

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Elektrokardiyo, Pren. ve Gerç.

Yüksek Lisans Tezi

Mehmet Aşık

1987

58

YILDIZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

30009

TEZİN ADI

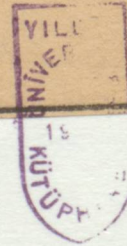
ELEKTROKARDİYOTAKOMETRENİN  
PRENSİPLERİ VE GERÇEKLENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MÜH. Y. MEHMET AŞIK

YILDIZ UNİVERSİTESİ  
GENEL KİTAPLIĞI

Kot : ..... R 152  
Alındığı Yer : Fen Bil. Ens. 58  
Tarih : 7.12.1988  
Fatura : ---  
Fiatı : 3000 TL  
Ayniyat No : 1/21  
Kayıt No : 45744  
UDC : 378.242  
Ek : 616.12



YILDIZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS

Sayfa No.

1- Giriş

4

2- EKG

7

3- Elektrokardiyografik duruma göre

8

4- Kalp hızı

12

5- Kardiyotakometrelerin genel prensipleri

13

6- Analiz kardiyotakometre

14

7- Kalp hızı arası kardiyotakometre

TEZİN ADI

8- Kalp hızı ve yöntemi

19

9- Elektrokardiyotakometrenin

ELEKTROKARDİYOTAKOMETRENİN

22

10- Prensipleri ve Gerçeklenmesi

PRENSİPLERİ VE GERÇEKLENMESİ

27

11- Kalp hızı ölçümü ve cihazları

25

12- Kalp hızı ölçümü cihazları

27

13- Kalp hızı ölçümü

30

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MÜH. Y. MEHMET AŞIK

## İÇİNDEKİLER

## ÖZET

	<u>Sayfa No.</u>
1- Kalp	4
2- EKG	7
3- Elektrokardiyografik dersvasyonlar	8
4- Nabız basıncı	12
5- Kardiyotakometrelerin genel teorisi	13
Ortalama kardiyotakometre	14
Vuruşlar arası kardiyotakometre	
6- Materyal ve yöntem	19
7- Besleme	22
8- Nabız alıcı devresi	23
9- İşaretin seçimi ve gösterimi	25
10- Kalp frekans göstergesi	27
11- Sayısal gösterge	28

## ÖZET

Kardiyotakometre 1 dakika içerisindeki kalp atışlarının sayısını (yani nabız), diğer bir deyişle kalp atım frekansını belirleyen ve bunu bir yazıcı ile kaydeden yada analog ve/veya dijital gösterge ile gösteren bir cihazdır.

Bu çalışma ile insan için hayati öneme sahip kalbimizin çalışma prensipleri incelenmiş ve kalbin işleyişini inceleyen, kalp elektrosunda adı verilen EKG'nin özellikleri ve beden üzerinden alabilmesi için çeşitli EKG derivasyonları (aktarma türleri) kısaca belirtilmiştir. Daha sonra kalbin bir çalışma belirtisi olan nabız ve nabızı gösteren (vuru/dakika olarak) Elektrokardiyotakometreler ve çeşitleri üzerinde durulmuştur.

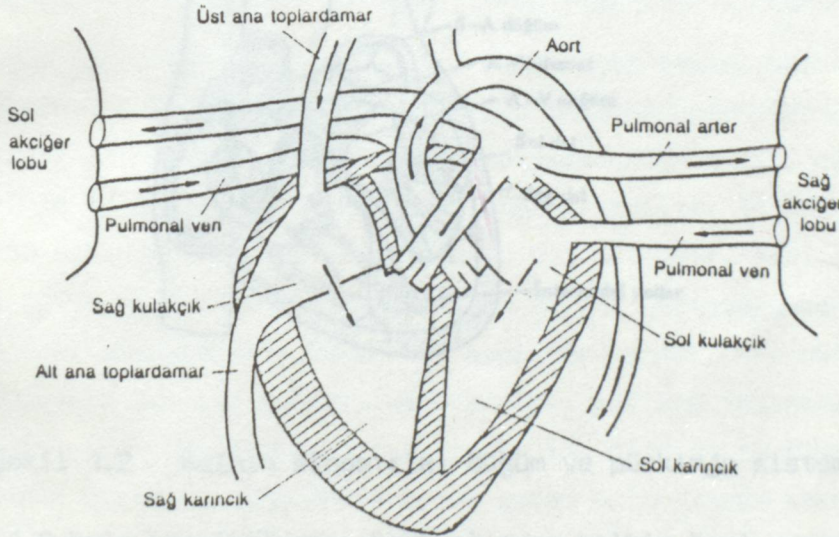
Deneyisel çalışma olarak ise bir Elektrokardiyotakometre gerçekleştirilmiş olup bu cihaz kalbin her atımında bir hoparlör yardımıyla 1 kHz'lik ses ve Led vasıtasıyla da ışık vermektedir. Çalışmada bununla da yetinilmeyip uygun devreler ile Nabız dijital olarak (atım/dakika veren bir düzen gerçekleştirilmiştir.

GİRİŞ :

## KALP

Kalbimiz kanı damarlarımızda dolaştırarak bedenimizde bir pompa vazifesi görmektedir. Kalbin sol karıncığından atardamarlara pompalanan oksijenli kan basınç altında bedeni dolaşarak tüm organların oksijen ihtiyacını karşılar. Diğer taraftan da özümlemeden dolayı organlarda meydana gelen karbondioksitli kan toplardamarlar la sağ karıncığa geri döner. Ardından akciğere pompalanır orada karbondioksitten arınıp yeni, den oksijenlenir ve kan dolaşımı da böylece baştan başlar.

Atardamar da dolaşan kana oksijenlenmiş kan, toplardamarda dolaşan kana oksijeni alınmış kan denir.



Şekil-1.1 Kalp akciğer dolaşımının basitleştirilmiş şeması.

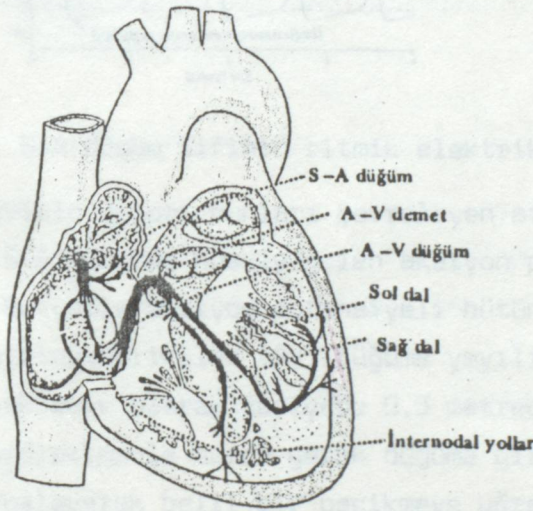
Kalp, pülsatil, dört boşluklu iki atrium ve iki ventrikülden oluşan bir pompadır.

Atriumlar başlıca ventriküllere giriş yolları olarak görev yaparlar. Fakat hafifçe pompalayarak aynı zamanda kanın atriumdan ventriküllere akmasına yardım ederler. Ventriküller kanı akciğerlerde ve çevresel dolaşım sisteminden ileriye doğru iten mel kuvveti sağlarlar.

Bir kalp kasılmasının sonundan bir sonraki kasılmanın sonuna kadar olan peryota kalp siklusu denir. Kalp siklusu, sistol denilen bir kontraksiyon periodu ile onu takip eden ve diastal adı verilen bir gevşeme periyodundan oluşur.

Kalp özel bir sisteme sahiptir. Bu özel sistem sayesinde kalp kasının ritmik kasılmasına neden olan ritmik impulslar meydana getirmek ve bütün kalpde bu impulsları taşımak mümkün olur.

Erişkin insan kalbi normal olarak takriben dakikada 72 vuru ile ritmik çalışır.

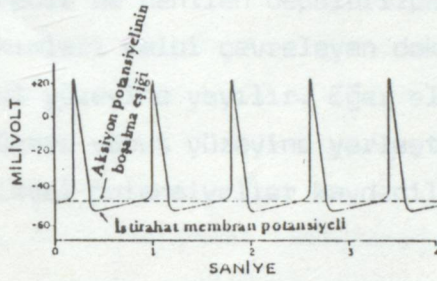


Şekil 1.2 Kalbin sinoatrial düğüm ve pürkinje sistemi.

Şekil 1.2 kalp kasılmalarını kontrol eden kalbin özel uyarı ve ileti sistemini göstermektedir. Bu şekil :

- A- Normal ritmik uyarının meydana geldiği S-A düğüm,
- B- Uyarının atriumlardan ventriküllere geçerken içinde gecikmeye uğradığı A-V düğüm,
- C- Uyarıyı atriumlardan ventriküllere ileten A-V demet,
- D- Uyarıyı ventriküllerin bütün bölümlerine ileten pürkinje liflerinin sol ve sağ dalları.

Yukarıda da belirtildiği gibi kalbi yaklaşık dakikada 72 kez sitemule ettiğini belirttiğimiz S-A düğüm 3 mm. genişliğinde ve 1 cm. uzunluğunda özel kas dokusundan oluşan küçük yarımay şeklinde bir şerittir. Bahsettiğimiz bu düğüm mutad olarak bütün kalbin atım hızını otomatik ritmitesiyle kontrol altında tutar. Bu işi de aksiyon potansiyellerinin ritmik bir şekilde tekrarlanması şeklinde gerçekleştirir.



