

BÖLÜM 11

BEYİN PARAMETRELERİNİ ÖLÇEN SİSTEMLER

11.1 Elektroensefalografi

Elektroensefalogram (EEG), beynin elektriksel aktivitesini gösteren işaretlerdir.

- ▶ EEG'nin kullanım alanları aşağıda verilmiştir:
- **Nöroloji:** EMG, ekokardiyogram ve nörolojik denetimler ile birlikte hastanın beyin patolojisinin belirlenmesinde,
- **Beyin Cerrahisi:** Beyinden ameliyatla çıkartılacak tümör gibi anormal patolojik dokuların yerinin belirlenmesinde,
- **Anestezi:** Anestezi altındaki hastanın anestezi seviyesinin belirlenmesinde,
- **Pediyatri:** Ortalaması alınmış uyarılmış potansiyeller (Averaged evoked potentials) gibi diğer test yöntemleriyle birlikte, yeni doğmuş çocukların duyma ve görme problemlerinin belirlenmesinde,
- **Psikiyatri:** Zihinsel bir bozukluğun daha kesin bir şekilde belirlenmesi amacıyla, organik bir beyin hastalığının var olup olmadığının belirlenmesinde kullanılmaktadır.

☀ EEG işaretlerindeki ana bileşenin frekansı yaşla birlikte artar, genlikleri ise azalır. Bir çocuğun EEG'sinin genliği büyük, frekansı düşüktür. Yetişkinlerde genlik düşer, frekans artar. Şuur durumu da, EEG üzerinde etkilidir. Uykudaki yetişkinde EEG'nin genliği artar, frekansı ise azalır.

- Bir EEG cihazı aşağıdaki bileşenlerden oluşur;

1. **Biyopotansiyel alıcılar:** kraniyal veya serebral yüzey elektrotları,
2. **EEG işaret işleme:** dönüştürücü çıkışının yükseltilmesi ve filtrelemesi (0,1-100Hz),
3. **EEG işaret kaydı:** işaret grafik kayıt edici veya ekran üzerinde gösterilir,
4. **EEG işaret analizi:** görsel veya bilgisayar yardımıyla EEG sonuçlarının yorumlanması.

- EEG kaydının genelde ana amacı teşhistir ve aşağıdakileri içerir;

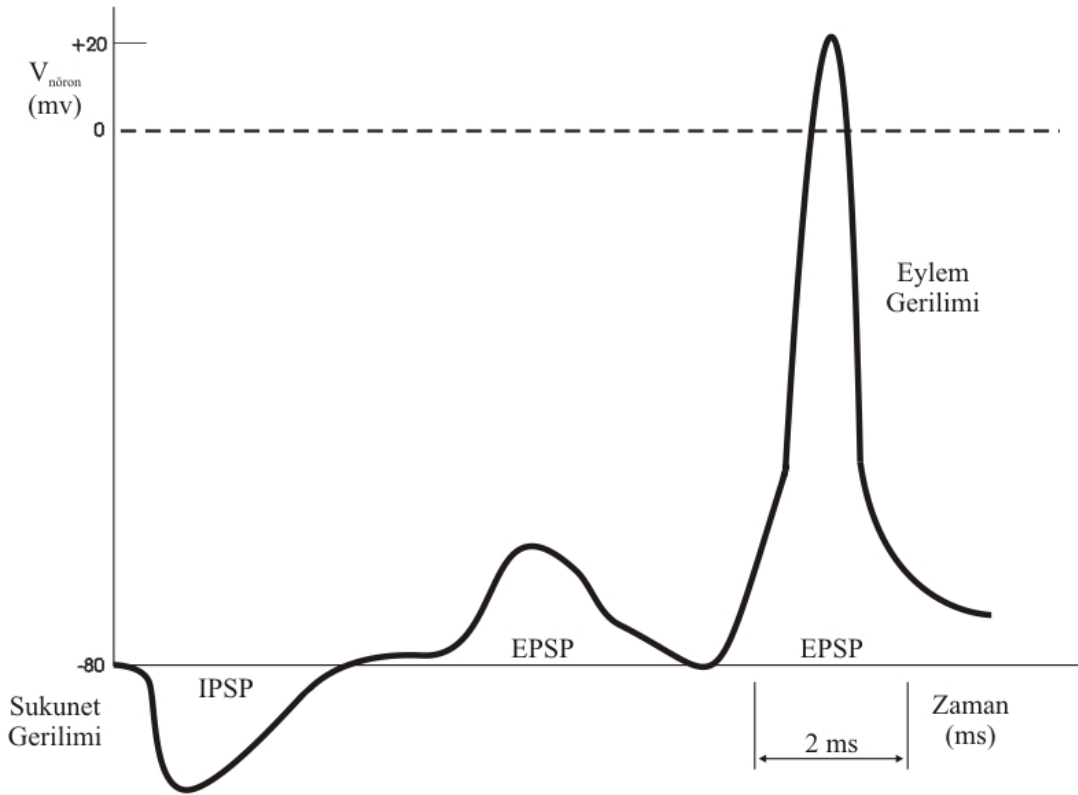
1. **Serebral beyin yaralanmalarını bulmak ve tespit etmekte yardımcı olma (EEG kaydında asimetri / düzensizlik).**
2. **Epilepsi üzerine yapılan çalışmalara yardımcı olmak** (epilepsi, tekrarlayan, geçici ataklar şeklinde gelen ve düzensiz sensör ve motor aktivitelere mesela titremelere neden olan beyin fonksiyonlarındaki bozukluklardır).
3. **Zihinsel hastalıkların teşhisinde yardımcı olmak.**
4. Uyku şekillerinin araştırılmasına katkı sağlamak.
5. Sensör uyarılara karşı beynin verdiği cevapların incelenmesi ve analiz edilmesine imkan sağlamak.

- Yukarıdaki maddelerde yardımcı olmak, katkı sağlamak, imkan sağlamak kelimelerine dikkat edilmelidir.
- Çoğu doktor ve nörolog EEG işaretlerini ilginç ipuçları olarak görmelerine karşın işaret kaynakları neresi olduğu hakkında emin olamadıklarını itiraf ederler.

- Nöronların elektriksel reaksiyonu aşağıdaki potansiyelleri içerir;

1. Presinaptik darbe potansiyeli (presinaptik depolarizasyondan kaynaklanan hızlı 1-ms'lik pozitif olay)
2. Uyarıcı Postsinaptik potansiyel (EPSP) (uzatılmış 2 ms'lik kademeli pozitif olay)
3. Darbe potansiyeli (yüksek gerilimli, ani 2 ms'lik 10-30 mV'luk pozitif deşarj)
4. Hiperpolarizasyon sonrası (uzatılmış pozitif potansiyel)
5. Önleyici Postsinaptik potansiyel (IPSP) (nöron kaynaklı önleme ile bağlantılı negatif potansiyel)

Şekil 11.1'de çeşitli nöron zar potansiyelleri görülmektedir.



Şekil 11.1 Nöron zar potansiyelleri

- EEG işareti, yer, frekans, genlik, şekil, periyodiklik ve fonksiyonel özelliklerle tanımlanan bir dizi elektriksel ritm ve geçici deşarjdan oluşur.
- EEG’de senkronizasyon görülür ve sonuçta meydana gelen yavaş hareketler belirgindir. Aslında, bazı EEG araştırmacıları beyin sapının hemen üstünde bir EEG düzenleyicisi olduğunu (kalp piline benzer) keşfettiler.

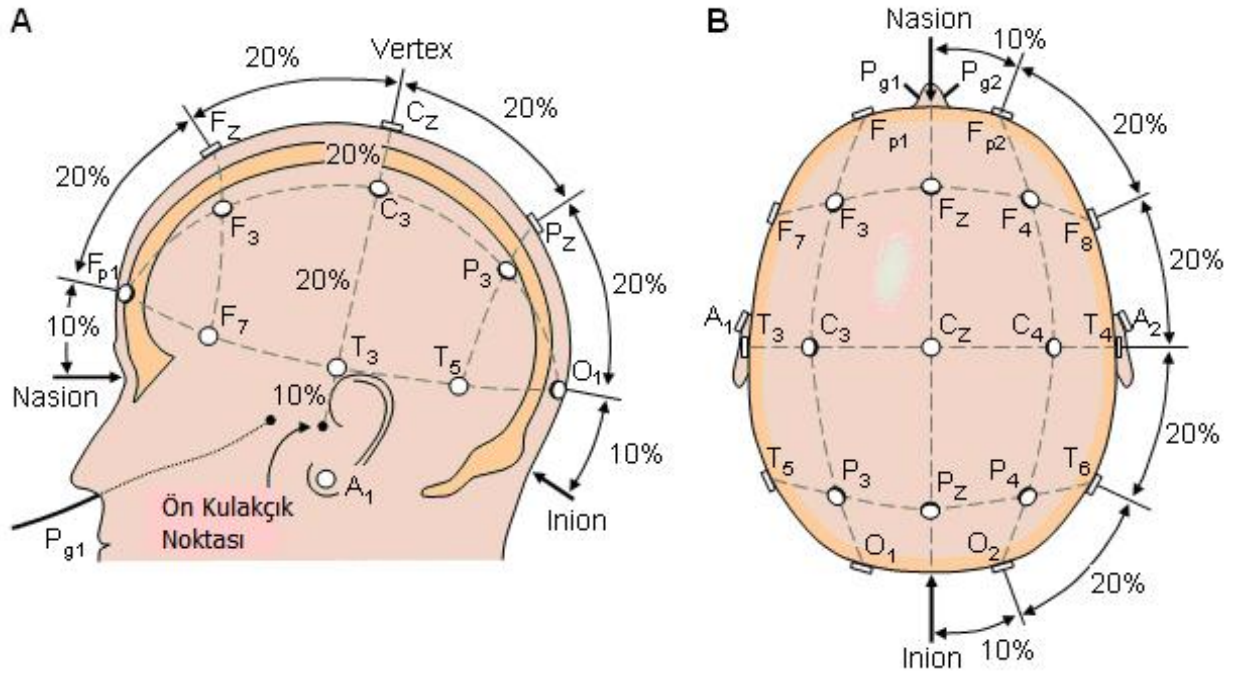
11.2 EEG Elektrotları ve 10-20 Sistemi

- EEG elektrotları serebral dokudan gelen iyonik akımları EEG önyükselteçlerinde yükseltilebilecek elektriksel akımlara dönüştürür.
- Gümüş- Gümüş Klorür (Ag-AgCl) genellikle elektrot disklerinde kullanılan malzemedir.

