 20/09/2004 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Abdullah FERİKOĞLU
Jüri Başkanı


Prof. Dr. Hüseyin EKİZ
Üye


Doç. Dr. Sadettin AKSOY
Üye


Yard. Doç. Dr. Mehmet Ali EBEOĞLU
Üye


Yard. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU
Üye

ÖNSÖZ

Doktora tez çalışmamda bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve bana yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Abdullah FERİKOĞLU'na teşekkür ederim.

EEG verilerinin eğitimi için, yazarı olduğu yapay sinir ağı similatörünü kullanmama müsaade eden Dumlupınar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü Öğretim görevlisi Dr. Hasan TEMURTAŞ'a teşekkür ederim.

Çalışmam esnasında değerli bilgilerine başvurduğum Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anestezi Uzmanı Dr. Tamer SALİHOĞLU'na teşekkür ederim.

Ameliyathanede EEG kayıtlarını alarak çalışmama büyük katkı sağlayan Kütahya Devlet Hastanesi Sağlık Teknisyeni ve EEG kaydı uzmanı Ahmet Hakan HACIMUSTAFAOĞULLARI'na teşekkür ederim.

EEG cihazının protokol dahilinde kullanımına müsaade eden Kütahya Devlet Hastanesi Başhekimi Uz. Dr. Ahmet ŞANLI'ya ve Nöroloji Uzmanı Dr. Recep YÜCE'ye teşekkür ederim. Ayrıca Sakarya Devlet Hastanesi Başhekimi Uzman Dr. Tacettin KOÇ'a ve Anestezi Uzmanı Dr. Engin ÇELİK'e teşekkür ederim.

Tez çalışmamla ilgili değerli katkılarından dolayı sayın Mehmet SAVURGAN'a ve Elektronik Müh. Abdullah ÇAKIR'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xiv
SUMMARY.....	xv
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
ANESTEZİ.....	5
2.1. Anestezi yöntemleri.....	5
2.1.1. Lokal Anestezi.....	5
2.1.2. Epidural Anestezi.....	6
2.1.3. Sıpinal Anestezi.....	6
2.1.4. Çocuk Anestezisi.....	6
2.1.5. Nörolept Anestezi.....	6
2.1.6. Nörolept Anestezi.....	7
2.2. Anestezi Klinik safhaları.....	8
2.3. Genel anestezi uygulama safhaları.....	9
2.3.1. İndüksiyon safhası.....	9
2.3.2. İdame Safhası.....	10
2.3.3. Sonlandırma ve ayılma safhası.....	11
2.4. İnhalasyon anestezikleri.....	12

2.4.1 Azot protoksit (nitrous oxide)	12
2.4.2. Enfluran (Enflurane)	12
2.4.3. İzofluran (Isoflurane, Forane)	13
2.4.4. Desfluran.....	13
2.4.5. Sevofluran.....	14
2.5. Yüzeysel anestezi ve farkında olma (Awareness)	14
2.6. Anestezi cihazı.....	16

BÖLÜM 3.

İZLEME VE ÖLÇÜM.....	17
3.1. İdeal Bir Monitörün Özellikleri.....	17
3.2. İzlem Yöntemlerinin Tipleri.....	18
3.3. Sistemelerin İzlenmesi.....	19
3.3.1. Kardiovaküler sistemin izlenmesi.....	19
3.3.1.1. Nabız.....	19
3.3.1.2. Elektrokardiografi.....	19
3.3.1.3. Arteriel Kan Basıncı.....	20
3.3.1.4. Kardiak Output (CO) Ölçümü.....	20
3.3.1.5. Ekokardiografi.....	21
3.3.1.6. Doku pletismografisi.....	21
3.3.1.7. Nabız oksimetresi (pulse crametry)	21
3.3.1.8. Böbrek fonksiyonu.....	22
3.3.2. Solunum Fonksiyonlarının izlenmesi.....	22
3.3.3. Santral sinir sistemi fonksiyonlarının izlenmesi.....	22
3.3.3.1. Elektroansefalografi (EEG)	23
3.3.3.2. Uyarılmış Potansiyeller.....	24
3.3.4. Sinir-Kas Fonksiyonu.....	24
3.3.5. Otonom Sistem ve Düz Kas Fonksiyonu.....	25
3.3.6. Vücut Isısının izlenmesi.....	25

BÖLÜM 4.

ELEKTROANSEFALOGRAFİ (EEG)	26
4.1. EEG'nin Kaynağı.....	26

4.2. Saçlı Deri elektrotlarıyla elektrik potansiyelleri.....	31
4.3. EEG Cihazı.....	32
4.4. EEG nin kaydedilmesi.....	34
4.4.1. Çok kanallı kayıtlar.....	35
4.5. Bilgisayar yardımlı EEG analizi.....	38
4.5.1. Niceleyici EEG analizi.....	38
4.5.1.1. Fast Fourier Transform (FFT)	38
4.5.2. Topografik haritalama.....	40
4.5.3. Uyarılmış potansiyeller.....	40
4.6. EEG aktivitesi.....	41
4.6.1. Dalga formu.....	41
4.6.2. Yineleme.....	41
4.6.3 Frekans.....	41
4.6.4. Genlik.....	42
4.6.5. Dağılım.....	42
4.6.6. Faz İlişkisi.....	42
4.6.7. Zamanlama.....	43
4.6.8. Israrlılık (Persistans)	43
4.6.9. Reaktivite.....	44

BÖLÜM 5.

ZEKİ SİSTEMLER.....	45
5.1 Yapay Sinir Ağları.....	45
5.1.1. Yapay sinir ağı topolojisi.....	46
5.1.2 Genellenmiş delta kuralı.....	49
5.2. Bulanık mantık.....	50
5.2.1 Bulanık Kümeler Teorisi.....	53
5.2.1.1 Birleşme özelliği.....	53
5.2.1.2 Kesişim özelliği.....	54
5.2.1.3 Tümleyen özelliği.....	54
5.2.1.4. Eşit küme özelliği.....	54
5.2.1.5. Alt Kümeler.....	55
5.2.2. Bulanık Kontrollü sistemler Genel Yapısı.....	55

5.2.2.1. Bulandırma birimi.....	55
5.2.2.2. Bilgi tabanı.....	56
5.2.2.3. Karar verme birimi.....	56
5.2.2.4. Durulama birimi.....	57
 BÖLÜM 6.	
İNHALASYON ANESTEZİSİNDE SEVOFLORAN ORANININ NEURO- FUZZY SİSTEM YARDIMI İLE KONTROLÜ.....	58
6.1. Giriş.....	58
6.2. Ölçüm verileri.....	62
6.3. EEG verisinin kaydedilmesi.....	63
6.4. EEG verisinin işlenmesi.....	68
6.5. EEG verilerinin eğitimi için kullanılan ağ topolojisi.....	95
6.6. Backpropagation yapay sinir ağı programı.....	96
6.7. Anestezik gaz oranı kestirimi için bulanık çıkartım sistemi tasarımı...	97
 BÖLÜM 7.	
SONUÇLAR.....	114
 BÖLÜM 8.	
TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....	127
KAYNAKLAR.....	133
ÖZGEÇMİŞ.....	138

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AEP	: Auditory Evoked Potentials
BIS	: Bispektral indeks
CO	: Kardiak Çıkış
CO ₂	: Karbondioksit
CO ₂	: Karbondioksit
CPR	: Cardio Pulmonary Resuscitation
DEEG	: Depth EEG
EEG	: Elektroansefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
EMG	: Elektromiyografi
EP	: Evoked potential
EPSP	: Eksitator postsinaptik potansiyel
FFT	: Fast Fourier Transform
FiO ₂	: İnspire edilen oksijen konsantrasyonu
IPSP	: İnhibitör postsinaptik potansiyel
İV	: İntra Venöz
LB	: Longitudinal bipolar
MAC	: Minimum alveolar Konsantrasyon
MLAEP	: Midlatency Auditory Evoked Potentials
MSS	: Merkezi sinir sisteminin
N ₂ O	: Azotprotoksit
O ₂	: Oksijen
PCO ₂	: Parsiyel karbondioksit basıncı
PO ₂	: Parsiyel oksijen basıncı
PSD	: Power spectral Density
PSP	: Postsinaptik potansiyele
R	: Referans montajları
TB	: Transvers bipolar
TM	: Topographic mapping
US	: Uzman sistemler
YSA	: Yapay sinir ağları
α	: Alfa
β	: Beta
δ	: Delta
θ	: Teta

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Anestezi cihazı.....	16
Şekil 4.1. Serebral korteksin ürettiği EEG.....	29
Şekil 4.4. Uluslararası 10–20 montaj sistemi.....	36
Şekil 4.5. 8 kanallı TB-b ve TB-c montajı.....	36
Şekil 4.6. 16 kanallı longitudinal bipolar (LB) ve transvers bipolar (TB) montajları.....	37
Şekil 4.7. 8 kanallı longitudinal bipolar (LB) ve transvers bipolar (TB) montajları.....	37
Şekil 5.1. Yapay sinir ağı mimarisi.....	47
Şekil 6.1. Anestezi esnasında Sevofluran gaz oranı öneren Neuro-Fuzzy sistem Blok Şeması.....	60
Şekil 6.2. 8TB-b Uluslararası 10-20 montaj sistemi.....	64
Şekil 6.3. Hasta A'ya ait normal EEG örneği.....	65
Şekil 6.4. Operasyon esnasındaki hasta A'ya ait EEG örneği.....	66
Şekil 6.5. Ayılma(operasyon sonrası) safhasındaki hasta A'ya ait EEG örneği.....	67
Şekil 6.6. Hasta A'ya ait normal EEG verisinin güç spektrum grafiği.....	69
Şekil 6.7. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin PSD değerlerinin üç boyutlu grafiği.....	69
Şekil 6.8. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 1–50 Hz aralığındaki PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	70
Şekil 6.9. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 8–12 Hz aralığındaki (alfa bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	71
Şekil 6.10. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 4–8 Hz aralığındaki (teta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	72

Şekil 6.11. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	72
Şekil 6.12. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 13–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	73
Şekil 6.13. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.....	74
Şekil 6.14. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1–50 Hz aralığındaki PSD değerlerini gösteren üç boyutlu grafik.....	75
Şekil 6.15. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1–50 Hz aralığındaki güç toplamı değişimini gösteren grafik.....	75
Şekil 6.16. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.....	78
Şekil 6.17. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) toplam güç grafiği.	78
Şekil 6.18. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 4–7 Hz aralığındaki (teta bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.....	79
Şekil 6.19. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 4–7 Hz aralığındaki (teta bandı) toplam güç grafiği.....	79
Şekil 6.20. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.....	82
Şekil 6.21 Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) toplam güç grafiği.....	82
Şekil 6.22. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.....	84
Şekil 6.23. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) toplam güç grafiği.....	84
Şekil 6.24. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.....	85
Şekil 6.25. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) toplam güç grafiği.....	86
Şekil 6.26. Hasta C için önceki ilaç oranı ve “Toplam güç/normal güç” oranı değişimi.....	88

Şekil 6.27. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “Toplam güç /önceki güç” oranı değişimi.....	88
Şekil 6.28. Hasta C’ye ait seçilen dilimlerdeki nabız değerleri grafiği.....	89
Şekil 6.29. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “nabız /normal nabız” değerleri grafiği.....	90
Şekil 6.30. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “Nabız /önceki nabız” değerleri grafiği.....	90
Şekil 6.31. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “Kan basıncı /Normal kan basıncı” ve “nabız /Normal nabız” değerleri grafiği.....	91
Şekil 6.32. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “Teta gücü/Normal güç” değerleri grafiği.....	92
Şekil 6.33. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “alfa gücü /Normal güç” değerleri grafiği.....	92
Şekil 6.34. Hasta C için önceki ilaç oranı, “delta gücü /normal güç” değerleri grafiği.....	93
Şekil 6.35. Uygulanan ilaç oranı, “beta1 gücü/ normal güç” değerleri grafiği.....	93
Şekil 6.36. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “beta2 gücü/ normal güç” değerleri grafiği.....	94
Şekil 6.37. EEG verilerinin eğitimi için tasarlanmış geriyayılmalı Ağ topolojisi.....	96
Şekil 6.38. Yapay sinir ağı similatörünün ağırlık dosyasının verildiği ara yüzü.....	96
Şekil 6.39. Yapay sinir ağı similatörü eğitim ara yüzü.....	97
Şekil 6.40. Anestezik ilaç oranı çıkartımı için tasarlanan bulanık sistem blok diyagramı.....	98
Şekil 6.41. Anestezik ilaç oranı çıkartımı için oluşturulan kural tabanı gösterge diyagramı.....	99
Şekil 6.42. Bulanık sistemde ”NN/önceki-ilac-oranı” giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği.....	100
Şekil 6.43. Bulanık sistemde “nabız/önceki-nabız” giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği.....	100

Şekil 6.44. Bulanık sistemde “nabız/normal-nabız” giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği.....	101
Şekil 6.45. Bulanık sistemde “nabız/normal-nabız” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu.....	102
Şekil 6.46. Bulanık sistemde “nabız/önceki-nabız” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu.....	104
Şekil 6.47. Bulanık sistemde “NN/önceki-ilac-oranı” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu.....	105
Şekil 6.48. Bulanık sistemde “önerilen-ilac-oranı” çıkış değişkenine ait üyelik fonksiyonu.....	107
Şekil 7.1. Sistem test veri girişi EEG verilerinin PSD değerleri üç boyutlu gösterimi.....	115
Şekil 7.2. Önceki anestezi oranı yapay sinir ağı çıkış değerleri.....	117
Şekil 7.3. Uygulanan anestezi oranı yapay sinir ağı çıkış değerleri.....	117
Şekil 7.4. Uygulanan ve önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkış değerleri.....	118
Şekil 7.5. Uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç/normal güç” değerleri.....	119
Şekil 7.6. Uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplamgüç/önceki güç” değerleri.....	119
Şekil 7.7. Önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, toplamgüç/önceki güç değerleri.....	120
Şekil 7.8. Önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç /Normal güç” değerleri.....	120
Şekil 7.9. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı değerleri.....	123
Şekil 7.10. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/önceki nabız” değerleri.....	123
Şekil 7.11. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/normal nabız” oranı değerleri.....	124
Şekil 7.12. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, önceki anestezi oranı değerleri.....	125

Şekil 7.13. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, uygulanan anestezi değerleri.....	125
Şekil 8.1. Anestezi derinliği için Neuro-fuzzy kontrol şeması (Allen, Simith;2001)	127
Şekil 8.2. Geçerli veri kullanarak yapay sinir ağından elde edilen veriler (Allen, Simith;2001)	128
Şekil 8.3. Anestezi uzmanının uyguladığı anestezik oran ile Neuro-fuzzy kontrolörün sonuçlarının karşılaştırılması (Allen, Simith;2001) ..	128
Şekil 8.4. Sistem cevabı(SR) ve anestezi uzmanının önerdiği(MR) anestezi oranları (Yardimci, Ferikoglu, Hadimioglu; 2001)	130



TABLolar LİSTESİ

Tablo 6.1. Yapay sinir ağının eğitimi için hazırlanmış giriş katman veri tablosu.....	60
Tablo 6.2. Yapay sinir ağının eğitimi için hazırlanmış çıkış katman veri tablosu.....	61
Tablo 6.3. Ameliyathanede hasta kayıtlarının tutulduğu hasta izleme tablosu.....	62
Tablo 6.4. 8TB-b uluslar arası 10–20 montaj sistemi.....	64
Tablo 6.5. Hasta C’ye ait 1–3 Hz aralığı (delta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.....	76
Tablo 6.6. Hasta C’ye ait 4–7 Hz aralığı (teta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.....	80
Tablo 6.7. Hasta C’ye ait 8–13 Hz aralığı (alfa bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.....	81
Tablo 6.8. Hasta C’ye ait 14–30 Hz aralığı (beta1 bandı) bilgileri.....	83
Tablo 6.9. Hasta C’ye ait 31–50 Hz aralığı (beta2 bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.....	87
Tablo 6.10. Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı tablosu.....	108
Tablo 6.11. Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı	110
Tablo 7.1. Sistem test veri giriş tablosu.....	115
Tablo 7.2 Uygulanan test girişlerine göre yapay sinir ağının önerdiği sonuçlar.....	116
Tablo 7.3. Bulanık sistem için test giriş değerleri ve çıkış değerleri.....	122

ÖZET

Anahtar kelimeler: Anestezi derinliği, Neuro-fuzzy kontrol, EEG güç spektrumu

Cerrahi uygulamalarda genel anestezi sırasında anestezi derinliğinin belirlenmesi ve kontrolü önemli olmaktadır. Anestezi derinliği bir andan diğer ana değiştiği için mevcut tıbbi teknikler anestezi derinliğini tam bir kararlılıkla güvenli bir seviyede tutamamaktadır.

EEG, anestezi derinliğini saptamada önemli bir yöntem olarak pek çok çalışmada önerilmiştir. Son yıllarda EEG'nin bu amaçla kullanımına olan ilgi artmıştır. Yapılan çalışmalarda anestezi dozu ile çeşitli EEG parametreleri arasında (EEG güç spektrumu, bispektral indeks (BIS) gibi) ilişki olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmada 25 hastadan alınan nabız bilgisi ve EEG verilerinin güç spektrumu bilgisi geliştirilen Neuro-Fuzzy sisteme uygulanmıştır. Tasarlanan sistem yapay sinir ağı ve bulanık sistem olmak üzere iki bölümden oluşturulmuştur. Giriş katmanında 53, ara katmanda 27 ve çıkış katmanında 1 çıkış düğümü bulunan geri yayımlı bir yapay sinir ağı (YSA) tasarlanmış ve kullanılmıştır.

Yapay sinir ağı girişlerine 10 saniyelik EEG dilimlerinin spektral güç yoğunluğu (PSD) değerlerinin 1-50 Hz frekans aralığına karşılık gelen değerleri, o anki EEG diliminin aynı aralıktaki PSD değerlerinin toplamının anestezi öncesi alınan EEG diliminin PSD değerleri toplamına oranı, aynı şekilde EEG verilerinin PSD değerlerinin toplamının önceki EEG verilerinin PSD değerlerinin toplamına oranı ve önceki anestezi ilaç oranı bilgileri girilerek ağ eğitilmiştir. Eğitim sonucunda toplam hata 10^{-17} mertebelerinde elde edilmiştir.

Bulanık sistem blokunda ise, o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranı bilgisi, o anki nabız değerinin operasyon öncesi nabız değerine oranı ve yapay sinir ağı çıkışının bir önceki anestezi seviyeye oranı giriş değişkenlerine karşılık bulanık sistem çıkışında, % ilaç oranı kestirimi yapılmıştır.

Tasarlanan Neuro-Fuzzy sistem 4 hastadan elde edilen 10 veri seti ile test edilmiştir. Anestezi seviyesine göre anestezi gaz kestiriminde, tasarlanan sistem ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

CONTROL OF SEVOFLURAN RATE WITH A NEURO-FUZZY SYSTEM IN THE INHALATION ANESTHESIA

SUMMARY

Key words: Depth of anesthesia, Neuro-fuzzy Control, EEG power spectrum.

It is a significant problem to determine and to control the anesthesia depth during general anesthesia in surgical applications. Since the depth of anesthesia can vary from one moment to another, current medical technics have not the ability of holding anesthesia depth in exact stability and in a reliable level.

EEG has been recommended in numerous studies on the determination of the anesthesia depth as a significant method. In recent years the interest in the use of EEG about the determination of the anesthesia depth has increased. A relation between anesthesia dose and various EEG parameters (EEG power spectrum, bispectral index (BIS) etc.) has been stated in the latest studies .

In this study, power spectrum of the EEG data and the heartbeat data obtained from 25 patients has been applied to the designed Neuro-Fuzzy system. The designed system has been composed of two parts; one is an artificial neural network and the other is a Fuzzy system. A backpropagation artificial neural network has been developed which contains 53 nodes in the input layer, 27 nodes in the hidden and 1 node in the output layer.

In the artificial neural network inputs, the power spectral density values corresponding 1-50 Hz frequency interval of the EEG slices which has 10 seconds of time interval, the ratio of the total of the PSD values of current EEG slice to the total PSD values of EEG slice of pre-anaesthesia , the ratio of the total PSD values of the EEG data to the total PSD values of the previous EEG data , and the previous anaesthetic gas ratio values have been applied and the network has been educated. At the end of the education total error has been found as 10^{-17} .

In the fuzzy system block, the ratio of current heartbeat to the previous one, the ratio of the current heartbeat to the pre-operation heartbeat, the ratio of the output of the artificial neural network to the previous applied anaesthetic gas have been applied as variables and in the system output gas ratio prediction has been obtained as percentage.

The designed Neuro-Fuzzy system has been tested by using 10 data set obtained from 4 different patients. In the anesthetic gas prediction according to the anesthesia level, successful results have been obtained with the designed system.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Cerrahi uygulamalarda genel anestezi esnasında, anestezi derinliğinin belirlenmesi önemli bir problemdir ve oldukça karmaşık bir konudur (Muthuswamy, Roy; 1999). Son yıllarda EEG'nin bu amaçla kullanımına olan ilgi artmıştır (Altunkan, Çömelekoğlu, Koçak, Özge, Atıcı, Oral; 2001)

Aralık analizi veya frekans analizi, temel frekansların 'sıfır karşılaşması' esasına göre yapılır. "Güç spektrumu" analizi ise EEG işaret bileşenlerinin aralık veya periyod analizine dayanır. Bugün en yaygın kullanılan yöntem (Fast Fourier Transform FFT)'dur (Da Silva, 1999).

Berger'in insan EEG'sini tanımlayan 'İşaret frekanslarının Sayısal Analizi'ne ilgi zamanla artmıştır (James, Jones; 1999). Dietsch EEG'nin kısa bölümlerinin Fourier analizini incelemiştir. Fourier analizi ile EEG işareti sinüzoidal bileşenlere dönüştürülmektedir (Arıkan, 1998).

EEG, anestezi derinliğini belirlemede önemli bir yöntem olarak pek çok çalışmada önerilmiştir (Iselin-Chaves, Flaishon, Sebel; 1998). Bispektral indeks (BIS) deneye dayalı ve istatistiksel olarak elde edilmiş bir parametredir. EEG verisinin yüksek frekanslı (30–47 Hz) bileşenlerini kullanarak elde edilen bu parametre, anestezi derinliğini belirlemede büyük önem taşımaktadır. (Gotman, Pasupathy; 1998).

Mevcut tıbbi teknikler merkezi sinir sisteminin durumunu gerçek zamanlı olarak ölçemediklerinden anestezi derinliğini tam bir kararlılık ve güvenli bir seviyede tutamazlar. Anestezi derinliği bir andan diğer ana değişebilir (Sleigh, Andrzejowski, Steyn-Ross; 1999). Etkili bir bilinç monitörü olmadan

anesteziyolojistler hastayı ağrıdan korumak için dozajı zamanında ayarlayamazlar (Nahm, Stockmanns; 1999).

EEG monitörizasyonu gerçek zamanlı olarak merkezi sinir sisteminin (MSS) iyi olma durumunu veya anestetik ilacın farmakodinamik etkisini belirlemek için kullanılmaktadır (Witte, Doering, Galicki; 1995)

EEG verisinin frekansa karşılık güç yoğunluğunu gösteren EEG spektrumu şu şekilde bandlara ayrılabilir: δ (1-3 Hz), θ (4-7 Hz), α (8-13 Hz), β_1 (14-30 Hz), β_2 (31-50 Hz).Yapılan çalışmaların sonuçları dikkate alındığında BIS'in, elektroensefalografik parametreler içinde ameliyat süresince anestetik-hipnotik derinliği belirlemede en iyi olduğu görülmektedir (Huupponen, Himanen; 2002)

EEG delta aktivitesinin artması, anestezi derinliğinin bir bulgusu olarak kabul edilir. Cerrahi müdahale sırasında toplam EEG gücü artar (Litscher, Schwarz; 1999).

BIS bilinçsizlik durumunun belirlenmesinde önemli bir parametre olmasına rağmen bilinçsizlik seviyelerinin mutlak bir ölçüsü değil, anestezi seviyesinin muhtemel durumunun bir göstergesidir (Uezono, Kamata, Nagata, Ozaki; 2002).

AEP (Auditory Evoked Potentials: İşitsel Uyarılmış Potansiyeller), bir periferik sinirin bir uyarı ile uyarılması ile EEG'de görülen voltaj değişiklikleridir. Anestezi derinliği için bir indeks olarak kullanılmıştır. Yapay sinir ağı ve bulanık mantık kullanarak, genel anestezinin kapalı döngülü kontrolü yapılmaktadır. Basit bir yapay sinir ağı, AEP indeksini öğrenerek bulanık sistemin anestezi ilaç kontrolü için, bulanık sisteme kabul edilebilir doğrulukta giriş sağlar. Bu amaçla 31 giriş, 5 çıkış ve 10 ara katman düğümlü, üç katmanlı bir yapay sinir ağı kullanılmıştır. (Allen, Smith;2001).

Anestezi esnasında yüzeysel anestezi ve farkında olma problemi ile ilgili olarak, hastanın anestezi derinliğinin yüzeysel olup olmadığını belirlemek için geriyayılmalı yapay sinir ağı kullanılmıştır. Ağ çıkışı, verilen girişler yüzeysel anestezi verileri ise

çıkış=1, değilse çıkış=0 yapılarak ağ 512 eğitim verisi ile eğitilmiştir. Eğitim veri seti içerisindeki 412 kayıt yüzeysel olmayan anestezi örneğinden, 100 kayıt ise yüzeysel anestezi örneklerinden seçilmiştir (Ranta, 2002).

MLAEP (Midlatency Auditory Evoked Potentials) aynı zamanda erken kabuk işitsel uyarılmış potansiyeller olarak da adlandırılır. MLEAP parametresi işitme korteksi ile ilgili bir parametredir. Hastanın MLAEP değerlerine bağlı olarak hastaya verilen inhalasyon anestetik yoğunluk ve anestezi seviyesinin kestirimi için 4 katmanlı bir yapay sinir ağı ile birleştirilen bulanık kontrollü sistem kullanılmıştır. Ağ, eğitim setinden ayrı bir test veri seti ile test edilmiştir (Nayak, Roy;1998).

Hastadan alınan kan basıncı ve nabız bilgilerini kullanarak anestezi ajan, sevofluran, için bulanık mantık kontrollü bir sistem tasarlanmıştır. Bu sistem için 2 saatten daha az süren 25 cerrahi operasyon verileri kullanılmıştır. Ortalama yaşları 43 olan 15 erkek, 10 kadın hasta seçilerek operasyon süresince beşer dakikalık aralıklar kan basıncı, nabız ve verilen anestezi ajan oranı bilgileri kaydedilmiştir. Tasarlanan bu sistem ile çalışmada hedeflenen hastanın konfor ve güvenliği, anestezi ajan dozajının verimli kullanımı, ameliyat maliyetinin düşürülmesi, anesteziistin yönlendirilmesi amaçlanmıştır (Yardımcı, Ferikoglu, Hadimioglu; 2001)

Anestezi esnasında hastalardan 5 dakikada bir alınan nabız, kan basıncı veri örnekleri ile eğitilen bir geri yayımlı yapay sinir ağı 7 girişli 1 çıkışlı olarak tasarlanmıştır. Anestezi gazı oranı bir önceki adımda uygulanan anestezi oranına ve o anki kan basıncı ve nabız değerlerine bağlı olarak belirlendiği için bir önceki anestezi gazı oranı geriyayımlı ağa verilen örnek giriş değerlerinde kullanılmıştır. Ayrıca hastanın normal kan basıncı ve nabız değerlerine göre bu değerlerdeki değişim oranları önemli olduğu için her bir giriş dizisine hastanın kendi normal nabız ve kan basıncı değerleri de eklenmiştir (Ferikoğlu, Tosun, Unal, Saraoğlu, Yardımcı; 2004).

Bu çalışmada anestezinin idame safhasında anestezi derinliğinin belirlenmesi ve o anki uygulanacak anestezi gaz seviyesinin kestirimi için Neuro-Fuzzy bir sistem

tasarlanmıştır. Bu sistem yapay sinir ağı bloğu ve bulanık sistem bloğu olmak üzere iki bloktan oluşturulmuştur. Bu sistemde giriş katmanında 53 giriş, ara katmanda 27 düğüm ve çıkış katmanında 1 çıkış düğümü bulunan geri yayımlı bir yapay sinir ağı (YSA) geliştirilmiştir. Yapay sinir ağı girişlerine 10 saniyelik EEG dilimlerinin spektral güç yoğunluğu (PSD) değerlerinin 1-50 Hz frekans aralığına karşılık gelen değerleri, o anki EEG diliminin PSD değerlerinin aynı aralığındaki toplam gücünün, anestezi öncesi alınan EEG diliminin PSD değerleri toplamına oranı, aynı şekilde EEG verilerinin PSD değerleri toplamının önceki EEG verilerinin PSD değerlerinin toplamına oranı ve önceki anestezi ilaç oranı bilgileri girilmiştir.

Tasarlanan sistemin bulanık bloğunda ise, o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranı bilgisi, o anki nabız değerinin operasyon öncesi nabız değerine oranı ve yapay sinir ağı çıkışının bir önceki anestezi seviyeye oranı giriş değişkenlerine karşılık bulanık sistem çıkışında, % ilaç değişimi kestirimi yapılmaktadır.

BÖLÜM 2. ANESTEZİ

Anestezi, AN (olumsuzluk) eki ve ESTEZİ (duyu, his) sözcüğünden oluşur ve duyarsızlık, hissizlik demektir. Anestezi, bilinç kaybı ile birlikte veya bilinç kaybı olmadan his ve duyumların kaybı anlamına gelir. Cerrahi müdahaleler ve bazen de doğumda ağrıyı yok etmek ve hasta için en uygun şartların sağlanması amacıyla uygulanan yöntemlerin hepsine verilen addır.

1846'da Oliver Wendell Holmes, Morton'a yazdığı mektupta anestezi kelimesini önerdi: “Bu duruma anestezi adının verilmesi gerektiğini düşünüyorum. Bu, özellikle dokunma duyusunda olmak üzere hissiyat kaybını ifade eder”. Fakat bu kelime milattan 400 yıl önce de Plato tarafından hislerin yokluğunu tarif ve milattan sonraki I.yüzyılda ise Dioscorides tarafından fizik duyguların yokluğunu ifade amacı ile kullanılmıştı (Elar, 1986).

Ağrı hissinin kaybolmasının yanında anestezi, ameliyat ile ortaya çıkan stresi, korkuyu ve anksieteyi kontrol etmeyi amaçlar. Tıp dünyasında son 150 yıldır anestezi ile ameliyatlar yapılmaktadır. Böylece ameliyatlar hasta için ağrısız ve hatırlanmayan işlemlerdir. Başlangıçta anestezinin amacı, sadece cerrahi ağrıyı ortadan kaldırmak iken, günümüzde bunun dışına çıkmış ve cerrahi dışında uğraş alanları da doğmuştur. Gelişmeler sonucu, günümüzde hemen her türlü ameliyat yapılabildiği gibi; cerrahi anestezi dışında, ağrı tedavisi, yoğun bakım ve reanimasyon üniteleri ve bazı merkezlerde kan bankaları anesteziğin uğraş alanları arasına girmiştir.

2.1 Anestezi Yöntemleri

2.1.1. Lokal Anestezi

Belirli bir bölgede, bilinç kaybı olmaksızın, duyunun kalkması söz konusudur. Bu belirli bölge, yerel infiltrasyonda olduğu gibi çok küçük veya epidural, spinal anestezideki gibi çok geniş bir alan olabilir. Geniş bir alanın tutulduğu bloklar,

genellikle bölgesel veya rejional anestezi, daha sınırlı alanları tutan bloklar da lokal anestezi olarak ifade edilir.

2.1.2. Epidural Anestezi

Epidural anestezi vücudun belirli bir bölgesindeki ağrı iletimini durduran bölgesel ya da sınırlı uyuşturma türlerinden birisidir. Anestezi uzmanı bir doktor tarafından uygulanır. Doğum ağrısını kontrol altına almanın en etkili yöntemi olmakla birlikte sadece bu amaçla kullanılmaz.

2.1.3. Sıpinal Anestezi

Anestezik ve ağrı kesici maddelerin çok ince bir iğne ile dura zarının çevresine değil de zarı geçtikten sonra omuriliği çevreleyen subaraknoid boşluğa girilir ve beyin omurilik sıvısının geldiği gözlemlendikten sonra sipinal sıvının içine ilacın verilmesi ile gerçekleştirilir.

Epidural anestezinin etkisi yaklaşık 15-20 dakika içinde başlar ve uzun süre devam edebilir. Oysa sipinal anestezi hemen etki eder ancak etkisi daha kısa sürelidir. Bu nedenle sezaryen ameliyatlarından önce hem epidural hem de sipinal anestezi bir arada yapılır buna kombi ya da kombine anestezi adı verilir.

Genel anestezi ile epidural (ve spinal) anestezi arasındaki en önemli fark genel anestezinin operasyon süresince tam bilinç kaybına yol açması, diğer iki yöntemde ise bilincin genellikle tümüyle açık olmasıdır.

2.1.4. Çocuk Anestezisi

Normal şartlarda genel anesteziye damar yolu açılarak başlanılır. Çocuklar korku ve endişe duyduklarından dolayı genelde damar yolu açılmasına izin vermezler. Bu nedenle çocuklarda anesteziye maske ile anestezik gazların solunumu, anestezik madde katılmış meyve suyu içirilmesi veya kas içine yapılan anesteziklerle başlanır.

2.1.5. Nörolept anestezi

Herhangi bir nöroleptik madde ve anestezik etkili bir fenantreni kombine ederek

yapılan anestezi çeşididir. Genellikle fentanil ve droperidolun beraber kullanımı analjezi ve amnezi oluşturur, nörolept analjezi olarak bilinir. Bu karışıma nitroz oksit eklendiğinde nörolept anestezi oluşur.

2.1.6. Genel anestezi

Genel anestezi, geçici bilinç kaybı ile birlikte duyu fonksiyonlarının ortadan kalkmasıdır. Alman tıbbında ve Türkiye’de genel anestezi deyimi yerine “Narkoz” da denilmektedir. Narkoz, anestezi ile eş anlamlı gibi görülüyor olsa da, tam bilinç kaybı olmadan, duyarlılığın ileri derecede ortadan kalkmasıyla oluşan belirgin uyuşma halidir. Genel anestezi, anestezik maddeler ile tüm vücutta ağrı duyusunun kaybı ile karakterli bir bilinçsizlik durumu meydana getirilmesi olarak da tanımlanır (Elar,1986). Hayati fonksiyonlarda bir değişiklik olmadan, geçici bilinç kaybı ve refleks aktivitede azalma ile karakterizedir. Genel anestezi sırasında santral sinir sisteminde sırasıyla: Kortikal ve psişik merkezler, bazal gangliyonlar ve serebellum, medulla spinalis, meduller merkezler etkilenir. Genel anestezik maddeler vücuda: İnhalasyon yoluyla, İntravenöz yolla, intramüsküler yolla, ağız ve rektal yolla uygulanır.

Genel anestezinin uygulandığı durumlar:

- 1)Bebekler ve küçük çocuklar.
- 2)Lokal veya regional anestezi altında emniyetle yapılabileceğine değin önerilere rağmen genel anesteziyi tercih eden erişkinler.
- 3)Geniş kapsamlı cerrahi girişimler,
- 4)Mental bozukluğu olan hastalar.
- 5)Lokal anesteziklerin etki sürelerinin kısıtlı olması nedeni ile uzun cerrahi girişimler.
- 6)Lokal anestezinin uygun ve yeterli olmadığı cerrahi girişimler.
- 7)Lokal anesteziye karşı bir toksik veya allerjik reaksiyon anamnezi veren hastalar.
- 8)Antikoagülan tedavi görmekte olan hastalar.

2.2. Anestezi klinik safhaları

John Snow 1846–1858 tarihleri arasında kloroform veya eter verilen hastalarda, anestezi derinliğinin belirlenmesine yardımcı olacak bazı belirtiler tanımlamıştır. Bunlar arasında, solunumun ritmik hale gelmesi konjunktival reflekslerin kaybı, interkostal kas aktivitesinin giderek kaybolması, göz küresinin giderek sabitleşmesi sayılabilir. 1920'de Guedel bunları daha da geliştirerek genel anestezi sırasında 4 safha ve 3. safhada 4 basamak tanımlamıştır. Bu safhalar çok yavaş gelişen ve her değişikliğin sıra ile izlenebildiği eter anestezisi için tanımlanmış olup, günümüzde pratik önemini büyük ölçüde yitirmiştir (Esener,1991).

A) Analjezi ve amnezi safhası: Anesteziğin uygulanmasından bilinç kaybına kadar sürer. İstemli hareketler giderek azalır. Pupillerde hafif genişleme, nabızda hızlanma, analjezi, bilinç bulanıklığı, solunumda yavaşlama, kan basıncında düşme olabilir.

B) Delirium veya eksitasyon safhası: Bilinç kaybından cerrahi anestezi safhasına kadar sürer. Özellikle nahoş uyarılarla, değişik derecelerde eksitasyon ve istemsiz aktivite olabilir. Hasta bağırabilir, kolunu, bacağına savurabilir, çenesi kasılır, kas tonusu artar, solunum düzensizdir. Öğürme, kusma, idrar ve gaita inkontinensi olabilir. Pupiller dilate olup, tansiyon yükselir, taşikardi olur. Bu sürenin mümkün olduğunca kısa tutulması gerekir (Cullen, 1986).

C) Cerrahi anestezi safhası: İkinci safhadan, spontan solunumun durmasına kadar devam eder. Geçişin en iyi işareti, solunumun düzenli hale gelmesidir. Giderek, protektif refleksler deprese olur ve bütün kaslarda paralizi gelişir. Bu safha, derinliğine göre 4 basamağa ayrılır. Bu ayırım, solunum hareketleri, dolaşım parametreleri, göz küresi hareketleri, bazı refleksler ve pupil çapına göre yapılır. Solunum giderek deprese olur ve bu safhanın sonunda durur, pupiller geniş ve ışığa reaksiyonsuz hale gelir, gözyaşı kurur. Son zamanlarda cerrahi anestezi safhasını yüzeysel, orta derecede ve derin olmak

üzere üçe ayırma eğilimi vardır.

D) Medüller depresyon safhası: Solunumun durmasından dolaşım yetmezliğine kadar süren bir tür koma halidir ve bunu ölüm izler. Bütün refleks aktivite kaybolmuş, pupiller dilatedir. Aşırı dozaj sonucu ortaya çıkar. Bu belirtiler, modern anesteziyiklerle de kısmen izlenebilmektedir; ancak farklı farmakolojik etkileri ve etki hızları nedeniyle aynı sıra ve derinlikte olmayabilir. Özellikle yaygın olarak kas gevşetici ve ventilatörlerin kullanımı, gerek iskelet kası, gerekse solunuma ilişkin belirtileri geçersiz kılmaktadır. Ayrıca, kas gevşeticilerin kullanılması ile birçok girişimde çok derin anestezi düzeyine inmeden yeterli ameliyat şartları sağlanabilmekte, hatta bu durumda anestezinin çok yüzeysel olması bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Atropin ve morfin gibi pupilleri etkileyen ilaçlar da pupil refleksinin değerini azaltmaktadır (Fell, 1989).

2.3. Genel anestezi uygulama safhaları

2.3.1. İndüksiyon safhası

Anestezinin başlangıç safhası olup, hasta için mümkün olduğunca rahat ve hoş gidecek şekilde yapılması gerekir. Hastanın hatırlayabileceği tek safha olarak, daha sonraki uygulamalar için belirli bir deneyim oluşturur ve kötü bir indüksiyon hasta için çok ürkütücü olabilir. İndüksiyon, olayın psikolojik yönü yanında, solunum sistemi ve kardiovasküler sistemde akut ve dramatik değişikliklerin meydana geldiği safha olması nedeniyle de önemlidir. Anestezi indüksiyonu, çeşitli şekillerde yapılabilir

A) İntravenöz indüksiyon: En yaygın uygulama bir iv ajanla hızlı ve hoş bir şekilde indüksiyon sağlayıp, daha sonra inhalasyon ajanına geçmektir. Bu amaçla en çok kullanılan ilaçlar çok kısa etkili barbitüratlar, daha az olarak da, ketamin, flunitrazepam, altezin, epontol, etomidat, propofol gibi diğer iv ajanlardır. Yaklaşık dozaj mg/kg olarak hazırlanır. Ancak ilaç ihtiyacı hastadan hastaya çok değişebilir. Yeterli doz isareti olarak hastanın saymayı sürdürememesi, sözel ilişkiyi kaybetmesi veya kirpik refleksinin kaybolması sayılabilir. Ancak bu noktalar da ajana göre değişebilir. Örneğin propofol ile kirpik

refleksinin kaybı geç olarak ortaya çıkmaktadır (Elar, 1986)

B) İnhalasyon indüksiyonu: Küçük çocuklarda, şoktaki, çok yaşlı ya da damar bulmanın güç olduğu hastalarda doğrudan inhalasyon yolu ile de indüksiyon yapılabilir. Başlamadan önce işlem hastaya açıklanmalı, onun işbirliği sağlanmalıdır. Halotan (%1–3) enfluran (%1–2) veya izofluran (%1–2) oksijen/azot protoksit karışımı içinde kullanılabilir. İzofluranın keskin kokusu hastayı rahatsız edebilir.

C) İntramüsküler indüksiyon: Çocuklarda, iv yol bulmanın zor olduğu durumlarda, sahra şartlarında kullanılabilir. Ancak bu durumda da iv yol açmanın çareleri aranmalı, hava yolunun güvenliğinden emin olunmalıdır. Bu amaçla en çok ketamin kullanılır (10 mg/kg); daha önce veya birlikte atropin verilmelidir.

D) Rektal indüksiyon: Çok az da olsa kullanılmaktadır. Daha çok çocuklarda, anestezi öncesi veya bazı tanısal girişimlerde sedasyon/yüzeyel anestezi sağlamak üzere barbitüratlar verilebilir. Hangi yolla indüksiyon yapılırsa yapılsın, endotrakeal entübasyon yapılacaksa, pre-oksijenasyon yapılır ve kas gevşetici verilir (Elar, 1986).

2.3.2. İdame Safhası

İndüksiyondan sonra, anestezinin cerrahi girişim boyunca ve bu girişimin gerektirdiği derinlikte, belirli bir düzeyde sürdürüldüğü safhadır. Solunumun şekli (spontan veya kontrole), hava yolunun kontrolü (maske veya endotrakeal entübasyon), anestezik ajanlar (inhalasyon veya iv ajanlar), iv ajanların verilme şekli (bolus enjeksiyonu veya infüzyon) yöntemin özelliklerini oluşturur. Burada hasta pozisyonunun etkileri de dikkate alınmalıdır. Anestezinin devamı için günümüzde en yaygın uygulama oksijen/azot protoksit karışımına düşük yoğunlukta, etkin bir inhalasyon anestezisi eklemektir. İnhalasyon anestezisi yerine kuvvetli analjezikler veya diğer iv anesteziiklerle birlikte de kullanılabilir. Endotrakeal entübasyon ile anestezinin devamı sırasında gerekiyorsa kas gevşetici verilir ve manuel veya mekanik IPPV yaptırılması gerekir. Maske ile idame kısa

sürecek girişimlerde uygun olabilir. Baş-boyun ve mandibulanın pozisyonunun ayarlanması, airway yerleştirilmesi ile çoğu kez yeterli ventilasyon sağlanır. Maskenin bir baş bandı ile yüze tesbiti, anesteziistin işini kolaylaştırır. Bu uygulama sırasında, ventilasyon güçlüğü, yetersizliği olabileceği, cerrahinin uzayabileceği hatırd tutularak her an entübasyon yapabilecek şekilde hazırlıklı olmak gerekir. Ortam havasının kirlenmesi daha fazladır (Goddard, 1982).

2.3.3. Sonlandırma ve ayılma safhası

Anestezi süresince olduğu gibi, sonrasında da sorunların çoğu hava yolu ve solunumla ilgilidir. Son yıllarda anestezinin kesilmesinden sonra bilincin kazanılmasındaki hızlanma, ayılma odalarının yaygınlaşması ve daha iyi organize olması nedeniyle, post operatif mortalitede önemli azalma olmuştur. Anesteziden ayılma kullanılan yöntemlere göre farklı şekillerde olur (Feeley, 1986).

A) inhalasyon anestezisinde: Girişim sonunda, etki hızına bağlı olarak kesilir. Modern inhalasyon anestezikleri kullanıldığında ayılma, ajanın yağda erirliği ve anestezi süresine göre değişmekle birlikte olguların çoğu 10 dakika içinde hava yolunu koruyabilecek duruma gelir. Ayılma hızı izofluran > enfluran > halotan > azot protoksit şeklinde ifade edilebilir. Bu ajanlardan ayılma sırasında bir kas spazmı dönemi görülür. Bu sırada airway etkisi ile dişler hasar görebilir.

B) İv anestezisinde: Tek başına kullanıldıklarında ayılma süresi doza bağlıdır. 500 mg'ı aşmayan dozda tiopental kullanıldığında ayılma hızlı iken, yüksek dozlarda refleksler deprese olur, ayılma uzar.

C) Kas gevşetici kullanıldığında: Kas gevşetici ve anestezik/analjezik bileşimleri en çok kullanılan idame yöntemidir. Bu yöntemle inhalasyon anestezisi ihtiyacı azaldığından, hastanın daha hızlı uyanması beklenirse de kullanılan diğer narkotik, iv anestezik ve benzeri ilaçlar bunu geciktirebilir. Non-depolarizan kas gevşetici kullanılmışsa antagonize edilir. Rezidüel kas gevşetici etkisi ve sinir-kas iletimi bir sinir stimülatörü ile anestezik etkiden ayırt edilmelidir (Feeley, 1986).

2.4. İnhalasyon anestezikleri

Bilinen ilk inhalasyon anesteziği olan dietil eter 1540'ta hazırlanmış; daha sonra eter yağı adı verilmiş, analjezik etkisi Faraday tarafından farkedilmiş ve 1772'de Priestley tarafından sentez edilmiştir. Anestezi amacı ile kullanımı ancak 1840'lı yıllarda olmuştur. Azot protoksit de aynı tarih ve dönemlerde geçmiştir. Daha sonra, diğer birçok inhalasyon anesteziği kullanıma girmiştir. Ancak bunların hiçbiri, ideal bir inhalasyon anestezisinden beklenen kimyasal saflık ve stabilite, vücutta metabolize olmama, organa özel toksik etki taşımama, hızlı indüksiyon ve eleme sağlayacak olan düşük kan/ gaz partisyonu, yanıcı olmama, uzun vadede çalışanlar üzerinde olumsuz etkisi olmama, hoş kokulu ve non-irritan olma, vital fonksiyonlara minimal etki, gibi özelliklerin hepsini taşımamaktadır (Elar, 1986).

2.4.1 Azot protoksit (nitrous oxide)

Anestezik gücü en düşük gaz olan azot protoksit (N_2O) en sık kullanılan inhalasyon anesteziğidir. Anestezide kullanılan yegâne inorganik gazdır. Basınç altında sıvılaştırılmış haldedir ve ayırt edilebilmesi için mavi renkli çelik tüplere konur. Tüpten çıkınca tekrar gaz hale döner. Renksiz ve tatsız olan gazın hafif ve hoş bir kokusu vardır (Elar, 1986).

Azot protoksit diğer bir veya birkaç genel anesteziikle birlikte kullanımı yaygın olan zayıf bir anesteziktir. Kas gevşeticiler olsun veya olmasın çoğu zaman narkotiklerle birlikte kullanılır. Yeterli kyoğunlukta oksijen sağlanması halinde azot protoksit çok emin bir anesteziktir. Hızlı bir indüksiyon ve derlenme sağlar. Güçlü bir analjezik etkiye sahiptir. Kusturucu değildir. Yanıcı ve patlayıcı değildir. Azot protoksit ve azotun, basınç değişiklikleri oluşturan farklı eriyebilirlikleri yüzünden, orta kulak mekaniğinde, operasyon sonrası işitme kaybına yol açtığı sanılan bir değişiklik oluşur. Günümüzde bu anestezik maddenin metabolize edildiğini gösterir bir kanıt mevcut değildir (Elar, 1986).

2.4.2. Enfluran (Enflurane)

Enfluran (Ethrane) berrak, renksiz, etere benzeyen hoş bir kokusu olan istikrarlı bir volatil sıvıdır. Güçlü bir inhalasyon anesteziğidir. Anestezik gücü halotan'ın yarısı

kadardır. Fiziksel, farmakolojik ve klinik özellikleri halotana benzer. Özellikle hipokapni varlığında anestezinin derinleşmesi ile santral sinir sistemi eksitasyonu oluşabilir. Fakat bu, anestezinin yüzeyleştirilmesi ile yan etkisi olmadan geçirilebilir.

İnsanlarda cerrahi sahadaki kanamayı kontrol altına almak amacı ile uygulanan epinefrin enjeksiyonları ile aritmilerin gelişmesi ihtimali enfluran veya isofluran anestezileri sırasında, halotan anestezisi altındakine kıyasla, çok daha düşüktür (Wabba, 1980).

Bu anetzik uygulandığında Serebral kan akımı, intrakranial basınç artar. Enfluran serebrospinal sıvı yapımını artırır. EEG' de yüksek voltaj, yüksek frekanslı değişikliklere neden olur. Enfluran serebral metabolik hızı azaltır (Wabba, 1980).

2.4.3. İzofluran (Isoflurane, Forane)

Enfluranın izomeri olan bir metil etil eter olup, onun birçok özelliklerini taşır. İzofluran 1965'te Terrell tarafından sentezlenmiş ve 1971'de klinik kullanımı başlamıştır. MAC değeri oksijen içinde 1.15, % 70 azot protoksit içinde 0.56'dır. Partisyon katsayıları, kan: gaz için 1.4, su: gaz için 0.6, yağ dokusu: gaz için 94.5'tur (Wade, Stevens; 1981).

Isofluran anestezisi sırasında adale seğirmesi veya konvülsiyonlar gibi anormal motor aktivite görülmez. Hastalar bu ilacı iyi tolere ederler. İndüksiyon ve derlenme hızlıdır. İrritasyon ve sekresyon yoktur. Bronkodilatatördür. Çok iyi bir kas gevşemesi sağlar. Kalp ritmi son derece istikrarlı seyreder. Yanıcı ve patlayıcı değildir. Kardiyovasküler sistemi deprese eder. Anestezi derinleştikçe nabız hızı biraz yüksek kalırken, kan basıncı düşme eğilimi gösterir. Titreme yapar. Erken veya geç dönemde karaciğer hasarına neden olması ihtimali vardır. (Wade, Stevens; 1981).

2.4.4. Desfluran

Desfluran bir metil etil eter olup kan: gaz ayrışma katsayısı düşüktür. Bu özellik

indüksiyon ve ayılmanın hızlı olmasını, yağda erirliğinin az olması da etkinliğinin azlığı ve MAC değerinin yüksekliğini açıklar. MAC değeri çeşitli deneklerde % 5,7–10 arasındadır, insanda kullanımına ilişkin veriler yetersizdir. İlk klinik uygulama 1990'da Jones ve Ark tarafından yapılmış ve MAC değeri %5 dolayında bulunmuştur. Doza bağımlı olarak sistemik vasküler direnç ve kan basıncı düşer. Yüksek yoğunluklarda kalp hızı, santral venöz basınç ve pulmoner arter basıncı artar. Hızlı indüksiyon ile kalp hızı, kan basıncı ve katekolamin düzeyleri artar. İzoflurana göre desfluranın bu etkisi daha fazladır. Koroner kan akımını artırmaz. Serebral vasküler direnci azaltır, serebral kan akımını artırır. Kafa içi basınç artar, hiperventilasyon ile bu etki önlenir. Serebral O₂ tüketimini azaltır. EEG değişiklikleri izoflurana benzer.

2.4.5. Sevofluran

İdeal bir inhalasyon anesteziği bulma konusundaki çalışmalar sürmektedir. Bunlar içinde halojenli eter olan Sevofluran ve defluran ile ilgili çalışmalar sayılabilir.

Sevofluran, 1970'te izole edilmiş, 1975'te ilk klinik uygulaması bildirilmiş bir metil propil eter'dir. MAC değeri % 2 olan, mevcut inhalasyon anesteziklerinden daha hızlı etkili, kardiovasküler ve solunum sistemine istenmeyen etkileri daha az bir ajandır. Pahalılığı nedeniyle ABD'de kullanımından vazgeçilmiş, ancak 1987'de Japonya'da tekrar kullanılmaya başlanmıştır. Metoksiflurana benzer şekilde metabolize olur, ancak ondan daha az florür açığa çıkar. Hafifçe miyokard depresyonu yapar. Sistemik vasküler direnç ve arterial kan basıncındaki düşme desfluran ve izoflurandan daha azdır. Solunum hızını artırır, tidal volümü azaltır. CO₂ ' e cevabı baskılar. Solunumu deprese eder. İzofluran gibi bir bronkodilatördür. İnorganik F düzeylerinin artmasına bağlı nefrotoksisite görülebilir. Respiratuar gaz ısısının artması A-bileşiğinin akümüle olmasını artırır. Düşük akımlı anestezi, kuru baryum hidroksit absorbanlar, yüksek sevofluran yoğunluğu toksik ürünü artırır. Taze gaz akımı 2 L/dk. dan az olmamalıdır.

2.5. Yüzeyel anestezi ve farkında olma (Awareness)

Farkında olma (awareness), hastanın ameliyat sırasında uyanık olduğunu veya kötü

rüyalar gördüğünü hatırlamasıdır (Isaac, Rosen; 1990). O sırada hasta hareketsiz olduğu için bu durumu belirtememektedir. Uyanık olma (wakefulness), ise hastanın uyanık olması ve bunu hareketleri ile belli etmesidir. Hasta bu durumu sonradan hatırlamayabilir (Russell, 1986).

Özellikle kas gevşeticilerin kullanımı ile çok derin anestezi ihtiyacının kalkması ve sezaryen girişimi gibi girişimlerde fetal ve neonatal depresyon endişesi ile anestezi yüzeysel tutulmaktadır. Bu durumda hastanın olayları fark etmesi söz konusu olabilir. Bu da indüksiyon, idame veya ameliyatın sonlarına doğru olabilir. İndüksiyon sırasında yetersiz dozda damar içi indüksiyon ajanını takiben verilen kas gevşetici ile hastanın hareketsiz hale gelmesi; tekrarlanan ve uzayan entübasyon girişimleri sırasında sadece kas gevşeticinin tekrarlanması; yeterli dozda damar içi ilaç verilse de inhalasyon ajanının yeterli düzeye ulaşmasında bir gecikme sonucu damar içi ajanı etkisinin geçmesi ile hasta olayların farkına varabilir (Rosenberg, Clofine, Bialik; 1981).

Anestezinin devamı sırasında total iv anestezi kullanılıyorsa, ilacın plazma düzeyinin yetersiz olması; inhalasyon anestezisi kullanılırken devrede olabilecek bir kaçak; ventilatör kullanılıyorsa buradan olabilecek kaçak veya gazların iyi ayarlanamaması; sık sık oksijen bypass'ının kullanılması; azot protoksitin bitmesi gibi etkenler söz konusu olabilir (Jones, 1989).