Şekil 1.3 S-A düğüm lifinin ritmik elektrikel boşalması.

S-A düğüm liflerinin uçları bunları çevreleyen atrial kas lifleri ile birleşirler ve S-A düğümde husule gelen aksiyon potansiyelleri bu liflere geçerler. Bu yolla aksiyon potansiyeli bütün atrial kas kitlesine ve sonunda da atrioventriküler (AV) düğümüne yayılır. Atrium kasında iletimin hızı yaklaşık olarak saniyede 0,3 metredir. Atriumdan A-V düğümüne gelen kardiakimpuls burda gerek düğümüne girişte gerekse düğüm içinde hızı yavaşlayarak belli bir gecikmeye uğrar. A-V düğümünden sonra impulsumuz pürkiye lifleri denilen özel liflere taşınarak ventriküllere gelir. Kardiak impulsun A-V demete ilk girdiği zamandan pürkiye liflerinin uçlarına ulaşmasına kadar geçen bütün zaman sadece 0,03 sn.dir. Pürkiye liflerinden sonra impulsumuz bizzat ventrikol liflerinden ventrikol içlerine kadar yaklaşık 0,06 sn.de ulaştırılır.

Özet olarak S-A düğümle başlayan uyarının atriumlarda orta derecede bir hızla yayıldığına, fakat A-V demette görülmeden önce A-V nodal bölgede 0,1 sn.den fazla bir gecikmeye uğradığına dikkat edilmelidir. Bir defa uyarı demete girdimi hızla pürkiye liflerinden geçerek ventriküllerin bütün endokardial yüzeylerine doğru yayılmaktadır. Daha sonra uyarı ventriküler kas içinden yavaşca epikardial yüzeylere yayılmaktadır.

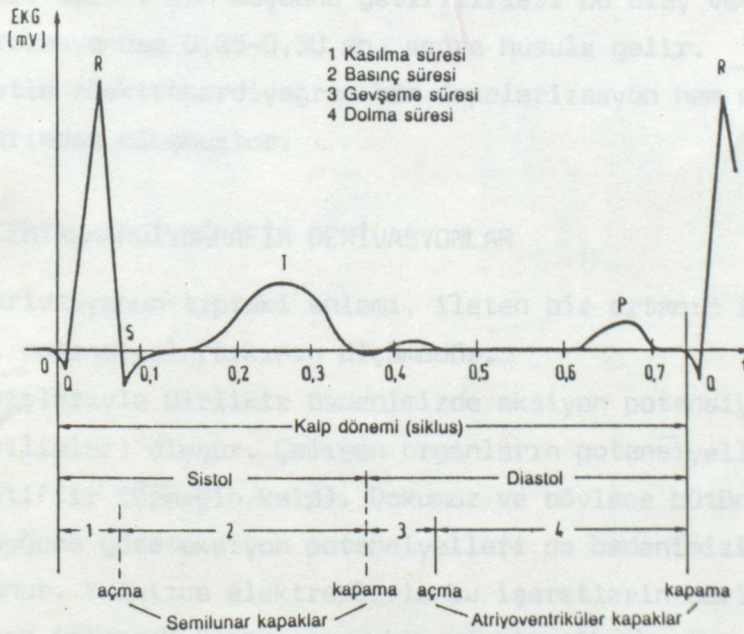
## EKG

Kalbin işleyini inceleyen yöntem (kalp elektrosu da denir). Tıpta 1903 ten bu yana başvurulan bu yöntem, elektrokardiyograf olarak adlandırılan bir araçla kalp tarafından üretilen elektrik akımlarını toplamaya dayanır.

Kardiak impuls da denilen depolarizasyon dalgası kalpten geçen elektrik akımları kalbi çevreleyen dokulara ve bunların küçük bir bölümü ise vücut yüzeyine yayılır. Eğer elektrodlar kalbin zıt taraflarında olmak üzere vücut yüzeyine yerleştirilirse kalbin meydana getirdiği elektriksel potansiyeller kaydedilebilir. Bu kayda elektrokardiyogram denir.

### NORMAL ELEKTROKARDİYOĞRAMIN ÖZELLİKLERİ

Normal elektrokardiyogram bir p dalgası, bir QRS kompleksi ve bir T dalgasından oluşmuştur. QRS kompleksi aslında Q dalgası, R dalgası ya S dalgası olmak üzere üç ayrı dalgadan oluşur.



Şekil 1.4 Kalp atış döneminini zaman akışı.

Şekil 1.4'de ideal ve tipik bir EKG egrisini görüyoruz. Bu elektriksel eğrinin şekline semiotik denir.

P dalgası atriumlar kasılmadan önce depolarize olurken husule gelen elektrik akımları tarafından meydana getirilir ve kulakçıkların (atriumların) uyarılmış durumda olduklarını gösterir.

Karıncığın (başlıca sol karıncığın) kasılmasıyla ilgili olan bu sivriliklere depolarizasyon denir. Bütün kas lifleri depolarizasyon sırasında diastolikdeki istirahat (durgunluk, sukunet) potansiyellerini yitirirler. Kural olarak hafifçe negatife giden bir sapma ile hazırlanarak, büyük bir pozitif sivrilik ile devam ederler. Bunun ardından da ikinci bir negatif sapma gelir. Semiotik'e göre QRS kompleksi olarak adlandırılan karıncığın (ventriküllerin) esas kasılmasını kasılma sonrası salınımı izler (ST aralığı veya ST dalgası). ST aralığı karıncıkların tamamen uyarılmış olduğu dönemdir. Diastolik istirahat (sukunet) potansiyelinin sırasında olduğu gibi şimdide adı verilen sıfır çizgisi çekilir.

Bunun ardını repolarizasyonu temsil eden T dalgası izler. Bu T dalgası ventriküller depolarizasyon durumundan kurtulurken oluşan elektrik dalgaları tarafından meydana getirilirler. Bu olay ventrikül kasında depolarizasyondan 0,25-0,30 sn. sonra husule gelir.

Bu suretle elektrokardiyogram hem depolarizasyon hem de repolarizasyon dalgalarından oluşmuştur.

#### ELEKTROKARDİYOĞRAFİK DERİVASYONLAR

Derivasyonun tıptaki anlamı, ileten bir ortamın iki noktası arasındaki potansiyel farkının ölçümüdür.

Kalp atışlarıyla birlikte bedenimizde aksiyon potansiyelleri (Elektriksel gerilimler) oluşur. Çalışan organların potansiyelleri dokulara karşı negatiftir (Örneğin kalp). Dokumuz ve böylece bütün bedenimiz iletken olduğuna göre aksiyon potansiyelleri de bedenimizin her noktasında bulunur. Yalnızca elektrodlarla bu işaretlerin derinin üzerinden aktarılıp işlenmek üzere uygun bir elektronik ağıta uygulanması için bu işaretlerin bedendeki özellikle en iyi aktarılabilceği yerlerin bulunması gerekir. Aktarma işlemini oluşturmak amacıyla elektrodun bedeninin üzerinde yerleştirilmesi gereken, topografik olarak belirlenmiş bölgeye aktarma noktası denir. Bir aktarma işlemini gerçekleştirmek

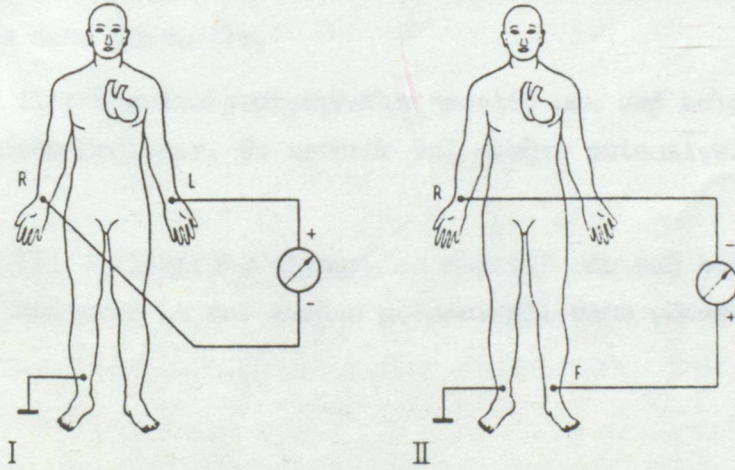
için her zaman iki aktarma noktası gereklidir.

Elektriksel gerilimleri beden üzerinden alabilmek için çeşitli EKG derivasyonları vardır. Bunlar ise bulucularına göre adlandırılmıştır. Bu derivasyonların başlıca adları şunlardır :

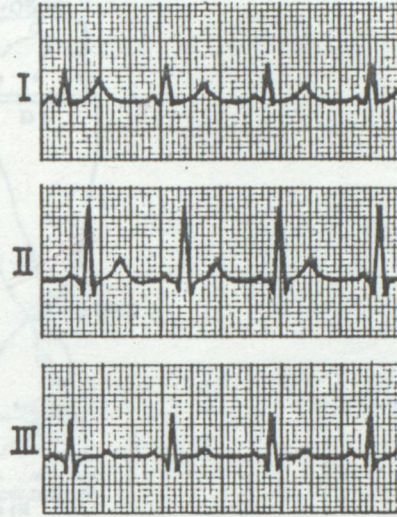
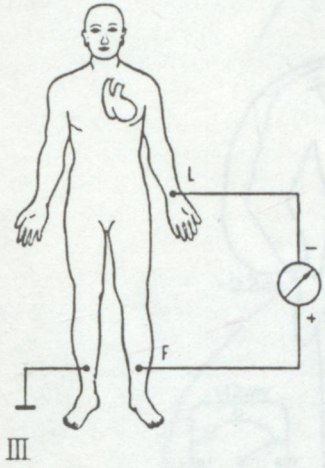
- . Cabrera
- . Einthoven
- . Frank
- . Goldberger
- . Nehb
- . Wilson

1- Üç Standart ekstremite derivasyonu.

