



به نام خدا

مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

ناهید ابول پور

[Nahid\\_abolpour\\_84@yahoo.com](mailto:Nahid_abolpour_84@yahoo.com)

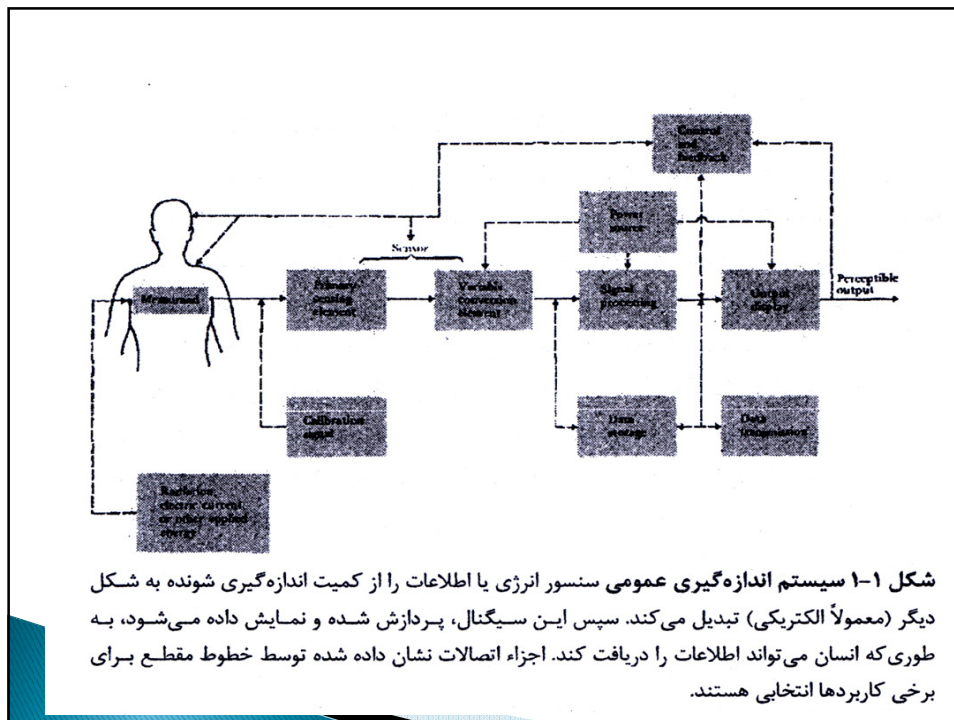
## سرفصل مطالب

- ▶ مفاهيم اساسي تجهيزات پزشكي
- ▶ مقدمه و تعريف هاي اوليه
- ▶ سنسورهاي پزشكي
- ▶ اندازه گيريهاي بيوپتانسيل (الکتروڈ)

### ▶ مفاهيم اساسي تجهيزات پزشكي

- اصطلاحات و دستگاههاي پزشكي
- ▶ سيستم عمومي دستگاههاي پزشكي
- ▶ کميت مورد اندازه گيري
- ▶ مبدلها و سنسورها (حسگر)
- ▶ بهسازي سيگنال
- ▶ طبقه بندي دستگاههاي پزشكي
- ▶ وروديهاي تداخلي و تغيير دهنده
- ▶ تکنیکهاي جبران





### سیستم عمومی دستگاه‌های پزشکی

**تفاوت اصلی:** مابین این سیستم دستگاه پزشکی و سیستم دستگاه قراردادی این است که منبع سیگنال‌ها، بافت زنده یا انرژی اعمال شده به بافت زنده است.

اجزاء و روابطی که توسط خط چین‌ها رسم شده‌اند، ضروری نیستند.

### کمیت مورد اندازه‌گیری:

► **کمیت فیزیکی**، خاصیت یا وضعیتی که سیستم اندازه می‌گیرد **measurand** نامیده می‌شود.

نحوه دسترسی به کمیت مهم است.

### انواع کمیتها:

1- **کمیت داخلی**: (فشار خون)

2\_ **روی سطح بدن باشد**: (پتانسیل الکتروکاردیوگرام)،

3- **از بدن تشعشع کند**: (تابش مادون قرمز)

4- **از یک نمونه بافت از بدن برداشته می‌شود**: (مثل خون یا بیوپسی) بدست آید.

7

### مبدلها و سنسورها (حسگر)

**مبدل (transducer)**: به وسیله‌ای اطلاق می‌شود که یک شکل از انرژی را به شکل دیگر تبدیل می‌کند.

**یک سنسور**: کمیت فیزیکی را به خروجی الکتریکی تبدیل می‌کند.

سنسور فقط باید به شکلی از انرژی که در کمیت وجود دارد پاسخ دهد.

سنسور باید با سیستم زنده به روشی در ارتباط باشد که نیاز به اخذ انرژی زیاد نداشته باشد و در عین حال حتی المقدور غیرتهاجمی باشد.

8

### ❖ Invasive (تهاجمی):

به هرگونه عملیات تشخیصی- درمانی که منجر به داخل شدن به بدن شود  
invasive گفته می شود. در این عملیات برای وارد شدن به بدن نیاز داریم تا به  
بافت آسیب برسانیم.

### ❖ Noninvasive (غیرتهاجمی):

بدون ایجاد ضایعه در بدن، بافت مورد نظر مورد بررسی قرار می گیرد.

### ❖ Implant:

به معنای کاشت و در حقیقت جایگذاری یک وسیله یا دستگاه در داخل بدن است  
مانند کاشت حلزون گوش یا نصب دستگاه پیمایش بر روی قلب.

9

### قسمتهای مهم سنسورها

حسگر اولیه: يك جزء حسگر اولیه مانند يك دیاگرام دارند که فشار را به جابجایی  
تبدیل می کند.

مبدل متغیر: سپس، يك جزء مبدل متغیر، مانند يك کرنش سنج (strain gage)  
جابجایی را به يك ولتاژ الکتریکی تبدیل می کند.

منبع تغذیه: نیاز به يك منبع تغذیه الکتریکی خارجی دارند تا خروجی سنسور حاصل  
شود.

10

### بهبود سیگنال

- ▶ معمولاً نمی‌توان خروجی سنسور را به طور مستقیم به دستگاه نمایشگر وصل نمود.
- ▶ بهبود سیگنال ساده سیگنال: ممکن است فقط شامل تقویت و فیلتر کردن سیگنال باشد یا فقط امپدانس سنسور را، با نمایشگر تطبیق دهند.
- ▶ شکل خروجی: اغلب، خروجی‌های سنسور به شکل دیجیتال تبدیل می‌شوند و سپس توسط مدارهای مخصوص یا یک میکرو کامپیوتر پردازش می‌شوند.

11

### نمایش خروجی

- ▶ نتایج فرآیند اندازه‌گیری: باید به شکلی نمایش داده شود که اپراتور بتواند آنها را دریافت نماید.
- ▶ بهترین شکل نمایش: می‌تواند به صورت عددی یا گرافیکی، گسسته یا پیوسته، دائمی یا موقت- بسته
- ▶ در اغلب موارد، نمایشگرها با حس بینایی ما خوانده می‌شوند.
- ▶ خروجی: باید مطابق با استانداردهای مهندسی فاکتورهای انسانی و پیشنهادات عملی برای طراحی وسایل پزشکی باشد (AAMI,1993)

12

### اجزاء كمكي :

- ▶ اعمال يك سيگنال كالپيراسيون با خواص كميت مورد اندازه گيري به ورودی سنسور یا در ابتدای زنجیره سیگنال
- ▶ کاربرد اشكال كنترل و فيدبك : بسیاری از اشكال كنترل و فيدبك را ميتوان در موارد ذیل بكار برد.
- ▶ آشكارسازي كميت
- ▶ تنظيم سنسور
- ▶ بهسازي سيگنال
- ▶ انتقال داده هاي خروجي به نمايشگر
- ▶ و ذخيره سازي یا انتقال اطلاعات به كار برد.

13

### حالات ( مدهاي ) عملكردي مختلف

#### ▶ حالات مستقيم - غيرمستقيم

- ▶ **حالات مستقيم:** كميت مورد اندازه گيري می تواند به طور مستقيم با يك سنسور مرتبط شود، زیرا كميت به سهولت قابل دسترسي است یا اينكه مراحل تهاجمي قابل قبولي براي اندازه گيري در دسترس هستند.
- ▶ **حالات غيرمستقيم** هنگامی که كميت مطلوب در دسترس نیست،
- ▶ به دو صورت عمل کرد: استفاده از كميت ديگري که ارتباط معنوي با كميت مطلوب دارد،
- ▶ بكارگيري شكلي از انرژی یا ماده که با كميت مطلوب وارد واكنش می شود تا كميت جديد را که قابل دسترسي است توليد نماید.

14

▶ **حالات آنالوگ ( پیوسته) و دیجیتال (رقمی)**

- ▶ سیگنال‌های آنالوگ: سیگنال‌ها حامل اطلاعات پیوسته هستند و قادرند هر مقداری را در محدوده دینامیک بگیرند
- ▶ سیگنال‌های دیجیتال: سیگنال‌ها حامل اطلاعات گسسته‌اند و قادرند فقط تعداد محدودی مقادیر مختلف را بگیرند.
- ▶ مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال و دیجیتال به آنالوگ: برای ارتباط کامپیوترها با سنسورها و وسایل نمایش آنالوگ لازم ساخته است.
- ▶ مزایای حالت دیجیتال: صحت، قابلیت تکرار، قابل اطمینان و مصونیت در برابر نویزبالا.
- ▶ بنابراین، کالیبراسیون‌های پی‌در پی معمولاً لازم نیست.

15

▶ **حالات بالادرنگ و با تأخیر**

- ▶ سنسورهای می بایست سیگنال‌ها را درست در زمانی که به وجود می‌آیند، اخذ نمایند.
- ▶ **حالات بالادرنگ: خروجی سیستم اندازه‌گیری نتیجه را بلافاصله پس از اخذ آن نمایش می‌دهد.**
- ▶ **حالات با تأخیر: خروجی سیستم اندازه‌گیری ممکن است نتیجه را بلافاصله نمایش ندهد. زیرا بعضی از انواع پردازش سیگنال، مانند متوسط‌گیری و تبدیلات، قبل از ایجاد نتیجه، به تعداد ورودی‌های قابل توجهی نیاز دارد.**
- ▶ در مورد بعضی اندازه‌گیری‌ها مانند کشت‌های سلول برای حصول خروجی، ممکن است چند روز زمان لازم باشد.

16

### عدم قطعیت متغیرهای اندازه گیری شده

- ▶ متغیرهای اندازه گیری شده از بدن انسان یا از حیوانات، به ندرت قطعی هستند.
- ▶ **تغییر با زمان:** اغلب کمیت‌های اندازه گیری شده حتی هنگامی که عوامل قابل کنترل ثابت می‌شوند، با زمان تغییر می‌کنند.
- ▶ **تغییر در بیماران مختلف:** حتی در شرایط برابر بسیاری از اندازه گیری‌های پزشکی به طور گسترده‌ای در میان بیماران طبیعی تغییر می‌کند.
- ▶ **حلقه‌های فیدبک:** در سیستم‌های فیزیولوژیکی حلقه‌های فیدبک زیادی وجود دارد و آگاهی از بسیاری از ارتباطات داخلی، اندک است. کنترل یا خنثی کردن اثرات سیستم‌های دیگر بر روی متغیر اندازه گیری شده به ندرت عملی است.

17

### ایمنی تجهیزات پزشکی

تجهیزات باید قابل اطمینان، ساده برای کار کردن و مقاوم در برابر استفاده نابجا، قرار گرفتن در معرض خوردنده‌های شیمیایی باشند.

تجهیزات الکترونیک باید کم خطر از نظر شوک الکتریکی

امنیت بیماران و پرسنل پزشکی باید در همه مراحل طراحی و تست دستگاه‌ها در نظر گرفته شوند.

18



### طبقه بندی دستگاه های پزشکی

مطالعه دستگاه های پزشکی را میتوان از دیدگاههای زیر مورد ارزیابی قرار داد

الف) بر اساس کمیتی که حس میشود: مانند فشار، جریان یا دما  
یک مزیت این طبقه بندی این است که مقایسه روش های متفاوت اندازه گیری هر کمیت را ساده می سازد.

ب) بر اساس تبدیل به پارامتر های الکتریکی: مانند مقاومتی؛ سلفی، خازنی، ولتراسونیک یا الکتروشمیایی.  
کاربردهای مختلف هر شیوه را می توان برای درک عمیق هر مفهوم استفاده نمود. همچنین کاربردهای جدید نیز به سادگی آشکار می شوند.

ج) بر اساس سیستم فیزیولوژیکی: مانند سیستم های قلبی - عروقی - ریوی - عصبی

د) بر اساس تخصص های پزشکی بالینی: مانند زایمان، کاردیولوژی یا رادیولوژی طبقه بندی کرد.

19

### ورودی های تداخلی و تغییر دهنده

▶ ورودی های مطلوب (desired inputs): کمیت هایی هستند که دستگاه به گونه ای طراحی شده که آنها را جدا نماید.

▶ ورودی های تداخلی: کمیت هایی هستند که دستگاه به اشتباه یک سری از روش های اخذ و پردازش سیگنال های مطلوب را روی آنها انجام می دهد. اگر جداسازی فضایی و جانبی کمیت مورد اندازه گیری کامل نباشد، ورودی تداخلی می تواند به اندازه و روی مطلوب باشد.

▶ ورودی های تغییر دهنده (modifying Inputs): کمیت های نامطلوبی هستند که به طور غیرمستقیم خروجی را با تغییر عملکرد خود دستگاه تحت تأثیر قرار می دهند. ورودی های تغییر دهنده می توانند پردازش ورودی های مطلوب با ورودی های تداخلی را تحت تأثیر قرار دهند  
بعضی از کمیت های نامطلوب می توانند هم به عنوان یک ورودی تغییر دهنده و هم ورودی تداخل عمل کنند.

20

### تكنيك‌هاي جبران

▶ اثرات مربوط به بسياري از ورودي‌هاي تداخلي و تغيير دهنده را مي‌توان کاهش داد و يا مي‌توان آنها را به وسيله تغيير طراحي حذف نمود.

#### چند روش جبران:

- ▶ عدم حساسيت ذاتي
- ▶ فيدبک منفي
- ▶ فیلتر کردن سیگنال
- ▶ ورودی‌هاي مخالف

#### عدم حساسيت ذاتي:

اگر همه اجزاء دستگاه فقط به ورودی‌هاي مطلوب ذاتاً حساس باشند، ورودی‌هاي تداخلي و تغيير دهنده به طور واضح هيچ اثری ندارند.

21

### فیدبک منفي

وقتي كه نمی‌توان از يك ورودی تغيير دهنده اجتناب كرد، نیاز به يك استراتژی دارد كه کمتر خروجی را به تابع تبدیل،  $G_d$ ، وابسته سازد.

**روش فیدبک منفي** قسمتي از خروجی را در هر لحظه از زمان می‌گیرد و آن را به ورودی دستگاه پس می‌خورد. سیگنال وابسته به خروجی از ورودی کم می‌شود و اختلاف، ورودی سیستم موثر می‌شود:

$$(X_d - H_f y) G_d = y$$

$$X_d G_d = y (1 + H_f G_d)$$

$$y = \frac{G_d}{1 + H_f G_d} X_d$$

22

معمولاً  $G_d$ ، مربوط به تقویت است، بنابراین  $H_f G_d \gg 1$  و در نتیجه

$$y \approx [1/(H_f)] X_d$$

این رابطه معروف نشان می‌دهد که فقط جزء فیدبک، خروجی را برای یک ورودی معنی، تعیین می‌کند.

البته، اگر  $H_f$  نیز با ورودی‌های تغییردهنده تحت تأثیر قرار گیرد، این استراتژی شکست می‌خورد. معمولاً شیوه فیدبک، توان کمتری می‌برد، بنابراین دقیق‌تر و خطی‌تر است

عیب عمده استفاده از اصل فیدبک این است که ناپایداری دینامیکی منجر به نوسان می‌شود، به ویژه اگر  $G_d$  محتوی تاخیرهای زمانی باشد.

23

### فیلتر کردن سیگنال

► یک فیلتر، سیگنال‌ها را مطابق با فرکانس‌های آنها، جدا می‌کند.

► اغلب فیلترها این عمل را به وسیله تضعیف قسمتی از سیگنال که در یک یا چند باند فرکانسی است، انجام می‌دهند.

► تعریف عمومی‌تری برای فیلتر، وسیله یا برنامه‌ای است که داده‌ها، سیگنال‌ها یا مواد را با معیاری مشخص جدا می‌کند.

محل قرارگیری فیلترها: آنها را می‌توان در ورودی دستگاه، در چندنقطه درون دستگاه یا در خروجی دستگاه قرارداد.

24

**جایگزینی فیلتر ها :** به جای آن از اصول مکانیکی نیوماتیک، دمایی یا الکترومغناطیسی استفاده می‌کنند تا ورودی‌های نامطلوب محیطی را حذف نمایند.

**مثال: شیلد کردن :** شیلد کردن الکترومغناطیسی اغلب برای حذف کردن میدان الکتریکی و مغناطیسی تداخلی به کار می‌رود.

25

### ورودی‌های مخالف

به کارگیری ورودی‌های تداخلی اضافی وقتی ورودی‌های تداخلی و یا تغییر دهنده را نمی‌توان فیلتر نمود

این ورودی‌های عمده ممکن است با ورودی‌هایی که حذف می‌شوند، یکسان باشند.

حذف واقعی مؤلفه‌های خروجی نامطلوب را می‌توان قبل یا بعد از خروجی‌های مطلوب و نامطلوب انجام داد. در واقع سیگنال ورودی تداخلی غیرقابل اجتناب و یا سیگنال تداخلی عمده باید توسط  $G_d$  پیدا شود. روش ورودی‌های مخالف را می‌توان برای حذف اثرات ورودی‌های تغییر دهنده نیز به کار برد.

26




## سنسورهای پزشکی

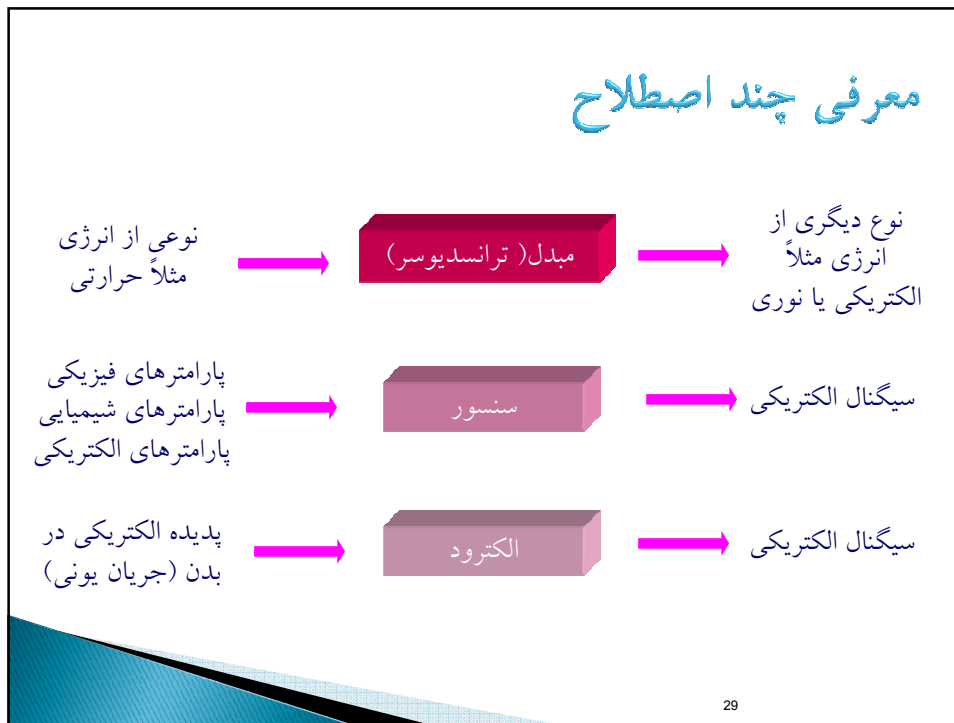



27

## فهرست مطالب

- معرفی چند اصطلاح
- مقدمه
- کاربرد سنسورهای پزشکی
- طبقه بندی سنسورهای پزشکی
- مشخصات سنسور

28



**Invasive (تهاجمی):**

به هرگونه عملیات تشخیصی- درمانی که منجر به داخل شدن به بدن شود  
**invasive** گفته می شود. در این عملیات برای وارد شدن به بدن نیاز داریم تا به بافت آسیب برسانیم.

**Noninvasive (غیرتهاجمی):**

بدون ایجاد ضایعه در بدن، بافت مورد نظر مورد بررسی قرار می گیرد.

**Implant:**

به معنای کاشت و در حقیقت جایگذاری یک وسیله یا دستگاه در داخل بدن است  
مانند کاشت حلزون گوش یا نصب دستگاه پیس میکر بر روی قلب.

30

### • Invivo:

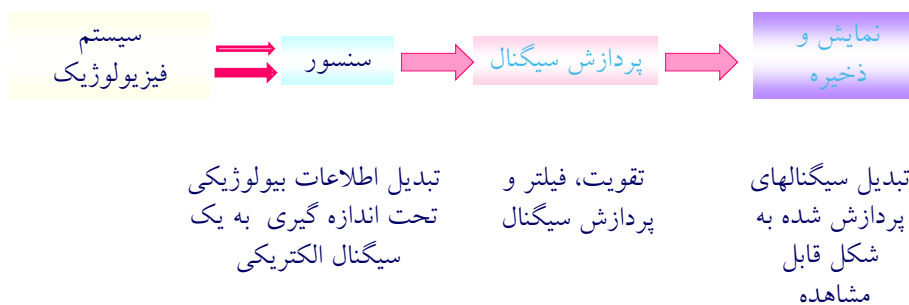
به اندازه گیری و آزمایشاتی که در محیط طبیعی بافت زنده صورت می گیرد اصطلاحاً **invivo** گفته می شود.

### • Invitro:

به اندازه گیریهایی که در خارج از محیط اصلی بافت زنده صورت می گیرند آزمایشات **invitro** گفته می شود. به عنوان مثال آزمایش **Hodjkin-Huxely** بر روی آکسون ماهی مرکب نوعی آزمایش **invitro** می باشد. زیرا آکسون را خارج از بافت ماهی مرکب در آزمایشگاه مورد مطالعه قرار می دهند.

