

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DERİNLİK ALGISINA EŞLİK EDEN
GÖRSEL UYARTILMIŞ POTANSİYELLER

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı Programı
Doktora Tezi

Ahmet AKAY
Tıp Doktoru

DANIŞMAN
Prof. Dr. Gürbüz ÇELEBİ

İZMİR
2007

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

	(Adı Soyadı)	(İmza)
Başkan (Danışman)	Prof. Dr. Gürbüz Çelebi
Üye	Yard. Doç. Dr. Murat Pehlivan
Üye	Doç. Dr. Ersin Koylu
Üye	Doç Dr. Mustafa Özbek
Üye	Yard. Doç. Dr. Mehmet Engin

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: 20.07.2007

ÖNSÖZ

Neokorteksin % 50'si görsel algılama ile ilgilidir. Ancak, görme ile ilgili spesifik beyin alanları günümüzde hala kesin olarak bilinmemektedir ve yoğun araştırmaların konusudur. Derinlik algısıyla ilgili tutarlı bir teori de henüz ortada yoktur. Bu nedenlerle tez konum olarak derinlik algısını seçtim.

Doktora öğrenciliğim boyunca süren destek, teşvik ve yardımları, yetişmemdeki katkıları nedeniyle, çok uzağında bulunduğum bilim dünyasıyla sayesinde tanıştığım Tez Danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanım olan Sayın Hocam Prof. Dr. Gürbüz Çelebi'ye sonsuz teşekkürü bir borç bilir, kendisine karşı yaşamım boyunca minnet duygusu içerisinde bulunacağımı belirtmekten gurur duyarım.

Teknik konularda yardımını esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerini severek başkaları ile paylaşan Anabilim Dalımız Öğretim Üyesi Sayın Yard. Doç. Dr. Murat Pehlivan'a çok teşekkür ederim.

Görev tutkusu ve Enstitü öğrencilerine karşı iyi niyeti, yardımseverliği kanımca örnek olarak gösterilmesi gereken Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sekreteri Melike Örk Hanıma teşekkür ederim.

İzmir, 20.07.2007

Dr. Ahmet Akay

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	
1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi.....	1
1.2. Derinlik Algısı.....	2
1.3. Rasgele Nokta Stereogramı.....	4
2. GEREÇ VE YÖNTEM	
2.1. Kayıt Sistemi.....	12
2.2. Elektrodlar.....	19
2.3. Deneyler.....	20
3. BULGULAR.....	25
4. TARTIŞMA.....	43
5. SONUÇ.....	47
6. ÖNERİLER.....	48
7. ÖZET.....	49
SUMMARY.....	50
8. KAYNAKLAR.....	51
9. EKLER	
Ek 1. Derinlik Algısına İlişkin Monoküler ve Okülomotor İpuçları.....	56
Ek 2. Uyarılmış Potansiyeller.....	58
Ek 3. Deney Kayıt Formu.....	64
Ek 4. Fototransistörlerin Çalışması.....	65
Ek 5. Analog-Dijital Çevirici.....	68
Ek 6. DasyLab Yazılımı.....	70
10. ÖZGEÇMİŞ.....	73

TABLolar

Tablo 1. Üç deneyde yazdırılan EEG traselerinin sınıflandırılması.....	23
Tablo 2. Otuz deneğin sol hemisfer uyarılmış potansiyellerinde gözlenen derinlik bileşeninin parametreleri.....	26
Tablo 3. Otuz deneğin sağ hemisfer uyarılmış potansiyellerinde gözlenen derinlik bileşeninin parametreleri.....	29
Tablo 4. Sol hemisfer kayıtlarından elde edilen istatistiksel değerler.....	32
Tablo 5. Sağ hemisfer kayıtlarından elde edilen istatistiksel değerler.....	32
Tablo 6. Sol ve sağ hemisfer verilerinden elde edilen istatistiksel değerler.....	33
Tablo 7. Sağ ve sol hemisfer ortalamalarının t-testi ile karşılaştırılması.....	40
Tablo 8. Cinsiyet ve dominant göz gruplarına göre sol hemisfer ortalama değerleri.....	41
Tablo 9. Cinsiyet ve dominant göz gruplarına göre sağ hemisfer ortalama değerleri.....	41
Tablo 10. Sol hemisfer ortalamalarına uygulanan Mann-Whitney U testinin sonuçları.....	42
Tablo 11. Sağ hemisfer ortalamalarına uygulanan Mann-Whitney U testinin sonuçları.....	42

ŞEKİLLER

Şekil 1. Nesnelere arasındaki uzaklık nedeniyle retinalarda ortaya çıkan yatay eşitsizlik.....	4
Şekil 2. Stereoskop.....	5
Şekil 3. Stereoskoplu bir deney düzeneği.....	5
Şekil 4. RDS patern çifti.....	6
Şekil 5. RDS patern çiftinin oluşturulması.....	7
Şekil 6. Sabit bir noktaya göre öndeki ve arkadaki noktaların retinal görüntüleri.....	8
Şekil 7. Aynalı deney düzeneği.....	9
Şekil 8. Aynalı deney düzeneğiyle intrakraniyal kayıt.....	9
Şekil 9. SIRD paterni ve algılanan görüntüsü.....	10
Şekil 10. Kayıt sistemi.....	13
Şekil 11. Fototransistör.....	13
Şekil 12. Görüntü monitörünün alt köşelerine yerleştirilmiş olan fototransistörler...	14
Şekil 13. Fototransistörün dış ortamdan yalıtılması.....	15
Şekil 14. Tetikleme devresi.....	15
Şekil 15. Birinci ve ikinci deneyde kullanılan paternler.....	16
Şekil 16. Üçüncü deneyde kullanılan paternler.....	17
Şekil 17. İki kanallı kayıt sistemi.....	18
Şekil 18. EEG kayıt noktaları.....	20
Şekil 19. Birinci deneyden elde edilen ortalama grafikleri.....	33
Şekil 20. Şekil 19'daki grafiklerin üst üste bindirilmiş durumu.....	34
Şekil 21. Derinlik algısına özel bileşenin ortaya çıktığı deneklerde görülen diğer bileşenler.....	34

Şekil 22. Derinlik algısına özel bileşenin görülmediği bir denekte ortaya çıkan bileşenler.....	35
Şekil 23. Derinlik algısına özel bileşenin görülmediği bir diğer denekte ortaya çıkan bileşenler.....	36
Şekil 24. İkinci deneyden elde edilen ortalama grafikleri.....	36
Şekil 25. Birinci ve ikinci deneyden elde edilen ortalama grafiklerinin üst üste bindirilmiş durumu.....	37
Şekil 26. Derinlik algısına özel bileşenin ortaya çıktığı deneklerin ikinci deneylerinde görülen bileşenler.....	38
Şekil 27. Üçüncü deneyden elde edilen ortalama grafikleri.....	39
Şekil 28. Üçüncü deneyde gözlenen bileşenler.....	39
Şekil 29. EEG aktivitesi içinde gömülü uyartılmış potansiyel.....	58
Şekil 30. Oksipital bölgeden elde edilen görsel uyartılmış potansiyel.....	59
Şekil 31. Görsel uyartılmış potansiyelin bileşenleri.....	60
Şekil 32. Bir bilgisayarlı klasik kayıt sistemi.....	60
Şekil 33. İki video işlemcili kayıt sistemi.....	61
Şekil 34. Averaj alma yöntemiyle uyartılmış potansiyelin ortaya çıkartılması.....	62
Şekil 35. Ekranda A paterni varken monitörün sol alt köşesindeki durum.....	65
Şekil 36. Ekranda A paterni varken monitörün sağ alt köşesindeki durum.....	66
Şekil 37. Ekranda B paterni varken monitörün sağ alt köşesindeki durum.....	66
Şekil 38. Ekranda B paterni varken monitörün sol alt köşesindeki durum.....	67
Şekil 39. Analog-dijital çevirici aygıtın bölümleri.....	68
Şekil 40. Örneklem ve kuantalama aralıklarının önemi.....	69
Şekil 41. DasyLab yazılımının kullanıcı arabirimi.....	71
Şekil 42. Bir deneyin sonundaki ekran görüntüsü.....	72

GİRİŞ

1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi

Primatlarda en gelişmiş ve o oranda da karmaşık olan duyu sistemi görsel sistemdir. Görme duyusunun siyah-beyaz görme, renk görme (ki insandan daha aşağı primatlarda olup olmadığı kesin olarak bilinmemektedir) ve derinlik görme (üç boyutlu görme) gibi bileşenleri vardır. Siyah-beyaz görme ve renk görme üzerinde çok sayıda anatomik, biyokimyasal, fizyolojik ve elektrofizyolojik çalışma yapılmıştır. Derinlik görme konusunda da oldukça fazla araştırma yapılmış olmasına (16, 29) karşın, görmenin bu bileşeninin elektrofizyolojisi iyi bilinmemektedir (12, 16, 27, 29, 31, 34). Diğer taraftan, derinlik algısının sinirsel substratı görme fizyolojisinin en karmaşık konularından biridir (22).

Derinlik görme optik alanları çakışan hayvanlarda yakın nesnelere uzaklık tayin edicisi olarak işlev yapar. Derinlik algısının birçok ipucu olmasına karşın en güvenilir ve en önemli olanı stereo görme (stereopsis)'dir. Bu algı gözlerden her birine farklı ve uygun biçimde hazırlanmış görüntüler gösterilerek uyandırılabilir. Söz konusu görüntü çiftine *stereoçift* veya *stereogram* denir. Gözlere stereogram uygulamanın çeşitli yöntemleri geliştirilmiştir. Küçük görüntülerle derinlik algısı yaratılması 1840'lardan beri insanları büyülemiştir. Otostereogram'ın icadı ile 1990'larda, bu alana hala kısmen devam eden yaygın, fakat kısa süreli bir ilgi doğmuştur. Stereopsis aynı zamanda havadan çekilen fotoğrafların yorumlanması ve yeryüzü hareketlerinin incelenmesi gibi teknolojik alanlarda da uygulama bulmuştur. Ramón y Cajal ve Béla Julesz'in çalışmaları sonunda geliştirilen (4, 20) ve *rasgele nokta stereogramı* (random-dot stereogram - RDS) adı verilen görsel desenlerin uyaran olarak kullanılması ile derinlik algısını araştıran fizyoloji çalışmaları hız

kazanmıştır (15). Ancak, RDS paternleri kullanılarak yapılan derinlik algısı ile ilgili elektrofizyolojik çalışmalarının sayısı sınırlıdır.

Bu çalışmada derinliği algılama esnasında ortaya çıkması beklenen görsel uyarılmış potansiyelleri (GUP) yazdırmak için uyarıcı olarak *single image random dot stereograms* (tek görüntü rasgele nokta stereogramları) kullanılmıştır. İleride açıklanacağı gibi bu stereogram paternleri RDS paternlerinden biraz farklı bir biçimde hazırlanır ve uygulanır.

Çalışmamızda kullanılan kayıt sistemi ortalama teknik bilgiye sahip bir araştırmacının kendisinin kurup çalıştırabileceği düşük maliyetli basit bir kayıt sistemidir.

Bu çalışmada gerçekleştirilen deneylerin ayrıntılarına geçmeden önce derinlik algısı hakkındaki mevcut bilgileri ve bu bilgi birikiminin tarihsel gelişimini gözden geçirmek yararlı olacaktır.

1.2. Derinlik Algısı

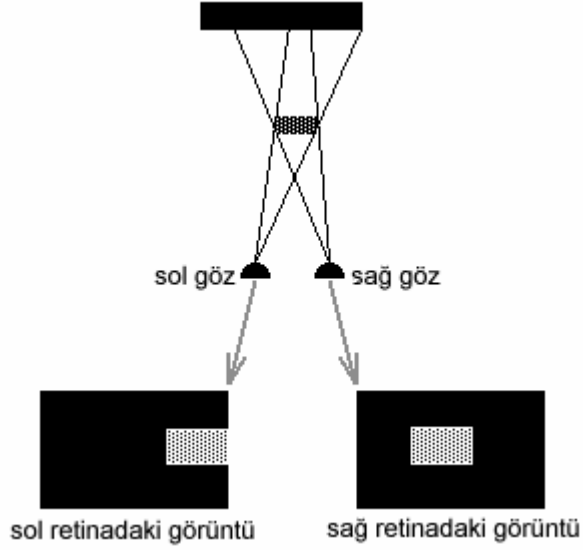
İki boyutlu retinal görüntünün üç boyutlu bir görüntüye dönüştürülmesine *derinlik algılaması* denir. Merkezi sinir sisteminde bu işlev farklı mekanizmaların birlikte çalışması ile gerçekleşir. Bu mekanizmalar derinlik bilgisinin kullanılmadığı *monoküler* ipuçlarından, okülomotor sistemden sağlanan *okülomotor* ipuçlarından ve derinlik bilgisi içeren *binoküler* ipuçlarından yararlanır. Bu konulara Ek 1’de daha ayrıntılı olarak yer verilmiştir.

Yakındaki nesnelerin uzaklığını algılamak için monoküler ipuçlarına ek olarak binoküler ipucuna da gereksinim vardır. *Stereoskopik görme* (stereovision, stereopsis) her iki gözün aynı anda kullanılması ile gerçekleşir. Popülasyonda, şaşılık

(strabismus) ve başka nedenlerle stereoskopik görme yetisi olmayanlara % 5-10 oranında rastlanır ve bunlara *stereoblind* denir.

Farklı uzaklıktaki nesnelere sağ ve sol göz retinalarında farklı görüntülerin oluşmasına (Şekil 1) ve görme merkezine farklı bilgilerin gitmesine neden olur. Buna *yatay eşitsizlik* (horizontal disparity) denir ve nedeni sağ ve sol göz arasındaki yatay uzaklıktır. Bu eşitsizlik durumu, görsel girdiler daha primer görme merkezine ulaşmadan, talamustaki *nucleus geniculatum laterale*'de (lateral genikülat nükleüs – LGN) ortaya çıkar, çünkü sağ ve sol gözden gelen retinal görüntüler ilk kez burada birbirleri ile çakışır (5, 40).

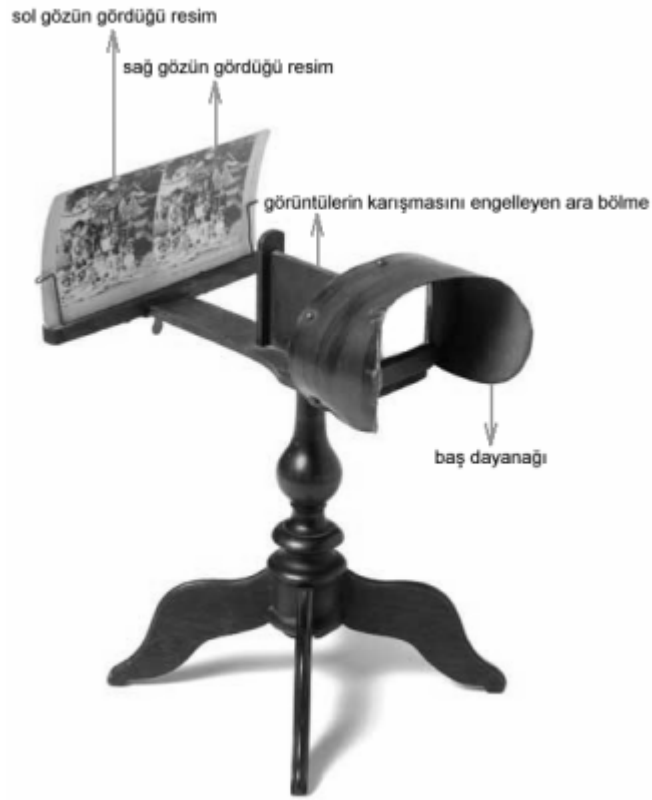
Merkezi sinir sisteminde bu dispariteye duyarlı nöronların bulunduğu başlıca bölge primer görme alanı olan V1'de (Broadmann 17) olmakla birlikte (7) dispariteye duyarlı nöronlar V2 (Broadmann 18), V3 (Broadmann 19) görme alanlarında ve mediyal superiyor temporal (MST) ve mediyal temporal (MT) alanlarda da mevcuttur, yani derinlik algısı ağırlıklı olarak dorsal yolda işlenir (16, 22, 40). Örneğin, makak maymunları ile yapılan çalışmalarda dispariteye duyarlı nöronların dorsal yolda bulunduğu anlaşılmıştır (37). Öte yandan, pariyetal asosiyasyon korteksinde (33) ventral yola dahil olan V1, V2, V4 alanlarında (10) ve inferiyor temporal kortekste de (19) dispariteye duyarlı nöral yapılar olduğu bilinmektedir. Şu halde derinlik algısı hem “nerede” bilgisinin işlendiği dorsal, hem de “ne” bilgisinin işlendiği ventral yolda işlenmektedir (22). Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) ile yapılan çalışmalar da ventral yolun derinlik algısına olan katkısını desteklemektedir (17, 23, 32). Fakat retinal dispariteye duyarlı nöronların yoğun olarak bulunduğu alanlar V1, V2 alanlarıdır (3, 9, 14, 30).



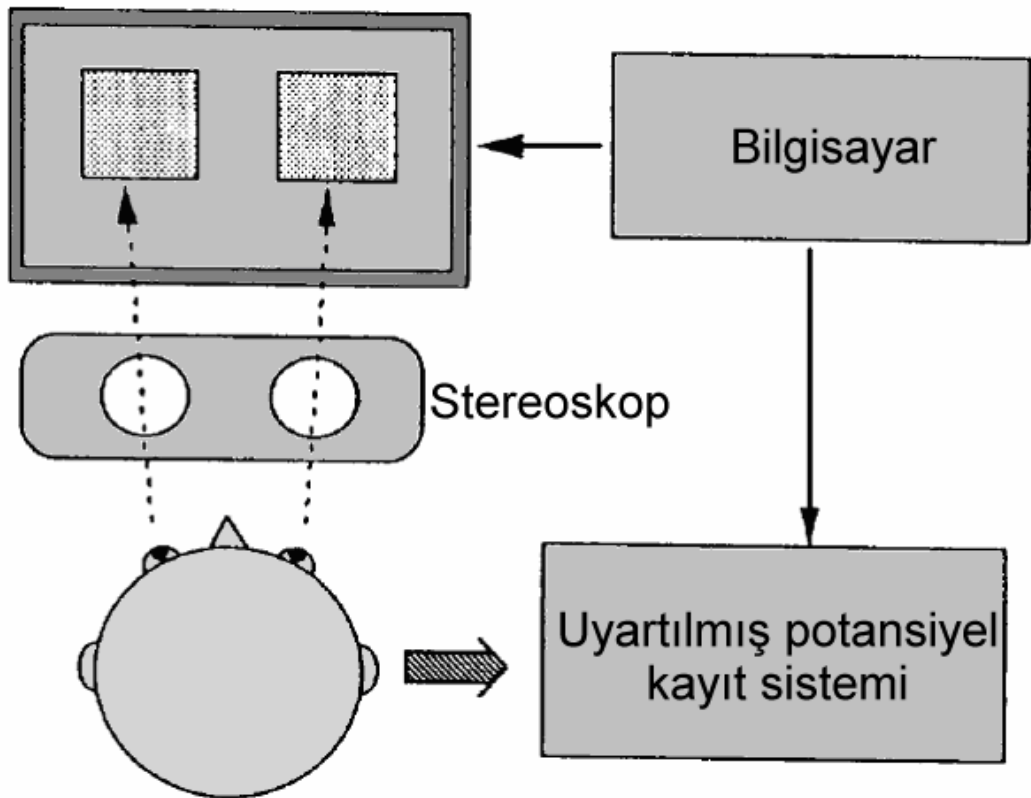
Şekil 1. Nesnelere arasındaki uzaklık nedeniyle retinalarda oluşan farklı görüntüler.

