

9. BÖLÜM

KAN AKIŞI VE KAN AKIŞ ÖLÇÜMLERİ

- Kan akışı hastalık tanısı bakımından en önemli göstergelerden biridir.

9.1 Kalp Debisi (Kardiyak Çıkış) Ölçümü

- Kalp debisi (CO) kalbin atardamarlara dakikadaki kan pompalama hızını ifade eder ve litre/dakika cinsinden verilir.
- Yetişkinlerde CO, 3 ile 5 litre/dakika seviyesine kadar ulaşabilir.
- Kalp vuru hacmi kalbin tek bir kasılması esnasında karıncıktan pompalanan kan miktarıdır. Bu durumda kalp debisi;

$$CO=V \times R \quad (9.1)$$

Burada;

CO: kardiyak çıkış (litre/dakika)

V: Kalp atış hacmi (litre/vuru)

R: Nabız (BPM veya vuru/dakika)

Örnek 9.1: Bir hastanın nabızı 86 BPM ve vuru hacmi 42 ml/vuru ise kalp debisini (kardiyak çıkış) bulunuz.

Çözüm:

$$CO=V \times R$$

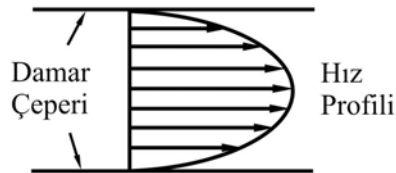
$$CO=42 \text{ ml/vuru} \times 11/1000 \text{ ml} \times 86 \text{ vuru/dakika} \\ =3,61 \text{ litre/dakika}$$

- Pratik durumlarda kalp debisinin (9.1) denkleminde belirtilen yöntemle ölçülmesi genellikle imkansızdır çünkü, doğru vuru hacmi miktarını ölçmek zordur.

9.1.1 Kan Akış Dinamiği

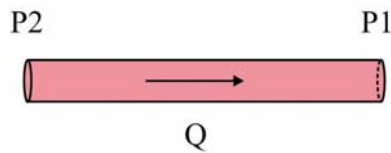
- Damarlar içerisindeki kan akışı **laminer** bir akış olarak kabul edilebilir.
- Şekil 9.1'de, damar içerisindeki laminer akışın **hız profili** gösterilmiştir. Bu profil, **parabol** şeklindedir.
- Bir damarın içerisinde bir saniyede geçen kan hacmi (Q), bahis konusu damar parçasının her iki uç noktalarındaki basınçların farkı ($P_2 - P_1$) ve damar direnci, R ile belirlenir, (Şekil 9.2)

$$Q = (P_2 - P_1) / R \quad (9.2)$$



Damar içerisinde laminer akış hız profili

Şekil 9.1



Damarın mekanik eşdeğeri

Şekil 9.2

- Mekanik ve elektriksel büyüklükler arasındaki benzerlik aşağıda belirtilmiştir.

Mekanik Büyüklükler

Q , Akış miktarı

P , Basınç

R , Direnç

Elektriksel Büyüklükler

I , Akım

V , Gerilim

R , Direnç

- (9.2) bağıntısı elektriksel büyüklüklerle ifade edilirse Ohm kanunu elde edilmiş olur:

$$R = \Delta P / Q \quad (9.3)$$

bağıntısı şeklinde de ifade edilebilir.



Kan akımı, dolaşımın belirli bir noktasından, belirli bir zamanda geçen kan miktarıdır. Genellikle dakikada $m\ell$ veya litre olarak ifade edilir. Kan akımına karşı damarın gösterdiği R direncinin boyutu, c.g.s. birimleri kullanıldığında,

$$1 R = 1 \text{ mmHg/cm}^3/\text{s} = 1330 \text{ dyne.cm}^{-1} \quad (9.4)$$

olur. Burada kan basıncı, P , mmHg olarak ifade edilmektedir.

- Sistemik arterlerle sistemik venler arasındaki basınç farkı 100 mmHg kadardır. Tüm sistemik dolaşımdaki dirence toplam periferik direnç adı verilir ve değeri yukarda belirtilen değerler için 1 PRU 'dur.
- Bu değer kan damarlarının son derece gevşemiş durumunda 0,25 PRU'ya kadar düşer, kasılma halinde ise 4 PRU'ya kadar çıkar. İstirahat halinde 0,09 PRU ve hastalık durumunda ise 1 PRU kadar olabilir. Ağır çalışma durumunda bu değer 0,03 PRU kadar olabilmektedir.
- Damarların kan akışına karşı gösterdikleri direncin tersi iletkenlik, G , olarak isimlendirilir ve damar çapının (r) dördüncü kuvvetiyle orantılıdır.

$$G \propto r^4 \quad (9.5)$$

- Damar içersinde akan kanın ortalama hızı,

$$\bar{V} = \frac{\Delta P \cdot r^4}{8\eta L} \quad (9.6)$$

şeklinde ifade edilir.

Burada;

$\bar{V}$: kanın ortalama akış hızı (cm/s)

ΔP : damar boyunca basınç farkı (mmHg)

η : kanın viskozitesi (poise)

L : damarın uzunluğu (cm)

r : damar çapı (cm)

9.2 Seyreltme (Dilüsyon) Teknikleri

- Seyreltme tekniği konsantrasyonu bilinen bir izleme maddesinin kalpten hemen önce kan akımına karıştırılmasına dayanan bir yöntemdir. Kalpten sonra konsantrasyondaki seyreltme ölçülerek kalp debisi belirlenir.

$$CO = \frac{\text{Enjeksiyon} \cdot \text{oranı}(\text{mg} / \text{dakika})}{\text{Konsantrasyon}(\text{mg} / \text{litre})} (\text{litre} / \text{dakika}) \quad (9.7)$$

9.2.1 Fick Yöntemi

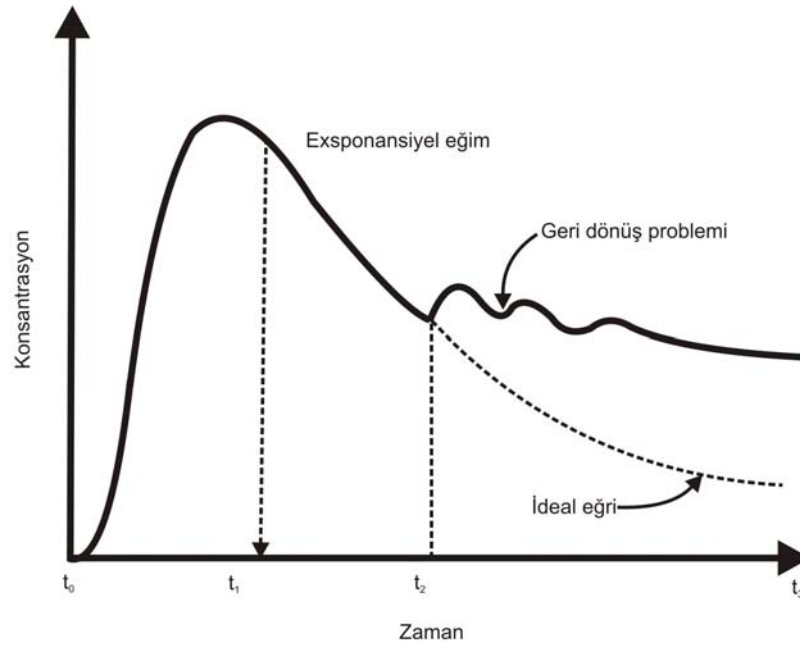
- Fick yönteminde hasta tarafından normal solunum esnasında alınan oda oksijeni belirleyici madde olarak kullanılır. Oksijen sisteme solunum esnasında ciğerler tarafından enjekte edilir.
- Hastanın dışarı verdiği havadaki oksijen konsantrasyonundan odadaki havanın konsantrasyonu olan %21'in çıkartılması gerekmektedir.
- Fick yöntemi otomatik hale getirilmiş olup çok eski bir yöntem olmasına rağmen günümüzde hala kullanılmaktadır fakat birçok bakımdan diğer yöntemlerin gerisinde kalmıştır.

9.2.2 Mürekkep Seyreltmesi

- Mürekkep seyreltmesinde ya optik bir boya maddesi (indiyosiyanin yeşili) kullanılır ya da bir radyoaktif izleyici boya maddesi kullanılır.

- İlk durumda seyrelme eğrisi bir ışık yoğunluğu ölçer (ışık densitometresi) ile ölçülürken diğer durumda bir parıldama sayacı veya gamma kamerası kullanılır.
- Şekil 9.3'te enjeksiyon noktasının merkezinden uzaktaki bir noktada ölçülen konsantrasyon görülmektedir.
- Bu durumda kalp debisi çıkış konsantrasyon eğrisinin entegrali alınarak hesaplanabilir. Hesaplanan bu bilgi daha sonra (9.7) denkleminde kullanılabilir:

$$\text{Kan akış hızı} = \frac{k \times M}{\int C dt} \quad (9.8)$$



Şekil 9.3 Geri dönüşüm problemini gösteren seyrelme eğrisi

Burada;

K: değeri enjeksiyon maddesine bağlı olarak 20 ile 150 arasında değişen bir sabit.

M: enjeksiyon maddesinin hacmi (ml)

C: konsantrasyon (mg/ml)

9.2.3 Isıl Seyreltme (Termodilüsyon) Yöntemi

- Isıl seyreltme, kalp debisinin ölçülmesinde kullanılan en yaygın yöntemlerden birisidir ve halen kullanımda olan kalp debisi bilgisayarlarının temelini teşkil eder. Kullanılan enjeksiyon sıvısı daha çok tuzdur.
- Isıl seyreltme yöntemine dayalı kalp debisi bilgisayarında aşağıdaki formüle benzer bir işlem kullanılır:

$$CO = \frac{KG_B G_I V_I (T_B - T_I)}{U_B U_I \int T'_B dt} \text{ (litre / dakika)} \quad (9.9)$$

Burada;

CO: kalp debisi çıkış (litre/dakika)

K: sabit (20-150 arası)

G_B : insan kanının yoğunluğu (kg/m^3)

G_I : enjeksiyon sıvısının yoğunluğu (kg/m^3)

V_I : enjeksiyon sıvısının hacmi (litre)

U_B : kanın ısı enerjisi içeriği (joule)

U_I : enjeksiyon sıvısının ısı enerjisi (joule)

T_I : enjeksiyon sıvısının enjeksiyon öncesindeki sıcaklığı (buzlu ya da oda sıcaklığında enjeksiyon sıvısı kullanılır) ($^{\circ}\text{C}$)

T_B : Kanın enjeksiyon öncesindeki sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$)

T'_B : Ölçüm noktasında enjeksiyon sonrası kanın sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$)

- Bazı firmalar, (9.9) denkleminin daha basiti olan aşağıdaki eşitliği kullanan bir kalp debisi bilgisayarı üretmişlerdir:

$$CO = \frac{(60)(1.08)CtV_I(T_B - T_I)}{\int T'_B dt} \quad (9.10)$$

Burada;

CO: kalp debisi (litre/dakika)

60: saniyeyi dakikaya çevirmek için dönüşüm faktörü

1,08: diğer sabitlerin bir bileşimi (birimsiz)

Ct: Enjeksiyon sıvısının kateter içindeki sıcaklık yükselmesini düzelteren düzeltme faktörü (her farklı tip için kateter üreticisi tarafından belirtilen birimsiz bir faktör)

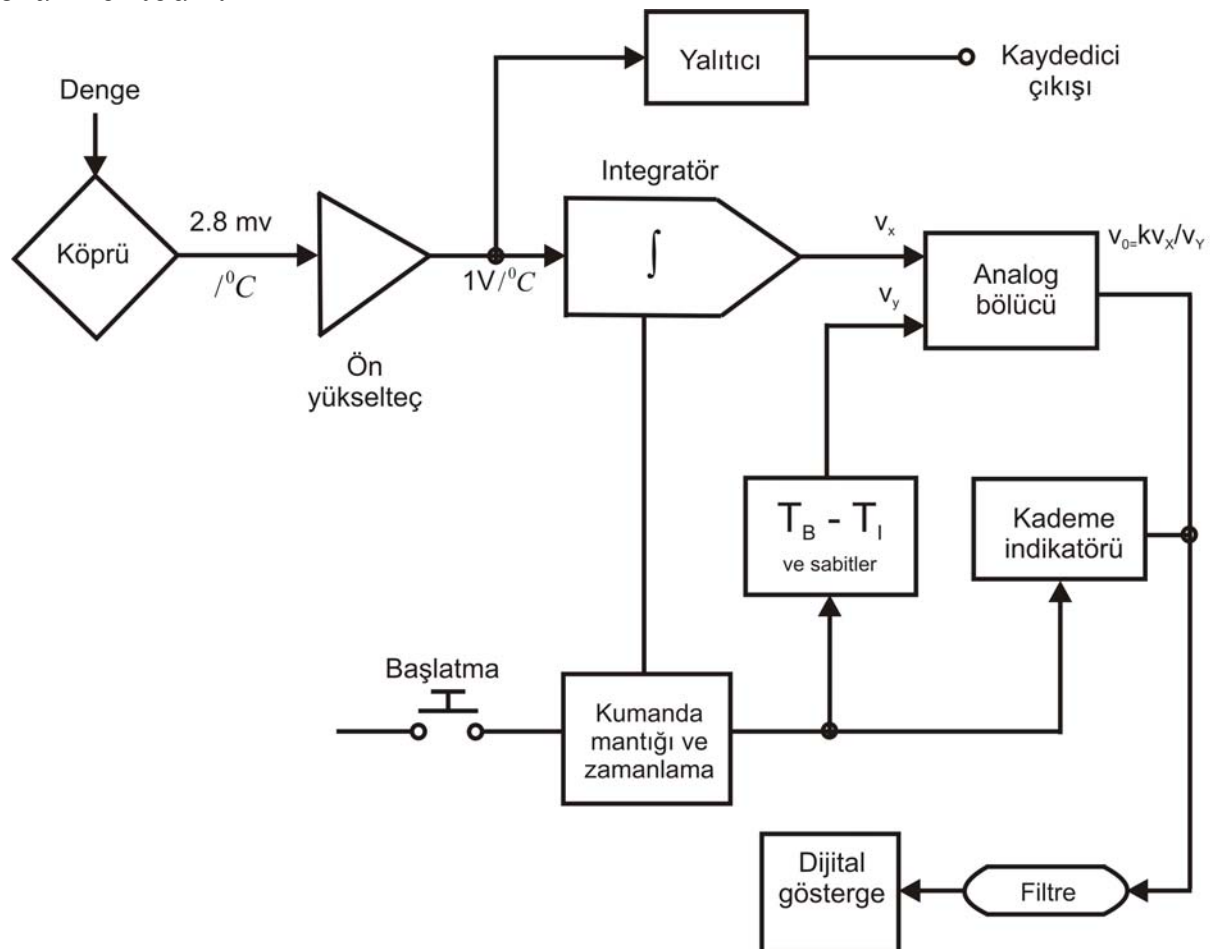
Örnek 9.2: Kalbe ait özel bir test elemanının termistöründen 7°C'lık bir değişimi temsil eden çıkış işareti alınmaktadır. Cihazla ilgili parametreler: enjeksiyon hacmi 10ml, vücut sıcaklığı 37°C, enjeksiyon sıcaklığı 25°C, kateter düzeltme katsayısı Ci, 52,5 ve hesaplama süresi 10 saniye olarak verildiğine göre kalp debisini hesaplayınız.

