

19249.

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İKİ KANALLI EKG MONİTÖRÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Servet MOLAK

Ana Bilim Dalı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME

Programı : BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

Tezin Enstitüye verildiği Tarih :15 Haziran 1991

Tezin Savunulduğu Tarih :29 Temmuz 1991

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Duran LEBLEBİCİOĞLU

: Doç. Dr. Mehmet KORÜREK

T. C.

**Yükseköğretim Kurulu
Dokümantasyon Merkezi**

TEMMUZ 1991

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
BÖLÜM 1. GİRİŞ	1
1.1- Tezin Yapısı	1
1.2- Elektrokardiyografi Monitörü Nedir, Nereelerde kullanılır.....	1
BÖLÜM 2. GENEL BİLGİLER	2
2.1- Kalbin Anatomi ve Fonksiyonu	2
2.2- Elektro Fizyoloji	3
2.3- EKG	5
2.3.1- EKG Derivasyonları	5
2.3.2- EKG Görünümü	7
2.3.3- Elektriksel AKS	10
BÖLÜM 3. ELEKTROKARDİYOGRAFI İŞARETLERİNDE ELEKTRİKSEL GÜRÜLTÜ	12
3.1- Biyolojik Gürültü Kaynakları ve Referans Kayması	12
3.1.1- Deri Yüzeyi Potansiyelleri ve Hareketin Etkisi	12
3.1.2- Kasın Dolaylı Meydana Gelen Gürültü	13
3.2- Harici Gürültü Kaynakları	13
3.2.1- Manyetik Olarak İndüklenen Şebeke Gerilimi Gürültüsü	13
3.2.2- Radyo Frekans Girişimi	14
3.3. Girişimin Engellenmesi	14
3.3.1- Farksal Mod Girişimi	15
3.3.2- Ortak Mod Girişimi	15

BÖLÜM 4. ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZLARI İLE İLGİLİ	
• BİLGİLER	17
4.1- Elektrokardiografli Cihazlarının Özel Şartları	17
4.2- Doğum ve Kesim Distorsiyonları	18
4.3- Toprak Döngüleri	18
4.4- Açık Elektrot Kablo ları	18
4.5- Sağ Bacak Sürücü Devresi	19
4.5.1- Bant Gelişliğinin Önemli	19
4.6- İzolasyon	20
BÖLÜM 5. GERÇEKLEŞTİRİLEN DONANIM VE YAZILIM	21
5.1- Gerçekleştirilen Devrenin Açıklanması	22
5.2- Yazılımın Açıklanması	32
SONUÇ VE ÖNERİLER	34
KAYNAKLAR	35
EKLER	37
A. Yükseltecin Frekans Cevabı	37
B. Yükseltecin Doğrusallık Eğrisi	38
C. Gerçekleştirilen Devrenin İzole Bölümü	39
D. Gerçekleştirilen Devrenin, İzole, İzole Olmayan ve Güç Kaynağı Bölümleri	39
E. Kullanılan Elemanların Listesi	41
F. Baskılı Devrenin Şeması	42
G. Gerçekleştirilen Yazılım	43
H. Devrede Kullanılan Elemanların Katalog Özellikleri	45
ÖZGEÇMİŞ	52

ÖZET

Bu çalışmada , EKG işaretinin oluşması , işarettteki gürültülerin azaltılması yöntemleri incelenmiştir. Devre gerçekleştirilmesinde , hastadan elde edilen işaretlerin uygun bir elektronik devre ile işlenerek elde edilen kanallardan ikisinin seçilmesi ve bu kanalların bir ADC vasıtasıyla bilgisayara aktarılması sağlanmıştır. Bilgisayarda , özel bir yazılım vasıtasıyla EKG işaretlerinin bilgisayar ekranında gerçek zamanda gösterilmesi , dosyaya kaydı , dosyadan geri çağırma , tekrar görüntüleme , işaretin istenen anda dondurulması ve istenilen bölümlerine ulaşılması sağlanmıştır. Gerçekleştirilen cihazın , tıbbi yönetmeliklere uyum göstermesine çalışılmıştır.

SUMMARY

TWO CHANNELS ECG MONITOR

The electrical activity of human heart can be detected on the body surface and, though quite small (about 1 mV), can be recorded as an electrocardiogram (ECG). Electrocardiography began late in the nineteenth century when, with the aid of capillary electrometers, Burdon-Sanderson and Page obtained cardiac potentials from animals and Waller obtained these from humans. Higher fidelity measurements became possible when Einthoven developed a string galvanometer to trace rather minute biopotentials. A few of Einthoven's experimental techniques still survive, among them positioning of three electrode leads on the limbs or thorax in a closed equilateral triangle called Einthoven's triangle. Geddes and Baker trace the fascinating history of biopotential recording and the instrumentation developed in the early days. The string galvanometer could detect electrical activity from the heart but could not provide the amplification necessary for its clear visualization. Amplification became possible with the development of vacuum tube-based electronic components. Eventually, as in most other areas of electronics, transistors and integrated circuits (ICs) almost completely replaced the ancient string galvanometer and vacuum tube devices. Now, the circuits for ECG machines are designed sometimes from transistors, but mostly from special-purpose ICs.

The invention of Braun tube, a precursor of the modern oscilloscope, made it possible to visualize biopotentials with higher fidelity and in real time. Although the oscilloscope is still used in patient monitors, modern

ECG machines use digital sampling techniques to produce "nonfade" or scrolling displays. The first ECG recorders employed waxed paper, and later a carbon-black coated surface, to acquire visible and recorded copies of ECG signals. These older recorders have now been replaced by chart-paper recorders by ink, thermal, or laser-based techniques to produce permanent copies of excellent quality. Computers have had perhaps the greatest impact on ECG technology, making automatic data acquisition, analysis, and diagnostic routine.

The electrocardiogram has considerable diagnostic significance, and applications of ECG monitoring are diverse and in wide use. For example, a diagnostic ECG recording can be made in a doctor's office in a routine checkup, during which a full 12-lead ECG is taken from a resting patient and recorded on chart paper to diagnose cardiovascular disease. At this realized unit a patient's 2-lead ECG are continuously displayed on a personal computer monitor. ECG monitoring capability is incorporated into various other devices, some of which are simple, like the cardiometer, which measures heart rate. Some are more complex, like the automatic defibrillator, which must acquire ECG signals to determine both the absence of normal sinus rhythm and the correct instance in the cardiac cycle at which to deliver a high voltage, defibrillating shock. Modern pacemakers and implantable defibrillators also require ECG acquisition capabilities.

The primary function of the realized ECG system is to amplify the electrical signal from the heart, and reject environmental and biological noise and artifacts. The differential amplifiers are commonly employed for this reason. The electrical signal from the heart is considered a differential signal and is amplified. The power line interference picked-up by the body is considered a common mode signal and is rejected. The instrumentation amplifiers used at realized unit are advanced types of differential amplifiers which have many additional desirable characteristics (such as a high-input impedance). The instrumentation amplifier design is now commonly used

in many biomedical applications. There is also a stage which limits the amplifier response to the desired frequency range and supplies the amplified signals to the non isolated section to the personal computer for display and recording .

This ECG monitor system is suitable for use on patients hazardous environments such as cardiac intensive care. Consequently , the amplifier designed to limit the risk current flowing into the patient. This is achieved by careful design of front - end of the amplifier and isolation of the circuit from the leakage paths to the ground.

When a differential amplifier records biopotentials , the voltage of patient with respect to the amplifier's common is called common mode voltage V_c . Since V_c can be transformed by amplifier into an interfering differential signal , it is desirable to minimize V_c by attaching a electrode to the right leg of the patient . This electrode provides low impedance path between the patient and the amplifier common so that V_c is small. Connecting the electrode directly to the common is undesirable for two reasons. 1) If the circuit is not isolated , dangerous currents could flow through the right leg electrode. 2) A poor electrode contact may present up to 100 K.ohm of resistance between the patient and common.

Most common and effective use of right leg electrode is to connect it to a driven - right - leg circuit. This circuit overcomes both of problems listed above. It reduces the effective electrode resistance by several orders of magnitude , and it allows only safe amount of current to flow through the right leg electrode. Although the circuit is used extensively in modern biopotential amplifiers , little has been written on optimal design technique. presented design approach that results in minimization of V_c . However , a non optimal driven - leg - circuit may seem to work as well as one that minimizes V_c because : 1) the non optimal circuit reduces the interference to a level that is below the sensitivity of recorder , or 2) other sources create more interference than V_c .

Manually selected two of twelve channel ECG signals are monitored at real time at the meanwhile signals are recorded a file , remonitored of recorded signals , accessibility to desired region of signals by specific software There are two monitoring mode , these are ;normal mode and narrow mode Monitoring durations are 5 sec at normal mode 9.5 sec at narrow mode. Specifications of used components in the realized circuitry are mentioned at the end of the report.

There are many factors that must be into consideration in the design and application of the electrocardiograph. Not only must the medical engineer be aware of these factors , but also the individual who operates the electrocardiograph must be aware of them . In the following paragraphs , I shall describe a few of the more common problems encountered , and indicate some of their causes.

Frequency distortion : The electrocardiograph does not always meet the frequency - response standards . When this happens , frequency distortion is seen in the ECG. At the realized system frequency response is -3dB between 0.04 Hz and 125 Hz. . If signal is high frequency distorted then signal is in rounding off the sharp corners of the waveforms , as well as in diminishing the amplitude of the QRS complex . If signal is low frequency distorted then distortion is at the base line .

Saturation or cutoff distortion : High offset voltages at the electrodes or improperly adjusted amplifiers in the electrocardiography can produce saturation or cutoff distortion that can greatly modified the appearance of the ECG. In this case , the combination of input - signal amplitude and offset voltage drives a portion of the amplifier in to saturation. The peaks of QRS complex are thereby cut off , since the output of the amplifier cannot exceed the saturation voltage. At the realized system is quite satisfy these conditions .

Technical specifications of system are as follows :

Electrical isolation	: 5000 V dc
Leakage current from the power line	: 2 μ A
Isolation capacitance	: 7 pF
Input impedance	: 70 M.ohm (approximately)
Amplifier gain	:50 - 60 dB (adjustable)
Maximum input signal can be amplified	: 15 mVpp
Common mode rejection ratio	:78 dB
Frequency response	:0.04 Hz - 125 Hz (-3 dB)

As seen above specifications , values quite satisfy the ECG safety regulations.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

1.1 TEZİN YAPISI

Tezde, ilk olarak EKG'nin fizyolojik açıklaması yapılmıştır. Bu açıklamada sırasıyla, kalbin anatomisi ve fonksiyonu, kalbin işaretleri üretmesi, iletim sistemi ve EKG derivasyonları incelenmiştir. EKG monitöründe gerekli olan standart teknik özellikler incelenmiş, gerçekleştirilen devrenin açıklanması yapılmıştır. EKG işaretlerinde gürültünün azaltılmasının yöntemleri, işaretteki ortak moddaki gürültüyü yok etmek için kullanılan teknikler anlatılmıştır. Sonuç kısmında ise amaç edilenin ne kadarının gerçekleştirildiği, eksikler ve bundan sonra ne yapılması gerektiği açıklanmıştır.

1.2 EKG MONİTÖRÜ NEDİR, NERELEERDE KULLANILIR

EKG monitörünün tanımı kısaca, kalpte üretilen işaretlerin belli bir formda görüntülenmesini sağlayan bir cihaz olarak yapılabilir. Kullanılmasındaki amaç, kalbin çeşitli fonksiyonlarını, görüntülenen işaretleri inceleyip ve yorumlayıp, açıklamak böylece hastanın durumu hakkında bilgi edinmektir.

Hasta EKG işaretlerini devamlı görüntülemenin, hastanın sağlığı bakımından çeşitli klinik sebepleri vardır. Örnek olarak; hasta ameliyat sırasında ve anestezi altında iken, hastanın durumunun izlenmesi sırasında monitörün önemi büyüktür. Sabit monitör sistemlerinde ise, ağır vakalarda hastanın durumunu devamlı izlemek, hastalık ile ilgili durumları önceden tahmin etmek için faydası büyüktür.

BÖLÜM 2. GENEL BİLGİLER

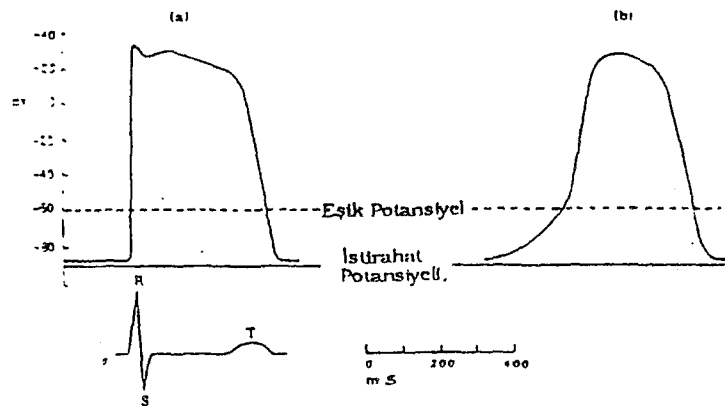
2.1 KALBİN ANATOMİSİ VE FONKSİYONU

Kalp dört bölümlü kapalı devre pompalama sistemidir. Ana pompalama fonksiyonu ventriküller tarafından sağlanmıştır. Atriumlar sadece kanı ventriküllerin pompalamasına kadar geçen zaman için bekleme yeridir. Kalbin kan ile dolma fazına DIASTOL adı verilir. Atriumların ve ventriküllerin ritmik olarak kasılmaları, kalpte meydana gelen iyi koordine edilmiş elektriksel olayların sonucudur. Atriumların ve ventriküllerin iyi koordine edilmiş kasılmaları, kalp kasının özel yapısından dolayı olur. Atriumların ve ventriküllerin duvarlarının elektriksel aktiviteleri, kalbin özelleştirilmiş iletim sisteminde, olaylar koordineli bir şekilde gerçekleşir.

Kalbin bütünsel olarak özelleştirilmiş iletim sistemi çok küçüktür, kalbin toplamının çok küçük bir bölümünden ibarettir. Kalp, bir biyoelektrik kaynağı olarak düşünüldüğünde, bu kaynağın aktif kaslardan olduğu görülür.

2.2 ELEKTROFİZYOLOJİ

Hücre zarı dışında pozitif yük, içinde ise eşit oranda negatif yük olduğunda hücre polarize durumdadır. Hücrenin uyarılmasıyla polarize hücrenin elektriksel yükü tersine döner. Zar boyunca elektriksel davranış Şekil 1'deki gibi iki durumdan birini yaratır. Hücrelerin çoğu Şekil 1 (a) daki davranışa girer ve repolarizasyonla devam edecek bir depolarizasyon dönemi oluştururlar. Diğer tip davranış Şekil 1 (b) de görüldüğü gibi, polarizasyon tamamlandığında hücre potansiyeli harici bir uyarıyla eşik potansiyele erişmeden yavaşça yükselir, hücre depolarizasyona uğradığında aynı repolarizasyon ve depolarizasyon dönemi yeniden başlar. Bu hücreler "kendi kendine uyarılabilen hücreler" gibi kabul edilebilir ve kendiliğinden depolarizasyon oluşturma işlevini sürdürürler. Bu tip hücreler depolarize olduklarında komşu hücrelerin elektriksel potansiyelini eşik, potansiyelin üzerine çıkacak şekilde yükseltir, böylelikle depolarizasyon meydana gelir.



Şekil 1. Hücre zarı boyunca elektriksel potansiyel değişikliğinin iki değişik (a) ve (b) formu.

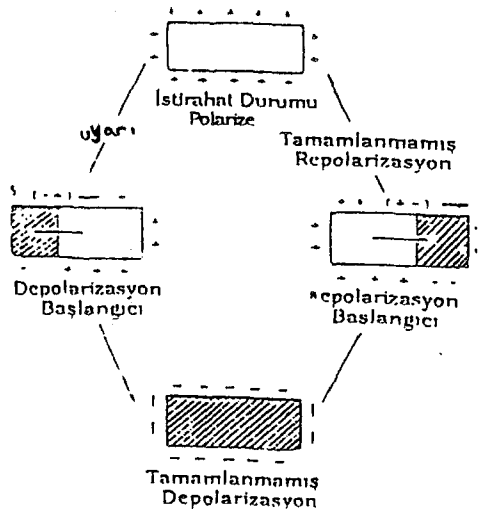
Bu zincirleme reaksiyon "kendi kendini uyaran hücreden" başlayarak bir depolarizasyon-repolarizasyon (Şekil 2) dönemini tüm kas kitlesine dağıtır.

Kendi kendine uyarılabilen hücreler kalp kasının tümünde bulunurlar fakat bazılarının depolarizasyon-repolarizasyon dönemi diğerlerinden farklılık gösterir. Normal kalp kasında en kısa uyarı dönemi sinoatrial düğümdeki kendi kendine uyaran hücrelerde meydana gelir.

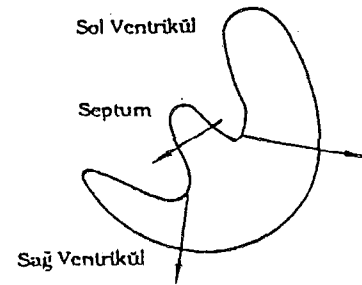
Atrium depolarizasyon boyunca geçen elektriksel dalga P dalgasını, ventrikül depolarizasyonunu oluşturan elektriksel dalga QRS kompleksini, ventrikül repolarizasyonu da T dalgasını oluşturur.