1.3. Rasgele Nokta Stereogramı

Stereoskopik görme terimine ilk kez Leonardo da Vinci'nin el yazmalarında rastlanmıştır. İngiliz bilim adamı Charles Wheatstone ise (1802-1875) 1838'de Şekil 2'de görülen *stereoskop* aygıtını kullanarak disparite oluşturulmuş resim çiftleriyle üç boyutlu görmeyi yapay olarak gerçekleştirmiştir (38). Resim çiftine stereoskop ile bakıldığında sol gözün retinasında oluşan soldaki resmin görüntüsü ile sağ gözün retinasında oluşan sağdaki resmin görüntüsü görme merkezinde tek bir resim olarak algılanmakta (füzyon gerçekleşmekte) ve resimler arasındaki yatay disparite nedeniyle derinlik algısı ortaya çıkmaktadır. Stereoskop günümüzde derinlik algısı araştırmalarında kullanılan bir aygıttır. Şekil 3 stereoskopun kullanıldığı bir deney sistemini göstermektedir.



Şekil 2. Stereoskop.



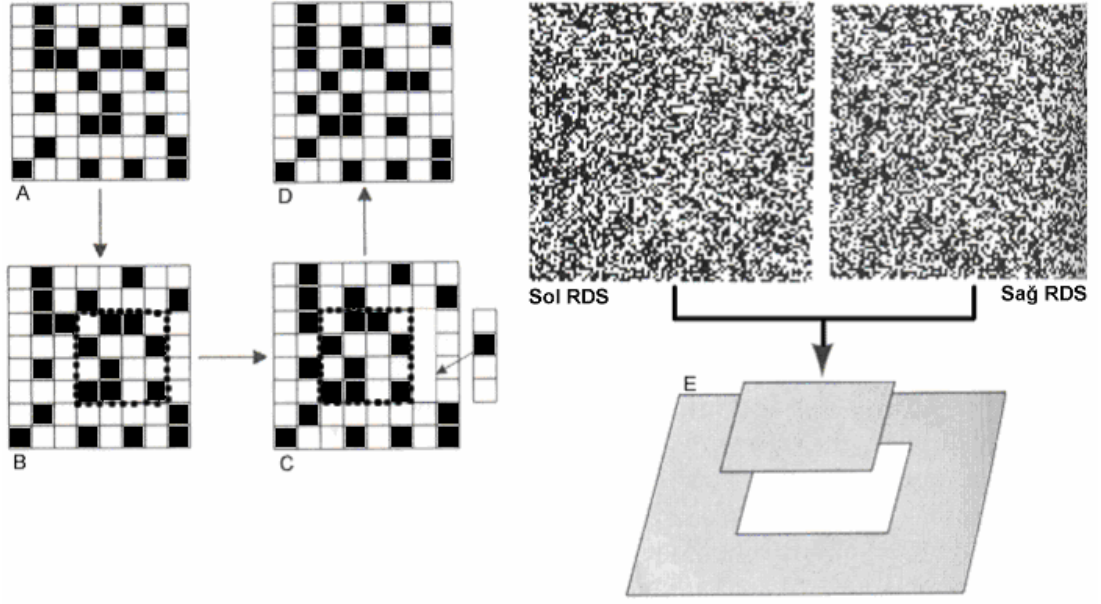
Şekil 3. Stereoskop kullanılan bir deney düzeneği.

Diğer taraftan, Julesz, derinliği algılamak için dispariteden başka hiçbir ipucuna gerek olmadığını kanıtlamak amacıyla *rasgele nokta stereogramı* (random-dot stereogram - RDS) adını verdiği ve bir örneği Şekil 4'te görülen patern çiftlerini geliştirmiştir (2, 4, 21, 22).



Şekil 4. Julesz'in buluşu olan RDS patern çifti.

Şekil 4'teki RDS patern çiftlerinde derinlik algısına yol açması beklenen alanlar Şekil 5'te kenarları noktali çizgi ile gösterilen karelerdir. Görüldüğü gibi bu karelerin (ve dolayısıyla bunlar içinde kalan rasgele noktaların) sağ ve sol paternlerdeki yatay konumları farklıdır. İki paternde, söz konusu karelerin dışında kalan alanlardaki rasgele noktalar ise aynı koordinatlara sahiptirler. Patern çiftine bir stereoskopla bakıldığında, beyinde füzyonun gerçekleşmesiyle birlikte yatay konumları farklı olan noktalar görme merkezi tarafından fark edilir ve bu farkla orantılı bir derinlik algısı ortaya çıkar (Şekil 5).

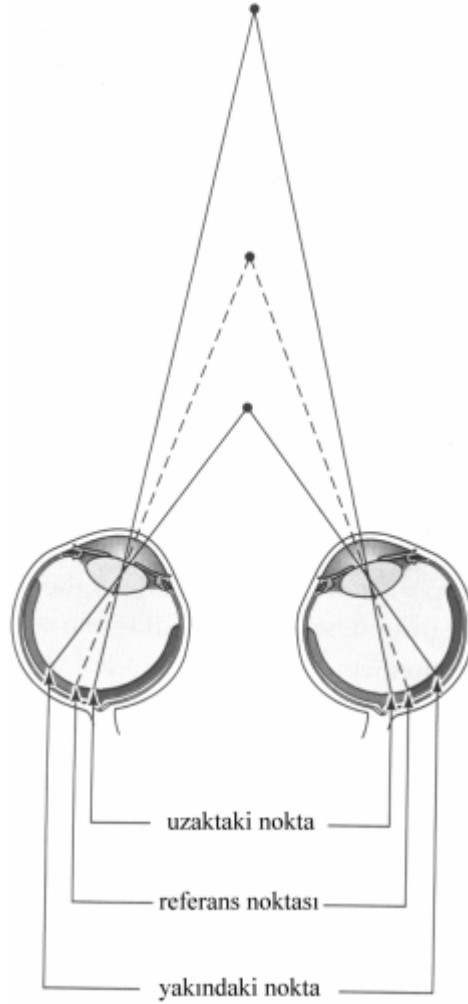


Şekil 5. RDS patern çiftinin oluşturulması.

Şekil 5 RDS patern çifti oluşturmanın evrelerini göstermektedir. Önce paternin her tarafı rasgele noktalarla doldurulur. Bu *sol patern* olacaktır (Şekil 5A). Daha sonra sol paternin bir kopyası çıkarılır ve içinde gizlenecek olan şekil (örneğin, bir kare) saptanarak, şekli oluşturan noktalarla birlikte yatay doğrultuda biraz sola kaydırılır (Şekil 5B). Sola kaydırılan karenin sağında kalan boşluk tekrar rasgele noktalarla doldurulur (Şekil 5C). Elde edilen son patern (Şekil 5D) *sağ patern* olarak kullanılır. Böylece RDS patern çifti elde edilmiş olur. Bu RDS patern çiftine bir stereoskop ile bakıldığında patern zemininden daha önde (yakında) bir kare görülür (Şekil 5E).

Eğer Şekil 5B'deki işlemde kare yatay doğrultuda sola değil de sağa kaydırılırsa, stereoskopla bakıldığında Şekil 5E'dekinin aksine kare, zeminden daha arkada (derinde) algılanır (Şekil 6). Referans noktasına göre daha önde olan bir noktanın algılanması için gözler konverjans yapar ve retinada *kesişen disparite* (crossed disparity) ortaya çıkar. Referans noktasına göre daha arkada olan bir

noktanın algılanması için ise gözler diverjans yapar ve sonuçta *kesişmeyen disparate* (uncrossed disparity) meydana gelir (Şekil 6).



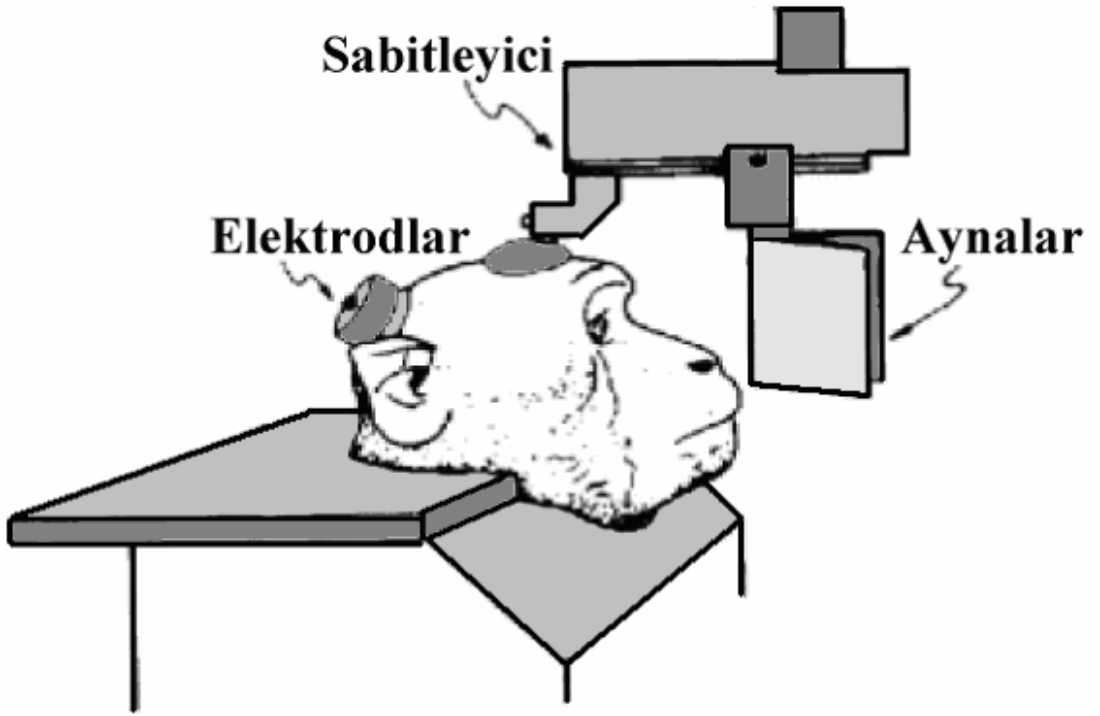
Şekil 6. Sabit bir noktaya (RDS'deki patern düzlemine) göre öndeki ve arkadaki noktaların retinal görüntüleri.

RDS patern çiftlerinin kullanıldığı derinlik algısı deneylerinde stereoskop kullanma gereksinimini ortadan kaldırarak daha elverişli bir derinlik uyarını sağlayan aynalı sistem şematik olarak Şekil 7'de gösterilmiştir.



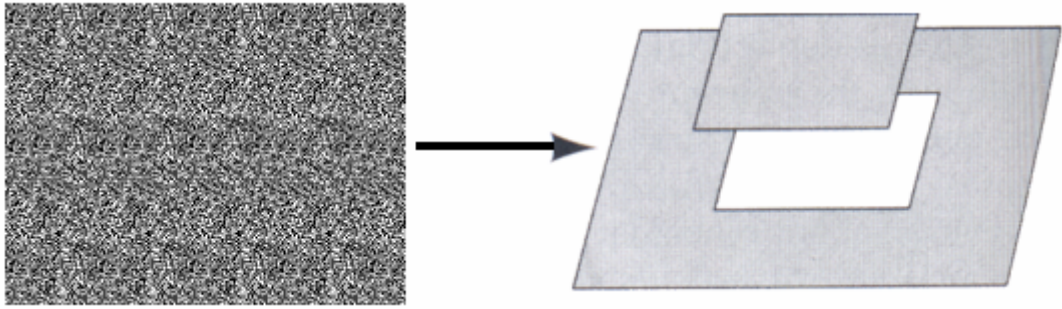
Şekil 7. Stereooçiftin aynalı bir düzencele deneye gösterilmesi.

Yukarıda sözü edilen aynalı sistem Şekil 8’de görüldüğü gibi maymunlara da uygulanmış ve derinlik algısına eşlik eden intrakraniyal yanıtlar yazdırılmıştır (39).



Şekil 8. Maymunlarda kullanılan intrakraniyal kayıt sistemi.

Sonraları Chris W. Taylor (1979) sadece tek bir paterne bakıldığında derinlik algısı uyandıran bir bilgisayar programı yazmıştır (12). Bilgisayarla üretilen ve *single image random-dot stereogram* (SIRDS, SIRD) adı verilen bu patern stereoskop kullanma gereksinimini ortadan kaldırır. Şekil 9 böyle bir SIRD paternini göstermektedir.



Şekil 9. SIRD paterni ve algılanan görüntüsü.

Otostereogram da denilen SIRD'in fikir babası olan İngiliz bilim adamı David Brewster'dır (1781-1868). Brewster yineleyen desenli duvar kağıtlarına dikkatle bakarken konverjans-diverjans çabalarıyla bu desenlerin füzyonunu beyinde gerçekleştirdiğinde farklı derinlikte iki zemin algıladığını bildirmiştir (12).

Bilgisayar programları aracılığıyla oluşturulan SIRD paternleri Brewster'in gözlemlerine dayanır, yani paternde gizlenecek şekil ya da nesneye yatay eksen boyunca yineleyen kaydırmalar yapılarak SIRD paterni elde edilmektedir. Örneğin, Şekil 9'daki SIRD paternine dikkatle bakıldığında dört kez yinelendiği fark edilecektir.

SIRD paterninde gizlenen şeklin görülmesi ve derinlik algısının elde edilmesi, yine Brewster'ın açıklamasına göre sağ ve sol gözün konverjans-diverjans çabalarını gerektiren ve öğrenilmesi gereken bir süreçtir. Bazı kişiler saniyeler içinde füzyon

işlemini gerçekleştirebilirken, *stereoblind* olmadığı halde bunu hiç başaramayanlar da vardır.

Bu çalışmada da derinlik algısına eşlik eden beyin aktivitesini (görsel uyartılmış potansiyel – GUP) araştırmak için uyaran olarak rasgele nokta stereogramları (SIRD) kullanılmıştır. SIRD paternlerinin stereoskoplarla kullanılan RDS patern çiftlerine göre olumsuz yanı, bunların *öğrenilmesi* gerektiğidir. Bazen de öğrenildiği halde görülemeyebilirler.

Bu çalışmada yazdırılması hedeflenen görsel uyartılmış potansiyellerin (GUP) temeli, yazdırma ve analiz yöntemleri Ek 2’de daha ayrıntılı olarak anlatılmıştır. Ancak burada kullanılan kayıt sistemi bilinen GUP kayıt sistemlerinden (Ek 2) biraz farklıdır. Kayıt sistemimizde ek donanım özellikleri taşımayan iki adet ucuz bilgisayar kullanılmıştır. Bilgisayarlardan biri paternleri (görsel uyaran) oluşturup görüntü monitöründe göstermek, diğeri de uyardan sonraki yaklaşık 500 ms süresince kafa derisinden beyin aktivitesini (elektroansefalogram - EEG) yazdırmak amacıyla kullanılmıştır.

Bu çalışmanın ileride anlatılacak olan üç tip deneyinden her birinde ikişer farklı uyaran paterni kullanılmıştır. Uyarının (paternin) değişme anı ile kayıt bilgisayarının tetiklenme anı arasında eş zamanlılık (senkronizasyon) sağlamak için görüntü monitörünün sağ ve sol alt köşelerine birer fotodedektör yerleştirilmiştir. Patern değişikliklerini algılayan bu fotodedektörler aynı anda bir tetikleme devresi üzerinden bir analog/digital çeviriciyi (analog to digital converter - ADC) devreye sokarak EEG sinyalini dijital bir sinyale çevirir. Fotodedektör sinyali aynı zamanda, o anda alınan EEG sinyalini bilgisayardaki iki kayıt kanalından birine yönlendirir.

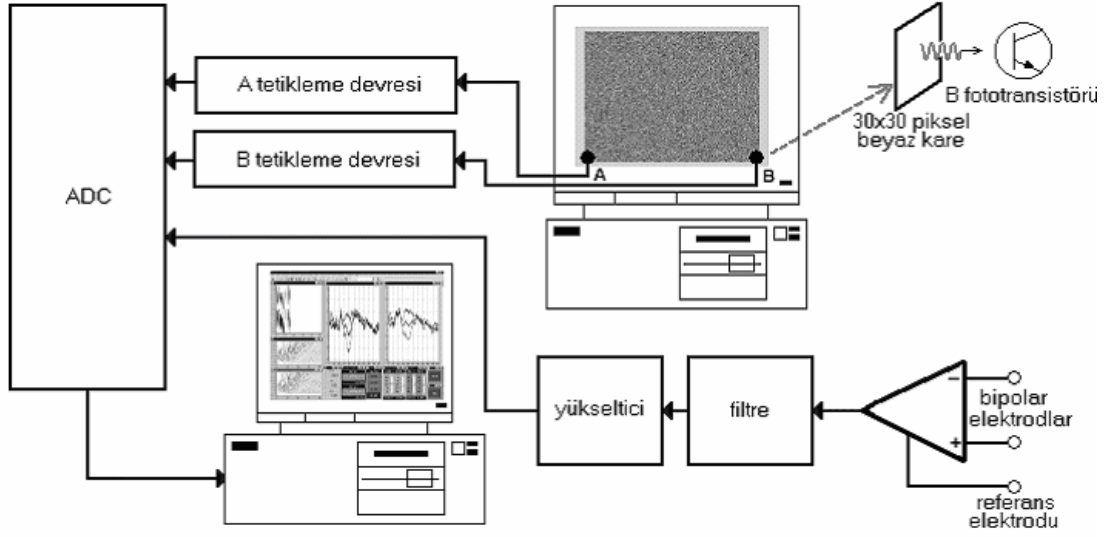
GEREÇ VE YÖNTEM

Görsel uyartılmış potansiyeller 22-47 yaşları arasında (yaş ortalaması $31,03 \pm 6,94$) 34 erişkin denekten yazdırılmıştır. 19'u kadın (yaş ortalaması $32,63 \pm 6,41$), 15'i erkek (yaş ortalaması $29,00 \pm 7,26$) olan denekler için Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan 21.04.2006 tarih ve 06-3.1/6 sayı ile onay alınmıştır. Denekler için doldurulan formun bir örneği Ek 3'te verilmiştir. Deneklerin deneylere alınması için aşağıdaki kriterler göz önünde tutulmuştur:

- 1- Nörolojik ya da psikolojik bir patolojisinin bulunmaması.
- 2- Strabismus gibi derinlik algısına engel bir sorununun olmaması.
- 3- Lens, gözlük gibi kırma kusurlarını düzeltici bir cihaz kullanmaması.

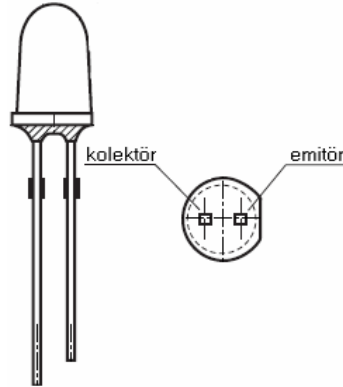
2.1. Kayıt Sistemi

Tüm deneyler, elektrostatik (Faraday kafesi) ve kısmen akustik gürültüden izole edilmiş bir oda içinde gerçekleştirilmiştir. İzole odaya deneğin oturacağı rahat bir koltuk ile koltuğun karşısına ve deneğin baş hizasına gözlerden 40-50 cm uzağa görüntü monitörü yerleştirilmiştir (5). Şekil 10'da blok şeması verilen kayıt sisteminin diğer ögeleri kayıt odasının dışına yerleştirilmiştir.