Çözüm:

$$CO = \frac{(60)(1,08)CtV_I(T_B - T_I)}{\int T'_B dt}$$

$$CO = \frac{(60)(1,08)(52,5)(10ml \times 1litre / 1000ml)(37 - 25)^{\circ}C}{(7^{\circ}C)(10s)} = 5,81 \text{ litre/dakika}$$

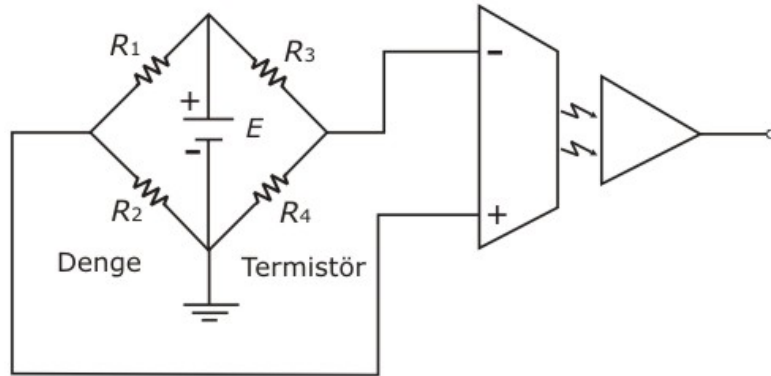
- Şekil 9.4'te yaygın kullanılan bir kalp debisi bilgisayarının blok diyagramı görülmektedir.



Şekil 9.4 Bir kalp debisi çıkış bilgisayarının blok diyagramı

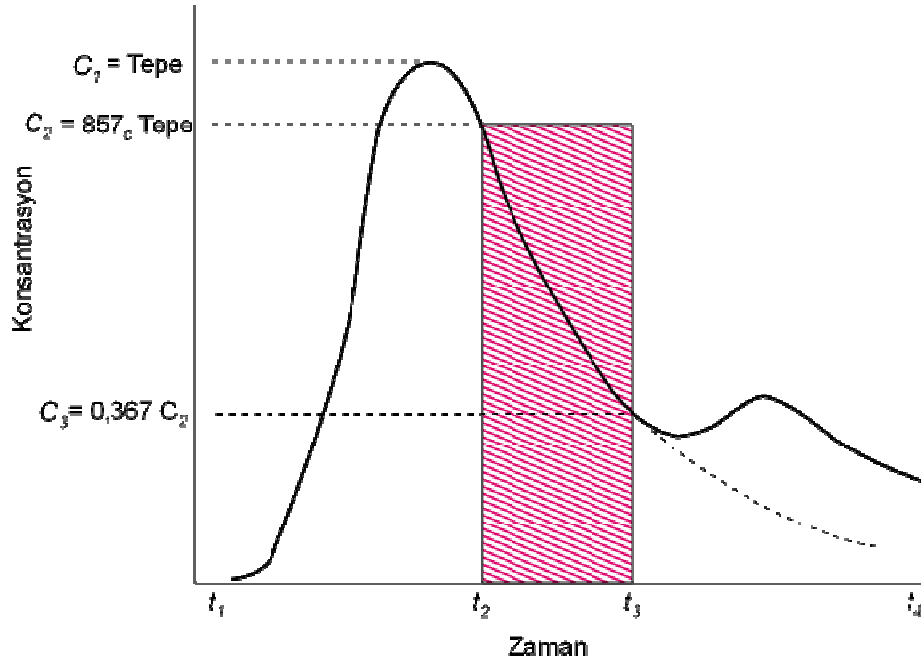
- Eşitlik 9.10’da paydaya karşılık gelen entegral alıcı devre çıkışı $1V/^{\circ}C.s$ ’lik bir faktörle değişim gösterir. Bu kat cihazın ihtiyacı olan sıcaklığın entegralini alır. Entegral alıcı devre çıkış işareti bir analog bölücü devrenin payda girişine (yani V_y) uygulanır.
- Çoğu ısı seyreltme tabanlı kalp debisi bilgisayarında ölçüm yapabilmek için ucunda bir termistör bulunan özel bir kateter kullanılır. Kateter kalbin sağ tarafına bir ven (toplardamar) kesiği üzerinden ulaştırılır
- Bir Weston köprüsü ve bir yalıtılmış ön yükselteç sıcaklık işaretini algılar ve işler.

9.2.4 Bazı Örnek Bilgisayar Devreleri



Şekil 9.5 Isıl seyreltme kalp debisi bilgisayarı için giriş devresi

- R4 direnci kateter ucundaki termistör, R2 direnci ise devreyi sıfırlamakta kullanılan potansiyometredir.



Şekil 9.6 Seyrelme eğrisinin üstel azalma bölümünün altındaki alanın hesabı için geometrik entegrasyon yönteminin kullanılması.

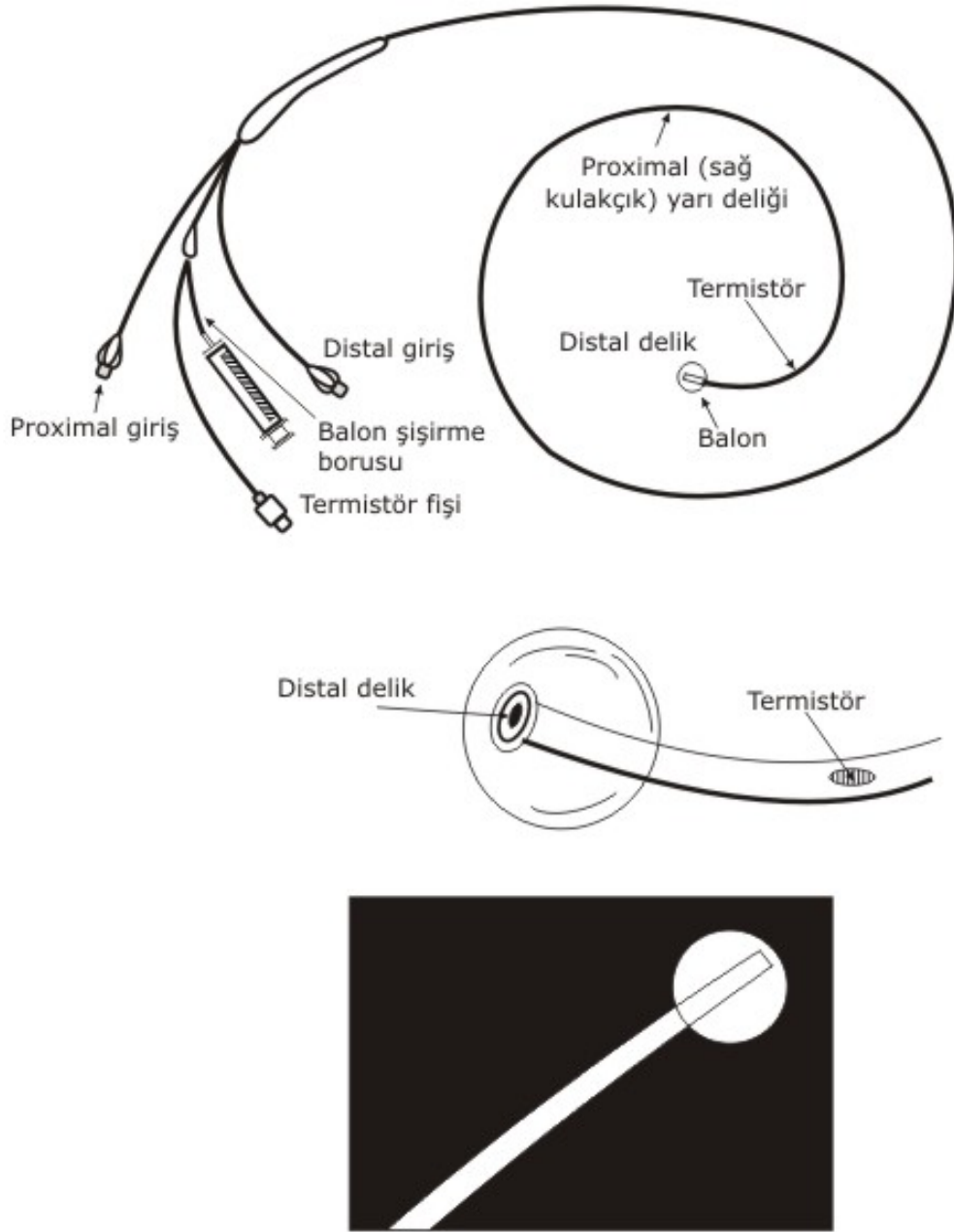
Eğrinin altındaki alanın hesabı için kullanılan formül aşağıdaki gibidir;

$$\int_{t1}^{t4} C dt \approx \int_{t1}^{t2} C_1 dt + \int_{t2}^{t3} C_2 dt \quad (9.11)$$

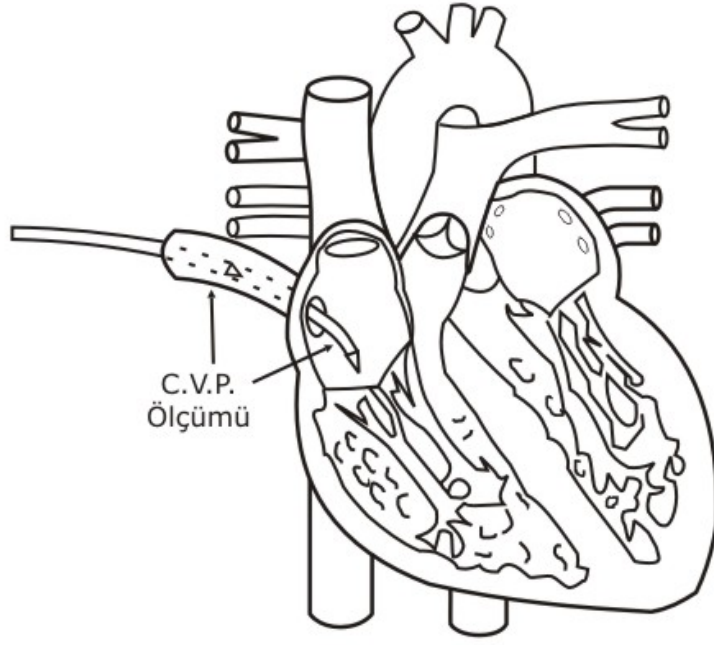
- Hemen hemen bütün kalp debisi bilgisayarları bir yalancı termistör kullanılarak test edilebilir.

9.3 Kalbin Sağ Tarafındaki Basınçların Ölçümü

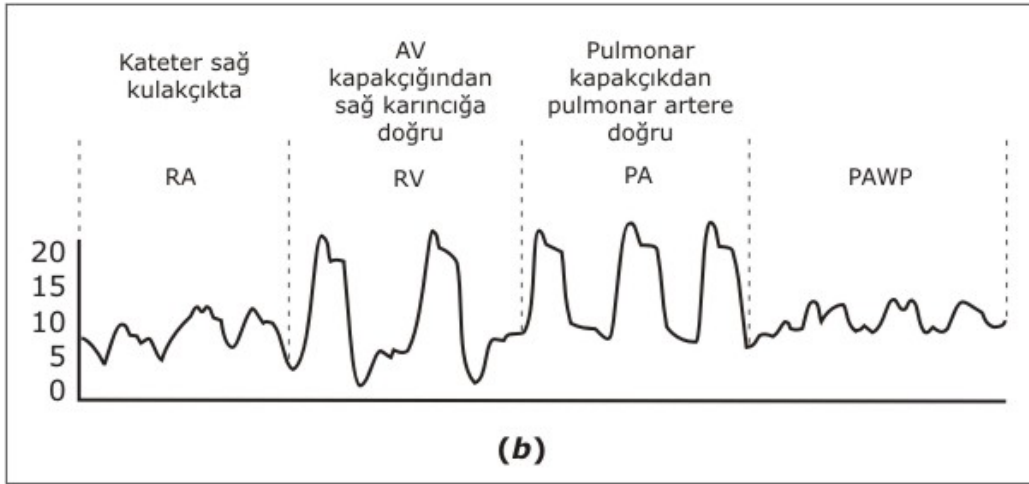
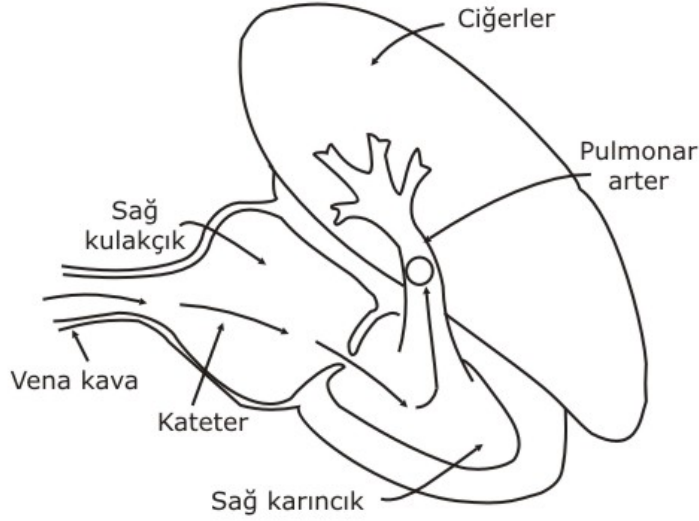
- Merkezi toplardamar basıncı (CVP) ve kalbin sağ tarafındaki diğer basınçların bir kateter kullanılarak yapılabilir. Bu kateter ucunda bir termistör bulunan çok borucuklu bir tiptir ve ısıl seyreltme yöntemi kullanılarak kalp çıkışının ölçülmesinde kullanılabilir (Şekil 9.7a ve b).



