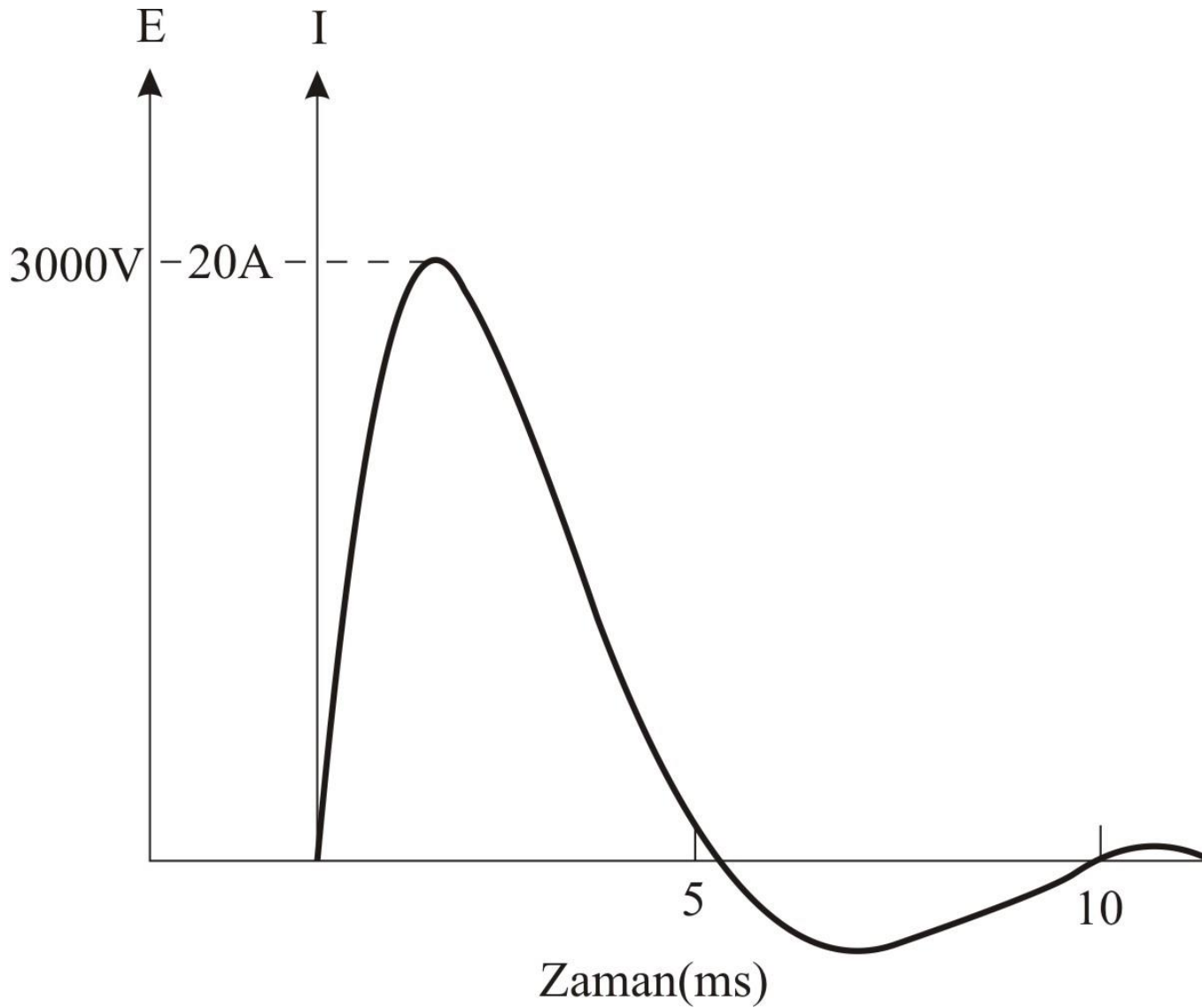


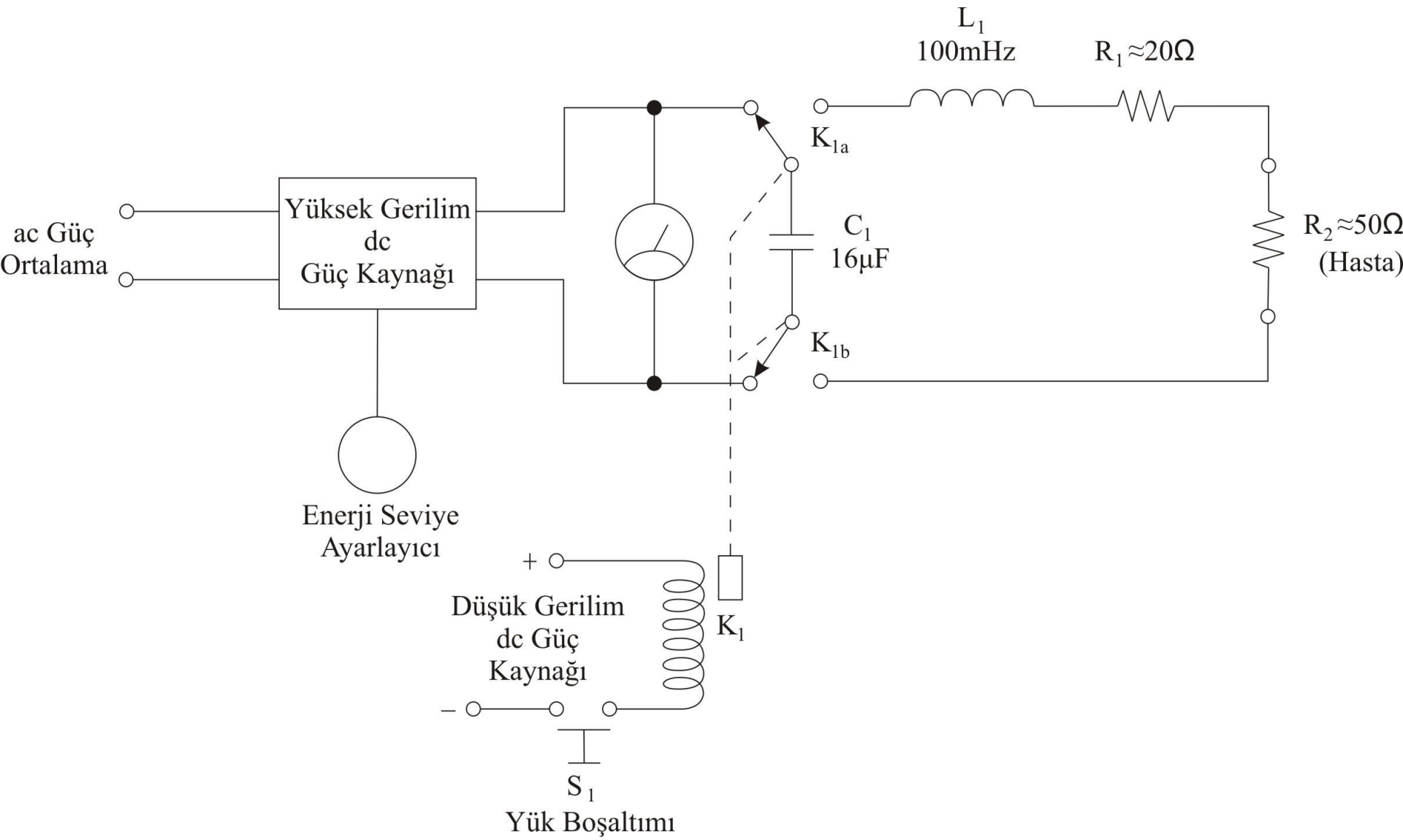
Defibrilatörler

- Defibrilatör ölümcül bir aritmi durumuna girmiş bulunan kalp kaslarına bir elektrik şoku göndermeyi sağlayan bir alettir. 1960 yılına kadar kullanılan defibrilatörler ac tipteydi. Bu aletler 250 ile 1000 ms kadar bir süre hastanın göğsüne 5 ila 6 amperlik bir 50Hz'lik ac gerilim uygulamaktaydı. Bu ac defibrilatörlerin başarı oranı oldukça düşüktü ve kulakçık fibrilasyonunu önlemek için kullanışsızdı. Aslında kulakçık fibrilasyonunun ac yöntemle önlenmeye çalışılması genellikle daha tehlikeli olan karıncık fibrilasyonuna yol açmaktaydı.
- 1960'dan sonra birkaç farklı tipte dc defibrilatör sistemi geliştirildi. Bu cihazlar hastaya aktarılabilen dc bir yük depolamaktaydı. DC defibrilatörlerdeki farklılık prensipte yükün hastaya aktarılması esnasında oluşan dalga şeklinin farklılığında yatmaktadır.

- En çok kullanılan formlar Lown, monopals, alçalan eğimli (dc) gecikmeli, ve trapezoidal dalga şekilleridir.
- 1962'de Harvard Üniversitesinden Dr. Lown kendi ismini taşıyan dalga şeklini keşfetti. Şekil 9.42'de hastaya uygulanan gerilim ve akımın zamana göre Lown dalga şeklinde nasıl değiştiği görülmektedir. 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.