Kalbin elektriksel dönemi, aralıklarla elektriksel aktivitenin üç fazını oluşturur.

P dalgasıyla QRS kompleksi arasındaki PR ve PQ aralığı elektriksel dalganın atriumdan ventriküle kadar geçen zamanı ifade eder.



Şekil 2. Bir kas yapısındaki kontraksiyonla birarada gelişen elektriksel aktivite.



Şekil 3. Ventrikül depolarizasyonu mekanizması

QRS kompleksi ile T dalgası arasındaki ST bölümü olarak tanımlanan aralık ventriküllerin tamamıyla depolarize olduğu dönem, QRS aralığı, elektriksel aktivitenin ventriküllerde yayılma süresini yansıtır.

Normal kalbin primer uyarı odağı sinoatrial (SA) düğümünden başlar, her iki artium boyunca ilerler ve atrioventriküler (AV) düğümüne ulaşır. His dalına geçen dalga sağ ve sol dallara ayrılarak ventriküllerde Purkinje pleksusu ağında son bulur. Ventrikül kasının aktivasyonu önce septumda başlar ve her iki ventrikülün duvarlarına endokard'tan epikardiyuma doğru yayılır (Şekil 3).

Kalbin elektriksel aktivitesi mekanik kasılmanın iyi bir göstergesi değildir, miyokardın oksijenlenmesiyle de kesin bir ilişki göstermeyebilir sadece kalbin hemodinamik performansı ile ilgili kısıtlı bir değerlendirme sağlar.

2.3- EKG

2.3.1- Elektrokardiyografi Derivasyonları

Kalbin elektrofizyolojik değişikliklerinin ölçümleri kalbe doğrudan doğruya yaklaşım olamayacağından, vücut yüzeyinde yapılır. Potansiyel farkı ölçümü prensibine dayanılarak iki nokta seçilir. Ekstremitelerde ve göğüste seçilecek noktalar arasındaki ölçümler, elektrokardiyografinin 12 derivasyonunu oluşturur.

Bunlar taraf (bipolar ve unipolar) ve göğüs derivasyonları (unipolar) başlığı altında 2 grupta toplanır.

Bipolar taraf derivasyonları "I", "II", "III" olarak tanımlanırlar.

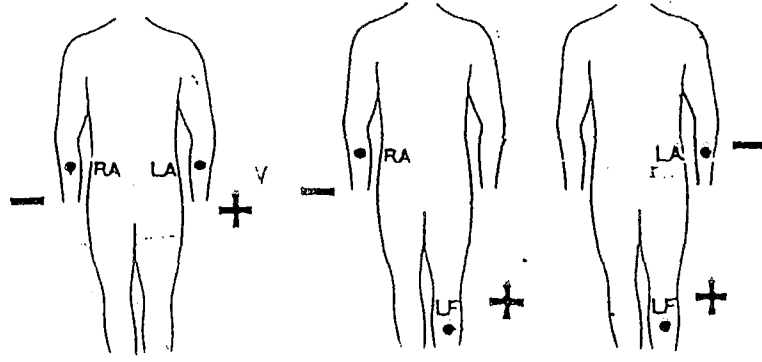
Sağ kol (RA), Sol kol (LA) ve sol bacak (LF) uçları sırasıyla:

Sağ kol (-) ve sol kol (+)

Sağ kol (-) ve sol bacak (+)

sol kol (-) ve sol bacak (+) kutuplarda bağlanırlar (Şekil 4).

I, II, III'ün eksenlerinin birleştirilmesiyle Einthoven adı ile bilinen bir üçgen elde edilir. Üç köşesindeki potansiyel farklarının toplamı sıfırdır, pratikte de standart derivasyonların toplamı sıfırdır.



Şekil 4. Bipolar, I, II, III, taraf derivasyonları.

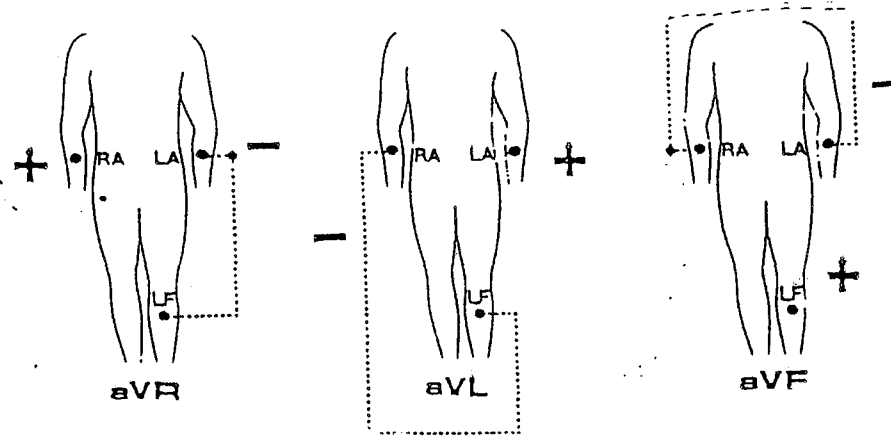
Unipolar taraf derivasyonları aVR, aVL, ve aVF olarak tanımlanır. Bu üç elektrodun birarada bağlanmasıyla nötral bir elektrod oluşturabilmektedir. Nötral elektrodun ilişkisi kesilen ve pozitif uçla araştırıcı elektrodla bağlantısı

aVR+ (sağ kol) - (sol kol + sol bacak)
aVL+ (sol kol) - (sağ kol+sol bacak)
aVF+ (sol bacak) - (sağ kol+sol kol)
unipolar taraf derivasyonlarını oluşturur (Şekil 5).

Unipolar göğüs derivasyonları V1, V2, V3, V4, V5, V6 olarak tanımlanır.

Yine nötral elektrod elektrokardiyografi cihazının negatif kutbuna bağlanarak araştırıcı pozitif elektrod prekordiyal noktalarla birleştirilirse unipolar göğüs derivasyonları elde edilir. Altı göğüs pozisyonu sırasıyla aşağıdaki gibi yerleştirilir:

- V1: 4. interkostal aralığa sternumun sağ yanına,
- V2: aynı aralıkta sternumun sol yanına,
- V4: midklaviküler hattın beşinci interkostal aralıkla kesiştiği noktaya,
- V3: V2 ile V4'ün tam ortasına,
- V5: dördüncü interkostal aralığın ön aksiller hatla kesiştiği noktaya,
- V6: dördüncü interkostal aralığın orta aksiller hatla kesiştiği nokta (Şekil 6).



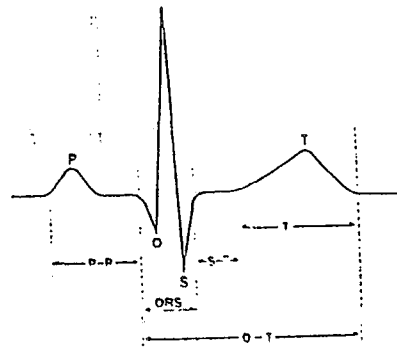
Şekil 5. Unipolar aVR, aVF, aVL taraf derivasyonları



Şekil 6. Unipolar göğüs derivasyonları.

2.3.2- EKG Görünümü

Kalbin elektriksel aktivitesinin başlıca 3 bileşeni P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasıdır. Bunlar sırasıyla atrium depolarizasyonu, ventriküllerin depolarizasyonu ve ventriküllerin repolarizasyonunu gösterir (Şekil 7).



Şekil 7. Normal elektrokardiyografi bileşimi

"P" dalgası

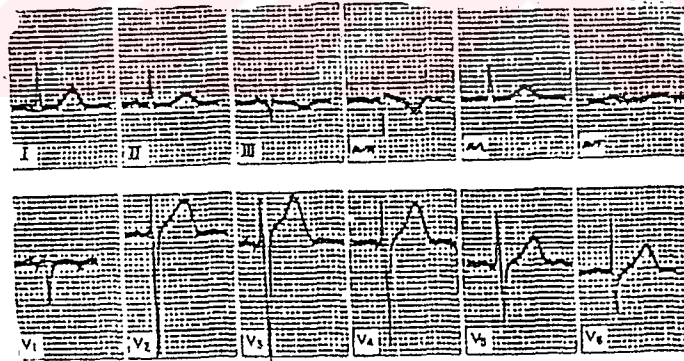
P dalgasının tepesi yuvarlak, sivri veya çentikli olabilir. Süresi en fazla 0.11 saniyedir. Yüksekliği 0.25 mV'den küçüktür. Büyük P dalgaları I ve II'ci derivasyonlarda görülür. I, II, aVF'de negatif; aVL'de pozitif veya negatif, iki fazlı da olabilir. Sapma yönü V1 de iki fazlı veya negatiftir.

"PR" Aralığı

PR aralığı, P dalgası başlangıcından Q dalgasının olmadığı durumlarda ikinci ölçüm noktası R dalgasının başlangıcıdır. Süresi 0.10-0.20 saniyedir.

"QRS" kompleksi

QRS kompleksi negatif bir Q, pozitif bir R ve negatif bir S dalgasından meydana gelir. Süresi 0.50-0.10 saniyedir. Yüksekliği en düşük 0.5 mV en yüksek 1.5 mV'dir.



Şekil 8. Normal elektrokardiyograf eğrisi

"ST" aralığı, ST aralığı taban çizgisi üzerindedir. Süresi 0.50 saniyedir.

"T" dalgası

T dalgası, süresi 0.10-0.25 saniyedir.

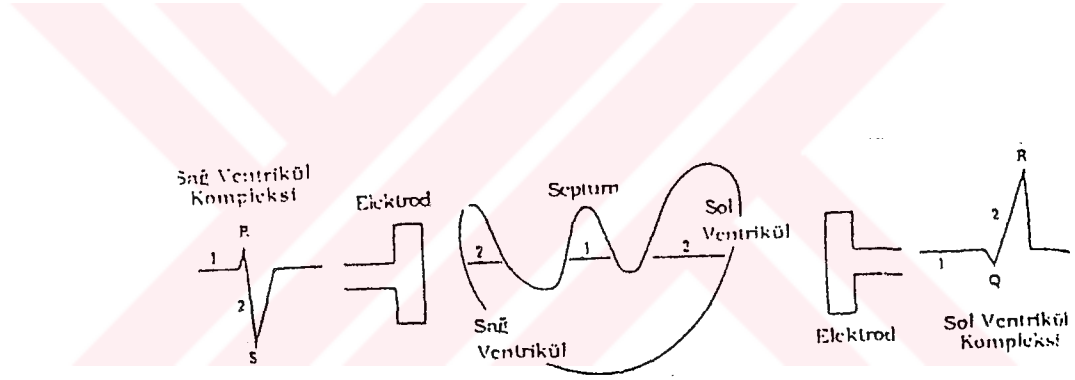
Defleksiyonu I, II, V2-V6 da pozitif; aVR'de negatif; aVL ve aVF'de pozitif, yassı iki fazlı ya da negatiftir. Yüksekliği en az 0.2 mV olmalıdır.

"U" dalgası

U dalgası gerçek klinik anlamı bilinmeyen küçük bir dalgadır.

"QT" aralığı

QRS kompleksinin başlangıcından T dalgasının bitimine kadar olan uzaklığı gösterir. Ventriküllerin depolarizasyon ve repolarizasyonu için geçen 0.35-0.44 saniyelik süreyi kapsar. Ventriküllerin mekanik sistolü için geçen süreyi ifade eder, fakat kalp atım hızı ile değişir.



Şekil 9. Sağ ve sol ventrikül QRS kompleksleri

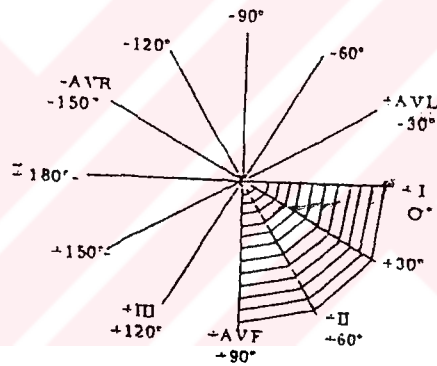
Normal EKG (Şekil 8) incelendiğinde 12 derivasyonun herbirinin değişik karakteristikleri olduğu görülür. III. derivasyonda küçük, gerilimin görüntülenmesi monitorizasyon için kullanılır. II. derivasyonda yüksek gerilim vardır. Unipolar taraf derivasyonları kalbin üç yönündeki elektriksel potansiyel farkını gösterir.

Göğüs derivasyonları unipolar olup kalbi yakın 6 noktadan potansiyel farklarını saptar.

2.3.3. Elektriksel Aks

· EKG'deki görünümle dipol vektörüne (aksına) bağlıdır. Bir elektriksel vektör, elektrod yönünde ise potansiyel farkı pozitif, elektrod'tan uzak aksi yönde ise bu fark negatiftir. Bu derivasyonlarda QRS kompleksi böylece farklı şekillerde ortaya çıkar. Ventriküllerin depolarizasyonunun başlangıçta septumda sonradan da ventriküllere doğru yayılım göstermesi QRS kompleksinde farklılıklar yaratmaktadır (Şekil 3).

Sağ ve sol ventrikül tarafına yerleştirilmiş birer elektrodla elde edilen potansiyel farkları sağ ventrikül için kısa pozitif R, yüksek negatif S olurken sol ventrikül için kısa negatif Q ile yüksek pozitif S olacaktır (Şekil 9).

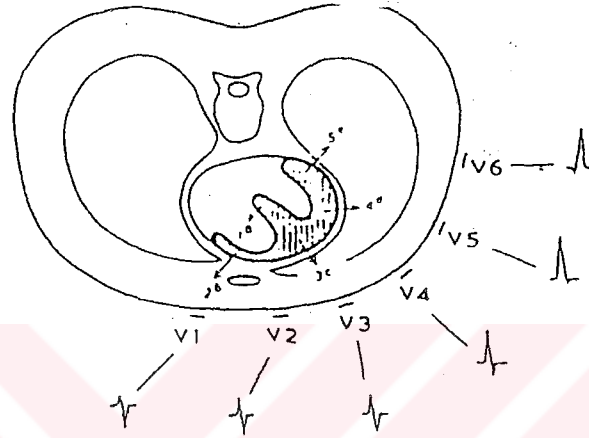


Şekil 10. Bipolar ve unipolar taraf derivasyon eksenlerinin biraraya gelmesi ile altı eksenli referans düzlemi.

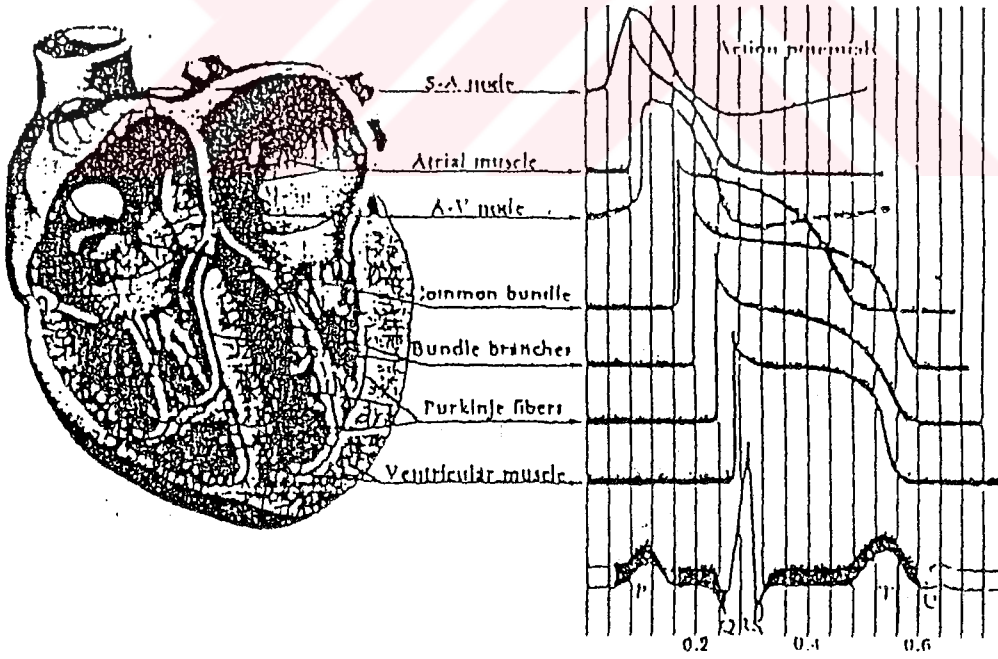
Göğüs elektrodları ile bu ilişki ve QRS kompleksi görünümü, her biri için düzenli aynı yönde, farklılıklar gösterecektir. Kalbin elektriksel eksenini bipolar taraf derivasyonlarının elektrod çiftleri ile birleştirildiğinde ortaya çıkan düz çizgilerle Einthoven üçgeni elde edilir. Üçgenin pozitif uçlarını gösteren köşeleri, "0" noktasını ifade eden merkezi ve negatif uçlarını gösteren karşıt noktaları vardır. Böylelikle 60 derecelik açıları olan üç eksenli bir düzlem oluşturulur. Unipolar taraf derivasyonlarının uçları aynı biçimde yerleştirildiğinde 180° pozitif alan içinde 60 derecelik açıları olan altı eksenli esas ana referans düzlem ortaya çıkar (Şekil 11).

Göğüs derivasyonları için V1 ve V6 eksenleri arasında da 115°'lik bir açı vardır, pozitif uçlar göğüs duvarı tarafında olanlar olup karşıt yöndekiler negatiftir (Şekil 11).