Sezeryan girişimlerinde de ya yetersiz dozda indüksiyon ajanı vermekle veya bebeğin çıktığı sırada görülmektedir. Girişim sonunda anestezinin çok erken kesilmesi ile cilt dikişlerinin atıldığı sırada hasta olayların farkında olabilir. Kas gevşetici etkisindeki hastada olayın tanısı oldukça güçtür. Olguların çoğunda amnezik etki ile olayın hatırlanmaması; hipertansiyon ve terleme gibi otonom cevapların, diğer nedenlerle de ortaya çıkabilmesi çeşitli ilaçlarla modifiye edilebilmesi de güçlüğü artırmaktadır (Schultetus, Hill, Dharamraj; 1986).

Bu konuda EEG, serebral fonksiyon monitorları, EMG ve uyarılmış potansiyeller, elektoretinogram, özofagus alt ucu kontraktilitesi ve cildin iletkenliğindeki değişikliklerden yararlanmak için araştırmalar sürmektedir (Isaac, PA, Rosen, 1990).

2.6. Anestezi cihazı

Anestezi cihazı inhalasyon anesteziklerinin uygulanmasında kullanılır. Anestezi cihazının elemanları; basınçlı oksijen ve anestezi gaz tüpleri, basınç indirgeyici valvler, akışölçerler, vaporizatörler, karbondioksit absorpsiyon sistemi, inspirasyon ve ekspirasyon valvleri, kaçak valvi, rezervuar balon, solunum hortumları ve yüz maskeleridir (Carr, Brown, 1993)



Şekil 2.1. Anestezi cihazı

BÖLÜM 3. İZLEME VE ÖLÇÜM

Anestezi ve cerrahi sırasında, değişik derecelerde de olsa, fizyolojik fonksiyonların hemen hepsi hem anesteziye hem de cerrahiden etkilenmektedir. Dolayısıyla bu etkilerin izlenmesi, ölçülmesi ve kaydedilmesi gereği ortaya çıkmaktadır. Aynı gereklilik, çok sayıda organ fonksiyonu bozulmuş veya bozulabilecek yoğun bakım hastaları için de geçerlidir. Günümüz teknolojisi ile fizyolojik fonksiyonların çoğunu izlemek mümkün olmaktadır. İzleme ile ölçüm arasında, küçük de olsa, önemli bir fark vardır. Ölçümde belirli bir değişkenin, belli bir zamandaki değeri söz konusu iken, izlemede (monitoring) ölçümü yapılan değişkene ait değerler, grafik şeklinde veya sayısal olarak bir osiloskop, kayıt sistemi, katod ışıklı bir tüp, ya da daha basit olarak anestezi fişinde sürekli olarak görülmektedir. Bu işlevleri yerine getiren aletlere, de Monitör denmektedir (Esener, 1991).

Daha önceleri, hastanın izlenmesi, bir EKG monitoruna bağlanması ile eşanlamlı olarak kullanılmakta iken, günümüzde bu kavramın sınırları genişlemiş; bu amaçla kullanılan aygıtlar da işlevlerine göre, kan basıncı, kardiyak, nabız, solunum, kan gazı vs monitörü olarak ifade edilmeye başlanmıştır. Monitörlerin, çok özel fonksiyonları göstermek dışında, önemli özelliklerinden biri de, ölçülen değerlerin, belirli ve bizce kararlaştırılan sınırlar dışına çıkması halinde alarm verebilmesidir. Diğer ve yeni bir özellik de, belli zaman dilimleri içinde ölçülen değerlerin seyri (trend) 'nin görülebilmesidir. Anestezi ve cerrahi sırasında, hastanın vital fonksiyonlarının izlenmesi dışında, kan, oksijen vs gibi ihtiyaçlarının belirlenmesi, kullanılan araç, gerecin kontrol edilmesi ve izlenmesi de gerekmektedir. Örneğin, anestezi devresindeki oksijen, karbondioksit veya anestezi yoğunluklarının ölçülmesi gibi. Bu amaçlarla, çok çeşitli monitörler kullanılmaktadır. Ancak bu aygıtların, sağladıkları Faydaları yanında, risk ve zararları da vardır (Esener, 1991).

3.1. İdeal Bir Monitörün Özellikleri

- Bağlantı için hastada bir girişim gerektirmemeli, yani non-invaziv olmalıdır.

- Hastada fizyolojik ve psikolojik değişiklik yapmamalıdır.
- Güvenilir olmalı, görüntü ve veriler kolay görülüp, yorumlanabilmelidir.
- diğer aygıtlarla birlikte kullanılabilir olmalı; maliyet ve bakımı ucuz olmalıdır.
- Hasta ile ilgili veya hasta üzerinde yapılacak işlemleri güçleştirmemelidir. Ancak günümüzde bu şartların tamamını taşıyan bir izleme yöntemi henüz yoktur. Diğer önemli bir konu da, hiçbir monitör verisinin, hastanın klinik durumunu dikkate almadan tek başına değerlendirilmemesidir (Bushman, 1989).

3.2. İzlem Yöntemlerinin Tipleri

İzlem yöntemleri çok sayıda olup, izlenen sistem veya yöntemin tipine göre gruplandırılabilir. En çok kullanılan ayırım hastadaki etkisini de dikkate alan invaziv ve non-invaziv şeklindeki ayırımdır. Buna göre;

A) Non-invaziv yöntemler: Fizik muayene, indirekt kan basıncı ölçümü, EKG, EEG, transkütan kan gazı tayini, radyolojik inceleme ve solunum havasındaki gazların tayini gibi hastada bir girişim gerektirmeyen işlemlerdir.

B) İnvaziv yöntemler: Arteriel veya venöz kan örneği gerektiren, iğne elektrotu, rektal ısı probu, idrar sondası, arteriel ve santral venöz kateter, intrakardiyak, transkardiyak, subaraknoid ve intrakranial probe kullanılan bütün işlemlerdir.

Pratikte üç tip veya aşamalı izleme söz konusu olabilir;

A) Rutin izleme: Hastanın fizyopatolojik durumu ne olursa olsun her hastada uygulanır ve vital bulguları değerlendirmeyi amaçlar. Temel fizik muayene yöntemlerine dayanır. İnspeksiyon ile cilt, tırnak yatağı, cerrahi alanın rengi, kanama miktarı, kas gevşemesi, pozisyonun zararlı etkileri, hastanın istemli veya istemsiz hareketleri ve gözler (pupil çapı, refleksleri, konjunktiva rengi ve ödem yönünden) incelenir. Palpasyonla ısı değişiklikleri; ödem, hematoma ve amfizem yönünden cilt; doluluk, hız ve ritim yönünden nabızlar ve kas tonusu, perküsyonla da mesane distansiyonu, mide distansiyonu ve pnömotoraks belirlenebilir. Oskültasyon solunum, kalp sesleri ve kan basıncının izlenmesini mümkün kılar. Rutin izleme için anesteziistin kendisine ek olarak prekordiyal veya özofageal

stetoskop, tansiyon aleti ve mümkünse kardiyak monitör ve termometre yeterlidir.

B) Özel izleme: Belirli bir patolojik durumun (diabette kan şekeri izlenmesi) veya özel bir uygulamanın (hipotermi gibi) gerektirdiği izleme şeklidir.

C) Ayrıntılı(ekstensif) izleme: Genel durumu çok kritik hastalar veya kardiyopulmoner by-pass gibi bütün organların fonksiyonunun etkilenebileceği girişimlerde bütün önemli organ fonksiyonlarının izlenmesine yönelik izlem şeklidir. Anestezi hastasını nasıl izleyeceğine karar verirken, bu işlemlerin getirdiği faydalar ile riskleri, maliyeti, ilave çalışmayı ve aletlerin bağlanıp ayarlanması için geçecek süreyi dikkate almalıdır. En önemlisi de bunların hiçbirinin kendinin yerini alamayacağını bilmeli, aygıtları iyi tanımalı ve verileri yorumlamasını iyi bilmelidir. Bazı ülkelerde belirli şartlarda kullanılması zorunlu izlem yöntemleri standartlar olarak belirlenmiştir (Esener, 1991).

3.3. Sistemlerin İzlenmesi

3.3.1. Kardiovasküler sistemin izlenmesi

3.3.1.1 Nabız

En basit yol nabzın palpe edilmesidir. Buradan kalp atımlarının hızı, ritmi ve karakteri belirlenebilir. Bu izlem, bir stetoskop ile sürekli hale getirilebilir. Özellikle, baş ve boyundaki cerrahi girişimlerde ve çocuklarda bir prekordial stetoskop tesbiti, bazı durumlarda da özofageal stetoskop yerleştirilmesi uygun olur. Nabzın izlenmesinde bir doppler aygıtı da kullanılabilir. Bu aygıt, özellikle bebeklerde, kan basıncının düşük ve nabzın hissedilmesinin güç olduğu durumlarda yararlı olmaktadır. Nabız monitorları, Kulak veya parmağa tesbit edilen bir elektromekanik veya optik transducer aracılığı ile nabız ışık veya ses şeklinde sürekli olarak izlenebilir. Özellikle nabız palpasyonunun güç olduğu küçük çocuk ve bebeklerde yararlı olabilir.

3.3.1.2. Elektrokardiografi

Kalbin elektriksel aktivitesini kaydederek, kalp hızı, ritmi ve miyokardın

oksijenasyonu ile ilgili bilgileri, bir monitorda izlemek veya yazdırmak mümkündür. Bu yolla, hastanın aldığı ilaçların, anesteziklerin ve elektrolitlerin de kalbe etkisi izlenebilir (Bahar, 1989).

3.3.1.3. Arteriel Kan Basıncı

Arteriel kan basıncı, doğrudan veya dolaylı yolla ölçülebilir.

A) Doğrudan ölçüm yöntemleri: Kolay ve non-invaziv olup, daha basit aletler gerektirdiğinden, yaygın olarak kullanılmaktadır. Burada esas, bir ekstremiteye uygulanan manşonun, arteriel kan akımını durduracak şekilde şişirilmesinden sonra, yavaş olarak indirilmesi sırasında, arteriel akımın başladığı noktayı, yani sistolik basıncını belirlemektir. Bu nokta, nabzın palpe edilmesi (palpatuar yöntem), dinlenmesi (oskültatuar yöntem, Korotkoff sesleri) veya ossilasyonların izlenmesi (ossilotonometrik yöntem) ile belirlenebilir (Cahalan, Little, Botvinick; 1987).

B) Direkt arteriel kan basıncı Ölçümü: Kan basıncının atım-atım (beat to beat) izlenmesini mümkün kılar. Özellikle kan basıncında hızlı ve ani değişikliklerin olabileceği, ölçümlerin hassasiyetinin önemli olduğu girişimler sonrası ve sonrasında, dolaşımın pulsatil olmadığı kardiopulmoner by-pass süresince, şiddetli vazokonstriksiyon nedeniyle periferik nabızların alınamadığı durumlarda izlenmesi gerekir.

3.3.1.4 Kardiak Çıkış (CO) Ölçümü

Kardiak çıkış, oksijen tüketimi (Fick prensibi), boya dilüsyonu veya termodilüsyon yöntemleri ile ölçülmektedir. Bazı formüller kullanarak kan basıncı değerlerinden de hesaplanabilir. Kardiyotorasik girişimler sırasında ve sonrasında santral venöz ve pulmoner basınçların izlenmesi için yerleştirilen üç yollu kateter kardiak çıkış'ın da sık sık ölçülmesi imkânını sağlar. Swan-Ganz kateterinin bir lumeninden ısı bilinen soğuk serum enjekte edilir. Bunun distalinde pulmoner arter içindeki termistor'dan tespit edilen ısı ile farkından (termodilüsyon) bir mikrobilgisayarla kardiak output hesaplanır (normal değer

5–6 l/dk) Bu uygulama kateterin geliştirilmesi ve daha kolay yerleştirilebilmesi nedeniyle giderek artmaktadır. Kardiak çıkış'ın niceleyici anjiyografi, izotop dilüsyon analizi, substraksiyon anjiyografisi, ekokardiografi ve Doppler flow-metresi gibi yöntemlerle non-invaziv yolla ölçülebilmesi için çalışmalar vardır (Burton, 1969).

3.3.1.5. Ekokardiografi

Son yıllarda mikroelektronik alanındaki gelişmeler sonucu, non-invaziv yolla, vücudun birçok yeri ile ilgili anatomik ve fizyolojik bilgiler elde edilebilmektedir. Bu yöntemlerin en önemlilerinden biri ekokardiografidir. Burada 2–2,5 MHz frekanslı ultrasound işareti kullanılarak, akustik geçirgenliği farklı kardiak yapılar incelenmektedir. Bu yöntemle, kalp odacıkları ve valvüler yapılar kolaylıkla incelenebilir. Diastol sonu ventrikül çapları ve EKG ile anında kayıtlarla ejeksiyon hızları belirlenerek non-invaziv yolla ventrikül fonksiyonu da değerlendirilebilir. Pre-kordial veya özofageal probe kullanılarak ameliyathanede de bu yöntemden yararlanılabilir. Yeni bir yöntem olan iki yönlü transözofageal ekokardiografi (TEE) ameliyat sırasında ve yoğun bakımda iyi bir non-invaziv hemodinamik monitör olarak yaygınlaşabilir.

3.3.1.6. Doku pletismografisi

Genellikle parmağa yerleştirilen bir manşon aracılığı ile hem buradaki perfüzyonun yeterliliği, hem kalp hızı ve ritmi hakkında bilgi verir. Bu yolla sistolik basınç da ölçülebilir. Hasta hipovolemik veya hipotermik iken, nabızı tam olarak alamaması sakıncası vardır.

3.3.1.7. Nabız oksimetresi (pulse oximetry)

Hipoksinin erken tanısı amacı ile Özellikle pediatrik hastalarda ve operasyon sonrası dönemde giderek daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Hem pletismografin işlevini görür, hem de Hb'in sürekli ve non-invaziv olarak oksijen satürasyonunu gösterir. Özellikle hipoksi ihtimalinin yüksek olduğu tek akciğer anestezisi, operasyon sonrası bakım, sedasyon teknikleri, CPR sırasında ve genel durumu bozuk hastalarda kullanımının rutin hale getirilmesinde yarar vardır. Anestezistin

hastadan uzakta kaldığı durumlarda ve karanlık ortamdaki uygulamalarda çok yararlı olabilir. Ancak bu aletin sadece oksijen satürasyonunu gösterdiği ve satürasyonun normal sınırlarda olmasının doku oksijenasyonunun yeterli olduğunu göstermeyebileceği hatırdan çıkarılmamalıdır (Tremper, Barker;1989).

3.3.1.8. Böbrek fonksiyonu

İdrar miktarı böbrek fonksiyonu yanında, kardiovasküler fonksiyonun da iyi bir göstergesidir. Büyük cerrahi girişimler sırasında, kardiyak, renal veya vasküler bozukluğu olan hastalarda veya torasik aortaya klempt konacağı zaman, saatlik idrar akımının izlenmesi gerekir. Böbrek fonksiyon bozukluğu olan veya doğrudan böbreği ilgilendiren bazı durumlarda serum kreatinin, idrar sodyum ve ozmolalitesini de izlemek gerekebilir.

3.3.2. Solunum Fonksiyonlarının izlenmesi

Klinik olarak solunumun yeterliliği, mukozaların ve cildin rengi, solunum sayısı, göğüs hareketleri, göğüs/karın solunumu ilişkisinin ve anestezi balonunun izlenmesi ile değerlendirilmektedir.

Solunumun daha duyarlı olarak izlenmesi için, anestezi aygıtı üzerinde, solunum devresine eklenen bir volüm ve basınç ölçerle, tidal volüm, dakika volümü, inspiratuar ve ekspiratuar kuvvet ölçülebilir. Bu amaçla spirometre ve pnömotakograflar da kullanılabilir. Modern ventilatörlerin üzerinde bu parametrelerin çoğunu ölçebilen donanım mevcuttur. Inspire ve ekspire edilen gazların analizi, özellikle inspire edilen oksijen yüzdesi (FiO_2) ve end-tidal karbondioksit miktarının tespiti (kapnografi), alveoler ventilasyon yanında, metabolizma ve dolaşım sistemi hakkında da fikir verecektir. PO_2 ve PCO_2 'in ölçülmesi de bu konudaki duyarlı testlerdir. Ayrıca göğüs kafesinin hareketlerini izleyen torasik impedans pletismografisi ve bebek apne yatakları gibi gelişmiş solunum monitörleri de vardır (Goldman, Gribbin, Martin, Loh; 1982).

3.3.3. Santral sinir sistemi fonksiyonlarının izlenmesi

Önemli olmasına ve anesteziklerden doğrudan etkilenmesine karşın, belki de çok karmaşık oluşu nedeniyle, serebral fonksiyon rutin olarak izlenmemektedir.

Serebral fonksiyonun izlenmesi, anestezinin yeterli derinlikte sürdürülmesi yanında, beyne ve spinal korda hasar riskinin en aza indirgenmesi ve yoğun bakımda bilinci kapalı hastanın en iyi şekilde bakılması imkânını da sağlayacaktır.

Anestezi sırasında serebral oksijenasyonun yeterliliği ve anestezi derinliği bilinmesi gereken en önemli konulardır. Modern anestezi uygulamaları ile özellikle kas gevşeticilerin yaygın olarak kullanılması ile anestezinin yüzeysel olması ve hastanın girişim sırasında olayların farkında olması (aware-ness) da anestezinin fazla derin olması kadar önem kazanmıştır. Bunun değerlendirilmesinde genellikle solunum ve dolaşım parametreleri, motor cevaplar ve otonom fonksiyonlardaki değişikliklerden yararlanılmaktadır. Terleme, pupil reaksiyonu, gözyaşında artma nabızda hızlanma hipo veya hipertansiyon, ıkınma öksürme ve hareket etme gibi motor cevaplar anestezinin yüzeysel olduğunu düşündürür. Uyanıklık ve bilinç hali ile ilgili bilgilerimizin yetersizliği de dikkate alınarak, bu konuda objektif bir yöntemin eksikliği uygulamada güçlükler oluşturmaktadır. Serebral fonksiyonun izlenmesi, anestezi derinliğinin belirlenmesi dışında aşağıdaki durumlarda da Önemli bilgiler verir (Schwartz, Colvin, Prior; 1973).

- Global beyin hasarına veya fonksiyon depresyonuna neden olabilecek kontrollü hipotansiyon, kardiopulmoner bypass, hipotermi ve derin sedasyon gibi işlemler.
- Fokal beyin iskemisi yapabilecek karotid veya intrakranial damar cerrahisi.
- Spinal kord traksiyonu veya iskemisi yapabilecek skolyoz, kord tümörü veya aort cerrahisi.
- Yoğun bakımda, serebral perfüzyonun yeterliliği, komanın derinliği, beynin korunması için kullanılan sedatif ve antikonvülsan ilaçların etkisinin değerlendirilmesi, beyin hasarının lokalizasyonu ve beyin ölümünün belirlenmesi.

3.3.3.1. Elektroansefalografi (EEG)

Beyin yüzeyine yakın bölgelerde oluşan nöroelektrik olayların toplamını ifade eder. Anestezi derinliği, hipoksi, hiper kapni, hipotansiyon, hipotermi ve serebral dolaşımın yeterliliği konusunda objektif bilgi verebilir. Ancak kullanımının ve traselerin yorumunun güç olması, farklı anesteziiklerle farklı traseler alınabilmesi nedeniyle klinik anestezide yaygın olarak kullanılamamaktadır. Sadece

ekstrakorporeal dolaşım, karotid endarterektomi ve beyin ölümünün tespiti gibi bazı özel durumlarda veya araştırma amacı ile kullanılmaktadır. İlerde, anestezi sırasında kullanılabilecek, çok karışık olmayan serebral fonksiyon monitorlarının yaygınlaşması mümkündür (Levy, 1984).

Hipoksi, hipokapni, anestezik ve premedikan ajanlar etkisi ile ve nöbetler sonrasında, düşük frekanslı, yüksek voltajlı trase ile karakterize depresyon (delta ve teta aktivitesi) gelişir. Hiperoksi, hiperkapni, anestezikler, sensorial uyarılar etkisi ile ve nöbetler sırasında yüksek frekanslı, düşük voltajlı trase ile karakterize aktivasyon (beta aktivitesi) olur (Prior, 1986).

3.3.3.2. Uyarılmış Potansiyeller (EPs)

Uyarılmış cevaplar, bir periferik sinirin uygun bir uyarı ile uyarılması ile EEG'de görülen voltaj değişiklikleridir. Burada daha çok göz, kulak ve cilt gibi reseptör organlardan başlayan; beyin sapı ve kortekste çeşitli bağlantıları olan özellikli sensorial yollardan yararlanılır. EPs, tipik olarak, özellikli amplitüdü ve latent periodu olan bir negatif ve bir pozitif voltaj sapmasından oluşur. Birinci kısım, spinal kord ve beyin sapındaki sinir potansiyelini, ikinci kısım talamik ve/veya kortikal sinaptik aktiviteyi temsil eder. EPs' in şekli, bu yollardaki iskemi, ilaçlar veya hipotermi ile değişebilir (Grundy, 1983).

3.3.4. Sinir-Kas Fonksiyonu

Anestezi sırasında kullanılan kas gevşeticiler, bazı santral depresan ilaçlar, anestezikler ve antibiyotikler sinir-kas fonksiyonunu etkilemektedir. Bu etkilerin ayırt edilmesi ve kas gevşetici kullanımı sırasında, mevcut bloğun tipinin, derinliğinin, döndürme işleminin yeterliliğinin ve operasyon sonrası dönemdeki solunum güçlüğü'nün nedeninin belirlenebilmesi için, sinir-kas fonksiyonunun izlenmesi gerekir. Klinik olarak bu amaçla, solunum fonksiyonlarının Ölçülmesi, hastanın öksürebilmesi, başını belli bir süre kaldırabilmesi ve yumruk yapabilmesi gibi özelliklere bakılmaktadır. Ancak, bu konudaki en objektif yöntem periferik bir motor sinirin uyarılması ile ilgili kastada ortaya çıkan tesirin, elektrik veya mekanik olarak değerlendirilmesidir (Feldman, 1979).

3.3.5. Otonom Sistem ve Düz Kas Fonksiyonu

Cilt rezistansındaki değişikliklerden terleme fonksiyonunun izlenmesi gibi otonom fonksiyonun izlenmesine yönelik çabalar olumlu sonuç vermemiştir. Özofagus alt 1/3 kısmının düz kasındaki spontan ve uyarılmış cevapların anestezi derinliği ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bu amaçla, bir özofageal stetoskopa bağlı balonun kısa süre ile şişirilmesi ve bunun yaptığı basınç artışı izlenebilir.

3.3.6. Vücut Isısının izlenmesi

Anestezi sırasında hastanın ısı regülasyonu bozularak, kolaylıkla hipotermi gelişebileceği gibi, malign hipertermi de görülebilmektedir. Bu nedenlerle, ısı izlemi giderek yaygınlaşmaktadır. Özellikle çok küçük veya çok yaşlı hastalarda, uzun süren girişimlerde, büyük miktarda sıvı ve kan verilen hastalarda, kardiyak ve torasik girişimlerde veya hipotermi uygulandığında ısı izlenmelidir.

BÖLÜM 4. ELEKTROANSEFALOGRAFİ (EEG)

EEG işaretleri serebral kortekste bulunan sinir hücreleri tarafından üretilir. Bu işaretler birçok değişik uyarana verilen cevaplardır. Beynin derinliklerinde bulunan ritim düzenleyen merkezlerin oluşturduğu ritimler de EEG işaretlerini meydana getirir. Düzensiz bir değişiklik gösteren bu potansiyeller, birikim göstererek saçlı deriye yansır ve saçlı deri EEG'si kayıt edilir. Kayıt elektrotları küçük metal kaplardan veya disklerden oluşur. Saçlı deri ile iyi bir mekanik ve elektriksel temas sağlayacak şekilde, düzenli aralıklarla başa yapıştırılır.

EEG cihazı elektrotlardan gelen işaretleri giriş tablosu aracılığı ile alır. Giriş tablosunun kablosu, EEG cihazında bir çift elektrotu seçmeye yarayan veya her kayıt kanalında ölçümleme yapmaya yarayan işaret seçme düğmelerinde sonlanır. İşaretler diferansiyel amplifikatörlere ulaştırılır ve bu aygıtlar iki elektrot arasındaki elektrik potansiyel farkını yükseltir, aynı anda her iki elektrotta yansıyan artifaktları da süzer. Yüksek ve alçak frekans filtreleri çok yavaş ve çok hızlı potansiyel değişikliklerini azaltmak ve orta frekans aralığındaki, klinik açıdan önemli elektriksel aktiviteleri vurgulamak için kullanılır.

EEG kayıtlarındaki en yaygın artifaktı, yani elektrik şebekesi artifaktı (eğer başka bir biçimde süzülemiyorsa) 60 Hz'lik bir filtre ile süzebilir. Artifaktlar serebral aktiviteden kaynaklanmayan kalem defleksiyonlarıdır ve göz hareketleri, kalp atışları, kas kasılmaları gibi ekstraserebral aktivitelerden veya şebeke elektriği, iyi işlev görmeyen kayıt elektrotları ve EEG cihazındaki kusurlardan doğabilir. Bunların serebral aktivite ile karıştırılmasını önlemek için dışlanması ya da açıkça izah edilmesi gerekir.

4.1. EEG'nin kaynağı

EEG, kortikal sinir hücre membranlarının elektriksel yükündeki değişimlerden kaynaklanır. Diğer sinir hücreleri gibi bu hücrelerde de istirahat (resting) potansiyeli vardır. Bu potansiyel, hücre içi ve dışı ortamlar arasındaki elektrik

potansiyel farkından oluşur. İstirahat potansiyeli, temas noktalarındaki diğer hücrelerden veya hücre gövdesinde veya uzantılarında yer alan sinapslardan gelen işaretler nedeniyle dalgalanır. Bu tip uyarılar görece kararlı postsinaptik potansiyelleri oluşturur. Böylelikle hücre gövde membranında ve dendritlerde elektriksel akıma neden olur. Bu değişiklikler membran potansiyelini kritik bir düzeye indirebilir; bu noktada membran yükünü tamamen kaybederek, akson boyunca dağılan kısa süreli bir aksiyon potansiyeli oluşturur. EEG'deki yüzeysel dalgalanmalar, esas olarak görece yavaş postsinaptik potansiyellerin oluşturduğu elektrik akımlarının zamansal ve uzamsal birikimi ile gerçekleşir; kısa süreli aksiyon potansiyellerinin etkisi yoktur veya çok azdır (Abraham, Marsan; 1958).

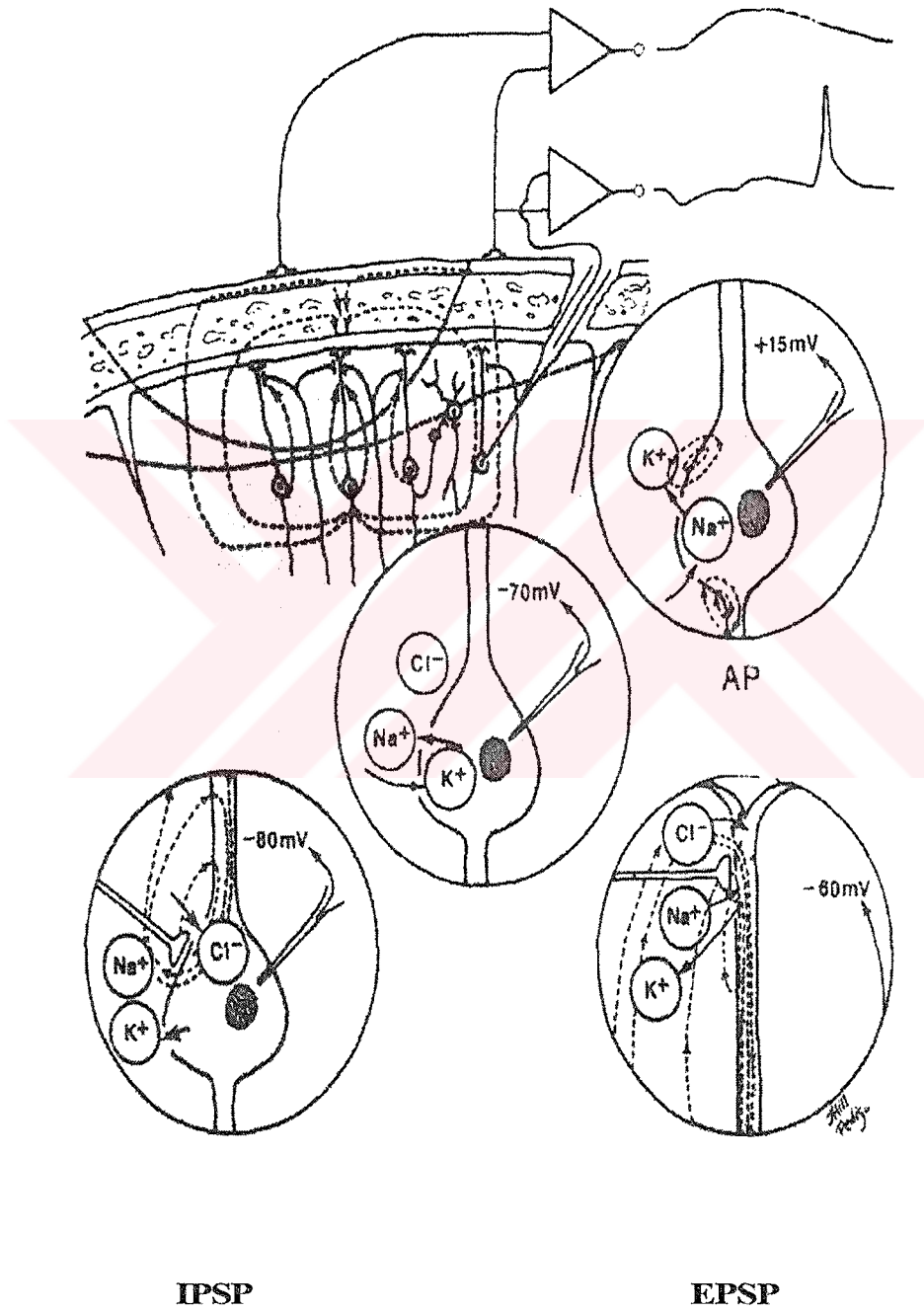
Bir sinir hücresinin istirahat potansiyeli 50–100 pV arasında değişir. Hücre membranının içi, dışına göre negatif bir potansiyel taşır. Bu durum hücre zarının pasif ve aktif özelliklerinden kaynaklanır. Pasif özellikler metabolik enerji gerektirmez. Bunlar, membranın sodyum, potasyum, klorür ve diğer iyonlara karşı eşit olmayan geçirgenliği sonucunda oluşur. Difüzyon ve elektriksel yük, iyonları hücrenin içine ve dışına sürüklemeye çalışır ve böylece iyonların membranın iki tarafında eşit olmayan dağılımına yol açar. Sodyum ve klorür hücre dışında daha yoğunken, potasyum hücre içinde yoğunluk gösterir. Bu eşit olmayan dağılım istirahat elektriksel potansiyelinde kararlı bir fark oluşturur. Aktif özellikler metabolik enerji gerektirir. Bu enerji membrandan iyon sızmasını önlemek için kullanılır. Dinlenme şartları için gereken yoğunluğu tekrar sağlamak için difüzyonel ve elektriksel gradyanlara karşı, sızan iyonlar sürekli olarak geri taşınır. En önemlisi, aktif olarak sodyumun hücre dışına ve aynı zamanda potasyumun hücre içine taşınmasıdır. Anoksi ve iskemi gibi serebral metabolizmayı bozan durumlar, membranın bu pompa görevini azaltır ya da ortadan kaldırır. Bu da membran potansiyelini düşürerek uyarılabilirliği artırabilir veya sinirsel işlevi tamamen durdurabilir.

Bir hücredeki postsinaptik potansiyeller diğer hücrelerden aksonlar yolu ile taşınan uyarılardan oluşur; hücre gövdesi ya da uzantısı üzerindeki özel bir temas alanına veya sinapslara ulaşır. Afferent hücresinden gelen işaret, sinir ucunda nörotransmitter salınımına yol açar. Bu transmitter sinaptik aralığı geçerek

postsinaptik sinirsel membran parçasına yayılır; burada özelleşmiş reseptörle etkileşime girer. Etkileşim, sinapsların yakınındaki membran parçalarındaki bazı iyon türlerine geçirgenlikte geçici bir değişiklik oluşturur; bu, istirahat potansiyelinde yerel bir değişmeye ya da bir postsinaptik potansiyele (PSP) neden olur. Eksitator postsinaptik potansiyel (EPSP, şekil 4.1) membran potansiyelinde geçici parsiyel bir azalmadır ve genellikle sodyum ve diğer iyonlara karşı yerel geçirgenlik artışına bağlıdır. İnhibitör postsinaptik potansiyel (IPSP, şekil 4.1) membran potansiyelinde geçici bir parsiyel artışı tanımlar ve genellikle potasyum ve klor iyonlarına karşı geçirgenliğin yerel artışı sonucunda oluşur. Postsinaptik membran kısmı ile sinirsel membranın diğer kısımları arasındaki potansiyel farkı, sinirsel membran boyunca elektrik akımına yol açar ve hücre gövdesinin membran potansiyelini değiştirir. Postsinaptik potansiyeller sinirsel membran potansiyelini 100 msn'den biraz daha fazla bir süre ile birkaç milivolt değiştirir. Sinir hücrelerini değişik kısımlarındaki sinapslarda oluşan potansiyeller böylelikle sinir hücre gövdesinin membran potansiyeli olarak birikir. EPSP'ler membran potansiyelini azaltarak veya sinir hücrelerini depolarize ederek bir aksiyon potansiyelinin harekete geçmesini mümkün kılar. IPSP'ler membran potansiyelini yükselterek veya sinir hücrelerini hiper-polarize ederek aksiyon potansiyelinin ateşlenmesini güçleştirir (Creutzfeldt, Houchin;1974).

Aksiyon potansiyelleri sinirsel membranın kritik bir düzey veya eşik Ötesinde depolarizasyonu sonrasında ortaya çıkar (şekil 4.1). Bu eşik hücre gövdesi ve aksonun birleştiği bölgede ya da akson tepciğinde (axon hillock) en düşük düzeydedir. Bu noktada dinlenme potansiyelindeki yaklaşık 30 mV'luk bir depolarizasyon kendi kendisini sınırlayan bir dizi olayı başlatır: Ani bir kollapsa neden olan sodyum ve potasyuma karşı membran geçirgenliğinde kısa süreli bir artış; kısa bir geri dönüş ve membran potansiyelinin hızla eski hale gelmesi gibi. Bu elektriksel değişim aksiyon potansiyeli olarak bilinir. Amplitüdü 100 μ V'un üzerinde ve süresi yaklaşık 1 msn'dir. Aksiyon potansiyeli, komşu membran alanlarında depolarizasyona ve aynı olay dizisine yol açarak, hücre zarı üzerine bir eksitasyon işareti olarak yayılır. Akson tepciğinden, depolarizasyonun nörotransmitter salınımına yol açtığı ve diğer hücrelerde EPSP

veya IPSP'ye neden olduğu uç noktaya doğru hareket eder. Aksiyon potansiyelinin kendisi çok kısa bir yerel akıma neden olur ve ekstraselüler alana fazlaca nüfuz etmez (Creutzfeldt, Houchin;1974).



Şekil 4.1. Serebral korteksin ürettiği EEG.

Elektriksel potansiyel değişikliklerinin kortekste toplanması, esas olarak korteksin vertikal olarak dizilmiş geniş piramidal hücrelerinde gerçekleşir. Bu hücreler birkaç nedenle özellikle buna uygundur:

a) Piramidal hücrelerin dendritleri korteksin hemen hemen tüm katmanlarına yayılır ve korteksin derin katmanlarındaki hücre gövdelerinde ya da korteksin yüzeysel katmanlardaki dendritlerde postsinaptik potansiyellerin oluşturduğu akımların yayılmasını sağlar,

b) Bu sinir hücreleri birbirlerine sıkıca bağlanmış ve paralel şekilde dizilmiştir. Bu dizilim her sinir hücresi tarafından oluşturulan akımların uzamsal toplanmasını kolaylaştırır,

c) Bu sinir hücresi kümeleri benzer işaretler alır ve benzer yön ve zamanlamanın potansiyel değişmeleri ile cevap verir. Bu hücrelerce üretilen akımlar, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi ekstraselüler ortamda toplanır. Akımların çoğu kortekste sınırlı kalır. Ancak, küçük bir kısmı menenksler, BOS ve kafatası yolu ile saçlı deriye nüfuz eder ve saçlı derinin değişik bölgelerinin değişik düzeyde olmasına neden olur. Bu potansiyel farklılıklarının genellikle sadece 10–100 mikrovoltluk amplitüdü vardır; iki elektrot arasında kaydedilebilir ve EEG'yi oluşturur.

EEG, sinirsel potansiyel değişikliklerinin sonucu olmakla birlikte, altta yatan sinirsel olaylara dayanarak tanımlanamayacak kadar karmaşıktır. Örneğin, saçlı deride kaydedilen bir potansiyel değişim, korteks yüzeyine yakın dendritlerin ürettiği aynı polaritedeki bir potansiyel değişiklikten kaynaklanabileceği gibi, korteksin derinliklerinde yer alan hücre gövdelerinde oluşan zıt polaritedeki bir potansiyel değişiklik nedeniyle de oluşabilir. Bu nedenle bir yerdeki eksitasyon bir başka yerdeki inhibisyondan ayırt edilemez; tek tek hücrelerin veya özgül sinir hücre gruplarının aktivitelerine ilişkin sadece spekülasyon yapılabilir. Dolayısıyla, EEG'yi oluşturan selüler mekanizmalar bugün oldukça iyi bilinmekle birlikte, bu bilgi EEG'nin klinik yorumuna doğrudan uygulanamaz (Gloor, 1985).

4.2. Saçlı Deri elektrotlarıyla elektrik potansiyelleri

Saçlı deri üzerindeki elektrotlar esas olarak altta bulunan kortekste toplanan elektriksel değişikliklerini kaydeder. Bu elektrotlar beynin uzak alanlarında ve beyin dışında oluşan potansiyel değişikliklerini de kaydedebilir. Kaydedilen potansiyellerin amplitüdü, elektriksel kaynağın şiddetine, uzaklığına ve uzamsal yönelimine, ayrıca kaynak ile kayıt elektrotları arasındaki yapıların elektriksel direnç ve kapasitansına bağlıdır. Bu etmenler: (a) Kayıt elektrotlarının yakınında oluşan; (b) Geniş bir doku alanında üretilen; (c) Yavaş hızda artan ve azalan potansiyel değişikliklerin kaydedilmesini kolaylaştırır.

Altta bulunan kortekste üretilen potansiyeller saçlı deri EEG'sinin majör kaynaklarıdır. Saçlı deriden yapılan kayıtlarla, doğrudan korteks üzerine yerleştirilen elektrotlarla eşzamanlı alınan kayıtlar, elektrokortikogram (ECoG), farklıdır. Saçlı deri EEG'si düşük amplitüdlüdür ve şekil olarak da bozulmuş olabilir. Genellikle hızlı frekanslar yavaş olanlardan daha çok zayıflar. Saçlı deri kayıtlarında çok hızlı ve kısa potansiyel değişiklikler tamamen kaybolabilir veya sadece üretildikleri yerlerde belirlenebilir. Yavaş olanlar ise daha uzağa iletilebilir ve bu nedenle daha geniş alanlar üzerinde kaydedilebilir. Bu bozulma kısmen korteks ve saçlı deri elektrotları arasındaki yapıların elektriksel özelliklerine bağlıdır. Saçlı deri EEG'sinin amplitüdü şu nedenlerle azalabilir: (a) Kaynak ile kayıt elektrotları arasında elektrik empedansında, örneğin kafatası kemik kalınlığında artma kaynaktan kayıt elektrotlarına doğru akımı azaltır, (b) Bu akımların izlediği yolun empedansında bir azalma, örneğin sub-dural kanama veya serebrospinal sıvı, akımın yönünü elektrotlara ulaşmadan değiştirir.

Saçlı deri EEG'si doğrudan esas olarak yerel potansiyel değişikliklerini yansıtmakla birlikte, dolaylı olarak beynin geniş bölgelerinde benzer şekil ve zamanlaması olan kortikal potansiyellerin oluşmasına neden olan uzak alanlardaki anormalliklerini de gösterebilir. Bu mekanizma 'projeksiyon' veya 'bilateral senkroni' olarak bilinir; sonuçta elde edilen ritimlere 'projekte ritimler' veya 'rhythmes à distance' denir. Bilateral eşzaman deşarjların ritm merkezinin beynin merkezinde olduğu varsayıldığından 'sentensefalik' terimi de kullanılır. Bu ritimler uzak merkezlerin

etkisiyle açığa çıkartılabilirse de, uzak alanlarda değil, elektrotların altında bulunan korteks tarafından üretilir.

Uzak alanlarda üretilen potansiyeller nadiren saçlı deri elektrotlarıyla kaydedilir. Bu, işlevi tamamen yok olmuş bir korteks alanı üzerindeki saçlı deri elektrotlarının genellikle hiçbir elektriksel aktivite göstermediğinin gözlenmesiyle açıklanmıştır. Ancak, frontal kutuptan kaynaklanan yavaş işaretler veya beynin mesial ve bazal kısımlarındaki dikenler gibi yüksek amplitüdlü aktiviteler, nadiren aradaki dokunun volüm kondüksiyon etkisi ile iletilir; oldukça uzaktaki saçlı deri elektrotlarında, lokal kortikal aktiviteyi gösteren EEG üzerine binmiş olarak ortaya çıkar. Kısmen veya bütünüyle çıkartılmış hemisferler üzerindeki saçlı deri elektrotlarında görülen EEG potansiyelleri ve cerrahi olarak beyne yerleştirilen ancak EEG potansiyeli üreten hücrelerden belli bir uzaklıkta tutulan elektrotlardan alınan derin EEG (DEEG: depth EEG) de elektriksel iletimi (volüm kondüksiyon) açıklayabilir (Gabor, 1978).

Beyinden başka kaynaklarca üretilen potansiyeller genellikle saçlı deri elektrotlarınca alınır ve EEG ile birlikte kaydedilir. Bu tip ekstraserebral potansiyeller genellikle 'artifaktlar' olarak isimlendirilir (Gabor, 1978). Örneğin, kas üzerine yerleşmiş bir saçlı deri elektrotu, kas fibrü aktivitesini kaydedebilir. Gözlerin, dil ve diğer geniş ve elektriksel yük taşıyan yapıların hareketi, değişen elektrik alanları oluşturabilir; bunlar saçlı deri elektrotlarınca kaydedilebilir. Kalp kasının kasılması saçlı deri elektrotlarında, EKG'da kaydedilenlere benzeyen potansiyel değişiklikler açığa çıkartabilir. Kayıt alanına yakın olan güçlü değişken akım kaynakları kayda karışabilir.

4.3. EEG Cihazı

Bir EEG cihazı genel olarak; giriş tablosu, işaret seçici düğmeler, amplifikatörler ve filtrelerden oluşur.

Giriş tablosu, hastanın başındaki elektrotları EEG cihazındaki işaret seçici düğmelere bağlamaya yarayan bir kutudur. Elektrotların uç noktaları, giriş tablosu üzerinde bir baş şeması olarak düzenlenmiş ve standart sembollerle işaretlenmiş

yuvaya bağlanır. Giriş tablosunda bir empedans ölçer veya böyle bir alete bağlantı noktası olmalıdır. Giriş tablosunda elektrotlar arasındaki akımı sınırlandıracak devreler de bulunmalıdır (Cooper, Osselton, Shaw; 1981).

İşaret seçici düğmeler, her amplifikatöre bağlanacak iki elektrotu seçmek için kullanılır. Seçilen elektrotlar, amplifikatör ve yazıcı birim bir sistem oluşturur ve bir elektrot çiftinin arasındaki potansiyel farkını belirler, amplifiye eder ve yazdırır. Bu sisteme 'kanal' adı verilir. Her kanalın tek tek seçici düğmelerine ek olarak bir program oluşturabilir ve bir ana kumanda düğmesi ile tüm kanallar için standart bir elektrot birleşimi seçilebilir (Cooper, Osselton, Shaw; 1981).

Kalibrasyon işaretleri bilinen bir voltajda olup, EEG potansiyellerinin amplitüdünün ölçümünde ve tüm amplifikatörlerin çalışmasını kontrol amacı ile kullanılır. Tüm kanallarda saçlı deri ile amplifikatör arasındaki yüzeyin yeterliliğini kontrol amacı ile biokalibrasyon uygulanabilir. Bunun için aynı elektrot çifti tüm amplifikatör girişlerine bağlanarak kısa bir deneme çekimi yapılır.

Amplifikatörler, EEG cihazındaki her kanalın majör bileşenleridir. Her amplifikatörde işaret seçici düğmelere bağlı iki adet işaret terminali vardır. EEG amplifikatörleri sadece işaret terminalleri arasındaki voltaj farkını artırır. Her iki terminal arasındaki fark sıfıra eşitse işaret amplifiye edilmez, rejeksiyona uğrar. Bu farklı amplifikasyon, başın değişik yerlerindeki kayıt elektrotlarında farklı amplitüd, şekil ve zamanlaması olabilen serebral potansiyelleri, değişik kayıt elektrotlarında aynı olabilen elektrik artifaktlarından ayırt etmeye yarar (American EEG Society Guidelines, 1986).

Filtreler, seçilen frekanslardaki voltaj değişikliklerinin veya işaretlerinin amplitüdünü seçici olarak azaltır. Düşük ve yüksek frekans filtreleri, çok yavaş ve çok hızlı işaretleri EEG'den dışlamak, böylelikle en fazla klinik önem taşıyan frekans spektrumunu seçmek için kullanılır. 60 Hz'lik bir filtre diğer yollarla denetlenemeyen elektriksel girişim artifaktının seçici olarak azaltılmasında kullanılabilir (Cooper, Osselton, Shaw; 1981).

4.4. EEG nin kaydedilmesi

Çok kanallı kayıtlar uygun elektrot bileşimleri veya montajları kullanılarak saçlı deri üzerindeki potansiyel değişikliklerin dağılımını belirlemek için kullanılır. Esas olarak iki tip montaj ve her birinin değişik avantaj ve dezavantajları vardır.

Bipolar montajlar her bir amplifikatöre farklı bir elektrot çiftini bağlar, genellikle ardışık kanallara komşu elektrotlar bağlanır ve böylelikle birbirini izleyen iki kanal için ortak bir elektrot sağlanmış olur. Bipolar montajlar, özellikle küçük alanları tutan potansiyellerin tepe noktasının kesin lokalizasyonunda avantajlıdır ancak yaygın potansiyellerin morfolojisinin ve dağılımının ayırt edilmesini güçleştirir (Magnus, 1961).

Referans montajlar bir grup kanalın giriş l'ini, farklı saçlı deri elektrotlarına ve bütün bu kanalların giriş 2'sini, her kanal için referans olacak bir elektrota bağlar. Referans montajlar, geniş bir alanı işgal eden potansiyellerin amplitüdünün, şekil ve dağılımının bozulmamış bir görünümünü sağlayabilir. Ancak, eğer referans elektrot önemli ölçüde serebral aktivite alırsa sorun oluşturabilir.

Özgül montajlar genellikle başın her iki tarafındaki ve komşu alanlardaki potansiyelleri karşılaştırmak için tasarlanmıştır. En iyi montajlar, başı düz bir hat üzerinde önden arkaya veya transvers olarak geçen eşit aralıklı bir elektrot dizisi kullanır ve potansiyelleri düzgün bir kanal dizisinde gösterir (Homan, Herman, Purdy; 1987).

Tüm laboratuvarlarda rutin kayıtlar için birkaç basit bipolar ve referans montaj kullanılmalıdır; bunlara özgül sorunlar için geliştirilen montajlar ve yerel olarak yeğlenen montajlar eklenebilir. Rutin kayıtlar, yenidoğan kayıtları ve beyin ölümünden kuşkuyla vakalarla ilgili kayıtlar için önerilen 18, 16 ve 8 kanal montajı şekil 4.5. ve şekil 4.6. da gösterilmiştir

Ekstraserebral aktivitenin monitorizasyonu örneğin göz hareketleri, kalp atışları, solunum ve kas aktivitesinin monitörizasyonu sıklıkla EEG kayıtlarındaki

artifaktları ortaya koymak veya uyku evrelerini belirlemek için yapılır.

4.4.1. Çok kanallı kayıtlar

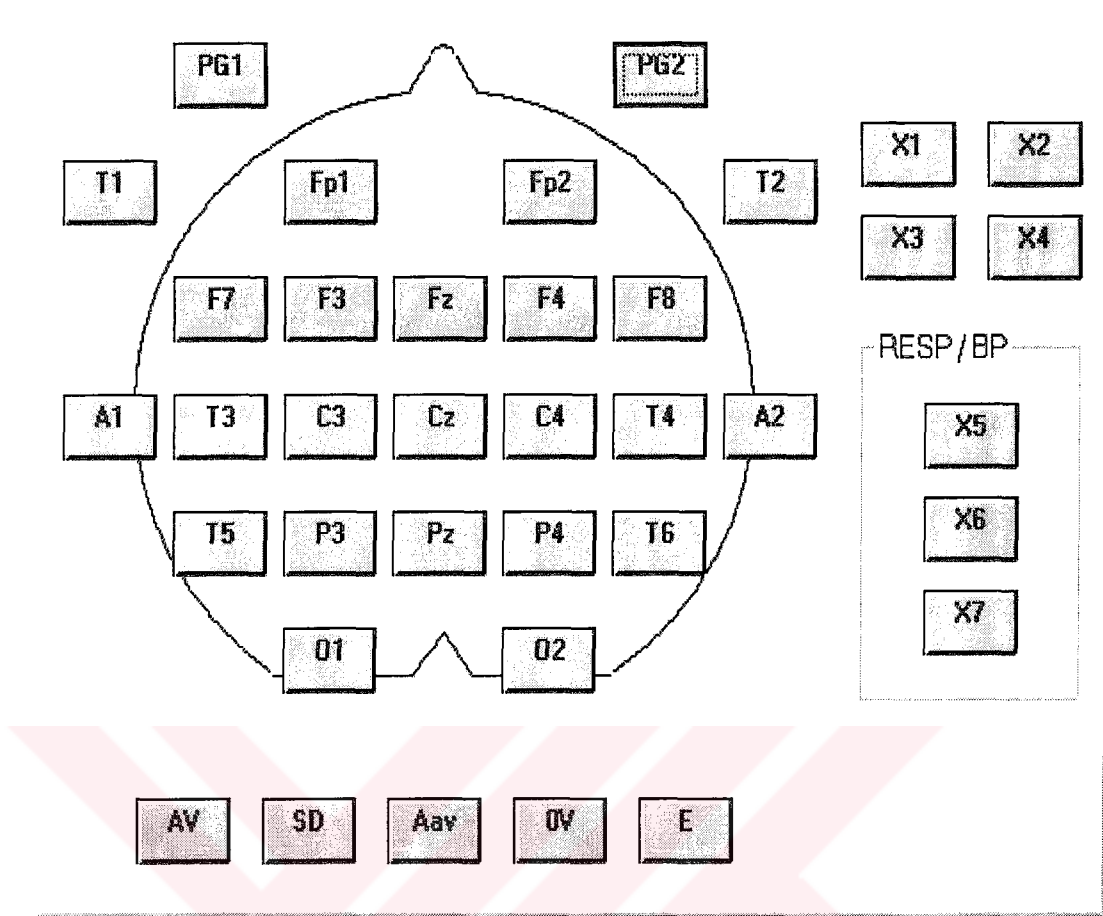
Tek bir kanaldan yapılan kayıtlar baştaki potansiyellerin dağılımını göstermez. Bu eksiklik birden fazla kanaldan eşzamanda yapılan kayıtla aşılabılır. Eğer uygun montajlar kullanılırsa multikanal kayıt, EEG analizinde etkili bir araç haline gelebilir.

Genelde montajlar bipolar ve referans olarak iki tipe ayrılır. Bir tip montajda elde edilen bilgilerin çoğu, diğerinde elde edilenlere dönüştürülebilirse de, her montajın bir eksiği vardır; bu eksik diğerinin kullanılmasıyla bir ölçüde giderilebilir. Bu nedenle her iki montaj da rutin olarak her kayıta kullanılmalıdır (Homan, Herman, Purdy; 1987).

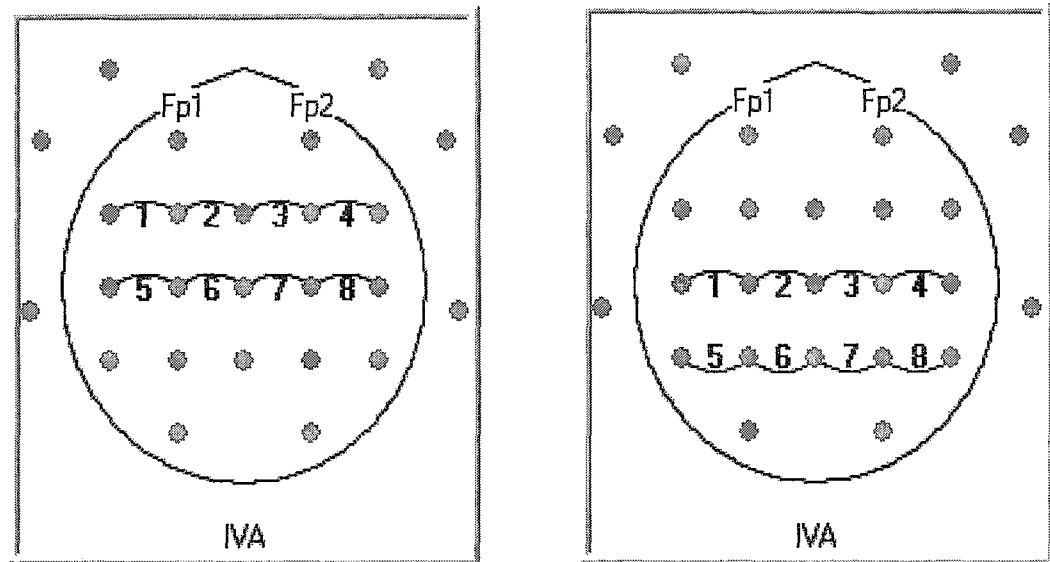
Özgül montajlar laboratuvarlar arasında farklılık gösterir. Fakat birçok büyük laboratuvar da kullanılan standart montajlar genellikle ortak özellikler taşır. Amerikan EEG Derneği, 'Klinik EEG de kullanılan standart montajlar için bir öneri' geliştirmiştir; burada, bütün klinik EEG laboratuvarlarının standart kullanım için minimum bir montaj seti edinmeleri önerilmektedir. Bu set:

- a) longitudinal bipolar (LB) montajları, yani elektrotları önden arkaya doğru bağlayan bipolar montajları,
- b) elektrotların başın solundan sağına doğru bağlandığı transvers bipolar (TB) montajları,
- c) Referans montajları (R) içermelidir.

