

39485

BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Süleyman ÖZKAPTAN

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 12 Haziran 1994

Tezin Savunulduğu Tarih : 8 Temmuz 1994

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet KORÜREK

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN
Prof. Dr. Günsel DURUSOY

TEMMUZ 1994

İ.T.Ü. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

ÖNSÖZ

Çalışmanın yürütülmesinde ve üniversite eğitimimizin çeşitli aşamalarında değerli bilgilerini, desteklerini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Mehmet KORÜREK'e teşekkür ederim. Ayrıca her türlü yardımı esirgemeyen BKS Bilgisayar ve Kontrol Sistemleri Ltd. Şirketinden Sayın Tunç TURALI ve arkadaşlarına teşekkürü bir borç bilirim.

İstanbul, Haziran 1994.

Süleyman ÖZKAPTAN



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
SUMMARY	vi
BÖLÜM 1. GİRİŞ	1
1.1 Telemetrinin Tarihçesi ve Geleceği.....	1
BÖLÜM 2. EKG OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ.....	3
2.1 Biyolojik İşaretler	3
2.2 Aksiyon Potansiyeli	4
BÖLÜM 3. ELEKTROKARDİYOGRAFI.....	11
3.1 Giriş	11
3.2 Elektrokardiyogram	11
3.3 Biyolojik İşaretlerin Gerilimi ve Frekans Seviyeleri	15
3.4 Biyolojik İşaretlerin Alınması.....	15
3.5 EKG Eldesinde kullanılan Bağlantılar	17
BÖLÜM 4. SİSTEM TASARIMI.....	21
4.1 Alçak Geçiren Filtre.....	21
4.2 Yüksek Geçiren Filtre	23
4.3 Çentik (Notch) Filtre.....	24
4.4 H8/532 Mikrodenetleyicisi.....	25
SONUÇ	31
KAYNAKLAR	32
EK A. KATALOG BİLGİLERİ	33
EK B. PROGRAMLAR	46
ÖZGEÇMİŞ	62

ÖZET

BİYOTELEMETRİ SİSTEMİ

Bu çalışma Biyotelemetri sisteminin EKG kısmını oluşturmaktadır. Sistem pratik olarak gerçekleştirilmektedir. Sistem genel olarak beş kısımdan oluşmaktadır.

İlk kısımda; yüzey elektrodları ile EKG işaretleri algılanmaktadır. Bu işaretler sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LF) derivasyonlarıdır; bunlar Einthoven üçgeninde I, II, III nolu bipolar derivasyonları ve frontal düzlemdeki aVR, aVL, aVF unipolar derivasyonlarını (Goldberger) oluşturmak için kullanılmaktadır.

İkinci kısımda; sağ bacak sürücüsü kullanılmakta ve bu RA, LA, LF'den alınan işaretler kalbin vektör açısı bozulmayacak şekilde 3 eşit direnç ile sürücü üzerinden sağ bacağına verilir; sürücünün görevi vücut üzerine şebeke veya diğer elektromanyetik etkilerden dolayı ortak modda oluşan gerilimlerin meydana getirdiği kaçak akımların sağ bacak sürücüsündeki direnç sayesinde düşük akımlara dönüştürülerek vücudun oluşacak akımlardan etkilenmesi önlenmiş olmaktadır.

Üçüncü kısımda; filtreler, kuvvetlendiriciler ve offset ayar devresi bulunmaktadır. İlk kat $K_1 = 40$ kazançlı olup, filtreler ise önce alçak geçiren filtre olup üst kesim frekansı 110 Hz ve bu katın kazancı $K_2 = 2$ seçilmiştir. Üçüncü katta çentik (Notch) filtre konulup frekansı 50 Hz'e ayarlanmıştır, kazancı ise $K_3 = 1$ 'dir. Dördüncü kat $K_4 = 6.23$ kazançlı olarak düzenlenmiş; beşinci kata yüksek geçiren filtre konulup bunun kesim frekansı 0.34 Hz olarak düzenlenmiştir; burada önceki katlardan gelen DC offset kaymalar da önlenmektedir. Altıncı katta ise $K_6 = 2$ kazançlı ve tüm kanallar için +2.5 Volt'luk pozitif yönde offset kayma sağlayacak offset devresi düzenlenmiştir. Bu sayede her kanalda toplam $K = 1993.6$ 'lık kazanç sağlanmıştır. Tepeden tepeye 2 mV olan EKG işaretleri bu kuvvetlenme ile yaklaşık 4V seviyesine yükselmiştir. H8/532'nin ADC girişleri 0-5 V arası çalıştığından 2.5 V'luk pozitif yöndeki offset öteleme, işaretin 0.5 V ile 4.5 V arasında H8'in ADC girişlerinde gözükmesine neden olmaktadır.

Dördüncü kısım; H8/532 16 bit mikrodenetleyicisi ve bunun çevre birimlerinden oluşmaktadır. Burada H8'in görevi 3 kanaldan gelen bilgileri dijitala çevirmek ve bunları seri çıkışından vermektir. Yani burada her kanal 8 bit'e çevirilip H8'in seri çıkışından her kanala bir start bir de stop biti eklenerek gönderilmektedir. Senkronizasyonu sağlamak için 1, 2 ve 3 nolu kanalların önüne sıfır bigisi içeren sıfır byte'ı eklenerek bilgisayarın RS-232'sine 9600 baud'luk bir hızla gönderilmektedir.

Beşinci kısım; PC bilgisayar tarafında H8'den gelen bilgilerin porttan okunması, kodlanması, I, II, III, aVR, aVL, aVF derivasyonlarının elde edilmesi ve bu derivasyonların real time süpürme (sweep) grafiği ile monitörde gösterilmesinden oluşmaktadır. Hasta isimleri girilerek ekrandaki gerekli istenen grafikler hard diskte

depolanmakta ve bunlar istenildiğinde tekrar hard diskten çağrılarak ekranda gösterilmektedir.



SUMMARY

BIOTELEMETRY SYSTEM

Biomedical Telemetry is a special area of biomedical instrumentation that permits transmission of physiologic information from an often inaccessible location to a remote site. The goals of biotelemetry include the capability for monitoring humans and animals with minimum restraint and to provide faithful reproduction of the transmitted data. Although some telemetry of physiologic is done via telephone lines, the majority is carried via radio link. The encoding of physiologic data into some unique format is common to all biotelemetry systems. Formats differ according to system performance requirements, the number of required data channels, size, and cost. The transmitting unit can be carried outside the monitored subject as a backpack unit or can be implanted within the subject's body after appropriate miniaturization and sealing against body fluid.

Thanks to the innovativeness and resourcefulness of investigators, who since the 1950s have developed biomedical telemetry to the useful and flexible instrumentation tool it is today, biotelemetry method are found in many areas of medical research and clinical monitoring. Biomedical telemetry offers complete electrical patient isolation and ambulatory freedom in the clinical monitoring setting. With telemetry portable emergency care units, physiologic data such as ECGs can be communicated to hospital base stations from remote emergency sites. The freedom from attached wires and physical restraint is often desirable in human and animal research. Biomedical telemetry has provided this freedom in a very broad and diverse spectrum of experiments and animal species. Human stress and exercise physiology, pH, CSF pressure, fetal and maternal physiology, and many others have benefitted from the technique. Animals reported to have been monitored with biotelemetry include cockroaches, lizards, fishsnakes, seals, birds, elk, giraffes, dolphins horses, and turtles in the wild and dogs, cats, rats, rabbits, monkeys, and baboons in the laboratory. Moreover, virtually physiologic parameter has been monitored with biomedical telemetry. Electrocardiogram (ECG), electromyogram (EMG), hydrogen ion concentration (pH), temperature, pressure, muscle contractile forces, gait, and blood flow are the physiologic data that are most frequently transmitted with the benefits of biomedical telemetry.

Electrical Activity of excitable cells

Bioelectric potentials are produced as result of electrochemical activity of a certain class of cells, known as excitable cells, that are components of nervous, muscular, or glandular tissue. Electrically they exhibit a resting potential, and, when appropriately stimulated, an action potential, as we shall explained in the following paragraphs.

The resting state

The individual excitable cell maintains a steady electrical potential difference between its internal and external environments. This resting potential of the internal medium lies in the range - 50 to -100 mV, relative to the external medium.

The cell membrane is a very thin (7-15 nm) lipoprotein complex that is essentially impermeable to intracellular protein and other organic anions (A^-). The membrane in the resting state is moderately permeable to Na^+ and rather freely permeable to K^+ and Cl^- . The permeability of the resting membrane to potassium ion (P_K) is approximately 50-100 times larger than its permeability to sodium ion (P_{Na}). The reason for these differences in permeability of the membrane to various ionic species is as yet unknown, but it may be based on the size of pores in the membrane.

For frog skeletal muscle, the K^+ concentration of the internal media is 140 mmol / liter, while that of the external media is 2.5 mmol / liter. Thus there is a diffusion gradient that is directed outward across the membrane due to the concentration imbalance. The movement of the K^+ along this diffusion gradient (while the nondiffusible anion components stay within the cell) is in such a direction as to make the interior of the cell more negative relative to the outside of the cell (i.e., positive charge is removed from the interior). A transmembrane potential difference is thus established. The membrane may then be described electrically as a leaky capacitor. That is, it acts as a charge separator, yet it has a dielectric material (the lipoprotein complex of the membrane itself) that allows a leakage flow of ions across the membrane via pores. The electric field supported by the membrane capacitor is directed inward from positive to negative across the membrane, and tends to inhibit the outward flow of positively charged ions (such as Cl^-). Thus the diffusional and electrical forces acting across the membrane are opposed to one another, and a steady state is ultimately achieved. The membrane potential at which this steady state exists (considering K^+ to be the main ionic species involved in the resting state, that is, $P_K \gg P_{Na}$) is called the equilibrium potential for potassium E_K . It is measured in volts, and is calculated from the Nernst equation :

$$E_K = \frac{RT}{nF} \cdot \ln \frac{[K]_o}{[K]_i} = 0.0615 \cdot \log_{10} \frac{[K]_o}{[K]_i} \quad (V) \quad (i)$$

at 37° C (body temperature). Here n is the valence of K ; $[K]_i$ and $[K]_o$ are the intra- and extracellular concentrations of K^+ in moles per liter; R is the universal gas constant ; T is absolute temperature in K ; and F is the Faraday constant. Equation (1) gives a reasonably good approximation to the potential of the resting membrane, which indicates that the resting membrane is effectively a potassium membrane. A more accurate expression for membrane equilibrium potential E that accounts for the influence of other ionic species in the internal and external media was first developed by Goldman (1943) and later modified by Hodgkin and Katz (1949), who assumed a constant electric field across the membrane

$$E = \frac{RT}{F} \cdot \ln\left(\frac{P_K[K]_o + P_{Na}[Na]_o + P_{Cl}[Cl]_i}{P_K[K]_i + P_{Na}[Na]_i + P_{Cl}[Cl]_o}\right) \quad (V) \quad (ii)$$

Here E is the equilibrium transmembrane resting potential when net current through the membrane is zero and P is the permeability coefficient of the membrane.

Maintaining steady-state ionic imbalance between the internal and external media of the cell requires the continual active transport of ionic species diffusing gradients. The active transport mechanism is located within the membrane, and is sometimes referred to as the sodium-potassium pump. It actively transports Na^+ out of the cell and K^+ into the cell. Energy for the pump is provided by a common source of cellular energy, adenosine triphosphate (ATP).

The Active State

Another property of an excitable cell is its ability to conduct an action potential (Figure 2.2) when adequately stimulated. An adequate stimulus is one that brings about a depolarization in a membrane that is sufficient to exceed the threshold potential of the membrane and thereby elicit an all-or-none action potential that travels in an unattenuated fashion at a constant conduction velocity along the membrane of the excitable cell. Because of the steady resting potential, the membrane is said to be polarized. A lessening of the magnitude of this polarization is called depolarization, while an increase in magnitude is referred to as hyperpolarization. The all-or-none property of the action potential means that the membrane potential goes through a very characteristic cycle; a change in potential from the resting level of a certain amount for a fixed duration of time; for a nerve fiber $V = 120$ mV and the duration is approximately 1 ms. Further increases in intensity or duration of stimulus beyond that required for exceeding the threshold level only produce the same result.

The origin of the action potential lies in the voltage and time-dependent nature of the membrane permeabilities to specific ions, notably sodium and potassium. As the membrane is depolarized, the permeability of the membrane to sodium P_{Na} (or, equivalently, the conductance of the membrane to sodium g_{Na}) is significantly increased. As a result, Na^+ rushes into the internal medium of the cell, bringing about further depolarization, which in turn brings about a further increase in g_{Na} (that is, g_{Na} is dependent on the voltage across the membrane). If the membrane threshold is exceeded, this process is self-regenerative and leads to runaway depolarization. Under these conditions, the membrane potential tends to approach the Nernst potential of sodium, E_{Na} , which has a value of about +60 mV.

The membrane potential never achieves this level, however, because of two factors: (1) g_{Na} is not only voltage-dependent, but also time-dependent and (2) There is a delayed increase in g_K that acts as a hyperpolarizing influence, tending to return the membrane to resting levels (Figure 2.1). As the membrane potential ultimately returns to the resting level, g_K is still elevated with respect to its resting value and returns slowly along an exponential time course. Since potassium ions continue to

leave the cell during this time, the membrane hyperpolarizes and an undershoot is produced in the transmembrane potential waveform (V_m).

Anatomy and function of the heart

The heart serves as a four-chambered pump for the circulatory system (Figure 3.1). The main pumping function is supplied by the ventricles, and the atria are merely antechambers to store blood during the time the ventricles are pumping. The resting or filling phase of the heart cycle is referred to as diastole. The contractile or pumping phase is called systole. The smooth, rhythmic contraction of the atria and ventricles has an underlying electrical precursor in form of a well-coordinated series of electrical events that take place within the heart. That this set of electrical events is intrinsic to the heart itself is well demonstrated when the heart (particularly that of cold-blooded vertebrates such as the frog or turtle) is removed from the body and placed in a nutrient medium (e.g., glucose-Ringer solution). The heart continues to beat rhythmically for many hours. The coordinated contraction of the atria and ventricles is set up by a specific pattern of electrical activation in the musculature of these structures. Moreover, the electrical activation patterns in the walls of the atria and ventricles are initiated by a coordinated series of events in the "specialized conduction system" of the heart (Figure 3.1).

In relation to the heart as a whole, the specialized conduction system is very small. It constitutes only a minute portion of the total mass of the heart. The wall of the left ventricle (Figure 3.1) is 2.5-3.0 times as thick as the wall of the right ventricle, while the intraventricular septum is nearly as thick as the left ventricular wall. The major portion of the muscle mass of the ventricle consists of the free walls of right and left ventricles and septum. Considering the heart as a bioelectric source, strength of this source can be expected to be directly related to the mass of the active muscle (i.e., the number of active myocardial cells). Therefore the atria and the free walls and septum of the ventricles can be considered the major contributors to external potential fields from the heart.

In clinical electrocardiography, more than one lead must be recorded to fully describe the heart's electrical activity. In practice, several leads are taken in the frontal and transverse planes.

Three basic leads make up the frontal-plane ECG. These are derived from the various permutations of pairs of electrodes when one electrode is located on right arm (RA in Figure 3.6), the left arm (LA), and the left leg (LL). Very often an electrode is also placed on the right leg (RL) and grounded or connected to special circuits. The resulting three leads are lead I, LA to RA; lead II, LL to RA; and lead III, LL to LA. The lead vectors formed can be approximated as an equilateral triangle, known as Einthoven's triangle, in the frontal plane of the body. The components of a particular cardiac vector can be easily determined by placing the vector within the triangle and determining its components along each side. The process can also be reversed, allowing us to determine the cardiac vector when we know the components along the three lead vectors, or at least two of them. It is this latter problem that usually concerns the electrocardiographer.

Three additional leads in the frontal plane -as well as a group of leads in the transverse plane - are routinely used in taking clinical ECGs. These leads are based on signals obtained from more than one pair of electrodes. They are often referred to as unipolar leads because they consist of the potential appearing on one electrode taken with respect to an equivalent reference electrode, which is the average of the signals seen at two or more electrodes.

One such equivalent reference electrode is Wilson central terminal, shown in Figure 3.9. Here the three-limb electrodes just described are connected through equal-valued resistors to a common node. The voltage at this node, which is the Wilson central terminal, is the average of the voltages at each electrode. The signal between LA and the central point is known as VL; that at RA, as VR; and that at the left foot, VF. Note that for each of these leads, one of the resistances R shunts the circuit between the central terminal and the limb electrode. This tends to reduce the amplitude of the signal observed, and we can modify these leads to augmented leads by removing the connection between the limb being measured and the central terminal. This does not affect the direction of the lead vector, but results in a 50% increase in amplitude of the signal.

The augmented leads - known as aVL, aVR, and aVF - are illustrated in Figure 3.9, which also illustrates their lead vectors, along with those of leads I, II, and III. Note that when the negative direction for aVR is considered with the other five, all six vectors are equally spaced, by 30° . It is thus possible for the cardiologist looking at an ECG consisting of these six leads to estimate the position of the cardiac cycle by seeing which of the six leads has the greatest signal amplitude at that point in the cycle.

This project consists of ECG part of Biotelemetry System. The system is realized practically. This project generally contains five different parts.

In the first part ECG signals are sensed by means of surface electrodes. These signals are derivations of right arm (RA), left arm (LA), left foot (LF); which are used for I, II, III numbered bipolar derivations at Einthoven triangle and to constitute aVR, aVL, aVF unipolar derivations at frontal plane.

In the second part; the signals sensed from RA, LA and LF are connected through the driver by three equal resistors without affecting the vector angle of the heart; the function of the driver is to prevent the body from the leakage currents, constituted by the common mode voltage because of mains and electromagnetic wave effects on the body; are reduced from high to the low current levels due to the effective output resistor of the right foot driver.

In the third part; there are filters, amplifiers, and offset adjusting circuit. The first block has a gain of $K_1=40$, and the second block is a low pass filter having a cut off frequency of 110 Hz and a gain of $K_2=2$. In the third block; a Notch filter that frequency is of 50 Hz; is designed and its gain is of $K_3=1$. In the fourth block; a circuit having a gain of $K_4=6.23$ is designed; after that in the fifth block; a high pass

filter is designed and its cut off frequency is of 0.34 Hz, in this block the DC offsets coming from the early blocks are also prevented. In the sixth block; a circuit is arranged for a gain of $K_6=2$ and its output DC level is shifted by +2.5 Volts.

As a result in the every three channels a gain of $K_T= 1993.6$ is totally ensured. ECG signals having a peak to peak voltage level of 2 mV on the body are approximately amplified to the level of 4 Volts peak to peak voltage levels or -2 V to +2 V. Due to running of H8/532 microcontroller its ADC port accepts a range of 0-5 Volts input signal. The shifting of +2.5 Volts in the positive direction by offset circuit causes the input signal to become in the level of +0.5 V to +4.5 V.

The fourth part has H8/532 microcontroller of 16 bits and its peripheral devices. In this place, the first one of the functions of H8 is to convert the signals coming from 3 different channels to the digital signals, 8 bits, having 224 Samples/second sampling rate and 9600 baud rate and is to send them to the serial output of the microcontroller. The second one is to constitute a senkronization byte, used before first, second and third channels' sampled bytes.

The fifth part includes receiving data; sent by H8; at RS-232 port side of the PC, computing I,II,III, aVR, aVL,aVF derivations and these derivations are monitored by real time sweep graph on the PC screen. In addition, entering the patient names information -graphs- on the screen can be saved into the hard disk and whenever they are necessary for the observer (Medical Doctor etc.), they can be monitored on the PC screen.

BÖLÜM 1.

GİRİŞ

1.1 Telemetrinin Tarihçesi ve Geleceği

Biyomedikal telemetri çoğunlukla erişilemeyen bir bölgeden uzak bir görüntüleme bölgesine fizyolojik bilgilerin iletimine izin veren özel bir biyomedikal enstrümantasyon alanıdır. Biyotelemetrinin hedefleri, iletilen bilgilerin güvenilir şekilde tekrar elde edilmesini ve minimum kısıtlamayla insan ve hayvanlardan alınan bilgilerin görüntülenmesini sağlamaktır. Buna rağmen bazı bilgilerin telemetrik iletimi telefon hatları yoluyla yapılır, çoğunlukla radyo link yoluyla gerçekleşir. Bazı tek yapıdaki fizyolojik verilerin kodlanması tüm biyotelemetri sistemlerinde ortaktır. Bu yapılar sistem performans ihtiyaçlarına, gerekli veri kanalı sayısına, boyutuna ve fiyatına göre farklıdır. Verici ünitesi ya canlının sırt bölgesine muhafaza edilmiş şekilde konur yada uygun küçültme ve vücut sıvılarına karşı uygun koruma yapıldıktan sonra vücut içine yerleştirilir.