Aşağıda bu aktarma türlerinden Einthoven direvasyonları hakkında kısa bilgi verilmiştir.



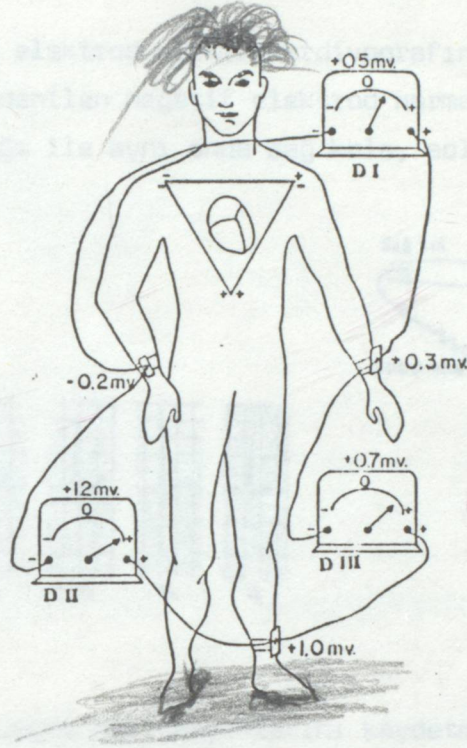
Şekil 1.5 Einthoven derivasyonları I, II, III.



Derivasyon I : Elektrokardiyografın negatif ucu sağ kola, pozitif ucu ise sol kola bağlanır. Toprak elektrodu da her üç derivasyonda olduğu gibi sağ ayağa bağlanmıştır. Bu yöntemde sağ ve sol kolun arasındaki potansiyel farkı ölçülmektedir. Fakat sol kolun potansiyeli sağ kolunkine oranla daha yüksektir.

Derivasyon II : Elektrokardiyografın negatif ucu sağ kola pozitif uç ise sol bacağına bağlanır. Bu seferde sol ayağın potansiyeli daha yüksektir.

Derivasyon III : Elektrokardiyografın negatif ucu sağ kola pozitif uç sol bacağına bağlanır ve sol ayağın potansiyeli daha yüksektir.



Şekil 1.6 Standart elektrokardiyografik derivasyonların yazdırılması için elektrodun mutad düzenlenişi.

Einthoven üçgeni :

Şekil 1.6 da kalp bölgesi çevresinde Einthoven üçgeni denilen bir üçgen çizilmiştir. Bu, iki kol ve sol bacağın kalbi çevreleyen bir üçgenin köşelerini oluşturduklarını diyağramatik olarak göstermektedir. Üçgenin üst bölümündeki iki köşe iki kolun kalbin çevresindeki sıvılarla elektriksel olarak bağlı buldukları noktaları temsil etmektedir. Alt köşe ise sol bacağın sıvılarla bağlı olduğu noktadır.

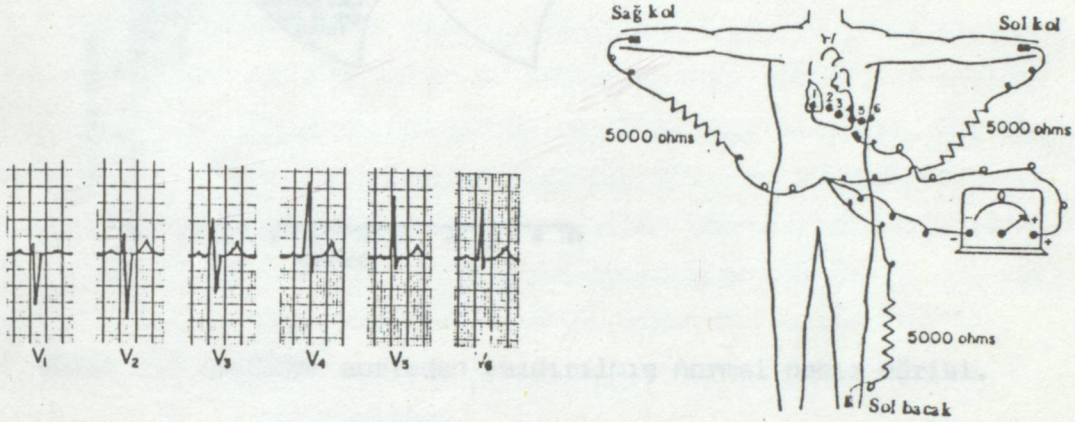
Einthoven Kanunu :

Einthoven kanununa göre eğer üç standart elektrokardiyografik derivasyondan herhangi ikisinin elektrik potansiyelleri bilinirse, üçüncüsü bu iki potansiyeli basitçe toplamak suretiyle belirlenebilir.

2- Göğüs derivasyonları.

Şekil 1.7 de 6 ayrı nokta ile gösterildiği gibi elektrokardiyogramlar sıklıkla, bir elektrod kalp üzerinde göğsün ön duvarına yerleştirilerek

kaydedilirler. Bu elektrod elektrokardiyografin pozitif ucuna bağlıdır ve nötr elektrod denilen negatif elektrod normal olarak elektriksel dirençler aracılığı ile aynı anda sağ kola, sol kola ve sol bacağına bağlıdır.

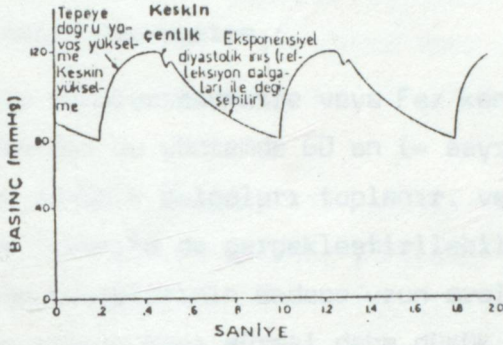


Şekil 1.7 Göğüs derivasyonlarını kaydetmek için elektrokardiyografin vücuda bağlanması.

Genellikle göğsün ön duvarından V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> adı verilen farklı 6 standart göğüs derivasyonu elde edilir. Küçük şekil kaydedilen bu elektrokardiyogramları göstermektedir.

#### NABIZ BASINCI

Kalp pulsasyonlu bir pompa olduğu için kan arterlere pulsasyonlu bir basınçla girer. Normal, genç bir yetişkinde pulsasyonun tepe noktasındaki basınç, yani sistolik basınç tahminen 120 mm Hg ve en alçak noktasında yani diastolik basınç ise 80 mmHg dir. Bu iki basınç arasındaki fark (yani 40 mmHg) nabız basıncı adını alır.



Şekil 1.8 Assondan aortadan yazdırılmış normal nabız eğrisi.

## NABIZ

Nabız; kalbin sol ventrikülünün aortaya kanı pompaladığı zaman arterlerde meydana gelen bir dolgunluk dalgasıdır. Nabız büyük yüzeysel bir arterin bir kemiği geçtiği yerde en kolay hissedilir. En uygun yer radius kemiğinden geçen radial arterin bulunduğu bileğin önyüzüdür.

Nabız kalp vuruşunun sıklığıyla doğru orantılıdır. Normal nabız oranı bazı erişkinlerde çok yavaş dk.da 50 vuruş gibi, bazılarında ise oldukça hızlı dk da 80 vuruş şeklindedir. Ortalama nabız sayısının dk da 72 vuruş olduğu belirtilmiştir. Bebeklerde ise nabız dk.da 140 gibi oldukça yüksek bir rakam olabilir.