Şekil 10. İki bilgisayarlı GUP kayıt sistemi.

Fotodedektörlerde 5 mm çaplı *lamba tipi fototransistörler* kullanılmıştır (Şekil 11). Oda sıcaklığında fototransistör, üstüne ışık düştüğünde 5 mikrosaniye sonra ilettime geçmektedir. Bu nedenle senkronizasyon için yeterince hızlı oldukları kabul edilebilir.



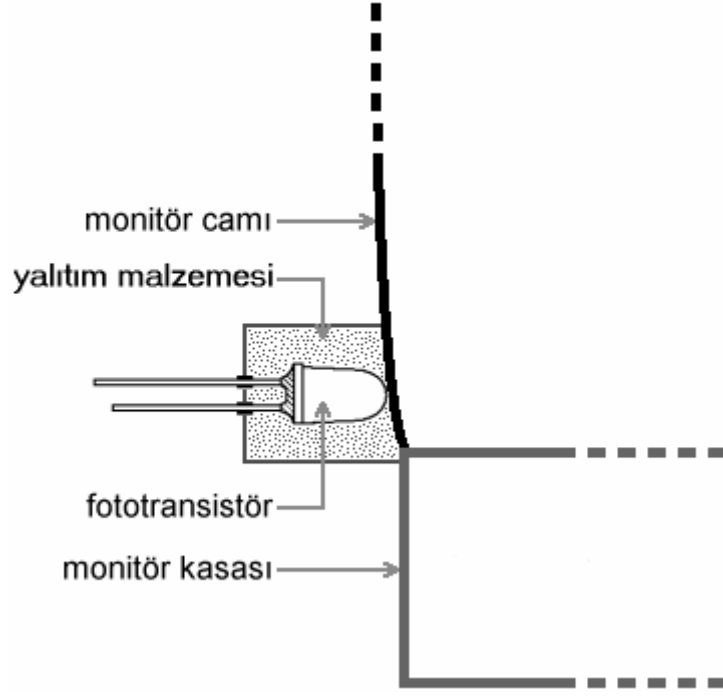
Şekil 11. Lamba tipi fototransistör.

Görüntü monitörünün sağ ve sol alt köşelerine sabitlenen fototransistörlerin, çevredeki ışıktan etkilenmeksizin sadece görüntü monitöründeki ışık değişikliklerine

duyarlı olmalarını sağlamak için dışları siyah silikonla kaplanarak ortam ışığından izole edilmişlerdir (Şekil 12 ve Şekil 13).

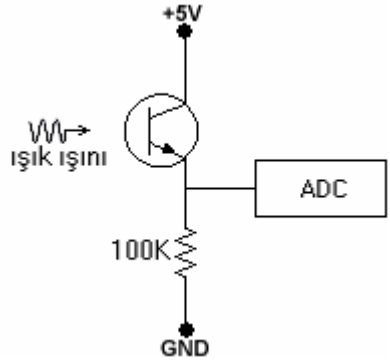


Şekil 12. Görüntü monitörünün alt köşelerine yerleştirilmiş olan fototransistörler.



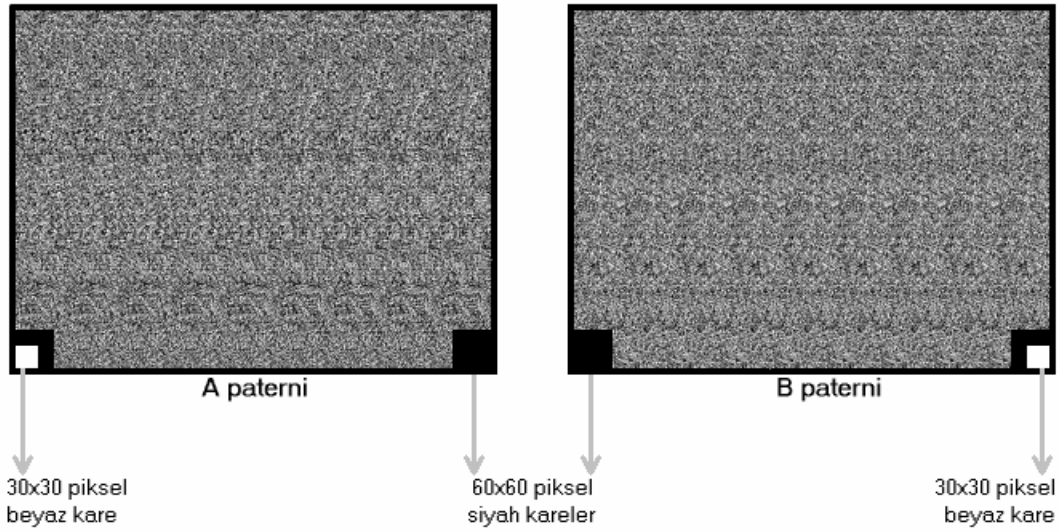
Şekil 13. Fototransistörün dış ortandan yalıtılması.

Fototransistör dinlenme durumunda iken tetikleme devresinin çıkışında 0 volt (lojik "0") vardır ve bu nedenle ADC aygıtı bekleme konumundadır. Görüntü monitöründeki ışık şiddeti arttığında fototransistör iletme geçer ve tetikleme devresinin çıkışı +5 volt (lojik "1") olur. Bu da ADC aygıtını tetikleyerek EEG kaydını başlatır (Şekil 10 ve Şekil 14).



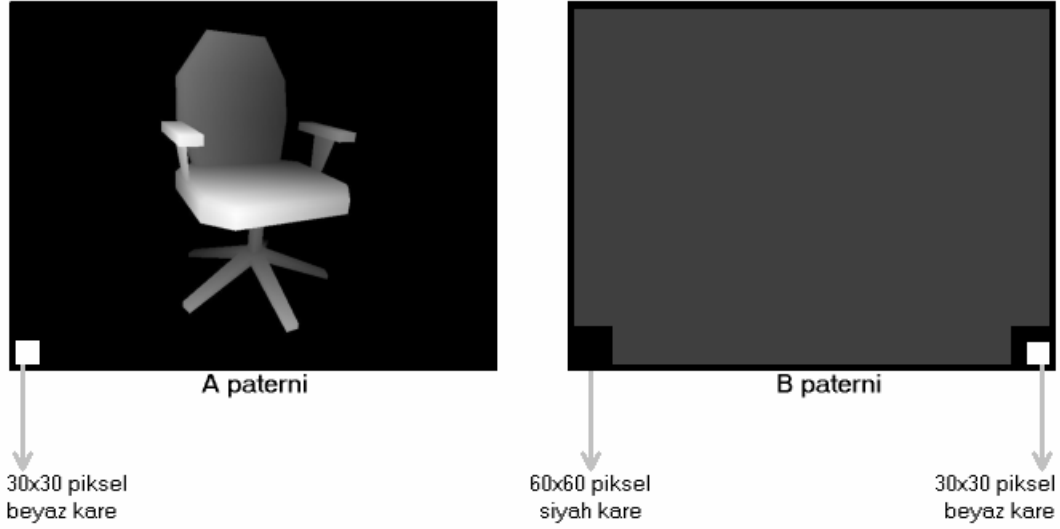
Şekil 14. Tetikleme devresi.

Bir görüntü-sunum (slide-show) programı aracılığıyla görüntü monitöründe ardışık olarak gösterilmek üzere iki adet patern oluşturulmuştur. Retinada kesişen disparite oluşturacak şekilde derinlik bilgisini içeren A paterni sol alt köşedeki A fototransistörünü tetikleyerek o andaki EEG sinyalinin A kanalına kaydedilmesini sağlar (Şekil 10, Şekil 15). Ekranı derinlik bilgisi içermeyen B paterni geldiğinde ise sağ alt köşedeki B fototransistörü tetiklenir ve o andaki EEG sinyali B kanalına yazdırılır (Şekil 10, Şekil 15). A ve B paternlerinin lüminans değerleri (toplam ışık şiddeti) eşit tutulmuştur. Bu iki patern biraz ileride anlatılacak Deney 1 ile Deney 2’de kullanılmıştır.



Şekil 15. Soldaki derinlik bilgisi olan A paterni ve sağdaki disparitesiz B paterni birinci ve ikinci deneylerde kullanıldı.

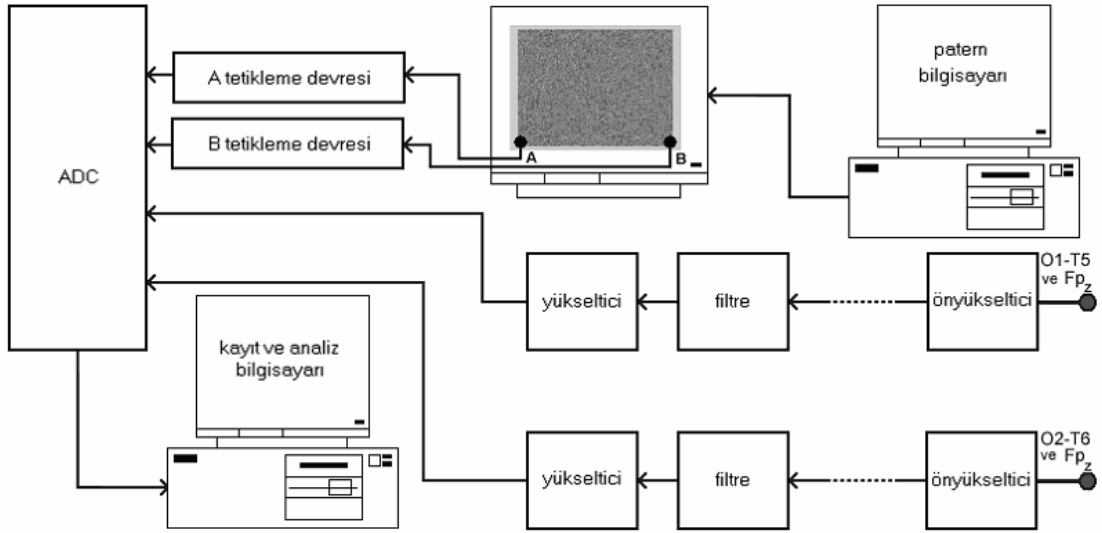
Aynı yöntemle, Deney 3’te kullanılmak üzere iki patern daha hazırlanmıştır (Şekil 16). İki paternin lüminanslarını yaklaşık olarak birbirine eşitlemek için B paterninin rengi siyah-gri arasında seçilmiştir. Patern gösterimi ile fototransistörün durumu arasındaki ilişkiler Ek 4’te ayrıntılı olarak anlatılmıştır.



Şekil 16. Üçüncü deneyde kullanılan A ve B paternleri.

Görsel uyarılmış potansiyel kayıtlarında kullanılan yükselticilerin (amplifikatörlerin) EEG sinyalinin genliğini en az 10,000 kez yükseltmesi gerektiğinden (6), çalışmada genlik kazancı olarak 20,000 kullanılmıştır. Bu kazancı elde etmek için ön yükseltici (headstage) $10\times$ 'e, yükseltici $2000\times$ 'e ayarlanmıştır.

Kayıt elektrotları giriş empedansı $10\text{ M}\Omega$ olan iki adet diferansiyel ön yükselticiye (Dagan Corporation, Model 4001) bağlanmıştır. Ön yükselticilerin deneğe mümkün olduğunca yakın bir konumda olmalarını sağlamak için deneğin koltuk sırtlığına sabitlenmiş topraklı metal bir kutu içine yerleştirilmişlerdir. Ön yükseltici çıkışları, giriş empedansları $1\text{ M}\Omega$ olan diferansiyel yükselticilere (Dagan Corporation, Model EX4-400) bağlanmıştır. Ön yükselticiler, yükselticilere bant geçiren aktif filtreler üzerinden bağlanmıştır. Filtrelerin alt kesim frekansı 0.1 Hz , üst kesim frekansı 300 Hz olarak seçilmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. İki kanallı EEG kayıt sisteminin blok diyagramı.

Yükseltici çıkışlarındaki analog sinyaller 12 bit çözünürlüklü bir ADC aygıtı (Advantech PCL-818HGL) ile dijital sinyallere dönüştürülmüştür. Sinyal örnekleme hızı 1000/s seçilmiştir. ADC aygıtının özellikleri Ek 5’te anlatılmıştır.

Paternleri üretmek için Windows XP® işletim sistemli, Intel® Celeron 500 MHz CPU, 256 MB RAM bellek donanımlı, görüntü arabirimi S3 Trio 3D/2X olan bir bilgisayar kullanılmıştır.

Görüntü monitörü olarak 15” 0,28 mm dp SVGA, 800x600 piksel çözünürlüğünden bir monitör kullanılmıştır. Monitörün zıtlık (kontrast) ve aydınlık (lüminans) değerleri maksimumda tutulmuştur. Fototransistörlerin rasgele tetiklenmelerini önlemek amacıyla ekran yenileme hızını olabildiğince yüksek tutmak için donanımın izin verdiği en yüksek değer olan 85 Hz seçilmiştir. Bu ayarlar kullanılarak yapılan hazırlık çalışmalarında hatalı bir tetiklenme görülmemiştir.

Kayıt ve analiz işlemleri için Windows XP® işletim sistemli, Intel® Celeron 1800 MHz CPU, 512 MB RAM bellek donanımlı bir bilgisayar kullanılmıştır.

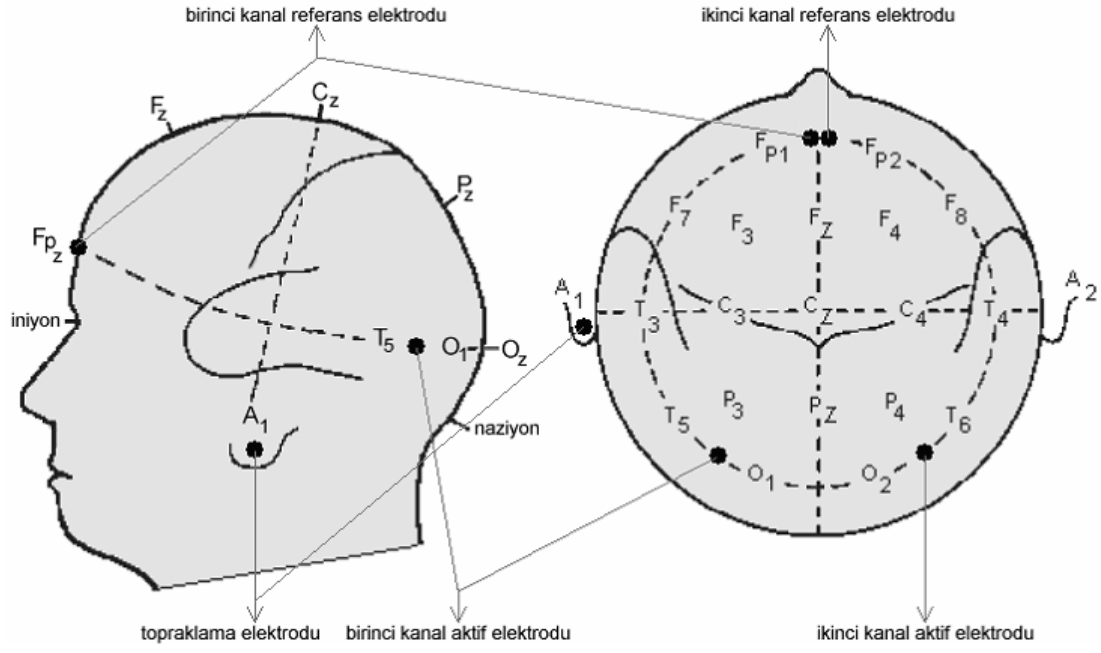
Görüntü bilgisayarında görüntü-sunum programı olarak ADCSee (versiyon 3,1) yazılımı kullanılmıştır. Kayıt bilgisayarındaki tüm kayıt ve analiz işlemleri DasyLab (versiyon 5.03) programı ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS yazılımı (versiyon 11.0.0) kullanılmıştır.

EEG sinyalinin ekrandaki paterne göre 512 milisaniye süre ile iki kayıt kanalından birine yönlendirilmesi işlemi de DasyLab programı ile gerçekleştirilmiştir. Bu program aynı zamanda, her bir kanala alınan EEG sinyallerinin anlık ortalamalarını hesaplamıştır. Programın kullanıcı arabirimi Ek 6'da ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

2.2. Elektrodlar

Araştırmada 10 mm çapında altın kaplamalı standart EEG disk elektrotları kullanılmıştır.

Hazırlık deneylerinde en yüksek EEG genliği uluslararası 10/20 EEG sitemininin sol hemisferde O1 ve T5 elektrotları arasından sağ hemisferde O2 ve T6 elektrotları arasından ölçülmüştür. Bu nedenle kayıt elektrotları yukarıdaki elektrot çiftlerini birleştiren mesafelerin orta noktalarına yerleştirilmiştir (Şekil 18).



Şekil 18. Elektrod yerleşim noktalarının soldan ve üstten görünüşü.

Sol hemisfer kayıt kanalının ters çevirmeyen (+) girişine bağlanan aktif elektrodu O1-T5 ortasına, sağ hemisfer kayıt kanalının aktif elektrodu O2-T6 ortasına yerleştirilmiştir. Her iki kanalın ters çeviren (-) girişlerine bağlanan referans elektrodlarının ikisi de aynı bölgede, naziyonun üstündeki Fpz noktasına sabitlenmiştir (Şekil 18). Topraklama elektrodu ise standart bir EEG kulak klipsi ile sol kulak memesine (A1) tespit edilmiştir (Şekil 18). Ayrıca denek bir EKG bilek klemensi ile sağ el bileğinden de topraklanmıştır. Tüm deneylerde elektrotlar aynı şekilde bağlanmıştır. Elektrotlarla doku yüzeyi arasındaki direnci en aza indirmek için uygun önlemler alınmıştır (dokunun alkolle temizlenmesi, elektrotlara iletken jöle sürülmesi, tuzlu su ile ıslatma, vb).

2.3. Deneyler

Denekler izole odadaki koltuğa oturtulduktan sonra görüntü monitöründeki derinlikli SIRD paternine (Şekil 15'teki A paterni) bakmaları ve patern içindeki gizli

nesneyi (bir koltuk) algılamaya çalışmaları istenmiştir. Bu nesneyi başarı ile tanımlayabilen denekler deneye alınmışlar, tüm çabalarına rağmen bunu başaramayanlara ise bu doğrultuda eğitim verilmiştir. Eğitim şu adımlardan oluşur.

1- Deneyin başlangıcında denekten monitörün yaklaşık iki buçuk metre arkasındaki duvara odaklanması istenir. Bu durumda monitördeki görüntü bulanıklaşır. Bu aşamadan sonra denekten yavaşça tekrar monitördeki görüntüye odaklanması istenir. Denek bu esnada görüntüdeki gizli nesneyi birden bire algılayabileceği hakkında bilgilendirilir. Birkaç deneme sonunda amaca ulaşan deneklerden, gördükleri nesneyi tanımlamaları istenir. Tanımlamada başarılı olan denekler deneye alınır, başarılı olamayanlara ise aşağıdaki eğitim yöntemi uygulanır.

2- Deneğe koltukta otururken öne doğru eğilmesi ve gözlerini monitöre yaklaştırması, isterse burnunun ucu ile monitöre dokunmasında sakınca olmadığı söylenir. Bu işlemi yerine getirdikten sonra görüntüyü bulanık olarak gördüğünü belirten deneğe, küçük adımlarla gözlerini monitörden uzaklaştırması istenir. Başarılı bir denek için monitördeki görüntü netleşirken gizli nesne bir anda ortaya çıkacaktır. Nesneyi görebildiğini söyleyen denekten, nesneyi tanımlaması istenir. Bu eğitimde başarılı olan denekler deneylere alınmış, diğerleri ise çalışmaya dahil edilmemişlerdir. Deneylere dahil edilen her deneğe sırayla aşağıdaki üç farklı deney uygulanmıştır.