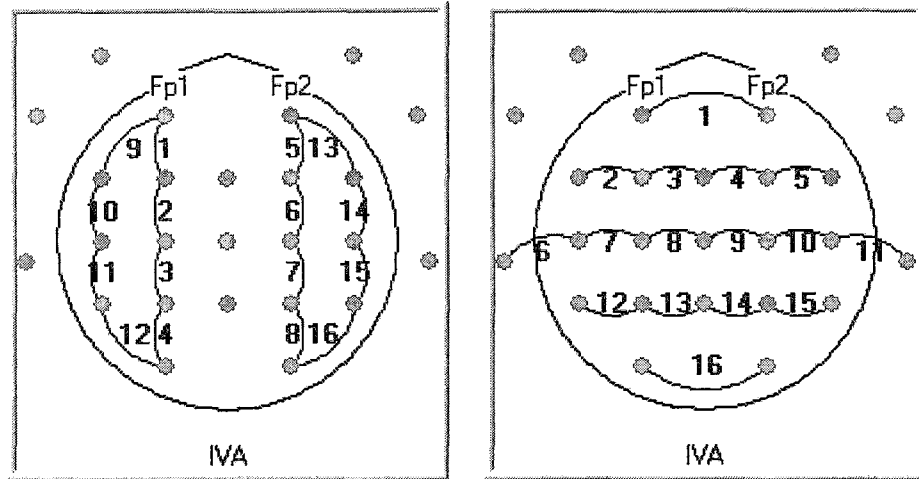
Ek montajlar laboratuvarın ihtiyaçlarına ve önceliklerine göre rutin olarak kullanılabilir. Rutin montajlarla çözilemeyen özgül sorunları olan tek tek hastalar için özel montajlar tasarlanmalıdır (American EEG Society, 1986).



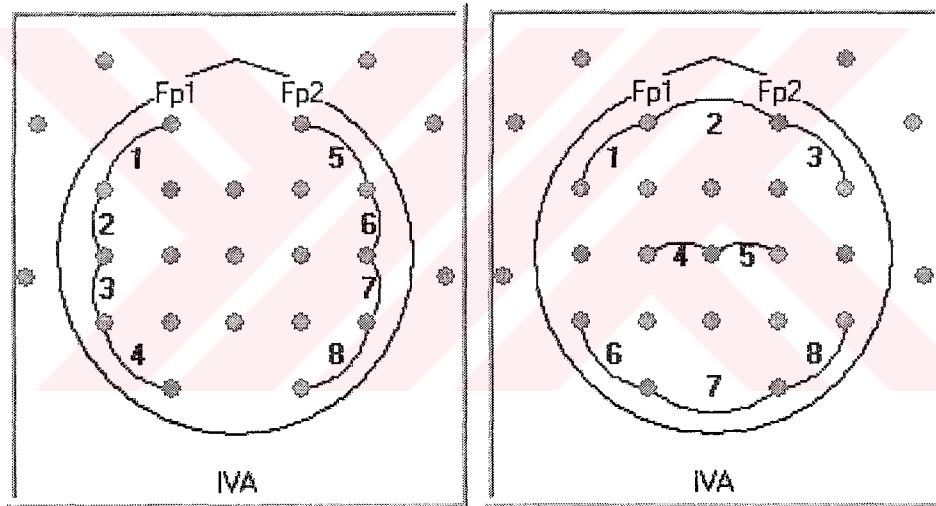
Şekil 4.4. Uluslararası 10–20 montaj sistemi.



Şekil 4.5. 8 kanallı TB-b ve TB-c montajı.



Şekil 4.6. 16 kanallı longitudinal bipolar (LB) ve transvers bipolar (TB) montajları



Şekil 4.7. 8 kanallı longitudinal bipolar (LB) ve transvers bipolar (TB) montajları

Minimum rutin montaj sayısı kullanılabilir kayıt kanalı sayısına bağlıdır. 16 veya daha fazla kanalı olan cihazlarla kayıt için sadece 3 montaj, yani bir LB, bir TB ve bir R montajı gerekir.

Amerikan EEG Derneği, başın sol tarafından yapılan kayıtların, sağ tarafta karşılık gelen alanlarda kaydedilenlerin üzerindeki kanallarda gösterilmesini önermektedir. Referans elektrot kulak memesine veya mandibüler açı üzerine yerleştirilebilir. Mandibüla kulağa göre daha uygun olabilir, çünkü kulak elektrotu: a) temporal lobdan gelen diken ve diğer aktiviteleri alabilir, b) temporal

elektrotlardan yapılan kayıtlar için elektrotlar arası uzaklığın yetersiz olması bu kayıtlarda amplitüdün çok düşük olmasına neden olabilir (American EEG Society, 1986).

4.5. Bilgisayar yardımcı EEG analizi

Bilgisayar yardımcı EEG analizi, seçilmiş EEG özelliklerini tespit etmek veya kantite etmek için kullanılır. Niceleyici EEG analizi belirli bir EEG özelliğini sayısal değere çevirmeyi ifade eder (Ktonas, 1996). Niceleyici EEG analizinin tipik bir örneği, belirli bir zaman periyodunda kaydedilen 8–13 Hz frekans aralığındaki tüm aktivite miktarını gösteren tek bir sayısal değer hesaplanması olabilir. Bu tip sayısal değerler istatistiksel karşılaştırmalarda veya beyin haritalaması gibi diğer EEG formlarının gösterilmesinde kullanılır. Niceleyici EEG analizi yöntemlerinin çoğu çok kesin ve yeniden oluşturulabilen sonuçlar vermekle birlikte, tüm yöntemlerin gerçekte birer tahmin olduğunu, bu nedenle belli ölçülerde hata içerdiğini bilmek önemlidir. Otomatikleştirilmiş özellik çıkarma (feature extraction) seçilmiş bir EEG aktivitesini tanımak veya izole etmek için bilgisayar kullanılmasını ifade eder. Otomatikleştirilmiş özellik çıkarmaya bir örnek, elektrografik nöbet aktivitesinin bilgisayarla tespittir (Oken, Chiappa; 1986).

4.5.1. Niceleyici EEG analizi

Niceleyici EEG analizi EEG'nin seçilen bir özelliğinin sayısal bir değere dönüştürülmesidir. Bu, EEG işaretinin değerlendirilmesi için çok hassas bir yoldur, çünkü farklı okuyucuların ve aynı okuyucunun değişik yorumlar yapma ihtimalini ortadan kaldırır (Sadasivan, Dutt;1994) Ayrıca, EEG özelliklerini istatistiksel analize uygun hale getirir ve değişik EEG görüntüleme tekniklerine imkân sağlar. EEG'yi niceleyici hale getirmek için birçok yöntem geliştirilmiştir. Hızlı Fourier dönüşüm (FFT: Fast Fourier Transform) temeline dayanan spektral analiz diğer yöntemlerden çok daha sık olarak uygulanmaktadır (Nuwer, 1988).

4.5.1.1. Fast Fourier Transform (FFT)

EEG işaretlerinin frekans unsurlarını kantite etmek için EEG işaretini zaman boyutundan (time domain) frekans boyutuna (frekans domain) geçiren yöntemler

geliştirilmiştir. Zaman boyutu EEG işaretlerinde zamana karşı amplitüd terimleriyle tanımlanan işaretleri ifade eder. Frekans boyutu ise frekansa karşı amplitüd (veya faz) terimleriyle tanımlanır.

Bir işareti frekans boyutunda analiz etmenin orijinal morfolojisinin artık görülemeyeceği anlamını taşıdığını bilmek önemlidir. Böyle bir veri kaybına rağmen avantajları şunlardır:

- 1 . Birkaç tanımlayıcı ile çok miktarda veri özetlenebilir
2. İşaretde seçilmiş olan özellikleri niceleyici olarak incelenebilir,
- 3 . İşaretler arasındaki ilişki görsel incelemeye göre daha kesin olarak açığa çıkarılabilir

Zamandan frekans boyutuna geçerken genellikle Fast Fourier dönüşüm kullanılır. FFT'nin temeli, herhangi bir işaretin değişik fazlarda, frekanslarda ve genliklerdeki sinüs ve kosinüs işaretlerinin bir bileşimi olarak tanımlanabileceği olgusudur. Sinüs ve kosinüs değerlerinin veya katsayılarının tümünü kullanarak işaret, frekans boyutundan zaman boyutundaki asıl formuna geri çevrilebilir.

Zaman ortamında sürekli veya ayırık olarak ifade edilebilen bir işaretin Fourier dönüşümü de frekans ortamında sürekli veya ayırık olarak ifade edilebilir. Bir periyodik işaretin Fourier Transformu eşitlik 4.1'de gösterilmiştir.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jk \frac{2\pi}{N} n} \quad (4.1)$$

Eşitlik 4.1'deki n ve k indisleri sırasıyla zaman ve frekans indisleridir. Her iki indiste 0 ile veri boyu olan N-1 arasında tam sayılardır. $x(n)$ İşaret, $X(k)$ fourier transformudur (Akay, 1994).

İşaretin yoğunluğa karşı frekans bağlamında gözlenebilmesi için güç dağılımı (güç spectrum) olarak isimlendirilen grafiği oluşturmak gerekir. Bunun için Fourier katsayılarının kareleri alınabilir. Ancak güç dağılımının orijinal

EEG'den çok daha az veri içerdiği bilinmelidir. Bu durum spektral bilgilerin depolanmasını EEG veri depolamasından çok daha etkili kılar. Ne yazık ki, güç dağılımından, yeniden orijinal EEG işareti oluşturulamaz (faz bilgilerini içermez). Ayrıca katsayıların karelerinin alınması, değişik frekans bileşenlerinin genlik ilişkilerini değiştirir.

4.5.2. Topografik haritalama

Saçlı deride kaydedilen aktivitenin dağılımının gösterilmesine topografik haritalama (TM: topographic mapping) denir. Topografik haritalar seçilmiş EEG veya uyarılmış potansiyel özelliklerinin uzamsal ilişkilerini vurgulamakta kullanılır. TM sadece bir tür görsel analizi (rutin EEG okuma) bir diğerine (topografik haritalama) çevirirse de, TM'nin işlevi, niceleyici karşılaştırmalardan çıkarılan istatistiksel değerlerin haritalanmasıyla güçlendirilebilir. Bu yolda kullanılan haritalama, istatistiksel ve görsel analizi birleştirir ve niceleyici analiz tekniklerinin geliştirilmesinden bir ara basamağı temsil eder (Kahn, Weiner, Brenner, Coppola; 1988).

Topografik haritalama: zaman içinde belli bir noktadaki EEG voltaj dağılımlarının Frekans analizinden elde edilen EEG zemin aktivitesi özelliklerinin ve istatistiksel karşılaştırmaların gösterilmesinde kullanılır.

4.5.3. Uyarılmış potansiyeller

Duyusal uyarmı, duyuşal yollar üzerindeki durak noktalarında ve kortikal algılama alanlarında elektriksel cevaplar oluşturur. Bu cevaplar üstteki saçlı deriden kaydedilen EEG'de görülebilir. Tekrarlayıcı uyaranlar ve her uyarandan sonra EEG kaydının ortalananması ile bu cevaplar EEG'den çıkartılabilir ve ayrıntıları güçlendirilebilir. Bu yöntemle, uyaran ile ilişkili EEG unsurları güçlendirilir, uyaran ile ilişkili olmayanlar ve bu bağlamda gürültü olarak kabul edilenler azalır ve sıfıra doğru yaklaşır (Allen, Smith; 2001).

Elektrotların yerleştirilmesi, incelenen duyuşal sisteme bağlıdır ve 10–20 sisteminde rutin olarak kullanılmayan yerleştirmeleri içerebilir. Ayrıca

filtrelerin bant genişliği ayarları da rutin EEG kayıtlarından daha geniş olmalıdır; böylelikle cevabın çok hızlı unsurları zayıflamamış olur (Jansen, Kavaipatti, Markusson; 2001).

Uyarıcı ve bilgisayar arasında senkronizan bir uyarı, uyarının hemen Öncesinde veya başlangıcında kayda başlamak üzere bilgisayarı tetikler. Bilgisayar her analiz periyodu ya da devresi sonunda kaydı durdurur ve bir sonraki uyarı ile yeniden başlar. Yeterli sayıda periyot kaydı elde edildikten sonra, zamanlarına göre sıraya dizilir, birbirine eklenir ve sonra yapılan toplam kayıt sayısı ile bölünür. Bu, zamanlarına göre her noktadaki toplam periyotların ortalama büyüklüğünü verir (Allen, Smith; 2001).

4.6. EEG aktivitesi

4.6.1 İşaret formu

İşaret formu veya biçimi bir işaretin görünüşünü veya morfolojisini tanımlamak için kullanılan basit terimlerdir. Formuna bakılmaksızın, iki kayıt elektrotu arasındaki herhangi bir elektriksel potansiyel değişikliğine işaret denir. Her işaret veya işaret dizisi aktivite olarak adlandırılır. Birçok işaret formu düzenlidir. Yani, simetrik yükselme ve alçalma fazı nedeniyle oldukça değişmez bir yapıya sahiptir. Dikenler, keskin işaretler, paroksizm ve paroksismal deşarj terimleri sıklıkla epileptiform paternleri tanımlamak için kullanılmaktadır (Niedermeyer, 1987).

4.6.2. Yineleme

İşaretlerin yinelemesi ritmik veya aritmik olabilir. Ritmik yinelemeli işaretlerde, tek tek işaretler arasında benzer aralıklar vardır; genellikle düzenli ve sıklıkla da sinüzoidaldir (Niedermeyer, 1987).

4.6.3. Frekans

EEG işaretlerinin frekansı genellikle 4 gruba ya da frekans bandına ayrılır:

- 1) delta frekans bandı: 4 Hz'nin altında

- 2) teta frekans bandı: 4'ten 8 Hz'nin altına
- 3) alfa frekans bandı: 8 -13 Hz arası
- 4) beta frekans bandı: 13 Hz'nin üzerinde

Bu ayrımlar kesin ayrımlar değildir. Birçok EEG'de bantların sınırları dışına yayılan işaret frekansları vardır. 8 Hz'nin altındaki işaretler genellikle yavaş işaretler ve 13 Hz üzerindeki de hızlı işaretler olarak isimlendirilse de, aktivitenin frekansını belirtmek ya da bulunduğu frekans bandına göre tanımlamak (örn. delta ve teta aktivite) daha doğrudur. 1/2 Hz altındaki ve 20 Hz üstündeki frekansların, rutin saçlı deri kayıtları açısından sınırlı bir klinik yararı vardır çünkü çoğunlukla bu aktivitenin serebral kökenli olup olmadığı açık değildir (Pedley, 1980).

4.6.4. Genlik

EEG işaretlerinin büyüklüğü, mikrovolt düzeyinde ölçülür (μV). Bir işaretin toplam vertikal uzunluğunun, aynı kazanç ve filtre ayarlarında kaydedilmiş ölçümleme işareti yüksekliğiyle kıyaslanması ve ölçülmesiyle belirlenir. Örneğin, bir EEG işaretinin yüksekliği 14mm ve 50 μV 'lik ölçümleme işareti 7 mm olarak ölçülmüşse, işaretin amplitüdü 100 μV 'dir. Eğer bir amplifikatörün duyarlılığı 7 $\mu V/mm$ olarak biliniyorsa, doğrudan bir kıyaslama yapmadan ölçümleme uyarısıyla (pulse) 7mm'lik bir işaretin 50 μV 'lik bir amplitüdü olduğu anlaşılabilir (Pedley, 1980).

4.6.5. Dağılım

Dağılım başın farklı bölgeleri üzerine yerleştirilen elektrotlarla kaydedilen elektriksel aktivitenin oluşumunu anlatır. EEG paternleri başın her iki tarafında geniş alanlarda olabileceği gibi tek hemisferde de bulunabilir ya da küçük bir alanda sınırlı kalabilir. Genellikle dağılım, başın tümünde veya tümüne yakın kısmında aynı zamanda görülen aktiviteyi ifade eder (Niedermeyer, 1987).

4.6.6. Faz ilişkisi

Faz, bir veya birkaç kanaldaki işaret bileşenlerinin zamanlama ve polaritesini

ifade eder. Değişik frekanstaki işaretler değişik kanallarda ortaya çıkabilir, böylece aynı anda pikler ve çukurlar oluşur; bu işaretlerin faz birlikteliği (in phase) içinde olduğu söylenir. Eğer bu tarzda bir araya gelmemişlerse o zaman faz ayrılığı (out of phase) vardır denir. Faz farklılıkları, faz açılarına dayanarak ifade edilebilir. Örneğin, zıt yöndeki pik noktaları 180° faz ayrılığı gösterir. Böylesi bir 'faz karşılaşması', bipolar kayıt larda EEG potansiyellerinin kaynağının en büyük göstergesidir. Faz, tek bir kanalda, bir ritmin değişik bileşenleri arasındaki zaman ilişkisini gösterir (Pedley, 1980).

4.6.7. Zamanlama

Başın her iki tarafında aynı zamanda oluşan işaretler için bilateral eşzaman veya bisenkron terimleri kullanılır. Bu terimler esas olarak her iki hemisfer arasındaki ilişkiyi dikkate alır; aynı hemisferdekiler için böyle bir zorunluluk yoktur. Bu nedenle bilateral eşzaman işaretler aynı hemisfer içinde faz ayrılığı gösterebilir. Değişik kanallarda oluşan ve aralarında sabit zaman ilişkisi olmayan işaretlere asenkron işaretler denir. Bu genellikle, aynı frekansta olmasalar ya da aynı fazda birleşmeseler bile, değişik alanlarda aynı zamanda ortaya çıkan işaretleri gösterir. Eğer işaretler bir an bir alanda, başka bir zaman da başka bir alanda oluşuyorsa, bunlara bağımsız denir (Pedley, 1980).

4.6.8. Israrlılık (Persistans)

Israrlılık, bir kayıt esnasında bir işaret veya paternin hangi sıklıkla oluştuğunu tanımlar. Bazı işaretler, tek bir işaret formunda ya da işaret silsilesi biçiminde, çok seyrek ya da aralıklı olarak oluşur; diğer işaretler tüm kayıt süresince ya da büyük bir kısmında görülür. Bir işaret formunun ısrarlılığı o işaretin toplam tekrar süresinin tüm traseye oranı ile tahmin edilebilir. Buna indeks denir. Örneğin delta indeksi %20 denildiğinde, delta aktivitesinin bir kaydın 1/5'i süresince görüldüğü anlaşılır. EEG paternlerinin klinik öneminin sıklıkla, sadece ısrarlılıklarına değil, aynı zamanda büyüklüklerine de bağlı olması nedeniyle, ısrarlılık ve amplitüd, genellikle kantite, miktar veya belirginlikle tanımlanır (quantity, amount, prominence). Tek tek işaretler ve kompleksler yüksek, orta ve düşük ısrarlılıkla oluşabilir. Bunların ısrarlılığı en iyi, bir saniye veya bir dakika

içindeki ortalama sayıları ile ifade edilir. Belirli aralıklarla ya da düzensiz aralarla oluşabilir.

4.6.9. Reaktivite

Reaktivite, çeşitli manevralarla bazı normal ve anormal paternlerde ortaya çıkabilen değişiklikleri anlatır. Bazı paternler, gözlerin açılıp kapatılması, hiperventilasyon, fotik ya da duyuşal uyarılar, uyanıklık düzeyinde değişiklikler, hareket veya diğler manevralar ile kışkırtılabilir, artırılabilir veya engellenebilir. Toksik ve metabolik ensefalopatilerde anormal yavaş işaretleler genellikle hastanın uyarılmasıyla azalır, hiperventilasyon ve uyuklamayla artarken, yapısal lezyon vakalarında görülen anormal yavaş işaretleler uyarıcı manevralar sırasında genellikle daha az azalır ya da engellenir (Pedley, 1980)



BÖLÜM 5. ZEKİ SİSTEMLER

5.1. Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağılar teknolojesi bilgisayar dünyasında insan beyninin ve sinir sisteminin davranışlarını taklid etme esası üzerine kurulmuş yeni bir bilgi işleme yaklaşımıdır. Bu ağılar birbirine paralel olarak bağlanmış işlem elemanlarından (yapay sinir hücresi) ve onların hiyerarşik bir organizasyonundan oluşurlar. Yapay sinir ağıları, daha çok biyolojik sistemlerin hücreler üzerinde dağıtılmış bilgiyi paralel olarak işleme özelliklerinden yararlanan bir mekanizmadır. Hücreler birbirine bağlı ve paralel çalıştıkları için bazılarının işlevini yitirmesi ile sinir sistemi fonksiyonunu yitirmez. Bu ağıların temel amacı gerçek dünyadaki nesnelere ve olaylara karşı biyolojik sinir sisteminin davrandığı gibi davranmaktır. Fakat günümüzde bu noktaya ulaşıldığını söylemek mümkün değildir (Lippman, 1987).

Son on yıl içinde yapay sinir ağıları üzerindeki çalışmalar hızla artmaktadır. Yapay sinir ağılarının mühendislik başta olmak üzere birçok bilimsel alanda, karmaşık ve belirsiz veriler altında problemlere çözümler ürettikleri ispatlanmıştır. Algoritmasız tamamıyla paralel, adaptif, öğrenebilen ve paralel dağıtılmış bir hafızaya sahip olma, bu sistemlerin ana özelliklerinin başında gelir. Bu teknoloji insana benzer yaklaşımlarla robotların oluşturulmasında İlk adım olarak görülebilir (Lippman, 1987).

Yapay sinir ağıları, olayları öğrenerek karar verme prensibi üzerine kurulmuşlardır. Öğrenme, zeki sistemlerin bilgi yetenek ve tecrübelerini artırma olayı olarak düşünülebilir. Farklı tanımlar yapılmakla beraber en genel şekliyle Öğrenme, sistemlerin aynı veya benzer işleri yaptıklarında, o işi veya işleri bir önceki yapıldığı şeklinden daha verimli ve etkin olarak gerçekleştirecek değişiklikleri oluşturma süreci olarak tanımlanır(Riquelme, Zanuto; 1996). Araştırmacıların zeki robotlar veya benzeri nesneler oluşturma yönündeki çalışmalarının önemli bir noktasını da bu öğrenme sürecinin bilgisayarlaştırılması oluşturur. Dolayısıyla ortaya atılan Öğrenme yöntemlerinin sayısı her geçen gün artmaktadır. Bunun temel nedeni

insanoğlunun programlanabilir makinalar yerine, eğitilebilir makinalara sahip olma arzusudur. Yapay sinir ağları insanoğlunun bu merakını giderebilmek için başlatılan çalışmaların ortaya çıkarttığı bir tür bilimsel öğrenme mekanizmalarıdır (Lippman, 1987). Yapay sinir ağları her geçen gün ilgi odağı olmaktadır da insan beyninin fonksiyonları ile ilgili çalışmalar pek de yeni sayılmaz, özellikle bu çalışmalara 1940'larda başlanmış, hem teknolojik yetersizlik ve hemde beynin karmaşık yapısından dolayı çalışmalar yavaş gelişmiştir. Son yıllardaki teknolojik ve nörofizyolojik gelişmeler nedeniyle elde edilen başarılı sonuçlar dikkatleri yeniden yapay sinir ağlarına çevirmiştir. Bu ağların paralel yapıları ve bilgisayarları geleneksel yöntemlerden çok daha farklı kullanarak özellikle seri bilgisayarlarda bilinen yöntemlerle yapılması mümkün olmayan veya çok zor olan birtakım işlevleri rahatlıkla yapmaları önemlerini daha da artırmaktadır (Öztemel, 1996).

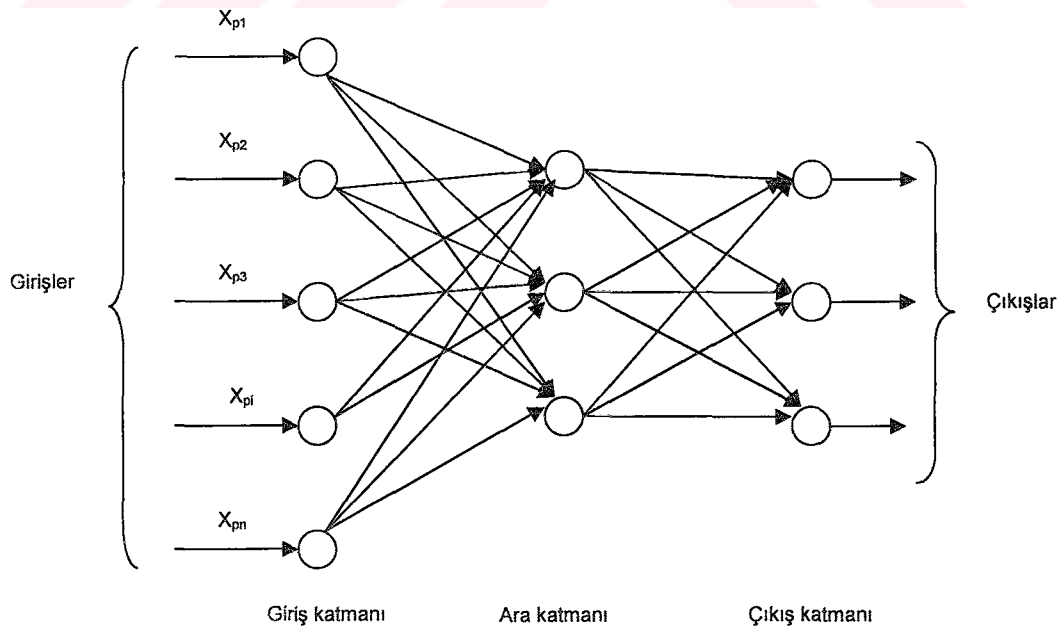
5.1.1. Yapay sinir ağı topolojisi

Yapay sinir ağlarının fonksiyonlarını gerçekleştirmede sahip oldukları fiziksel yapının önemi büyüktür. Bugün birçok model mevcut olmakla birlikte bu sayı her geçen gün artmaktadır. Farklı yapılaşma, işlem elemanlarının birbirleri ile olan bağlantılarından ve uygulanan öğrenme kuralından kaynaklanmaktadır. İşlem elemanları ya tamamen birbirleri ile bağlantılı veya yerel olarak gruplar halinde bağlantılı olabildikleri gibi, dağınık şekilde de birbirleri ile bağlanabilmektedirler. Bilgi akışı bu bağlantılar üzerinde tek yönlü olduğu gibi çift yönlü de olabilir (Simpson, 1990). Bir grup işlem elemanı bir araya gelerek bir katman (layer) oluştururlar. Genel itibarıyla yapay sinir ağlarında üç tür katman bulunur. Sinir ağının dış dünya ile bağlantısını kuran girdi katmanı, gelen işaretleri işleme kabiliyetine sahip ara katmanlar ve sinir ağının kararlarını dış dünyaya aktaran çıkış katmanı vardır (şekil 5.1). Girdi katmanında çoğu zaman bilgi işleme sözkonusu olmaz. Bu katmandaki işlem elemanları aldıkları bilgiyi herhangi bir değişikliğe uğratmadan ara katmandaki işlem elemanlarına aktarırlar. Burada sözü geçen bilgi sinir ağının işlem elemanları arasındaki bağlantı hatları üzerindeki ağırlıklarla gösterilir. Dolayısıyla bilgi bütün ağa dağıtılmıştır. İşlem elemanlarının birbirleri ile ilişkileri ve katmanlar arası ilişkiler değişik yapısal modellerin oluşmasına neden olmaktadır.

İçbağlantı sinir ağı mimarisi tanımının bir parçasıdır. Bunlar bir işareti bir birimden diğerine veya birimin kendisine yansıtırlar. Bu iç bağlantı tek yönlüdür ve her bir bağlantıda işaretli bir ağırlık değeri vardır. Bu ağırlık değerleri ağların hafızasını oluşturur. Sinir ağlarında genellikle pozitif işaretler birimin giriş değerini artırır. Negatif işaretler birimin giriş değerini azaltır. Birimleri bir ağ içerisinde birbirine bağlayan üç değişik bağlantı şemaları vardır (Öztemel, 1996).

- a) Aynı katmandaki birimleri biribiriyle bağlayan bağlar.
- b) Farklı katmandaki birimleri bağlayan bağlar.
- c) Birimin kendisine geri bağlanan ve dönen bağlantılar.

Bir yapay sinir ağının sahip olduğu bilgi, işlem elemanları arasındaki bağlantı hatları üzerinde saklanır ve ağırlıklar vasıtasıyla gösterilir. Ağ, olaylar hakkında girdi ve çıktılar arasındaki ilişkiyi daha önce tanımlanan örneklerden genellemeler yaparak öğrenir ve bu genelleme ile yeni oluşan veya ortaya çıkan daha önce hiç görülmemiş olaylar hakkında karar verebilir.



Şekil 5.1. Yapay sinir ağı mimarisi

Ağa bir örnek olay gösterildiğinde girdi katmanından alınıp ara katmanlarda işletilerek ağı, o olay hakkında ürettiği sonuç, çıktı katmanından sunulur. Bu bilgi işleme, ağı, ağına sahip olduğu tecrübeye göre bilginin ara katmanlarda çağrıştırılması ile gerçekleştirilir. Bu çağrıştırma olayı modelden modele değişmektedir. Örneğin ara katmanlardaki işlem elemanları sahip oldukları bağlantı ağırlıkları ile kendi kararlarını üretir ve çıktı katmanındaki işlem elemanlarına gönderirler. Çıktı katmanındaki işlem elemanları da yine ilgili ağırlıkları kullanarak ağı, en son kararını oluştururlar. Bu ağırlıklar tıpkı ilgili olayın belirli özelliklerini hafızada saklayan elemanlar gibi düşünülebilirler. Bilgi işleme ise bir olay gösterildiğinde hafızadan ilgili özellikleri çağırmak ve bunlar ile ilgili girdileri birlikte analiz ederek karar vermek şeklinde yorumlanabilir (Hopfield and Tank, 1985).

Ağı zeki davranış gösterebilmesi (öğrenme) için sahip olduğu bütün ağırlıkların ilgili problemde öğrenilmesi istenen özellikleri genelleştirecek şekilde doğru değerlere sahip olması gerekir. Bu doğruluk ne kadar artarsa genelleme kabiliyeti dolayısıyla zeki davranışı o denli artar. Optimum ağırlık değerleri bir öğrenme kuralına göre tanımlanır. Çoğunlukla bilgisayar sistemleri yüksek hızlarda mantık ve matematik problemlerini çözmek için tasarlanmışlardır. Kullanılan bilgisayarlar bir zaman aralığında sadece bir işlem yapabilmektedirler. Bu durum onların ardışıl yapılarından kaynaklanmaktadır. İşlem hızı da tipik olarak GHz mertebesinde. Bu işlem süresi bile büyük yazılımların çalıştırılmasında problemler oluşturabilmektedir. Bu problemin çözüm yollarından birisi, yeni bir işleme sistemi olan geriyayılmalı ağ sistemidir. Bu sistemde bilgiler paralel olarak işlenir, verilen örnek tanımlamalar arasındaki ilişki kendi kendine öğretme suretiyle yeni duruma kendini uydurabilirler (Freeman, Skapura; 1992).

Geriayılmalı ağ iki aşamalı geriyansıma çevrimi kullanarak önceden tanımlı giriş çıkış örnek çiftlerini öğrenir. Bir uyarıcı olarak ilk katmana giriş uygulandıktan sonra çıkış üretilinceye kadar her bir katmandan yansıtılır. Bu çıkış, hedef çıkış ile karşılaştırılır ve her bir çıkış birim için bir hata işareti üretilir. Hata işaretleri, daha sonra çıkış katmanından geriye doğru, çıkışa katkıda bulunan her bir ara katmanlardaki düğümlere iletilir. Bununla birlikte ara katmandaki her bir birim,

toplam hatanın bir kısmını alır. Bu işlem toplam hata minimum seviyeye ininceye dek katmanlarda tekrarlanır. Hata işaretine bağlı olarak bağlantı ağırlıkları her birim ile güncelleştirilip farklı girişlerin tümünün anlaşılması için farklı düğümler eğitilerek ara katmandaki bu düğümler kendi kendilerine eğitilirler (Ferikoğlu, Tosun, Ünal, Saraoğlu, Yardımcı; 2004).

Geriyaılma aının sade mimarisi üç katmandan oluşur. Bu katmanlar ileri beslemeli işlemci ile bağlıdır. Her ne kadar bu mimari yaygın isede üç katmandan daha fazla olabilir (Freeman, Skapura; 1992). İşaret, ağıdaki farklı katmanlar arasında yayılırken her üst katmanda hazırlanan sonuç bir sonraki katmandaki birimlerce bir giriş olarak algılanır. Geriyaılmalı ağılarda hata tekrarlanarak minimuma indirilmesinde "Delta kuralı" denilen ağırlıkların belirli tanımlamalarla güncelleştirilmesi yönteminden yararlanılır.

5.1.2 Genellenmiş delta kuralı

Genellenmiş delta kuralı, geriyaısalı ağı eğitilirken, hedef değerler ile çıkış değerler arasında meydana gelen hatanın bir kısmı, her bir eğitim hücreesine, geri yaıtılarak ağırlıkların hataya göre değiştirilmesini ve bu işlemin belli sayıda tekrarlanarak hatanın en küçük değere ulaşmasını sağlayan bir yöntemdir. Bu kuralın adımları şu şekilde sıralanabilir;

- 1) Bulunan çıkışlar ile doğru çıkışlar karşılaştırılır ve bir hata değeri belirlenir.
- 2) Hatanın azaltılması için her bir ağırlığın "+" veya "-" yönü belirlenir.
- 3) Her bir ağırlığı değiştirmek için genlik belirlenir.
- 4) Ağırlıklara düzeltmeler uygulanır.
- 5) 1. adımdan 5. adıma kadar olan adımlar eğitim setindeki tüm vektörler için hata kabul edilebilir bir değere ulaşıncaya kadar tekrarlanır (Freeman and Skapura, 1992).

Giriş vektörü $X_p = (x_{p1}, x_{p2}, \dots, x_{pn})$ yapay sinir aının giriş katmanına uygulandığında J'inci ara birim için ağı girişı:

$$net_{pj}^h = \sum_{i=1}^N W_{ji}^h X_{pi} + \theta_j^h \quad (5.1)$$

Eşitliğinden hesaplanır. Eşitlik (5.1)'de W_{ji}^h i'inci giriş biriminden J'inci ara birime olan bağlantı üzerindeki ağırlıktır. Ara katman üzerindeki nicelikler h ile tanımlanır. Çıkış birimler için "o" kullanılır.

$$net_{pk}^o = \sum_{j=1}^L W_{kj}^o I_{pj} + \theta_k^o \quad (5.2)$$

Eşitlik (5.1) ve eşitlik (5.2)'de gösterilen θ terimi bias terimidir. +0.5 ile -0.5 arasında bir değer ile tanımlanabilir.

$$\delta_{pk} = (y_{pk} - o_{pk}) \quad (5.3)$$

Yapay sinir ağında hata değeri, eşitlik (5.3)'ten hesaplanır. δ_{pk} p'inci eğitim vektörünün k'inci çıkışındaki hata değeridir. y_{pk} istenilen çıkış, o_{pk} ise o anda yapay sinir ağının hesapladığı çıkıştır. Tüm çıkış birimlerinin hatalarının karesel toplamı eşitlik (5.4) ve eşitlik (5.5)'te verilmiştir.

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^M \delta_{pk}^2 \quad (5.4)$$

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_k (y_{pk} - o_{pk})^2 \quad (5.5)$$

5.2. Bulanık mantık

İnsan beyni dünyanın en karmaşık makinesi olarak kabul edilebilir. İnsan beyni sayısal bir işlemi birkaç dakikada yapabilmesine karşın; idrak etmeye yönelik

olayları çok kısa sürede yapar. Mesela yolda giden bir şoför, yolun kayganlık derecesini, önündeki tehlikeden ne kadar uzak olduğunu sayısal olarak ölçemezse de geçmişte kazandığı tecrübeler ışığında aracın hızını azaltır (Bezdek, Pal; 1992).

Bilgisayarlar çok karmaşık sayısal işlemleri anında çözümleyebilmelerine karşın, idrak etme ve deneyimlerle kazanılmış bilgileri kullanabilme noktasında çok yetersizdirler. Bu durumdaysa beynini üstün kılan temel özellik, sinirsel algılayıcılar vasıtası ile kazanılmış ve göeli olarak sınıflandırılmış bilgileri kullanabilmesidir. Uzman sistemler (US), Bulanık mantık, Genetik algoritma ve Yapay sinir ağları (YSA) gibi yapay zekâ alt dalları özellikle son yıllarda, geniş bir araştırma ve uygulama alanı bulmuştur (Saraoğlu, 1998).

Bulanık mantık, bulanık küme teorisine dayanan bir matematiksel disiplindir. Bulanık mantık, insan mantığında olduğu gibi, Uzun-Kısa, Sıcak-Soğuk, Hızlı-Yavaş, Siyah-beyaz, yerine Çok Uzun-Uzun-Orta-Kısa-Çok- Kısa, Çok Sıcak-Sıcak-Ilık-Az Soğuk-Soğuk, vb. gibi ara değerlere göre çalışmaktadır (Elmas, 2003).

Bazı sistemlerin matematiksel modellemesi mümkün olmayabilir veya sistemin değişkenleri matematiksel modelleme yapılabilecek kadar kesin olarak bilinmeyebilir veya değişkenler zaman içinde değişebilir. Bazı sistemlerde modelleme mümkün olsa bile oldukça yüksek maliyete neden olabilir (Herrmann, Arnold; 2001).

Bu gibi durumlarda genellikle bir uzman kişinin bilgi ve deneyinlerinden yararlanma yoluna gidilir. Uzman kişi az, çok, pek az, pek çok, biraz, az, biraz çok gibi günlük hayatta sıkça kullanılan dilsel niteleyiciler doğrultusunda bir denetim gerçekleştirir. Bu dilsel ifadeler doğru bir şekilde bilgisayara aktarılırsa hem uzman kişiye ihtiyaç kalmamakta hem de uzman kişiler arasında denetim farkı ortadan kalkmaktadır. İşte bulanık denetim bu tür mantık ilişkileri üzerine kurulmuştur (Elmas, 2003).

Örneğin odadaki klimanın motoru otomatik olarak değil de bir insan tarafından denetlendiği varsayılın; Eğer oda sıcaklığı biraz arttıysa işletmen motorun hızını biraz arttıracaktır, Eğer oda sıcaklığı çok düştüyse motor hızını çok azaltacaktır. Buradaki “biraz” ve “çok” terimleri dilsel terimler olup, “bulanık değişkenler” olarak adlandırılır.

Bulanık yaklaşım ilk defa Amerika Birleşik Devletlerinde düzenlenen bir konferansta 1956 yılında duyurulmuştur. Ancak bu konudaki ilk ciddi adım 1965 yılında Lotfi A. Zadeh tarafından yayınlanan bir makalede bulanık mantık veya bulanık küme teoremi adı altında ortaya konulmuştur. Zadeh bu çalışmasında insan düşüncesinin büyük çoğunluğunun bulanık olduğunu, kesin olmadığını belirtmiştir. Bu yüzden Boolean mantığı, bu düşünce işlemi yeterli bir şekilde ifade edememektedir. İnsan mantığı, Açık-Kapalı, Sıcak-Soğuk, 0-1 gibi değişkenlerden oluşan kesin ifadelerin yanı sıra, az açık, az kapalı, serin, ılık, gibi ara değerleri de göz önüne almaktadır. Bulanık mantık klasik mantığın aksine iki seviyeli değil, çok seviyeli işlemleri kullanmaktadır.

Bulanık mantığın genel özellikleri şu şekilde ifade edilmiştir,

- Kesin değerlere dayanan düşünme yerine, yaklaşık düşünme kullanılır.
- Her şey $[0,1]$ Aralığında belirli bir derece ile gösterilir.
- Bilgi büyük, küçük, çok az gibi dilsel ifadeler şeklindedir.
- Bulanık çıkartım işlemi dilsel ifadeler arasında tanımlanan kurallar ile yapılır.
- Her mantıksal sistem bulanık olarak ifade edilebilir.
- Matematiksel modeli çok zor elde edilen sistemler için çok uygundur.
- Bulanık mantık tam olarak bilinmeyen veya eksik girilen bilgilere göre işlem yapma yeteneğine sahiptir (Zadeh, 1965).

Bulanık mantığın ilk uygulaması Mamdani tarafından 1974 yılında bir buhar makinesinin bulanık denetiminin gerçekleştirilmesi olmuştur. 1980 yılında bir Holanda şirketi çimento fırınlarının denetiminde bulanık mantık denetimi uygulamıştır. 3 yıl sonra Fuji elektrik şirketi su arıtma alanları için kimyasal

püskürtme aleti üzerine çalışmalar yapmıştır. 1987’de ikinci IFSA kongresinde ilk bulanık mantık denetleyicisi sergilenmiştir.

Hitachi firması, ilk olarak 1987 yılında ulaştırma bakanlığına başvurmuş ve Sedai Metro sisteminde çalışan trenlerin otomatik olarak denetimi için bulanık mantık kullanımını önermiştir.

Bulanık mantık teorisi uygulamalarının ürünleri Japonya’da 1990 yılında tüketicilere sunulmuştur. Bulanık denetimli çamaşır makinesi, çamaşırın cinsine, miktarına, kirliliğine göre en etkili çamaşır yıkama ve su kullanım programını seçebilmektedir (Elmas, 2003).

5.2.1 Bulanık Kümeler Teorisi

Bir E evrensel kümesi;

$$E=\{X_1, X_2, X_3, X_4\} \quad (5.6)$$

Olsun. Bu kümenin alt kümesi;

$$A= 0.1/X_1 + 0.5/X_2 + 0.7/X_3 + 0/X_4 \quad (5.7)$$

Olur. Bu küme sadece ağırlıklarıyla gösterilirse;

$$\mu_A(x)=\{ 0.1, 0.5, 0.7, 0\} \quad (5.8)$$

İfadesine A kümesinin üyelik fonksiyonu denir.

Bulanık kümeler arasındaki birçok ilişki matematiksel olarak ifade edilmiştir. Ençok kullanılan üç özellik; birleşme, kesişim ve Tümlleyen özellikleridir.

5.2.1.1. Birleşme özelliği

A ve B şeklindeki iki bulanık kümenin, C olarak adlandırılan yeni birleşim

kümesi

$$C = A \cup B \text{ veya } C = A + B \quad (5.9)$$

Şeklindedir. Üyelik fonksiyonları ise aşağıdaki gibidir.

$$\mu_C(x) = \max \{ \mu_A(x), \mu_B(x) \} \quad (5.10)$$

5.2.1.2 Kesişim (Intersection) özelliği

A ve B gibi iki bulanık kümenin, C olarak adlandırılan yeni kesişim kümesi,

$$C = A \cap B \quad (5.11)$$

Şeklindedir. Üyelik fonksiyonları ise aşağıdaki şekildedir.

$$\mu_C(x) = \min \{ \mu_A(x), \mu_B(x) \} \quad (5.12)$$

5.2.1.3. Tümleyen (Complement) özelliği

Bir A kümesinin değil kümesi A' şeklinde sembolize edilir. Üyelik fonksiyonu olarak ise

$$\mu_{A'}(x) = 1 - \mu_A(x) \quad (5.13)$$

Şeklindedir (Dombi, 1990).

5.2.1.4. Eşit kümeler

Eğer X evrensel kümesinin her bir elemanının bulanık A kümesindeki üyelik derecesi, bulanık B kümesindeki üyelik derecesine eşitse bulanık A kümesi bulanık B kümesine eşittir.

$$\mu_A(x) = \mu_B(x) \quad (5.14)$$

Şeklinde ifade edilir (Bellman, Zadeh; 1970).

5.2.1.5. Alt kümeler

Eğer X evrensel kümesinin her bir elemanının bulanık A kümesindeki üyelik derecesi, bulanık B kümesindeki üyelik derecesinden küçük veya eşitse bulanık A kümesi bulanık B kümesinin alt kümesidir.

$$\mu A(x) \leq \mu B(x) \quad (5.15)$$

Şeklinde ifade edilir (Bellman, Zadeh; 1970).

5.2.2. Bulanık Mantık Kontrollü sistemler

Bir denetleyici sistemi başka bir fiziksel sistemin tepkisini veya davranışını denetleyen, düzelten, fiziksel elemanlardan oluşur. Denetim sistemleri genel olarak açık döngülü veya kapalı döngülü olmak üzere ikiye ayrılır. Açık döngülü sistemlerde denetim, sistem çıkışından bağımsızdır. Kapalı döngülü sistemlerde ise denetim sistem çıkışına bağlı olarak değişebilmektedir.

Herhangi bir fiziksel değişimin denetiminin yapılabilmesi öncelikle onun ölçülmesi gerekir. Kapalı döngülü denetim sistemlerinde giriş işaret değerlerine, çıkış değerleri etki eder (Yardımcı, 2001).

Bulanık mantık denetleyicileri bilgi tabanı, bulandırma, karar verme ve durulama birimleri olmak üzere dört temel bileşenden oluşur. Bulandırma birimi en son ölçülen verinin uygun dilsel değerlere dönüştürülmesini sağlar. Bulanık bilgi tabanı kural tabanı ve veri tabanından oluşur. Karar verme birimi bulanık mantık denetleyicinin yaklaşık çıkartım sağlaması yeteneğine sahiptir. Durulama birimi ise karar verme biriminden gelen bulanık bilgileri, gerçek değerlere dönüştüren bölümdür (Babuska, 1998).

5.2.2.1. Bulandırma birimi

Bulandırma, sistemden alınan denetim giriş bilgilerini dilsel denetleyiciler olan

sembolik değerlere dönüştürme işlemidir. yelik fonksiyonlarından faydalanılarak giriş bilgilerinin ait olduğu bulanık küme veya kümeleri ve üyelik derecesinin tespit edildiği birimdir. Bu birimde girilen sayısal değerlere küçük, en küçük, büyük, çok büyük gibi dilsel değerlerin atanma işlemi yapılır (Mamdani,1977).

5.2.2.2. Bilgi tabanı

Bilgi tabanı, karar verme biriminin kural tabanının da kullandığı bilgileri aldığı veri tabanı ve denetim amaçlarına uygun dilsel denetim kurallarının da bulunduğu birimdir. Veri tabanı ve kural tabanı olmak üzere iki kısımdan oluşur. Dilsel denetim kurallarının tanımlanmasında ve bulanık mantık denetimindeki bulanık bilgi işleme sürecinde yararlanılır. Kurallar kümesi denetim amaçlarını ve denetim stratejisini belirler.

Denetimi yapılan sistemle ilgili, bulandırma, bulanık çıkartım, durulama işlemleri sırasında gerek duyulan üyelik fonksiyonu ve kural tabanı bilgileri veri tabanından kullanıma sunulur.

5.2.2.3. Karar verme birimi

Karar verme birimi, çıkartım motoru (Fuzzy Engine) olarak da adlandırılır. Bulanık mantık denetim sisteminin çekirdek kısmıdır. Bu kısım insanın karar verme ve çıkarım yapma yeteneğinin benzeri bir yolla bulanık kavramları işler ve çıkarım yaparak gerekli denetimi sağlar (Bay, Elmas;1999).

Bulanık mantık denetleyicisi içindeki bulanık içerme, bileşke kural çıkarımları ve cümle bağlayıcıları ile ilgilidir. Genel olarak bir bulanık denetim kuralı bir bulanık ilişkidir ve bulanık içerme ile açıklanır. Bulanık mantıkta bulanık içermeyi tanımlamanın birçok yolu bulunmaktadır. rnek olarak, Mamdani'nin bulanık içermesi, Max-Dot ıkarımı, Min-Max ıkarım, Takagi-Sugeno ıkarımı verilebilir (Elmas, 2003).

5.2.2.3. Durulama (Berraklaştırma) birimi

Bulanık çıkarımın sonucu yine bulanık bir kümedir. Bu sonucun tekrar sisteme uygulanabilmesi için giriş değeri gibi sayısal değere dönüştürülmesi gerekir. Bu işlem durulama olartak adlandırılır. Durulama birimi sistem denetiminde kullanılacak gerçek değerlerin elde edilmesini sağlar.

Durulama işleminde değişik yöntemler kullanılmaktadır. En çok kullanılanları; Maksimumüyelik yöntemi, Ağırlık merkezi yöntemi, Ağırlık ortalaması yöntemi, Mean-Max üyelik yöntemidir (Hellendorn, 1993).



BÖLÜM 6. İNHALASYON ANESTEZİSİNDE SEVOFLURAN ORANININ NEURO-FUZZY SİSTEM YARDIMI İLE KONTROLÜ

6.1. Giriş

Genel anestezi uygulaması sırasında anestezi derinliğinin değerlendirilmesi süregelen bir problemdir ve oldukça karmaşık bir konudur (Muthuswamy, Roy; 1999). Son yıllarda EEG'nin bu amaçla kullanımına olan ilgi artmıştır (Altunkan, Çömelekoğlu, Koçak, Özge, Atıcı, Oral; 2001)

Anestezi esnasında yüzeysel anestezi ve farkında olma problemi ile ilgili olarak, hastanın anestezi derinliğinin yüzeysel olup olmadığını belirlemek için geriyayılmalı yapay sinir ağı kullanılabilir (Ranta, 2002).

Genel anestezi, anestezi seviyesinin belirlenmesinde ve uygulanan ilaç oranının kontrolünde EEG verilerinden elde edilen farklı indekslerin yorumlanması ve bu bilgilere bağlı olarak anestezi ilaç kestirimi için yapay sinir ağı veya bulanık sistemler tek başlarına kullanıldığı gibi her ikisinin bileşiminden oluşturulmuş Neuro-Fuzzy sistemler de kullanılmıştır.

Bu çalışmada genel anestezi, idame safhasında, anestezi seviyesinin kontrolü amacıyla sevofluran gaz oranı öneren Neuro-Fuzzy sistem blok diyagramı tasarlanmıştır (şekil 6.1). Sistem iki ana bloktan oluşmaktadır. Sistemin birinci bloğu geriyayılmalı yapay sinir ağı sistemi, ikinci blok ise bulanık çıkartım sistemidir.

Yapay sinir ağı üç katmandan oluşmaktadır. Giriş katmanında 53 giriş düğümü, ara katmanda 27 ara katman düğümü, çıkış katmanında ise 1 çıkış düğümü bulunmaktadır.

Giriş katman bilgisi olarak, Tablo 6.1'de verildiği gibi, hastadan anestezi öncesinde ve anestezi süresince her 5 dakikada bir alınan 10 saniyelik EEG kayıtlarının PSD (Power Spectral Density)leri alınarak elde edilen ilk 1–50 Hz frekans aralığında

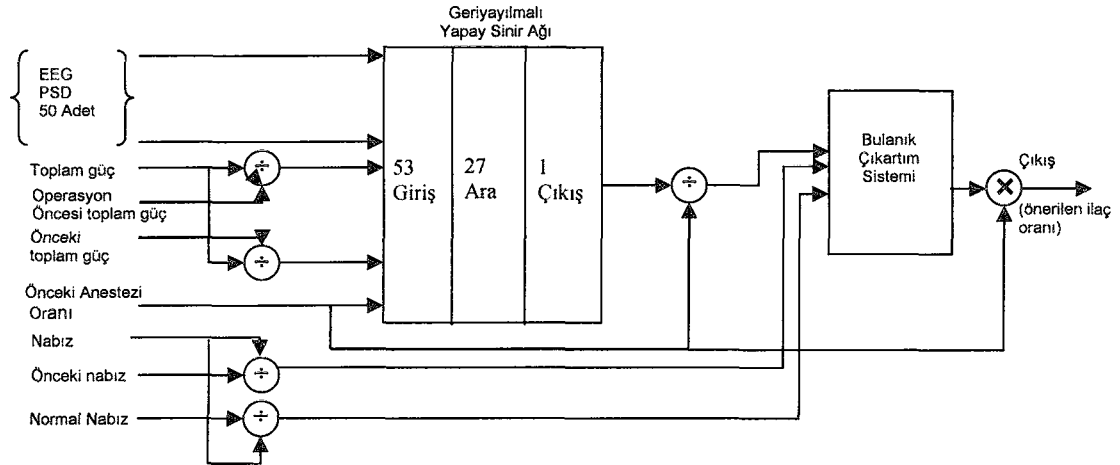
bulunan PSD değerleri girilmiştir. Anestezi esnasında, o anki 10 saniyelik EEG diliminin PSD değerlerinin toplamının operasyondan önce kaydedilen EEG 10 saniyelik diliminin PSD değerleri toplamına oranı bilgisi de girilmiştir. Bu bilgilere ilave olarak anestezi esnasında o anki 10 saniyelik EEG diliminin PSD değerleri toplamının bir önce kaydedilen EEG 10 saniyelik diliminin PSD değerleri toplamına oranı bilgisi ve bir önceki anestezik gaz oranı bilgisi de girilmiştir. Çıkış katmanında ise tablo 6.2’de görölen, uygulanan ilaç oranı bilgisi verilerek ağ eğitilmiştir.

Giriş katmanına uygulanan veri seti toplam 53 giriş değişkeninden oluşturulmuştur. Bu değerlerin 50 si EEG verileri ile ilgilidir. Geri yayılmalı yapay sinir ağına orantısal olarak verilen 2 giriş bilgisi, ağ giriş düğüm sayısının azaltılarak yapay sinir ağının daha az işlem ile sonuca ulaşmasını sağlamak için orantısal olarak verilmiştir. Yapay sinir ağı 53 giriş değişkenine sahip olmasına rağmen gerçeekte 55 değişkenle karar vermektedir.

EEG dilimi gücünün bir önceki güce oranı ile yapay sinir ağına anestezi seviyesinin eğilimi bilgisi, EEG dilimi gücünün normal güce oranı ile de başlangıç şartlarına göre o andaki anestezi seviyesi bilgisi verilmiştir.

Bulanık çıkartım sisteminde üç giriş değişkenine karşılık 1 çıkış değişkeni vardır. Bu sistemin giriş değişkenleri; yapay sinir ağının önerdiği ilaç değerinin bir önce uygulanan anestezik ilaç değerine oranı, o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranı, o anki nabız değerinin operasyon öncesi nabız değerine oranı değişkenleridir. Bulanık sistem, kural tabanına göre girdi değerlerine karşılık o an hastaya uygulanmasını önerdiği ilaç oranı bilgisini üretmektedir.

Bulanık sistemde de yapay sinir ağında kullanılan orantısal girişler kullanılmıştır. Böylelikle daha az kural ile bulanık sistemin karar vermesi sağlanmıştır. Aynı zamanda daha çok faktörün etkileri de göz önüne alınmıştır.



Şekil 6.1. Anestezi esnasında sevofluran gaz oranı öneren Neuro-Fuzzy sistem blok şeması.

Tablo 6.1. Yapay sinir ağının eğitimi için hazırlanmış giriş katman veri tablosu.

