آموزش ابزار دقیق مهندسی پزشکی

فصل سوم: تقویت‌کننده های پتانسیل حیاتی

دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی _ گروه مهندسی پزشکی

مدرس: سوسن پورامینائی

پتانسیل حیاتی

پتانسیل حیاتی نتیجه فعالیت‌هاي الکتروشیمیایی طبقه خاصی از سلول هاي تحریک‌پذیر می‌باشد.

چرا به تقویت‌کننده ها نیاز داریم؟

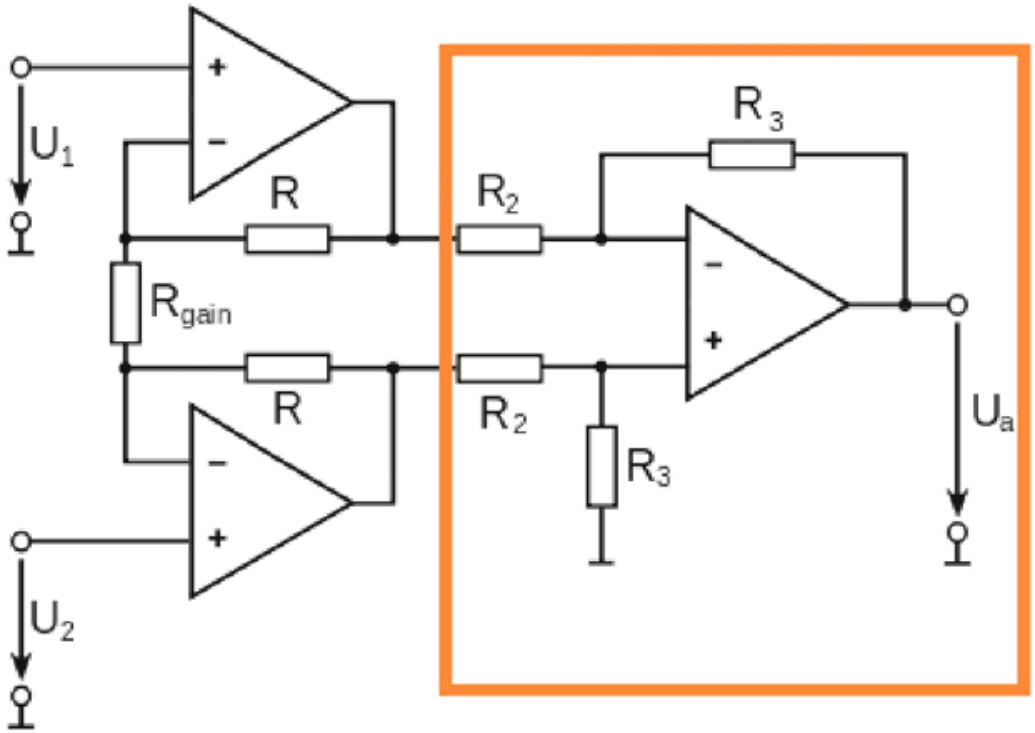
- پتانسیل‌هاي توان پایین (دامنه کم)
- امپدانس منبع بالا
- حذف سیگنال هاي ناخواسته
- حذف آرتیفکت‌هاي احتمالی

ویژگی تقویت کننده پتانسیل حیاتی

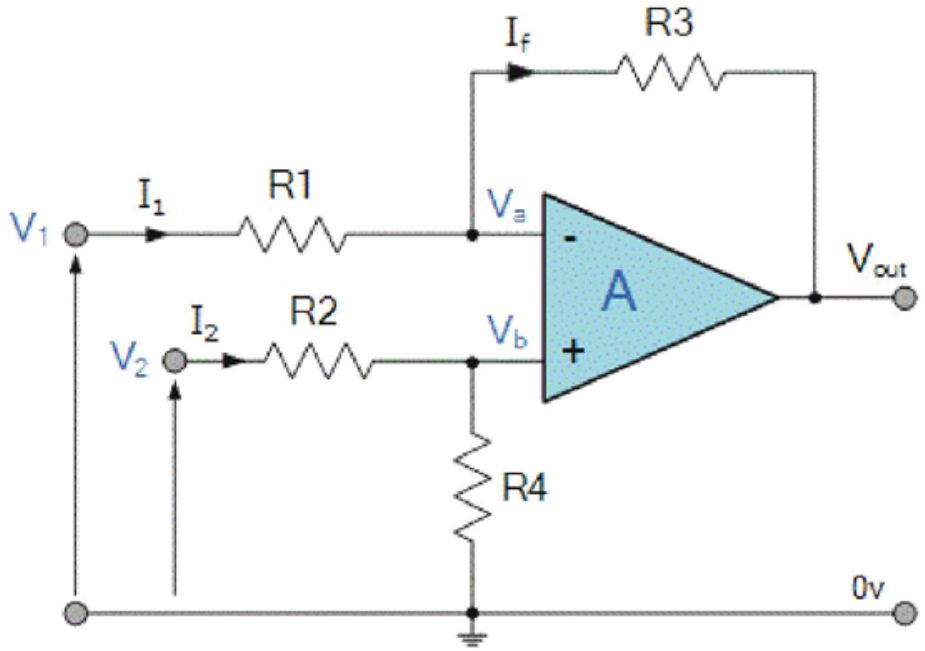
- امپدانس ورودي بالا
- امپدانس خروجی کم
- ایزوله‌کردن تقویت‌کننده از بدن
- استفاده از فيلترهاي مناسب براي محدودكردن پهناي باند تقويت‌كننده
- استفاده از تقویت‌کننده تفاضلی
- بهره تفاضلی بالا و بهره مشترك پاين
- امکان کالیبراسیون دقیق

تقویت کننده تفاضلی ابزار دقیق

تقویت‌کننده تفاضلی، اختلاف ولتاژ بین پایه‌هاي ورودي را تقویت می‌کند.