EKG monitorizasyonu artık rutin anestezi kullanım alanına yerleşmiş olup ameliyat sırasında hastanın izlenmesi yönünde de büyük önem taşımaktadır. Genellikle anestezi sırasında görüntülenen "II" derivasyonudur. Ameliyat sahası ve cerrahların çalışacakları bölge ve bazı diğer özel durumlar, daha değişik derivasyonların kullanımına yol açabilir. [1]



Şekil 11. Göğüs derivasyonlarının izlem olarak görünümü.

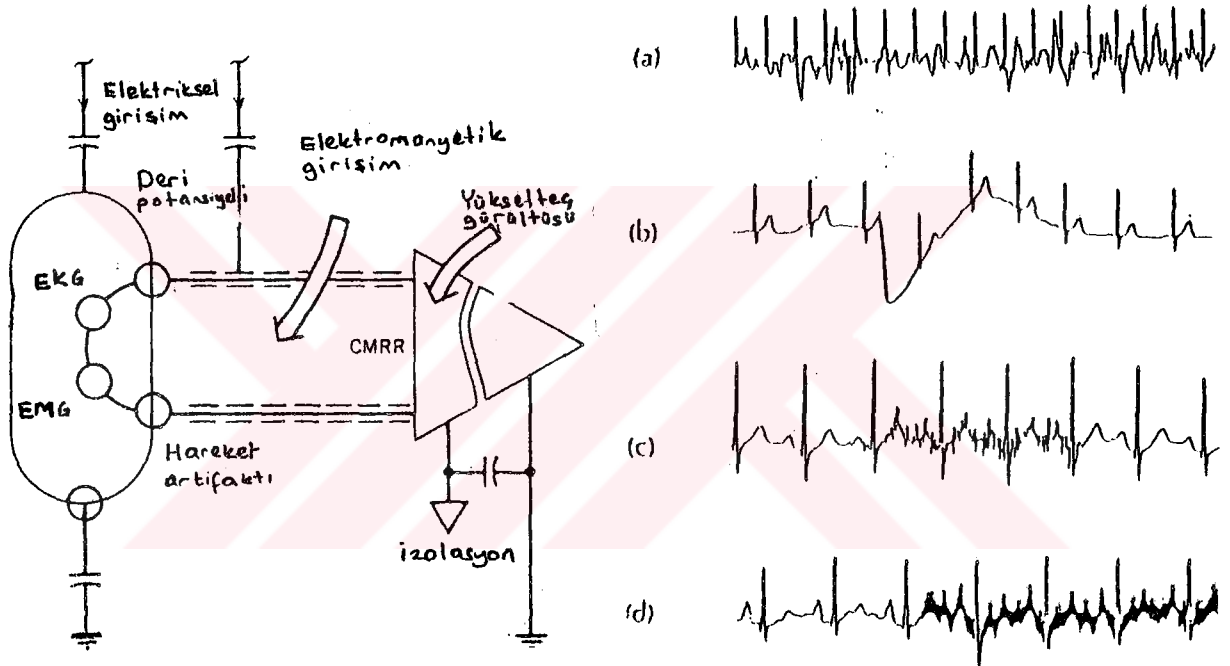


Şekil 12. Kalbin çeşitli bölgelerinin elektriksel aktiviteleri

Şekil 12 'de kalbin çeşitli bölgelerinin elektriksel aktiviteleri gösterilmektedir. Bu işaretlerin toplamında EKG işareti elde edilmektedir. [2]

BÖLÜM 3. ELEKTRO KARDİYOGRAFI İŞARETLERİNDE ELEKTRİKSEL GÜRÜLTÜ

Teşhis için kullanılan EKG işaretlerinin gürültüden büyük ölçüde arıtılması gerekmektedir. EKG işaretinin büyüklüğü genelde 1 mV civarındadır. Bu büyüklükteki işaretler biyolojik ve harici işaretlerden kolayca etkilenirler (Şekil 13). Şekil 14'de çeşitli gürültülerden etkilenmiş EKG kayıtları görülmektedir.



Şekil 13. Elektriksel Gürültünün Modeli

Şekil 14. Çeşitli EKG kayıtları:

a) Hareket artefaktı, b) Taban hattı kayması,
c) Kas gürültüsü, d) 50 Hz gürültüsü

3.1 BİYOLOJİK GÜRÜLTÜ KAYNAKLARI VE REFERANS KAYMASI

3.1.1 Deri Yüzeyi Potansiyelleri ve Hareketin Etkisi:

İnsan derisi, fizyolojik ve harici etkilerden dolayı elektriksel potansiyel kaynağıdır. Deride genelde hareketten dolayı DC 25 mV dolayında potansiyel oluşur. Bu potansiyel, yüksek geçiren bir filtre ile kolayca yok edilebilir. Fakat başka bir etki, bu potansiyel, işaretin QRS bölümünde olduğunda, QRS'i büyük miktarda bozar. Elektrotların yavaşça kayması

da, yavaş kayma sonucunda oluşan gerilim 0.05 Hz alt kesim frekansı olan yükselteçlerde filtre edilemez. Bu durumda yükselteç çıkışlarının, doyuma ulaşmasına sebep olur. Birçok araştırmacı, elektrotların kaymasında ve hastanın hareketinden dolayı oluşan deri potansiyellerine, engel olma yöntemleri olarak, derinin aşındırılması veya deride küçük delikler açmak olduğunu bulmuştur. Elektrotların iyi yerleştirilmesi ile elektrotların hareketlerinden dolayı oluşan gerilim azaltılır.

3.1.2 Kasın Dolayı Meydana Gelen Gürültüler:

İnsan vücudu kas gürültüsü üretir. Bu gürültünün büyüklüğü EKG işareti civarındadır, fakat frekansı daha yüksektir. Kas gürültüsünün büyüklüğü çeşitli kasların hareketleriyle orantılıdır. Bu gürültü, EKG kaydı sırasında kasların hareketlerini azaltarak düşürülebilir. Bu yöntemden başka, elektrotlar, büyük kas gruplarının uzağına konularak ve filtrenin bant genişliği 0.5 Hz-40 Hz arası tutularak azaltılabilir.

3.2 HARİCİ GÜRÜLTÜ KAYNAKLARI

Şehir şebeke geriliminin vücut yüzeyinde elektriksel indüklenmesi EKG işaretlerinde en önemli problemdir. Çevredeki elektrik hatları, elektrikli aletler, transformatörler vb'den ve manyetik olarak insan üzerine gürültü oluşur.

3.2.1 Manyetik Olarak İndüklenen Şebeke Gerilimi Gürültüsü:

İnsan vücudu, elektrotlar ve EKG cihazı, bir döngü teşkil eder. Harici elektromanyetik alanlar bu döngü vasıtasıyla vücuda bir akım indükler. Bu akım EKG elektrotlarından ve yükselteçlerden geçerek EKG işaretinin üzerinde oluşur. Manyetik olarak indüklenen akım, döngü ile sınırlanan alan ile orantılıdır. Bu durumdaki gürültü, elektrot kablolarının birbirlerine dolandırılmasıyla önlenabilir.

Şekil 15'de, İndüklenen I_d akımının bir bölümü R_{e1} , R_{e2} elektrot dirençleri ve R_1, R_2 dirençleri ile yükselteçe girer. Herhangi bir dengesizlik, ortak mod gerilimini, farksal mod gerilimine çevirir. İndüklenen akım R_{e3} sağ bacak elektrot direnciyle izole toprağa çıkar. Bu ortak mod gerilimini (V_c) yaratır. Yükselteç, topraktan izole edildiği için, izole toprak ile normal toprak arasında V_c ortak mod gerilimi oluşur.

3.3.1 Farksal Mod Girişimi:

Farksal mod girişiminin üç sebebi vardır. Bunlardan biri; elektrotlara, elektrostatik indüksiyon, diğer manyetik indüksiyondur. Bunlar uygun kablo dizaynı ile ve kabloların birbirine dolanmasıyla önlenebilmektedir. Üçüncüsü ise elektrotların empedansından dolayı indüklenen farksal gerilim olarak üretilir. Net etki,

$$E_{d2} = \frac{R_{e1} - R_{e2}}{R} V_c \text{ dir}$$

Burada $R = R_1 = R_2$ R_{e1} , R_{e2} ve V_c : ortak mod gerilimi

Bu farksal mod girişimi, elektrot empedansları eşit veya sıfır olursa yok edilir. Elektrot empedansları, derinin inceltilmesi ve yüksek iletkenliği olan elektrotlar kullanılmasıyla ihmal edilebilir.

3.3.2 Ortak Mod Girişimi:

Ortak mod girişimi, I_d indüklenen akım, ortak empedans R_{e3} den izole toprağa akarken V_c gerilimi ve izole olmayan taraftan C_s kaçak kondansatörü vasıtasıyla oluşan V_c'' gerilimi ile üretilir. Ortak mod gerilimi matematiksel olarak

$$V_c = V_c' + V_c''$$

yazılır.

$$V_c' = i_d R_{e3}$$

olarak yazılır.

Ortak mod gerilimi farksal yükselteç tarafından yok edilir. Çoğu farksal yükselteğin çok yüksek oranda ortak modda yok etme oranları (CMRR) vardır.

Ortak mod kaynağından gelen yükseltici çıkışındaki net elektriksel girişim aşağıdadır:

$$V_o = \frac{V_c}{CMRR}$$

BÖLÜM 4. ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZLARI İLE İLGİLİ BİLGİLER

4.1 ELEKTROKARDİYOĞRAFI CİHAZLARININ ÖZEL ŞARTLARI:

Amerikan Kalp Birliğinin Elektrokardiyografi komitesinin, standart elektrokardiyografi için başlıca önerileri aşağıdadır.

Giriş seviyesi : Cihaz en az 10 mV tepeden tepeye işareti işleyebilmelidir.

Giriş empedansı ve akımı: Elektrot ile toprak arası giriş empedansı 5 megaohmdan az olmamalıdır. Ölçme esnasında kullanılmayan bütün elektrotlar cihazın toprağına bağlanmalıdır. Kullanılan cihazdan vücuda 1 μ A dan fazla akım akmasına izin verilmemelidir. (Günümüzde 10 μ A dan az olan akıma izin verilmektedir.)

Merkezi terminal : Direnç devresinin gerektirdiği merkezi terminalin sebep olduğu distorsiyon %2 den fazla olmamalıdır.

Frekans cevabı : Cihazın frekans cevabı, 0.14 Hz den 25 Hz ye kadar olan bölümünde ± 0.5 dB den fazla sapma olmamalıdır. 100 Hz ye kadar olan bölümünde ise ± 3 dB den fazla sapma olmamalıdır.

Ortak modda yok etme oranı (CMRR) : Elektrot seçici anahtarının her pozisyonu için, kaydedici kazancı 10 mm/mV konumunda bütün elektrot uçları birbirine kısa devre edilsin, 120 Vrms 60 hZ'lik bir kaynağın bir ucu toprağına bağlansın, diğer ucu ise 22 pF'lik seri bir kondansitör ile birleştirilen elektrotlara uygulansın. Bu durumun ekranda 20 mV'dan fazla bir sapmaya yol açmaması gerekir, 20 mV'dan fazla sapma olmamalıdır.

Kalibrasyon : 1 mV standart gerilim, cihazın kalibrasyonu için var olmalıdır.

4.2 DOYUM VE KESİM DISTORSİYONLARI

Elektrokardiyogramda, uygun ayarlanmamış yükselteçler veya yüksek ofset gerilimleri, EKG' nin görünümünü büyük miktarda değiştiren doyum ve kesim distorsiyonları üretilmesine sebep olabilir. Eğer, işaret doyum noktasında bozulmuş ise QRS'in tepelerinin kesilmesine sebep olur. Yükseltecin çıkışı, doyum noktasının gerilimini geçemiyor demektir. Kesim durumu ise, yükseltecin negatif doyuma gitmesi demektir. (Yukarıda anlatılan durumun benzeridir).

4.3 TOPRAK DÖNGÜLERİ

Hastaya, EKG cihazı dışında başka bir cihaz da bağlanabilir. Doğru olarak cihazları topraklama şekli, bütün cihazların topraklarının kalın bir toprak hattında ortak bir noktada topraklanması ile olacaktır.

Toprak döngüsünün olması ve etkisi: Hastaya EKG cihazı bağlı olsun, ayrıca başka bir cihaz daha bağlı olsun. İkisinde toprak hatları ayrı olsun. Eğer, diğer cihazın toprak potansiyeli, EKG cihazının toprak potansiyelinden farklı olursa, hastanın vücut yüzeyine diğer cihazın elektrotlarından akım akacaktır. Bu akımın EKG işaretlerine bozucu etkisi olacaktır. Bunun yanı sıra emniyet problemleri ortaya çıkacaktır. Elektrokardiyogram işaretlerinde ortak mod gerilimi artacak bu yüzden ortak modda yok etme oranı düşecek işaretle gürültü artacaktır. Bundan kaçınmak için, her cihazı kalın bir toprak hattına, aynı noktaya bağlamak gerekir.

4.4 AÇIK ELEKTROT KABLOLARI

Elektrot kabloları koptuğunda veya elektrotlar iyi temas etmediğinde, ilgili EKG işaretinde ortak mod gerilimi oluşacak, işaret seçilemeyecektir.

4.5 SAĞ BACAK SÜRÜCÜ DEVRESİ

Farksal yükselteçler, biyopotansiyel işaretleri işlediği zaman, yükseltecin toprak noktasına göre hastanın üzerinde bulunan gerilim, ortak mod gerilim V_c olarak adlandırılır. V_c , yükselteç tarafından farksal girişim işareti olarak aktarılır, V_c 'yi, sağ bacağa elektrot takılarak, en aza indirgenmeye çalışılır. V_c 'nin küçük olması için hasta ve yükselteç arasındaki elektrotun düşük dirençli olması gereklidir. Elektrotun direkt olarak hasta bacağına bağlanmasının iki mahsuru vardır. 1. Eğer devre izole edilmemiş ise hastanın bacağına üçüncü elektrottan tehlikeli akım akar. 2. Zayıf elektrot teması, hasta bacağı ve devrenin toprağı arasında 100 K Ω kadar direnç oluşmasına sebebiyet verir.

Üçüncü elektrodun en geniş ve etkin kullanılması, sağ bacak sürücü devresi kullanılmasıdır. Bu devre, her iki probleminde üstesinden gelir. Etkili elektrot direncini büyük derecelerde düşürür, ve hastanın bacağına emniyetli miktarda akım akmasına izin verir. Bu devrenin çok kullanılmasına rağmen optimum dizayn tekniği için çok az miktarda makale yazılmıştır. Bununla beraber optimum olmayan devrelerinde V_c 'yi azalttığı sanılır. Çünkü 1. optimal olmayan devre, girişim, EKG devresinin hissedeceği seviyenin altına çeker, veya 2. diğer kaynaklar V_c 'den daha fazla girişim yaratır.

4.5.1 Bant Genişliğinin Önemi:

Normalde, bir insan, floresan ışığından 1-2 m uzakta olduğunda, bunun gürültüsü aynı uzaklıkta bulunan şehir şebeke geriliminden %10-%50 daha fazladır. Bu durumda V_c 'nin 1KHz'lik bileşeni 50 Hz'den daha fazla bulunur, çünkü alçak geçiren filtrede bulunan kondansitörden dolayı yüksek frekanslarda yükseltecin giriş empedansı daha düşer, bu yükseltecin CMRR'sini düşürür.

4.6 İZOLASYON

Kalbi, kaçak elektrik akımlarından korumak, EKG ile ilgili cihazlarda oldukça önemli bir konudur. Hastaya bağlanan elektrotlar, kalbe çok yakın olduğu için vücuttan ancak $10 \mu A$ 'dan düşük akımın geçmesine izin verilmiştir. Değişik uygulamalarda, çeşitli şekillerde kalbe kaçak elektrik akımı akar. Örnek olarak; hastanın yüksek gerilim kaynağına dokunması, uygun şekilde olmayan topraklama, hastaya bağlı cihazlardan yüksek seviyelerde kaçak akım akması vb.

Vücuttan kaçak akım akması hastanın topraklanmış bir metale değmesi ile artar. Hastadan devamlı $10 \mu A$ 'den az akım akmasına Amerikan Milli Standart Enstitüsü'nce izin verilmiştir. Kaçak olarak anlık geçen akıma $100 \mu A$ kadar izin verilmiştir. (4)

Yüksek frekanslarda geçen kaçak akımın etkisi, alçak frekanslarda geçen akımın etkisinden daha azdır. $100 KHz$ 'de $1 mA$ 'ya kadar kaçak akıma izin verilebilir.

Kaçak akımı önlemenin başlıca yöntemi cihazlarda elektriksel izolasyon kullanmaktır. Elektriksel izolasyon devresinin, yüksek empedansı ve küçük elektriksel akım kaçağı olmalıdır.

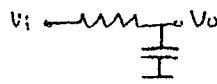
BÖLÜM 5. GERÇEKLEŞTİRİLEN DONANIM VE YAZILIM

5.1 GERÇEKLEŞTİRİLEN DEVRENİN AÇIKLANMASI

Devre, sekiz ana bölümden ibarettir. İlk altı kat izole, yedinci kat ise izole olmayan katlardır. Sekizinci kat ise izole katta bulunan sağ bacak sürücü devresidir. Bu tip devrelerde, ön yükselteç tampon devresinden ibarettir. İkinci kat, derivasyonların elde edilmesi için kullanılan Wilson direnç devresidir. Üçüncü kat, direnç devresi yardımı ile işaretleri farksal yükselteçler ile işleyerek standart derivasyonlar elde etmekte kullanılır. Dördüncü kat, enkoder ile kontrol edilen analog multiplekser vasıtasıyla istenen iki kanalı seçen devredir. Beşinci kat, yükseltici katıdır. Altıncı kat DC gerilimi ve yüksek frekanstaki gürültüleri filtre etmek için kullanılan bir devredir. Altıncı kattan yedinci kata işaretler optokaplır ile aktarılır. Yedinci kat, ayarlı, işaretin tersini alarak yükselten bir devredir. Sekizinci kat, ortak moddaki işaretleri azaltmak için kullanılan bir sağ bacak sürücü devresidir. Yedinci devreden sonra işaretler bilgisayara ADC ile aktarılır ve bilgisayar tarafından görüntülenir.

