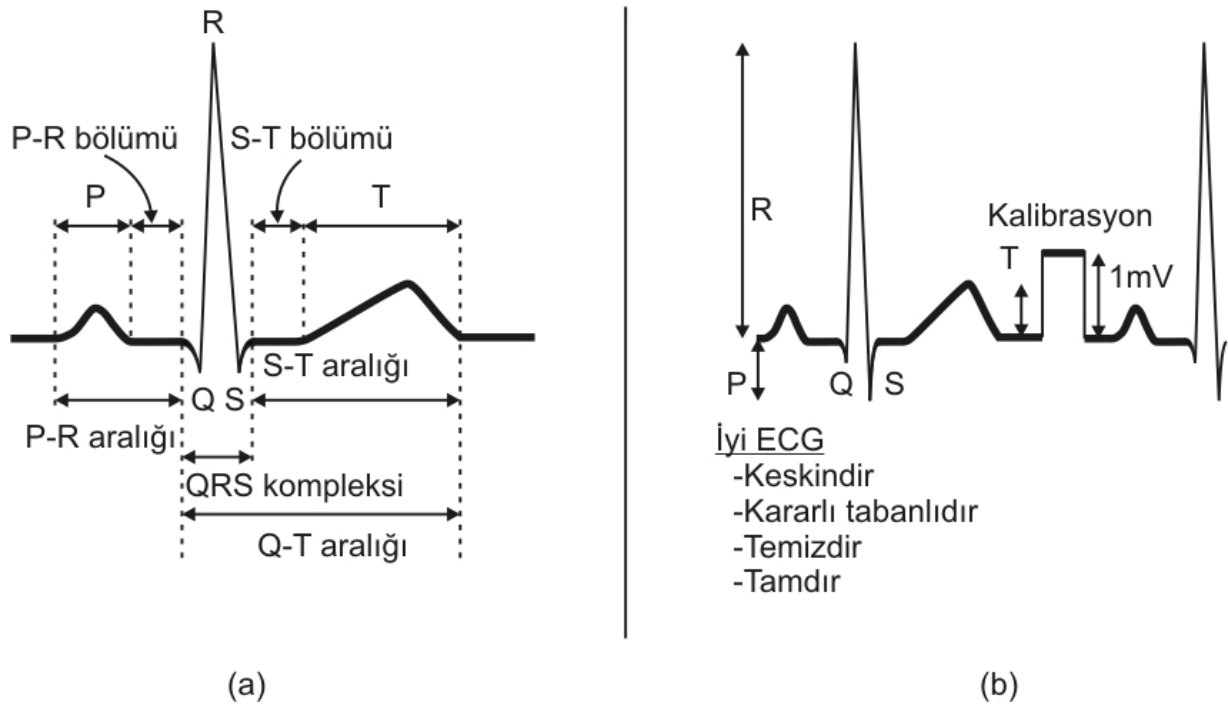


## BÖLÜM 7

## ELEKTROKARDİYOGRAM ÖLÇÜMLERİ

## 7.1 Gerilim Kaynağı Olarak Kalp

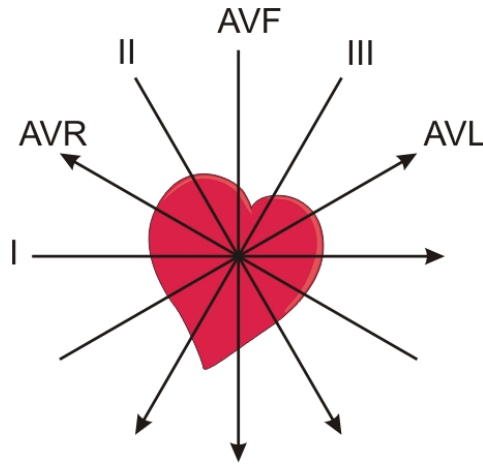
- Kalp, bir kan pompası şeklinde çalışmak üzere tasarlanmış kaslardan oluşan bir organdır.
- Kalp duvarını oluşturan kas hücreleri kasılıp bir aksiyon potansiyeli ürettiklerinde kalp kanı pompalar.
- Kalp kasılması sonucunda üretilen biyopotansiyeller tarafından meydana getirilen dalgaşekillerine elektrokardiyogram (ECG veya Almanca telaffuzu ile EKG) denir.



Şekil 7.1 EKG zaman ve genlik ölçümleri: a) Zaman ölçümleri b) Genlik ölçümleri

## 7.2 Standart Bağlantı (Derivasyon) Sistemi

- Standart EKG kaydında hastaya bağlanan 5 elektrot bulunur:
  - o sağ kol (RA),
  - o sol kol (LA),
  - o sol bacak (LL),
  - o sağ bacak (RL)
  - o göğüs (C) elektrotları.
- Bu elektrotlar bir bağlantı seçme anahtarı üzerinden fark girişli bir tampon yükselteciye uygulanırlar.
- Farklı elektrot çiftlerinden elde edilen farklı dalgaşekillerine bağlantı (derivasyon) adı verilir.
- Her bir bağlantı bir diğerinde bulunmayan kendine özgü farklı bilgi içerir.



Şekil 7.2 Standart bağlantılardan izlenen kardiyak eksenleri.

- EKG cihazı, hastanın sağ bacağına referans elektrot olarak alır.
- Bağlantı seçme anahtarı ile istenen bağlantı tipi (I, II, III, AVR, AVF ve AVL) seçilir.

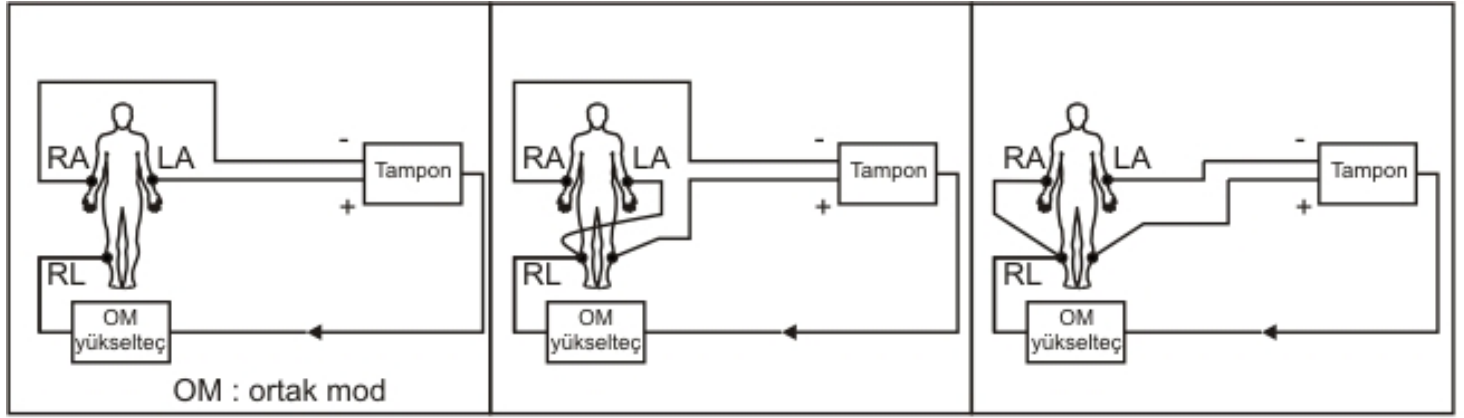
➔ Çift kutuplu (Bipolar) bağlantılar I, II ve III şeklinde adlandırılmışlardır ve Einthoven üçgeni adı verilen şekli oluştururlar.

1. **Bağlantı 1:** LA elektrodu yükseltecin evirmeyen girişine bağlanırken, RA eviren girişine bağlanmaktadır.
2. **Bağlantı II:** LL elektrodu yükseltecin evirmeyen girişine bağlanırken, RA eviren girişine bağlanmaktadır (LA, RL'ye bağlanmaktadır).
3. **Bağlantı III:** LL elektrodu evirmeyen girişe bağlanırken, LA eviren girişe bağlanmaktadır (RA, RL'ye bağlanmaktadır).

➔ **Kuvvetlendirilmiş** (augmented) bağlantıda da iki bağlantı noktasından gelen işaret bir R direnç devresiyle toplanmakta ve sonra yükseltecin eviren girişine verilmekte, kalan diğer uç ise evirmeyen girişe bağlanmaktadır.

1. **AVR Bağlantısı:** RA evirmeyen girişe bağlanırken, LA ve LL eviren girişte toplanmaktadır.
2. **AVL Bağlantısı:** LA evirmeyen girişe bağlanırken, RA ve LL eviren girişte toplanmaktadır.
3. **AVF Bağlantısı:** LL evirmeyen girişe bağlanırken, RA ve LA eviren girişte toplanmaktadır.

➔ **Tek kutuplu göğüs bağlantılarında** (V1'den V6'ya kadar olan gerilimler) göğüsün çeşitli noktalarından alınan gerilimler yükseltecin evirmeyen girişine verilirken, RA, LA ve LL noktalarından alınan işaretler bir Wilson devresi ile toplanıp yükseltecin eviren girişine bağlanmasıyla ölçülürler.