تقویت‌کننده تفاضلی



$$V_{out(a)} = -V_1(\frac{R_3}{R_1})$$

$$I_1 = \frac{V_1 - V_a}{R_1}$$

$$I_2 = \frac{V_2 - V_b}{R_2}$$

$$I_f = \frac{V_a - V_{out}}{R_3}$$

تقویت کننده میکروپیپت

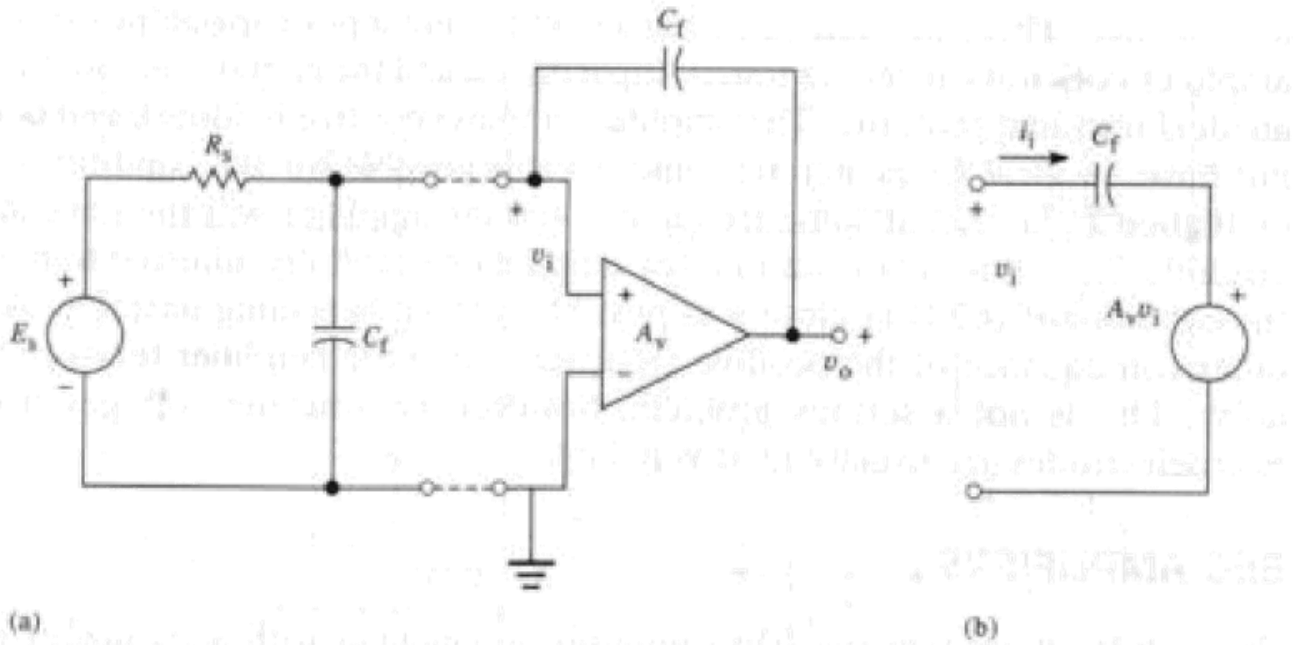
محدوده سیگنال ورودي: ۵۰ تا ۱۰۰ میلی‌ولت

داراي امپدانس منبع بسیار بالا

ایجاد یک خازن موازي و نسبتا بزرگ در خروجی

راه حل: استفاده از مدار فیدبک خازنی به منظور ایجاد خازن منفی

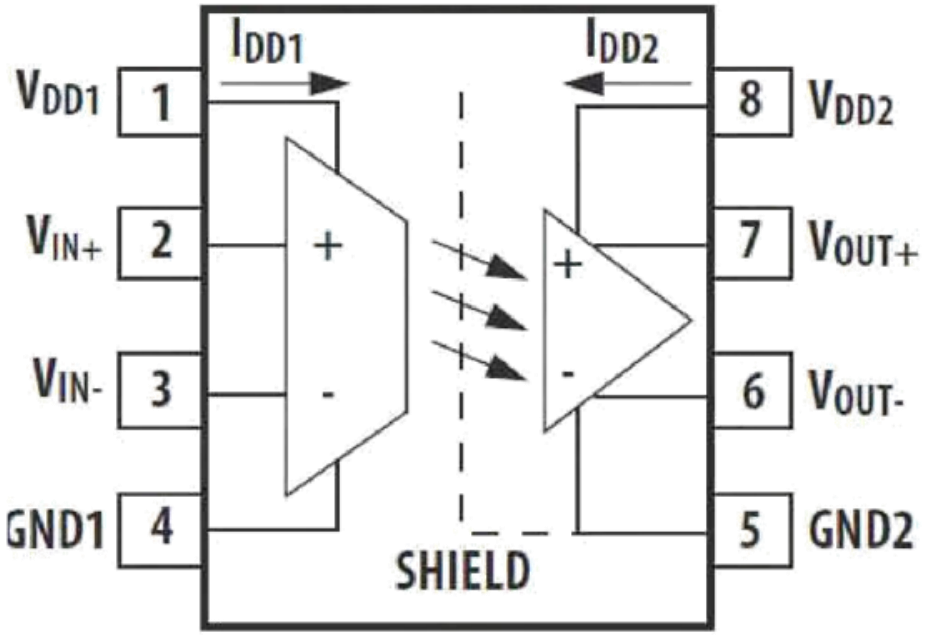
تقویت کننده میکروپیپت



$$v_i = \frac{1}{(1 - A_v)C_f} \int i_i \, dt$$

$$C = C_s + (1 - A_v)C_f$$

تقویت کننده ایزوله نوری



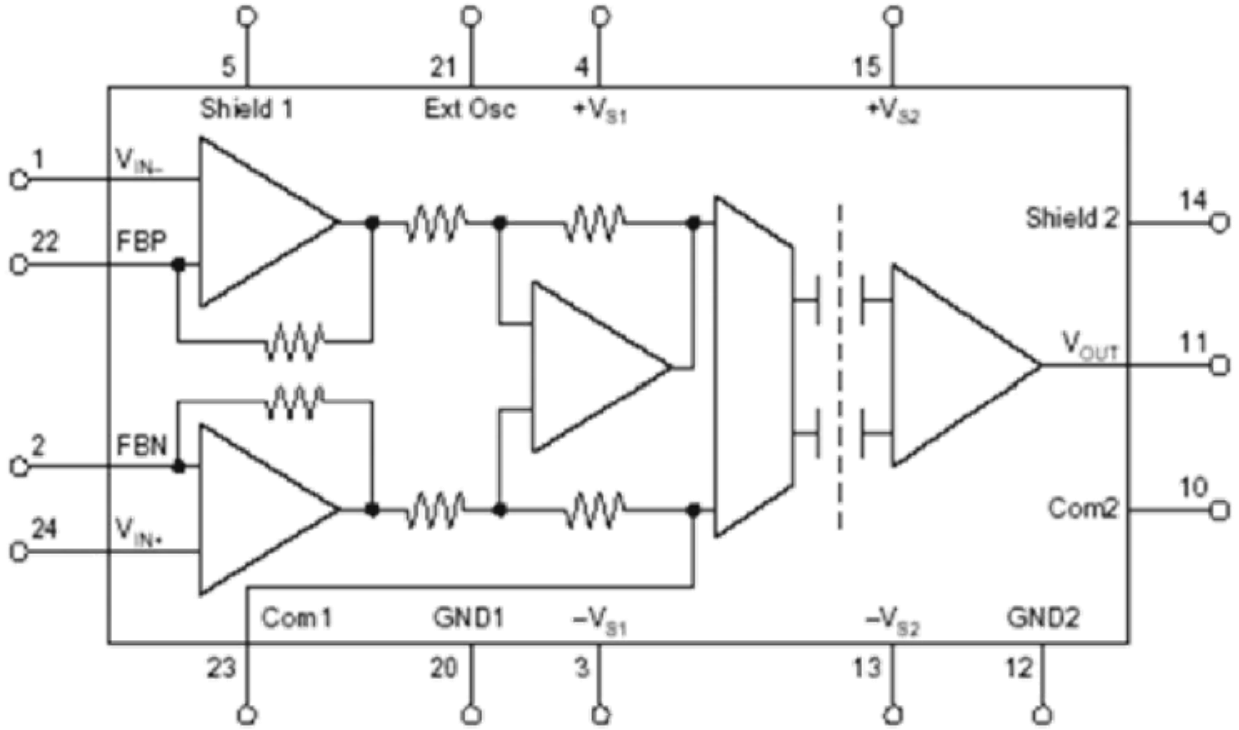
- مشکل روش ایزوله نوري:

داراي مشخصه غير خطی است.

- راه حل:

- استفاده از مدولاتورهاي عرض پالس
- استفاده از تراشه‌هاي خطی‌ساز

یک نمونه از تقویت کننده های ایزوله خازنی



تقویت کننده الکتروکاردیوگرام (ECG)

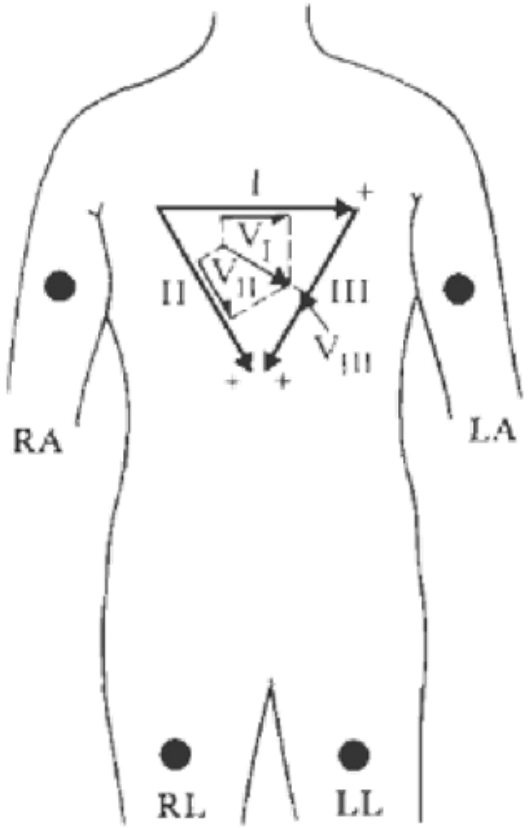
- ECG به عنوان ابزار تشخیصی براي عملکرد نواحی مختلف قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد.
- معمولا سیگنال ECG توسط لیدهاي مختلف ثبت می شود که عبارتند از:

لیدهاي اصلی I , ,

لیدهاي تقویت‌شده تک‌قطبی شامل aVr، aVl و aVf

لیدهاي سینه‌اي (V١.V٦)

مثلث آیندهون (EINDHOVEN Triangle)