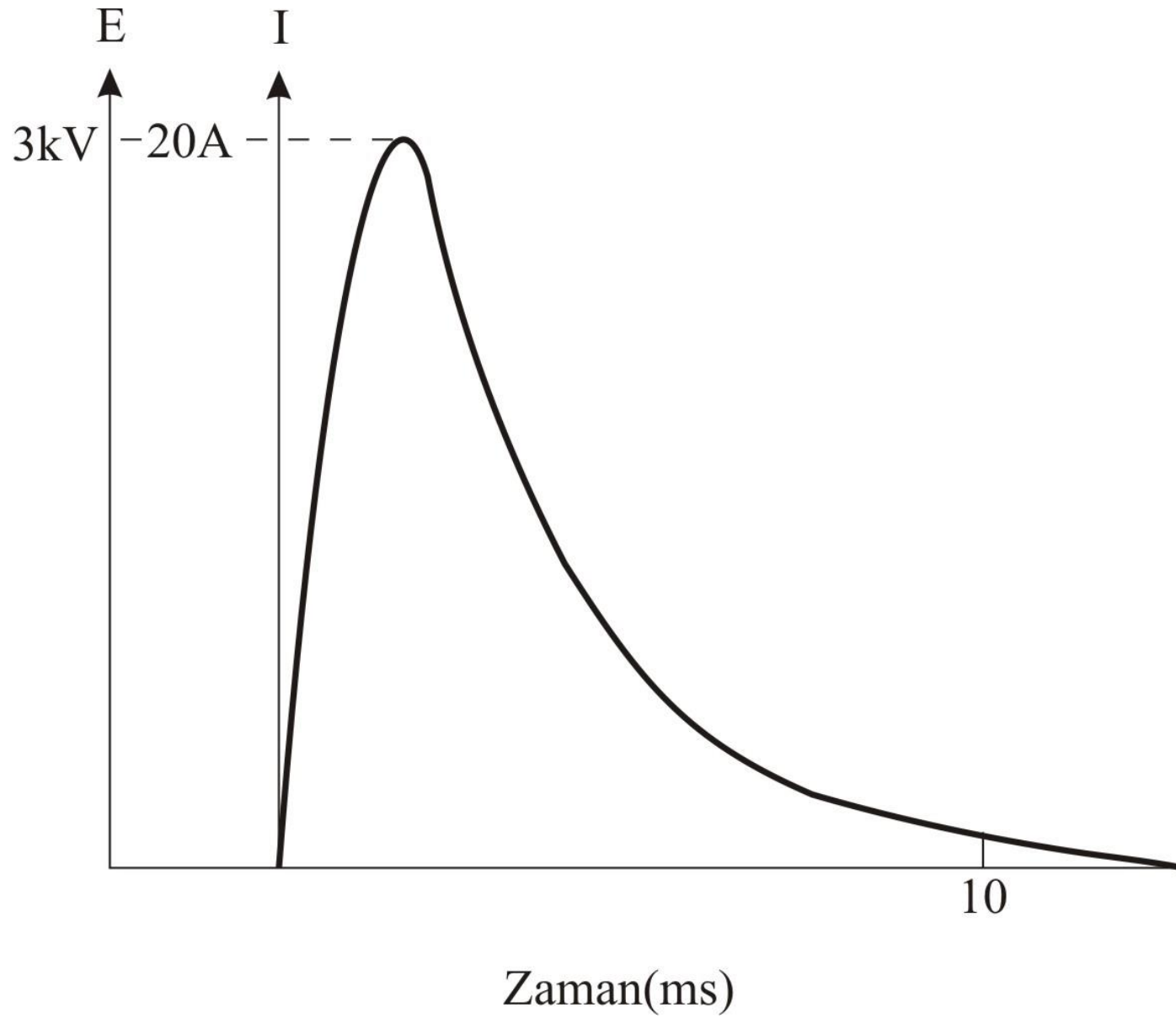
Şekil 9.42 Lown defibrilatörü dalga şekli



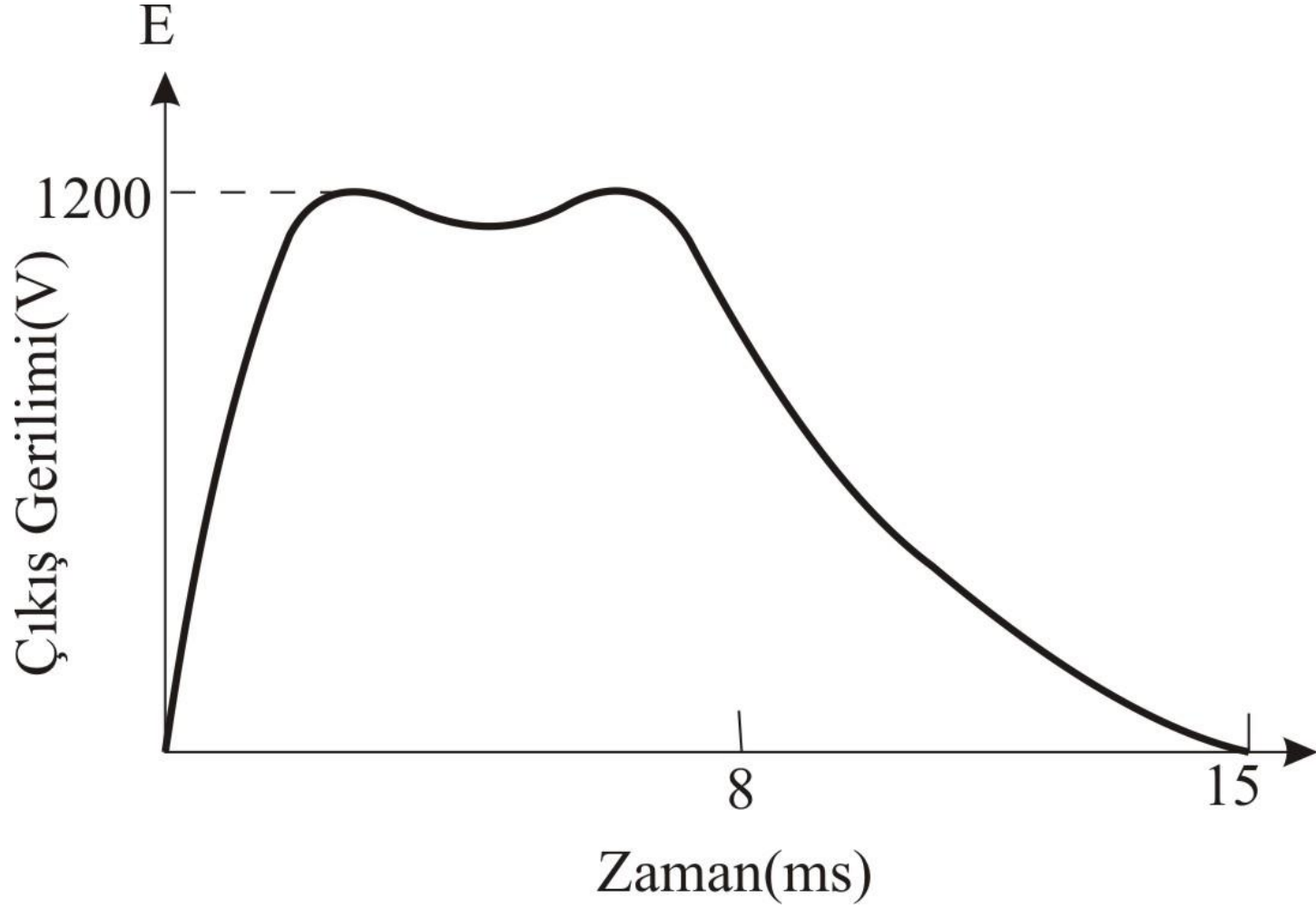
Şekil 9.43 Bir Lown defibrilatörünün tipik devresi

- Şekil 9.43'te Lown defibrilatörünün basitleştirilmiş bir şeması görülmektedir. Hastaya aktarılan yük bir kondansatörde depo edilmekte ve bir dc yüksek gerilim kaynağı tarafından üretilmektedir. Operatör yük seviyesini ön panelde bulunan bir ayarı değiştirerek ayarlayabilir. Bu düğme yüksek gerilim kaynağı tarafından üretilen gerilimi değiştirerek kapasite üzerindeki maksimum yük şarjını değiştirir. Kondansatörde depo edilen yük miktarı:
- $U=(1/2)CV^2$ 9.12

- Burada;
- U: Enerji (joule)
- C: C_1 'in kapasitesi (Farad)
- V: C_1 'in üzerideki gerilim (Volt)
- Örnek 9.8: 16 μF 'lık bir kondansatörde depo edilen yükü, kapasitenin 5000 Vdc değerine şarj edilmesi durumunda hesaplayınız.
- Çözüm:
- $U = (1/2)CV^2 = 200\text{J}$



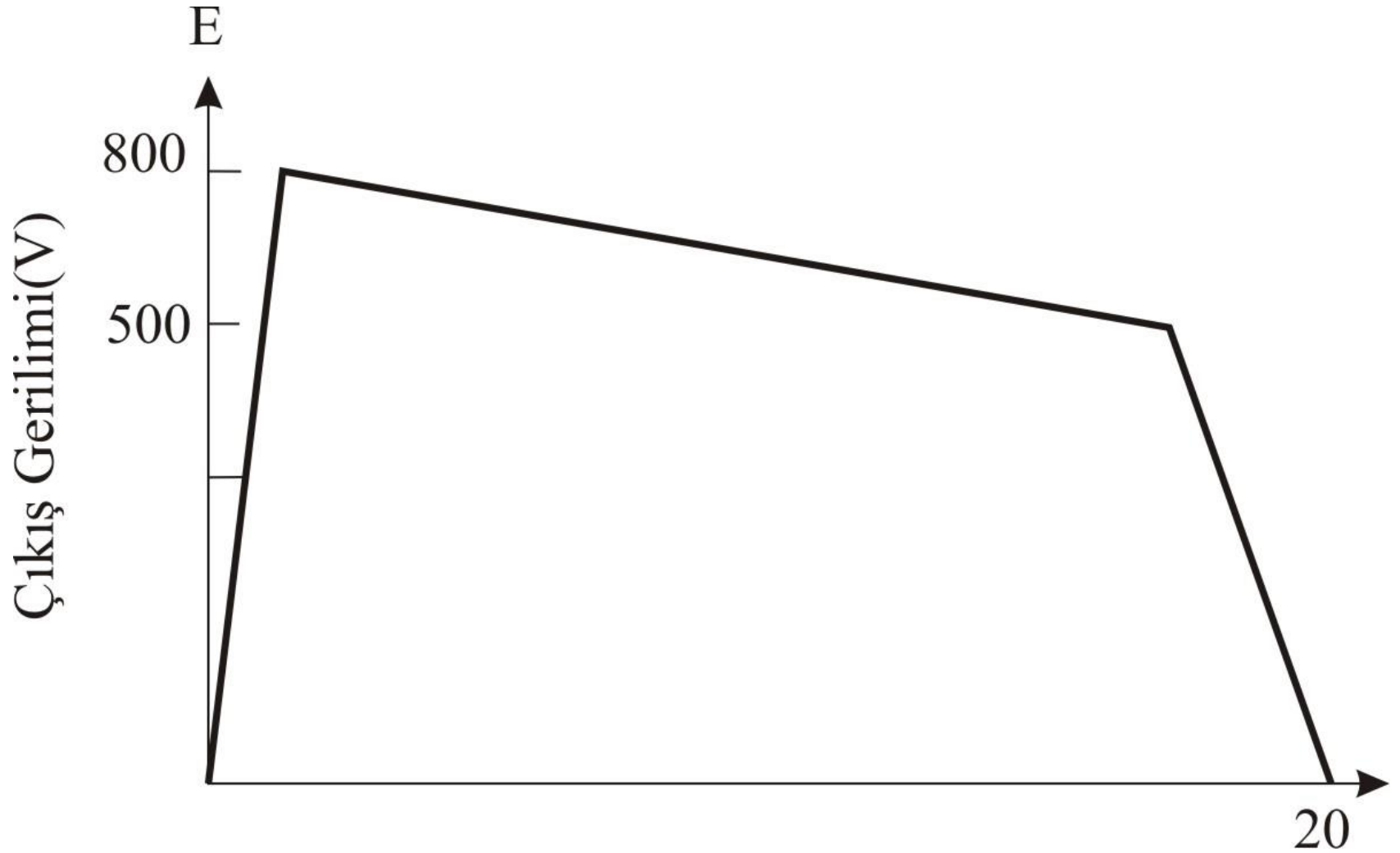
Şekil 9.44 Monopals defibrilatör dalga şekli