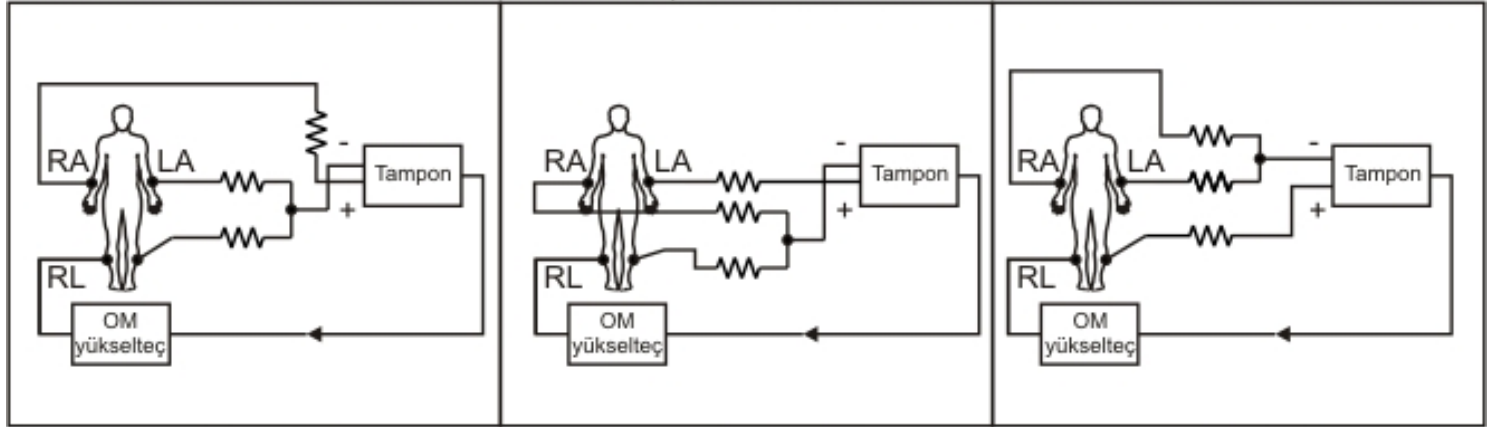


Eksen I

Eksen I

Eksen I

## Unipolar kol eksenleri



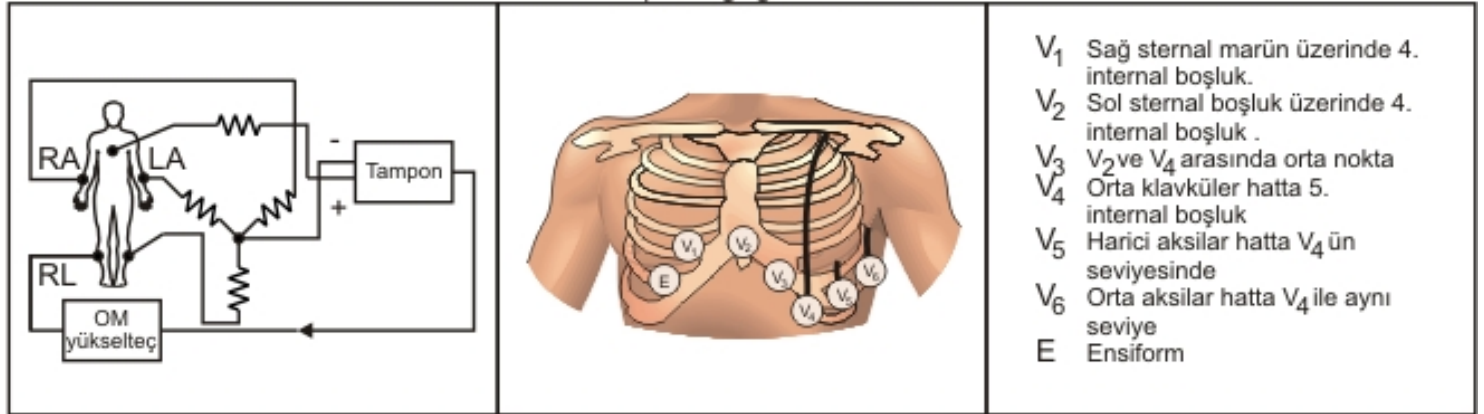
AVR Eksenii\*\*

AVL Eksenii\*\*

AVF Eksenii\*\*

\*\* Aynı zamanda artırıcı eksenler diye de bilinirler

## Unipolar göğüs eksenleri



V Eksenii\*\*

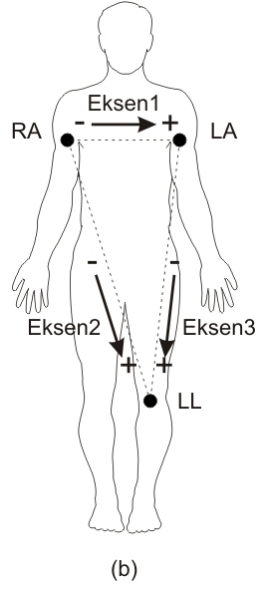
Kanal pozisyonları

Kanal pozisyonları

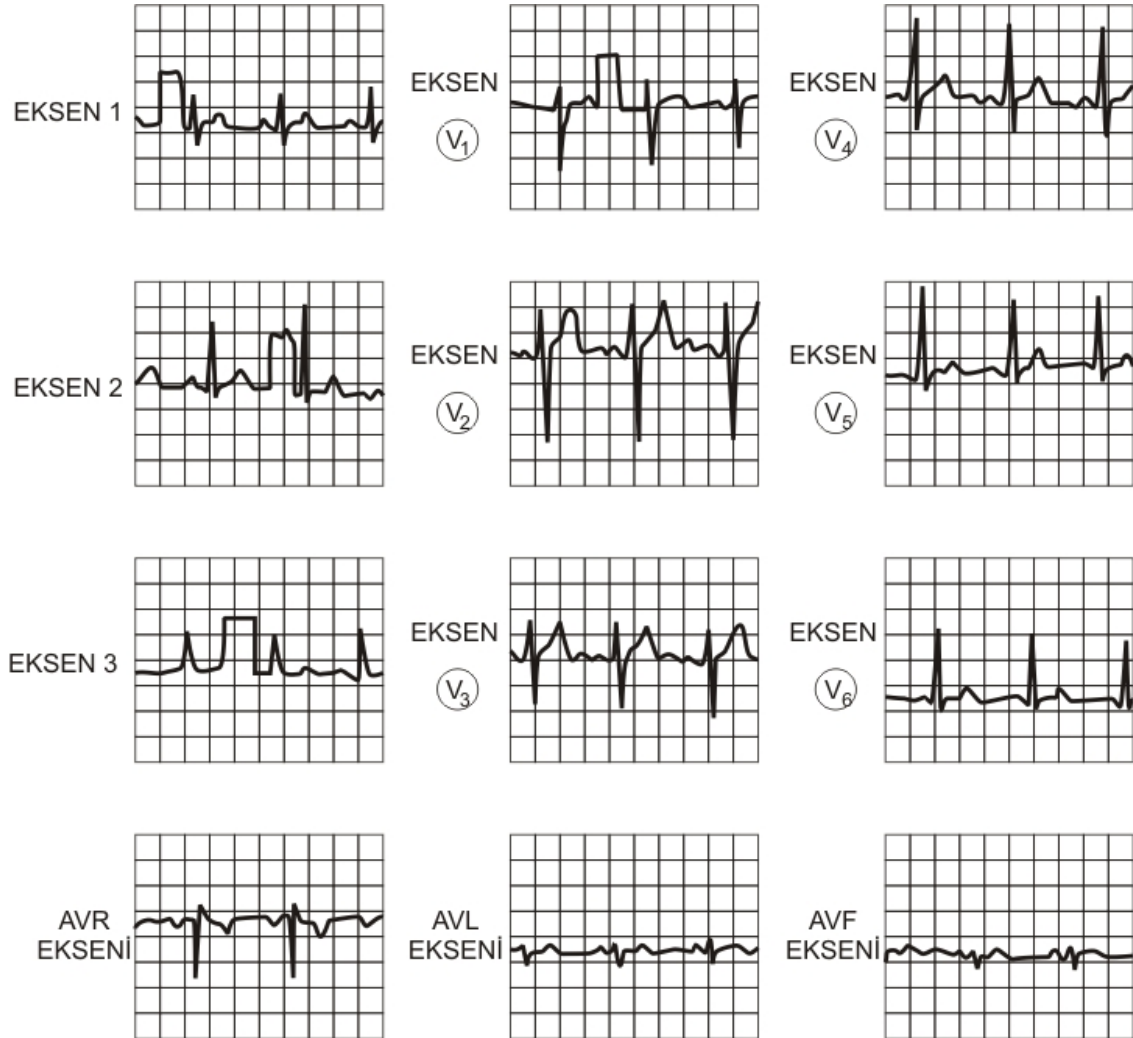
(a)

- V<sub>1</sub> Sağ sternal marün üzerinde 4. internal boşluk.
- V<sub>2</sub> Sol sternal boşluk üzerinde 4. internal boşluk .
- V<sub>3</sub> V<sub>2</sub> ve V<sub>4</sub> arasında orta nokta
- V<sub>4</sub> Orta klavküler hatta 5. internal boşluk
- V<sub>5</sub> Harici aksilar hatta V<sub>4</sub> ün seviyesinde
- V<sub>6</sub> Orta aksilar hatta V<sub>4</sub> ile aynı seviye
- E Ensiform

Şekil 7.3 a) standart ve göğüs bağlantıları



Şekil 7.3 b) Einthoven üçgeni



Şekil 7.4 Farklı EKG bağlantılarına ait dalgaşekilleri.

### 7.3 Diğer EKG İşaretleri

⇒ Buraya kadar bahsedilen geleneksel EKG işaretlerinin yanısıra bazen gerekli olan belli bazı özel işaretler de vardır. Bunlar seyrek de kullanılsa biyomedikal mühendisin bilmesi gereken cihazlardır.

#### 7.3.1 Parmak Arası Ölçme Yapan EKG Cihazları (İnterdijital EKG)

- Bu işaret herhangi iki parmağın arasından alınır.
- Parmak arası EKG daha çok hastaların evde takibi esnasında kullanılır.

#### 7.3.2 Yemek borusu EKG

- Bu tip EKG kaydında, yemek borusu üzerinde kalbe yakın bir yere bir elektrot takımı yerleştirilir.
- Yemek borusu EKG'nin önemli bir uygulaması kalpteki kulakçık faaliyetini izlemektir. P ve R dalgalarının görelî genlikleri kulakçık faaliyetinin algılandığı noktayı tespit etmekte kullanılır.

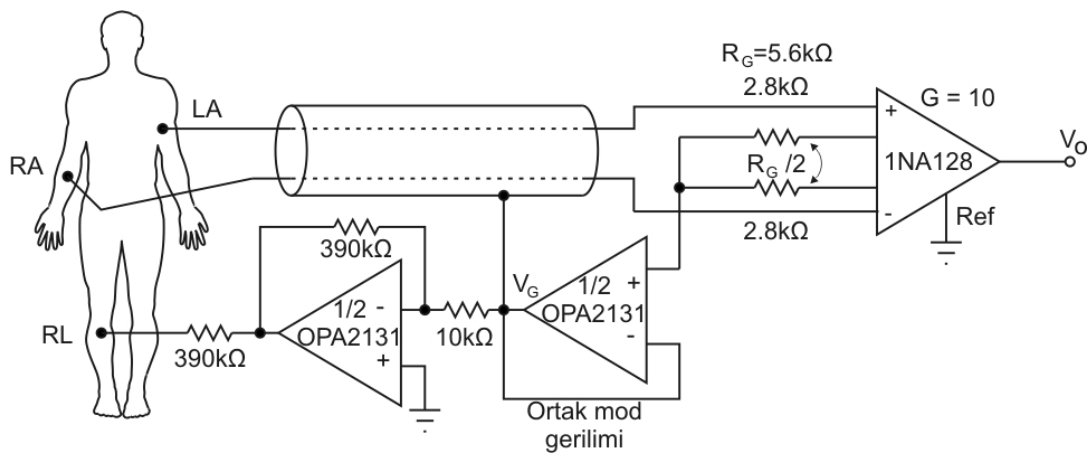
#### 7.3.3 Tuvalet Oturağı EKG

- ⇒ Bu tip kayıta bir tuvalet oturağının iki kenarına yerleştirilmiş iki elektrot kullanılır.
- ⇒ Buradaki amaç, hasta dışarı çıkmak için ıkındığında ortaya çıkan kardiyak aritmi olayını tespit etmektir.

### 7.4 EKG Ön Yükselteci

- EKG ön yükselteci bir fark girişli biyoelektrik yükselteçtir.
- Yüksek empedanslı girişi, bir bağlantı seçme düğmesi, bir 1mV'luk kalibrasyon darbesi üretici ve yükselteci defibrilasyon cihazının yüksek gerilimlerinden koruyacak önlemleri içerir.

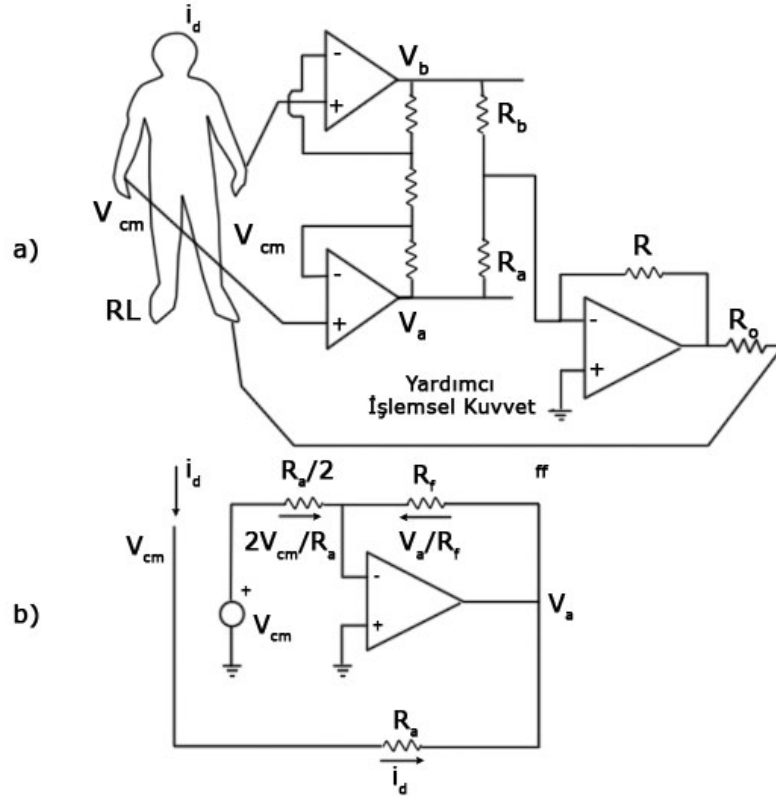
- ✚ Ortak modlu işaretler (CMV) iki adet 5,6 K $\Omega$  (paralel bağlantıda 2,8 K $\Omega$ ) dirençle algılanarak bir tampon devresi (çıkışı  $V_G$ ) üzerinden koruma ekranına verilir.
- ✚ EKG işaretleri söz konusu olduğunda CMV iki bileşenden oluşmaktadır:
  - i. dc elektrot ofset potansiyeli,
  - ii. 50 Hz'lik ac şebeke gürültüsü.
- ☞ Girişim gürültüsü EKG elektrotlarını ve hastaları kesen güç hatlarından yayılan elektrik ve magnetik alanların etkisiyle meydana gelmektedir.



Şekil 7.5 Sağ bacak ve ekranlama sürücüsüne sahip bir tümleşik devre EKG yükselteci

- Diğer bir gürültü zayıflatma tekniği de sağ bacak sürücüsü tekniğidir.
- Ortak mod gerilimi sağ bacak yükselteci tarafından yükseltilerek ters çevrilmekte ve bu gerilim hastanın sağ bacağına uygulanmaktadır.
- Bu şekilde sadece birkaç mikroamperlik veya daha az bir akım hastaya verilmektedir.

- ✚ Günümüzde kullanılan EKG ölçüm düzenlerinin çoğunda hastanın sağ bacak elektrodu topraklanmayıp yardımcı işlemsel kuvvetlendirici adı verilen aktif elemanlı bir devrenin çıkış ucuna bağlanmıştır.