31

## بلوکهای اصلی یک ابزار دقیق پزشکی



32



## اهمیت سنسورهای پزشکی

بخش سنسور به عنوان واسطه با سیستم فیزیولوژیکی تحت اندازه گیری عمل می کند، از این رو سنسورهای پزشکی بخش مهم و ضروری هر سیستم اندازه گیری مهندسی پزشکی به شمار می آیند.

سنسورهای پزشکی به عنوان وسیله ابتدایی برای تبدیل یک پدیده خاص زیستی، شیمیایی یا فیزیکی به یک سیگنال الکتریکی عمل می کند و باید این فرآیند تبدیل را با موفقیت و بدون تغییر یا اختلال در پدیده ای که اندازه می گیرد، انجام دهد. بنابراین اهمیت آنها بسیار زیاد است، چون بدون آنها ما از دینامیک متغیر در دنیای فیزیک، شیمی و زیست شناسی بی اطلاع خواهیم ماند.

33

## کاربرد سنسورهای پزشکی

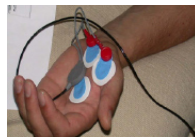
سنسورهای پزشکی نقش بسیار مهمی در کاربردهای تشخیصی دارند. به عنوان نمونه به برخی از آنها اشاره می کنیم:



✓ اندازه گیری فشارخون

✓ اندازه گیری فلوی خون

✓ اندازه گیری فعالیت الکتریکی قلب، مغز و عضله



34





✓ اندازه گیری غلظت گازها مانند اکسیژن و دی اکسید کربن

✓ اندازه گیری PH خون

✓ اندازه گیری فشار مایع مغزی-مخاعی

✓ اندازه گیری فلوی هوای تنفسی

✓ اندازه گیری دمای بدن

✓ و غیره

35

## طبقه بندی سنسورهای پزشکی

سنسورها به سه دسته طبقه بندی می شوند:

✓ فیزیکی مثل سرعت خون، دما و فشار خون

✓ شیمیایی مثل غلظت گازهای خونی

✓ الکتریکی مثل پدیده هایی که ماهیتاً به پتانسیلهای سلولی مرتبطند نظیر  
ECG, EEG و EMG.

## سنسورهای الکتریکی

✓ این سنسورها، سنسورهای پدیده الکتریکی در بدن هستند که معمولاً الکتروود نامیده می شوند و نقش ویژه ای را در کاربردهای درمانی و تشخیصی ایفا می کنند.

✓ مانند الکتروودهای ECG, EEG و EMG.

37

## طبقه بندیهای دیگر

می توان سنسورهای پزشکی را مطابق با کاربردها به دو دسته تقسیم کرد:

- ☑ استفاده از سنسور در هدفهای درمانی یا تشخیصی
- ☑ استفاده از سنسور در تحقیقات پزشکی به منظور جمع آوری داده

38

سنسورها را می توان براساس اینکه چگونه به بیمار یا هدف تحقیقی متصل می شوند به صورت زیر تقسیم نمود:

بدون تماس (غیر تهاجمی)

سطح پوست (تماسی)

با حداقل تهاجم

قابل کاشت (تهاجمی)

39

اگر برای یک اندازه گیری دو راه حل وجود داشته باشد به عنوان مثال:

1. یک سنسوری که با هدف مورد اندازه گیری تعاملی ندارد (غیر تهاجمی)

2. باید از طریق جراحی کاشته شود (تهاجمی)

از دو راه حل مذکور اولی مطلوبتر است. اما در صورتیکه با استفاده از سنسور بخواهیم اطلاعات مورد نیاز برای کنترل یک وسیله ای که از طریق جراحی در بدن کاشته شده را فراهم کنیم بهترین راه، راه حل دوم است.

40

## مشخصات سنسور

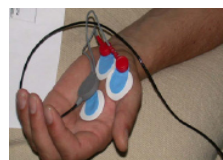
• باید تنها به کمیت موردنظر پاسخ دهد و در مقابل سایر کمیتها واکنش نداشته باشد.

• با توجه به اینکه در تماس با بدن است، انرژی دریافت شده از بافت توسط مبدل باید حداقل شود و میزان صدمه ای که به موجود زنده می زند باید حداقل شود و در حد امکان غیرتهاجمی باشد.

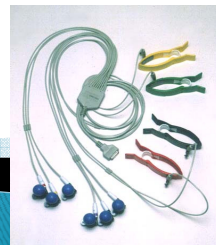
41



سنسورهای پزشکی

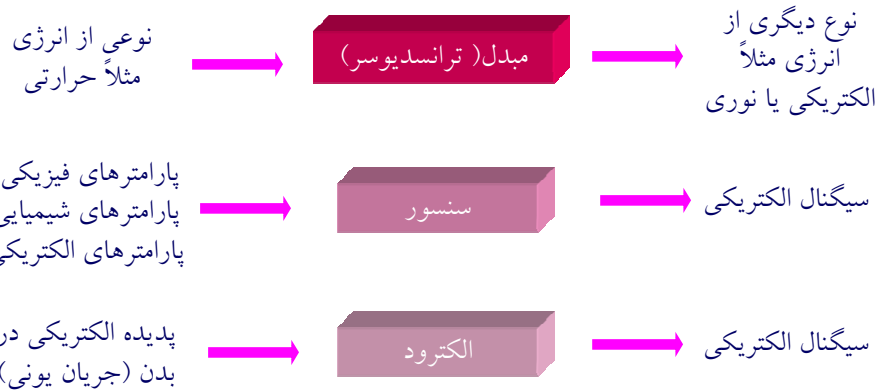


اندازه گیریهای بیوپتانسیل



42

## معرفی چند اصطلاح



43

## ثبت سیگنالهای حیاتی

♦ ماهیت جریانهای داخل بدن از نوع حرکت یونها می باشد. پس سیگنالهای حیاتی از جنس حرکت یونها هستند.

♦ مبدل باید این جریانهای یونی را به جریانهای الکترونی تبدیل نماید. این کار توسط الکتروود انجام می گیرد یعنی الکتروود مبدل جریان یونی به جریان الکترونی است.

44

## کاربرد الکترودها

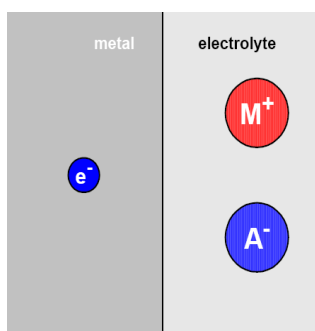
♦ **برداشت** سیگنالهای بیوالکتریکی و انتقال آنها به تقویت کننده ها و نمایشگرها

♦ **اندازه گیری** پارامترهای فیزیولوژیکی

♦ **تحریک** الکتریکی در الکتروتراپی

45

## دلیل نیاز به الکتروده در ثبت سیگنالهای بیوالکتریکی



▶ جریانهای داخل بدن بصورت یونی و جریان سیمها بوسیله الکترونها جاری می شود.

▶ پس الکترودها باید به عنوان واسطه جریانهای یونی داخل بدن به جریانهای الکتریکی عمل نمایند.

▶ این تبدیل در نزدیکی سطح الکتروده صورت می گیرد.

46

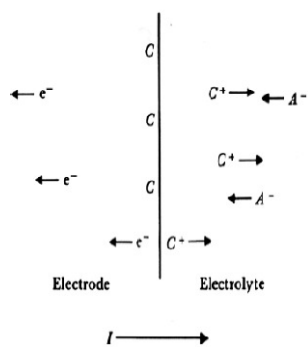


## الکترولیت چیست؟

- ✱ الکترولیت محلول نمکی است که به یونها تجزیه می شود.
- ✱ الکترولیت می تواند محلول یا خمیر الکترولیتی بکار رفته همراه الکترودهای سطحی یا مایعات برون سلولی و یا عرق انباشته شده در زیر الکتروود باشد.
- ✱ الکترولیت شامل کاتیونهای  $C^+$  فلز الکتروود و آنیونهای  $A^-$  است.

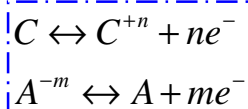
47

## واسطه الکتروود - الکترولیت



▶ طبق رابطه اکسیداسیون یونهای فلز الکتروود (کاتیونها) در الکترولیت غوطه ور شده و الکترون در فلز باقی می ماند.

▶ همچنین فعالیت اکسیداسیون دیگری آنیونها را به اتم خنثی تبدیل می کند.



48

## پتانسیل نیم پیل

- ❖ بیشتر فلزات، هادی خوبی برای جریانهای الکتریکی هستند و تعداد زیادی از الکترونهاى ظرفیتی آنها شل و آزاد می باشند.
- ❖ وقتی یک الکتروود از چنین فلزاتی ساخته شود و در الکترولیتی غوطه ور گردد، بعضی از الکترونهاى آنها وارد محلول می شوند و جدا شدن این الکترونها از فلز باعث تجمع بارهای مثبت در سطح الکتروود و یونهاى منفی در الکترولیت می شود .
- ❖ این تجمع بارهای الکتریکی اختلاف پتانسیلی را بنام پتانسیل نیم پیل بوجود می آورند.
- ❖ برای الکتروودهای نقره، پتانسیل مذکور ۰,۸۰ ولت و برای الکتروودهای مسی ۰,۳۴ ولت نسبت به الکتروود مرجع است.

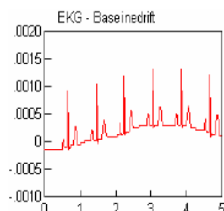
49

## پتانسیل آفست چیست؟

- اختلاف پتانسیلی که در بین دو الکتروود بوجود می آید (بدلیل تفاوت در پتانسیل نیم پیل)، پتانسیل آفست نامیده می شود و به روشهای مختلف قابل حذف است.
- این پتانسیل ناپایدار و غیرقابل پیش بینی است.

50

## مشکلات پتانسیل آفت

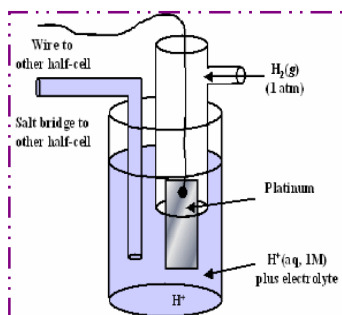


✓ تغییرات درازمدت پتانسیل آفت به عنوان *Baseline-Drift* (انحراف از خط مبنا) و تغییرات کوتاه مدت آن بعنوان نویز تلقی می شود.

تغییرات درازمدت می تواند از طریق تقویت کننده های AC حذف شود. مقدار مطلق این ولتاژ اهمیتی ندارد ولی اگر از حد مشخصی تجاوز کند، ممکن است باعث خارج شدن پرتو ترسیمی از صفحه مانیتور و یا قلم از کاغذ شود.

51

## الکترو د مرجع (هیدروژن)

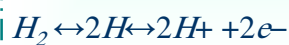


▶ در یک محلول اسیدی تکه ای پلاتین که با پلاتین سیاه پوشیده شده است، غوطه ور شده است.

▶ یک محفظه گازی، هیدروژن را در زیر الکترو د پلاتینی غوطه ور می سازد.

▶ مقداری از هیدروژنها در طی مسیر روی الکترو د پلاتین می نشینند و مولکولهای هیدروژن روی پلاتین به یون هیدروژن تبدیل می شود.

▶ یونها وارد محلول شده و الکترونها در پلاتین باقی می مانند.



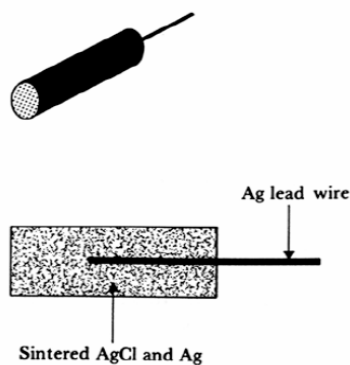
52

## الکترودهای قابل پلاریزه

- ▶ در هنگام برقراری جریان عملاً هیچ باری از حد فاصل بین الکتروود و الکترولیت عبور نمی کند و جریانهای عبوری از حدفاصل جریانهای جابجائی (مشابه خازن) می باشند.
- ▶ الکترودهایی از جنس طلا، نقره و پلاتین تقریباً بطور کامل پلاریزه اند.
- ▶ این مواد غیرفعال بوده و قابلیت اکسید شدن را ندارد و بنابراین عبور جریان غلظت یونها را تغییر داده و تغییر ولتاژ ( $V_c$ ) را بوجود می آورد.

53

## الکترودهای غیرقابل پلاریزه



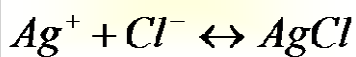
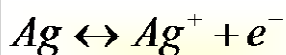
- جریان با آزادی و بدون آنکه برای این انتقال نیاز به مصرف انرژی داشته باشد عبور می کند.
- الکتروود کلریدنقره-نقره دارای خواص غیرقابل پلاریزه می باشد.

54

## الکتروود Ag-AgCl

▶ این الکتروود از یک صفحه نقره تشکیل شده است که روی آن رالایه ای از ترکیب یونی کلریدنقره پوشانده است .

▶ چنین الکتروودی اگر در محیطی قرار بگیرد که حاوی آنیون  $Cl^-$  است، واکنشهای زیر انجام می گیرد:



55

## خواص الکتروود Ag-AgCl

✓ از آنجائیکه بدن حاوی آنیونهای  $Cl^-$  است این چنین الکتروودی در تماس با بدن ولتاژ نسبتاً پایداری ایجاد می کند که برای اهداف بیولوژیکی مناسب است .

✓ از ویژگیهای مهم این الکتروود علاوه بر غیرپلاریزه بودن، کم بودن نویز و کم بودن اثر آرتیفکتهای حرکتی بر روی آن است.

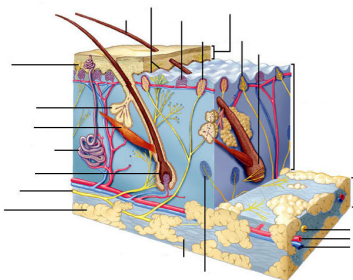
56

## واسطه الکتروود- پوست



57

## ساختمان پوست



پوست از سه لایه اصلی که کار حفاظت بدن را به عهده دارند، تشکیل شده است .

خارجی ترین این لایه ها، لایه اپیدرمیس است که مهمترین نقش را در واسطه الکتروود-پوست دارد. این لایه خود از سه لایه دیگر تشکیل شده است.

58

## لایه اپیدرمیس

1. لایه بالایی که از سلولهای مرده تشکیل شده است و *horny* یا *Stratum Corneum* نامیده می شود
2. لایه وسطی که *Stratum Granulosum* نامیده می شود.
3. لایه زیرین کار ساختن سلولهای جدید را بعهده دارد و *Stratum Germinativum* نامیده می شود.

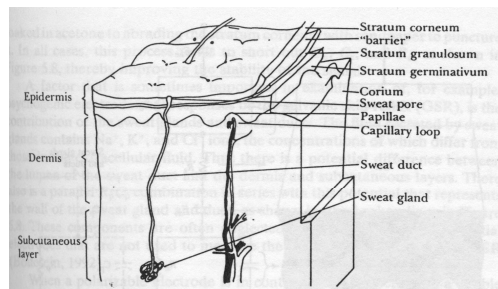


Figure 5.7 Magnified section of skin, showing the various layers (Copyright © 1977 by The Institute of Electrical and Electronics Engineers. Reprinted, with permission, from *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, March 1977, vol. BME-24, no. 2, pp. 134-139.)

59

## مقاومت مدل الکتروود - الکتروولیت

► مقاومت الکتروود - الکتروولیت به عوامل زیر بستگی دارد:

- شرایط پوست و آماده کردن آن ( از بین بردن لایه *horny* )
- ترکیبات موجود در الکتروولیت
- مدت زمانی که از آماده کردن پوست میگذرد
- عوامل خارجی از جمله دما

60



## مزایای از بین بردن لایه horny

اگر اثر لایه horny بصورتی بتواند در الکتروود گذاری از بین برود و لنتاژهای پایدارتری در الکتروود می تواند حاصل آید .

راههای متفاوتی جهت از بین بردن این لایه از پوست وجود دارد که از آن جمله پاک کردن پوست با مواد شیمیایی استون ، الکل و ... و سائیدن پوست توسط سمباده نرم را می توان ذکر کرد.

61

✓ از بین بردن لایه horny پوست هم امپدانس معادل الکتروود را کاهش می دهد هم اینکه تا حدود زیادی می تواند اغتشاش ناشی از آرتیفکت های حرکتی را از بین ببرد.

✓ از بین بردن این لایه ، حساسیت پوست را به خمیر و دیگر عوامل محیطی افزایش می دهد و از طرف دیگر چون روند نوسازی پوست و مرگ سلولهای قدیمی بطور دائم تکرار می شود، پس از مدتی لایه شاخی یا horny دوباره تولید شده و اثرات آن دوباره ظاهر می شود

62

## اثر دما بر مقاومت

با افزایش دما مقاومت الکترولیت کاهش پیدا میکند.  
در الکترولیت NaCl به ازای هر یک درجه افزایش دما، مقاومت به میزان 2٪ کاهش پیدا میکند.

63

## الکترولیتهای تحریک

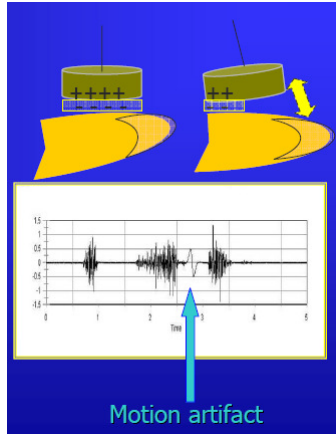
الکترولیتهای با مقاومت بالا برای تحریک از روی پوست مناسبتر هستند.  
مقاومت بالای الکترولیت در هنگام تحریک دو نتیجه مثبت خواهد داشت :

- یکنواخت تر شدن شکل موج جریان
- کاهش درد بیمار در هنگام تحریک

در نتیجه بر خلاف الکترودهایی که برای ثبت سیگنال به کار میروند، برای بهبود بخشیدن به نتایج تحریک، میباید از الکترولیتهای با مقاومت بالا استفاده کنیم.

64

## آرتیفکت حرکتی و روش حذف آن

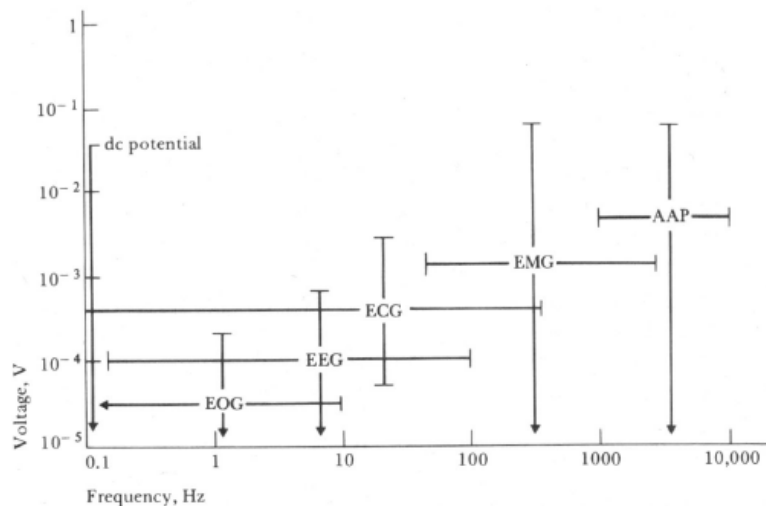


▶ آرتیفکت حرکتی بطور عمده دارای مؤلفه های فرکانسی پائین است و در اثر حرکت و تغییر توزیع بار در واسطه الکتروود پوست به وجود می آید.

▶ آرتیفکت حرکتی در سیگنالهای فرکانس بالا نظیر EMG و AAP با استفاده از فیلتر بالاگذر قابل حذف است.

▶ اما حذف آن در سیگنالهای فرکانس پائین نظیر ECG، EEG و EOG مشکل است. برای کاهش آن از الکترودهای غیرقابل پولاریزه استفاده می شود. ضمناً از بین بردن لایه Horney نیز در کاهش آرتیفکت حرکتی مؤثر است.

65



66

## دسته بندی الکترودها از نظر شکل و کاربرد



▶ الکترودهای سطحی یا پوستی  
◦ برداشت سیگنال از روی سطح پوست

▶ الکترودهای سوزنی  
◦ برداشت ولتاژهای زیر سطح پوست و نزدیک به منابع بیوالکتریکی



▶ میکروالکترودها:  
◦ اندازه گیری سیگنالهای داخل یا مجاور سلولی

67

## الکترودهای سطحی



68

## انواع الکترودهای سطحی

- ❖ الکتروده صفحه فلزی
- ❖ الکتروده مکشی
- ❖ الکتروده شناور
- ❖ الکتروده قابل انعطاف
- ❖ الکتروده خشک

69



70



## الکتروود صفحه فلزی

براساس شکل ساخت برای ثبت ECG از روی سینه، EEG و EMG بکار می روند که با چسب یا نوارهای پلاستیکی بر روی بدن نصب می شوند.

در EMG جنس آنها از استیل ضدزنگ، پلاتین و یا طلا است. باوجود اینکه این الکتروودها قابل پلاریزه شدن هستند ولی چون پهنای باند EMG اجازه حذف اغتشاشات حرکتی را می دهد، از آنها استفاده می شود.

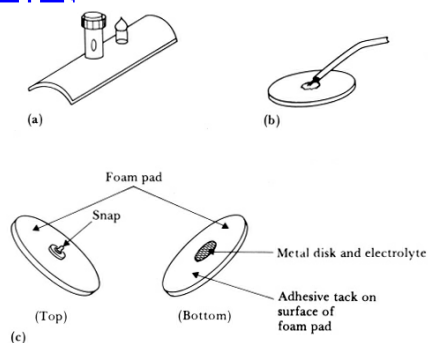
الکتروودهای EMG و EEG از نظر قطر کوچکتر از الکتروودهای ECG هستند.