Şekil 9.45 Değişken eğimli gecikmeli defibrilatör dalga şekli

- Depo edilen enerji, kapasite üzerine bağlanan bir voltmetre ile gösterilir. Voltmetrenin kadranı enerji birimleriyle kalibre edilmiştir. Genelde enerji birimi olarak Watt.s kullanılır ancak 1 joule 1 Watt.s'ye eşit olduğundan bu bir problem teşkil etmez. Eski defibrilatörlerde enerji göstergesi depolanan enerji cinsinden kalibre edilmiş olmasına rağmen günümüzdeki yasalar aktarılan enerji miktarının gösterilmesini şart koşmaktadırlar. Çünkü enerjinin bir kısmı anahtar kontaklarında ve L_1 bobininin direncinde kaybolur.

- Kondansatör yükü, bir röle kontağı K_1 tarafından kontrol edilir. Eski modellerde tek kutuplu çift konumlu röleler kullanılırken yenilerde çift kutuplu çift konumlu röleler kullanılarak hastanın topraktan izolasyonu sağlanmaktadır. Birkaç hava yalıtımlı yüksek gerilim rölesi kullanılan portatif defibrilatörler bulunmasına rağmen çoğu alette mühürlü vakum yalıtımlı röle (mesela Torr laboratuvarları TMR-10 gibi) kullanılmaktadır. Vakumlu röle tercih edilmektedir çünkü kapasiteyi şarj etmek için yüksek gerilimler kullanılmaktadır. Eğer 16uF'lık bir değer (sık kullanılan bir değer) kullanılırsa ve 400J'luk bir enerji depolanırsa kapasite üzerindeki gerilim 7000Vdc'den fazla olacaktır.

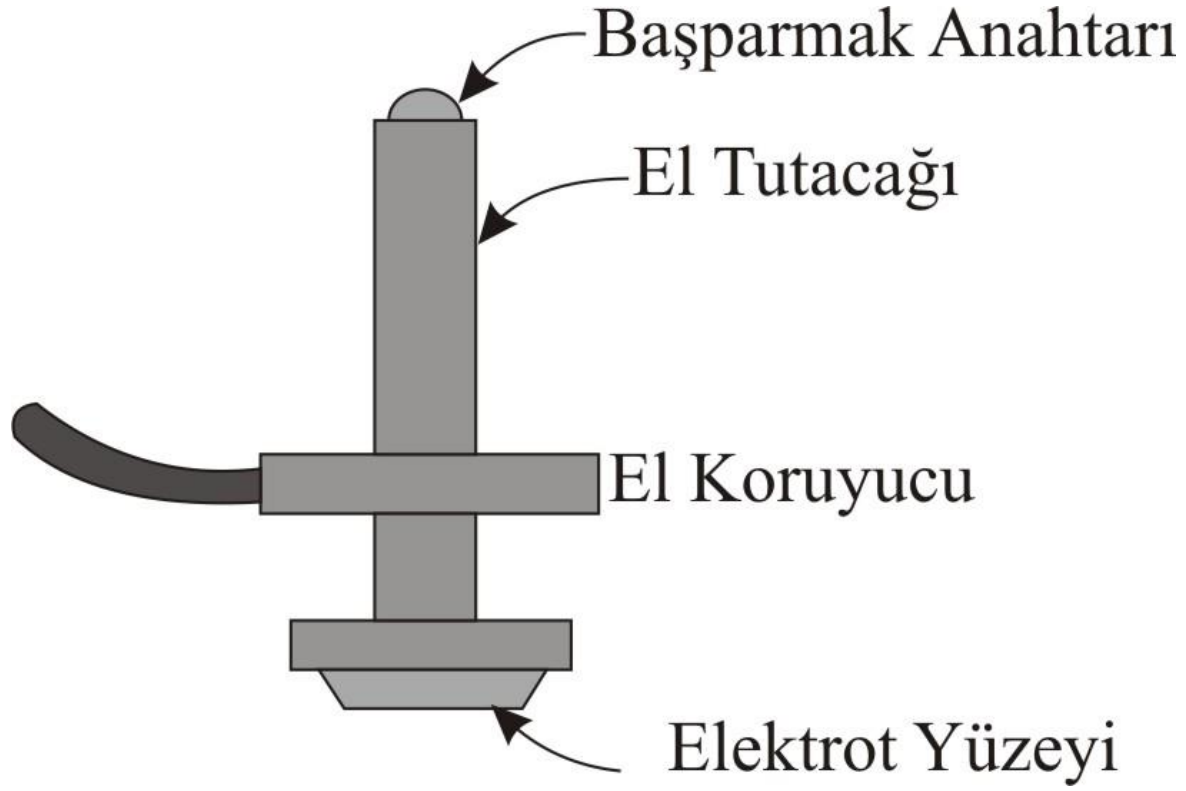


Şekil 9.46 Trapezoidal defibrilatör dalga şekli

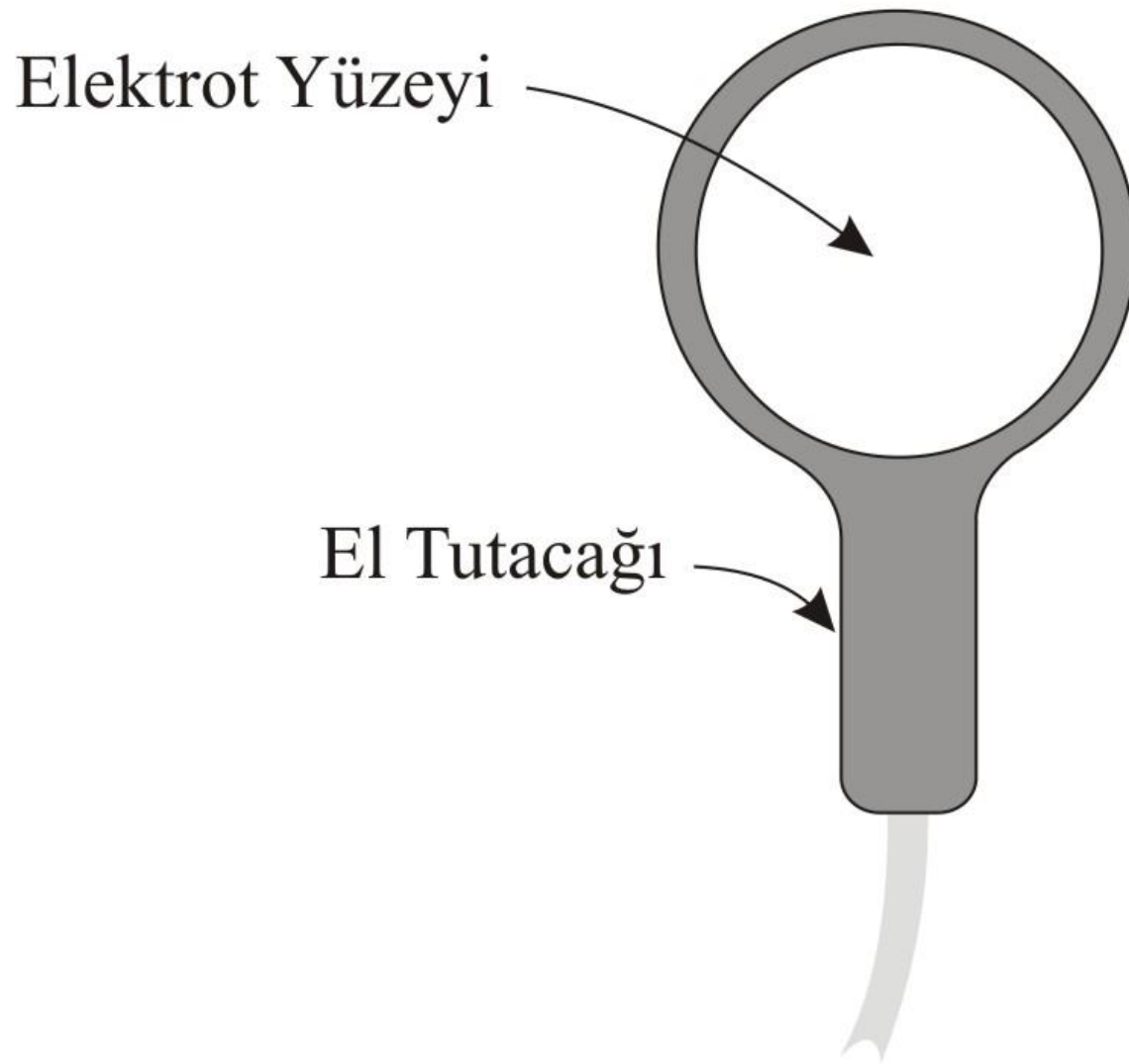
- Lown defibrilatöründe hasta devresinde 100mH'lik bir bobin (L_1), L_1 'in omik direnci (R_1) ve hastanın direnci (R_2) bulunmaktadır. Lown dalga şeklinde son 5ms'lik periyotta negatif darbenin oluşmasını sağlayan L_1 bobininin üzerindeki manyetik alanda depo edilmiş bulunan enerjidir. Kondansatör boşaldığında 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 (S_2 'yi kapatarak) kapasiteyi şarj eder.
 2. Kondansatör C_1 , şarj olmaya başlar ve şarj işlemi kondansatör üzerindeki gerilim güç kaynağının gerilimine ulaşınca kadar devam eder.