Şekil 7.6 Sağ bacak sürücüsü, b) sağ bacak sürücüsünün eşdeğer devresi

- ☞ Hastanın üzerinde  $V_{cm}$  ortak moddaki işareti oluşturacak şekilde aktığı kabul edilen  $i_d$  akımı, örneğin güç kabloları ile hasta arasındaki dağılmış kapasite nedeniyle oluşmuş olabilir.
- ☞ Yardımcı işlemsel yükseltecin ideal olduğunu kabul edersek,

$$2 \frac{V_{cm}}{R_a} + \frac{V_0}{R_f} = 0 \quad (7.1)$$



ve çevrimin hastaya bağlanan kısmını dikkate alırsak;

$$V_{cm} = R_0 i_d + v_0 \quad (7.2)$$



Bu iki bağıntı yardımıyla,

$$V_{cm} = i_d \frac{R_0}{1 + 2 \frac{R_f}{R_a}} \quad (7.3)$$

bağıntısı elde edilir.



(7.4) bağıntısı küçük değişimler için, yani  $V_{cm}$ 'in büyük olmayan değerlerinde hastanın  $R_a$  göre oldukça küçük tutulabilecek bir direnç üzerinden topraklandığını göstermektedir.



Buna göre devredeki etkin direnç;

$$R_{etkin} = \frac{R_0}{1 + 2 \frac{R_f}{R_a}} \quad (7.4)$$



Uygulamada,  $R_a$ , birkaç  $k\Omega$  mertebesinde,  $R_f$ , ve  $R_0$  ise  $M\Omega$ 'lar mertebesinde olması durumunda,  $R_{etkin}=12,5 k\Omega$  olur ve  $i_d=0,2\mu A$  olması durumunda ise,

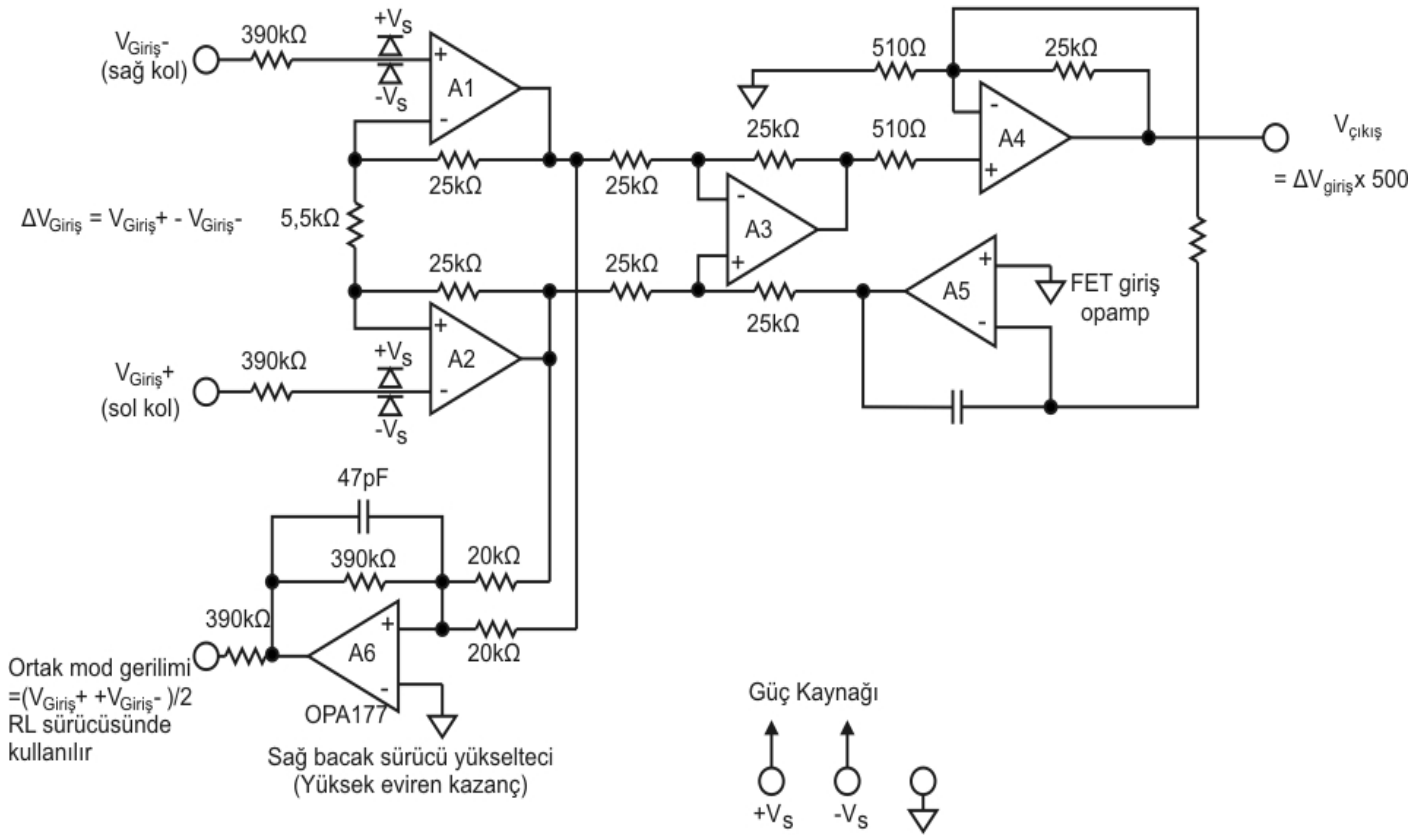
$$V_{cm} = 2,5 mV \quad (7.5)$$

olur.

- ✚ EKG sisteminde enstrümantasyon yükseltecini genellikle bir yalıtım yükselteci izler.
- ✚ Yalıtım yükseltecinin yalıtım modu bastırma oranı (IMR) hastayla toprak arasına  $10^{12} \Omega$  ve 9 pF'lık bir yalıtım empedansı sokarak gürültüyü daha da azaltır.
- ✚ Yalıtım, düşük düzeyli EKG işaretiyle ( $1 \text{ mV}_{pp}$ ) karışmak isteyen gürültüyü (50 Hz'de  $1 \text{ V}_{pp}$ ) zayıflatma gibi bir özellik gösterir.
- ✚ Girişimi 4 özellik önemli ölçüde azaltır;
  - i. sağ bacak sürücüsü,
  - ii. enstrümantasyon yükselteci ortak işaret bastırma oranı (CMRR),
  - iii. ekran sürücüsü
  - iv. yalıtım yükseltecinin bastırma oranı (IMR).
- ☞ Yalıtım yükseltecini takiben konulacak bir alçak geçiren filtre ve/veya bir 50Hz'lik çentik filtre gürültüyü daha da bastırır.
- ☞ Teşhis kalitesinde kayıt yapabilen EKG yükselteçlerinin standart  $-3\text{dB}$  frekans cevapları 0,05Hz ile 105 Hz arasında değişirken, izleme cihazlarının frekans cevabı 0,05 den 45 Hz'e kadar (üreticiden üreticiye değişmektedir) olmaktadır.
- ☞ EKG ön yükselteçleri elektrot ofset potansiyellerinden kaynaklanan problemleri ortadan kaldırmak için ac kuplajlı olmalıdır.

- ↳ Bu durumda yükseltecin düşük frekans cevabı dc seviyesine kadar uzatılamamakta, fakat EKG dalga şeklinde çok düşük frekanslı bileşenler bulunduğundan cevabın dc'ye çok yakın olması (0,05Hz) gerekmektedir.
- ↳ Şekil 7.7'de, 300 mV'a kadar çıkabilen hasta elektrodu ofset potansiyellerinin nasıl üstesinden gelindiği görülmektedir.
- ↳ Eğer hemen ilk etapta 500 veya 1000 gibi çok yüksek kazançlar kullanılsaydı, giriş yükselteçleri doyuma gitmiş olurdu.
- ↳ Bu problemi yok etmek için 3 şey yapılmaktadır.
  - Öncelikle, giriş katı tampon yükselteçleri (A1 ve A2) 10 gibi düşük bir kazançla ayarlanır. Elektrot ofset potansiyelleri 0,5 V olsa dahi giriş yükselteçlerinin çıkışı en fazla 5 V olur. Böylece artı ve eksi tarafta yükseltilmiş EKG işaretini verebilecek yeterli yer kalmış olur.

Tampon, 1.kat kazanç = 10 Farksal yüks. 2.kat kazanç = 1 Çıkış yüks. 3.kat kazanç = 50 Toplam kazanç = 500



dc restorasyon için kullanılan  
 integratör (yüksek geçiren filtre):

Zaman sabiti=R.C

0,05Hz teşhis modu, 0,5 Hz monitör modu

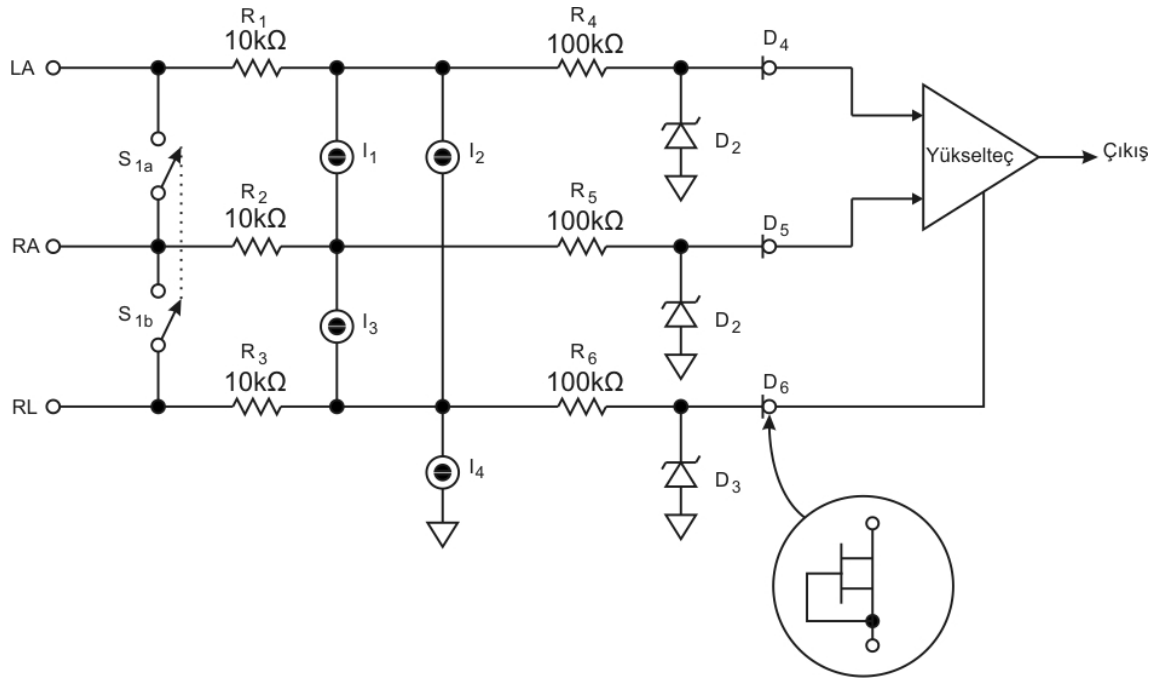
2Hz çabuk toparlama

R yüksek geçiren = 3,2MΩ, 318kΩ, 80kΩ  
 dc restorasyon bandgenişliği köşe frekansının  
 programlamasında kullanılır.

Şekil 7.7 EKG yükselteç devre şeması: 3 hasta elektrotlu EKG ön kat devresi

- İkinci aşamada, Şekil 7.7’de görülen bir sonraki kat (A3) bir birim kazançlı fark yükseltici olarak ayarlanır; böylece sinyalin salınımı konusunda bir endişeye gerek kalmaz.
- Üçüncü olarak bir dc düzeltici, dc ofset gerilimini ortadan kaldıracak şekilde bir geribesleme düzenine yerleştirilir.

- **Defibrilatör**, kalp krizi geçiren hastaların kalplerini uyararak tekrar çalışmasını sağlayan yüksek gerilimli elektrik darbesi üreten bir cihazdır.
- Defibrilatörü hasta üzerinde kullanırken bir yandan da hastanın durumunun EKG monitöründen izlenmesi gerekmektedir.
- Bu nedenle EKG önyükselteç girişinin çok yüksek gerilimlere ve yüksek tepe akımlarına dayanabilecek şekilde tasarlanması gerekmektedir.
- **Defibrilatörden çıkan yüksek gerilim (1 KV'un üstünde) darbesi 5 ila 20 ms kadar sürer.**



Şekil 8.7 Defibrilatör koruma devresi.