Birinci Kat

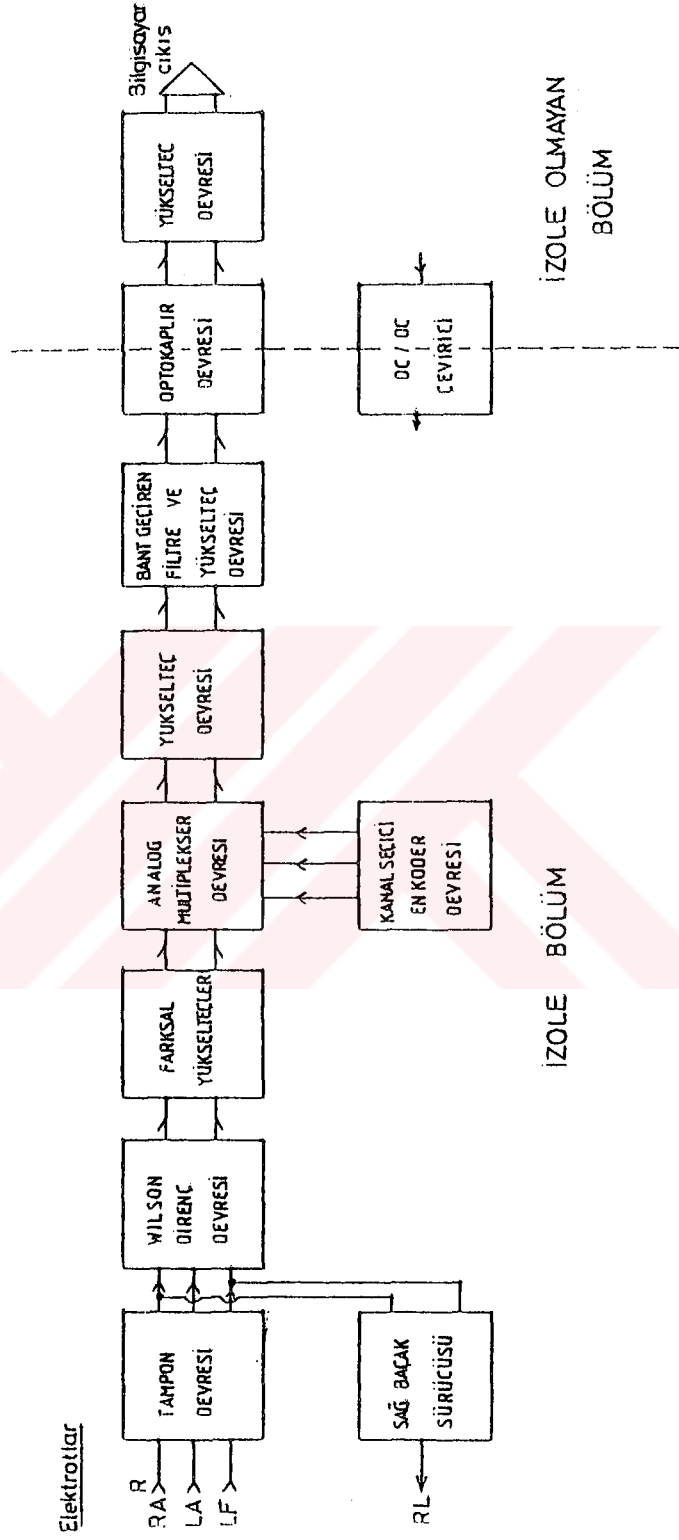
Tampon katına gelmeden evvel bir RC devresi kullanılmıştır. bu devrenin amacı, hastanede bulunan yüksek frekanslı ve çok büyük miktarlarda işaret yayan cihazların yaydığı işaretin engellenmesi içindir.



Şekil 16. Alçak geçiren filtre

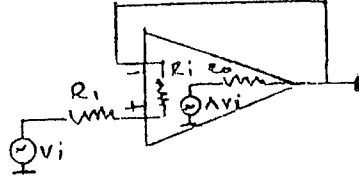
Kesim frekansı 80 kHz'dir (Şekil 16).

Tampon katının giriş direnci yüksek olmalıdır. Standartlara göre hastadan en fazla 10 μ A akım çekilmelidir. Kullanılan elemanların bias gerilimleri ve bias akımları çok düşük olmalıdır. Tampon devresinde kullanılan işlevsel yükseltecin içi direnci 10¹² ohm'dur, bias akımı en fazla 50pA'dır (Şekil 17).



GERÇEKLEŞTİRİLEN DEVRENİN BLOK DİYAGRAMI

Devrenin iç direnci $R_{i\zeta}$ (işlemsel yükseltecin uygulama iç direnci)



Şekil 17. Tampon devresi

İşlevsel yükseltecin uygulama iç direncinin hesabı

$$\Delta V_o = A V_d = A(\Delta V_i - \Delta V_o) \Rightarrow \Delta V_o = \frac{A V_i}{A+1}, \Delta i = \frac{\Delta V_d}{R_d} = \frac{\Delta V_i - \Delta V_o}{R_d} = \frac{\Delta V_i}{(1+A)R_d}$$

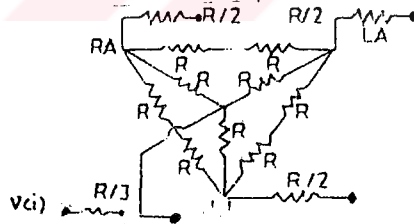
R_i yukarıda da bahsedildiği gibi 10^{12} ohm civarındadır. İşlevsel yükseltecin kazancı 50.000'dir.

$$R_{i\zeta} = (A+1) R_d = 5 \times 10^{10} \text{ megaohm'dur.}$$

Bu değerde standartlara uygun bir değerdir.

İkinci Kat

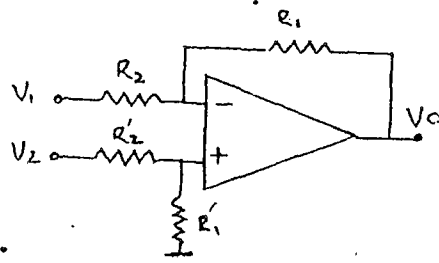
İkinci kat, derivasyon elde etmek için kullanılan Wilson direnç devresidir (Şekil 18).



Şekil 18. EKG derivasyonlarını elde etmek için kullanılan direnç devresi

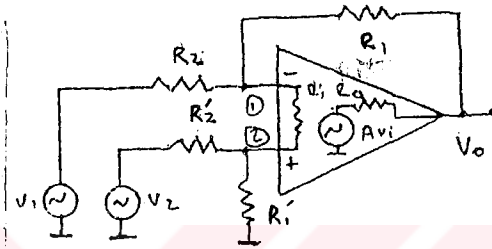
Üçüncü Kat

Üçüncü kat ise, direnç devresi ile elde edilen işaretlerin farksal yükselteçler ile standart derivasyonlar elde etmek için kullanılır. Buraya kadar gelen işaretlere, şehir şebeke geriliminin gürültüsü ve diğer ortak mod gürültüleri binmiş vaziyettedir. Bunu yok etmek için, bu katta kullanılan işlevsel kuvvetlendiricilerin, ortak modda yok etme oranı yüksek seçilmiştir. Tabii ki, devrede kullanılan dirençlerinde birbirine göre değeri dikkatli seçilmiştir.



Şekil 19. Farksal yükselteç

Ortak mod yok etme oranının yüksek olması için R_1 direncinin R_1' 'e, R_2 direncinin R_2' 'ye çok yakın olması gerekmektedir. Farksal moddaki kazanç R_2/R_1 'dir (Şekil 19).



Şekil 20. Farksal yükselteç lç devresi

R_1 çok büyük olduğu için üzerinden oluşan gerilime nispeten çok küçük bir akım geçer. Bu akım ihmal edilebilir (Şekil 20).

R_o üzerinden geçen akım $\frac{V_1 - V_0}{R_1 + R_2}$ dir.

$$\text{O zaman } V_0 = R_o \frac{V_1 - V_0}{R_1 + R_2} + A V_d \quad (A)$$

$$V_d = e_2 - e_1 \quad (B)$$

$$e_2 = \frac{V_2}{R_1' + R_2'} R_1' \quad (1) \quad 1, \quad 2, \quad A \text{ ve } B' \text{ den}$$

$$e_1 = \frac{V_0 - V_1}{R_1 + R_2} R_1 + V_1 \quad (2) \quad V_0 = R_o \left(\frac{V_1 - V_0}{R_1 + R_2} \right) + A \left(\frac{V_2 R_1'}{R_1' + R_2'} - \frac{V_0 - V_1}{R_1 + R_2} R_1 - V_1 \right)$$

$$V_0 \left(1 + \frac{R_o}{R_1 + R_2} + \frac{R_1 A}{R_1 + R_2} \right) = V_1 \left(\frac{R_o}{R_1 + R_2} + \frac{A R_1}{R_1 + R_2} - A \right) + V_2 \frac{A R_1'}{R_1' + R_2'} \quad (3)$$

$$K = 1 + \frac{R_o}{R_1 + R_2} + \frac{R_1 A}{R_1 + R_2}$$

$$V_0 = \frac{M}{K} (V_2 - V_1) + \frac{N}{K} (V_2 + V_1) \quad (4)$$

M ve N sabitlerini bulmak için 4 numaralı eşitliği açar ve 3 numaralı eşitlikte karşılaştırırız.

$$V_0 K = V_1 (-M + N) + V_2 (M + N) \quad (5)$$

3 ve 5 numaralı eşitliklerden

$$-M+N = \frac{R_0}{R_1+R_2} + \frac{AR_1}{R_1+R_2} - 1 \quad (6)$$

$$M+N = \frac{AR_1'}{R_1'+R_2'} \quad (7)$$

6 ve 7'den

$$M = \frac{1}{2} \left(-\frac{R_0}{R_1+R_2} + A \left[\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} + \frac{R_2}{R_1+R_2} \right] \right) \quad (8)$$

$$N = \frac{1}{2} \left(-\frac{R_0}{R_1+R_2} + A \left[\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} - \frac{R_2}{R_1+R_2} \right] \right) \quad (9)$$

Eğer $A \gg 1 \rightarrow$

$$M \approx A \left(-\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} + \frac{R_2}{R_1+R_2} \right)$$

$$N \approx A \left(\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} - \frac{R_2}{R_1+R_2} \right)$$

Bu durumda

$$V_0 = \frac{\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} + \frac{R_2}{R_1+R_2}}{\frac{R_1}{R_1+R_2}} (V_2-V_1) + \frac{\frac{R_2'}{R_1'+R_2'} - \frac{R_2}{R_1+R_2}}{\frac{R_1}{R_1+R_2}} (V_2+V_1)$$

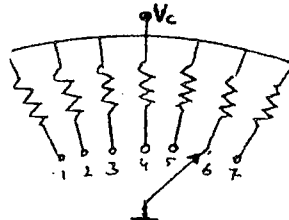
Kullanılan dirençlerin değerleri $R_2=240$ kohm, $R_1=75$ kohmdur.

Farksal mod kazancı $A = \frac{240 \times 10^3}{75 \cdot 10^3} = 3.2$ 'dir.

Bu katta elde edilen işaretler, I, II, III, AVR, AVL, AVF, V(I)'dir.

Dördüncü Kat

Dördüncü kat, her kanal için yedili anahtar sistemiyle, enkoder girişine 12 K ohm'luk dirençler ile gerilim uygulanmaktadır. 1'den 7'ye kadar olan noktalardan tümleşik devre girişlerine işaret uygulanır. Normal durumda, 12 k ohm'den geçen akım ilgili girişi, yüksek durumda tutmaktadır. Anahtarın geldiği konumda, ilgili giriş toprak çekilecektir (Şekil 21).

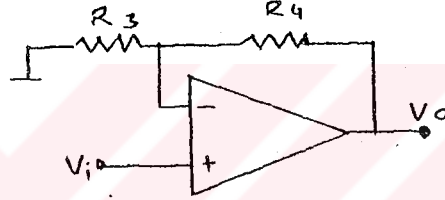


Şekil 21. Enkoder için seçici direnç devresi

Bu girişe karşılık gelen BCD işareti çıkışta elde edilir. BCD işaretleri analog multiplekser tümleşik devresinin kontrol girişlerine uygulanır. Uygulanan kontrol işaretine göre girişlerden biri çıkışta görülür. Bu tümleşik devrede, seçilen kanalın direnci 80 ohm'dur. Diğer kanallardan kaçan akımın miktarı ise 10 pA'dır.

Beşinci Kat

Beşinci kat, analog multiplekserde elde edilen işareti, filtre devresine ve optokaplır devresine yeterli gerilim sağlamak üzere gerçekleştirilmiştir (Şekil 22).



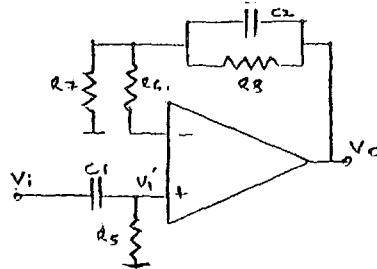
Şekil 22. Yükselteç

$$V_i = \frac{R_3}{R_4 + R_3} V_o \quad V_o = \frac{R_4 + R_3}{R_3} V_i \quad V_o = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) V_i$$

$$A = 1 + \frac{R_4}{R_3} = \text{kazanç}$$

Altıncı Kat

Altıncı kat, bant geçiren filtre ve yükselteç devresidir (Şekil 23).



$$\tau_1 = R_5 \cdot C_1$$

$$\tau_2 = R_8 \cdot C_2$$

Şekil 23. Bant geçiren filtre ve yükselteç devresi

$$V_i' = \frac{V_i R_5}{R_5 + \frac{1}{J\omega C_1}} = \frac{V_i R_5 (J\omega C_1)}{(R_5 (J\omega C_1) + 1)}$$

$$V_i = \frac{R_7 V_0}{R_7 + \frac{(R_8)}{\frac{JWC_2}{R_8 + \frac{1}{JWC_2}}}} = \frac{R_7 V_0}{R_7 + \frac{R_8}{JW\tau_2 + 1}} = \frac{R_7(JW\tau_2 + 1)V_0}{JWR_7\tau_2 + R_7 + R_8}$$

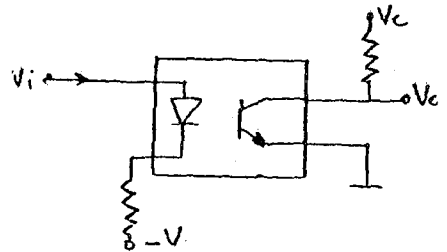
$$\frac{R_7(JW\tau_2 + 1)V_0}{JWR_7\tau_2 + R_7 + R_8} = \frac{R_5(JW\tau_1)}{R_5(JW\tau_1) + 1}$$

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{R_5(JW\tau_1)}{JW\tau_1 R_5 + 1} \cdot \left(1 + \frac{R_8}{R_7(JW\tau_2 + 1)}\right) = A_F$$

Devrenin kazancı A_F 'dir.

Bu devrenin frekans cevabı 4 Hz ile 40 Hz arasında düz, 0.004 Hz ile 150 Hz arasında sapma -3 dB'dir

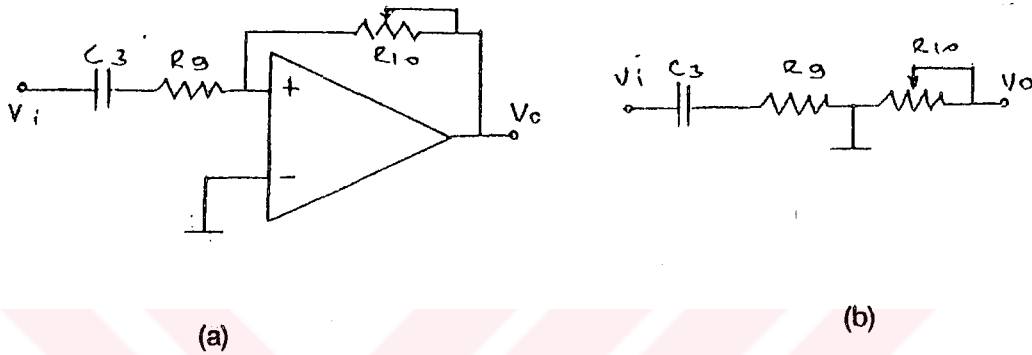
İşaret yedinci kata optokaplır vasıtasıyla geçer, optokaplır'ın yapısından dolayı, optokaplır işaretin tersini alır. İşaretin negatif kısımlarında geçmesi için optokaplır referans noktası olarak (-) kaynak kullanılmıştır (Şekil 24).



Şekil 24: Optokaplır devresi.

Yedinci Kat

İzole olmayan yedinci kısımda, işlevsel yükseltecin, - girişine işaret uygulanır. Ayarlı kazanç devresi ile işaret, yükselteç çıkışına gönderilir. (Şekil 25).