Deney 1: Bu deney Şekil 15'teki A paterninin uygulanmasıyla deneğin algıladığı derinliğe bağlı olarak ortaya çıkması beklenen potansiyelleri kaydetmek amacıyla yapılmıştır.

İzole odadaki koltuğa rahat bir şekilde yerleşmiş olan deneğin kayıt noktalarına elektrodlar yerleştirilip tespit edildikten sonra kendisine deneyin süresi açıklanmış (4 dakika kadar) deney bitiminde diğer deneylere geçmeden önce isterse dinlenebileceği

bildirilmiştir. Denekten, deney başladıktan sonra kesinlikle gözlerini kapatmaması, başını ve vücudunu hareket ettirmemesi, deney sonuna değin monitörün ortasına bakması, deney sırasında derinlik algısını yitirmesi halinde araştırıcıya bildirmesi istenmiştir. Daha sonra Şekil 15'teki A paterni görüntü monitörüne gönderilerek bekleme (pause, standby) konumunda sürekli olarak ekranda tutulmuştur. Deneğe paterndeki gizli nesneyi bulmaya çalışması ve bulduktan sonra koltuğa rahat bir pozisyonda yaslanarak hazır olduğunu bildirmesi istenmiş ve oda kapısı kapatılarak ışıkları söndürülmüştür.

Denek hazır olduğunu, yani nesneyi rahat bir biçimde görmeye başladığını bildirdiğinde görüntü bilgisayarındaki görüntü-sunum programı *bekleme* konumundan *çalıştırma* konumuna geçirilmiş ve hemen ardından DasyLab kayıt programı çalıştırılmıştır.

Deney süresince Şekil 15'teki A ve B paternleri ardışık olarak, her biri 1300 milisaniye süre ile ekranda tutularak deneğe 80'er kez izlettirilmiştir. Deney,

$1300 \times 2 \times 80 \text{ ms}$ (= 3 dakika 28 saniye) sürmüştür.

Birinci deneyin sonunda kayıt bilgisayarına A paternine ait, her biri 512 milisaniye uzunluğunda 80 sol hemisfer EEG trasesi ve B paternine ait aynı uzunlukta 80 sol hemisfer EEG trasesi yazdırılmıştır. Aynı şekilde, sağ hemisfere ayrılan ikinci kayıt kanalına da aynı uzunlukta 160 EEG trasesi (80 + 80) yazdırılmıştır.

Deney 2: Bu deneyde birinci deneyde kullanılan A ve B paternleri, birinci deneyde olduğu gibi, 1300'er milisaniye süreyle ardışık olarak deneklere gösterilmiştir. Denekten, paternleri izlerken istemli olarak derinlik algısına ulaşmaması, görüntülere herhangi bir resme bakar gibi bakması istenmiştir. Bu deneyin amacı, birinci deneyde ortaya çıkması beklenen derinlik algısına özgü

potansiyelin bu deneyde de gözlenip gözlenmeyeceği idi. Bir başka deyişle ikinci deney, birinci deney için bir kontrol deneyi olarak tasarlanmıştı.

İkinci deneyin sonunda, birinci deneyde olduğu gibi A ve B paternlerinin ekranda belirmesiyle eş zamanlı olarak 80'er EEG trasesi (toplam 160) yazdırılmıştır. Aynı şekilde ikinci kayıt kanalına da A ve B paternlerine karşılık 80'er (toplam 160) EEG trasesi yazdırılmıştır.

Deney 3: Yöntem ve aşamaları ikinci deneyle bütünüyle aynı olan bu deneyde Şekil 16'daki A ve B paternleri kullanılmıştır. Şekil 16'daki A paterni, Şekil 15'teki A paterninde gizli olan ve denekte derinlik algısı uyandıran nesnenin kendisidir ve deneye bir resim olarak gösterilmiştir. Bu deneyin amacı, birinci deneyde ortaya çıkması beklenen uyarılmış potansiyelin bu deneyde de elde edilip edilmeyeceğini saptamaktır.

Her üç deneyin sonunda tek bir denekten yazdırılan EEG traselerinin dökümü Tablo 1'de görülmektedir.

Tablo 1. Deneylerde kaydedilen EEG traselerinin sınıflandırılması.

Deney	Patern grubu	Sol hemisfer (O1-T5 ve Fp _z)		Sağ hemisfer (O2-T6 ve Fp _z)	
		A paterninin tetiklediği A kanalı	B paterninin tetiklediği B kanalı	A paterninin tetiklediği A kanalı	B paterninin tetiklediği B kanalı
I	Şekil 15	80 trase	80 trase	80 trase	80 trase
II	Şekil 15	80 trase	80 trase	80 trase	80 trase
III	Şekil 16	80 trase	80 trase	80 trase	80 trase

Deneylerin tamamlanmasından sonra bir süre dinlendirilen deneklere sağlamlık, solaklık (taraf tercihi) durumları sorulmuş ve daha sonra dominant gözlerinin

öğrenilmesi amacıyla bir test uygulanmıştır. *Porta testi* adı verilen bu testte deneğe bir kolunu yere paralel olarak öne doğru uzatması ve baş parmağını uzaktaki bir nesneyle aynı doğrultuya getirmesi söylenmiştir. Bu işlemi gerçekleştiren denekten, hizalamayı bozmaksızın önce bir gözünü, daha sonra diğer gözünü kapatması istenmiştir. Testin bitiminde deneğe hangi gözünü kapattığında doğrultunun daha çok bozulduğu sorulmuş ve alınan cevap *dominant göz* olarak kaydedilmiştir.

BULGULAR

Bu çalışmaya katılan 34 denekten 30'unun hem sağ (O2-T6), hem de sol (O1-T5) oksipitotemporal bölge kayıtlarında negatif bir potansiyel gözlenmiş ve bu potansiyele adlandırılmada kolaylık için N_d adı verilmiştir.

Birinci deneyde 30 deneğin sol ve sağ hemisferlerinden yazdırılan uyartılmış potansiyellerde gözlenen N_d bileşenin latans, süre ve genlik değerleri sırası ile Tablo 2 ve Tablo 3'de verilmiştir.

Bu bileşenin gözlendiği deneklerin bazı özellikleri aşağıda sıralanmıştır.

Cinsiyet: 18 bayan, 12 erkek

Dominant göz: 19 denekte sağ, 11 denekte sol göz

Taraf tercihi: 28 denek sağ, 2 denek sol

Tablo 2. Otuz deneğin sol hemisfer (O1-T5) uyarılmış potansiyellerinde gözlenen N_d bileşenin parametreleri.

	Deneğin				N_d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (μV)
1	Bayan	28	Sağ göz	Sağlak	134,56	106,62	195,17	7,87
2	Bayan	43	Sağ göz	Sağlak	160,29	99,74	210,71	8,60
3	Erkek	29	Sol göz	Sağlak	119,67	205,33	201,45	8,19
4	Erkek	28	Sağ göz	Sağlak	121,32	120,56	176,43	7,30
5	Erkek	42	Sol göz	Solak	162,50	100,00	210,71	9,33
6	Bayan	32	Sağ göz	Sağlak	166,18	88,53	214,29	7,27
7	Bayan	34	Sol göz	Sağlak	169,12	130,88	229,29	5,57
8	Bayan	39	Sağ göz	Sağlak	167,02	99,16	212,86	7,27
9	Bayan	33	Sağ göz	Sağlak	135,29	154,42	216,43	7,63
10	Erkek	34	Sol göz	Sağlak	163,24	98,52	210,71	9,23
11	Bayan	37	Sağ göz	Sağlak	150,00	160,29	230,26	5,53
12	Bayan	36	Sağ göz	Sağlak	183,82	134,56	222,86	6,00

	Deneğin				N _d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlaklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (µV)
13	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	222,06	107,35	263,89	6,53
14	Bayan	24	Sol göz	Sağlak	189,71	102,20	260,71	4,20
15	Erkek	29	Sağ göz	Sağlak	227,94	199,99	261,43	5,80
16	Erkek	26	Sağ göz	Sağlak	160,29	108,09	214,29	6,60
17	Bayan	23	Sol göz	Solak	224,26	121,33	258,33	5,40
18	Bayan	37	Sağ göz	Sağlak	162,50	83,43	203,57	5,97
19	Bayan	26	Sol göz	Sağlak	119,18	116,85	170,23	7,47
20	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	119,85	113,24	172,86	7,73
21	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	155,38	100,77	192,59	3,99
22	Bayan	24	Sol göz	Sağlak	172,73	93,18	204,44	3,55
23	Bayan	34	Sağ göz	Sağlak	159,09	91,67	202,22	3,73
24	Erkek	30	Sağ göz	Sağlak	169,70	97,72	217,04	3,84
25	Bayan	33	Sol göz	Sağlak	187,50	189,71	235,71	6,57

	Deneğin				N _d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlaklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (µV)
26	Erkek	24	Sol göz	Sağlak	141,91	155,15	194,29	6,27
27	Bayan	30	Sağ göz	Sağlak	116,00	119,38	168,89	6,94
28	Bayan	31	Sağ göz	Sağlak	119,70	152,27	202,96	6,59
29	Erkek	28	Sağ göz	Sağlak	149,26	89,63	193,57	4,93
30	Bayan	29	Sol göz	Sağlak	130,77	143,85	195,65	5,96

Tablo 3. Otuz deneğin sağ hemisfer (O2-T6) uyarılmış potansiyellerinde gözlenen N_d bileşenin parametreleri.

	Deneğin				N _d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlaklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (μV)
1	Bayan	28	Sağ göz	Sağlak	144,17	93,04	197,03	6,54
2	Bayan	43	Sağ göz	Sağlak	162,96	95,37	208,44	6,96
3	Erkek	29	Sol göz	Sağlak	133,06	189,87	199,94	7,73
4	Erkek	28	Sağ göz	Sağlak	123,00	120,59	179,23	6,21
5	Erkek	42	Sol göz	Solak	166,78	100,21	211,58	8,78
6	Bayan	32	Sağ göz	Sağlak	173,15	85,37	212,40	6,03
7	Bayan	34	Sol göz	Sağlak	176,37	138,18	231,73	4,94
8	Bayan	39	Sağ göz	Sağlak	162,12	93,92	209,51	6,80
9	Bayan	33	Sağ göz	Sağlak	145,07	156,79	217,00	6,92
10	Erkek	34	Sol göz	Sağlak	161,88	94,27	211,95	8,18
11	Bayan	37	Sağ göz	Sağlak	162,67	133,50	213,05	4,99
12	Bayan	36	Sağ göz	Sağlak	179,00	119,94	221,99	5,15

	Deneğin				N _d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlaklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (µV)
13	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	212,93	108,36	266,04	6,01
14	Bayan	24	Sol göz	Sağlak	201,90	85,36	261,25	3,95
15	Erkek	29	Sağ göz	Sağlak	230,95	171,76	258,76	5,42
16	Erkek	26	Sağ göz	Sağlak	174,80	100,46	212,88	6,37
17	Bayan	23	Sol göz	Solak	203,46	115,33	261,03	4,68
18	Bayan	37	Sağ göz	Sağlak	166,79	74,65	202,49	5,14
19	Bayan	26	Sol göz	Sağlak	129,00	103,67	172,12	6,58
20	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	115,08	116,70	175,40	6,91
21	Erkek	22	Sağ göz	Sağlak	158,90	90,13	189,37	3,51
22	Bayan	24	Sol göz	Sağlak	171,31	87,80	203,59	3,33
23	Bayan	34	Sağ göz	Sağlak	147,58	98,61	198,35	3,47
24	Erkek	30	Sağ göz	Sağlak	165,92	105,36	217,96	3,46
25	Bayan	33	Sol göz	Sağlak	194,07	164,78	236,71	5,83

	Deneğin				N _d potansiyelinin			
	Cinsiyeti	Yaşı (yıl)	Dominant gözü	Sağlaklık-solaklığı	Başlama anı (ms)	Süresi (ms)	Latansı (ms)	Genliği (µV)
26	Erkek	24	Sol göz	Sağlak	155,09	145,42	197,21	5,86
27	Bayan	30	Sağ göz	Sağlak	104,88	136,17	167,90	6,39
28	Bayan	31	Sağ göz	Sağlak	126,10	143,73	202,57	6,03
29	Erkek	28	Sağ göz	Sağlak	153,16	74,75	195,33	4,15
30	Bayan	29	Sol göz	Sağlak	136,22	144,17	196,08	4,59

Tablo 2 ve Tablo 3'teki verilerin hesaplanmasıyla elde edilen istatistiksel sonuçlar Tablo 4 ve Tablo 5'te görülmektedir.

Tablo 4. Sol hemisfer kayıtlarından elde edilen istatistiksel değerler.

	Yaş (yıl)	Başlama anı (ms)	Süre (ms)	Latans (ms)	Genlik (μ V)
Ortalama	30,30	158,69	122,81	211,46	6,40
Standart sapma	5,85	30,98	33,47	25,88	1,57
En küçük değer	22	116,00	83,43	168,89	3,55
En büyük değer	43	227,94	205,33	263,89	9,33
Aralık	21	111,94	121,90	95,00	5,78

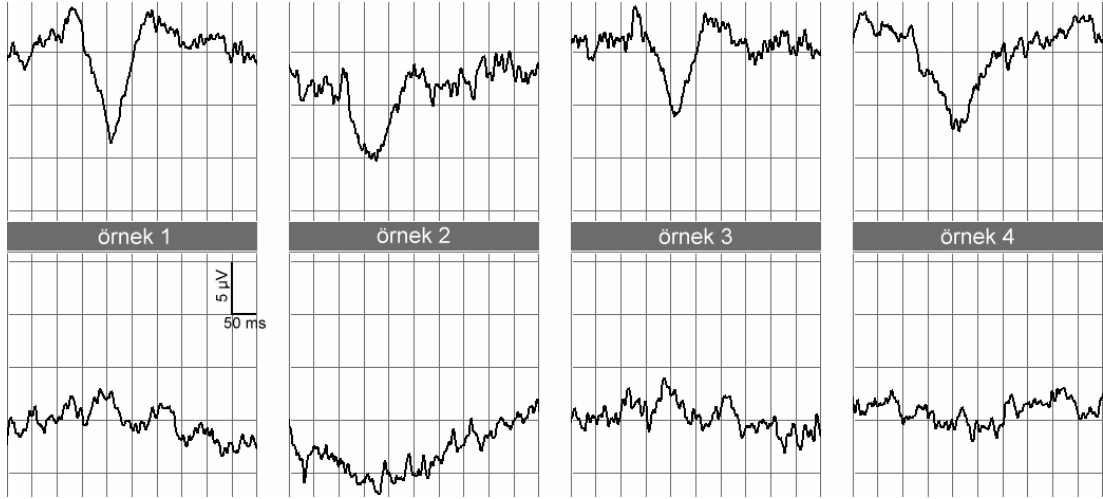
Tablo 5. Sağ hemisfer kayıtlarından elde edilen istatistiksel değerler.

	Yaş (yıl)	Başlama anı (ms)	Süre (ms)	Latans (ms)	Genlik (μ V)
Ortalama	30,30	161,28	116,28	210,96	5,70
Standart sapma	5,85	29,02	29,98	25,67	1,42
En küçük değer	22	104,88	74,65	167,90	3,33
En büyük değer	43	230,95	189,87	266,04	8,78
Aralık	21	126,07	115,22	98,14	5,45

Otuz dört deneğin 30'unun sağ ve sol hemisfer kayıtlarında A paternine yanıt olarak yazdırılan EEG traselerinin sayısal ortalamalarında latansı ortalama 211 ms, süresi 120 ms ve genliği 6 μ V olan N_d potansiyeli gözlenmiştir (Tablo 6, Şekil 19).

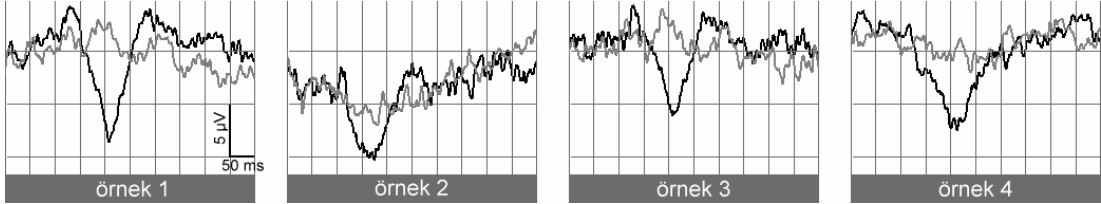
Tablo 6. Her iki hemisfer verilerinden elde edilen istatistiksel değerler.

	Başlama anı (ms)	Süre (ms)	Latans (ms)	Genlik (μ V)
Ortalama	159,99	119,54	211,21	6,05
Standart sapma	29,79	31,67	25,55	1,53
En küçük değer	104,88	74,65	167,90	3,33
En büyük değer	230,95	205,33	266,04	9,33
Aralık	126,07	130,68	98,14	6,00



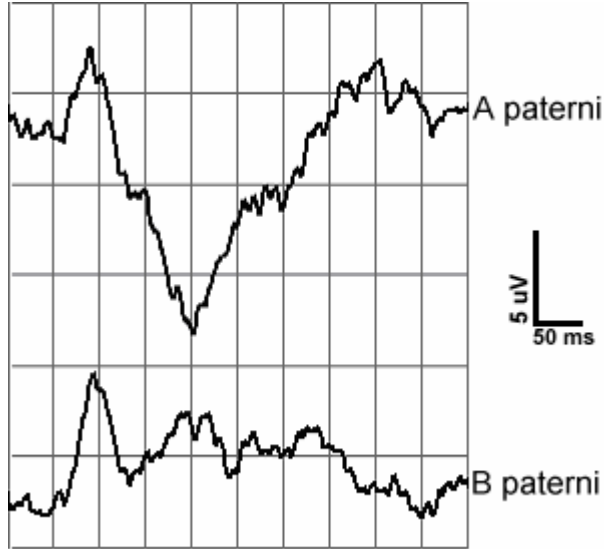
Şekil 19. Üstteki grafikler derinlik algısının bulunduğu A kanalında, alttaki grafikler ise derinlik algısının olmadığı B kanalında toplanan EEG traselerinin sayısal ortalamalarıdır.

Şekil 19'daki grafiklerin üst üste bindirilmiş durumu Şekil 20'de görülmektedir. Koyu renkli grafikler A paternine yanıt olarak, açık renkli grafikler B paternine yanıt olarak ortaya çıkan potansiyellerdir.



Şekil 20. A ve B kanalının ortalamalarına ait grafiklerin çakıştırılmış görünümü.

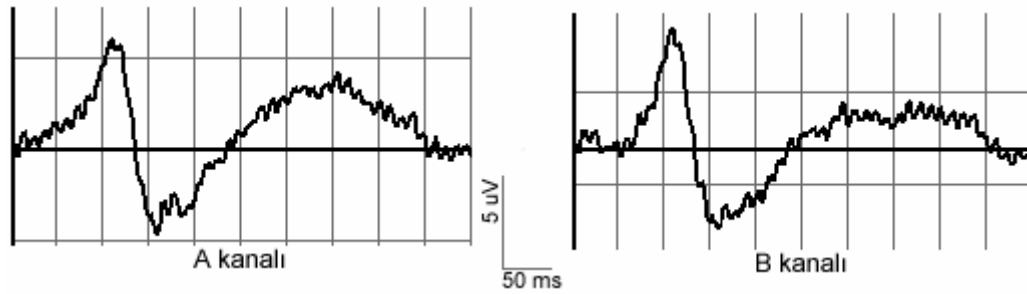
Otuz deneğin 24'ünden yazdırılan A paterni yanıtlarında N_d bileşeni dışında, ortalama $110,46 \pm 16,37$ ms latanslı ve $3,59 \pm 1,92$ μ V genlikli pozitif bir bileşen daha gözlenmiştir (Şekil 21).