- ✚ **Birçok ön yükseltecin girişinde koruma sağlamak üzere paralel bağlanmış 2 ila 9 arasında neon ampül (NE-2 tipinde) vardır.**
- ✚ **Ön yükselteçlerde akımı sınırlamak üzere R1'den R6'ya kadar olan seri direnç kullanır.**

- Dirençler akımı sınırlandırırken, neon lambalar gerilim bölücü olarak çalışırlar.
- Tıbbi izleme cihazlarının çoğunda kullanılan NE-2 tipindeki lambalar 45 ila 70V arasında değişen bir ateşleme gerilimine sahiptir.
- Bazı yükselteçler girişe paralel bağlanan zener diyotlar (D1'den D3'e) da kullanılmaktadır.
- Bu diyotlar neon lambaların yaptığına benzer şekilde giriş koruması yapmaktadır.
- D4'den D6'ya kadar olan diyotlar akım sınırlayıcı diyotlar olarak bilinir ve aslında kaynak ve kapı uçları birleştirilmiş JFET'lerdir.
- Akım sınır değerinin üstüne çıkma eğilimi gösterdiği anda kenetlenmekte ve sınırlanmaktadır.
- Bazı makinelerde, zener yerine metal oksit değişen dirençler (varistör) kullanılmaktadır.
- Bu elemanlar bilgisayarlarda kullanılan yüksek gerilim koruyucularına benzer şekilde çalışmaktadırlar.

#### 7.4.1 Defibrilatör Hasarlarının Tipleri

- ❖ Defibrilatör deşarjından kaynaklanan iki hasar tipi vardır ve bunlar farklı belirtilerle kendilerini ortaya koyarlar.
- ❖ Eğer her iki yükselteç girişi de yanmışsa cihaz sadece taban seviyesinde düz bir çizgi sunacaktır.
- ❖ Öte yandan, eğer iki girişten sadece birisi arızalıysa, çıkış dalga şeklinde ciddi bir bozulma meydana gelir.
- ❖ Böyle bir durumda çıkış işaretinin, hangi girişin arızalı olduğuna bağlı olarak, taban seviyesinin altına veya üstüne inip çıkmadığını görürüz.
- ❖ Bu tip arızaların en genel mekanizması bozuk neon lambalar ve açık devre olmuş zener diyotlarıdır.

➡ Eğer bir defibrilatör deşarjı dolayısıyla zenerlerden birisi açık devre olacak olursa daha sonra gelecek ilk deşarjda ön yükseltecin girişindeki transistörler zarar görecektir.

#### 7.4.2 Elektrocerrahi Ünitesi Filtresi

- ✚ Yüksek genlikli defibrilatör gerilimlerinden kaynaklanan hasar özel kenetleme devreleri sayesinde önlenabilir.
- ✚ Benzer şekilde ön yükselteçler elektrocerrahi (ESU) cihazından kaynaklanan yüksek gerilimlerin etkisinden korunabilir.
- ✚ ESU girişimi birkaç yüz kilohertzden başlayıp 100 MHz'e kadar çıkabilir ve genlikleri birkaç kilovolta ulaşabilir.

+ Bu gürültü EKG işaretlerini kolayca bozabilir.

+ EKG bandgenişliği sadece 105 Hz olmasına rağmen neden bu durum meydana gelmektedir?

+ Bu sorunun cevabı

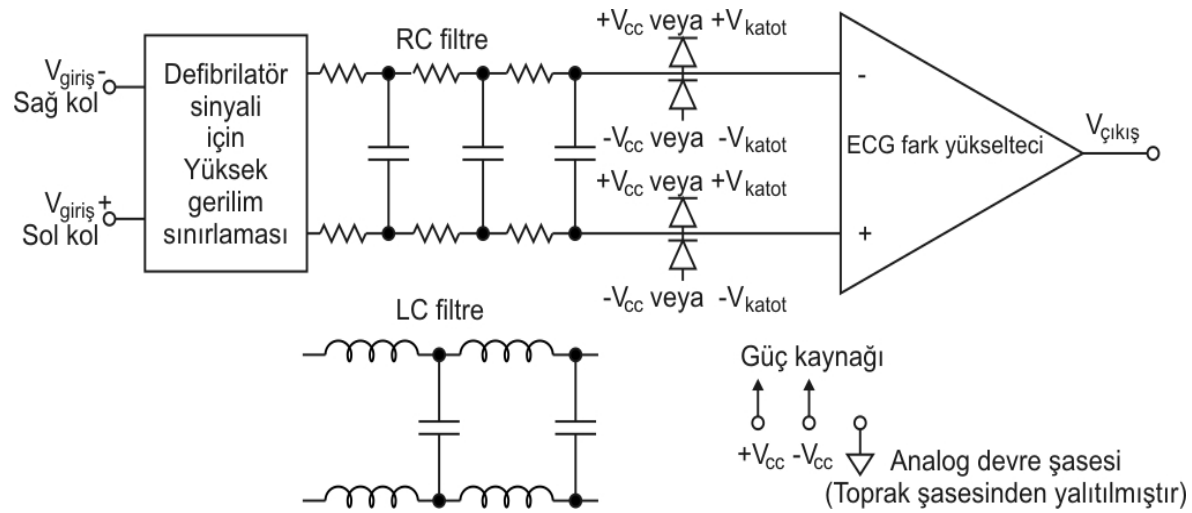
i. dc ofset oluşması

ii. işaretin perdelenmesi dir.

☞ Şekil 7.9’da bir EKG yükseltecinin ön katındaki ESU gürültüsünün zayıflatılması için bir teknik gösterilmektedir.

☞ Bu sistem pi tipinde tasarlanmış 3 katlı bir RC filtresinden oluşmaktadır.

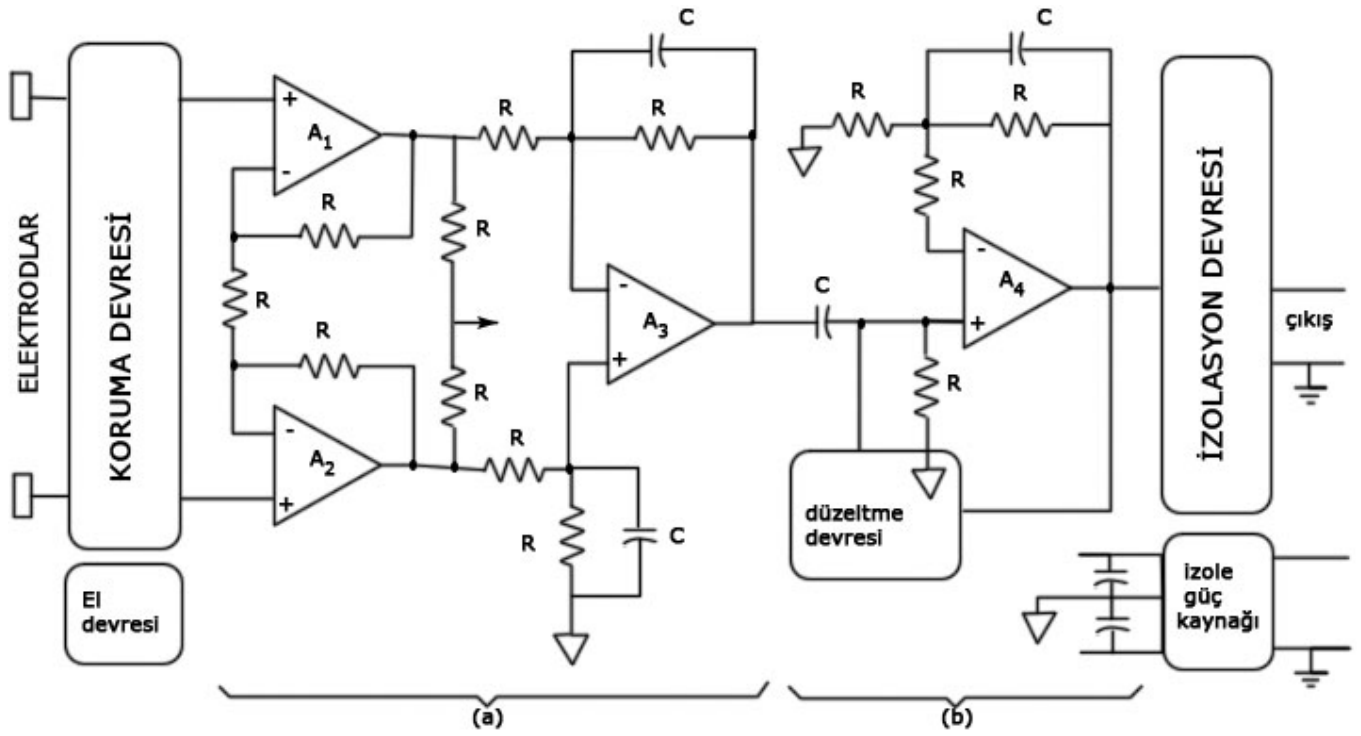
☞ Bir LC filtre de kullanılabilirdi fakat bir eksendeki filtrenin ötekine uyuşturulması RC filtrelerde LC filtrelere göre daha kolaydır.



Şekil 7.9 Elektrocerrahi ünitesi girişim filtresi



## 7.5 Elektrokardiyografi Cihazlarında Kullanılan Diğer Devreler

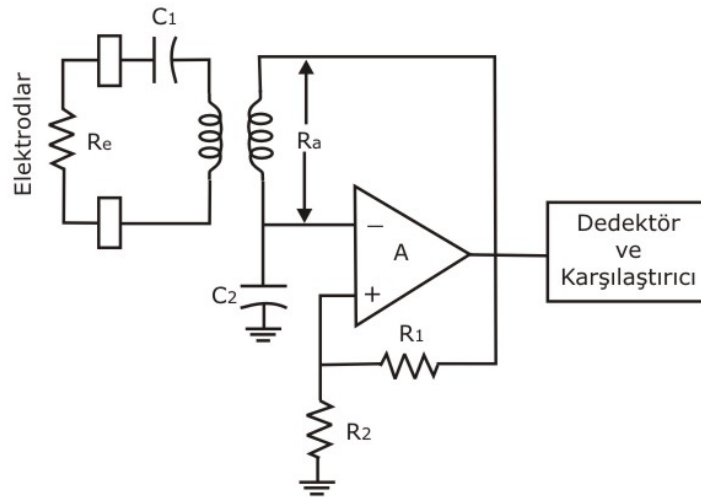


Şekil 7.10: Bir EKG yükseltecinin temel blokları, a) enstrumantasyon yükselteç ve b) ilave kazanç ve filtrelemeyi sağlayan kat

- ✓ Üçüncü kat gerekli kazancı ve band genişliğini sağlar.  $R_6$ - $C_1$  elemanları yüksek,  $R_8$ - $C_2$  elemanları ise alçak frekansları filtreler.  $R_6'$ , işlemsel yükseltecinin iki girişini dengeler ve ofseti azaltır. Yükseltecin son katı izolasyon yükselteç devresidir.

### 7.5.1 Elektrot-Arıza Detektörü

- ✚ Elektrotlardaki temas bozukluğu, elektrotların ikisi arasındaki empedansın ölçümüyle belirlenir.
- ✚ Elektrotlar ve aradaki vücut parçasının empedansı, 100 KHz'de bir kaç yüz ohm kadardır.
- ✚ Daha yüksek bir empedans ölçümü arıza belirtisidir.
- ✚ Kontrol amacıyla kullanılabilecek bir yol, 100 KHz'de küçük bir akım ( $\mu\text{A}$ 'ler mertebesinde) geçirmek ve empedansı ölçmektir.



Şekil 7.11 Uç-Arıza detektörü

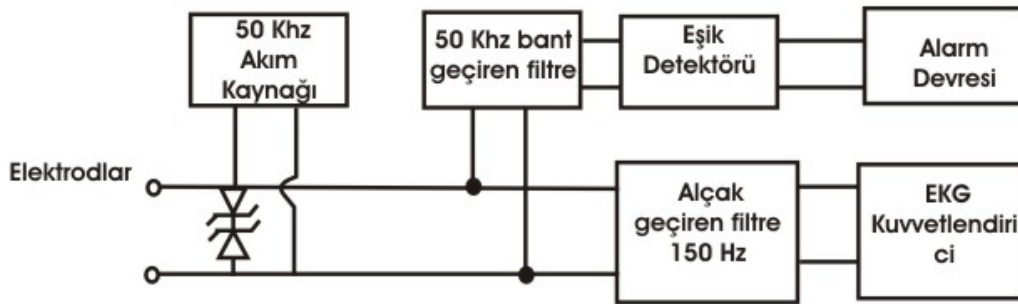
- ✚ Şekilde görülen devre, kararsız bir multivibratördür.
- ✚ Devre frekansı, transformatörün sekonderinden görülen  $R_a$  ve  $C_2$  ile belirlenir.
- ✚  $R_e$ , elektrotlar ve vücut empedansını göstermektedir.
- ✚  $R_1$ ,  $R_2$  gerekli pozitif geri beslemeyi sağlar.