Şekil 25. Yükselteç

$$\frac{V_i}{R_9 + \frac{1}{j\omega C_3}} = \frac{V_0}{R_{10}} \rightarrow \frac{V_0}{V_i} = \frac{R_{10}}{R_9 + \frac{1}{j\omega C_3}} = \frac{j\omega R_{10} C_3}{j\omega R_9 C_3 + 1} \quad (1)$$

$$|WR_9 C_3| = 1$$

$$2\pi f R_9 C_3 = 1 \quad f_{k_3} = \frac{1}{2\pi R_9 C_3}$$

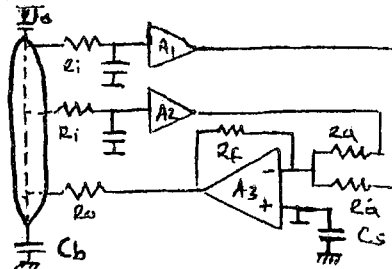
yüksek geçiren filtrenin köşe frekansı f_{k_3} 'dir.

$$f_{k_3} = \frac{1}{2\pi \times 75 \times 47 \cdot 10^{-3}} = 0.045 \text{ Hz'dir.}$$

Eşitlik (1) den görüldüğü gibi bu devre yüksek geçiren bir devredir, DC gerilimi ortadan kaldırmak için kullanılmıştır.

Sağ bacak sürücü devresi:

R_a , R_a' dirençleri, ortak mod, gerilimini algılamak için elektrot tampon devresinin çıkışlarına takılır. A3 yükselteci, bu algılanan işaretleri



Şekil 26. Sağ bacak sürücü devresi

toplar, tersini alır, üçüncü elektrot ile sağ bacağa uygular. EKG sistemlerinde üçüncü elektrot genelde sağ bacağa bağlanır. Bu yüzden devre sağbacak sürücüsü ismini almıştır. Resimde gösterildiği gibi, kaçak akım I_d , vücuda kaçak kondanstöründen akar, bu akım ikiye bölünür. Birinci bölümü doğrudan toprağa akar I_{d1} , ikinci bölümü toprağa sağ bacak sürücü devresinden doğru akar (Şekil 26).

$$I_{d2} = \frac{I_d C_s}{C_s + C_b} \quad (1)$$

C_s , yükseltecin toprağı ve normal toprak arasındaki geçiş kondanstörüdür. C_b ise vücut ile normal toprak arasındaki geçiş kondanstörüdür.

$$V_o = -GV_c \quad G = 2R_f/R_a \quad (2)$$

$$V_o = V_c - (R_o + R_{e1}) I_{d2} \quad (3)$$

G , İşaretin tersini alan yükseltecin direnç oranıdır. R_{e1} ise elektrot direncidir. R_o ise akım sınırlayan dirençtir.

$$V_c = R_c I_{d2} \quad R_c = (R_o + R_{e1}) / (G + 1) \quad (4)$$

Eğer üçüncü elektrot direkt olarak toprağa bağlasaydı, hasta ile yükseltecin toprağı arasındaki etkili direnç R_{e1} olacaktı (4) Eşitlikten görüldüğü gibi, üçüncü elektrot, sağ bacak sürücü devresine bağlandığında, ve $G > (R_o/R_{e1})$ olduğunda etkili direnç azaltacak ve bundan dolayı V_c azalacaktır.

$$\text{Bizim devremizde } G = \frac{2 \times 10^6}{10^3} = 2000 \quad \text{dir.}$$

R_{e1} genelde 100 K ohm'dur.

$2000 > (10/100)$ Görüldüğü gibi bu şart sağlanmaktadır.

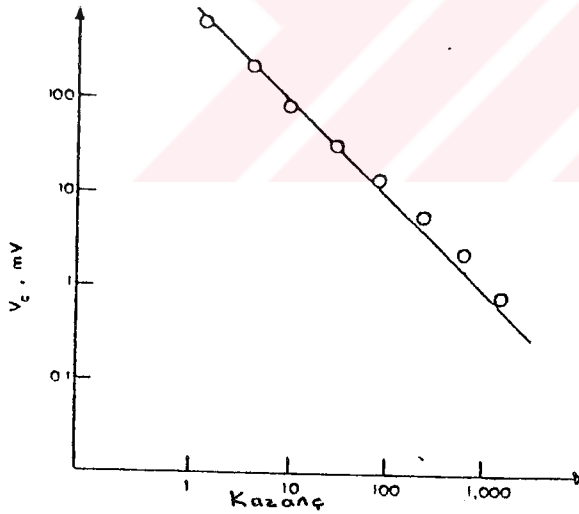
(1) ve (4) eşitlik, izolasyon kondansötörü C_s , C_b 'ye göre küçüldüğünde V_c 'nin azalacağını gösterir. Eğer şebeke gerilimi hasta üzerinde oluştuğunda, NFPA standardına göre hastadan en fazla 20 μA

geçmesi gerektiğini söyler. İzole toprak ile normal toprak birleştiğinde, elektrotlar ile normal toprak arasında 11 M ohm ($220/20 \mu A$) direnç olmalıdır. R_o sağ bacakta sınır akım akıtacak seviyeye yükseltilebilir, fakat doyum gerilimi durumunda A_1 ve A_2 bozulabilir ve tehlikeli akım iletirler. Çoğu biyopotansiyel izolasyon devrelerinde, C_s kondansitörü şebeke gerilimi vücutta oluştuğunda, vücuttan emniyetli akım akmasını sağlayan değerdedir.

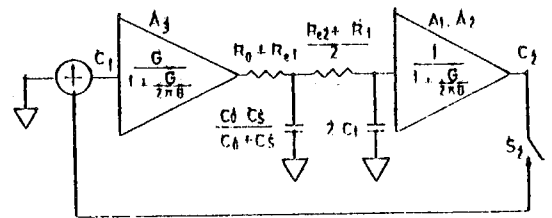
$$C_s < [(20 \mu A) / (2\pi 50) \times 220V] = 288 \text{ pF}$$

288 pF'nin altındaki kondansitör değerleri emniyetlidir. Bizim devremizde kullandığımız DC/DC çeviricinin kapasitesi 7 pF'dir.

Sağ bacak devresinin kazancının büyük olması V_c 'yi azaltır. Fakat devrenin kararlı olması için belli bir değerden büyük olmaması gerekir.



Şekil 27. Kazanca karşı düşen ortak mod gerilimi



Şekil 28. Açık döngü yükselteç devresi

Şekil 27. V_c 'yi küçültmek için, kazancın büyük olması gerektiğini gösterir.

A_1 , A_2 ve A_3 yükselteçleri kompanse edilmiştir. A_1 ve A_2 'nin kazancı birdir. İlgili frekanslarda faz kaymasına sebebiyet vermemektedir.

A₃'ün bant genişliği $f=B/G$ 'dir. $f= \frac{5.10^6}{2000} = 5\text{KHz}$

Şekil 28'de herbiri -90° faz kaymasına sebep olan iki RC katı vardır. Seri olan R₀ ve R_{e1} dirençleri seri olan C₆ ve C₅ kondansörleri ile alçak geçiren bir filtre teşkil etmektedir.

Açık döngü transfer fonksiyonu

$$\frac{V_{C2}}{V_{C1}} = \frac{G}{[1+S / (2\pi fa)] [1+ks / (2\pi fn)] [1+S / (2\pi fn)]} \quad (7)$$

$$G=2RF / R_a$$

fa=Sağ bacak sürücüsünün köşe frekansı

B=A₃ yükseltecinin bant genişliği

$$fn=1 / [2\pi(\tau_1 \tau_2)^{1/2}], \quad k=\zeta + (\zeta^2-1)^{1/2} \quad (8)$$

$$\zeta=(\tau_1+\tau_2+\tau_3) \pi fn, \quad \tau_3= (R_0+R_{e1}) C_1$$

$$\tau_1=(R_0+R_{e1}) (C_b C_s) / (C_b+C_s), \quad \tau_2=(R_{e2}+R_1) C_1$$

Eğer ikinci katın birinci katı yüklemesi ihmal edillirse,

($\tau_3 \ll \tau_1$ veya $\tau_3 \ll \tau_2$) o zaman

$$\frac{V_{C2}}{V_{C1}} = \frac{G}{[1+S / (2\pi fa)] (1+S\tau_1) (1+S\tau_2)} \quad (7)$$

V_{C2}/V_{C1}'in 1'den küçük olması devreyi osilasyondan korur. [4]

5.2 YAZILIMIN AÇIKLANMASI

EKG yükseltecinden elde edilen iki kanal işaret bir Analog/Dijital çevirici kartı ile bilgisayara uygulanmıştır. Quick Basic programlama dilinde yazılan bir program ile işaret monitörde görüntülenmektedir.

Bu program genel olarak beş bölüme ayrılmıştır. Bu bölümler; görüntüleme, kaydetme, kaydedilen işaretin tekrar görüntülenmesi, işaretin dondurulması ve işaretin geriye doğru taranmasıdır (Akış diyagramı sayfa 36).

Programın başında gerekli olan değişkenler ve boyutlar tanımlanmıştır.

Görüntüleme kısmında ilk olarak ADC kartında bulunan çoğullayıcı seçilmiştir. Bilgi ADC kartından okunur, okunan bilgi monitörde görüntülenecek forma çevrilir. Bilgisayarda kullanılan grafik kartı VGA olduğu için yatay olarak en fazla 640 nokta görüntüleyebiliriz. Bir döngü vasıtasıyla 1'den 640'a kadar sayıcı çalıştırılır. Her nokta için ADC'den alınan bilgi ekranda Y noktası, sayıcının saydığı, X noktası olarak gösterilir. Quick Basic'de kullanılan komut ile 1'den 640'a kadar olan bütün noktalar monitörde görüntülenir (640 adet nokta ekranda görüntülenir). Sayıcı 640'ı geçtiğinde sıfırlanır ve tekrar 640'a doğru saymaya başlar. Bu saymadan önceki bilgiler daha evvel başka bir boyuta atanmıştır. Yeni bilgileri ekranda görüntülemek için daha evvel hafızaya atılmış X,Y noktaları silinir, yatay eksene X, düşey eksene yeni gelen bilgi Y ekseninde karşılık gelen yere nokta konur.

Böylece ekranda yürüyen bir işaret monitörde devamlı görüntülenir. İstenildiği anda K tuşuna basmak suretiyle en son görüntülenen 3 dakikalık bilgi bir dosyaya kaydedilir. K tuşuna bastığımızda kaydetmek istediğimiz dosya ismi monitörde sorulur. Dosya ismi olarak herhangi bir kelime girebilirsiniz.

Dosyadaki kaydedilmiş bilgi görüntülenirken herhangi bir anda D tuşuna basılarak işaret dondurulabilir. Dondurulan işaret, B tuşuna basılarak geriye doğru taranabilir. Herhangi bir anda C tuşuna basıldığında görüntüleme biter.

Gerçek zamanda monitörde normalde 5 saniyelik işaret görüntülenmektedir. Yatay eksen 640 noktadan ibaret olduğuna göre örnekleme saniyede 128'dir. Monitör sistemlerinde kabul edilen bant genişliği 0,5Hz - 40Hz olduğuna göre bu örnekleme yeterlidir. Program çalıştırıldığında ilk anda gerçek zamanda gösterilecek işaretin normal (monitörde 5 saniyelik işaret) veya dar (monitörde 9.5 saniyelik işaret) görüntülenmesi sorulur. İsteğe göre istenen modda görüntülenebilir.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Master projesinde, EKG'nin fizyolojik nedenleri incelenmiş, oluşma sistemleri anlatılmıştır. EKG işaretine bulaşan gürültüleri kaldırma yöntemleri anlatılmıştır.

Devrenin gerçekleştirilmesinde, ortak mod bastırma oranı yüksek tutulmaya çalışılmıştır. Ortak mod bastırma oranı, tasarlanan analog devrede 78.9'dB'dir. Devre tasarlanırken hasta, emniyetine birinci derecede önem verilmiştir.

Bu projede ortaya çıkan en önemli sonuç temiz bir EKG işareti elde etmek için işaret eğer bilgisayarda işleniyorsa gürültünün Adaptif bir filtre ile temizlenmesi iyi sonuç verecektir.

Monitör sistemlerinde 40 Hz'lik bir bant genişliği yeterlidir. Ekranda 5 periyot 2 kanal işaret görüntülenmektedir.

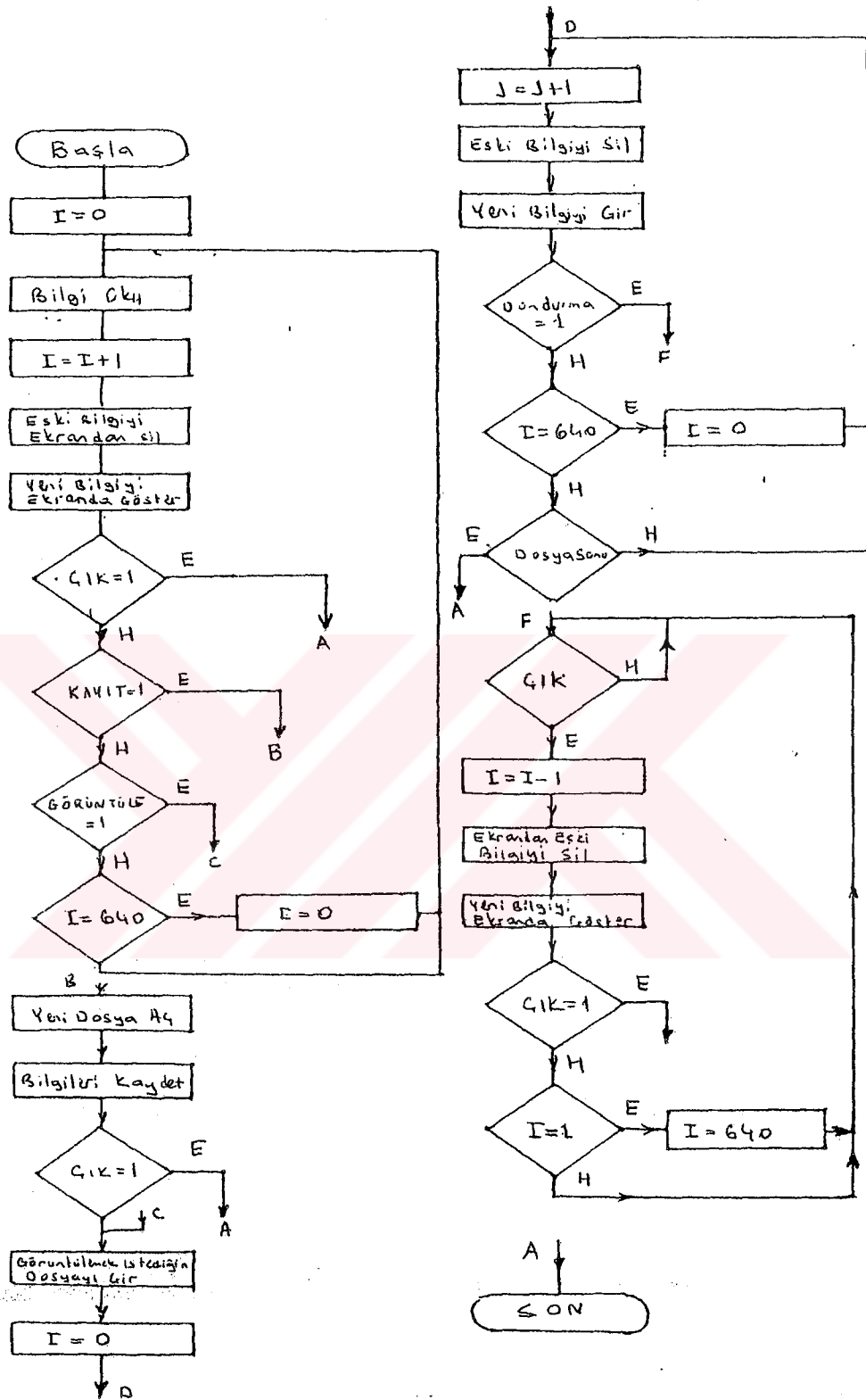
Yatay eksende 640 nokta olduğundan dolayı $(640/5 = 124)$ saniyede 124 örnekleme monitör sistemleri için yeterlidir.

Bundan sonra yapılması gerekenlerden bazıları, EKG QRS seçimi, Arıtmı seçimi olarak düşünülebilir. Bir Adaptif filtre işaretin temizlenmesi için iyi olacaktır. Programın yazıldığı dil Quick Basic'dir. Bu dilin hızı düşük olduğu için, yukarıdaki bahsedilen özellikler ancak daha hızlı bir programlama dilinde uygulanması gerekmektedir (örneğin PASCAL).