3. Operatör disk elektrodları hastanın göğsüne yerleştirir ve deşarj düğmesine basar (S_1 düğmesi).
4. K_1 rölesi kondansatörü güç kaynağından ayırır ve çıkış devresine bağlar.
5. C_1 kondansatörü yükünü L_1 ve R_1 üzerinden hastaya boşaltır. Bu olay ilk 4 ile 6 ms arasında gerçekleşir ve Şekil 9.42’de görülen pozitif yüksek gerilim darbesi oluşur.
6. L_1 etrafında oluşan manyetik alan yakalanır ve Şekil 9.42’de görülen son 5 ms’deki negatif darbeyi üretir.

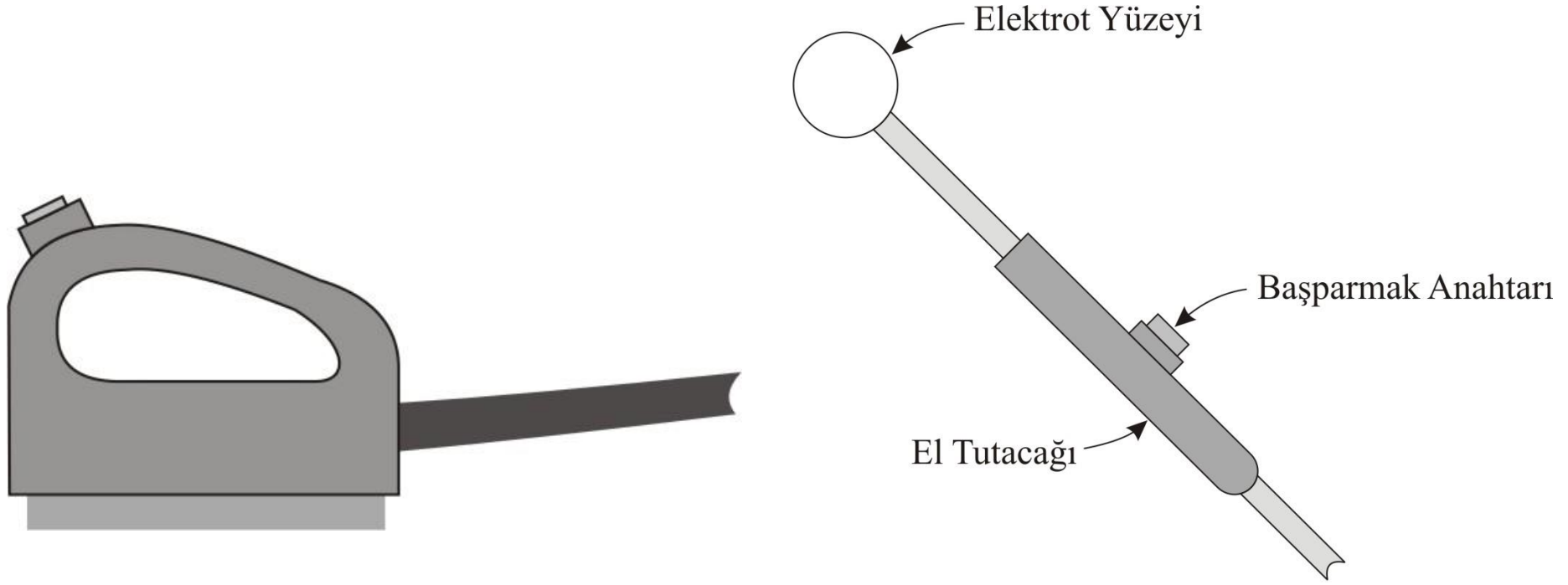
- Değiştirilmiş Lown dalgasına benzeyen Monopals dalga şekli Şekil 9.44'te görülmektedir ve genellikle belli bazı portatif defibrilatörde kullanılır. Şekil 9.43'teki gibi bir devre tarafından üretilir fakat negatif darbeyi üreten L_1 bobini yoktur. Sonuç olarak dalga şekli tıpkı bir RC devresinde olduğu gibi eksponansiyel bir eğriyle azalır.
- Dc defibrilatörlerde kullanılan bir diğer dalga şekli Şekil 9.45'te görülen değişken eğimli gecikmeli dalga şeklidir. 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 9.43'te görüldüğü gibi iki L-C katını arka arkaya koyarak elde edilir.



Şekil 9.47 Defibrilatör elektrod tipleri a) Standart Anterior



b) Posterior



Şekil 9.47 Defibrilatör elektrod tipleri:
c) D halkalı anterior
d) Dahili

- Şekil 9.46'da görülen trapezoidal dalga şekli bir başka düşük genlikli uzun süreli bir darbedir. Başlangıçtaki çıkış potansiyeli 800V'tur, fakat sonra 500V'a ulaşıncaya kadar 20 ms süre içerisinde sabit bir hızla alçalır ve son bulur.
- Defibrilatörden enerji bir dizi yüksek gerilimli disk elektrod üzerinden aktarılır. Şekil 9.47'de birkaç popüler tip görülmektedir. Şekil 9.47a'da görülen tür anterior disk olarak bilinir. Bu tasarımda metal elektrod yüseyine dik yerleştirilmiş yalıtılmış bir kulp vardır. Yüksek gerilim kablosu yan taraftan bağlanır. Kulbun üst tarafında deşarjı kontrol eden bir düğme

- Defibrilasyon yapmak için elektrodlardan biri doğrudan göğüste kalbin üstüne yerleştirilirken ikincisi hastanın göğsünün sol tarafına yerleştirilir. Elektrod yüseylerine iletken özelliği bulunan bir jel sürülür. Bu jel yükün etkili bir şekilde aktarılmasını sağlayarak hastanın cildinde oluşacak yanıkları engeller.
- Posterior (arka, sırt) disk elektrodu Şekil 9.47'de görülmektedir. Bu elektrod hastanın altına konulacak şekilde düz tasarlanmıştır. Posterior diskler her zaman bir anterior diskle birlikte kullanılır ve bir anterior-posterior çifti oluştururlar.
- Daha modern bir anterior disk Şekil 9.47d'de görülen D halkalı tiptir. Bu tip disk günümüzde çoğu modern defibrilatörde kullanılmaktadır.

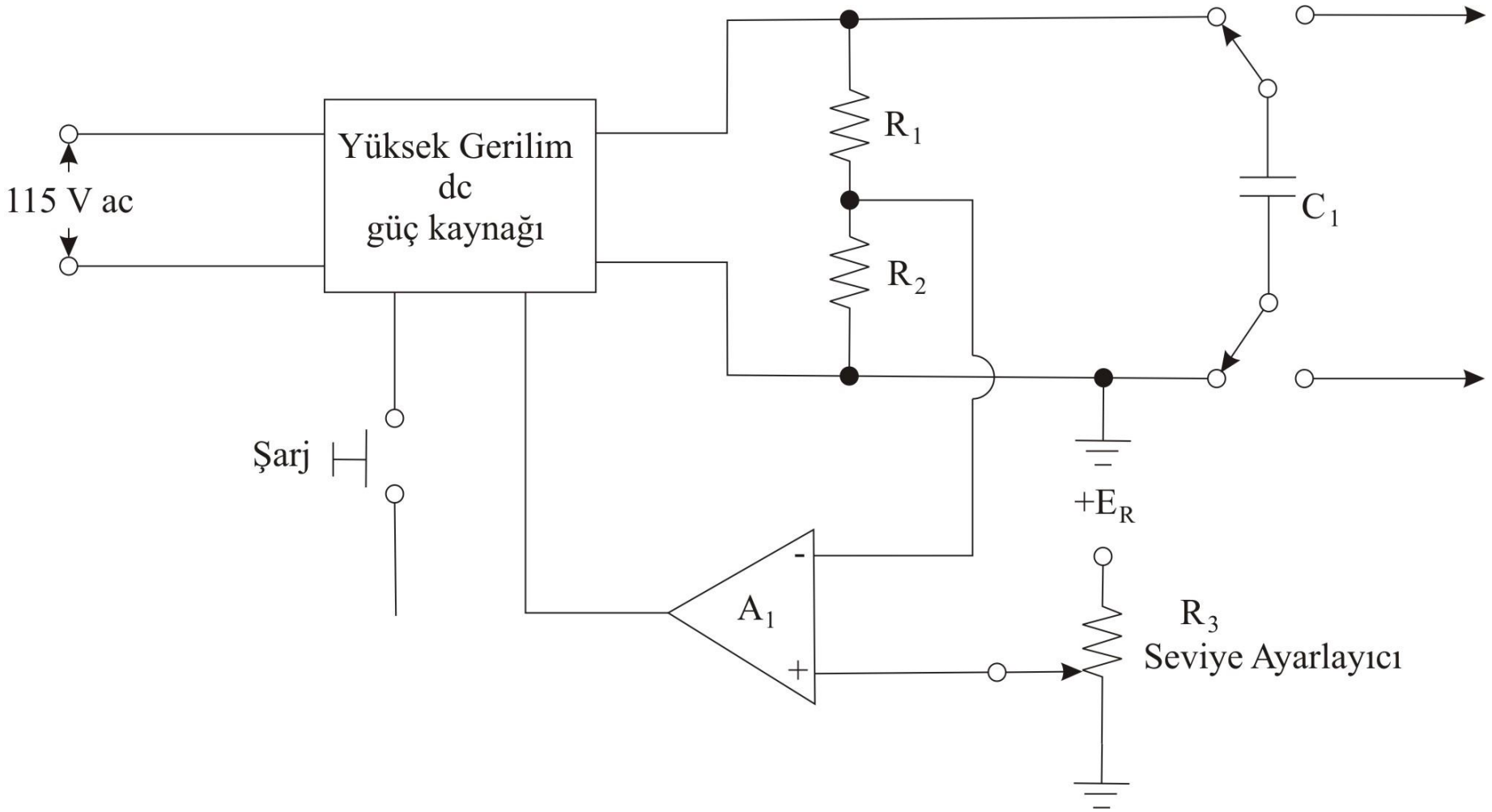
- Disk setlerinden sonuncusu Şekil 9.47c'de görülen dahili tiptir. Dahili disk seti bu elektrodların ikisinden oluşur fakat birisinde el düğmesi yoktur. Bu tip diskler açık kalp ameliyatlarında miyokarda doğrudan bir elektrik şoku vermek için kullanılır.
- Şekil 9.43'de yük transfer rölesini harekete geçirerek defibrilatörün ateşlenmesini sağlayan S_1 anahtarıdır. Bazı modellerde S_1 anahtarı ön panelde olabilir fakat çoğunda hasta elektrodlarından birinin üstünde bulunur. Bazı üreticiler her bir elektrodda birbirine seri bağlanmış iki anahtar kullanarak güvenliği sağlarlar. Defibrilatör deşarjı her iki anahtar da aynı anda basılmadığı müddetçe gerçekleşmez. Bazı eski modellerde bir ayak anahtarı bulunmaktaydı fakat bunun bir kardiyak acil servisinin yoğun ve heyecanlı ortamında tehlikeli olduğu görülmüştür.