## KARDİYOTAKOMETRELERİN GENEL TEORİSİ

### Giriş :

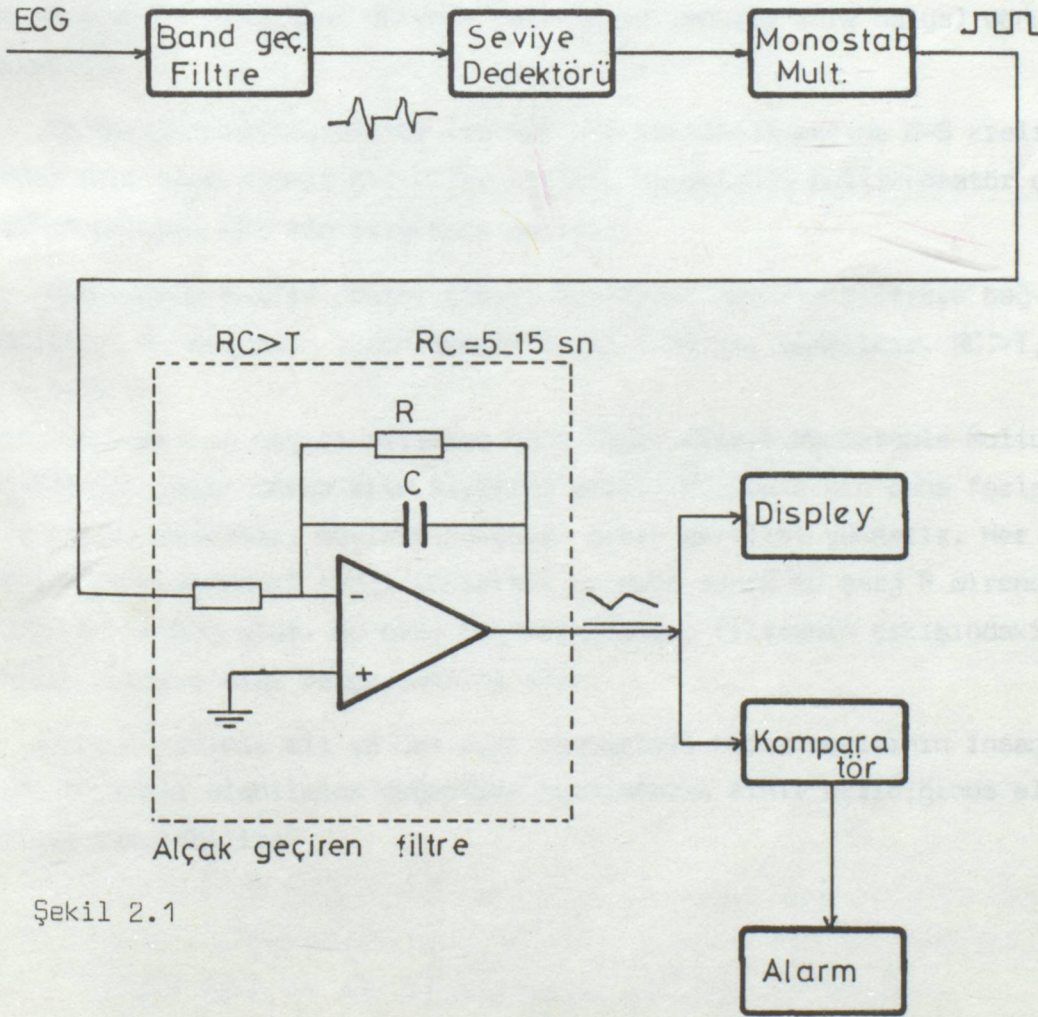
En genel anlamda kardiyotakometre 1 dakika içerisindeki kalp atışlarının sayısını (= nabız) yani kalp atım frekansını belirleyen ve bunu bir yazıcı ile kaydeden ya da Analog ve/veya dijital gösterge ile gösteren cihazdır. Tek başına kullanılabileceği gibi çoğu zaman EKG cihazı ile birlikte kullanılır.

İki temel tip kardiyotakometre vardır.

- Ortalama Kardiyotakometre
- Vuruşlar arası Kardiyotakometre

**Ortalama Kardiyotakometre :**

Normal tip kardiyotakometre veya Faz kenetlemeli çevrim (PLL) sistemi de adı verilen bu yöntemde 60 sn (= sayıcının kapı süresi) de sayıcıya ulaşan bütün R dalgaları toplanır. ve göstergeye iletilir. Bir ölçüm ancak 1 dakika da gerçekleştirilebilmektedir. Bu yöntemin olumsuz yanı ölçüm sonuçlarının sadece uzun aralıklar içinde elde edilebilmesidir. Sayıcının kapı süresi daha düşük aralıklara (30 sn, 15 sn) ayarlanarak, R dalgalarının toplanan sayısını uygun bir katsayı (2 ile, 4 ile) ile çarparakta sonuca ulaşmak mümkünse de katsayı arttıkça sonucun doğruluğu da azalmaktadır.



Şekil 2.1

Şekil 2.1 de Normal tip kardiyotakometrenin blok diyagramı görülmektedir. Bir band geçiren filtreden, eşik dedektöründen, monostable multivibratörden, alçak geçiren filtreden ve bir göstergeden oluşur. Eğer nabız belli bir değeri aştığında veya bir değer altına düştüğünden haberdar olmak istiyorsak sisteme karşılaştırıcı ve alarm devresi ekleyebiliriz.

Kardiyotakometrenin ilk katı bir band geçiren filtredir. Burada iki amaca hizmet etmektedir. Birincisi alçak frekanslı gürültüleri bastırarak şaseye sürmesi, ikincisi ise QRS komplekslerinin belirttiği frekanslardaki işaretleri geçirerek diğer işaretleri (P ve T dalgaları) bastırmaktır.

Gelişmiş kardiyotakometrelerdeki band geçiren filtreler 10 Hz dan 50 Hz'e kadar olan bir frekans bandını kapsar.

Kardiyotakometrenin ikinci bölümü bir eşik dedektörüdür. Görevi ise düzensiz P dalgasını düzenli işaretlere (mesela kare dalga) dönüştürmektir.

Monostable multivibratör ise her QRS kompleksi başına Q-S aralığından daha uzun süreli bir darbe üretir. Monostable multivibratör çıkışının periyodu QRS nin periyoduna eşittir.

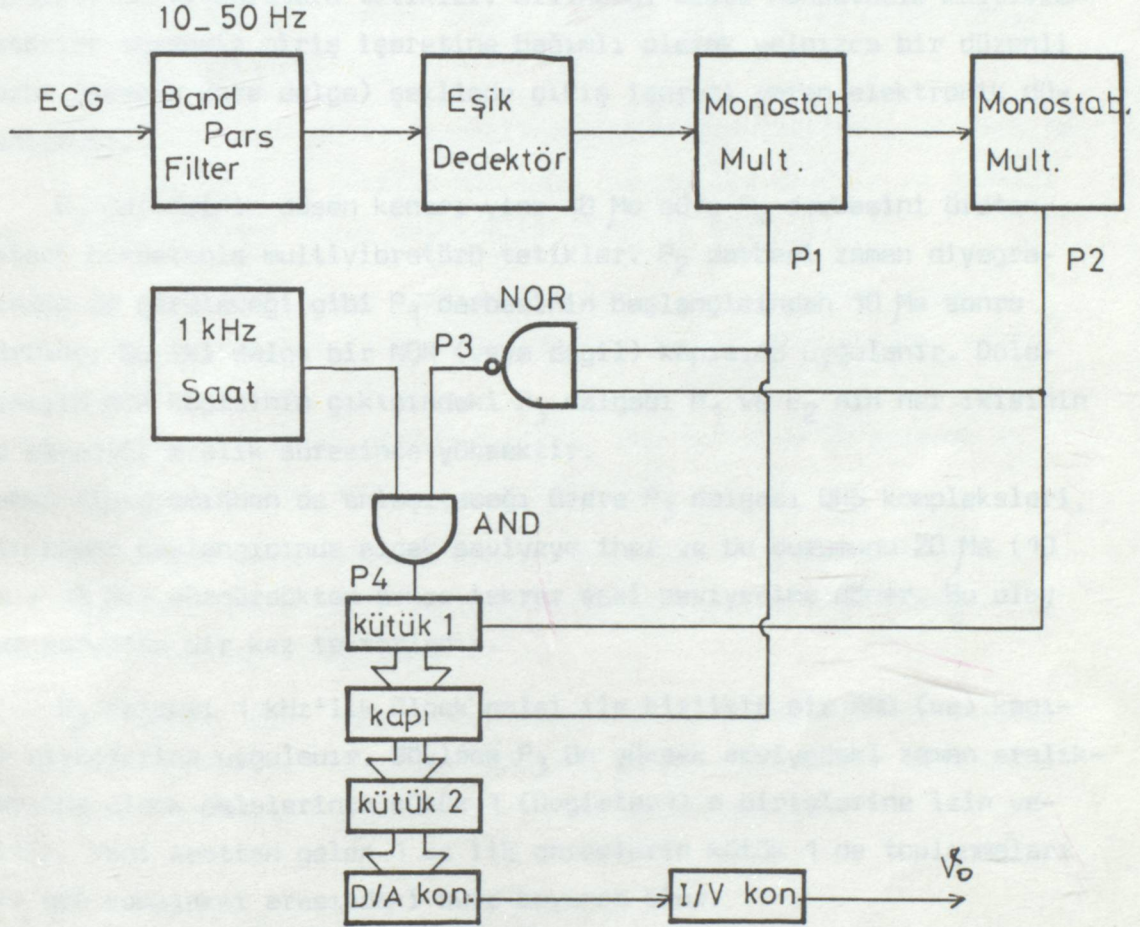
Monostable Multivibratör çıkışı bir alçak geçiren filtreye bağlanmıştır. Bu devrenin zaman sabiti en az 5-10 sn. olmalıdır.  $RC > T$ ,  $RC = 5-15$  sn.

Kalp vuruşlarının sayısı arttıkça buna bağlı olarak Monostable Multivibratörden gelen darbelerin sayısında artar. bu ise c nin daha fazla şarj olması demektir. Böylece devrenin çıkış gerilimi yükselir. Her darbe kondansatördeki şarjı yükseltir ve daha sonra bu şarj R direnci üzerinden deşarj olur. Bu olay tekrarlandıkça, filtrenin çıkışındaki gerilim testere dişi dalga şeklini alır.

Karşılaştırıcının alt ve üst eşik seviyeleri nabız sayısının insan için tehlikeli olabilecek değerlere ayarlanarak sınır aşıldığında alarm devreye sokulabilir.

Vuruşlar arası kardiyotakometre :

Beat-to-Beat kardiyotakometre adı verilen ve kalp atış hızındaki değişikliklere daha hızlı cevap verebilen sistemin blok diyagramı ve zaman diyagramı aşağıda verilmiştir.



Şekil 2.2 Vuruşlar arası kardiyotakometrenin blok ve zaman diyagramı iki vuruş arasındaki süre ölçülür. Ölçülen süreler (son iki süre) arasında fark var ise bu değişiklik çıkışta elde edilir.