در کلینیکها از الکتروودهای یکبار مصرف که در داخل خود ژل را نیز دارند و روی آنها چسب هایی برای نصب الکتروود روی بدن وجود دارند، خیلی مناسب بشمار می روند و در پشت آنها نیز محل اتصال مناسبی با سیم های ارتباطی در نظر گرفته می شود. این الکتروودها از دو مزیت مناسب بودن خمیر و قابلیت نصب سریع برخوردارند.

73



## الکتروود صفحه فلزی



**Figure 5.14 Body-surface biopotential electrodes** (a) Metal-plate electrode used for application to limbs. (b) Metal-disk electrode applied with surgical tape. (c) Disposable foam-pad electrodes, often used with electrocardiographic monitoring apparatus.



74

## الکتروُد مکشی

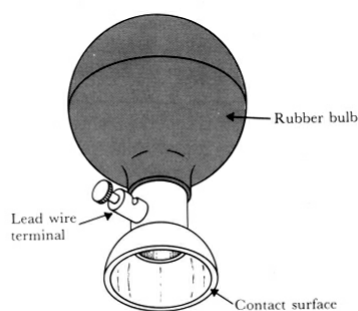
نیاز به نوار یا چسب برای نصب روی بدن ندارند. به صورت گسترده در کلینیک برای ثبت ECG بکار می روند.

قسمت فلزی آن بصورت استوانه ای است که قاعده اش می تواند با پوست در تماس بوده و سیگنالهای پوستی را دریافت کند و توسط خلأتی که توسط حباب پلاستیکی آن تولید می شود، بر روی پوست ثابت می ماند.

این الکترودها در آزمایشات زمان کوتاه استفاده می شود، چون مکش و فشار منفی آن در طولانی مدت می تواند به پوست صدماتی وارد کند، با اینکه این الکترودها بزرگ می باشد، ولی سطح تماس آنها با پوست خیلی کم است و بالطبع به الکترودهایی با امپدانس بالا تبدیل می شوند.

75

## الکتروُد مکشی



**Figure 5.15** A metallic suction electrode is often used as a precordial electrode on clinical electrocardiographs.

76





77

## الکتروود شناور

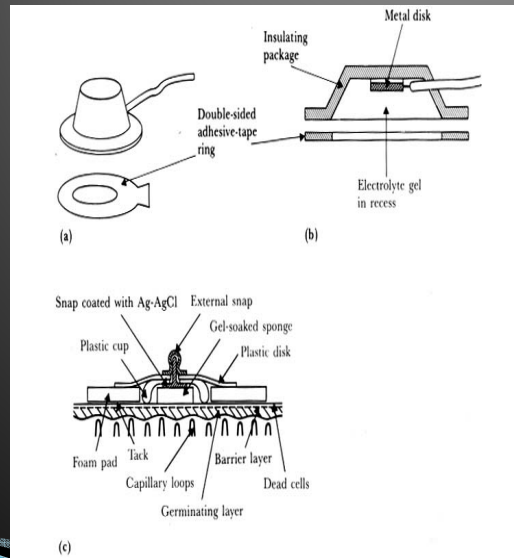
برای حذف کامل آرتیفکت های حرکتی نیاز به پایدار کردن شرایط مکانیکی الکتروود است.

ویژگی این الکتروود در این است که فلز الکتروود در حفره ای قرار دارد و هیچ تماس مکانیکی مستقیمی با پوست ندارد و حفره الکتروود کاملاً با خمیر KCl پر می شود و چون این محلول نسبت به الکتروود حرکت مکانیکی ندارد، پس هیچ اثری را روی لایه دوگانی یونی نمی تواند تحمیل کند.

جنس فلز این الکتروودها نیز Ag-AgCl است.

78

## الکتروڈ شناور



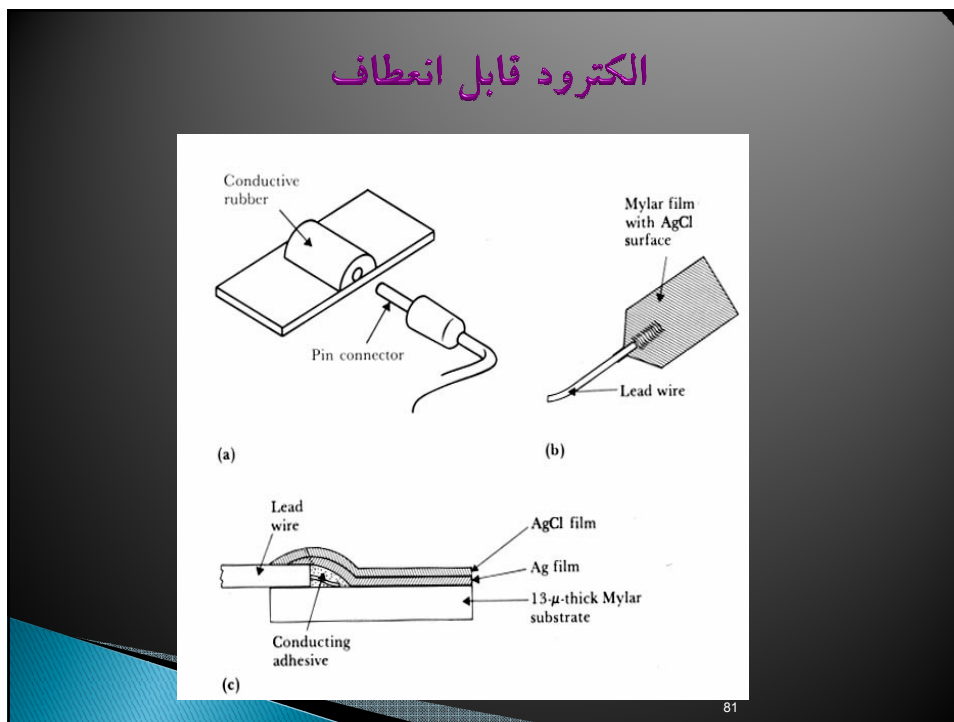
79

## الکتروڈ قابل انعطاف

چون سطح بدن شکل‌های غیر منظمی را دارد، الکترودهای با بدنه سخت قبلی نمی‌توانند سازگاری مناسبی را با تغییرات هندسی سطح بدن نشان دهند و بالطبع اغتشاشات حرکتی بیشتری را می‌تواند ایجاد کند. الکترودهای قابل انعطاف برای اجتناب از این موارد بکار می‌روند.

80

## الکتروڈ قابل انعطاف



## الکتروڈ خشک

تمامی الکترودهای بحث شده در قبل، نیاز به خمیر الکتروود دارند تا اتصال مناسب و قابل اطمینان را بین پوست و الکتروود فراهم آورند.

الکترودهای خشک بدون استفاده از الکتروولیت بکار می روند.

مثالی از الکترودهای خشک دیسکی با استیل ضدزنگ و با قطر ۷ میلیمتر است. نقش الکتروولیت را عرق روی سطح پوست ایفا می کند.

## دلایل استفاده از الکترودهای خشک

در الکترودهای معمولی در کاربردهای دراز مدت الکترولیت خشک شده و خواص خود را از دست می دهد.

با یک الکتروود خیس (همراه با ژل) باید از الکترولیت و ژل مناسب استفاده کنیم، همچنین باید پوست را کاملاً تمیز کنیم تا اتصال بهتر انجام شود و مقاومت پایین آید. در این حالت بین پوست و الکترولیت بار جمع میشود، در نتیجه با حرکت بیمار توزیع جریان یونی بهم میخورد و باعث ایجاد نویز میشود. همچنین تمیز کردن پوست بیمار باعث ناراحتیهای پوستی برای بیماران میگردد.

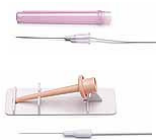
83

## الکترودهای داخلی

الکترودهایی که درون بدن نصب می شوند و پتانسیل های بیوالکتریکی را ثبت می کنند، الکترودهای داخلی یا زیرجلدی می باشند.

چون این الکترودها در درون بافتهای بدن فرو می روند و در آنجا مایعات خارج سلولی وجود دارند به هیچ مواد واسطه ای بین الکتروود و بدن نیاز نمی باشد.

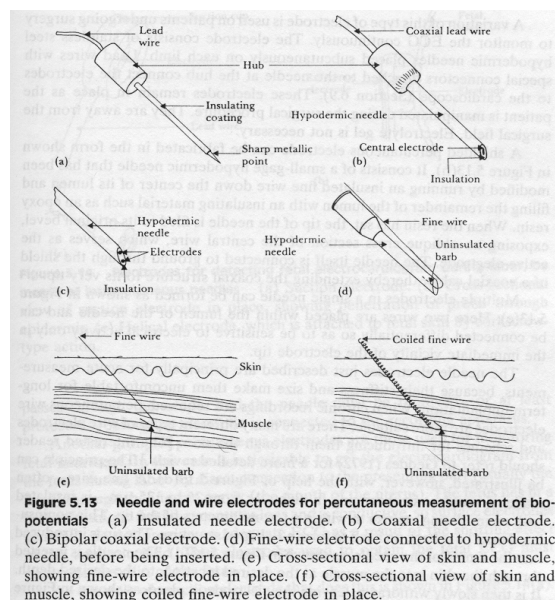
الکترودهای داخلی به صورت سوزنی و سیمی موجود هستند.



84

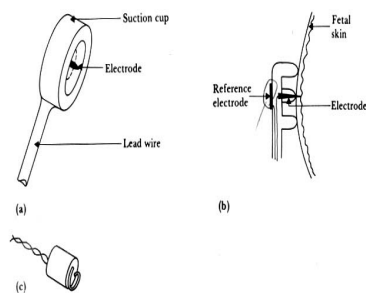
الکتروود سوزنی با پایه ای از سوزن از جنس استیل با نوک تیز و دسته ای از مواد عایق ساخته می شود. این الکترودها بصورت وسیعی در الکترومایوگرافی کلینیکی بکار می روند. نوعی از آنها برای ثبت اعمال جراحی در ECG بکار می روند. نوعی دیگر برای ثبت ECG از سطح جنین بکار می رود. چون جنین در مایعی بنام آمونیم قرار دارد و این مایع هادی است، امکان ثبت سطحی ECG وجود ندارد.

85



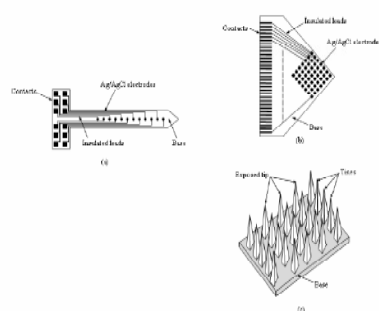
86

نوع دیگر الکتروود سوزنی، الکتروود مکشی است. نوک تیز وسط الکتروود به هنگام خلاء در درون الکتروود به زیرپوست جنین فرو رفته و تا لایه های درونی پوست اتصال پیدا می کند.



87

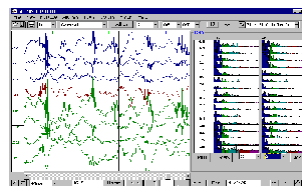
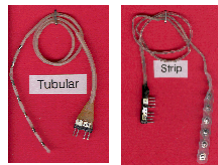
## الکتروودهای ماتریسی



این الکتروودها از نظر جنس همانند الکتروودهای فلزی می باشند که کنار هم در یک آرایه منظم  $m \times n$  قرار گرفته اند. معمولاً در کاربردهای الکترومایوگرافی سطحی، استخراج خستگی عضلانی از روی **EMG** تعیین توزیع محل های عصب گیری فیبرها و پیدا کردن محل الکتروودگذاری مناسب در پروتزهای مصنوعی از اطلاعات ماتریسی این الکتروودها استفاده می شود.

88

## Electrode Arrays



89



## میکروالکتروود

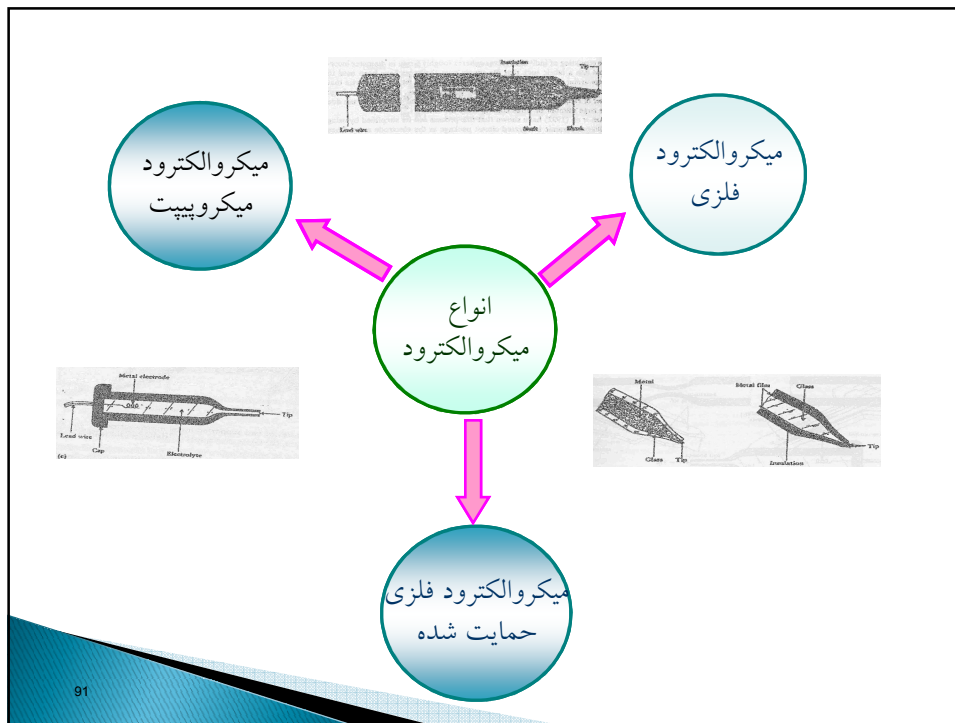
در مطالعات الکتروفیزیولوژی سلولهای تحریک پذیر، اندازه گیری ولتاژهای استراحت و عمل غشاء های سلولی بسیار مهم می باشد و برای اینکه پتانسیل ها اندازه گیری شوند، باید الکترودهایی درون سلول فرستاده شود.

چنین الکترودهایی باید آنقدر ظریف و کوچک باشد تا هنگام نصب، صدمه ای را به بافت های سلولی وارد نکند.

بعلاوه این نوع الکترودها باید از جنس ها و آلیاژهای محکم و قوی ساخته شوند که هنگام نصب بطور مکانیکی پایدار باشند.

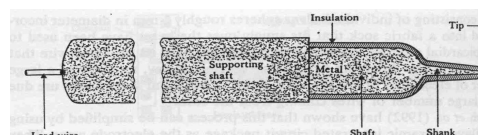
میکروالکترودها دارای قطر ۰،۵ تا ۱۰ میکرون می باشند.

90



## میکروالکتروود فلزی

این میکروالکتروود از سوزنی باریک از جنس فلز عایق بندی شده ساخته می شود. نوک تیز و محکم این الکتروودها با تکنیک های شیمیایی برای کاربردهای خاصی طراحی می شود. جنس فلز آنها از استیل ضد زنگ ، لوله های پلاتینیوم-ریدیم و تنگستن هستند.

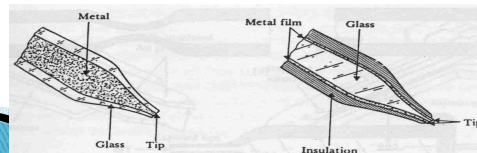




## میکروالکتروود فلزی حمایت شده

خواص دو نوع مواد مختلف در این الکتروود برای بهبود بخشی آن استفاده شده است. مواد عایق که بتوانند برای حمایت های اولیه مورد استفاده قرار گیرند و فلزهای خوب نیز قسمتهای هادی این الکتروودها را تشکیل می دهند. نوع کلاسیک این الکتروودها یک میکرو پیپت شیشه ای است که درون آن از فلز خالص پر شده است.

در نوعی دیگر از این الکتروودها با استفاده از تکنیک نیمه هادی نوارهای طلا روی بدنه Si رسوب داده می شود. سطح این فلزها هادی نیز با تکنیک خاصی اکسید سیلیسیم  $\text{SiO}_2$  قرار می گیرد تا عایق مناسب آن نیز فراهم آید.



93

## میکروالکتروود میکروپیپت

میکروالکتروودهای شیشه ای میکروپیپت از لوله های باریک شیشه ای ساخته می شود.

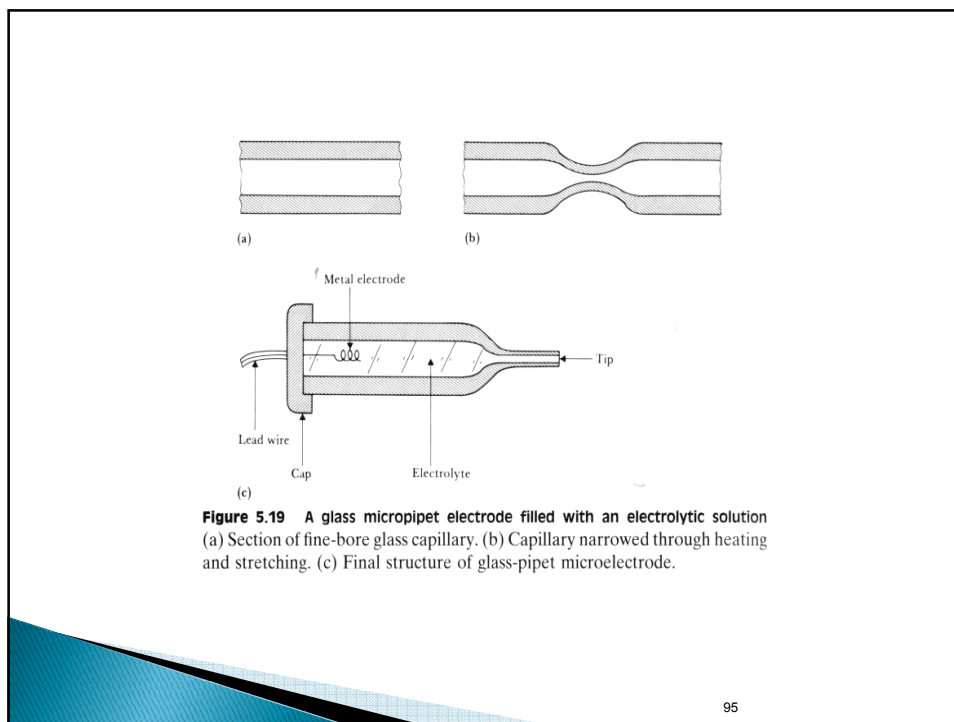
ناحیه مرکزی این لوله ها گرم می شود تا کاملاً نازک گردد و سپس بطور سریع کشیده می شود.

در نیمه لوله شیشه شکسته شده و الکتروودهایی با قطر ۱ میکرون در نوک ساخته می شود.

سپس آن با محلول الکترولیتی سه مول  $\text{KCl}$  پر می شود و الکتروود فلزی در انتهای ظرف درون  $\text{KCl}$  همراه با سیم رابط نصب می شود.

الکتروود فلزی آن معمولاً  $\text{Ag-AgCl}$ ، پلاتینیوم و گاهی استیل است.

94



**Figure 5.19** A glass micropipet electrode filled with an electrolytic solution (a) Section of fine-bore glass capillary. (b) Capillary narrowed through heating and stretching. (c) Final structure of glass-pipet microelectrode.

95

## الکترودهای تحریک الکتریکی

الکترودهای استفاده شده در تحریکات الکتریکی همانند الکترودهای برداشت طراحی می شوند ولی در جریان های عبوری از واسطه با یکدیگر تفاوت دارند، چون در اینجا جریان هایی در حدود میلی آمپر از سطح مقطع الکتروود عبور می کند.

در الکتروود های تحریک، جریان خالصی که در عرض واسطه عبور می کند، همیشه مساوی صفر نیست. وقتی الکتروودی مثل  $\text{Ag-AgCl}$  استفاده می شود، جریان تحریک می تواند احیا و شکل گیری جدید یون منفی کلر را ایجاد کند. ( لایه های  $\text{Ag-AgCl}$  اضافه و یا کم شوند ) که می تواند مشخصات الکتروود را تغییر دهد.

یک راه حل استفاده از فلزات با فعالیت شیمیایی کم نظیر استیل است که در اینصورت اثر پلاریزه در آنها زیاد می شود و شکل موج آنها نیز تغییر می یابد.

96

## نکات عملی در استفاده از الکتروود

در اتصالات سیم های رابط و الکتروودها معمولاً از مواد واسطه ای استفاده می شود که اگر این مواد با الکتروولیت در تماس باشند، برداشت سیگنال را دچار مشکل می سازند، پس حتی الامکان از استفاده این مواد اتصالی بایستی پرهیز نمود و اتصالات پرچی یا پینی سیم های رابط و الکتروود ها پیشنهاد می شود.

وقتی دو جفت الکتروود برای اندازه گیری استفاده شود، بهتر است هر دو الکتروود از یک جنس باشند.

سیم های رابط الکتروودها در عمل باید از الیاف قابل انعطاف و قوی ساخته شوند تا احتمال قطعی در آنها پیش نیاید.

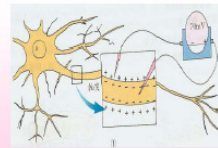
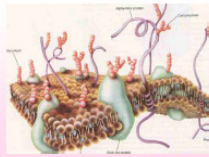
97

▶ استفاده از ژل الکتروودها در طولانی مدت خواص الکتریکی الکتروودها را تغییر می دهد که تمیز کردن الکتروودها را پس از استفاده به ما یادآوری می کند.

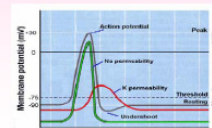
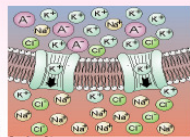
▶ عایق الکتروودها از مواد پلیمری است و اینها آب را به خود جذب می کنند و مقاومت آنها با سیم رابط تغییر می کند و ممکن است خواص عایقی خود را از دست بدهند

▶ چسب ها و نوارهای نصب الکتروود بایستی سازگار با بدن باشد.