Kullanışlı ve çok esnek bir yapıda olan biyotelemetri sistemini bugünlere getirmiş olan araştırmacıların yenilik ve becerikliliklerine teşekkür etmek gerekir ki bu biyotelemetri metodlarına birçok tıbbi araştırma ve klinik görüntüleme alanlarında yer bulunmuştur. Biyomedikal telemetri sistemi klinik görüntüleme sistemlerinde hastaya tamamen elektriksel izolasyon ve hareket serbestisi sağlar. Taşınabilir acil telemetri sağlık üniteleri ile, EKG gibi fizyolojik veriler uzak acil bölgelerden ana hastane merkezlerine iletilir. Fiziksel kısıtlama ve vücuda bağlanmış kabloların olmaması serbestisi insan ve hayvan araştırmalarında sıklıkla arzu edilmektedir. Biyomedikal telemetri çok geniş ve farklı deneysel alanlarda ve hayvan türlerinde bu serbestiyi sağlamıştır. İnsan stresi ve egzersiz fizyolojisi, PH, fetal ve anne fizyolojisi ve bir çok alanda bu teknikten yarar sağlanmıştır. Vahşi hayattan biyotelemetri ile

görüntülenen hayvanlardan hamamböcekleri, kertenkeleler, balıklar, yılanlar, foklar, kuşlar, geyikler, zürafalar, yunus balıkları, atlar ve kaplumbağalar; laboratuvar ortamında ise köpek, kedi, fare, tavşan ve maymunların rapor edildiği ifade edilmektedir. Buna ek olarak, her türlü fizyolojik parametre biyomedikal telemetri ile görüntülenmiştir. Elektrokardiyografi (EKG), elektroensefalografi (EEG), elektromiyogram (EMG), hidrojen iyon konsantrasyonu (pH), sıcaklık, basınç, kasılma kuvveti, yürüme ve kan akışı biyomedikal telemetri ile sıklıkla iletilen fizyolojik verilerdir.



BÖLÜM 2.

EKG OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ

2.1. Biyolojik İşaretler

Biyolojik sistemler yaşam fonksiyonlarını sürdürürken yaşamı için gerekli birçok işaretler üretirler. Biyolojik işaret veya biyoelektrik potansiyel olarak isimlendirilen bu işaretler canlının ve özel olarak insanın iç haberleşme, kontrol ve zihinsel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkarlar. Biyolojik işaretlerde gözlenen bozukluklar, bu işaretin kaynaklandığı sistemdeki bozukluğu yansıtırlar. Bu nedenle biyolojik işaretlerin işlenmesi ve yorumlanması günümüzde hastalık teşhisinde önemli bir yer tutmaktadır.

Biyolojik işaretlerden elektrod adı verilen ve kimya-elektrik enerji dönüşümü yapan dönüştürücülerle deri üzerinden algılanan ve klinik çalışmalar için önemli olanları; beyinden algılanan elektroensafalogram (EEG), kalpten algılanan elektrokardiyogram (EKG), kasdan algılanan elektromiyogram (EMG) işaretleridir. Bu işaretlerin temelinde hücrenin elektro-kimyasal aktivitesi vardır ve herhangi bir biyolojik sisteme ait biyolojik işaretler, o sistemi oluşturan hücrelerin elektriksel aktivitelerinin toplamı olarak algılanırlar.

2.2 Aksiyon Potansiyeli

Biyolojik işaretlerin kaynağı olarak ele alınan hücrenin membranının (zarfının) iyonlara karşı olan seçici geçirgenliği, membranın iki yüzü arasında, başka bir deyişle hücrenin içi ile dışı arasında, membran potansiyeli adı verilen bir potansiyel farkının oluşmasına neden olur. Membran potansiyeli, Sodyum (Na^+), Potasyum (K^+) ve Klor (Cl^-) iyonlarının, hücre zarfının bu iyonlara karşı seçici geçirgenliği nedeniyle ortaya çıkan, hücre içi ve dışındaki konsantrasyon farklarının sonucu olarak sıfırdan farklı bir değer alır ve hücre dışı referans alarak değerlendirilir. İyon konsantrasyonlarının hücre içi ve dışı farklı konsantrasyonlarda, bir denge içinde, bulunması pasif ve aktif transport olayları ile açıklanabilmektedir.

Pasif Transport: Pasif transportta, iyonlar çok yoğun ortamdan az yoğun ortama doğru (konsantrasyonun çok yoğun olduğu yerden az yoğun olduğu yere doğru) enerji gerekmeden difüzyon ile pasif olarak geçerler. Ancak bu geçişi, bir yerde, karşı yönde etki yapan hücre içi potansiyeli sınırlar. Hücre içi potansiyelinin esas kaynağı ise iyonlara göre seçici geçirgenliği olan hücre membranıdır. Hücre membranı, negatif yüklü anyon durumundaki ağır molekül yapıları hücre içi proteinlerini hücre dışına geçirmez. Bu nedenle negatif yüklü Cl^- iyonları da hücre içine giremez. Pozitif iyonlardan K^+ ise Na^+ iyonuna göre hücre membranından daha kolaylıkla geçerek hücre içine, bu hücre içi negatif potansiyelinin etkisi ile girer. K^+ ve Na^+ iyonlarının hücre içine girişi ancak kendilerine özgü olan kapılardan (K kapıları ve Na kapıları) olur. Na kapıları, hücre dinlenmede iken, Na^+ iyonlarını zorlukla geçirmektedir. Yani hücre membranının hücre dinlenmede iken permeabilitesi (geçirgenliği, iletkenliği) daha azdır. Difüzyon ve elektrik alanı etkilerinin birbirlerini dengelediği kararlı durumda, her iyonun özgü denge potansiyeli, belli sıcaklıkta o iyonun hücre içi ve hücre dışı konsantrasyonlarıyla bağlantılı olarak "Nernst eşitliği" ile verilir. Örneğin bu eşitlik, K^+ iyonları için, K^+ iyonunun hücre dışı konsantrasyonu $[\text{K}^+]_o$ ile, hücre içi konsantrasyonu $[\text{K}^+]_i$ ile ve ısı gerilimi V_T ile gösterilmek üzere,

$$V_k = V_T \cdot \ln \frac{[K^+]_i}{[K^+]_o} \quad (2.2.1)$$

olarak verilir. $T = 300 \text{ }^\circ\text{K}$ için $V = 26,7 \text{ mV}$, $[K^+]_o = 5 \text{ mmol/l}$, $[K^+]_i = 150 \text{ mmol/l}$ alınırsa, $V_K = -91 \text{ mV}$ bulunur. Na^+ ve Cl^- iyonları için Nernst eşitlikleri ise hücre içi ve dışı Na^+ ve Cl^- konsantrasyon değerlerine göre, $V_{\text{Na}} = +62 \text{ mV}$ ve $V_K = -90 \text{ mV}$ olarak elde edilir. Hücre içi potansiyeli (membran potansiyeli, V_m) ise, iyonların denge potansiyellerine olduğu kadar, membranın iyonlara olan geçirgenliğine (veya iyonların membran ortamındaki hareket yeteneğine, ki burada μ ile gösterilecektir) de bağımlı olarak Goldman bağıntısı ile verilir.

$$V_m = V_T \cdot \ln \frac{\mu_k \cdot [K^+]_o + \mu_{\text{Na}} \cdot [Na^+]_o + \mu_{\text{Cl}} \cdot [Cl^-]_i}{\mu_k \cdot [K^+]_i + \mu_{\text{Na}} \cdot [Na^+]_i + \mu_{\text{Cl}} \cdot [Cl^-]_o} \quad (2.2.2)$$

Bu eşitlikte μ_{Na} , μ_K ve μ_{Cl} , membranın sırası ile Na , K ve Cl iyonlarına olan geçirgenlikleri $[\text{Na}]$, $[\text{K}]$ ve $[\text{Cl}]$ ise bu iyonların verilen indise göre hücre içi ve hücre dışı konsantrasyonlarını göstermektedir. Normal bir hücrenin, hücre uyarılmadığı sürece kararlı kaldığı membran potansiyeli, sukunet veya dinlenme potansiyeli adını alıp -90 mV 'luk bir değere sahiptir. Dinlenme durumundaki hücre içi potansiyeli çeşitli hücreler için farklı değerlerde olmaktadır. Örneğin kalp kası için -95 mV , sinüs düğümü için -65 mV , iskelet kası için -70 mV , insan alyuvarında -10 mV olmaktadır. Bu potansiyel nedeniyledir ki hücre dinlenmede (sükunette) iken "polarize olmuştur" denir. Bu nedenle hücre içi potansiyelinin dinlenme durumundaki değerine de "dinlenme (sükunet) potansiyeli" veya "polarizasyon gerilimi" adı verilir. Hücre uyarılmadığı durumda her zaman için bu denge durumunda kalmaya çalışacaktır. Hücre dinlenmede iken bile iyonlara olan geçirgenliği sıfır değildir. Gerek sıfır olmayan bu geçirgenlik ve gerekse membran potansiyeli ile iyonların Nernst denklemi ile verilen denge potansiyelleri arasındaki farkın sıfır olması nedeniyle K ve Na iyonları, denge durumunda bile pasif transportla hücre membranından geçerler. Ancak iyonların Na-K pompası adı verilen aktif

transport ile gerisin geri geldikleri yerlere iade edilirler. Cl iyonları için membran potansiyeli, denge potansiyeline eşittir ve Cl iyonları için membranı geçmesine zorlayacak etki yoktur ve gene bu nedenle bu iyonlar için aktif transporta da gerek yoktur.

Aktif Transport: Aktif Transportta, bir enerji yardımı ile iyonlar, çok yoğun oldukları ortama doğru (Na^+ hücre dışına, K^+ hücre içine doğru) aktif olarak bir taşıyıcı yardımı ile taşınırlar. Böylece hücre içi ve dışı arasındaki iyon konsantrasyon oranları da korunmuş (sabit tutulmuş) olur. Aktif transportta gerekli enerji ATP (Adenozin trifosfat) bileşiklerinden sağlanır. Aktif transport, organizmada enerji tüketimini gerektiren en önemli olaylardan biridir. Hücre denge durumunda iken iyon dağılımlarındaki denge şu şekilde özetlenebilir:

Negatif yüklü ağır proteinlerin hücre içinde yoğun oluşu ve hücre zarından dışarı geçemeyişi nedeniyle hücre içi negatif potansiyeldedir ($V=90 \text{ mV}$). Cl iyonları, denge potansiyeli ancak bu gerilim engeli kadar olduğundan hücre içine geçemezler. Aktif transport devamlı hücre içine taşınan K^+ iyonları, denge potansiyeli hücre zarı potansiyelinin çok az üzerinde olduğundan, pasif transport ile çok az miktarda hücre dışına çıkarlar. Aktif transport ile hücre dışına atılan Na^+ iyonları, hücre zarının kendilerini çok zor geçirmeleri nedeniyle çok az miktarda hücre içine girer. Böylece pasif transportla hücre içine giren Na^+ , aktif transportla geri hücre dışına atılır. Pasif transportla hücre dışına geçen K^+ ise aktif transportla geri hücre içine alınır ve sonunda denge oluşur. Hücre içi ve dışındaki iyon konsantrasyonları da böylece korunmuş olur. İyon konsantrasyonlarındaki dengenin pasif transportla bozulması durumunda aktif transport mekanizması dengeyi kuracak yönde daha aktif olarak çalışır.

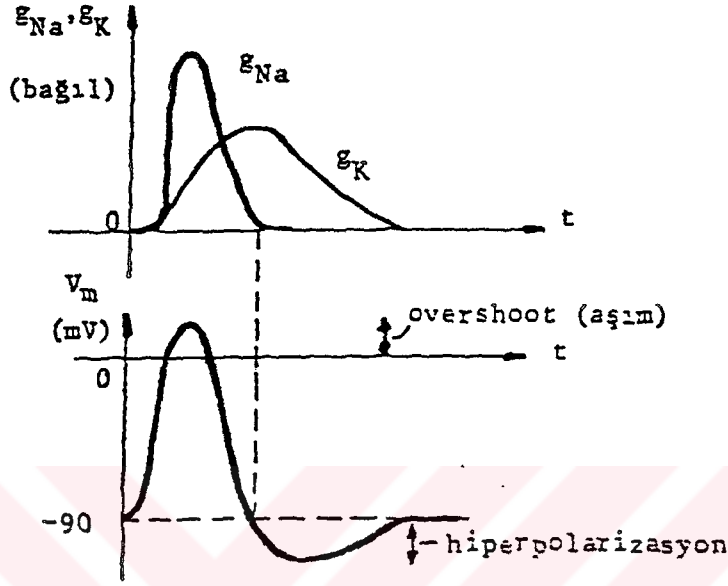
Işık, mekanik, magnetik, ısı ve daha çok elektrik (akım veya gerilim) veya kimyasal etkiler ile hücre uyarıldığında hücre zarının Na^+ iyonlarına olan geçirgenliği (μ_{Na}) 500 kat kadar artar ve Na^+ iyonları hızla hücre içine girerek hücre içi potansiyelini pozitif bir değere getirmeye çalışır. Na^+ iyonlarına olan

geçirgenliğin bu kadar artmasına, uyarılma durumunda Na kapılarının iyice açılması neden olmaktadır. Hücre uyarıldığında K kapıları da Na kapıları kadar olmamakla beraber biraz daha açılır ve K^+ iyonlarının hücre dışına çıkışı biraz artar. Na kapıları açılarak Na^+ iyonlarının bir çıkış gibi hücre içine girmesi sonucunda, hücre içi potansiyeli +20 mV değerine ulaşır. Hücrenin uyarılması sonucu oluşan bu olaya "depolarizasyon" adı verilir. Depolarizasyon süresi, normal hücrelerde 1-2 ms kadardır.

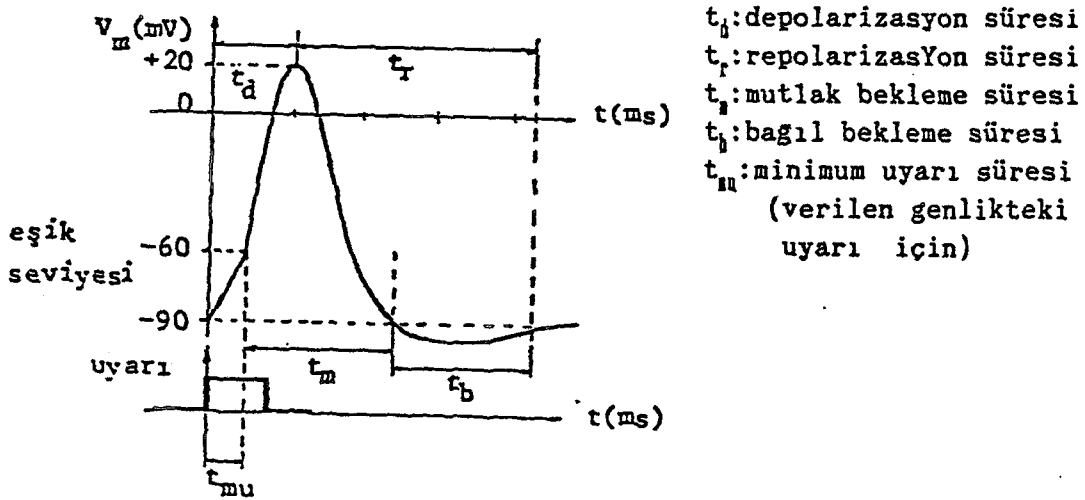
Hücre içi potansiyeli +20 mV olunca, gerilime duyarlı Na kapılarının bir kısmı kapanır ve Na^+ iyonlarına karşı hücre zarının geçirgenliği çok çabuk eski durumuna gelir. Bu sırada, K^+ iyonlarına olan hücre zarı geçirgenliği üst düzeydedir. Hücre içine giren Na^+ iyonları kadar K^+ iyonlarının hücre dışına çıkması ile hücre içi potansiyeli dinlenme durumundaki değerine gelmiş olur ki bu olaya da hücrenin tekrar polarize olması anlamına gelen "repolarizasyon" adı verilir. Hücre içi potansiyeli normal dinlenme durumundaki değerine gelmiştir ancak iyonların konsantrasyon dağılımları normal değildir. Çünkü, son durumda, dinlenme durumundakinin tersine Na^+ hücre içinde, K^+ ise hücre dışında daha fazladır. Buraya kadar olan olaylarda aşırı enerji kullanımı gerekmemektedir. İyonların tekrar eski dağılımlarına dönmeleri Na-K pompası (aktif transport) yardımıyla olmaktadır. Hücrenin depolarize ve repolarize olması sürelerinde hücre zarının Na^+ ve K^+ iyonlarına olan geçirgenlikleri ile hücre zarı potansiyelinin zamana göre değişimleri Şekil 2.1'de temsili olarak gösterilmiştir.

Hücre içi potansiyeli polarizasyon değerine yaklaşırken hücrenin K^+ iyonlarına olan geçirgenliği üst düzeydedir ve bu nedenle bir süre daha hücre dışına K^+ taşınması devam eder (g_K 'nın azalma eğimi daha düşüktür, Şekil 2.1) ve bu durum hücre içi gerilimini polarizasyon değerinin daha da altına düşürür. Bu durumdaki hücre "hiperpolarize" olmuştur. Membran potansiyelinin, birbirini izleyen depolarizasyon ve repolarizasyon olayları sırasındaki değişimi pozitif bir darbe şeklindedir ve bu değişime "aksiyon potansiyeli" adı verilir. Şekil 2.2'de aksiyon potansiyeli, uyarıcı ile birlikte yeniden çizilmiştir. Canlı organizmanın haberleşme

sistemi elemanı olan sinir hücresinde bilgi ve emirler, o hücrenin şekli ve genliği hep aynı olan aksiyon potansiyelinin oluşturduğu darbe katarının frekansı üzerinde taşınmaktadır.

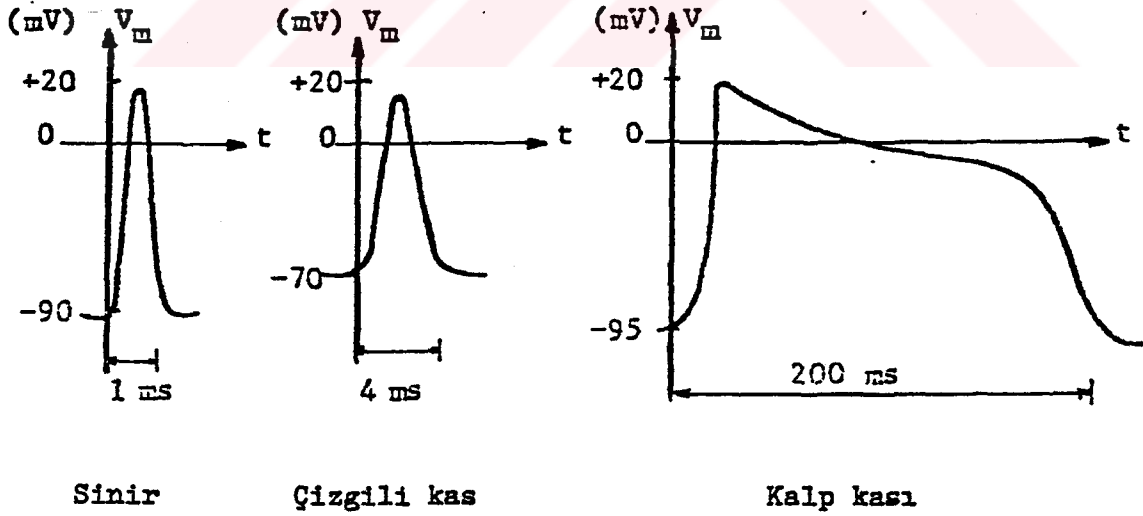


Şekil 2.1 Depolarizasyon ve repolarizasyon durumlarında Na^+ ve K^+ iletkenliklerinin ve buna bağlı olarak hücre zarı potansiyelinin (V_m 'in) zamana göre değişimleri.



Şekil 2.2 Uyarı ve aksiyon potansiyelinin değişimi.