Şekil 21. N_d bileşeninin gözlendiği bir deneğe ait potansiyeller.

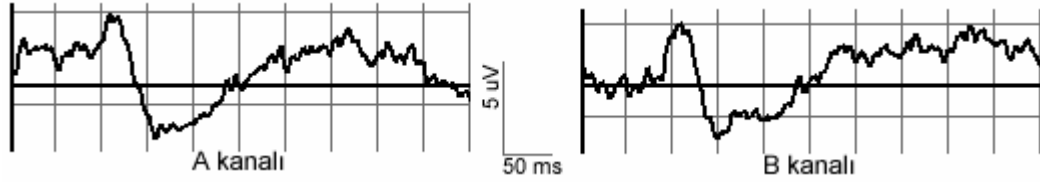
A paternine yanıt olarak 30 denekten yazdırılan potansiyelerde gözlenen N_d bileşeni B paterni uyarımı ile aynı deneklerden yazdırılan potansiyellerin hiçbirinde gözlenmemiştir (Şekil 19 ve Şekil 20). Diğer taraftan, B paterni ile uyarma esnasında 30 denekten 11'inin yanıtlarında ortalama $111,18 \pm 12,90$ ms latanslı ve $3,86 \pm 1,42$ μ V genlikli pozitif bir potansiyel gözlenmiştir (Şekil 21). Derinlik bilgisinin olmadığı B paterni ile ortaya çıkan bu bileşen aynı 11 denegin A paternine yanıtlarında da gözlenmiş ve latans değerlerinin B paterni yanıtlarındakilerle aynı olduğu saptanmıştır (Şekil 21).

N_d bileşeninin görülmediği dört denekten birinin sağ ve sol hemisfer kayıtlarında, hem A hem de B yanıtlarında yaklaşık 109 ms latanslı ve 6,5 μ V genlikli pozitif bir bileşen ile yaklaşık 150 ms latanslı ve 4,9 μ V genlikli negatif bir bileşen gözlenmiştir (Şekil 22).



Şekil 22. Derinlik algısına özgü bileşenin (N_d) gözlenmediği bir denekte ortaya çıkan pozitif bileşenler.

Ayrıca, N_d potansiyelinin gözlenmediği dört denekten bir diğerinin sağ ve sol hemisfer kayıtlarında, A ve B paternine yanıtlarda yaklaşık 112 ms latanslı ve 4,3 μ V genlikli pozitif bir potansiyel ile yaklaşık 155 ms latanslı ve 3,0 μ V genlikli negatif bir potansiyel ortaya çıkmıştır (Şekil 23).

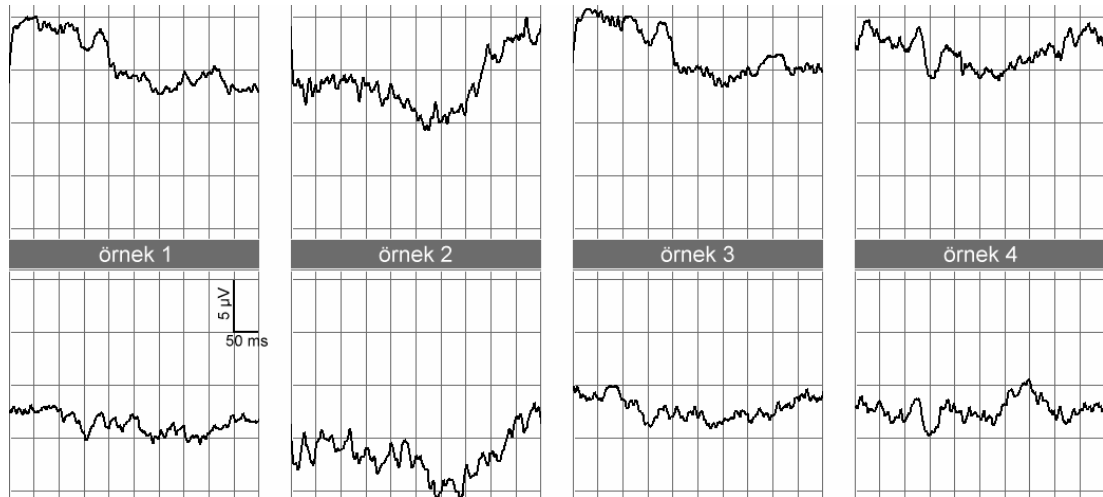


Şekil 23. Derinlik algısına özgü bileşenin gözlenmediği bir başka deneğin yanıtları.

N_d potansiyelinin gözlenmediği dört denekten bir diğerinin sağ ve sol hemisfer kayıtlarında derinlik bilgisi içeren paterne (A paterni) ait potansiyellerde belirgin bir bileşen görülmemiş, derinlik bilgisi içermeyen paterne yanıtlarda ise 150 ms latanslı ve $5,5 \mu V$ genlikli negatif bir potansiyel ortaya çıkmıştır.

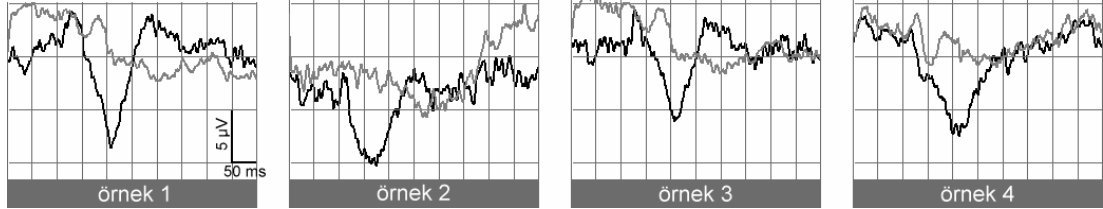
N_d potansiyelinin gözlenmediği dört denekten sonuncusunda ise ne A, ne de B paternine yanıtlarda belirgin herhangi bir bileşen gözlenmemiştir.

İkinci deneyde 34 denekten yazdırılan yanıtların hiçbirinde N_d bileşeni gözlenmemiştir. Şekil 24, Şekil 19'da örnek olarak verilen beş denekten ikinci deneylerde alınan sonuçları göstermektedir.



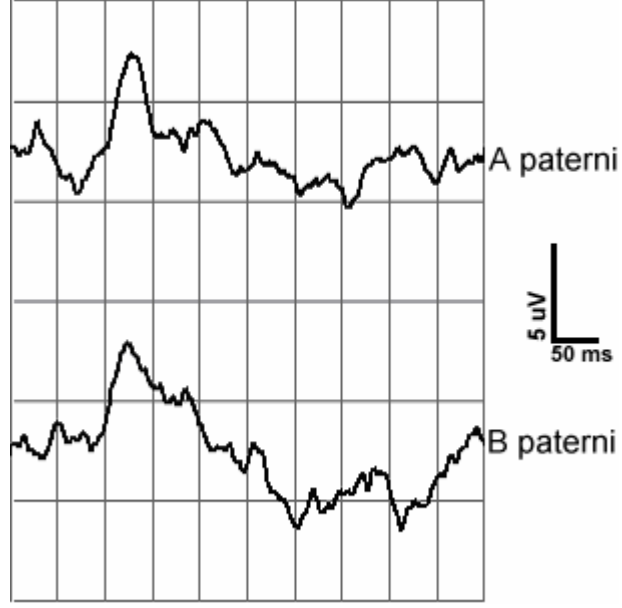
Şekil 24. İkinci deneyde yazdırılan yanıtlar (üstteki grafikler A, alttaki grafikler B kanalı).

Karşılaştırma için, Deney 1'deki A kanalı yanıtları ile Deney 2'deki A kanalı yanıtları üst üste bindirilerek Şekil 25'te gösterilmiştir. Koyu renkli grafikler Deney 1'de, açık renkli grafikler Deney 2'de yazdırılan yanıtlardır.



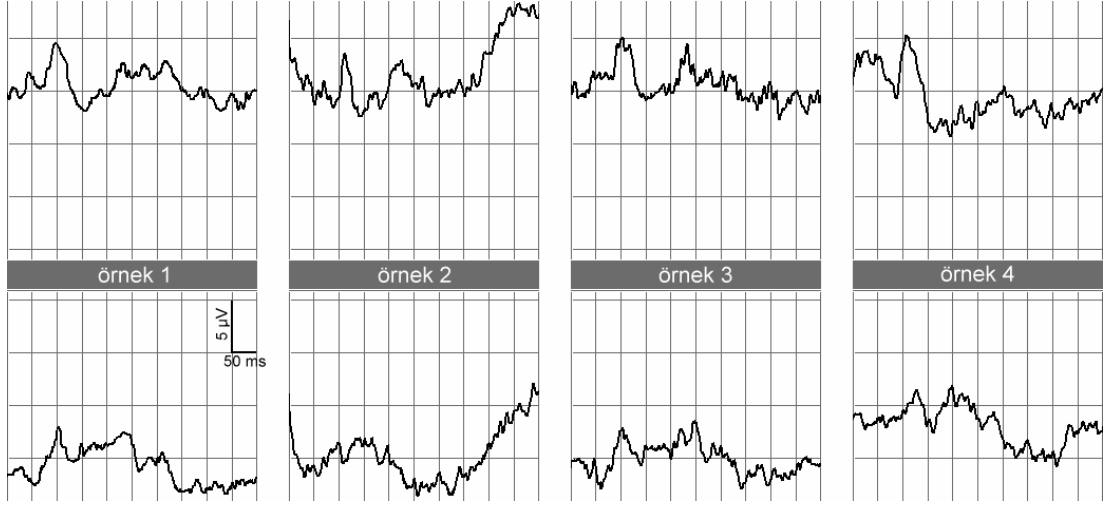
Şekil 25. Aynı A paterni ile Deney 1'de (koyu) ve Deney 2'de (açık) yazdırılan yanıtlar.

İkinci deneyde, birinci deneyde N_d potansiyelinin ortaya çıktığı 30 denekten 11'inin A paternine ait kayıtlarında ortalama $112,73 \pm 12,32$ ms latanslı ve $4,05 \pm 0,88$ µV genlikli, B paternine ait kayıtlarında ortalama $114,00 \pm 12,25$ ms latanslı ve $3,73 \pm 0,93$ µV genlikli pozitif bileşenler gözlenmiştir (Şekil 26). Diğer deneklerde ve N_d potansiyelinin gözlenmediği dört denekte belirgin hiçbir bileşen gözlenmemiştir.



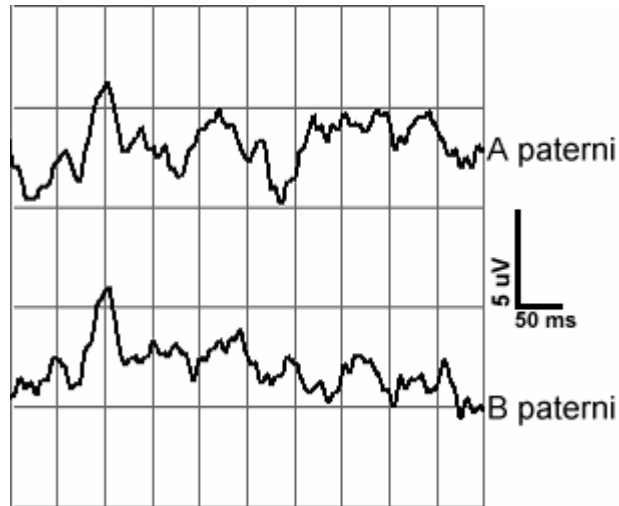
Şekil 26. Deney 1’de N_d bileşeninin gözleendiği bir denekten Deney 2’de yazdırılan yanıtlar.

Üçüncü deneyde deneklere Deney 1’de kullanılan A paterni içindeki gizli nesnenin (koltuk) resmi gösterilmiştir. Bu deneyde B paterni ise gri ekran görüntüsüdür. Bu deneyde 34 deneğin hiçbirinin yanıtlarında N_d bileşeni gözlenmemiştir. Şekil 19 ve Şekil 24’teki örnek deneklerden üçüncü tip deneyde alınan sonuçlar Şekil 27’de gösterilmiştir.



Şekil 27. Üstteki grafikler A, alttaki grafikler de B kanalında toplanan EEG bloklarının ortalamalarıdır.

34 denekten 29'unun A paterni yanıtlarında ortalama $101,74 \pm 9,39$ ms latanslı ve $4,90 \pm 1,65$ μ V genlikli pozitif bileşenler görülmüştür. 21 deneğin B paterni yanıtlarında da ortalama $104,95 \pm 13,07$ ms latanslı ve $2,76 \pm 1,30$ μ V genlikli pozitif bileşenler dikkati çekmektedir (Şekil 28).



Şekil 28. Deney 1'de N_d bileşeninin gözlemlendiği bir denekten Deney 3'te yazdırılan yanıtlar.

Hemisfer farkı: Sol ve sağ oksipitotemporal bölgelerden yazdırılan potansiyellerdeki N_d bileşenin başlama zamanı, süresi, latansı ve genlik parametreleri sırası ile Tablo 4 ve Tablo 5’te verilmiştir. Bu parametrelerin ortalama değerlerine *t-testi* uygulandığında N_d bileşeni açısından sol ve sağ hemisferler arasında anlamlı fark olmadığı anlaşılmıştır (Tablo 7).

Tablo 7. Sağ ve sol oksipitotemporal bölge potansiyel kayıtlarındaki N_d bileşenin parametrelerine uygulanan t-testi sonuçları.

	Başlama anı	Süre	Latans	Genlik
t değeri	0,333	0,797	0,075	1,804

$n_1=30, n_2=30, Serbestlik\ derecesi: 58, p<0,05$

Cinsiyet farkı: N_d bileşenin gözleendiği 18 kadın ile 12 erkek denek arasında N_d bileşeni açısından fark olup olmadığını saptamak amacı ile bu bileşenin değişik parametrelerine non-parametrik Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Test sonuçlarına göre cinsiyet farkı N_d bileşeni açısından önemli değildir (Tablo 8, Tablo 9, Tablo 10 ve Tablo 11).

Dominant göz farkı: Sağ gözleri dominant olan 19 denek ile sol gözleri dominant olan 11 denek N_d bileşeni parametreleri açısından Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılmıştır. Test sonucuna göre dominant göz farkı N_d bileşenin parametreleri açısından önemli değildir (Tablo 8, Tablo 9, Tablo 10 ve Tablo 11).

Tablo 8. Cinsiyet ve dominant göz gruplarına göre sol hemisfer ortalama değerleri.

Grup	Denek sayısı	Başlama anı (ms)	Süre (ms)	Latans (ms)	Genlik (μ V)
Genel	30	158,69 \pm 30,98	122,81 \pm 33,47	211,46 \pm 25,88	6,40 \pm 1,57
Bayan	18	158,21 \pm 28,75	121,56 \pm 29,47	213,03 \pm 24,61	6,23 \pm 1,42
Erkek	12	159,43 \pm 35,38	124,70 \pm 40,05	209,11 \pm 28,62	6,65 \pm 1,82
Sağ göz	19	156,86 \pm 30,91	117,23 \pm 30,37	209,07 \pm 25,15	6,32 \pm 1,41
Sol göz	11	161,87 \pm 32,35	132,45 \pm 37,77	215,59 \pm 27,81	6,52 \pm 1,89

Tablo 9. Cinsiyet ve dominant göz gruplarına göre sağ hemisfer ortalama değerleri.

Gruplar	Denek sayısı	Başlama anı (ms)	Süre (ms)	Latans (ms)	Genlik (μ V)
Genel	30	161,28 \pm 29,02	116,28 \pm 29,98	210,96 \pm 25,67	5,70 \pm 1,42
Bayan	18	160,38 \pm 26,72	115,02 \pm 27,75	211,85 \pm 24,76	5,46 \pm 1,17
Erkek	12	162,63 \pm 33,36	118,16 \pm 34,25	209,64 \pm 28,03	6,05 \pm 1,73
Sağ göz	19	158,38 \pm 30,63	111,54 \pm 26,97	207,67 \pm 24,35	5,60 \pm 1,21
Sol göz	11	166,29 \pm 26,63	124,46 \pm 34,36	216,65 \pm 28,05	5,86 \pm 1,78

Tablo 10. Sol hemisfer N_d parametrelerine uygulanan Mann-Whitney U testi sonuçları.

	U değerleri ($\alpha = 0,05$)			
	Başlama anı	Süre	Latans	Genlik
Cinsiyet $n_1 = 18, n_2 = 12$	103	108	89,5	91
Dominant göz $n_1 = 19, n_2 = 11$	88,5	76	96	103

Tablo 11. Sağ hemisfer N_d parametrelerine uygulanan Mann-Whitney U testi sonuçları.

	U değerleri ($\alpha = 0,05$)			
	Başlama anı	Süre	Latans	Genlik
Cinsiyet $n_1 = 18, n_2 = 12$	102	98	95	87
Dominant göz $n_1 = 19, n_2 = 11$	86	83	89	103

Taraf tercihi farkı: N_d potansiyelinin elde edildiği 30 denekten 28'i sağlak ve sadece 2'si solak idi. Solak denek sayısı çok az olduğundan taraf tercihinin N_d bileşenine etkisi saptanamamıştır.

TARTIŞMA

Deney 1’de 34 deneğin 30’undan yazdırılan N_d potansiyel bileşeni A paterni ile uyarma esnasında ortaya çıktığından bu bileşenin derinlik algısına özgü olduğu ileri sürülebilir. Çünkü uyaran paterninin derinlik bilgisi içermeyen B paternine dönüşmesiyle bu potansiyel yok olmaktadır.

Deney 2’nin bulguları N_d bileşenin derinlik algısıyla ilgili olduğu kanısını daha da pekiştirmiştir, çünkü her iki deneyde de aynı A ve B paternleri kullanılmış ve deney parametreleri değiştirilmemiştir. İkinci deneyin bulguları üçüncü deneyin bulguları ile birlikte değerlendirildiğinde ise N_d bileşenin derinlik algısına özgü olduğu savı kuşku bırakmayacak biçimde kanıtlanmaktadır. Bu sonuç literatür bilgileri ile de desteklenmektedir. Çünkü derinlik algısına eşlik eden böyle bir potansiyel bileşenin önceki çalışmalarda da gözlemlendiği bildirilmiştir. Bu alanın öncü araştırmacılarından olan Julesz ve Lehmann RDS uyaranlarını kullanarak oksipital bölgeden ortalama 200 ms latanslı negatif potansiyeller kaydetmişlerdir (20, 24). Fenelon, RDS’lerin uyaran olarak kullanıldığı derinlik algısı çalışmalarında ortalama 200 ms latanslı büyük negatif potansiyeller ortaya çıktığını bildirmiştir (11). Hayashi, RDS kullanılarak yapılan birçok çalışmada derinlik algısına bağlı olarak ortaya çıkan, ortalama 200 ms latanslı ve yüksek genlikli negatif potansiyeller elde edildiğini ifade etmiştir (18). Tsuda ve Ueno statik RDS uyaranlarıyla ve stereoskop kullanarak yaptıkları çalışmada O_1 ve O_2 elektrotlarından latans değerleri 200-230 ms arasında değişen ve her iki hemisferde simetrik olan negatif potansiyeller kaydetmişlerdir (37). Akiyama ve ark. dinamik RDS uyaranlarıyla ve yeşil-kırmızı gözlüğü kullanarak yaptıkları çalışmada lateral oksipital alandan 170-280 ms latanslı negatif potansiyeller elde ettiklerini bildirmişlerdir (1). Hayashi’nin aynı yöntemle yaptığı bir çalışmada oksipital ve oksipitoparietal alanlardan latansı 200-350 ms

arasında değişen negatif potansiyeller kaydedilmiştir. Şahinoğlu disparite değerleri farklı olan çeşitli RDS'ler ve prizmatik mercek kullanarak yaptığı çalışmalarda sağ ve sol oksipital bölgelerden, ortalama 286.39 ms latanslı ve 7.58 μ V genlikli negatif potansiyeller kaydetmiştir (35, 36).