98



فصل دوم:  
پدیده های بیوالکتریک  
بخش اول:  
تحلیل الکتریکی فیزیولوژی سلول



## فهرست مطالب

- تفاوت فضای بیوالکتریک و الکتریک
- سلول عصبی
- کانالهای یونی
- پمپهای یونی
- تولید پتانسیل استراحت
- تولید پتانسیل عمل
- انتشار پتانسیل عمل
- ثبات پتانسیل عمل

## تفاوت فضای بیوالکتریک و الکتریک

فضای بیوالکتریک: یون  
فضای الکتریک: الکترون

بازیگر اصلی

فضای بیوالکتریک: گرادیان بار و گرادیان غلظت  
فضای الکتریک: گرادیان بار

قوانین حاکم

فضای بیوالکتریک: هادی حجمی  
فضای الکتریک: هادی سیمی

مسیر هدایت

فضای بیوالکتریک: منبع انرژی در داخل سیستم قرار دارد.  
در حالت استراحت و به ظاهر خاموشی جریانهای یونی برقرار است.

منابع انرژی

فضای الکتریک: منبع انرژی در خارج از سیستم قرار دارد.  
در حالت خاموشی هیچ جریانی جاری نمی شود.

فضای بیوالکتریک: حرکت یونها خیلی قاعده است.  
فضای الکتریک: حرکت الکترونها تصادفی است

قوانین حرکت

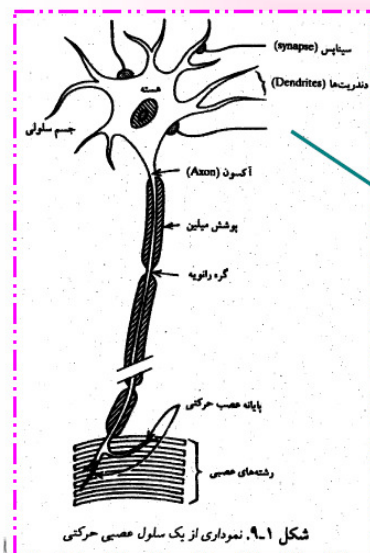
فضای بیوالکتریک: کلی نگر و تعاملی  
فضای الکتریک: جزئی نگر و سوپرزینشی (جمع آثار)

نوع نگاه

## سلول عصبی

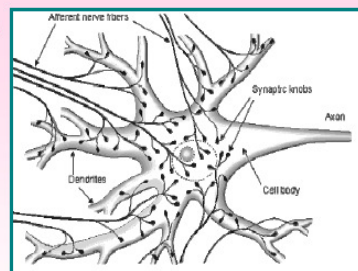
◆ از نظر فیزیولوژیکی سیستم الکتریکی اعصاب وظیفه پردازش و انتقال اطلاعات را در سیستمهای حیاتی به عهده دارد.

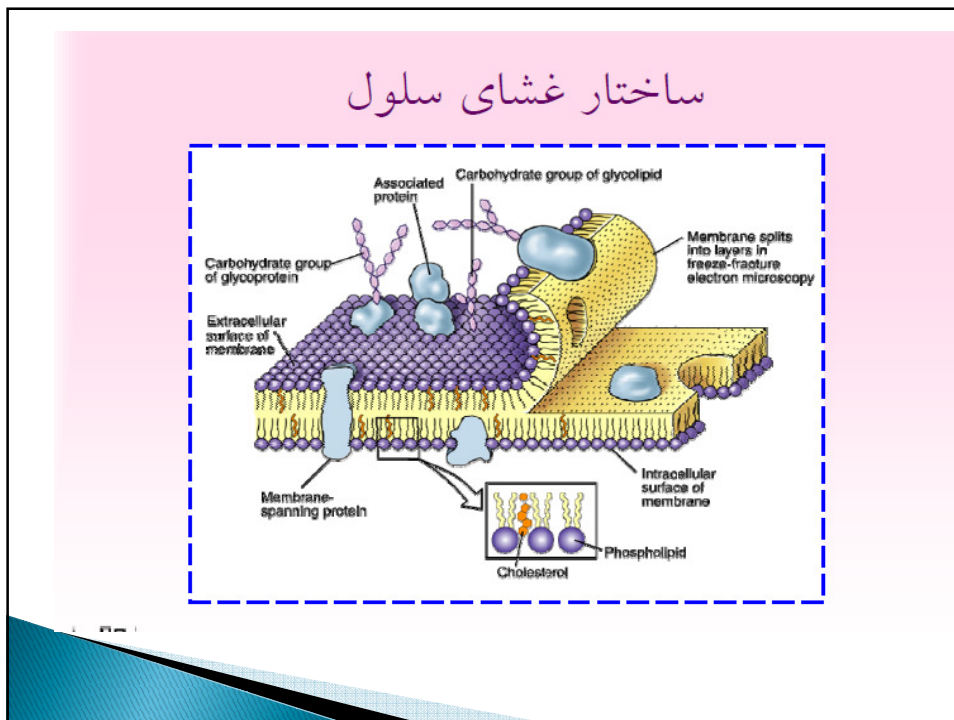
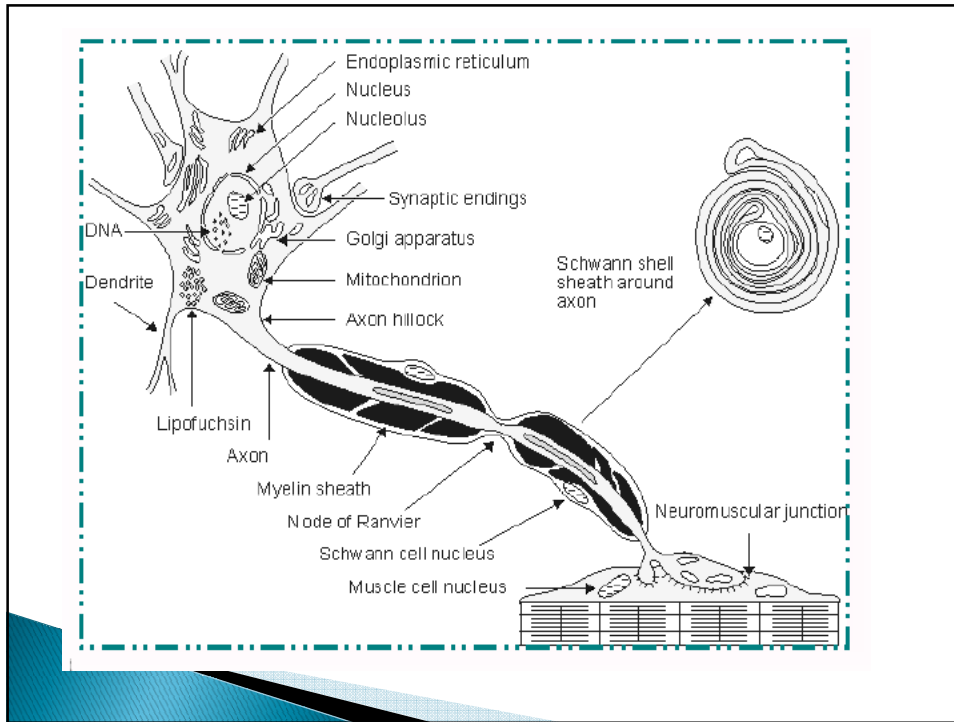
◆ تمامی اعمال الکتریکی این سیستم، توسط سلولها و بافتهای قابل تحریک ( نرونها، آکسون، دریافتگرهای حسی و فیبرهای عضلانی) انجام می پذیرد.



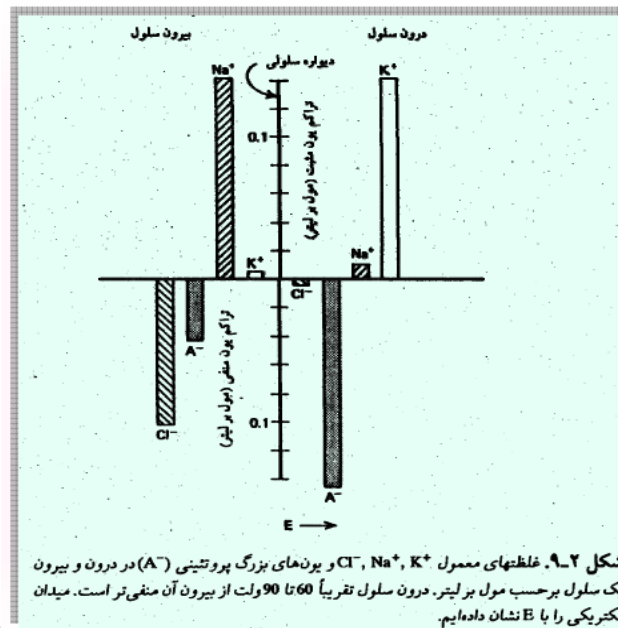
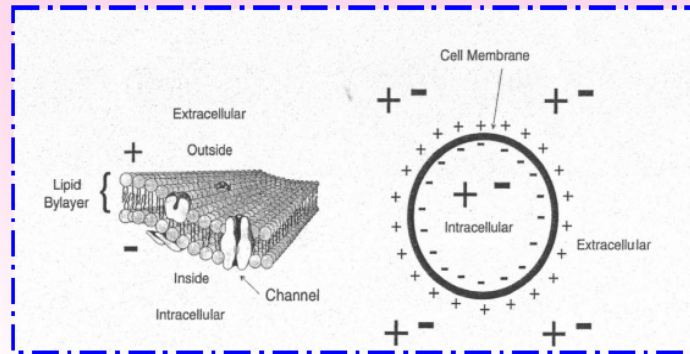
شکل ۱-۹. نموداری از یک سلول عصبی حرکتی

## قسمتهای مختلف یک سلول عصبی





## پتانسیل غشا





## مثال

✓ برای ایجاد پتانسیل غشایی به اندازه  $-60\text{mV}$  به چه تعداد از بارهای مثبت و منفی تفکیک شده نیاز هست؟

جواب: تعداد زیادی نیاز نیست. کافی است از رابطه خازن و بار تعداد بارهای موردنیاز را به صورت زیر محاسبه کنیم:

$$\Delta q = C\Delta v,$$

$$n = \frac{\Delta q}{e},$$

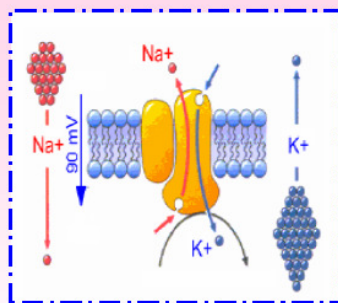
$$C = 1\mu\text{F} / \text{cm}^2,$$

$$\Delta v = 60 \times 10^{-3} \text{v}$$



$$n = \frac{(1 \times 10^{-6})(60 \times 10^{-3})}{1.6022 \times 10^{-19}} \approx 38 \times 10^{10} \text{ per cm}^2$$

## اجزای مهم غشای سلول



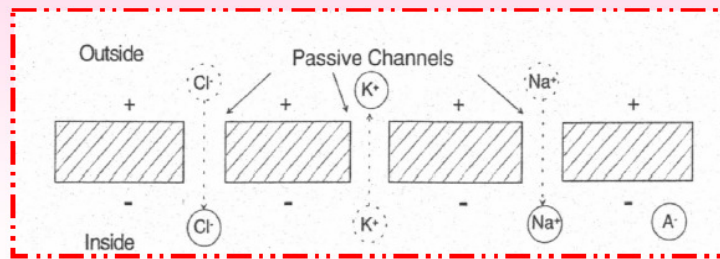
پمپهای یونی



کانالهای یونی

## کانالهای یونی

◆ **کانالهای یونی پسیو:** این کانالها تقریباً همیشه باز هستند و هر یون کانال مخصوص به خود را دارد.



◆ **کانالهای یونی اکتیو:** این کانالها به سه دسته زیر تقسیم می شوند:

- کانالهای شیمیایی (chemical gated)
- کانالهای مکانیکی (mechanical gated)
- کانالهای ولتاژی (voltage gated)

## انواع کانالهای یونی اکتیو

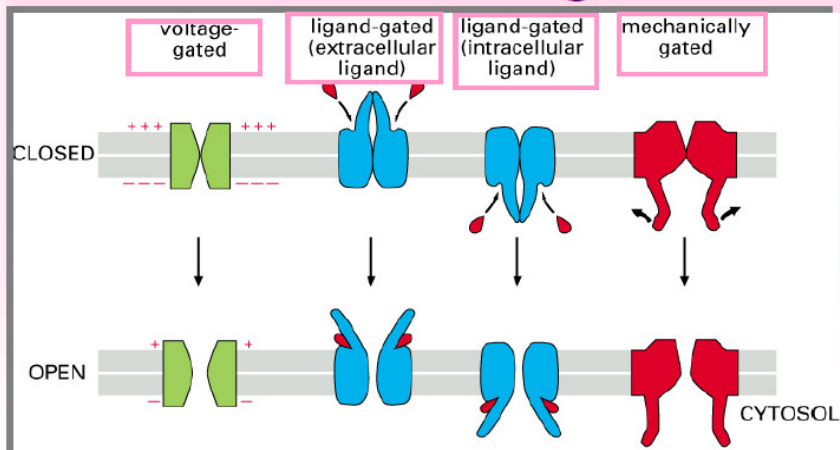


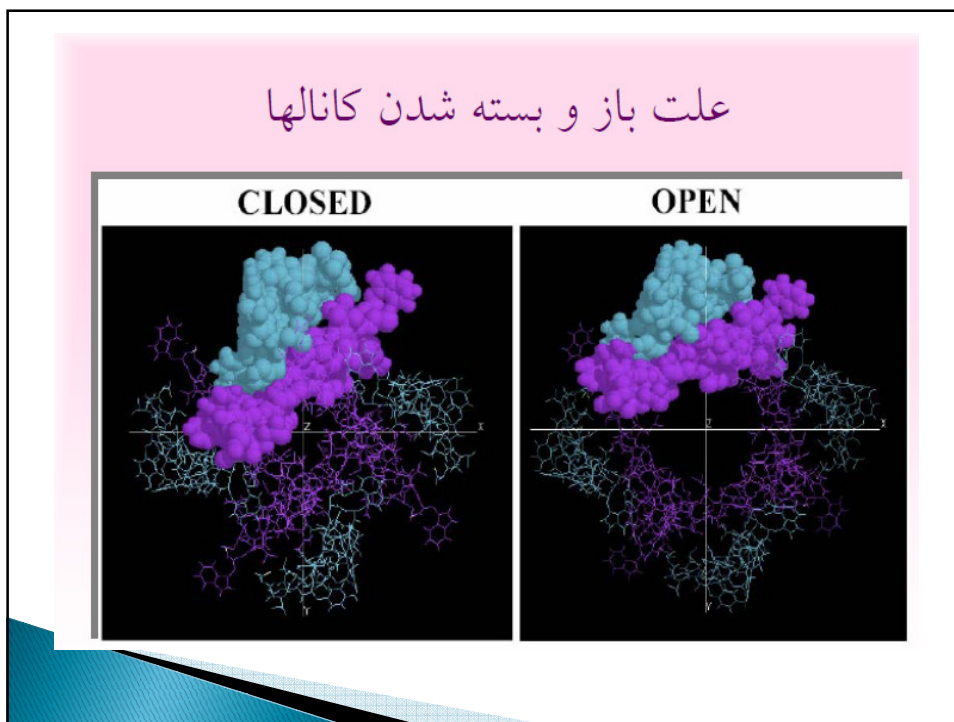
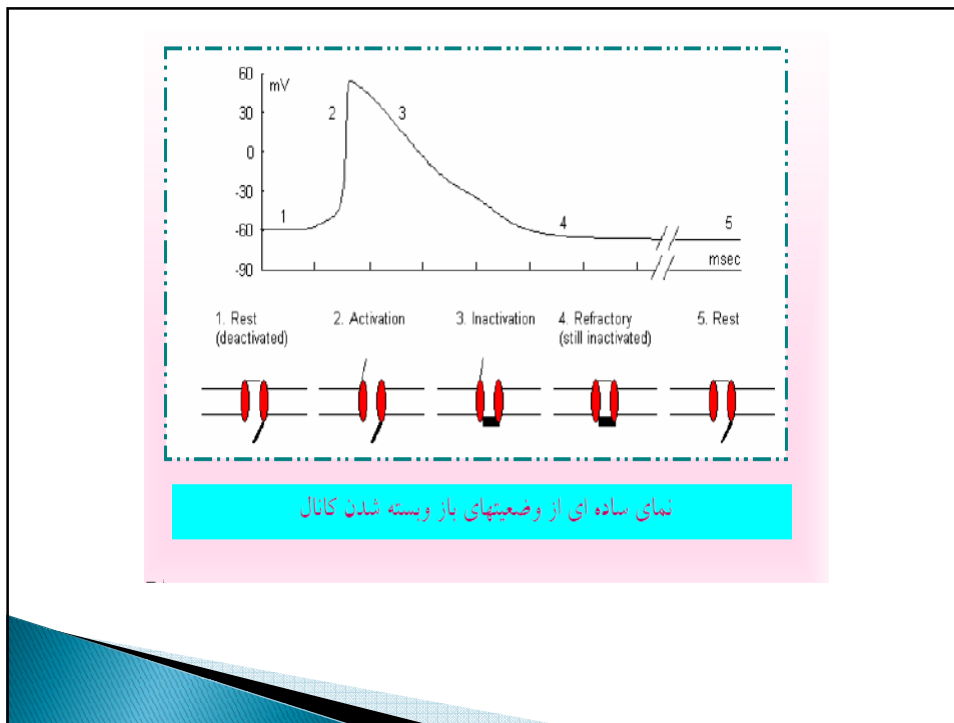
Figure 11-21. Molecular Biology of the Cell, 4th Edition.

## خصوصیات کانالهای یونی وابسته به ولتاژ

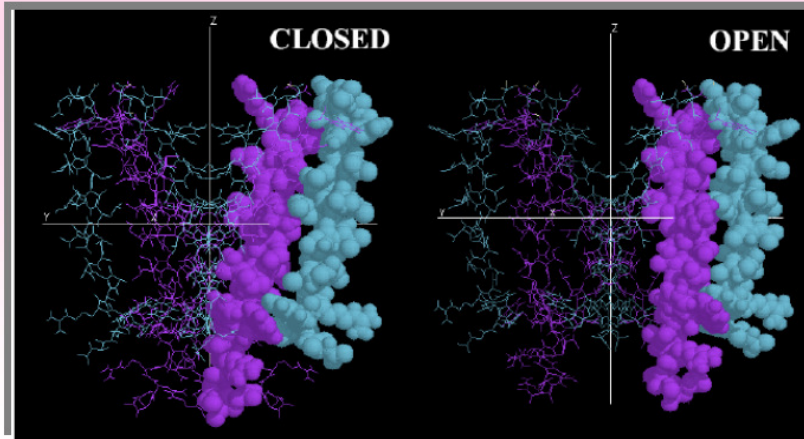
- انتخابی بودنشان نسبت به یونهای مختلف
- وجود حالات باز و بسته



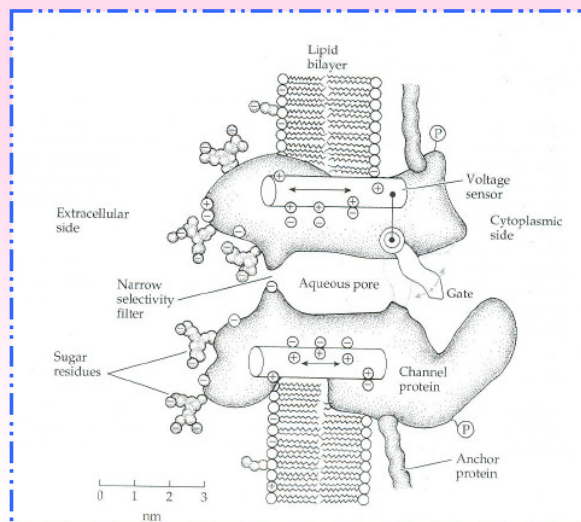
Figure 11-20. Molecular Biology of the Cell, 4th Edition.



Changes in pH → protein charge → electrostatic fields → conformational changes → lowering energy barrier to permeation



مدل یک کانال وابسته به ولتاژ



## پمپ یونی سدیم- پتاسیم

• به ازای هر سه یون سدیمی که به بیرون سلول منتقل می کند، دو یون پتاسیم را وارد سلول می کند. از این رو باعث می شود ولتاژ درون سلول نسبت به بیرون آن منفی شود.

• پتانسیلی که بر اثر عملکرد پمپ بوجود می آید، به پتانسیل غشا معروف است.