Belli genlikte uyarı verildiğinde hücrenin depolarize olabilmesi için uyarı süresinin belli bir minimum değerin üzerinde olması gerekir, çünkü hücre ancak hücre içi potansiyeli belli bir eşik değerine (-60 mV'a) ulaştığında uyarılmış olmaktadır ve hücre içi potansiyeli bu eşik değere ulaşana kadar da belli bir süre gerekir. Uyarı, hücre içi potansiyeli bu eşik değerine eriştikten sonra kesilse bile hücre içi potansiyeli artık dış uyarıların etkisinde kalmadan kendiliğinden $+20$ mV depolarizasyon gerilim değerine hızla çıkar ve hücre tetiklenmiş olur. Demekki hücre, hücre içi potansiyelini eşik seviyesine çıkaran uyaranlar için tetiklenmiş olmaktadır, aksi halde hücre içi potansiyeli eşik değerinin altında kalan bir potansiyel değişimi verse bile tetiklenmemiş sayılmaktadır. Yani hücre bir uyarana karşı ya tetiklenmiş olmaktadır veya tetiklenmemiş kalmaktadır ki buna "hep veya hiç kuralı" veya "ya hep ya hiç kuralı" adı verilir. Yalnız tetiklenen hücre tetiklendiği depolarizasyon gerilim seviyesinde fazla kalamaz ve tekrar eski durumuna dönmeye çalışır. Bu şekli ile hücre, girişinde eşik seviyesi olan bir monostabil devre (tek kararlı ikili devre) gibi çalışmaktadır.



Şekil 2.3 Çeşitli hücrelerde aksiyon potansiyelinin değişimi.

Hücre uyarıldıktan sonra en şiddetli uyaranlara bile cevap vermediği kısa bir süre vardır ki bu süreye "mutlak bekleme süresi (absolute refractory period)" adı verilir (Şekil 2.2). Mutlak bekleme süresinden sonra hücrenin ancak şiddetli uyaranlara cevap verebileceği "bağıl bekleme süresi" vardır.

Aksiyon potansiyelinin değişimi çeşitli hücrelerde farklılıklar gösterir (Şekil 2.3). Sinir ve çizgili kastaki aksöyon potansiyeli, süre ve genlik bakımından az çok farkeder. Kalp kasında ise şekil biraz değişiktir. Kalp kası potansiyelinde, 0 mV'da kaldığı 200 ms kadar uzunca süreli bir plato vardır ve daha sonra bu potansiyel hızla dinlenme potansiyeline düşmektedir.



BÖLÜM 3.

ELEKTROKARDİYOĞRAFI

3.1 GİRİŞ

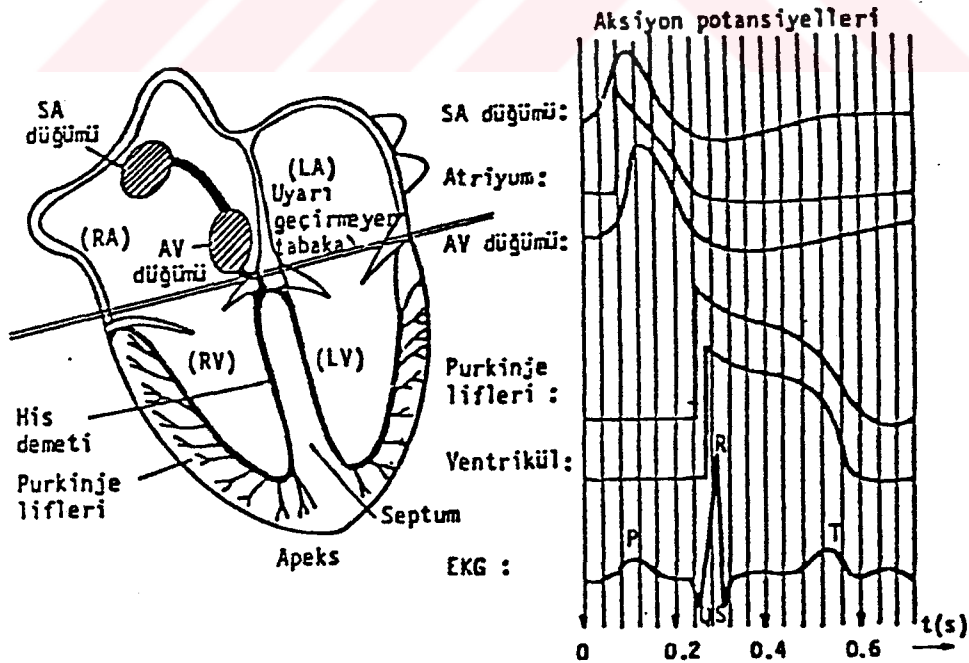
İnsan vücudu üzerinden algılanan ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere elektrokardiyogram, elektrokardiyografik işaret, EKG işareti veya kısaca EKG adı verilir. EKG işaretlerinin gösterilmesini veya kaydedilmesini sağlayan cihazlara Elektrokardiyograf ve EKG ile ilgili sistem ve olgulara da genel olarak Elektrokardiyografi denir. İnsan ölümlerinin büyük bir yüzdesini kalp rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Bu yüzden kalbin çalışması sırasındaki bozukluklarının iyi bir göstergesi olan ve insan vücudu üzerinden, yaralama, deşme yapmadan kolaylıkla elde edilebilen EKG işaretleri, işlenme ve yorumlama açısından büyük önem taşımaktadır. Bu bölümde EKG işaretlerinin değişim şekli ve oluşumu üzerinde kısaca durulduktan sonra, algılanması ve işlenmesi konusu ele alınmaktadır.

3.2 ELEKTROKARDİYOGRAM

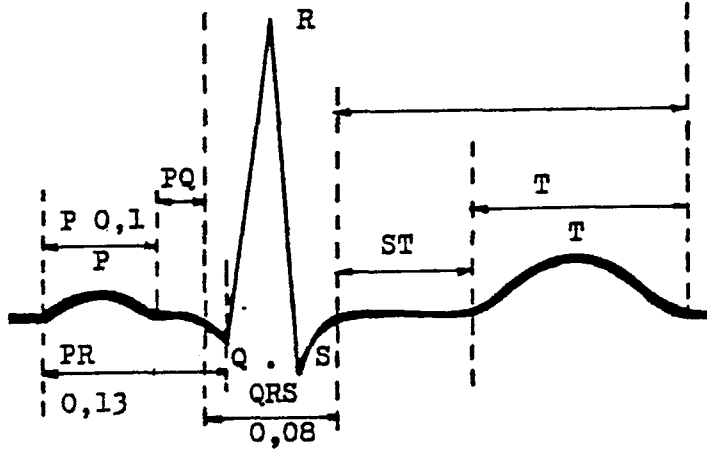
İnsan vücudundaki tüm kaslar biyoelektrik uyarılarla kasılmakta ve bunun yanında kendine has biyolojik işaretler üretmektedir. Uyarılan kasm yakınına konan bir çift elektrod aracılığıyla, kasm kasılması sırasında ortaya çıkan elektriksel işaretlerin izlenmesi mümkündür. Kalp kasları da, belli bir ritimde kendi içindeki

sinüs düğümü (SA düğümü) tarafından periyodik olarak kendiliğinden üretilen elektriksel işaretlerle uyarılmakta, bu uyarı sonucunda da kalp periyodik olarak kasılıp gevşeyerek vücudun ihtiyacı olan kanı pompalamaktadır. Bu pompalama işlemi için kalp kaslarının bir düzen içinde kasılması gerekmektedir ki bu, kalbin elektriksel iletim sistemi yardımıyla olur(Şekil 3.1). Kalbin iletim sistemi, SA düğümü (sino-atrial düğüm), AV düğümü (atriyo-ventriküler düğüm), his demeti ve purkinji liflerinden oluşur.

Normal EKG işareti, kalbin dinlenme durumundaki izoelektrik seviyesi (taban seviyesi) üzerinde sıralanan belli başlı P, Q, R, S, ve T adları verilen dalgalardan oluşur (Şekil 3.2). S-A düğümünde meydana gelen depolarizasyon dalgası, kulakçıklar içindeki iletim yolu üzerinde 30 cm/s hızla ilerlerken kulakçık kaslarını uyarır ve bunun sonucunda kulakçıklar bir bütün olarak kasılarak kendi içinde kalmış kanın tümünü karıncıklara pompalar. Kulakçıkların kasılması sırasında EKG işaretinde P dalgası adı verilen değişim oluşur.



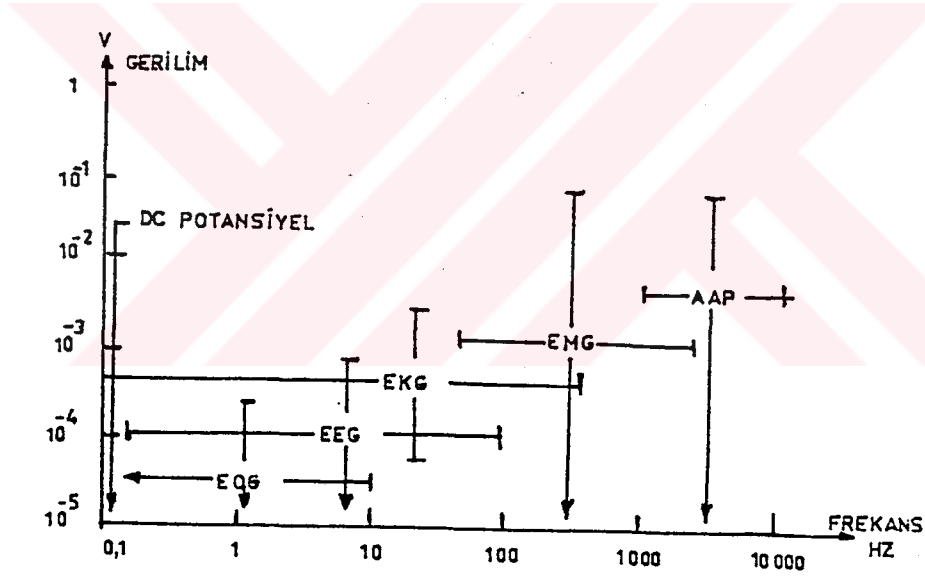
Şekil 3.1. Kalbin elektriksel iletim sistemi, kalbin çeşitli bölgelerindeki aksiyon potansiyelleri ve EKG.



Şekil 3.2. EKG işareti üzerindeki tipik dalga şekilleri ve aralıkları.

0,1 s kadar süren P dalgasının genliği, kulakçık kasının aktivitesi hakkında bilgi verir. Depolarizasyon dalgası kulakçıklarla karıncıklar arasındaki AV düğümüne gelince hızı 5 cm/s'ye kadar düşer. Bu sayede, AV düğümü, bir gecikme elemanı gibi görev yaparak aksiyon potansiyel dalgasının karıncıklara, kulakçıklar kasıldıktan 0,1 s sonra ulaşmasına neden olur. Aksiyon potansiyeli dalgası, his demeti ve purkinje lifleri yardımıyla tüm karıncık kaslarına 3 m/s gibi bir hızla yayılınca karıncık bir bütün olarak kasılır. Karıncıkların kasılması sırasında EKG işaretinde 0,1 s kadar süren ve QRS kompleksi adı verilen değişim gözlenir. Q, R ve S dalgalarından oluşan QRS kompleksinin 0,1 s'den daha uzun sürmesi karıncıkların hem zaman olarak uyarılmadıklarını gösterir. Karıncık kaslarının kulakçık kaslarından daha çok ve güçlü olması nedeniyle QRS kompleksindeki R dalgası, P dalgasından genlik olarak oldukça büyüktür. Bunun yanında R dalgasının genliğinin normalden büyük olması hipertansiyonda kalp büyümesinin bir göstergesi olabilir. S dalgasından sonra karıncık kasları aynı potansiyeldedir ve bu nedenle T dalgasına

kadar EKG işareti izoelektrik seviyededir. Bu seviye ST segmenti olarak bilinmektedir. Karıncık kaslarının hızlı repolarizasyonu sonucunda T dalgası oluşur. EKG işaretinde dalgalar arasında kalan uzaklıklara "aralık" adı verilir. PR aralığı, his demeti iletim zamanını gösterir. PR aralığının 0.2 s'den uzun olması, his demetinde bir iletim bozukluğu olduğunu belirtir. ST aralığı özel olarak ST segmenti olarak isimlendirilir ve normalde izoelektrik seviyededir. ST segmentinin izoelektrik seviyeden olan sapmaları ve anormal uzunluğu da kalbin normal çalışmayışının göstergeleri olarak kullanılmaktadır. İki R dalgası arası uzaklığa RR aralığı veya bir kalp periyodu adı verilir. RR aralığı, kalbin dakika vuru hızının bir göstergesidir ve kalp rahatsızlıklarının teşhisinde kullanılan parametrelerden biridir.



Şekil 3.3 Biyolojik işaretlere ait gerilim ve frekans seviyeleri.

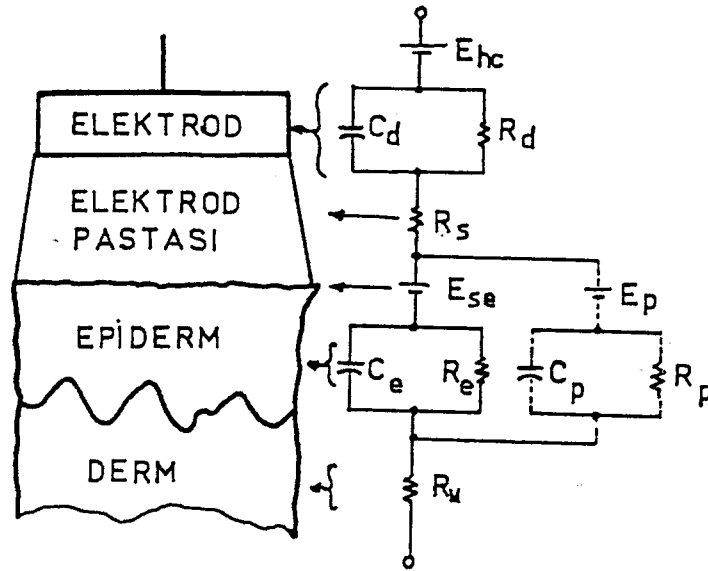
3.3 Biyolojik İşaretlerin Gerilimi ve Frekans Seviyeleri

Sistemde kullanacağımız elemanların kazanç ve band genişliklerinin tayini açısından biyolojik işaretlerin fiziksel özelliklerini bilmemiz gerekmektedir. Gerilim ve frekans seviyeleri Şekil 3.3'de görüldüğü gibidir.

Asıl amacımız EKG işaretlerinin taşınması olduğu için frekans bandı 0.1-150 Hz, gerilim seviyesi 10^{-2} - 10^{-4} V arasında olan EKG işaretine uygun yönde devre tasarımına gidilmiştir. Ancak diğer biyoelektrik işaretlerin taşınması da aynı devre elemanlarının kazanç ve band genişliklerinin ayarlanması yoluyla sağlanabilir.

3.4 Biyolojik İşaretlerin Alınması

Biyolojik işaretler vücuttan vücut içi veya yüzey elektrodları ile alınabilir.



Şekil 3.4 Vücut yüzeyine yerleştirilen bir yüzey elektrodunun toplam elektriksel eşdeğer devresi.

Burada kullanım kolaylığı nedeniyle yüzey elektrodları ile algılama yolu incelenecektir. Vücut üzerine yerleştirilen bir yüzey elektrodunun elektriksel modeli Şekil 3.4'deki gibi gösterilebilir.

Yukarıdaki şekilde;

E_{hc} = Yarım pil potansiyeli

R_d ve C_d = Elektrot ile elektrot pastası kesiminde polarizasyon olayları sonucunda meydana çıkan empedans ve kapasite

R_s = Elektrot kablosu ve elektrot pastasının toplam seri direnci

E_{se} = Birleşme yüzeyinde oluşan potansiyel

R_e ve C_e = Epidermin direnç ve kapasitesi

R_u = Vücudun iç direnci

Yüzey elektrodlarının başlıcaları metal plaka elektrodlar ve metal disk elektrotlardır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Metal plaka ve metal disk elektrodlar.

3.5 EKG Eldesinde Kullanılan Bağlantılar

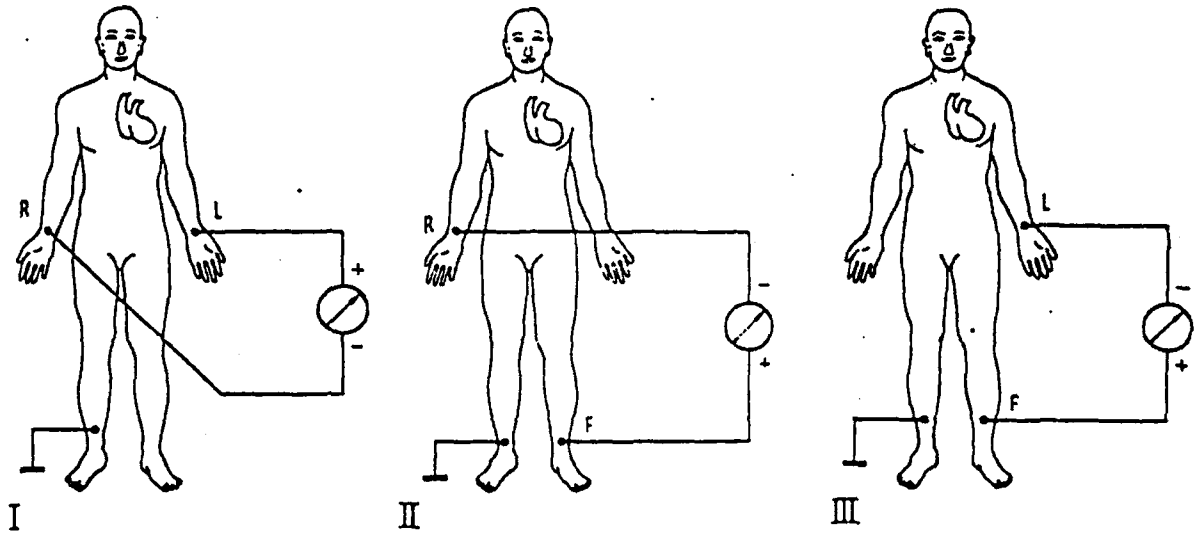
Elektrokardiyografik kayıtları yaparken, elektrodları yerleştirmek için çeşitli pozisyonlar kullanılır. Her kalp döneminde, kaydedilen polaritenin pozitif yada negatif olması kalpteki akımın yönüne göre elektrodların yerleştirilme yerleriyle belirlenir. Genel olarak "elektrokardiyografik derivasyonlar" adı verilen ve pratikte kullanılan elektrod sistemleri şunlardır.

- 1- Einthoven metodu
- 2- Wilson metodu
- 3- Goldberg metodu
- 4- Nehb metodu

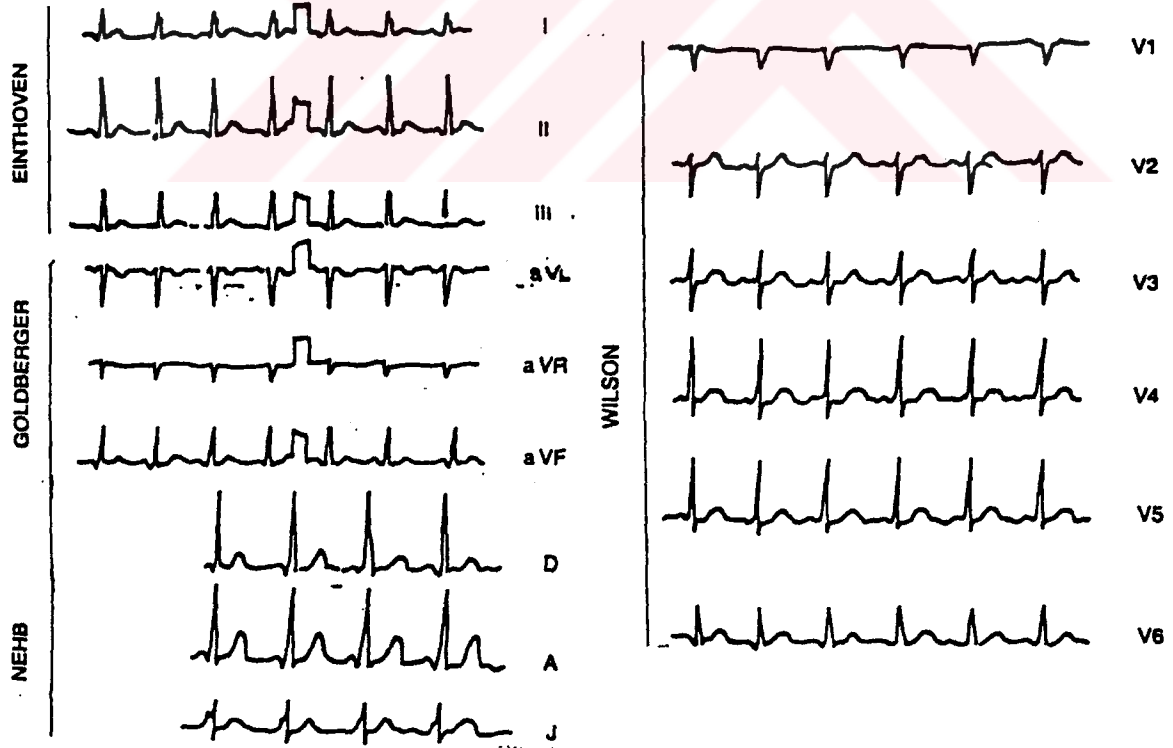
Einthoven Üçgeni: Kalp bölgesinde iki kol ve sol bacak uç noktalarını içeren bir üçgen tanımlanabilir. Üst iki köşe iki kolun kalbin çevresindeki sıvılarla elektriksel olarak bağlandıkları noktaları, alt uç noktada sol bacağın sıvılarla bağlı olduğu noktayı temsil etmektedir. Bu bağlantı ile bilinen yasaya göre bipolar ekstremitte derivasyonundan herhangi ikisinin elektrik potansiyelleri bilinirse, bu ikisini toplamak suretiyle üçüncüsünün bulunabileceğini öngörmektedir.