Literatürdeki bilgilere göre dinamik RDS'ler (otostereogram) uyarıcı olarak kullanıldığında lateral oksipital alanlardan latans değerleri 150 ms'den başlayan yüksek genlikli ve uzun süreli negatif bileşenler kaydedilebilmektedir. Aynı kaynaklara göre ayrıca, kesişmeyen¹ dispariteli dinamik RDS'ler kullanıldığında, kesişen² dispariteli dinamik RDS'lere kıyasla daha yüksek genlikli negatif potansiyeller elde edilebilmektedir. Diğer taraftan, dinamik RDS'lerde yüzey derinliği (surface depth) veya şekil sınırı (boundary form) da algılanırsa, oksipitotemporal bölgeden latansı 200 ms'den başlayan, genliği daha büyük ve yaklaşık 200 ms süren negatif potansiyeller yazdırılabileceği rapor edilmiştir (22).

Bu çalışmada kesişen dispariteli dinamik RDS kullanılmış olduğu ve yukarıdaki literatür bilgisi göz önüne alındığında, kesişmeyen dispariteli RDS kullanılmasıyla, genliği ortalama 6,05 μ V bulunan N_d bileşeninin genliğinin bundan daha yüksek olacağı öne sürülebilir.

Şekil 15'teki A paterninde RDS içinde gizli olan ve derinlik algısına yol açan koltuğun kendisinin monoküler bir ipucu içerdiği ileri sürülebilir. Ancak üçüncü deneyin bulguları bu kuşkuyu gidermiştir, çünkü bu deneyde deneklere koltuğun kendisi gösterildiği halde, hiçbir denekte N_d bileşeni ortaya çıkmamıştır.

Bu çalışmada N_d bileşenine ek olarak farklı özelliklerde başka potansiyel bileşenleri de gözlenmiştir. Bu bileşenler hakkında bazı gözlemlere yer vermek uygun olur.

¹ Kesişmeyen disparite: Nesnenin denek tarafından zeminden daha arkada algılanması

² Kesişen disparite: Nesnenin denek tarafından zeminden daha önde algılanması

Deney 1’de A paterni uyarımı esnasında ortaya çıkan pozitif dalga formunun P100 potansiyeli olduğu düşünölmüş ise de genliğinin standart sapmasının niçin büyük olduğu konusunda bir sonuca varılamamıştır. Aynı deneyde B paterni uyarımı esnasında ortaya çıkan pozitif potansiyelin de P100 potansiyeli olduğu tahmin edilmektedir. Yine Deney 1’de N_d bileşenin gözlenmediği dört denekten ikisinde görölen pozitif-negatif dalga kompleksinin P100 ve sonraki bileşeni olduğu düşünölmüştür.

Deney 2’de 30 denekten 11’inin A ve B paternine yanıtlarında ortaya çıkan pozitif bileşenlerin P100 potansiyeli olduğu kanısına varılmıştır.

Deney 3’te 29 deneğin A paternine, 21’inin B paternine yanıtlarında görölen pozitif bileşenlerin, patern dönüşümlerine bağılı olarak ortaya çıkan P100 bileşenleri oldukları kanısına varılmıştır. B paternine yanıttaki pozitif potansiyelin latansının uzun, genliğinin ise çok küçük olması B paterninin gri ve boş (özellihsiz) bir görüntü olmasına bağlanmıştır.

N_d bileşenin süresi göz önüne alındığında, (her iki hemisfer için ortalama 120 ms). Bu sürenin oldukça kısa olması nedeniyle kaynağının (jeneratörünün) primer görme merkezi ya da merkezleri olduğu (28), oluşmasında beyindeki yüksek merkezlerin rol almadığı yorumuna ulaşılabilir. Örneğin beyindeki asosiyasyon alanlarının entegrasyon işlemleri sonucunda ortaya çıkan *olaya ilişkin potansiyeller* (event related potentials - ERP) yüzlerce milisaniye sürmekte ama primer görme merkezi olan V1’den köken alan ve mekanik bir potansiyel olan P100’ün süresi normal koşullarda 50 milisaniyeyi aşmamaktadır (6). Bu nedenle N_d potansiyelinin de P100 gibi mekanik bir potansiyel olduğu sonucuna varılabilir.

Sağ hemisferden yazdırılan N_d bileşeninin ortalama genliği ($5,70 \mu V$) sol hemisferden yazdırılan N_d ortalama genliğinden ($6,40 \mu V$) düşük olmasına karşın, istatistiksel analiz sonucuna göre bu fark anlamlı değildir. ($t = 1,804$).

Bugüne değin RDS ile yapılan stereovizyon araştırmalarından farklı olarak bu çalışmada,

1. Derinlik algısına özgü uyartılmış potansiyel bileşenlerin varlığını kanıtlayan ek deneyler yapılmıştır.
2. Denekler kendi kendilerinin kontrol grubunu oluşturmuşlardır.
3. Sinyal kaydını başlatmak için yeni bir tetikleme yöntemi kullanılmıştır.

Fototransistörle aktive olan ve bugüne değin görsel uyartılmış potansiyel çalışmalarında hiç kullanılmayan tetikleme devresi, fototransistörün mikrosaniyelerle ifade edilen yanıt zamanı sayesinde görüntü anı ile kayıt zamanı arasında mükemmel bir eş zamanlılık sağlamıştır.

Yalnızca bir bilgisayarın kullanıldığı sistemlerde bilgisayarın donanım özelliklerine bağlı olarak milisaniyelerin söz konusu olduğu senkronizasyon sorunları olmakta ve patern değişimleri ile kayıt anları arasında 20-30 milisaniyeye ulaşan gecikmeler yaşandığı bilinmektedir (6). Bu nedenle GUP deneylerinde güvenilir sonuçlar elde edebilmek amacıyla fazla sayıda EEG trasesinin yazdırılması gerekmektedir. Bu durumla baş edebilmek, yani eş zamanlılık sorununu en aza indirebilmek için GUP kayıt sisteminde kullanılan bilgisayarın yüksek donanımlı, hızlı görüntü işlemcili özellikte olması gerekmektedir.

Oysa, bu araştırmada tasarlanıp denenen iki bilgisayarlı sistemde kullanılan bilgisayarlarda bu üstün özelliklerin bulunması gereksizdir ve üstelik bilgisayarların güncel donanımlı olmasına da gerek yoktur.

SONUÇ

Bu çalışmada kullanılan kayıt ve analiz sistemi tasarımda hiçbir değişiklik yapılmadan objektif bir derinlik algısı testi olarak kullanılabilir. Nöroloji ve oftalmoloji kliniklerinde *görsel uyartılmış potansiyel* kayıt sistemlerine kolaylıkla uyarlanabilir. Örneğin, A ve B paternleri yerine dönüşümlü dama tahtası paternleri kullanılarak dönüşüm süreleri bir görüntü-sunum programı ile belirlendiğinde hastalardan dönüşümlü dama tahtası paterni ile uyartılmış görsel potansiyeller (*pattern-shift visually evoked potential - PSVEP*) yazdırılabilir.

Elektrofizyolojik çalışmalar için ideal olduğu düşünülen bu kayıt sistemi ile çok çeşitli görme fizyolojisi araştırmaları yapılabilir. Örneğin, renk, lüminans, kontrast, hareket gibi görme algısının komponentleri için farklı çalışmalar gerçekleştirilebilir.

Sistem, fotodedektör sayısının ve buna bağlı olarak patern çeşidinin artırılmasıyla görsel sistemle ilgili daha karmaşık paradigmatlı çalışmalar yapmaya uygun hale getirilebilir. Örneğin, her bir patern çeşidinin monitörde gösterilme süresi bağımsız olarak ayarlanarak ve gerekirse rasgelelik de eklenerek *olaya ilişkin potansiyel* çalışmaları yapılabilir.

ÖNERİLER

Teknik olanakların kısıtlılığı nedeniyle bu çalışmada çok kanallı derinlik algısı araştırılmamıştır. Sistemdeki yükseltici ve ADC kanal sayısının artırılması ve yazılımın da geliştirilmesiyle çok kanallı kayıt sistemi oluşturulabilir.

Çok kanallı kayıt sistemi ile analiz süresi de da artırılarak:

1. Beynin daha geniş bir bölgesinden (örneğin, oksipitalden frontala kadar olan alanlardan) yazdırılan N_d bileşenlerinin latans, genlik ve form değişiklikleri araştırılabilir.

2. Derinlik algısına ilişkin haritalama (brain mapping) yapılabilir.

Sistem, pozitron emisyon tomografisi ile birlikte kullanılarak, derinlik algısı ile ilgili daha kesin ve birbirini destekleyen sonuçlar elde edilebilir.

Magnetoansefalogram (MEG) bulguları ile birlikte, derinlik algısına ilişkin daha yüksek uzaysal çözünürlüklü kayıtlar elde edilebilir.

ÖZET

Derinlik Algısına Eşlik Eden Görsel Uyarılmış Potansiyeller

Derinlik algısı konusunda çok sayıda araştırma yapılmış olmasına karşın, görmenin bu bileşenin elektrofizyolojisi iyi bilinmemektedir ve nöral substratı yeterli düzeyde açıklanamamıştır. Julesz'in geliştirdiği ve *rasgele nokta stereogramı* adını verdiği paternler derinlik algısı ile ilgili çalışmalarda 1959 yılından beri kullanılmaktadır.

Bu çalışmada derinlik algısına eşlik eden potansiyelleri araştırmak amacıyla, uyarıcı olarak rasgele nokta stereogramlarının kullanıldığı *görsel uyarılmış potansiyeller* kaydedilmiştir. Bunun için, bilinen görsel uyarılmış kayıt sistemlerinden farklı olarak uyarıcı anı ile kayıt başlatma anının bir fotodedektörle senkronize edildiği iki bilgisayarlı, fazla teknik bilgi gerektirmeden kurulup çalıştırılabilen bir data kayıt ve analiz sistemi kullanılmıştır.

Her iki oksipitotemporal alandan, derinlik algısına bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülen ve daha önceki birçok çalışmada da gözlenen ortalama 211 ms latanslı ve 6 μ V genlikli negatif bir potansiyel bileşeni yazdırılmıştır. Bu potansiyel bileşenin derinlik algısına özgü olduğu savını pekiştirmek amacıyla da bazı ek deneyler gerçekleştirilmiştir.

Literatürde daha önceki görsel uyarılmış potansiyel çalışmalarında rastlanmayan bir tetikleme devresi kullanılmıştır. Devredeki fototransistör 5 μ s gibi çok kısa bir gecikme süresi ile çalıştığından görüntü anı ile kayıt başlatma zamanı arasında mükemmel bir eş zamanlılık sağlamıştır.

Bu çalışmada başarı ile kullanılan düşük maliyetli kayıt ve analiz sisteminin, hiçbir donanım ve yazılım değişikliği yapılmaksızın nöroloji ve oftalmoloji kliniklerinde de kullanılabileceği düşünülmektedir.

SUMMARY

Visual Evoked Potentials Accompanying Depth Perception

Although numerous studies have been done on depth perception, the electrophysiology of this aspect of vision has not yet been clearly understood and its neural substrate remains to be explained adequately. The so called *random-dot stereograms*, visual patterns carrying depth information, developed by Julesz have been used repeatedly since 1959 to study depth perception.

In the present study, in order to investigate the brain electrical activity accompanying depth perception, visual evoked potentials in response to visual stimulation by random-dot stereograms has been recorded. To achieve this goal a data acquisition and analysis system consisting of two personal computers (PC) was used. One of the PCs was used to generate the visual stimulus patterns and the other to record and digitally average the potentials evoked by the stimuli. Synchrony between stimulus onset and the start of electrical activity recording, with only a 5 μ s time delay, was accomplished by a specially designed circuit comprising a phototransistor and a trigger device.

Negative potential components which are thought to arise in association with depth perception as reported in several previous studies, have been recorded from both of the occipitotemporal regions, with a mean latency of 211 ms and 6 μ V amplitude. Additional experiments were conducted in order to ascertain the specificity of this component to depth perception.

The simple and inexpensive data acquisition and analysis system designed for this study and used with success can easily be adapted to applications in neurology and ophthalmology clinics without any major changes in hardware and software.

KAYNAKLAR

1. Akiyama K., Maeda K., Kimura I., Ohde H., Mashima Y., Oguchi Y. (2000). The Effect of Attention on Visual Evoked Potentials Elicited by a Newly Designed Stereogram, *Journal of Japan Ophthalmologic Society*, 104:797–804
2. Allison R. S., Howard I. P. (2000). Stereopsis with Persisting and Dynamic Textures, *Vision Research*, 40(28):3823-3827
3. Barlow H. B., Blakemore C., Pettigrew J. D. (1967). The Neural Mechanism of Binocular Depth Discrimination, *Journal of Physiology*, 193:327-342
4. Bergua A., Skrandies W. (2000). An Early Antecedent to Modern Random Dot Stereograms - ‘The Secret Stereoscopic Writing’ of Ramon y Cajal, *International Journal of Psychophysiology*, 36:1:69-72
5. Bishop P. O. (1996). Can Random-Dot Stereograms Serve as a Model for the Perception of Depth in Relation to Real Three-Dimensional Objects, *Vision Research*, 36(10):1473-1477
6. Chiappa K. H. (1997). *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, Chapter 1 “Principles of Evoked Potentials”, Chapter 2 “Pattern-Shift Visual Evoked Potentials: Methodology”, Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia
7. Cumming B. G., Parker A. J. (1999). Binocular Neurons in V1 of Awake Monkeys are Selective for Absolute, not Relative Disparity, *Journal of Neuroscience*, 19(13):5602-5618
8. Daube J. R. (1996). *Clinical Neurophysiology*, Chapter 4 “Digital Signal Processing”, Philadelphia, F A Davis Company
9. DeAngelis G. C., Ohzawa I., Freeman R. D. (1991). Depth is Encoded in the Visual Cortex by a Specialised Receptive Field Structure, *Nature*, 352:159-159

10. De Yoe E. A., Van Essen D. C. (1988). Concurrent Processing Streams in Monkey Visual Cortex, *Trends in Neuroscience*, 19:219-226
11. Fenelon B., Neill R. A., White C. T. (1986). Evoked Potentials to Dynamic Random Dot Stereograms in Upper, Center and Lower Fields, *Documenta Ophthalmologica*, 63(2):151-156
12. Fitzpatrick D. (2004). *Neuroscience*, Chapter 11 “Central Visual Pathways”, Sinauer Associates Inc., Sunderland
13. Fotopoulos S., Economou G., Bezerianos A., Laskaris N. (1995). Latency Measurement Improvement of P100 Complex in Visual Evoked Potentials by FMH Filters, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42:424-428
14. Gheorghiu E., Erkelens C. J. (2004). Spatial-Scale Interaction in Human Stereoscopic Vision in Response to Sustained and Transient Stimuli, *Vision Research*, 44:563-575
15. Glennerster A. (1996). The Time Course of 2-D Shape Discrimination in Random Dot Stereograms, *Vision Research*, 36(13):1955-1968
16. Gonzalez F., Perez R. (1998). Neural Mechanisms Underlying Stereoscopic Vision, *Progress in Neurobiology*, 55(3):191-224
17. Gulyás B., Roland P. E. (1994). Binocular Disparity Discrimination in Human Cerebral Cortex: Functional Anatomy by Positron Emission Tomography, *Proceeding of the National Academy of Science*, 91:1239-1243
18. Hayashi R., Miyawaki Y., Maeda T., Tachi S. (1999). Visual Evoked Potentials to Dynamic Random-Dot Stereograms – The Influence of Visual Field Location, Disparity and Intraocular Correlation on Latency, *IEEE, Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference “Serving Humanity, Advancing Technology”*, October 13-16, Atlanta, USA

19. Janssen P., Vogels R., Orban G. A. (1999). Macaque Inferior Temporal Neurons are Selective for Disparity-Defined Three-Dimensional Shapes, *Proceeding of the National Academy of Science*, 96:8217-8222
20. Julesz B. (1960) Binocular Depth Perception of Computer-Generated Patterns, *The Bell System Technical Journal*, 39:1125-1162
21. Julesz B. (1971) *Foundation of Cyclopean Perception*, Chicago Press, Chicago
22. Kasai T., Morotomi T. (2001). Event-Related Brain Potentials During Selective Attention to Depth and Form in Global Stereopsis, *Vision Research*, 41(10-11):1379 – 1388
23. Kwee I. L., Fujii Y., Matsuzawa H., Nakada T. (1999). Perceptual Processing of Stereopsis in Humans: High-Field (3.0-tesla) fMRI Study, *Neurology*, 53:1599-1601
24. Lehmann D., Julesz B. (1977). Lateralized Cortical Potentials Evoked in Human by Dynamic Random-Dot Stereograms, *Vision Research*, 18:1265-1271
25. Liberati D., Bertolini L., Colombo D. C., 1991, Parametric Method for the Detection of Inter and Intra Sweep Variability in VEP Processing, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29:159-166
26. McGillem C. D., Aunon J. I., Pomalaza-Raez C. A. (1985). Improved Waveform Estimation Procedures for Event Related Potentials, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32:371-379
27. Nakanishi F., Nikara T. (1997). Correspondence of Depth Sensitivity and Visually Evoked Potential Amplitude in Retinal Eccentricity, *Vision Research*, 37(11):1409-1414
28. Ohzawa I. (1998). Mechanisms of Stereoscopic Vision: The Disparity Energy Model, *Current Opinion in Neurobiology*, 8(4):509-515

29. Owaki T., Takeda T. (2001). The Process of Stereoscopic Perception: A Magnetoencephalographic Study, in Biomag2000, 12th International Conference on Biomagnetism, Helsinki University of Technology, Finland, pp. 205-208
30. Poggio G. F., Fisher B. (1977). Binocular Interaction and Depth Sensitivity in Striate and Prestriate Cortex of Behaving Rhesus Monkey, *Journal of Neurophysiology*, 40:1392-1405
31. Prince S. J., Eagle R. A. (2000). Stereo Correspondence in One-Dimensional Gabor Stimuli, *Vision Research*, 40(8):913-924
32. Ptito A., Zatorre R. J., Petreides M., Frey S., Alivisatos B., Evans A. C. (1993). Localization and Lateralization of Stereoscopic Processing in the Human Brain, *Neuroreport*, 4:1155-1158
33. Sakata H., Taira M., Kusunoki M., Murata A., Tsutsui K., Tanaka Y., Shein W. N., Miyashita Y. (1999). Neural Representation of Three-Dimensional Features of Manipulation Objects with Stereopsis, *Experimental Brain Research*, 128:160-169
34. Shipley T. (1987). Field Process in Stereovision. A Description of Stereopsis Appropriate to Ophthalmology and Visual Perception, *Documenta Ophthalmologica*, 66(2):95-170
35. Şahinoğlu B. (2002). The Effect of Disparity Change on Binocular Visual Evoked Potential Parameters Elicited by Convergent Dynamic Random-Dot Stereogram Stimuli in Humans, *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2):178-84
36. Şahinoğlu B. (2004). Depth-Related Visually Evoked Potentials by Dynamic Random-Dot Stereograms in Humans: Negative Correlation Between the Peaks

Elicited by Convergent and Divergent Disparities, *European Journal of Applied Physiology*, 91(5-6):689-97

37. Tsuda R., Ueno S. (1994). Topographic Analysis of Visually Evoked Potentials Related to Binocular Depth Perception, *IEEE*, 0-7803-2050-6/94
38. Wheatstone C. (1838). Contributions to the Physiology of Vision – Part the First. On Some Remarkable, and Hitherto Unobserved, Phenomena of Binocular Vision, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B*, (2):371-393
39. von der Heydt R., Zhou H., Friedman H. S. (2000). Representation of Stereoscopic Edges in Monkey Visual Cortex, *Vision Research*, 40:1955-1967
40. Wurtz R. H., Kandel E. R. (2000). *Principles of Neural Science*, Chapter 28 “Perception of Motion, Depth, and Form”, MacGraw-Hill, International Edition

EKLER

Ek 1. Derinlik Algısına İlişkin Monoküler ve Okülomotor İpuçları

Monoküler İpuçları

Önceden sahip olunan boyut bilgisi: Nesnenin büyüklüğünün bilinmesi halinde uzaklığının tahmin edilebilmesidir.