Şekil 9.7 a) 4 borucuklu ısıl seyreltme pulmoner arter kateter b) Balon uçlu kateter



Şekil 9.8 CVP ölçümü için kateterin yerleştirilmesi

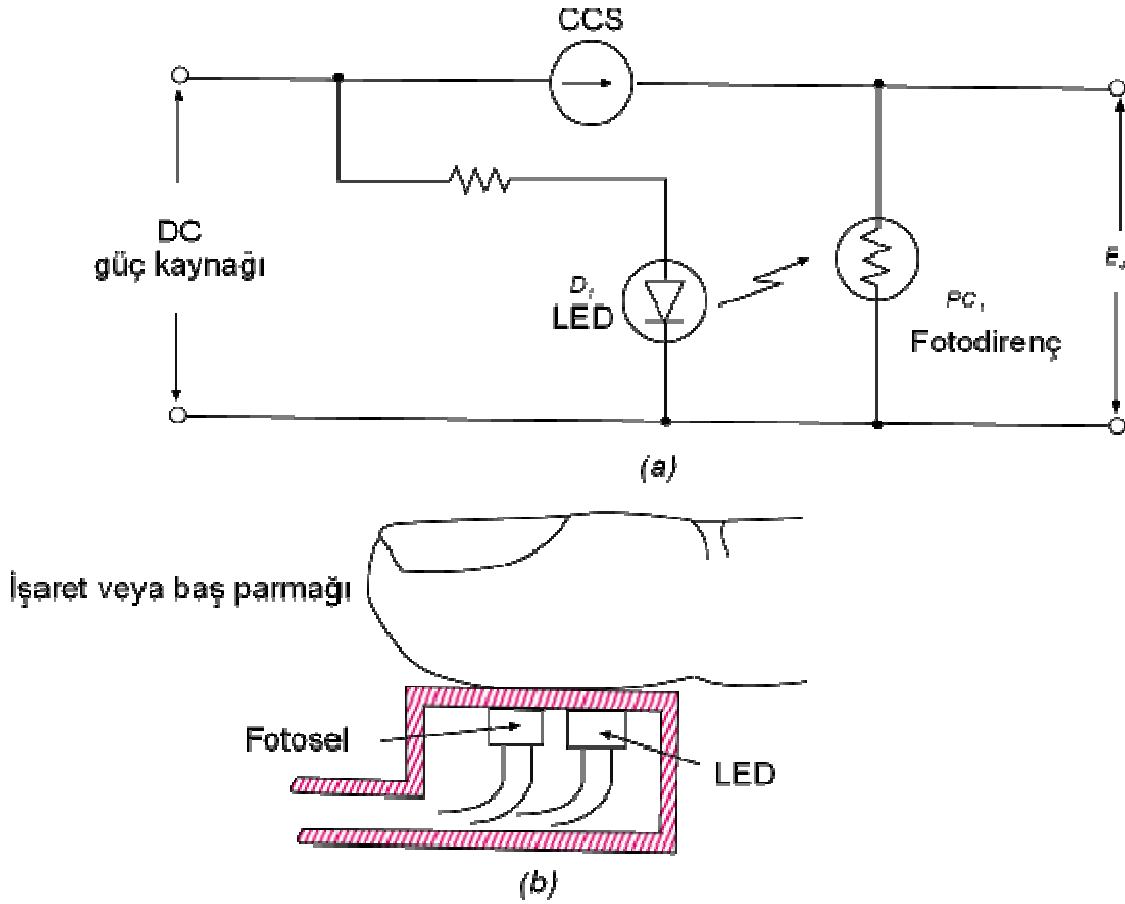


Şekil 9.9 Tıkalı basıncı ölçmek için kateterin yerleştirilmesi a) kalpteki yerleşim noktası b) kateterin yerleşimi esnasında görülen basınç dalga şekilleri

9.4 Pletismografi

Pletismografi bir bilekteki kan akışını bilekteki hacimsel değişime bakarak belirlemeye denir. Pletismograf, atardamar basınç dalga şekline benzer bir dalga şekli üretir

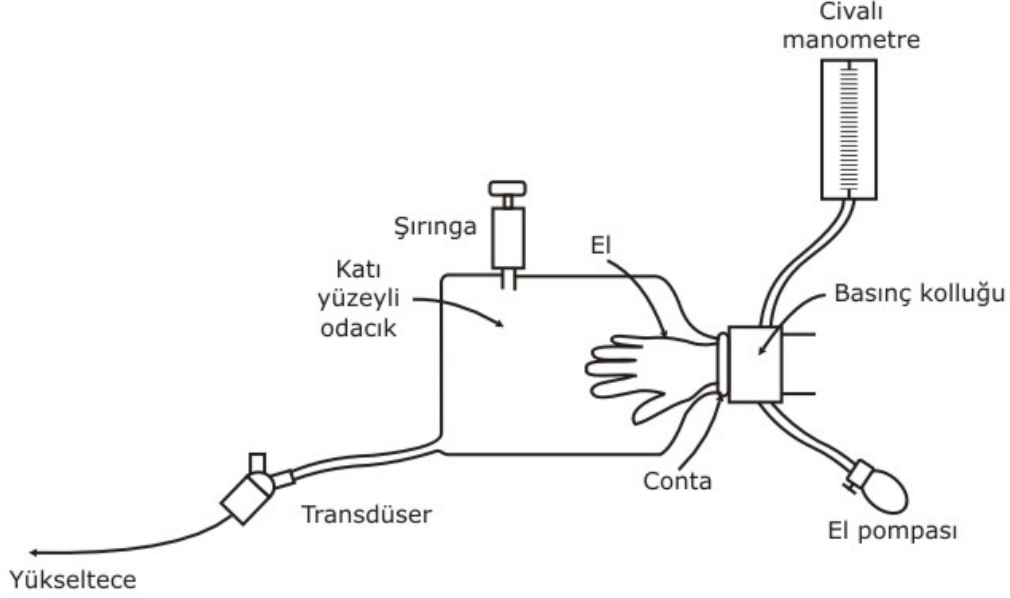
Fotopletismograf (PPG), bir fotosel ve bir ışık kaynağından meydana gelir ve yalancı pletismograf (pseudopletismograf) olarak bilinir (Şekil 9.10a ve b).



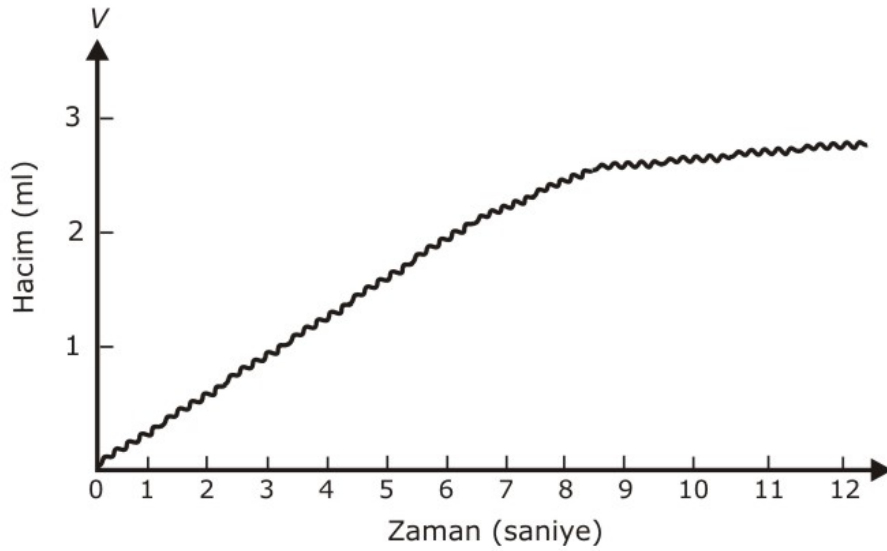
Şekil 9.10 Fotopletismograf a) devresi b) kesit görünümü

- Bu örnekte ışık kaynağı olarak bir LED, dedektör olarak bir fotodirenç (PC1) kullanılmakta ve sabit bir akım kaynağı ile uyarılmaktadır.
- Parmaktaki atardamar kan akış darbesi kan hacminin değişmesini sağlayarak kanın optik yoğunluğunun (ışığın yoğunluğu) değişmesine neden olur. LED'den gelen ışık kırılarak ve arka planda yer alan kemiklerden doğrudan yansyarak PC1'e ulaşır.
- Gerçek pletismograf bileği veya organı çepeçevre saran kapalı bir odacıktan oluşur. Odacık sabit bir hacme sahip olacak şekilde tasarlanmıştır böylece bilekteki hacim değişimleri odacığın içerisinde basınç değişimleri olarak belirlenir. Odacık basıncı bir elektronik dönüştürücü aracılığıyla ölçülerek bir yükselteç tarafından yükseltilir (Şekil 9.11).

- Hacim kalibrasyonunu sağlamak üzere küçük bir şırınga odacığa bağlanmıştır. Basınç yükselteci, kendisine bağlı olan göstergeden sıfır okunacak şekilde ayarlanır.



(a)



(b)

Şekil 9.11 a) Gerçek pletismograf b) çıkış fonksiyonu

→ Bunlardan başka kapasitif, civalı gerilme ölçer ve empedans pletismografları da olmasına rağmen bunlar araştırma amacı dışında pek kullanılmamaktadır.

9.5 Empedans Pletismografisi

- Dokulara gelen kan akışının darbesel özellikte olması ve bazı dokuların nefes alıp verme esnasında içerilerindeki hava miktarının değişmesi gibi nedenlerle canlı dokuların elektriksel empedansları, zamanın fonksiyonu olarak değişir.

9.5.1 Empedans Pletismografisinin Prensibi

Empedans pletismografisi olarak kullanılan modelde üzerinde ölçüm yapılan organ, silindir şeklinde düşünülmektedir. Organ, uzunluğu L ve kesit alanı A olan bir silindir olarak dikkate alınmaktadır, (Şekil 9.12). Her kalp vuruşunda, kesit, ΔA ve Z empedansı da seri eşdeğer durumunda ΔZ , paralel eşdeğer durumunda ise Z_b kadar değişmektedir. Modelin gelişiminde tartışmaya açık aşağıdaki üç kabul yapılmaktadır:

1. Arterler düzgündür
2. Kanın öz direnci değişmez
3. Akım çizgileri arterlere paraleldir

- Her kalp vurusunda, Z_b empedans değişiminin, A kesitinde olan ΔA değişimi nedeniyle oluştuğu kabulü ile,

$$Z_b = \rho_b L / \Delta A \quad (9.12)$$

- V hacmindeki ΔV değişimi ise,

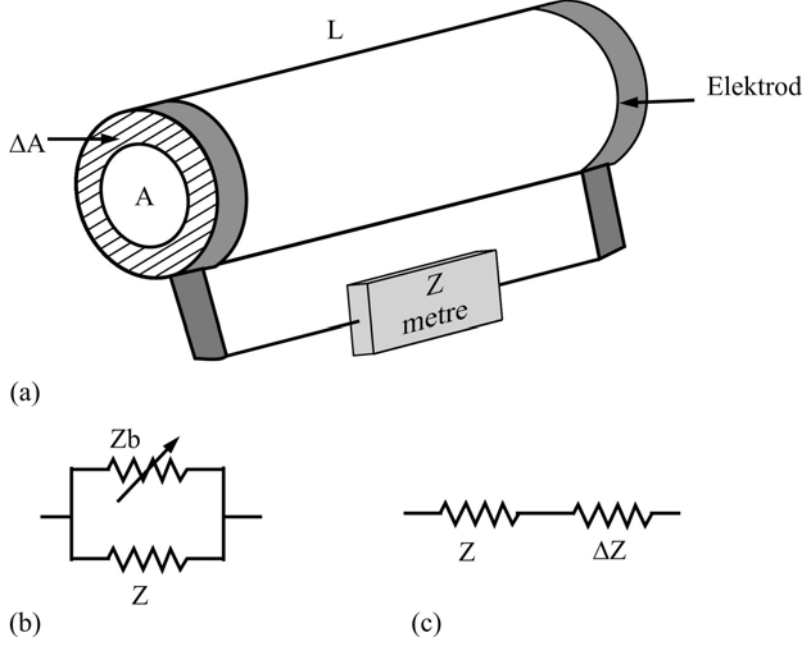
$$\Delta V = L \cdot \Delta A = \rho_b L^2 / Z_b \quad (9.13)$$

olur. Seri eşdeğerin kullanılması durumunda ise

$$\Delta V = (-\rho_b L^2 \Delta Z) / Z^2 \quad (9.14)$$

olarak elde edilir.

Son bağıntı, organa gelen kanın, organın empedansında oluşan değişimle doğrusal olduğunu gösterir. Orantı katsayısı kolayca hesaplanabileceğine göre, ΔZ 'in ölçülmesi ile ΔV hesaplanabilir.



Şekil 9.12 Empedans pletismograf modeli

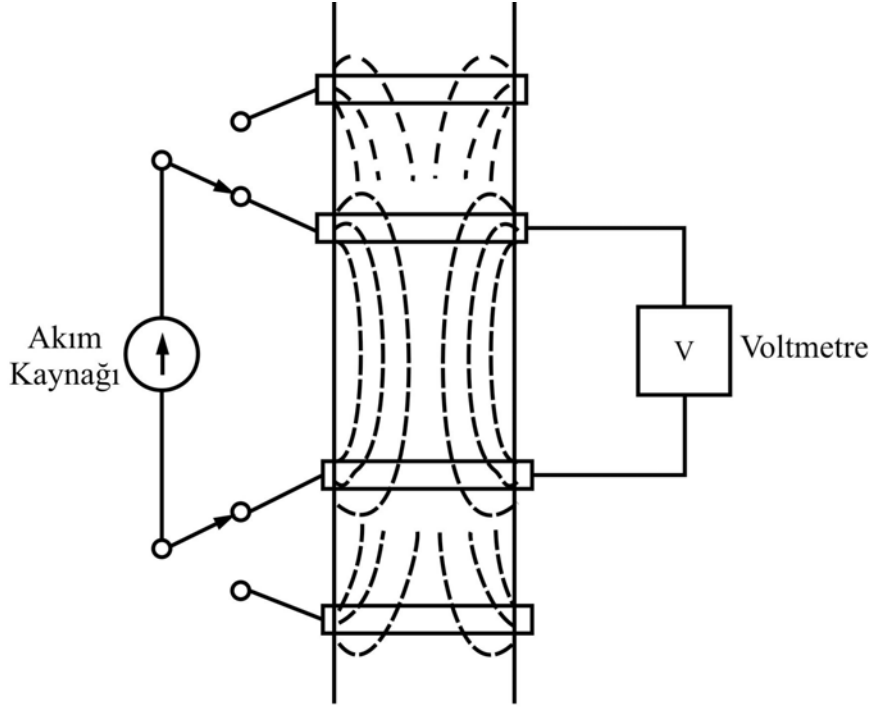
ΔZ 'in ölçülmesi 100 KHz mertebesindeki frekanslarda yapılır. Nedenleri:

1. Ölçüm düzeninde, işaret gürültü oranının yüksek olabilmesi için 1mA'den büyük akımlar kullanılması gereklidir.
2. Frekansın artmasıyla deri-elektrot empedansı önemli ölçüde azalır.

İşaret kaynağının içteki elektrotlara uygulanması durumunda iki elektrotlu düzen elde edilir (Şekil 9.13). Sağlıklı bir ölçüm yapılması iki elektrot kullanılan sistemlerde zordur.