⇒ C1, elektrotlardaki dc gerilimi tutar.

⊕ Elektrot devresinde kötü bir temas veya kopukluk olması halinde Ra artacaktır.

⊕ Multivibratör, bu durumda osilasyon yapmayacak şekilde tasarlanmıştır.

## 7.5.2 EKG Elektrot Durum Dedektörü

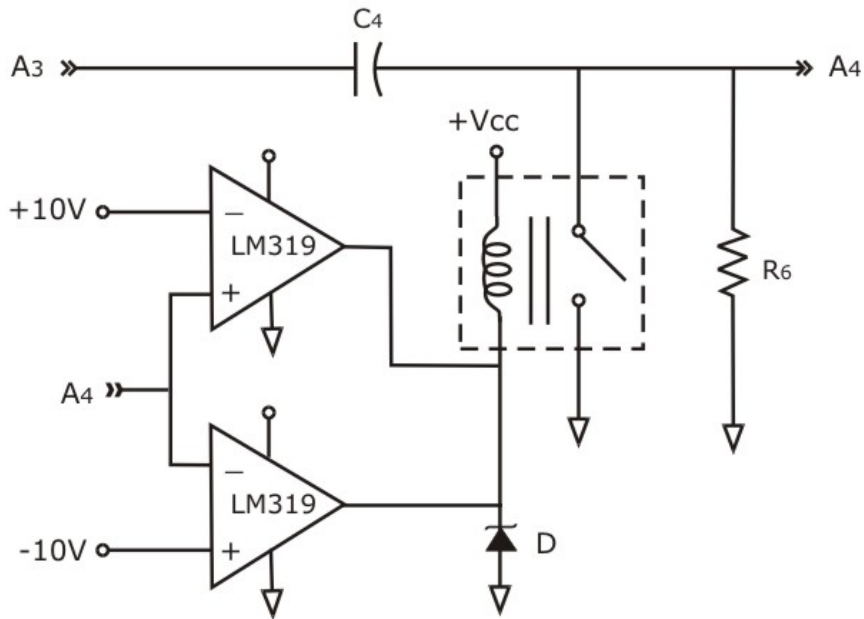


Şekil 7.12 EKG durum dedektörünün blok diyagramı

- 50 KHz'lik yüksek empedanslı işaret üreten bir akım kaynağı, elektrotların uçlarına bağlanmıştır.
- Elektrot bağlantılarında meydana gelebilecek bir bozukluk sonucu elektrotlar arası empedans aniden yükselir ve dolayısıyla elektrotlar arasındaki 50 KHz'lik işaretin genliği de artar.
- 50 KHz'lik işaret, 50 KHz'lik band geçiren filtre yardımıyla EKG işaretinden ayrılır, eşik dedektörüne uygulanır ve alarm devresi çalışır.
- Girişteki koruyucu diyod düzeni, elektrotların tamamen kurtulması ve 50 KHz'lik işaretin dedektörde bir bozulma oluşturmaması için kullanılmıştır.

**7.5.3 Taban Hattı Düzeltme Devresi**

- ☞ R6 direnci kısa devre edilerek (C4' ün kısa sürede boşalması için) düzeltme işlemi yapılmaktadır.
- ☞ Devrede, doyumu izleyen iki yönlü bir karşılaştırıcı vardır.
- ☞ Taban hattının,  $\pm 10$  V eşik değerinin ötesinde değişmesi durumunda, karşılaştırıcı, röleyi çalıştırır.
- ☞ Çalışan röle, C4'ü kısa devre ederek taban hattının normal konumuna hızla dönmesini sağlar.



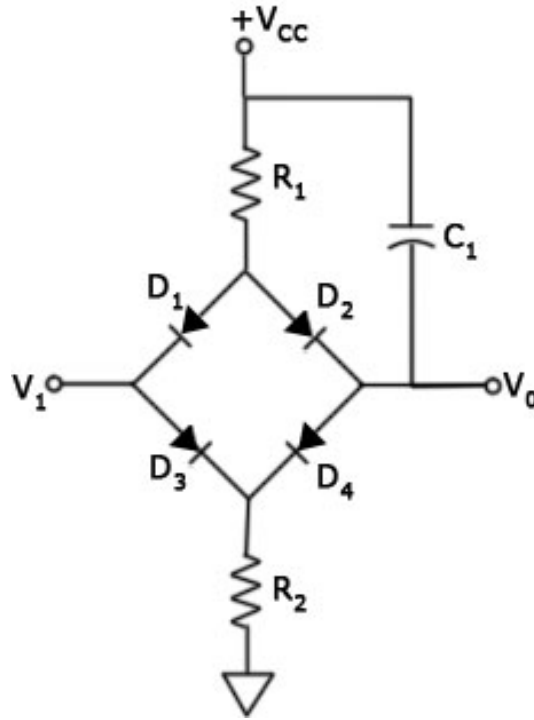
Şekil 7.13 Taban hattı düzeltme devresi

#### 7.5.4 Pacemaker İşaretini Yok Eden Devre

- ⇒ Pacemaker darbelerinin süresi 2-10 ms kadar olup, 1V/μs gibi büyük bir yükselme hızı (slew-rate) vardır.
- ⇒ Bu değer, mümkün olabilen en büyük QRS yükselme hızına göre çok daha büyüktür.
- ⇒ Şekil 7.14'de görülen diyod köprü devresi, yükselme hızı büyük olan işaretleri zayıflatır.
- ⇒ Giriş işareti değişim hızının büyük olmaması durumunda, devre iletimdedir.
- ⇒ Diyodlardan akan maksimum akım,  $(V_{CC}-V_D)/R$  dir ( $R=R_1=R_2$  ve  $V_D$ , diyodun uçlarındaki gerilim).
- ⇒ Çıkıştaki değişim,  $C_1$ 'in uçlarındaki gerilimin ani değişmemesi nedeniyle sınırlandırılmıştır.
- ⇒ Kapasiteyi dolduran akım,

$$i_c = C_1(dV / dt) = \frac{(V_{CC} - V_D)}{R}$$

(7.6)



Şekil 7.14 Pacemaker işaretini yok eden devre

- Burada  $dV/dt$ , gerilim değişim hızıdır ve R ile belirlenmektedir.
- Bu elemanların değerleri, değişim hızı QRS'ine göre yüksek, pacemaker'ine göre ise daha küçük olacak şekilde seçilir.
- Böylece pacemaker darbeleri için kapasite, kısa devre etkisi yaparak, bu işaretleri yok eder.

## 7.6 Çok Kanallı EKG ve Fizyolojik İşaret İzleme Sistemleri

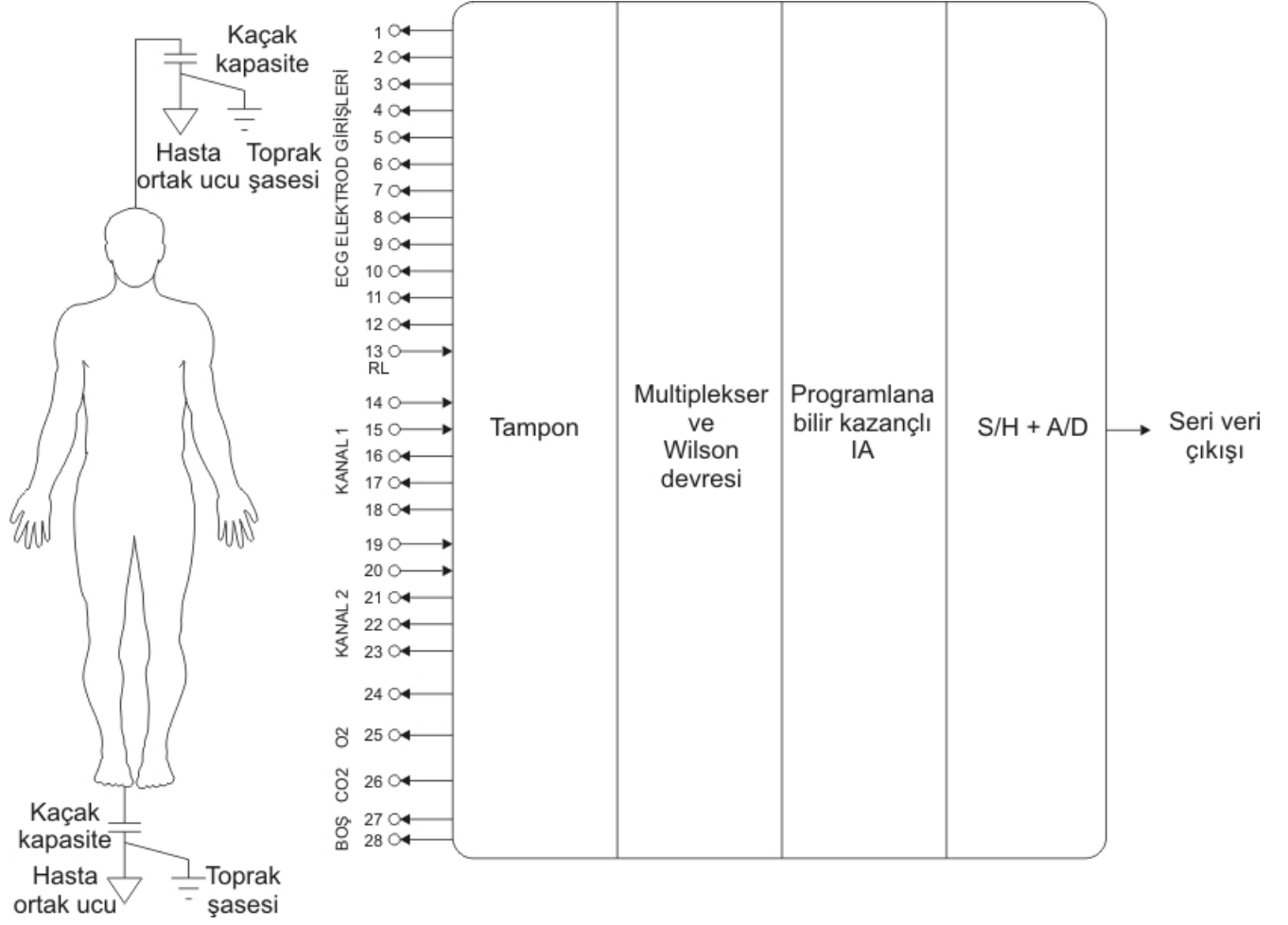
### ➤ Çok kanallı fizyolojik izleme sistemi ile

- o EKG işaretlerini,
- o vücut kan basıncı işaretlerini,
- o vücut sıcaklığı,

- o oksijen doygunluk seviyesi
- o başka bazı gaz veya vücut parametreleri algılanır.