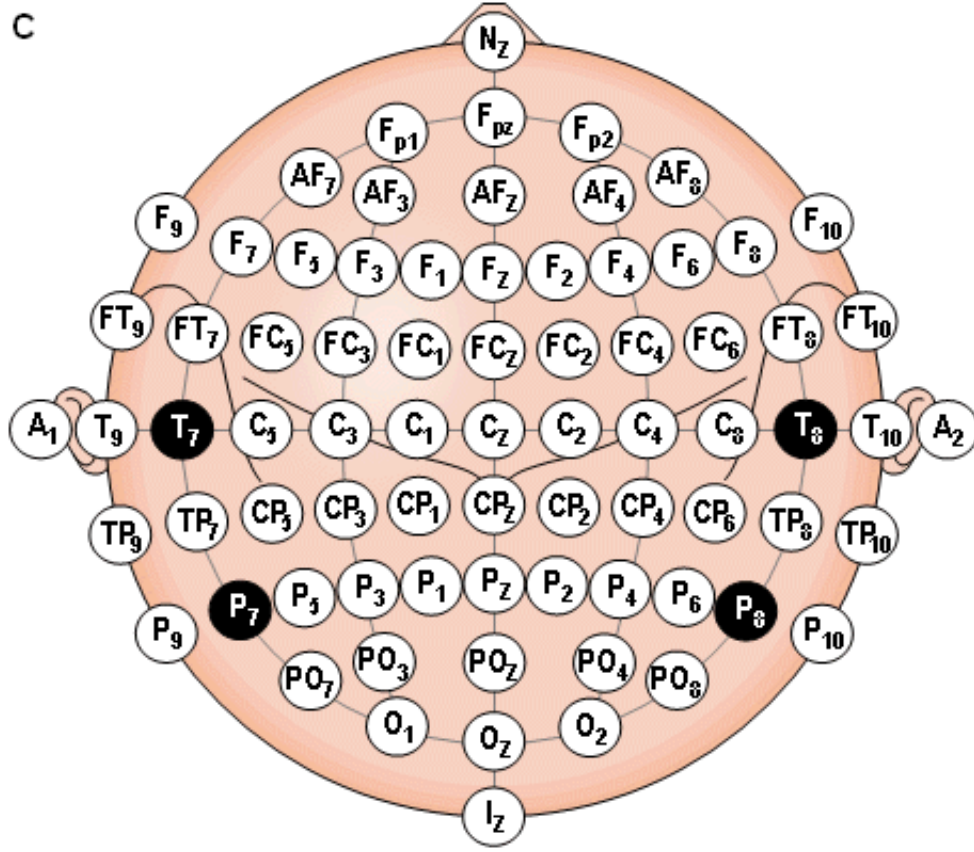
Temelde 5 tür elektrot kullanılır;

1. **Kafatası**- gümüş padler/diskler/fincanlar, paslanmaz çelik çubuklar ve klorürlü gümüş teller.
2. **Sifenoidal**- değişen yalıtılmış gümüş ve çıplak tel ve klorürlü uç kas dokusundan bir iğne aracılığıyla sokulur.
3. **Nazofaringel**- ucu toplu gümüş çubuk nostrillerden sokulur.
4. **Elektrokortikografik**- beyin yüzeyi üzerinde duran tuz çözeltisine batırılmış pamuklu çubuklar (her bir kalp atışında serebrumda oluşan bozucu işaretleri önler)
5. **İntraserebral**- Teflon kaplı altın veya platin tel makaralarından çıkan teller uçlarından itibaren farklı mesafelerde kesilerek beyni elektriksel olarak uyarmak için kullanılır.

- EEG işaretlerinin genlik, faz ve frekansı elektrot yerleşimlerine bağlıdır.
- Bu yerleşim kafatasında frontal, parietal, temporal ve osipital alanlara göre yapılmaktadır.
- En çok kullanılan yöntemlerden birisi uluslararası EEG birlikleri federasyonu tarafından belirlenen 10-20 EEG elektrot yerleşim sistemidir (Şekil 11.2).

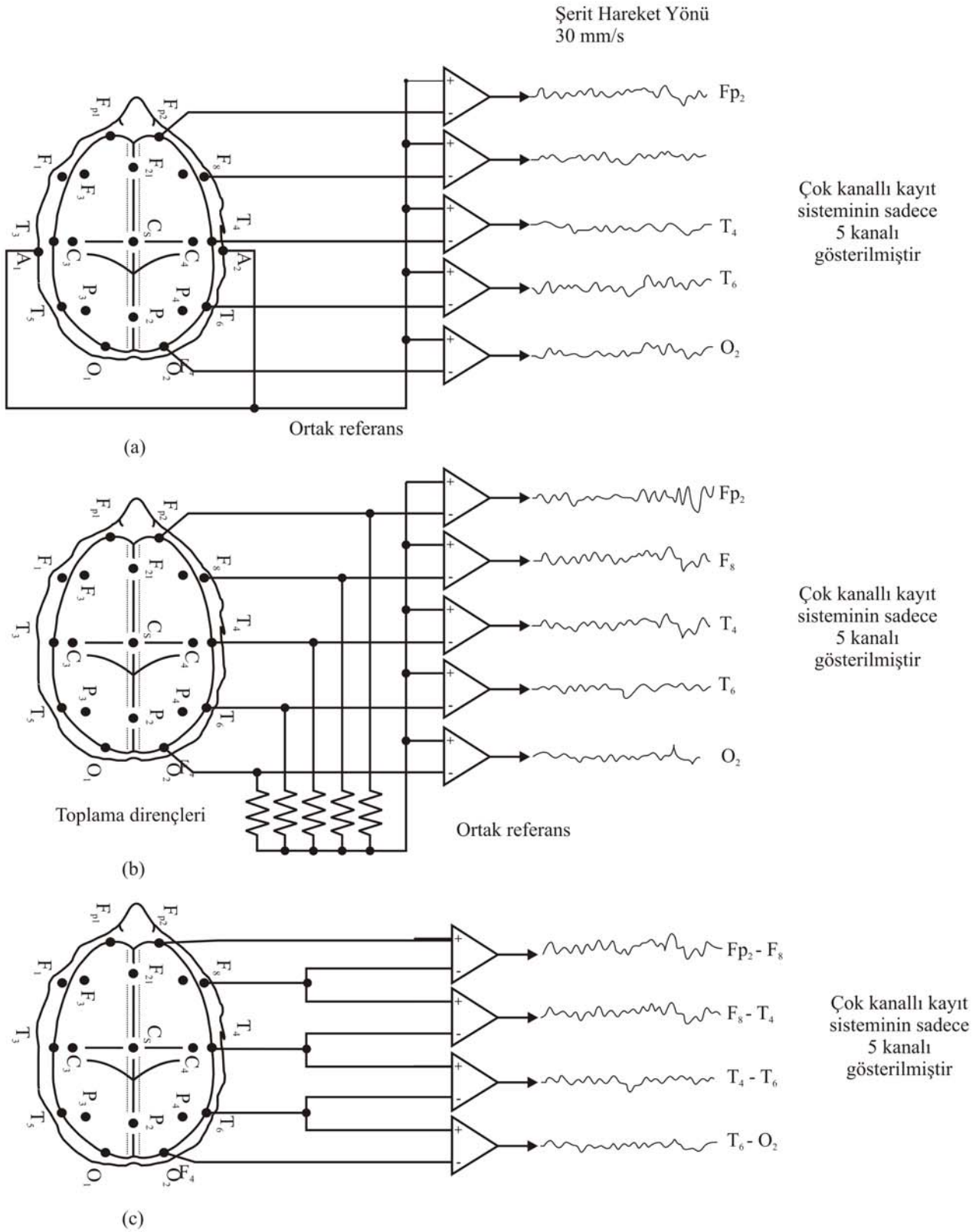


C



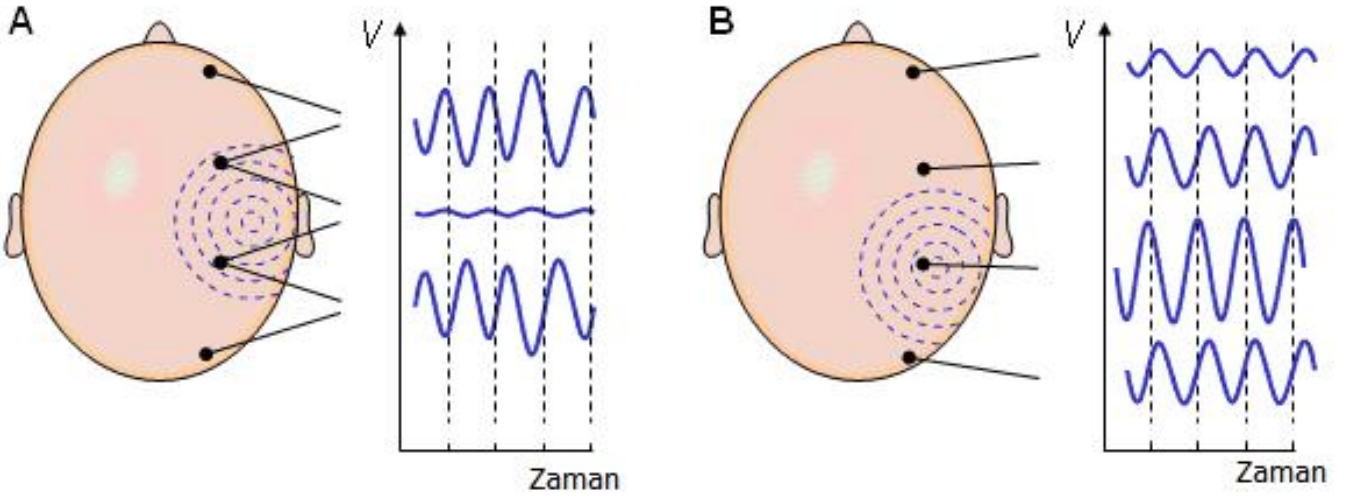
Şekil 11.2 EEG elektrot yerleşim sistemi

elektrot düzenlemeleri Şekil 11.3’de görüldüğü gibi tek kutuplu (monopolar) ortalama ve çift kutuplu (bipolar) olabilir.