Microsoft Excel - Frekans dönüşümü									
Arayıcı - 10 - K T A									
E4 9017.4									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	önceki anestezi oranı	toplam güç/Normal güç	toplam güç/önceki güç						
2	1.2	1.894223993	1.553591358	21839	16905	9397.2	2863.4	1022.3	912.25
3	1.2	1.00111778	0.528510769	9608.3	8500.2	2311.6	1395.3	1551.6	451.35
4	1	1.548684179	1.546955023	10700	9017.4	7156.7	3044.6	1370.7	763.06
5	1.3	1.715203252	1.05516655	44785	58096	14701.8	21207.1	10581.3	4958.5
6	1.3	1.730731707	1.130416313	38990	56631	11414.7	24268	14007.1	6733.1
7	1.4	0.95567846	0.663498966	12455.4	10480.9	3208.9	1687.92	1578.6	745.69
8	1.4	1.550344723	0.968448794	31954	9912.1	1836.62	2862.44	2466.09	1080.3
9	1.4	1.793014622	0.5290462	25402	18786.1	3852	5763.1	2915.71	3092.4
10	1	2.737925136	0.978582989	21476	14499.2	4890.5	2087.5	1254.74	590.41
11	1	1.810827128	1.205116166	9738.1	6983.4	3061.31	1505.58	1239.24	621.83
12	1.8	1.763835762	0.558363993	8426.9	11270.2	2877.5	2075.21	1207.47	917.58
13	1.8	2.499496881	0.868036312	9932.7	18641.7	4541.4	3404.85	5176.4	1614.16
14	1.4	3.108191667	0.889543301	62761	28022.8	9066.5	4145.01	2143.67	965.67
15	1.2	1.646987817	0.529886199	30436	14407.9	2770.9	3778.69	1807.93	584.61
16	1.2	1.823536017	1.1071946	26461.7	20206.6	4598.2	4390.9	2014.97	770.69
17	1.5	2.542249172	1.394131593	33361	35409.6	5563.4	9246.5	1938.41	1022.69
18	1.3	1.83616886	0.722261484	33408	17680.6	4090.8	3392.3	1367.8	904.14
19	1.3	1.213744315	0.661020059	14581.6	18338.1	2315.89	2474.72	1538.06	686.35
20	1.3	2.246589186	1.850957535	60494	16679.4	2798.3	2424.68	1925.32	1252.16
21	1.3	1.478019202	0.657894737	29485	11481.4	3702.2	2006.6	937.7	653.27
22	1.2	1.369591969	0.917518169	7038.1	5989.1	2377.41	2308.62	966.94	394.16
23	0.8	1.570822539	1.146927388	6004.8	10685.6	4218.2	2284.79	972.47	541.14
24	1.2	3.309167398	1.170880557	17072.3	10001.7	3755.3	4253.57	2645.93	2217.44
25	1.3	3.418558596	1.033060134	26382.3	8263.6	6403.2	4112.5	4044.9	1924.67
26	1.3	3.323784854	0.972276698	9619.2	18015	7138.6	4711.7	5834.9	1270.68
27	1.3	2.966554929	0.906686226	9500.4	11388.4	6942.6	8726.4	6050.4	2327.4
28	1.2	2.960269694	0.997881302	7289.8	10558	7389.5	9813.5	5389.7	2530.6
29	1.2	2.797539235	0.945028502	8419.2	7985	3325.9	5951.4	6853.1	2157.5
30	1.2	3.198518361	1.142817884	12990.9	12943.3	6494.4	4718	5983.6	3268.6
31	1.2	3.54239677	0.929113798	22242.5	7917.5	4164.2	5089.9	5311.3	4074.9
32	2	4.674653688	0.94101054	46616	11392	3986.7	2622.4	1652.9	2590
33	2	4.904262716	1.049117869	23107	25826	12100	4955.6	3177.1	3008
34	2	5.119218987	1.043830089	32595	18928	6473.8	4782.3	3994.8	3509.7
35	2	6.331497032	1.236608662	53639	28692	7377.8	5569.3	3919.8	2579.1
36	1.5	6.135743702	0.811142086	24379	26172	14509	8570.9	4373.6	2854.7
37	1.5	5.381512023	1.047873947	32084	23382	12853	6136.9	3630.9	2476.6
38	2	4.669786597	0.867730074	20650	23687	13579	7121.9	4056.8	3763.4
39	1	2.60408539	1.149580742	14519	5754.7	3729.7	1587.1	704.65	783.95
40	1	2.290010082	0.827517384	6954.5	3575.5	1547	932.03	862.12	1147.1

Tablo 6.2. Yapay sinir ağının eğitimi için hazırlanmış çıkış katman veri tablosu.

Microsoft Excel - Freka...

Dosya Düzen Görünüm Ekle
Biçim Araçlar Veri Pencere Yardım

AS32 8.2056

	BE	BF
1	çıkışlar(önerilen anestezi)	
2	1.2	
3	1	
4	0.76	
5	1.3	
6	1.3	
7	1.4	
8	1.4	
9	1.4	
10	1	
11	1.6	
12	1.8	
13	1.5	
14	1.2	
15	1.2	
16	1.5	
17	1.3	
18	1.3	
19	1.3	
20	1.3	
21	1.3	
22	0.8	
23	0.8	
24	1.3	
25	1.3	
26	1.3	
27	1.2	
28	1.2	
29	1.2	
30	1.2	
31	1.2	
32	2	
33	2	
34	2	
35	1.5	
36	1.5	
37	2	
38	2	

Toplam=37.8248 SAYI

6.2. Ölçüm verileri

Bu çalışmada hastanın nabız, kan basıncı, solunum, yaş, cinsiyet bilgileri ve EEG kayıtları alınmıştır. Verilerin kaydına hastaya anestezik ilaçlar uygulanmadan önce başlanmıştır. Böylece hastanın normal kan basıncı, nabız, solunum değerleri de elde edilmiştir. EEG kayıtları ise anestezik ilaçlar uygulanmadan başlatılmış ve hasta anesteziden uyanıncaya kadar devam edilmiştir. Böylelikle hastaya ait anestezisi öncesi normal EEG, anestezisi esnasındaki EEG ve anesteziden uyanması esnasındaki EEG kayıtları elde edilmiştir. Ayrıca anestezik uygulama başlangıcı EEG grafiğinde işaretlenmiştir. Nabız, solunum, kan basıncı bilgileri her 5 dakikada bir alınarak hastanın anestezisi derinliğine göre uygulanan sevofluran oranı kaydedilmiştir. Tablo 6.3’de hastadan alınan veriler gösterilmiştir. Bu tabloda verilen tabloda hastanın diastolik ve sistolik basınçları, nabızı, verilen Sevofluran gaz oranı, operasyon süresi bulunmaktadır.

Tablo 6.3. Ameliyathanede hasta kayıtlarının tutulduğu hasta izleme tablosu

[illegible]

Bu tabloda hangi dakikada hastaya hangi oranda anestezi ajan uygulandı ve o anda hastanın nabız ve kan basıncı bilgileri gösterilmiştir. Bütün hastaların operasyondan önceki kan basıncı, nabız ve EEG verileri kaydedilmiştir. Böylelikle hastaların operasyon süresince herhangi bir anda nabız, kan basıncı bilgilerinin ne olduğu ve bu bilgilere karşılık uygulanan anestezi gaz oranları kolayca izlenebilmektedir.

6.3. EEG verisinin kaydedilmesi

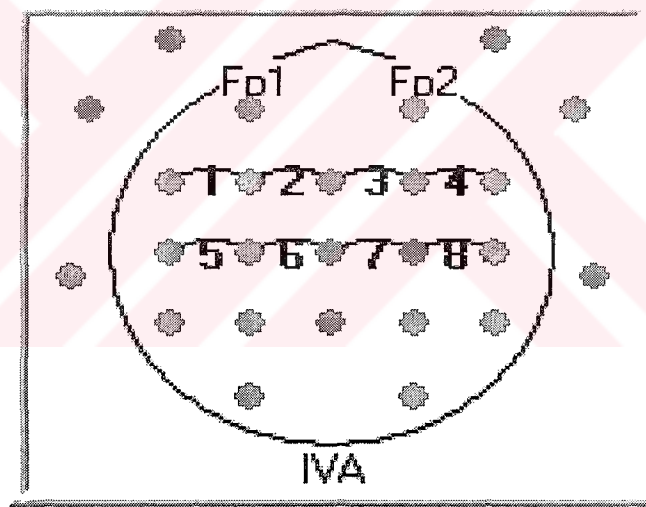
EEG verisi Nihon Kohden 9200 marka 22 kanallı Eeg cihazı ile kaydedilmiştir. Kayıt elektrotlarının montajında, Amerikan EEG Derneği'nin Klinik EEG de kullanılan standart montajlar için önerdiği uluslar arası 10–20 montaj sistemi kullanılmıştır. EEG erileri 2 msn. de bir örneklenerek kaydedilmiştir.

EEG cihazının 22 kanalı olduğundan 16 kanallı çekim yapabilmektedir. Ancak hastanın anestezi esnasında yatar pozisyonda olması nedeniyle beynin arka tarafında kalan T5-P3-P4-T6-O1-O2 noktalarından düzgün EEG kayıtlarının alınamaması nedeniyle 16 kanallı 10–20 sistem montajı yerine uluslar arası 8 kanallı bipolar 10–20 montaj sistemi (8 TB-b sistemi) tercih edilmiştir. Bu montaj sisteminde tablo 6.4'te gösterildiği gibi F7-F3, F3-FZ, FZ-F4, F4-F8, T3-C3, C3-CZ, CZ-C4, C4-T4, kanalları kullanılmaktadır. Bu kanallar beynin temporal ve frontal bölgelerinde bulunduğundan düzgün EEG kayıtları elde edilmiştir. Diğer 8 kanallı montajlar da aynı gerekçe ile tercih edilmemiştir.

Bipolar montajlar bir elektrot çiftini bağlar, genellikle ardışık kanallara komşu elektrotlar bağlanarak elde edilir. Böylelikle birbirini izleyen iki kanal için ortak bir elektrot sağlanmış olur.

Tablo 6.4. 8TB-b uluslar arası 10–20 montaj sistemi.

Kanal No	8TB-b Montajı
1	F7-F3
2	F3-FZ
3	FZ-F4
4	F4-F8
5	T3-C3
6	C3-CZ
7	CZ-C4
8	C4-T4

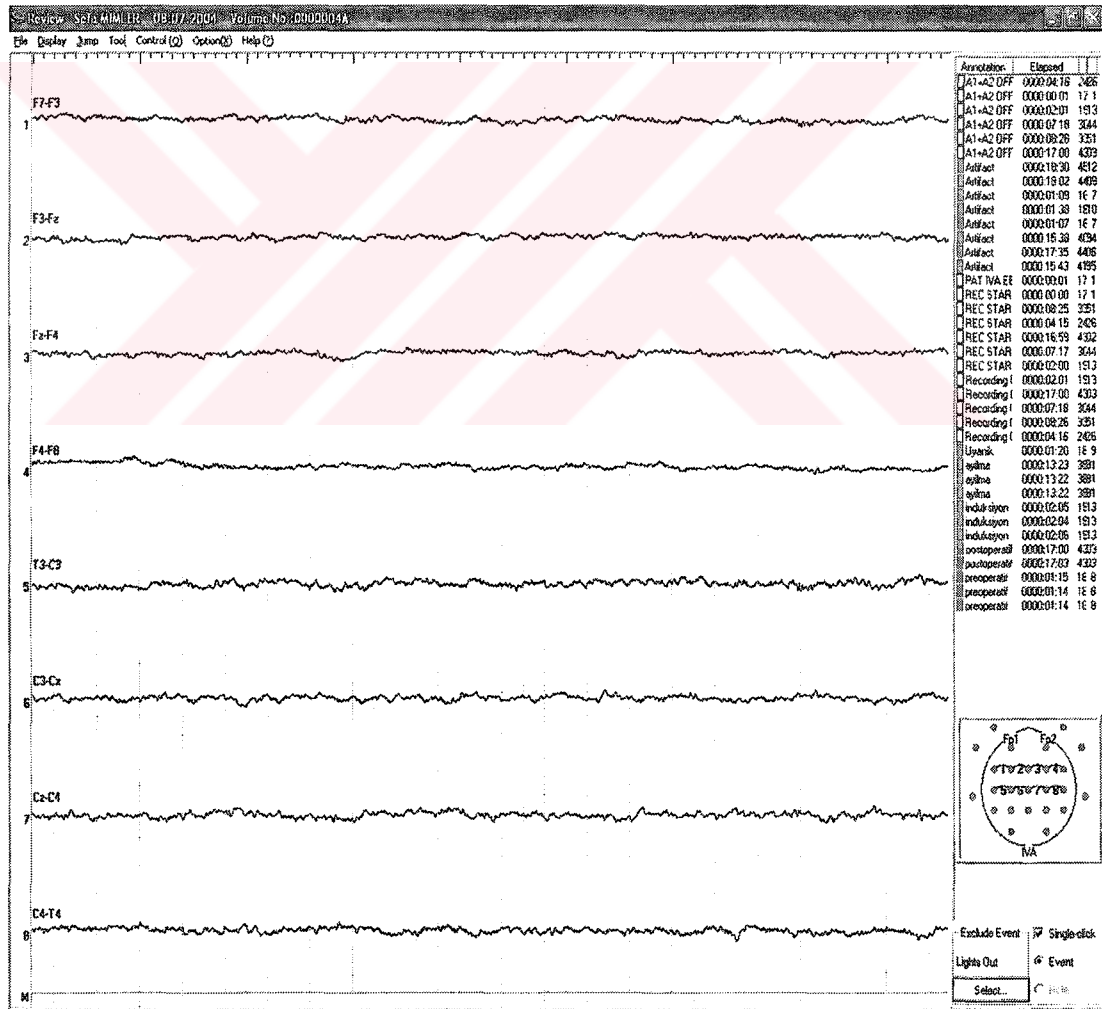


Şekil 6.2. 8TB-b Uluslararası 10-20 montaj sistemi.

Tablo 6.4'te ve şekil 6.2'de gösterilen 8TB-b montaj sistemi kullanılarak elektrotların bağlanması ile birlikte 8 kanallı EEG kaydı için cihaz, hazır hale getirilmiştir. Bu montaja uygun olarak ameliyattan önce hastanın başına elektrotlar yerleştirilmiştir. EEG kaydı anında artefakt oluşmasını engellemek için pasta ile elektrotlar saçlı deriye yerleştirilmiş ve pamuk ile tampon yapılarak elektrotların saçlı deriye tam teması sağlanmıştır.

EEG çekim işlemine hastaya anestezi uygulanmadan önce başlanmıştır. EEG grafiğinde anestezi ilaç verilme anı işaretlenerek hastanın normal EEG'si ile anestezi etki altındaki EEG kaydı birbirinden ayrılmıştır. Anestezi süresince EEG kaydı alınmış yalnız damarların yakılması için kullanılan koter cihazının kullanımı anında artifact oluşumu nedeniyle çekime ara verilmiştir.

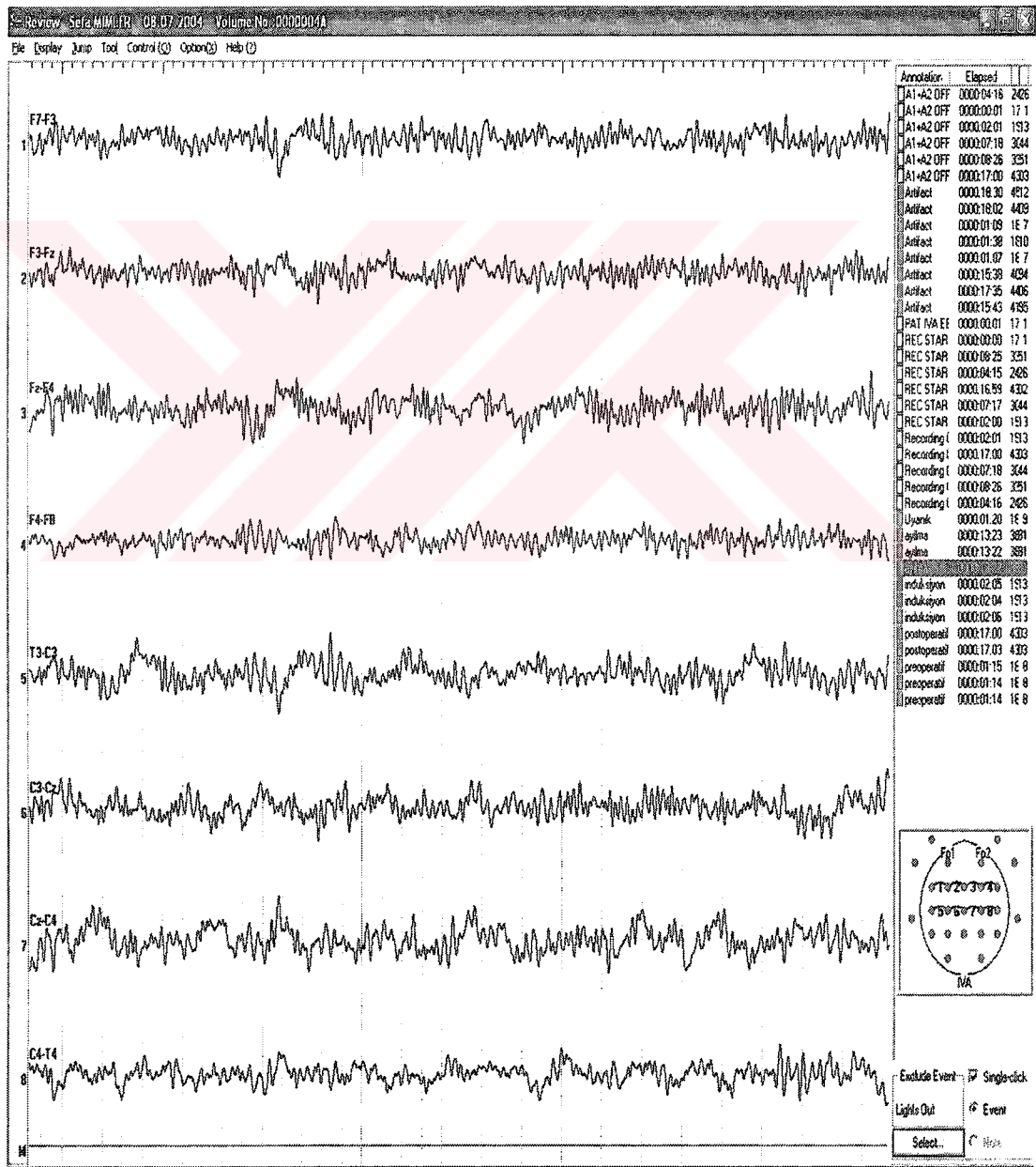
Ameliyat sonunda hastanın uyanma anında EEG aktivitesinde meydana gelen değişikliklerin gözlenebilmesi için çekimlere devam edilmiştir. Şekil 6.3'de örnek bir hastanın ameliyat öncesi EEG aktivitesi görülmektedir. Şekil 6.4'de ise aynı hastaya ait anestezi anındaki EEG kaydı verilmiştir.



Şekil 6.3. Hasta A'ya ait normal EEG örneği

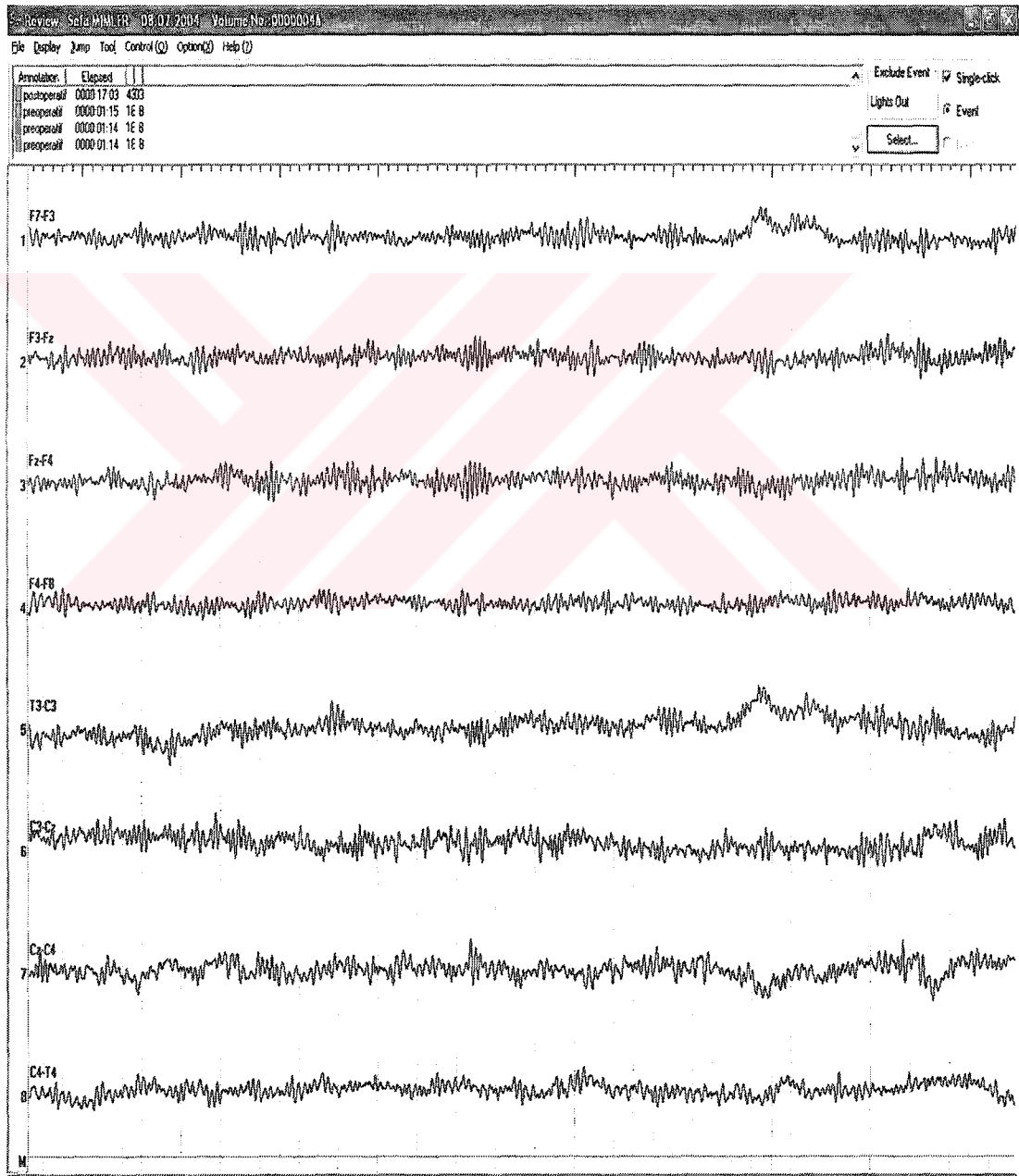
Şekil 6.3’de görülen hasta A’ya ait normal EEG örneğinde 8 kanaldan elde edilen EEG genlik değerleri, anestezi esnasında alınan EEG verilerinin genlik değerlerinden daha düşük değerli olduğu görülmektedir.

Şekil 6.4’de hasta A’ya ait anestezi ajan uygulandığında alınan EEG kaydı görülmektedir. Bu verilerde uygulanan inhalasyon anestezisinin operasyon öncesi EEG verilerine göre potansiyel farklarında artışa neden olduğu görülmektedir



Şekil 6.4. Operasyon esnasındaki hasta A’ya ait EEG örneği

Şekil 6.5'te Ayılma safhasındaki (operasyon sonrası safhada) hasta A'ya ait EEG verileri gösterilmektedir. Ayılma safhasındaki EEG grafiğinin, normal EEG grafiğine benzediği ve operasyon anındaki EEG verilerinin genlik değerlerine göre daha küçük genliklere sahip olduğu görülmektedir. Ancak inhalasyon anesteziklerinin etkisinin devam etmesi nedeniyle operasyon öncesinde elde edilen EEG grafiğinden farklı olduğu görülmektedir.



Şekil 6.5. Ayılma(operasyon sonrası) safhasındaki hasta A'ya ait EEG örneği

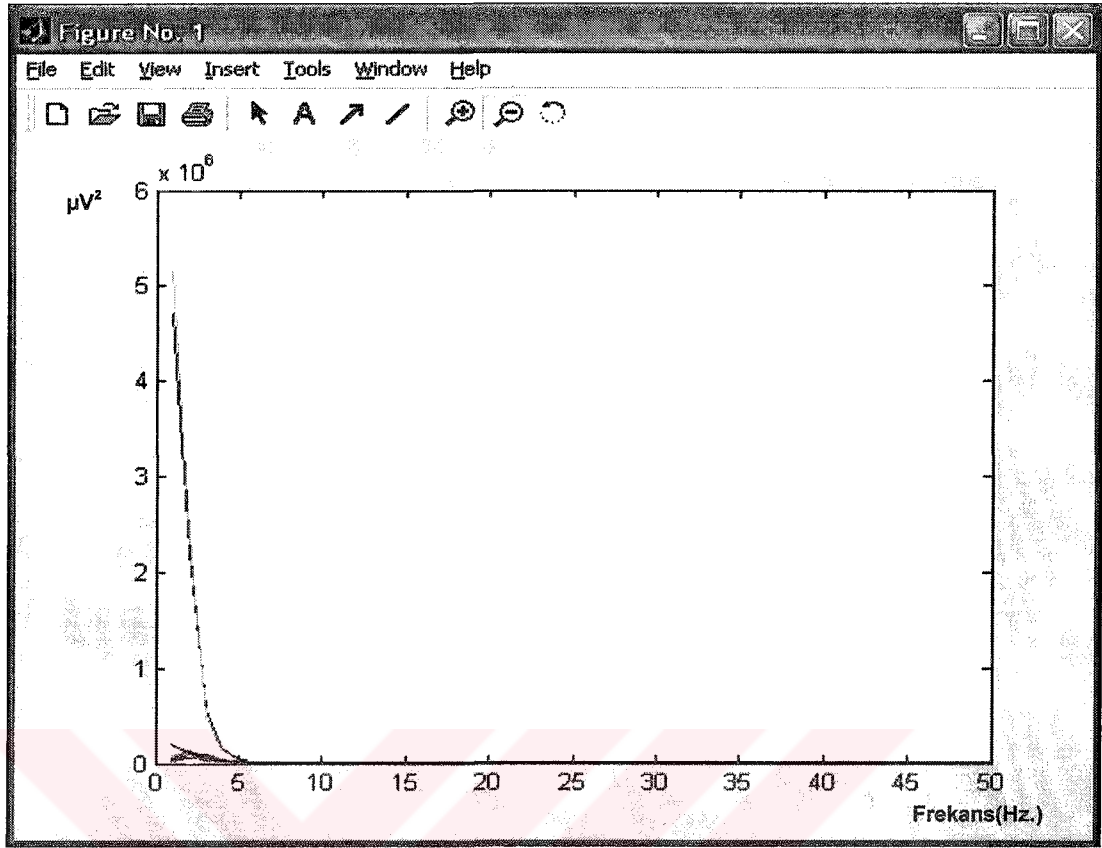
6.4. EEG verisinin işlenmesi

Niceleyici EEG analizi EEG'nin seçilen bir özelliğinin sayısal bir değere dönüştürülmesidir. Bu, EEG işaretinin değerlendirilmesi için çok hassas bir yoldur, çünkü farklı okuyucuların veya aynı okuyucunun değişik yorumlar yapma ihtimalini ortadan kaldırır. Ayrıca, EEG özelliklerini istatistiksel analize uygun hale getirir ve değişik EEG görüntüleme tekniklerine imkân sağlar. EEG'yi niceleyici hale getirmek için birçok yöntem geliştirilmiştir Hızlı Fourier dönüşüm (FFT: Fast Fourier Transform) temeline dayanan spektral analiz diğer yöntemlerden çok daha sık olarak uygulandığından, bu çalışmada niceleyici analiz için FFT temelli spektral analiz kullanılmıştır.

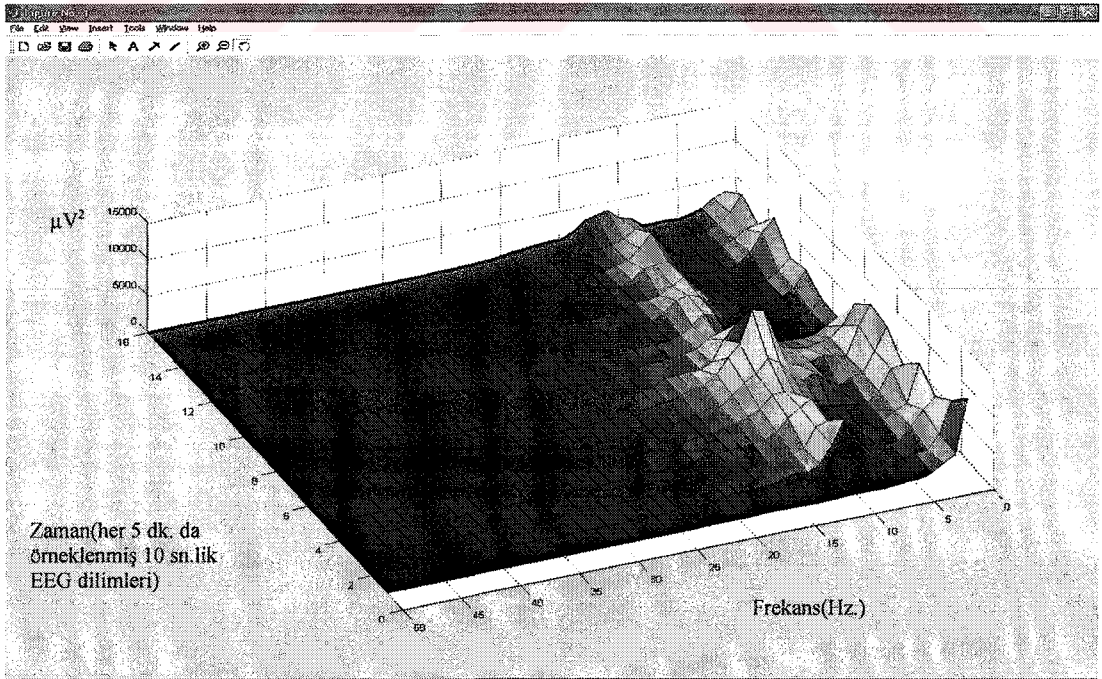
EEG işaretlerinin frekans unsurlarını nicelemek için EEG işaretini zaman boyutundan (time domain) frekans boyutuna (frekans domain) dönüştüren yöntemler geliştirilmiştir. Güç dağılımı (power spectrum) olarak isimlendirilen grafiği oluşturmak için Fourier katsayılarının kareleri MATLAB programı ile elde edilmiştir. Şekil 6.6'da MATLAB programında bir hastaya ait EEG işaretlerinden elde edilmiş güç spektrumu, grafik olarak gösterilmiştir.

Şekil 6.6'da Hasta A'ya ait operasyon öncesi EEG verisinin güç spektrumu gösterilmiştir. Güç spektrumunda 256 veri elde edilmiştir. Ancak bu verilerin ilk 50 değeri kullanılarak grafik oluşturulmuştur. Grafikte görüleceği gibi EEG verilerinin düşük frekanslardaki güç yoğunluğu yüksek frekanslara göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Hasta A'dan her 5 dakikada bir 10 saniyelik 16 dilim alınmıştır. Daha sonra bu dilimlerin FFT temelli PSD değerleri hesaplanmıştır. Bu verilerden de görüldüğü gibi operasyon esnasında anestezi ajan uygulanmaya devam ettiği zaman dilimlerinde, ameliyat öncesine göre güç yoğunlukları artmıştır.

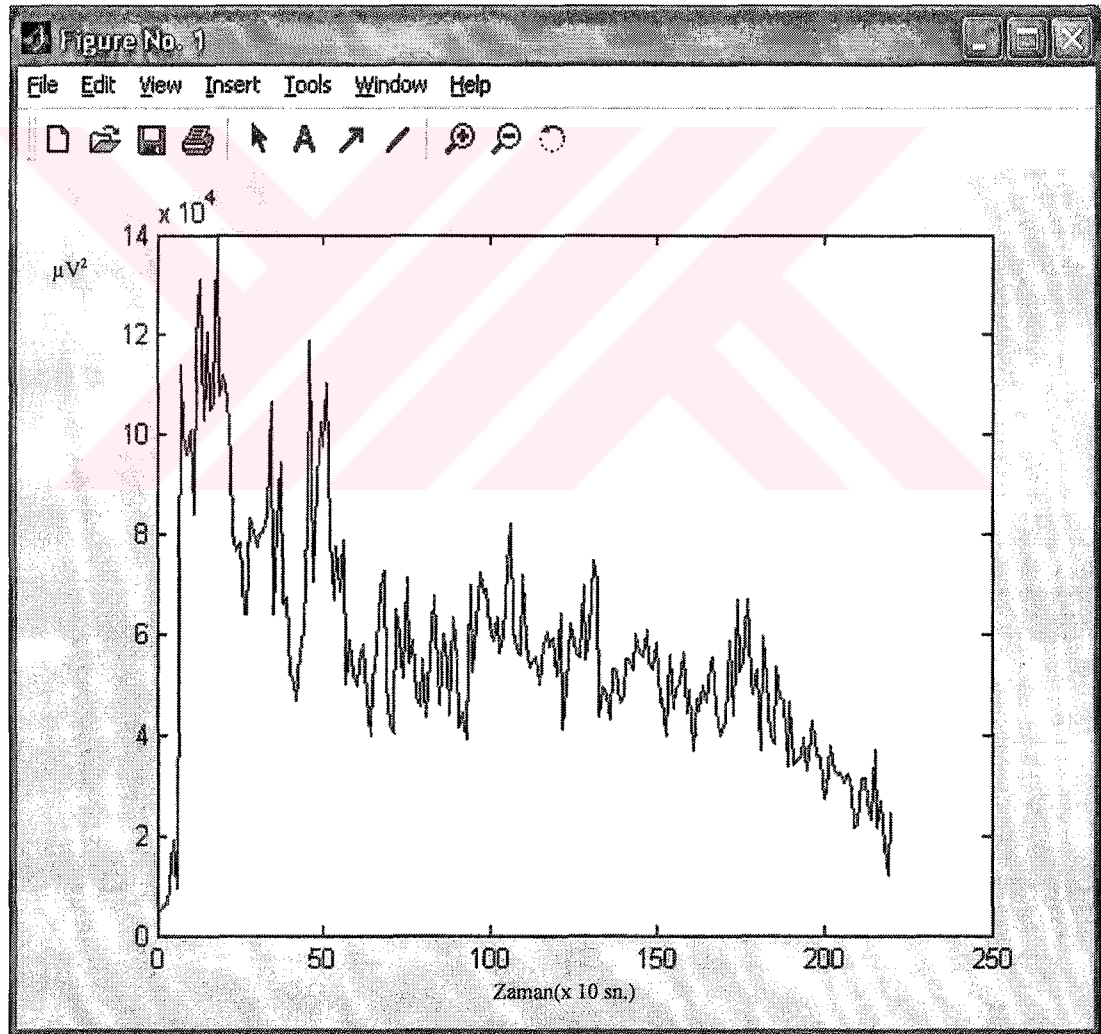


Şekil 6.6. Hasta A'ya ait normal EEG verisinin güç spektrum grafiği.



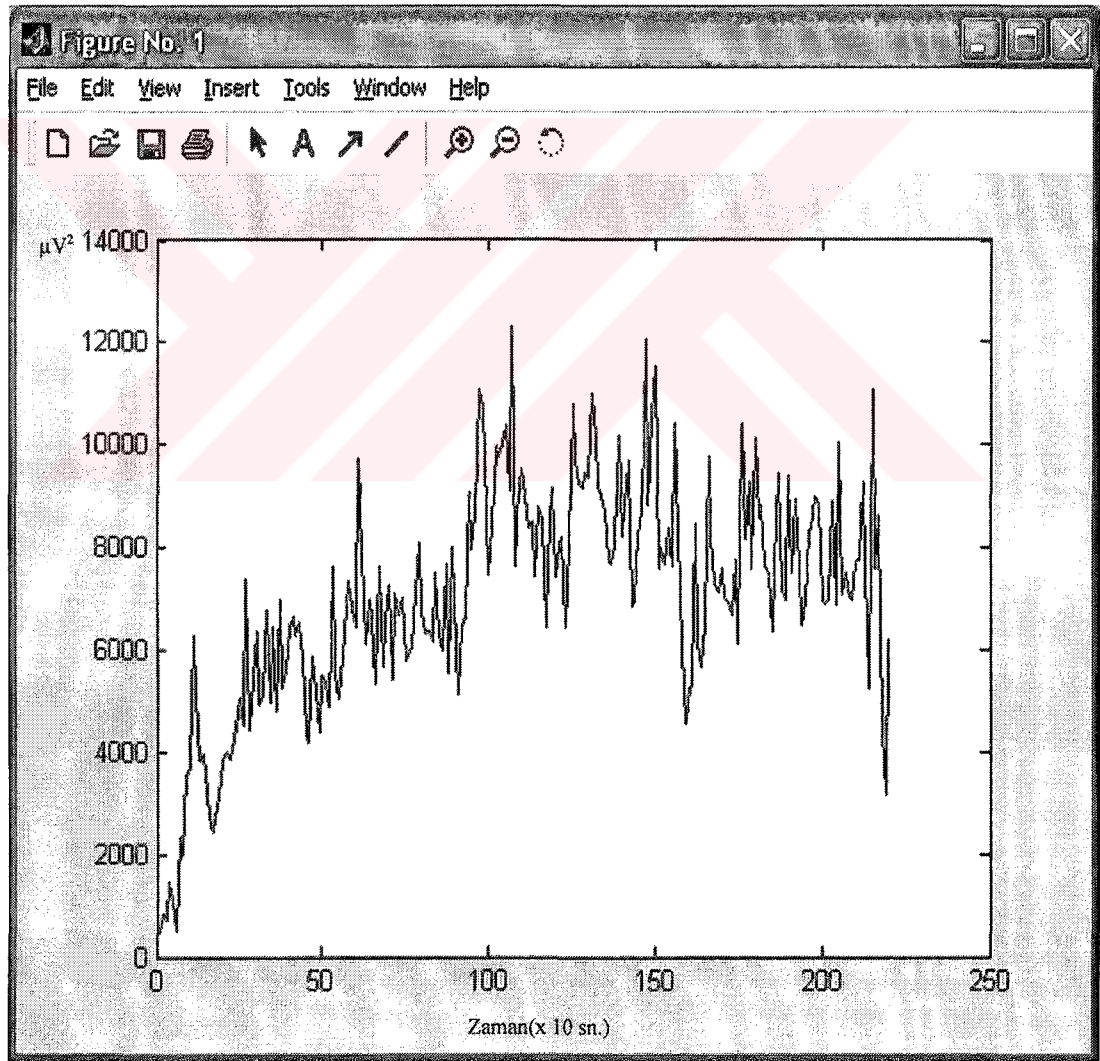
Şekil 6.7. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin PSD değerlerinin üç boyutlu grafiği

Şekil 6.7’de bir hastaya ait, anestezi öncesinden başlayarak, anesteziden ayılıncaya kadar geçen sürede çekilen EEG kayıtlarının PSD değerleri gösterilmektedir. Burada ilk dilim normal EEG nin PSD değerlerini göstermektedir. Hastanın EEG dilimlerinin PSD değerlerinin toplamalarının, induksiyon safhasından itibaren arttığı gözlenmektedir. Entübasyon ve idame safhalarında ise anestezi ilaç oranına bağlı olarak değişim göstermektedir. Anestezi gaz kapatılmasıyla başlayan operasyon sonrası dönemde toplam güçte azalma gözlenmekle birlikte operasyon öncesi duruma göre operasyon sonrası PSD değerler toplamında artış görülmektedir.

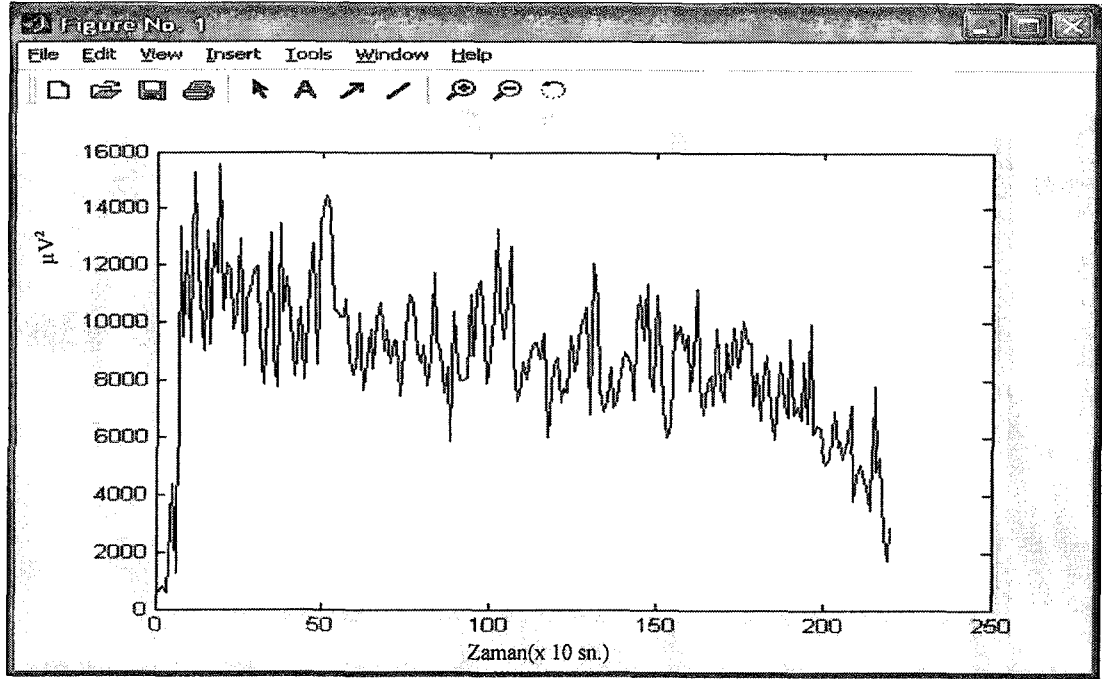


Şekil 6.8. Hasta B’ye ait EEG dilimlerinin 1–50 Hz aralığındaki PSD değerlerinin toplamının grafiği.

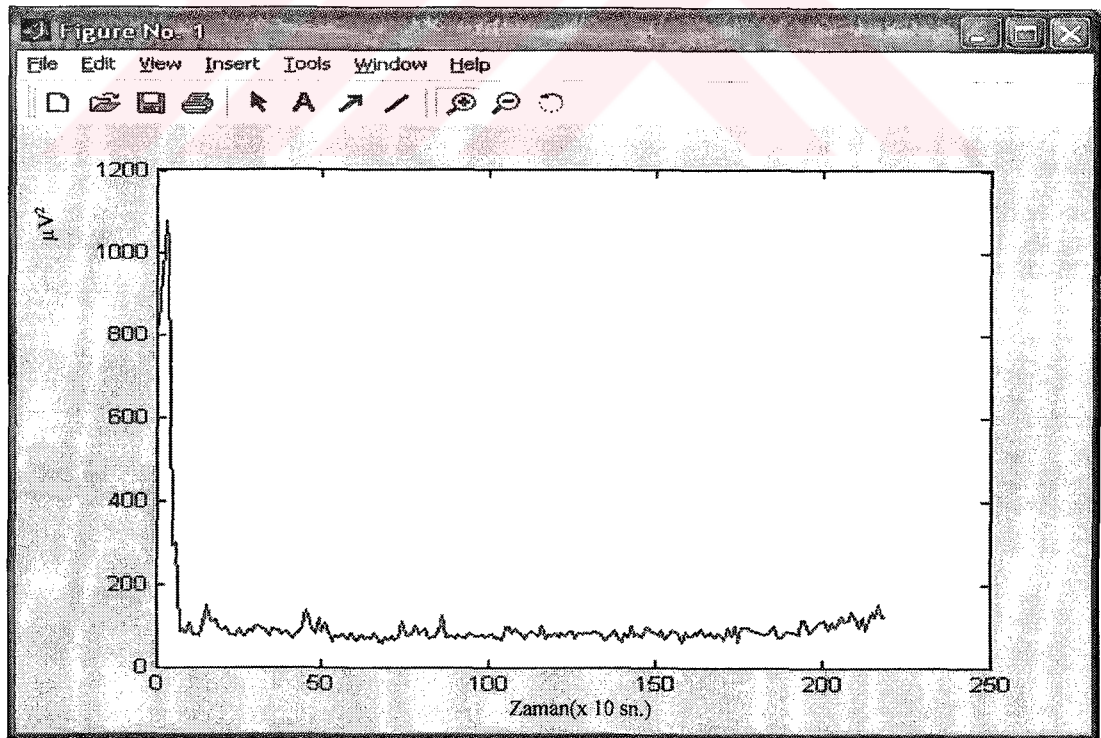
Şekil 6.8’de Hasta B’ye ait EEG dilimlerinin 1–50 Hz aralığındaki PSD değerlerinin toplamının grafiği gösterilmiştir. Bu grafikteki ilk değerler, anestezi öncesi değerlerin güç yoğunluğu toplamını göstermektedir. Bu değerlerin diğer anestezi safhalarına göre daha küçük değerlerde olduğu görülmektedir. İndüksiyon ve idame safhalarında ise güç yoğunluk toplamının en yüksek seviyelere ulaştığı görülmektedir. Aynı grafikte anestezi seviyelerinin yüzeyelleştiği veya anestezi ilaç oranının daha az uygulandığı dilimlerdeki toplam güçte, azalma olduğu görülmektedir.



Şekil 6.9. Hasta B’ye ait EEG dilimlerinin 8–12 Hz aralığındaki (alfa bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.



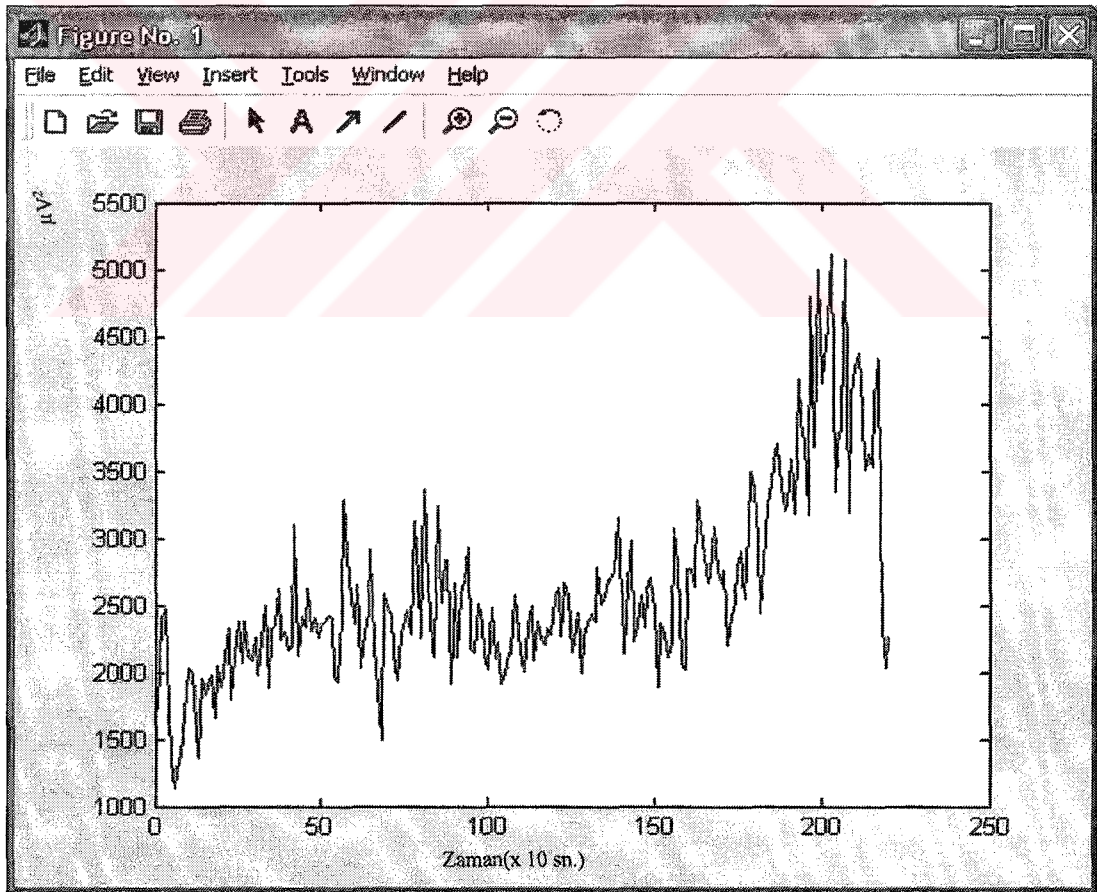
Şekil 6.10. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 4–8 Hz aralığındaki (teta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.



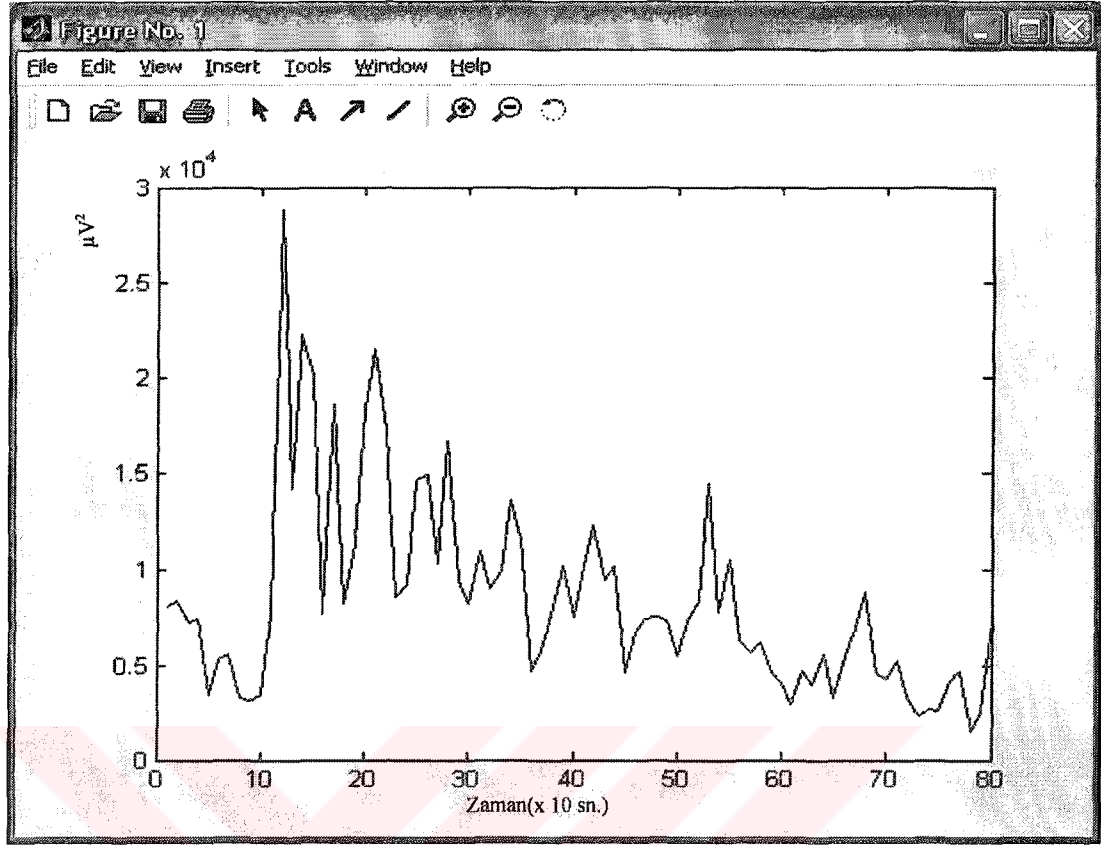
Şekil 6.11. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.

Şekil 6.10'da hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 4–8 Hz aralığındaki (teta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği verilmiştir. Bu grafikte anestezi esnasında teta bandındaki PSD değerleri toplamının anestezi öncesine göre yükseldiği görülmektedir. Güçteki bu artış, genel anestezide, hastanın belirli bir anestezi seviyesine ulaştığını göstermektedir.

Şekil 6.11'de hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği gösterilmiştir. Anestezi seviyesi derinleştikçe beta2 bandındaki PSD değerler toplamının operasyon öncesi beta2 güç değerlerine göre azaldığı görülmektedir. Benzer şekilde anestezi esnasında, anestezi seviyesinin daha az olduğu dilimlerde artışlar görülmektedir. Anestezik gaz oranının düşürüldüğü ameliyat sonlarına doğru, beta2 band gücünde artış gözlenmektedir.



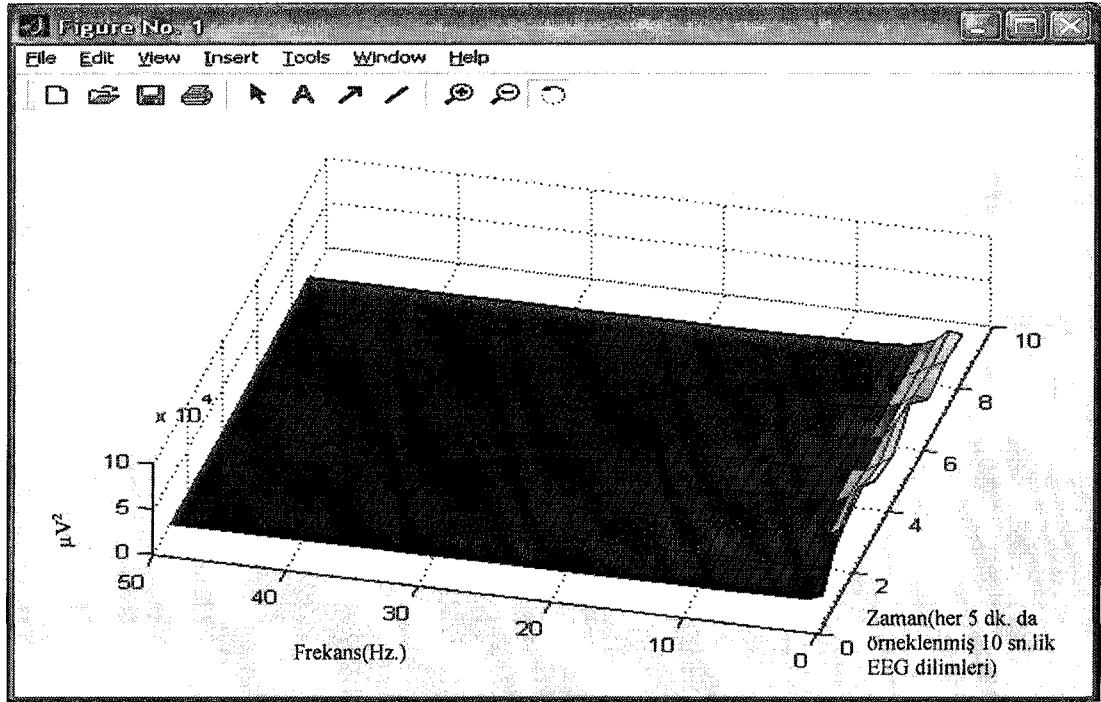
Şekil 6.12. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 13–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.