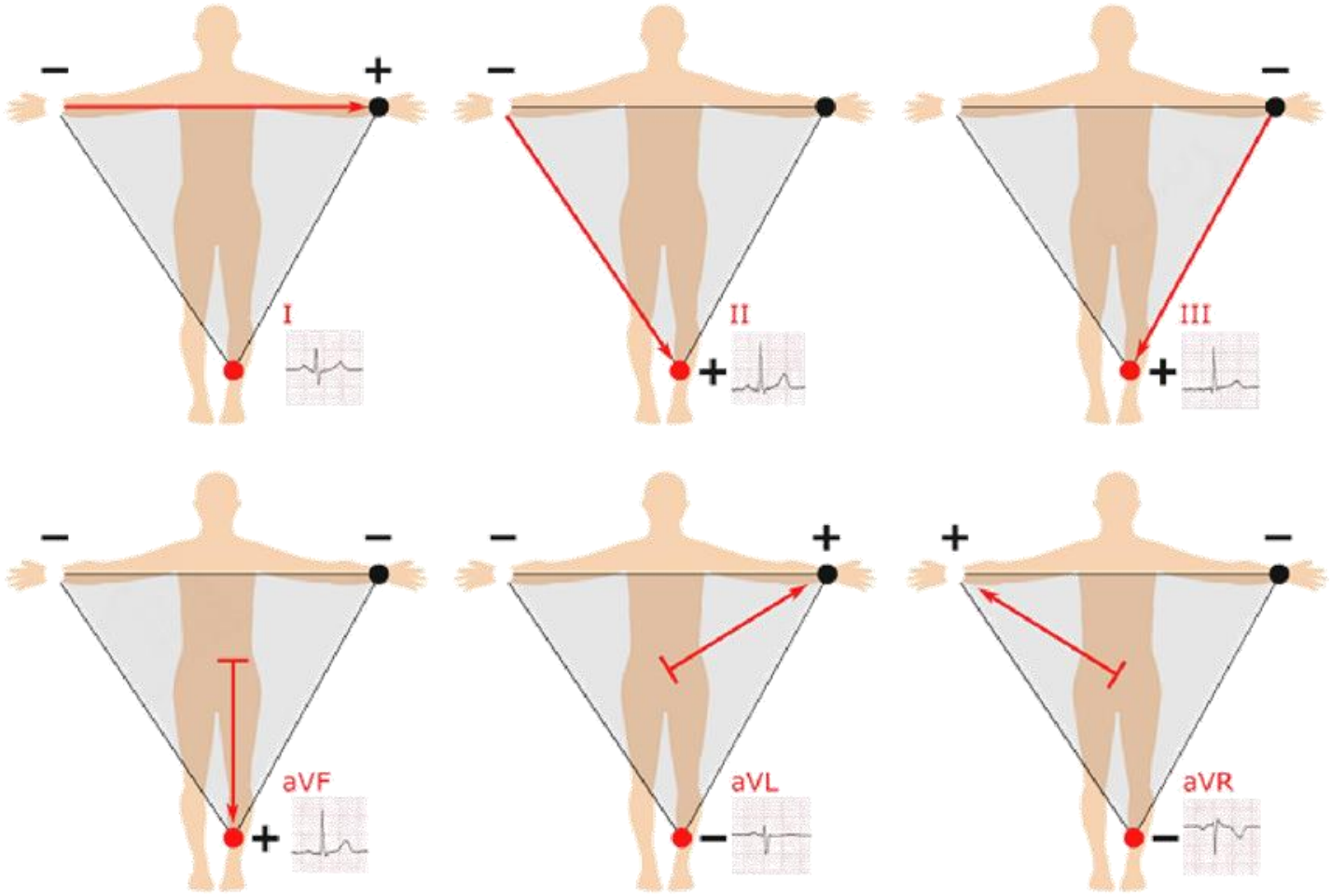
I: LA to RA

II: LL to RA

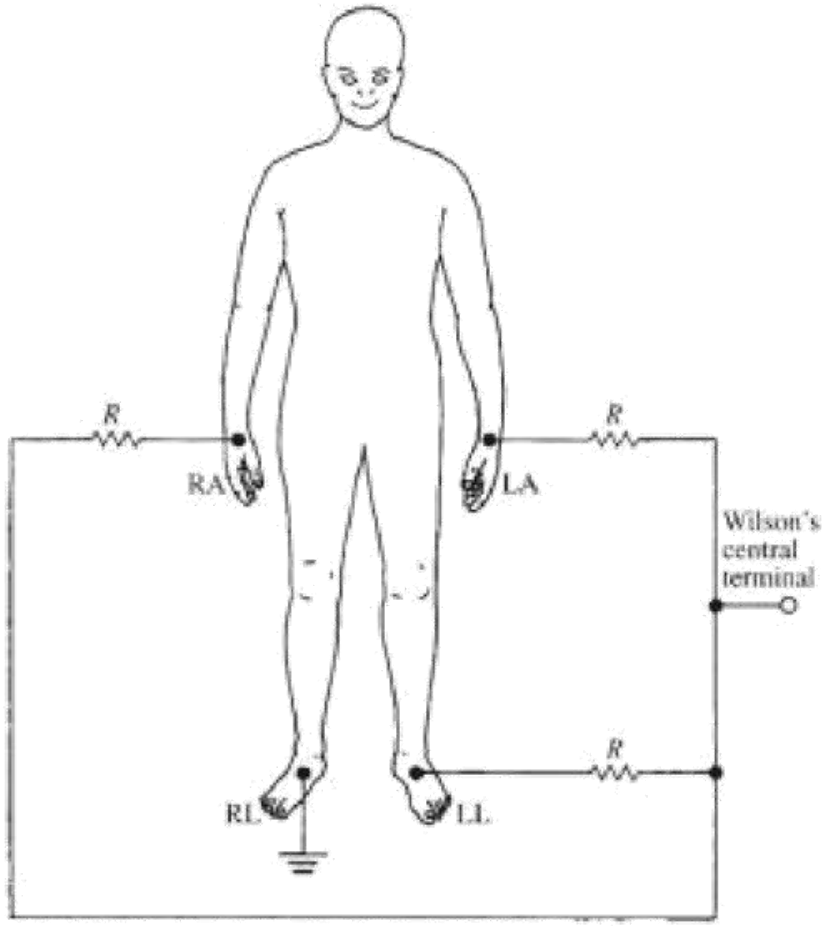
III: LL to LA

$$I-II+III=0$$

مثلث آیندهون



ترمینال مرکزی ویلسون

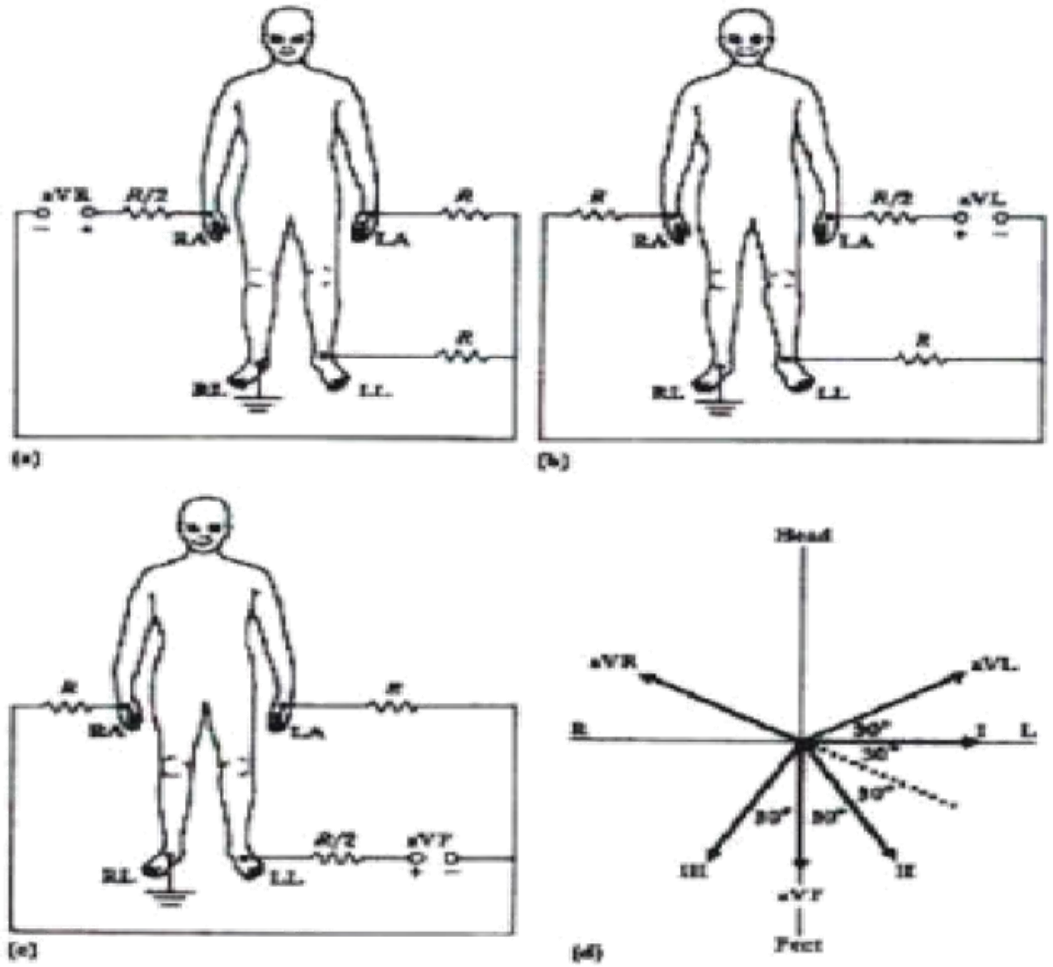


- لیدهای تک‌قطبی:

$$v_R = v_{RA} - v_w$$
$$v_L = v_{LA} - v_w$$
$$v_F = v_{LL} - v_w$$

$$v_w = \frac{v_{LA} + v_{RA} + v_{LL}}{3} \qquad (R \approx 5M\Omega)$$

لیدهای تقویت‌شده تک‌قطبی

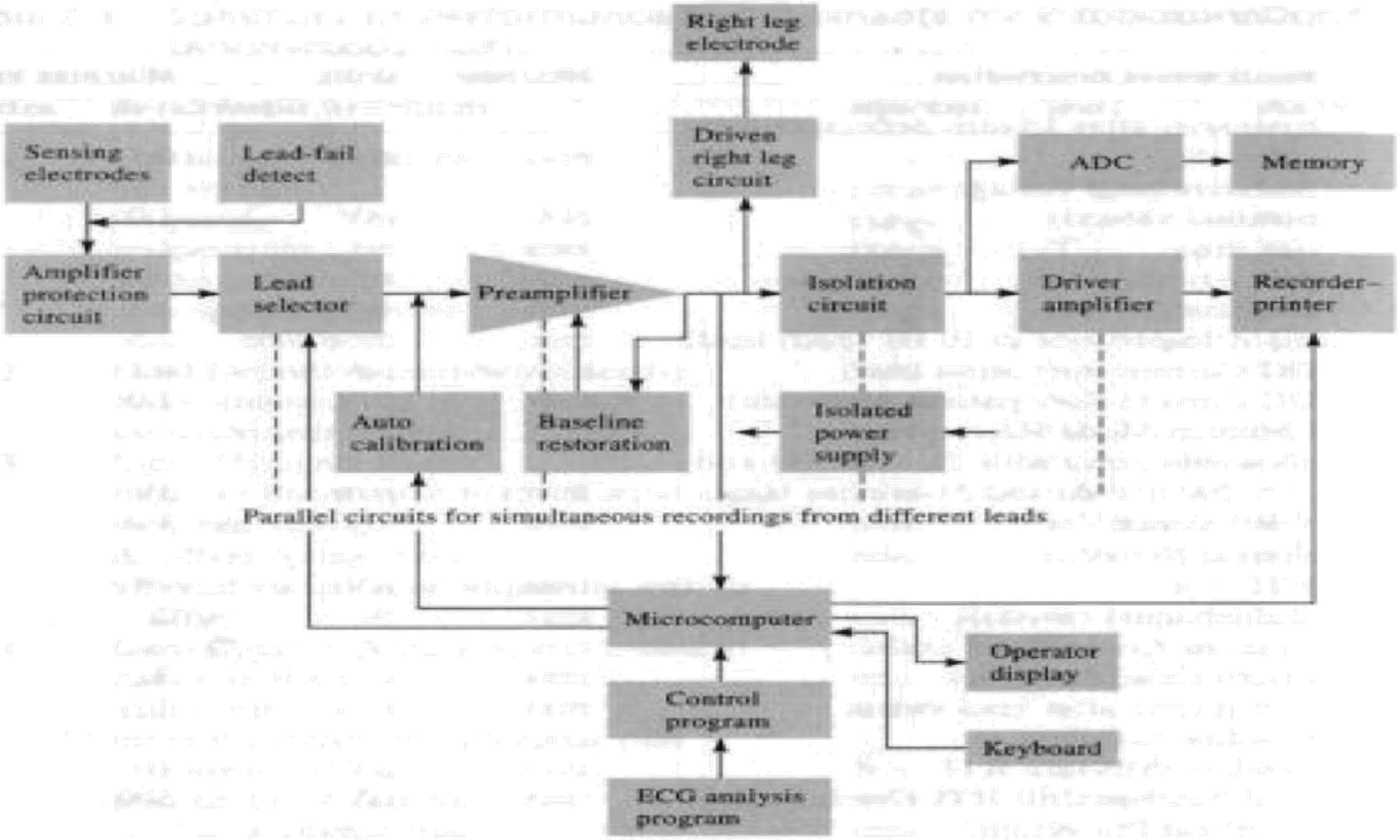


$$aVR = \frac{2v_{RA} - v_{LA} - v_{LL}}{2} = \frac{3}{2} \times v_R$$

$$aVL = \frac{3}{2} \times v_L$$

$$aVF = \frac{3}{2} \times v_F$$

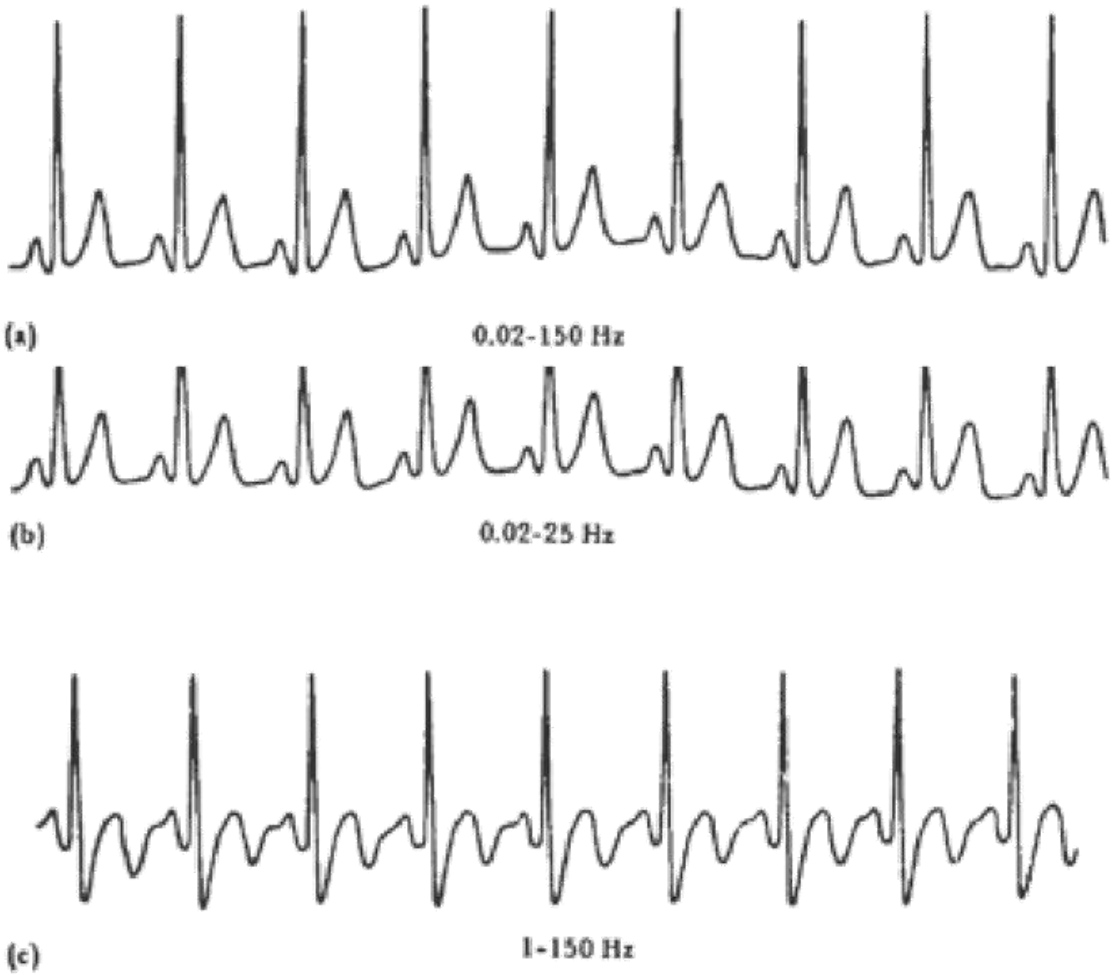
بلوک دیاگرام دستگاه الکتروکاردیوگراف



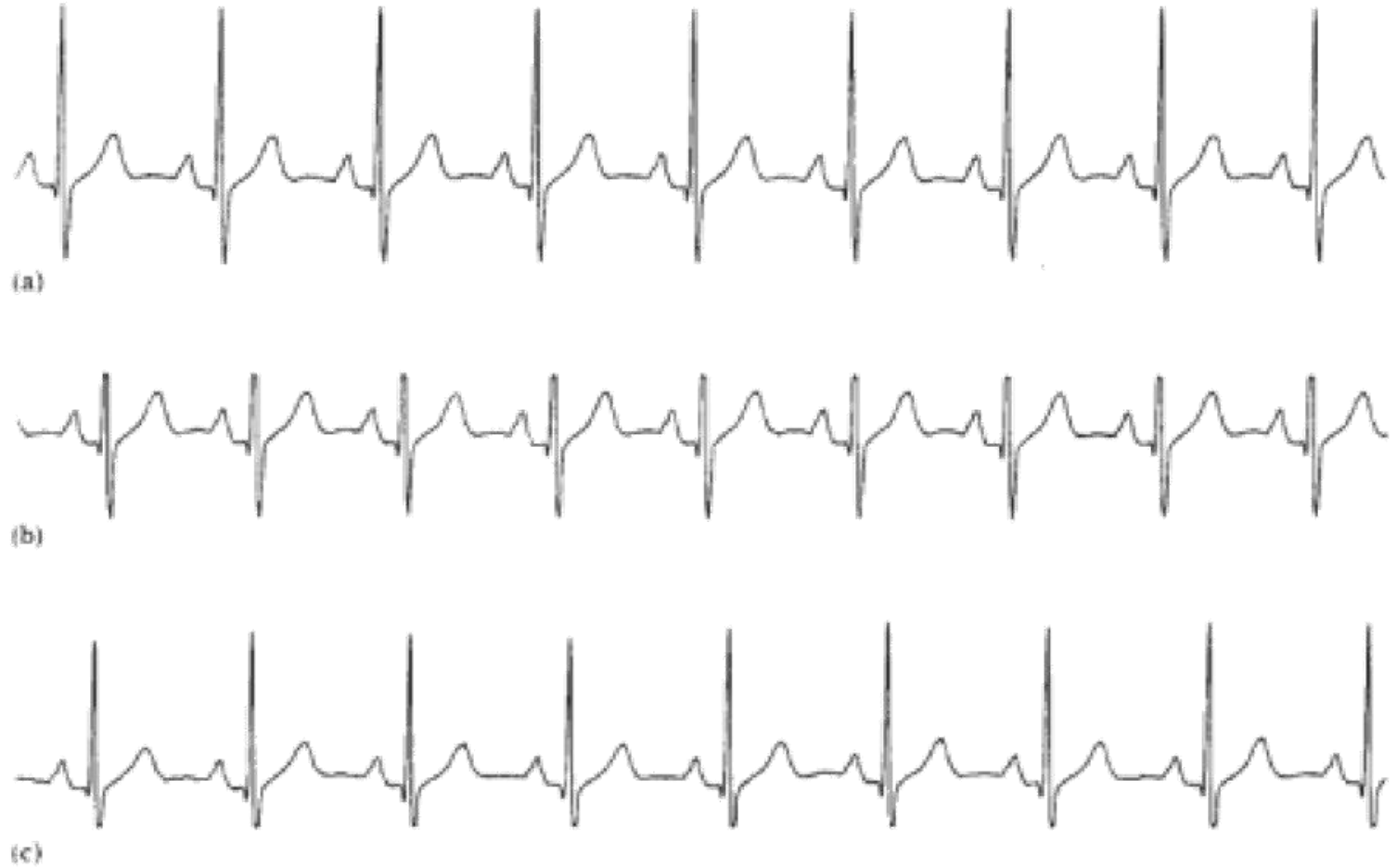
مسائل قابل توجه در طراحی و کاربرد دستگاه ECG

- اعوجاج فرکانسی
- اعوجاج اشباع و قطع
- حلقه‌هاي زمين
- قطع‌شدن سيم‌هاي ارتباطی الکترودها
- آرتيفکت گذرهاي الکتريکی بزرگ
- تداخل سيگنال از وسايل الکتريکی ديگر