Oklüzyon: Bir nesnenin diğerini gizlemesi durumunda gizlenen nesnenin uzakta, gizleyen nesnenin yakında olduğunun bilinmesidir.

Lineer perspektif: Birbirine paralel çizgilerin gözden uzaklaştıkça birbirine yaklaştığının bilinmesidir.

Ölçü perspektifi: Boyutları aynı olan nesnelere küçük görünenin daha uzakta olduğunun bilinmesidir.

Hareket paralaksı: Başın bir yöne hareket ettirilmesiyle, yakındaki nesnelere uzakta nesnelere göre daha çok yer değiştirdiğinin bilinmesidir.

Gölge dağılımı: Aydınlik ve karanlık bölgelerin dağılımının derinlik imajı uyandırması; örneğin, bir nesnenin aydınlık kenarının daha yakında olarak algılanmasıdır.

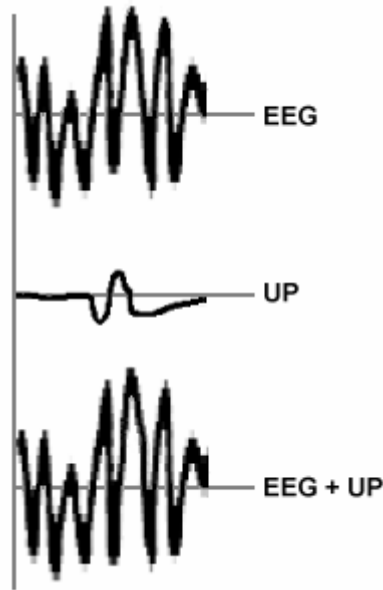
Okülomotor İpuçları

Akomodasyon: Uzaktaki nesnelere bakıldığında görüntüyü netleştirmek amacıyla göz merceğinin incilmesi (odak uzaklığının artırılması) gerektiği için siliyer kaslar gevşer. Yakındaki nesnelere için de bunun tersi olur, yani siliyer kaslar kasılır. İntraoküler kasların görüntüyü netleştirmek için yaptıkları bu kasılma ve gevşeme hareketlerine dair bilgiler görme merkezine iletilerek derinlik algısına yardımcı parametreler olarak kullanılır.

Konverjans: Herhangi bir nesneye odaklanmak için göz kürelerinin birbirine yaklaşmasına (konverjans yapmasına) paralel olarak ekstraoküler kaslar da kasılıp gevşerler. Örneğin, nesne ne kadar yakındaysa konverjans da o oranda fazladır. Görme merkezi okülomotor, troklear ve abdüsens sinirleri ile her gözdeki altı adet ekstraoküler kastan aldığı tonüs bilgilerini de derinliği algılamakta kullanır.

Ek 2. Uyarılmış Potansiyellerin Temeli, Kayıt ve Analiz Yöntemleri

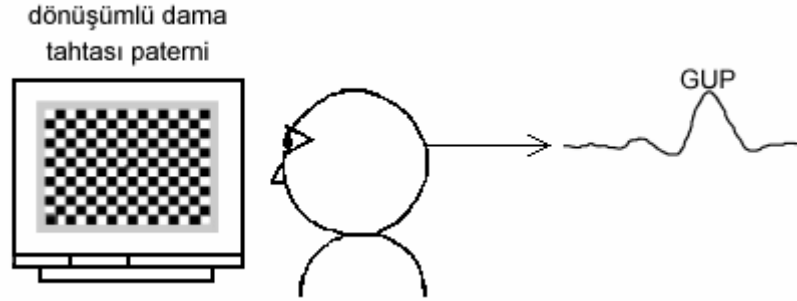
Uyarılmış potansiyeller (evoked potential - EP): Dışsal uyarılara yanıt olarak nöral yapılarda ortaya çıkan elektriksel aktivitelerdir. Uyarılmış potansiyeller kortikal yapıların doğal zemin aktivitesi olan EEG sinyallerine oranla çok daha düşük genliklere sahip olduklarından EEG traseleri içinde gömülüdürler ve rutin EEG kayıtlarında fark edilemezler (Şekil 29). Uyarılmış potansiyelleri EEG kayıtlarından izole edip görünür duruma getirebilmek için çeşitli kayıt ve analiz yöntemleri kullanılmaktadır.



Şekil 29. EEG aktivitesi içine gömülmüş uyarılmış potansiyel (UP) .

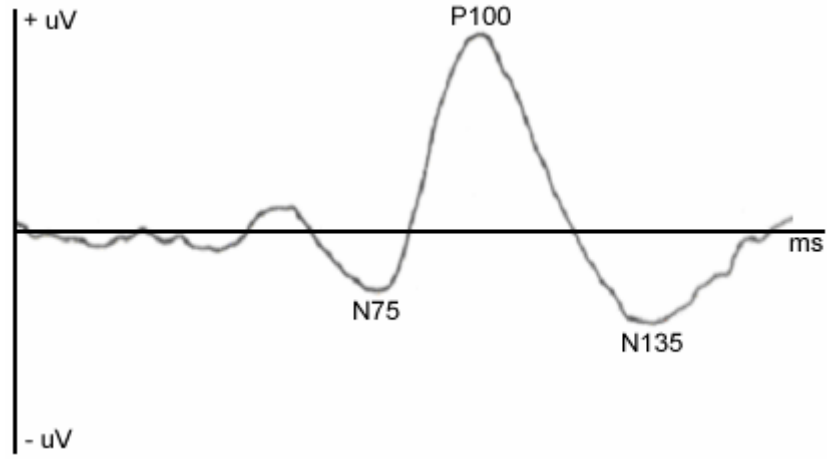
Periyodik olarak (stroboskopik) çakan ışıkların ve ışık yayan diyot (light emitting diod - LED) flaşlarının, monitör aracılığıyla gösterilen dönüşümlü dama tahtası paterninin (pattern-reversal checkerboard) uyarın (stimulus) olarak uygulanmasıyla oksipital bölge kayıtlarından bu uyarılara yanıt olarak potansiyeller

yazdırılır (Şekil 30). Bu potansiyellere *görsel uyartılmış potansiyel* (visual evoked potential - VEP) adı verilir. Kaynakları primer görme alanıdır (V1).



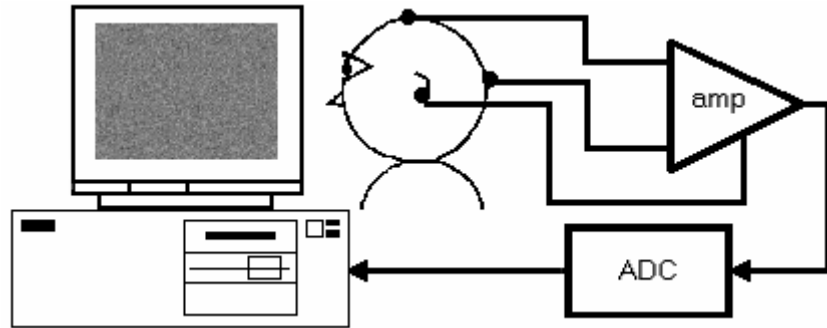
Şekil 30. Dama tahtası paterni dönüşümleri sonucu oksipital bölgede oluşan GUP.

Uyarının uygulanmasından yaklaşık olarak 100 milisaniye sonra ortaya çıkan ve genliği $+5 \mu\text{V}$ civarında olan UP bileşenine 100 milisaniye latanslı ve pozitif bir potansiyel olduğu için “P100” denmiştir. Uyarın olarak dama tahtası paterninin kullanıldığı kayıtlarda (pattern-shift visually evoked potential - PSVEP) P100 dışında iki bileşen daha gözlenir. Bunlardan P100 ‘den daha önce görülen, 75-85 ms latanslı negatif bileşene N75 veya N85 adı verilir. P100’den sonra görülen 135-145 ms latanslı ikinci negatif bileşene N135 veya N145 adı verilir (Şekil 31).

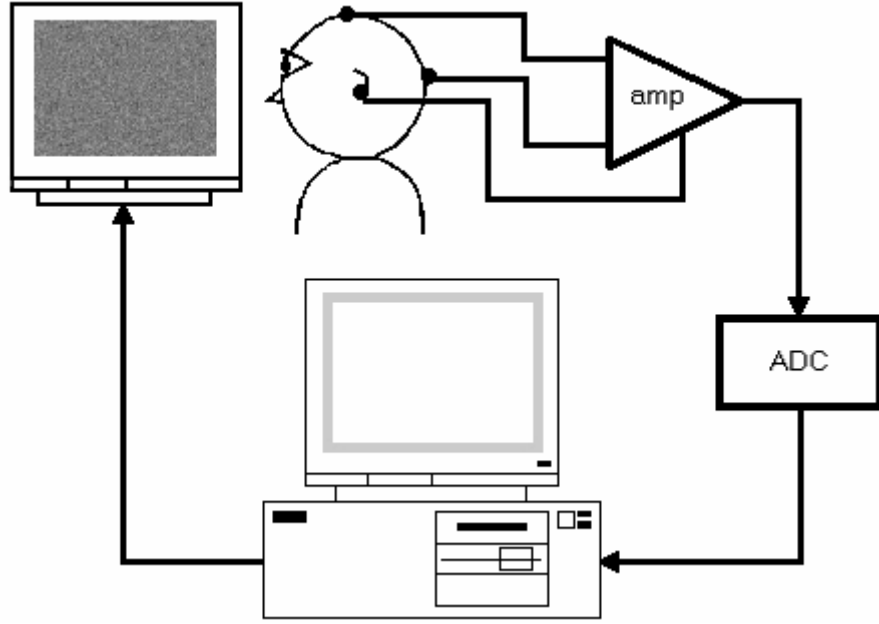


Şekil 31. GUP bileşenleri.

Kayıt sistemleri: Klasik GUP kayıt düzeneğinde sadece bir adet bilgisayar kullanılmaktadır. Bu bilgisayar gelişmiş donanımlı, çok hızlı bir video işlemcisi olan (Şekil 32) veya iki video işlemcili (Şekil 33) bir bilgisayardır.



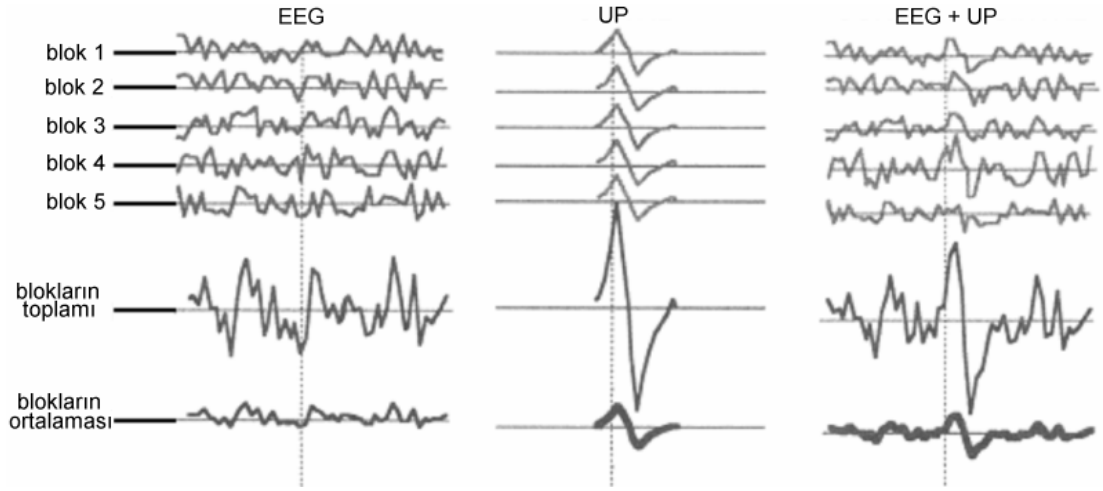
Şekil 32. Konvansiyonel GUP kayıt sistemi.



Şekil 33. İki video işlemcili (dual-head video processor) GUP kayıt sistemi.

Averaj alma yöntemi: EEG sinyalleri spontan (non-periyodik), genlikleri, frekansları ve fazları sürekli olarak değişen polifazik dalgalardan oluşur. Buna karşılık uyartılmış potansiyeller belli genliklere ve şekillere sahiptirler. Uyarı uygulandıktan belli bir zaman sonra oluşurlar (sabit latanslı).

Şekil 34'te görüldüğü gibi beş adet EEG bloğu aritmetik olarak toplanıp, elde edilen sonuç beşle bölüldüğünde, EEG sinyallerinin rasgelelik özelliği nedeniyle elde edilen grafikteki genlik ortalamasının azaldığı görülecektir. Yüzlerce EEG trasesi toplanıp trase sayısına bölüldüğünde ise elde edilecek olan grafiğin genliğinin neredeyse kaybolduğu görülecektir. Aynı işlem bir dizi uyarı ile eş zamanlı (stimulus synchronous, time-locked) yazdırılmış EEG trasesiyle yapıldığında ise, uyarılara yanıt olarak ortaya çıkan ve EEG sinyallerinin içinde gömülü bulunan uyartılmış potansiyellerin işlem sonucunda belirgin olarak gözüktüğü ve *zemin aktivitesi* denilen EEG dalgalarının silindiği fark edilecektir.



Şekil 34. Averaj alma yöntemiyle UP dalgasının elde edilmesi.

Uyartılmış potansiyelleri ortaya çıkarmak amacıyla yapılan bu işleme *ortalama alma* (averaj alma, averajlama) denilmektedir. EEG aktivitesini yeterince elimine etmek ve uyartılmış potansiyeli orijinal dalga formuna uygun bir şekilde elde edebilmek için, yeterli sayıda EEG trasesi uyararla eş zamanlı olarak kaydedilip, traselerin sinyal/gürültü oranı (signal to noise ratio - S/N ratio) yükseltilmelidir. Örneğin EEG aktivitesinin ortalama genliği $50 \mu\text{V}$, elde edilmek istenen UP genliği de ortalama $5 \mu\text{V}$ ise, bu durumda sinyal/gürültü oranı $0,1$ 'dir ($5/50$). Bu değeri, yani sinyal/gürültü oranını "1" yapabilmek için 10 ile çarpmak gerekir. Bu "10" değerine *baskılama faktörü* (suppression factor) denir ve \sqrt{N} ile gösterilir. EEG aktivitesini elimine edip UP'yi ortaya çıkarabilmek için yazdırılması gereken EEG trasesi sayısı da N değerine eşittir. \sqrt{N} değeri 10 olduğuna göre N değeri 100 olacaktır, yani yazdırılması gereken EEG trasesi sayısı en az 100 olmalıdır.

Bir bakıma sinyal/gürültü oranını yükseltme işlemi yapan ve bu çalışmada da kullanılan *averajlama yöntemi*, UP çalışmalarında en yaygın olarak kullanılan yöntemdir (6, 8, 13). Parametrik yöntemler (parametric methods), zaman değişimli

filtreler (time varying filters), latans düzeltme yöntemleri (latency correction techniques) de uyarılmış potansiyel çalışmalarında kullanılmaktadır (25, 26).

Ek 3. Deney Kayıt Formu

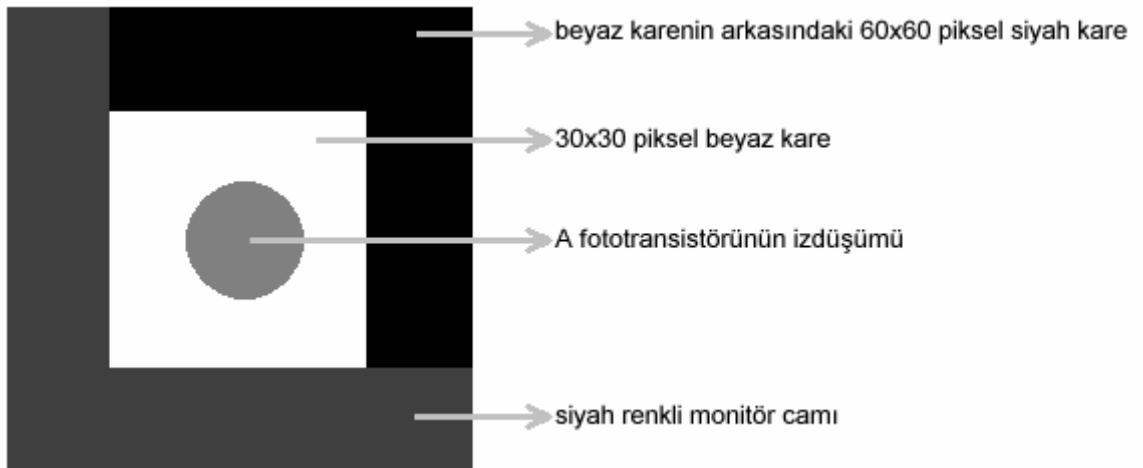
Adı Soyadı	
Doğum Tarihi	
Cinsiyeti	
Deney Kodu	
Deney Tarihi	

Görme Kusuru	
Hastalıkları	
Geçirdiği Hastalıklar	
Sağlaklık / Solaklık	
Dominant Göz	

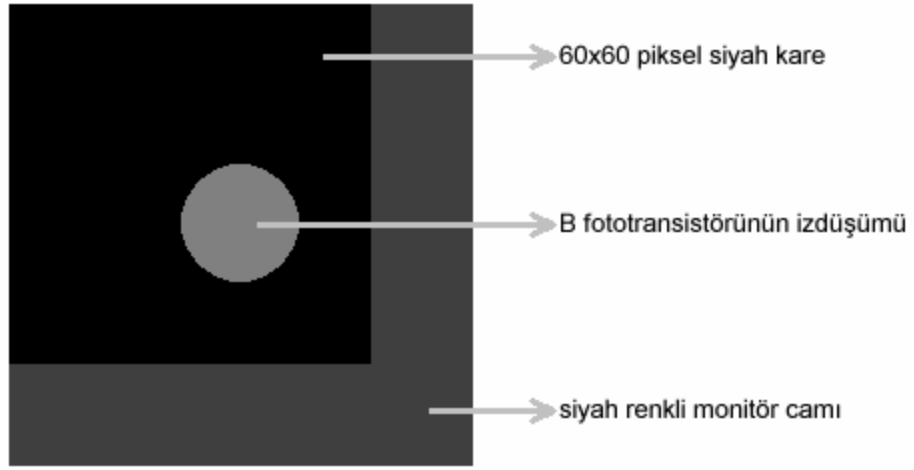
Alınan örnek sayısı	
Örnek uzunluğu	
Örnekleme hızı	
Alçak geçiren filtre	
Yüksek geçiren filtre	
Kayıt klasörünün adı	

Ek 4. Fototransistörlerin Çalışması

Patern bilgisayarında çalışan görüntü-sunum programı A paternini görüntü monitörüne gönderdiği anda bu paternin sol alt köşesinde bulunan 30x30 piksel boyutundaki beyaz kare A fototransistörünün tam karşısında belirip (şekil 35), bu fototransistörü ilettime geçirmesi ve tetikleme devresi aracılığıyla ADC aygıtına sinyal (lojik "1") göndermesi sağlanmıştır. Aynı anda paternin sağ alt köşesinde bulunan 60x60 piksel boyutundaki siyah kare B fototransistörünün karşısında belirmediği için (Şekil 36) B fototransistörünün kesimde kalması sağlanmış, rasgele ya da hatalı olarak ilettime geçmesi engellenmiştir. Sonuç olarak A paterninin görüntü monitöründe ortaya çıkmasıyla eş zamanlı olarak A kanalına bir EEG trasesi yazdırılması, B kanalına herhangi bir kayıt yapılmaması sağlanmıştır.