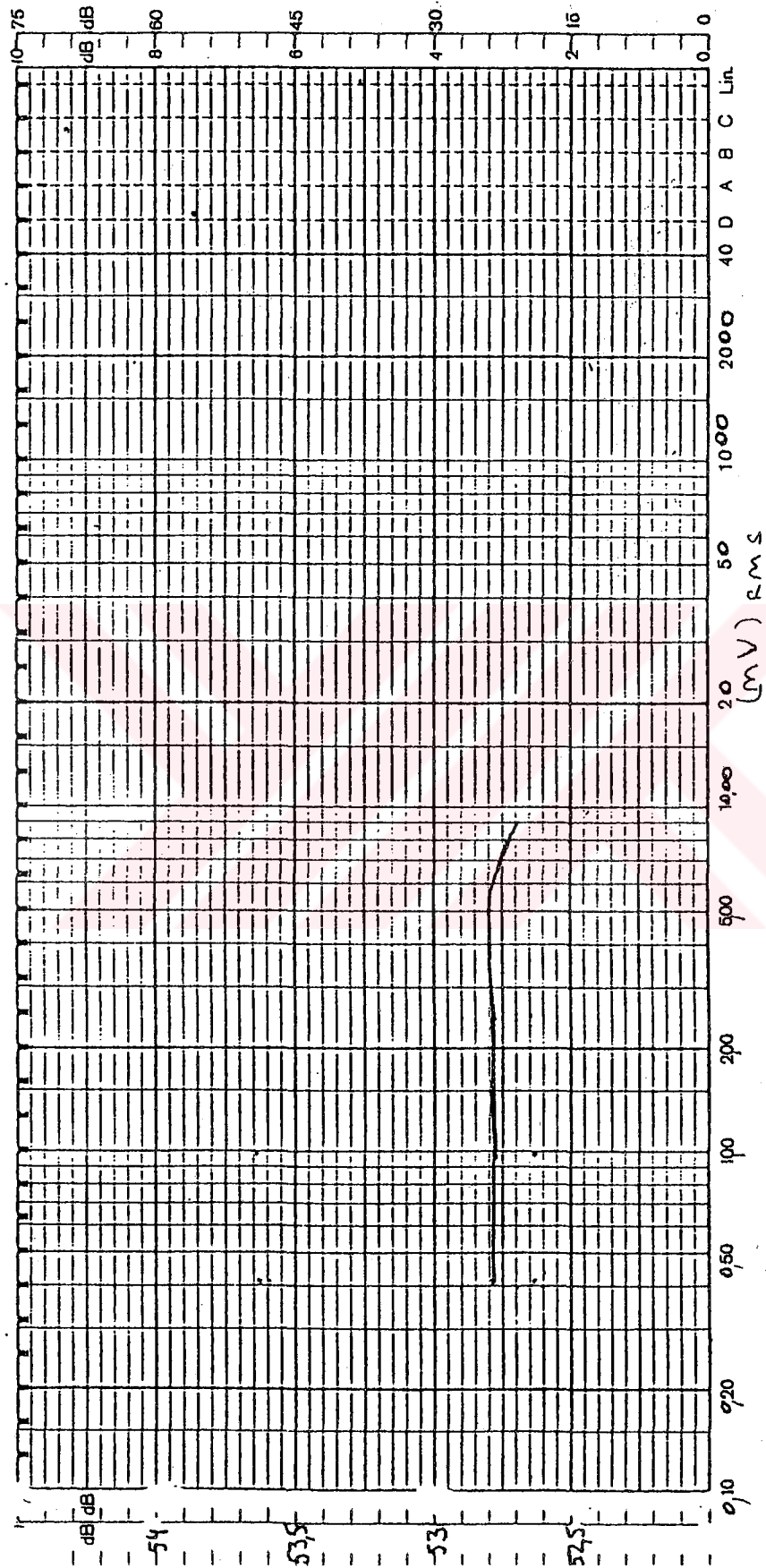
Projenin başlangıcında, bu proje iki kişi tarafından yapılacaktı. Sistemin donanım kısmı benim tarafımdan, yazılım kısmı diğer öğrenci tarafından yapılacaktı. Sistem bir mikro kontrol edici ile kontrol edilecek, işaret mikro kontrol edicide bir Adaptif filtre ile temizlenecek ve CRT'ye uygun formda gönderilecekti. Bu sistem gerçekleşseydi çok daha bir kompakt sistem olacaktı. Çeşitli sebeplerden dolayı bu projeyi tek başıma yürüttüm ve projede daha değişik bir yöntem izlendi.

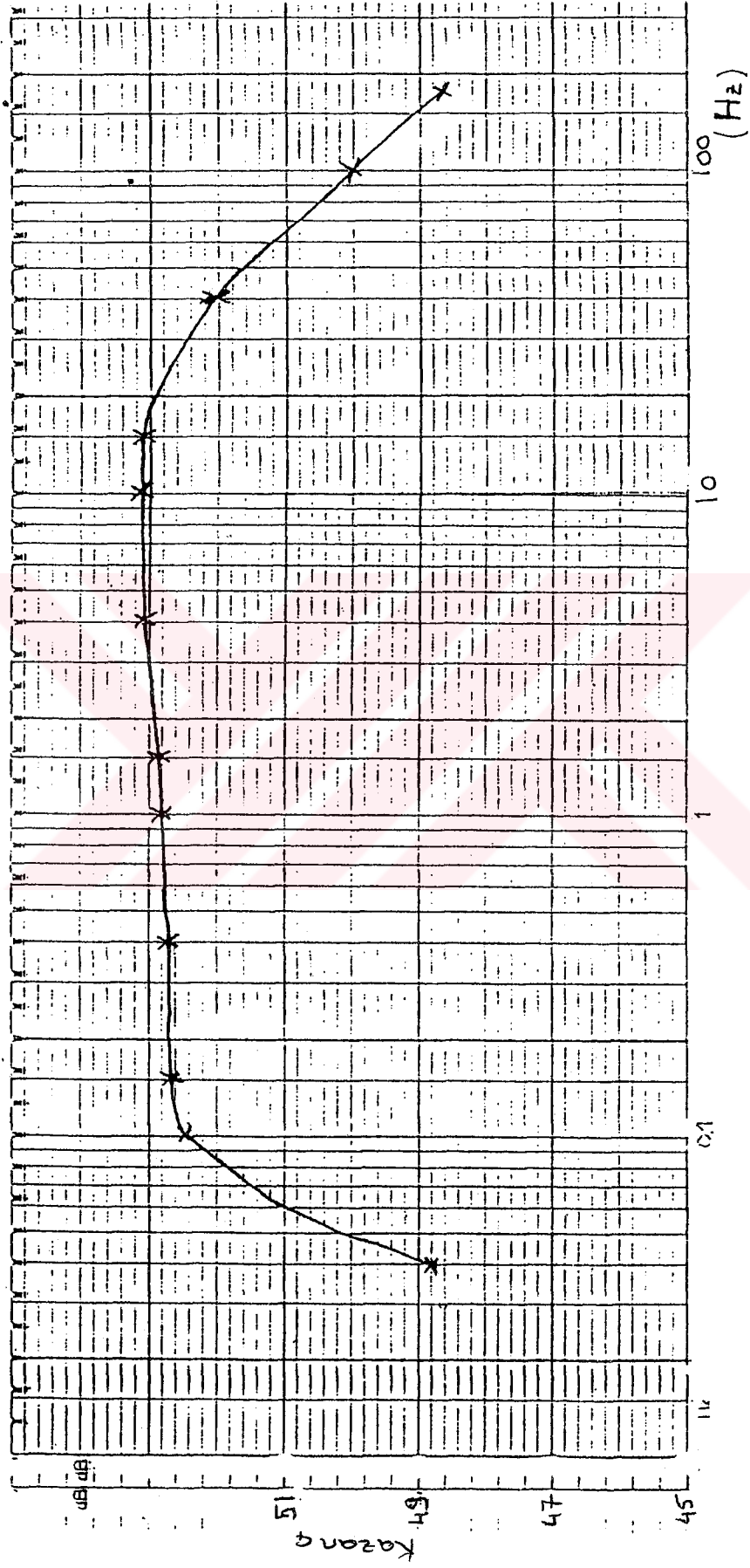
KAYNAKLAR

- [1] BAHAR MOIS: EKG ANESTEZİ, LOGOS YAYINCILIK, 1989, 5 - 10
- [2] WEBSTER G. JOHN, MEDICAL INSTRUMENTATION HOUGHTON
MIFFLIN COMPANY BOSTON, 1978, 1002 - 1014
- [3] WINTER BRUCE B. IEEE VOL BME-30, NO 1, JAN 1983, 61-64
- [4] WEBSTER G. JOHN ENCYCLOPEDIA OF MEDICAL DEVICES
AND INSTRUMENTATIONS VOLUME 2 JOHN WILEY AND
SONS 1988, 301-309



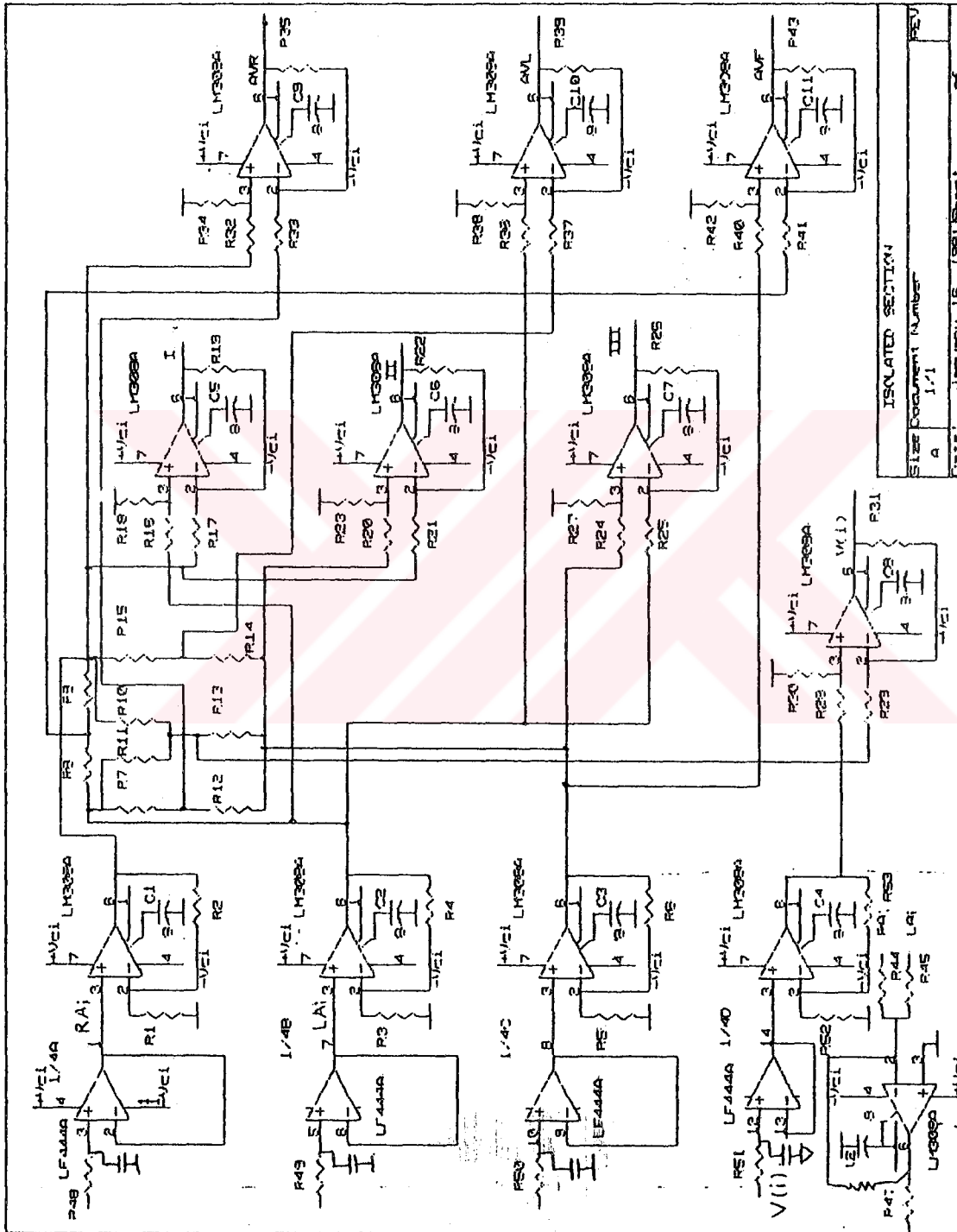
PROGRAMIN AKIS DIYAGRAMI



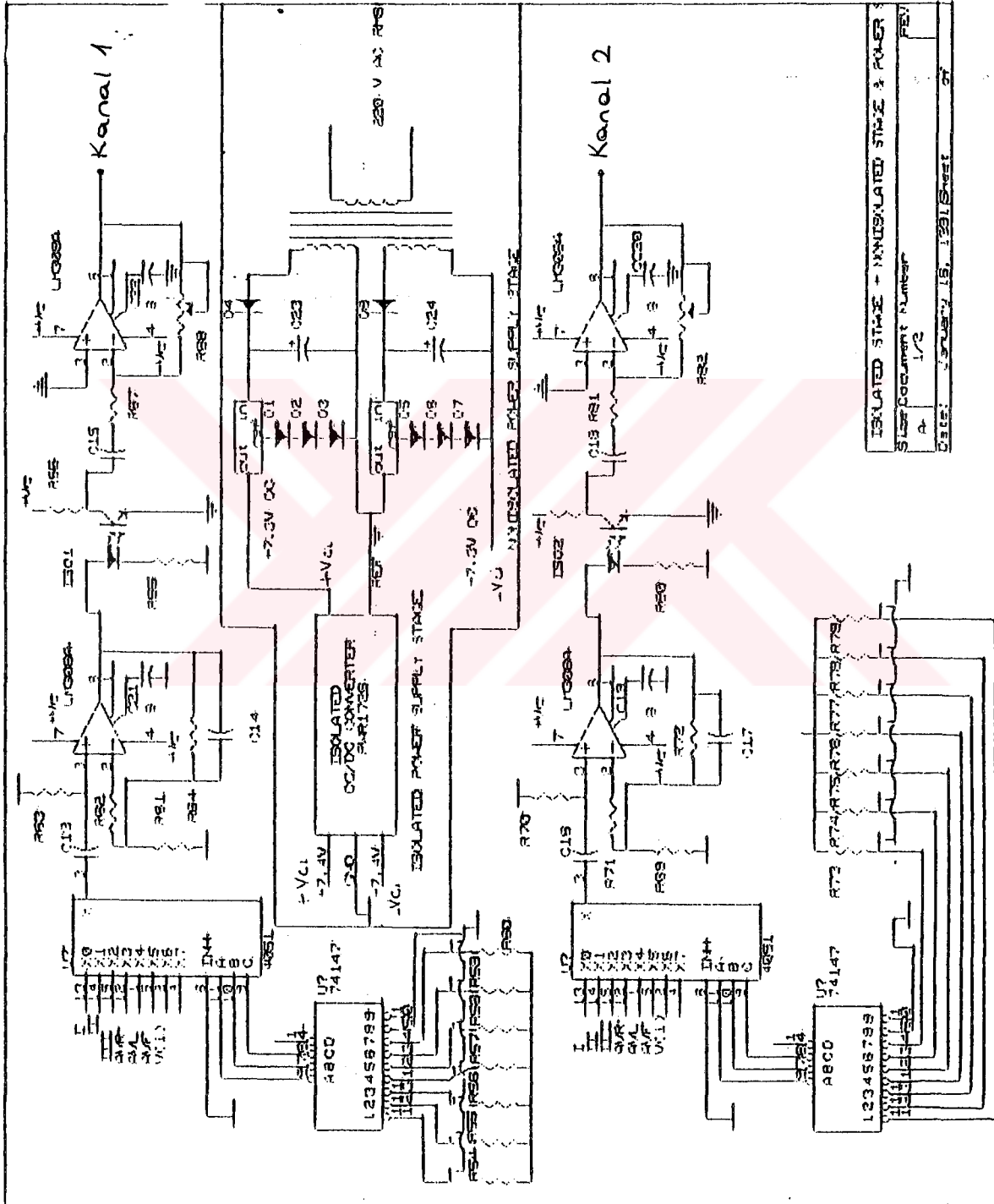


Giriş uygulanan gerilim: 2 mV_{rms}.