1. Elektrotlar civarındaki akım yoğunluğu daha fazladır. Dolayısıyla $Z=V/I$ ifadesindeki Z 'ye, elektrot yakınlarındaki dokunun katkısı, diğer taraflarındaki dokulardan daha fazla olur.
2. Dokudaki darbeli kan akışı, elektrot-deri empedansında değişimler oluşturur. Bu durum ölçülen doku empedansında hataya neden olur. Deri-elektrot empedansını doku empedansından ayırıp ölçüm yapmak çok zordur.

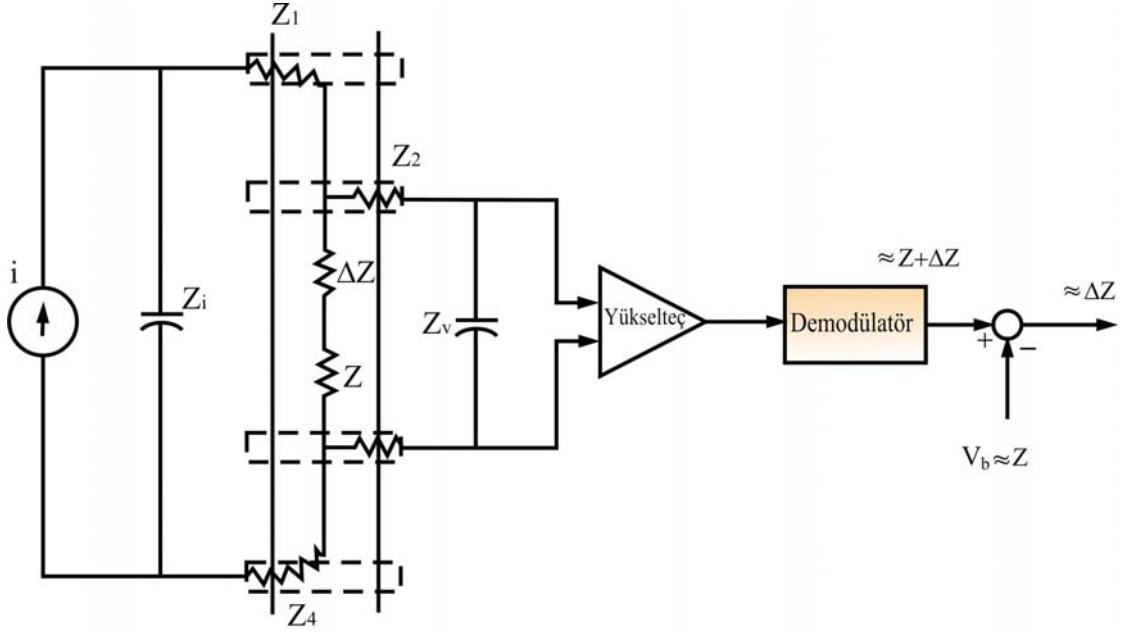
3. İlgilenilen bölgede alan dağılımı düzgün değildir. Bu nedenle, kullanılan bağıntılar yeteri kadar sağlıklı değildir. Bu sakıncaları gidermek için dört elektrot kullanılır. Akım dış iki elektrot arasından akar. Dolayısıyla ölçüm elektrotları civarında daha düzgün akım dağılımları elde edilir.



İki veya dört elektrod kullanan empedans pletismograf ölçüm düzeni

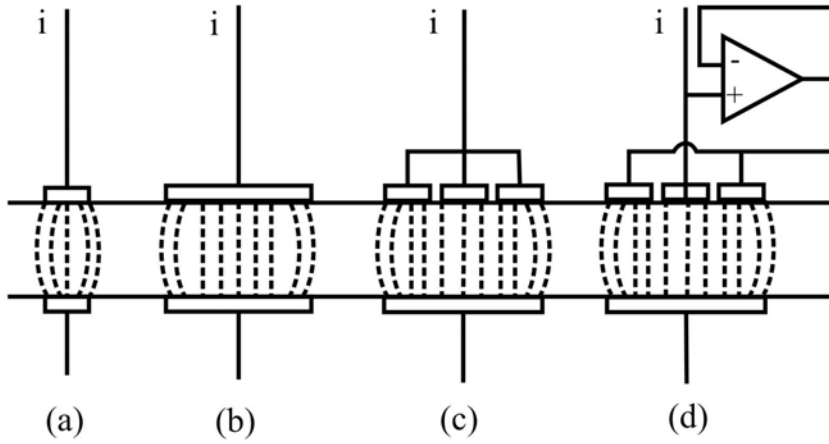
Şekil 9.13 İki veya dört elektrot kullanan empedans pletismograf ölçüm modeli

Şekil 9.14'de sabit akım kaynağı ile beslenen, dört elektrotlu bir empedans pletismograf ölçüm düzeni görülmektedir. Ölçülecek empedansın değerinden bağımsız olarak, bu empedans üzerinden sabit bir akım akar. Pratikte, kablo ve kaçak kapasiteler nedeniyle paralel bir Z_i empedansı oluşur. $f=100$ KHz ve 15 pF'lık bir kapasite için bu empedans 100 K Ω olur ve i akımının bir kısmı Z_i üzerinden akar. Uygulamada Z_i , ΔZ ve Z_4 'ün küçük olması ve iyi bir tasarımda Z_i 'nin yeteri kadar büyük tutulabilmesi nedeniyle bu durum, önemli bir sorun oluşturmaz. Ayrıca Z_i ve Z_i 'nin aralarındaki faz açısının 90° 'ye yakın olması, sorunu daha da önemsiz yapar.



Empedans pletismograf

Şekil 9.14 Empedans pletismograf



Çeşitli tip elektrotlarda elektriksel alan çizgileri, a)küçük elektrod, b)geniş elektrod, c) çevresinde dairesel koruyucu bulunan elektrod, d) merkezi elektrodta geçen akımı i akımı ile bir gerilim takip edici üzerinden beslenen koruyuculu elektrod (Webster, k. -47)

Şekil 9.15

9.5 Kan Akımı Ölçümleri

Kan akımı ölçümü, kan basıncının ölçülmesinden daha önemlidir. Elektromanyetik ve ultrasonik metotlar en yaygın uygulama alanına sahiptir. Elektromanyetik metot klinik uygulamalarda vücut içerisinde, ultrasonik metot ise daha çok vücut dışından kan akımı ölçümünde kullanılmaktadır

Elektromanyetik kan akış ölçerin yaygın kullanıma sahip olmasının temel sebepleri;

1. Hızdan bağımsız olarak hacimsel kan akım hızını ölçebilir.
2. Doğruluğu $\pm\%5$ 'e kadar ulaşabilir.
3. Çapı 1 mm'den 20 mm'ye kadar olan damarlarda akım ölçümü yapılabilir.

9.5.1 Elektromanyetik Kan Akış Ölçerin Teorisi

Şekil 9.16' de görüldüğü gibi eğer bu iletken kan taşıyan EE' çapına sahip bir damarsa, üretilen gerilim;

$$E = \frac{QB}{50\pi a} (\mu V) \quad (9.15)$$

Burada;

E: potansiyel fark (μV)

Q: hacimsel akış hızı (cm^3/s) ($Q=\pi v a^2$, burada v akış hızının damar çeperinden damar merkezine kadar olan bölgedeki ortalamasıdır)

B: manyetik akı yoğunluğu (Gauss)

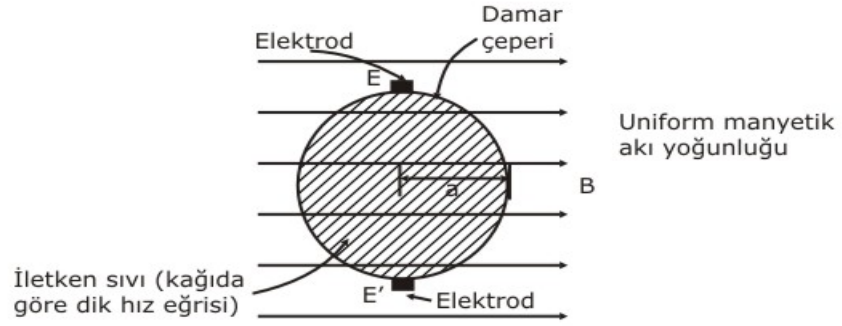
A: damar yarıçapı (cm)

Örnek 9.3: Hacimsel akış hızı $175 cm^3/s$, yarıçapı 0,9 cm olan damardan akan kan 250 Gauss'luk bir manyetik alanı kestiğine göre üretilen gerilimi bulunuz.

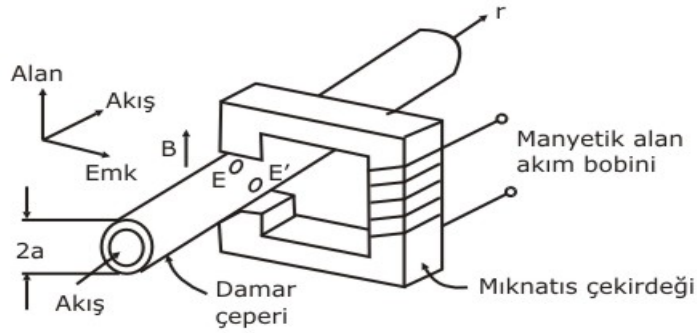
Çözüm:

$$E = \frac{QB}{50\pi a} (\mu V) = 309 \mu V$$

Şekil 9.16'de manyetik akış ölçümünde kullanılan tipik bir dönüştürücünün yapısı görülmektedir.



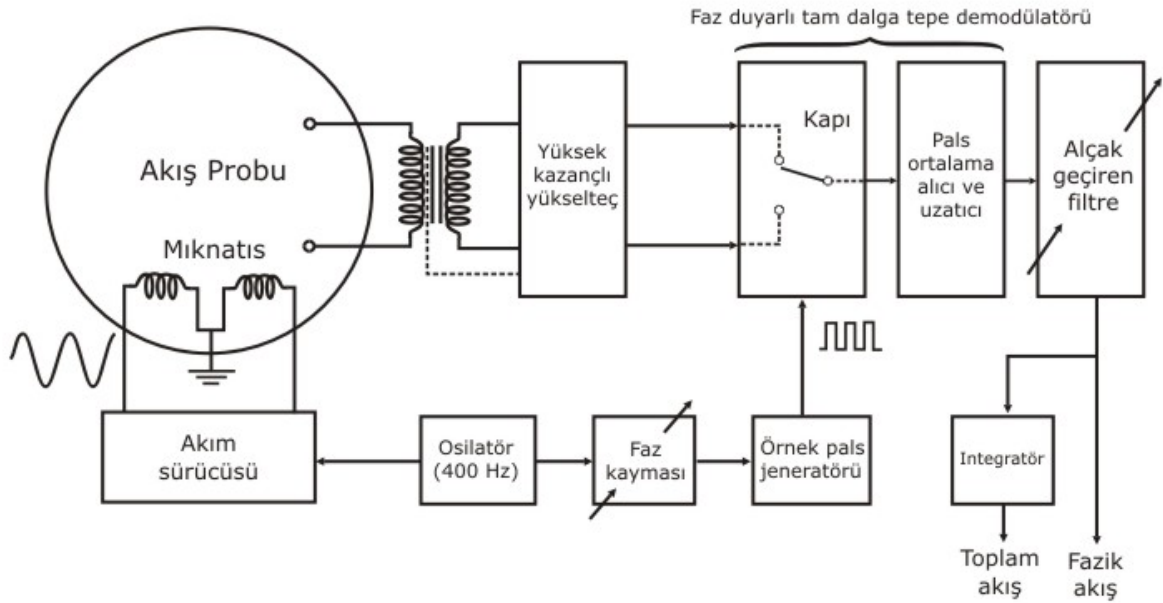
(a)

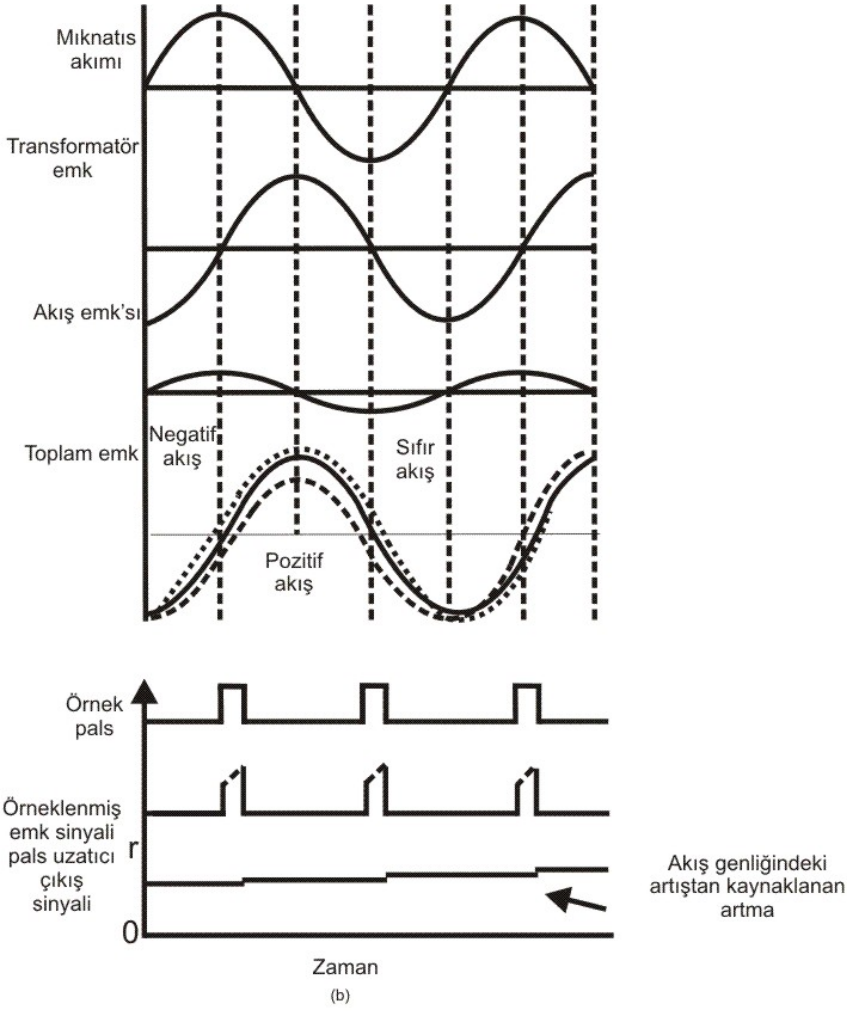


(b)

Şekil 9.16 Elektromanyetik akış ölçer a) kesit görünümü b) model

Bir manyetik kan akış ölçerin blok diyagramı ve dalga şekilleri Şekil 9.17a Şekil 9.17b’de verilmiştir.