Şekil 11.3 EEG kayıt modları: a) tek kutuplu b) ortalama c) çift kutuplu

- Çift kutuplu ve tek kutuplu elektrotların EEG ölçümündeki pratik açıklaması Şekil 11.4'te görülmektedir. Şekil 11.4a'daki ilk metotta bir çift elektrot arasındaki potansiyel fark ölçülür. Şekil 11.4b'deki ikinci metotta her elektrottaki potansiyel toprak elektrodu veya bütün elektrotların ortalaması ile karşılaştırılır.



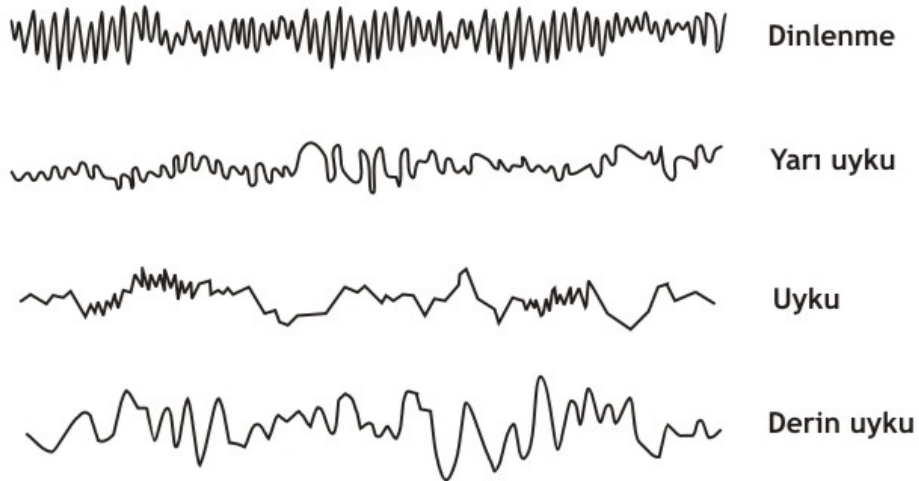
Şekil 11.4 a) İki kutuplu ve b) tek kutuplu ölçümler. Ölçüm bölgesine bağlı olarak EEG nin dalga şekli değiştiğine dikkat ediniz.

11.3 EEG Genlik ve Frekans Bandları

- EEG işareti gerilim genlikleri kraniyel yüzeyde düşük frekanslarda (0,5 – 100 Hz) 1- 100 μ V_{pp} tepeden tepeyedir. Serebrumun yüzeyinde işaretler 10 kat daha güçlü olabilir. Aynı zamanda beyin sapı yüzeyinde ölçülen gerilimler (100- 3000 Hz) genellikle tepeden tepeye 0,25 μ V'u geçmez. Buna karşın EKG göğüs işaretleri tepeden tepeye 500 ile 100000 μ V genliğindedir. Zayıf EEG işaretleri girişte yüksek kazanç ve gürültü bastırmasına sahip önyükselteçler (farksal tipte) gerektirir.

EEG frekans bandları normalde 5 ayrı sınıfa bölünmüştür;

- Delta (δ) 0.5-4 Hz
- Teta (θ) 4-8 Hz
- Alfa (α) 8-13 Hz
- Beta (β) 13-22 Hz
- Gama (γ) 22-30 Hz ve üstü



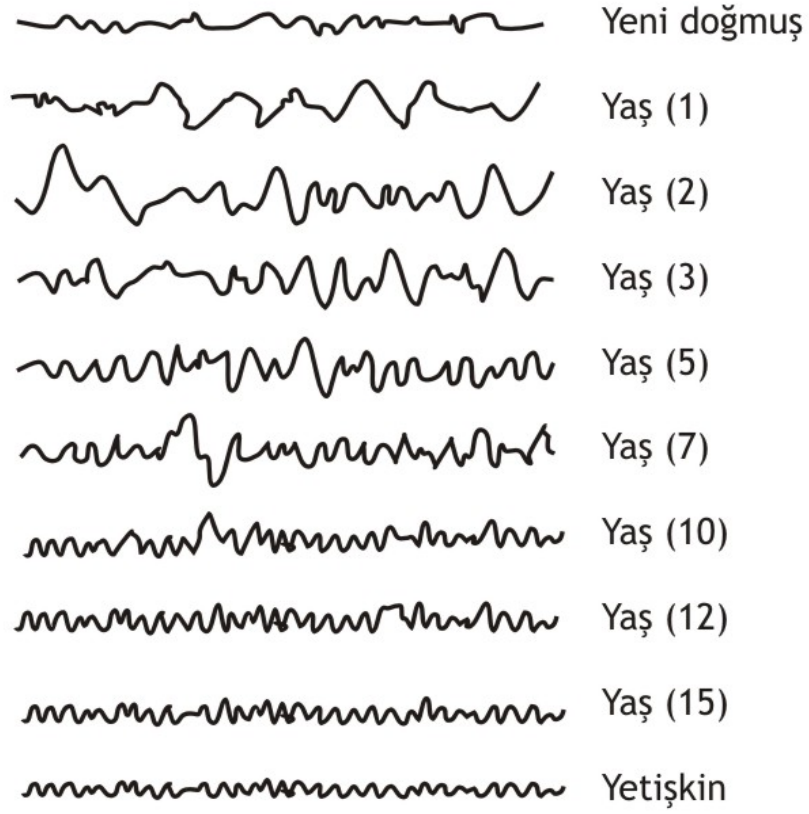
Şekil 11.5 EEG dalga şekilleri

- **Alfa aktivitesi** tepeden tepeye $10\mu V$ 'dan azdır ve önemli ölçüde kararlıdır (0,5 Hz'den az sapar). Bu işaretler gözleri kapalı ama uyanık insanın beyninin arka bölümlerinden gelir. Gözlerin açılması ve dikkatin belli bir noktaya odaklanması alfa dalgalarını önemli ölçüde azaltır.

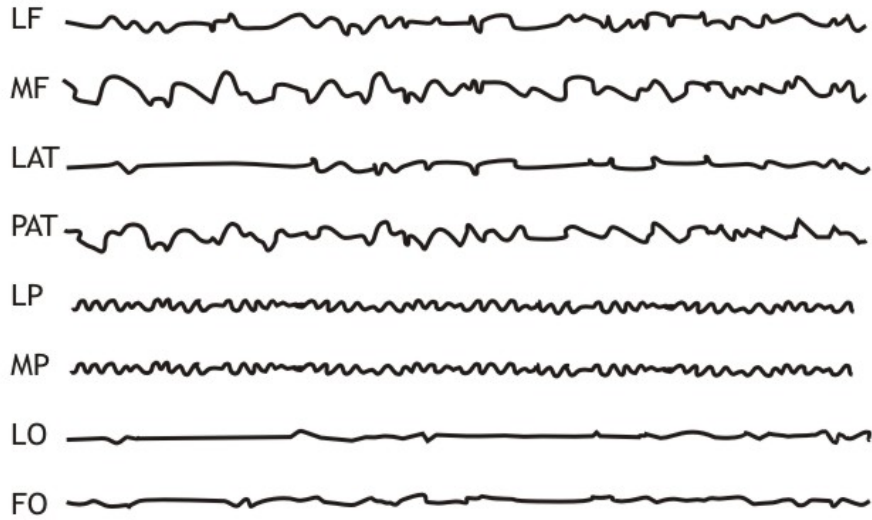
- **Beta aktivitesinin** tepeden tepeye değeri beynin tüm alanlarında $20\mu V$ 'tan az olmasına karşın merkezi noktada dinlenme anında en üst değerine ulaşır. Yüksek derecede uyanıklık durumu ve senkronizasyonsuz alfa dalgaları beta dalgalarını oluşturur.
- **Gamma aktivitesinin** tepeden tepeye değeri $2\mu V$ 'tan azdır ve dikkat yoğunlaşmasından ya da sensör uyarılarından kaynaklanan düşük genlikli yüksek frekanslı dalgalardan oluşur.
- **Teta ve delta aktiviteleri** (tepeden tepeye değerleri $100\mu V$ 'tan az) merkezi bölgede kuvvetlidir ve uykuya işaret ederler.