A. Tablo 1 Yükseltecin frekans cevabı



C. izole bölüm



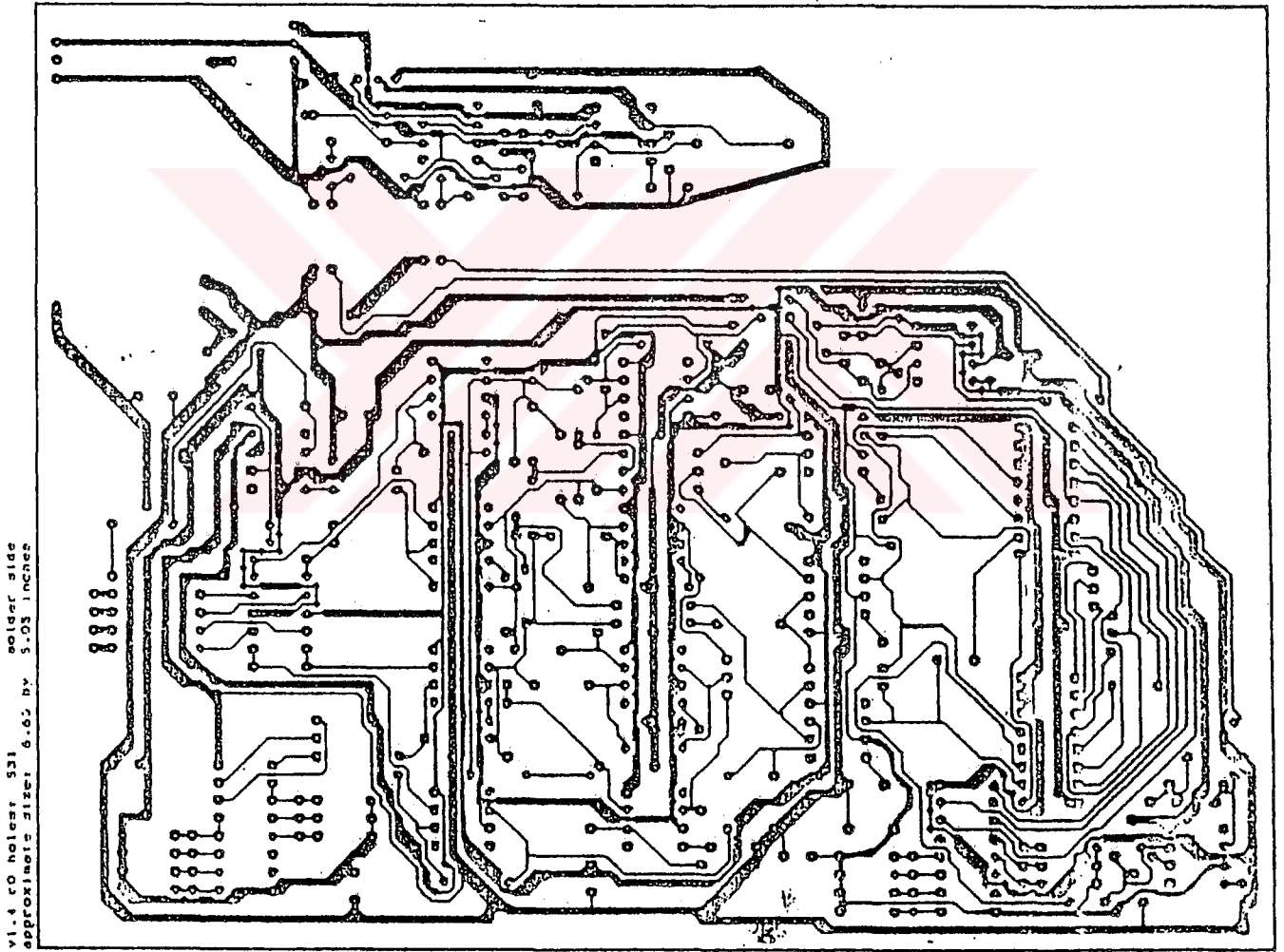
D. İzole bölüm, izole olmayan bölüm ve güç kaynağı

E. KULLANILAN ELEMAN LİSTESİ

R1 .. R6 : 0 OHM
 R7 .. R15 : 150 K.OHM
 R16 : 75 K.OHM
 R17 : 75 K.OHM
 R18 : 240 K.OHM
 R19 : 240 K.OHM
 R20 : 75 K.OHM
 R21 : 75 K.OHM
 R22 : 240 K.OHM
 R23 : 240 K.OHM
 R24 : 75 K.OHM
 R25 : 75 K.OHM
 R26 : 240 K.OHM
 R27 : 240 K.OHM
 R28 : 50 K.OHM
 R29 : 0 OHM
 R30 : 160 K.OHM
 R31 : 160 K.OHM
 R32 : 75 K.OHM
 R33 : 0 OHM
 R34 : 240 K.OHM
 R35 : 240 K.OHM
 R36 : 75 K.OHM
 R37 : 0 OHM
 R38 : 240 K.OHM
 R39 : 240 K.OHM
 R40 : 75 K.OHM
 R41 : 0 OHM
 R42 : 240 K.OHM
 R43 : 240 K.OHM
 R44 : 10 K.OHM
 R45 : 10 K.OHM
 R46 : 1 M.OHM
 R47 : 10 K.OHM
 R48..R51 : 10 K.OHM

R53 : 0 OHM
 R54..R60 : 12 K.OHM
 R61 : 4.7 K.OHM
 R62 : 3.3 M.OHM
 R63 : 3.3 M.OHM
 R64 : 150 K.OHM
 R65 : 2.7 K.OHM
 R66 : 10 K.OHM
 R67 : 680 OHM
 R68 : 220 K.OHM
 R69 : 4.7 K.OHM
 R70 : 3.3 M.OHM
 R71 : 3.3 M.OHM
 R72 : 150 K.OHM
 R73..R79 : 12 K.OHM
 R80 : 2.7 K.OHM
 R81 : 680 OHM
 R82 : 220 K.OHM
 C1..C12 : 2.2 nFARAD
 C13 : 1 mFARAD
 C14 : 10 nFARAD
 C15 : 4.7 mFARAD
 C16 : 1 mFARAD
 C17 : 10 nFARAD
 C18 : 4.7 mFARAD
 C19..C22 : 2.2 nFARAD
 D1..D8 : 1N4001
 16 ADET LM308AN
 1 ADET LF444A
 2 ADET 4051
 2 ADET CD74HC147
 2 ADET P621
 1 ADET PWR1726 DC/DC

F. BASKILI DEVRENİN ŞEMASI



G. Gerçekleştirilen Yazılım

```

CLS
INPUT "PERİYOT:Dar/Normal"; T$: CLS
DEFINT X-Y
PRINT "I/O PORT BASE ADDRESS (SW1) : HEX 320 "
PRINT "TRIGGER SOURCE (JP1)          : INTERNAL"
PRINT "INTERRUPT LEVEL (JP4)         : X (NONE)"
PRINT "DMA LEVEL (JP5,JP6)           : X (NONE)"
DIM CX(31999), AX(650), BX(650), DX(650), FX(650), GX(650), HX(31999), JX(650)
PORT% = 3H220 'GET BASE ADDRESS
SCREEN 12: LOCATE (3)
PRINT "-----"
PRINT "***** EKG MONITOR SİSTEMİ *****"
WINDOW (0, 0)-(640, 480)
OUT PORT% + 11, 1 'ENABLE SOFTWARE TRIGGER
DUMMY = INP(PORT% + 4) 'DUMMY READ, CLEAR DRDY
DX(1) = 1: IX = 2: ZX = 2: MX = 1: NX = 1
550 FOR CH% = 1 TO 2
    OUT PORT% + 10, CH% 'SET MUX CHANNEL
580 IF INKEY$ = "G" THEN GOTO 798
    OUT PORT% + 12, 0 'SOFTWARE TRIG
590 DH% = INP(PORT% + 5) 'READ HIGH BYTE DATA
    IF DH% > 15 GOTO 590 'CHECK DRDY READY ?
    DL% = INP(PORT% + 4) 'READ LOW BYTE DATA
    IF CH% = 1 THEN GOTO 670
    IF CH% = 2 THEN GOTO 700
600 NEXT CH%
    GOTO 550
670 AX(IX) = -(DH% * 256 + DL% - 2048) / 6 + 250
    IF IX >= 640 THEN IX = 2
    PRESET ((IX), (BX(IX)))
    IF INKEY$ = "K" THEN GOTO 790
680 PSET ((IX), AX(IX))
690 BX(IX) = AX(IX)
    CX(MX) = AX(IX): MX = MX + 1: IF MX = 31999 THEN MX = 1
    IF INKEY$ = "C" THEN GOTO 900
    IX = IX + 1
    IF T$ = "D" THEN FOR K = 1 TO 10: NEXT K
    GOTO 600
700 FX(ZX) = -(DH% * 256 + DL% - 2048) / 6 + 50
    IF ZX >= 640 THEN ZX = 2
    PRESET ((ZX), (GX(ZX)))
    PSET (ZX, FX(ZX))
    GX(ZX) = FX(ZX)
    HX(NX) = FX(ZX): NX = NX + 1: IF NX = 31999 THEN NX = 1
    IF INKEY$ = "C" THEN GOTO 900
    IF INKEY$ = "K" THEN GOTO 790
    ZX = ZX + 1
    IF T$ = "D" THEN FOR K = 1 TO 10: NEXT K
    GOTO 600
790 PRINT MX
    JX = 0
    INPUT " KAYIT ETMEK İSTEDİĞİNİZ DOSYA NO ? "; NAME$
    OPEN NAME$ FOR OUTPUT AS #1
    FOR GX = 1 TO MX
        JX = JX + 1
        WRITE #1, CX(JX), HX(JX)
    NEXT GX
    FOR GX = (MX + 1) TO 31999
        JX = JX + 1

```

```

        WRITE #1, C%(J%), H%(J%)
        NEXT G%
        CLOSE #1
798  INPUT "GÖRÜNTÜLEMEK İSTEDİĞİNİZ DOSYA NO ?"; NAME%
        OPEN NAME% FOR INPUT AS #1
        CLS : TX = 1: K% = 0
        DO WHILE NOT EOF(1)
799  INPUT #1, C%(K% * 640 + TX), H%(K% * 640 + TX)
        IF INKEY$ = "D" THEN GOTO 820
        PRESET (TX, D%(TX)): PRESET (TX, J%(TX))
        PSET (TX, C%(K% * 640 + TX)): PSET (TX, H%(K% * 640 + TX))
        D%(TX) = C%(K% * 640 + TX): J%(TX) = H%(K% * 640 + TX)
        TX = TX + 1: IF INKEY$ = "C" THEN GOTO 830
        IF TX > 640 THEN K% = K% + 1
        IF TX > 640 THEN TX = 1
        LOOP
        GOTO 830
820  CLS
822  PRESET (TX, D%(TX)): PRESET (TX, J%(TX))
        IF INKEY$ = "C" THEN GOTO 830
824  PSET (TX, C%(K% * 640 + TX)): PSET (TX, H%(K% * 640 + TX))
        D%(TX) = C%(K% * 640 + TX): J%(TX) = H%(K% * 640 + TX)
        IF INKEY$ = "B" THEN TX = TX - 1
        IF TX < 0 THEN K% = K% - 1
        IF TX < 0 THEN TX = 640
        IF (K% * 640 + TX) >= 2 THEN GOTO 822
830  CLOSE #1
900  OUT PORT% + 11, 0 'DISABLE ALL TRIG MODES
        END

```

H. DEVREDE KULLANILAN ELEMANLARIN KATALOG ÖZELLİKLERİ

GD54/74HC147, GD54/74HCT147 10-TO-4 LINE (DECIMAL-TO-BCD) PRIORITY ENCODER

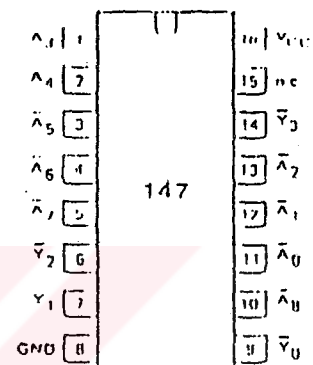
General Description

These devices are identified by placing the 54/74HC147. This encoder features priority encoding of the inputs to ensure that only the highest input lines are encoded to a four active-low BCD coded when all nine data inputs are at a high logic outputs. The implied decimal zero condition is encoded when all nine data inputs are at a high logic level (inactive). These devices are characterized for operation over wide temperature ranges to meet industry and military specifications.

Features

- Low Power consumption characteristic of CMOS devices
- Output drive capability: 10 LS TTL Loads Min.
- Operating speed superior to LS TTL
- Wide operating voltage range: for HC 2 to 6 volts
for HCT 4.5 to 5.5 volts
- Low input current: 1µA Max.
- Low quiescent current: 80µA Max. (74HC)
- High noise immunity characteristic of CMOS
- Diode protection on all inputs

Pin Configuration



Suffix (Blank) Plastic Dual In Line Package
Suffix-J Ceramic Dual In Line Package
Suffix-D Small Outline Package

Function Table

INPUTS									OUTPUTS				
$\bar{A}_9$	$\bar{A}_8$	$\bar{A}_7$	$\bar{A}_6$	$\bar{A}_5$	$\bar{A}_4$	$\bar{A}_3$	$\bar{A}_2$	$\bar{A}_1$	$\bar{A}_0$	$\bar{Y}_3$	$\bar{Y}_2$	$\bar{Y}_1$	$\bar{Y}_0$
H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
X	X	X	X	X	X	X	X	X	L	L	H	H	L
X	X	X	X	X	X	X	X	L	H	L	H	H	H
X	X	X	X	X	X	L	H	H	H	H	L	L	L
X	X	X	X	X	L	H	H	H	H	H	L	L	H
X	X	X	X	L	H	H	H	H	H	H	L	H	L
X	X	X	L	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H
X	X	L	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	L
X	L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L	H	H
L	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H	L

H = HIGH voltage level
L = LOW voltage level
X = don't care

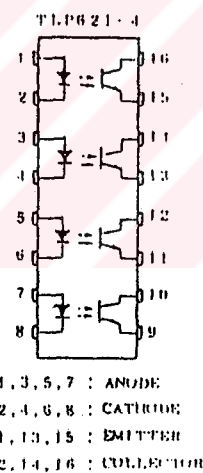
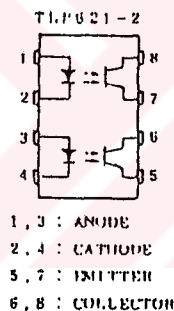
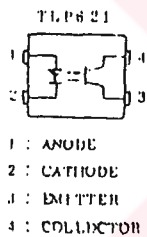
GaAs IRED & PHOTO-TRANSISTOR

TLP621, TLP621-2,
TLP621-4PROGRAMMABLE CONTROLLER
AC/DC-INPUT MODULE
SOLID STATE RELAY

The TOSHIBA TLP621, -2 and -4 consists of a photo-transistor optically coupled to a gallium arsenide infrared emitting diode.
The TLP621-2 offers two isolated channels in an eight lead plastic DIP package, which the TLP621-4 provides four isolated channels in a sixteen plastic DIP package.

- Collector-Emitter Voltage : 55V Min.
- Current Transfer Ratio : 50% Min.
Rank GB : 100% Min.
- Isolation Voltage : 5000Vrms Min.
- UL Recognized : File No. E67349

PIN CONFIGURATIONS (TOP VIEW)



Current Transfer Ratio

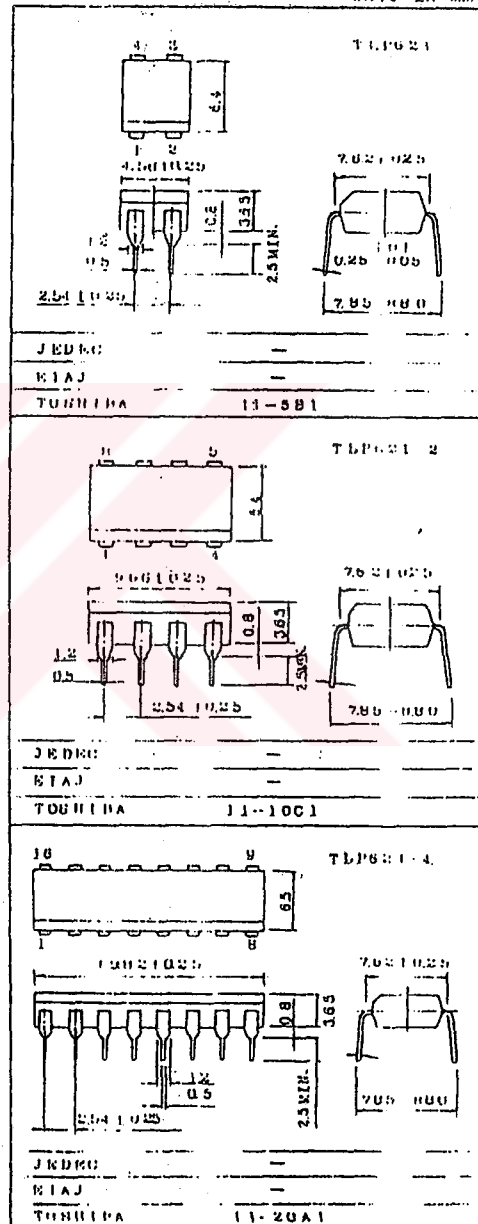
TYPE	CLASSIFICATION	CURRENT TRANSFER RATIO (%) (I_C/I_F)		MARKING OF CLASSIFICATION
		$I_F=10mA, V_{CE}=5V$ $T_a=25^\circ C$ MIN.	MAX.	
TLP621	(None)	50	600	BLANK
	Rank Y	10	150	T, Y
	Rank B	100	300	C, B
	Rank C	100	600	P, C
TLP621-2	(None)	10	600	C, C
	Rank GB	100	600	GB, GB

* 1. Ex. Rank GB : TLP621 (GB)

Notes: Application type name for certification test, please use standard product type name.
i.e.,

TLP621 (GB) : TLP621
TLP621-2 (GB) : TLP621-2

Unit: In mm



LF444A/LF444 Quad Low Power JFET Input Operational Amplifier

General Description

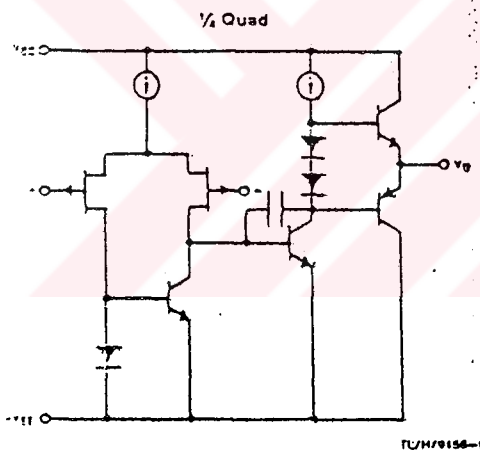
The LF444 quad low power operational amplifier provides many of the same AC characteristics as the industry standard LM148 while greatly improving the DC characteristics of the LM148. The amplifier has the same bandwidth, slew rate, and gain (10 k Ω load) as the LM148 and only draws one fourth the supply current of the LM148. In addition the well matched high voltage JFET input devices of the LF444 reduce the input bias and offset currents by a factor of 10,000 over the LM148. The LF444 also has a very low equivalent input noise voltage for a low power amplifier.

The LF444 is pin compatible with the LM148 allowing an immediate 4 times reduction in power drain in many applications. The LF444 should be used wherever low power dissipation and good electrical characteristics are the major considerations.