Bu kardiyotakometrenin de ilk katı normal kardiyotakometrede de olduğu gibi 10-50 Hz frekans bandına sahip aktif band geçiren filtredir. Yine görevi P ve T dalgaları ile düşük frekanslı parazitleri bastırma-  
maktır.

Eşik dedektörü  $P_1$  darbelerini üreten birinci 10  $\mu$ s'lik monostable (tek kararlı) multivibratörü tetikler. Bilindiği üzere Monostable multivibratörler düzensiz giriş işaretine bağımlı olarak yalnızca bir düzenli darbe (mesela kare dalga) şeklinde çıkış işareti veren elektronik düzenlerdir.

$P_1$  darbesinin düşen kenarı yine 10  $\mu$ s süre  $P_2$  darbesini üreten ikinci monostable multivibratörü tetikler.  $P_2$  darbesi zaman diyagramından da görüleceği gibi  $P_1$  darbesinin başlangıcından 10  $\mu$ s sonra görülür. Bu iki dalga bir NOR (veya dahil) kapısına uygulanır. Dolayısıyla NOR kapısının çıkışındaki  $P_3$  dalgası  $P_1$  ve  $P_2$  nin her ikisinin de olmadığı aralık süresince yüksektir.

Zaman diyagramından da anlaşılacağı üzere  $P_3$  dalgası QRS kompleksleri, nin hemen başlangıcında alçak seviyeye iner ve bu durumunu 20  $\mu$ s (10  $\mu$ s + 10  $\mu$ s) sürdürdükten sonra tekrar eski seviyesine döner. Bu olay her periyotta bir kez tekrarlanır.

$P_3$  dalgası 1 kHz'lik Clock pulsü ile birlikte bir AND (ve) kapısı girişlerine uygulanır. Böylece  $P_3$  ün yüksek seviyedeki zaman aralıklarında clock pulslerinin kütük 1 (Register1) e girişlerine izin verilir. Yani saattan gelen 1 ms lik darbelerin kütük 1 de toplanmaları iki QRS kompleksi arasındaki süre boyunca olur.

Bilindiği üzere Registerler bilgileri geçici bir süre saklamak veya bilgileri sağa-sola kaydırmak gibi işlemlerde kullanılan devrelerdir. Kütük 1 eğer başlangıçta sıfırdaysa, kütükteki darbelerin bir QRS kompleksinin başlangıcından diğer QRS kompleksinin başlangıcına kadar olan sayısı, bu sürenin milisaniye cinsinden değerine eşittir.

Kapı (Latch); kütük 1 den gelen arttırılmış saat pulslerinin kütük 2 ye geçişine engel olur.

Ancak,  $P_1$  darbesinin başlangıcında kütük 1 deki sinyalin bir hafıza gibi çalışan kütük 2 de toplanmasına müsaade eder.

Kütük 2, çıkışıındaki sinyal ile orantılı direnç oluşturan bir dijital-analog konvertöre (çeviriciye) bağlıdır. Direnç QRS kompleksleri arasındaki zaman aralığı ile orantılı ve

$$i = V/R = k/T_R$$

formülü ile verilen akımı meydana getiren bir sabit gerilim kaynağı ile bağlıdır. Bu formülde "k" bir sabit ve "T<sub>R</sub>" QRS kompleksleri arasındaki zaman aralığıdır. Devredeki akım orjinal EKG'nin vuruştan-vuruşa geçen süreleri ile orantılıdır.

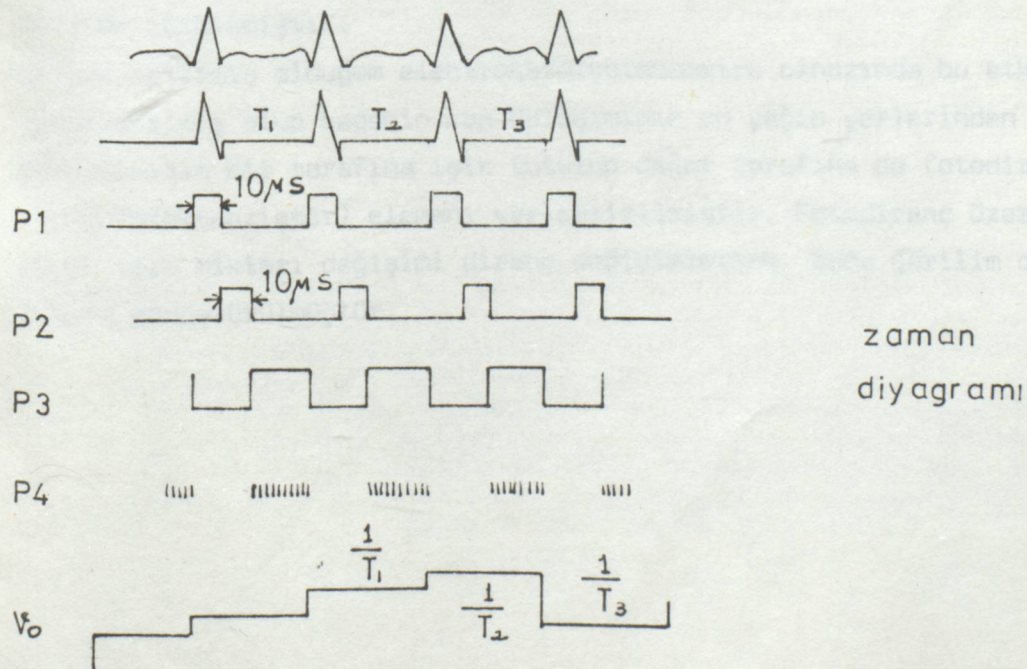
Bu akım bir akım-gerilim amplifikatöründe yükseltilerek ve gerilimi elde edilir. Sonuçta bu gerilim her kalp vuruşu ile değişir ve genliği önceki bir önceki iki vuruş arasındaki süre ile orantılıdır.

Burada dikkat edilmesi gereken bir nokta vardır. Kütük 1'deki saat palslerinin kapı açılarak kütük 2 ye transfer edilmesinden sonra kütük 1 in sıfırlanması gerekir.

P<sub>2</sub> palsi kütük 1'in reset girişine girer, onu sıfırlar ve gelecek iki vuruş arasındaki süreyi sayması için hazırlar.

Beat-to-Beat kardiyotokometreler ile birlikte alarm devreleri normal kardiyotokometrelerde bahsedilen sebeplerden dolayı ve aynı sistem ile kullanmak mümkündür.

Tıbbi olarak eğer, kalp vuruş temposundaki değişiklik ile ilgilenilecekse beat-to-beat, kalp vuruşlarının genel eğilimi ile ilgileniliyorsa normal tipte kardiyotokometre kullanılması gerekir.



## MATERYAL VE YÖNTEM

### Giriş :

- Biyoelektriksel işaret.
- Biyofiziksel büyüklük.

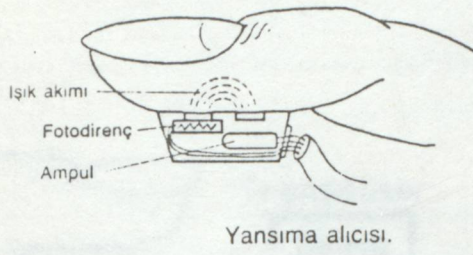
"Biyoelektriksel işaret"terimi, insan bedeninde oluşan ve elektrodlarla deri üzerinden doğrudan aktarılabilen elektriksel işaretler demektir.

Kalp aksiyon gerilimleri (EKG), kas aksiyon gerilimleri (EMG) ve beyin akımları (EEG) de bu gruba aittir. Buradaki biyoelektriksel ölçüm zinciri şu bölümlerden oluşur : Ölçüm nesnesi (insan), elektrodlar, kuvvetlendirici, süzgeç ve ölçü yada görüntü aygıtı.

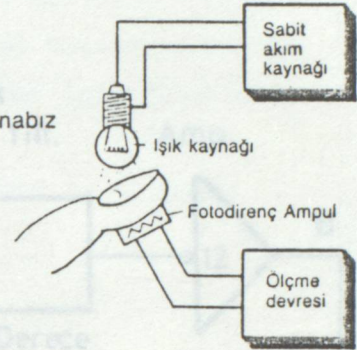
Buna karşılık biyofiziksel büyüklükler ise, sözgelimi beden sıcaklığı, nabız, kan basıncı ve solunum işlevi elektriksel büyüklük olmadıkları için elektriksel büyüklüğe ölçü dönüştürücü devreleriyle dönüştürülmeleri gerekir. Bunlar; gerilim, akım yada direnç değişimiyle gerçekleştirilebilir. Bu görevi bir algılayıcı veya başka bir terimle sensör yada resaptör olarak da tanınan elaman üstlenir. Bir biyofiziksel ölçme zinciride : ölçüm nesnesi (insan), algılayıcı, ölçü dönüştürücüsü ve ölçü yada görüntü aygıtından oluşur.

Sistemin genel tarifi : Yukarıda kanımızın belli aralıklar içinde kısa basınç darbeleriyle damarlarımıza pompalandığını bu yüzden de kanımızın akışının biteviye olmadığını nasıl ve nedenleri üzerinde de durarak açıklamıştık.