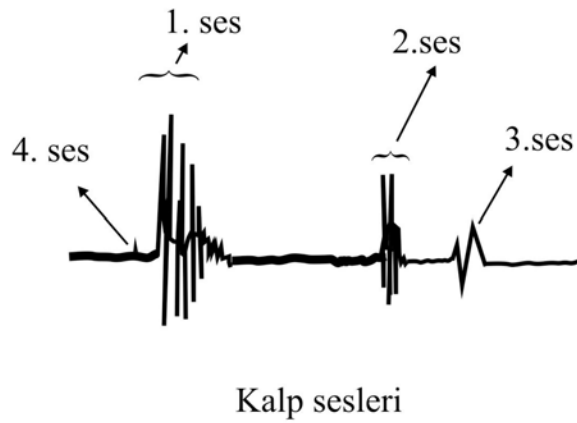




Şekil 9.17 Elektromanyetik akış ölçer devresi a) blok diyagram b) Zamanlama dalga şekilleri

9.6 Fonokardiyografi

Fonokardiyografi (PKG), kalp seslerinin kaydedilmesidir. Kalbin mekanik işlevi ve kanın kardiyovasküler sistemde hareketi esnasında, kalp sesleri meydana gelir (Şekil 9.18).



Şekil 9.18 Temel kalp sesleri

Çizelge 9.1 Kalp sesleri

Yüksek Frekanslı Kalp Sesleri (Fonokardiyografi, PKG)	Alçak Frekanslı Kalp Sesleri (Darbe kardiyografisi, 0-40 Hz)
A- Basit Kalp Sesleri I-Normal sesler 1) Birinci Kalp Sesi (30-100Hz) 2) İkinci Kalp Sesi (100-200Hz) II-Anormal Sesler 1) Fırlatma Sesi 2) Mitral Kapağın Açılma Sesi 3) Karıncığın Dolma Sesi	1) Karotid Basıncı 2) Toplardamar Basıncı 3) Apeks Basıncı
B- Gürültü Sesleri I- Sistolik Gürültüler 1) Fırlatma Sesleri 2) Kanın Yön Değiştirme Sesleri II) Diyastolik Sesler 1) Diyastolik Öncesi Sesler 2) Diyastolik Ortası Sesler 3) Sistolik Öncesi Sesler	
C- Devamlı Sesler	

Normal bir kalp steteskop ile dinlendiğinde, "Lup, dup, Lup,dup" şeklinde duyulan sesler işitilir. "Lup" sesi sistolün başında atrioventriküler kapakların, "dup" sesi ise sistol sonunda semiluner kapakların kapanmasını ifade eder.

Bir kalp çevrimi esnasında dört kalp sesi meydana gelir.

a)Birinci kalp sesi: Kulakçıkların depolarizasyonu sonunda, karıncıkların depolarizasyonu başında meydana gelir. Frekans bandı 30-100 Hz, süresi ise 50-100 ms'dir.

b)İkinci kalp sesi: Aort ve pulmoner arter kapakçıklarının kapanması esnasında meydana gelir. Frekans bandı 100-200 Hz, süresi 25-50 ms'dir.

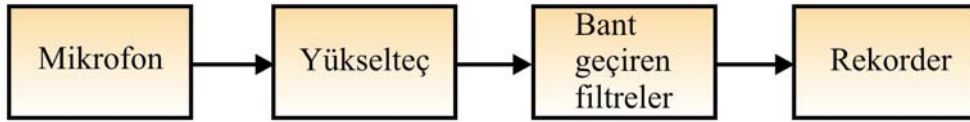
c)Üçüncü kalp sesi: Karıncıkların kanla dolması sonunda meydana gelir. Diyastolik sestir.

d)Dördüncü kalp sesi: Kulakçıkların depolarizasyonu sonunda meydana gelir. Diyastolik sestir.

e)Gürültü şeklindeki kalp sesleri: Kanın kardiyovasküler sistemdeki hareketi esnasında meydana gelen, bazı bileşenleri duyulabilen seslerdir. Kardiyovasküler sistemde, kanın türbülanslı akışından meydana gelir.

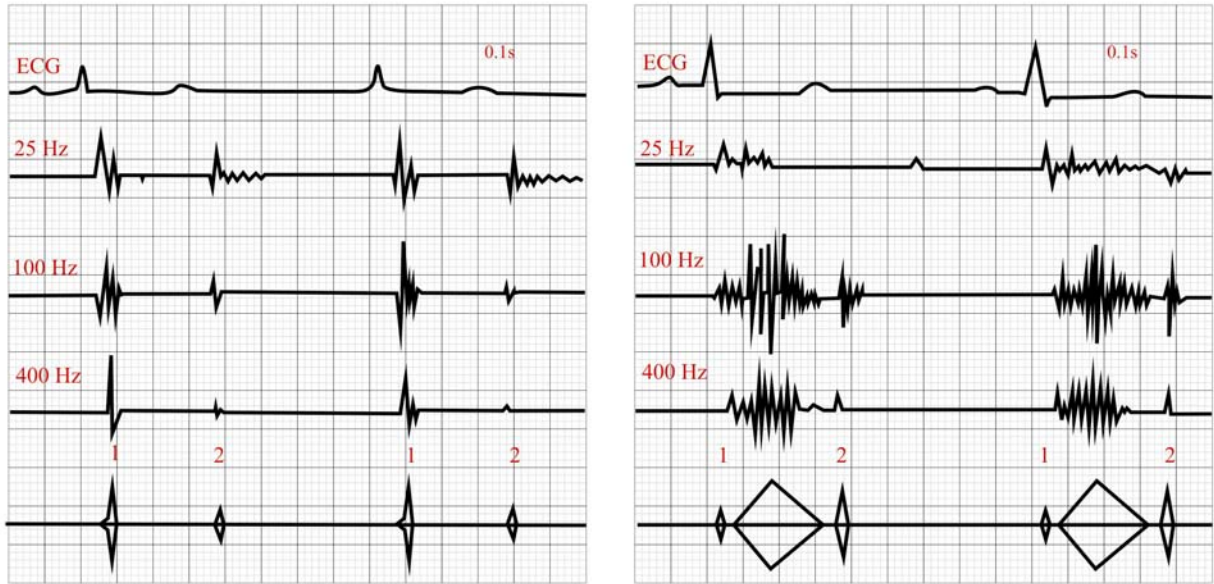
Fonokardiyograf dönüştürücüsü hastanın göğsüne temas eden bir hava arayüzlü akustik mikrofondur. Çeşitli mikrofön tipleri kullanılmasına karşılık en çok tercih edilenler piezoelektrik kristalli ve/veya dinamik tipte olanlardır.

Şekil 9.19'da, bir mikrofön, ön yükselteç, filtreler ve kaydediciden oluşan bir PKG düzeni görölmektedir.



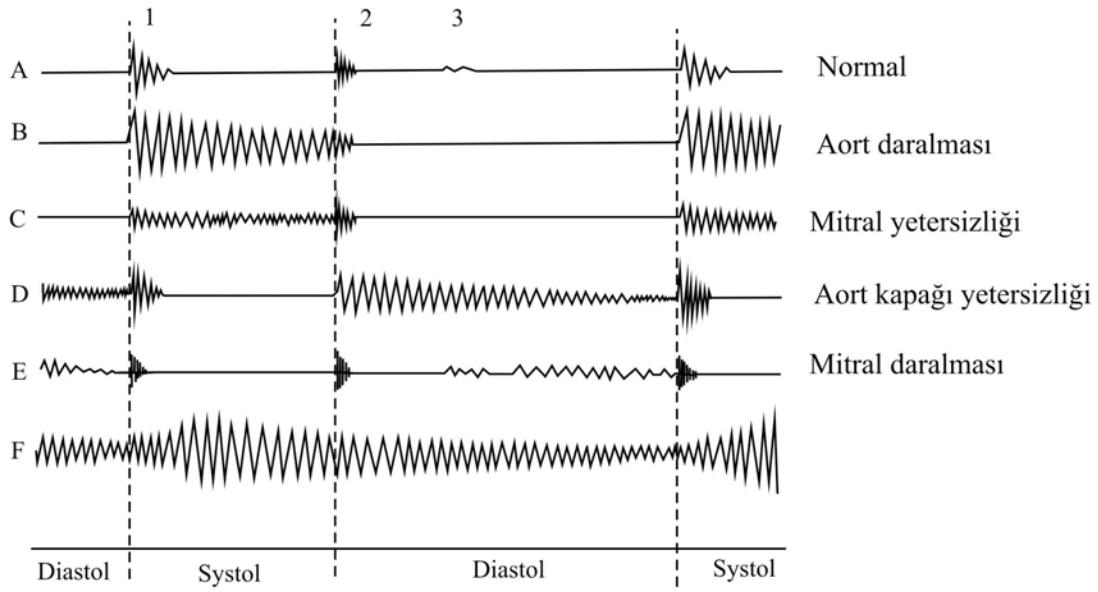
Fonokardiyografi cihazının blok diyagramı

Şekil 9.19 Fonokardiyografi cihazının blok diyagramı



Normal ve anormal fonokardiyogramlar (Jacobasen, k. -27)

Şekil 9.20 Normal ve anormal fonokardiyogramlar



Normal ve anormal kalp sesleri (Guyton, k. -25)

Şekil 9.21 Normal ve anormal kalp sesleri

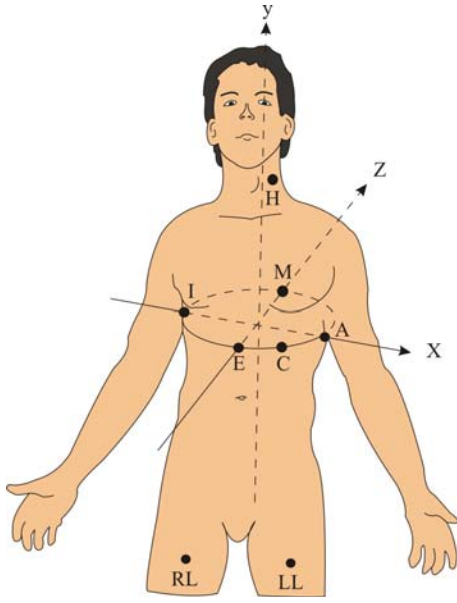
9.7 Vektörkardiyografi

Vektörkardiyograf, vücudun x, y ve z eksenleri gibi 3 boyutlu düzeni üzerinde üretilen EKG potansiyellerini incelemeye yarayan bir aygıttır. X-vektörü kolun altında kalan iki noktadan alınan potansiyeller olarak kabul edilir (Şekil 9.22a), y-vektörü kafa ve baş arasındaki bölgeden ve z-vektörü ise vücudun önünden arkasına kadar olan bölgeden alınır.

Şekil 9.22b’de görülen Frank elektrot sistemi giriş işaretlerini osiloskoba uygulamadan evvel normal bir düzeye getirmeye yarar.

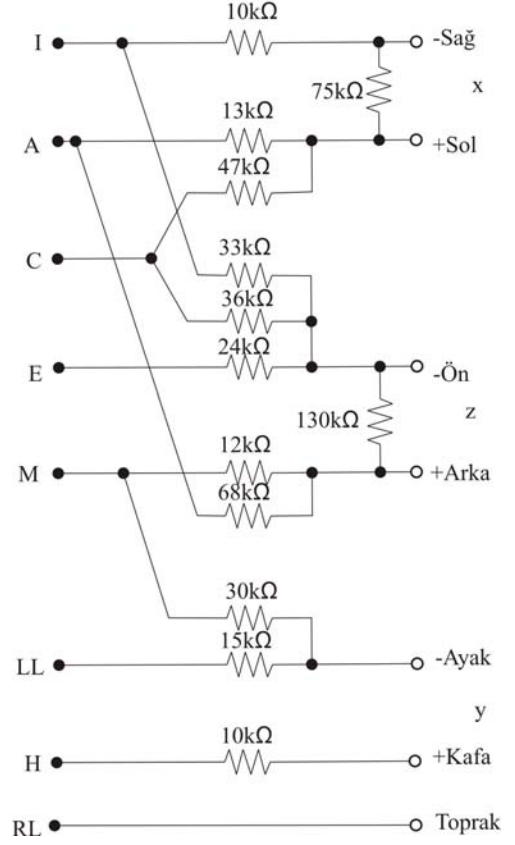
Osiloskop y eksenini zaman olarak kullanılan değil de x-y modunda kullanılan bir cihaz olmalıdır. Frank elektrot sisteminin çıkışında yer alan bir anahtarlama devresi frontal, transverse ve sagittal vektörkardiyogramların kaydedilmesi için gerekli olan işaret kombinasyonlarını seçmeyi sağlar.

Şekil 9.22c’de bir vektörkardiyogramın sagittal, frontal ve transverse düzlemde osiloskop ekranında görüntüleri görülmektedir.

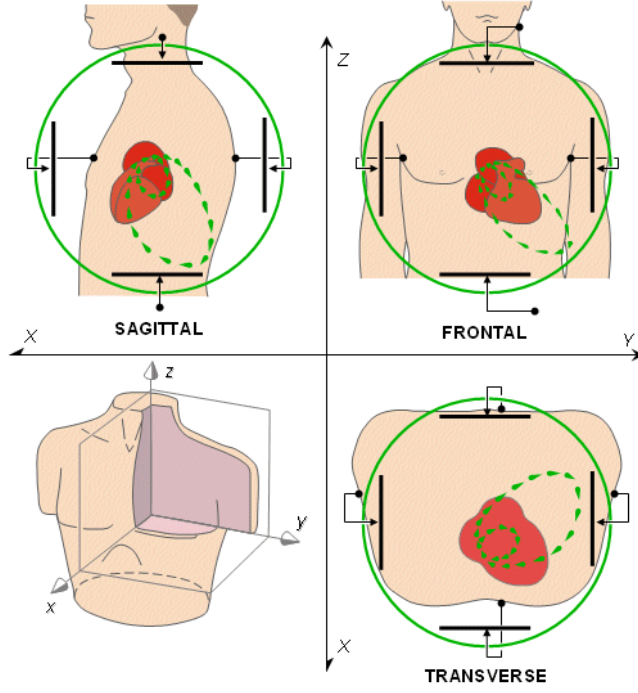


a

Açık güç yitimi ve
uygunlaştırma devresi



b



c

Şekil 9.22 Vektörkardiyografi a) xyz eksenleri b) Frank elektrot düzeni c) vektörkardiyogram

9.8 Kateterizasyon Laboratuvarları

Kalp ile ilgili bazı hastalıklara kesin tanı konabilmesi için kalbin odacıklarına ulaşp, bazı ölçümlerin yapılması gereklidir. Bu işlem, kardiyak katerizasyonu olarak isimlendirilir ve çevresel damarlardan birinin içine kalbe ulaşacak şekilde yerleştirilen bir kateter yardımıyla yapılır. Kateter, ince, sağlam, bükülebilen 1m kadar uzunlukta içi boş bir borudur.