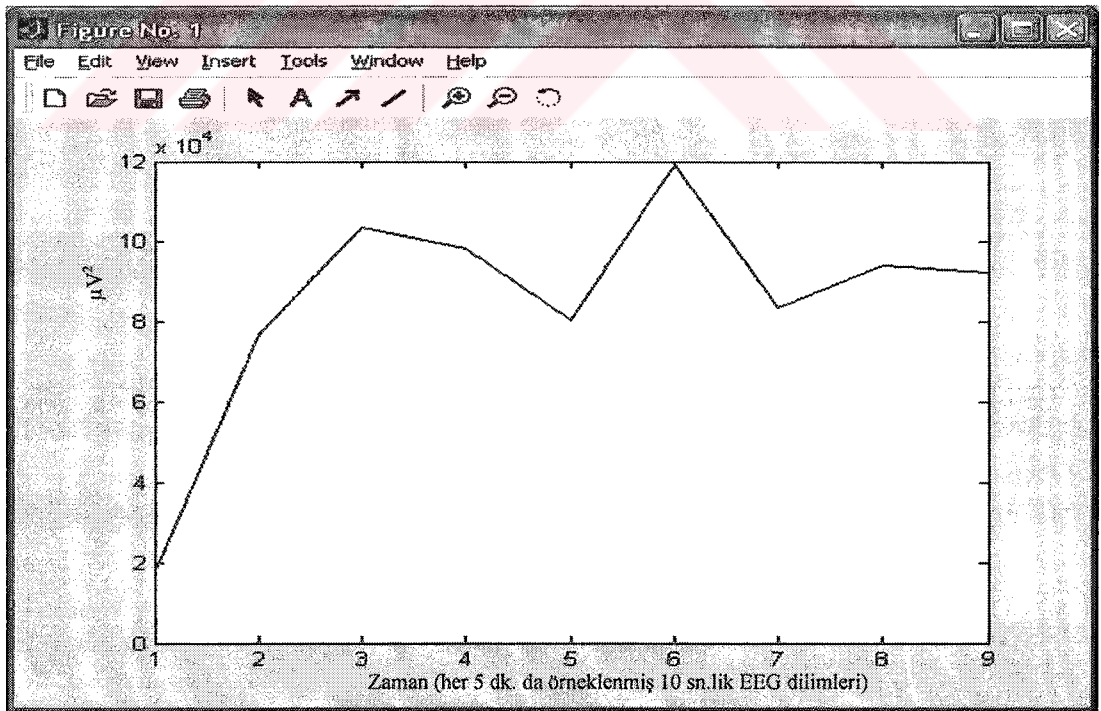
Şekil 6.13. Hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği.

Şekil 6.12'de hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 13–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği görülmektedir. Bu bandın güç toplamı, karakteristik olarak, beta2 bandına benzemektedir. Anestezinin idame safhasında anestezi derinliğinin arttığı durumlarda, beta1 gücünde azalma gözlenmektedir. Anestezi derinliğinin azaldığı, gaz seviyesinin azaltılarak gazın kapatıldığı son dilimlerde güç yoğunluğunda artış görülmektedir.

Şekil 6.13'te hasta B'ye ait EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin toplamının grafiği gösterilmiştir. Operasyon öncesi EEG dilimlerinde delta bandındaki toplam güç; induksiyon, entübasyon, idame ve operasyon öncesi EEG dilimlerine göre düşük düzeylerde seyretmektedir. Anestezinin idame safhasında anestezi derinliğinin arttığı durumlarda delta gücünde artma, anestezi derinliğinin azaldığı, gaz seviyesinin azaltılarak gazın kapatıldığı son dilimlerde delta güç yoğunluğunda azalma görülmektedir.



Şekil 6.14. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1-50 Hz aralığındaki PSD değerlerini gösteren üç boyutlu grafik.



Şekil 6.15. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1-50 Hz aralığındaki güç toplamı değişimini gösteren grafik.

Şekil 6.14’de hasta C’ye ait seçilen EEG dilimlerinin PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi verilmiştir. Grafikte görüldüğü gibi, Anestezi esnasında delta, teta, alfa bantlarındaki güç yoğunluğunda artış görülmektedir. Şekil 6.15’teki grafikte ise aynı hastaya ait seçilen EEG dilimlerinin 1–50 Hz. bandındaki güç yoğunlukları toplamı gösterilmiştir. Bu grafikte anestezi gaz uygulanması ile birlikte operasyon öncesi EEG dilimine göre, diğer dilimlerin toplam gücünde artış meydana geldiği görülmektedir.

Tablo 6.5’de hasta C’ye ait 1–3 Hz aralığı (delta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri verilmiştir. Bu tabloda, hastadan belirli aralıklarla alınan kan basıncı, nabız, anestezi ilaç oranı, her dilime ait EEG kayıtlarının PSD değerlerinin toplamından oluşan toplam güç bilgileri, seçilen banttaki frekanslara karşılık gelen güç toplamı ve delta bandının toplam gücü bilgileri verilmiştir.

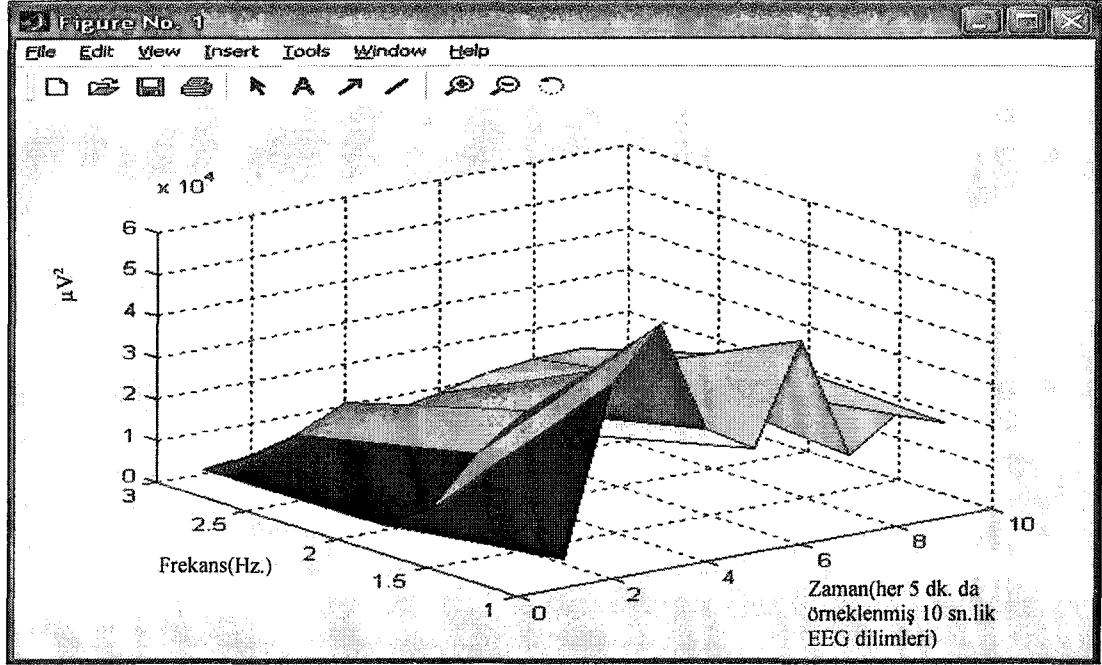
Tablo 6.5. Hasta C’ye ait 1–3 Hz aralığı (delta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.

dilim no	3	47	62	119	124	127	149	156	178
Kan basıncı	171	149	168	176	154	154	158	158	157
Nabız	120	89	90	98	92	92	100	100	96
Anestezi oran	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2	2
Toplam güç	18697	92881	87402	91695	95714	1.18E+05	96023	1.01E+05	87311
1 Hz gücü	7041.2	47279	59019	31964	25173	48993	19418	26838	22956
2 Hz gücü	1482.7	3028.8	14271	22509	14728	28773	23214	20952	24907
3 Hz gücü	917.34	2249.5	5183.2	10893	6440.1	8803.9	11427	12873	13193
1-3 Hz toplam güç	9441.2	52558	78474	65366	46342	86569	54059	60663	61056
Kan basıncı /Normal kan basıncı	1	0.871345	0.982456	1.02924	0.900585	0.900585	0.923977	0.923977	0.918129
Kan basıncı /önceki kan basıncı	1	0.871345	1.127517	1.047619	0.875	1	1.025974	1	0.993671
Nabız /normal nabız	1	0.741667	0.75	0.816667	0.766667	0.766667	0.833333	0.833333	0.8
Nabız /önceki nabız	1	0.741667	1.011236	1.088889	0.938776	1	1.086957	1	0.96
Önceki anestezi oran	0	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2
Toplam güç /normal güç	1	4.967695	4.674654	4.904263	5.119217	6.331497	5.135744	5.381612	4.669787
Toplam güç /önceki güç	1	4.967695	0.941011	1.049118	1.04383	1.23681	0.811142	1.047874	0.86773

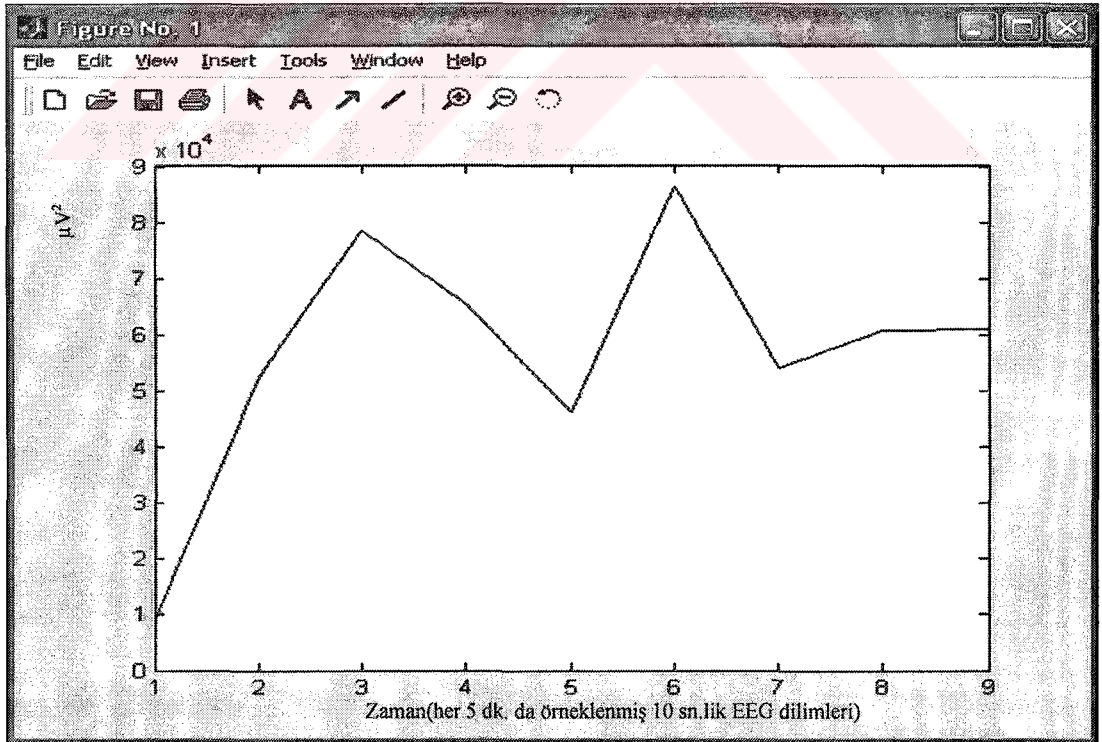
“Kan basıncı /Normal kan basıncı”, “Nabız /Normal nabız” ve “Toplam güç /normal güç” satırlarıyla kan basıncı, nabız ve o dilime ait tüm frekans bileşenlerine karşılık gelen PSD değerlerinin toplamının operasyon öncesi değerlerine oranı bilgileri bulunmaktadır. Ayrıca “Kan basıncı /önceki kan basıncı”, “Nabız /önceki nabız”, “Toplam güç /önceki güç” satırlarında ise kan basıncı, nabız ve o dilime ait tüm frekans bileşenlerine karşılık gelen PSD değerlerinin toplamının bir önceki dilim değerlerine oranı bilgileri yer almaktadır. Bu tablodaki operasyon öncesi EEG bilgileri, normal nabız, kan basıncı bilgileri 3 nolu dilimde gösterilmiştir. Ayrıca belirli oranda anestezi ilaç uygulandığında, anestezi seviyeye göre delta bandındaki değişimler de tablo 6.5’ten görülmektedir. Operasyon öncesi safhada nabız ve kan basıncı değerleri genellikle yüksek olmasına karşın EEG güç değerleri düşük seviyelerdedir. Anestezi uygulandığında ise; nabız ve kan basıncı değerlerinin göreceli olarak azalmasına karşılık EEG güç verilerinde artış gözlenmektedir. Tabloda verilen oransal değerler ile anestezi seviyesinin bir önceki dilime göre değişimi gözlenebilmektedir. Ayrıca operasyon öncesi orantısal değerler ile de hastanın normal değerlerine göre değişimi görülmektedir.

Şekil 6.16 Hasta C’nin seçilen EEG dilimlerinin 1–3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimidir. Bu grafikte delta bandındaki tüm frekanslardaki güç yoğunlukları normal EEG diliminin delta bandındaki güç yoğunluğuna göre arttığı görülmektedir. Anestezi derinliği arttıkça delta band gücü artmaktadır. Şekil 6.17’de ise aynı hastaya ait 1–3 Hz aralığındaki toplam güç grafiği verilmiştir. Bu grafikte de uygulanan anestezi ile birlikte delta bandı toplam gücünde anestezi öncesine göre artış görülmektedir.

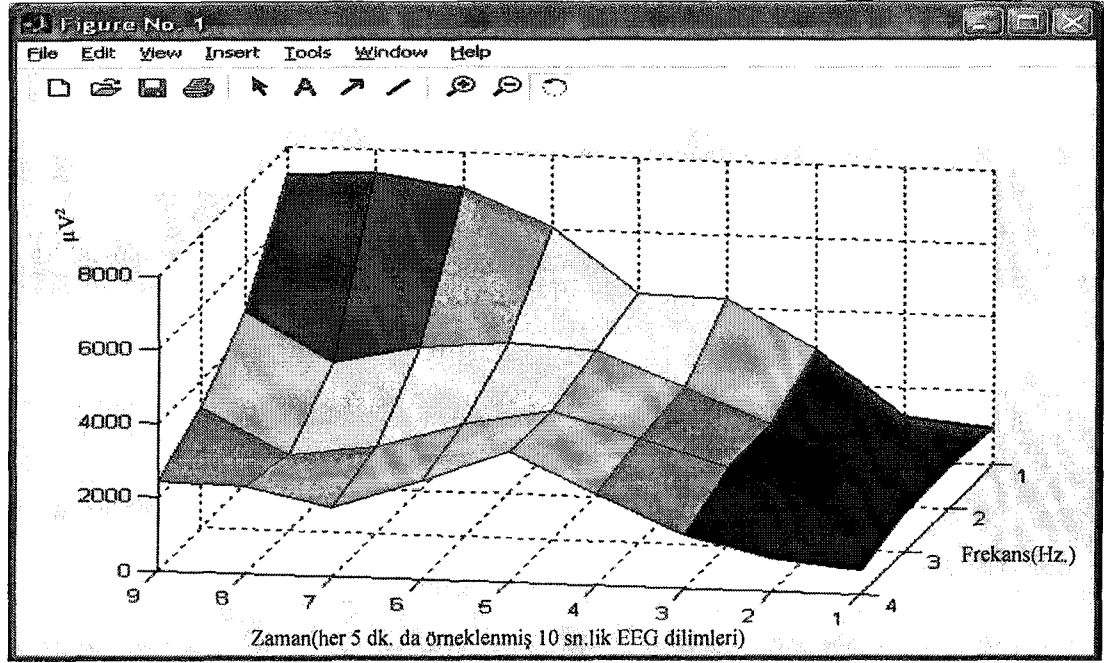
Şekil 6.18’de verilen grafikte ise teta bandındaki frekanslara ait PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi verilmiştir. Bu grafikte görüldüğü gibi 4–7 Hz. bandındaki frekans bileşenlerine ait güçlerde operasyon öncesi EEG verilerinin PSD değerlerine göre artış görülmekle birlikte bu artışın teta bandının başlangıç frekansı olan 4. Hz. frekans bileşen gücünde daha fazla olduğu gözlenmektedir.



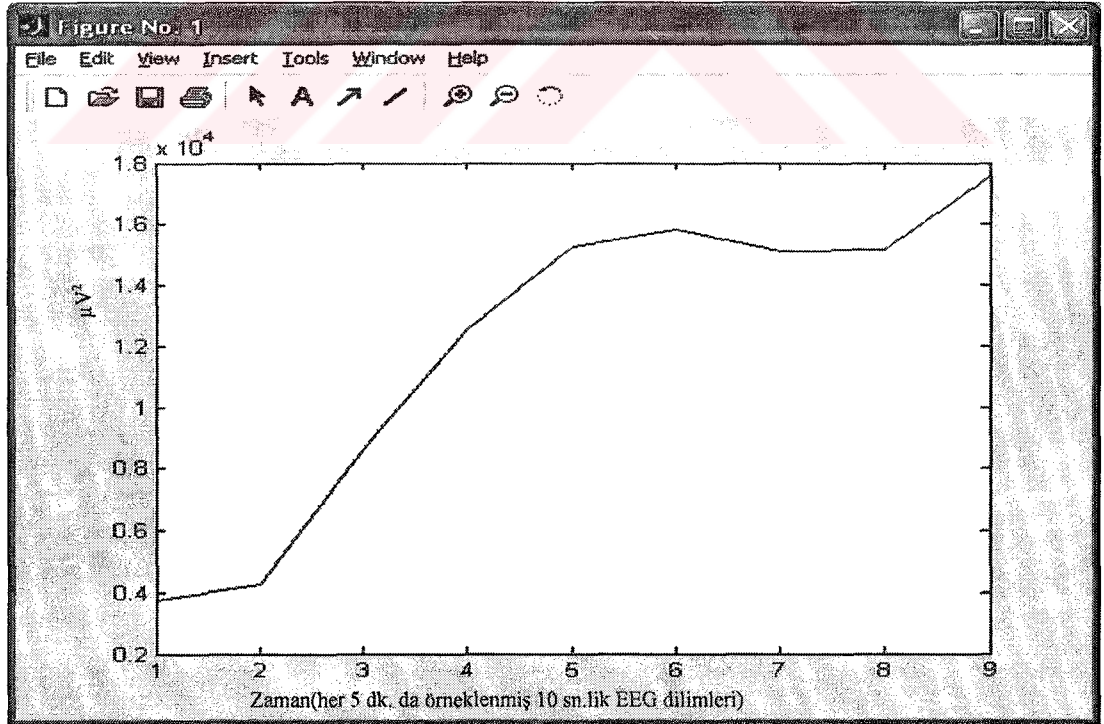
Şekil 6.16. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1-3 Hz aralığındaki (delta bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.



Şekil 6.17. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 1-3 Hz aralığındaki (delta bandı) toplam güç grafiği.



Şekil 6.18. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 4–7 Hz aralığındaki (teta bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.



Şekil 6.19. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 4–7 Hz aralığındaki (teta bandı) toplam güç grafiği.

Tablo 6.6. Hasta C'ye ait 4–7 Hz aralığı (teta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.

dilim no	3	47	62	119	124	127	149	156	178
Kan basıncı	171	149	168	176	154	154	158	158	157
Nabız	120	89	90	98	92	92	100	100	96
anestezik oran	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2	2
Toplam güç	18697	92881	87402	91695	95714	1.18E+05	96023	1.01E+05	87311
Kan basıncı /Normal kan basıncı	1	0.87135	0.98246	1.02924	0.9006	0.90058	0.924	0.92398	0.9181
Kan basıncı /önceki kan basıncı	1	0.87135	1.12752	1.04762	0.875	1	1.026	1	0.9937
Nabız /normal nabız	1	0.74167	0.75	0.81667	0.7667	0.76667	0.833	0.83333	0.8
Nabız /önceki nabız	1	0.74167	1.01124	1.08889	0.9388	1	1.087	1	0.96
önceki anestezik oran	0	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2
Toplam güç /normal güç	1	4.9677	4.67465	4.90426	5.1192	6.3315	5.136	5.38161	4.6698
Toplam güç /önceki güç	1	4.9677	0.94101	1.04912	1.0438	1.23681	0.811	1.04787	0.8677
4 Hz gücü	985	1242.6	2963.4	4255.2	4337.3	6050.6	7044	7385.9	7262.4
5 Hz gücü	1094	913.58	2102.4	3019.8	3927.9	4063.1	3868	3357.2	4665.1
6 Hz gücü	1010.7	1233.1	2098.5	2800.5	3468.9	3045.4	2327	2062.8	3251.4
7 Hz gücü	641.67	882.41	1471.8	2468.6	3529.2	2652.7	1889	2376	2422.7
4-7 Hz toplam güç	3731.4	4271.7	8636.1	12544	15263	15812	15128	15182	17602

Şekil 6.19'daki grafikte ise hasta C'ye ait EEG dilimlerinin teta bandı toplam güçlerini gösteren grafik verilmiştir. Bu grafikte, Teta bandında, hastaya verilen anestezik gaz seviyesine göre güçteki değişim gözlenebilmektedir.

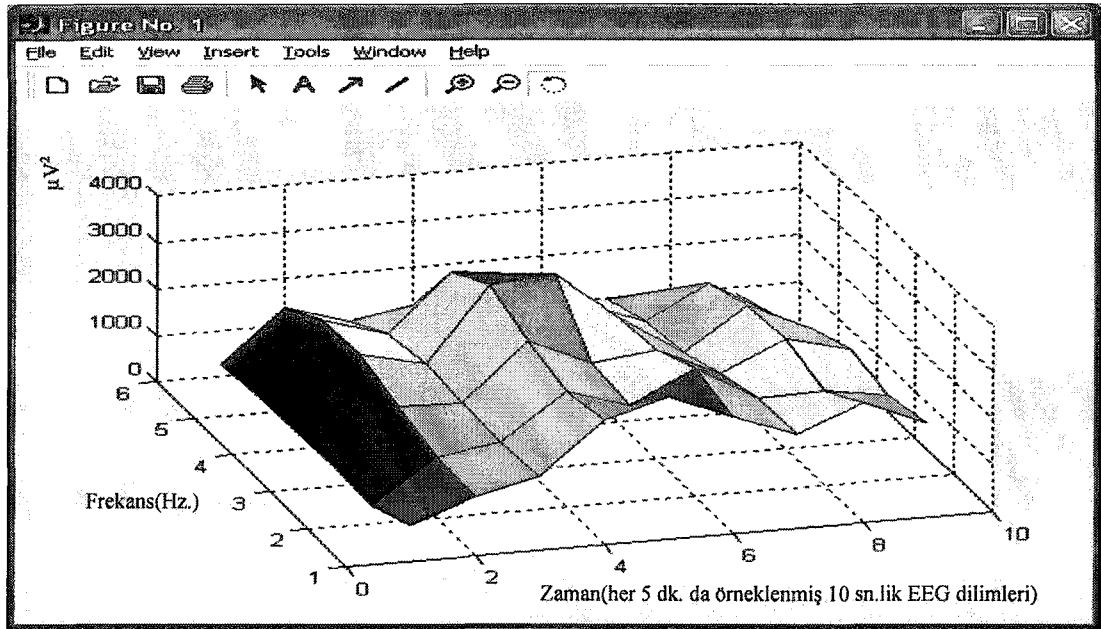
Tablo 6.6'da hasta C'ye ait 4–7 Hz aralığı (teta bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri verilmiştir. Bu tabloda, Tablo 6.5'te olduğu gibi, hastanın anestezisi safhalarında alınan kan basıncı, nabız, anestezik ilaç oranı, her dilime ait EEG kayıtlarının PSD değerlerinin toplamından oluşan toplam güç bilgileri verilmiştir. Ayrıca bu tablo, seçilen banttaki frekanslara karşılık gelen güç toplamaları ve teta bandının toplam gücü bilgilerini göstermektedir. Belirli oranda anestezik ilaç uygulandığında 4–7 Hz bandındaki güç toplamalarında operasyon öncesine göre artışlar görülmektedir. Teta bandındaki güç artışı anestezik derinliğinin arttığını göstermektedir.

Tablo 6.7. Hasta C'ye ait 8–13 Hz aralığı (alfa bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.

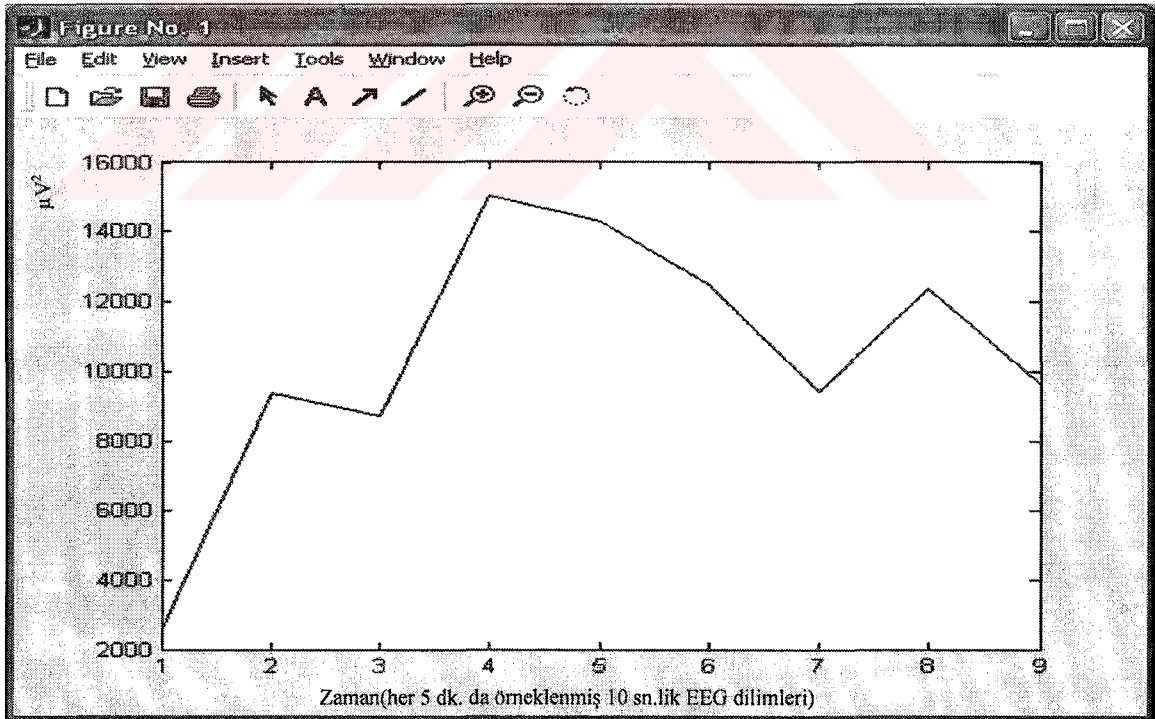
dilim no	3	47	62	119	124	127	149	156	178
Kan basıncı	171	149	168	176	154	154	158	158	157
Nabız	120	89	90	98	92	92	100	100	96
anestezik oran	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2	2
Toplam güç	18697	92881	87402	91695	95714	1.18E+05	96023	1.01E+05	87311
Kan basıncı /Normal kan basıncı	1	0.87135	0.98246	1.02924	0.9006	0.90058	0.924	0.92398	0.9181
Kan basıncı /önceki kan basıncı	1	0.87135	1.12752	1.04762	0.875	1	1.026	1	0.9937
Nabız /normal nabız	1	0.74167	0.75	0.81667	0.7667	0.76667	0.833	0.83333	0.8
Nabız /önceki nabız	1	0.74167	1.01124	1.08889	0.9388	1	1.087	1	0.96
önceki anestezik oran	0	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2
Toplam güç /normal güç	1	4.9677	4.67465	4.90426	5.1192	6.3315	5.136	5.38161	4.6698
Toplam güç /önceki güç	1	4.9677	0.94101	1.04912	1.0438	1.23681	0.811	1.04787	0.8677
8 Hz gücü	746.44	1240.7	1547	2670.4	3068.3	2508.1	2018	2567.9	2042.1
9 Hz gücü	396.28	1303.5	1505.1	2489.9	2073.4	2761.2	2009	2053.1	1816.6
10 Hz gücü	456.88	1612.9	1576	2789.6	2196.3	2373.2	1754	2388.3	2034.5
11 Hz gücü	370.03	1952	1643.8	3212.4	3333.5	2277.2	1419	2294.5	1680.2
12 Hz gücü	360.3	1894.9	1477.5	2702.9	2539.1	1787.9	1272	2005.5	1173.1
13 Hz gücü	247.32	1376.1	967.25	1176.2	1086.8	788.63	977	1058.8	870.55
8-13 Hz topl.am gücü	2577.2	9380.1	8716.6	15041	14298	12496	9449	12368	9617

Tablo 6.7’de hasta C’ye ait 8–13 Hz aralığı (alfa bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri verilmiştir. Bu tabloda tablo 6.5’ten farklı olarak EEG dilimlerinin seçilen banttaki frekanslara karşılık gelen güç yoğunluğu değerleri ve alfa bandının toplam gücü bilgileri görülmektedir. Delta ve teta bantlarında olduğu gibi, belirli oranda anestezik ilaç uygulandığında, alfa (8–13 Hz) bandındaki güç toplamalarında operasyon öncesi EEG dilimi alfa gücüne göre artışlar görülmektedir. Bu artışın anestezisi seviyesi ile ilgili olduğu görülmektedir.

Şekil 6.20’de hasta C’nin seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu grafiği verilmiştir. Şekil 6.21’de ise aynı hastanın seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) toplam güç grafiği verilmiştir. Her iki şekilde de görüldüğü gibi bu bandın PSD değerlerinde sevofluran gazı %2 uygulandığında alfa bandı güç toplamında artış görülmektedir. Gaz seviyesi %1.5 oranına düşürüldüğünde ise göreceli olarak güçte azalma gözlenmektedir.



Şekil 6.20. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.

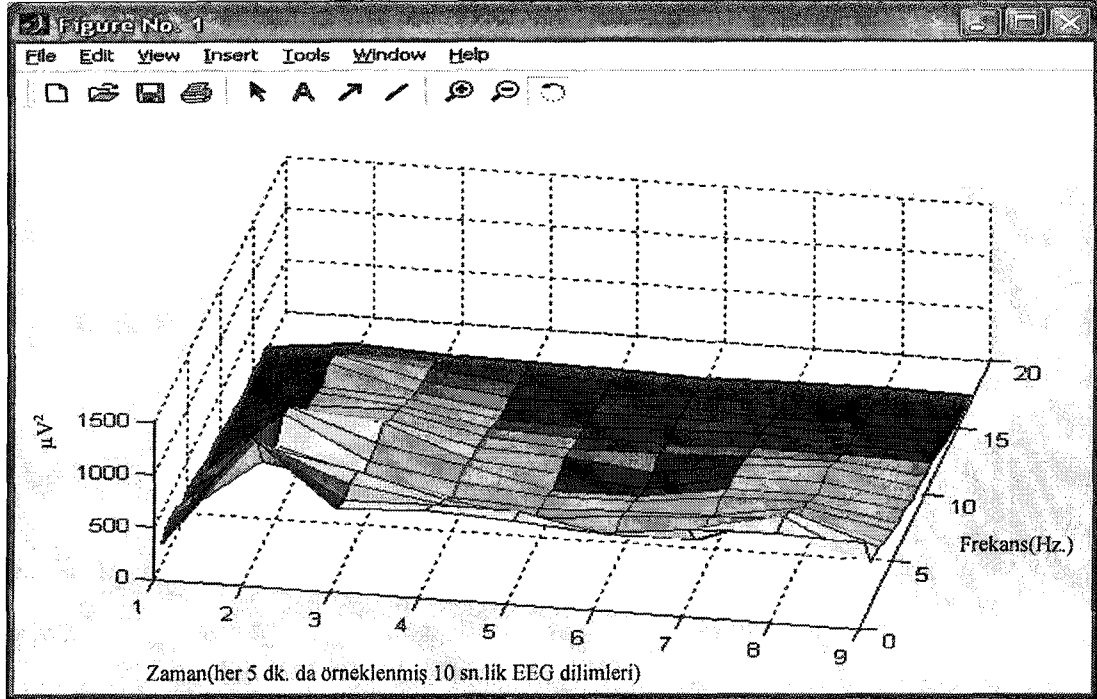


Şekil 6.21. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 8–13 Hz aralığındaki (alfa bandı) toplam güç grafiği.

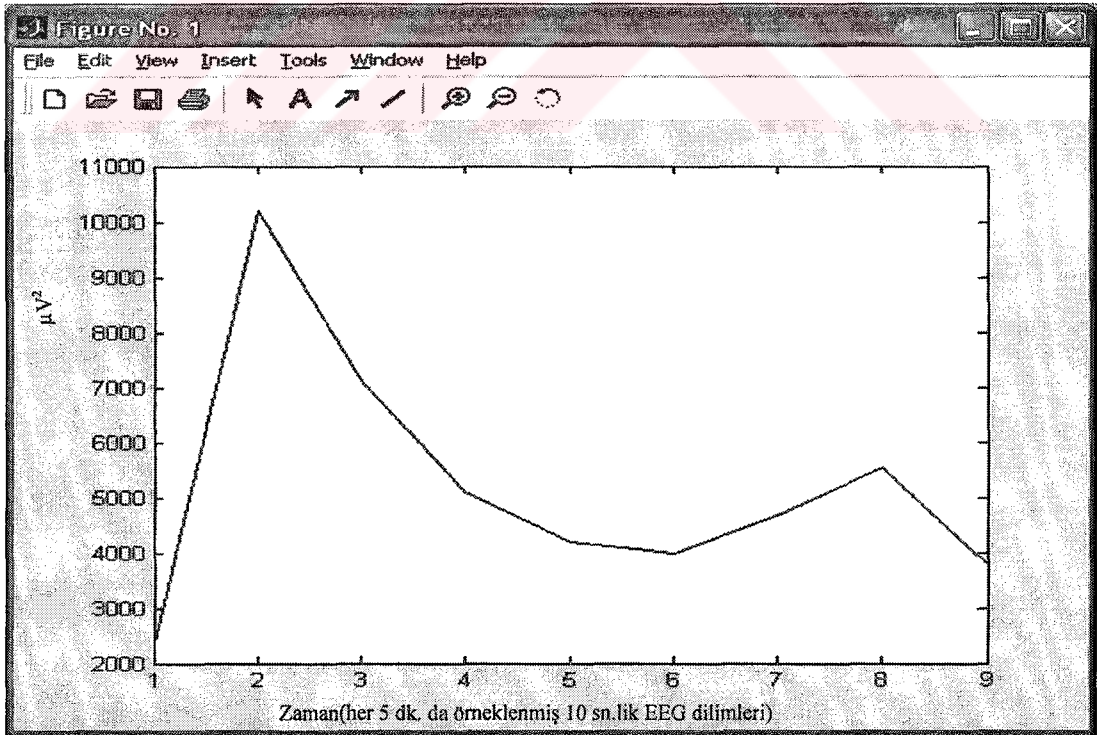
Tablo 6.8. Hasta C'ye ait 14–30 Hz aralığı (beta1 bandı) bilgileri

dilim no	3	47	62	119	124	127	149	156	178
Kan basıncı	171	149	168	176	154	154	158	158	157
Nabız	120	89	90	98	92	92	100	100	96
anestezik oran	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2	2
Toplam güç	18697	92881	87402	91695	95714	1.18E+05	96023	1.01E+05	87311
Kan basıncı /Normal kan basıncı	1	0.87135	0.98246	1.02924	0.9006	0.90058	0.924	0.92398	0.9181
Kan basıncı /önceki kan basıncı	1	0.87135	1.12752	1.04762	0.875	1	1.026	1	0.9937
Nabız /normal nabız	1	0.74167	0.75	0.81667	0.7667	0.76667	0.833	0.83333	0.8
Nabız /önceki nabız	1	0.74167	1.01124	1.08889	0.9388	1	1.087	1	0.96
önceki anestezik oran	0	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2
Toplam güç /normal güç	1	4.9677	4.67465	4.90426	5.1192	6.3315	5.136	5.38161	4.6698
Toplam güç /önceki güç	1	4.9677	0.94101	1.04912	1.0438	1.23681	0.811	1.04787	0.8677
14 Hz gücü	218.81	1285.5	664.16	706.05	665.71	605.79	697.7	719.11	689.27
15 Hz gücü	285.65	1121.3	616.21	638.33	630.86	455.11	476.8	749.47	379.09
16 Hz gücü	295.95	802.87	651.38	525.08	397.05	338.44	347.3	678.18	388.03
17 Hz gücü	190.77	797.49	634.8	427.53	303.99	379.83	432.9	471.56	308.32
18 Hz gücü	215.32	696.76	473.58	322.7	275.6	302.02	321.8	456.22	296.46
19 Hz gücü	198.19	876.54	473.61	340.89	263.26	271.64	360.1	387.51	234.76
20 Hz gücü	147.57	821.92	519.69	364.09	182.13	186.7	312.5	327.47	237.85
21 Hz gücü	129.53	633.87	585.63	291.76	211.89	137.32	315.9	315.76	187.77
22 Hz gücü	127.24	461.16	488.81	285.89	244.71	166.32	291.6	333.14	192.78
23 Hz gücü	109.85	450.63	447.05	257.55	197.55	216	238.4	254.95	176.67
24 Hz gücü	81.258	442.43	370.19	217.84	185.07	181.36	208.7	193.86	171.52
25 Hz gücü	78.273	361.59	301.83	163.62	161.01	193.54	212.3	168.73	126.02
26 Hz gücü	69.463	462.93	237.61	121.63	156.68	162.32	156.1	145.49	111.23
27 Hz gücü	62.371	411.97	217.61	119.81	116.68	149.54	95.11	102.05	87.459
28 Hz gücü	60.554	256.69	205.26	127.52	82.38	126.95	76.23	85.189	72.537
29 Hz gücü	55.838	164.18	145.96	108.85	71.151	69.404	66.22	89.426	57.292
30 Hz gücü	52.356	140.05	89.125	76.19	59.855	37.099	58.58	70.924	55.048
14-30 Hz toplam güç	2379	10188	7122.5	5095.3	4205.6	3979.4	4668	5549	3772.1

Tablo 6.8'de Hasta C'ye ait 14–30 Hz aralığı (beta1 bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri gösterilmiştir. Tablo 6.5'den farklı olarak EEG dilimlerinin seçilen banttaki frekanslara karşılık gelen güç yoğunluğu değerleri ve 14–30 Hz (beta1) bandının toplam gücü bilgileri görülmektedir. Delta, teta ve alfa bantlarında olduğu gibi anestezik gaz uygulandığında, beta1 bandındaki güç toplamalarında operasyon öncesi EEG dilimine göre artışlar görülmekte ancak bu artış yüksek oranlarda olmamaktadır. Ayrıca beta1 bandında; delta, teta, alfa bantlarının aksine olarak anestezik seviye arttıkça veya uygulanan anestezik ilaç dozajı arttıkça bant gücü göreceli olarak azalmakta, anestezik dozajı azaldıkça bant gücü artmaktadır.



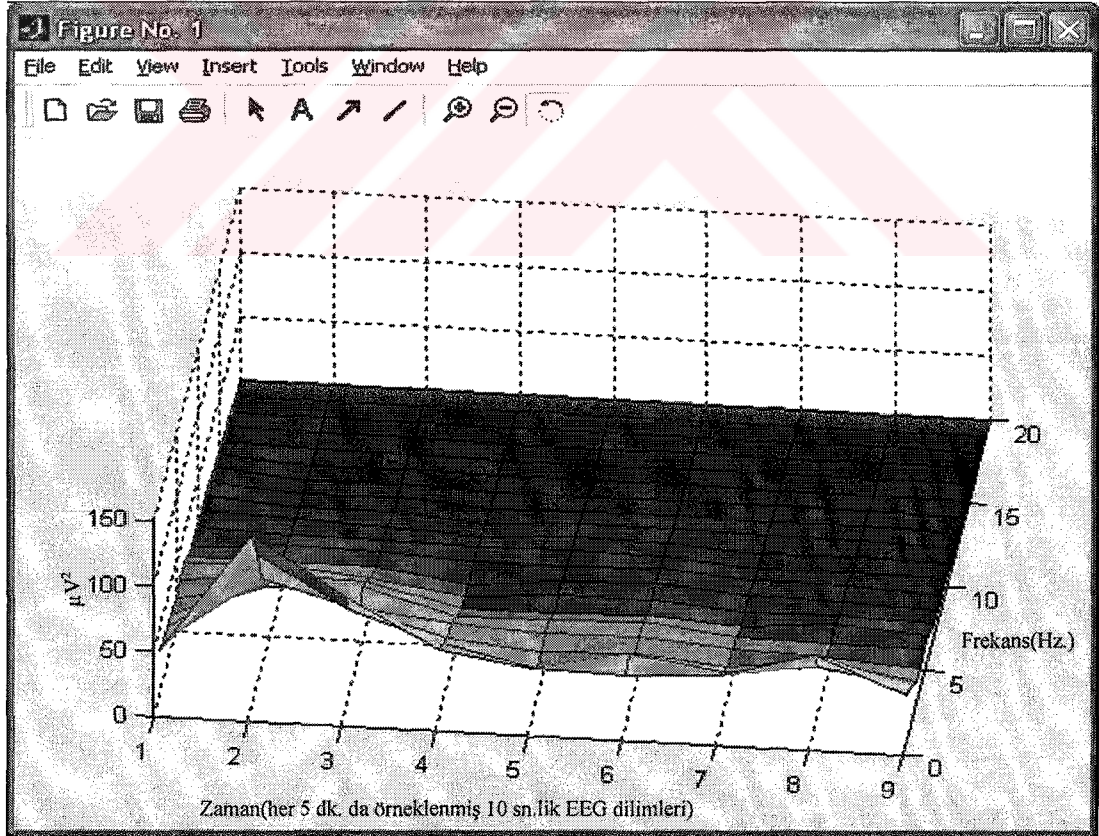
Şekil 6.22. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.



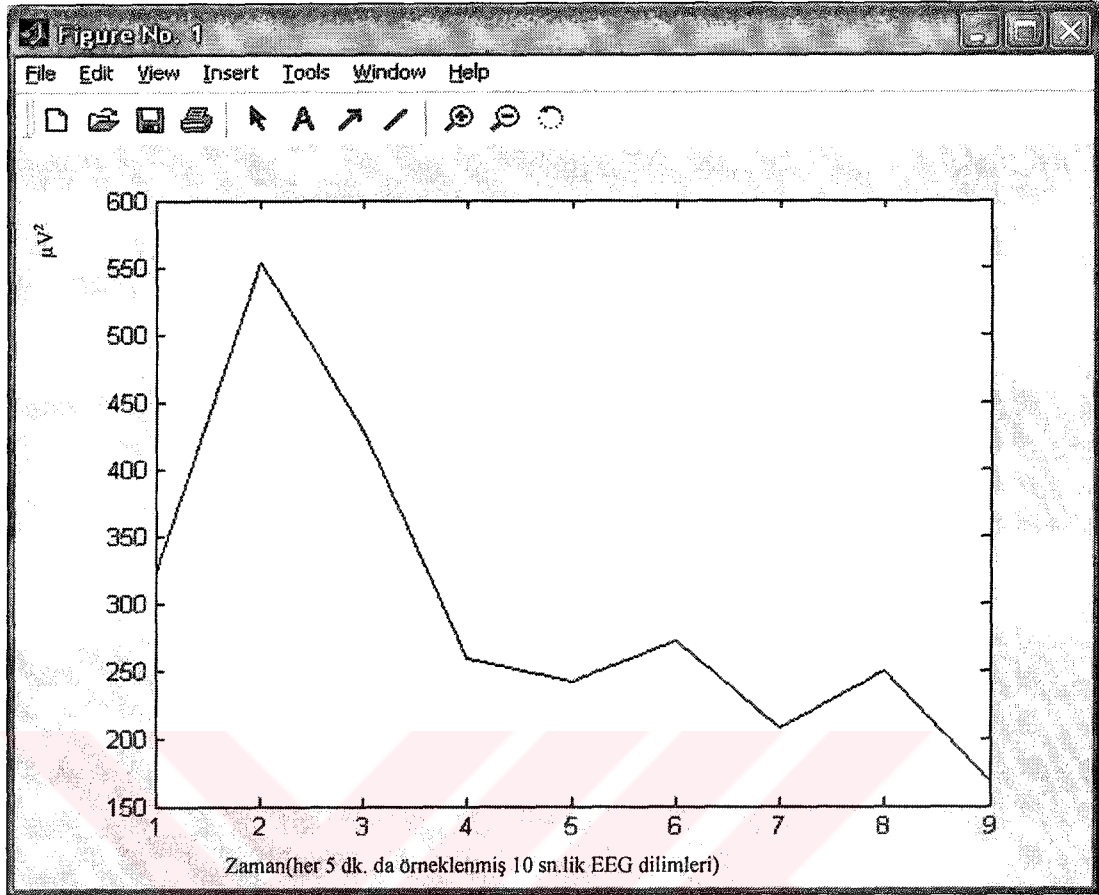
Şekil 6.23. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) toplam güç grafiği.

Şekil 6.22’de hasta C’nin seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu grafiği, şekil 6.23’de ise aynı hastanın seçilen EEG dilimlerinin 14–30 Hz aralığındaki (beta1 bandı) toplam güç grafiği verilmiştir. Her iki grafikte de görüldüğü gibi hastaya %2 sevofluran uygulandığı dilimlerde, %1.5 sevofluran uygulanan dilimlere göre beta1 bant gücü azalmaktadır. Bu durum anestezi seviyesi arttıkça beta1 gücünde azalma meydana geldiğini göstermektedir.

Tablo 6.9’da hasta C’ye ait 31–50 Hz aralığı (beta2 bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri verilmiştir. Bu tabloda, tablo 6.5’ten farklı olarak EEG dilimlerinin beta2 bandındaki frekanslara karşılık gelen güç yoğunluğu değerleri ve 31–50 Hz (beta2) bandının toplam gücü bilgileri verilmiştir. Anestezi seviyesi arttıkça Beta2 bandındaki güç toplamalarında azalma gözlenmektedir.



Şekil 6.24. Hasta C’nin seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu gösterimi.



Şekil 6.25. Hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) toplam güç grafiği.

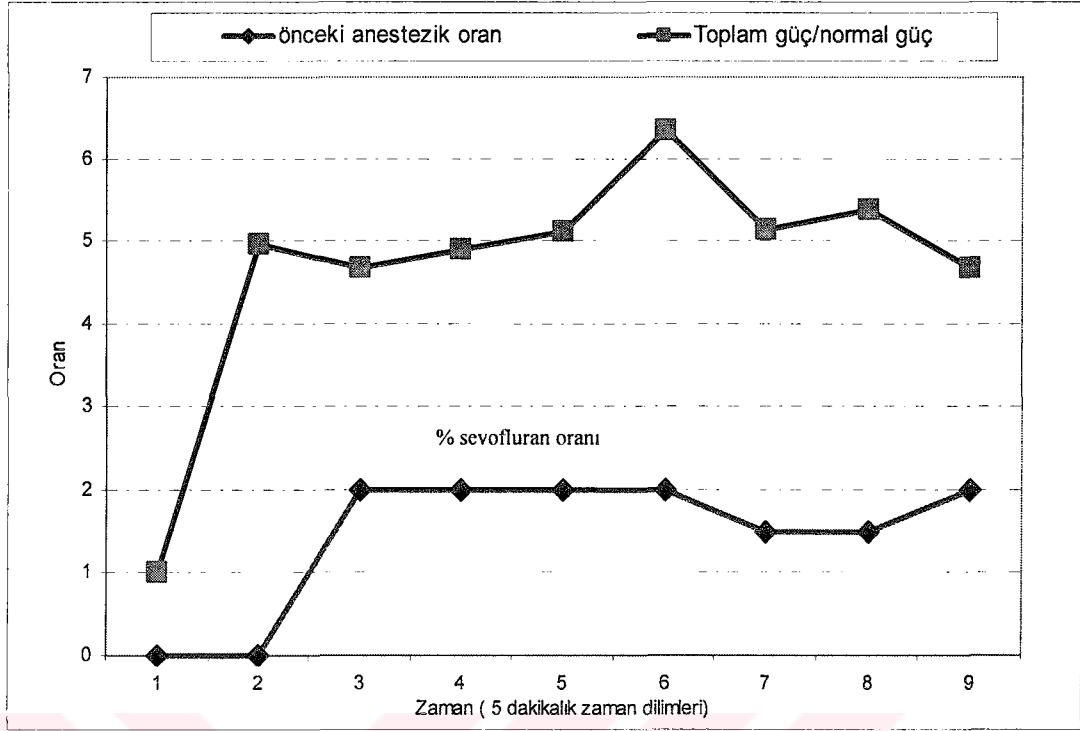
Şekil 6.24'de hasta C'nin seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) PSD değerlerinin üç boyutlu grafiği gösterilmiştir. Şekil 6.25'de ise aynı hastanın seçilen EEG dilimlerinin 31–50 Hz aralığındaki (beta2 bandı) toplam güç grafiği verilmiştir.

Hastaya %2 sevofluran uygulandığı dilimlerde beta2 gücündeki yoğunluk operasyon öncesi güce oranla daha düşük seviyelerde görülmektedir. %1.5 sevofluran uygulanan dilimlerde ise beta2 güç yoğunluğu operasyon öncesine göre daha düşük seviyelerde olmakla birlikte kısmi olarak yükseldiği görülmektedir.

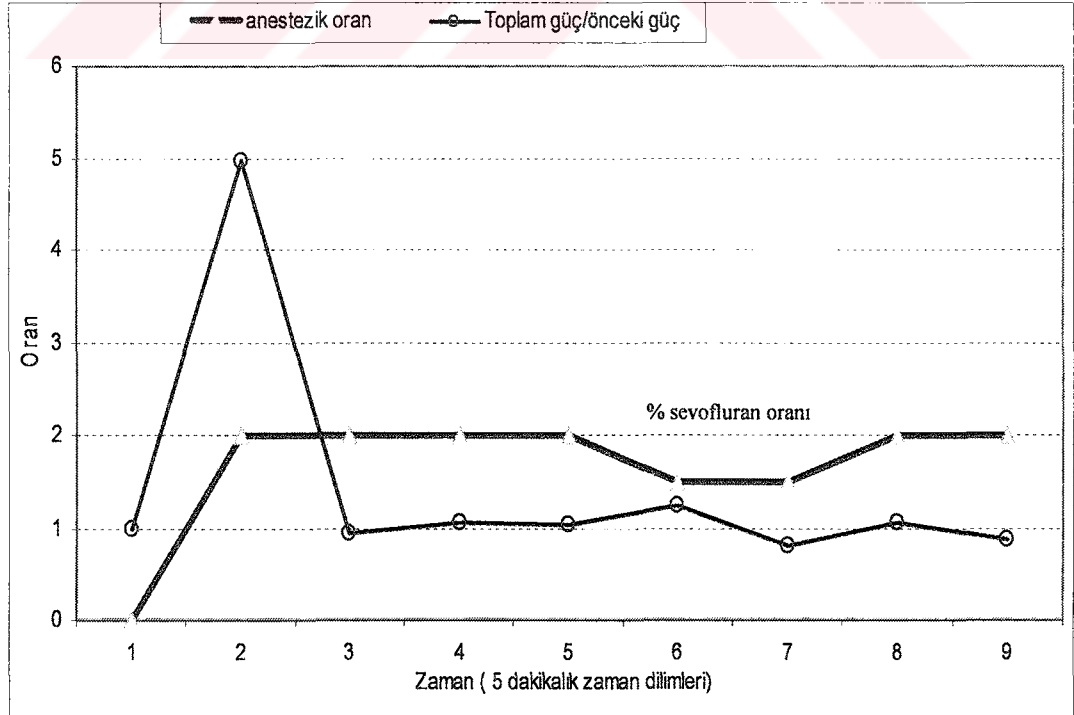
Tablo 6.9. Hasta C'ye ait 31–50 Hz aralığı (beta2 bandı) bilgileri ve ölçüm değerleri.

dilim no	3	47	62	119	124	127	149	156	178
Kan basıncı	171	149	168	176	154	154	158	158	157
Nabız	120	89	90	98	92	92	100	100	96
anestezik oran	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2	2
Toplam güç	18697	92881	87402	91695	95714	1.18E+05	96023	1.01E+05	87311
Kan basıncı /Normal kan basıncı	1	0.87135	0.98246	1.02924	0.9006	0.90058	0.924	0.92398	0.9181
Kan basıncı /önceki kan basıncı	1	0.87135	1.12752	1.04762	0.875	1	1.026	1	0.9937
Nabız /normal nabız	1	0.74167	0.75	0.81667	0.7667	0.76667	0.833	0.83333	0.8
Nabız /önceki nabız	1	0.74167	1.01124	1.08889	0.9388	1	1.087	1	0.96
önceki anestezik oran	0	0	2	2	2	2	1.5	1.5	2
Toplam güç /normal güç	1	4.9677	4.67465	4.90426	5.1192	6.3315	5.136	5.38161	4.6698
Toplam güç /önceki güç	1	4.9677	0.94101	1.04912	1.0438	1.23681	0.811	1.04787	0.8677
31 Hz gücü	37.639	129.21	86.455	49.118	37.692	36.652	40.27	60.052	32.138
32 Hz gücü	30.635	101.81	63.119	41.298	25.224	40.072	30.02	37.677	27.03
33 Hz gücü	29.378	70.389	51.063	32.349	25.489	27.25	21.12	30.006	16.458
34 Hz gücü	26.039	56.554	38.325	30.686	26.443	27.104	22.69	19.828	14.673
35 Hz gücü	25.409	38.021	41.71	23.016	23.286	26.294	18.04	16.793	17.229
36 Hz gücü	26.558	34.041	33.004	16.163	16.334	18.815	13.54	19.005	14.658
37 Hz gücü	26.638	29.172	23.168	11.705	17.079	17.51	12.11	13.433	10.04
38 Hz gücü	19.309	19.242	18.401	8.8401	14.117	16.933	11.01	9.7623	6.8414
39 Hz gücü	13.419	19.103	17.132	12.637	12.671	15.322	10.02	9.8602	6.6083
40 Hz gücü	15.606	13.492	13.201	11.639	13.27	11.456	5.591	7.5539	6.013
41 Hz gücü	16.049	13.825	10.877	6.472	10.835	9.0585	5.453	5.4507	4.9996
42 Hz gücü	14.485	9.1693	9.014	4.16	7.1801	8.0417	5.386	5.6943	3.5042
43 Hz gücü	11.947	6.224	7.2397	2.9687	4.0639	5.2011	3.894	4.5789	2.0617
44 Hz gücü	10.103	4.3613	5.1067	2.4632	2.5507	3.5326	2.902	2.7243	1.868
45 Hz gücü	7.4135	2.5119	4.0529	1.8205	1.7715	2.8891	1.986	2.1955	1.0904
46 Hz gücü	5.3004	2.3827	2.8915	1.336	1.33	2.2031	1.13	1.7809	0.9397
47 Hz gücü	3.5599	1.845	1.7927	0.87035	0.9194	1.573	0.876	1.1704	0.7402
48 Hz gücü	1.6995	1.1171	1.1883	0.45612	0.6486	0.80919	0.548	0.68899	0.4073
49 Hz gücü	0.9325	0.49868	0.59211	0.26098	0.37	0.35345	0.218	0.45593	0.2624
50 Hz gücü	0.3496	0.20804	0.21283	0.12063	0.1686	0.10282	0.154	0.26374	0.1015
31-50 Hz gücü	322.47	553.17	428.55	258.38	241.44	271.17	207	248.97	167.66

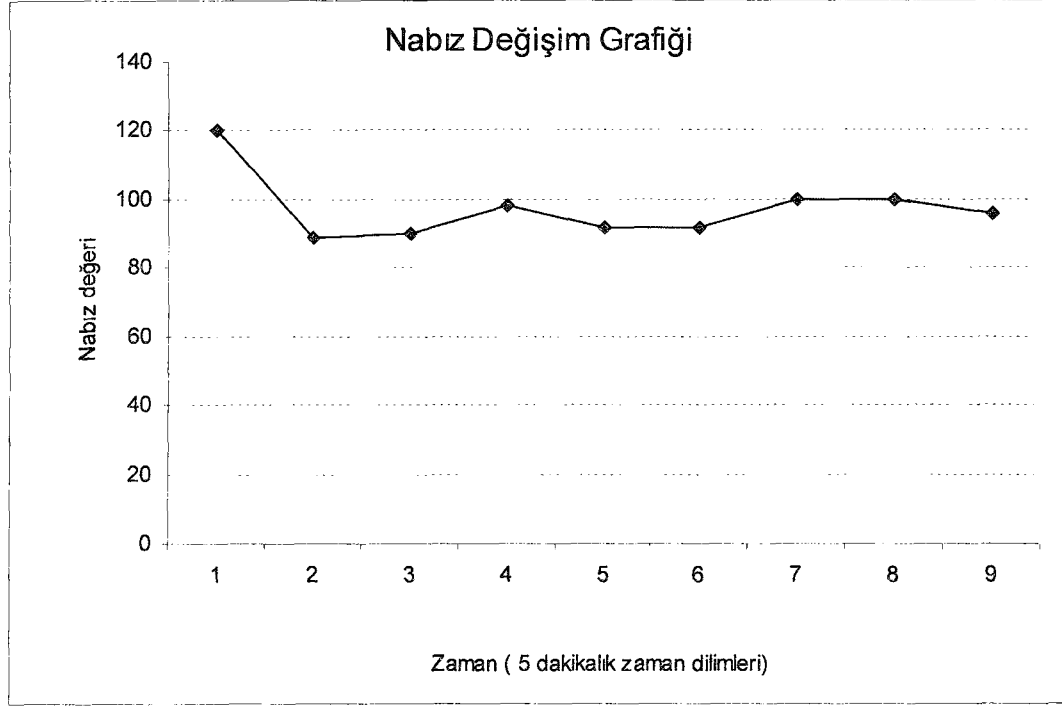
Şekil 6.26’da önceki dilimde uygulanan ilaç oranına göre “Toplam güç/Normal güç” oranı değişimi verilmiştir. Bu grafikteki “Toplam güç/Normal güç” oranı o anki EEG diliminin toplam gücünün anestezisi öncesi alınan dilimin toplam gücüne oranını göstermektedir. Bu oran uygulanan anestezisi seviyesine göre değişmektedir. Anestezik seviye artırıldığında oran artmakta, anestezik gaz seviyesi azaltıldığında ise oran, azalmaktadır.