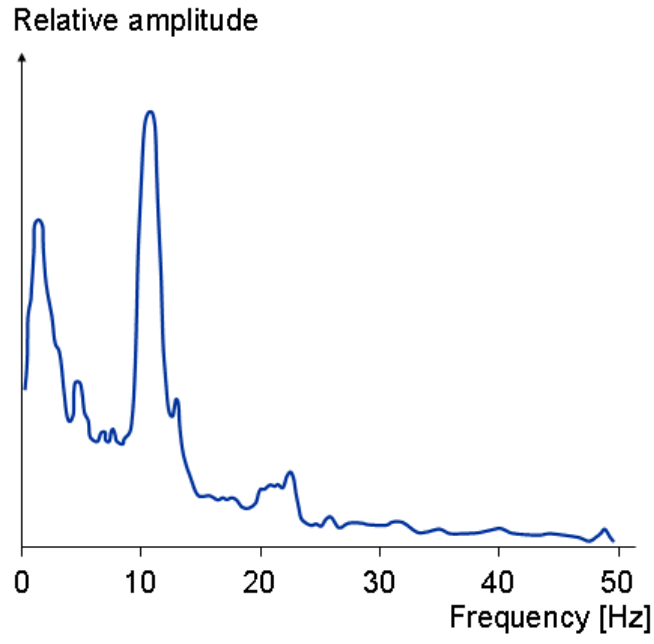
Şekil 11.6 Saralı bir hastanın EEG'si



Şekil 11.7 Yaşın EEG üzerine etkisi

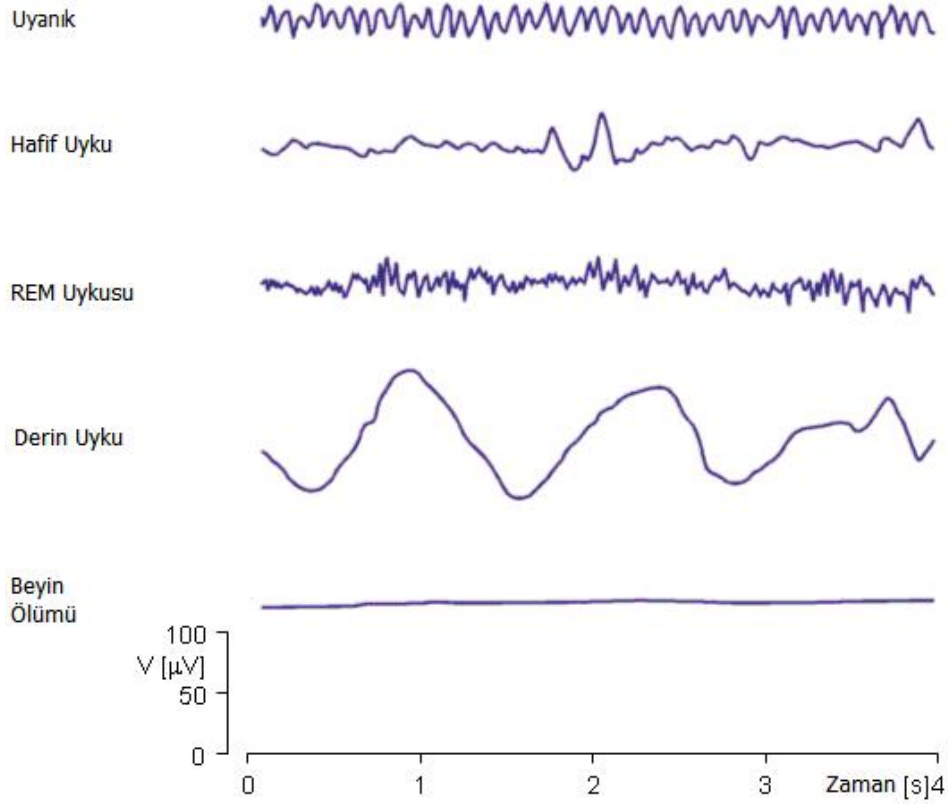


Şekil 11.8 Beyninde tümör olan bir hastanın EEG'si



Şekil 11.9 Normal bir yetişkinin EEG frekans spektrumu

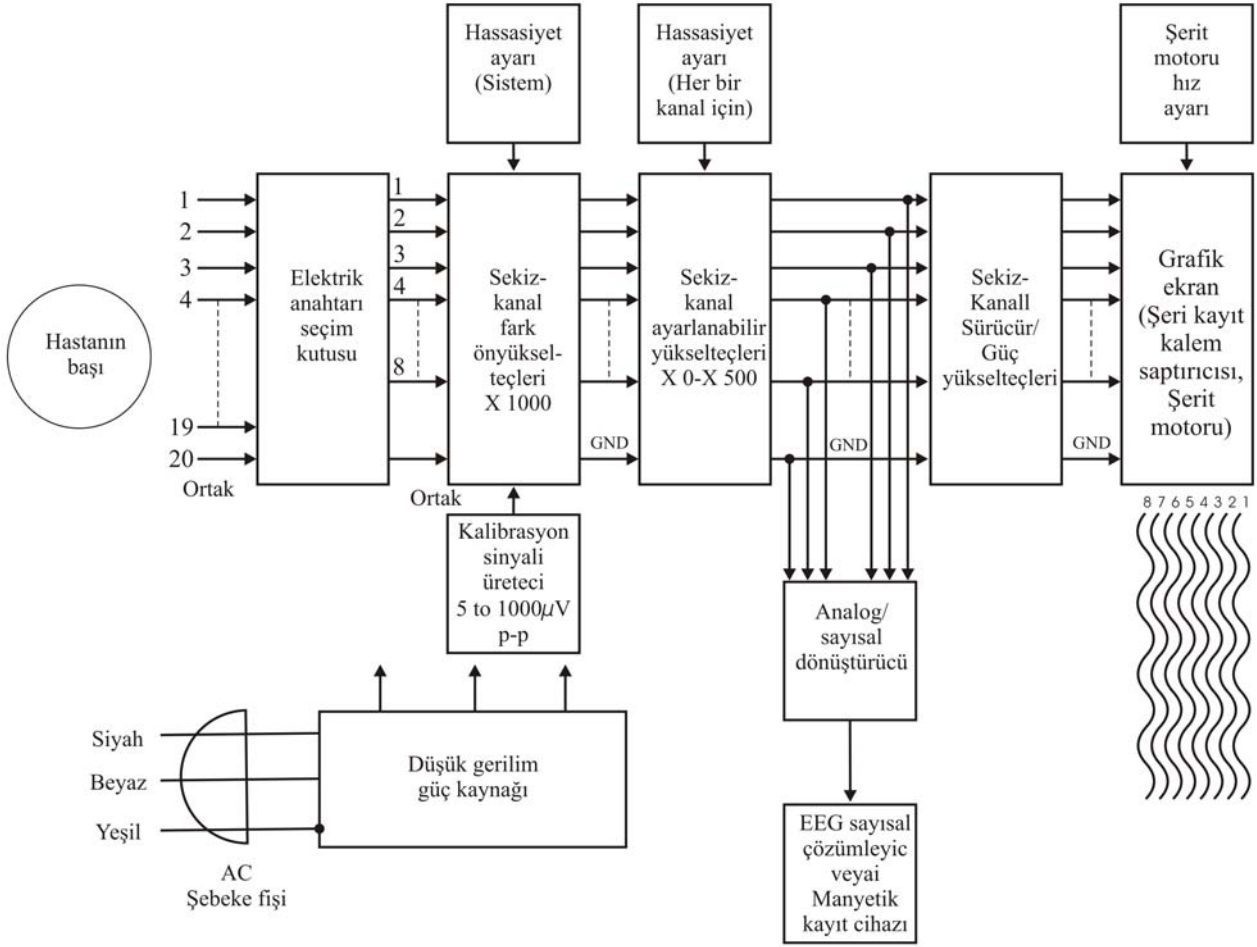
11.4 Teşhiste EEG'nin Kullanımı ve Uyku Şekilleri



Şekil 11.10 Uykunun değişik etkileri

- EEG dalgaşekilleri bir epilepsi nöbetinden hemen önce belirgin değişiklikler gösterir. Grand mal nöbetleri şiddetli, kontrol edilemeyen kas kasılmalarına (titreme) neden olur ve beraberinde koma (hastanın harici uyarılara cevap vermediği bilinç kaybı durumu) gelebilir.
- EEG dalgaşekillerinde meydana gelen değişiklikler baskın karakterdedir ve özellikle beynin motor bölümlerinde görülecek şekilde yüksek genlikli rasgele düşükten yüksek frekansa doğru değişen işaretlerdir. Petit mal nöbetleri küçük kas hareketleri ve bazen de geçici bilinç kaybı şeklinde görülür.
- Görsel ve işitsel uyarılar karşısında uyandırılan serebral potansiyeller de beyin bozukluklarını tespit etmekte faydalıdır.
- EEG şekil değişimleri davranış değişimlerinde de ortaya çıkar. Örneğin alkoliklerde tepe uçlarının göreceli düşük seviyesi, uyuşturucu bağımlılarında görülen zaman zaman ortaya çıkan yayvan dalgalar, şiddet gösteren ve agresif davranan kimselerde görülen derin EEG anormallikleri bunlara örnektir..

11.5 EEG Sisteminin Basitleştirilmiş Blok Şeması



Şekil 11.11 8 kanallı bir EEG sisteminin basitleştirilmiş blok diyagramı.

11.6 Önyükselteçler ve EEG Sistem Özellikleri

- EEG önyükselteçleri fark yükselteçleridir.
 - o düşük iç gürültü,
 - o yüksek kazanç (100dB),
 - o yüksek ortak işaret bastırma oranı (CMRR =100dB),
 - o düşük frekanslı ac-kuplajlı çalışma (1 Hz ve altı),
 - o düşük dc kayma
 - o yüksek giriş empedansı (10 MΩ ve üstü).

Kafa voltaj kaynağından gelen akım:

$$i = \frac{e}{r + R_1 + R_2 + R_{in}} \quad (11.1)$$

Burada;

r: kafa empedansı

e: kafa empedansı (r) üzerinde düşen gerilim

R₁ ve R₂: kafa taşı elektrodu eşdeğer direnci

R_{in}: yükseltecin giriş empedansı

Örnek 11.1: Kafada üretilen gerilim, (e) = 100 μ V_{pp}, empedans (r) 10 k Ω , eşdeğer kafa derisi elektrot dirençleri (R₁ ve R₂) 10 k Ω ve yükselteç giriş empedansının (R_{in}) = 10 M Ω olduğu bir durumda yükselteç giriş voltajı (e_{yük.}) değerini hesaplayınız (Şekil 11.12a'yı dikkate alınız).