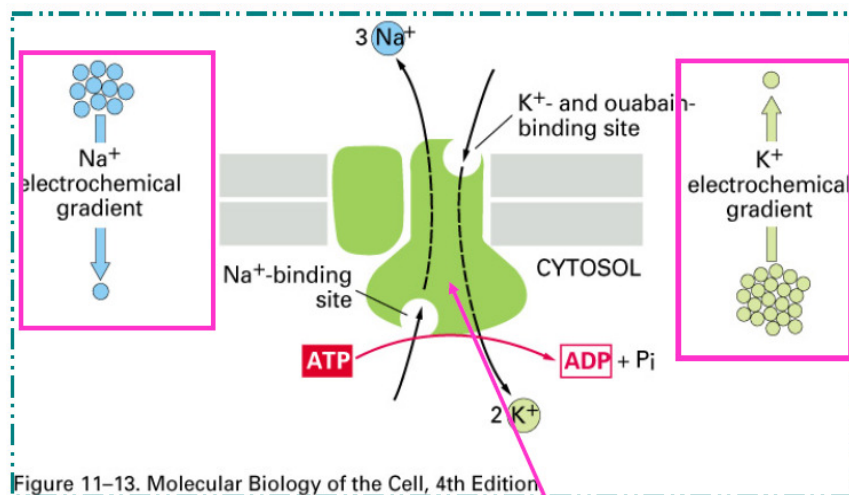
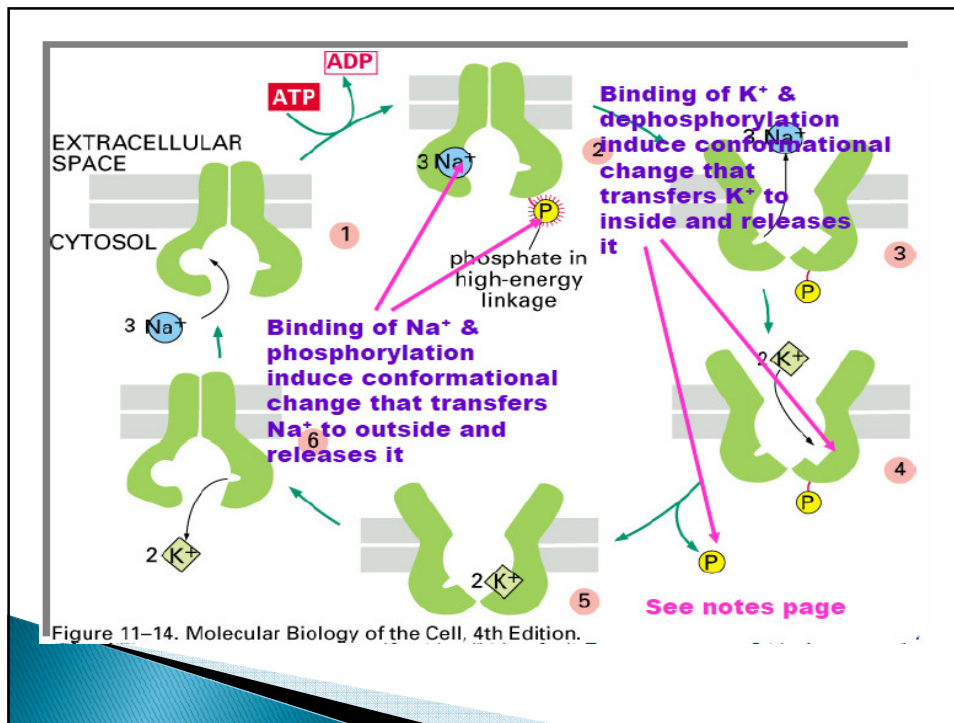


Figure 11-13. Molecular Biology of the Cell, 4th Edition

These gradients are maintained by the Na<sup>+</sup>- K<sup>+</sup> Pump



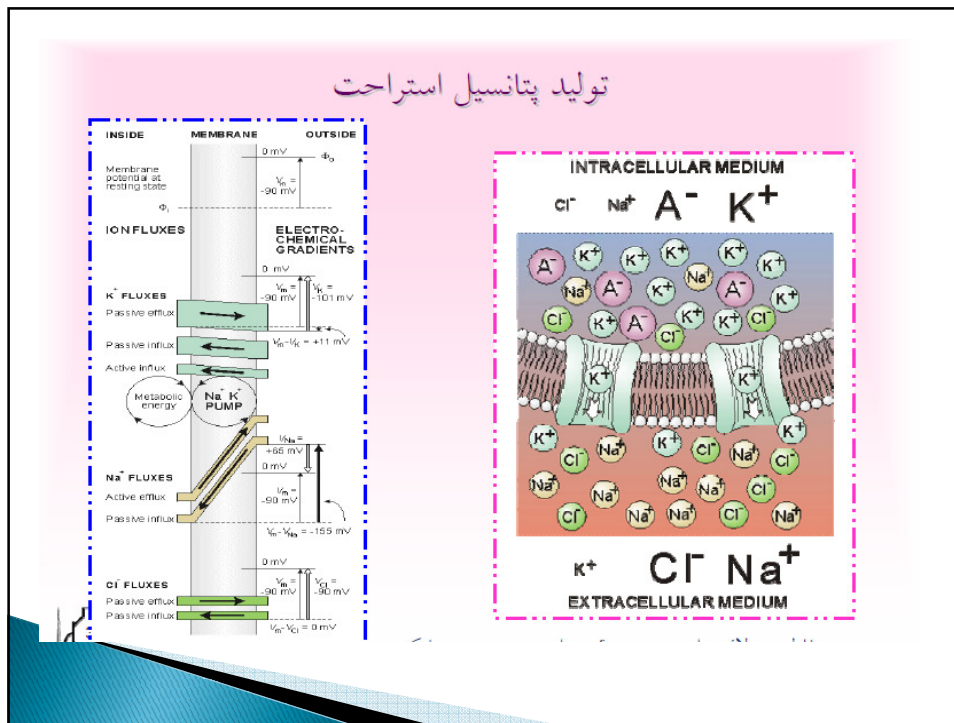


## پتانسیل استراحت

علت اصلی انتقال و تولید اطلاعات در فیبرها، مایعات داخل سلولی و خارج سلولی و غلظت‌های متفاوت یونهای آنها است.

اختلاف غلظت یونها ( Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Cl<sup>-</sup> ) در داخل و خارج سلولها، پتانسیلی را ایجاد می‌کند که در حالت تعادل پتانسیل استراحت نامیده می‌شود.

## تولید پتانسیل استراحت



## پتانسیل عمل

● تحریک سلول سبب تغییرات برگشت پذیری در پتانسیل غشا می شود که پتانسیل عمل نامیده می شود.

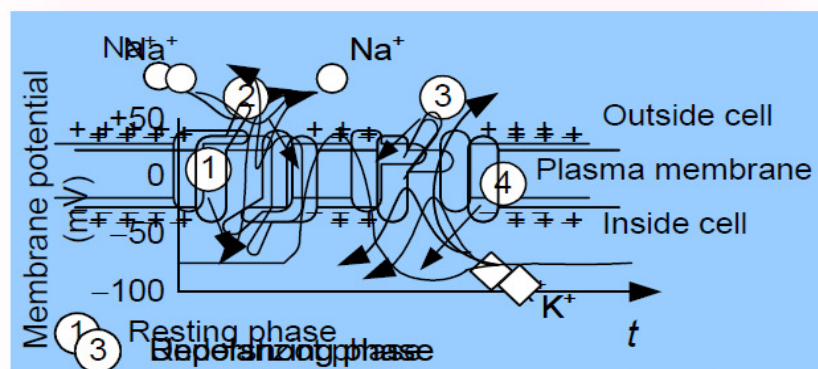
● افزایش شدید پتانسیل عمل در غشاء سلول (دی پلاریزاسیون) به علت تغییر ناگهانی قابلیت عبور یونهای سدیم ( $P_{Na}$ ) در اثر تحریک است که باعث می شود پتانسیل غشا را به سمت پتانسیل تعادلی یون سدیم یعنی +40 میلی ولت هدایت می کند.

● پیک پتانسیل عمل به غلظت یونهای سدیم بستگی دارد.



پس از یک تاخیر زمانی کوتاه  $P_K$  تغییر کرده و باعث تغییر شیب پتانسیل عمل از حالت صعودی به نزولی و در نهایت حالت استراحت می شود (فاز ری پلاریزاسیون)

در برگشت به حالت استراحت ممکن است بیش از حالت اولیه پلاریزه شود و سپس به حالت اولیه باز گردد (فاز هایپر پلاریزاسیون).

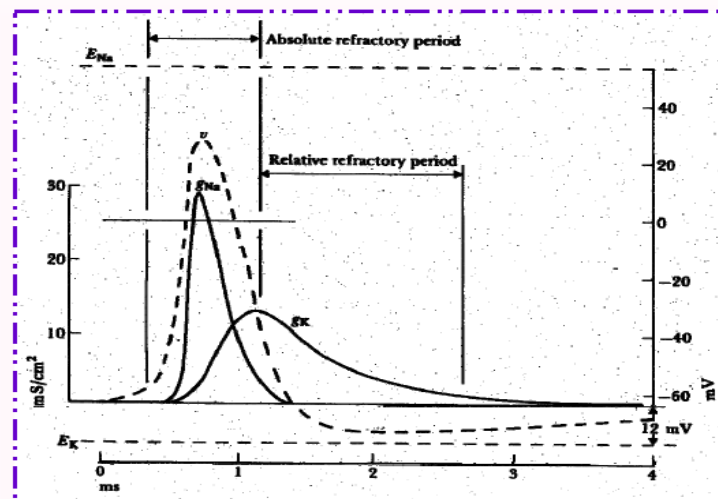


**Figure 7.2** The role of voltage-gated ion channels in the action potential. The circled numbers on the action potential correspond to the four diagrams of voltage-gated sodium and potassium channels in a neuron's plasma membrane (Campbell et al., 1999).

## تحریک ناپذیری مطلق و نسبی

• بعد از یک پتانسیل عمل، فاصله زمانی وجود دارد که آستانه تحریک بی نهایت شده و سلول به هیچ تحریکی پاسخ نمی دهد که به آن **تحریک ناپذیری مطلق** (absolute refractory period) می گویند. این زمان برای یک سلول عصبی یک میلی ثانیه است.

• زمانی هم طول می کشد تا حد آستانه از بی نهایت به مقدار نرمال خود برسد. این زمان **تحریک ناپذیری نسبی** (relative refractory period) نامیده می شود.

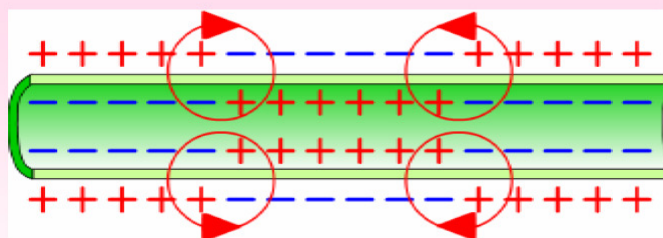


## انتشار پتانسیل عمل

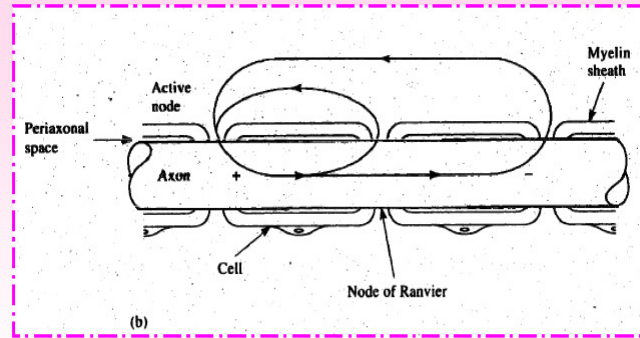
• هنگامیکه پتانسیل عمل تولید می شود، میدان الکتریکی داخلی تولید شده به قدر کافی قوی است تا غشا سلولهای همسایه را تحریک کند.

• پتانسیل عمل در یک جهت منتشر می شود و نمی تواند برگردد زیرا حد آستانه غشایی که اخیراً تحریک شده است، آنقدر بالا است که نمی تواند مجدداً تحریک شود.

## انتشار پتانسیل عمل (اکسون بدون میلین)



### انتشار پتانسیل عمل (اکسون میلین دار)



▶ انتشار پتانسیل عمل در آکسون به صورت محلی باز تولید (regeneration) می شود و لذا بدون تضعیف می باشد.

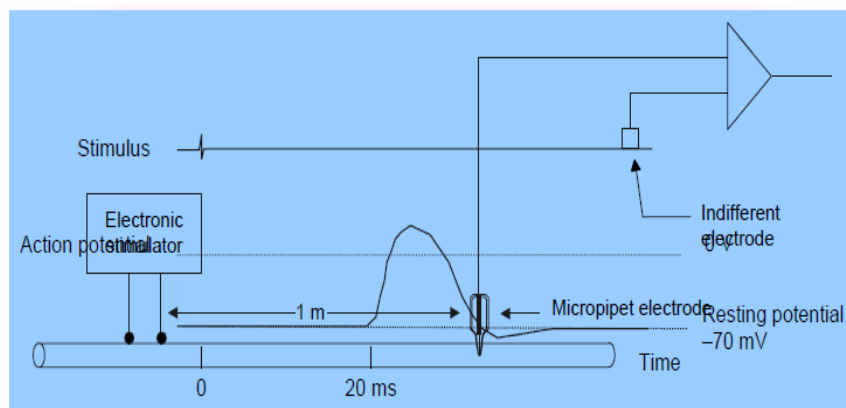
▶ اطلاعات در دامنه سیگنال یا شکل آنها نیست بلکه در فاصله زمانی بین اسپایکها (interspike interval) است.

## ثبت پتانسیل عمل

برای ثبت پتانسیل عمل نیاز به جداسازی یک سلول و تحریک آن توسط میکروالکترودی با نوکی به قطر چند میکرومتر است.

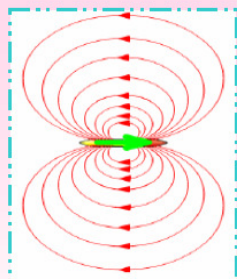
ثبت پتانسیل عمل به دو صورت داخل سلولی و خارج سلولی انجام می شود.

مشخصات پتانسیل عمل: دامنه آن تا ۱۰۰ میلی ولت و پاسخ فرکانسی آن تا چند کیلو هرتز است.



**Figure 7.1** The action potential of the nerve axon in response to electric stimulus. The depolarization process first occurs at the stimulation site. The action potential then travels downstream to the recording site where a penetrating micropipet is used to pick up the intracellular potential with respect to an indifferent reference potential.

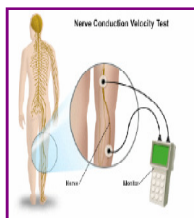
## هادی حجمی



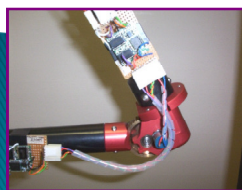
دایبل معادل جریان

✓ وقتی پتانسیل عمل در طول فیبرهای تحریک پذیر شروع به حرکت می کند، جریانهای گردشی در خارج آن تولید می شود که این جریان خارج سلولی می تواند در بافتهای مجاور نیز گردش کند و پتانسیلی را تولید نماید که توسط الکترودها قابل اندازه گیری باشد.

✓ ناحیه ها و بافتهای اطراف یک ناحیه فعال غشا را هادی حجمی گویند.



## فصل سوم: آشنایی با سیگنالهای بیوالکتریک



## فهرست مطالب

- پتانسیل عمل (AP)
- هادی حجمی
- الکترونوگرام (ENG)
- الکترومایوگرام (EMG)
- الکتروکاردیوگرام (ECG)
- الکتروانسفالوگرام (EEG)

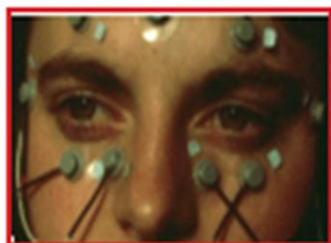
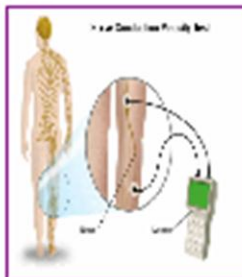
137

• پتانسیلهای برانگیخته حسی (SEP)، شنوایی (AEP) و بینائی (VEP)

- الکترورتینوگرام (ERG)
- الکترواکولوگرام (EOG)
- الکتروگاستروگرام (EGG)
- پاسخ الکتریکی پوست (EDR)

138





## فصل سوم:

### آشنایی با سیگنالهای بیوالکتریک



## فهرست مطالب

- پتانسیل عمل (AP)
- هادی حجمی
- الکترونوگرام (ENG)
- الکترومایوگرام (EMG)
- الکتروکاردیوگرام (ECG)
- الکتروانسفالوگرام (EEG)



● پتانسیلهای برانگیخته حسی (SEP) ، شنوایی (AEP) و بینایی (VEP)

● الکترورتینوگرام (ERG)

● الکترواکولوگرام (EOG)

● الکتروگاستروگرام (EGG)

● پاسخ الکتریکی پوست (EDR)

۱۴۵

## پتانسیل عمل (AP)

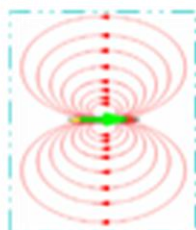
● پتانسیل عمل منشاء همه بیوپتانسیلها است.

● همه سیگنالهای بیولوژیکی که منشاء الکتریکی دارند ، از ترکیب بسیاری از پتانسیلهای عمل به وجود آمده اند.

● هنگامیکه سلول بصورت شیمیایی ، مکانیکی یا فیزیکی تحریک می شود ، یک سیگنال الکتریکی تولید می شود که پتانسیل عمل نامیده می شود.

۱۴۶

## هادي حجمي



- ✓ يکي از مسائل مهم در الکتروفیزیولوژی، مسئله قرارگیری یک سلول فعال در یک هادي حجمي است.
- ✓ مطالعه این مسئله به فهم دیگر هاديهاي حجمي پیچیده نظیر ENG، EMG، ECG و غیره کمک می کند.
- ✓ فرض کنید سرعت پتانسیل عمل در طول فیبر ثابت باشد در این صورت وقایع مکانی و زمانی را می توان به جاي هم استفاده نمود.
- ✓ تئوري کلاسیک هادي هسته اي در مسئله هادي حجمي استفاده می شود.

۱۱۷

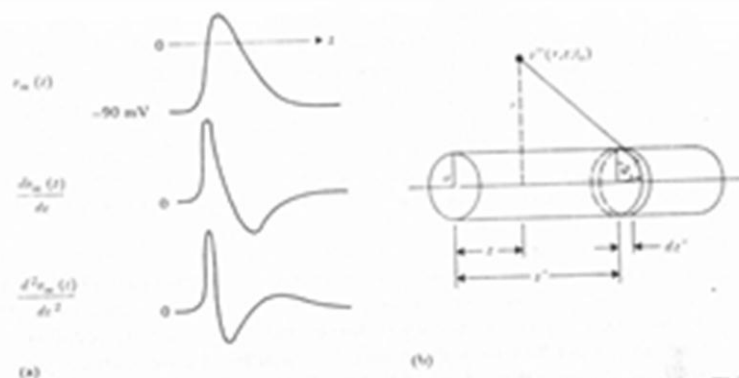
✓ جریان عرضي غشا در واحد طول از رابطه زیر به دست می آید:

$$i_m = \frac{1}{r_o + r_i} \frac{\partial^2 v_m(z)}{\partial z^2}$$

- $V_m$ : پتانسیل عرضي غشا (ولتاژ غشا فقط تابعي از  $Z$  است)
- $r_i$ : مقاومت درون سلولي در واحد طول  $\Omega/cm$  ( )
- $r_o$ : مقاومت خارج سلولي در واحد طول  $\Omega/cm$  ( )
- $i_m$ : جریان عرضي غشا در واحد طول (A/cm)

چون  $\Gamma_o$  و  $\Gamma_i$  ثابت هستند ، بنابراین  $I_m$  با مشتق مرتبه دوم ولتاژ غشا  
 $\frac{\partial^2 v_m(z)}{\partial z^2}$  متناسب است .

همانطور که در شکل دیده می شود ولتاژ غشا مونوفاز است درحالیکه مشتق مرتبه دوم آن سه فاز می باشد .



**Figure E4.1** (a) An action potential and its first and second derivatives. This concept enables the researcher to predict the waveshape of a volume conductor potential, given arbitrary data on action potential. It is only approximate for large-volume conductors, but it becomes more accurate as the radial extent of the volume conductor decreases [Clark and Plonsey (1968)]. (b) Geometrical diagram indicating the quantities used in the expression for the extracellular field potential  $v^o(r, z; t_0)$ . Note that  $z$  is the position at which extracellular potential is computed, whereas  $z'$  denotes the position of a symmetric current element contributing to the potential at  $z$ . Time  $t_0$  represents an arbitrary fixed observation time.

همچنین چون محیط رسانای خارج سلولی از نوع مقاومتی است ، پس پتانسیل میدان خارج سلولی  $v^o(r, z; t_0)$  با  $I_m$  متناسب است . رویهم رفته می توان گفت  $v^o(r, z; t_0)$  با  $\frac{\partial^2 v_m(z)}{\partial z^2}$  متناسب است .  
 رابطه میان پتانسیل خارج سلولی  $v^o$  در یک نقطه دلخواه از میدان  $P(r, z)$  ، و یک زمان مشاهده دلخواه  $t_0$  و  $I_m(z)$  از طریق فرمول زیر بدست می آید:

$$v^o(r, z; t_0) = \frac{a^2 \sigma_i}{4\sigma_o} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{(\partial^2 v^i / \partial z'^2) |_{t_0}}{\sqrt{r^2 + (z' - z)^2}} dz'$$

هدایت ویژه درون سلول (S/cm)

$\sigma_i$  هدایت ویژه خارج سلول (S/cm)  
 $\sigma_o$  موقعیت المنت جریان

$z'$

## الکترونروگرام (ENG)

◆ تعریف: یک قسمت از عصبی را تحریک کرده و پاسخ آن را ثبت می کنند. به پاسخ حاصل *ENG* می گویند.

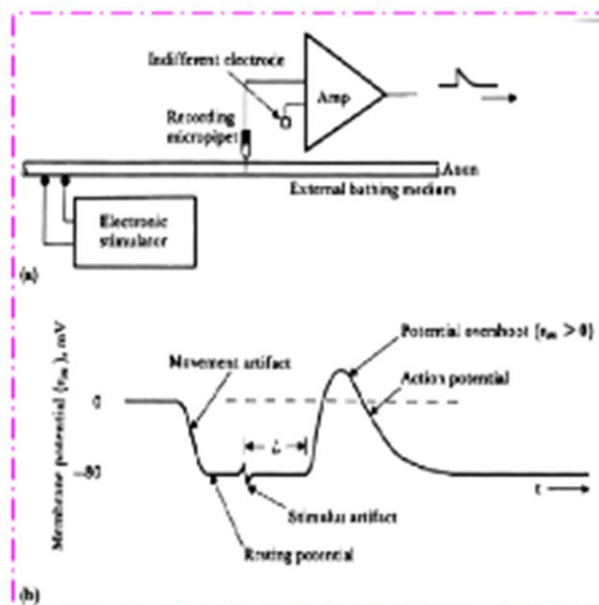
◆ طریقه ثبت:

◆ ثبت داخلی با الکتروود سوزنی

◆ ثبت سطحی با الکتروود Ag-AgCl

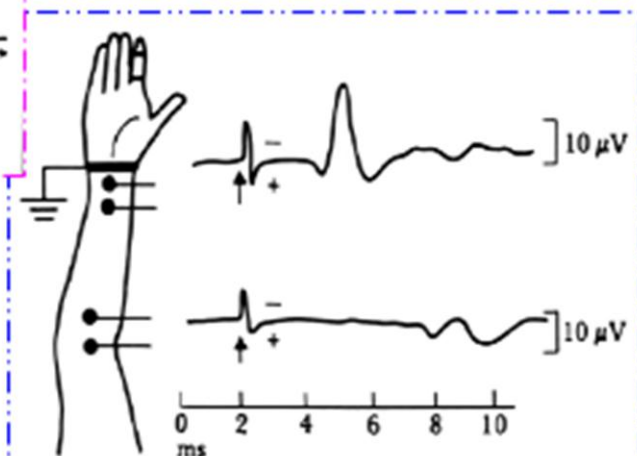
◆ نویز و حذف آن: نویز برق شهر و نویز وسایل ثبت و حتی خود *ENG* با *EMG* تداخل دارد. از فیلترهای تطبیقی برای حذف این نویزهای استفاده می توان کرد.