Gerçekleştirmiş olduğum elektrokardiyotakometre cihazında bu etkiden yararlanılmış olup bedenin kan dolaşımının en yeğin yerlerinden olan parmağımızın bir tarafına ışık tutulup diğer tarafına da fotodirenç (veya fototranzistor) elemanı yerleştirilmiştir. Fotodirenç üzerine düşen ışık miktarı değişimi direnç değişimlerine, buda gerilim değişimlerine dönüştürülmüştür.



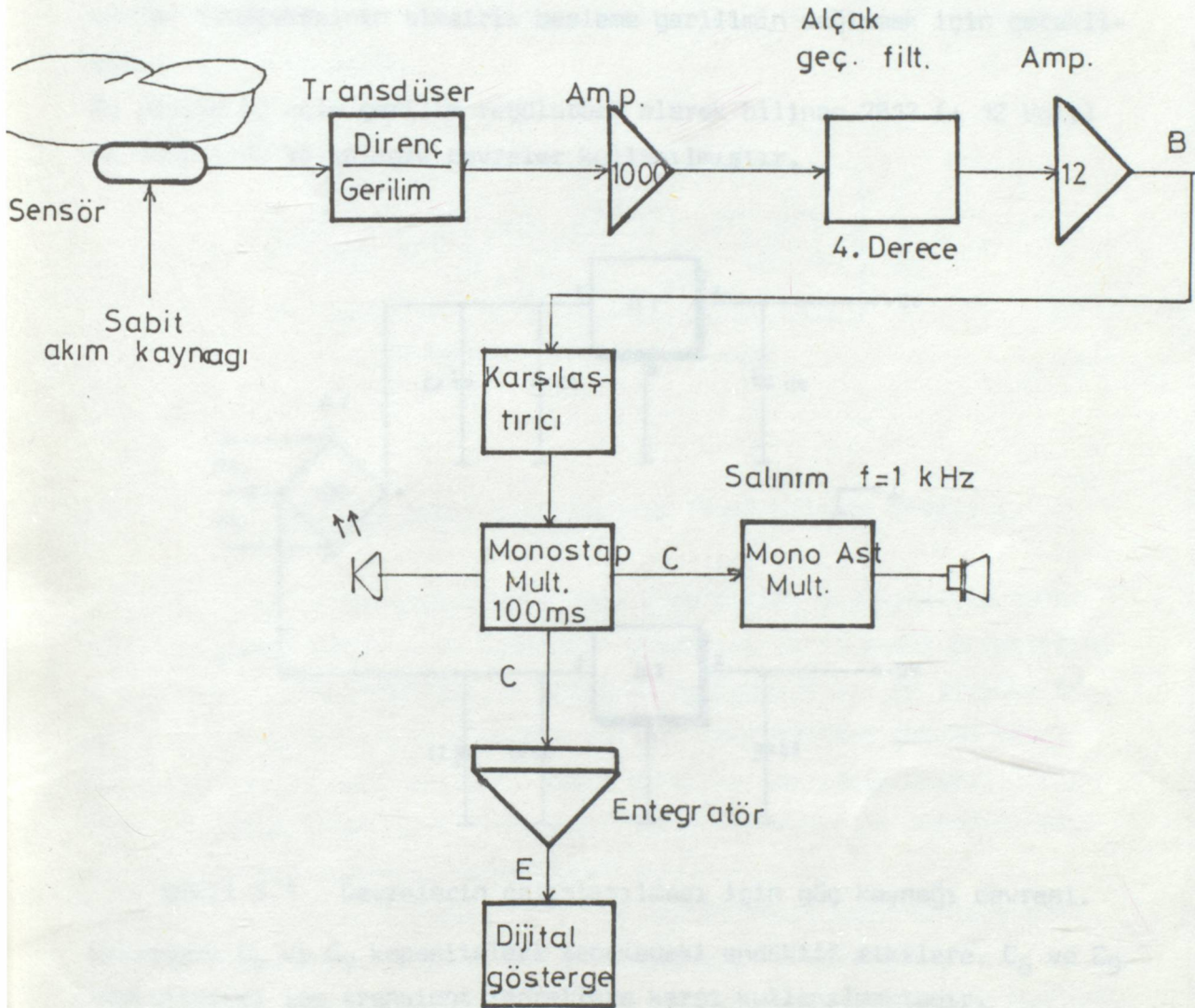
Periferi üzerinde nabız ölçümünün ilkesi.



Şekil 2.3 Geçirmeli ve yansımali nabız alıcıları.

Ardından bu işaret (yaklaşık 0,7 mV), yükseltip filtrelendikten sonra, her kalp atımında 1 kHz'lik ses veren bir hoporlör ve yanıp sönen LED vasıtasıyla kalp atışlarını görmek ve işitmek mümkün olmuştur. Daha sonra kalp atış frekansını uygun bir göstergede (dijital veya/ve analog), dakika başına kalp atışı olarak, bir entegratör vasıtasıyla doğrudan görmek mümkün olmuştur. Prensip olarak entegratör çıkışından iki kalp atımı arasındaki süre ile orantılı bir gerilim elde edilmektedir.

Böyle bir sistemin blok diyagramı aşağıdaki gibidir.



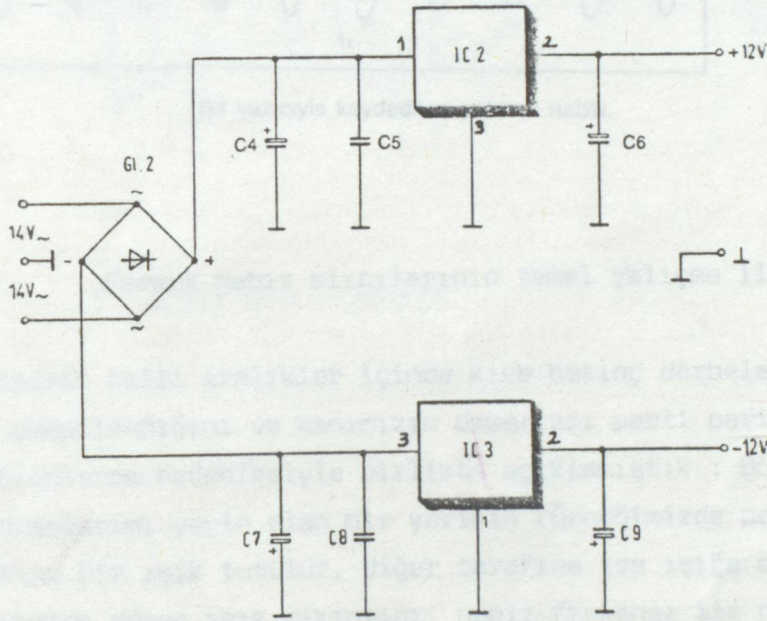
Şekil 2.4 Gerçekleştirilen sistemin blok diyagramı.

Sistemin genel olarak tarif edilmesinden sonra bölüm bölüm devrelerin gerçekleştirilmesine geçebiliriz.

## BESLEME

Devrenin çalışması için DC 12 Volt simetrik bir gerilime ihtiyaç vardır. Bu; devrede kullanılan MC 1458 iki kat işlemsel kuvvetlendirici ve 741 tümdevresinin simetrik besleme geriliminin sağlamak için gereklidir.

Bu amaçla üç uçlu gerilim regülatörü olarak bilinen 7812 (+ 12 Volt) ve 7912 (-12 V) entegre devreler kullanılmıştır.



Şekil 3.1 Devrelerin çalıştırılması için güç kaynağı devresi.

Devredeki  $C_4$  ve  $C_7$  kapasiteleri şebekedeki endüktif etkilere,  $C_6$  ve  $C_9$  kapasiteleri ise transient işaretlere karşı kullanılmaktadır.

$C_4$	EL. Ko.	470 $\mu$ F/40 V	$C_8$	Kondansatör	100 nF
$C_5$	Kondansatör	100 nF	$C_9$	EL.Ko.	47 $\mu$ F/25 V
$C_6$	EL.Ko.	47 $\mu$ F/25 V	IC2	Gerilim Regülatörü	7812
$C_7$	EL.Ko.	470 $\mu$ F/ 40 V	IC3	Gerilim Regülatörü	7912

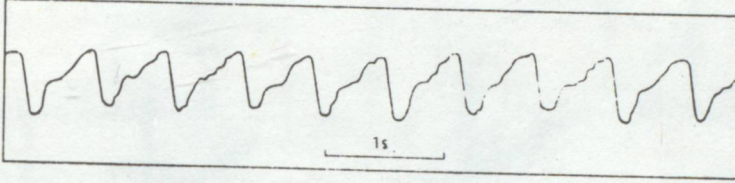
Bu tip regülatörler devreye 1 A dan fazla akım verebilmektedir.

Regülasyon için giriş ile çıkış arasında en az 2 Voltluk bir gerilim farkı gerektiğinden 2 x 14 Voltluk sekonderli bir transformatöre ( $\sim 10$  W) ihtiyaç vardır.

### NABIZ ALICI DEVRESİ :

Nabız frekansının periferik olarak gerçekleştirilen alımı foto-elektrik etkiyle çalışan alıcıyla düzenlenmiştir.

Şekil 2.3 de böyle bir alıcıyla buna alternatif olabilecek yansıma alıcısı gösterilmiştir.