- Defibrilatörü kullanmadan evvel bir EKG cihazı veya izleme osiloskopu üzerinde ventriküler fibrilasyonun varlığından emin olunmalıdır. Hemşire, doktor veya bir başka kurtarıcı öncelikle fibrilasyonun gelişmekte olduğunu belirlemelidir. Bazı defibrilatör üreticileri ürünleri içerisine bir izleme osiloskopu ve EKG ön yükselteçleri eklemekte diğerlerinde bu donanımın dışarıdan kullanıcı tarafından sağlanması gerekmektedir. Bazı hastanelerde kurtarma operasyonuna bu donanımın getirilmesinden bir izleme veya EKG teknisyeni sorumludur.

Defibrilatör Devreleri

- Şekil 9.43'te görülen devre modern defibrilatörleri tanımlamakta yetersiz kalmaktadır. Düzey ayarıyla ilgili iki farklı yaklaşım mevcuttur. Bir 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 diğer yaklaşım Şekil 9.48’de görülmektedir. Bu devrede yüksek gerilim güç kaynağının çıkışı sabitlenmiştir. Bir gerilim karşılaştırıcısı güç kaynağını girişine uygulanan gerilimlere bakarak açar veya kapatır. Karşılaştırıcının bir girişi R_1 - R_2 gerilim bölücüsü üzerinden C kondansatörü üzerindeki gerilime bağlanmıştır. Karşılaştırıcının öteki girişi düzey ayarlama düğmesi olarak çalışan bir potansiyometreye bağlanmıştır. Operatör belli bir enerji düzeyine ayarlama yaptığı zaman potansiyometrenin orta ucundaki gerilim istenilen yük miktarını gösterecek şekilde değişir.



Şekil 9.48 Elektronik şarj etme devresi

- Operatör bir şarj olayını ön paneldeki şarj düğmesine basarak başlatır. Gerilim karşılaştırıcısı düzey kontrol ayarından aldığı gerilimi diğer girişindeki kondansatör gerilimiyle karşılaştırır. Kondansatör üzerindeki gerilim sıfır olduğundan karşılaştırıcı çıkışı yüksek olur. Karşılaştırıcı çıkışı yüksek olduğunda yüksek gerilim güç kaynağını kontrol eden röle veya dijital mantık devresi güç kaynağını çalıştırır.
- Kondansatör şarj oldukça karşılaştırıcının eviren girişindeki gerilim yükselir. Gerilim potansiyometreden gelen düzey kontrol gerilimiyle aynı seviyede olduğunda veya onu geçtiğinde karşılaştırıcı çıkışı düşük konuma geçer ve böylece şarj çevrimi sona erer.

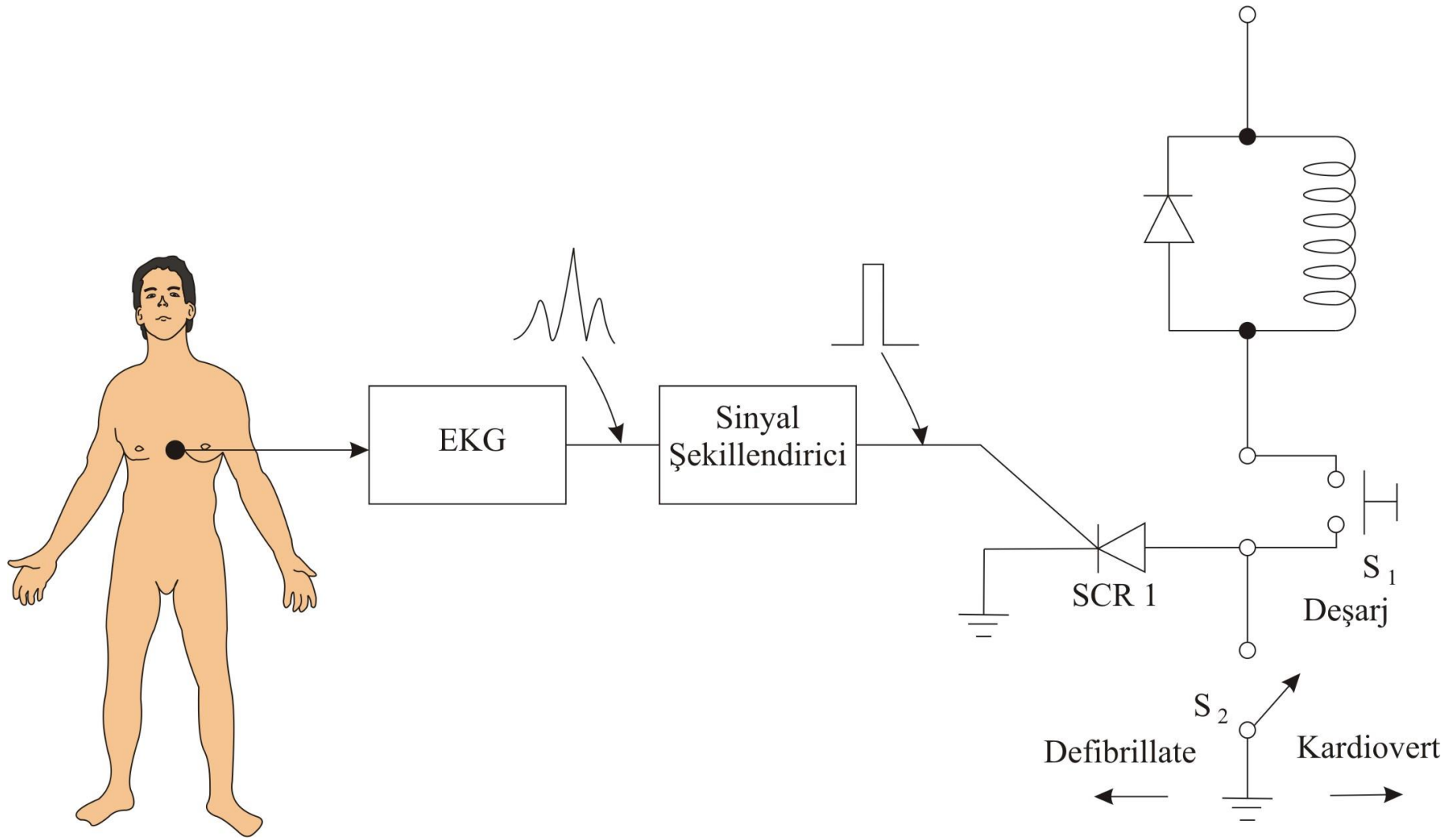
- Deşarj devresi önceki tasarıma çok benzemektedir. Hasta üzerindeki diskte bulunan bir anahtar bir yüksek gerilimli vakum yalıtımlı rölenin bobinini enerjilendirerek kondansatörün enerjisini hasta vücuduna aktarmasını sağlar.

Kardiyoversiyon

- Belli bazı aritmi durumlarında (mesela kulakçık fibrilasyonunda) varlığı R-dalgası özelliğinin EKG sinyalinde bulunmasından anlaşıldığı üzere 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 yoksa aritmiyi düzeltmesi beklenen şok karıncık fibrilasyonu gibi daha ciddi aritmi problemlerine neden olur. Şokun yaklaşık R-dalgası tepe değerine ulaştıktan 30 us sonra uygulanması gerekmektedir.

- İnsanların bu kadar doğru bir şekilde EKG dalga şeklini değerlendirip bu problemi gidermesi mümkün değildir. Dolayısıyla otomatikleştirilmiş elektronik bir devre bu işi görür. Bu işi yapan bir senkronizasyon devresiyle donatılmış cihaza kardiyoverter denilir.
- Aletin üzerindeki bir düğme sayesinde operatör defibrilasyon ve kardiyoversiyon modları arasında seçim yapabilmektedir. Bazı cihazlarda özellikle Hewlett-Packard markalı olanlarda bu düğme ya senkronizeli anlık ya da senkron defibrilasyon adıyla etiketlenilmektedir.