Şekil 6.26. Hasta C için önceki ilaç oranı ve "Toplam güç/normal güç" oranı değişimi.



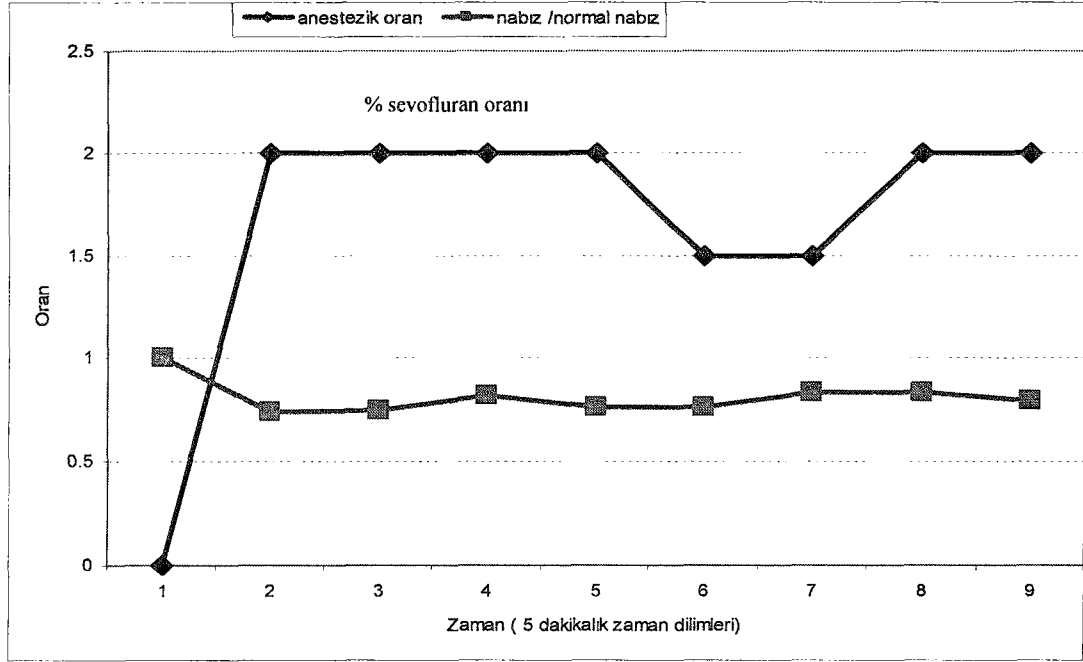
Şekil 6.27. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve "Toplam güç /önceki güç" oranı değişimi.



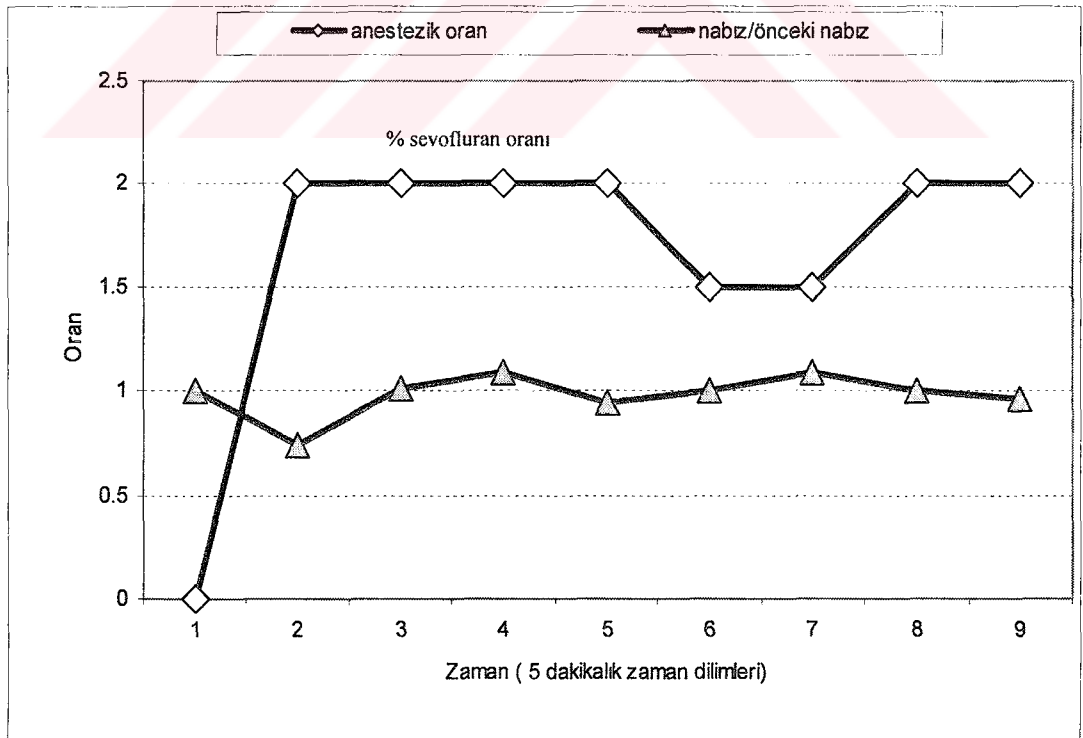
Şekil 6.28.Hasta C'ye ait seçilen dilimlerdeki nabız değerleri grafiği.

Şekil 6.27'de ise hasta C için uygulanan ilaç oranına göre “toplam güç /önceki güç” oranı değişimi görülmektedir. Bu grafik, o anki EEG diliminin toplam gücünün bir önceki dilimin toplam gücüne oranını göstermektedir. Benzer şekilde bir önceki anestezi ilaç oranı artırıldığında bu oran artmakta, anestezi gaz seviyesi azaltıldığında ise “toplam güç /önceki güç” oranı azalmaktadır.

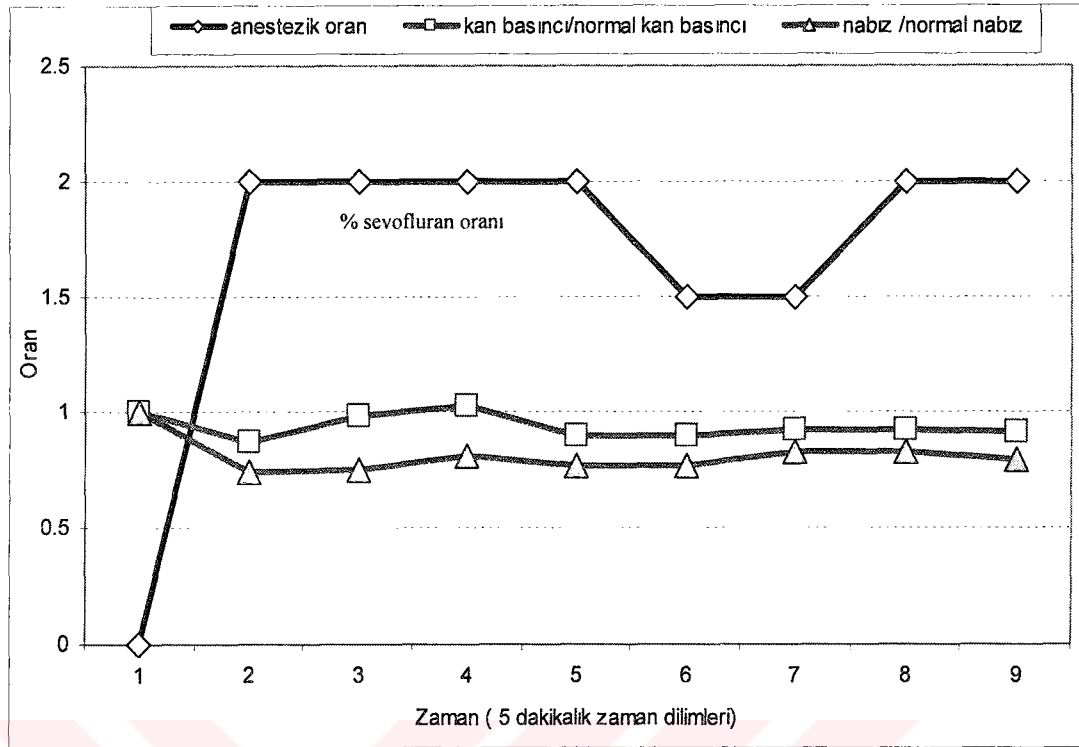
Şekil 6.29'da hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “nabız /normal nabız” değerleri grafiği verilmiştir. Grafikte verilen “nabız /normal nabız” oranı o anki ölçülen nabız değeri ile anestezi öncesinde alınan nabız değerine oranıdır. Bu oran verilen anestezi ilaç oranı ile ters orantılı olarak değişmektedir.



Şekil 6.29. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “nabız /normal nabız” değerleri grafiği.



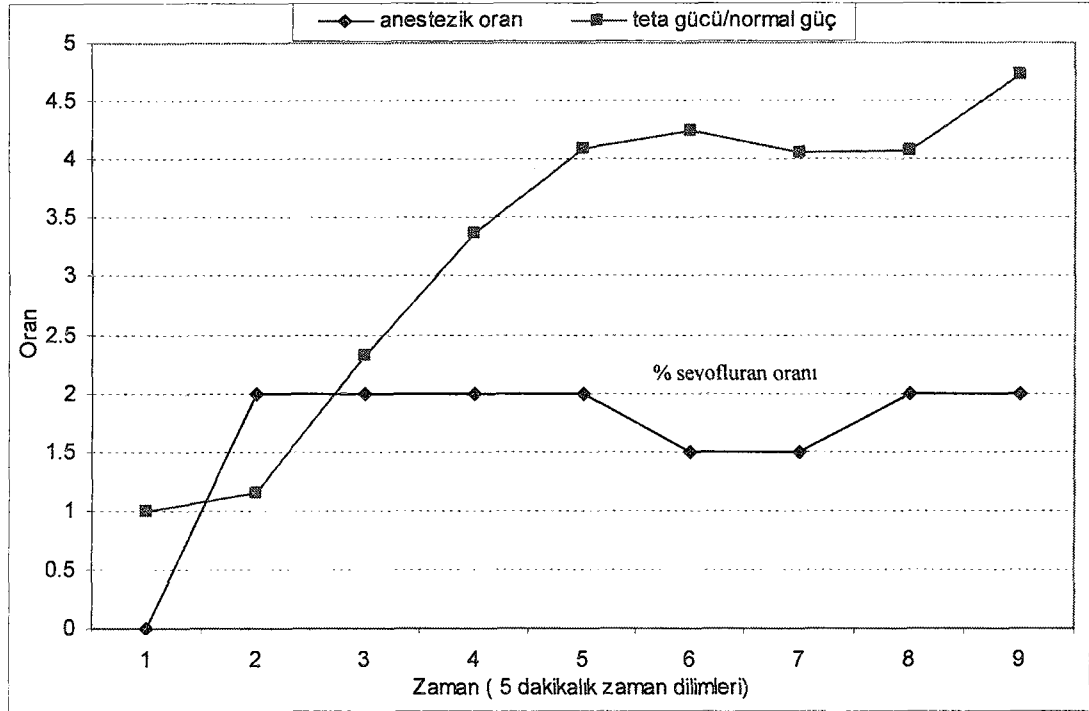
Şekil 6.30. Hasta C için uygulanan ilaç oranı ve “Nabız /önceki nabız” değerleri grafiği.



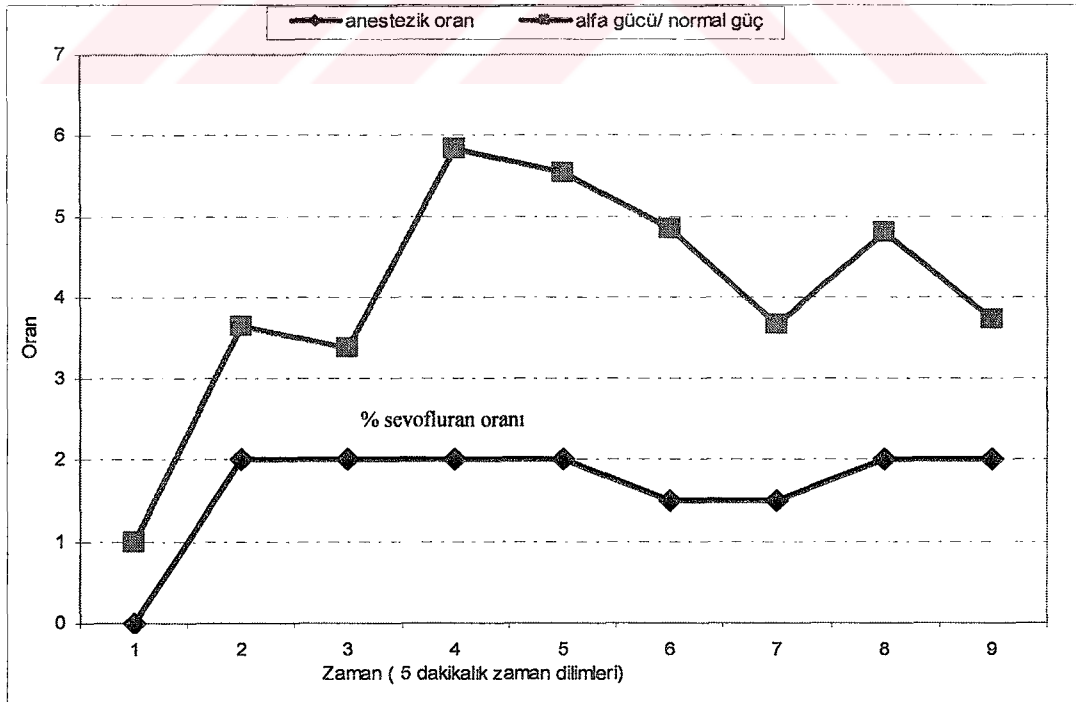
Şekil 6.31. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, "Kan basıncı /Normal kan basıncı" ve "nabız /Normal nabız" değerleri grafiği.

Şekil 6.30'da ise hasta C için uygulanan ilaç oranı ve "nabız /önceki nabız" değerleri grafiği gösterilmiştir. Bu oran, o anki nabız değerinin bir önce ölçülen nabız değerine oranıdır. "nabız /önceki nabız" oranındaki değişimin uygulanan ilaç oranı ile ters orantılı olduğu görülmektedir.

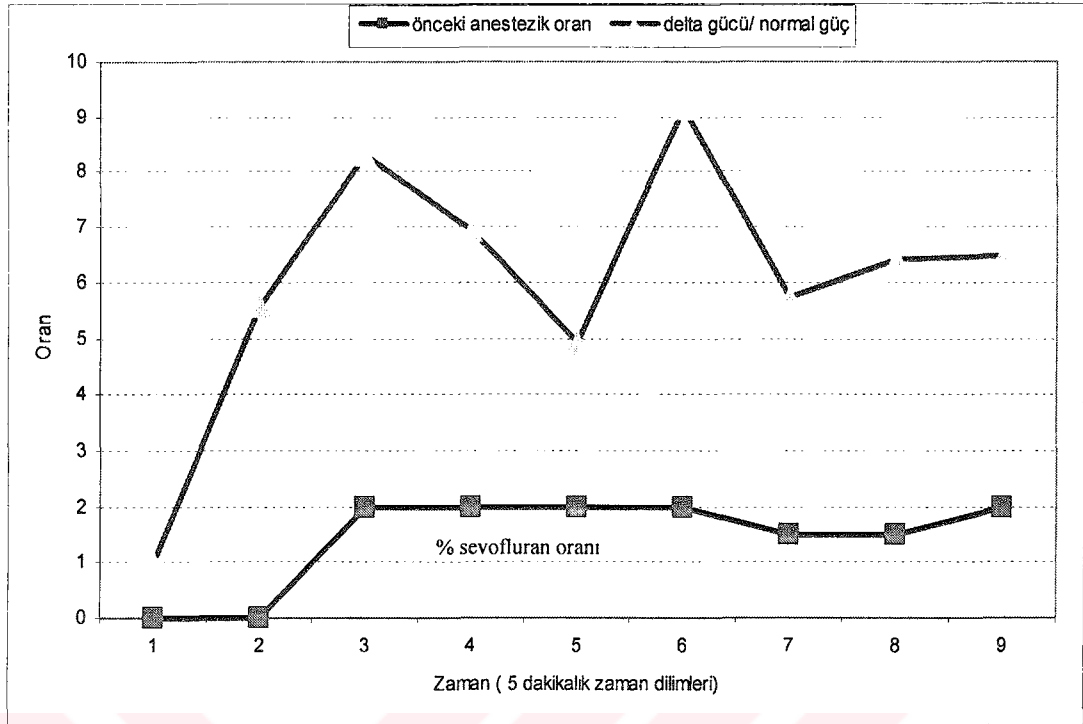
Şekil 6.31'de hasta C için uygulanan ilaç oranı, "Kan basıncı /normal kan basıncı" ve "nabız /normal nabız" değerleri grafiği gösterilmiştir. Grafikte görülen "Kan basıncı /normal kan basıncı" oranı, o anda ölçülen kan basıncı değerinin operasyon öncesi ölçülen kan basıncı değerine oranıdır. "nabız /normal nabız" oranı ise önceden belirtildiği gibi, o an ölçülen nabız değerinin operasyon öncesinde ölçülen nabız değerine oranıdır. Her iki oranın uygulanan anestezi gazı oranına göre aynı paralellikte değişim gösterdikleri görülmektedir. Her iki orantısal değişken de uygulanan ilaç oranına göre ters orantılı olarak değişmektedir.



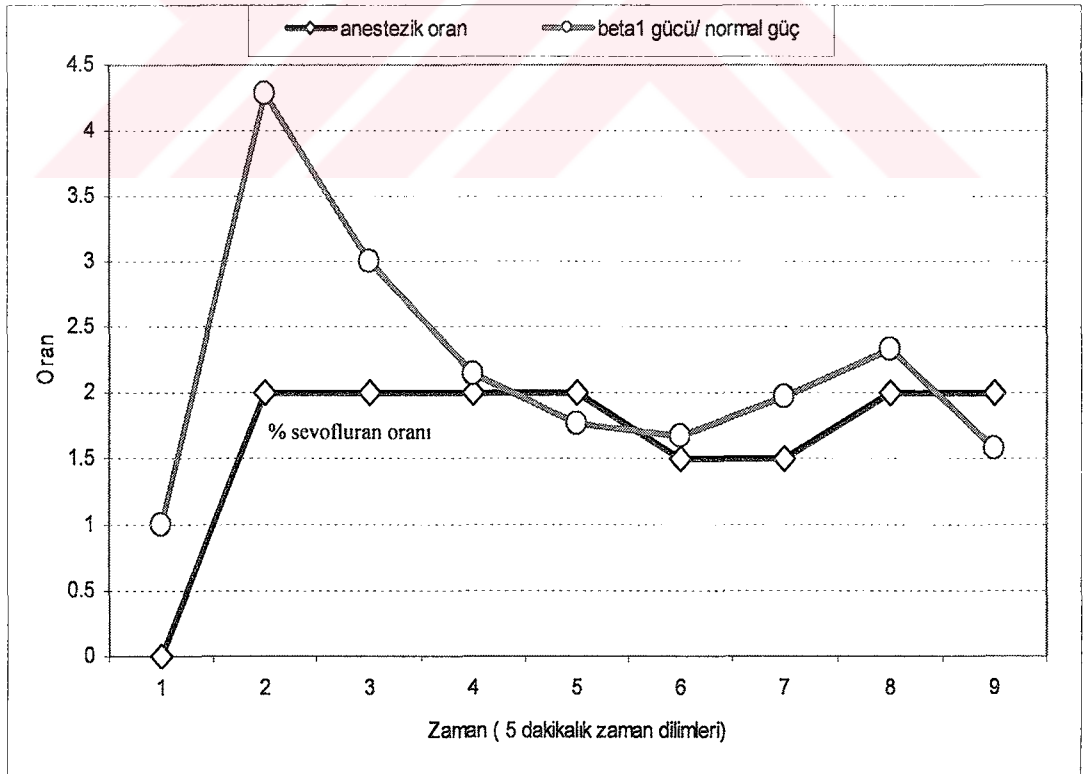
Şekil 6.32. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “Teta gücü/Normal güç” değerleri grafiği.



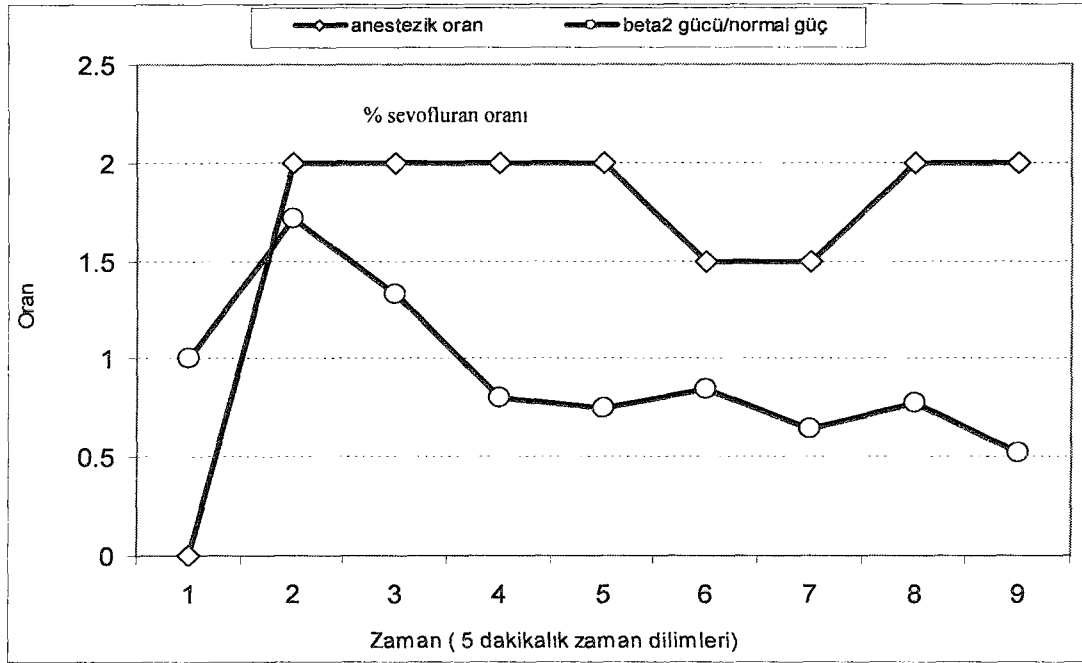
Şekil 6.33. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “alfa gücü /normal güç” değerleri grafiği.



Şekil 6.34. Hasta C için önceki ilaç oranı, "delta gücü/normal güç" değerleri grafiği.



Şekil 6.35. Uygulanan ilaç oranı, "beta1 gücü/normal güç" değerleri grafiği.



Şekil 6.36. Hasta C için uygulanan ilaç oranı, “beta2 gücü/ normal güç” değerleri grafiği.

Şekil 6.32’de hasta C için uygulanan ilaç oranı, “Teta gücü/Normal güç” değerleri grafiği verilmiştir. Grafikte verilen “Teta gücü/Normal güç” oranı seçilen EEG dilimlerine ait PSD değerlerinin 4–7 Hz frekans aralığındaki değerleri toplamının operasyon öncesi aynı frekans bandının toplam gücüne oranını göstermektedir. Bu oran uygulanan anestezik gaz seviyesiyle paralel olarak artmakta veya azalmaktadır.

Şekil 6.33’te hasta C için uygulanan ilaç oranı, “alfa gücü/normal güç” değerleri grafiği gösterilmiştir. Grafikte verilen “alfa gücü /normal güç” oranı seçilen EEG dilimlerine ait PSD değerlerinin 8–13 Hz frekans aralığındaki değerleri toplamının operasyon öncesi aynı frekans bandının toplam gücüne oranını göstermektedir. “alfa gücü /normal güç” oranı, hastaya uygulanan anestezik dozaj ile uyumlu bir değişim göstermektedir.

Şekil 6.34’de hasta C için önceki ilaç oranı, “delta gücü /normal güç” değerleri grafiği gösterilmiştir. “delta gücü /normal güç” oranı o anki EEG dilimine ait PSD değerlerinin 1–3 Hz frekans aralığındaki değerleri toplamının operasyon öncesi aynı frekans bandının toplam gücüne oranını göstermektedir. Hastaya uygulanan sevofluran miktarı artırıldıkça teta ve alfa bandında olduğu gibi bu bandın gücü de

artmaktadır.

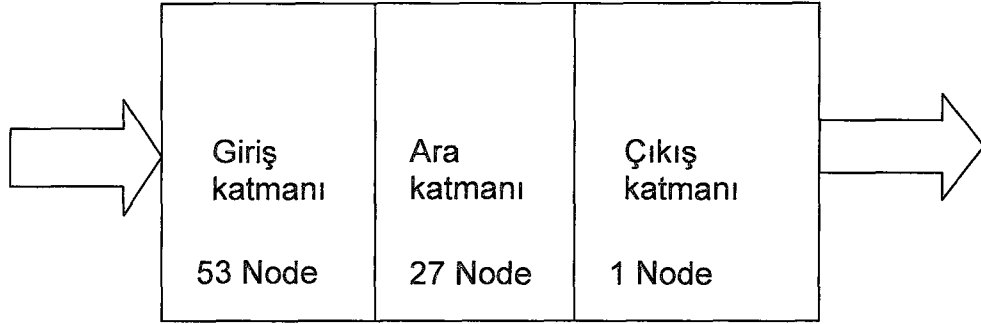
Şekil 6.35’de hasta C için uygulanan ilaç oranı, “beta1 gücü/ normal güç” değerleri grafiği verilmiştir. “beta1 gücü/ normal güç” oranı o anki EEG dilimine ait verilerin PSD değerlerinin 14–30 Hz frekans aralığındaki değerleri toplamının operasyon öncesi EEG dilimindeki aynı frekans bandının toplam gücüne oranını vermektedir. Hastaya uygulanan anestezi gazı oranı arttıkça beta1 band gücünde kısmi azalmalar görülmektedir.

Şekil 6.36’da hasta c için uygulanan ilaç oranı, “beta2 gücü/ normal güç” değerleri grafiği gösterilmiştir. “beta2 gücü/ normal güç” oranı 31–50 Hz Frekans aralığındaki PSD değerlerinin toplamının operasyon öncesi safhada kaydedilen EEG dilimindeki aynı frekans bandının toplam gücüne oranıdır. Beta2 band gücü, anestezi derinliği arttıkça operasyon önceki güce göre azalmaktadır.

6.5. EEG verilerinin eğitimi için kullanılan ağ topolojisi

EEG verileri ameliyathane ortamında 8 TB-b uluslar arası 10-20 montaj sistemine uygun elektrot bağlantıları yapılarak kaydedilmiştir. Kaydedilen EEG lerin MATLAB programı ile güç spektrumları elde edilmiştir. Bu verilerin yapay sinir ağına işlenebilmesi ve zeki sistemler yardımı ile EEG işaretlerinden anestezi derinliğine karar verilebilmesi için uygun ağ topolojisi tasarlanmıştır. Bu ağ topolojisinde, uzmanlar yardımı ile EEG işaretlerinin hangi anestezi derinliğini gösterdiğine karar verileceğinden bu çalışmada öğretmenli öğrenme algoritması seçilmiştir. Öğretmenli öğrenme için uygun yapı olan geriayılmalı yapay sinir ağı algoritması tasarlanmıştır. Tasarlanan ağ topolojisi şekil 6.37’de gösterilmiştir.

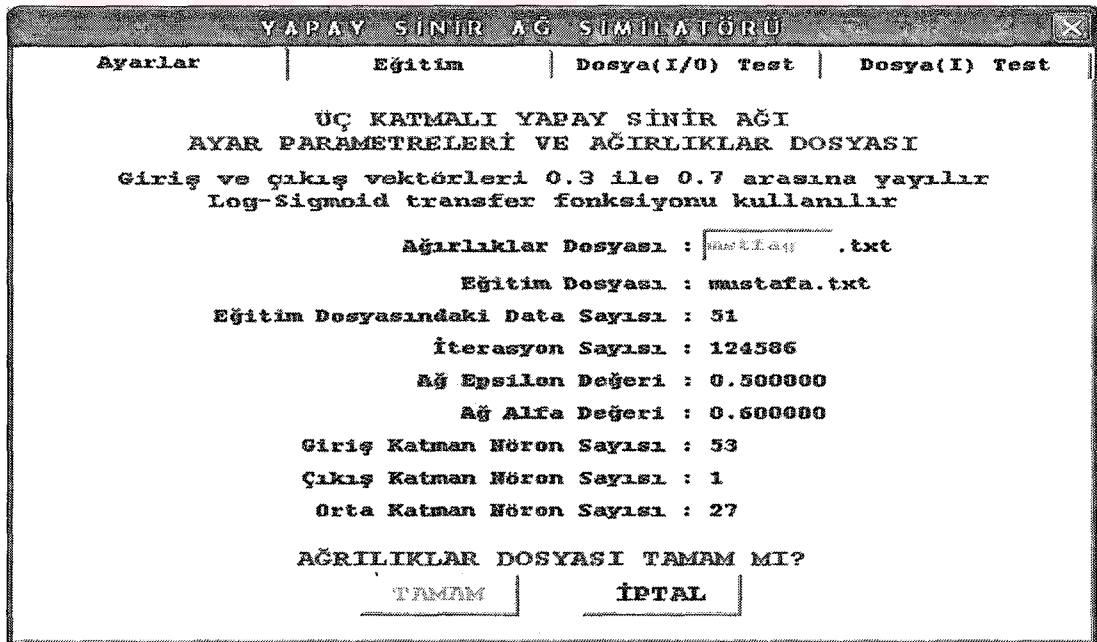
Şekil 6.37’de görüldüğü gibi EEG verilerinin eğitimi için giriş katmanı, ara katman ve çıkış katmandan oluşan 3 katmanlı geriayılmalı yapay sinir ağı kullanılmıştır. EEG cihazında 8 kanaldan kayıt yapıldığından her bir kanalın ayrı ayrı eğitilmesi yerine kanalların ortalaması alınarak tek bir veri kümesine dönüştürülmüştür. Giriş düğümlerine ise 5 dakikalık EEG verilerinin 10 saniyelik diliminin güç spektrum bilgileri uygulanmıştır.



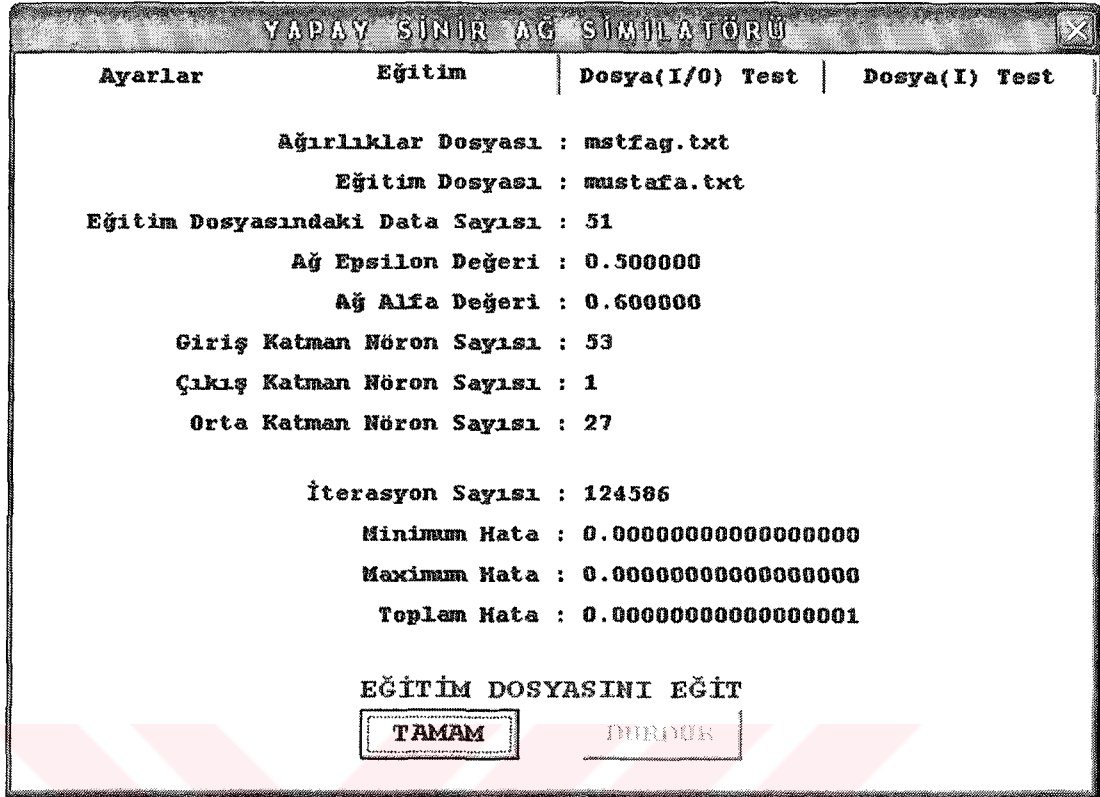
Şekil 6.37. EEG verilerinin eğitimi için tasarlanmış geriyayılmalı ağ topolojisi.

6.6. Geriyayılmalı yapay sinir ağı programı

Şekil 6.37’de gösterilen ağ topolojisi benzetimi için Temurtaş’ın geliştirdiği yapay sinir ağı similatörü kullanılmıştır (<http://mfdumlupinar.edu.tr/~temurtas>). Ağ topolojisi benzetimi programı çalıştırıldığında öncelikle giriş katmanına ve çıkış katmana uygulanacak örnek veri seti içeren dosya ismi girilmekte daha sonra ara katman değeri girilmektedir. Ayrıca Epsilon ve alfa değerleride istenirse girilmektedir. Daha sonra eğitim başlatılmakta ve kabul edilebilir hata değerine ulaşıncaya kadar eğitim tekrarlanmaktadır.



Şekil 6.38. Yapay sinir ağı similatörünün ağırlık dosyasının verildiği ara yüzü.



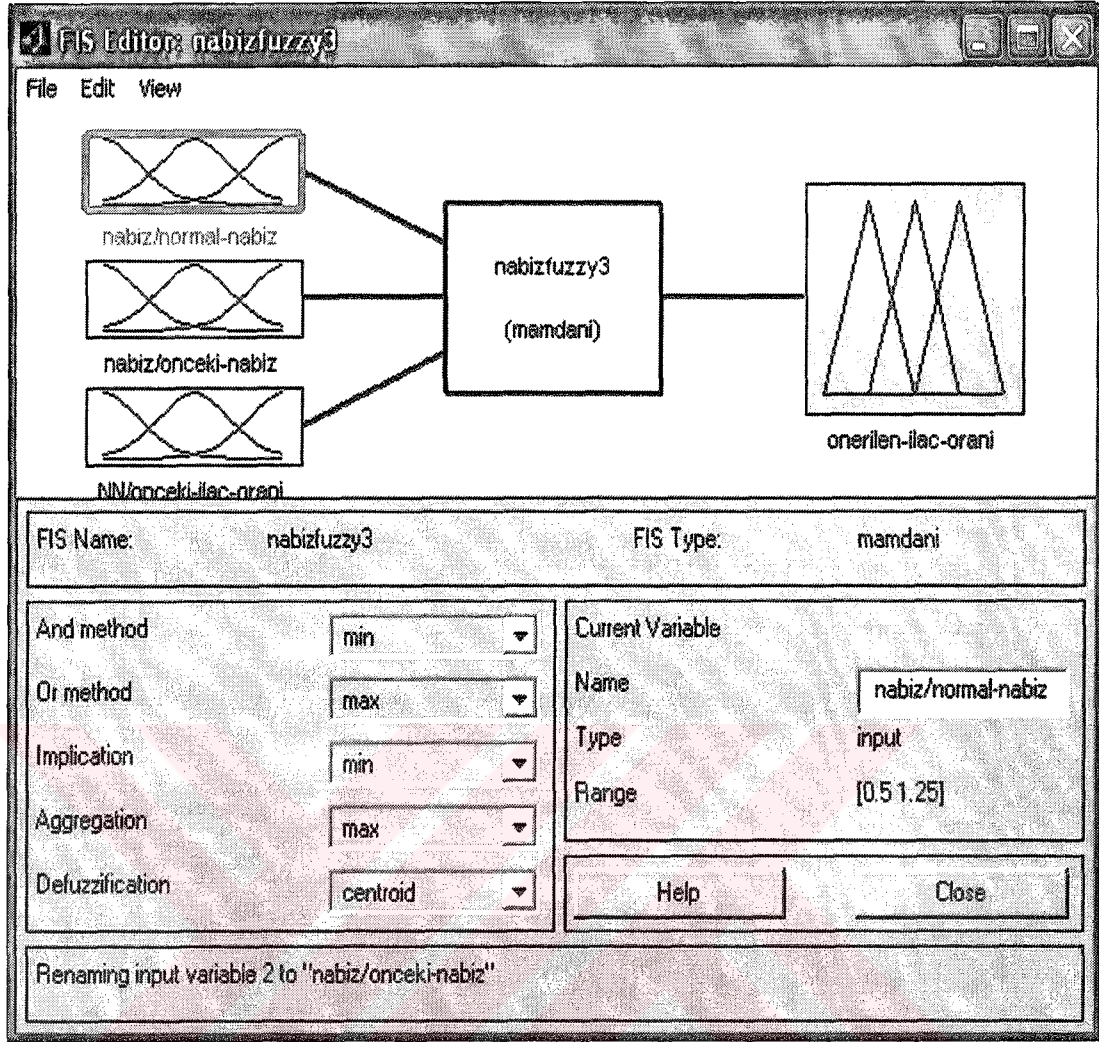
Şekil 6.39. Yapay sinir ağı similatörü eğitim ara yüzü.

Şekil 6.38’de yapay sinir ağı benzetimi ağırlık dosyasının verildiği ara yüzü, şekil 6.39’da ise yapay sinir ağı benzetiminde eğitimin başlatıldığı ara yüzü gösterilmiştir. Bu arayüzde ağ epsilon ve alfa değerleri, iterasyon sayısı, ağ yapısı toplam hata bilgileri görülmektedir.

Şekil 6.39’daki grafikte görüldüğü gibi 124586 tekrar sonucunda toplam hata 10^{-17} mertebelerindedir.

6.7. Anestezik gaz oranı kestirimi için Bulanık Çıkartım sistemi tasarımı

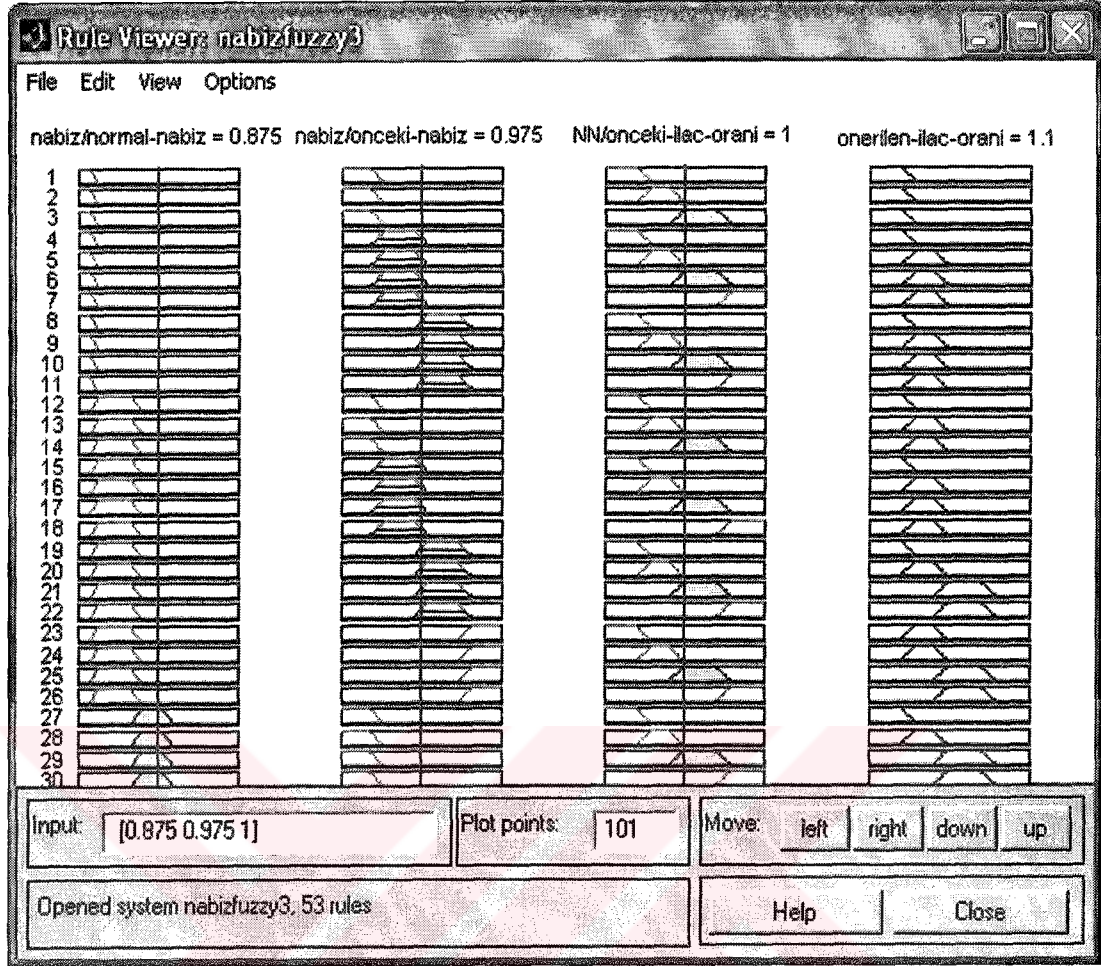
Şekil 6.40’da anestezik ilaç oranı çıkartımı için tasarlanan bulanık sistemin blok diyagramı gösterilmiştir. Bu diyagram üç giriş değişkenine karşılık bir çıkış değişkeninden oluşmaktadır.



Şekil 6.40. Anestezik ilaç oranı çıkartımı için tasarlanan bulanık sistem blok diyagramı

Bulanık sistemin “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkeni hastanın o anki nabız değerinin operasyon öncesi nabız değerine oranıdır. “nabiz/oncelki-nabiz” değişkeni hastanın o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranıdır. “NN/oncelki-ilac-orani” giriş değişkeni ise Yapay sinir ağının önerdiği anestezik değerin bir önceki durumda uygulanan anestezik ilaç değerine oranıdır.

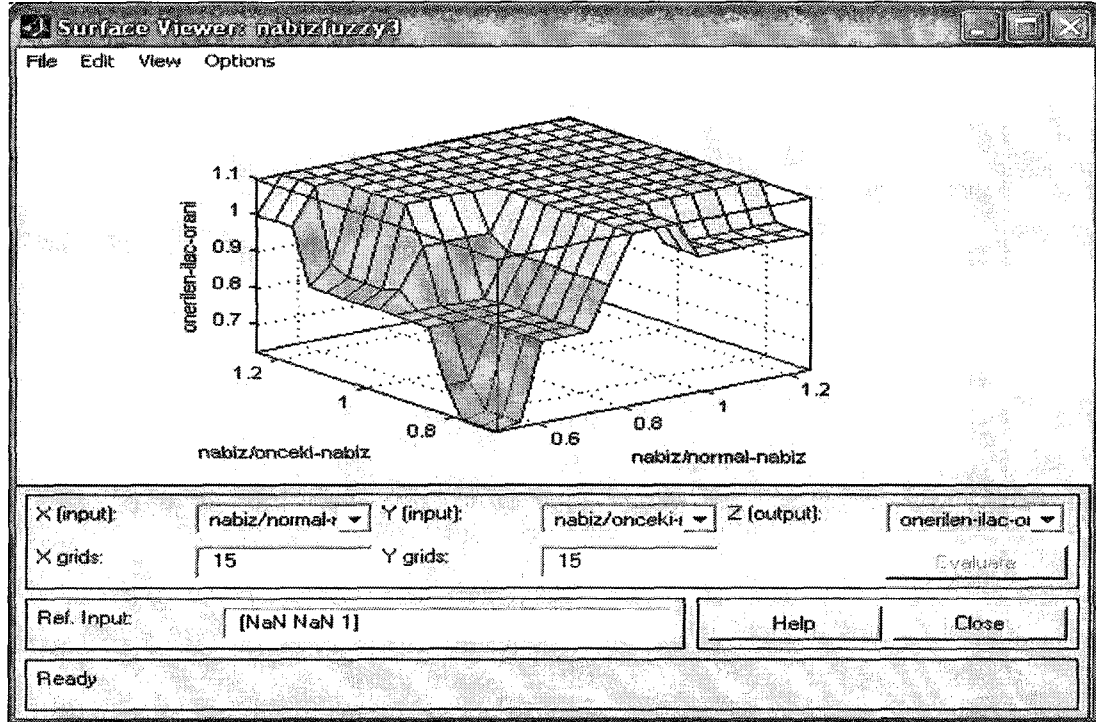
Şekil 6.40’da blok diyagramı verilen bulanık sistemin çıkış değişkeni ise “onerilen-ilac-orani” değişkenidir. Bulanık sistem çıkışta bir önceki anestezik ilaç oranına göre yüzde değişim oranı önermektedir.



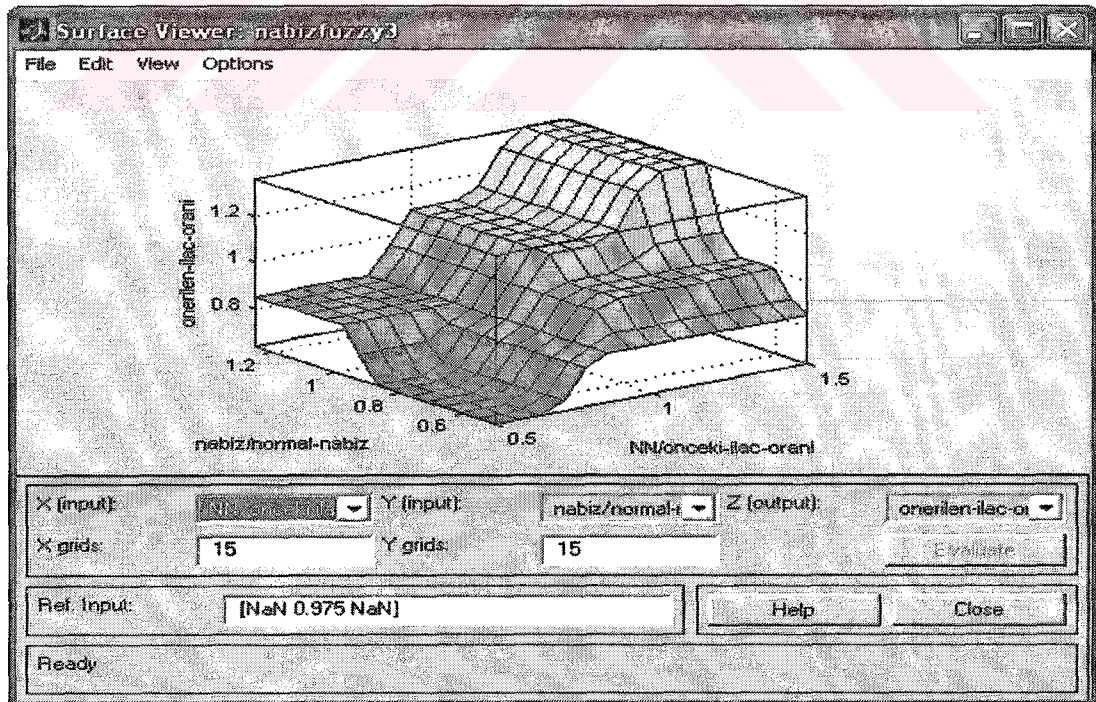
Şekil 6.41. Anestezik ilaç oranı çıkartımı için oluşturulan kural tabanı gösterge diyagramı

Şekil 6.41’de Anestezik İlaç oranı çıkartımı için oluşturulan kural tabanı gösterge diyagramı verilmiştir. Bu diyagramda kural tabanında yazılan dilsel ifadelerin girişte uygulanan sayısal değerlere karşılık gelen aralıkları görülmektedir. Giriş değişkenlerinin o anki sayısal değerlerine karşılık hangi giriş kurallarının aktif olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde çıkış değişkenin o anki sayısal değerinin çıkartımında hangi kuralların aktif olduğu da görülmektedir.

Şekil 6.42’de bulanık sistemde kullanılan değişkenlere ait üç boyutlu değişim grafiği gösterilmiştir. Bu grafik, “NN/önceki-ilac-orani” giriş değişkeninin değerinin 1 değerine sabitlendiği durumda “nabiz/oncelki-nabiz”, “onerilen-ilac-orani” ve “nabiz/normal-nabiz” değişkenlerin değişimini göstermektedir.



Şekil 6.42. Bulanık sistemde "NN/önceki-ilac-orani" giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği

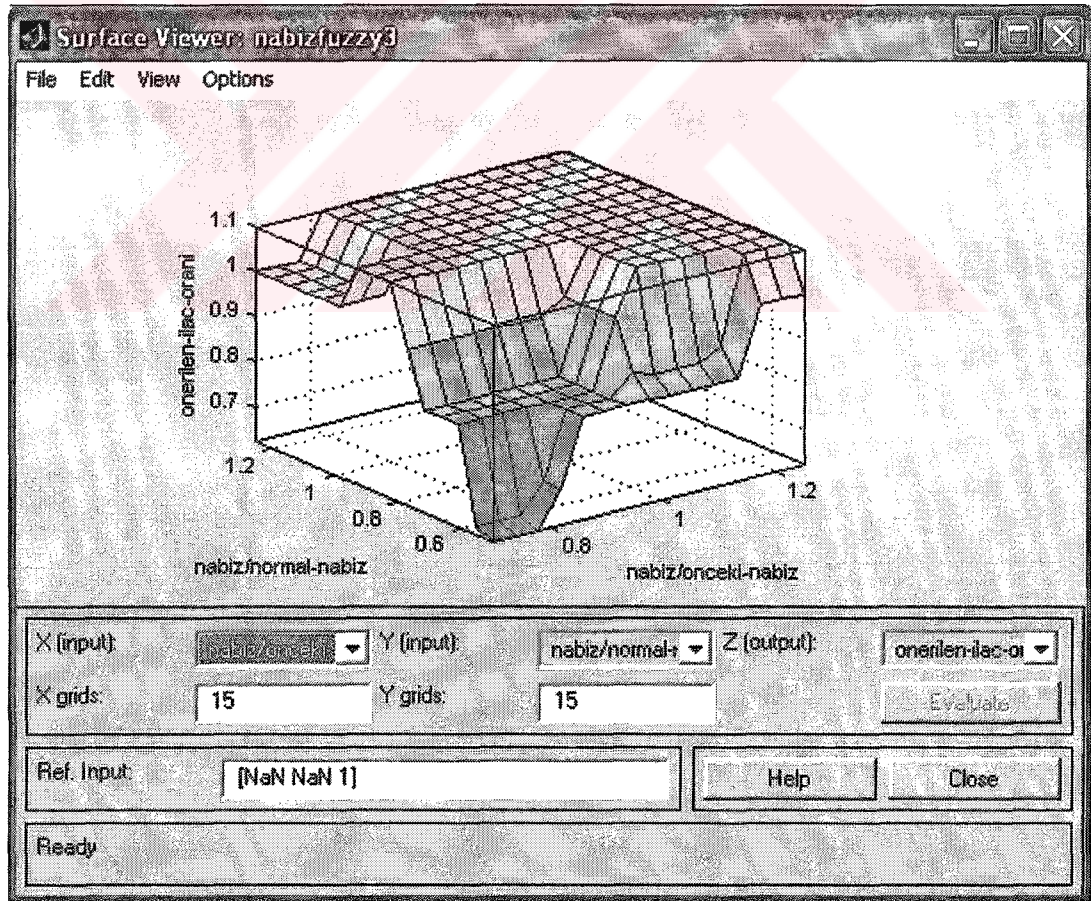


Şekil 6.43. Bulanık sistemde "nabiz/önceki-nabiz" giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği.