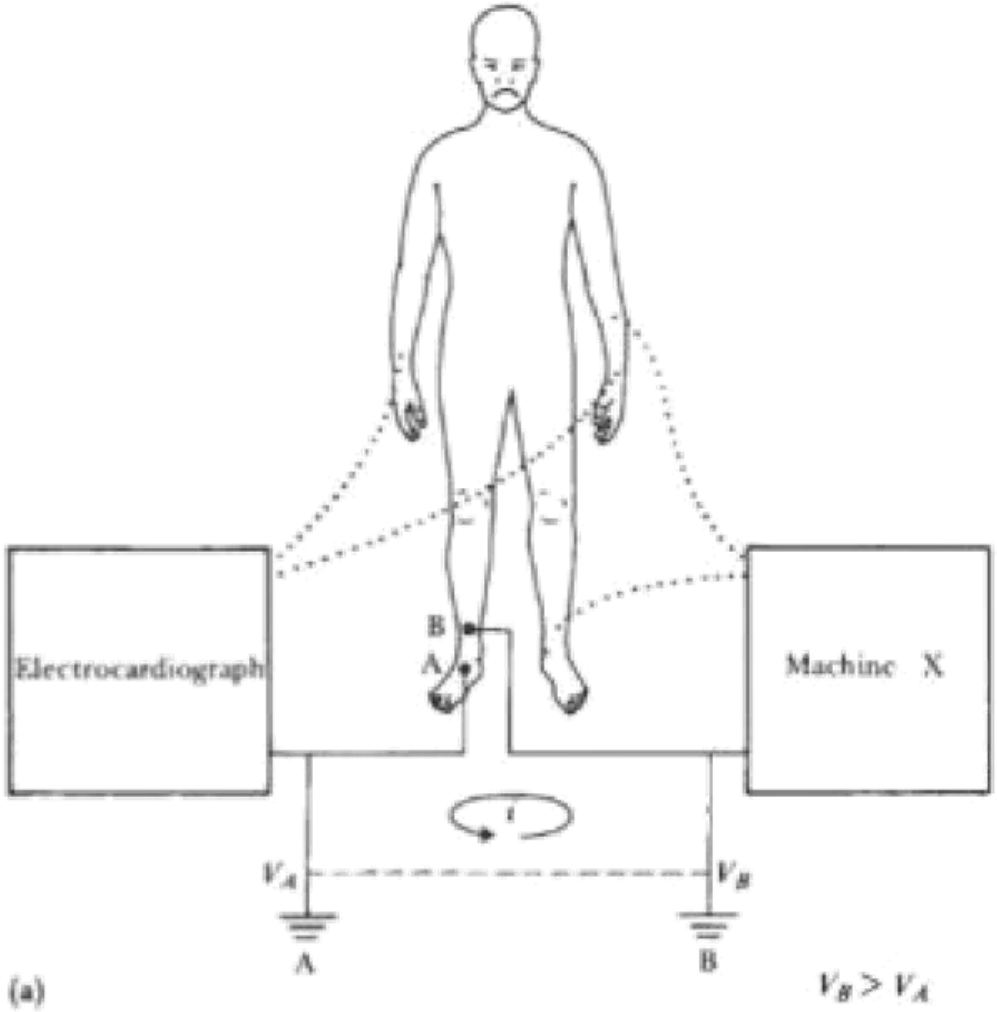
اعوجاج فرکانسی



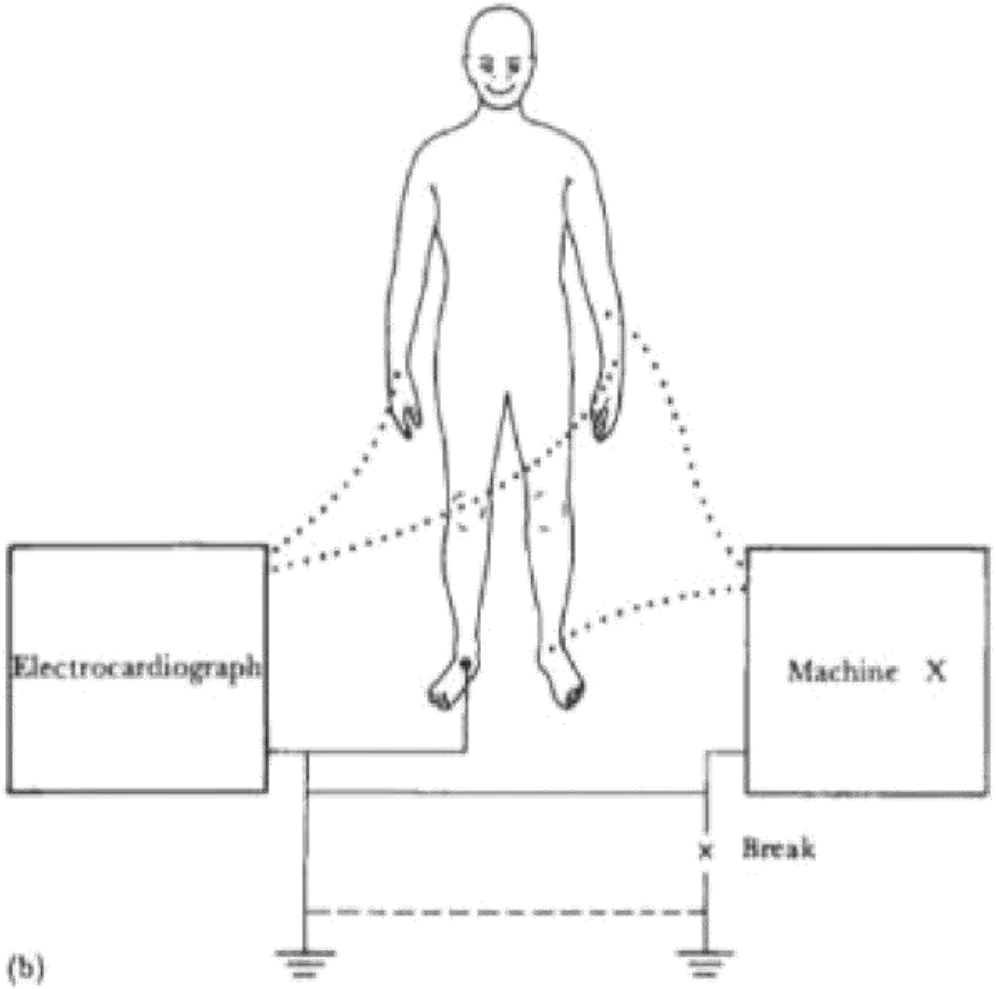
اعوجاج اشباع و قطع



حلقه های زمین



حلقه های زمین

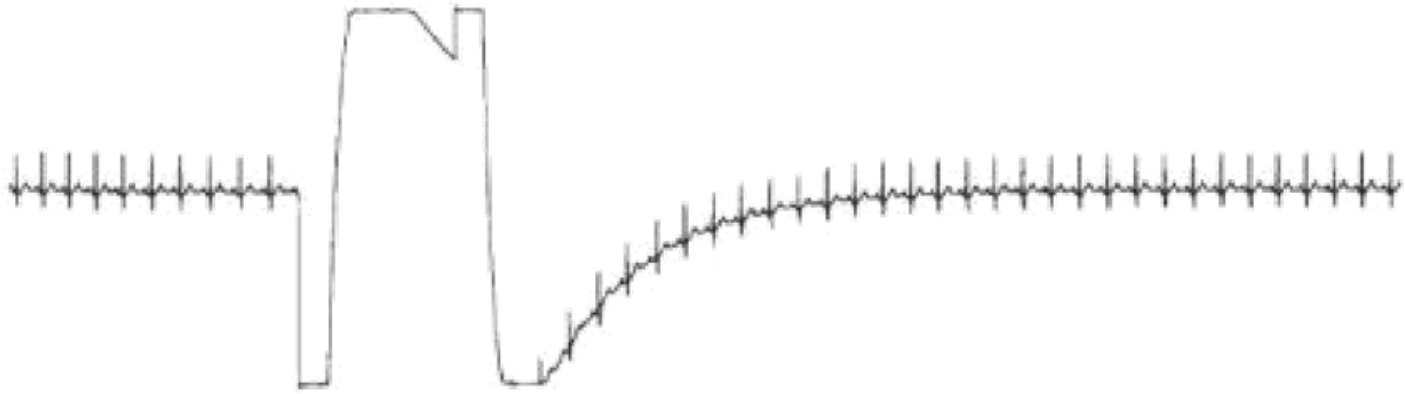


سیم‌های لید باز

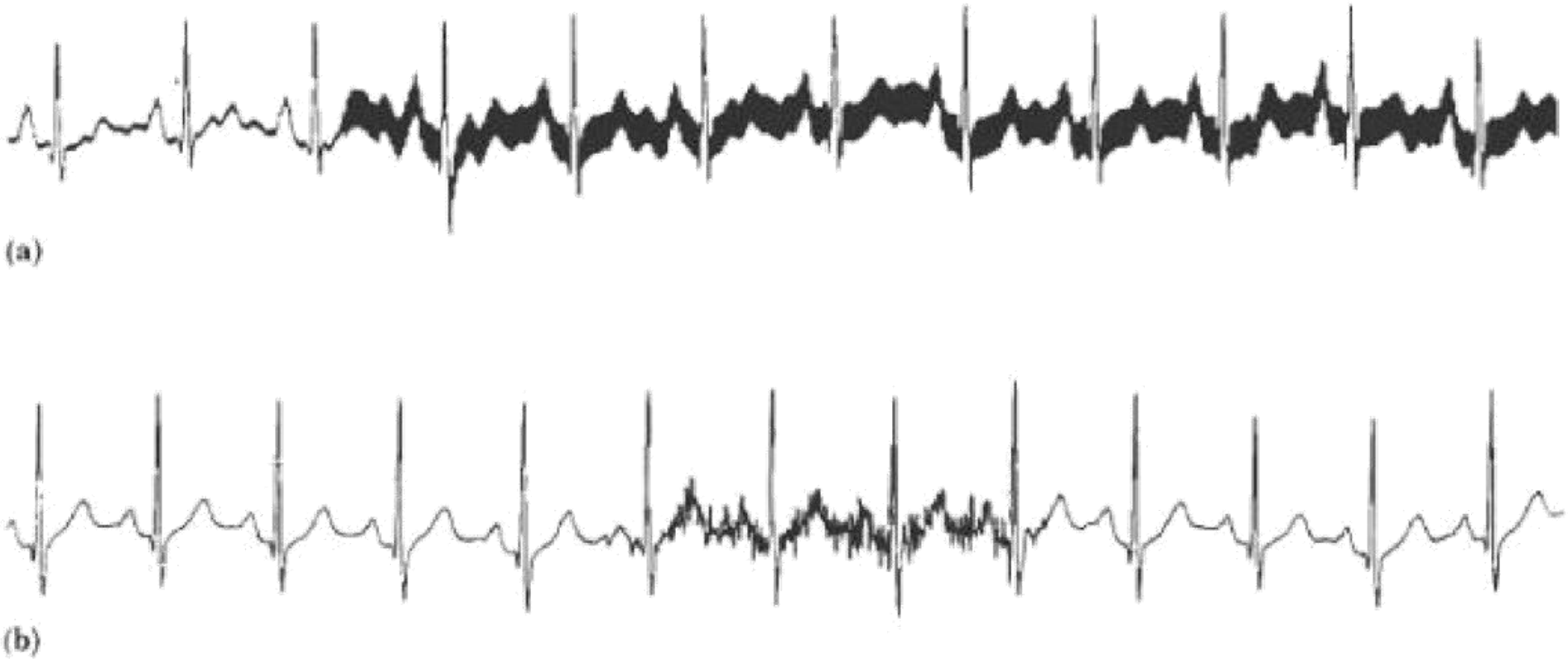
- ممکن است یکی از سیم‌هایی که الکترود بیوپتانسیل را به دستگاه الکتروکاردیوگراف وصل می‌کند، قطع شود یا بشکند و یا الکترود تماس خوبی با بدن بیمار نداشته باشد.
- در این حالت پتانسیل‌هاي نسبتا بالا در اثر میدان هاي الکتریکی که از خطوط تغذیه یا منابع دیگر در مجاورت دستگاه ناشی می‌شود، القاء می‌شود.
- این امر سبب ایجاد یک انحراف وسیع با دامنه ثابت در قلم یا چاپگر در فرکانس تغذیه و البته از دست رفتن سیگنال می‌شود.

آرتیفکت گذرهای الکتریکی بزرگ

- در برخی وضعیت‌ها هنگامی که از بیمار ECG گرفته می‌شود، ممکن است شوك به بیمار لازم شود.
- در چنین حالتی پتانسیل‌هاي گذرا در اطراف الکترودها مشاهده می‌شود که باعث ایجاد جابه‌جایی ناگهانی در ECG بیمار می‌شود.