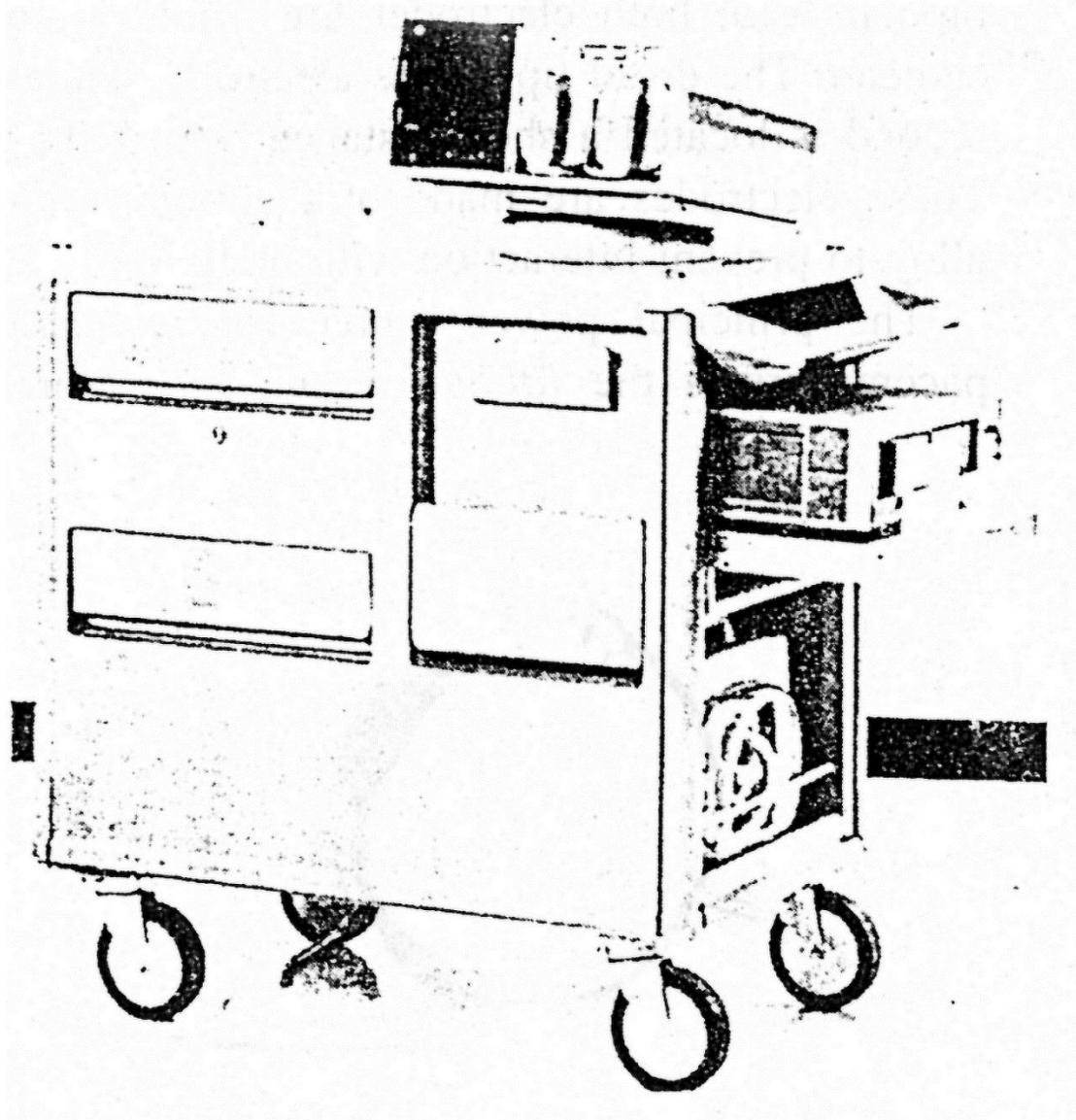
- Şekil 9.49'da bir senkronizasyon devresinin kısmi şeması görülmektedir. K1 rölesi ve S1 anahtarı daha önceki devrede yaptıkları işi görürler. S2 anahtarı defibrilasyon konumundayken, devre diğerlerinde olduğu gibi bir çalışma gösterir: S1 anahtarı kapandığında röle enerjilenerek kondansatörü deşarj eder.
- S2 anahtarı kardiyoversiyon konumuna alındığında ise röle S1 anahtarına basılıp ta SCR1'de iletken oluncaya kadar enerjilenmez.
- SCR1 bir EKG R-dalgası ile tetiklenir. EKG ön yükselteci hastadan sinyali toplar. Bu yükselteç defibrilatörün içinde de olabilir harici bir monitörünki de olabilir. Çoğu yatak başı izleme cihazı bu sinyalin alındığı bir defibrilatör çıkış yakına sahiptir.



Şekil 9.49 Bir kardiyoverterin blok şeması

- EKG yükseltecinin yapısından bağımsız olarak R-dalgası haricindeki diğer özellikleri de ayırt edebilecek devrelere ihtiyaç vardır. Bazı eski modellerde, R-dalgasının tepe değerinin diğer özelliklerden daha yüksek olduğu varsayımıyla basit bir eşik dedektörü kullanılmaktadır. Fakat bazı durumlarda T-dalgasının genliği de eşik değerini aşabilmektedir. Bu problemi çözmek için eşik dedektörünün önünde bir türev alıcı devre kullanılır. Türev alıcı devre R-dalgasında, T-dalgasında olduğundan daha yüksek bir çıkış genliği üretmektedir çünkü eğimlerinde önemli bir fark vardır (yüksek frekans bileşenlerinden kaynaklanan). Böylece türev alıcı devre R-dalgası ile diğer ana özellikler arasında önemli bir genlik farkı oluşmasını sağlar. Aynı zamanda bir kalp pili darbesi reddedicinin de bulunması gerekmektedir çünkü darbe tepeleri dedektörde R-dalgası gibi algılanır.

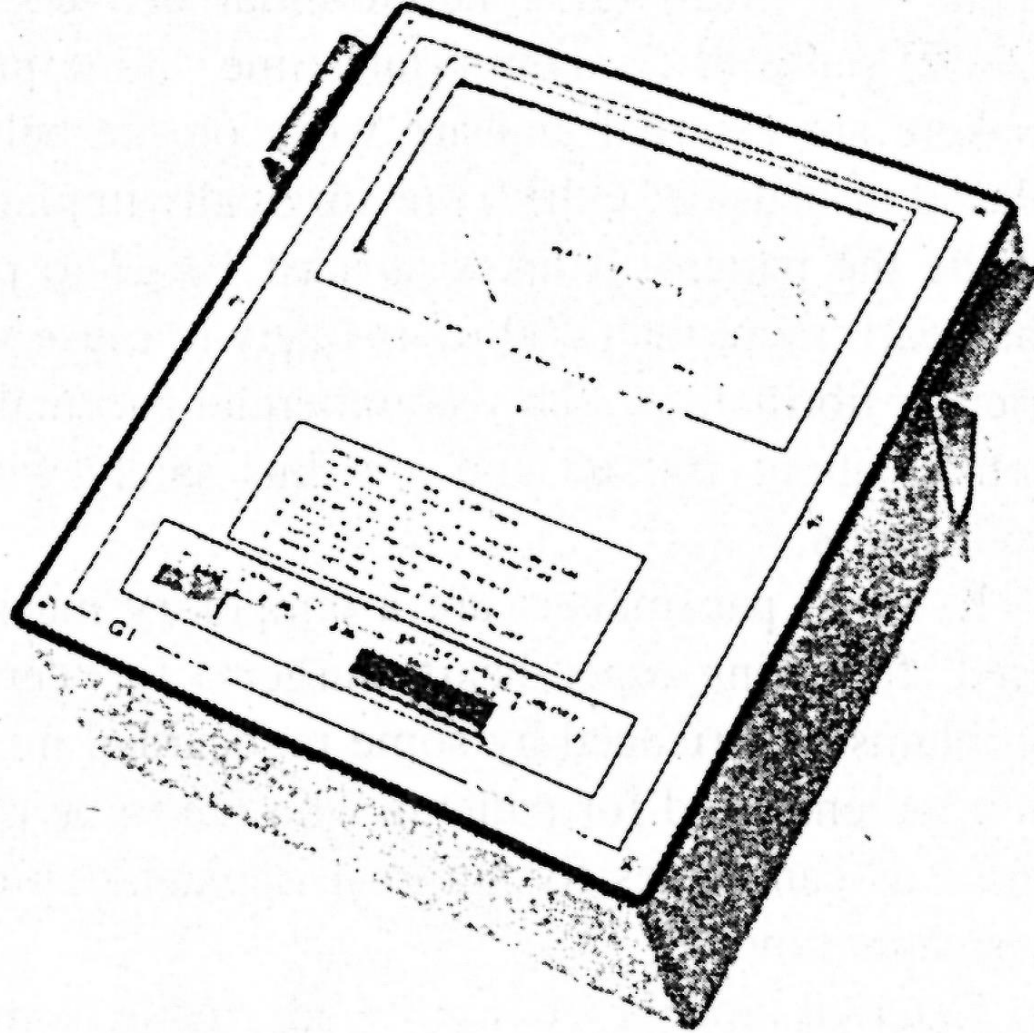
- Bazı üreticiler eşik dedektörünün çıkışını doğrudan SCR kapısına uygulamaktadırlar. Fakat diğer üreticiler, SCR kapısını eşik dedektörünün tetiklediği bir tek kararlı multivibratör üzerinden kontrol ederler. Bazı modellerde tek kararlı multivibratör darbeleri bir çıkış yakına da verilir.
- Şekil 9.50'de ticari bir defibrilatör olan Hewlett-Packard model 78620A bir model 78630 kurtarma arabasına monte edilmiş şekilde görülmektedir. Dahili bir batarya maksimum 400W.s'lik 100 deşarj yapmaya yetecek veya 100 saatlik izleme yapabilecek kadar enerji sağlar. Bu cihaz aynı zamanda gölgelemesiz bir osiloskop kullanan hasta izleme monitörüyle de donatılmıştır.



Şekil 9.50 Tipik bir defibrilatör kurtarma arabası

Defibrilatörlerin Test Edilmesi

- Defibrilatörler yüksek gerilimler altında yüksek akımlar aktardıklarından bir arıza meydana gelirse bu aniden olur. Sonuç olarak akılcı düşünce sık aralıklarla cihazların test edilmesini gerektirir.
- Piyasada birkaç çeşit defibrilatör test edicisi bulunmaktadır. Çoğu W.s cinsinden kalibre edilmiş integral alıcı voltmetrelerdir. Bir defibrilatör test edicisine örnek Şekil 9.51'de görülmektedir. 50 ohmluk bir kör yük test edicinin içine yerleştirilmiştir ve uçları bir çift elektrodla dışarıya verilmiştir. Defibrilatörün diskleri bu elektrodla temas ettirilir ve kondansatör yüke boşaltılır. Cihazın göstergesi aktarılan enerjiyi gösterir.