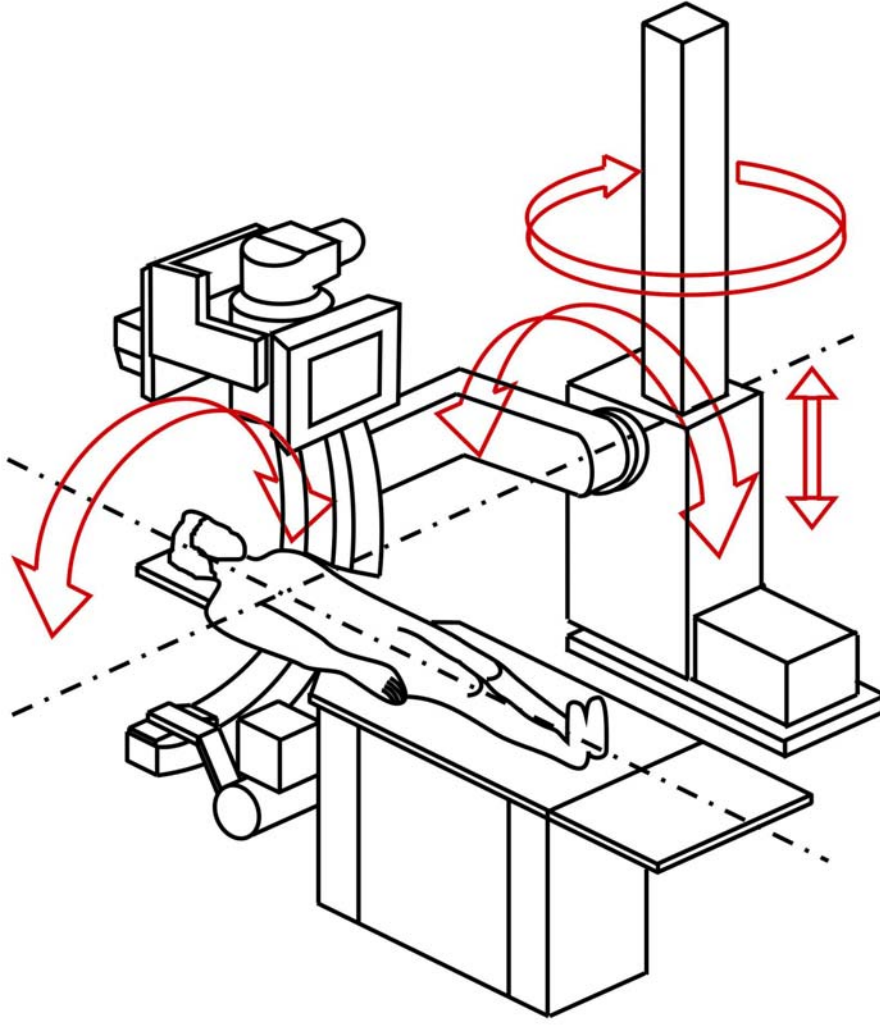
Kateterizasyonda kullanılan elektronik cihazlar birkaç kanallı basınç yükselteçleri ve EKG monitörüyle birlikte basınç ve EKG işaretlerinin kaydını yapan bir şerit kaydedici içerirler. Ölçüm cihazlarına ek olarak bir defibrilatör ve başka resüsitasyon (hayata döndürme) cihazlarının kateterizasyon laboratuvarında hazır bulundurulması gerekir.

Katerizasyon yardımıyla:

- Fizyolojik parametreler ölçülebilir
- Kan örnekleri alınabilir
- Kalp odacıklarının ve koroner damarların angiografisinin elde edilmesi amacıyla istenilen bölgeye kontrast maddenin ulaştırılması sağlanır. Şekil 9.23'de angioskop adı verilen ve kateterin izlenmesini sağlayan X-ışınli bir görüntüleme sistemi gösterilmiştir.

Koroner angiografi: Koroner kan damarlarının görüntülenmesi, özel şekil verilmiş kateterler yardımıyla yapılır. Femoral arter yardımıyla kalbe ulaştırılan kateter özel şekli nedeniyle sol veya sağ koroner arter açıklığına girer. Radyoopak bir madde, katetere hızla zerk edilir ve o bölgenin sürekli olarak X-ışın resimleri alınır. Böylece koroner damarlarda kan akışı görüntülenmiş olur.

Kalp kateterizasyonunda risk: Deneyimli bir ekibin, güvenilir teçhizatla yapacağı kateter işlemi oldukça güvenlidir. Ciddi bir tehlike ventriküler fibrilasyon durumunda ortaya çıkar. Bu nedenle katerizasyon esnasında, EKG'nin sürekli izlenmesi gerekir. Defibrillatör ve ventilatör cihazları kullanıma hazır olmalıdır.



Kateterin görüntülenmesini sağlayan angioskop sistemi

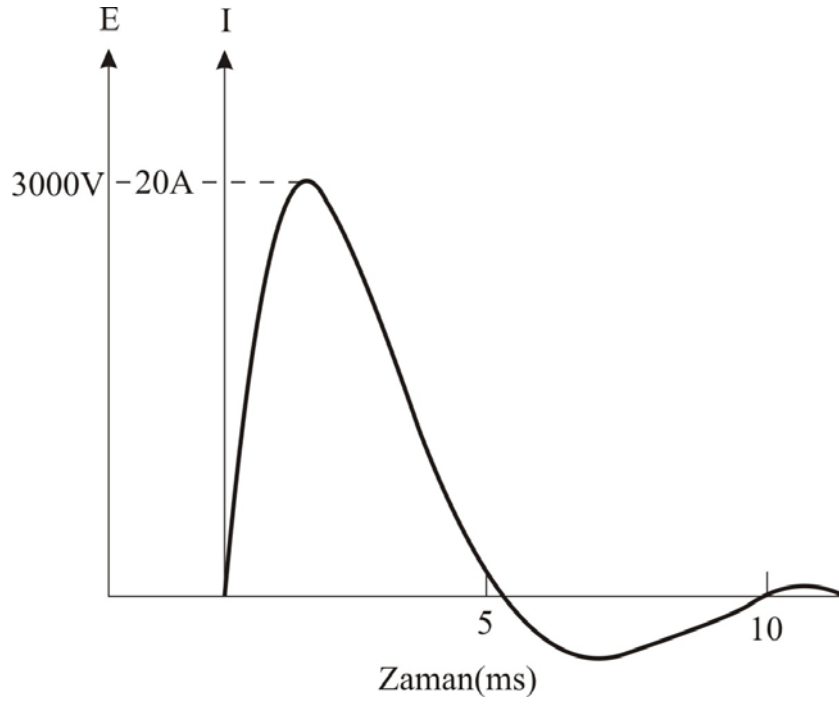
Şekil 9.23 Kateterin görüntülenmesini sağlayan angioskop cihazı

9.9 Defibrilatörler

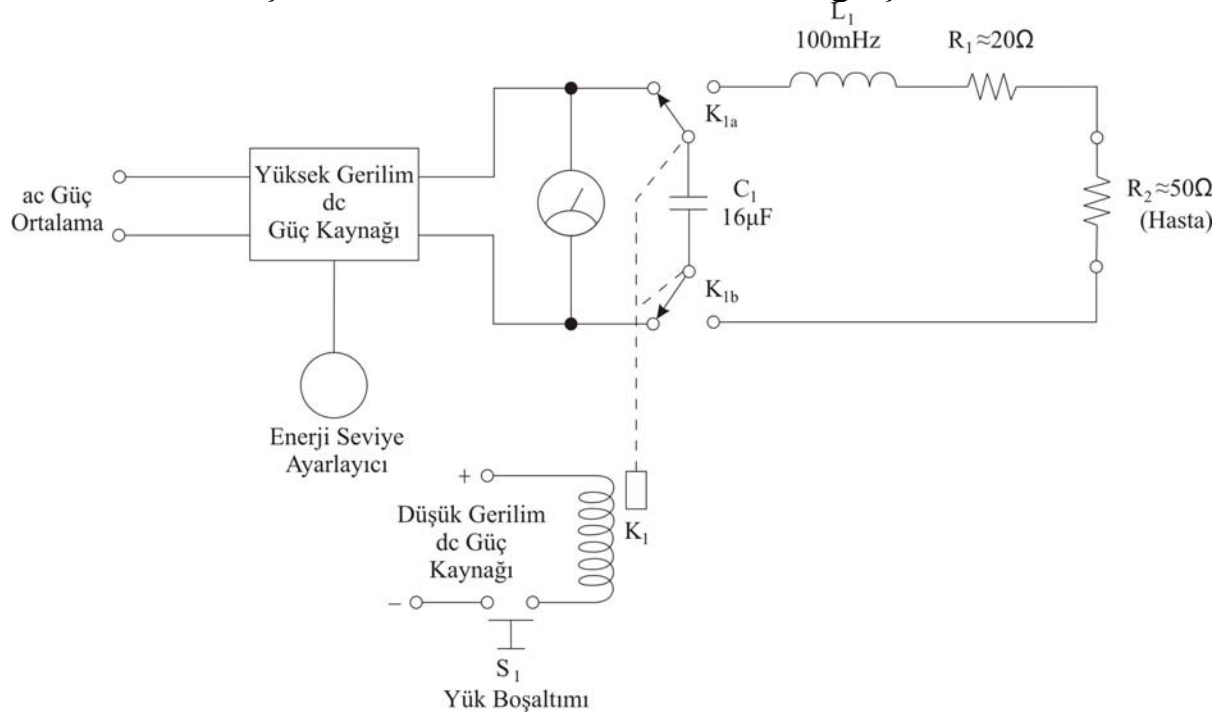
Defibrilatör ölümcül bir aritmi durumuna girmiş bulunan kalp kaslarına elektrik şoku göndermeyi sağlayan bir alettir.

DC defibrilatörlerin prensibi yükün hastaya aktarılması esnasında oluşan dalga şeklinin farklılığında yatmaktadır. En çok kullanılan tipler Lown, tek darbe, alçalan eğimli (dc) gecikmeli ve tapezoidal dalga şekilleridir.

3kV'un biraz altındaki bir gerilim tarafından akım çabucak 20 amperlik bir seviyeye kadar yükselmektedir. Daha sonra dalga şekli 5 ms içinde düşmeye başlamakta ve sonra daha küçük negatif bir darbe oluşturarak 5 ms daha devam etmektedir.



Şekil 9.24 Lown defibrilatörü dalga şekli



Şekil 9.25 Lown defibrilatör devresi

Kondansatörde depo edilen yük miktarı:

$$U = \frac{1}{2} CV^2$$

(9.16)

Burada;

U: Enerji (joule)

C: C1'in kapasitesi (Farad)

V: C1'in üzerideki gerilim (Volt)

Örnek 9.4: 16 μF 'lık bir kondansatörde depo edilen yükü, kapasitenin 5000 V_{dc} değerine şarj edilmesi durumunda hesaplayınız.

Çözüm:

$$U=(1/2)CV^2= 200\text{J}$$

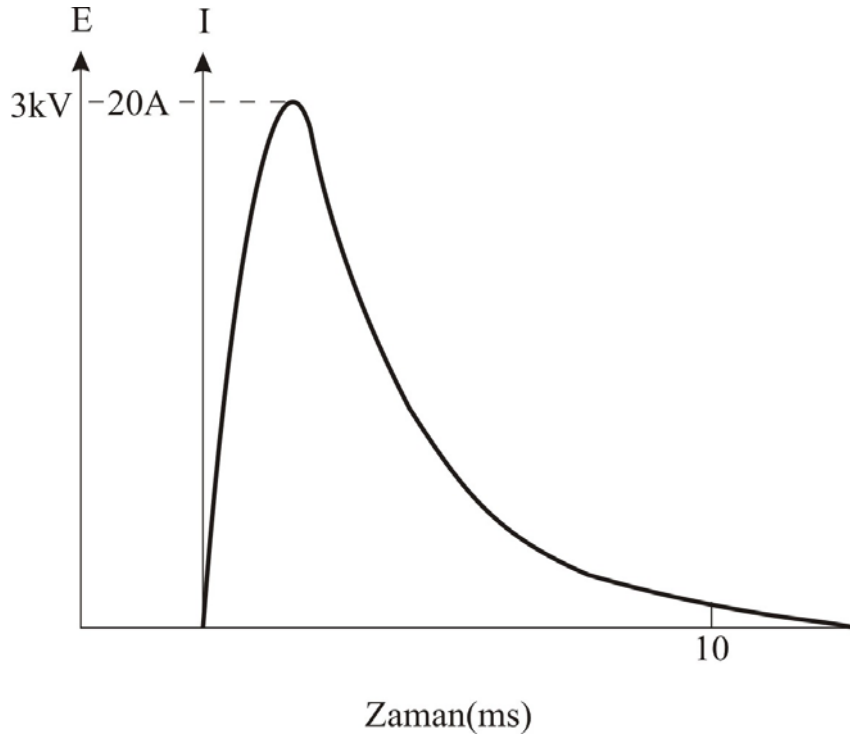
Depo edilen enerji kapasite üzerine bağlanan bir voltmetre ile gösterilir. Voltmetrenin kadranı enerji birimleriyle kalibre edilmiştir. Genelde enerji birimi olarak Watt.s (= Joule) kullanılır.

Lown defibrilatöründe hasta devresinde 100mH'lık bir bobin (L1), L1'in omik direnci (R1) ve hastanın direnci (R2) bulunmaktadır. Lown dalga şeklinde son 5ms'lik periyotta negatif darbenin oluşmasını sağlayan L1 bobininin üzerindeki manyetik alanda depo edilmiş bulunan enerjidir. Kondansatör boşaldığında bobin üzerindeki alan yakalanır ve enerjisi tekrar devreye verilir. Olayların meydana geliş sırası aşağıdaki gibidir:

1. Operatör enerji seviyesi ayarıyla oynayarak ve şarj düğmesine basarak (S2'yi kapatarak) kapasiteyi şarj eder.
2. C1 kondansatörü şarj olmaya başlar ve şarj işlemi kondansatör üzerindeki gerilim güç kaynağının gerilimine ulaşınca kadar devam eder.
3. Operatör disk elektrotlarını hastanın göğsüne yerleştirir ve deşarj düğmesine basar (S1 düğmesi).
4. K1 rölesi kondansatörü güç kaynağından ayırır ve çıkış devresine bağlar.
5. C1 kondansatörü yükünü L1 ve R1 üzerinden hastaya boşaltır. Bu olay ilk 4 ile 6 ms arasında gerçekleşir ve Şekil 9.24'de görülen pozitif yüksek gerilim darbesi oluşur.
6. L1 etrafında oluşan manyetik alan yakalanır ve Şekil 9.24'de görülen son 5 ms'deki negatif darbeyi üretir.