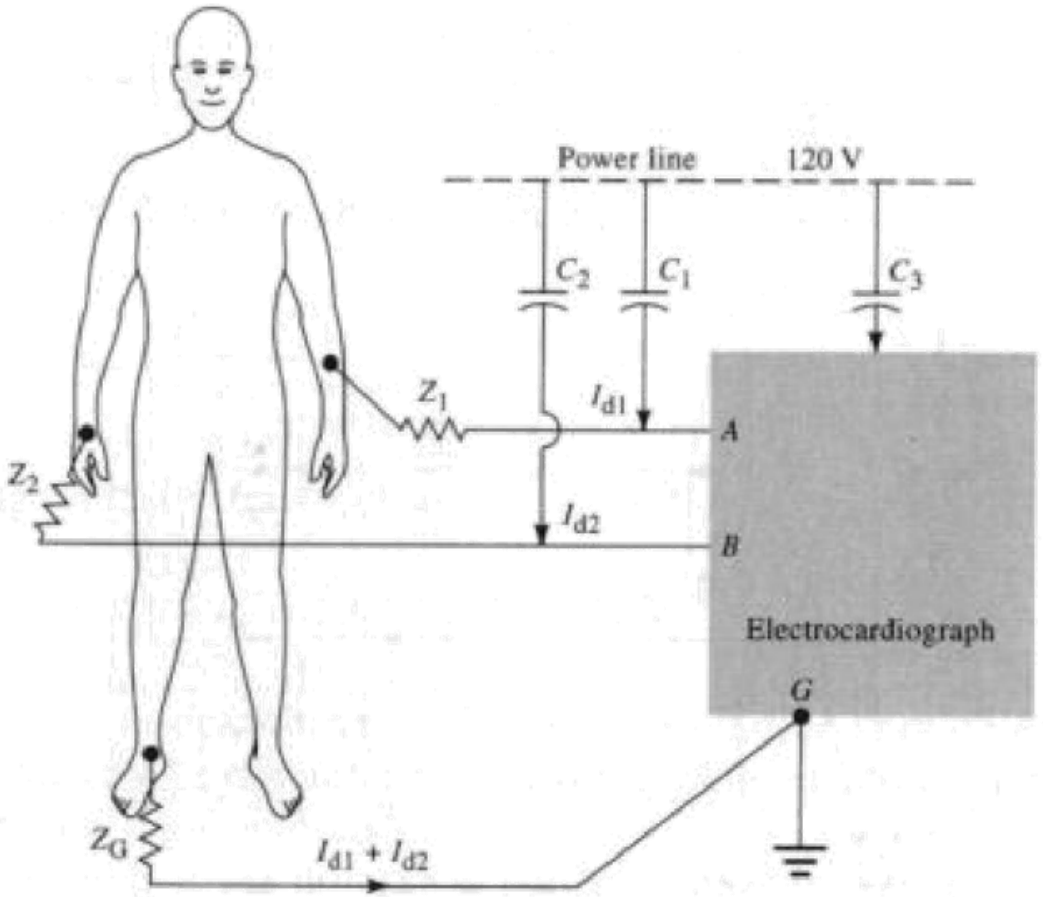
تداخل سیگنال از وسایل الکتریکی دیگر



تاثیر نویز برق شهر به صورت تفاضلی بر روی ECG

$$Z_{body} \approx 500\Omega$$

$$V_A - V_B = I_{d1} \times Z_1 - I_{d2} \times Z_2$$
$$\approx I_d \times (Z_1 - Z_2)$$
$$\approx 6nA \times 20K\Omega$$
$$\approx 120\mu V$$



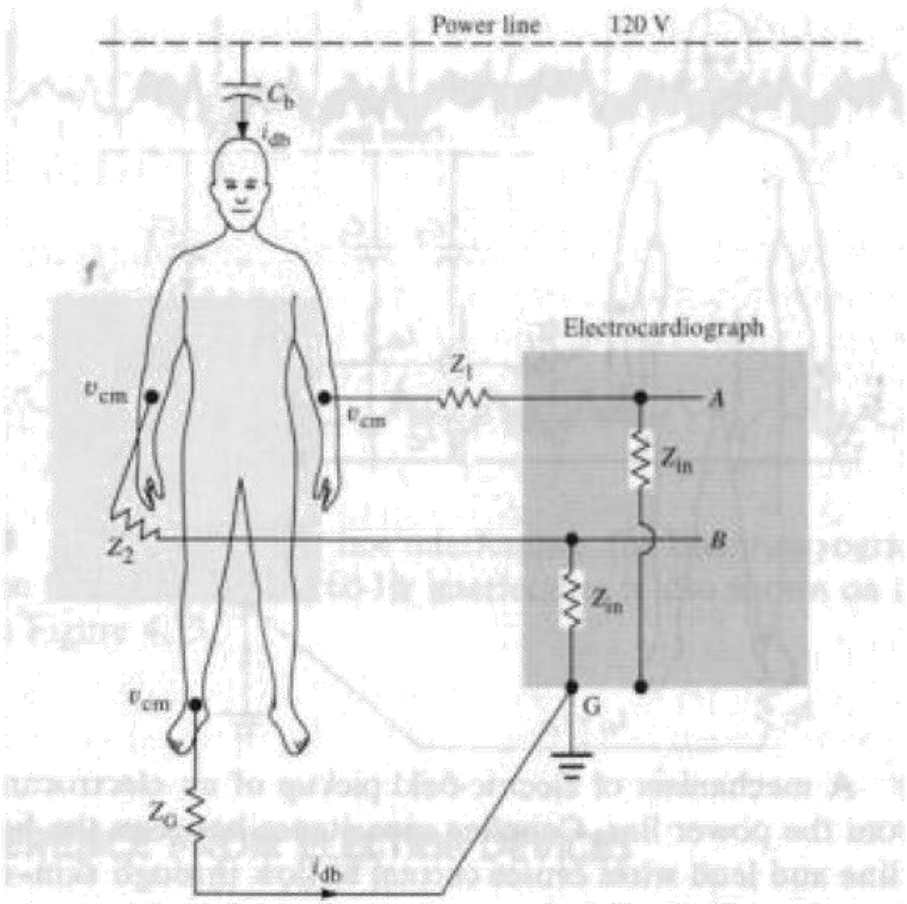
روش های کاهش اثر تفاضلی نویز برق شهر

- شیلدکردن لیدها و زمین‌کردن هر شیلد
- کاهش امپدانس الکترودپوست
- استفاده از الکترودهاي هم‌جنس و مشابه هم

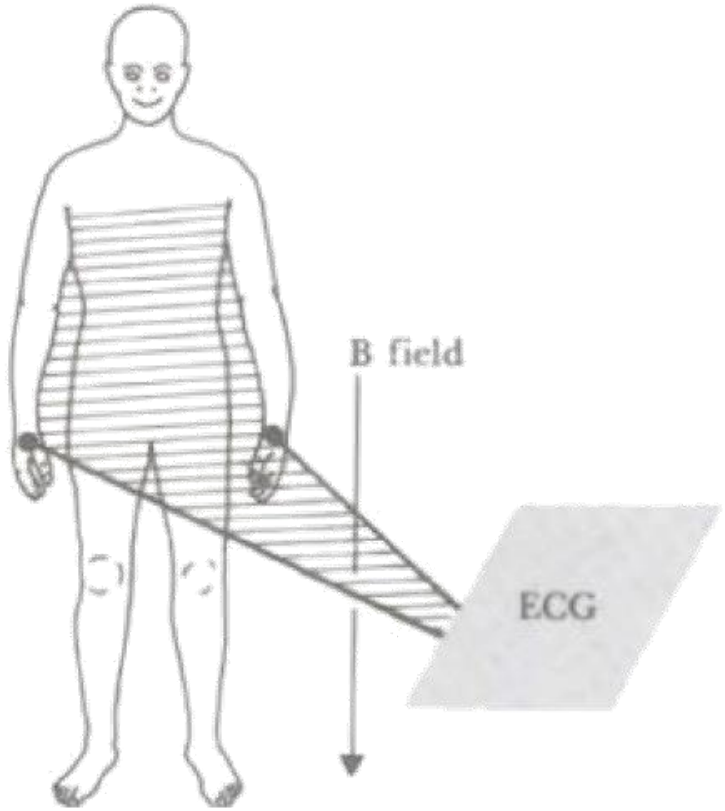
تاثیر نویز برق شهر به صورت مشترک بر روی ECG

$$V_{CM} = i_{db} \times Z_G$$
$$\approx 0.2\mu A \times 50K\Omega$$
$$\approx 10mV$$

$$V_A - V_B = V_{CM} \times (Z_2 - Z_1) / Z_{in}$$
$$\approx 10mV \times 20K\Omega / 5M\Omega$$
$$\approx 40\mu V$$