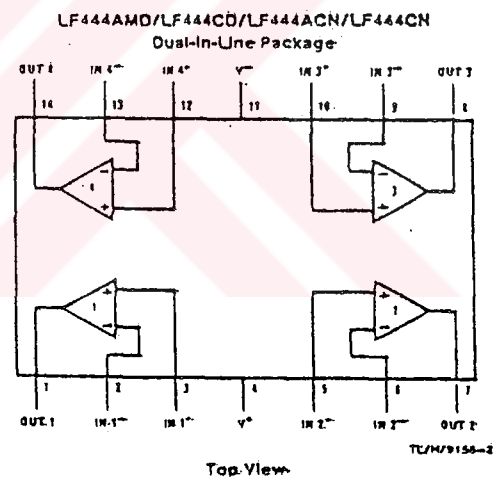
Features

- 1/4 supply current of a LM148 200 μ A/Amplifier (max)
- Low input bias current 50 pA (max)
- High gain bandwidth 1 MHz
- High slew rate 1 V/ μ s
- Low noise voltage for low power 35 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- Low input noise current 0.01 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- High input impedance $10^{12}\Omega$
- High gain $V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 10\text{k}$ 50k (min)

Simplified Schematic



Connection Diagram



Ordering Information

LF444XYZ

X indicates electrical grade.

Y indicates temperature range.

"M" for military; "C" for commercial

Z indicates package type "D", "M" or "N"

Order Number LF444AMD, LF444CD, LF444CJ,
LF444CM, LF444CWM, LF444ACN or LF444CN
See NS Package Number D14E, J14A, M14A, M14B or
N14A



National
Semiconductor
Corporation

LM108/LM208/LM308 Operational Amplifiers

General Description

The LM108 series are precision operational amplifiers having specifications a factor of ten better than FET amplifiers over a -55°C to $+125^{\circ}\text{C}$ temperature range.

The devices operate with supply voltages from $\pm 2\text{V}$ to $\pm 20\text{V}$ and have sufficient supply rejection to use unregulated supplies. Although the circuit is interchangeable with and uses the same compensation as the LM101A, an alternate compensation scheme can be used to make it particularly insensitive to power supply noise and to make supply bypass capacitors unnecessary.

The low current error of the LM108 series makes possible many designs that are not practical with conventional amplifiers. In fact, it operates from $10\text{ M}\Omega$ source resistances,

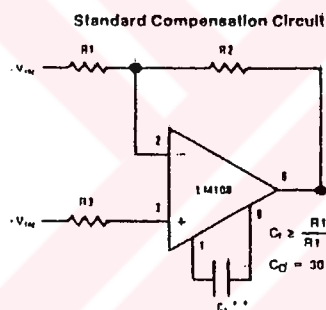
introducing less error than devices like the 709 with $10\text{ k}\Omega$ sources. Integrators with drifts less than $500\text{ }\mu\text{V}/\text{sec}$ and analog time delays in excess of one hour can be made using capacitors no larger than $1\text{ }\mu\text{F}$.

The LM108 is guaranteed from -55°C to $+125^{\circ}\text{C}$, the LM208 from -25°C to $+85^{\circ}\text{C}$, and the LM308 from 0°C to $+70^{\circ}\text{C}$.

Features

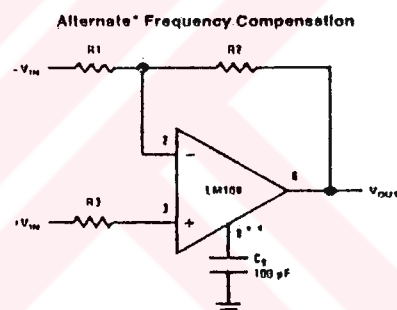
- Maximum input bias current of 3.0 nA over temperature
- Offset current less than 400 pA over temperature
- Supply current of only $300\text{ }\mu\text{A}$, even in saturation
- Guaranteed drift characteristics

Compensation Circuits



TL/H/7758-1

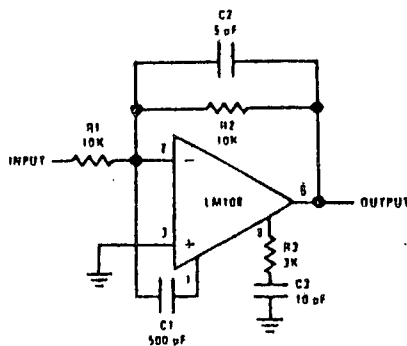
**Bandwidth and slew rate are proportional to $1/C_1$.



TL/H/7758-2

*Improves rejection of power supply noise by a factor of ten.
**Bandwidth and slew rate are proportional to $1/C_0$.

Feedforward Compensation



TL/H/7758-3

LM108/LM208/LM308



National
Semiconductor
Corporation

**CD4051BM/CD4051BC Single 8-Channel Analog
Multiplexer/Demultiplexer**
**CD4052BM/CD4052BC Dual 4-Channel Analog
Multiplexer/Demultiplexer**
**CD4053BM/CD4053BC Triple 2-Channel Analog
Multiplexer/Demultiplexer**

General Description

These analog multiplexers/demultiplexers are digitally controlled analog switches having low "ON" impedance and very low "OFF" leakage currents. Control of analog signals up to 15V_{pp} can be achieved by digital signal amplitudes of 3-15V. For example, if $V_{DD} = 5V$, $V_{SS} = 0V$ and $V_{IE} = 5V$, analog signals from -5V to +5V can be controlled by digital inputs of 0-5V. The multiplexer circuits dissipate extremely low quiescent power over the full V_{DD} , V_{SS} and $V_{DD} - V_{FF}$ supply voltage ranges, independent of the logic state of the control signals. When a logical "1" is present at the inhibit input terminal all channels are "OFF".

CD4051BM/CD4051BC is a single 8-channel multiplexer having three binary control inputs, A, B, and C, and an inhibit input. The three binary signals select 1 of 8 channels to be turned "ON" and connect the input to the output.

CD4052BM/CD4052BC is a differential 4-channel multiplexer having two binary control inputs, A and B, and an inhibit input. The two binary input signals select 1 of 4 pairs of channels to be turned on and connect the differential analog inputs to the differential outputs.

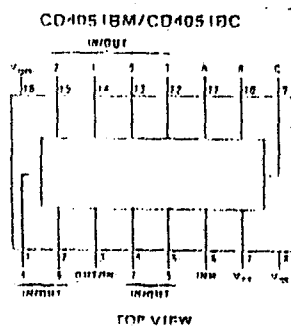
CD4053BM/CD4053BC is a triple 2-channel multiplexer having three separate digital control inputs, A, B, and C, and

an inhibit input. Each control input selects one of a pair of channels which are connected in a single-pole double-throw configuration.

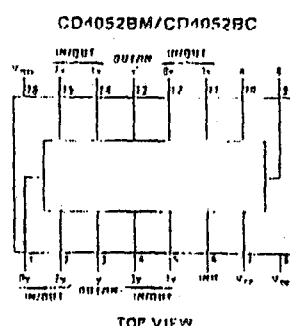
Features

- Wide range of digital and analog signal levels: digital 3-15V, analog to 15V_{pp}.
- Low "ON" resistance: 80Ω (typ.) over entire 15V_{pp} signal-input range for $V_{DD} - V_{FF} = 15V$.
- High "OFF" resistance: channel leakage of 1 nA (typ.) at $V_{DD} - V_{FF} = 10V$.
- Logic level conversion for digital addressing signals of 3-15V ($V_{DD} - V_{SS} = 3-15V$) to switch analog signals to 15V_{pp} ($V_{DD} - V_{FF} = 15V$).
- Matched switch characteristics: $\Delta R_{ON} = 5\Omega$ (typ.) for $V_{DD} - V_{FF} = 15V$.
- Very low quiescent power dissipation under all digital control input and supply conditions: 1 μW (typ.) at $V_{DD} - V_{SS} = V_{DD} - V_{FF} = 10V$.
- Binary address decoding on chip.

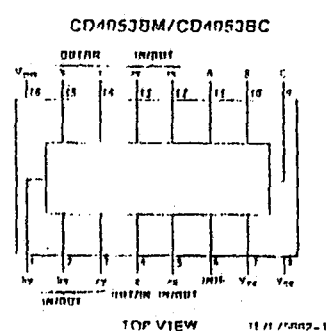
Connection Diagrams Dual-In-Line Packages



Cavity Dual-In-Line Package (J)
Order Number CD4051BMJ,
CD4051BCJ, CD4052BMJ,
CD4052BCJ, CD4053BMJ, or
CD4053BCJ
See NS Package Number J16A



Small Outline Package (M)
Order Number CD4051BCM,
CD4052BCM or CD4053BCM
See NS Package Number M16A



Molded Dual-In-Line Package (N)
Order Number CD4051BMN,
CD4051BCN, CD4052BMN,
CD4052BCN, CD4053BMN, or
CD4053BCN
See NS Package Number N16E

CD4051BM/CD4051BC/CD4052BM/CD4052BC/CD4053BM/CD4053BC

ÖZGEÇMİŞ

1.1. 1963 yılında Sivas'ta doğdum. İlkokulu Cihangir İlkokulu'nda, Ortaokulu Fındıklı Lisesi'nde, Liseyi Maçka Teknik Lisesi, Elektronik Bölümünde bitirdim. 1981 - 1982 öğretim yılında ODTÜ Elektrik Elektronik bölümünde yüksek öğrenime başladım, 1987-1988 öğrenim dönemi kış yarıyılında mezun oldum. 1988 - 1989 öğretim yılında İTÜ Elektronik ve Haberleşme Biyomedikal bölümünde Yüksek Lisans çalışmalarına başladım. Çalışma hayatıma, 1987 yılında ODTÜ öğretim üyelerinden Prof. Hayrettin KÖYMEN ve Prof. Ziya İDER'in yönetiminde bir projede donanım sorumlusu olarak başladım. 1988 yılı Nisan ayında Beko Teknik A.Ş.'de çalışmaya başladım. Halen görevimi AR-GE bölümünde Mamül Sorumlu Mühendisi olarak sürdürüyorum.



National
Semiconductor
Corporation

CD4066BM/CD4066BC Quad Bilateral Switch

General Description

The CD4066BM/CD4066BC is a quad bilateral switch intended for the transmission or multiplexing of analog or digital signals. It is pin-for-pin compatible with CD4016BM/CD4016BC, but has a much lower "ON" resistance, and "ON" resistance is relatively constant over the input-signal range.

Features

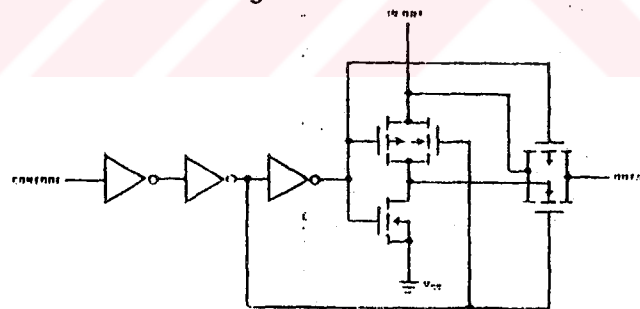
- Wide supply voltage range 3V to 15V
- High noise immunity 0.4% V_{DD} (typ.)
- Wide range of digital and analog switching 7.5 V_{PEAK}
- "ON" resistance for 15V operation 80Ω
- Matched "ON" resistance $\Delta R_{ON} = 5\Omega$ (typ.) over 15V signal input
- "ON" resistance flat over peak-to-peak signal range
- High "ON"/"OFF" output voltage ratio 65 dB (typ.) @ $f_s = 10$ kHz, $R_L = 10$ kΩ
- High degree linearity 0.1% distortion (typ.) @ $f_s = 1$ kHz, $V_{IS} = 5$ V_{p-p}, $V_{DD} = V_{SS} = 10$ V, $R_L = 10$ kΩ
- High degree linearity
- High degree linearity

- Extremely low "OFF" switch leakage 0.1 nA (typ.) @ $V_{DD} = V_{SS} = 10$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$
- Extremely high control input impedance $10^{12}\Omega$ (typ.)
- Low crosstalk -50 dB (typ.) between switches @ $f_s = 0.9$ MHz, $R_L = 1$ kΩ
- Frequency response, switch "ON" 40 MHz (typ.)

Applications

- Analog signal switching/multiplexing
 - Signal gating
 - Squelch control
 - Choppers
 - Modulator/Demodulator
 - Commutating switch
- Digital signal switching/multiplexing
- CMOS logic implementation
- Analog-to-digital/digital-to-analog conversion
- Digital control of frequency, impedance, phase, and analog signal gain

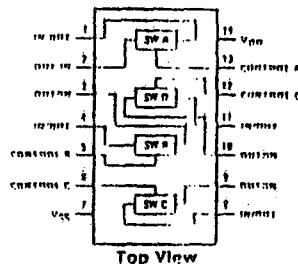
Schematic and Connection Diagrams



Dual-In-Line Package

Cavity Dual-In-Line Package (J)
Order Number CD4066BMJ or
CD4066BCJ
See NS Package Number J14A

Molded Dual-In-Line Package (N)
Order Number CD4066BMN or
CD4066BCN
See NS Package Number N14A



Top View

Small Outline Package (M)
Order Number CD4066BCM
See NS Package Number M14A

11/8/5005-1

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

$+25^{\circ}\text{C}$, $V_{in} = 15\text{VDC}$, $I_{load} = \pm 50\text{mA}$ and in free-running mode unless otherwise noted.

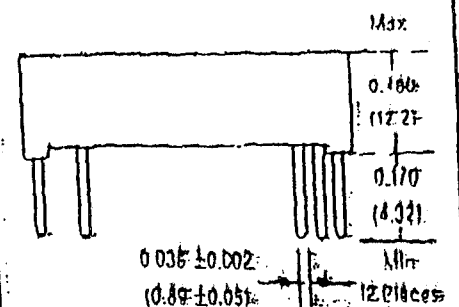
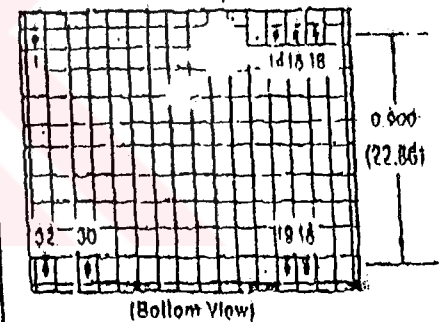
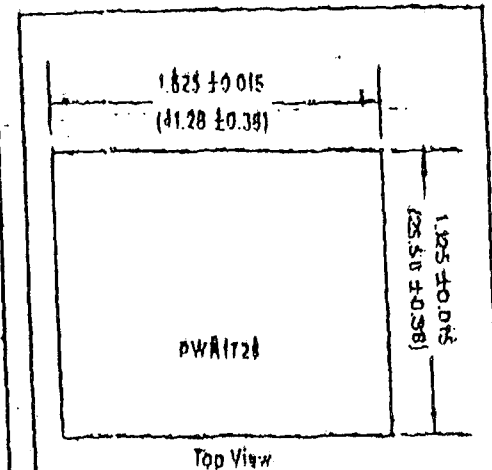
PARAMETER	CONDITIONS	PW11720			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
Input Voltage ⁽¹⁾			5		VDC
Input Range		7	18		VDC
Output Current	$I_{load} = 0$ $I_{load} = \text{Rated Load}$ Short Circuit $I_{load} = \text{Rated Load}$		25 175 100 15	185	mA mA mA mA-p-p
Operating Frequency		3500 8000 8000			Vrms VDC
Output Voltage	80V, 80Hz				Vpk
Output Impedance			10^{-3}		Ω
Input Current	$V_{in} = 240\text{VAC}$, 60Hz		7		μF
Output Voltage ⁽¹⁾	$I_{load} = \text{Rated Load}$ $I_{load} = 0\text{mA}$ Each Output Each Output	± 14.25 ± 16 ± 50 0	± 15 ± 16.5 ± 100	± 16.75 ± 10 ± 100	VDC VDC mA mA
Regulation	$V_{in} < V_{in} < 15\text{VDC}$ $0 < I_{load}$ $I_{load} = 0$ $I_{load} = \text{Rated Load}$		1.18		mV/mV
Output Voltage			± 10 ± 20	0.25	%/mA mVp-p mVp-p
Operating Frequency	$V_{in} = 240\text{V}$ $10\text{kHz} \leq f_{in} \leq 370\text{kHz}$	180 $V_{in} - 2$		370 $V_{in} - 8$	kHz Vpk Sync Input
Output Frequency	At SYNC out, free-running mode		240 120 50		kHz kHz %
Duty Cycle		5	50	50	%
Operating Temperature		-25 -40 -55		+85 +100 +125	$^{\circ}\text{C}$ $^{\circ}\text{C}$ $^{\circ}\text{C}$

(1) Other input and output voltages available upon request.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Input Voltage	18VDC
Output Short-Circuit Duration	Continuous
Input Power Dissipation	2W
Storage Temperature (Soldering, 10s)	+300 $^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature	+150 $^{\circ}\text{C}$
Package Thermal Resistance (junction-to-ambient, 0.1s)	85 $^{\circ}\text{C/W}$

MECHANICAL



NOTE: All dimensions are in inches (millimeters).

GRIP: 0.100 inches (2.54 millimeters)

MATERIALS: Low moisture resistance molding compound which has excellent chemical resistance; wide operating temperature range and good electrical properties under high humidity environments. Lead materials brass with a hot-solder-dipped surface to allow ease of solderability. Package materials meet UL 94V-0.