Çözüm:

$$e = 100 \mu V_{pp}, \quad R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega, \quad r = 10 \text{ k}\Omega, \quad R_{in} = 10 \text{ M}\Omega$$

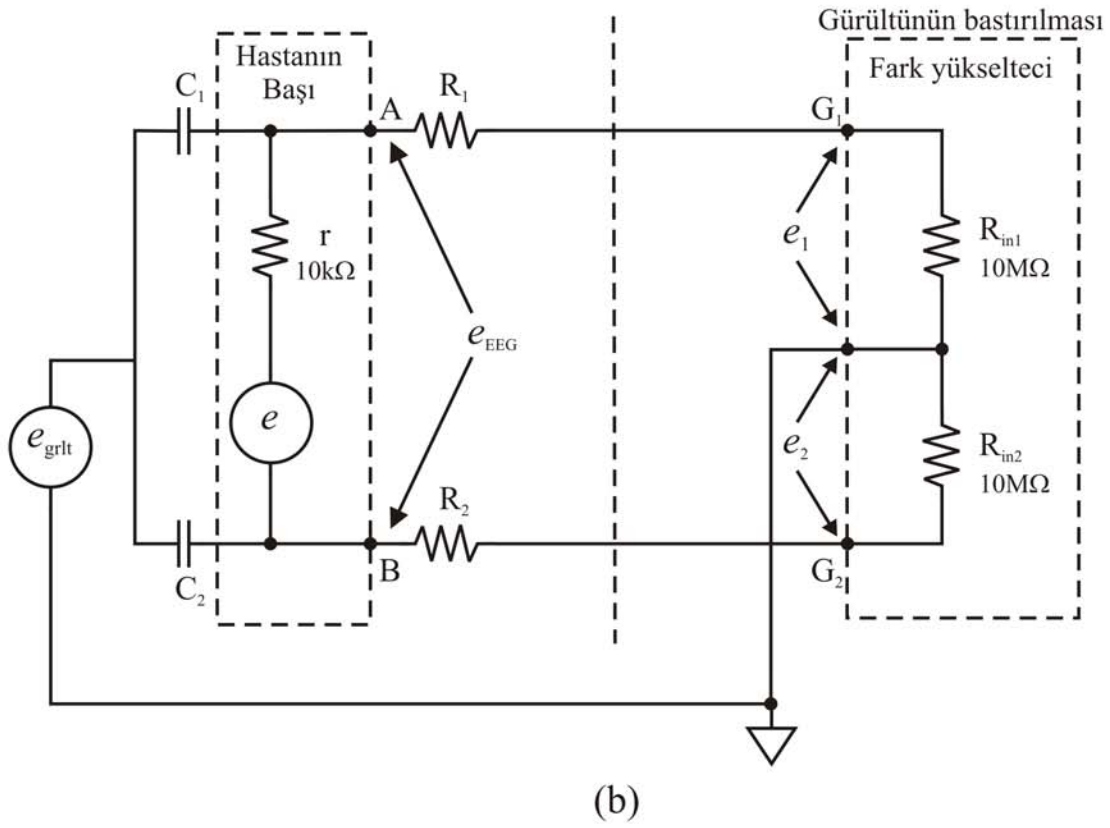
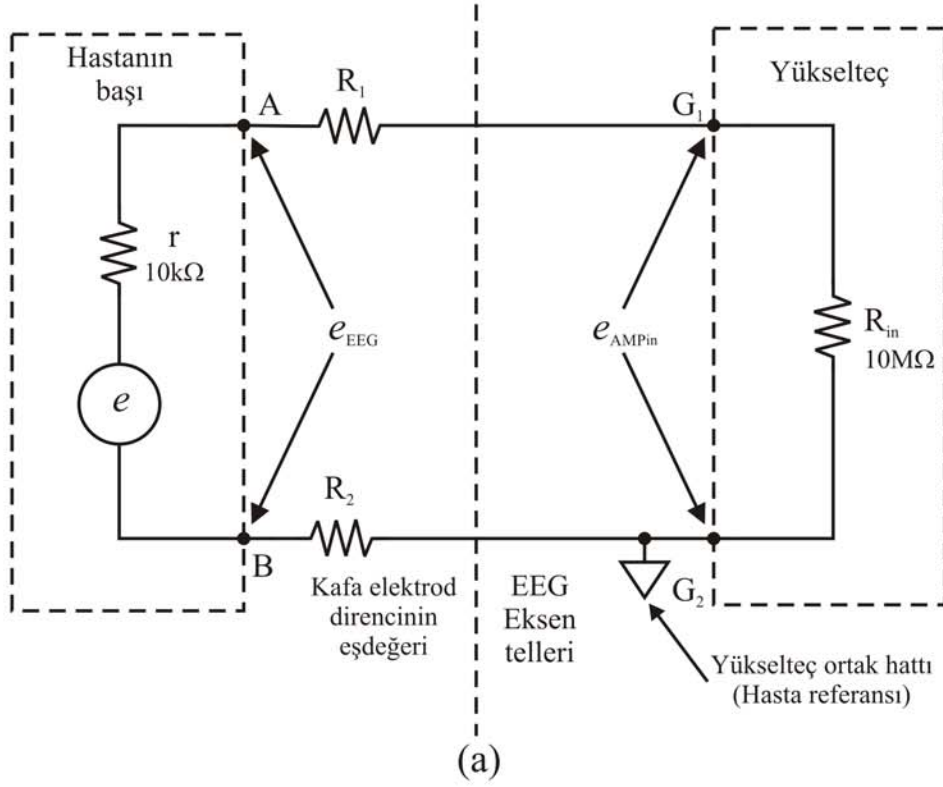
$$i = \frac{e}{r + R_1 + R_2 + R_{in}} \implies$$

$$i = \frac{100 \mu V_{pp}}{10 \text{ k}\Omega + 10 \text{ k}\Omega + 10 \text{ k}\Omega + 10 \text{ M}\Omega} = \frac{100 \mu V_{pp}}{10.03 \text{ M}\Omega} = 10 \times 10^{-12} \text{ A}_{pp}$$

$$e_{yük.} = i \cdot R_{in} = 10 \times 10^{-12} \text{ A}_{pp} \times 10 \text{ M}\Omega = 100 \mu V_{pp}$$

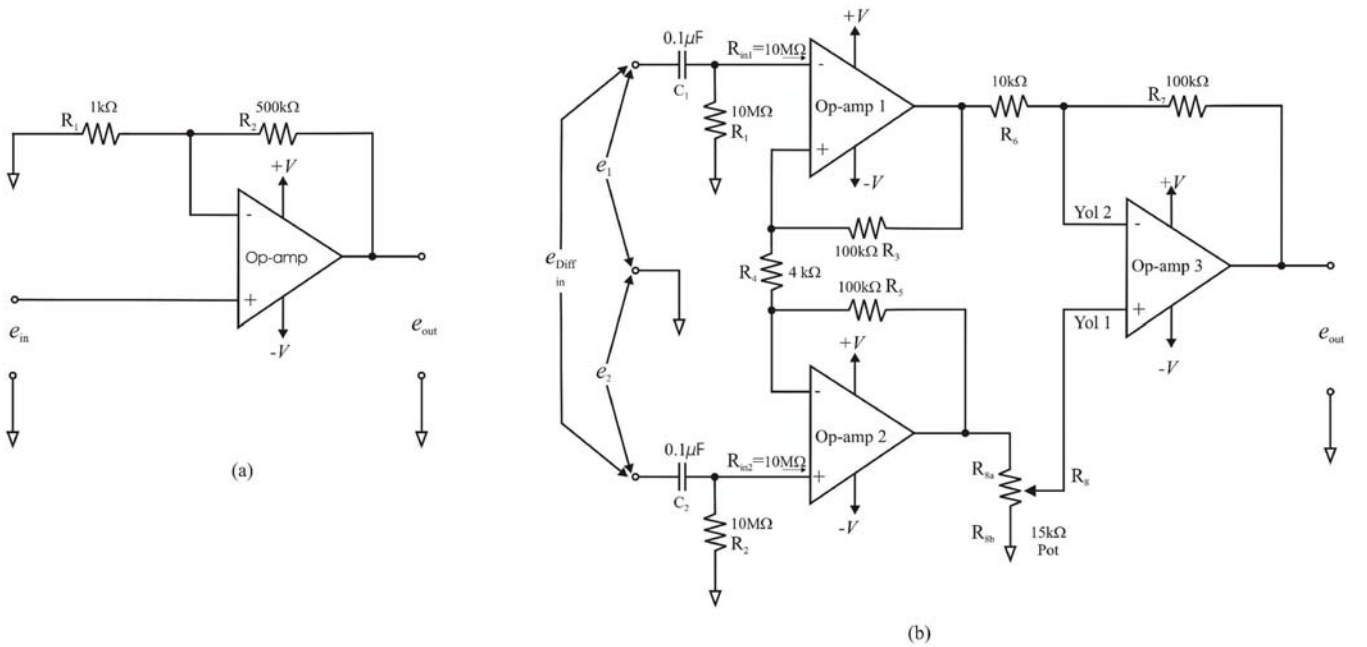
Yükselteç giriş voltajı şu şekilde hesaplanır:

$$e_{yük.} = i \cdot R_{in} = \frac{e \cdot R_{in}}{r + R_1 + R_2 + R_{in}} = \frac{e}{1 + (r + R_1 + R_2) / R_{in}} \quad (11.2)$$



Şekil 11.12 EEG yükselteçleri a) EEG giriş devresi-tek taraflı, b) EEG giriş devresi-fark yükselteci

- $(r+R_1+R_2)/R_{in}$ küçük olduğu zaman $e_{yük.}$ neredeyse e_{EEG} 'ye eşit olur. Bu R_{in} değerinin $(r+R_1+R_2)$ değerinden çok çok büyük olması (100 kat gibi) durumuyla aynıdır; böyle bir durumda yükselteç EEG işaretini alır.
-
- Şekil 11.13a'daki devrenin (tek taraf girişli işlemsel yükselteç) önemli bir sakıncası vardır. İşaretle aynı büyüklükte olan şebeke kaynaklı gürültü voltajlarını da yükseltir. Eğer gürültü büyüklüğü EEG işaretinden daha büyük olursa, EEG kaydı anlaşılabilir olmaz.
- Denge ya da fark giriş yükselteci Şekil 11.13b) gürültü probleminin büyük kısmını iyileştirir. Gürültü genellikle kapasitif kuplaj sayesinde her iki girişe (C_1 ve C_2) aktarılır.



Şekil 11.13 Önyükselteçler. a) tek girişli. b) fark modunda

Örnek 11.2:

$R_1 = 1\text{ k}\Omega$ ve $R_2 = 500\text{ k}\Omega$ olarak Şekil 11.13a'daki devre için verilmiş olsun. İşlemsel yükseltecin kazancını hesaplayınız.

Çözüm:

$$A_v = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{500\text{ k}\Omega}{1\text{ k}\Omega} = 501 \quad 2.3$$

Giriş empedansı $10\text{ M}\Omega$ 'un üstündedir. Bu devre düzeni özellikle EEG önyükselteçleri için uygun değildir.