Einthoven Metodu : Einthoven derivasyonu üç değişik bağlantı şekli ile elde edilebilir. Şekil 3.6 Einthoven derivasyonlarını göstermektedir. Şekil 3.6 'da görüldüğü gibi I. ve III. derivasyonların toplam potansiyeli II. derivasyon potansiyeline eşittir. Bu da yasanın gerçekleşmesini sağlar.

Bütün bipolar ekstremitte derivasyonları birbirine benzediği için, kalp aritmilerinin teşhisi istendiği zaman hangi derivasyonun kaydedildiğinden daha önemli olan şey, kalp döneminin farklı dalgaları arası zaman ilişkisinin bilinmesidir. Ventrikül yada atriyum kasının veya ileti sisteminin harabiyet derecesinin tanısında hangi derivasyonun kaydedildiği önem kazanır. Çünkü kalp kasının anormallikleri bazı derivasyonlarda elektrokardiyogramların yapısını önemli ölçüde değiştirirken, ötekilerini bozmayabilir.

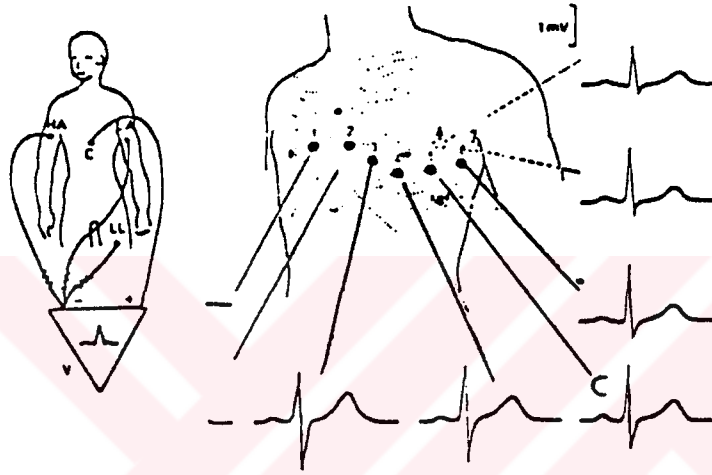


Şekil 3.6 Einthoven derivasyonları.



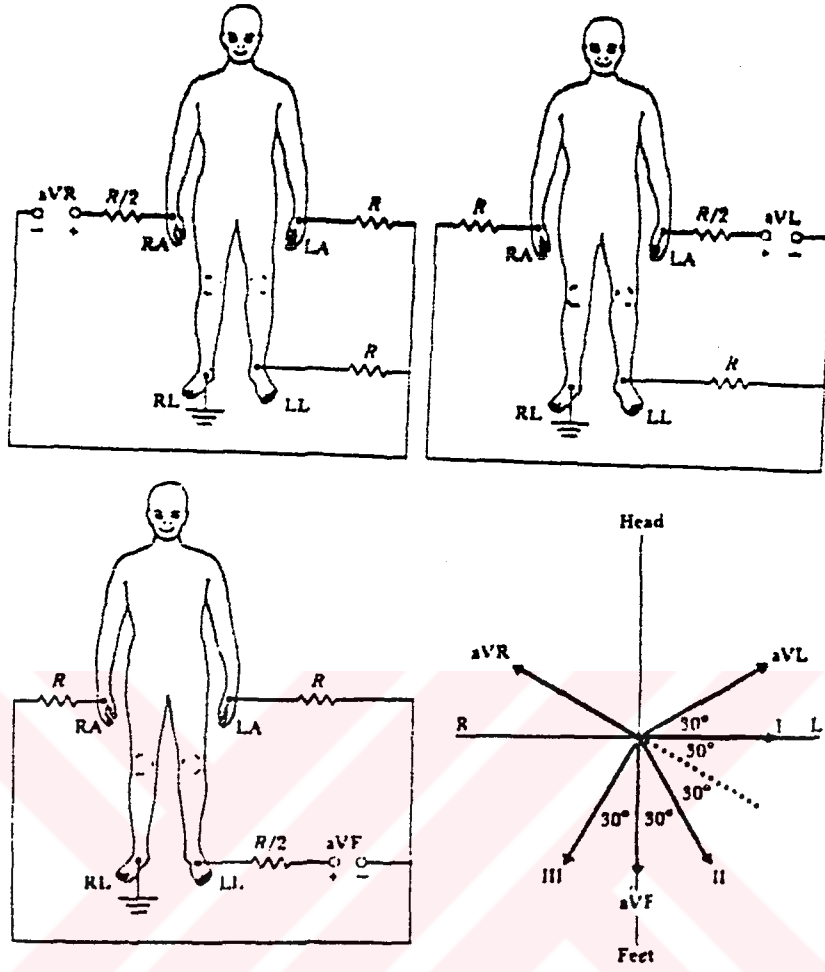
Şekil 3.7 Derivasyonlardan elde edilen EKG' ler.

Wilson Metodu (Unipolar Derivasyon) : Wilson metodu "göğüs derivasyonu" olarak adlandırılır. Derivasyonda bütün ekstremiteler sisteme dirençler üzerinden bağlanır. Pozitif girişe bağlanan ayrı bir araştırıcı elektrod altı noktada kalbin elektriksel aktivitesini izler. Genel olarak altı ölçüm noktasından alınan elektriksel potansiyel değişimi kullanılır.



Şekil 3.8 Wilson Metodu (Unipolar derivasyon)

Golberger Derivasyonları (Kuvvetlendirilmiş Mod) : Modern uygulamalarda unipolar ekstremitte derivasyonlarından elde edilen genlikler düşük olduğundan, işaretin genliğini yükseltmek için Goldberger derivasyonları kullanılır. Wilson'un unipolar derivasyonlarında (VR , VL , VF) kol ve bacaklar Wilson noktasına bağlıdır. Oysa Goldberger derivasyonlarında ekstremiteler Wilson noktasının dışında kalır. Bu yöntemle çıkış işaretinin genliği %50 oranında yükselir. Bu nedenle Goldberger derivasyonları başında bulunan 'a' (augmented kuvvetlendirilmiş) harfi ile vurgulanmıştır. Şekil 3.9 ' de gösterilen bu derivasyonlar aVR , aVL , aVF ile temsil edilmektedir.



Şekil 3.9 Kuvvetlendirilmiş modda elektrodların bağlanış şekli.

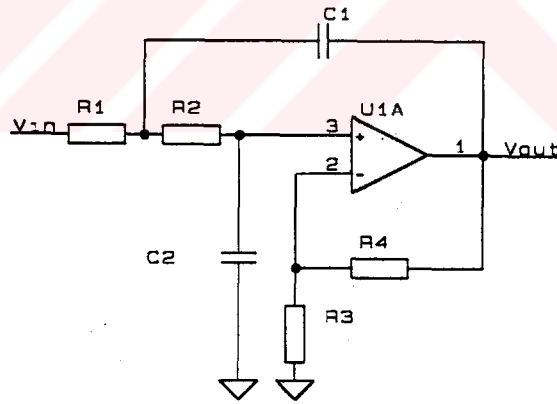
Nehb Metodu : Üç einthoven elektrodu göğüs üzerine bağlanır. İlk elektrod sağ göğüs kafesinin üst kısmına doğru bağlanırken, ikincisi sol koltuk altına , üçüncüsünde sol göğüsün orta tarafına bağlanır.

BÖLÜM 4.

SİSTEM TASARIMI

4.1 Alçak Geçiren Filtre

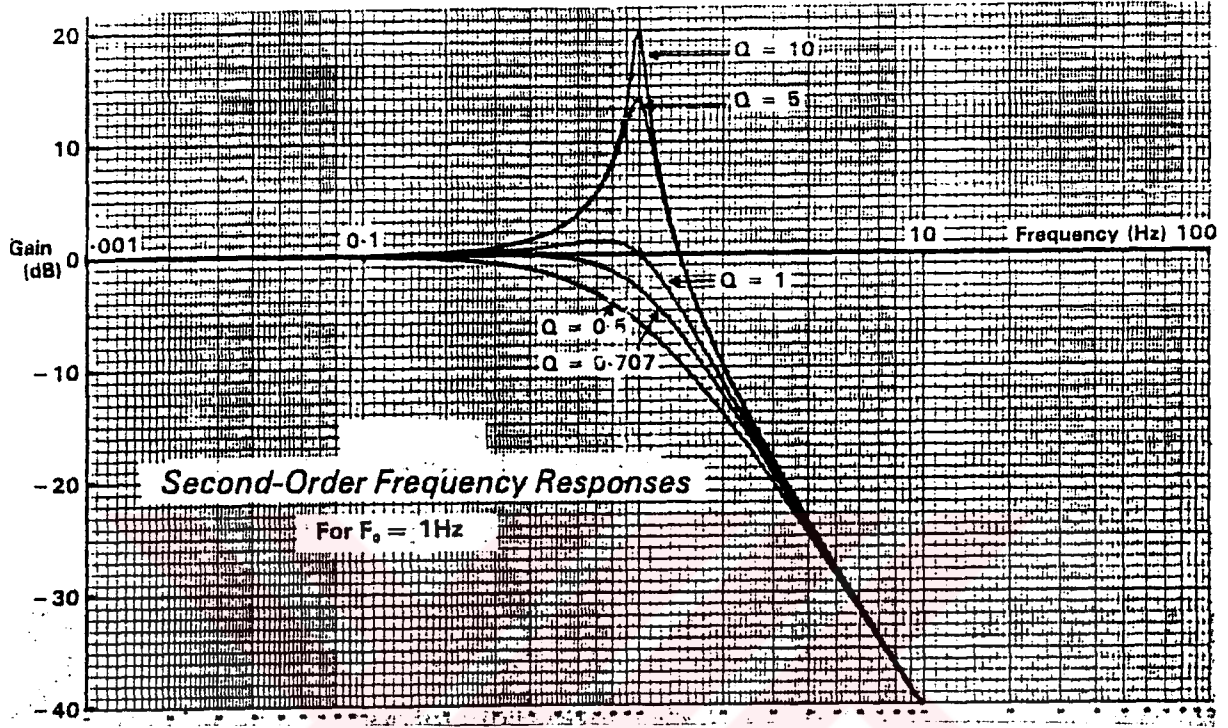
2. Dereceden Sallen-Key alçak geçiren filtresi kullanılmaktadır. Bu amaçla filtrenin ikinci derece frekans cevabı (Second -Order Frequency Response) şekil 4.5 'e göre iyilik faktörü $Q = 1/d = 1$ alınarak



Şekil 4.1 Alçak Geçiren Filtre.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \cdot \frac{K}{s^2 + \left[\frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1-K}{R_2 C_2} \right] s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.1)$$

$$d \cdot \omega_0 = \frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1-K}{R_2 C_2} \quad (4.2)$$



Şekil 4.2 İkinci Dereceden Alçak geçiren Filtrenin Frekans Cevabı.

$$\omega_0^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \quad (4.3)$$

$R = R_1 = R_2$ (4.4) ve $C = C_1 = C_2$ (4.5) alınıp (4.1), (4.2), (4.3) ve (4.4)'den

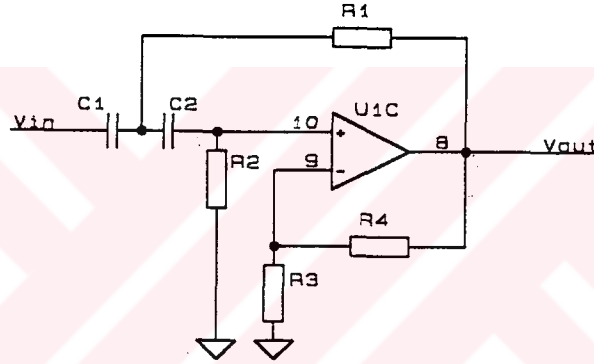
$$d \cdot \omega_0 = \frac{3-K}{RC} \quad (4.6) \quad \omega_0 = \frac{1}{RC} \quad (4.7) \quad \text{elde edilir.}$$

$d = 3 - K$ (4.8) ve $d = 1$ alınıp, (4.1), (4.2), (4.3) ve (4.4)'den $K = 2$ kazancı bulunur.

$$K = \frac{R_3 + R_4}{R_3} \quad (4.9)$$

4.2 Yüksek Geçiren Filtre

2. Dereceden Sallen-Key yüksek geçiren filtresi kullanılmaktadır. Bu amaçla filtrenin ikinci derece frekans cevabı şekil 4.2'ye benzer olarak $Q = 1/d = 1$ alınıp



Şekil 4.3 Yüksek Geçiren Filtre.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{K \cdot S^2}{S^2 + \left[\frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1-K}{R_1 C_1} \right] \cdot S + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.10)$$

$$d \cdot \omega_0 = \frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1-K}{R_1 C_1} \quad (4.11)$$

$$R = R_1 = R_2 \quad (4.12), \quad C = C_1 = C_2 \quad (4.13) \quad \text{alınıp} \quad (4.10), (4.11), (4.12),$$

(4.13)'den

$d = 3 - K$ (4.14) bulunur. $d = 1$ alınıp $K = 2$ bulunur.

$$K = \frac{R_3 + R_4}{R_3} \quad (4.15)'dir.$$

4.3 Çentik (Notch) Filtre

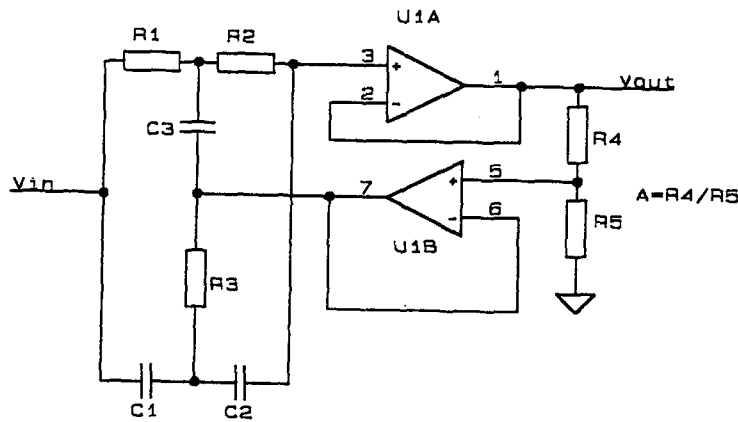
EKG kuvvetlendiricilerinde rastlanan önemli sorunlardan birisi de şebeke frekansı (50 Hz) nedeniyle EKG işaretlerinde görülen bozulmalardır. Bu işaretleri söndürmek için çentik filtre kullanılmıştır. Devre üçüncü dereceden olup tasarım basitliği açısından sönüm (Çentik) frekansı

$$R_1 = R_2 = 2 \cdot R_3 \quad (4.16)$$

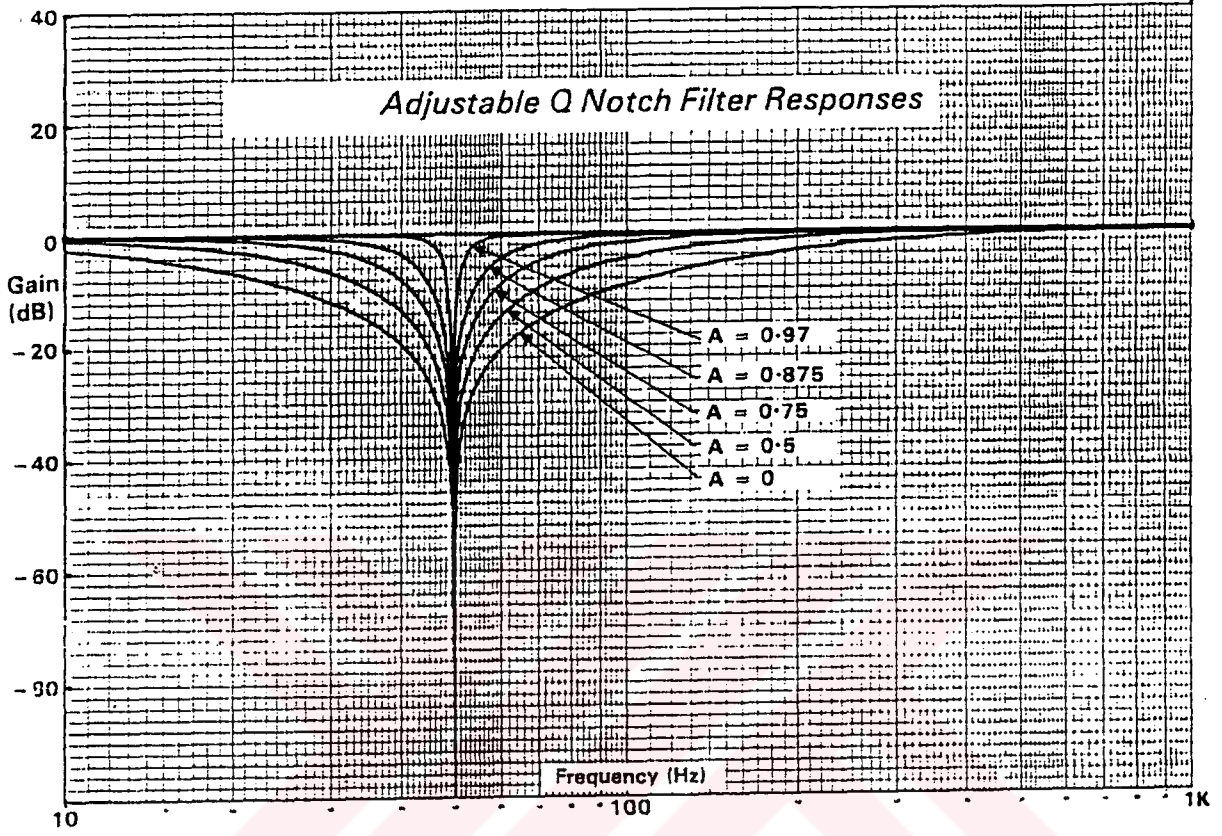
$$C_1 = C_2 = C_3 / 2 \quad (4.17)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot C_1} \quad (4.18)$$

alınmıştır. Band genişliğinin olabildiğince geniş olabilmesi için $A = 0.98$ olarak seçilmiştir.



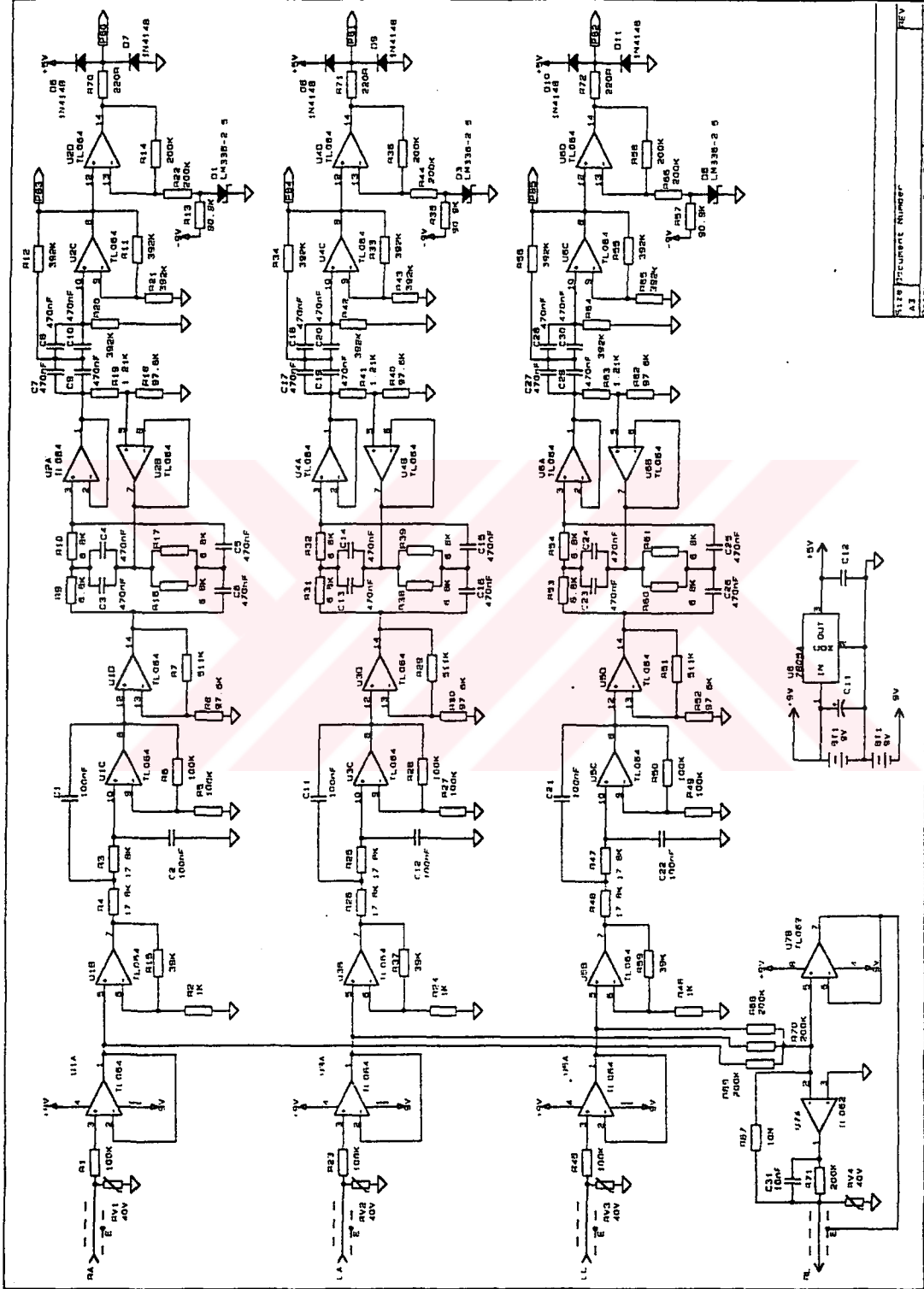
Şekil 4.4 Çentik Filtre.