۱۵۱



ثبت داخلی با الکتروود سوزنی

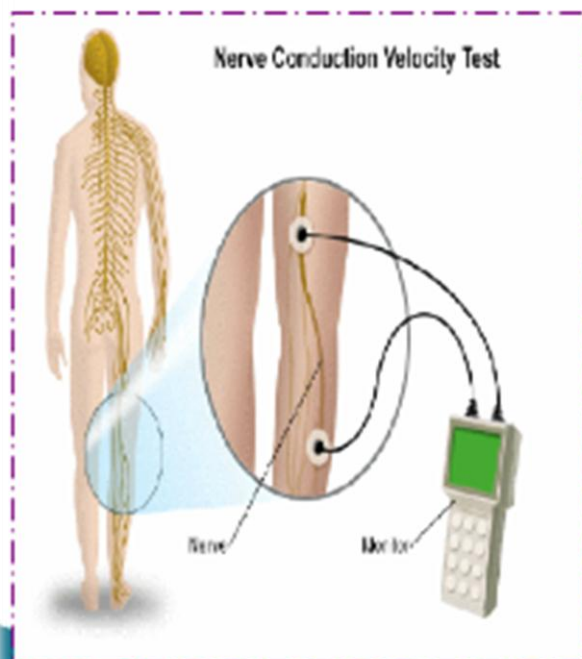
ثبت سطحی با الکتروود Ag-AgCl



۱۵۲



## کاربرد بالینی ENG

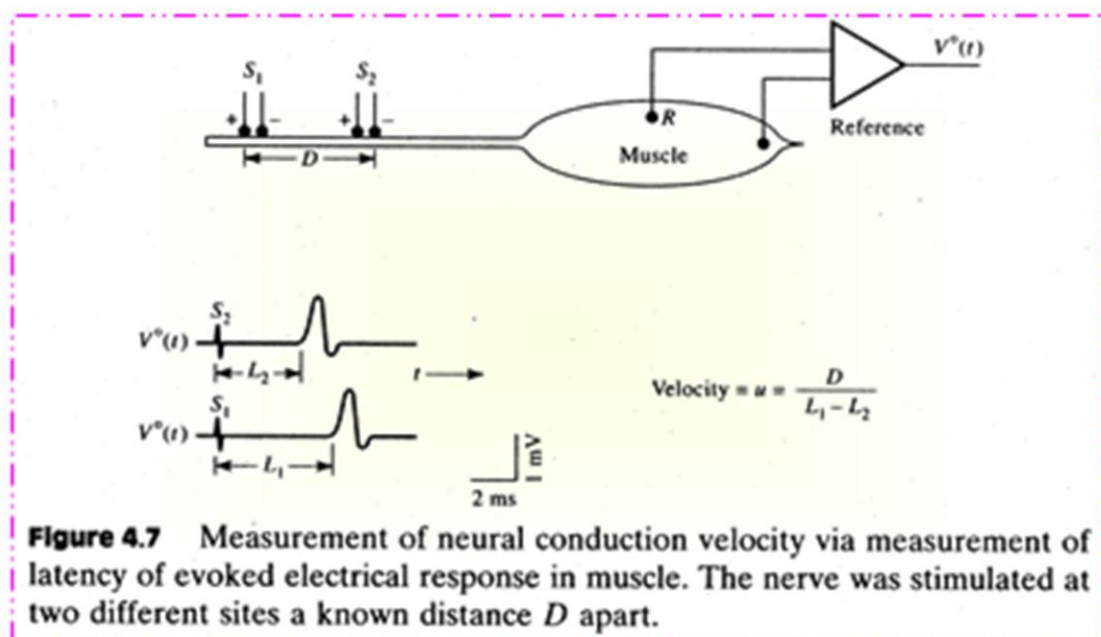


✓ بیشتر از این سیگنال برای اندازه گیری سرعت انتشار پیامهای عصبی به ویژه در بیماران عصبی استفاده می شود .

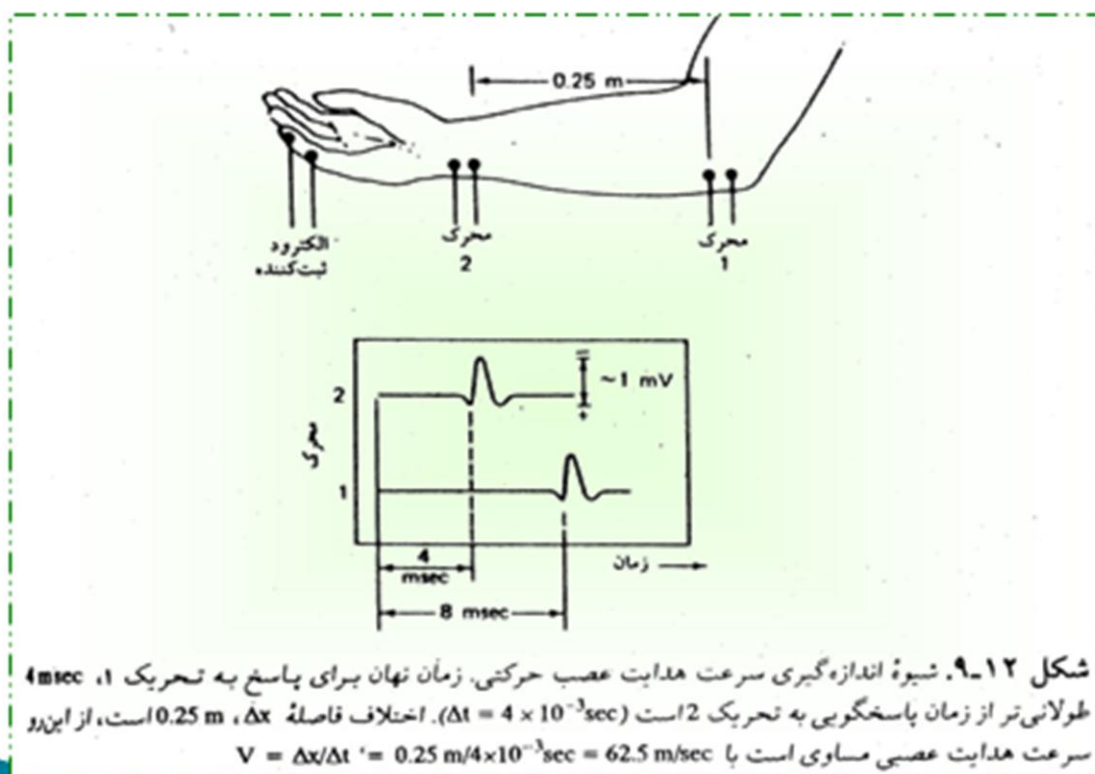
✓ در بعضی از ضایعات عصبی - عضلانی ، پتانسیل های عضلانی دارای دامنه ها و فازهای نامتعادلی می شوند و در بعضی از بیماریهای خاص حتی تحریکات خود بخودی در فیبرهای عضلانی مشاهده می شوند . که بررسی آنها وضعیت سلامتی شخص را تعیین می کند . از روی شکل این سیگنال می توان نوع بیماری را تشخیص داد مانند **myopathy** و **neuropathy**

۱۵۳

## اندازه گیری سرعت هدایت عصب حرکتی

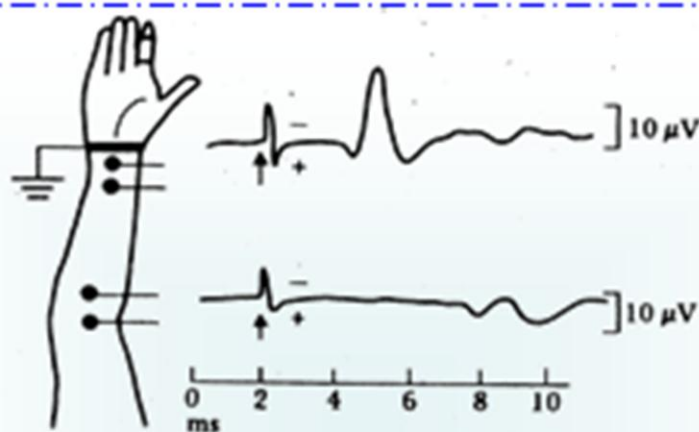


۱۵۴



۱۰۰

## اندازه‌گیری سرعت هدایت عصب حسی



**Figure 4.8** Sensory nerve action potentials evoked from median nerve of a healthy subject at elbow and wrist after stimulation of index finger with ring electrodes. The potential at the wrist is triphasic and of much larger magnitude than the delayed potential recorded at the elbow. Considering the median nerve to be of the same size and shape at the elbow as at the wrist, we find that the difference in magnitude and waveshape of the potentials is due to the size of the volume conductor at each location and the radial distance of the measurement point from the neural source.

۱۰۱

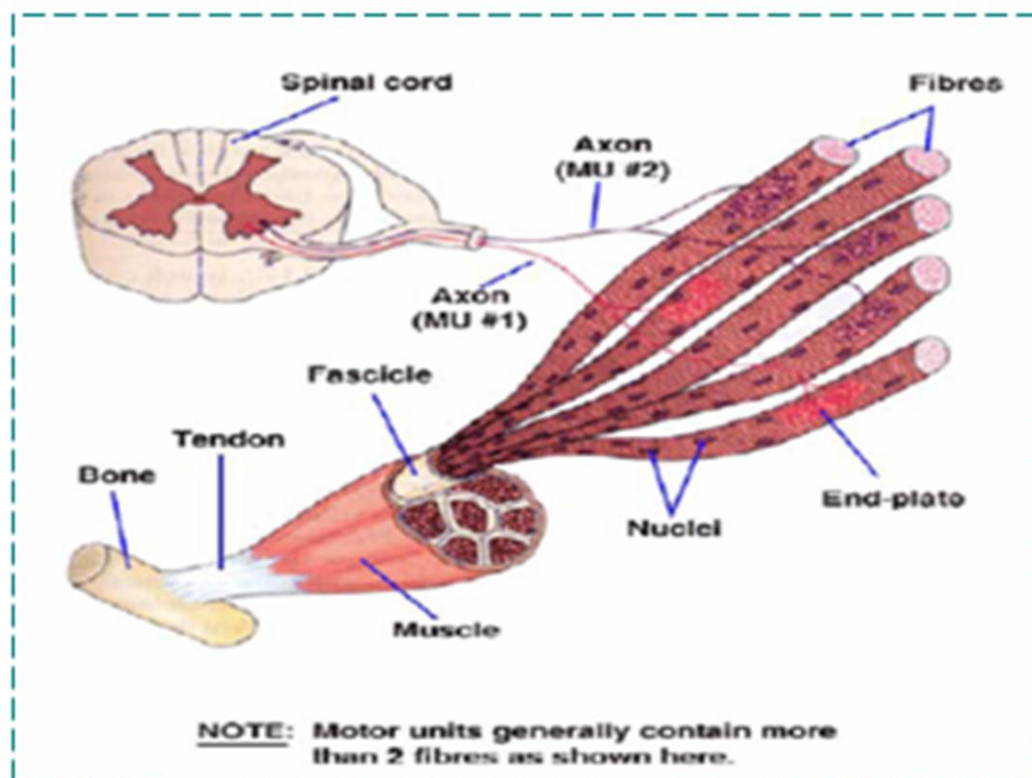


## الکترومایوگرام (EMG)



- **تعریف:** هنگامی که یک عضله با پالسهای الکتریکی عصب های حرکتی تحریک می شود ، هم سیگنال الکترومایوگرام و هم نیروی انقباضی را تولید می کند . الکترومایوگرام در اثر دی پلاریزه شدن فیبرهای عضلانی تولید می شود.
- انتقال پست سرهم پتانسیلهای عصبی به نرونهای حرکتی یک عضله ، باعث تحریک واحدهای حرکتی (کوچکترین واحد عضلانی است که از نرون و عصب حرکتی مربوط و تمامی فیبرهای عضلانی که توسط آن تحریک می شوند) می شود .
- پتانسیل دریافتی از تحریک یک واحد حرکتی به نام **SMUAP** نامیده می شوند.

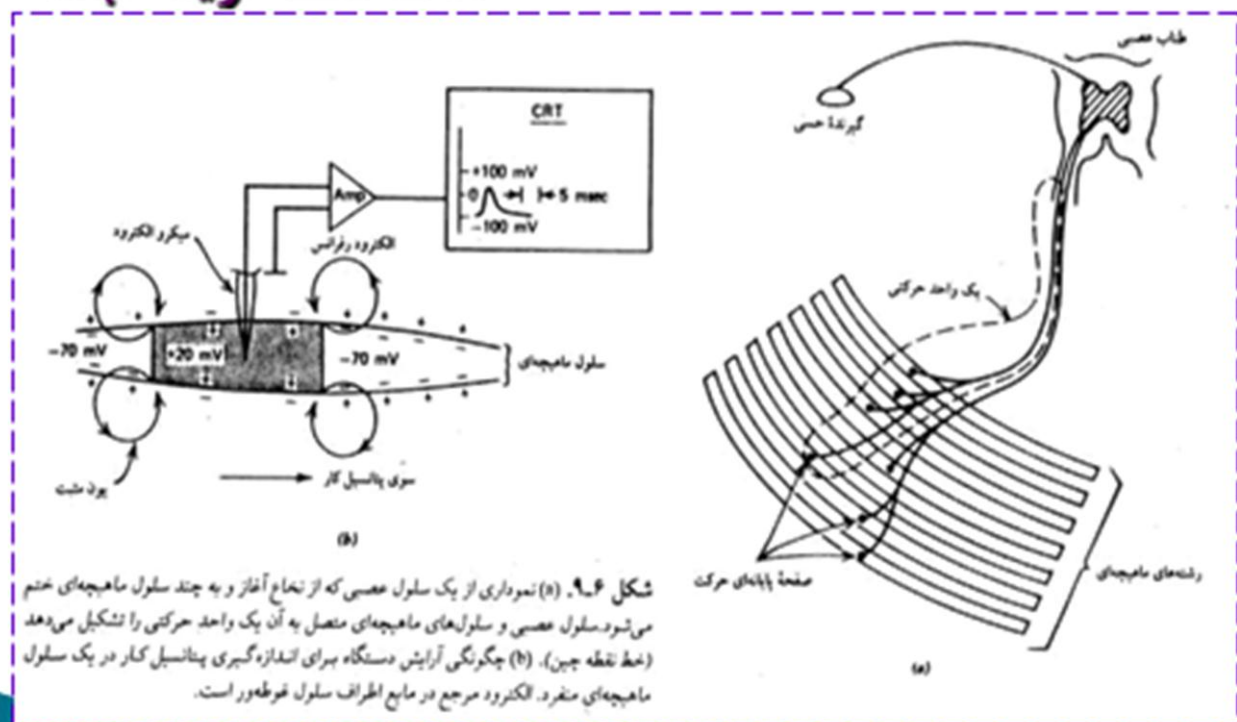
۱۵۷



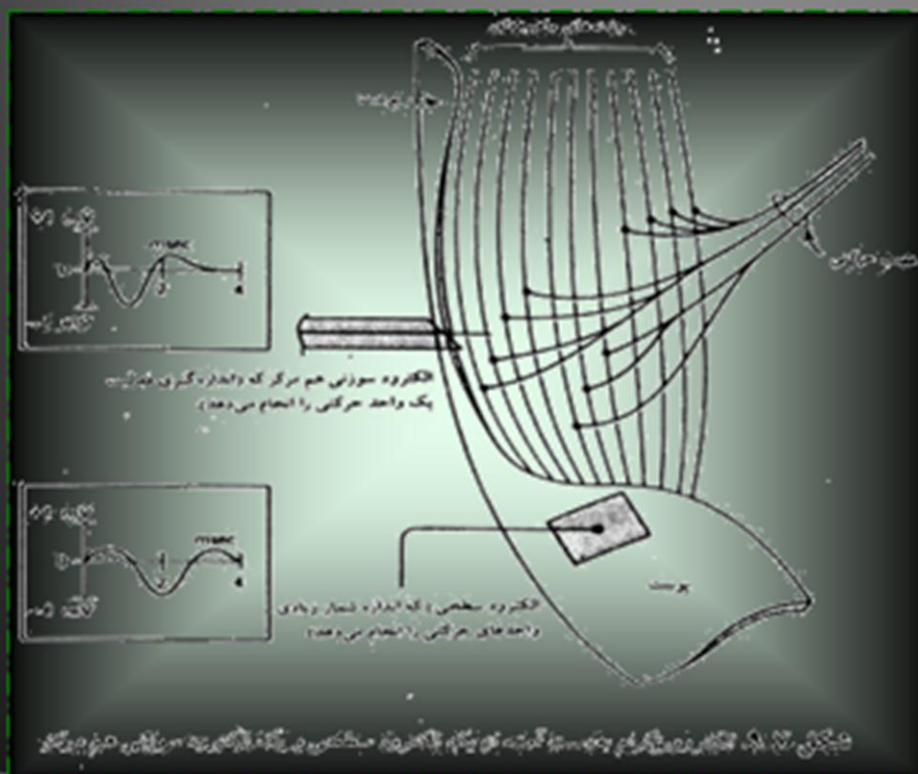
۱۵۸



# EMG طریقہ ثبت

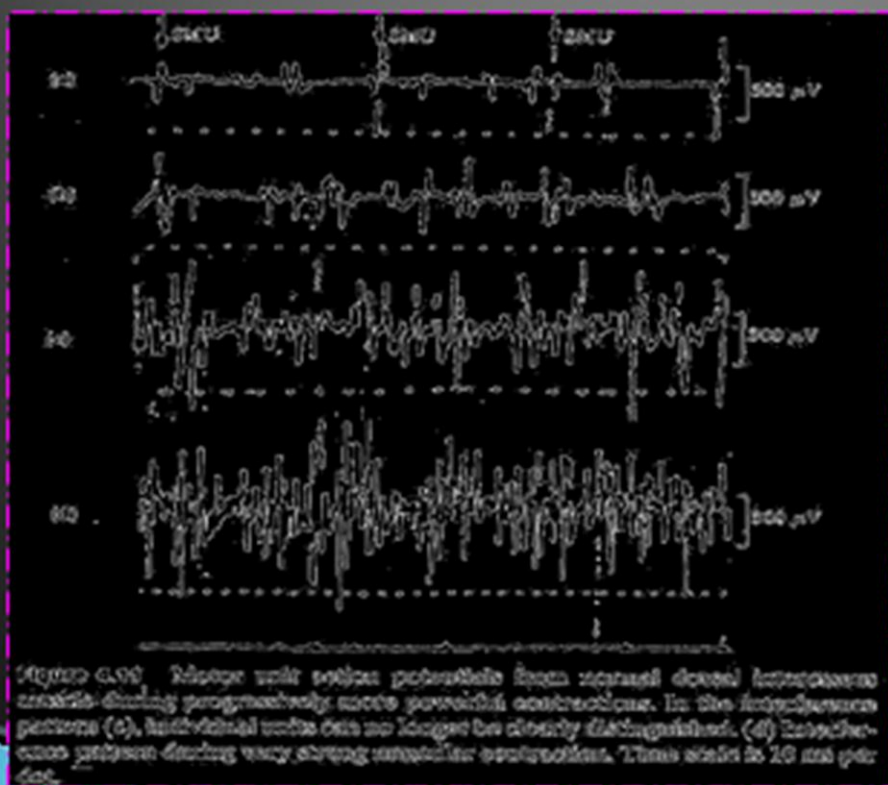


## سطحی و سوزنی EMG



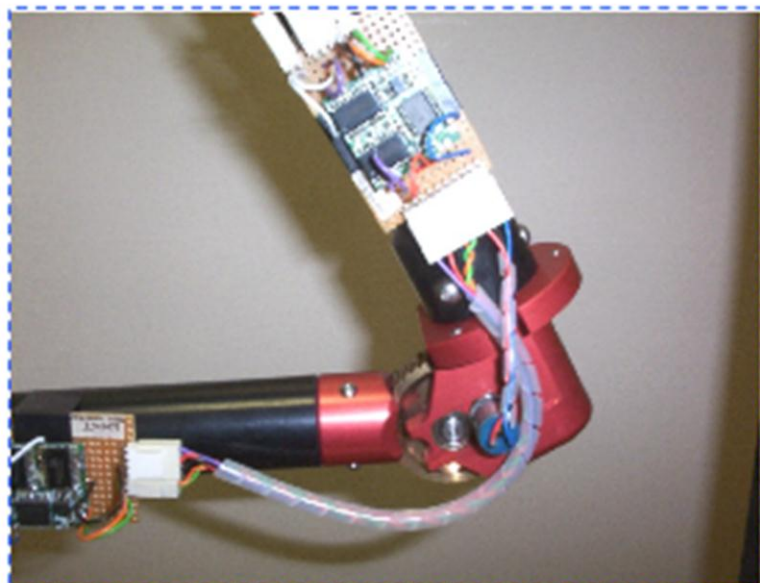


## EMG نمونه سیگنال



111

سطحی در کنترل دست مصنوعی است. یکی از مهمترین کاربردهای



112

## الکترو کاردیوگرام ECG

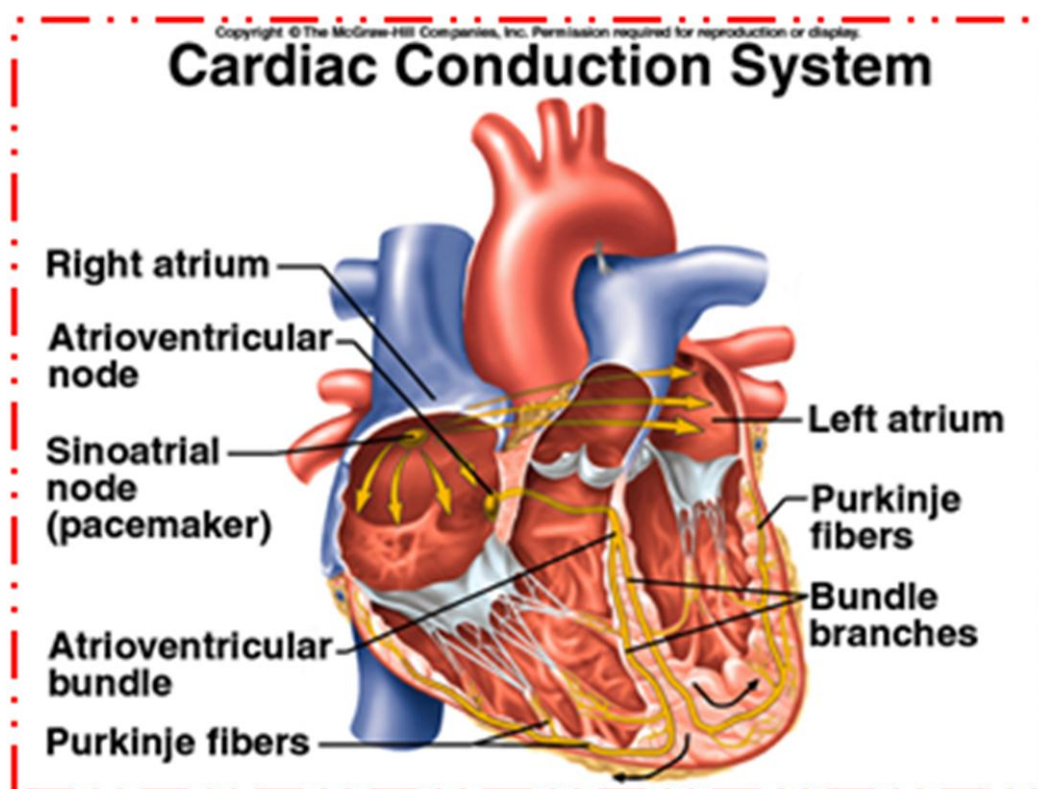
⊗ **تعریف:** تجسم الکتریکی فعالیت‌های انقباضی قلب است و می‌تواند بسادگی توسط الکترودهای سطحی در روی سینه یا دست‌ها ثبت شود.