Örnek 11.3:

$R_3 = R_7 = 100\text{ k}\Omega$, $R_4 = 4\text{ k}\Omega$, $R_6 = 10\text{ k}\Omega$ değerleri Şekil 11.13b için verilmiştir. Fark modundaki EEG giriş işareti için çıkış voltajını hesaplayınız.

Çözüm:

$$\begin{aligned} e_{0\text{ EEG}} &= e_{\text{in EEG}} \cdot A_v \\ &= (e_{2\text{ EEG}} - e_{1\text{ EEG}}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_4}\right) * \frac{R_7}{R_6} = e_{\text{fark in EEG}} (1 + 2 * (100\text{ k}\Omega / 4\text{ k}\Omega)) * (100\text{ k}\Omega / 10\text{ k}\Omega) \end{aligned}$$

$$e_{0 \text{ EEG}} = e_{\text{in EEG}}^{\text{fark}} * 510 \quad (11.4)$$

Eğer $e_{\text{in EEG}}^{\text{fark}} = 100 \mu V_{pp}$ ise $e_{0 \text{ EEG}} = 51 \text{ mV}_{pp}$ olur.

Örnek 11.4:

Örnek 11.3’de verilen değerler için gürültü girişine karşılık çıkış voltajını hesaplayınız.

Çözüm:

$$e_{0 \text{ gürültü}} = e_{\text{in gürültü}} \cdot A_v$$

$$= (e_{2 \text{ gürültü}} - e_{1 \text{ gürültü}}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_4}\right) * \frac{R_7}{R_6} = e_{\text{in EEG}}^{\text{fark}} (1 + 2 * (100 \text{ k}\Omega) / 4 \text{ k}\Omega) * (100 \text{ k}\Omega / 10 \text{ k}\Omega)$$

$$e_{\text{gürültü}} = e_{\text{in gürültü}}^{\text{fark}} * 510 \quad (11.5)$$

Eğer $e_{\text{in gürültü}}^{\text{fark}} = 0$ ise her iki EEG işaretleri üzerindeki giriş gürültüleri eşittir. İdael olarak $e_{0 \text{ gürültü}} = 0 \text{ V}_{pp}$ kabul edilmiştir.

Her iki hatta da eşit kazanç vermek için R_8 ayarlanarak fark girişi dengelenir. En dikkatli ayarda bile bir miktar kazanç farklılığı olur ve sonuçta çıkışta bir miktar gürültü işareti bulunur.

Örnek 11.5:

EEG çıkış işareti 51 mV_{pp} , gürültü çıkışı $0,005 \text{ mV}_{pp}$ veriliyor. CMRR'yi hesaplayınız.(Şekil 11.13b).

Çözüm:

$$\text{CMRR}_{\text{ratio}} = \frac{e_{0 \text{ EEG}}}{e_{0 \text{ noise}}} = \frac{51 \text{ mV}_{pp}}{0,005 \text{ mV}_{pp}} = 10.200$$

$$\text{CMRR}_{\text{dB}} = 20 \log_{10} \text{CMRR}_{\text{ratio}} = 20 \log_{10} 10.200 = 80 \text{ dB}$$

Bir çok EEG cihazı 60 – 120 dB CMRR değerine sahiptir.

Örnek 11.6:

Şekil 13.13b'de gösterilen önyükselteç için alt kesim frekansını hesaplayınız.

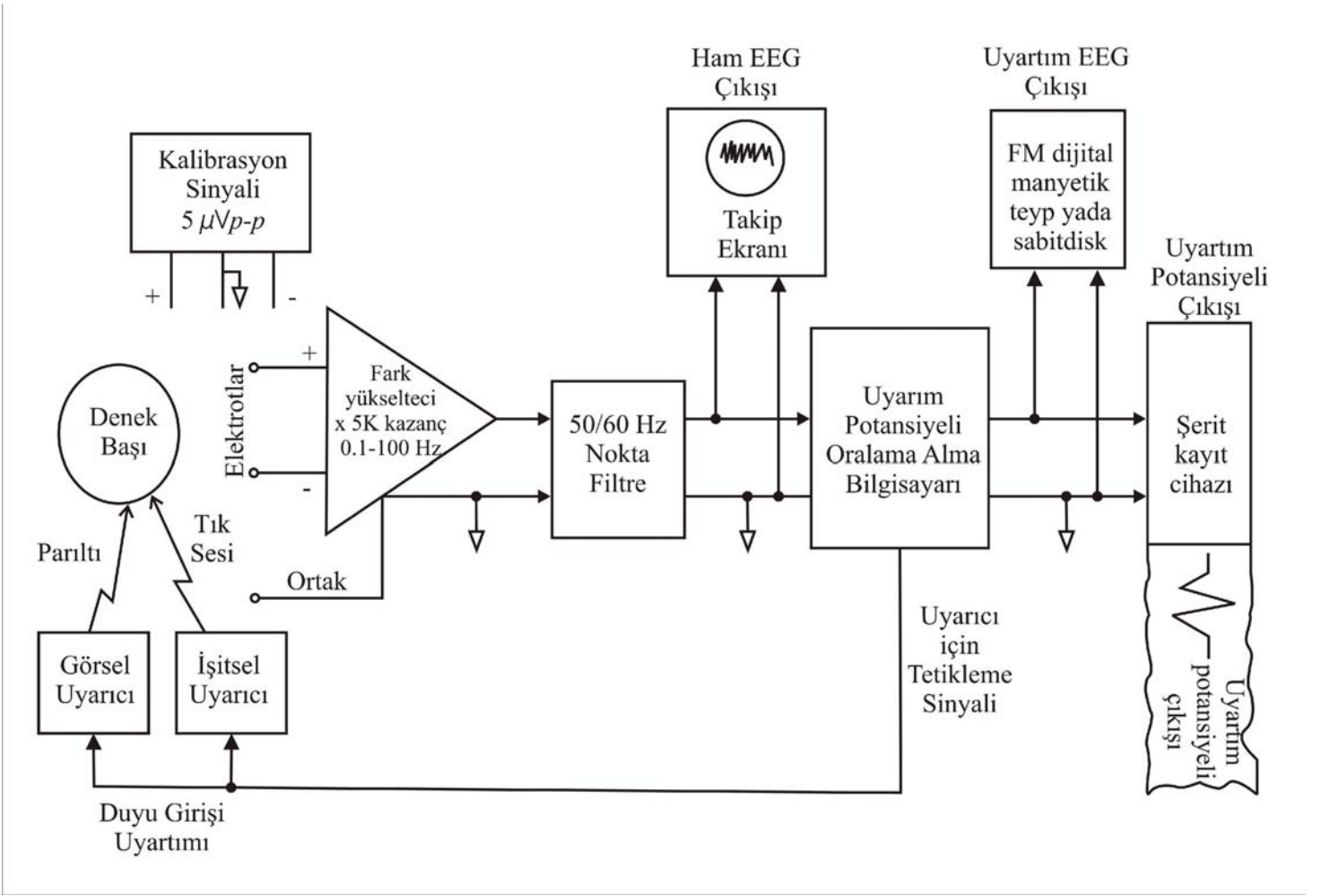
Çözüm:

$$f_{alt} = \frac{1}{2\pi(R_1 \parallel R_{in1})(C_1)} = \frac{1}{2\pi(5 \text{ M}\Omega)(0,1\mu\text{F})} = 0,318 \text{ Hz}$$

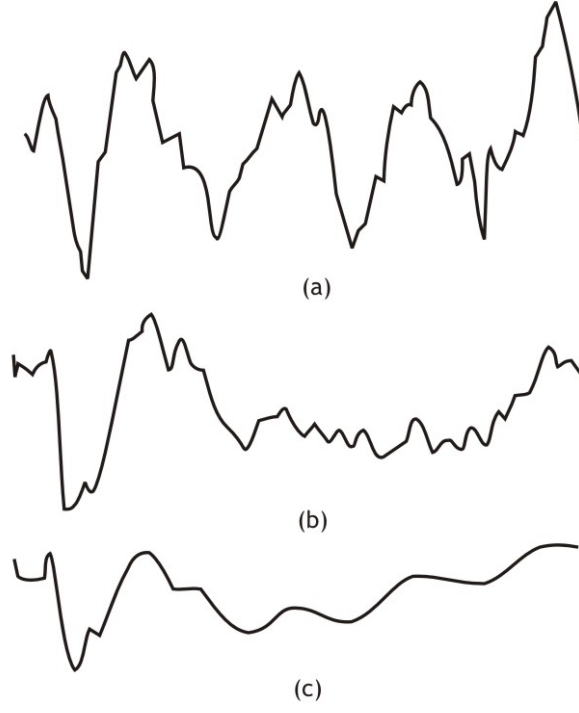
Şekil 11.13'ün giriş empedansı yaklaşık 5Ω'dur.

11.7 Görsel ve İşitsel Uyarılmış Potansiyeli Kayıtları

- Yapılan araştırmalar, normal bir insanın algıladığı tüm enformasyonun % 70'ini görme, % 15'ini işitme ve % 10'unu da dokunma duyusu ile elde ettiğini göstermiştir.
- Uyarılmış potansiyellerin (UP) ölçülmesiyle, görme, işitme ve dokunma duyularının normallik seviyeleri belirlenebilmektedir. Beynin, görsel, duysal ve elektriksel uyarmaya karşı cevabının normal olup olmaması, uyarmanın beyne ulaştığını gösteren UP'deki tepe ve vadilerin oluşma sürelerinin, normal değerlerden olan farklılıklarının ölçülmesiyle belirlenir.
- UP'lerin ölçülmesiyle, sinir sisteminin fonksiyonları, invasive olmayan objektif bir yöntemle belirlenmiş olur. Kanama, tümör, multiple sclerosis gibi sinir sistemiyle ilgili bozuklukların erken teşhisi mümkün olmaktadır.
- UP'ler elektrotlar yardımıyla algılanır. Algılanan işaretin gürültü içerisine gömülü olması nedeniyle işaret/gürültü oranını artıracak bir işlem (ortalama alma) sonra teşhis için kullanılabilir.