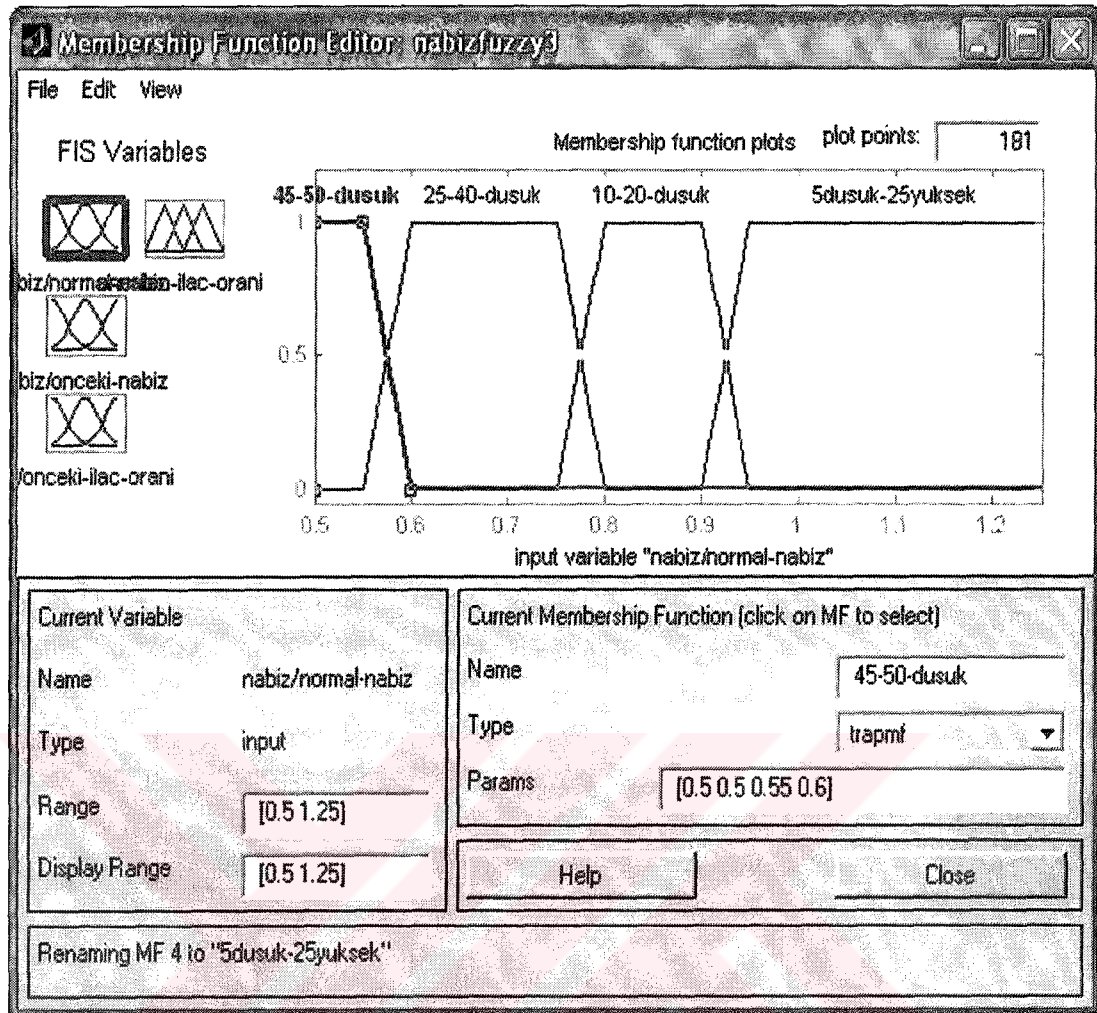
Şekil 6.43'te “nabiz/önceki-nabiz” giriş değişkeninin değerinin 0.975 değerine sabitlendiği durumda “NN/önceki-ilac-orani”, “onerilen-ilac-orani” ve “nabiz/normal-nabiz” değişkenlerinin değişimini göstermektedir

Şekil 6.44'te “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkeninin değerinin 0.975 değerine sabitlendiği durumda “NN/önceki-ilac-orani”, “onerilen-ilac-orani” ve “nabiz/önceki-nabiz” değişkenlerinin değişimini göstermektedir.

Şekil 6.45'de bulanık sistemde “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu verilmiştir. Bu değişkene ait üyelik fonksiyonu 0.5-1.2 min/max. değer aralığını kapsamaktadır. “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkeninin 4 dilsel değişkeni vardır.



Şekil 6.44. Bulanık sistemde “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkeninin sabit tutulduğu durumdaki değişiminin üç boyutlu grafiği.



Şekil 6.45. Bulanık sistemde “nabiz/normal-nabiz” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu.

“45–50-dusuk” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin operasyondan önceki nabız değerine göre %45-%50 azaldığı değerleri temsil etmektedir ve 0.5–0.55 değer aralığında tanımlanmıştır. Bu dilsel değişken nabızın operasyon öncesi nabza göre çok düştüğü değer aralığını göstermektedir. “45–50-dusuk” dilsel değişkeni aynı zamanda anestezi derinliğinin yüksek olduğu durumu göstermektedir.

“25–40-dusuk” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin operasyondan önceki nabız değerine göre %25-%40 azaldığı değerleri temsil etmektedir. Değer aralığı 0.6–0.75 aralığında tanımlanmıştır. “25–40-dusuk” dilsel değişkeni anestezi derinliğinin yeterli seviyelerde olduğunu göstermektedir.

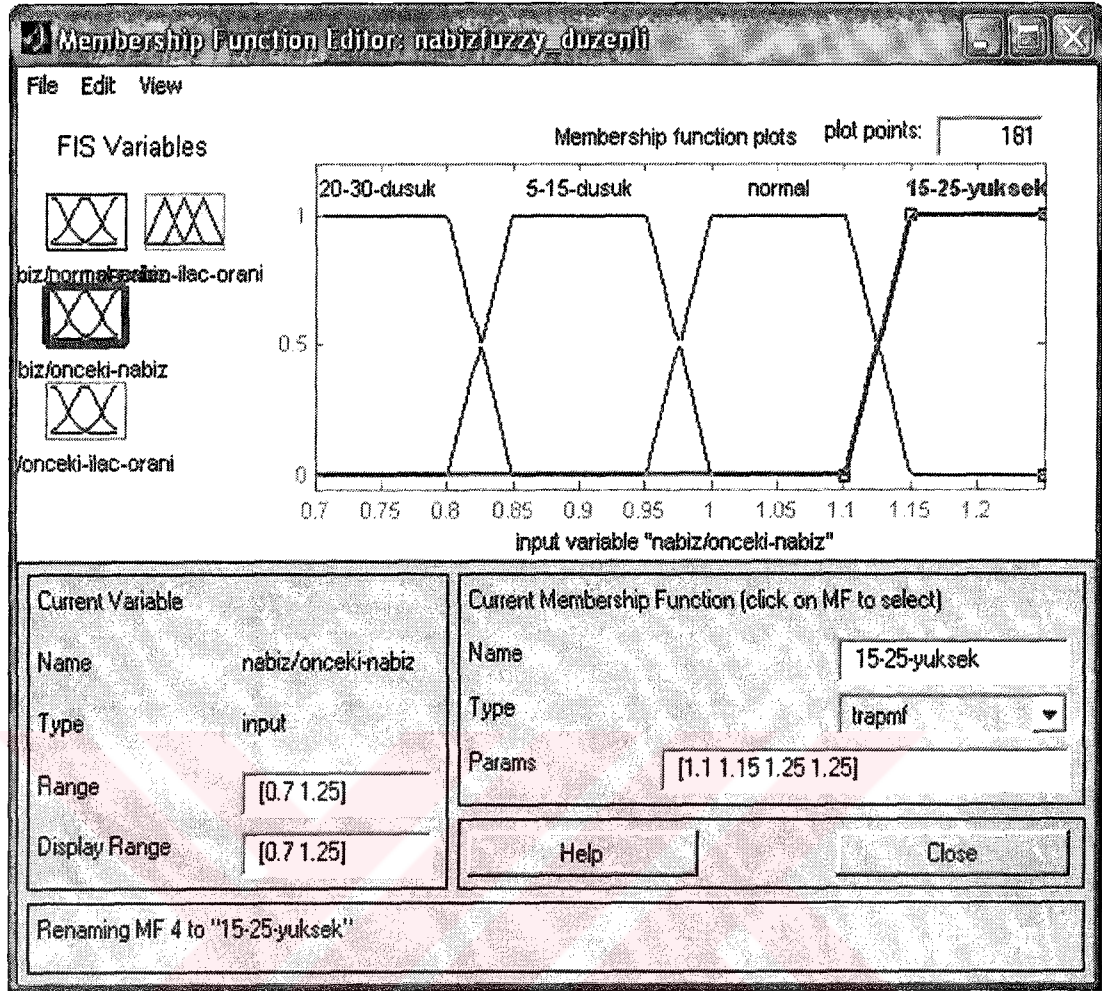
“10–20-dusuk” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin operasyondan önceki nabız değerine göre %10-%20 azaldığı değerleri tanımlar. Değer aralığı 0.8–0.9 aralığındadır. “10–20-dusuk” dilsel değişkeni, anestezi esnasında, nabızdaki değişimin normal olduğu değer aralığını gösterir ve anestezi derinliği kestirimi için yeterli bilgi sağlayamaz.

“5dusuk-25yuksek” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin operasyondan önceki nabız değerine göre %5 düşük değerler ile %25 yüksek değerleri temsil etmektedir. Değer aralığı 0.95–1.25 aralığında tanımlanmıştır. “5dusuk-25yuksek” dilsel değişkeni, anestezi esnasında, nabızdaki değişimin normal olmadığı aralığı gösterir. Anestezi anında genellikle nabızın operasyon öncesine göre düşük olması beklenir. Bu nedenle “5dusuk-25yuksek” dilsel değişken aralığı anestezi derinliği kestiriminde dikkate alınmayabilir.

şekil 6.46’da bulanık sistemde “nabız/oncelki nabız” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu verilmiştir. Bu değişkene ait üyelik fonksiyonu 0.7–1.25 min/max değer aralığını kapsamaktadır. “nabız/oncelki-nabız” giriş değişkeninin 4 dilsel değişkeni vardır.

“20–30-dusuk” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine göre %20-%30 azaldığı değerleri temsil etmektedir ve 0.7–0.8 değer aralığında tanımlanmıştır. Bu dilsel değişken nabızın, bir önceki nabza göre çok düştüğü değer aralığını gösterir. “20–30-dusuk” dilsel değişkeni aynı zamanda anestezi derinliğinin bir önceki anestezi seviyesine göre daha derin olduğunu gösterebilir.

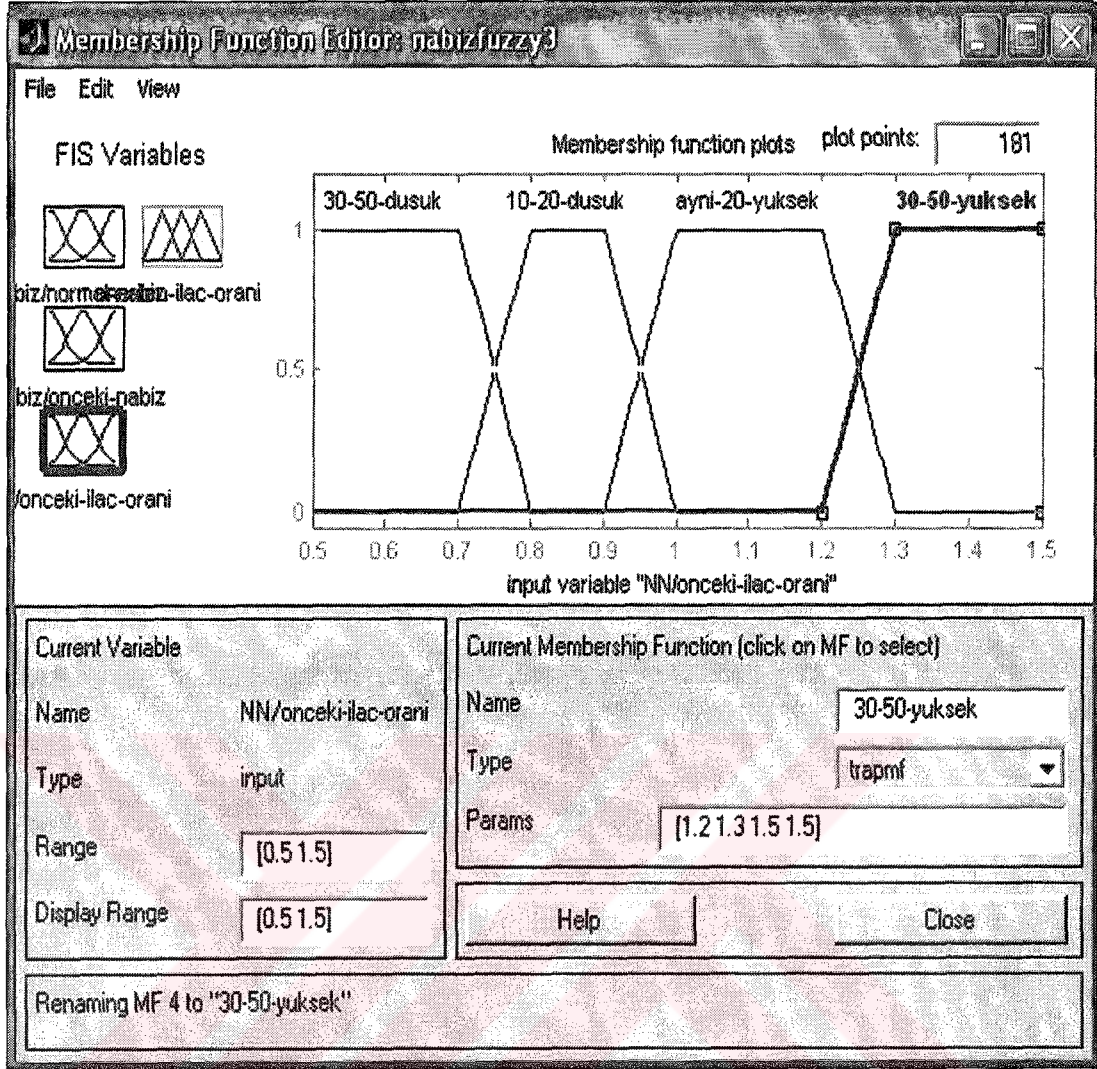
“5–15-dusuk ” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine göre %5-%15 azaldığı değerleri ifade etmektedir ve 0.85-0.95 değer aralığında tanımlanmıştır. Bu dilsel değişken nabızın, bir önceki nabza göre az düştüğü değer aralığını gösterir. “5-15-dusuk ” dilsel değişkeni anestezi derinliğinin bir önceki anestezi seviyesine göre aynı kaldığı veya çok az yükseldiğini gösterebilir.



Şekil 6.46. Bulanık sistemde “nabiz/oncelki-nabiz” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu.

“normal” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine göre aynı veya %10 yükseldiği değerleri tanımlar. Değer aralığı 1-1.1 değer aralığındadır. Bu dilsel değişken nabızın, bir önceki nabza göre aynı kaldığı veya az yükseldiği durumu gösterir. “normal” dilsel değişkeni anestezi derinliğinin bir önceki anestezi seviyesine göre aynı kaldığı veya çok az miktarda azaldığını gösterebilir.

“15-25-yuksekk” dilsel değişkeni o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine göre %15 -%25 daha yüksek olan değerleri gösterir. Değer aralığı 1.15-1.25 değer aralığındadır. Bu dilsel değişken nabızın, bir önceki nabza göre daha fazla yükseldiği değer aralığını gösterir. “15-25-yuksekk” dilsel değişkeni anestezi derinliğinin bir önceki anestezi seviyesine göre çok azaldığını gösterebilir.



Şekil 6.47. Bulanık sistemde “NN/onceli-ilac-orani” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu

Şekil 6.47’de bulanık sistemde “NN/onceli-ilac-orani” giriş değişkenine ait üyelik fonksiyonu verilmiştir. Bu değişkene ait üyelik fonksiyonu 0.5-1.5 min/max değer aralığında tanımlanmıştır. “NN/onceli-ilac-orani” giriş değişkeninin 4 dilsel değişkeni vardır.

”30-50-dusuk” dilsel değişkeni o anki yapay sinir ağının önerdiği anestezi ilaç değerinin bir önce uygulanan anestezi ilaç değerine göre %30-%50 oranında azaltılmasını önerdiği değerleri temsil etmektedir. “30-50-dusuk” dilsel değişkeni değer aralığı 0.5-0.7 değer aralığında tanımlanmıştır. Bu dilsel değişken anestezinin idame safhasında hastaya uygulanan anestezi gaz oranının yeterli seviye için gerekli anestezi ilaç oranına göre çok yüksek olduğu durumu belirtebilir.

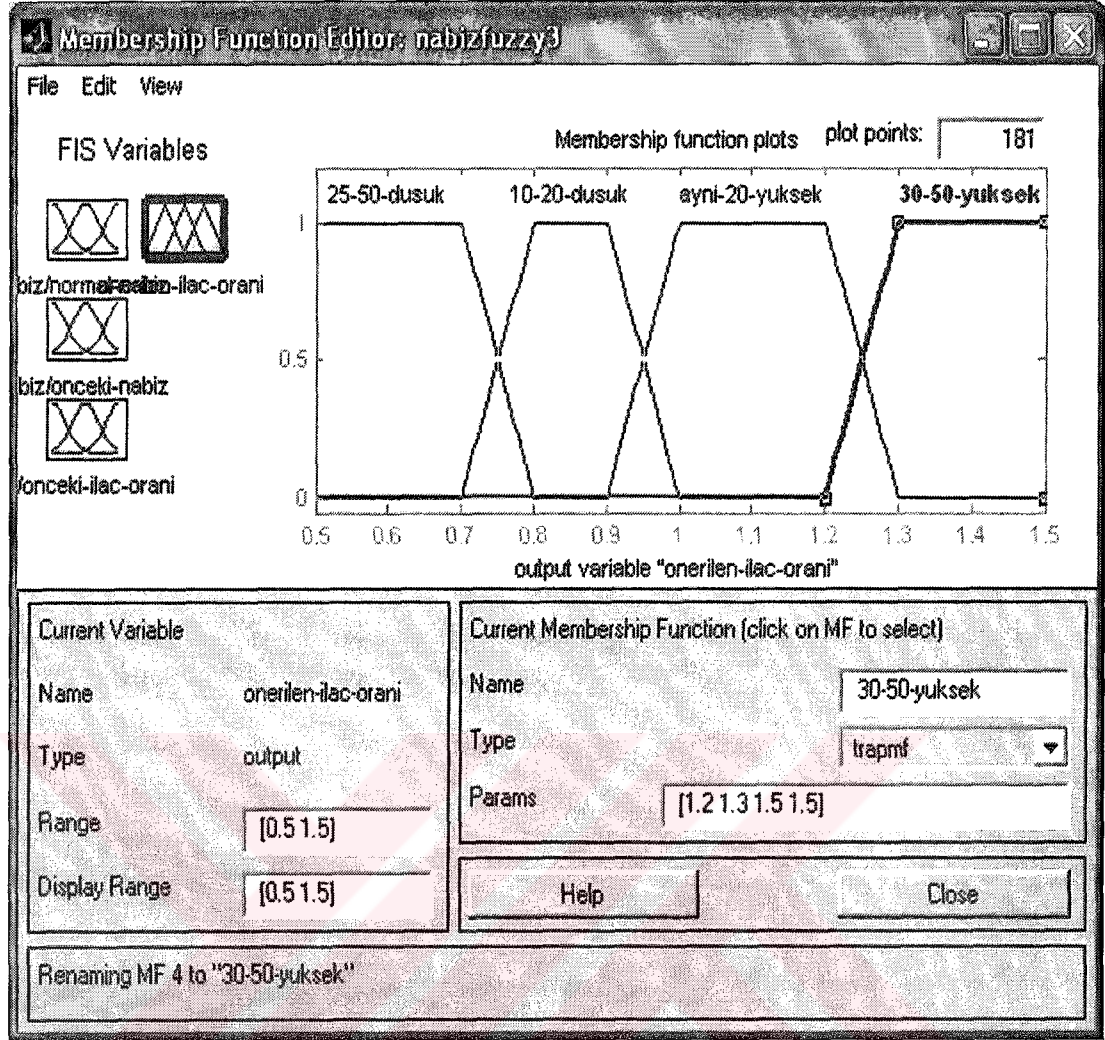
“10-20-dusuk” dilsel değişkeni o anki yapay sinir ağının önerdiği anesteziik ilaç değerinin bir önce uygulanan anesteziik ilaç değerine göre %10-%20 oranında azaltılmasını önerdiği değerleri temsil etmektedir. “10-20-dusuk” dilsel değişkeni 0.8-0.9 değer aralığında tanımlanmıştır. Bu dilsel değişken operasyon esnasında hastaya uygulanan anesteziik gaz oranının bir önceki uygulanan anesteziik gaz oranına göre %10-%20 daha az uygulanmasını gösterebilir.

”ayni-20-yuksek” dilsel değişkeni o anki yapay sinir ağının önerdiği anesteziik ilaç değerinin bir önce uygulanan anesteziik ilaç değerine göre aynı veya %20 oranında yükseltilmesini önerdiği değerleri ifade eder. ”ayni-20-yuksek” dilsel değişkeni 1-1.2 değer aralığında tanımlanmıştır. ”ayni-20-yuksek” dilsel değişkeni, hastaya uygulanan anesteziik gaz oranının bir önceki uygulanan anesteziik gaz oranına göre aynı kalmasını veya %20 artırılmasını gerektirebilir.

”30-50-yuksek” dilsel değişkeni o anki yapay sinir ağının önerdiği anesteziik ilaç değerinin bir önce uygulanan anesteziik ilaç değerine göre %30-%50 oranında yükseltilmesini önerdiği değerleri temsil etmektedir. ”30-50-yuksek” dilsel değişkeni 1.3-1.5 değer aralığında tanımlanmıştır. ”30-50-yuksek” dilsel değişkeni, hastaya uygulanan anesteziik gaz oranının bir önceki uygulanan anesteziik gaz oranına göre %30-%50 artırılmasını gerektirebilir.

şekil 6.48’de, bulanık sistemde “onerilen-ilac-orani” çıkış değişkenine ait üyelik fonksiyonu verilmiştir. Bu değişkene ait üyelik fonksiyonu 0.5-1.5 min/max değer aralığında tanımlanmıştır. “onerilen-ilac-orani” giriş değişkeninin 4 dilsel değişkeni vardır.

“25-50-dusuk” dilsel değişkeni 0.5-0.7 değer aralığında tanımlanmıştır. “10-20-dusuk” dilsel değişkeni 0.8-0.9 değer aralığındadır. “ayni-20-yuksek” dilsel değişkeni 1-1.2 değer aralığını göstermektedir. “30-50-yuksek” dilsel değişkeni ise 1.3-1.5 değer aralığını ifade etmektedir.



Şekil 6.48. Bulanık sistemde “onerilen-ilac-orani” çıkış değişkenine ait üyelik fonksiyonu

Tablo 6.10’da Matlab ortamında bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı tablosu gösterilmektedir. Bu tabloda bulanık sisteme uygulanan dilsel giriş değişkenlerin değişimine karşılık bulanık sistemin üretmesi gereken dilsel çıkış değişkeni değerlerinin kuralları yer almaktadır. Bu kural tabanında 53 kural bulunmaktadır.

Örneğin 1. kural: nabzın normal nabza oranı %45-50 düşük, nabzın önceki nabza oranı %20-30 düşük ve yapay sinir ağı çıkışının önceki ilaç değerine oranı %30-50 düşük ise önerilen ilaç oranı bir önceki anestezi ilaç oranından %25-50 düşük olsun şeklindedir.

Tablo 6.10. Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı tablosu

Rule Editor: nabizfuzzy_duzenli

File Edit View Options

1. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 20-30-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

2. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 20-30-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

3. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 20-30-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

4. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 5-15-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

5. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 5-15-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

6. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 5-15-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

7. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is 5-15-dusuk) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

8. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is normal) and (NN/oncelki-ilac-orani is 30-50-yukse) then (NN/oncelki-ilac-orani is 30-50-yukse)

9. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is normal) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

10. If (nabiz/normal-nabiz is 45-50-dusuk) and (nabiz/oncelki-nabiz is normal) and (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk) then (NN/oncelki-ilac-orani is 10-20-dusuk)

If nabiz/normal-nabiz and nabiz/oncelki-nabiz and NN/oncelki-ilac-orani Then oncelki-ilac-orani

45-50-dusuk 20-30-dusuk 10-20-dusuk 10-20-dusuk

25-40-dusuk 5-15-dusuk 10-20-dusuk 10-20-dusuk

10-20-dusuk normal aynı-20-yukse aynı-20-yukse

5dusuk-25yukse 15-25-yukse 30-50-yukse 30-50-yukse

none none none none

not not not not

Connection Weight

or and 1

Delete rule Add rule Change rule

FIS Name: nabizfuzzy_duzenli Help Close

Anestezik derinliğe göre ilaç oranı öneren bulanık çıkartım sisteminin tasarımı için oluşturulan MATLAB programı kodları aşağıda verilmiştir.

[System]

Name='nabizfuzzy3'

Type='mamdani'

Version=2.0

NumInputs=3

NumOutputs=1

NumRules=53

AndMethod='min'

OrMethod='max'

```

ImpMethod='min'
AggMethod='max'
DefuzzMethod='centroid'

```

```
[Input1]
```

```

Name='nabiz/normal-nabiz'
Range=[0.5 1.25]
NumMFs=4
MF1='45-50-dusuk': 'trapmf',[0.5 0.5 0.55 0.6]
MF2='25-40-dusuk': 'trapmf',[0.55 0.6 0.75 0.8]
MF3='10-20-dusuk': 'trapmf',[0.75 0.8 0.9 0.95]
MF4='5dusuk-25yukse': 'trapmf',[0.9 0.95 1.25 1.25]

```

```
[Input2]
```

```

Name='nabiz/onceki-nabiz'
Range=[0.7 1.25]
NumMFs=4
MF1='20-30-dusuk': 'trapmf',[0.7 0.7 0.8 0.85]
MF2='5-15-dusuk': 'trapmf',[0.8 0.85 0.95 1]
MF3='normal': 'trapmf',[0.95 1 1.1 1.15]
MF4='15-25-yukse': 'trapmf',[1.1 1.15 1.25 1.25]

```

```
[Input3]
```

```

Name='NN/onceki-ilac-orani'
Range=[0.5 1.5]
NumMFs=4
MF1='30-50-dusuk': 'trapmf',[0.5 0.5 0.7 0.8]
MF2='10-20-dusuk': 'trapmf',[0.7 0.8 0.9 1]
MF3='ayni-20-yukse': 'trapmf',[0.9 1 1.2 1.3]
MF4='30-50-yukse': 'trapmf',[1.2 1.3 1.5 1.5]

```

```
[Output1]
```

```
Name='onerilen-ilac-orani'
```

Range=[0.5 1.5]

NumMFs=4

MF1='25-50-dusuk': 'trapmf', [0.5 0.5 0.7 0.8]

MF2='10-20-dusuk': 'trapmf', [0.7 0.8 0.9 1]

MF3='ayni-20-yuksek': 'trapmf', [0.9 1 1.2 1.3]

MF4='30-50-yuksek': 'trapmf', [1.2 1.3 1.5 1.5]

[Rules]

Tablo 6.11. Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı

			Bulanık Sistem Değişkenleri						
Kural kodları	Kural no		nabiz/ normal-nabiz		nabiz/ onceki-nabiz		NN/ onceki-ilac-orani		Onerilen -ilac-orani
1 1 1, 1 (1) : 1	1	IF	45-50-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
1 1 2, 1 (1) : 1	2	IF	45-50-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	25-50-dusuk
1 1 3, 1 (1) : 1	3	IF	45-50-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	25-50-dusuk
1 2 1, 1 (1) : 1	4	IF	45-50-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
1 2 2, 2 (1) : 1	5	IF	45-50-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
1 2 3, 2 (1) : 1	6	IF	45-50-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	10-20-dusuk
1 2 4, 2 (1) : 1	7	IF	45-50-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-yuksek	THEN	10-20-dusuk
1 3 1, 1 (1) : 1	8	IF	45-50-dusuk	AND	Normal	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
1 3 2, 2 (1) : 1	9	IF	45-50-dusuk	AND	Normal	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
1 3 3, 2 (1) : 1	10	IF	45-50-dusuk	AND	Normal	AND	ayni-20-yuksek	THEN	10-20-dusuk
1 3 4, 2 (1) : 1	11	IF	45-50-dusuk	AND	Normal	AND	30-50-yuksek	THEN	10-20-dusuk
2 1 1, 1 (1) : 1	12	IF	25-40-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
2 1 2, 2 (1) : 1	13	IF	25-40-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
2 1 3, 2 (1) : 1	14	IF	25-40-dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	10-20-dusuk
2 2 1, 1 (1) : 1	15	IF	25-40-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
2 2 2, 2 (1) : 1	16	IF	25-40-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
2 2 3, 2 (1) : 1	17	IF	25-40-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	10-20-dusuk
2 2 4, 2 (1) : 1	18	IF	25-40-dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-yuksek	THEN	10-20-dusuk

Tablo 6.11 (Devam). Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı

2 3 1, 1 (I) : 1	19	IF	25-40-dusuk	AND	Normal	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
2 3 2, 2 (I) : 1	20	IF	25-40-dusuk	AND	Normal	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
2 3 3, 3 (I) : 1	21	IF	25-40-dusuk	AND	Normal	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
2 3 4, 3 (I) : 1	22	IF	25-40-dusuk	AND	Normal	AND	30-50-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
2 4 1, 2 (I) : 1	23	IF	25-40-dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	30-50-dusuk	THEN	10-20-dusuk
2 4 2, 2 (I) : 1	24	IF	25-40-dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
2 4 3, 3 (I) : 1	25	IF	25-40-dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
2 4 4, 3 (I) : 1	26	IF	25-40-dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	30-50-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 1 1, 1 (I) : 1	27	IF	10-20dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
3 1 2, 2 (I) : 1	28	IF	10-20dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
3 1 3, 3 (I) : 1	29	IF	10-20dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 1 4, 3 (I) : 1	30	IF	10-20dusuk	AND	20-30-dusuk	AND	30-50-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 2 1, 1 (I) : 1	31	IF	10-20dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
3 2 2, 2 (I) : 1	32	IF	10-20dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
3 2 3, 3 (I) : 1	33	IF	10-20dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 2 4, 4 (I) : 1	34	IF	10-20dusuk	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50-yuksek
3 3 1, 1 (I) : 1	35	IF	10-20dusuk	AND	normal	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
3 3 2, 2 (I) : 1	36	IF	10-20dusuk	AND	normal	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
3 3 3, 3 (I) : 1	37	IF	10-20dusuk	AND	normal	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 3 4, 4 (I) : 1	38	IF	10-20dusuk	AND	normal	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50-yuksek
3 4 1, 1 (I) : 1	39	IF	10-20dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	30-50-dusuk	THEN	25-50-dusuk
3 4 2, 2 (I) : 1	40	IF	10-20dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
3 4 3, 3 (I) : 1	41	IF	10-20dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek
3 4 4, 4 (I) : 1	42	IF	10-20dusuk	AND	15-25-yuksek	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50-yuksek
4 2 1, 2 (I) : 1	43	IF	5dusuk-25yuksek	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-dusuk	THEN	10-20-dusuk
4 2 2, 2 (I) : 1	44	IF	5dusuk-25yuksek	AND	5-15-dusuk	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20-dusuk
4 2 3, 3 (I) : 1	45	IF	5dusuk-25yuksek	AND	5-15-dusuk	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20-yuksek

Tablo 6.11 (Devam). Bulanık sistem için oluşturulan kural tabanı

4 2 4, 4 (1) : 1	46	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	5-15-dusuk	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50- yuksek
4 3 1, 2 (1) : 1	47	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	normal	AND	30-50-dusuk	THEN	10-20- dusuk
4 3 2, 2 (1) : 1	48	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	normal	AND	10-20-dusuk	THEN	10-20- dusuk
4 3 3, 3 (1) : 1	49	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	normal	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20- yuksek
4 3 4, 4 (1) : 1	50	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	normal	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50- yuksek
4 4 2, 3 (1) : 1	51	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	15-25- yuksek	AND	10-20-dusuk	THEN	ayni-20- yuksek
4 4 3, 3 (1) : 1	52	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	15-25- yuksek	AND	ayni-20-yuksek	THEN	ayni-20- yuksek
4 4 4, 4 (1) : 1	53	IF	5dusuk- 25yuksek	AND	15-25- yuksek	AND	30-50-yuksek	THEN	30-50- yuksek

Verilen MATLAB programında Input1, Input2, Input3 bölümlerinde giriş değişkenleri, Output1 bölümünde ise çıkış değişkeni tanımlanmaktadır. “Rules” bölümünde bulanık sisteme ait kural tabanı bilgileri yer almaktadır.

Tablo 6.11’de görüldüğü gibi Bulanık sistemin kural tabanında 53 kural bulunmaktadır. Kurallar değişkenlerin dilsel ifadelerinin sıra numarası ile belirtilmişlerdir.

Örnek olarak 47. kural, (4 3 1, 2) şeklinde kodlanmıştır. İlk sıradaki değer “Nabiz/normal-nabiz” giriş değişkenine, ikinci sıradaki değer “nabiz/önceki-nabiz” giriş değişkenine, üçüncü sıradaki değer “NN/önceki-ilac-orani” giriş değişkenine aittir. Dördüncü sıradaki değer ise “onerilen-ilac-orani” çıkış değişkenine ait kodu göstermektedir. 4 kodu nabzın normal nabza oranı değişkeninin 4. sırasındaki “5dusuk-25yuksek” dilsel ifadesini gösterir. 3 kodu “nabiz/önceki-nabiz” değişkeninin 3. sırasındaki “normal” dilsel ifadesini tanımlar. 1 kodu “NN/önceki-ilac-orani” değişkeninin 1. sırasındaki “30-50dusuk” dilsel ifadesini kodlamaktadır. Kuraldaki 2 kodu ise “onerilen-ilac-orani” çıkış değişkeninin 2. sırasındaki “10-20dusuk” dilsel ifadesine karşılık gelmektedir.

Bu durumda 47. kuralın anlamı: Eğer nabzın normal nabza oranı %5 düşük veya

%25 yüksek ise nabzın önceki nabza oranında fazla bir değişme yoksa yapay sinir ağı çıkışının önceki anestezi seviyesine oranı %30-%50 düşük ise önerilen ilaç oranı bir önceki uygulanan ilaç oranından %10-%20 düşük olsun demektir.



7. SONUÇLAR

EEG verisi Nihon Kohden 9200 marka 22 kanallı Eeg cihazı ile kaydedilmiştir. Kayıt elektrotlarının montajında Amerikan EEG Derneği'nin Klinik EEGde kullanılan standart montajlar için önerdiği uluslar arası 10–20 montaj sistemi kullanılmıştır.

Bu çalışmada EEG kayıt işlemine, hastaya anestezi uygulanmadan başlanmıştır. EEG grafiğinde anestezi ilaç verilme anı işaretlenerek hastanın normal EEG'si ile anestezi etki altındaki EEG kaydı birbirinden ayrılmıştır. Anestezi süresince EEG kaydı alınmış yalnız damarların yakılması için kullanılan koter cihazının kullanımı anında artifact oluşumu nedeniyle çekime ara verilmiştir.

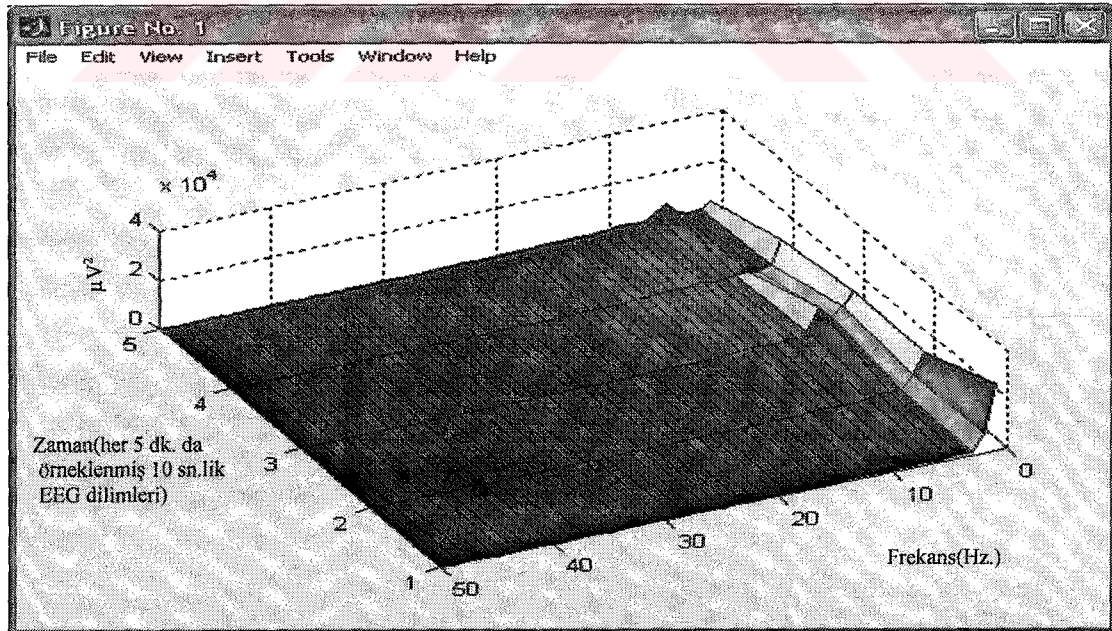
İşaretin yoğunluğa karşı frekans bağlamında gözlenebilmesi için güç dağılımı (power spectrum) olarak isimlendirilen grafiği oluşturmak gerekmektedir. Bu nedenle Fourier katsayılarının kareleri MATLAB programı ile elde edilmiştir. Güç spektrumunda 256 veri elde edilmiştir. Ancak bu verilerin ilk 50 değeri kullanılarak grafik oluşturulmuştur.

Bu verilerin yapay sinir ağına işlenebilmesi ve zeki sistemler yardımı ile EEG işaretlerinden anestezi derinliğine karar verilebilmesi için uygun ağ topolojisi tasarlanmıştır. Bu ağ topolojisinde uzmanlar yardımı ile EEG işaretlerinin hangi anestezi derinliğini gösterdiğine karar verileceğinden bu çalışmada öğretmenli öğrenme algoritması seçilmiştir.

Yapay sinir ağının giriş katmanında 53 giriş katman düğümü vardır. Bu düğümlerden son 50 düğümüne giriş verisi olarak hastanın EEG spektrumu bilgileri uygulanmıştır. İlk üç değer ise sırasıyla; “Toplam güç /normal güç”, “Toplam güç /önceki güç ” ve “önceki anestezi oranı” bilgileridir. Böylelikle yapay sinir ağına uygulanan giriş değerleri daha detaylı bilgiler içerdiğinden, daha az hata ile ağı eğitilmesi sağlanmıştır.

Tablo 7.1. Sistem test veri giriş tablosu

Microsoft Excel - Frekansdönüşümü										
Dosya Düzen Görünüm Ekle Biçim Araçlar Veri Pencere Yardım										
Arial Tur 10 K T A										
B20										
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1	önceki anestezi oranı	toplam güç/ normal güç	toplam güç/ önceki güç							
2	1	2.94607062	0.929997	7481.1	3819.5	3039.5	1897.1	1210.3	1404	12
3	1.8	1.691966674	0.957357	27303	7963.4	1096.4	892.13	913.02	514.07	46
4	1	1.421195444	0.839967	16339	7194.2	2146.1	2094.5	2331.6	1233.3	43
5	1	2.658297027	1.870465	16276	10921	8392.7	12507	3870.5	1832	21
6	1	1.535695177	0.577699	12632	3559.6	1861.4	2572.8	1866.9	1865.8	13
7	1	1.437132156	0.935819	4124.3	2048.5	1183.3	2511.3	6667.5	3494.2	16
8	1.4	1.734702124	1.118914	40187	9767.5	3370.5	1885.77	1928.72	663.08	17
9	1.4	1.793494457	1.033892	42115.7	8613.6	2948.6	3470.1	1697.03	952.53	107
10	1.3	3.44194728	1.035551	15121	17572	8622.5	7798.9	5866.5	3075	36
11	1.3	3.271865001	0.950585	18828.7	11217.5	3161.9	3755.51	5789.4	2867.3	42
12										
13										
14										
15										
16										
17										
18										



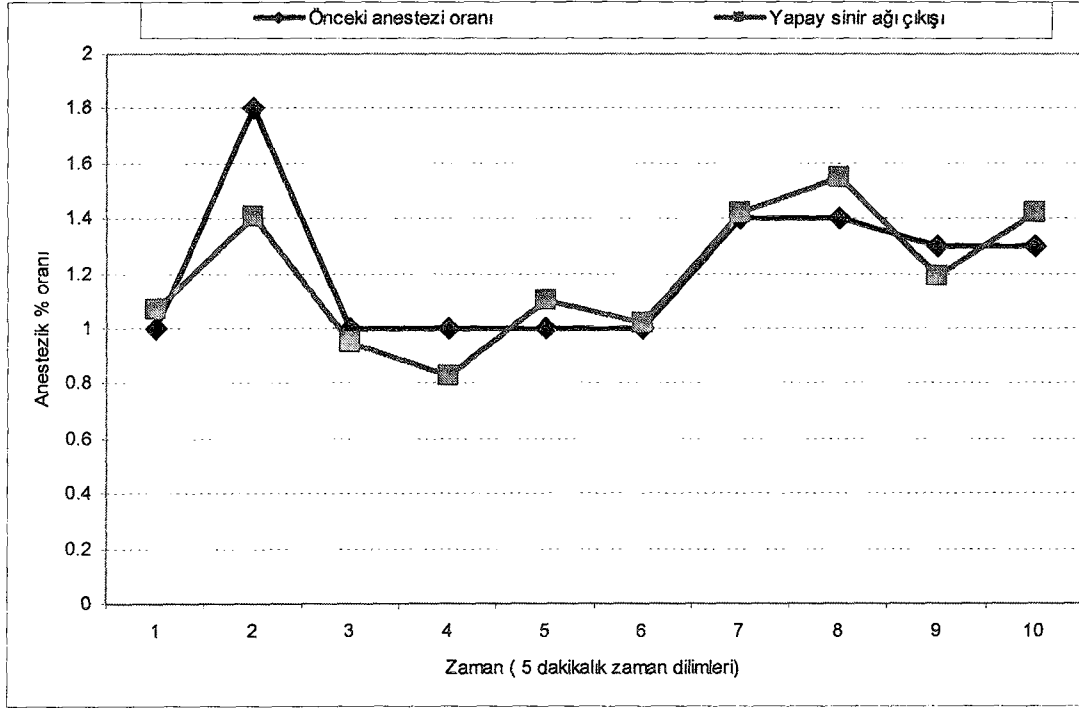
Şekil 7.1. Sistem test veri giriş EEG verilerinin PSD değerleri üç boyutlu gösterimi

Şekil 6.1’de tasarlanan sistemde tablo 6.1’de gösterilen giriş eğitim seti değerleri ve tablo 6.2’de gösterilen çıkış katman verileri ile geriyayılmalı yapay sinir ağı eğitilmiştir. Yapay sinir ağına tablo 7.1’de verilen Test verileri uygulanmıştır. Giriş katmanına uygulanan 10 giriş veri kümesinden 6 giriş veri kümesi eğitim setinde yer almayan iki hastaya ait veri kümelerinden oluşturulmuştur. Diğer 4 giriş veri kümesi ise yapay sinir ağının eğitimi için hazırlanmış eğitim veri kümelerinde yer alan iki hastaya ait olmasına rağmen, bu veriler eğitim setinde yer almayan dilimlerden oluşturulmuştur. Tablo 7.1’de verilen test verileri yapay sinir ağına uygulandığında tablo 7.2’de verilen çıkışlar elde edilmiştir.

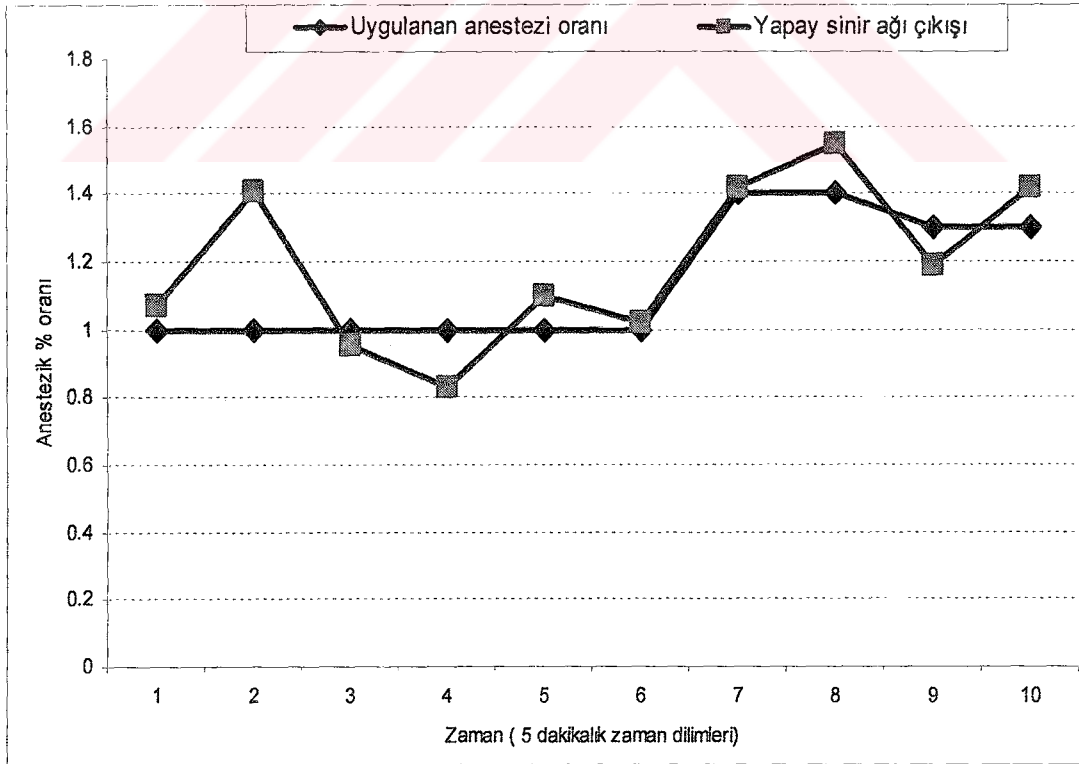
Tablo 7.2’de “Toplam güç /Normal güç”, “Toplam güç /önceki güç”, “Önceki anestezi oranı”, “Uygulanan anestezi oranı”, “NN çıkış” değerleri verilmektedir. “Toplam güç /Normal güç” oranı test için seçilen EEG diliminin PSD değerleri toplamının, anestezi öncesi kaydedilen EEG diliminin PSD değerleri toplamına oranıdır. “Toplam güç /önceki güç” oranı test için seçilen EEG diliminin PSD değerleri toplamının, bir önceki EEG diliminin PSD değerleri toplamına oranı bilgisini vermektedir. “Önceki anestezi oranı” sütununda hastaya bir önceki anda uygulanan anestezi bilgisi yer almaktadır. “Uygulanan anestezi oranı” sütununda ise o an anestezi uzmanının uyguladığı anestezi gaz seviyesi bilgisine yer verilmiştir. “NN çıkış” ise yapay sinir ağının önerdiği anestezi gaz oranlarıdır. Tabloda görüldüğü gibi Yapay sinir ağının önerdiği sonuçlar ile anestezi uzmanının uyguladığı anestezi gaz oranı değerleri arasında uyum olduğu görülmektedir.

Tablo 7.2 Uygulanan test girişlerine göre yapay sinir ağının önerdiği sonuçlar

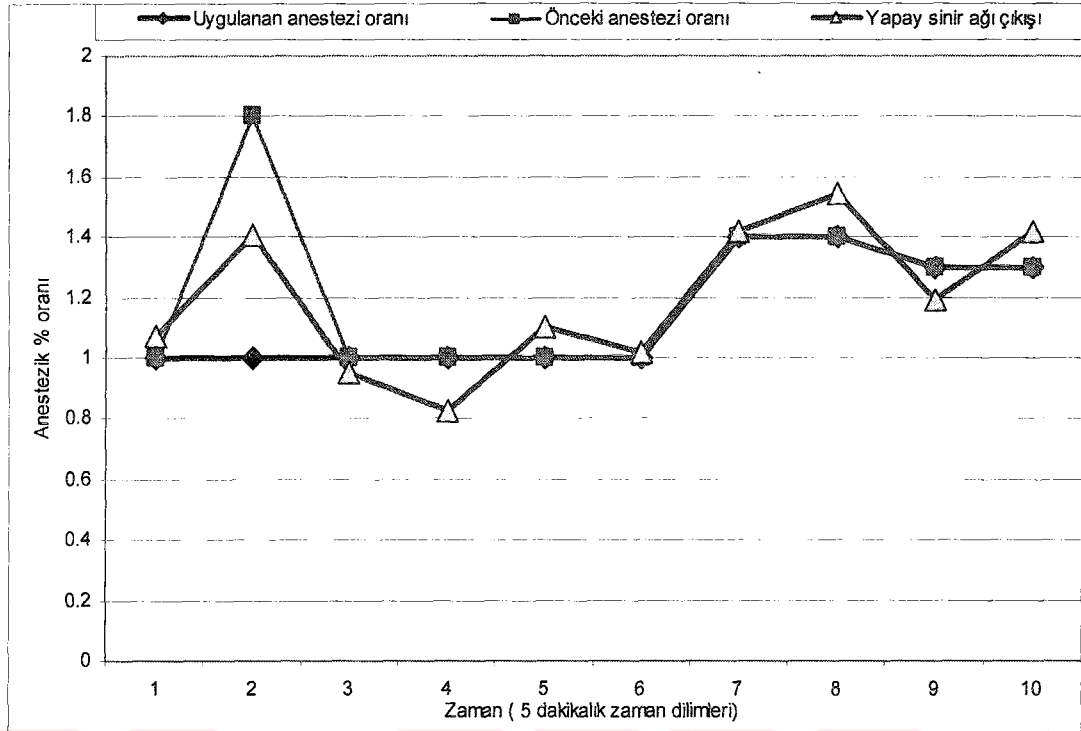
Toplam güç /Normal güç	Toplam güç /önceki güç	Önceki anestezi oranı	Uygulanan anestezi oranı	NN çıkış
2.94607062	0.929997352	1	1	1.0703
1.691966674	0.95735663	1.8	1	1.4098
1.421195444	0.83996657	1	1	0.95172
2.658297027	1.870465485	1	1	0.82925
1.535695177	0.577698866	1	1	1.0991
1.437132156	0.93581863	1	1	1.0198
1.734702124	1.118913812	1.4	1.4	1.421
1.793494457	1.03389189	1.4	1.4	1.5466
3.44194728	1.035550564	1.3	1.3	1.1904
3.271865001	0.950585449	1.3	1.3	1.4177



Şekil 7.2. Önceki anestezi oranı yapay sinir ağı çıkış değerleri



Şekil 7.3. Uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkış değerleri

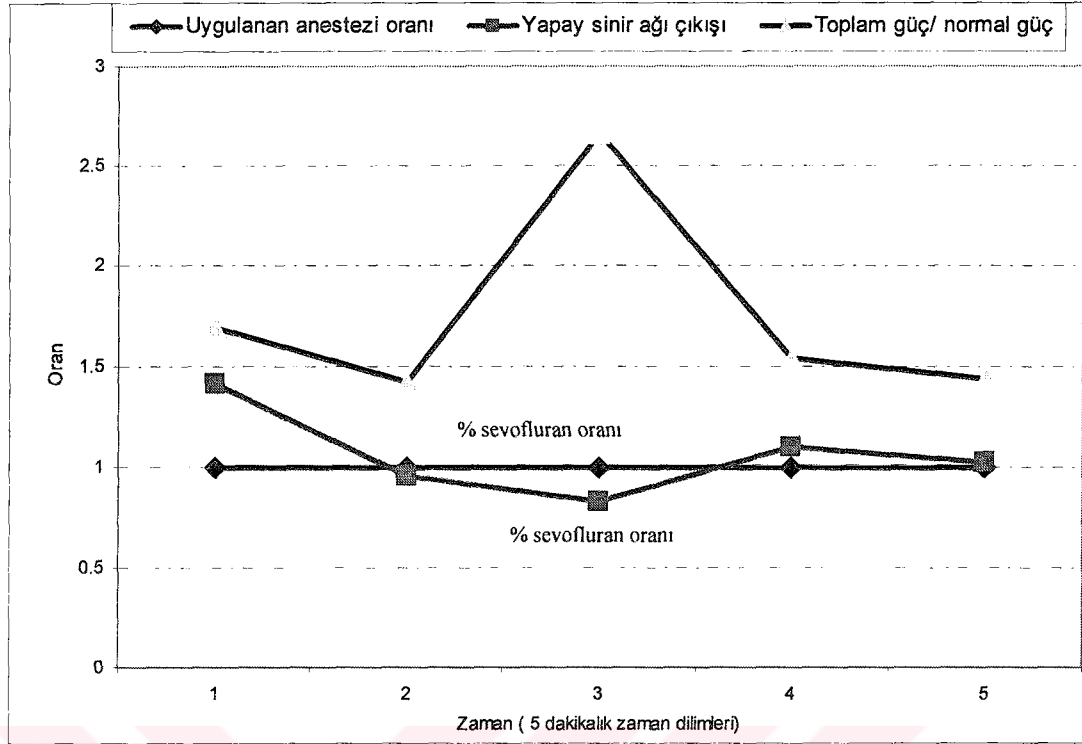


Şekil 7.4. Uygulanan ve önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkış değerleri

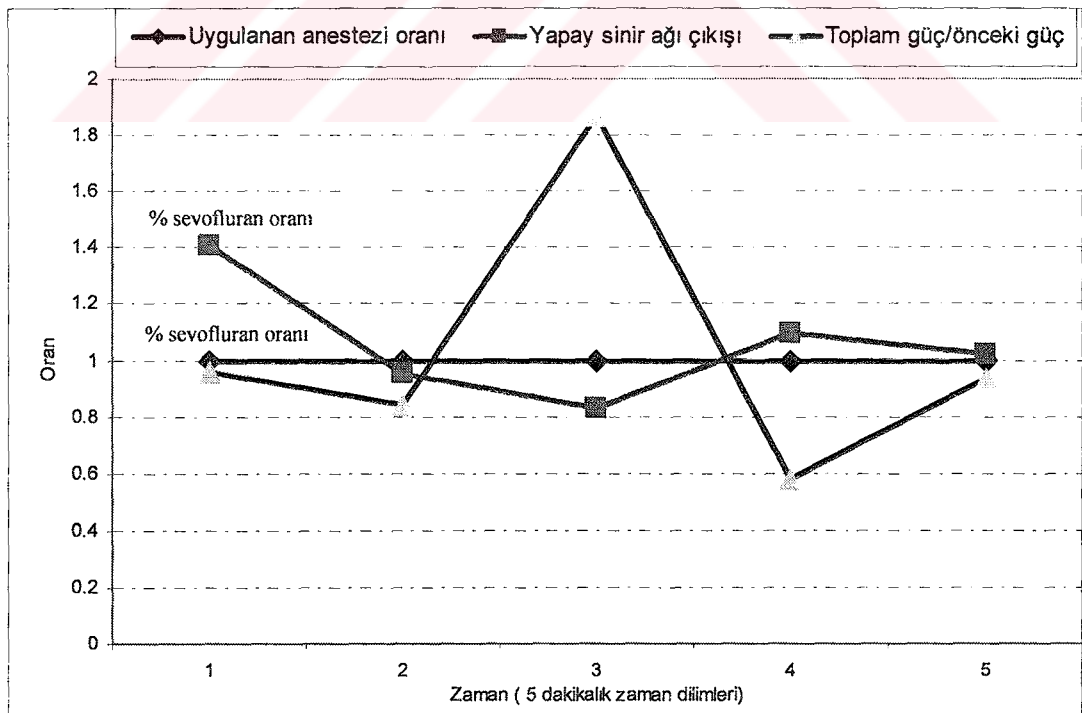
Şekil 7.2’de önceki anestezi oranı ve yapay sinir ağı çıkış değerleri grafiği verilmiştir. Bu grafikte “NN çıkış” değerleri grafiği yapay sinir ağının test girişlerine karşılık ürettiği anestezi gaz seviyeleridir. Bir önceki anestezi oranı bir önce veya o anki değer uygulanmadan önce hastaya verilmekte olan anestezi gaz değerleridir. Şekil 7.2’de yapay sinir ağının, önceki anestezi gaz oranını, uygulanan diğer girişlere göre azaltıp artırdığı görülmektedir.