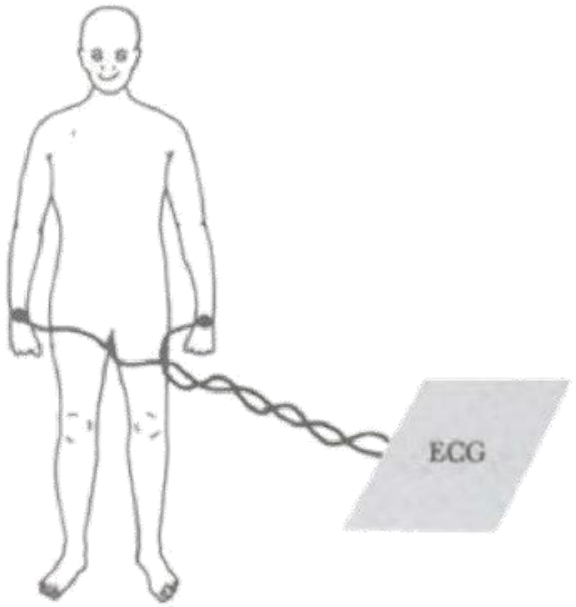
تاثیر میدان مغناطیسی اطراف دیگر بر ECG



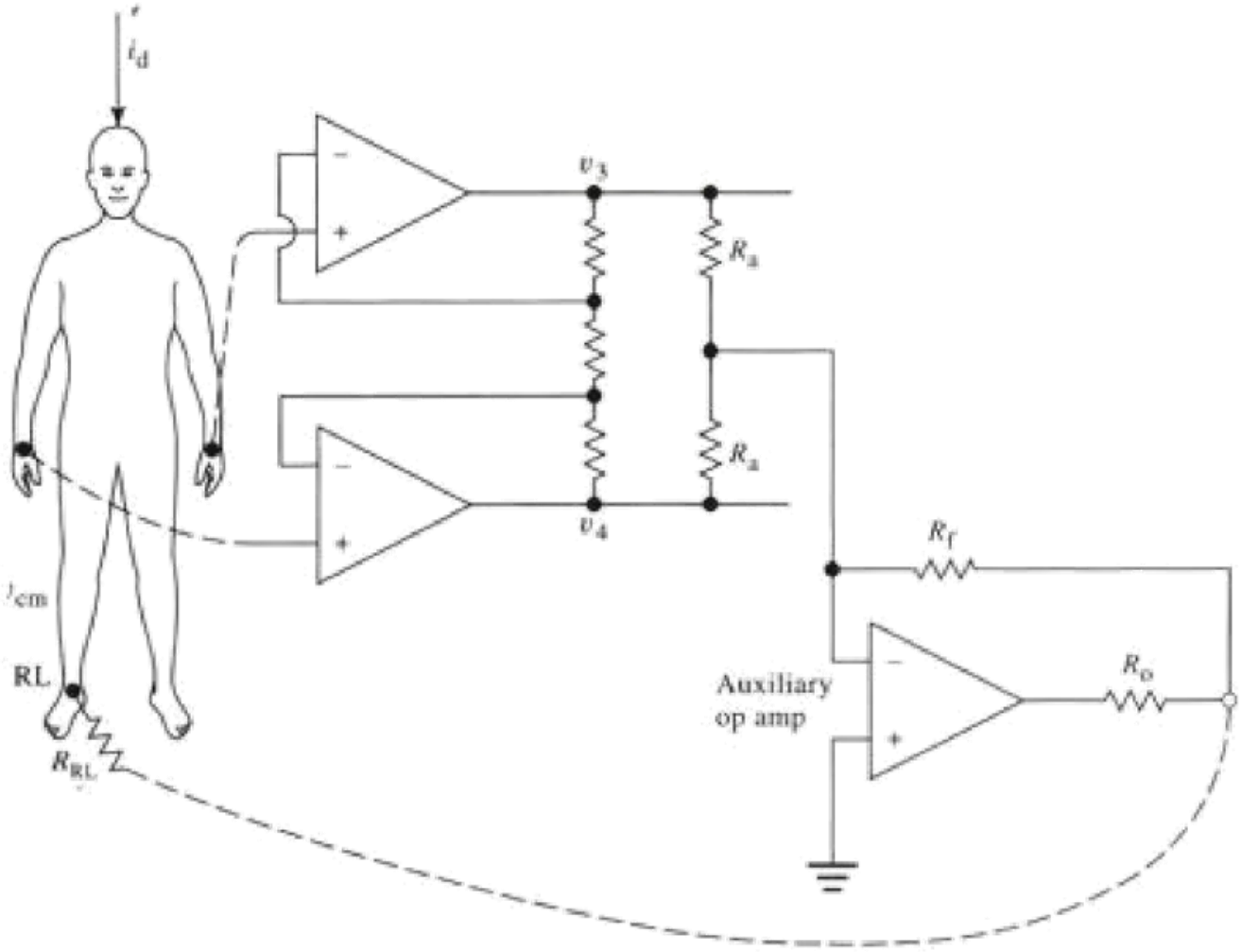
- میدانهاي مغناطیسی اطراف:
  - سیم‌هاي برق
  - ترانسفورماتورهاي راه انداز لامپ‌هاي فلورسنت
  - فرستنده هاي راديويي/تلويزيونی
  - الکتروکوتروديا‌ترمی
- مقدار ولتاژ القاءشده متناسب است با:
  - شدت میدانهاي مغناطیسی
  - مساحت سطح مقطع

روش های کاهش ولتاژ القاءشده ناشی از میدان مغناطیسی

- کاهش میدان مغناطیسی از طریق شیلدکردن
- دور نگه داشتن الکتروکاردیوگراف و لیدها از نواحی پتانسیل میدان مغناطیسی
- کاهش سطح موثر سیم‌پیچ تک‌دور با پیچیدن سیم‌هاي لید به یکدیگر
- حذف میدان هاي الکتریکی و مغناطیسی
- استفاده از مدار درایو پاي راست



مدار درایو پای راست

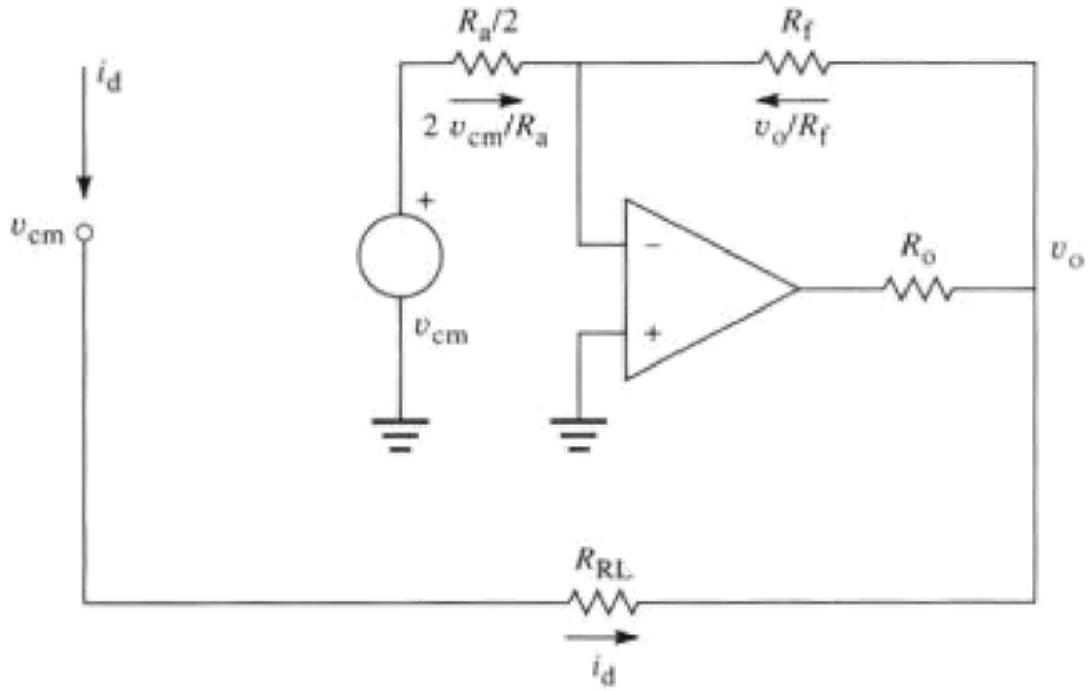


مدار معادل درایو پای راست

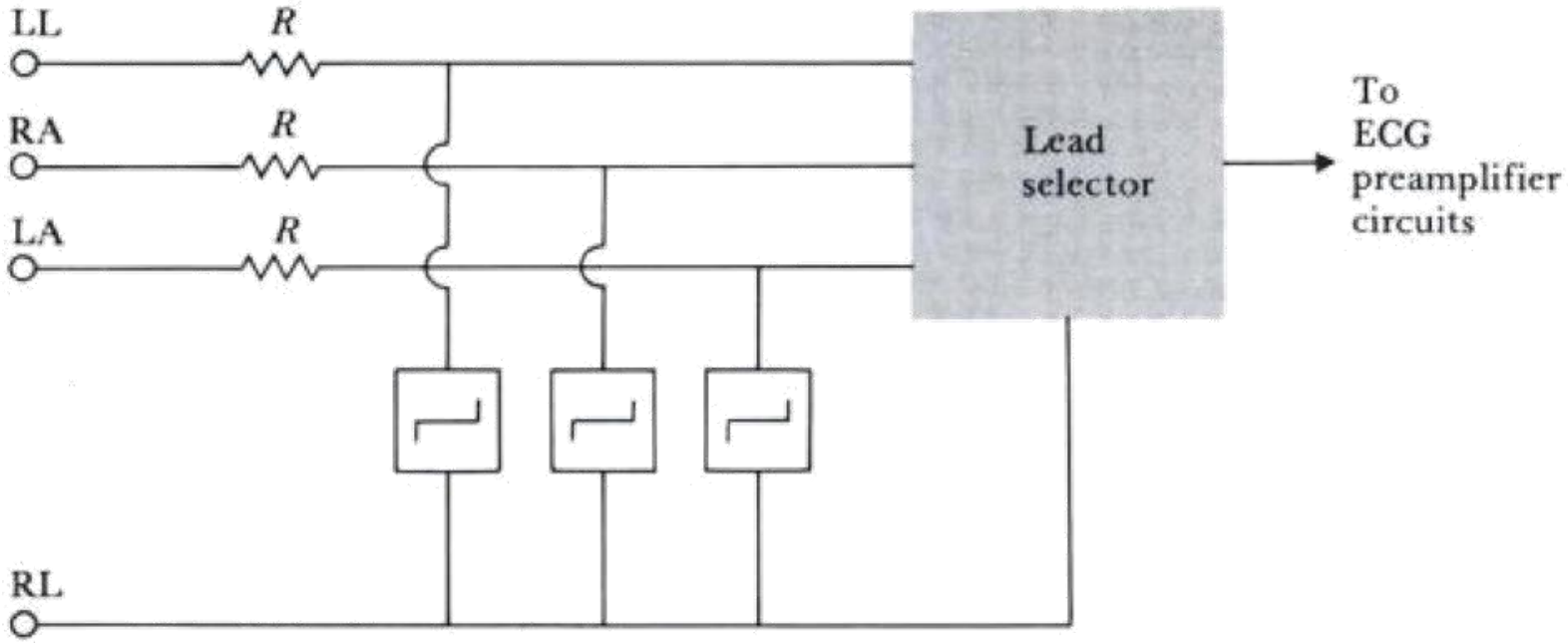
$$\frac{2v_{CM}}{R_a}+\frac{v_o}{R_f}=0$$