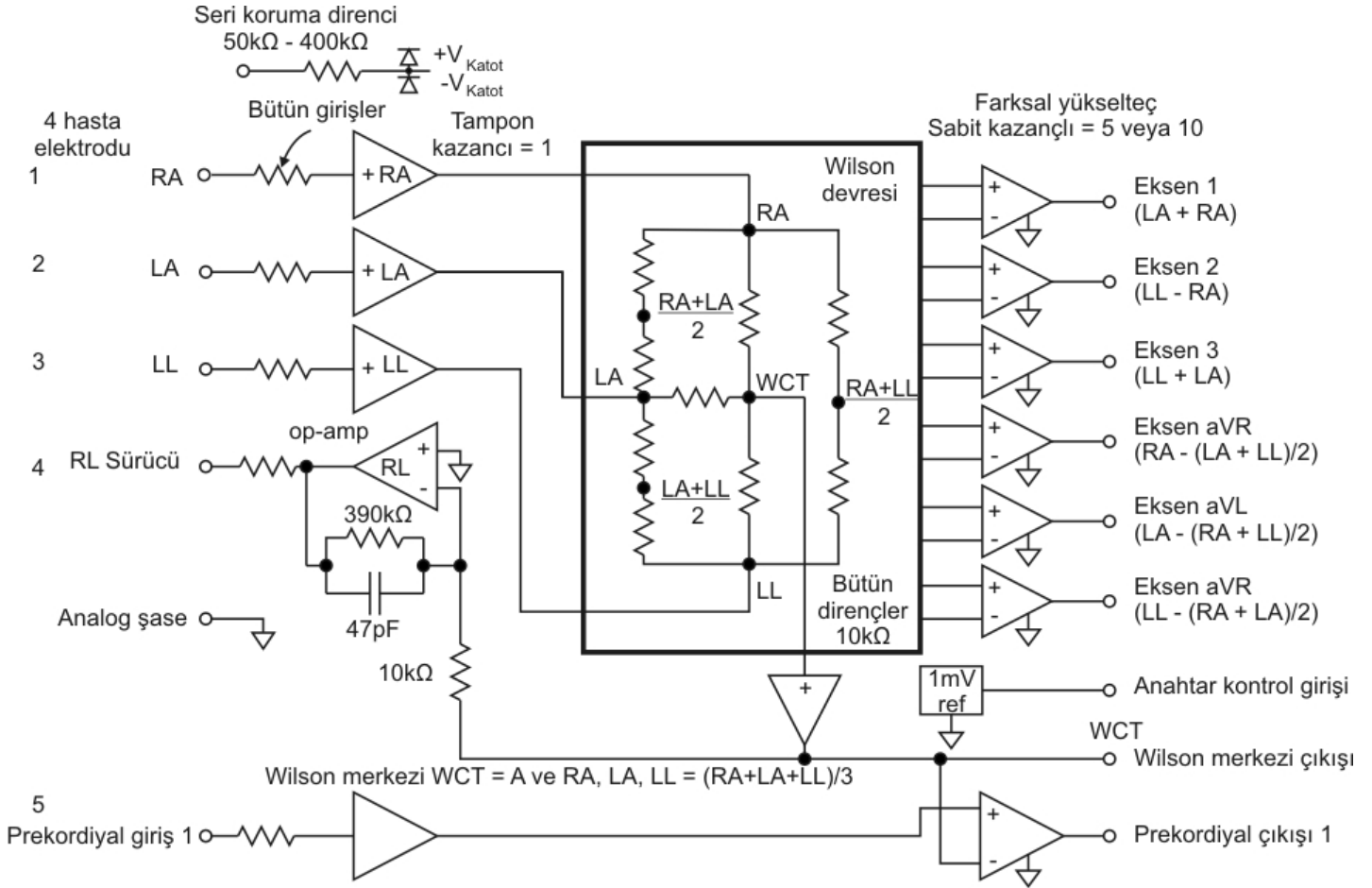
➤ **Bu tip bir sistemde;**

- o giriş tamponları,
- o bir analog çoklayıcı ve beraberinde Wilson devresi,
- o programlanabilir kazançlı enstrümantasyon yükselteci,
- o örnek al tut
- o analog-sayısal çevirici devreleri bulunur.

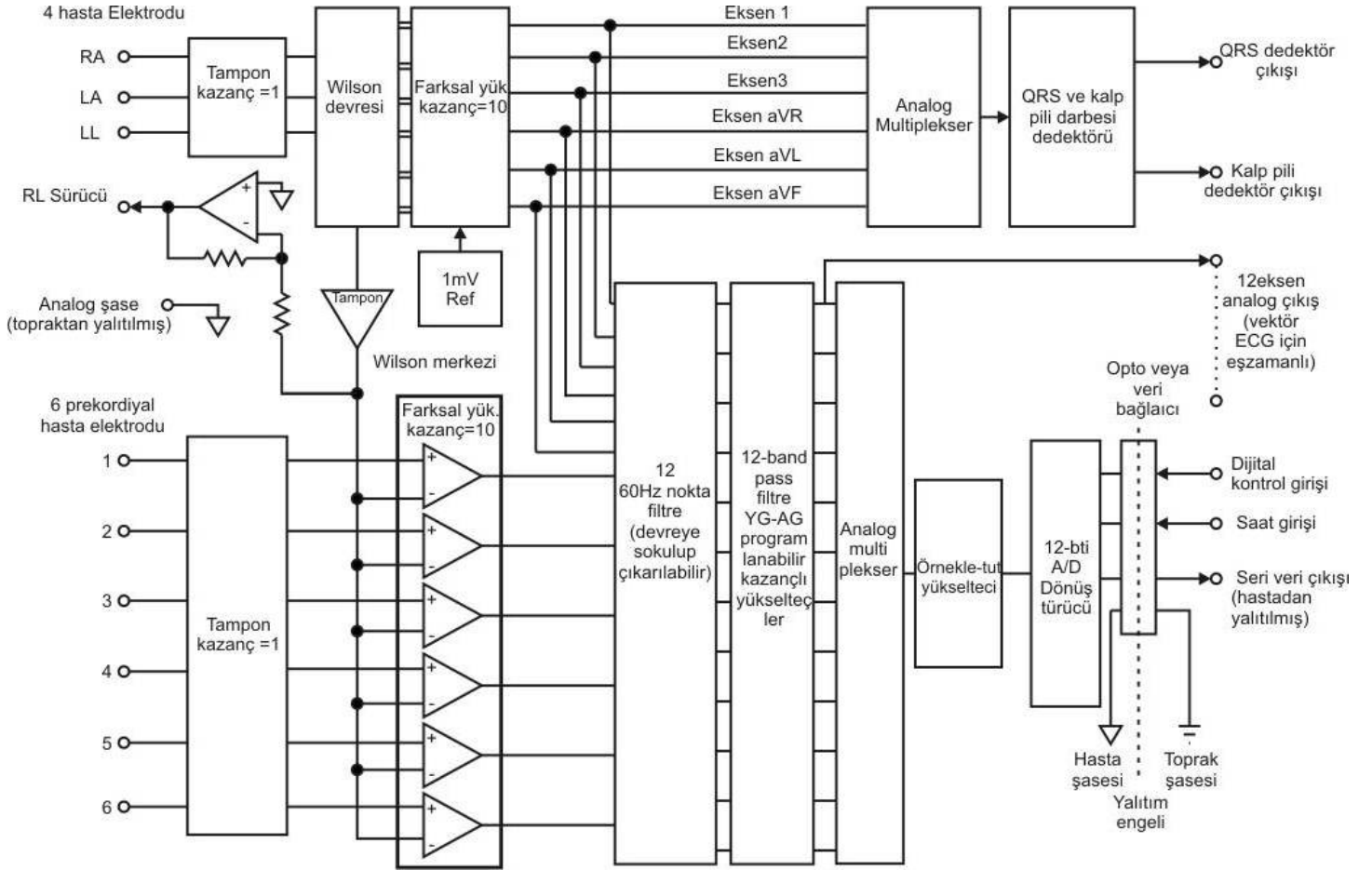


Şekil 7.15 Çok kanallı fizyolojik izleme sistemi.





Şekil 7.16 5 hasta elektrotlu (6 bağlantı) EKG ön kat sistemi.



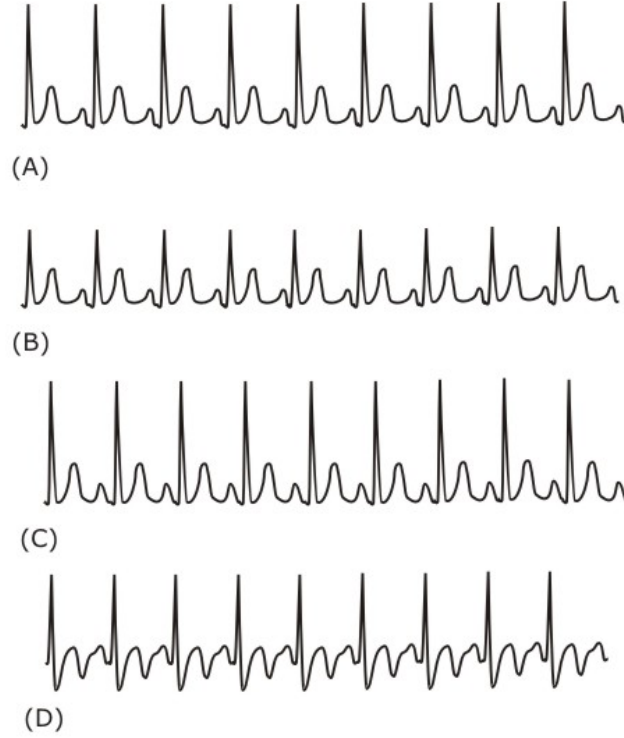
Şekil 7.17 10 hasta elektrotlu (12 farklı bağlantılı) EKG blok diyagramı

## 7.7 EKG ve Diğer Biyomedikal Cihazların Kullanımında Karşılaşılan Bazı Sorunlar

### 7.7.1 Frekans Distorsiyonu



EKG cihazının band genişliği: 0,02 – 105.



Şekil 7.18 EKG 'de frekans distorsiyonu

- ➡ Şekil 7.18a'da, frekans cevabı 0,02-105 Hz.
- ➡ Şekil 7.18b'de ise frekans cevabı 0,02-25 Hz (yüksek frekans distorsiyonu)
- ➡ Şekil 7.18c'de frekans cevabı 1-100 Hz (alçak frekans distorsiyonu).

### 7.7.2 Doyma veya Kesim Distorsiyonu

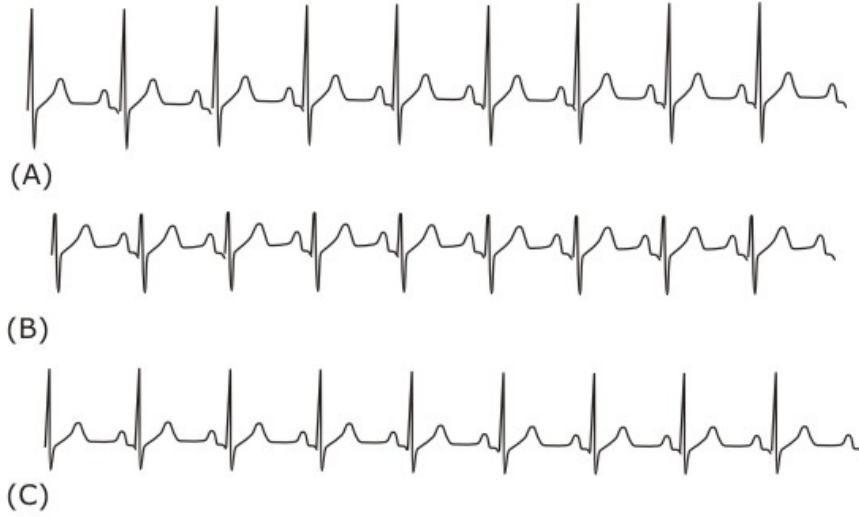
#### ➡ Nedenleri

- o Elektrotlardaki yüksek kayma gerilimleri
- o Frekans bantları yeterli olmayan yükselteçler,

➡ Şekil 7.19a'da normal bir EKG,

➡ Şekil 7.19b'de ise yükseltecin doyuma girmesi yüzünden distorsiyona uğramış,

➤ Şekil 7.19c'de ise yükseltecin kesime girmesi yüzünden meydana gelmiş distorsiyon.



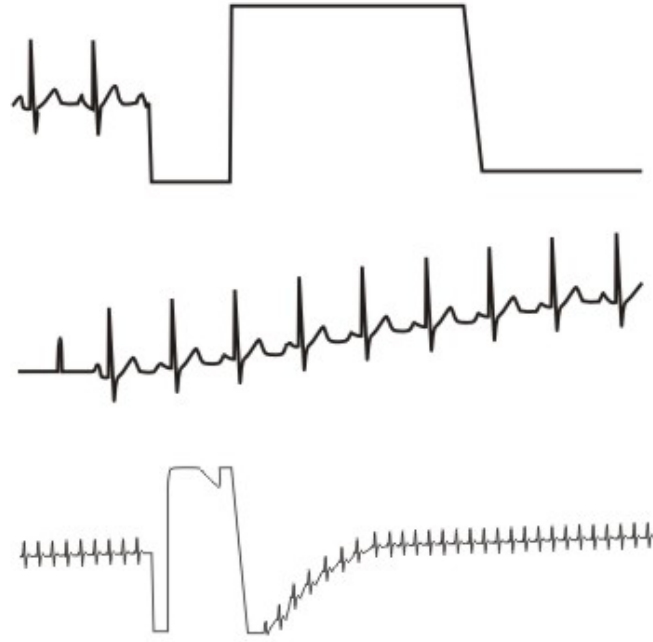
Şekil 7.19 EKG'de doyum veya kesim distorsiyonu

### 7.7.3 Geçici Elektriksel Gerilimler Nedeniyle Oluşan Bozulma

➤ Hastanın EKG'sinin alındığı bazı durumlarda;

- o kalp defibrilasyonu yüzünden elektrotlarda meydana gelen yüksek değerlerde gerilim darbeleri
- o elektrotların yerlerinden oynamaları,
- o biyostatik elektrik yükünün hasta üzerinden boşalması vb).

➤ Bu durumlarda yükselteç, girişine gelen işaret genliğinin büyük olması sonucu doymaya girer.