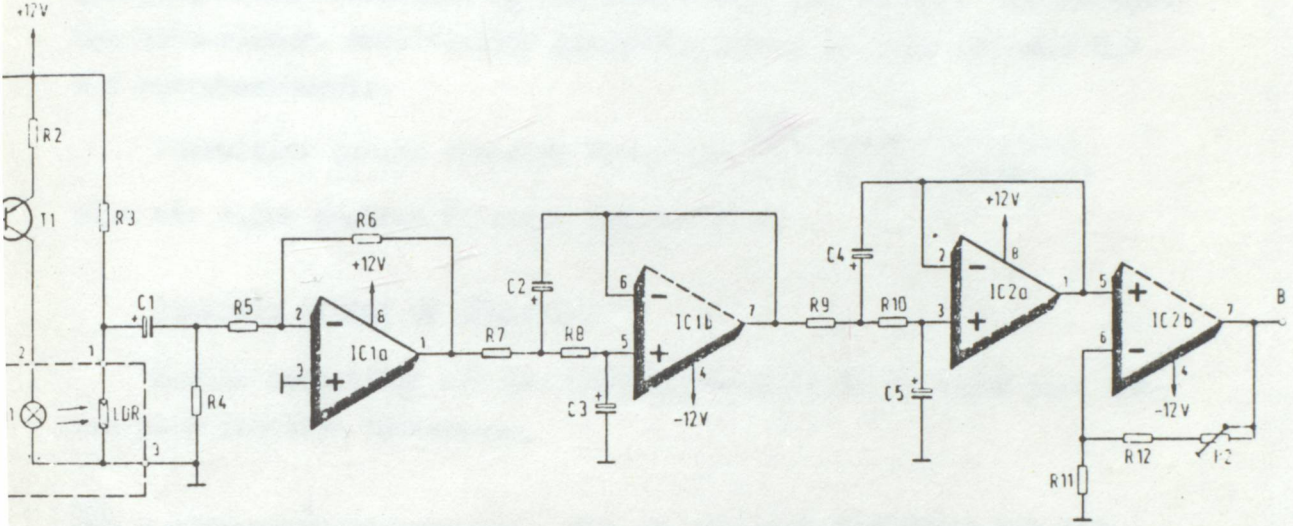


Bir yazıcıyla kaydedilen parmak nabızı.

### Parmak nabız alıcılarının temel çalışma ilkeleri.

Kanımızın belli aralıklar içinde kısa basınç darbeleriyle damarlarımıza pompalandığını ve kanımızın damarları parti parti dolaştığını önceki bölümlerde nedenleriyle birlikte açıklamıştık : Bu etkiden beden kan dolaşımı yegün olan bir yerinin (Örneğimizde parmak ucu); bir tarafına bir ışık tutulur, diğer tarafına ise ışığa duyarlı fotodirenç üzerine düşen ışık miktarını, nabız frekansı ile orantılı olarak (biraz geciktirerek) değiştirecektir.

Gecikme kanın damar içindeki hızı ile orantılıdır. Işık miktarındaki değişme fotodirenç uçlarında gerilim değişimlerine dönüşmektedir. Yalnız bura lambaya gelen akımın sabit olması ve şebeke gerilimindeki değişikliklerden etkilenmemesi gerekir.



Şekil 3.3 Nabız alıcı devresi.

R <sub>1</sub>	Direnç	1,8 kΩ	C <sub>1</sub>	El.ko.	10 μF/16 V
R <sub>2</sub>	Direnç	120 Ω	C <sub>2</sub>	El.ko.	47 μF/16 V
R <sub>3</sub>	Direnç	560 Ω	C <sub>3</sub>	El.ko.	10 μF/16 V
R <sub>4</sub>	Direnç	47 kΩ	C <sub>4</sub>	El.ko.	100 μF/16 V
R <sub>6</sub>	Direnç	1 MΩ	C <sub>5</sub>	El.ko.	1 μF/16 V
R <sub>5</sub> , R <sub>7</sub> , R <sub>8</sub> , R <sub>9</sub> , R <sub>10</sub>	Direnç	1 kΩ	D <sub>1</sub>	Zener Diyot	2 F 5,1
R <sub>11</sub> , R <sub>12</sub>	Direnç	10 kΩ	T <sub>1</sub>	Transistör	BC 177
P <sub>1</sub>	Potansiyometre	100 kΩ lin.	IC <sub>1</sub> , IC <sub>2</sub>	Tümdevre	MC 1458
			L <sub>1</sub>	Ampul	12 V/50 mA
			LDR	Fotodirenç	LDR 05 Valvo

Bu amaçla T<sub>1</sub> transistörü, R<sub>1</sub> ve R<sub>2</sub> dirençleri ve D<sub>1</sub> diyodu bir sabit akım kaynağı oluşturmaktadır. R<sub>1</sub> zenerin akımını sınırlamaktadır. R<sub>3</sub> ise çıkışta LDR ile birlikte gerilimi bölmektedir.

C<sub>1</sub> kondansatörü işaretin doğru gerilim bileşenlerini süzerek DC seviyeyi sıfırlar. Böylece kendinden sonra gelen ve işareti,

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_6}{R_5} = -1000 \text{ kat kuvvetlendirici tüm devrenin gereksiz DC bile-$$

şeni yükselterek kendi kendini doymaya sokması önlenir.

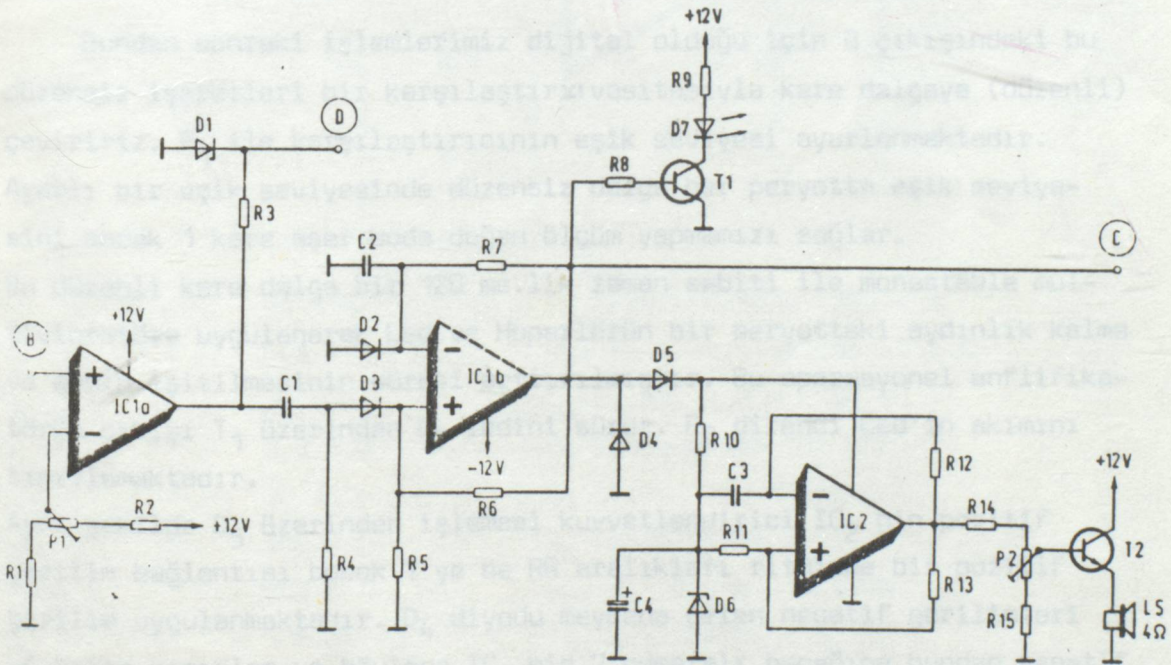
Gürültüyü azaltmak için  $R_G$  direncinin değeri azaltılabilir ve  $R_G$  ya paralel 3 p F bağlanabilir. 3 p F lik kondansatör alçak frekanslarda çalıştığımızdan zararsız,  $R_G$  nın düşürülmesi ise kazancı düşüreceğinden mahsurludur. Amplifikatör çıkışında işaret genliği yaklaşık 0,7 m V mertebesindedir.

Yükseltici çıkışı transfer fonksiyonu  $\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{s^2 R^2 C_2 C_3 + 25 R C_3 + 1}$  olan bir alçak geçiren filtreye bağlanmıştır.

### İŞARETİN SEÇİMİ VE GÜSTERİMİ

Burada işaretimiz bir kez daha filtrelenir bu filtrede aynı türden olup transfer fonksiyonu,

$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{s^2 R^2 C_4 C_5 + 25 R C_5}$  dir. Bu ard arda bağlanmış iki tane ikinci dereceden filtreler 4.dereceden bir Tschebyscheff filtresinin kendisinden başka birşey değildir.



Şekil 3.4 İşaretin seçimi ve gösterimi.

$R_1, R_2$	Direnç	12 k $\Omega$	$R_{14}$	Direnç	1,5 k $\Omega$
$R_3$	Direnç	2.2 k $\Omega$	$R_{15}$	Direnç	1 k $\Omega$
$R_4$	"	100 k $\Omega$	$P_1$	ayarlı direnç	47 k $\Omega$ lin.
$R_5$	"	10 k $\Omega$	$P_2$	Ayarlı direnç	10 k $\Omega$ lin.
$R_6$	"	120 k $\Omega$	$C_1$	Kondansatör	4,7 nF
$R_7$	"	560 k $\Omega$	$C_2$	El. ko.	10 $\mu$ F/35 V.
$R_8$	"	47 k $\Omega$	$C_3$	Kondansatör	6,8 nF.
$R_9$	"	820 $\Omega$	$C_4$	El. ko	1 $\mu$ F/35 V
$R_{10}$	"	12 k $\Omega$	$D_1$	Zenerdiyod,	2 F 5,1
$R_{11}, R_{12}, R_{13}$	Direnç	33 k $\Omega$	$D_2, D_3, D_4, D_5$	Diyot	IN 4148
$D_7$	LED	3 mm, kırmızı	$D_6$	Zenor diyot	2 F 5,1
$T_1, T_2$	Transtör	BC 107	IC1	Opomp.	MC 1488
Ufak hopperlör		4-8 $\Omega$	IC2	Opomp.	MA/741

Burada Tschebyscheff filtresiyle 20 Hz sınır frekansından daha büyük frekanslı işaretler filtrelenmektedir.