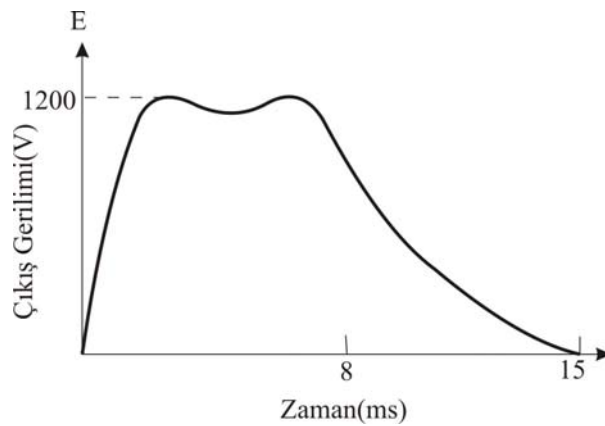
Genellikle belli bazı portatif defibrilatörde kullanılan değiştirilmiş Lown dalgasına benzeyen tek darbe dalga şekli Şekil 9.26'de görülmektedir. Şekil 9.25'deki gibi bir

devre tarafından üretilir fakat negatif darbeyi üreten L1 bobini yoktur. Sonuç olarak dalga şekli tıpkı bir RC devresinde olduğu gibi üstel olarak azalır.



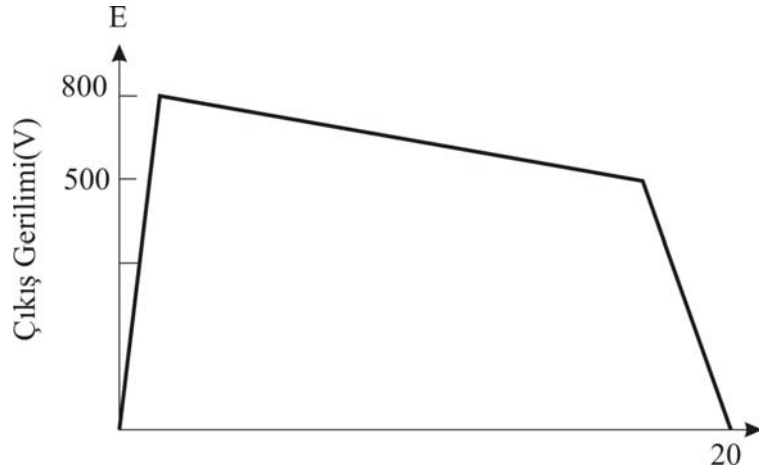
Şekil 9.26 Tek darbe (monopals) defibrilatör dalga şekli

DC defibrilatörlerde kullanılan bir diğer dalga şekli Şekil 9.27’de görülen değişken eğimli gecikmeli dalga şeklindedir. Bu dalga şekli daha önceki iki dalga şeklinden daha düşük fakat enerjinin daha geniş bir zamana yayılmasıyla ayrılır. Aktarılan enerji miktarı eğrinin karesi altında kalan alanla doğru orantılıdır. Çift tepecikli dalga şekli, Şekil 9.25’te görülen iki L-C katını arka arkaya koyarak elde edilir.



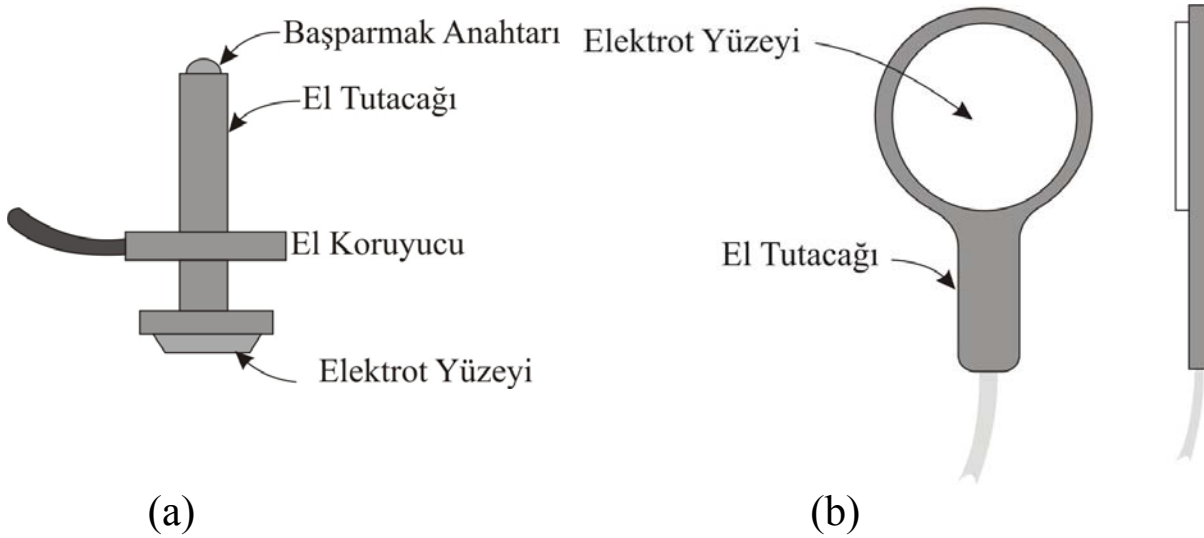
Şekil 9.27 Değişken eğimli gecikmeli defibrilatör dalga şekli

Şekil 9.28’de görülen trapezoidal dalga şekli bir başka düşük genlikli uzun süreli bir darbedir. Başlangıçtaki çıkış potansiyeli 800V’tur, fakat sonra 500V’a ulaşınca 20 ms süre içerisinde sabit bir hızla alçalır ve son bulur.

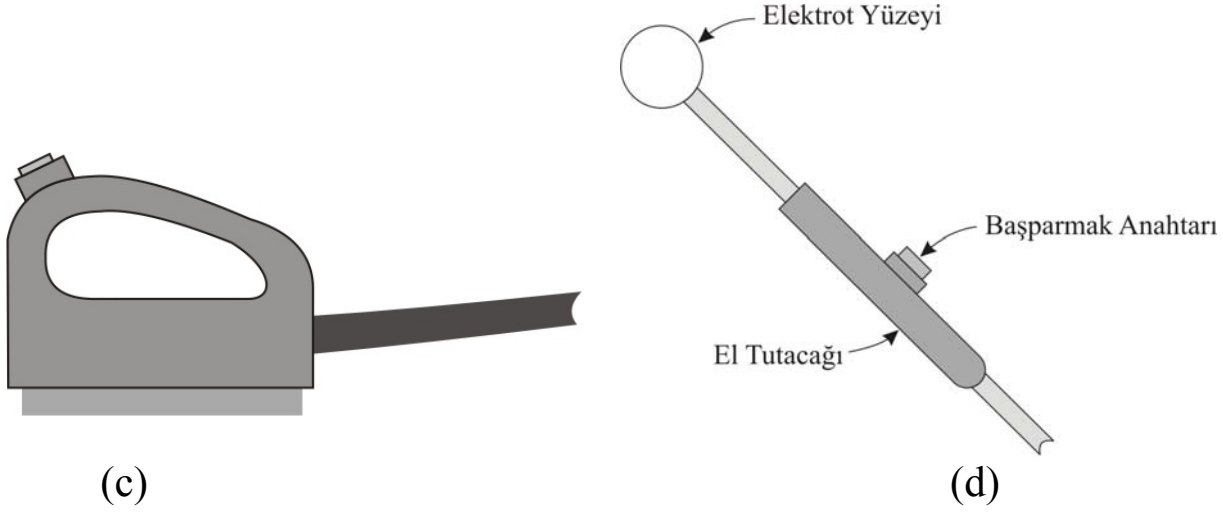


Şekil 9.28 Trapezoidal defibrilatör dalga şekli

Defibrilatörden enerji yüksek gerilimli disk elektrot üzerinden aktarılır. Şekil 9.29’da birkaç iyi bilinen model görülmektedir.



Şekil 9.29 Defibrilatör elektrot tipleri a) Standart Anterior b) Posterior

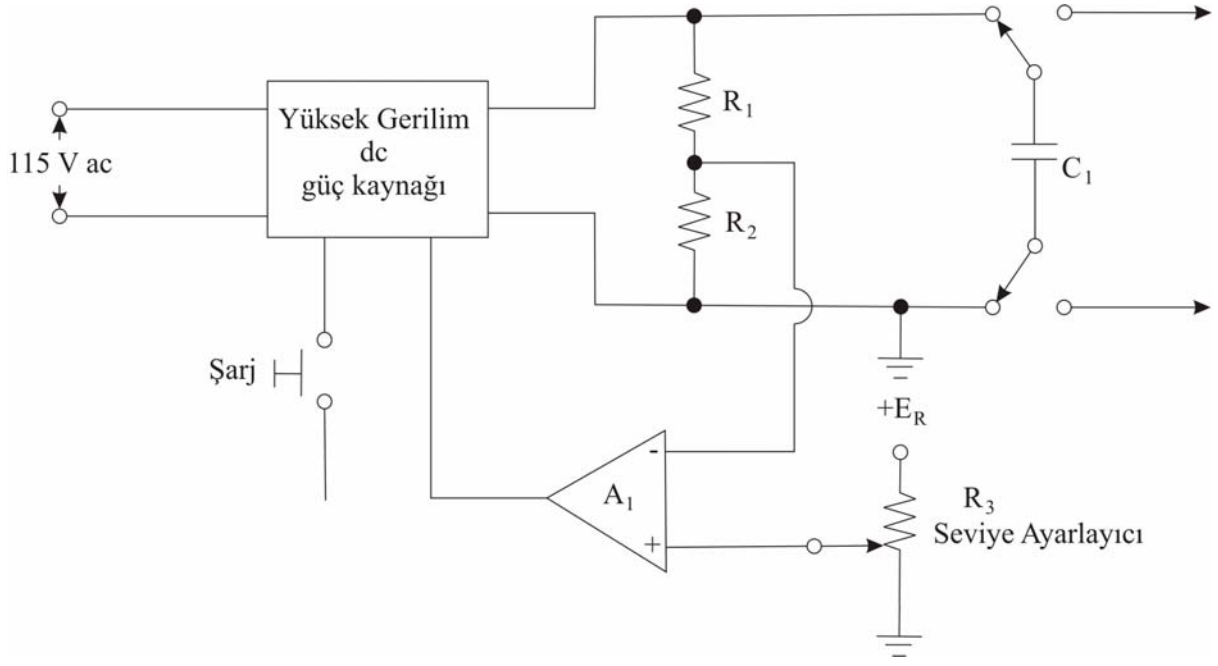


Şekil 9.29 Defibrilatör elektrot tipleri c) Dahili d) D halkalı anterior

9.10 Defibrilatör Devreleri

Şekil 9.25’de görülen devre modern defibrilatörleri tanımlamakta yetersiz kalmaktadır. Gerilim düzeyi ayarıyla ilgili iki farklı yaklaşım mevcuttur. Birinci yöntemde dc güç kaynağının girişindeki yüksek gerilim transformatörünün primerinde bir varyak (ayarlanabilir transformatör) kullanılır. Operatör daha sonra uygulanan dc yüksek gerilimi bu varyakı ayarlayarak kontrol eder. Şarj butonuna basıldığında transformatöre ac güç varyak üzerinden uygulanmaktadır. Kondansatör güç kaynağı gerilimine ulaşınca kadar şarj olur. Her iki gerilim de eşit olduğunda operatör defibrilatörü deşarj edebilir.

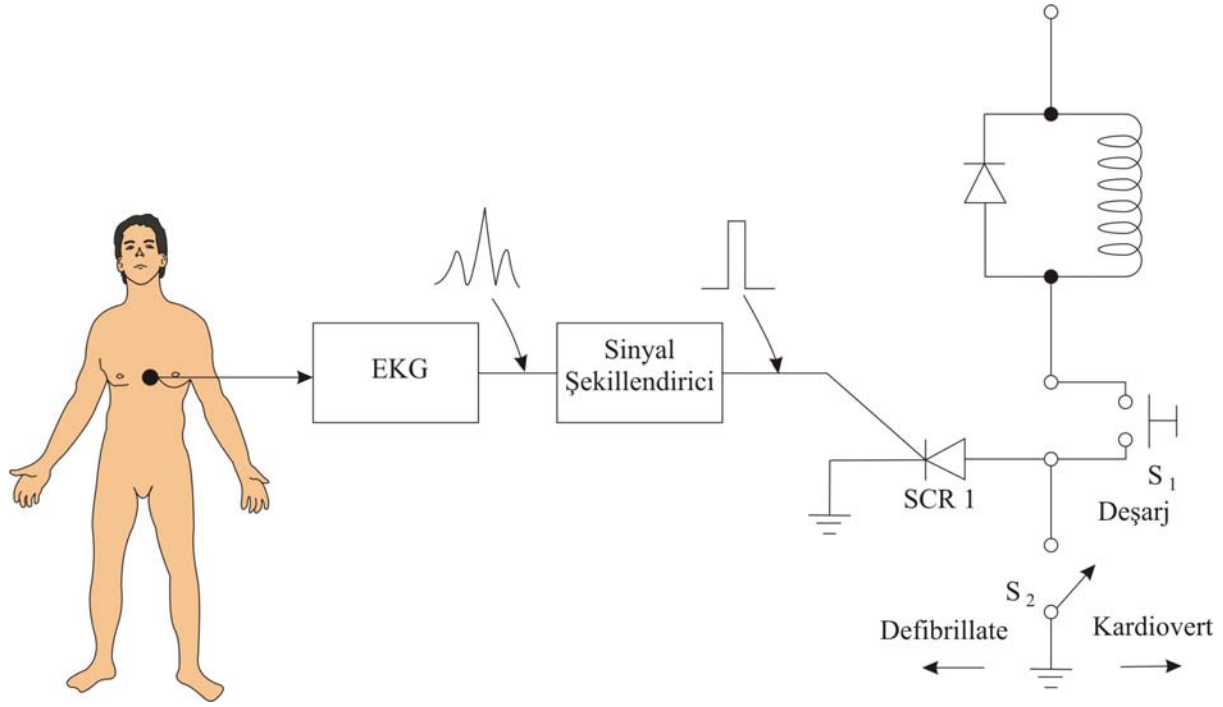
Kontrol devresi tasarımındaki ikinci yaklaşım Şekil 9.30’da görülmektedir. Bu devrede yüksek gerilim güç kaynağının çıkışı sabitlenmiştir.



Şekil 9.30 Elektronik şarj etme devresi

9.11 Kardiyoversiyon

Belli bazı aritmi durumlarında (mesela kulakçık fibrilasyonunda) hastanın karıncıkları kan pompalamaya devam etmektedir. Bu aritmiler kalbe verilecek bir şokla düzeltilebilir fakat şokun karıncıkların gevşeme anına (EKG dalga şeklinde T-dalgası özelliği) rastlamaması gerekmektedir aksi halde aritmiyi düzeltmesi beklenen şok karıncık fibrilasyonu gibi daha ciddi aritmi problemlerine neden olur. Şokun yaklaşık R-dalgası tepe değerine ulaştıktan 30 μ s sonra uygulanması gerekmektedir.