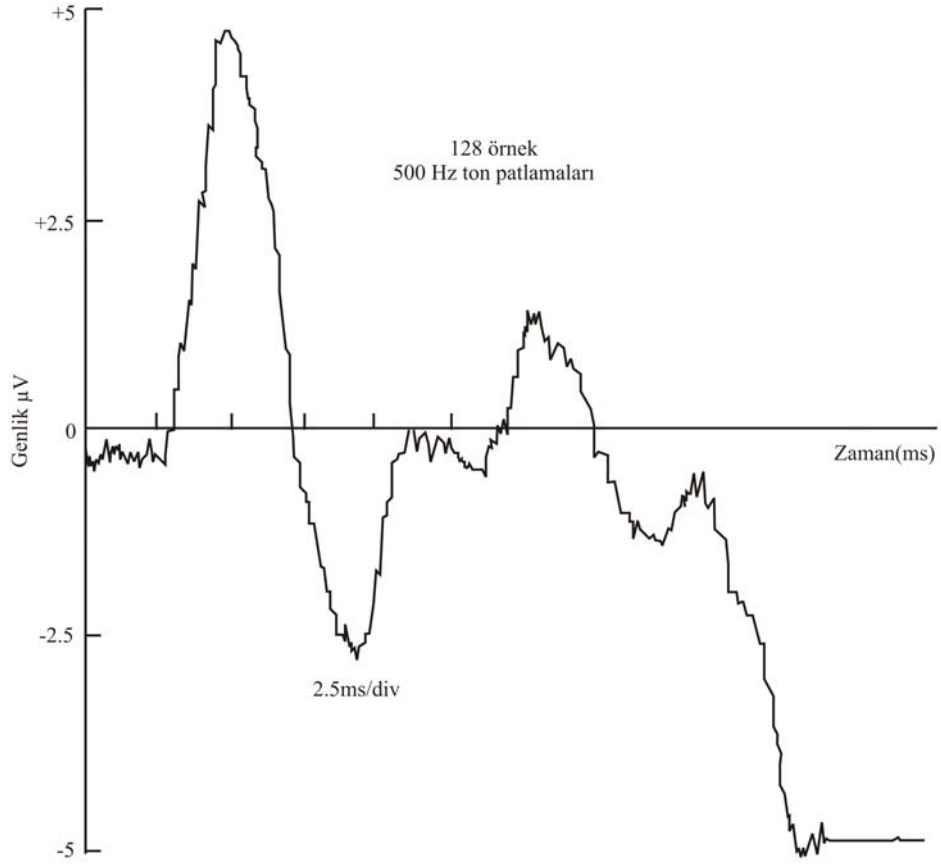


Şekil 11.14 Görsel ve işitsel uyartım potansiyel sisteminin blok diyagramı.



Şekil 11.15 Görsel UP'ler, a) işlenmemiş işaret, b) 8 cevabın ve c) 64 cevabın ortalamaları

Şekil 11.16 22 yaşındaki bir kadının işitsel uyarılmış potansiyelini göstermektedir.



Şekil 11.16 22 yaşında bir kadının işitsel uyartım potansiyeli.

11.8 EEG İşaretlerinin Bilgisayar Yardımıyla Analizi

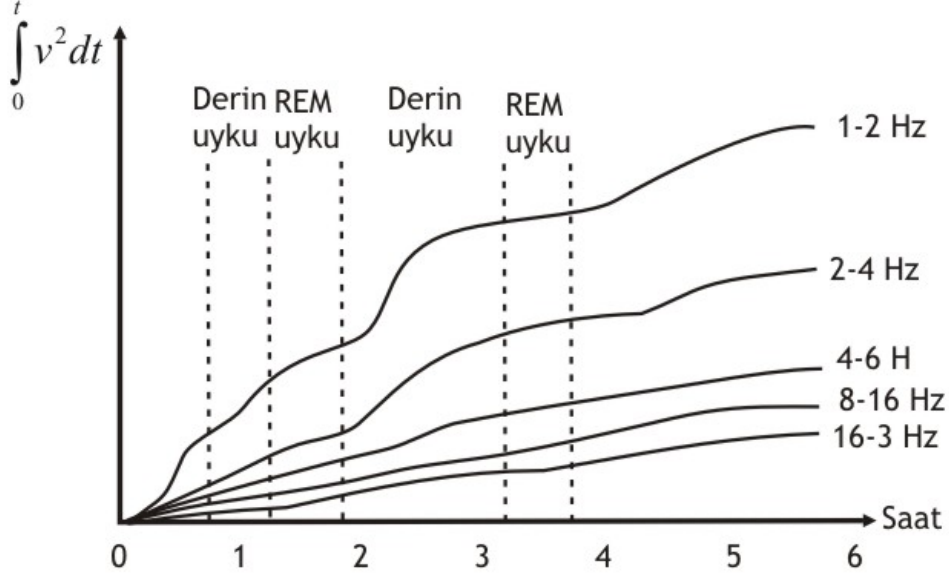
- Bir EEG incelenmesinin yapılabilmesi için çok sayıda veriye gereksinim vardır, örneğin, verilerin 16 kanal üzerinden bir buçuk saat gibi uzun bir süre alınması gereklidir. Teşhis amacıyla yararlı olabilecek bilgi, bu kanalların herhangi bir tanesinde, bir saniyenin küçük bir kesrinde ortaya çıkabilir.
- Bu nedenle, EEG dalgalarının incelenmesi uzun zamanı gerekli kılan bir işlemdir, dolayısıyla değerlendirmeyi basitleştirmek amacıyla, veri azaltılmasında otomatik yöntemlerin geliştirilmesiyle ilgili yoğun çalışmalar yapılmıştır.

11.8.1 EEG Spektral Yoğunluğunun Fourier Analizi Yardımıyla Belirlenmesi

Şekil 11.9'da bir EEG işaretinin frekans spektrumu görülmektedir. Bu spektrum, bir bilgisayar yardımıyla FFT kullanılarak elde edilmiştir. Bu metotla yüksek bir frekans çözünürlüğü elde edilmesi istenirse spektral yoğunlukta oldukça büyük ölçüde istatistiksel hata meydana gelir.

11.8.2 Band Geçiren Filtreler Yardımıyla Sürekli Frekans Analizi

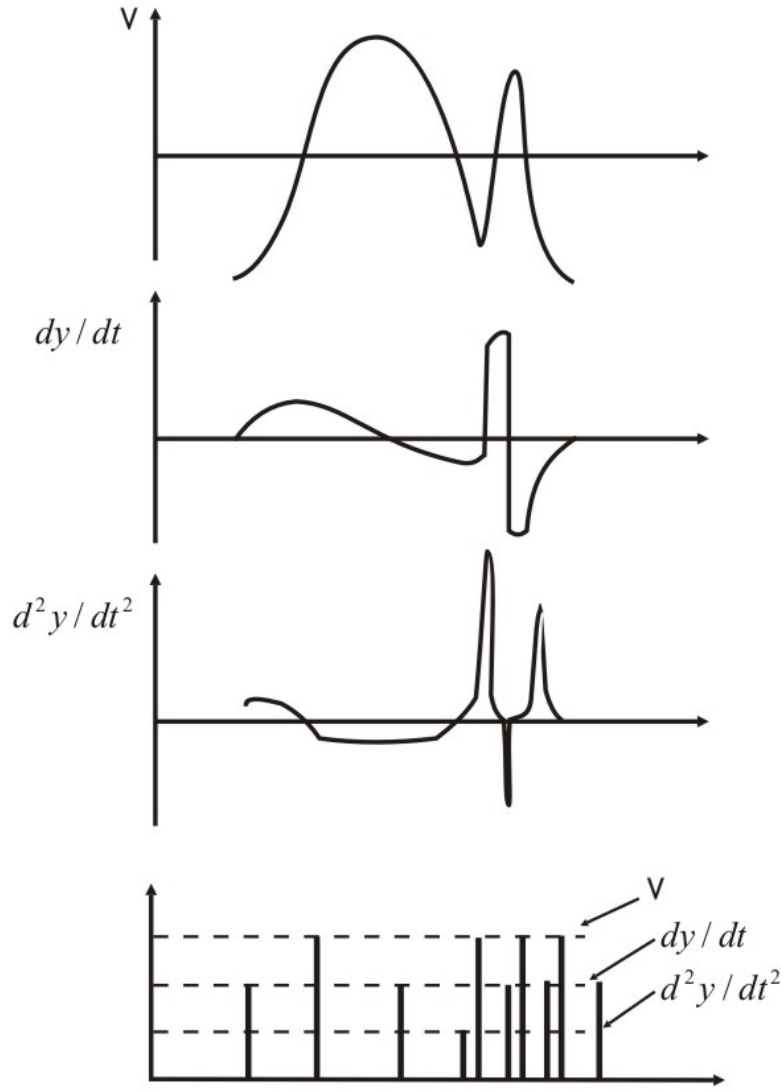
Filtreler yardımıyla, bandlara ayrılmış bulunan EEG işaretlerinin karesi alınır ve zamana göre entegrali alınarak, zamanın fonksiyonu olarak kayıt yapılır (Şekil 11.17). Eğrilerdeki eğimler, o banddaki aktivite ile ilgili bilgiyi kapsarlar. Eğimler arasındaki oranlar, aktivite değişimi hakkında bilgi verir.



Şekil 11.17 Çeşitli bantlardaki EEG işaretleri güç yoğunluğunun zamanla değişimi

11.8.3 Geçiş (Transient) Analizi

EEG işaretlerinde arada sırada, kısa süreli ortaya çıkan dik darbeler (spike) ve karmaşık dalgalar, teşhis açısından önemli bilgiler taşırlar. İşaretten, tanımlanmış kısımları kabaca ayıran basit bir yöntem de, işaretin birinci ve ikinci türevlerini alıp bunların taban hattını kestiği anlarda süreleri belli darbeler oluşturmaktır, (Şekil 11.18). Bu darbeler arasındaki zaman aralıklarının ölçülmesiyle, teşhis için önemli bilgiler elde edilmiş olur. Uyumlu filtreler ve çeşitli örüntü tanıma teknikleri yardımıyla geçiş yerlerinin algılanması yapılabilmektedir.