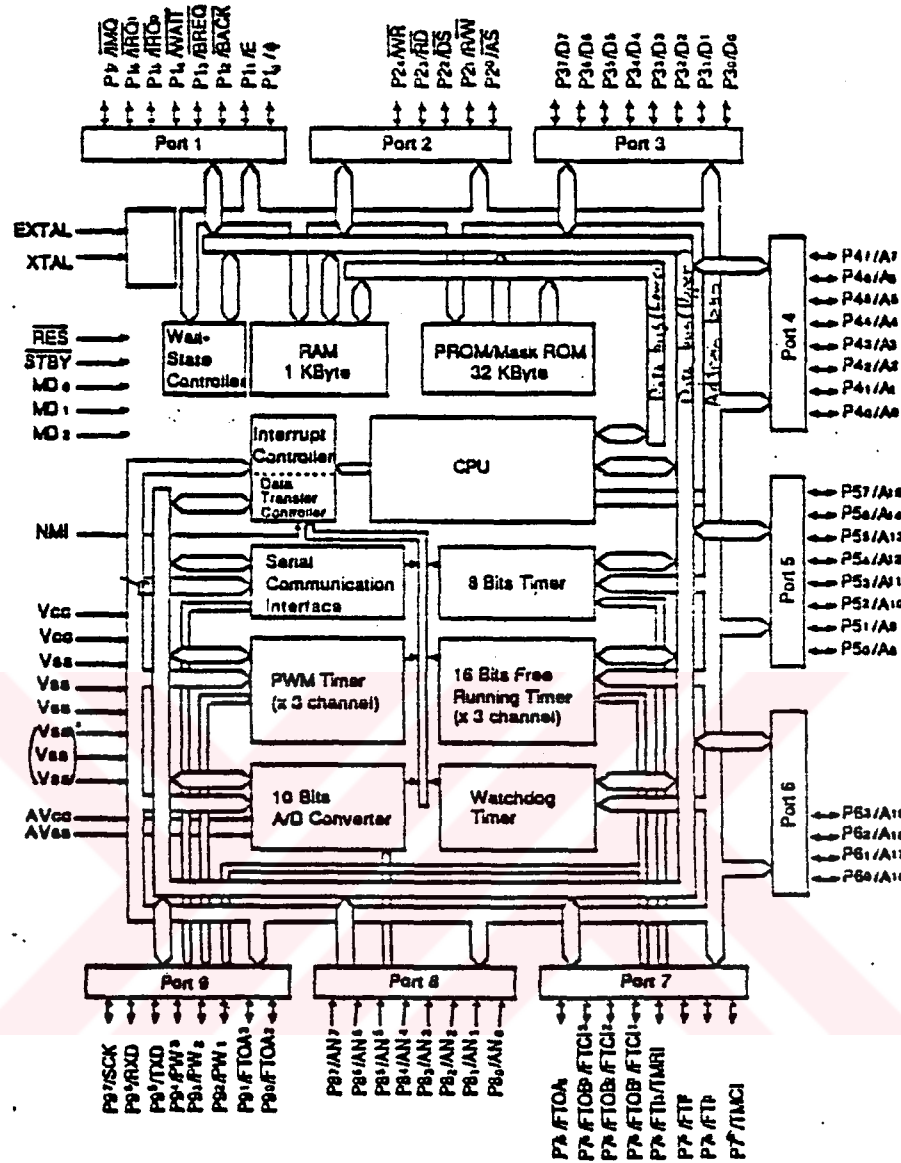


Şekil 4.5 Çentik Filtre Kazanç-Frekans eğrisi.

4.4 H8/532 Mikrodenetleyicisi

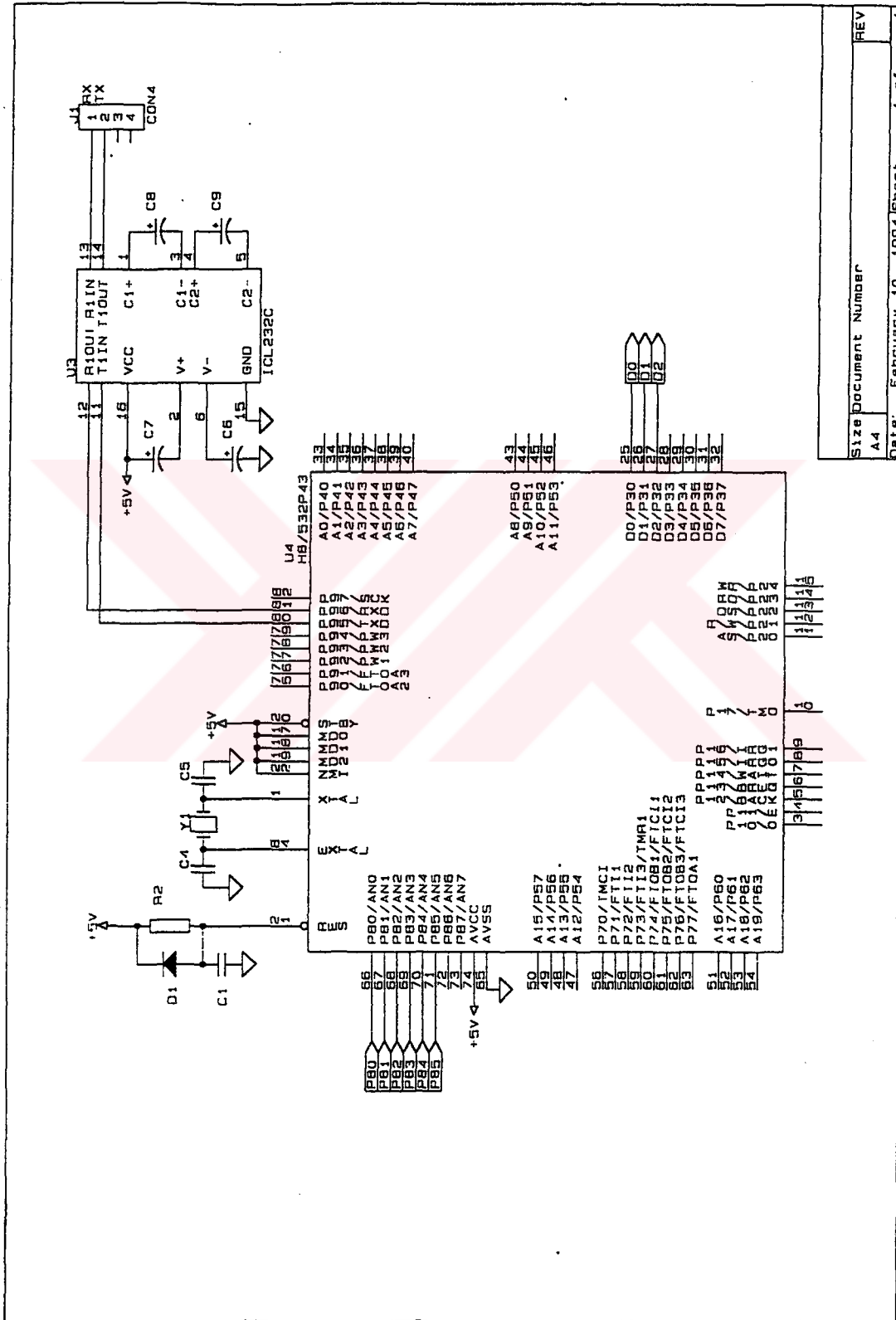
Devrenin sayısal kısmı Hitachi H8/532 mikrodenetleyicisi yardımıyla gerçekleştirilmiştir. H8 mikrodenetleyicisi, özellikleri nedeniyle kontrol işlemlerinde çok sık kullanılan bir devredir. Tasarımının kolay oluşu, C dilinde programlamaya uygun emülatörü, entegre yapısı tercih edilmesinde önemli unsurlardır. 16 bitlik mimarisi ve 16 bitlik iç hafıza erişimi işlemciyi gerçek zaman uygulamaları için uygun duruma getirmektedir.



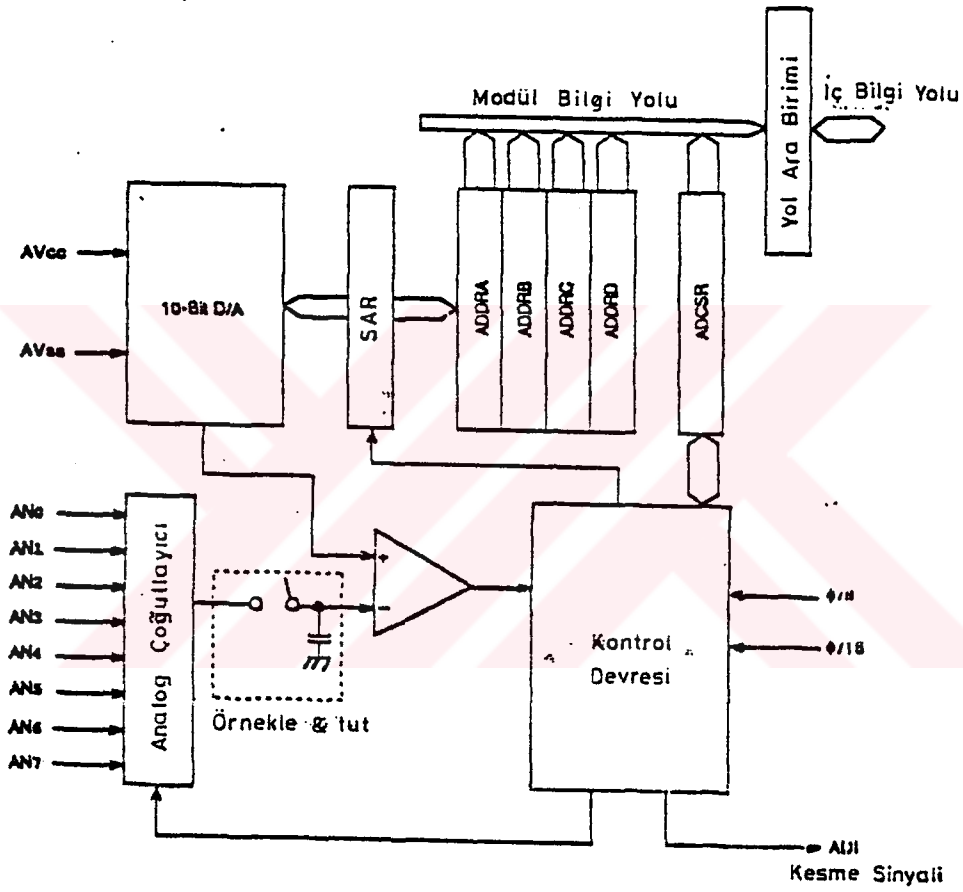


Şekil 4.7 H8 Blok Diyagramı.

H8 kırılgında RAM, ROM, zamanlayıcılar, bir seri haberleşme arabirimi, analog-sayısal (A/D) çevirici ve giriş-çıkış portları yer almaktadır. Maksimum saat frekansı 10 Mhz'dir.



Kuvvetlendirilmiş olan EKG işareti H8'in A/D çevirici girişine uygulanmaktadır. Denetleyici, örnekle-tut devresini de içerdiğinden çevirme işlemi için ayrı bir elemana ihtiyaç duyulmamaktadır.



Şekil 4.9 Analog/Sayısal Çevirici.

10 bit duyarlılıkla 5 V'luk işareti sayısala çevirebilmektedir. denetleyicinin önemli bir özelliği girişinde işaret olan kanalları taramasıdır. Böylece işaret olmayan kanallar atlanabilmektedir.

Bilgisayara veri aktarma işlemini de kapsayan mikrodnetleyicinin çalışmasını sağlayan program C dilinde yazılmış olup Ek. B'de verilmiştir.



SONUÇ

Bu çalışma, telemetri sisteminin EKG kısmını oluşturmaya yöneliktir.

Genel amaçlı kuvvetlendirici ve filtrelerden elde edilen işaretler 224 Hz gibi bir örnekleme frekansı ile örneklenmekte ve 8 bit duyarlılıkta sayısallaştırılmakta bu üç kanalı önüne bir sıfır byte'ı konarak bilgisayar ortamına 9600 baud'luk bir hızla transfer edilebilmektedir.

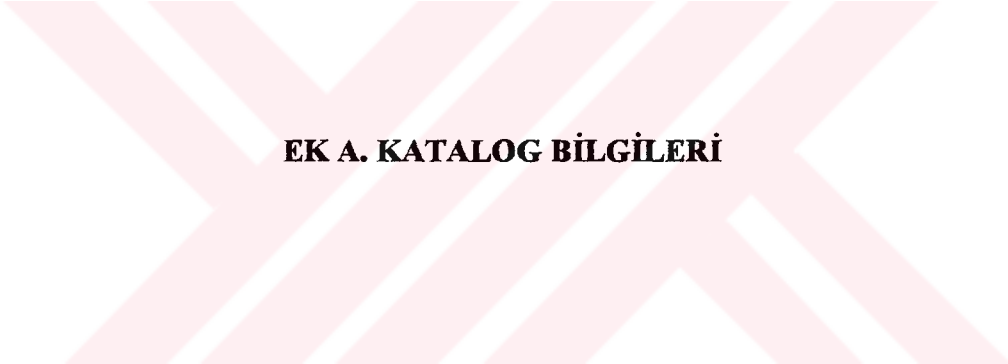
Sistem 2x9 Volt'luk pil ile beslenmektedir. Bu amaçla devrede minimum güç tüketimine yönelik elemanların kullanımına özen gösterilmiştir.

Devrenin çalışma band genişliği 0.34 Hz ile 110 Hz arasında tasarlanmıştır. Bunun nedeni telemetriyi kullanacak canlının hareket halinde olacağı düşünüldüğünden ve canlının solunum işaretleri EKG işaretlerinin izoelektrik seviyesini modüle edeceğinden 0.34 Hz gibi bir yüksek geçiren bir filtre yapılmıştır. Ayrıca elektromiyografik işaretler hareket halinde daha etkin olduğundan EKG işaretlerini bozacaktır. Bunu engellemek için alçak geçiren filtre frekansı 110 Hz tasarlanmıştır. Çentik filtre 50 Hz'e ayarlanarak şebeke etkileri minimuma indirilmiştir. Devrenin ekranlanması oluşabilecek osilasyon ve diğer bozucu etkileri önlemek için etkili olacaktır.

Sistemin bilgisayar tarafında yapılacak yazılım değişiklikleri ile kullanıcının isteğine yönelik olanaklar sağlanabilir.

KAYNAKLAR

- [1] BAHIL, A.T., Bioengineering: Biomedical, Medical and Clinical Engineering Prentice-Hall Inc. NJ, U.S.A., 1981.
- [2] VANDER, A.J. et.al., Human Physiology: The Mechanism of Body Function Mc Graw -Hill International Edition, NY, 1988.
- [3] GUYTON, A.C., Medical Physiology, W.B. Saunders CO., Nobel Tıp Kitabevi İstanbul-Turkey, 1991.
- [4] WEBSTER, J.G., Medical Instrumentation, Houghton Mifflin Company Boston, U.S.A., 1978.
- [5] COHEN, A., Biomedical Signal processing, Volume I, CRC Press Inc Boca Raton, Florida, U.S.A, 1986.
- [6] The Bifet Design Manual, TEXAS INSTRUMENTS, England, 1984-5.
- [7] The Lin CMOS Design Manual, TEXAS INSTRUMENTS, England, 1985.
- [8] YAZGAN, E., Tıp Elektronigine Giriş Ders Notları, İstanbul, Turkey, 1991.
- [9] Hitachi Single-Chip Microcomputer H8/532 Hardware Manual, Minchen. Germany, 1993
- [10] INTERSIL Component Data Catalog, INTERSIL, INC., CUPERTINO, LA U.S.A., 1987,pp 11-36..
- [11]ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE MARCH Piscataway, NJ, U.S.A., 1983, pp 10-11.
- [12]ANALOG DEVICES LINEAR PRODUCTS DATABOOK, Norwood, MA U.S.A., 1988, pp. 5-38.



EK A. KATALOG BİLGİLERİ

LINEAR INTEGRATED CIRCUITS

TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B, TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

BULLETIN NO. DLS 12647, NOVEMBER 1978

19 DEVICES COVER COMMERCIAL,
INDUSTRIAL, AND MILITARY
TEMPERATURE RANGES

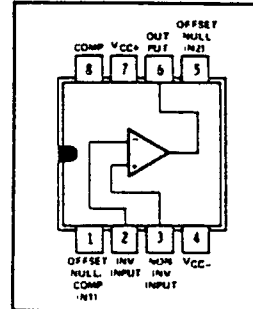
- Very Low Power Consumption
- Typical Supply Current . . . 200 μ A
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Internal Frequency Compensation
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 3.5 V/ μ s Typ

description

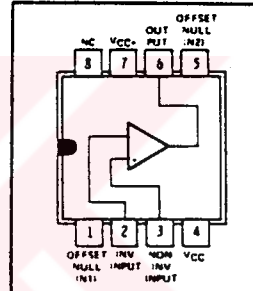
The JFET-input operational amplifiers of the TL061 series are designed as low-power versions of the TL081 series amplifiers. They feature high input impedance, wide bandwidth, high slew rate, and low input offset and bias currents. The TL061 series features the same terminal assignments as the TL071 and TL081 series. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

Device types with an "M" suffix are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C , those with an "I" suffix are characterized for operation from -25°C to 85°C , and those with a "C" suffix are characterized for operation from 0°C to 70°C .