$$v_o=-\frac{2R_f}{R_a}v_{CM}=-\frac{2R_f}{R_a}(R_{RL}i_d+v_o)$$

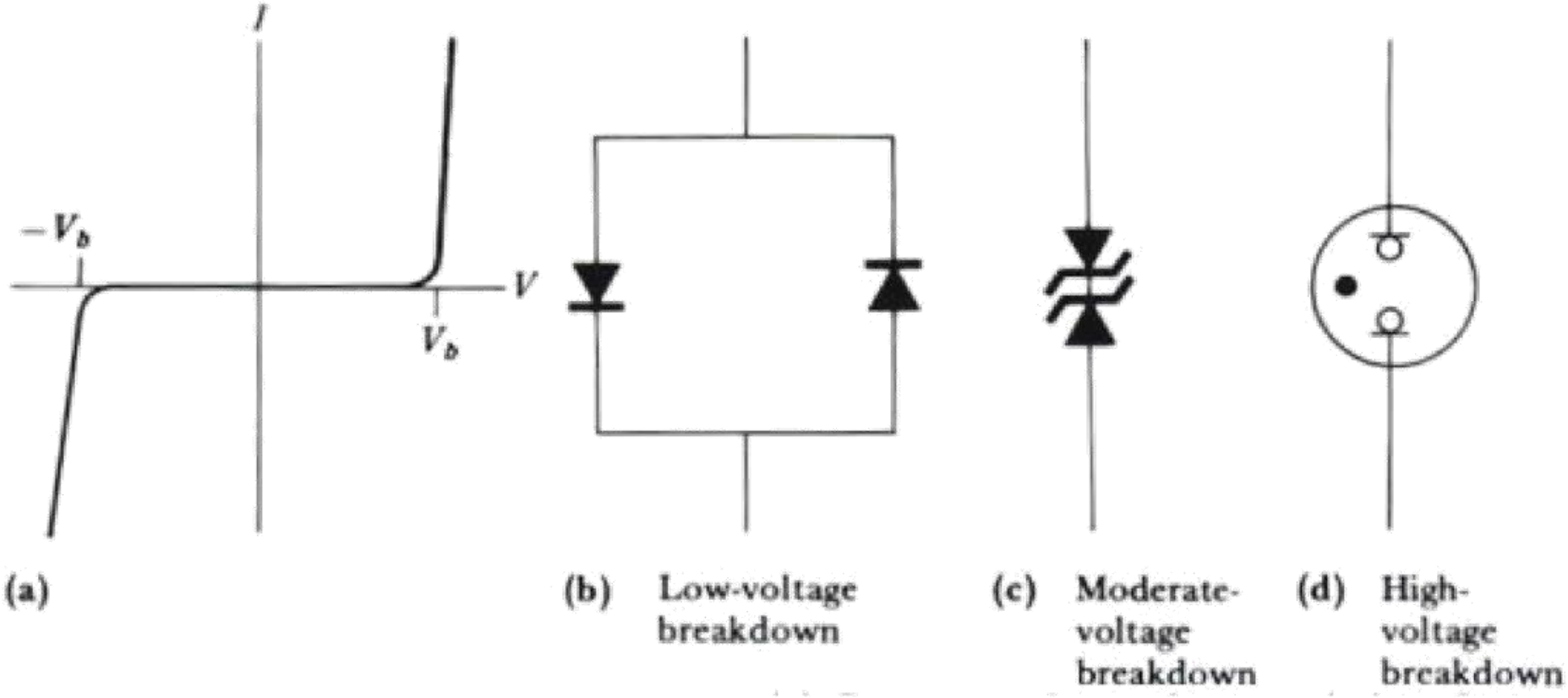
$$v_{CM}=\frac{R_{RL}i_d}{1+2\frac{R_f}{R_a}}$$



حفاظت از ولتاژهای بالای گذرا



روش های محدودکردن ولتاژ



تقویت کننده EEG

- سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG):

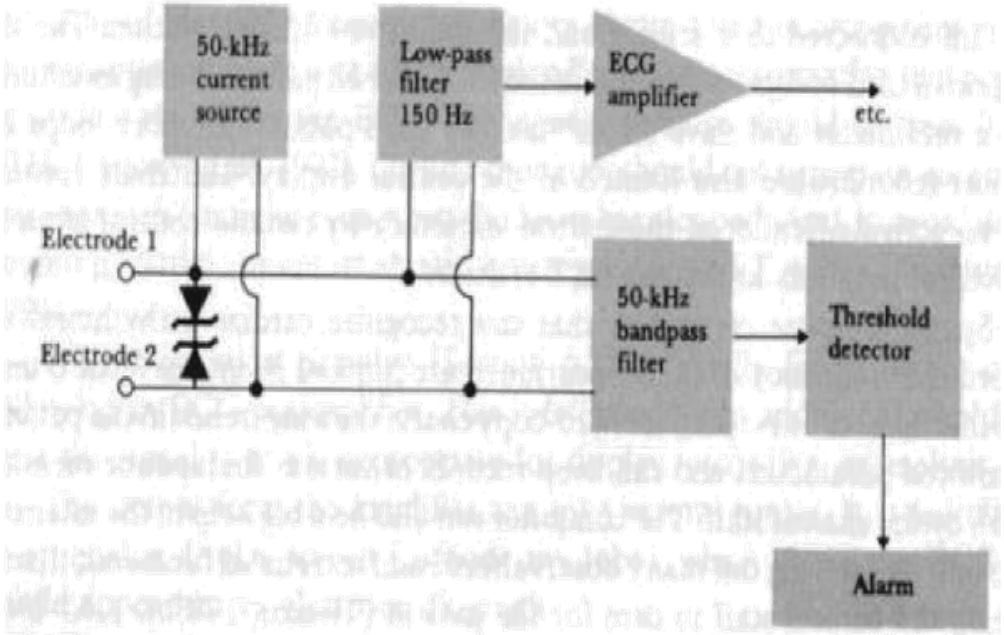
  - محدوده فرکانسی ۱.۰ Hz تا ۱۰۰ Hz
  - دامنه بین ۲۵ میکروولت تا ۱۰۰ میکروولت

- تقویت‌کنندههای EEG:

  - داراي بهره نسبتا بالا
  - داراي CMRR بالا
  - داراي امپدانس ورودي بالا

بلوک دیاگرام مدار اخطار قطع لید

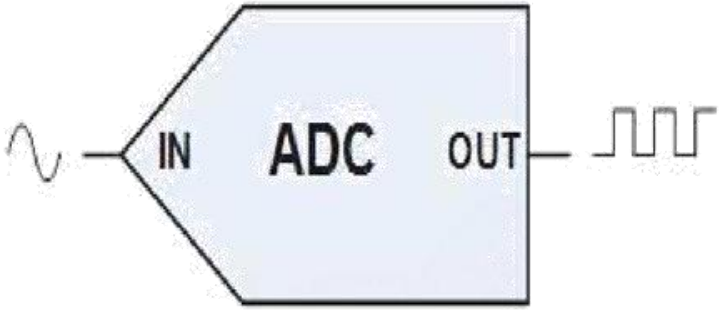
- موارد قابل توجه به منظور حفظ ایمنی بیمار در مدار اخطار قطع لید:

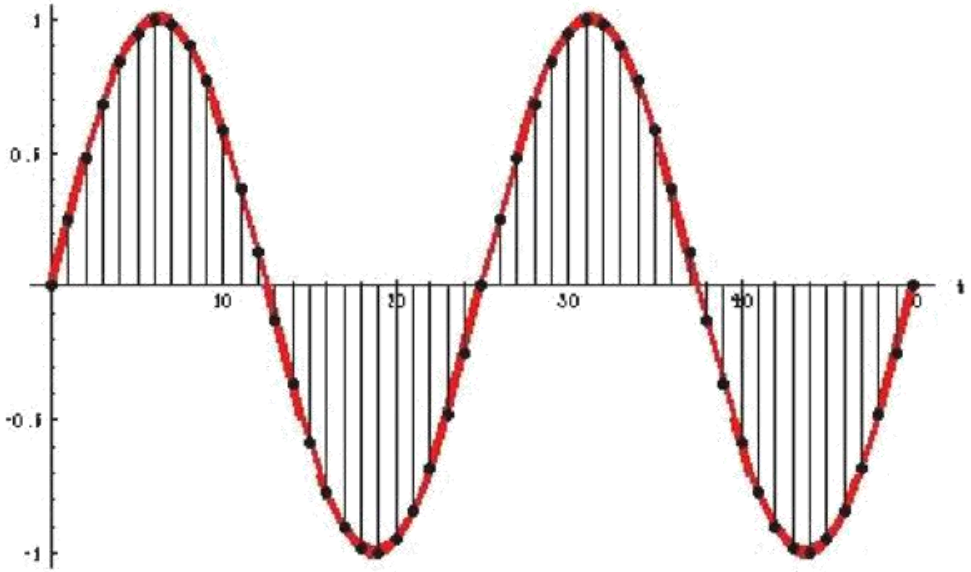


- استفاده از فرکانس بالا (بیش از ۵۰ khz)
- استفاده از جریان هاي پاین (کمتر از ۱ mA)

مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC)

حاصل نمونه برداري از سيگنال آنالوگ را سيگنال گسسته گويند.





$$fs \geq 2f_{max}$$

مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC)

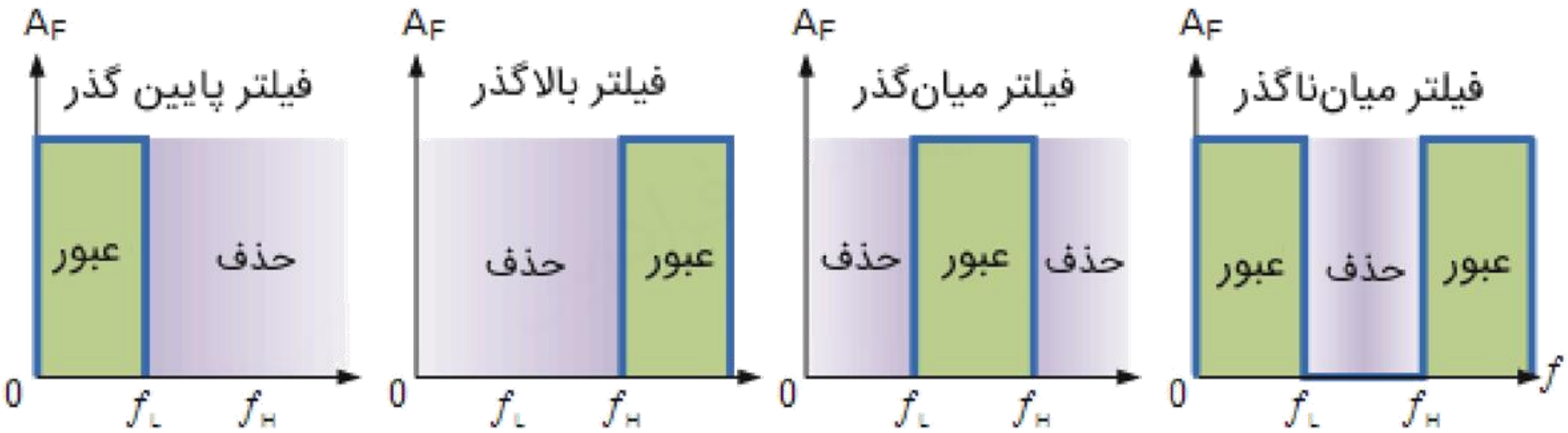
پارامترهاي مهم در انتخاب ADC مناسب:

فرکانس نمونه‌برداري

تعداد بیت‌ها

- تعداد بیت‌هاي ADC تعین‌کننده تعداد سطوح کمی دامنه سیگنال است.
- با بالابردن تعداد بیت‌هاي ADC می‌توان نویزهاي مخلوط‌شده با سیگنال را به صورت نرم افزاري حذف کرد.
- هرچه سطوح کمی‌شده بیشتر باشد، رزولوشن سیگنال دیجیتالشده بیشتر است.

انواع فیلترها



بیوتله‌متری (Biotelemetry)

رادیوتله متري: ارسال سیگنال حیاتی به صورت امواج رادیویی (بی‌سیم) به سایر اجزاي پردازش کننده سیگنال