Şekil 9.51 Defibrilatör test edicisi

- Bir osiloskop çıkış jakı bulunan test edici tercih edilmelidir çünkü dalga şeklinin osiloskop ekranında da gözlenmesi gerekebilir. Çoğu otorite defibrilatör performansının hem aktarılan enerji hem de dalga şekline bakılarak belirlenmesinin gerekli olduğu görüşünde birleşmektedir. Dalga şeklinin kaydı için bir osiloskop kamerası kullanılmaktadır fakat defibrilatör çıkış dalga şeklini sayısal olarak örnekleyip saklayan ve daha sonra bunu bir 25 mm/s'lik bir şerit kayıt cihazında yazdırabilen en az bir test edici modeli de vardır.

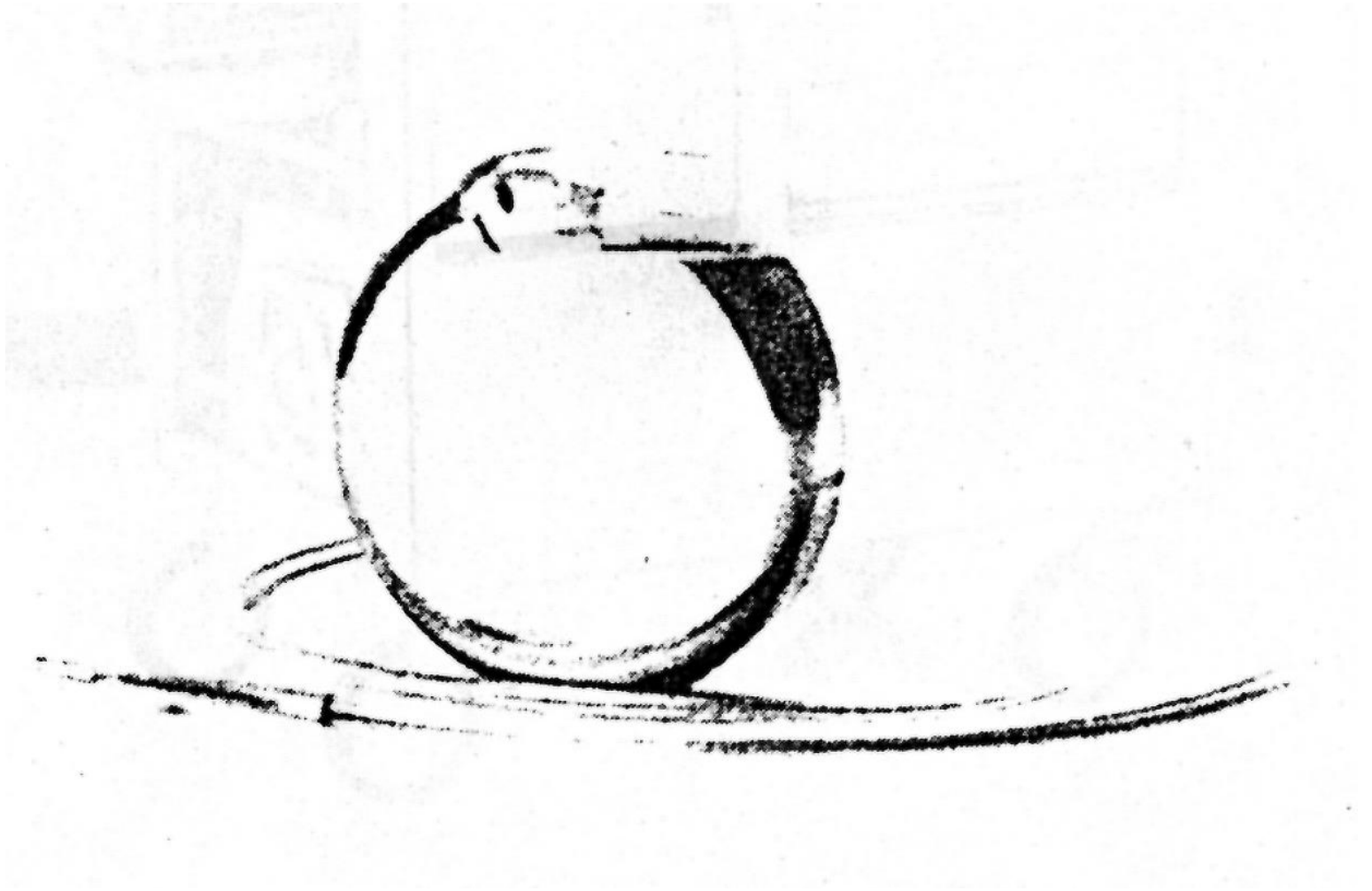
Kalp Pilleri

- Daha önceki bölümlerde kalbin elektroiletim sisteminden bahsetmiştik. Sağ kulakçık civarında bulunan SA düğümü tarafından elektriksel bir darbe üretilir. Darbe elektroiletim sisteminde aşağıya doğru ilerler ve karıncıklara giden AV düğümüne (bir geciktirme hattı gibi çalışır) ulaşır. Sistem karıncıklara giden sol ve sağ kol demetlerine ayrılır.
- Elektroiletim sisteminde bir kesinti meydana gelirse (bunun adı kalp krizidir), 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. Diğerleri hastaya bir ameliyatla yerleştirilen dahili tiplerdir. Kalbin tekrar çalışması için 10 μJ 'lük bir enerji gerekir, 400 μJ 'ün üzerindeki enerji miktarları karıncık fibrilasyonuna neden olabilir. Çoğu ticari kalp pilinde enerji miktarı 100 μJ 'dür ve bu her iki sınır değer arasında kalan emniyetli bir seviyedir.

- 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 ms'ye kadar) darbeler üreten cihazlardır. Akımın tepe değeri 100 μ A'den 20mA'e kadar ayarlanabilir.

- Sabit (dahili) kalp pilleri (Şekil 9.52) 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.



Şekil 9.52 Dahili kalp pili

- İki tip kalp pili elektrod kablosu vardır: endokardiyal ve miyokardiyal. Bu kategoriler de kendi aralarında ikiye ayrılırlar: tek kutuplu, çift kutuplu.
- Endokardiyal kablo bir toplardamar içinden geçirilir ve venoyüs sisteminden geçerek sağ kulakçığa oradan da sağ karıncığa gelir. Öte yandan miyokardiyal kablolar doğrudan kalp kaslarına bağlanırlar.
- Şekil 9.52’de görülen kalp pili çift kutuplu elektrod kullanmaktadır: her iki elektrod da aynı kateter içinde yer almaktadır. Ön uç bir elektrodu oluştururken az geride duran elektrod ikinciyi oluşturur. Bu elektrodların vücut sıvısından etkilenmemeleri için platin-iridyum alaşımında yapılmaları gerekir.

- 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 pili üreticileri bataryaları koruma altına almak için çok uğraşırlar çünkü montaj problemlerini tespit etmek için kullanılan x ışınları dahi onların ömürlerini kısaltır. Yine de bataryalar kalp pillerinin en zayıf noktalarını oluştururlar. Bazı hastaneler kalp pili gözlem klinikleri kurarak erken batarya arızalarını belirler. Azalan batarya gerilimiyle birlikte darbe frekansının düştüğü bilinmektedir. Dolayısıyla hasta nabzının düşüklüğü pil tükenmesinin erken bir göstergesi olarak kullanılabilir.

- 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. Günümüzde yine de civalı ve lityum bataryalar dahili kalp pilleri için en geçerli güç kaynaklarıdır.

Kalp Pili Sınıflandırmaları

- Bölüm 9.33'de tartışılan dahili ve harici yerleşim şekillerinin yanısıra kalp pillerini sınıflandırmak için birkaç yol daha vardır. 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.

- Kalp pillerinin 4 genel kategorisi vardır: asenkron, talebe dayalı, R-dalgası önlemeli, ve AV senkronizeli.
- 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-R periyodunun ilk çeyreğinde kalp pili T-dalgası özelliğine tepki vermesini önlemek üzere pasif konumda bekletilir. R-R aralığının son 3 çeyreğinde kalp pili bir algılama periyodu içine girer. Eğer bu aralık içinde bir R-dalgası hissedilmezse kalp pili bir darbe üretir.

- R-dalgası önlemeli tip talebe dayalı kalp piline benzer sadece kalp normal faaliyetini sürdürdüğü müddetçe darbe üretmez. Tetikleme devreleri her R-dalgasını takiben bir süre durdurulur. Eğer önceden belirlenmiş bir periyot içerisinde R-dalgası oluşmazsa tetikleme işlemine izin verilir.