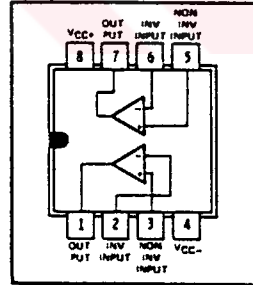
TL060, TL060A
JG OR P DUAL-IN-LINE
PACKAGE (TOP VIEW)



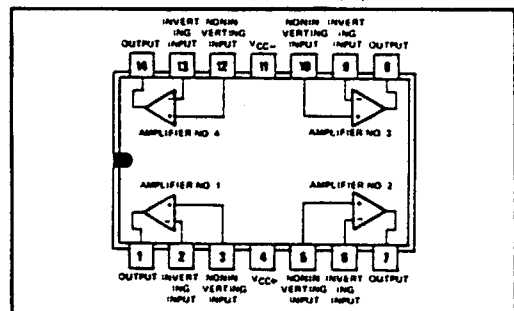
TL061, TL061A, TL061B
JG OR P DUAL-IN-LINE
PACKAGE (TOP VIEW)



TL062, TL062A, TL062B
JG OR P DUAL-IN-LINE
PACKAGE (TOP VIEW)



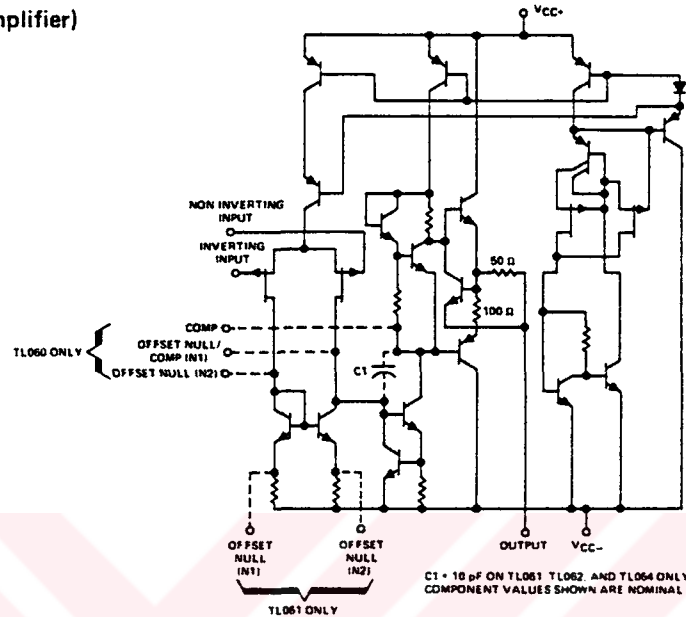
TL064, TL064A, TL064B
J OR N DUAL-IN-LINE
PACKAGE (TOP VIEW)



NC No internal connection

TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B, TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

schematic (each amplifier)



absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

	TL06_M	TL06_I	TL06_C TL06_AC TL06_BC	UNIT
Supply voltage, V_{CC+} (see Note 1)	18	18	18	V
Supply voltage, V_{CC-} (see Note 1)	-18	-18	-18	V
Differential input voltage (see Note 2)	±30	±30	±30	V
Input voltage (see Notes 1 and 3)	±15	±15	±15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	mW
Continuous total dissipation at (or below) 25°C free-air temperature (see Note 5)	680	680	680	
Operating free-air temperature range	-55 to 125	-25 to 85	0 to 70	°C
Storage temperature range	-65 to 150	-65 to 150	-65 to 150	°C
Lead temperature 1/16 inch (1.6 mm) from case for 60 seconds	J or JG Package	300	300	C
Lead temperature 1/16 inch (1.6 mm) from case for 10 seconds	N or P Package	260	260	°C

- NOTES
1. All voltage values, except differential voltages, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 2. Differential voltages are at the noninverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
 5. For operation above 25°C, free air temperature, refer to Dissipation Derating Table.

DISSIPATION DERATING TABLE

PACKAGE	POWER RATING	DERATING FACTOR	ABOVE T_A
J	680 mW	8.2 mW/°C	67°C
JG	680 mW	6.6 mW/°C	47°C
N	680 mW	9.2 mW/°C	76°C
P	680 mW	8.0 mW/°C	65°C

DEVICE TYPES, SUFFIX VERSIONS, AND PACKAGES

	TL060	TL061	TL062	TL064
TL06_M	JG	JG	JG	J
TL06_I	JG, P	JG, P	JG, P	J, N
TL06_C	JG, P	JG, P	JG, P	J, N
TL06_AC	JG, P	JG, P	JG, P	J, N
TL06_BC	JG, P	JG, P	JG, P	J, N

**TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B,
TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B
LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

electrical characteristics, $V_{CC} = \pm 15$ V

PARAMETER	TEST CONDITIONS†		TL06_M			TL06_I			TL06_C TL06_AC TL06_BC			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62		3	6		3	6		3	15	mV
		'64		3	9		3	6		3	15	
		'60A, '61A, '62A, '64A								3	6	
		'61B, '62B, '64B								2	3	
	$R_S = 50 \Omega$, $T_A = \text{full range}$	'60, '61, '62			9			9			20	
		'64			15			9			20	
		'60A, '61A, '62A, '64A									7.5	
		'61B, '62B, '64B									5	
ΔV_{IO} Temperature coefficient of input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$, $T_A = \text{full range}$			10			10			10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current‡	$T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64		5	100		5	100		5	200	pA
		'60A, '61A, '62A, '64A								5	100	
		'61B, '62B, '64B								5	100	
	$T_A = \text{full range}$	'60, '61, '62, '64			20			10			5	nA
		'60A, '61A, '62A, '64A									3	
		'61B, '62B, '64B									3	
I_{IB} Input bias current‡	$T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64		30	200		30	200		30	400	pA
		'60A, '61A, '62A, '64A								30	200	
		'61B, '62B, '64B								30	200	
	$T_A = \text{full range}$	'60, '61, '62, '64			50			20			10	nA
		'60A, '61A, '62A, '64A									7	
		'61B, '62B, '64B									7	
V_{ICR} Common-mode input voltage range*	$T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64	± 11	± 12		± 11.5	± 12		± 10	± 11		V
		'60A, '61A, '62A, '64A							± 11.5	± 12		
		'61B, '62B, '64B							± 11.5	± 12		
V_{OPP} Maximum peak-to-peak output voltage swing	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$		20	27		20	27		20	27		V
	$T_A = \text{full range}$, $R_L \geq 10 \text{ k}\Omega$		20			20			20			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$R_L \geq 10 \text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64	4	6		4	6		3	6		V/mV
		'60A, '61A, '62A, '64A							4	6		
	$R_L \geq 10 \text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10 \text{ V}$, $T_A = \text{full range}$	'61B, '62B, '64B							4	6		
		'60, '61, '62, '64	4			4			3			
		'60A, '61A, '62A, '64A							4			
		'61B, '62B, '64B							4			
B_1 Unity-gain bandwidth	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$		1			1			1			MHz
r_i Input resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$		10^{12}			10^{12}			10^{12}			Ω
CMRR Common-mode rejection ratio	$R_S \leq 10 \text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64	80	86		80	86		70	76		dB
		'60A, '61A, '62A, '64A							80	86		
		'61B, '62B, '64B							80	86		
k_{SVR} Supply voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC}/\Delta V_{IO}$)	$R_S \leq 10 \text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	'60, '61, '62, '64	80	95		80	95		70	95		dB
		'60A, '61A, '62A, '64A							80	95		
		'61B, '62B, '64B							80	95		
P_D Total power dissipation (each amplifier)	No load, $T_A = 25^\circ\text{C}$	No signal,	6	7.5		6	7.5		6	7.5		mW
I_{CC} Supply current (each amplifier)	No load, $T_A = 25^\circ\text{C}$	No signal,	200	250		200	250		200	250		μA
V_{O1}/V_{O2} Channel separation	$A_{VD} = 100$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		120			120			120			dB

† All characteristics are specified under open-loop conditions unless otherwise noted. Full range for T_A is -55°C to 125°C for TL06_M; -25°C to 85°C for TL06_I, and 0°C to 70°C for TL06_C, TL06_AC, and TL06_BC.

‡ Input bias currents of a FET-input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as is possible.

* The V_{ICR} limits are directly linked volt-for-volt to supply voltage, viz the limit is 4 volts less than $|V_{CC\pm}|$.

TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B, TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
S_R Slew rate at unity gain	$V_I = 10\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1		3.5		$\text{V}/\mu\text{s}$
t_r Rise time	$V_I = 20\text{ mV}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1		0.2		μs
Overshoot factor			10%		
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 100\text{ }\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		42		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

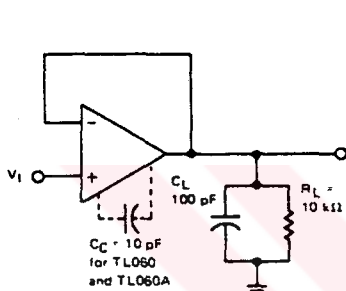
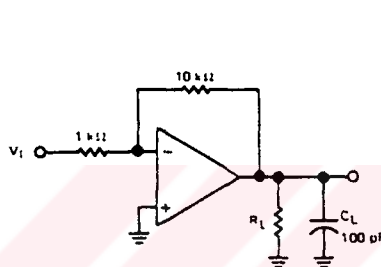
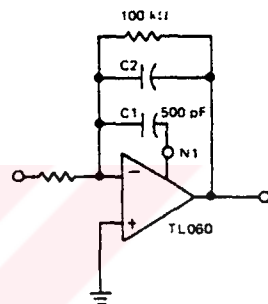


FIGURE 1—UNITY-GAIN AMPLIFIER

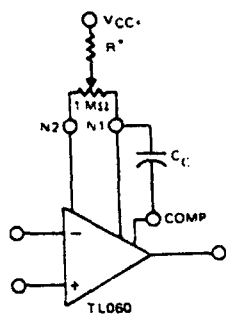


**FIGURE 2—GAIN-OF-10
INVERTING AMPLIFIER**



**FIGURE 3—FEED-FORWARD
COMPENSATION**

INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUIT



* For best results use $R = 20\text{ M}\Omega$ for
 $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$ to $R = 5\text{ M}\Omega$ for
 $V_{CC\pm} = \pm 3\text{ V}$.

FIGURE 4

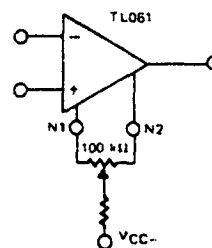


FIGURE 5

TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B, TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B **LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

TYPICAL CHARACTERISTICS†

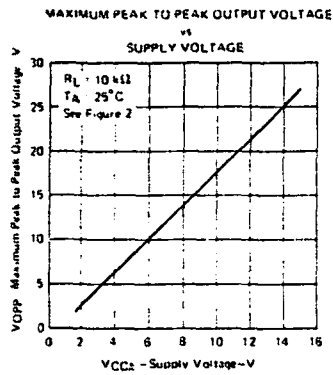


FIGURE 6

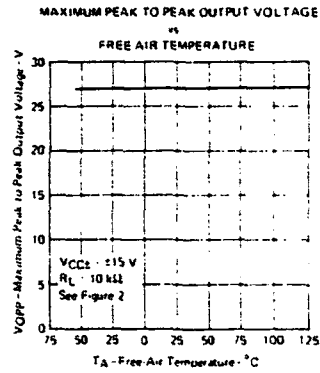


FIGURE 7

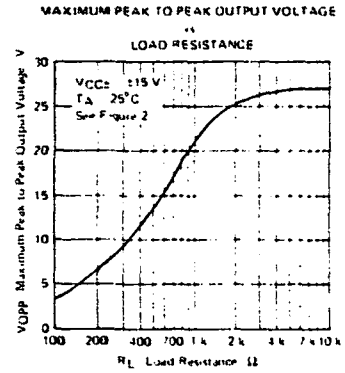


FIGURE 8

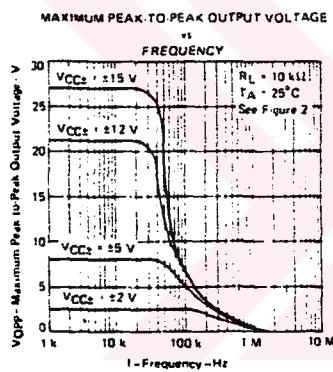


FIGURE 9

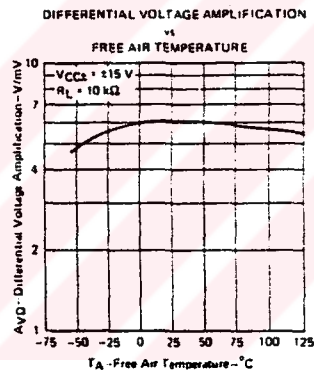


FIGURE 10

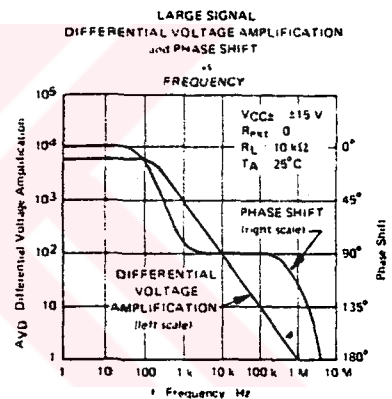


FIGURE 11

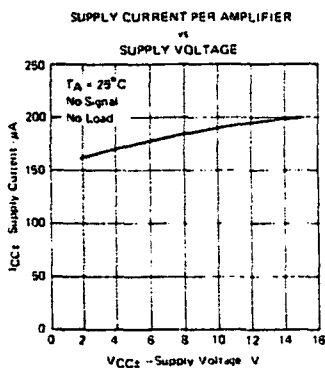


FIGURE 12

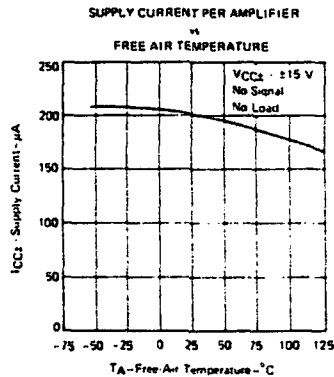


FIGURE 13

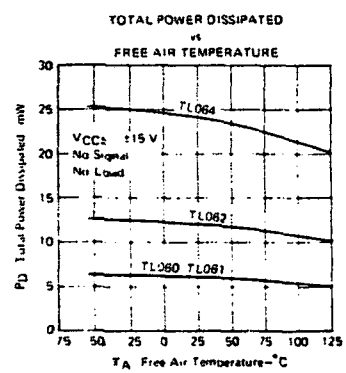


FIGURE 14

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices. A 10-pF compensation capacitor is used with TL060 and TL060A.

TYPES TL060, TL060A, TL061, TL061A, TL061B, TL062, TL062A, TL062B, TL064, TL064A, TL064B LOW-POWER JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

TYPICAL CHARACTERISTICS†

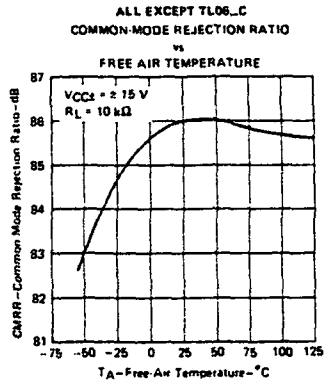


FIGURE 15

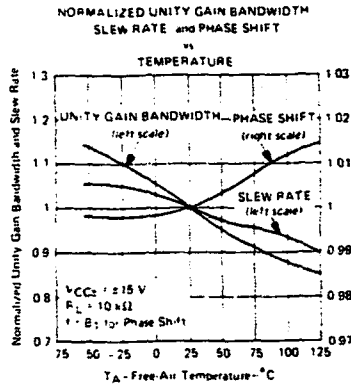


FIGURE 16

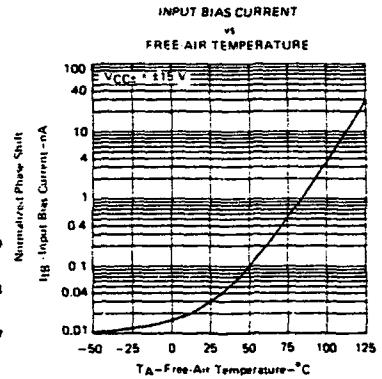


FIGURE 17

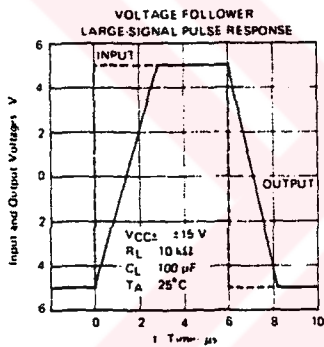


FIGURE 18

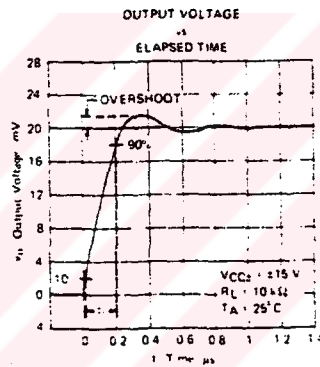


FIGURE 19

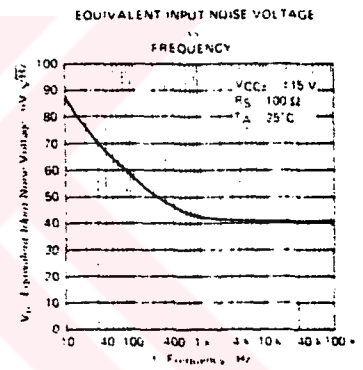


FIGURE 20

†Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices. A 10-pF compensation capacitor is used with TL060 and TL060A.

ICL23

ICL232

+ 5 Volt Powered Dual RS-232 Transmitter/Receiver

GENERAL DESCRIPTION

The ICL232 is a dual RS-232 transmitter/receiver interface circuit that meets all EIA RS-232C specifications. It requires a single +5V power supply, and features two on-board charge pump voltage converters which generate +10V and -10V supplies from the 5V supply.

The drivers feature true TTL/CMOS input compatibility, slew-rate-limited output, and 300 ohms power-off source impedance. The receivers can handle up to ± 30 volts, and have a 3 to 7 kilohms input impedance. The receivers also have hysteresis to improve noise rejection.

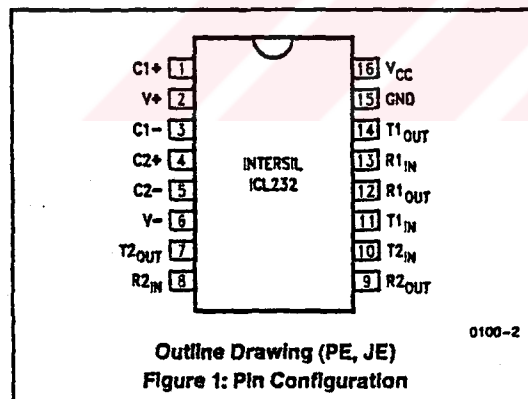
Typical Applications

Any System Requiring RS-232 Communications Port:

- Computers—Portable and Mainframe
- Peripherals—Printers and Terminals
- Portable Instrumentation
- Modems
- Dataloggers

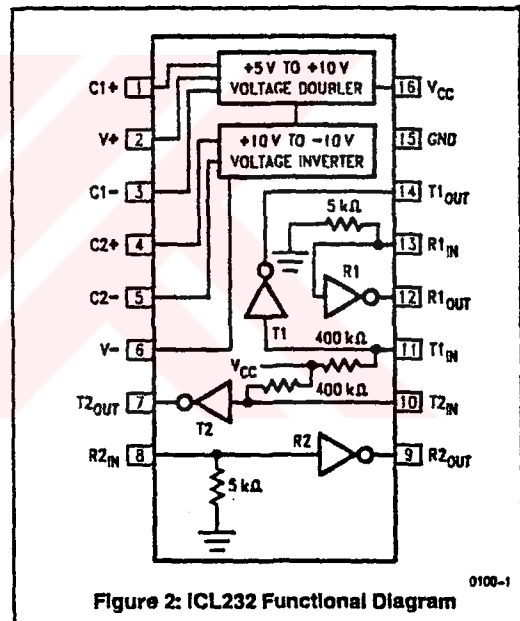
ORDERING INFORMATION

Part	Temperature Range	Package
ICL232CPE	0°C to +70°C	16 Pin Plastic DIP
ICL232CJE		16 Pin CERDIP
ICL232IPE	-25°C to +85°C	16 Pin Plastic DIP
ICL232IJE		16 Pin CERDIP
ICL232MJE	-55°C to +125°C	16 Pin CERDIP



FEATURES

- Meets All RS-232C Specifications
- Requires Only Single +5V Power Supply
- Onboard Voltage Quadrupler
- Low Power Consumption
- ESD Protection >2000V
- 2 Drivers
 - $\pm 9V$ Output Swing for +5V Input
 - 300 Ohms Power-off Source Impedance
 - Output Current Limiting
 - TTL/CMOS Compatible
 - 30 V/ μs Maximum Slew Rate
- 2 Receivers
 - $\pm 30V$ Input Voltage Range
 - 3 to 7 kohms Input Impedance
 - 0.5V Hysteresis to Improve Noise Rejection
- All Critical Parameters are Guaranteed Over the Entire Commercial, Industrial and Military Temperature Ranges



INTERSIL'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. THE WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

NOTE: All typical values have been characterized but are not tested.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

V_{CC} to ground	+6 Volts
V^+ to ground	+12 Volts
V^- to ground	-12 Volts
Input Voltages	
$T1_{in}, T2_{in}$	-0.3 to ($V_{CC} + 0.3V$)
$R1_{in}, R2_{in}$	$\pm 30V$
Output Voltages	
$T1_{out}, T2_{out}$	($V^+ + 0.3$) to ($V^- - 0.3V$)
$R1_{out}, R2_{out}$	-0.3 to ($V_{CC} + 0.3V$)
Short Circuit Duration	
$T1_{out}, T2_{out}$	Continuous
Continuous Total Power Dissipation ($T_a = 25^\circ C$)	
CERDIP Package	500mW
derate 9.5 mW/ $^\circ C$ above $70^\circ C$	
Plastic Package	375mW
derate 7.0 mW/ $^\circ C$ above $70^\circ C$	