Şekil 9.31 Bir kardiyoverterin blok şeması

9.12 Kalp Pilleri

Kalbin elektriksel iletim sisteminde bir kesinti meydana kalbin kan pompalama faaliyeti sekteye uğrar veya tamamen durur. Doktorlar, kalp pili adı verilen gerekli olan darbeyi uygun zamanlamayla veren elektriksel bir üreteçle kalbin elektriksel uyartımını devam ettirebilirler.

Bazı kalp pilleri haricidir veya bele takılır ya da hasta başında durur. Diğerleri hastaya bir ameliyatla yerleştirilen dahili tiplerdir. Kalbin tekrar çalışması için $10 \mu\text{J}$ 'lük bir enerji gerekir, $400 \mu\text{J}$ 'ün üzerindeki enerji miktarları karıncık fibrilasyonuna neden olabilir. Çoğu ticari kalp pilinde enerji miktarı $100 \mu\text{J}$ 'dür.

Harici kalp pilleri, açık kalp ameliyatları sonrasında ortaya çıkabilecek problemlere karşı geçici bir önlem olarak veya dahili kalp pili takılmasına aday hastalarda bir müddet gözlem yapmak için kullanılırlar.

Harici modeller 50 'den 150 BPM 'e kadar ayarlanabilen ve sabit süreli küçük görev çevrimine sahip ($1,5$ 'den $2,0 \text{ ms}$ 'ye kadar) darbeler üreten cihazlardır. Akımın tepe değeri $100 \mu\text{A}$ 'den 20 mA 'e kadar ayarlanabilir.

Sabit (dahili) kalp pilleri kalıplanmış epoksi-silikon lastiğinden yapılmış kılıflar içine yerleştirilirken bazı yeni modellerde radyo frekans alanlarına karşı koruma özelliğine sahip bir titanyum kaplama da vardır. Cihaz derinin altında ya karın boşluğuna ya da köprücük kemiğinin hemen altındaki bir bölgeye yerleştirilir.

Bazı sabit kalp pilleri sabit bir nabız oranıyla genellikle 70 BPM çalışırlar. Diğerleri çift hızlı modellerdir. Çift hızlı modellerde bir mıknatıs veya endüksiyon bobini kullanılarak hasta vücudunun dışından nabız programlanabilir. Diğerleri 30 ile 150 BPM arasında ayarlanabilmektedir.

Endokardiyal ve miyokardiyal olmak üzere iki tip kalp pili elektrot kablosu vardır. Bu kategoriler de kendi aralarında tek kutuplu ve çift kutuplu olmak üzere ikiye ayrılırlar.

Dahili kalp pillerinde temelde kullanılan güç kaynağı lityum iyodin pilidir. Civalı kalp pilleri teorik olarak 4 ile 5 yıl kadar dayanabilirler ancak pratikte daha çok 1,5 ile 3 yıl giderler.

Kalp piline enerji vermek üzere nükleer güç kaynaklarının kullanılması yolunda bir takım çalışmalar yapılmıştır. Bu konudaki ilk raporlar nükleer bir güç kaynağının ömrünün 10 yıl kadar olacağı yönünde oldukça iyimser sonuçlar sunmaktadır. Böyle bir güç kaynağında belli bazı radyonüklidlerin doğal bozunması ile oluşan ısı enerji kaynağı olarak kullanılmaktadır. Isı bir termokuplda elektrik enerjisine dönüştürülmektedir.

9.12.1 Kalp Pillerinin Sınıflandırılması

Dahili ve harici yerleşim şekillerinin yanısıra kalp pilleri ürettikleri darbe tipine göre de sınıflandırılabilirler. Bazı modeller tek yönlü darbeler üretirken diğerleri çift fazlı (yüksek genlikli pozitif bir darbeyi takip eden daha düşük genlikli negatif darbeden oluşan) darbeler kullanır.

Ürettikleri darbe biçimine göre kalp pillerinin 4 genel sınıfı vardır. Bunlar asenkron, talebe dayalı, R-dalgası önlemeli ve AV senkronizeli olarak isimlendirilir.

Asenkron kalp pili 60 ile 80 BPM aralığında sabit oranlı darbeler üretir. Standart nabız oranı 70 BPM'dir fakat sipariş üzerine belirtilen aralıkta ayarlama yapılabilir.

Talebe dayalı kalp pili ateşleme oranını hastanın nabzına göre kendisi ayarlayabilir. Bu tip kalp pilinde EKG dalga şeklini belirleyen ve R-R aralığını ölçebilen bir devre vardır.

R-dalgası önlemeli tip talebe dayalı kalp piline benzer sadece kalp normal faaliyetini sürdürdüğü müddetçe darbe üretmez.

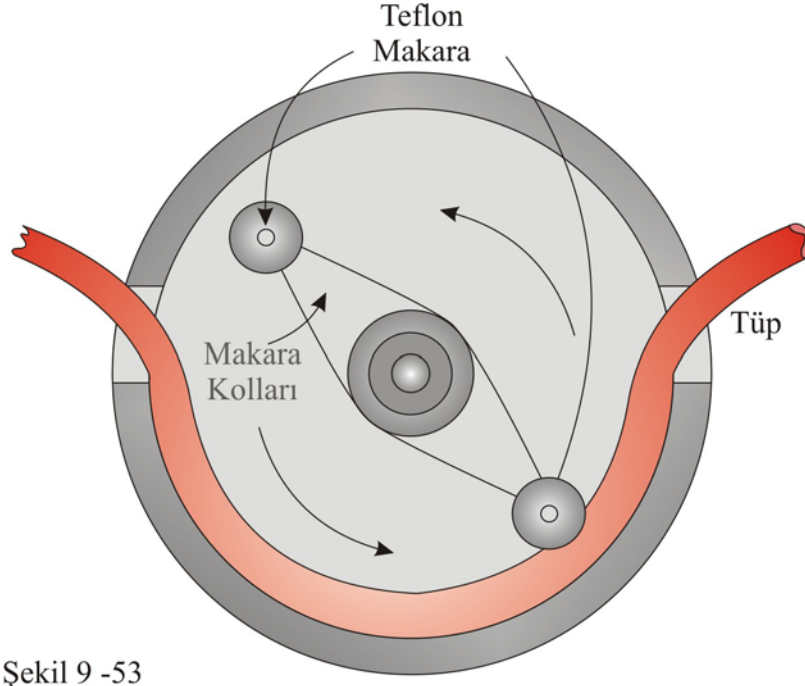
AV senkronizeli kalp pili EKG P-dalgasına (kalbin kulakçıklarının kasılmasıyla meydana gelen EKG özelliği) cevap verir. Atriyal uyarıcı devresi kalbin elektriksel iletim sisteminde meydana gelen gecikmeye benzer bir gecikme sağlayan bir P-Q geciktirme devresi içerir. Kalp pili bir P-dalgasını belirledikten ve 120 ms civarındaki P-Q gecikme süresi tamamlandıktan sonra karıncıkların kasılmasını sağlayan uyarıcı bir darbe üretir.

9.13 Kalp-Akciğer Makineleri

Kalp, bir ameliyat esnasında kendisine veya başka organlara olan dolaşımı sağlayamaz. Bu tür ameliyatlarda vücut dokularının kanla doyurulması için ekstrakorporal (vücut dışında) pompa kullanmak gerekir. Bu harici pompaya kalp-akciğer makinesi denir.

Kalp-akciğer makinesi aynı zamanda kana oksijen karışmasını sağlar. Akciğerler, diyaframın aşağı inmesiyle toraksik kavitede (göğüs boşluğu) meydana gelen kısmi vakum sayesinde çalışırlar. Akciğer içindeki basınç temelde atmosferik basınçtır ve akciğer dışındaki interplöral boşlukta basınç hafifçe daha azdır. Bu basınç farkı ciğerlerin havayla dolması için yeterlidir. Fakat toraksik (göğüs) ameliyatlarında göğüs kafesi açıktır ve akciğerin her iki tarafında da eşit atmosferik basınç vardır.

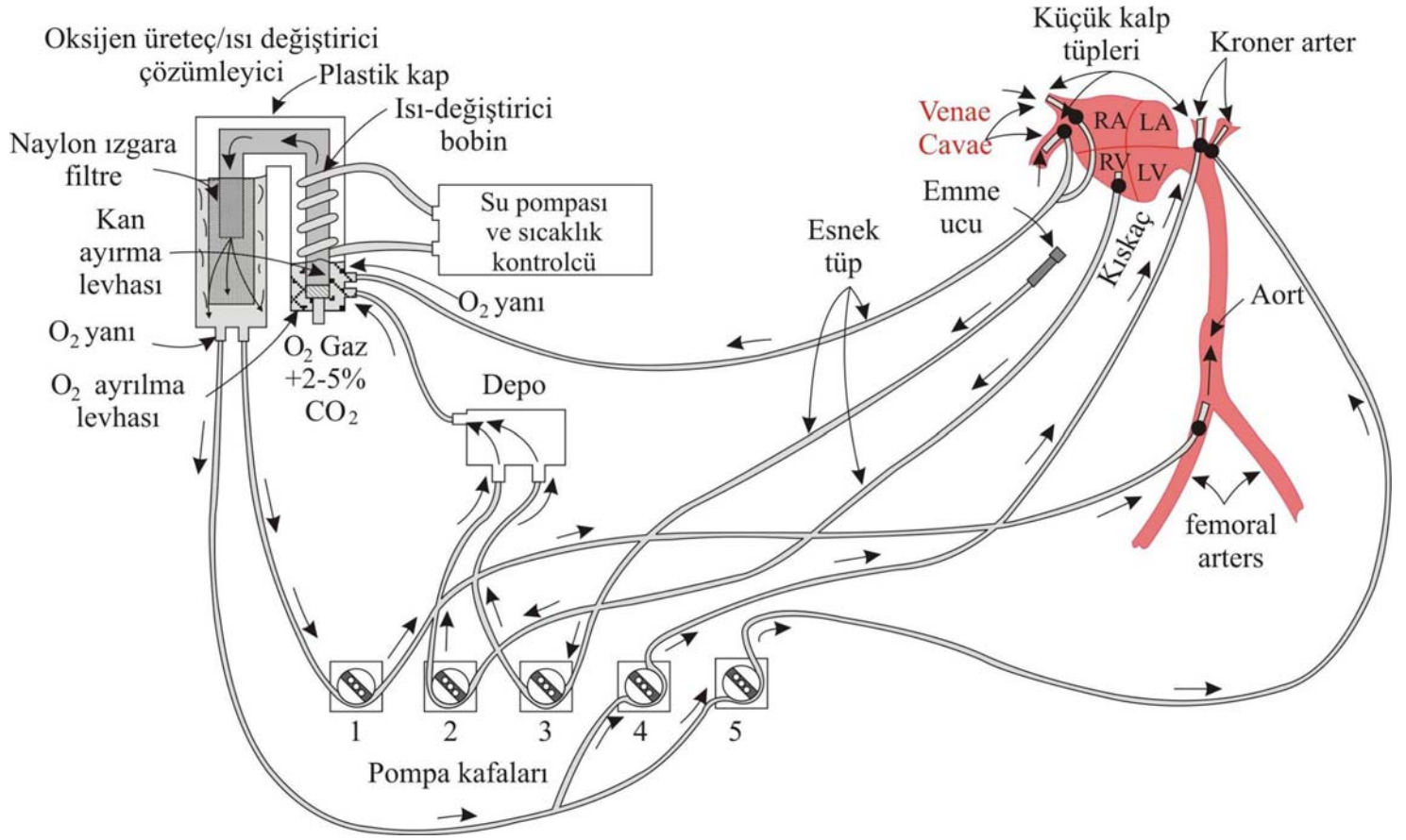
Şekil 9.32'de bir kalp-akciğer makinesinin pompa kafasının şekli görülmektedir. Bu mekanizmaya peristaltik pompa denilmektedir. Hastanın vücudundan gelen ve ona dönen kan kannula adı verilen steril plastik bir borunun içinden geçmektedir. Uygun adaptörlere sahip kannulalar hastanın damarlarına sokularak kan alınmakta ve tekrar vücuda geri verilmektedir. Pompalama faaliyeti, dönen tekerleklerin kanı taşıyan boruyu sıkıştırmasıyla meydana gelir. Bu peristaltik olay dalga benzeri kesikli bir kan akışı sağlar.



Şekil 9 -53

Şekil 9.32 Peristaltik pompa kafası

Şekil 9.33’de görülen kalp-akciğer makinesinin diyagramında 5 pompa kafası bulunmaktadır: birisi vücudun perfüzyonu (oksijenli taze kanla beslenmesi) için, ikisi emme için ve son ikisi de koroner toplardamarların perfüzyonu içindir.



Şekil 9.33 Kalp-akciğer makinesinin şematik gösterimi

Ana perfüzyon sistemi 1 nolu pompa kafası ile bir kombine ısı değiştiricisi / oksijenleyiciden oluşur. Bazı modellerde ısı değiştiricisi (eşanjör) ile oksijenleyici birimleri ayrıktır. Isı değiştiricisi, içinde su dolaşan borulardan oluşur. Bu borular kan akımına ısıl olarak bağlanmış fakat fiziksel olarak kan akımından ayrılmıştır (yani su ile kan dolaşımı birbirine karışmaz). Bir sıcaklık denetleyicisi, pompa işleticisini kanın uygun belli bir sıcaklıkta sabit kalmasını sağlayacak şekilde ayarlar ve böylece kanın borular içinde dolaşırken kaybettiği ısı enerjisi karşılanır.

Oksijenleyici/ısı değiştiricisi girişine O₂-eksi ve çıkışına da O₂-artı tarafı denir.

Kan hastanın ana toplar damarından (vena kava) alınır. Bir kannula üst vena kavadan girer ve bir diğeri de alt vena kavaya bağlanır. Bu hatlar yekpare bir y adaptörüyle tek bir noktada birleştirilir.

Vena kavadan gelen kan borulardan geçerek oksijenleyici/ısı değiştiricinin O₂-eksi tarafına gelir. Başka bir boru, mekanizmanın O₂-artı tarafındaki kanı alarak pompa

kafasına oradan da tekrar hastaya verir. Kan hastaya femoral atardamara takılan bir kannula üzerinden geri döner.

2 ve 3 nolu pompa kafaları emici olarak kullanılır. 2 nolu pompa kalbi boşaltırken, 3 nolu pompa dışarı dökülen kanı emme işine yarar. Cerrah emme ucunu kullanarak ameliyat esnasında dökülen ve bir havuz oluşturan kanı emer ve tekrar vücuda kazandırılmasını sağlar. Emicilerden alınan kan bir tankta depolanır ve sonra tekrar oksijenleyici/ısı değiştiricinin O₂-eksi tarafına gelir.

4 ve 5 nolu pompa kafalarının görevi koroner atardamarlara kan sağlamaktır. Bir boru, oksijenleyicinin O₂-artı tarafından alınan taze kanı pompalar aracılığıyla koroner atardamarlara yerleştirilen kannulalara gönderir.