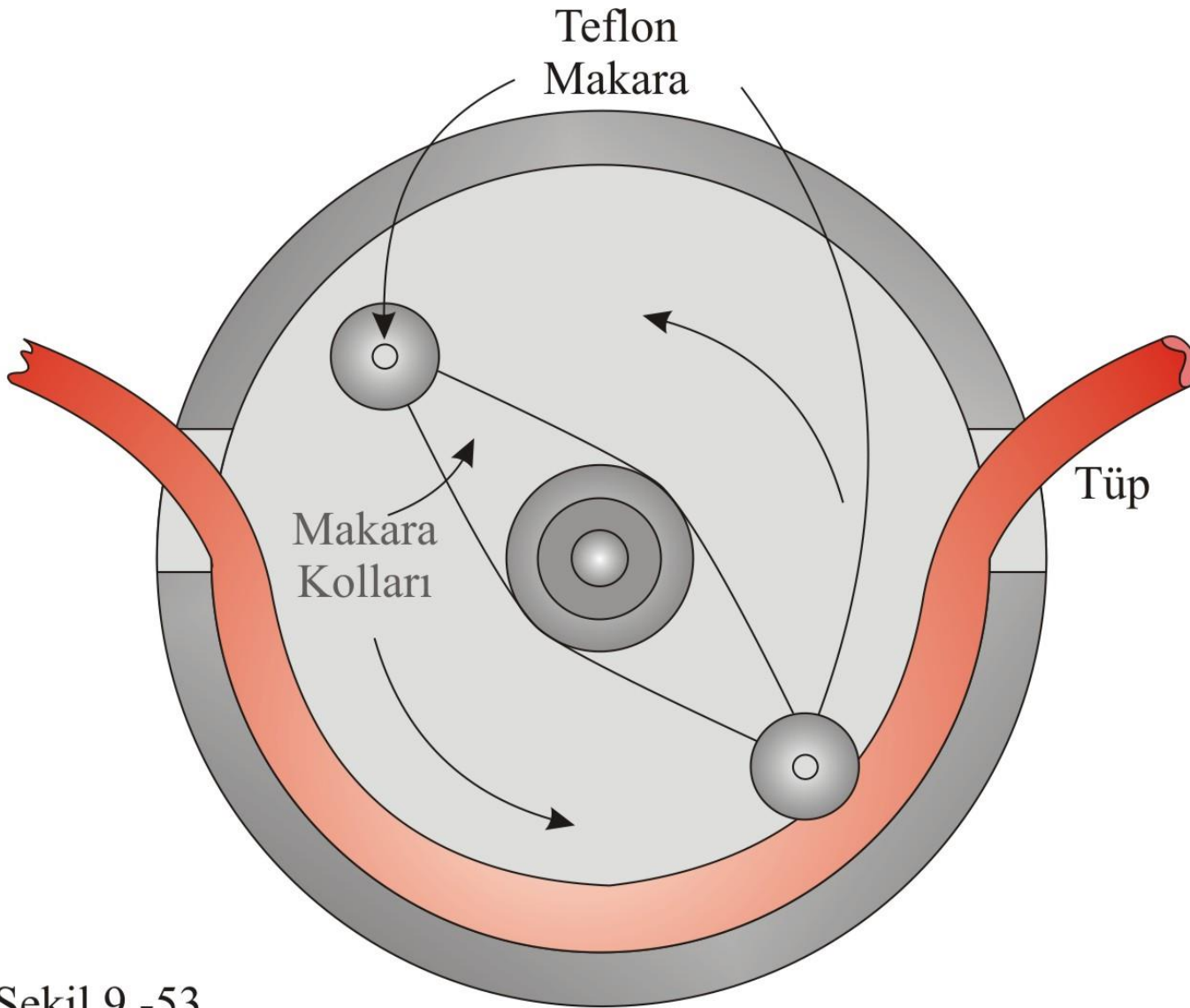
- AV senkronizeli kalp pili EKG P-dalgasına (kalbin kulakçıklarının kasılmasıyla meydana gelen EKG özelliği) cevap verir. Atrial uyarıcı devresi kalbin elektroiletim sisteminde meydana gelen gecikmeye benzer bir gecikme sağlayan bir P-Q geciktirme devresi içerir. Kalp pili bir P-dalgasını belirledikten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

Kalp-Akciğer Makineleri

- Kalp, bir ameliyat esnasında kendisine veya diğer 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 torakik kavitede (göğüs boşluğu) meydana gelen kısmi vakum sayesinde çalışırlar. Akciğer içindeki basınç temelde atmosferik basınçtır ve akciğer dışındaki interplöral boşlukta basınç biraz daha azdır. Bu basınç farkı ciğerlerin havayla dolması için yeterlidir. Fakat göğüs ameliyatlarında göğüs kafesi açıktır ve akciğerin her iki tarafında da eşit atmosferik basınç vardır.

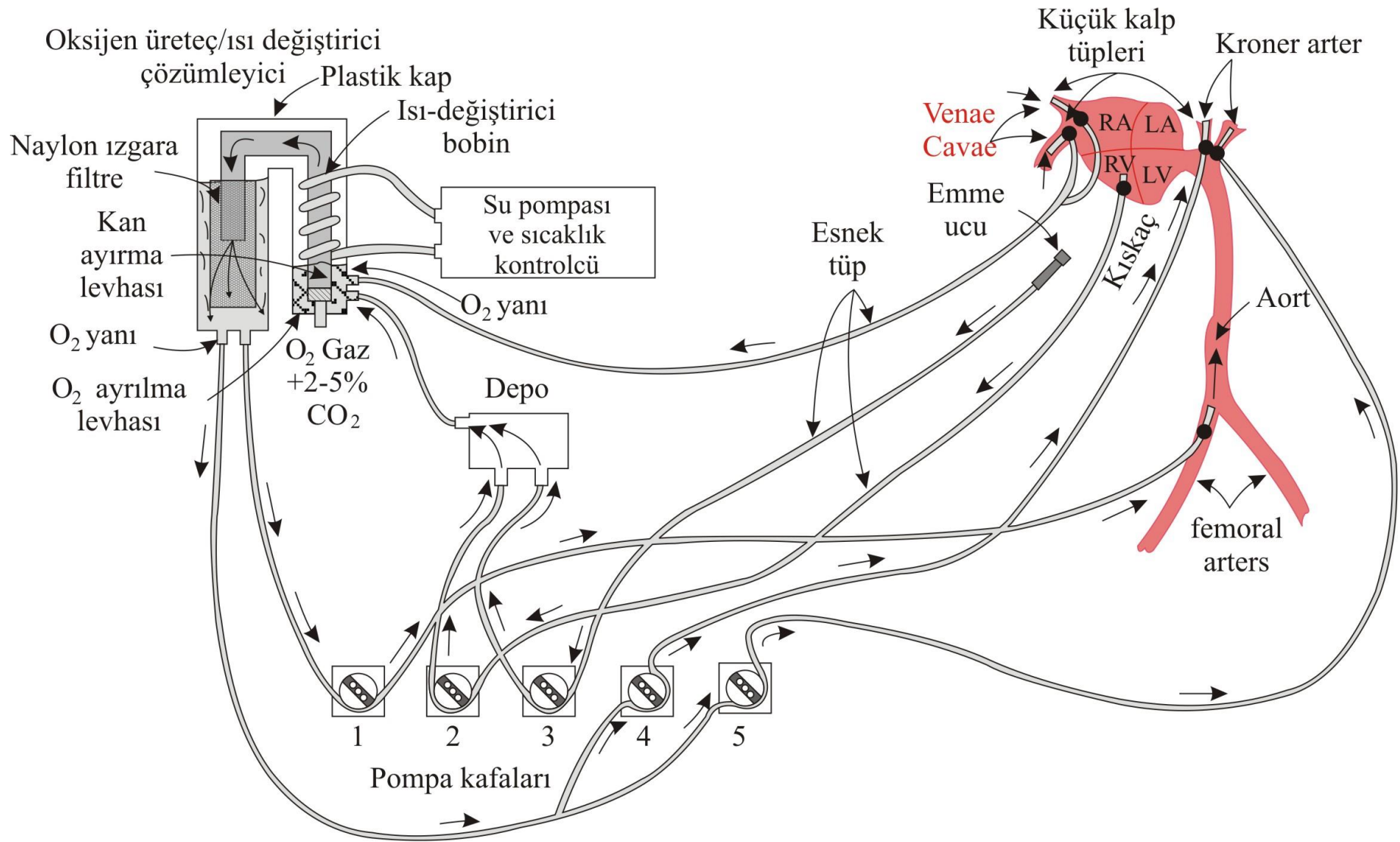
- Şekil 9.53'te bir kalp-akciğer makinesinin pompa kafasının şekli görülmektedir. Bu mekanizmaya peristaltik pompa denilmektedir. Hastanın vücudundan gelen ve ona dönen kan kannula adı verilen steril plastik bir borunun içinden geçmektedir. Uygun adaptörlere sahip kannulalar hastanın damarlarına sokularak 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 9.53 Peristaltik pompa kafası

- Şekil 9.54'te 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.
- 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 ısısal olarak bağlanmış fakat fiziksel olarak kan akımından ayrılmıştır (yani su ile kan dolaşımı birbirine karışmaz). Bir sıcaklık kontrolcüsü pompa işleticisini kanın uygun belli bir sıcaklıkta sabit kalmasını sağlayacak şekilde ayarlar ve böylece kanın borular içinde dolaşırken kaybettiği ısı enerjisi karşılanır.



Şekil 9.54 Kalp-akciğer makinesinin şematik gösterimi

- Oksijenleyici/ısı değiştiricisi girişine O_2 -eksi ve çıkışına da O_2 -artı tarafı denir.
- Kan hastanın vena kavasından alınır. Bir kannula üst vena kavadan girer ve bir diğeri de alt vena kavaya bağlanır. Bu hatlar bir yekpare Y adaptörüyle tek bir noktada birleştirilirler.
- Vena kavadan gelen kan borulardan geçerek oksijenleyici/ısı değiştiricinin O_2 -eksi tarafına gelir. Başka bir boru mekanizmanın O_2 -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 kan pompalar aracılığıyla koroner atardamarlara yerleştirilen kannulalara gönderir.

Özet

1. Basınç birim yüzeye düşen kuvvet miktarı olarak ölçülür.
2. İnsan kan basıncı bir ölçek basıncıdır ve sıfır referans noktası olarak atmosferik basıncı kullanır.
3. Kan basıncının endirekt ölçüm metodlarından birisi oskültasyon adı verilen ve bir sfigmomanometre ile steteskop kullanılmasını gerektiren bir işlemdir. Sistolik ve diyastolik basınçları karakteristik Korotkoff seslerinin sırasıyla ortaya çıkması ve kaybolması ile belirlenir.

4. Kan basıncının direkt ölçümünde bir kateter bir transdüser bir elektronik yükselteç ve bir gösterge elemanı kullanılır.
5. Basınç dalga şeklinin bir elektronik atardamar basınç izleyicisinde düzgün bir şekilde görüntülenebilmesi için kullanılan boru sisteminin frekans cevabı yüksek olmalıdır. Kateterde kan pıhtılarının oluşması, hava kabarcıkları ve uygun olmayan veya çok uzun boruların kullanılması dalga şeklini bozacak şekilde rezonans frekanslarını değiştirir.
6. Kardiyak çıkışın belirlenmesinde kullanılan 3 metod, Fick metodu (solunum gazlarındaki oksijen seviyesine bakılması), termofilüsyon ve mürrekep dilüsyonudur. Radyo-opak (radyo

7. Bir balon uçlu kateter sağ kalp ve pulmonar atardamar sıkıştırma basınçlarını ölçmekte kullanılabilir.
8. Pletismograf, hacimsel kan akışını eldeki fiziksel hacim değişimine bakarak ölçen bir alettir.
9. Kan akış ölçümlerinde en çok manyetik transdüserlerden faydalanılır.

15. Kalp akciğer makinesi, bir ameliyat işlemi esnasında kan