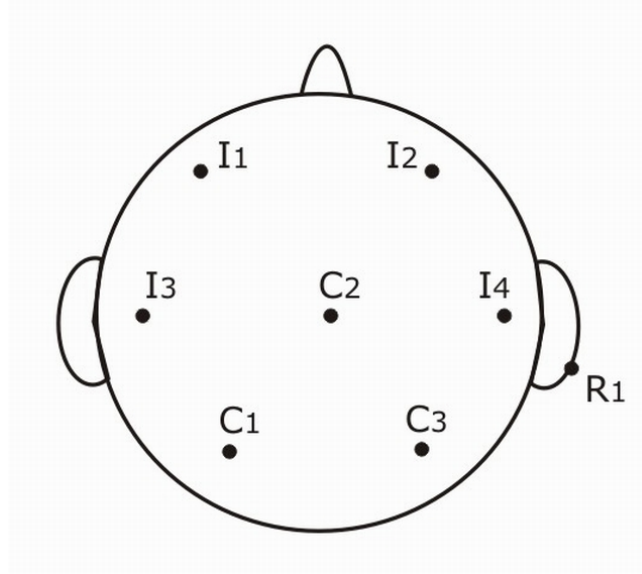


Şekil 11.18 EEG işaretlerinin geçiş (transient) analizi

11.8.4 Bilgisayar Destekli Beyin Elektriksel Aktivitesinin Haritalaması:

EEG işaretinin zamanın fonksiyonu olarak gösteriliş biçiminde, işaretin, kafa üzerinde genlik ve faz bilgileriyle birlikte dağılımını görmek mümkün değildir. Bu eksikliği gidermek üzere, EEG işaretlerinin frekans spektrumu yardımıyla, beyin dalgalarının kafa üzerindeki aktivite haritalarının çıkarılma çalışmaları yapılmaktadır. Beynin elektriksel aktivitesinin haritalanması (Brain Electrical

Activity Mapping), BEAM), EEG işaretlerinin grafik olarak haritalanabileceği nicel verilere dönüştürülmesi işlemidir (Şekil 11.19).



Şekil 11.19 BEAM uygulamalarında elektrotların yerleşimi

Görüntüleme işlemi, kabaca, elektrotlardan alınan işaretlerin, belli frekans bölgelerine karşı düşen belli dalgalarındaki (δ , Θ , α ve β) genliklerinin, uygun veya seçilen renklerle renklendirilmesi şeklinde olmaktadır.

Genelde, EEG haritalama işleminde, elektrotlardan alınan işaretlerin genliklerine karşı düşürülen ve haritalama dışında kullanıcıya nicel olarak da verilebilen parametreler aşağıda açıklanmıştır.

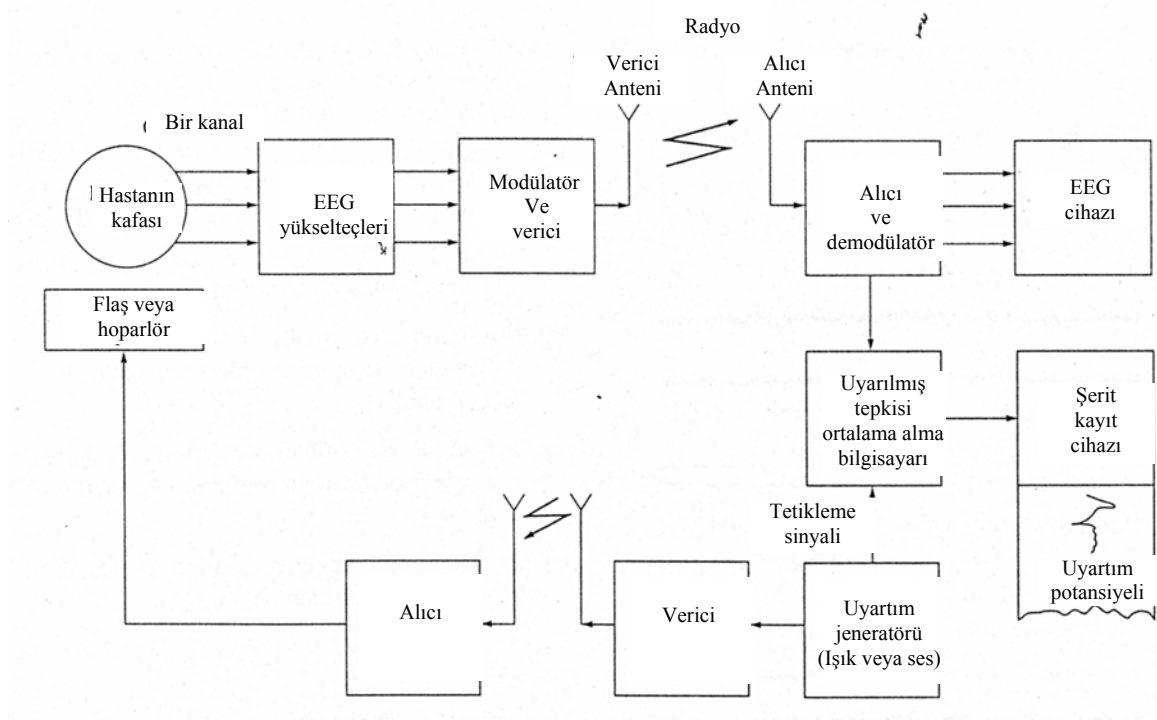
- **a) Ortalama değer (μV):** EEG işaretlerinin güç spektrumunun, seçilen frekans bölgesindeki ortalama güç değerlerinin karekökü olarak tanımlanan μV cinsinden efektif değeri.

- **b) Mutlak güç değeri $P(|a|)$:** Belli bir frekans bandının mutlak güç değeri
- **c) Yüzdesel güç değeri $P(\% a)$:** Belli bir frekans bandındaki gücün, tüm işaret spektrumundaki ortalama güce oranının yüzdesel değeri.
- **d) Form sabiti, rezonans sabiti ($k \%$):** $k = \sqrt{\int (\text{güç spektrumu})^2 / (\int \text{güç spektrumu})^2}$
- **e) Asimetri sabiti: $[L/R \text{ veya } (L-R)/(L+R)]$:** L sol ve R sağ beyin yarım küresinin toplam genliği olmak üzere, beyindeki simetrisizliği gösteren sabit.
- **f) Oransallık, (teta/alfa):** Teta bandı genliğinin alfa bandı genliğine oranı.

11.9 EEG Telemetry Sistemi

- EEG telemetry sistemleri EEG'yi hastanın kafatasından uzakta bir yere kablo kullanmadan transfer etmek için kullanılır. Bu teknik çocuklar ve zihinsel rahatsızlığı olan hastalar için çok kullanışlıdır. Bu sayede küçük çocuklar oyun oynarken ve epilepsi hastaları da aktif oldukları anlarda izlenebilmektedir.

- Bu işlem Genlik Modülasyonu (Amplitude Modulation=AM) ya da Darbe Modülasyonu (Pulse Modulation=PM) kullanılarak yapılarak bilgi uzakta bir yere iletilir. İletildiği noktada, demodüle edilir ve EEG cihazına ve bilgisayara girilir.



Şekil 11.20 EEG telemetri sistemi blok diyagramı

11.10 Beynin Anatomik ve Fizyolojik Parametrelerinin Ölçümünde Kullanılan Cihazlar

- Beynin anatomik ve fizyolojik parametrelerinin ölçümünde kullanılan cihazlar arasında x-ışınlı, ultrasonik ve elektrofizyolojik cihazlar sayılabilir.

- X-ışını beyin ölçümleri arasında serebral anjiyografiyi kraniyal x-ışınlarını ve beyin taramaları sayılabilir.
- Ultrasonik cihazlar, vücut içinden geçen yüksek frekanslı ses dalgaları gönderirler (2,5 MHz'de 1-ms'lik darbeler halinde) ve doku yerini yansıyan dalgalardan tespit ederler. Bu ölçüm ekoensefalografiyi de içerir.

11.10.1 Serebral Anjiyografi

Serebral anjiyografi, beyin yapılarının ve kan damarlarının durumunu bir kontrast ortamı aracılığıyla x-ışınları kullanılarak çıkarıldığı bir tekniktir. Bir atardamara X-ışınlarını engelleyen radyo-opak tanecikler içeren bir sıvı enjekte edilir ve bu sıvı serebrovasküler dallarda yayılır. X-ışını görüntüleri 1 saniye aralıklarla alınır ve bu görüntülerde tıkanıklıklar ve tümörler belirlenebilir.

11.10.2 Kraniyal X-Işınları

Kraniyal x-ışını görüntüleri kranyumun iki boyutlu x-ışını fotoğraflarıdır. Kraniyal x-ışınları kraniyal kemiklerdeki çatlakları ve kırıkları ve bazen de tümör veya tıkanıklıkları tespit etmek için kullanılır.

11.10.3 Bilgisayarlı Eksenel Tomografi (CAT)

CAT, birleştirildiğinde taranan cismin yeniden oluşturulmuş bir temsilini meydana getiren görüntü parçalarının kaydedilmesi ve işlenmesi ile ilgili bir tekniktir. Cismin ince bir tabakası tomografik açıdan (bölüm bölüm) bir ışık sütunu ile taranır.

11.10.4 Ultrasonik Cihazlar

Teşhis amaçlı ultrasonik (ses ötesi) dalga tekniği, x-ışını ve teşhis radyolojisi kadar önemli tıbbi bir gelişmedir. Teşhis amaçlı ses ötesi dalga tekniği daha ileride detaylarıyla anlatılmaktadır.

Teşhis amaçlı ses ötesi dalga tekniğinin prensipleri radar ve sonarın prensiplerine benzerdir. Bütün ultrasonik cihazlar 2,5 Mhz civarında bir frekansta kısa süreli ses dalgaları gönderir. Ses enerjisi bir dönüştürücü (genellikle piezoelektrik tipte) tarafından üretilir ve bir ışın hüzmesi haline getirilerek vücuda yönlendirilir. Geriye dönen yankı bu yankıyı yansıtan dokunun ne uzaklıkta olduğunu belirtir. Yansımalar tepe değerine karşı uzaklık cinsinden görüntülenir ve beyin yapılarının simetrisini gösterir.