⊗ وقتی که سلول‌های عضله قلب در حال استراحت هستند، در درون آنها بار منفی وجود دارد (پلاریزه)، ولی وقتی که توسط یک محرک الکتریکی دیپلاریزه می‌شوند، منقبض می‌گردند.

⊗ گره سینوسی دهلیزی (SA Node)، ضربان‌ساز پیش‌آهنگ قلب است که تولید امواج دیپلاریزاسیون می‌کند و این امواج با انتشار به خارج از گره سبب تحریک و انقباض دهلیزها می‌شوند.

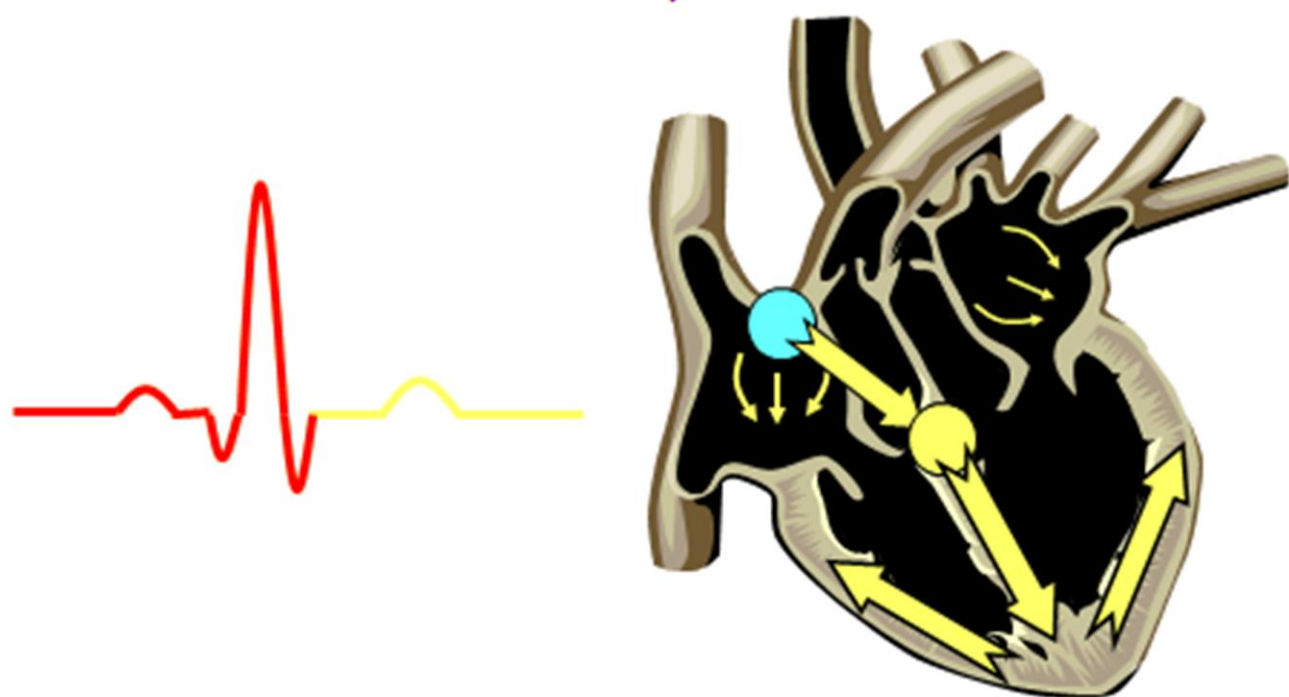
۱۶۳

### مسیرهای انتشار الکتریسیته در قلب



۱۶۴

## ECG قسمتهای مختلف سیگنال



۱۶۵

♦ موج P فعالیت الکتریکی (دیپلاریزاسیون) هر دو دهلیز و انقباض همزمان با آن را نشان می دهد. در اثر انقباض آهسته دهلیز و اندازه کوچک آن، موج P کند، دامنه کم ( $0.1-0.2\text{mv}$ ) و پهنای باند محدود ( $60-80\text{ms}$ ) است.

♦ دیپلاریزاسیون دهلیزی به گره AV می رسد و به آهستگی و با مختصری تأخیر ( $60-80\text{ms}$ ) از این محل عبور می کند و فرصتی بوجود می آید تا خون از دهلیزها وارد بطنها شود. این مترادف با قطعه ایزوالکتریک PQ است.

۱۶۶



• دیپولاریزاسیون به آهستگی از گره AV عبور می کند. ولی به محض اینکه به شبکه هدایتی بطنی می رسد، به سرعت در دسته هایس و شاخه های راست و چپ و زیرشاخه های آنها انتشار می یابد (فیبرهای پورکینژ).

• فیبرهای پورکینژ انتهایی، دیپولاریزاسیون را به داخل سلولهای میوکارد هدایت می کنند. دیپولاریزاسیون میوکارد موج QRS را بوجود می آورد (یک موج تیز و یا سه فازی با دامنه 1mv و پهنای 80ms)

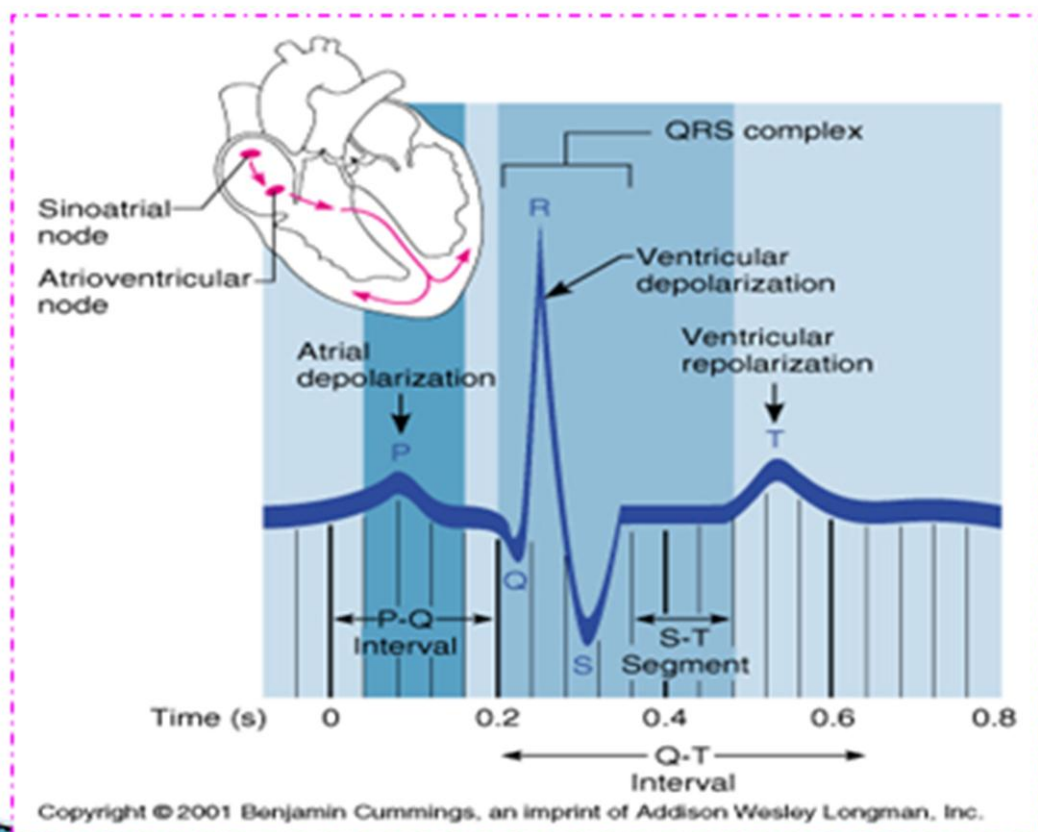
۱۶۷

✓ قطعه S-T: به دنبال کمپلکس QRS یک قطعه افقی و ایزوالکتریک وجود دارد که قطعه S-T نامیده می شود و فاز کفه ریپلاریزاسیون بطنی را نشان می دهد.

✓ موج T: فاز سریع و نهایی ریپلاریزاسیون بطنی را نشان می دهد.  
✓ سیستم بطنی با موج QRS شروع می شود و تا پایان موج T ادامه می یابد.

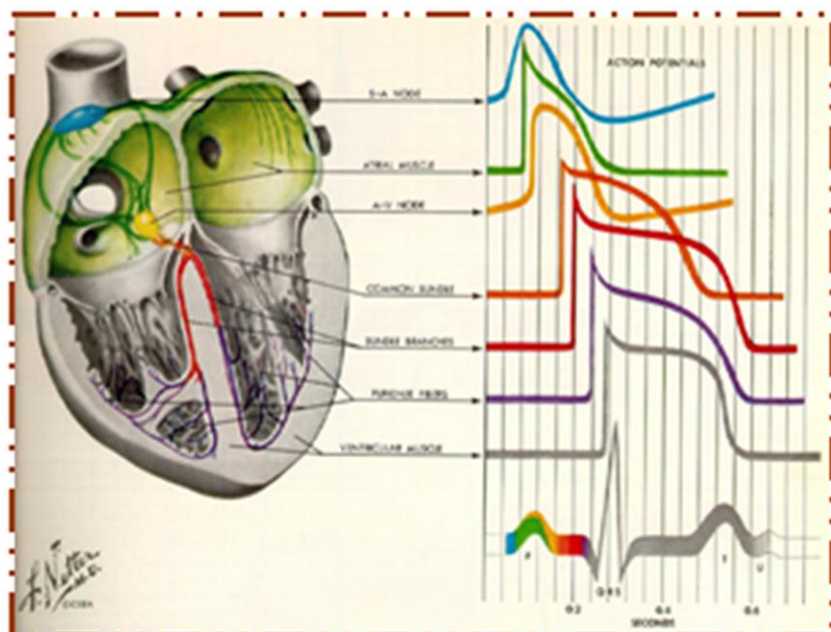
✓ موج U: موج گرد و کوچکی است که بلافاصله بعد از موج T پیدا می شود و با آن هم جهت است. معمولاً در اشتقاقهای V<sub>2</sub> تا V<sub>4</sub> است. چگونگی پیدایش موج U نامعلوم است.

۱۶۸



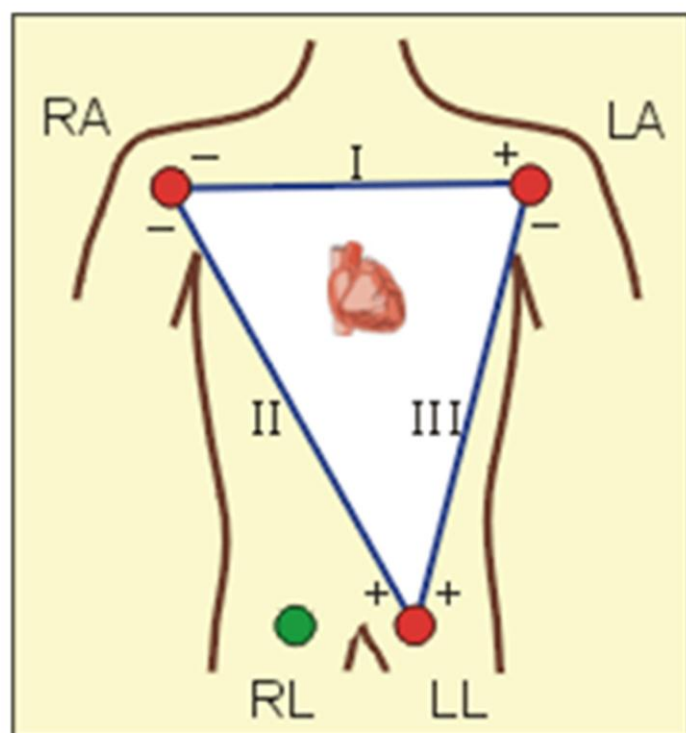
114

## ECG توليد



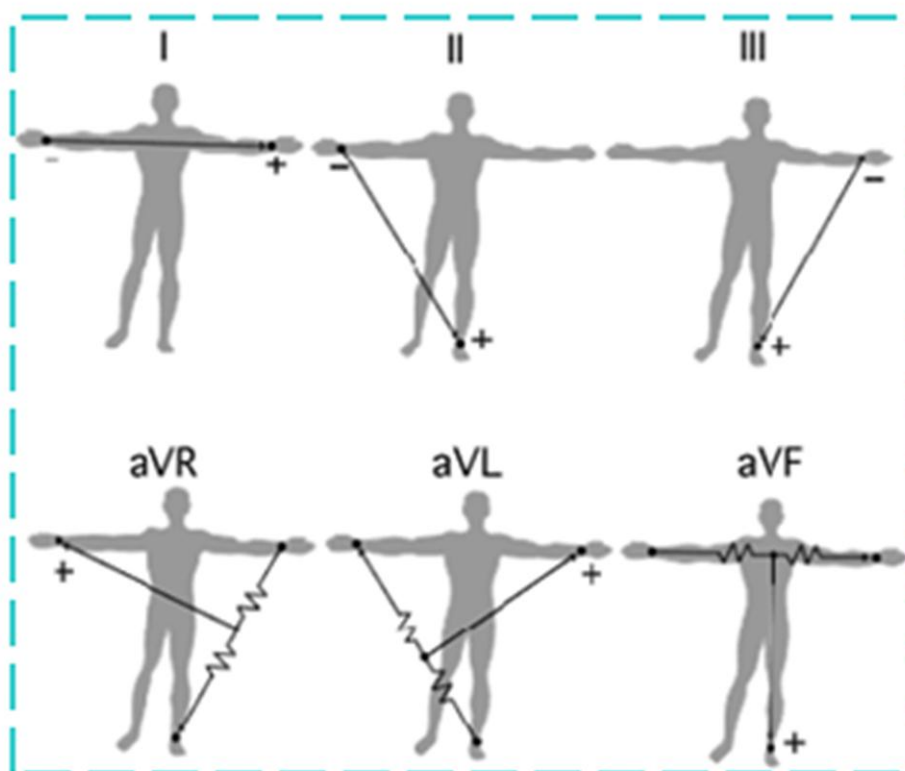
115

## مثلث اینتھون



۱۷۱

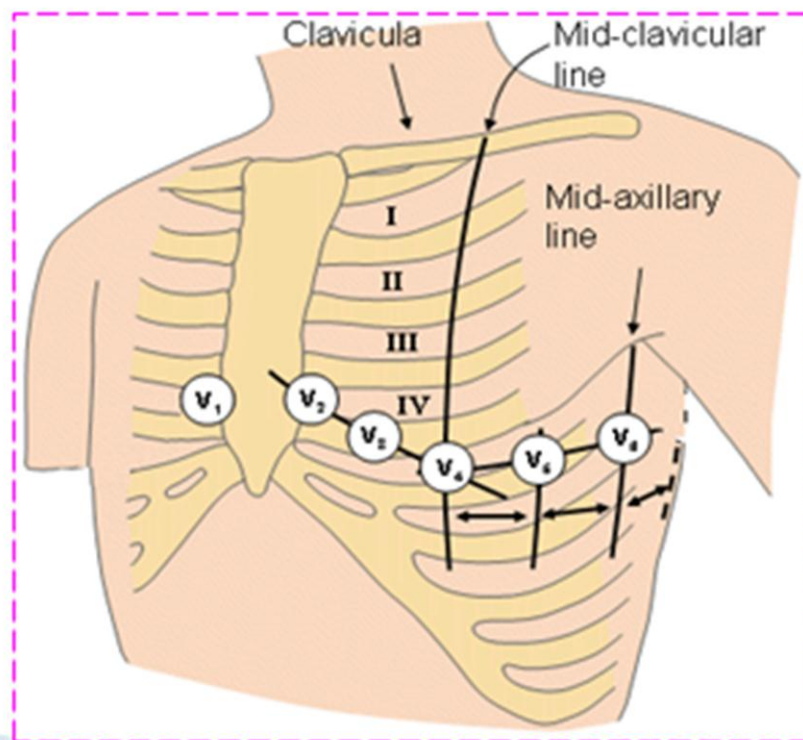
## Frontal های استاندارد صفحه Lead



۱۷۲



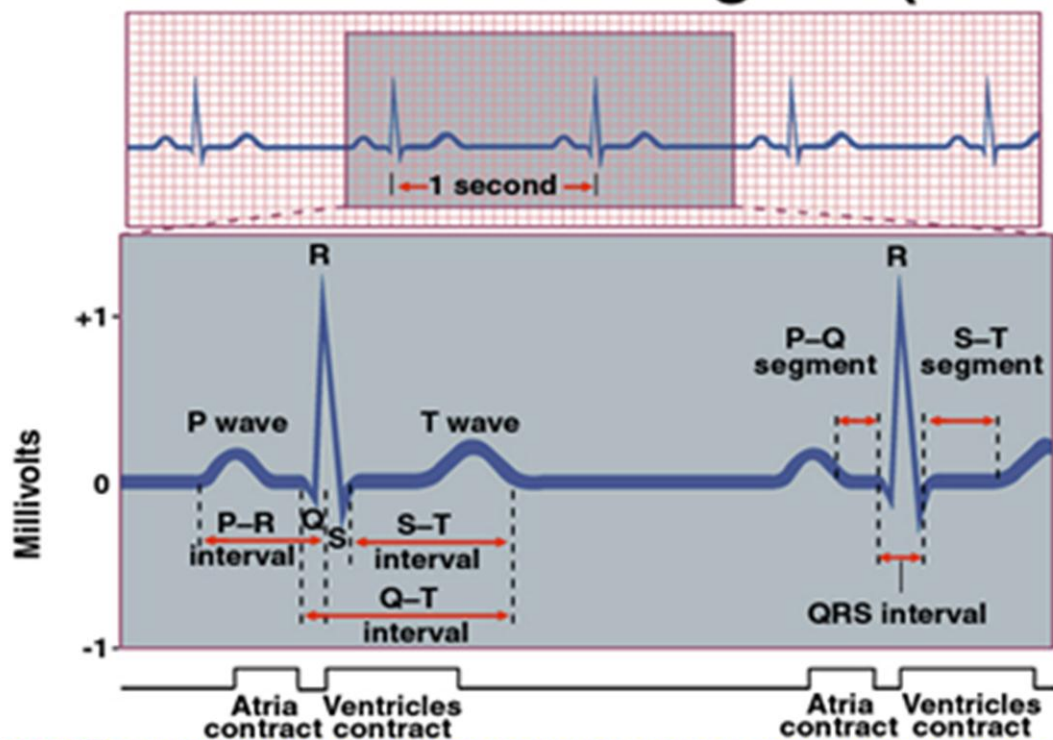
## هاي استاندارد صفحه عرضي Lead



١١٢

Copyright © The McGraw-Hill Companies, Inc. Permission required for reproduction or display.

## Normal Electrocardiogram (ECG)



١١٣



معروفترین آریتمیهای قلبی



## الکتروانسفالوگرام (EEG)

• تعریف: فعالیتهای الکتریکی مغز که توسط یک سری الکتروود قابل ثبت است، *EEG* خوانده می شود.

• این امواج در تشخیص برخی از بیماریهای عصبی نظیر صرع و اختلالات اعصاب محیطی، روانشناختی افراد، خوابهای مغناطیسی (هیپنوتیزم) و بررسی الگوهای حرکتی بکار می رود.

• تشخیص مرگ توسط این سیگنال صورت میگیرد.