Şekil 7.20 Geçici elektriksel çevrimler nedeniyle oluşan bozulma

#### 7.7.4 Çevrede Çalışan Diğer Elektriksel Düzenler Nedeniyle Oluşan Bozucu Etkiler

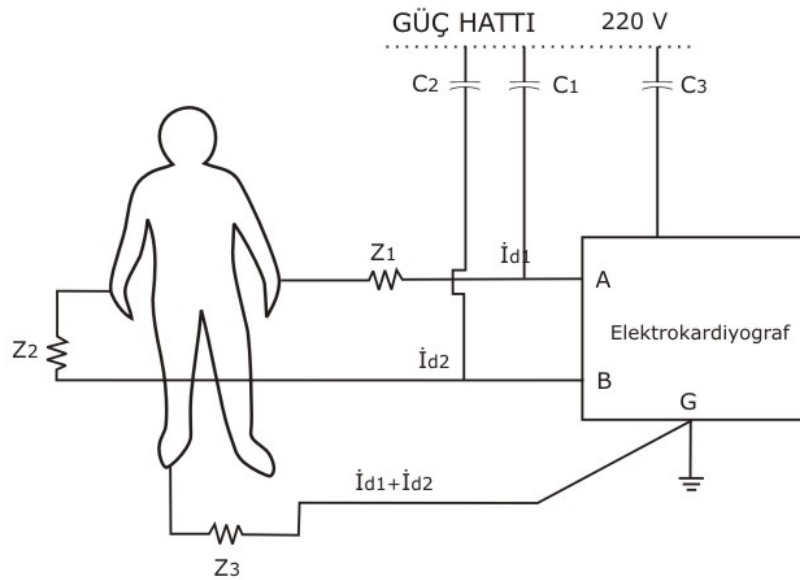
- ⇒ EKG işaretleri üzerinde önemli bozucu etkenlerden biri de elektrik güç sistemidir.
- ⇒ EKG yükseltecine güç sağlamanın yanında, gerilim hatları bir hastane odasında bulunan diğer gereçlere de bağlıdır.
- ⇒ Aynı zamanda duvarların içinde, zeminde ve tavanda da gerilim hatları vardır.



Şekil 7.21 EKG’de şebeke frekansında bozucu etki

**7.7.5 Elektriksel Alanın Etkisi**

- Güç hatları ile EKG cihazı ve/veya hasta arasında elektriksel alan kuplajı vardır.
- Bu durumda, hastanın güç kablolarına küçük kapasiteler (dağılmış) üzerinden bağlanması şeklinde karakterize edilebilir.



Şekil 7.22 Güç hattı, EKG cihazı ve elektrot bağlantı kabloları arasında dağıtılmış kapasiteler ve bunların üzerinden akan akımlar

- Güç hattının topraklanmamış kısmıyla EKG yükselteci arasındaki C3 dağılmış kapasitesinden akan akım, toprağa gider ve ölçümlerde bozucu etki yapmaz.
- C1 ve C2, güç hattıyla elektrot bağlantı kabloları arasındaki dağılmış kapasiteleri göstermektedir.

- $I_{d1}$  akımı, giriş direnci büyük olan EKG cihazı yerine,  $Z_1$  deri-elektrot direnci ve  $Z_G$  toprak elektrodu direnci üzerinden toprağa akar.
- Aynı şekilde  $I_{d2}$  de,  $Z_2$  ve  $Z_G$  üzerinden toprağa akar.
- $500 \Omega$  civarında olan vücut empedansı, diğer empedanslar yanında ihmal edilebilir.
- A ve B arasında fark modunda oluşan gerilim,

$$V_A - V_B = i_{d1}Z_1 - i_{d2}Z_2 = i_d(Z_1 - Z_2) \quad (7.7)$$

şeklinde ifade edilir (tellerin birbirine paralel olması nedeniyle  $I_{d1}=I_{d2}=I_d$  alınabilir).

- Örneğin  $I_d=6\text{nA}$  olsun. Deri-elektrot dirençleri arasındaki fark, en fazla  $20 \text{ k}\Omega$  civarındadır.
- Bu durumda;

$$V_A - V_B = 6 \text{ nA} \cdot 20 \text{ k}\Omega = 120 \mu\text{V} \quad (7.8)$$

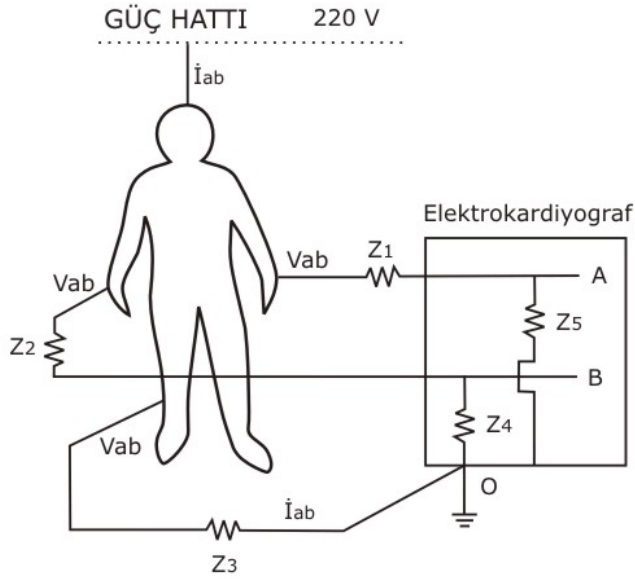
bulunur ki bu değer mV'lar seviyesindeki EKG işaretleri yanında ihmal edilemeyecek seviyededir.



Bu gerilim, elektrot bağlantı kablolarını ekranlamak ve ekranları EKG cihazında topraklamak yoluyla küçültülür.



Deri-elektrot empedanslarını küçültmek de yararlı sonuç verir.



Şekil 7.23 Vücut üzerinde ortak moddaki işaretin oluşumu

- ➔ Şekilde  $I_{db}$  ile gösterilen bir akımın güç hattından hasta vücuduna aktığı görülmektedir.
- ➔  $I_{db}$  akımı,  $Z_G$  toprak elektrodu empedansı üzerinden toprağa akar.
- ➔ Bunun sonucu olarak, vücut üzerinde ortak modda,

$$V_{cm} = I_{db} Z_G \quad (7.9)$$

gerilimi oluşur. Tipik değerler yerine konulursa,

$$V_{cm} = 0,2\mu A \cdot 50 k\Omega = 10 mV \quad (7.10)$$

bulunur.  $I_{db} = 1\mu A$  olması durumunda ise;

$$V_{cm} = 50 mV \text{ olur.} \quad (7.11)$$



- ➔ İdeal bir fark yükseltecinde bu durum herhangi bir problem oluşturmaz.
- ➔ Çünkü ideal bir fark yükseltecinin ortak mod işaret kazancı sıfırdır.
- ➔ Gerçekte, yükselteçlerin  $Z_{in}$  gibi sonlu değerde giriş empedansları vardır. Bu nedenle  $V_A - V_B$  gerilimi,

$$V_A - V_B = V_{cm} \left( \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right) \quad (7.12)$$

➔  $Z_1$  ve  $Z_2$ ,  $Z_{in}$  'den çok küçük olduğu yaklaşımıyla

$$V_A - V_B = v_{cm} \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}} \right) \quad (7.13)$$

➔ Tipik değerler yerine konursa,

$$V_A - V_B = (10 \text{ mV}) \cdot (20 \text{ k}\Omega / 5 \text{ m}\Omega) = 40 \mu\text{V}$$

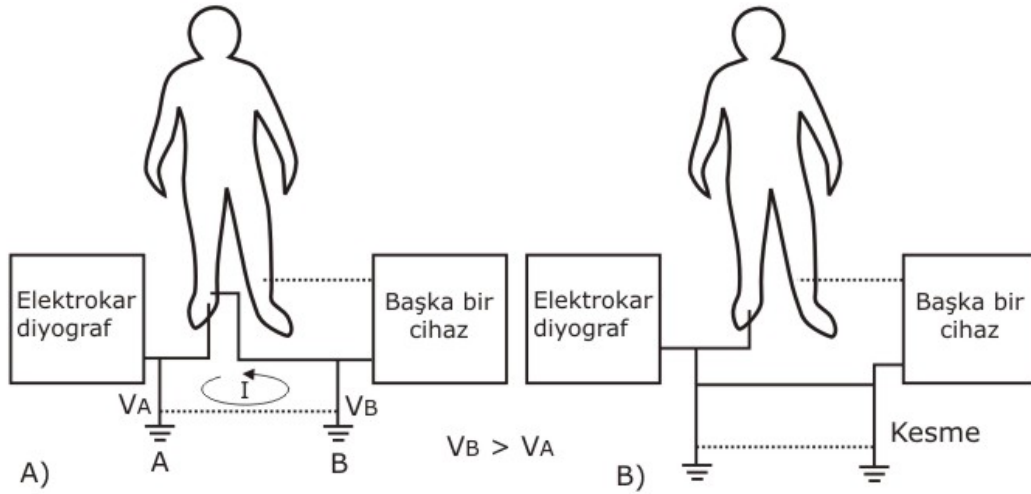
bulunur ki, bu da EKG ölçümlerinde ihmal edilemeyecek seviyede bozucu bir işarettir.



Deri-elektrot empedans farkını azaltarak ve EKG cihazının giriş empedansını artırarak bu gerilim azaltılabilir.

### 7.7.6 Toprak Çevrimleri

➔ Elektrokardiyograf cihazı bağlanmış hastaya, bazı durumlarda başka cihazlar da bağlanabilir.



Şekil 7.24 Toprak çevriminin etkisi

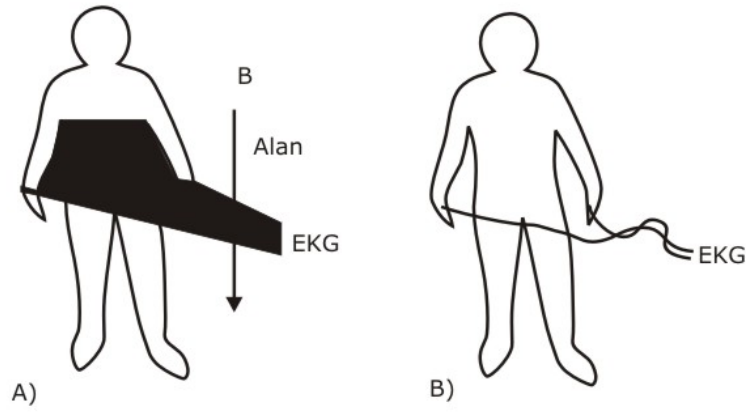
### 7.7.7 Manyetik Alanın Etkisi

➤ Manyetik alan kaynakları:

- güç hatları,
- transformatörler
- floresan lambalardaki balastlar.

☺ Çözüm yolu; magnetik alanı ekranlama yardımıyla, ölçüm düzenini alanın bulunduğu bölgeden uzak tutarak, çevrimin etkin alanını azaltarak gerçekleştirilir.

☺ Çevrimin etkin alanı, bağlantı kablolarının birbirleri üzerine bükülmesiyle çok kolay bir şekilde gerçekleştirilebilir.