Storage Temperature Range $-55^\circ C$ to $+150^\circ C$ Lead Temperature (Soldering, 10 sec) $+300^\circ C$ **Operating Temperature Range**ICL232C $0^\circ C$ to $+70^\circ C$ ICL232I $-25^\circ C$ to $+85^\circ C$ ICL232M $-55^\circ C$ to $+125^\circ C$

NOTE: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Test Conditions: $V_{CC} = +5V$, $T_a =$ operating temperature range, Test Circuit as in Figure 3 (unless otherwise specified)

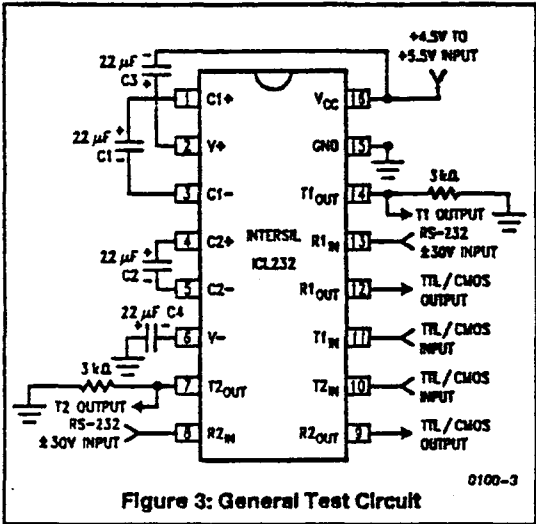
Symbol	Parameter	Test Conditions	Limits			Units
			Min	Typ	Max	
V_{OUT}	Transmitter Output Voltage Swing	$T1_{out}, T2_{out}$ loaded with $3\text{ k}\Omega$ to ground	± 5	± 9	± 10	V
I_{CC}	Power Supply Current	Outputs Unloaded, $T_a = 25^\circ C$		5	10	mA
V_{IL}	$T1_{in}$, Input Logic Low				0.8	V
V_{IH}	$T1_{in}$, Input Logic High		2.0			V
I_b	Logic Pullup Current	$T1_{in}, T2_{in} = 0V$		15	200	μA
V_{in}	RS-232 Input Voltage Range		-30		+30	V
R_{in}	Receiver Input Impedance	$V_{in} = \pm 3V, \pm 25V$	3.0	5.0	7.0	$k\Omega$
V_{HIL}	Receiver Input Low Threshold	$V_{CC} = 5.0V, T_a = 25^\circ C$	0.8	1.2		V
V_{HLH}	Receiver Input High Threshold	$V_{CC} = 5.0V, T_a = 25^\circ C$		1.7	2.4	V
V_{hyst}	Receiver Input Hysteresis		0.2	0.5	1.0	V
V_{OL}	TTL/CMOS Receiver Output Voltage Low	$I_{out} = 3.2mA$		0.1	0.4	V
V_{OH}	TTL/CMOS Receiver Output Voltage High	$I_{out} = -1.0mA$	3.5	4.6		V
t_{pd}	Propagation Delay	RS-232 to TTL or TTL to RS-232		0.5		μs
SR	Instantaneous Slew Rate	$C_L = 10\text{ pF}, R_L = 3\text{ k}\Omega$, $T_a = 25^\circ C$ (Note 1, 2)			30	$V/\mu s$
SR_t	Transition Region Slew Rate	$R_L = 3\text{ k}\Omega, C_L = 2500\text{ pF}$ Measured from $+3V$ to $-3V$ or $-3V$ to $+3V$		3		$V/\mu s$
R_{out}	Output Resistance	$V_{CC} = V^+ = V^- = 0V, V_{out} = +2V$	300			Ω
I_{SC}	RS-232 Output Short Circuit Current	$T1_{out}, T2_{out}$ shorted to GND		± 10		mA

NOTE 1: Guaranteed by design.

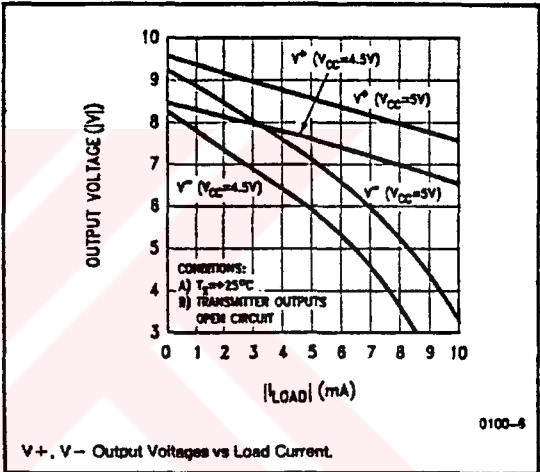
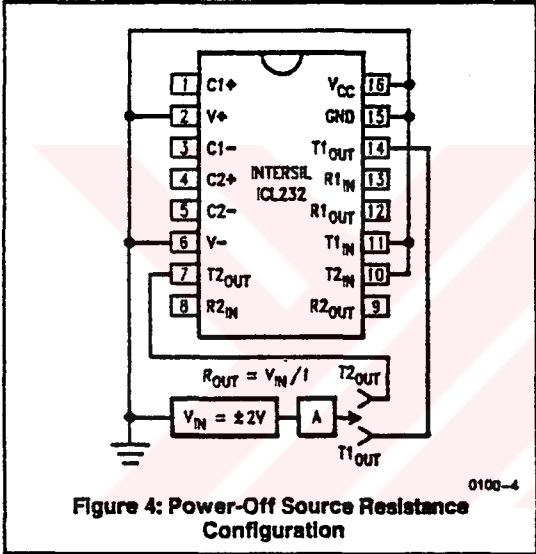
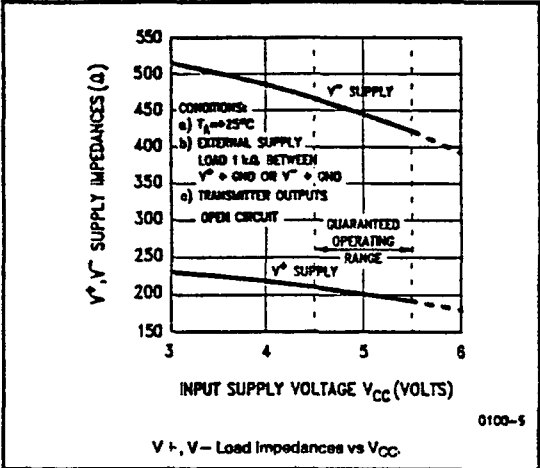
2: See Figure 5 for definition.

PSL'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

T: All typical values have been characterized but are not tested.



TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS



INTERSL'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. THE WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

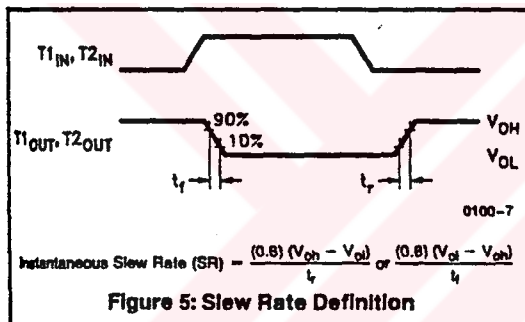
NOTE: All typical values have been characterized but are not tested.

DETAILED DESCRIPTION

The ICL232 is a dual RS-232 transmitter/receiver powered by a single +5V power supply which meets all EIA RS-232C specifications and features low power consumption. The functional diagram (Figure 2) illustrates the major elements of the ICL232. The circuit is divided into three sections: a voltage quadrupler, dual transmitters, and dual receivers.

Voltage Converter

The voltage quadrupler contains two charge pumps which use two phases of an internally generated clock to generate +10V and -10V. During phase one of the clock, capacitor C1 is charged to V_{CC} . During phase two, the voltage on C1 is added to V_{CC} , producing a signal across C2 equal to twice V_{CC} . At the same time, C3 is also charged to $2V_{CC}$, and then during phase one, it is inverted with respect to ground to produce a signal across C4 equal to $-2V_{CC}$. The voltage converter accepts input voltages up to 5.5V. The output impedance of the doubler (V^+) is approximately 200 ohms, and the output impedance of the inverter (V^-) is approximately 450 ohms. The test circuit (Figure 3) uses 22 μ F capacitors for C1-C4, however, the value is not critical. Increasing the values of C1 and C2 will lower the output impedance of the voltage doubler and inverter, and increasing the values of the reservoir capacitors, C3 and C4, lowers the ripple on the V^+ and V^- supplies.

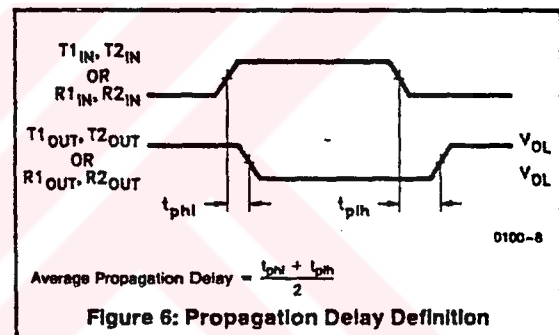


Transmitters

The transmitters are TTL/CMOS compatible inverters which translate the inputs to RS-232 outputs. The input logic threshold is about 26% of V_{CC} , or 1.3V for $V_{CC} = 5V$. A logic 1 at the input results in a voltage of between -5V and V^- at the output, and a logic 0 results in a voltage between +5V and ($V^+ - 0.6V$). Each transmitter input has an internal 400 kilohm pullup resistor so any unused input can be left unconnected and its output remains in its low state. The output voltage swing meets the RS-232C specification of $\pm 5V$ minimum with the worst case conditions of: both transmitters driving 3kohm minimum load impedance, $V_{CC} = 4.5V$, and maximum allowable operating temperature. The transmitters have an internally limited output slew rate which is less than 30V/us. The outputs are short circuit protected and can be shorted to ground indefinitely. The powered down output impedance is a minimum of 300 ohms with $\pm 2V$ applied to the outputs and $V_{CC} = 0V$.

Receivers

The receiver inputs accept up to $\pm 30V$ while presenting the required 3 to 7 kilohms input impedance even if the power is off ($V_{CC} = 0V$). The receivers have a typical input threshold of 1.3V which is within the $\pm 3V$ limits, known as the transition region, of the RS-232 specification. The receiver output is 0V to V_{CC} . The output will be low whenever the input is greater than 2.4V and high whenever the input is floating or driven between +0.8V and -30V. The receivers feature 0.5V hysteresis to improve noise rejection.



ICL232'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. NO WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

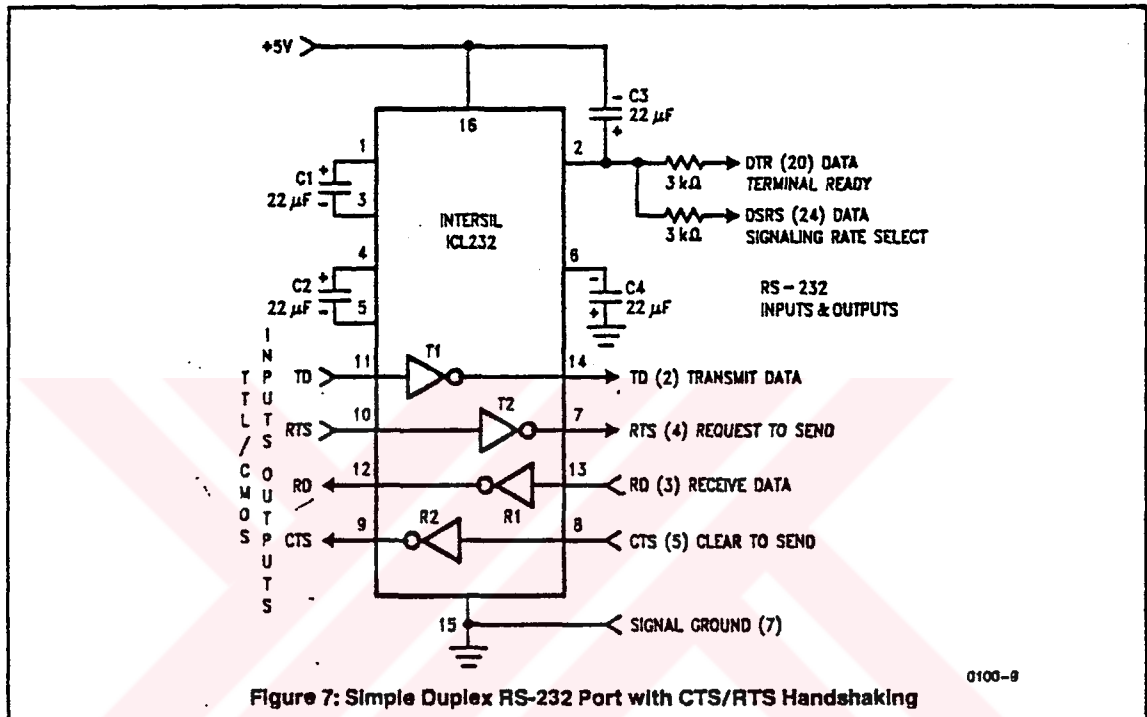
NOTE: All typical values have been characterized but are not tested.

APPLICATIONS

The ICL232 may be used for all RS-232 data terminal and communication links. It is particularly useful in applications where $\pm 12\text{V}$ power supplies are not available for conventional RS-232 interface circuits. The applications presented represent typical interface configurations.

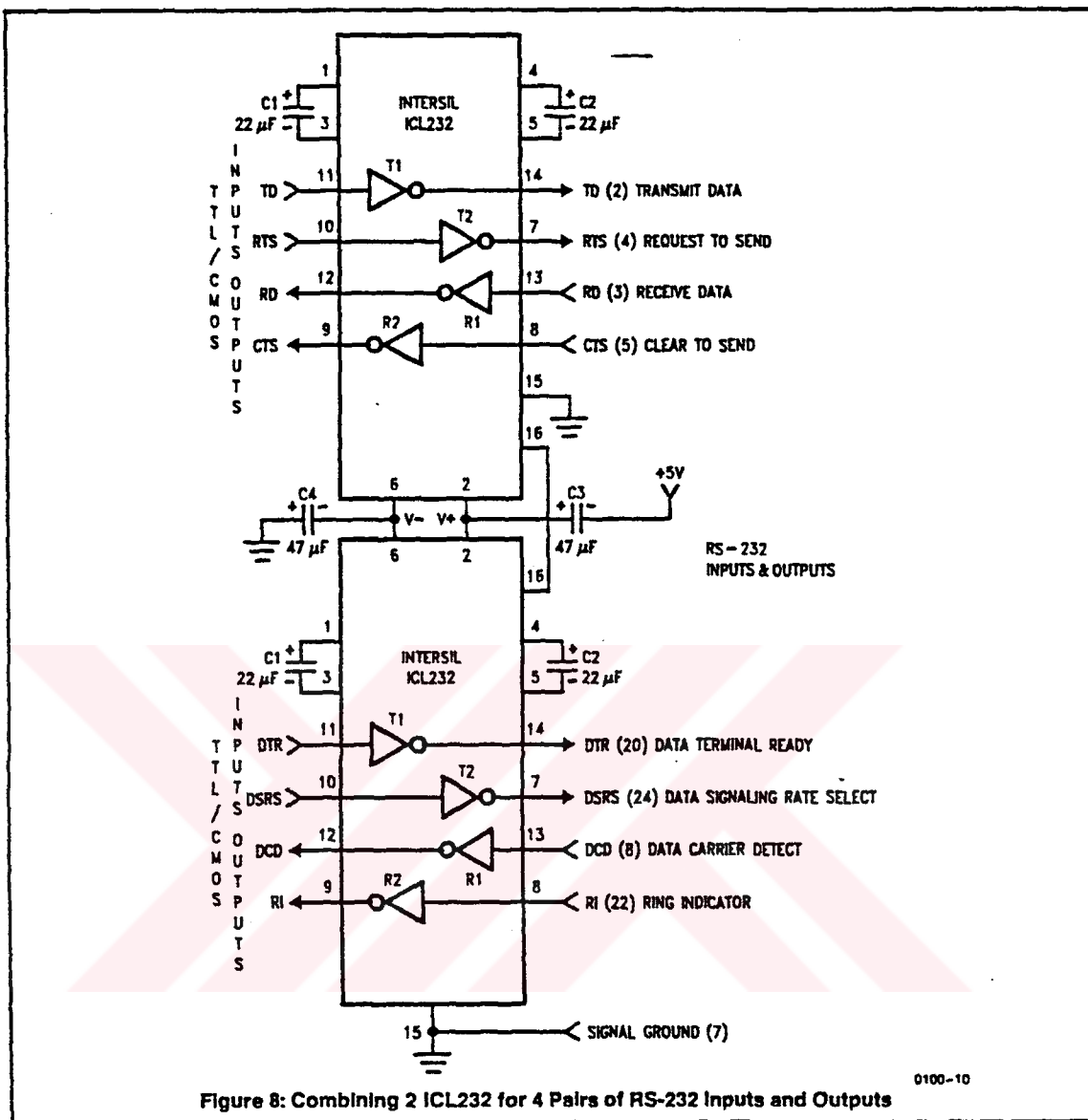
A simple duplex RS-232 port with CTS/RTS handshaking is illustrated in Figure 7. Fixed output signals such as DTR (data terminal ready) and DSRS (data signaling rate select) is generated by driving them through a $3\text{ k}\Omega$ resistor connected to V^+ .

In applications requiring four RS-232 inputs and outputs (Figure 8), note that each circuit requires two charge pump capacitors ($C1$ and $C2$) but can share common reservoir capacitors ($C3$ and $C4$). The benefit of sharing common reservoir capacitors is the elimination of two capacitors and the reduction of the charge pump source impedance which effectively increases the output swing of the transmitters.



INTERSIL'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. THE WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

NOTE: All typical values have been characterized but are not tested.



INTERISL'S SOLE AND EXCLUSIVE WARRANTY OBLIGATION WITH RESPECT TO THIS PRODUCT SHALL BE THAT STATED IN THE WARRANTY ARTICLE OF THE CONDITION OF SALE. NO WARRANTY SHALL BE EXCLUSIVE AND SHALL BE IN LIEU OF ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS, IMPLIED OR STATUTORY, INCLUDING THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR USE.

NOTE: All typical values have been characterized but are not tested.