Şekil 7.3’te Uygulanan anestezi oranı grafiği ve yapay sinir ağı çıkış değerleri grafiği verilmiştir. “Uygulanan anestezi oranı” grafiği o anda uygulanan anestezi gaz seviyesini göstermektedir. Yapay sinir ağının bulduğu değerler ile uygulanan anestezi gaz oranının birbirine yakın değerler olduğu gözlenmektedir.

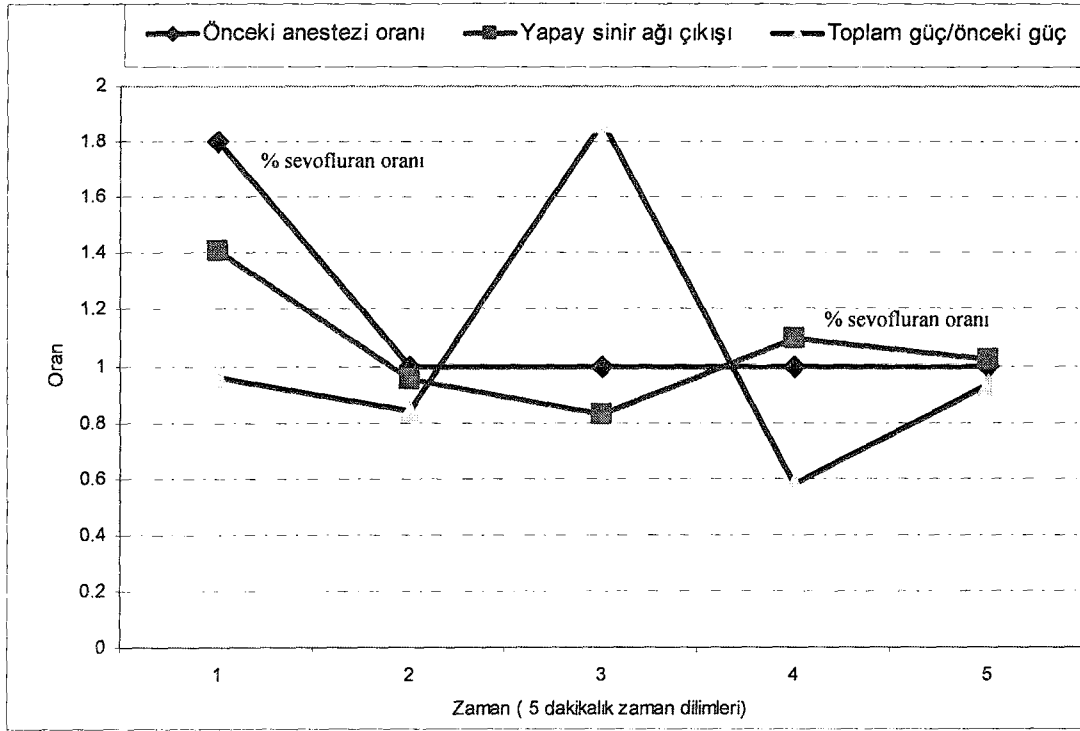
Şekil 7.4’te Uygulanan ve önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkış değerleri grafiği verilmiştir. Bu grafikten yapay sinir ağı sonuçlarının uygulanan anestezi gaz oranına göre daha hassas olduğu söylenebilir.



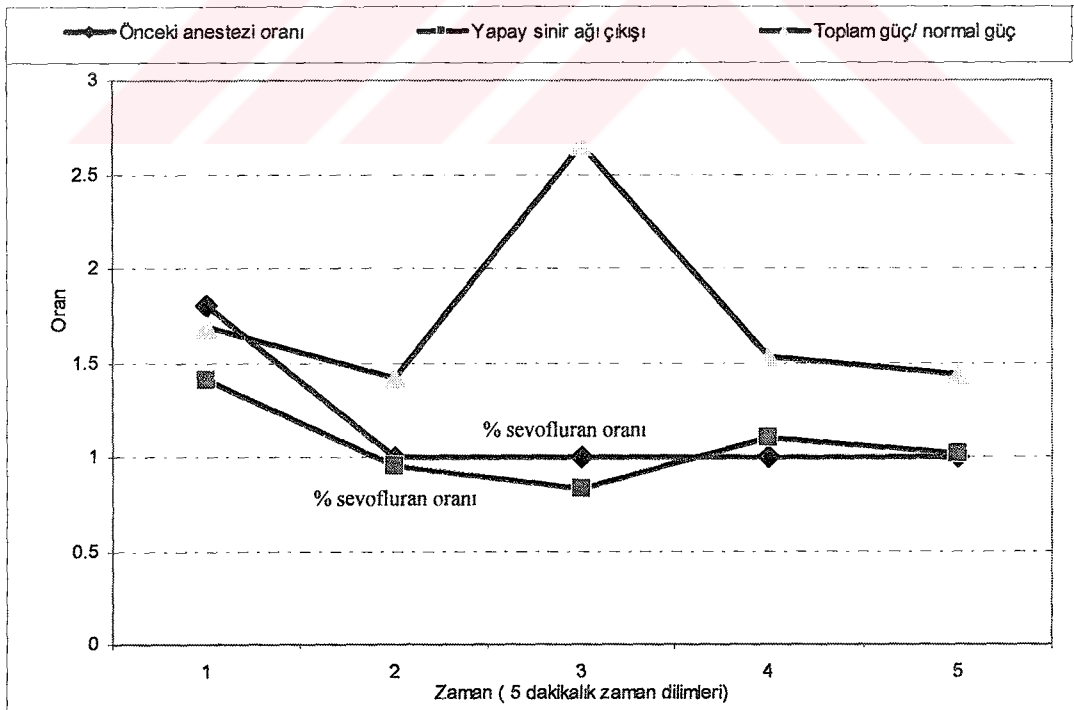
Şekil 7.5. Uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, "toplam güç/normal güç" değerleri



Şekil 7.6. Uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, "toplam güç/önceki güç" değerleri



Şekil 7.7. Önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, toplamgüç/önceki güç değerleri



Şekil 7.8. Önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç /Normal güç” değerleri

Şekil 7.5'te uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç/ normal güç” değerleri grafikleri verilmiştir. Bu grafikte o anki EEG verisinin toplam gücünün anestezi öncesi toplam güce oranındaki artışa göre, uygulanan anestezi verisi ile yapay sinir ağının ürettiği çıkış değerleri karşılaştırılmıştır. EEG diliminin toplam gücündeki değişime göre yapay sinir ağının bulduğu anestezi gaz seviyesinin daha uygun olduğu görülmektedir.

Şekil 7.6'da uygulanan anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç/önceki güç” değerleri verilmiştir. Bu grafikte o anki EEG dilimi toplam gücünün bir önceki EEG verisinin toplam gücüne oranı ile EEG dilimi gücünün artış eğiliminde olup olmadığı görülebilmektedir. Grafikten yapay sinir ağının önerdiği anestezi oranının güçte ani artış olduğu durumlarda daha az, güçte azalma gözlemlendiği durumlarda daha çok anestezi gaz oranı uygulanmasını önerdiği görülmektedir.

Şekil 7.7'de önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç /önceki güç” değerleri grafiği verilmiştir. Bu grafikte o anki EEG verisinin toplam gücünün bir önceki EEG dilimi toplam gücüne oranındaki değişime bağlı olarak yapay sinir ağının ürettiği çıkış değerleri ile bir önceki anestezi oranı verileri karşılaştırılmıştır.

Şekil 7.8'de önceki anestezi oranı, yapay sinir ağı çıkışı, “toplam güç /normal güç” değerleri grafiği verilmiştir. Bu grafikte o anki EEG verisinin toplam gücünün anestezi öncesi toplam güce oranındaki artışa göre önceki uygulanan anestezi verisi ile yapay sinir ağının ürettiği çıkış değerleri karşılaştırılmıştır. Önceki verilen anestezi gaz oranına bağlı olarak güçte artma veya azalma görülmektedir. Bu grafikte, güçteki değişime göre yapay sinir ağının bulduğu anestezi gaz seviyesinin uygulanan gaz seviyesine oranla daha uygun olduğu görülmektedir.

Tablo 7.3'te bulanık sistem test giriş değerleri ve çıkış değerlerine ait tablo verilmiştir. Bu tabloda “nabız/normal nabız”, “nabız/ önceki nabız ”, “Önceki anestezi oranı”, “Uygulanan anestezi oranı”, “NN çıkış”, “ Bulanık sistem çıkışı” değerleri verilmiştir. “nabız/normal nabız” oranı o anki nabız değerinin operasyon öncesi ölçülen nabız değerine oranıdır. “nabız /önceki nabız” oranı, o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranını göstermektedir.

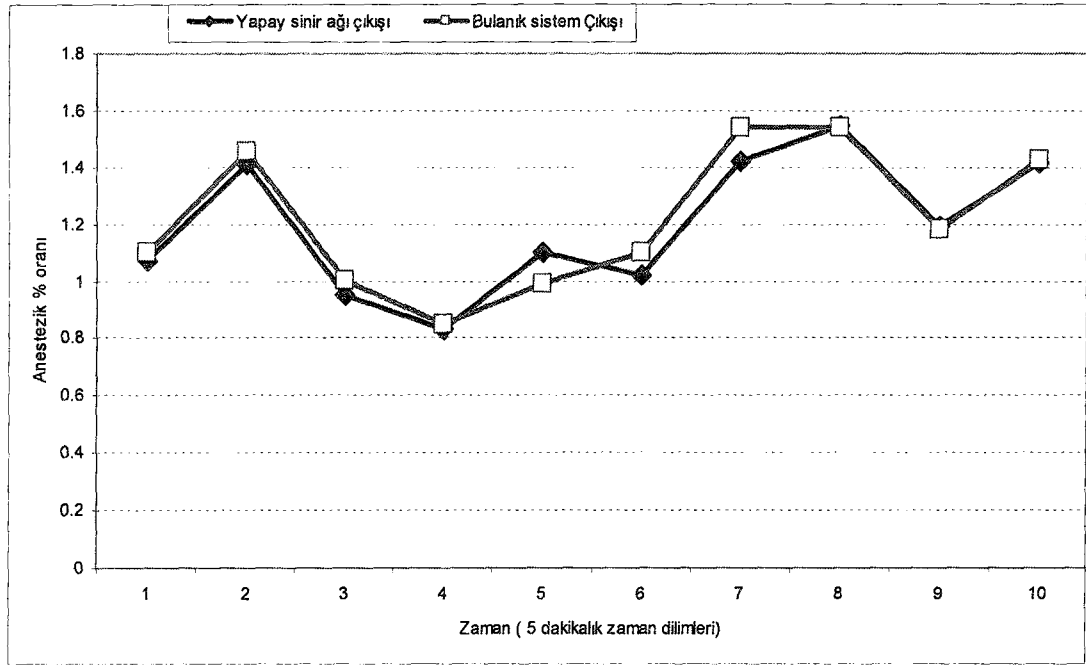
Tablo 7.3. Bulanık sistem için test giriş değerleri ve çıkış değerleri.

Nabız /Normal nabız	Nabız /Önceki nabız	Önceki anestezi oranı	Uygulanan anestezi oranı	NN Çıkış	Bulanık sistem Çıkışı
0.83	0.892473118	1	1	1.0703	1.1
0.793478261	1.196721311	1.8	1	1.4098	1.45584
0.804347826	1.01369863	1	1	0.95172	1.0037
0.793478261	0.986486486	1	1	0.82925	0.85
0.77173913	0.97260274	1	1	1.0991	0.9893
0.782608696	1.014084507	1	1	1.0198	1.1
0.848214286	0.969387755	1.4	1.4	1.421	1.54
0.857142857	1.010526316	1.4	1.4	1.5466	1.54
0.865079365	1.038095238	1.3	1.3	1.1904	1.183
0.801587302	0.926605505	1.3	1.3	1.4177	1.43

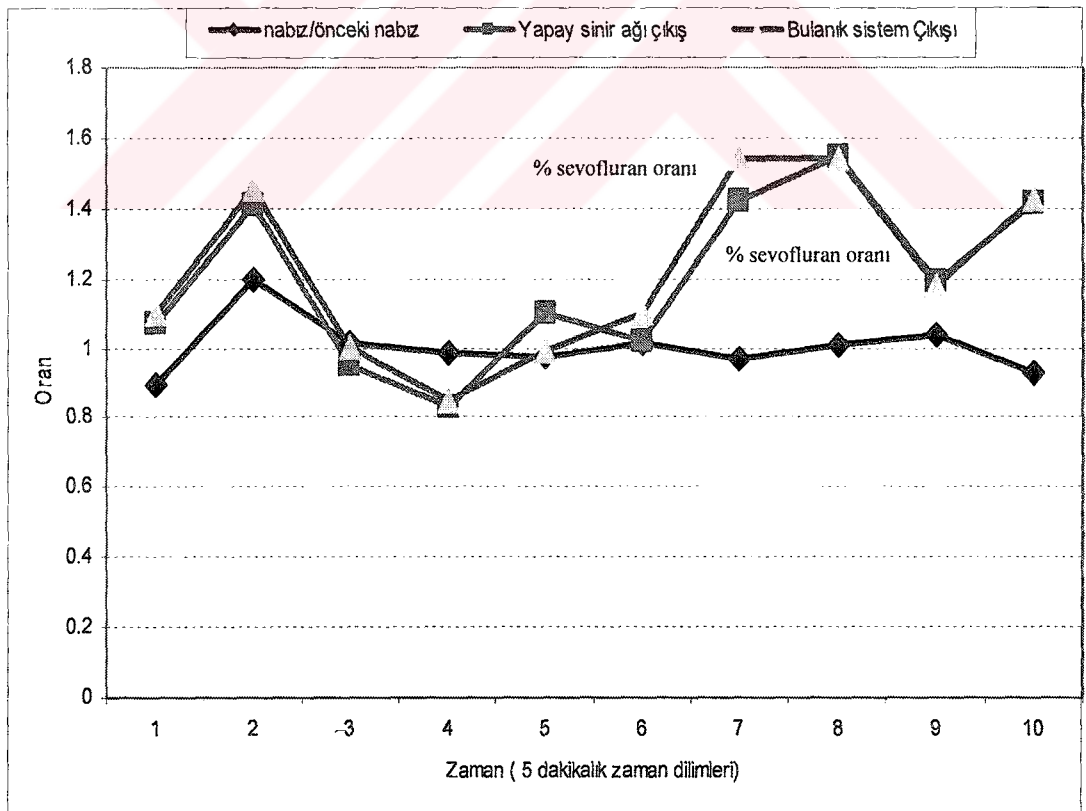
“Önceki anestezi oranı” bir önceki durumda verilen anestezi gaz oranını vermektedir. “Uygulanan anestezi oranı” sütununda o anda hastaya uygulanan anestezi ilaç dozu gösterilmiştir. “NN çıkış” ve “Bulanık sistem çıkışı” sütunları ise yapay sinir ağı ve bulanık sistemin önerdiği anestezi ilaç oranlarını göstermektedir. Bulanık çıkışı aynı zamanda yapay sinir ağı çıkışını da gözönüne alarak tasarlanan tüm sistemin önerdiği sonucu göstermektedir.

Bulanık sistem giriş değişkenlerinin orantısal değişkenler olarak verilmesinin nedeni bulanık sistemin daha az kural fakat çok değişkenle bağlantılı karar vermesini sağlamaktır. Böylece bulanık sistem girişi 3 değişkenli olmasına ve kural tabanında 53 kural bulunmasına rağmen, gerçekte, o anki nabız değeri, bir önceki nabız değeri, operasyon öncesi nabız değeri, yapay sinir ağının önerdiği anestezi gaz oranı ve bir önceki anda uygulanan anestezi gaz oranı bilgilerini içermektedir.

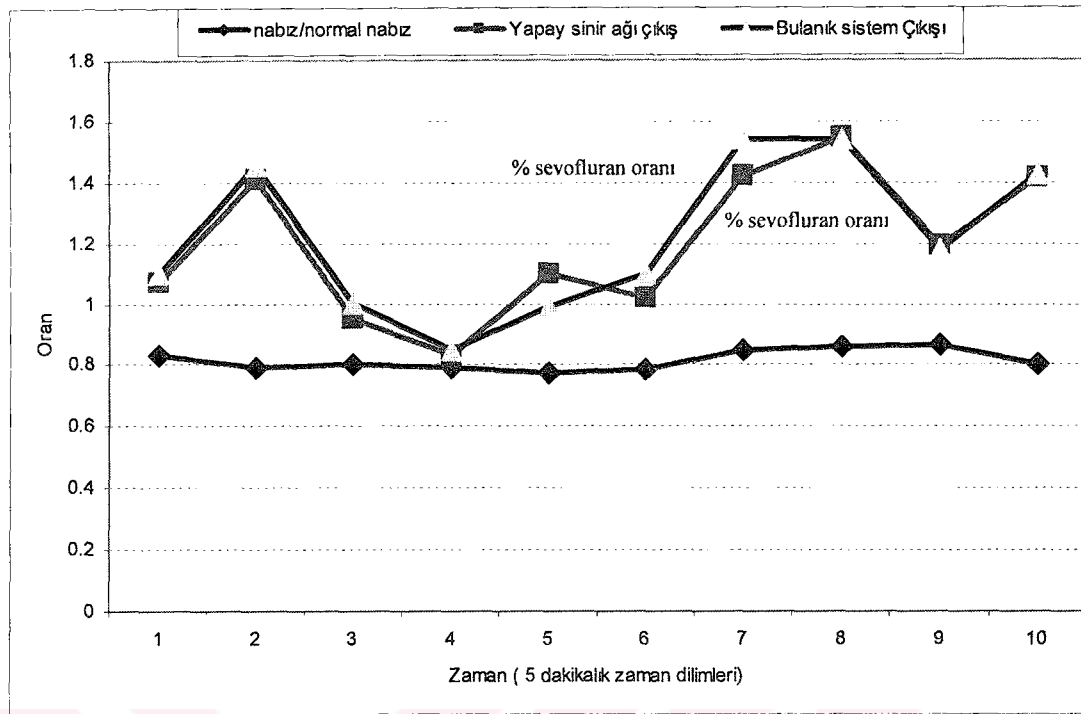
Şekil 7.9’da yapay sinir ağı çıkışı ve bulanık sistem çıkışı değerleri grafiği verilmiştir. Yapay sinir ağının sonuçları ile nabız ve önceki anestezi oranlarını da değerlendirilerek çıkış öneren bulanık sistem çıkışı arasında benzerlik olduğu görülmektedir.



Şekil 7.9. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı değerleri



Şekil 7.10. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/önceki nabız” değerleri



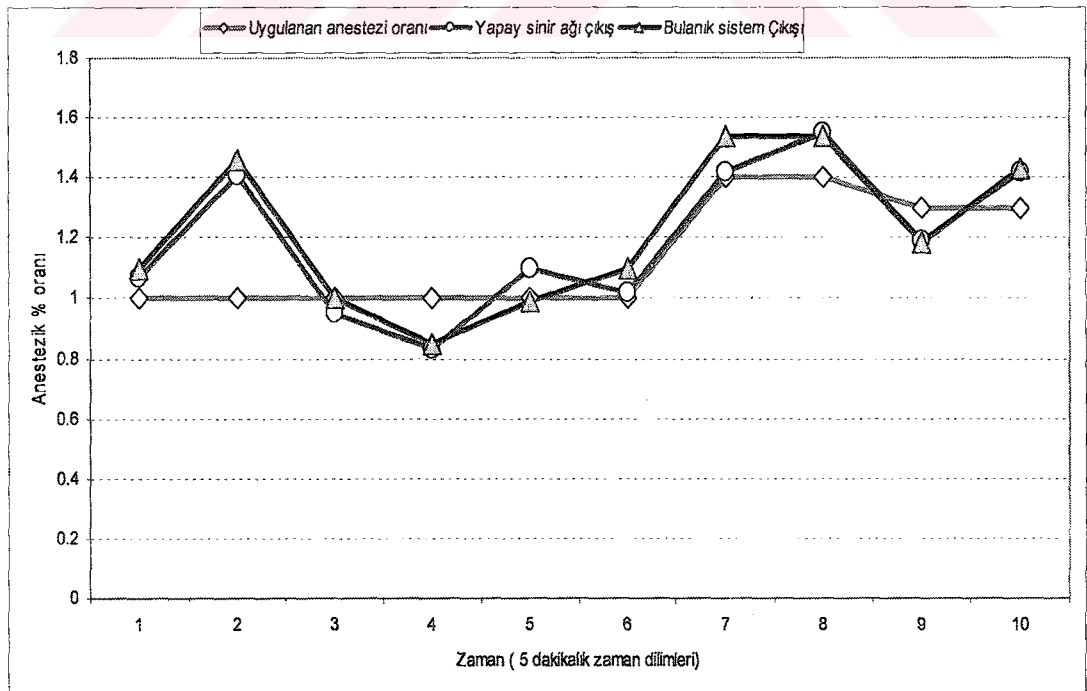
Şekil 7.11. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/normal nabız” oranı değerleri

Şekil 7.10’da yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/önceki nabız” oranı değerlerine ait grafikler verilmiştir. “nabız/önceki nabız” oranı o anki nabız değerinin bir önceki nabız değerine oranıdır. Grafikte “nabız/önceki nabız” oranındaki değişimlere göre bulanık sistemin ürettiği çıkış değeri ve yapay sinir ağı önerileri karşılaştırılmıştır. Nabız değerindeki değişimlerde, Neuro-Fuzzy sistemdeki yapay sinir ağı ve bulanık sistem çıkışları yaklaşık değerler üretmektedir.

Şekil 7.11’de yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, “nabız/normal nabız” oranı değerleri değişim grafiği verilmiştir. Şekildeki grafikte, Nabızın operasyon öncesi nabız değerine oranındaki değişimlere göre Neuro-Fuzzy sistemin çıkış değerleri ürettiği görülmektedir. “nabız/normal nabız” oranında azalma görüldüğünde Neuro-Fuzzy sistem ilaç oranını azaltmakta, yükselme görüldüğünde ise artırmaktadır.



Şekil 7.12. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, önceki anestezi oranı değerleri



Şekil 7.13. Yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, uygulanan anestezi değerleri

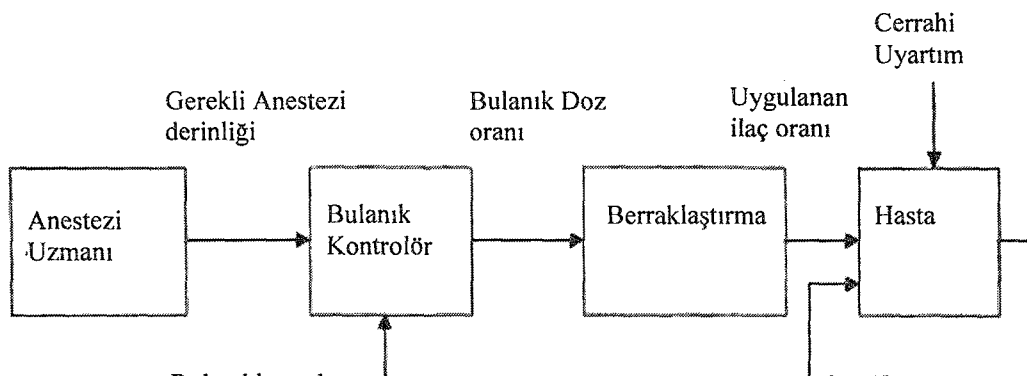
Şekil 7.12’de yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, önceki anestezi oranı değerlerinin grafiği verilmiştir. Önceki anestezi oranı %1.8 den %1 değerine düştüğünde Neuro-fuzzy sistem, anestezi gaz oranını %1.4 olarak önermiştir. Diğer durumlardaki değerler ise sistemin önerdiği değerlere yakın değerlerdir.

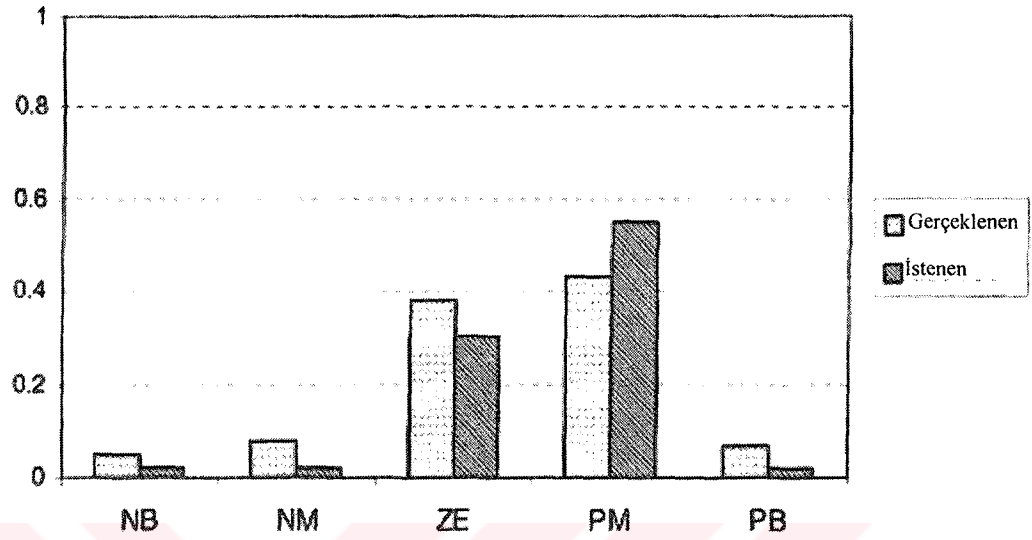
Şekil 7.13’te yapay sinir ağı çıkışı, bulanık sistem çıkışı, uygulanan anestezi değerleri grafiği gösterilmiştir. Bu grafikte tüm giriş şartları göz önüne alınarak Neuro-fuzzy sistemin önerdiği sevofluran gaz oranı ile cerrahi operasyon esnasında anestezi uzmanının önerdiği gaz oranı karşılaştırılmıştır. Grafikte Neuro-Fuzzy sistemin önerdiği değerler ile anestezi uzmanının uyguladığı değerler arasında benzerlik görülmektedir. Ancak EEG verileri ve nabız verileri ile ilgili grafiklerde gösterildiği gibi tüm veriler dikkate alındığında Neuro-fuzzy sistemin önerdiği anestezi oranının uygulanan anestezi orana göre daha doğru bir öneri olduğu sonucuna varılmıştır.

8. TARTIŞMA ve ÖNERİLER

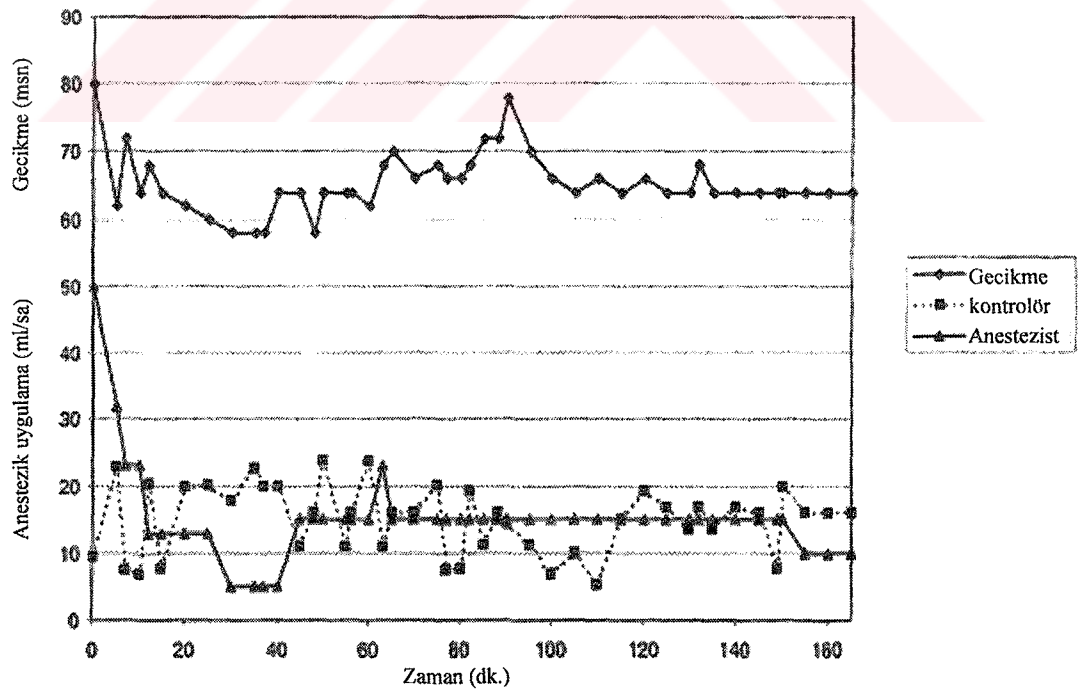
Allen ve Simith in yaptığı çalışmada şekil 8.1’de blok şeması gösterilen Neuro-Fuzzy sistem kullanılmıştır. Burada EEG verilerinden elde edilen AEP verileri yapay sinir ağına uygulanmıştır. Yapay sinir ağı eğitildikten sonra uygulanan bu verilerin sonucunda yapay sinir ağının çıkış katmanındaki 5 düğümden elde edilen değerler ile karar verilen değerler şekil 8.2’ deki grafikte verilmiştir.

Yapay sinir ağının ürettiği veriler bulanık kontrolöre uygulanarak bulanık kontrolör hastaya uygulanması gereken ilaç oranına karar vermiştir. Şekil 8.3’deki grafikte anestezi uzmanının uyguladığı ilaç oranı ile bulanık kontrolörün önerdiği ilaç oranları görülmektedir (Allen, Simith,2001).





Şekil 8.2. Geçerli veri kullanarak yapay sinir ağından elde edilen veriler (Allen, Simith;2001).

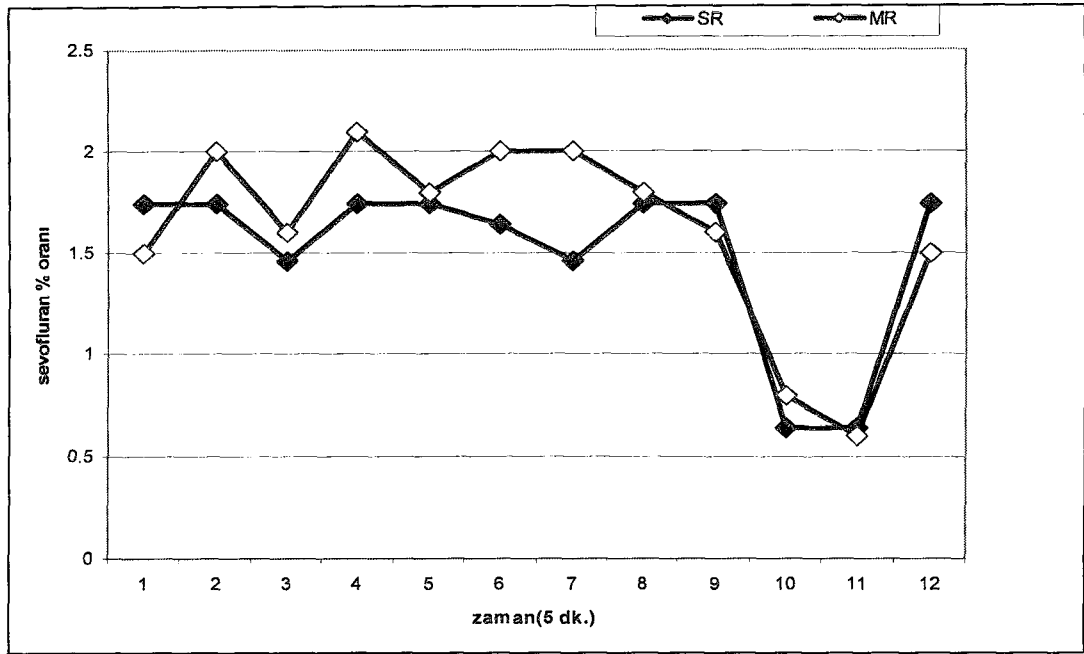


Şekil 8.3. Anestezi uzmanının uyguladığı anestezik oran ile Neuro-fuzzy kontrolörün sonuçlarının karşılaştırılması (Allen, Simith;2001).

Ranta'nın çalışmasında yüzeyel anestezi durumunun belirlenmesi için bir yapay sinir ağı modeli kullanılmıştır. Bu çalışmada, nabız, sistolik ve diastolik kan basıncı, CO₂ yoğunluğu, SpO₂, yaş, kilo, cinsiyet, boy bilgileri anestezi uzmanı tarafından manuel olarak kaydedilerek her bir hasta için bu değerlerin maximum, minimum, ortalamaları hesaplanmıştır. Böylece atropin, ethilephrin, ephedrin gibi ilaçların hastalara uygulanan dozları analiz edilerek karşılaştırılmıştır. Yüzeyel anestezi seviyesinde kaydedilen 100 veri seti, yeterli anestezi seviyesinde kaydedilen 412 veri setinden, eğitim seti oluşturularak, kalan 13 yüzeyel anestezili hasta ve 98 yeterli anestezi derinliğindeki hasta test için rezerve edilmiştir. Ağ modeli olarak geri yayılmalı yapay sinir ağı kullanılmıştır. Öğrenme oranı = 0.75, momentum sabiti=0.8 alınarak $\pm\%5$ hata oranı sağlanmıştır. (Ranta, 2002).

Nayak ve Roy'un yaptığı çalışmada ise hastanın EEG verilerinden elde edilen MLAEP verilerini kullanan neuro-fuzzy bir sistem önerilmiştir. Bu sistem, inhalasyon anestetik yoğunluk ve anestezi seviyesinin kestirimi için 4 katmanlı bir yapay sinir ağı ile birleştirilen bulanık kontrolörden oluşmaktadır. Anestetik geçiş bölgesinde %93 tanıma oranı elde edilmiştir. Anestetik kontrolörün sağlamlığı 10 hayvan üzerinde denenerek kabul edilebilir klinik performans elde edildiği bildirilmiştir. (Nayak, Roy;1998).

Yardimci, Ferikoglu ve Hadimioglu hastadan alınan kan basıncı ve nabız bilgilerini kullanarak anestezi ajan, sevofluran için bulanık mantık kontrollü bir sistem önermişlerdir. Bu çalışmada 25 cerrahi operasyon verileri kullanılmıştır. Ortalama yaşları 43 olan 15 erkek, 10 kadın hasta seçilerek bu hastaların operasyon süresince beşer dakikalık aralıklar ile, kan basıncı, nabız, ve verilen anestezi ajan oranı bilgileri kaydedilmiş, gerçekleşen bulanık kontrollü sistem test verileri ile test edilmiştir. Sistemin önerdiği sevofluran oranı ile anestezi uzmanının uyguladığı oran Şekil 8.4'de verilen grafikte karşılatırmalı olarak verilmiştir. (Yardimci, Ferikoglu, Hadimioglu; 2001)



Şekil 8.4. Sistem cevabı(SR) ve anestezi uzmanının önerdiği(MR) anestezi oranları (Yardımcı, Ferikoğlu, Hadimioglu; 2001)

Ferikoğlu, Tosun, Unal, Saraoğlu, Yardımcı' nın yaptığı çalışmada anestezi esnasında hastalardan 5 dakikada bir alınan nabız, kan basıncı veri örnekleri ile eğitilen bir geri yayımlı yapay sinir ağı 7 girişli 1 çıkışlı olarak tasarlanmıştır. Ağ girişine bir önceki adımda uygulanan anestezi oranı, hastanın normal kan basıncı ve nabız değerleri ve bir önceki nabız ve kan basıncı değerleri, o anki nabız ve kan basıncı değerleri uygulanmıştır. Eğitilen ağ farklı hastalardan alınan veri örnekleri ile test edilmiştir. Hedef sonuçlar ile ağın ürettiği sonuçlar 0.024 hata oranı ile elde edilmiştir(Ferikoğlu, Tosun, Unal, Saraoğlu, Yardımcı; 2004).

Bu çalışmada Kütahya ve Sakarya Devlet hastanelerindeki 25 hastadan alınan kayıtlar üzerinde çalışılmıştır. İşaretin yoğunluğa karşı frekans bağlamında gözlenebildiği güç dağılımı (power spectrum) olarak isimlendirilen grafiği oluşturmak için Fourier katsayılarının kareleri MATLAB programı ile elde edilmiştir. Güç spektrumunda 256 veri elde edilmiştir. Ancak bu verilerin ilk 50 değeri kullanılmıştır. Çünkü anestezi seviyesinin belirlenmesinde 1–50 Hz bölgesinin anlamlı olduğu birçok çalışmada belirtilmiştir.

Yapay sinir Ağına PSD değerlerinin 1-50 Hz değer aralığındaki bilgiler dışında bir önceki durumda uygulanan anestezi oranı, EEG verisinin belirtilen frekans aralığındaki toplam PSD değerlerinin bir önceki EEG verilerinin aynı frekans bandındaki PSD değerleri toplamına oranı ve O anki EEG verisinin PSD değerlerinin 1-50 Hz aralığındaki değerleri toplamının ameliyattan önce alınmış EEG verileri PSD değerlerinin aynı frekans aralığındaki değerleri toplamına oranı bilgileri de girilmiştir.

Verilen anestezi gaz kontrolünün diğer değişkenlerle de kontrolü için EEG verileri ile sonuç üreten yapay sinir ağından sonra bulanık çıkartım sistemi tasarlanmıştır. Bulanık sisteme yapay sinir ağı çıkışı ile birlikte nabız ve önceki anestezi oranı bilgileri girilmiştir. Böylece kapalı döngülü Neuro-Fuzzy sistem gerçekleştirilmiştir. Bu sistem farklı hastalarla denenmiş ve sonuçlar bölümünde gösterildiği gibi iyi bir sonuç elde edilmiştir.

Anestezi seviyesini kontrol eden birçok çalışmada bulanık kontrollü sistemin giriş değişkeni olarak kan basıncı değerleri girilmiştir. Ancak idame safhasında sevofluran gazı kullanılan 25 hastanın kan basıncı ve nabız ölçüm değerleri incelendiğinde nabız ile kan basıncının aynı zamanda yükseldiği veya düştüğü görülmüştür. Bu nedenle bulanık sistem girişine bu değişkenlerden sadece biri (nabız değerleri) uygulanmıştır.

Bu çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak hem yapay sinir ağı hemde bulanık sistem girişlerine orantısal değerler girilerek yapay sinir ağı girişine ve bulanık sisteme uygulanan veri sayısı azaltılmıştır. Böylece Neuro-fuzzy sistemin daha çok etken, daha az veri/kural ile karar vermesi sağlanmıştır.

Anestezi idame safhasında merkezi sinir sistemindeki (MSS) değişimleri gerçek zamanlı olarak gösteren EEG güç değişimleri ile yapılan anestezi derinliği kontrolünün diğer ölçüm verilerine göre daha hassas olduğu görülmüştür. Tasarlanan sisteme uygulanan test verileri ile sistemin ürettiği sonuçlar incelendiğinde, uygulanan yöntemin anestezi seviyesine göre anestezi gaz kestiriminde başarılı olduğu görülmüştür.

Yapılan çalışmada 8 kanallı TB-b montaj sistemi kullanılmıştır. Aynı çalışma daha çok kanallı montaj sisemi ile yapılarak beynin daha geniş alanlarında oluşan potansiyeller ile anestezi derinliğine karar verilebilir.

Bu çalışmanın yanı sıra EEG dilimleri niceleyici analiz ve zeki sistemler yardımı ile çocuk anestezi seviyesinin kestirimi ile ilgili çalışmalar da yapılabilir.

Bu çalışmada karşılaşılan önemli problemlerin başında EEG işaretlerindeki artefactlar gelmektedir. Bu sisteme artefact ayırımı yapan bir zeki sistem ilave edilerek, tasarlanan sistem daha fonksiyonel hale getirilebilir.

Bu çalışma sevofluran gazı ile ilgili olup tasarlanan sistem diğer anestezi gazları da kontrol edecek şekilde tasarlanabilir.

9. KAYNAKLAR

Abraham, K. and Ajmone Marsan, C, Patterns of cortical discharges and their relation ta routine scalp electroencephalography. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 10: 447-461, 1958

American EEG Society Guidelines in EEG and Evoked Potentials. Report of the Committee on Infectious Diseases, *J. clin. Neurophysiol.* 3 (Suppl. 1): 38-42, 1986

American EEG Society Guidelines in EEG, 1-7 (Revised 1985). *J. clin. Neurophysiol.* 3: 131-168., 1986

Arıkan, MK. Psikiyatrik Elektrofizyoloji, Lilly İlaç A.Ş. Yayınları, s. 14-20. 1998,

Allen, R., Smith, D., Neuro-Fuzzy closed-loop control of depth of anaesthesia, *Artificial İntelligence in Medicine*, 21, 185-191, 2001.

Aydın, A., Çömelekoğlu, Ü., Koçak, Z., Özge, A., Atıcı, Ş., Oral, U Trakeal Entübasyona Stres Yanıtına Remifentanilin Hemodinamik Etkisi: Kantitatif, EEG Analizi ile Korelasyonu *Klinik Psikofarmakoloji Bülteni* 11:235-241, 2001

Bahar, M., EKG ve Anestezi. Logos Yay Tic AŞ, , pp 9-26.,istanbul, 1989

Burton GW., Measurement of inspired and ex-pired oxygen and carbon dioxide. *Br J Anaesth*, 41:723, 1969

Bushman J., Mangano, DT., Nunn, JF., Monitoring during anaesthesia. in: *General Anaesthesia*. Nunn et al (eds), Buttenvorth & Co Ltd, London, pp 463-492. 1989.

Cahalan, MK. Little, L, Botvinick, EH, et al. Advances in noninvasive cardiovascular imaging: Implications for the anesthesiologist. *Anesthesiology*, 66:356, 1987

Cooper, R., Osselton, J.W. and Shaw, J.C. *EEG Technology*. 3rd Ed., Buttenworth, London, 1981

Creutzfeldt, O. and Houchin, J. Section I. Neuronal basis of EEG-waves. in: Remond, A. (Ed.), *Handbook of Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, Vol. 2C, Elsevier, Amsterdam, pp. 5-55, 1974

Cullen DJ., Anesthetic depth and MAC. in: *Anesthesia*, Miller RD (ed), Churchill Livingstone, New York, pp 553-580. 1986

Elar, Z., Anestezi el kitabı, İzmir güven kitabevi, 1986

Esener, Z, Klinik anestezisi, logos yayıncılık samsun, sh 27-39, 1991

Feeley TW., The recovery room. in: Anesthesia, Miller RD (ed), Churchill Livingstone, NewYork, pp 1921-1945. 1986

Feldman, SA, The measurement of neuromuscular block, in: Muscle Relaxants. 2nd ed, WB Saunders Co. Philadelphia. pp 206-213., 1979

Fell D., in: Anaesthesia. Nimmo WS, Smith G (eds), Blackwell Sci Pub, Oxford, , pp 448-459. 1989

Ferikoğlu, A., Tosun, M., Ünal, C., Saraoğlu, H., Yardımcı, A., Anestezi derinliğinin geriyayılmalı yapay sinir ağı kullanılarak kontrolü, IKECCOO konference paper, Bishkek, 2004

Freeman,J.A and Skapura,D.M., Neural network algoritms, applications, addisson-Wesley, 401p,1992

Gabor, A.J. Physiological basis of electrical activity of cerebral origin. Quincy, MA: Grass Instrument Co. (available on request), 1978

Gloor, P. Neuronal generators and the problem of localization in electroencephalography: Application of volume conductor theory to electroencephalography. J. Clin. Neurophysiol. 2: 327-354, 1985

Goddard, GF., A pilot study of the changes of skin conductance in patients undergoing general anaesthesia and surgery. Anaesthesia, 37:408, 1982

Goldman, MD, Gribbin HR. Martin, RJ, Loh, L. 1982, Transcutaneous PCO₂ in adults. Anaesthesia 37:944,

Gotman, S., Y., Pasupathy, J., Flanagan, A., Rosenblatt, D., Gottesman, B., An expert system for EEG monitoring in the pediatric intensive care unit, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Volume 106, Issue 6, Pages 488-500, June 1998

Grundy, BL., Intraoperative monitoring of the sensory-evoked potenüals. Anesthesiology, 58:72. 1983

Herrmann C. S., Arnold, T., Visbeck, A., Hundemer, HP., Hopf, H.C., Adaptive frequency decomposition of EEG with subsequent expert system analysis, Computers in Biology and Medicine, Volume 31, Issue 6, , Pages 407-427, November 2001

Homan, R.W., Herman, J. and Purdy, P., Cerebral location of International 10-20 system electrode placement. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 66: 376-382, 1987

Hopfield, j.j. Tank, D., Neural computation of decisions in optimizations problems, Biological Cybernetics, 52, 143-152 ,1985,

Huupponen, E., Himanen, S.L., Värri, A., Hasan, J., Saastamoinen, A., Lehtokangas, M., Saarinen, J., Fuzzy detection of EEG alpha without amplitude thresholding, *Artificial Intelligence in Medicine*, Volume 24, Issue 2, , Pages 133-147, February 2002

Isaac, P.A., Rosen, M., Lower oesophageal con-tractility and detection of awareness during an-aesthesia. *Br J Anaesth*, 65:319, 1990

Iselin-Chaves I.A., Flaishon R., Sebel P.S. et al The effect of the interaction of Propofol and Alfentanil on recall, loss of consciousness, and the Bispectral index. *Anesth Analg* 87:949-55. 1998;

J.J. Carr, J.M. Brown, *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, pp:159-197, 1993

James, C. J., Jones, R.D., Bones, P. J., Carroll, G. J., Detection of epileptiform discharges in the EEG by a hybrid system comprising mimetic, self-organized artificial neural network, and fuzzy logic stages, *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, Volume 110, Issue 12, Pages 2049-2063, December 1999

Jansen, B. H., Kavaipatti, A. B., Markusson, O., Evoked potential enhancement using a neurophysiologically-based model, *Methods of Information in Medicine*, Volume 40, Issue 4, Pages 338-345, 2001

Jones J.G., Depth of anaesthesia and awareness. in: *General Anaesthesia*. Nunn et al(eds), Butterworth & Co Ltd, London, pp 419-427. 1989

Kahn, E.M., Weiner, R.D., Brenner, R.P. and Coppola, R., Topographic maps of brain electrical activity - Pitfalls and precautions. *Biol. Psychiatr.* 23: 628-636, 1988

Ktonas, P.Y., Computer-based recognition of EEG patterns, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, Volume 45, Pages 23-35, 1996

Levy, W.J., Intraoperative EEG patterns: implications for EEG monitoring. *Anesthesiology*, 60:430, 1984

Lipmann, R.P., An introduction to computing with neural nets, *IEEE ASP Magazine*, vol. 4, 4-24, 1987

Litscher G, Schwarz G. Is there paradoxical arousal reaction in the EEG subdelta range in patients during anesthesia? *J Neurosurg Anesthesiol* 11:49-52. 1999

Lopes Da Silva, EEG analysis: Theory and Practice. In: *Electroencephalography Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Niedermayer E, Da Silva L. (eds) Fourth edition, Lippincott Williams & Wilkins, USA, pp:1135-58. 1999

Magnus, O., On the technique of location by electroencephalography. *Electroenceph. clin. Neurophysiol. Suppl.* 19: 1-35, 1961

Muthuswamy, J., Roy, R J., The use of fuzzy integrals and bispectral analysis of the electroencephalogram to predict movement under anesthesia, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, Volume 46, Issue 3, Pages 291-299, March 1999

Nahm, W., Stockmanns, G., Petersen, J., Gehring, H., Konecny, E., Kochs, HD., Kochs, E., Concept for an intelligent anaesthesia EEG monitor, *Medical Informatics and the Internet in Medicine*, Volume 24, Issue 1, Pages 1-9, January - March 1999

Niedermeyer, E., Abnormal EEG patterns. in: H. Niedermeyer and F. Lopes da Silva (Eds.), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Urban and Schwarzenberg, Baltimore, pp. 183-208, 1987.

Nayak, A., Roy, R.J., Anaesthesia control using Midlatency auditory evoked potentials, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 45, no. 4, 1988.

Nuwer, M.R. Quantitative EEG: I. Techniques and problems of frequency analysis and topographic mapping. *J. clin. Neurophysiol.* 5: 1-44, 1988

Oken, B.S. and Chiappa, K.H., Statistical issues concerning computerized analysis of brainwave topography. *Ann. Neurol.* 19: 493-494, 1986

Öztemel, E., Bilgisayarda öğrenme ve yapay sinir ağları, *Otomasyon Dergisi*, 134-140s, 1996

Pedley, T.A. Interictal epileptiform discharges: Discriminating characteristics and clinical correlations. *Am. J. EEG Technol.* 20: 101-109., 1980

Prior, PF., The importance of EEG and evoked potentials in anaesthesia and intensive care. *Proc VTI. Europ Cong Anaesth. Vienna*, pp 35-51. 1986

Ranta, S., Awareness with recall during general anaesthesia, Academic dissertation, Department of Anaesthesia and Intensive Care Medicine, University of Helsinki, Finland 2002.

Riquelme, LA., Zanuto, BS., Murer, MG., Lombardo, RJ., Classification of quantitative EEG data by an artificial neural network: a preliminary study, *Neuropsychobiology*, Volume 33, Issue 2, Pages 106-112, 1996

Robert Allena, David Smithb Neuro-fuzzy closed-loop control of depth of anaesthesia, Elsevier, *Artificial Intelligence in Medicine*, 185±191, 2001

Rosenberg, H. Clofine R Bialik O., Neurologic changes during awakening from anesthesia. *Anesthesiology*, 54:125, 1981

Russell If., Comparison of wakefulness with two anaesthetic regimens. *Br J Anaesth*, 58:965, 1986.

Sadasivan, PK., Dutt, DN., Minimization of EOG artefacts from corrupted EEG signals using a neural network approach, Computers in Biology and Medicine, Volume 24, Issue 6, Pages 441-449, November 1994

Saraoğlu, H., Beyin Sinyallerinin geriyayılmalı yapay sinir ağı kullanılarak eğitilmesi ve haritalanması, Sakarya Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1998

Schultetus RR, Hill, CR, Dharamraj, CM et al., Wakefulness during cesarean section after anesthetic induction with ketamine, pentothal or ketamine and pentothal combined. Anesth. Analg, 65:723, 1986

Schwartz, MS, Colvin, MP., Prior, PF. ET AL., The cerebral function monitör. Anaesthesia, 28: 611, 1973

Sleigh JW, Andrzejowski J, Steyn-Ross A, et al. The bispectral index: A measure of depth of sleep? Anesth Analg 88:659-61. 1999;

Sonntag H., Donath, U., Hillebrand, W., et al. Left ventricular function in conscious man and during halothane anesthesia. Anesthesiology 48:320, 1978.

Tremper, KK, Barker, SJ., Pulse oximetry. Anesthesiology, 70:98, 1989

Wabba, W. M., Analysis of ventilatory depression by enflurane during clinical anesthesia. Anesth. Analg. (Cleve.) 59:103, 1980.

Wade, J. G., and Stevens, W. C., Isoflurane, An anesthetic for the eighties, Anesth. Analg. (Cleve.) 60:666, 1981.

Witte, H., Doering, A., Galicki, M., Dörschel, J., Krajca, V., Eiselt, M., Application of optimized pattern recognition units in EEG analysis: common optimization of preprocessing and weights of neural networks as well as structure optimization, Medinfo, Volume 8, Part 1, Pages 833-837, 1995.

Yardımcı, A., Mikrokontrolör Tabanlı Bulanık Mantık Sevofluran Anestezisi Kontrol Sistemi, Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi, Şubat 2001.

Yardimci, A., Ferikoglu, A., Hadimioglu, N., Microcontroller Based Fuzzy Logic Sevofluorane anesthesia control system, B Reusch (Ed.): Fuzzy Days 2001 LNCS 2206, pp. 137-147, Berlin, 2001.

10. ÖZGEÇMİŞ

1968 yılında Kütahya'nın Simav ilçesinde doğdu. 1992 yılında Selçuk Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 1994 yılında Dumlupınar Üniversitesi Kütahya Meslek Yüksek Okulunda Öğretim Elemanı olarak göreve başladı. 1997 yılında Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Anabilim dalında "Geri yansımali yapay sinir ağının görüntü sıkıştırma kullanılması" adlı çalışması ile yüksek lisansını tamamladı. 1999 yılında Dumlupınar Üniversitesi'nden ayrılarak Eskişehir İl Telekom Müdürlüğünde Bilişim Ağları bölümünde göreve başladı. Halen Kütahya İl Telekom Müdürlüğü'nde Bilişim Ağları Müdürü olarak görev yapmaktadır.