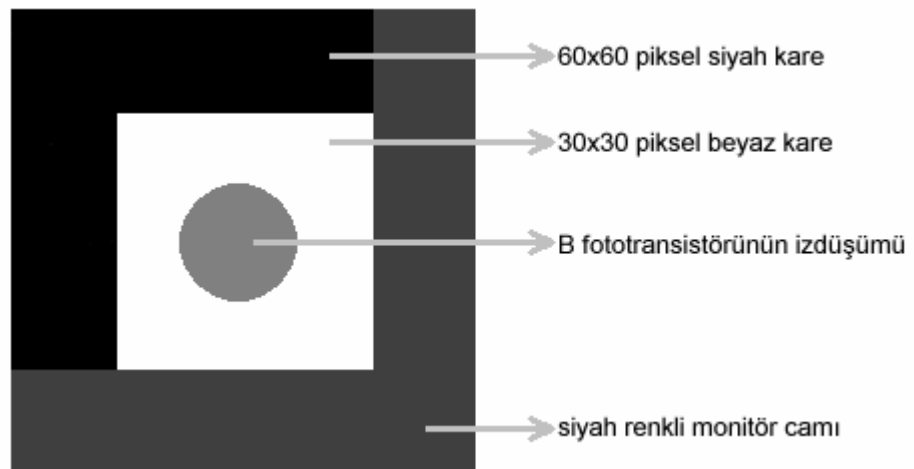


Şekil 35. Ekranda A paterni varken monitörün sol alt köşesindeki durum.

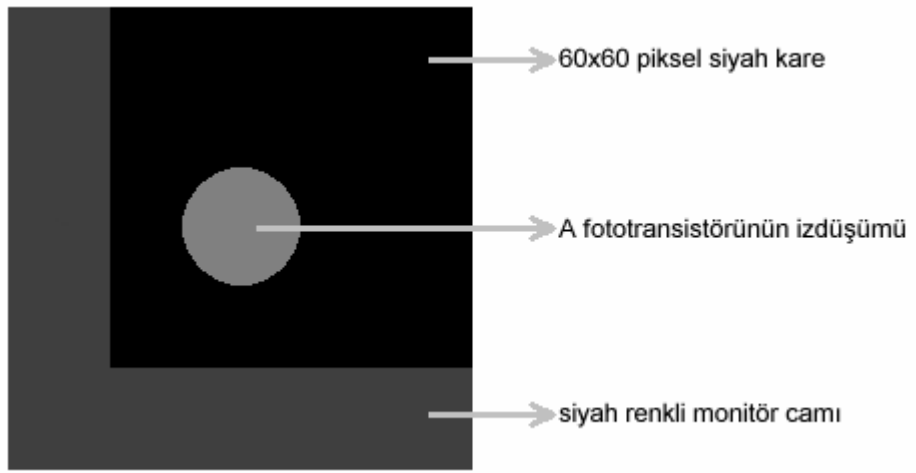


Şekil 36. Ekranında A paterni varken monitörün sağ alt köşesindeki durum.

A paterni silinip B paterni gösterildiği anda ise bu paternin sağ alt köşesinde bulunan 30x30 piksel boyutundaki beyaz kare B fototransistörünün karşısında belirerek (Şekil 37) fototransistörü iletime geçirmesi ve ADC aygıtına sinyal (lojik "1") göndermesi sağlanmıştır. Aynı anda sol alt köşede beliren (Şekil 38) 60x60 piksel boyutundaki siyah kare de A fototransistörünün kesimde kalmasını sağlamıştır. Yani B paterni görüntü monitöründe belirdiği anda B kanalına bir EEG trasesi yazdırılması, A kanalına kayıt yapılmaması işlemi gerçekleşmiştir.



Şekil 37. Ekranında B paterni varken monitörün sağ alt köşesindeki durum.



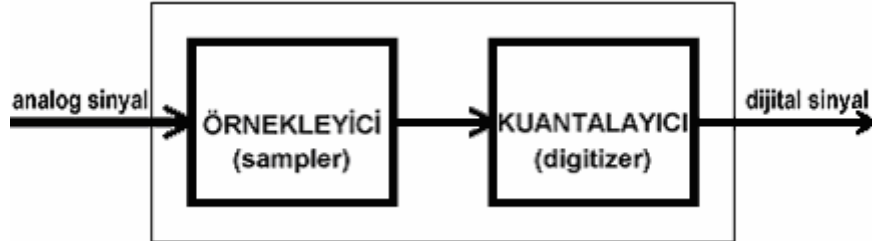
Şekil 38. Ekranda B paterni varken monitörün sol alt köşesindeki durum.

Ek 5. Analog-Dijital Çevirici

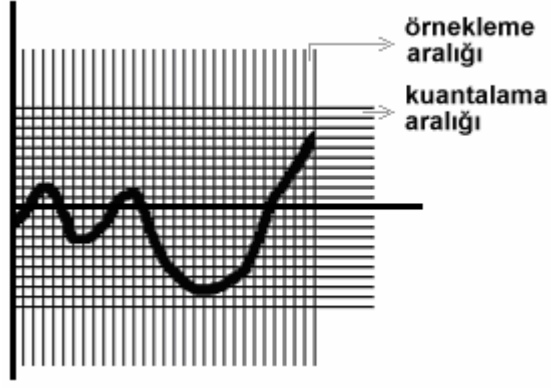
Yükseltici çıkışındaki analog sinyali dijital sinyale dönüştürüp bilgisayara aktarmak amacıyla kullanılan ADC aygıtının çözünürlüğü 12 bit'tir. Aygıtın referans gerilimi ± 5 volt ve yükselticinin genlik kazancı 20,000 olduğundan, aygıt $0,122 \mu\text{V}$ çözünürlüğe sahiptir [$10 / (20,000 \times 2^{12})$].

Örnekleme hızı 1000/saniye.kanal olarak seçilmiştir. Örnekleme teorisine göre bu durumda Nyquist frekansı 500 Hz'dir (1000/2). Bu, 1000/s örnekleme hızında ADC'nin 500 Hz'e kadar frekans bileşenlerine duyarlı olduğunu gösterir ve yeterlidir, çünkü çalışmada ilgilenilen en yüksek bileşen 300 Hz'dir.

Bir başka deyişle deneylerde dikey çözünürlüğü (kuantalama aralığı) $0,122 \mu\text{V}$, yatay çözünürlüğü (örnekleme aralığı) 1 ms olan ADC aygıtı kullanılmıştır (Şekil 39 ve Şekil 40).



Şekil 39. Analog-dijital çevirici aygıtın iki temel katı.



Şekil 40. Örnekleme ve kuantalama aralıkları ne kadar küçültülürse, orijinal sinyal de o oranda korunmuş olur.

Ek 6. DasyLab Yazılımı

Şekil 41'de harflerle gösterilmiş olan DasyLab programındaki kullanıcı arabirimi bölümlerinin açıklamaları aşağıdadır.

A: Sol hemisferden yazdırılan EEG sinyalinin gösterildiği pencere.

B: Sağ hemisferden yazdırılan EEG sinyalinin gösterildiği pencere.

C: Sol hemisferden yazdırılan EEG sinyalinin hızlı Fourier dönüşümü (Fast Fourier Transformation - FFT) grafiğinin izlendiği pencere.

D: Sağ hemisferden yazdırılan EEG sinyalinin FFT grafiğinin izlendiği pencere.

C ve D pencereleri deney öncesinde ve deney boyunca takip edilerek, EEG sinyallerinin frekans bileşenlerinin ne durumda olduğu anlaşılmıştır. Örneğin çok zayıf olması gereken 50 Hz bileşeni varsa bu, elektrod bağlantılarını kontrol ederek düzeltilmeye çalışılmıştır. Elektrod bağlantılarının sağlamlaştırılmasına karşın bu bileşen zayıflamadıysa, sinyal DasyLab programına modül olarak yerleştirilen 50 Hz kurtme filtresinden (notch filter) geçirilerek yazdırılmıştır.

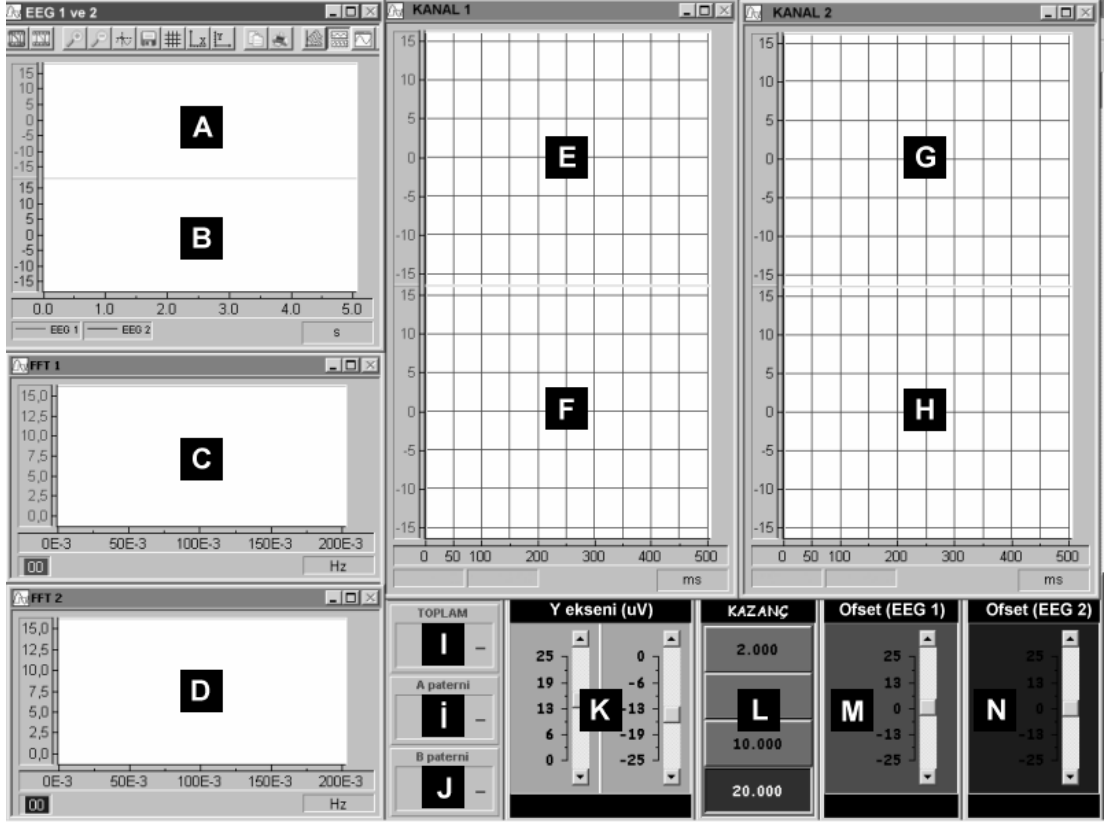
E: Sol hemisfer EEG'sinin A paternine ait traselerinin ortalamasının gösterildiği pencere.

F: Sol hemisfer EEG'sinin B paternine ait traselerinin ortalamasının gösterildiği pencere.

G: Sağ hemisfer EEG'sinin A paternine ait traselerinin ortalamasının gösterildiği pencere.

H: Sağ hemisfer EEG'sinin B paternine ait traselerinin ortalamasının gösterildiği pencere.

I: Görüntü monitöründeki toplam patern dönüşüm (değişim) sayısının kontrol edildiği sayaç. Bu göstergede 160 sayısı okunduğunda deney sona erdirilmiştir.



Şekil 41. DasyLab programının kullanıcı arabirimi.

İ: Görüntü monitöründe gösterilen toplam A paterni sayısının kontrol edildiği sayaç.

J: Görüntü monitöründe gösterilen toplam B paterni sayısının kontrol edildiği sayaç.

İ ve J göstergelerindeki sayılar 80'e ulaştığında deney sonlandırılmıştır.

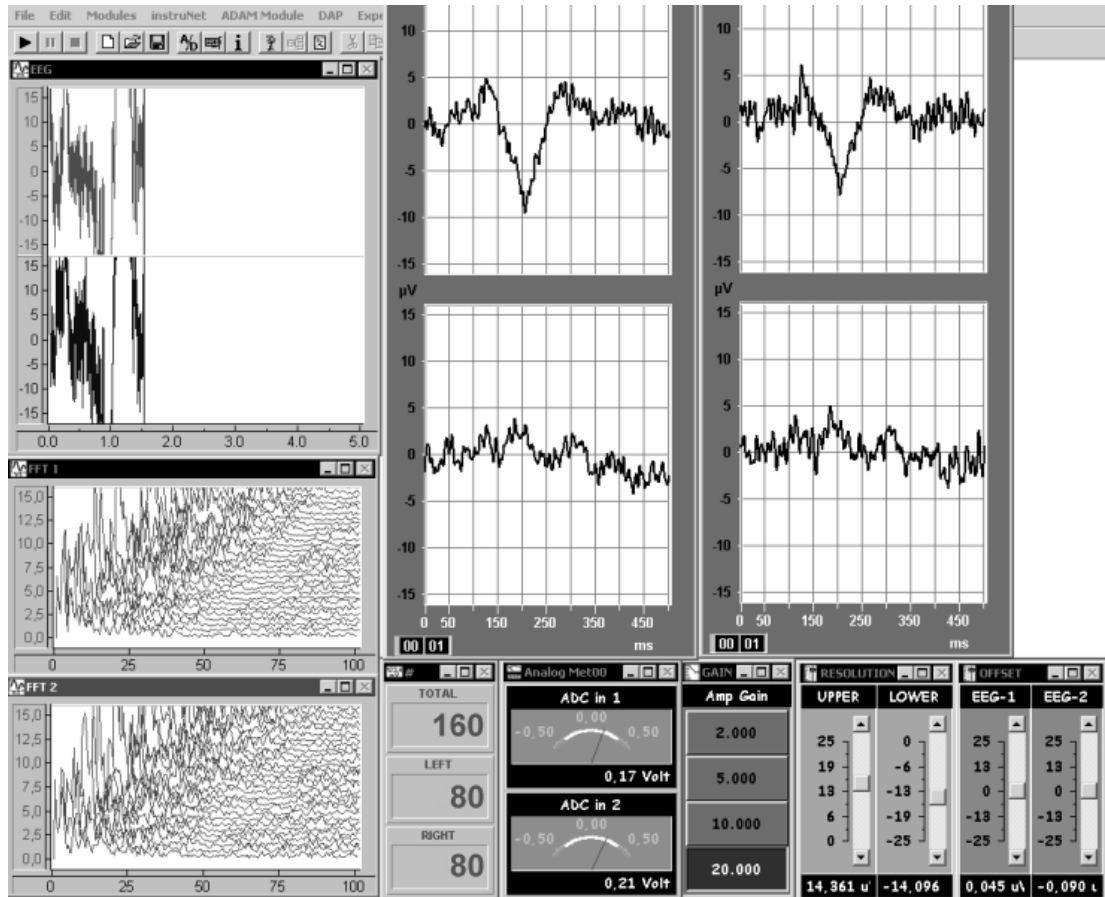
K: Ham data (A, B) ve ortalama (E, F, G, H) pencerelerinin voltaj çözünürlüğünü değiştirme butonu. Deneylerde bu pencerelerin dikey eksenleri bu buton aracılığıyla $\pm 15 \mu\text{V}$ olarak ayarlanmıştır.

L: EEG sinyalinin kazanç ayarı (2000x, 5000x, 10,000x, 20,000x) butonları. Deneylerde EEG sinyallerinin genlik kazancı 20,000 olması gerektiği için 20,000x butonu kullanılmıştır.

M: Sol hemisfer EEG sinyalinin ofset ayarı butonu. A penceresindeki EEG sinyali ofset kaymasına uğradığında, yani yatay sıfır hattından uzaklaştığında bu buton aracılığıyla sıfır hattına çekilmiştir.

N: Sağ hemisfer EEG sinyalinin ofset ayarı butonu. B penceresinde ofset kayması görüldüğünde bu buton aracılığıyla kayma giderilmiştir.

Şekil 42’de bir deneyin bitirildiği andaki DasyLab ekranı görülmektedir. EEG sinyallerinin frekans bileşenlerinin 0-30 Hz arasında kaldığı, 50 Hz gürültüsünün olmadığı dikkati çekmektedir. A ve B paternleri 80’er kez deneğe gösterilmiştir. A paternine ait olan EEG traselerinin ortalamasında, B paternine ait olan EEG traselerinin ortalamasından farklı olarak, 200-210 ms latanslı ve 8-9 μV genlikli negatif bir bileşen fark edilmektedir.



Şekil 42. Bir deneyin bitiminde kaydedilmiş olan DasyLab kullanıcı arabirimi.

ÖZGEÇMİŞ

ÖĞRENİM

ÖĞRENİM DÖNEMİ	DERECE	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
1980 - 1989	Lisans ve Y.Lisans	Ege Üniversitesi	Tıp Fakültesi

MESLEKTE DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	GÖREV TÜRÜ	KURULUŞ
2001 -	Araştırma Görevlisi	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı
2000 - 2001	Pratisyen Hekim	T.C. Sağlık Bakanlığı Özdere Sağlık Ocağı, Menderes, İzmir
1993 - 2000	Pratisyen Hekim	T.C. Sağlık Bakanlığı Çökelek Sağlık Ocağı, Salihli, Manisa
1990 - 1993	Pratisyen Hekim	T.C. Sağlık Bakanlığı İncece Sağlık Ocağı, Kırklareli
1989 - 1990	Danışma Hekimi	T.C. Milli Savunma Bakanlığı Mareşal Çakmak Askeri Hastanesi, Erzurum

ÜYELİKLER

ÜYELİK DÖNEMİ	ÜYELİK TÜRÜ	KURULUŞ
2001 -	Asil	Türkiye Beyin Araştırmaları ve Sinirbilim Derneği
2004 -	Asil	Türk Fizyolojik Bilimler Derneği
2007 -	Asil	Türk Biyofizik Derneği

DIĞER

ÜZERİNDE ÇALIŐMAKTA OLDUĞU PROJELER

1. Uyarılmış potansiyeller
2. Görsel uyarılmış potansiyeller
3. Binoküler görme, derinlik algısı
4. Transkraniyal manyetik stimölasyon
5. Olaya ilişkin potansiyeller