Filtre çıkışında işaret tekrar yükseltici vasıtasıyla, 0,7 mV genlikten 1 V'luk bir seviyeye ulaşmıştır.

Böylece B noktasına gelinmiş olur.

Bundan sonraki işlemlerimiz dijital olduğu için B çıkışındaki bu düzensiz işaretleri bir karşılaştırıcı vasıtasıyla kare dalgaya (düzenli) çeviririz.  $P_1$  ile karşılaştırıcının eşik seviyesi ayarlanmaktadır.

Ayarlı bir eşik seviyesinde düzensiz dalga her periyotta eşik seviyesini ancak 1 kere aşar buda doğru ölçüm yapmamızı sağlar.

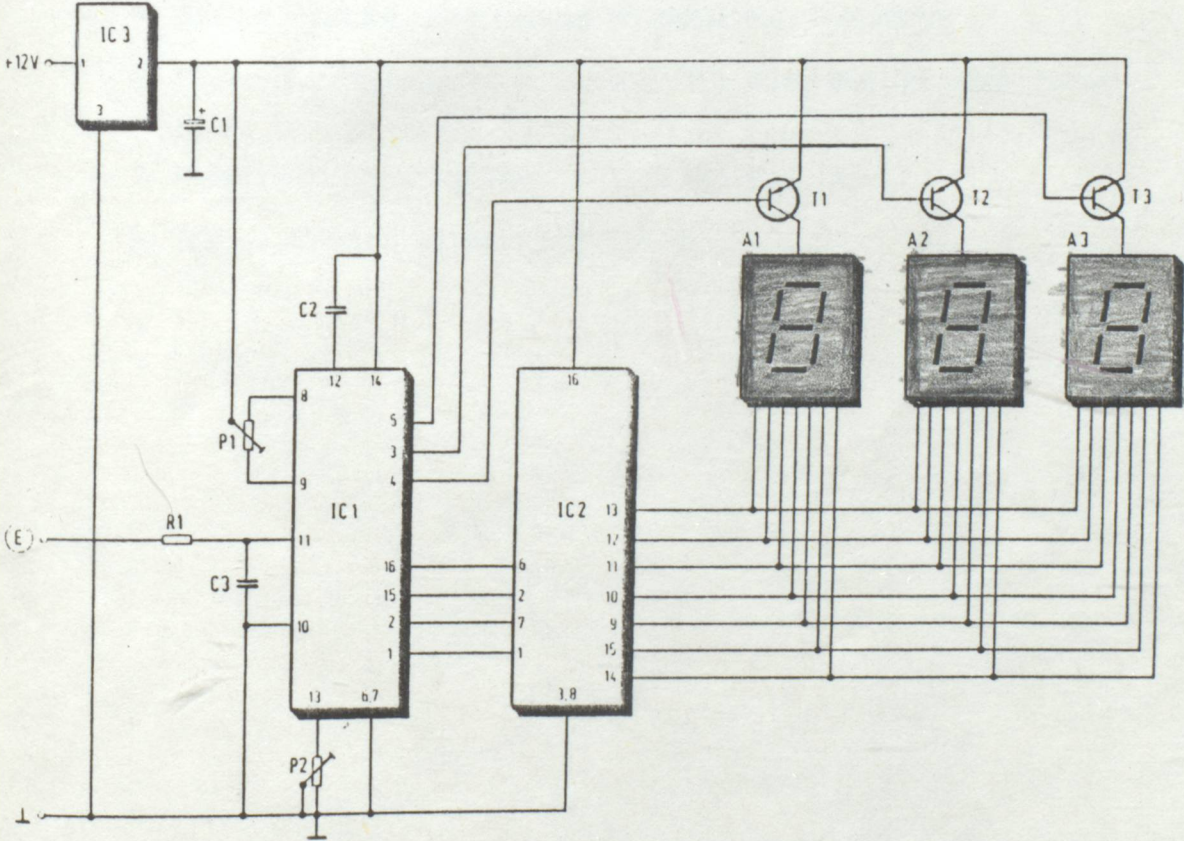
Bu düzenli kare dalga bir 120 ms.lik zaman sabiti ile monostable multivibratöre uygulanarak Led ve Hoparlörün bir periyottaki aydınlık kalma ve sesin işitilmesinin süresi arttırılmıştır. Bu operasyonel anflifikatörün çıkışı  $T_1$  üzerinden  $D_7$  ledini sürer.  $R_9$  direnci Led'in akımını sınırlamaktadır.

Aynı şekilde  $D_5$  üzerinden işlemsel kuvvetlendirici IC2 nin pozitif gerilim bağlantısı bacak 7 ye de RR aralıkları ritminde bir pozitif gerilim uygulanmaktadır.  $D_4$  diyodu meydana gelen negatif gerilimleri -6 Volta sınırlar ve böylece IC2 nin 7 numaralı bacağına bundan negatif gerilimlerin ulaşmasını önler.



Devrenin giriş işareti C den elde edilir. Bu işaretle  $T_1, T_2$  transistörlerinden oluşan ve B deki eşik seviyesinin her aşılışında konumunu değiştiren bir tek kararlı ikili sürülme devresindedir. Tek kararlı ikilinin kararsızlık süresi de  $C_1$  ve  $R_3$  e bağlıdır ve kararsız durum yaklaşık 150 ms sürmektedir.  $T_2$  nin çıkışındaki işaret  $C_2$  üzerinden kapasitif olarak alınır,  $D_2$  diyodu ile sınırlanır ve salt negatif gerilimleri geçiren  $D_3$  üzerinden tümleştiricisinin çıkışında kalp atım frekansının periyoduyla orantılı bir gerilim elde edilir.  $P_2$  nin ucuna uygun bir voltmetre bağlanıp ayarlanarak Nabzı analog göstergesinde görmek mümkündür.

### SAYISAL GÖSTERGE



Şekil 3.6 Kalp frekansını gösteren dijital voltmetre.

Devrenin girişi Şekil 3.5 deki devrede E noktasından yapılır. IC1 asıl analog - dijital dönüştürme işlemini saniyede 4 kez gerçekleştirir.

$R_1$  direnç 1 M $\Omega$

$P_1$  ayarlı direnç 47 k $\Omega$ lin.

$P_2$  ayarlı direnç 10 k $\Omega$ lin.

$C_1$  El.ko 4,7 MF/16 V.

$C_2$  Kondansatör 470 nF

$C_3$  Kondansatör 10 nF

$T_1, T_2, T_3$  Transistor BC 177

IC1 Tüm devre CA 3162

IC2 Tüm devre CA3161

IC3 Gerilim Regülatörü 7808

A1, A2, A3 Yedi segmanlı gösterge

TIL 701

Öte yandan  $T_1, T_2, T_3$  gösterge transistorlarını sürer.

IC2 ; IC1 den gelen BCD kodunu 7 segman koduna dönüştürür. Bununlada

göstergeler sürülür.

1- Yüksek Lisans ders notları Y.Doç.Dr.Halil Postacı.

2- Anatomi ve Fizyoloji ders notları Selçuk İkt.

3- Active Filters with Lumped RC Networks. S.K.Mitra.

4- Elektronik Ölçümleri ve Entegre Devreler Doç.Dr.Y.Meh.Faruk UÇAR.

5- Elektronik ders notları, Yıldız Üniversitesi.

6- REA ve Siemens entegre katalogları.

#### FAYDALANILAN KAYNAKLAR

- 1- Kalp atışlarının görülmesi (Georg Walz) Çeviren Y.Müh. Serdar Atılap.
- 2- Elektronik devreler Y.Doç.Dr.Halit Pastacı.
- 3- Yüksek Lisans ders notları Y.Doç.Dr.Halit Pastacı.
- 4- Anatomi ve Fizyoloji ders notları Selçuk Ün.
- 5- Active Filters with Lumped RC Networks. S.K.Mitra.
- 6- Elektronik ölçmeleri ve Entegre Devreler Doç.Dr.Y.Müh.Fehmi UÇAR.
- 7- Elektronik ders notları. Yıldız Üniversitesi.
- 8- RCA ve Siemens entegre katalogları.

## ÖZGEÇMİŞ

1962 yılında Konya'da doğdum. İlk, orta ve lise tahsilimi burada yaptıktan sonra 1980 senesinde Yıldız Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Mühendisliği Bölümünü kazanarak tahsilimi İstanbulda sürdürdüm. Bu fakülteden 1984-85 öğretim yılı kış döneminde mezun oldum. Aynı dönemde Yıldız Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü Elektrik Mühendisliği imtihanını kazanarak Yüksek lisans öğrenimi yapmaya başladım.

Halen buradaki öğrenimimi sürdürüyor olup tez verme aşamasındayım.

Y.Mehmet AŞIK