EK B. PROGRAMLAR

```

/*****
/*
/*  H8 ANALOG SAYISAL ÇEVİRİCİ VE TRANSFER PROGRAMI
/*
/*
*****/

#include "stdio.h"
#include "string.h"
#include "ioh8532.h"
#include "inth8532.h"
#include "math.h"
#include "float.h"

void prc_cmd(void);

#define SEC      500
#define MOD_DELAY      SEC*5

#define AD_ADDRAH  (* (unsigned char *)      ( 0xffe0 ))
#define AD_ADDRBH  (* (unsigned char *)      ( 0xffe2 ))
#define AD_ADDRCH  (* (unsigned char *)      ( 0xffe4 ))

interrupt[FRT1_OCIA]      void timer1();

interrupt[AD_ADI]      void ad_conv();
interrupt[SCI_RXI]      void ser_rx();
interrupt[SCI_TXI]      void ser_tx();
interrupt[SCI_ERI]      void ser_er();

#define RX_DTMR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb80 ))
#define RX_DTSR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb82 ))
#define RX_DTDR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb84 ))
#define RX_DTCR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb86 ))

#define TX_DTMR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb88 ))
#define TX_DTSR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb8a ))
#define TX_DTDR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb8c ))
#define TX_DTCR      (* (unsigned int *)      ( 0xfb8e ))

#define DT_RXI      (* (unsigned int *)      ( 0x00aa ))
#define DT_TXI      (* (unsigned int *)      ( 0x00ac ))

#define ENTX      SCI_SCR |=0x20
#define ENRX      SCI_SCR |=0x10
#define DISTX      SCI_SCR &=0xdf
#define DISRX      SCI_SCR &=0xef

#define ENRXTRF      INTC_DTED |= 0x20;
#define ENTXTRF      INTC_DTED |= 0x40;
#define DISRXTRF      INTC_DTED &= 0xdf;
#define DISTXTRF      INTC_DTED &= 0xbf;

```

```
#define DCC      40  /* transfer edilecek data sayisi +1 */
```

```
#define ENTXI    SCI_SCR |= 0x80;
```

```
#define ENRXI    SCI_SCR |= 0x40;
```

```
#define DISTXI   SCI_SCR &= 0x7f;
```

```
#define DISRXI   SCI_SCR &= 0xbf;
```

```
#define DISCOM   DISTXI;DISRXI
```

```
#define ENCOM    ENTXI;ENRXI
```

```
#define TDRE     0x80
```

```
#define RDRF     0x40
```

```
#define ORER     0x20
```

```
#define FER      0x10
```

```
#define PER      0x08
```

```
/******
```

```
#define ACK 0x06
```

```
#define NAK 0x15
```

```
#define SOH 0x01
```

```
#define STX 0x02
```

```
#define ETX 0x03
```

```
#define CR 0x0d
```

```
#define MAXBUF    16
```

```
#define VALQ      0
```

```
#define KWHQ      1
```

```
#define VAHQ      2
```

```
#define PFQ       3
```

```
#define ALR       4
```

```
#define WAVE      5
```

```
#define PSW       6
```

```
#define SERQ      7
```

```
#define WRE2      8
```

```
#define RDE2      9
```

```
#define CALB     10
```

```
#define CONT     11
```

```
#define ERRQ     12
```

```
#define REM      13
```

```
#define LOC      14
```

```
#define STAT     15
```

```
#define DIS      16
```

```
#define ECON     17
```

```
#define DCON     18
```

```
#define SPNT     19
```

```
#define RESQ     20
```

```
#define ELIN     21
```

```
#define DLIN     22
```

```
#define TIPI     23
```

```
#define RES      24
```

```
#define EXT      25
```

```
#define INT      26
```

```

#define TON                27
#define RON                28
#define ROF                29
#define CTR                30
#define VTR                31
#define VREF               32
#define IREF               33
#define VICL               34
#define SETD               35
#define VMOD               36
#define IMOD               37
#define VCAL               38
#define ICAL               39
#define IOF                40
#define VOF                41
#define RDRMX              42
#define WRRMX              43
#define RATEX              44
#define DISE               45
#define DISD               46
#define HELP               47

#define NUL                255

/*unsigned bekle[MAX_OP]; */

const unsigned char bilgi[]={ "SÜLEYMAN ÖZKAPTAN HAZİRAN 1994 "};

#define WAIT_PRX           1
#define NOWAIT_PRX         0
#define TIME_OK            1
#define TIME_NOK           0

const char cmdtb1[] = "VAL ";
const char cmdtb2[] = "KWH ";
const char cmdtb3[] = "VAH ";
const char cmdtb4[] = "PF ";
const char cmdtb5[] = "ALR:";
const char cmdtb6[] = "WAVE";
const char cmdtb7[] = "PSW:";
const char cmdtb8[] = "SER ";
const char cmdtb9[] = "WRE2";
const char cmdtb10[] = "RDE2";
const char cmdtb11[] = "CALB";
const char cmdtb12[] = "CONT";
const char cmdtb13[] = "ERR?";
const char cmdtb14[] = "*REM";
const char cmdtb15[] = "*LOC";
const char cmdtb16[] = "STAT";
const char cmdtb17[] = "DIS:";
const char cmdtb18[] = "ECON";
const char cmdtb19[] = "DCON";
const char cmdtb20[] = "SPNT";
const char cmdtb21[] = "RES ";
const char cmdtb22[] = "ELIN";
const char cmdtb23[] = "DLIN";
const char cmdtb24[] = "TIP:";
const char cmdtb25[] = "RST ";

```

```

const char cmdtb26[] = "*EXT";
const char cmdtb27[] = "*INT";
const char cmdtb28[] = "TON:";
const char cmdtb29[] = "*RON";
const char cmdtb30[] = "*ROF";
const char cmdtb31[] = "CTR:";
const char cmdtb32[] = "VTR:";
const char cmdtb33[] = "VREF";
const char cmdtb34[] = "IREF";
const char cmdtb35[] = "VICL";
const char cmdtb36[] = "SETD";
const char cmdtb37[] = "VMOD";
const char cmdtb38[] = "IMOD";
const char cmdtb39[] = "VCAL";
const char cmdtb40[] = "ICAL";
const char cmdtb41[] = "IOF:";
const char cmdtb42[] = "VOF:";
const char cmdtb43[] = "RDRM";
const char cmdtb44[] = "WRRM";
const char cmdtb45[] = "RATE";
const char cmdtb46[] = "*DEN";
const char cmdtb47[] = "*DDS";
const char cmdtb48[] = "HELP";

#define MAXCOM 32

unsigned char txbuf[50];
unsigned char rxbuf[MAXBUF];
unsigned char rx_pt1,tx_pt1,rx_d,rx_stat,pt1,pt2;
unsigned rate;

/*****

#include "pwan1.h"

interrupt void ser_rx(void)
{

    if( !st.rx_ok )
    {
        SCI_SSR &= 0x87;                /* clear RDRF      */

        rx_d = SCI_RDR;                  /* read data       */
        if( rx_pt1 <= MAXBUF )
        {
            if( rx_d <= 'Z' ) rxbuf[rx_pt1++] = rx_d;
            else rxbuf[rx_pt1++] = rx_d - ( 'a' - 'A' );

            while( ! ( SCI_SSR & TDRE ) );
            SCI_TDR = rx_d;

```

```

        SCI_SSR &= 0x7f;

        if( rxbuf[rx_pt1 - 1] == 0x0d )
        {
            rxbuf[rx_pt1] = 0;
            st.rx_ok = 1;
            while(! ( SCI_SSR & TDRE ) );
            SCI_TDR = 0x0a;
            SCI_SSR &= 0x7f;
        };

        if(rx_pt1 >= MAXBUF ) st.rx_ok = 1;
    }
    else SCI_SSR &= 0x87;                /* clear RDRF      */
}

interrupt void ser_tx(void){
    DISTXTRF;
    while(! ( SCI_SSR & TDRE ) );        /* wait TDRE = 1  */
    DISTXI;
    st.tx_ok = 1;
}

interrupt void ser_er(void){
    DISRXTRF;
    DISTXTRF;
    DISRXI;
    DISTXI;
    TX_DTSR = 0xfb90;
    TX_DTCR = DCC;
    RX_DTDR = 0xfbc2;
    RX_DTCR = 6;
    SCI_SSR &= 0;
}

void ser_init(void){
    SCI_SCR = 00;                        /* TX RX disabled */
    SCI_SMR = 4;                         /* 8,n,1 c:16Mhz  */
    SCI_BRR = 25; /*1200 207;*/ /* boud rate 9600 25:16Mhz */
    SCI_SCR = 0x30;                      /* internal clock */

    INTC_DTED = 0;

    TX_DTMR = 0x4000;                    /* DT MODE */

```

```

TX_DTSR = 0xfb90;          /* DT. SOURCEADDRESS = tx_buf */
TX_DTDR = 0xffdb;          /* DT. DESTINATION ADDRESS = TDR */
TX_DTCR = DCC;             /* transfer count */

if( SCI_SCR & RDRF ) SCI_SSR &= ~RDRF;

ENRX;
ENTX;

ENRXI;
ENTXI;

}

void start_tx(unsigned char len){

    st.tx_ok = 0;
    TX_DTCR = len;
    TX_DTSR = 0xfb90;
    ENTXTRF;
    ENTXI;
    /* while(!st.tx_ok); */
}

interrupt void ad_conv(void)
{
    AD_ADCSR &= 0x7f;
    txbuf[0] = 0;
    txbuf[1] = AD_ADDRAH+1; /* ch1 */
    txbuf[2] = AD_ADDRBH+1; /* ch2 */
    txbuf[3] = AD_ADDRCH+1; /* ch3 */
    start_tx(4);
    AD_ADCSR = 0x1a; /*1a */
}

interrupt void timer1(void) {          /* DISPLAY & WRITE OUTPUT */

    FRT1_TCSR &= 0x01;
    AD_ADCSR = 0x7a;
    set_interrupt_mask(6);

}

/*****

void init(void){

```

```

    FRT1_TCSR = 0x01;
    FRT1_OCRA = 4550;          /* 62:20Mhz 50:16Mhz tclk/62 =
200 µsec (clk = 20Mhz) */
    FRT1_TCR = 0x21;          /* tclk = clk/2/8 */

    AD_ADCSR = 0x1a;          /* scan mode, AN0 to AN2 */

    INTC_IPRB = 0x70;
    INTC_IPRD = 0x67;
    set_interrupt_mask(5);
}

```

```

main(){

    init();

    txbuf[0] = 0;
    rxbuf[0] = 0;
    st.tx_ok = 0;
    st.rx_ok = 0;
    ser_init();
    AD_ADCSR = 0x7a;

    while(1){

    };

}

```

```

/*****
/*
/* PC TAFAFI KAYIT VE INCELEME PROGRAMI
/*
/*****
#include      <process.h>
#include      <stdlib.h>
#include      <conio.h>
#include      <stdio.h>
#include      <math.h>
#include      <string.h>
#include      <graphics.h>
#include      <stdlib.h>
#include      <dos.h>

#define LSR 5
#define RBR 0

FILE *fi;
FILE *fv;

char          s[30], k[30];
int           cikis, ctr,
sayac, isim_indis, secenek, d, e, f, g, r, u, v;
int           Gozi, Goz3, Gozv, Goz4;
unsigned int  I, II, III, aVR, aVL, aVF, jI, jII, jIII, jaVR, jaVL, jaVF, x, y, i;
unsigned char ch_1[512], ch_2[512], ch_3[512];
unsigned base[2];

initgr()
{
    /* request auto detection */
    int gdriver = DETECT, gmode, errorcode;

    /* initialize graphics and local variables */
    initgraph(&gdriver, &gmode, "");

    /* read result of initialization */
    errorcode = graphresult();
    /* an error occurred */
    if (errorcode != grOk)
    {
        printf("Graphics error: %s\n",
            grapherrormsg(errorcode));
        printf("Press any key to halt:");
        getch();
        exit(0);
    }
}

void cerceve()
{

```

```

/* Dis cercevenin cizimi */
rectangle(16,0,619,479);

/* Ic cercevenin cizimi */
rectangle(62,6,576,473);

/* Sol kolonda skala cizimi */

line(59,45,63,45);   line(59,123,63,123);   line(59,201,63,201);
line(59,279,63,279); line(59,357,63,357);   line(59,435,63,435);

/* Skalalara 1,0,-1 degerlerinin atanmasi */

outtextxy(50,16,"1"); outtextxy(50,45,"0"); outtextxy(43,70,"-
1");
outtextxy(50,94,"1"); outtextxy(50,123,"0");
outtextxy(43,148,"-1");
outtextxy(50,172,"1"); outtextxy(50,201,"0");
outtextxy(43,226,"-1");
outtextxy(50,250,"1"); outtextxy(50,279,"0");
outtextxy(43,304,"-1");
outtextxy(50,328,"1"); outtextxy(50,357,"0");
outtextxy(43,382,"-1");
outtextxy(50,406,"1"); outtextxy(50,435,"0");
outtextxy(43,460,"-1");

/* Kanal sembollerinin yazimi */
outtextxy(594,45,"I");
outtextxy(590,123,"II");
outtextxy(584,201,"III");
outtextxy(584,279,"aVR");
outtextxy(584,357,"aVL");
outtextxy(584,435,"aVF");

/* Milivolt yazdirma */

outtextxy(27,162,"M"); outtextxy(27,182,"i");
outtextxy(27,202,"1");
outtextxy(27,222,"i"); outtextxy(27,242,"v");
outtextxy(27,262,"o");
outtextxy(27,282,"l"); outtextxy(27,302,"t");

}

void get_data(unsigned ctr)
{
    char a,b;
    do{
        do{
            a=inportb(base[0]+LSR);          /*3F8+5=3FD -->port
identification*/
        }while( !(a & 0x1 ));
        b=inportb(base[0]+RBR);              /*3F8*/
    }while( b == 0 );

    /*do{

```

```

                                a=inportb(base[0]+LSR);
                                }while( !(a & 0x1 ));*/
ch_1[ctr]=b; /*inportb(base[0]+RBR);*/

do{
    a=inportb(base[0]+LSR);
}while( !(a & 0x1 ));

ch_2[ctr]=inportb(base[0]+RBR);

do{
    a=inportb(base[0]+LSR);
}while( !(a & 0x1 ));

ch_3[ctr]=inportb(base[0]+RBR);

}
/*****
void REAL_TIME_GRAPH ()
{
    get_data(ctr);

    jI=I; jII=II; jIII=III; jaVR=aVR; jaVL=aVL; jaVF=aVF;

    I = 37 - ch_2[ctr] + ch_1[ctr];
    II = 118 - ch_3[ctr] + ch_2[ctr]; /* II
Derivasyonu */
    III = 193 - ch_3[ctr] + ch_1[ctr]; /* III
Derivasyonu */
    aVR = 271 - ch_1[ctr] + (ch_2[ctr] + ch_3[ctr])/2; /* aVR
Derivasyonu */
    aVL = 349 - ch_2[ctr] + (ch_3[ctr] + ch_1[ctr])/2; /* aVL
Derivasyonu */
    aVF = 427 - ch_3[ctr] + (ch_1[ctr] + ch_2[ctr])/2; /* aVF
Derivasyonu */

    setcolor(15); line(ctr-1,jI ,ctr, I);
    setcolor(14); line(ctr-1,jII ,ctr, II);
    setcolor(15); line(ctr-1,jIII,ctr, III);
    setcolor(14); line(ctr-1,jaVR,ctr,aVR);
    setcolor(15); line(ctr-1,jaVL,ctr,aVL);
    setcolor(14); line(ctr-1,jaVF,ctr, aVF);

    ctr++;
    if(ctr == 513)
    {
        ctr=1;
        /*cleardevice();*/clearviewport();
    }

} /* REAL_TIME_GRAPH sonu */

*****/
FILE_YAZMA ()

```

```

{

/*Mevcut bir dosyanin sadece okunmak
icin acilmasinda kullanilir*/
if (NULL==fopen("isim.dat","rb"))
{
/* Dostanin sadece yazilmek icin acildigini
gosterir*/

if((fi=fopen("isim.dat","wb"))==NULL)
{
printf("Cannot create a file");
exit(0);
}
else
{
isim_indis = 0;
fseek(fi,7700,SEEK_SET);
fwrite(&isim_indis,2,1,fi);
fclose(fi);
}
}

if((fi=fopen("isim.dat","rb+"))==NULL)
{
printf("Cannot open a file  \n");
exit(0);
/*DOS'a doner*/
}

fseek(fi,7700,SEEK_SET);
fread(&isim_indis,2,1,fi);
fseek(fi,0L,SEEK_SET);
Gozi = isim_indis*30;
fseek(fi,Gozi,SEEK_SET);
fwrite(s,30,1,fi);
fclose(fi);

/*Mevcut bir dosyanin sadece okunmak
icin acilmasinda kullanilir*/
if (NULL==fopen("veri.dat","rb"))
{
/* Dostanin sadece yazilmek icin acildigini
gosterir*/

if((fv=fopen("veri.dat","wb"))==NULL)
{
printf("Cannot create a file");
exit(0);
}
fclose(fv);
}

if((fv=fopen("veri.dat","rb+"))==NULL)
{
printf("Cannot open a file  \n");
exit(0);
/*DOS'a
doner*/

}
fseek(fv,0L,SEEK_SET);

```

```

dir*/
    Gozv = isim_indis * 1536; /*Max=256*1536=393216
    fseek(fv,Gozv,SEEK_SET);
    fwrite(ch_1,1,512,fv); /* ch_1[],ch_2[],ch_3[]
*/
    fwrite(ch_2,1,512,fv); /* buffer'larinin diske
*/
    fwrite(ch_3,1,512,fv); /* yazilmasi
*/
    fclose(fv);

    isim_indis++;
    if(isim_indis == 255)
    {
        isim_indis = 0;
    }

    if((fi=fopen("isim.dat","rb+"))==NULL)
    {
        printf("Cannot open a file  \n");
        exit(0); /*DOS'a doner*/
    }

    fseek(fi,0L,SEEK_SET);
    fseek(fi,7700,SEEK_SET);
    fwrite(&isim_indis,2,1,fi);
    fclose(fi);
}
/* FILE'a YAZMA sonu */
/*****
void FILE_OKUMA () {
    setcolor(15);
    setviewport(0,0,639,479,1);
    clearviewport();
    gotoxy(9,16);
    printf("Hasta ismini Giriniz:");
    scanf("%s",k);
    u=strlen(k);
    if(( fi = fopen ("isim.dat","rb+"))==NULL)
    {
        printf("Cannot open file \n");
        exit(0);
    };
    cleardevice();/*clearviewport();*/
    gotoxy(9,16);
    printf("Hasta kayıt numarasini seciniz:\n\n\n\n\nr");
    sayac = 0;

    do {
        Goz3 =sayac*30;
        fseek(fi,0L,SEEK_SET);
        fseek(fi,Goz3,SEEK_SET);
        /* setvbuf(fi,NULL,_IONBF,512);*/
        fread(s,30,1,fi);
        v=strlen(s);
        if((!strnicmp(k,s,u)) && (u==v))

```

```

        printf("%d\t\t\t",sayac);
        sayac++;
    } while(!feof(fi));/*feof(fi)=1 ise dosya sonuna
ulasilmistir*/
    fclose(fi);          /*Dosyayi kapat.*/

    gotoxy(42,16);
    scanf("%d",&secenek);
    printf("%d",secenek);
    cleardevice();

    if(( fv = fopen("veri.dat","rb+"))==NULL)
    {
        printf("Cannot open file \n");
        exit(0);
    };
    Goz4 = secenek * 1536;
    fseek(fv,0L,SEEK_SET);
    fseek(fv,Goz4,SEEK_SET); /* Goz Byte'ina gir.*/
    /* setvbuf(fv,NULL,_IONBF,512);*/
    fread(ch_1,1,512,fv);
    fread(ch_2,1,512,fv);
    fread(ch_3,1,512,fv);

    cerceve();
    setviewport(63,7,575,472,1);
    I=37;II=118;III=193;aVR=271;aVL=349;aVF=427;

    for(x=1;x<513;x++)
    {
        jI=I; jII=II; jIII=III; jaVR=aVR; jaVL=aVL; jaVF=aVF;

        I = 37 - ch_2[x] + ch_1[x];          /* I
Derivasyonu */
        II = 118 - ch_3[x] + ch_2[x];          /* II
Derivasyonu */
        III = 193 - ch_3[x] + ch_1[x];          /* III
Derivasyonu */
        aVR = 271 - ch_1[x] + (ch_2[x] + ch_3[x])/2; /* aVR
Derivasyonu */
        aVL = 349 - ch_2[x] + (ch_3[x] + ch_1[x])/2; /* aVL
Derivasyonu */
        aVF = 427 - ch_3[x] + (ch_1[x] + ch_2[x])/2; /* aVF
Derivasyonu */

        setcolor(15); line(x-1, jI,x, I); setcolor(14); line(x-1,jII,x,
        II);
        setcolor(15); line(x-1,jIII,x, III);setcolor(14);line(x-
        1,jaVR,x,aVR);
        setcolor(15); line(x-1,jaVL,x,aVL);setcolor(14);line(x-1,jaVF,x,
        aVF);

    };

    fclose(fv);

    r=getch();          /* Bilgilerin ekranda donmasini saglar,
bir */

```

```

/* tusa basilana kadar grafik ekranda
donar */

    if(r==27)
    {
        d=27;
    }
    else
    d=0;

    if(r==111)          /* o tusuna basildi ise */
        d=111;

    clearviewport(); /*cleardevice();*/
    return;
} /* FILE'dan OKUMA */

void main(void)
{
    base[0]= 0x3f8;
    initgr(); setbkcolor(BLUE);
    gotoxy(1,16);
    printf("Hasta ismini Giriniz:");          /* Hasta ismini
*/
    gotoxy(23,16);
    gets(s);          /* s stringine atama. */
    cleardevice();
    cerceve();          /* cercevenin
cizdirilmesi */

    I=37;II=118;III=193;aVR=271;aVL=349;aVF=427; ctr=1;

    setviewport(63,7,575,472,1);

    cikis= 0; d=0;
    do {
        if(kbhit()!=0)
        {
            d=getch();
        }

        switch(d)
        {
            case 111:          /* "o"

tusu */

                bas:
                FILE_OKUMA ();
                if(d!=111)
                {d=0;
                break;}
                else
                goto bas;
            case 121:          /* "y" Tususu. */
                FILE_YAZMA ();
                d=0;
                break;
            case 27:          /* ESC */

```

```

        cikis = 27;
        /* Hala hic bir tusa */
        break;
    default :                               /* Hala hic tusa
*/
        REAL_TIME_GRAPH (); /* basilmadi ise. */
    }
} while((cikis != 27) || (d != 27));/*Icdeki do_while
sonu*/

/* clean up */
closegraph();
exit(0);

};                                     /* main() sonu.*/
```

ÖZGEÇMİŞ

Yazar 1967 yılında Amasyada doğdu. Liseyi Sivas Lisesinde tamamladı. 1984 yılında girdiği Uludağ Üniversitesi Elektronik Mühendisliğini 1988 yılında bitirdi. Askerlik hizmetini takiben, 1990 yılında İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal programına başladı. Çeşitli tıbbi cihaz firmalarında servis ve satış mühendisliği yaptı. Halen İ.T.Ü. Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliğinde Yüksek Lisans öğrenimini sürdürüyor.



**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**