Şekil 7.25 Manyetik alanın bozucu etkisi oluşturmalarını sağlayan çevrim

#### 7.7.8 Elektriksel Kökenli Diğer Bozucu Etkenler:

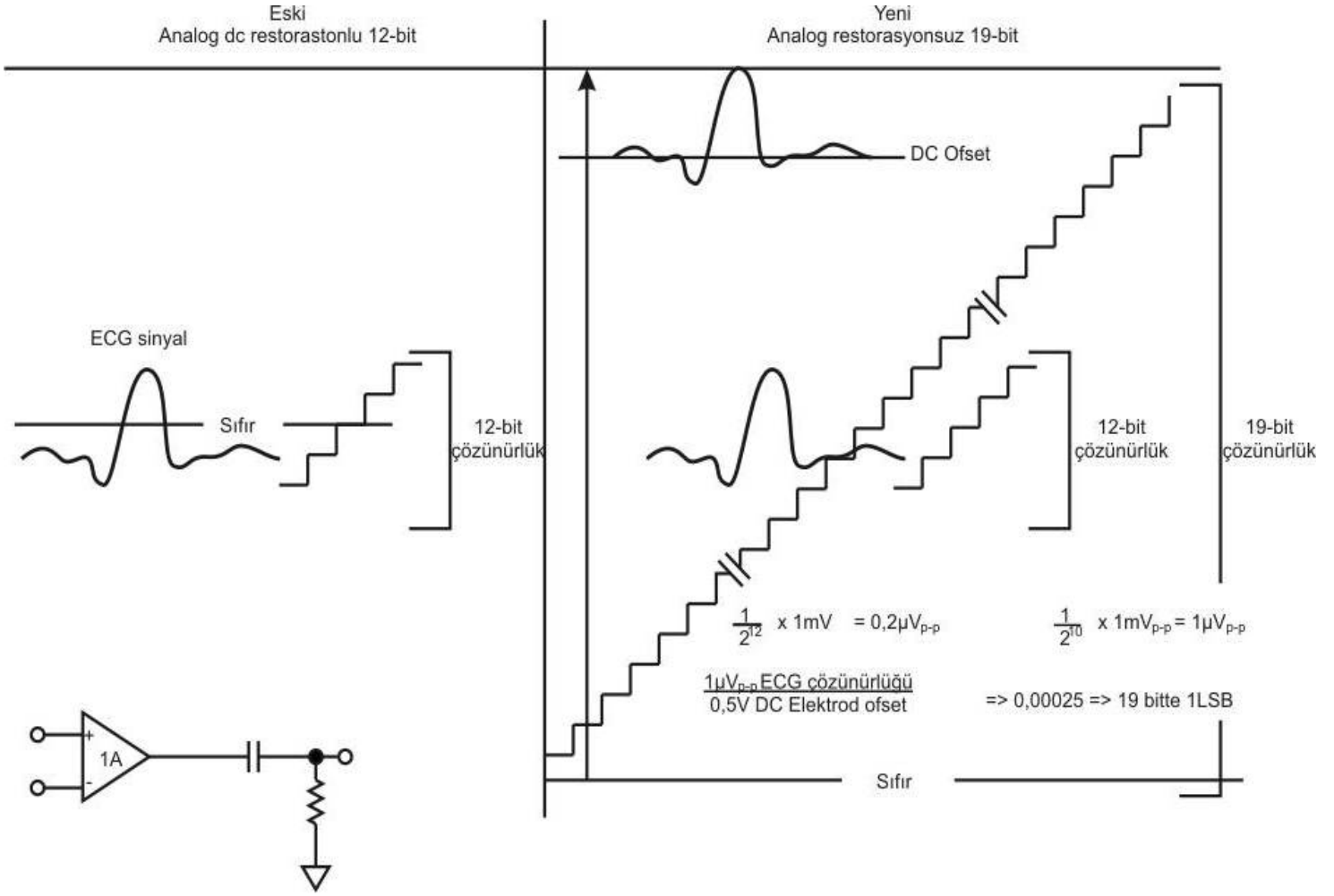
- Radyo vericileri,
  - televizyon
  - radar vericileri EKG ölçümlerinde olumsuz etkiler yapabilir.
  - Hasta ve bağlı kablolar, bir anten gibi bu elektromanyetik işaretleri algırlar.
- ☞ Bu işaretler EKG işaretlerine göre çok yüksek frekanslarda olmalarına rağmen, cihaz içerisinde ve hatta bazı durumlarda elektrot-deri ara kesitinde demodüle olup, EKG işaretlerini etkileyebilecek frekanslar bölgesine inebilirler.
- ☞ elektrocerrahi, diatermi ve benzeri cihazlar da EKG ölçümlerinde bozucu etkiler yapar.

- ↪ Hastanelerdeki diğer X-ışınlı cihazlar, anahtarlar, roleler, fazla akım çeken cihazlar ve hatta titreşimli bir şekilde yanan bir floresan lambası dahi EKG ölçümleri üzerinde, elektromanyetik yolla olumsuz etkiler yapabilir.
- ↪ Diğer bir bozucu etken de elektrotlar arasındaki kasların oluşturabileceği elektromiyogram (EMG) işaretleridir.

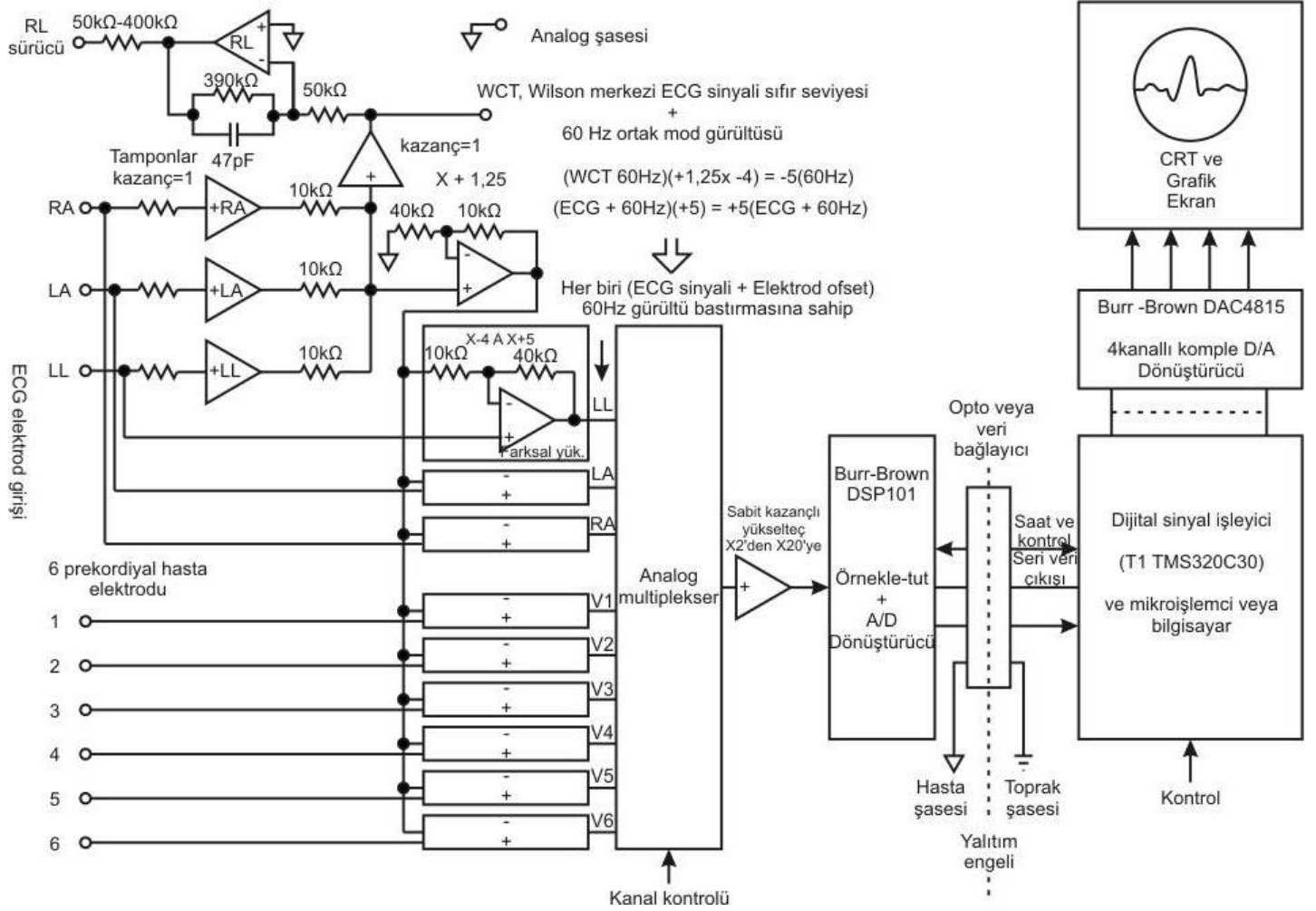
😊 Bütün bu kaynakların etkilerinden, EKG ölçüm düzenindeki yükselteç girişine küçük değerde (örneğin 100 pF) bir kapasitenin paralel bağlanmasıyla kurtulabilinir.

## 7.8 EKG de Sistem Geliştirme

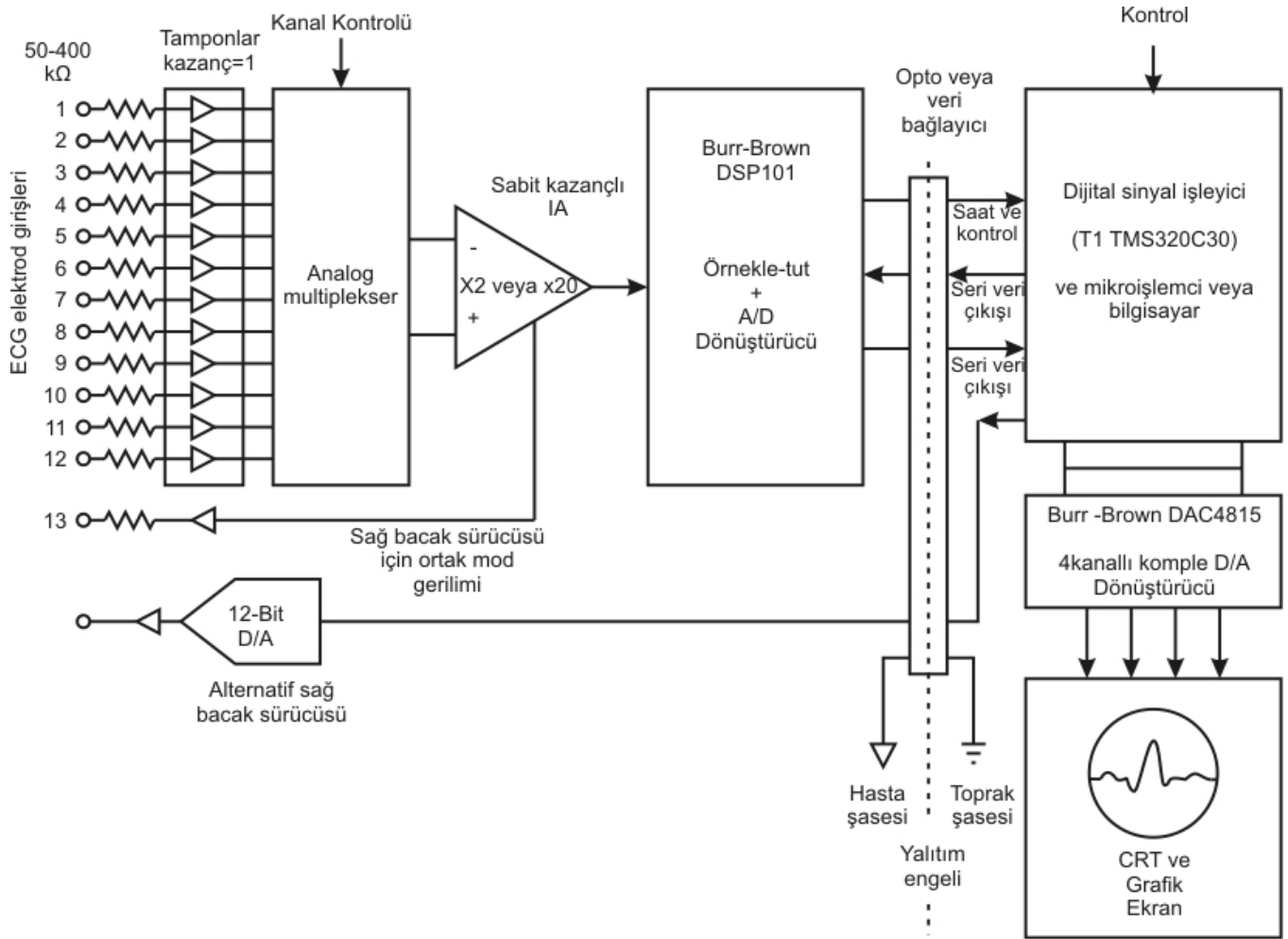
- ✓ Yüksek çözünürlüklü sayısallaştırma (24 bit)
- ✓ 1 V<sub>pp</sub> seviyesine yükseltmek için gerekli olan yüksek kazancı elde etmek.
- ✓ elektrot dc ofset potansiyellerinin engellenmesi veya sıfıra indirilmesi
- ✓ dc düzeltme donanımı yerine yüksek çözünürlüklü sayısallaştırma
- ✓ Sigma – Delta (toplama – çıkarma , integrasyon, derivasyon)
- ✓ Yüksek yalıtımlı tasarım
- ✓ İşaret işleme tekniklerini kullanma



Şekil 7.26 Fizyolojik izlemede sayısallaştırma eğilimleri



Şekil 7.27 Yüksek Çözünürlüklü EKG Sistemi



Şekil 7.28 Yüksek çözünürlüklü yüksek hızlı sayısallaştırma

Sigma-delta adı, toplama (integrasyon) ve çıkartmanın birarada yapıldığını göstermektedir.

Sigma-delta tipi A/D ve D/A çeviriciler günümüzde sadece EKG cihazlarında değil EEG cihazlarında da kullanılmaktadır. Şekil 7.29’da görülen A/D çeviricilerden bir kaçı çok ucuza tek bir tümleşik devre paketi içerisine sığdırılabilirse bu yapı gerçekleştirilebilir.