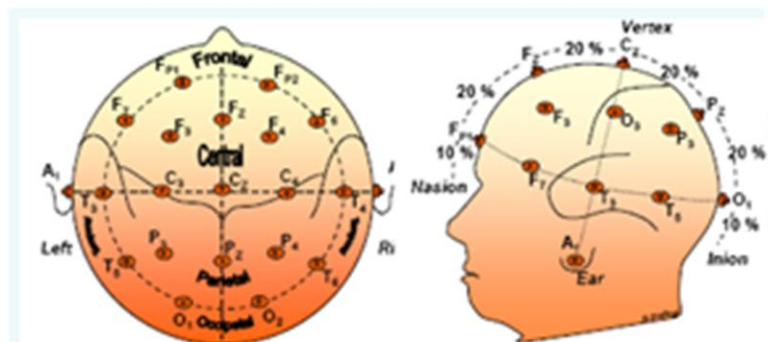


## طریقه ثبت

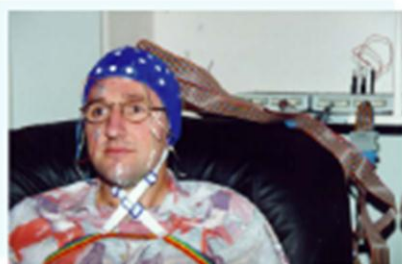
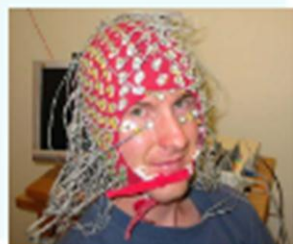
۱. **جمعده ای (scalp):** سطحی از روی پوست سر ، دامنه آن کمتر از ۱۰۰ میکروولت
۲. **قشری (cortical):** برداشتن پوست سر و استخوان جمعده ( مغز در جریان هوا) ، (ECoG) ، دامنه بیشتر از ۱۰۰ میلی ولت ( الکتروود مرجع روی لاله گوش )
۳. **عمقی:** با استفاده از الکتروودهای سوزنی

۱۱۷

### الکتروود گذاری به صورت سنتی

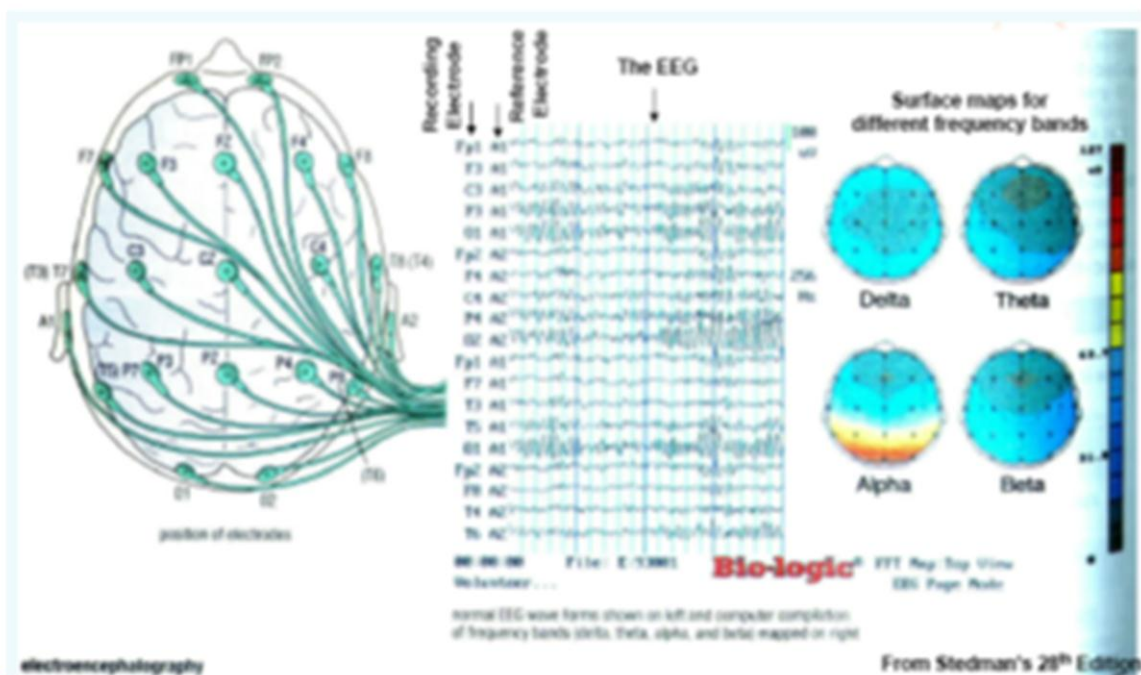


اخیراً از کلاه الکتروودی در ثبت EEG استفاده می شود.

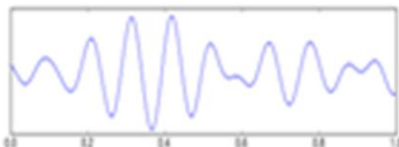


۱۱۸

## EEG سیگنال‌های



- به هر صورتی که الکتروود گذاری انجام شود تغییرات پتانسیل ثبت شده مغزی، جمع آثاری از فعالیت‌های الکتریکی تمامی نرونها مغزی است.
- فرکانس این امواج در محدوده تقریبی بین نیم تا صد هرتز است و مشخصات آن وابسته به درجه فعالیت کورتکس است (0.5-100Hz)
- در بیشتر اوقات امواج مغزی نامنظم بوده و هیچ الگوی عمومی در آن مشاهده نمی‌شود.
- در بعضی موارد نظیر صرع الگوهای خاصی ظاهر می‌شود. بعضی الگوها در حالت طبیعی نیز مشاهده می‌شود که به شرح زیر است:

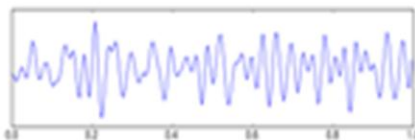


## امواج آلفا

- ◆ امواج ریتمیکی هستند با فرکانس بین 8-13Hz. در افراد نرمال در زمان بیداری کامل و حالت استراحت مغزی یافت می‌شوند. این امواج با شدت بیشتری در ناحیه پس سری ایجاد می‌شوند، اما همچنین می‌توان آنها را از نواحی آهیانه‌ای و پیشانی مجموعه نیز ثبت نمود.
- ◆ با چشم بسته بهتر آشکار می‌شوند.

✓ در طی خواب عمیق، امواج آلفا ناپدید می‌شوند. وقتی توجه فرد بیدار به سمت برخی از انواع خاص فعالیت‌های مغزی معطوف می‌شود، امواج بتا که امواج غیر سنکرونیزه و دارای فرکانس بیشتر و ولتاژ پایین‌تر هستند، جایگزین امواج آلفا میشوند.

۱۸۱

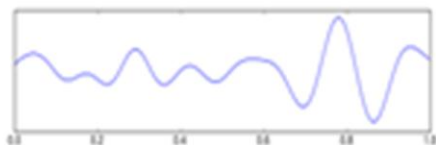


## امواج بتا

- دارای فرکانس بین 14-30Hz هستند.
- این امواج همیشه از نواحی آهیانه‌ای و پیشانی مجموعه‌ای در طی فعالیت زیاد سیستم عصبی یا در تنش‌های عصبی ثبت می‌شوند.
- همچنین این امواج در هنگام تفکر، تمرکز و حل مسئله نمایان می‌شوند.

۱۸۲

## امواج تتا



هرتز 7 تا 4

بي هوشي ، هيپنوتيزم ، رويا

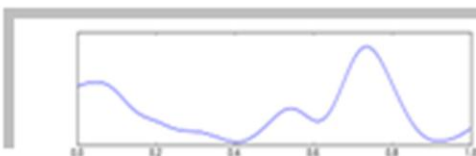
اين امواج عمدتاً در نواحی آهيا نه اي و گيجگاهي در اطفال ايجاد مي شوند.

تتا با دلتهي زياد:

- ناتوانايي هاي يادگيري
- پاسخ متقابل کند
- افسردگي و اضطراب
- کمبود اکسيژن در خون

۱۸۳

## امواج دلتا



۰.۵ تا ۳ هرتز

خواب بسيار عميق

در شيرخوارگان کمتر از ۶ ماه غالب است

دلتاي با دلتهي زياد:

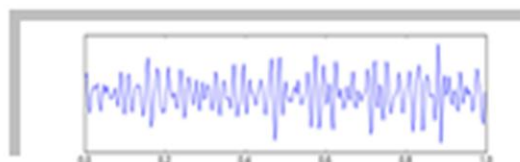
ناتوانايي هاي يادگيري

صدمات مغزي

چشمک و درست نماهاي حرکت چشم

۱۸۴





## امواج گاما

فرکانس این امواج 31-60Hz است.

فعالیت‌های ذهنی زیاد (ادراک، ترس، حل مسائل و ...)

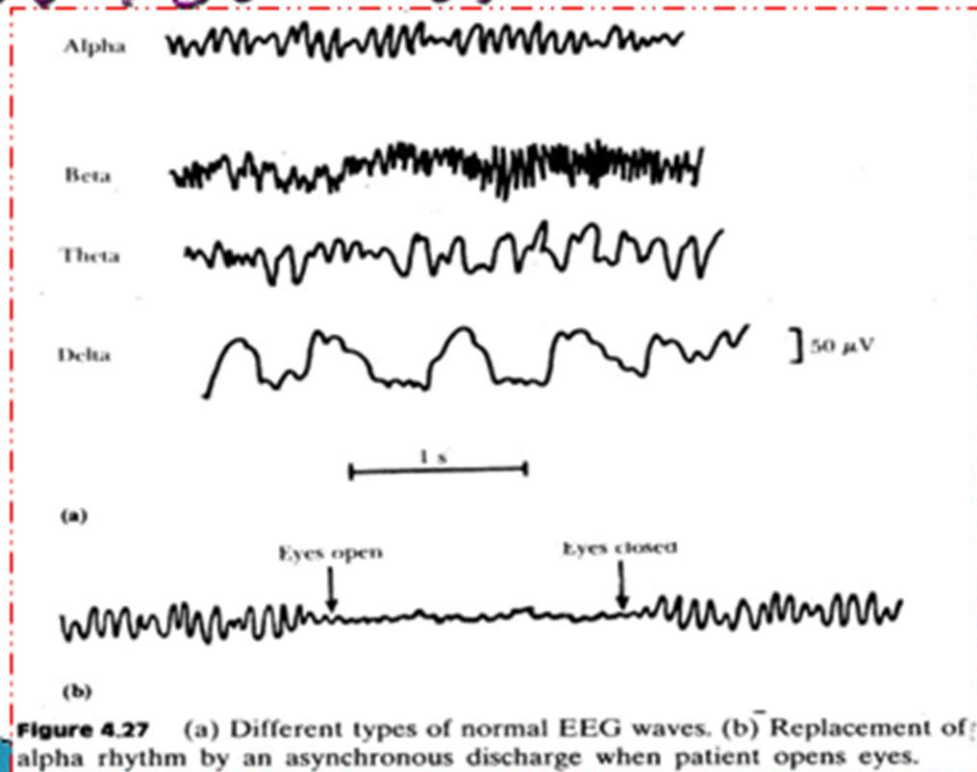
۱۱۵

## انواع امواج مغزی

electroencephalogram				physiologic variations of potential		
type of wave	shape	frequency per sec.	amplitude in $\mu V$	in waking EEG		in sleeping EEG
				adult	child	all ages
beta		14-30	5-50	frontal and precentral prominent, in clusters	seldom prominent	beta-activity ("spindles") sign of light sleep
alpha		8-13	20-120	predominant activity	predominant activity, age 5 and above	not a sign of sleep
theta		4-7	20-100	constant, not prominent	predominant activity, from 18 mos. to 5 yrs.	normal sign of sleep
delta		0.5-3	5-250	not prominent	predominant activity until 18 mos.	concomitant sign of deep sleep
gamma	—	31-60	~10	laws governing predominance and localization not fully known		

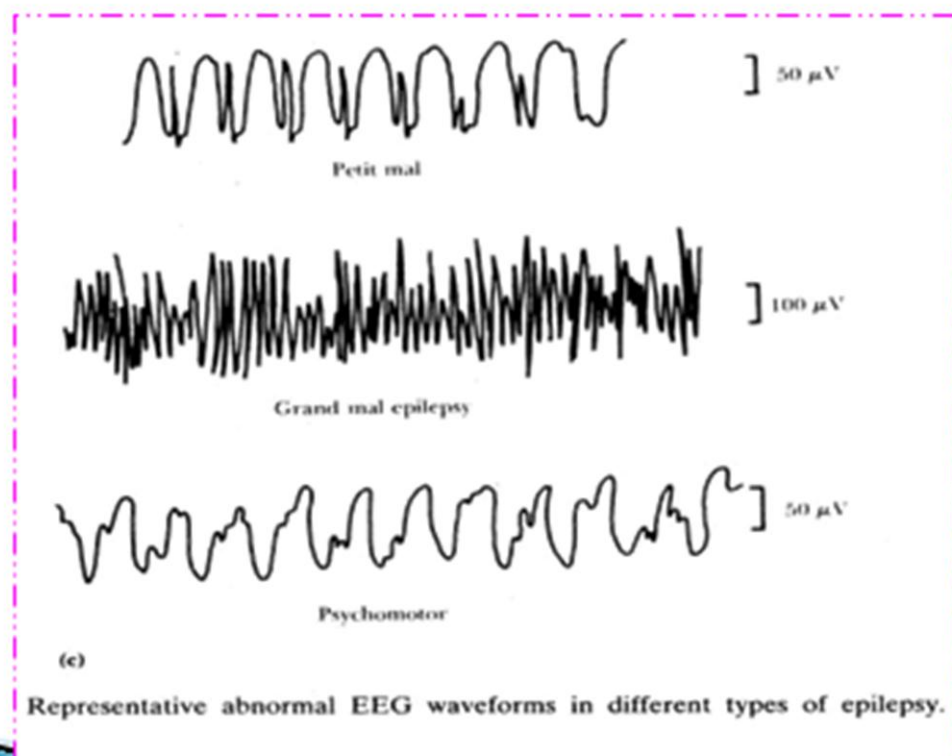
۱۱۶

## نرمال EEG شکل موج های اصلی در

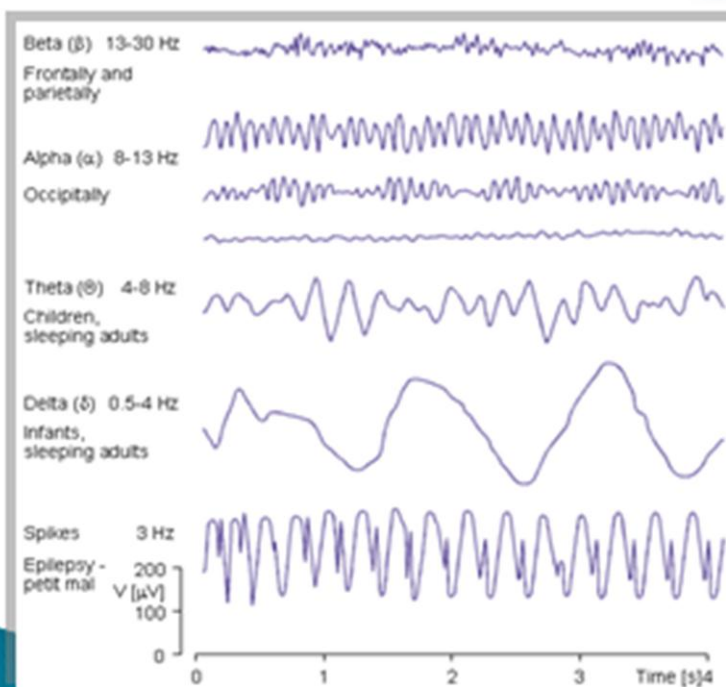


۳۸۷

## غیرنرمال EEG نمونه هایی از شکل موج های

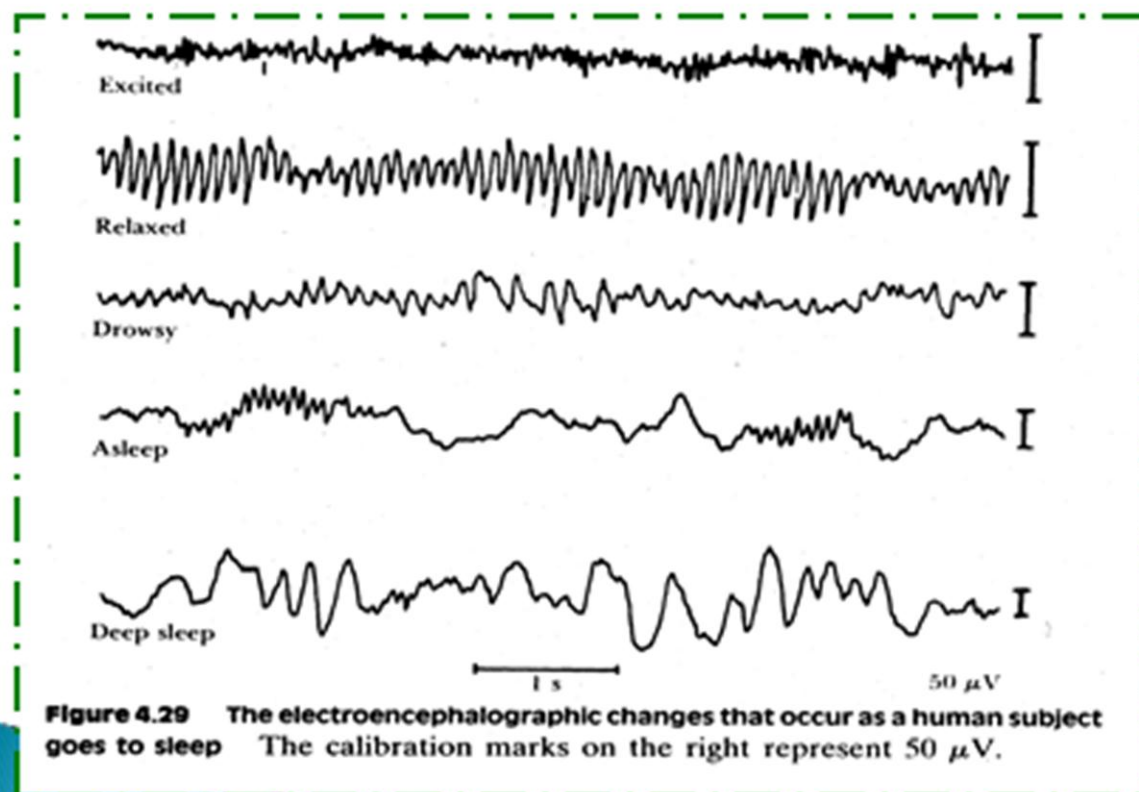


۳۸۸



۱۱۴

## در مراحل مختلف خواب EEG تغییرات



۱۱۵

## EEG کاربردهای

- بررسی امراض و ضایعات مغزی مانند صرع ، پارکینسون ، افسردگی ، بیماریهای روانی و MS.
- بررسی پدیده خواب و رؤیا: EEG می تواند در بررسی مراحل خواب بکار رود.
- تشخیص فعالیتهای شناختی مغز
- دروغ سنجی
- تشخیص حرکات ارادی و تصویری در BCI
- تعیین عمق بیهوشی (BIS)

۱۴۱

## الکتروانسفالوگراف

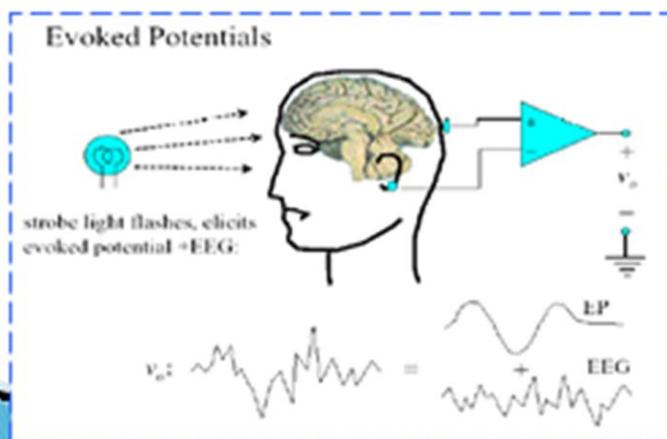


۱۴۲



## پتانسیلهای برانگیخته (EP)

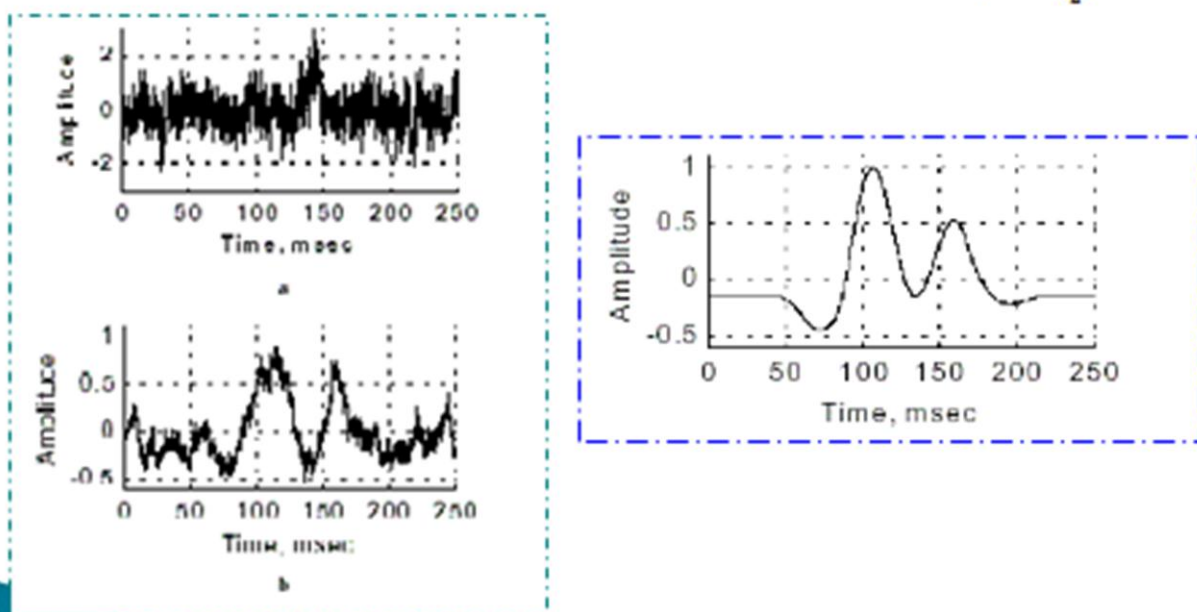
- ✓ EP ها پاسخهای الکتریکی هستند که از مغز و ستون فقرات و اعصاب محیطی توسط تحریکات خارجی مختلف مانند بینایی و شنیداری و یا حسی ایجاد می شوند.
- ✓ الکترودهای ثبات بر روی جمجمه و گردن و یا سطح مهره ها (بسته به نوع تحریک) قرار می گیرند.



۱۴۳

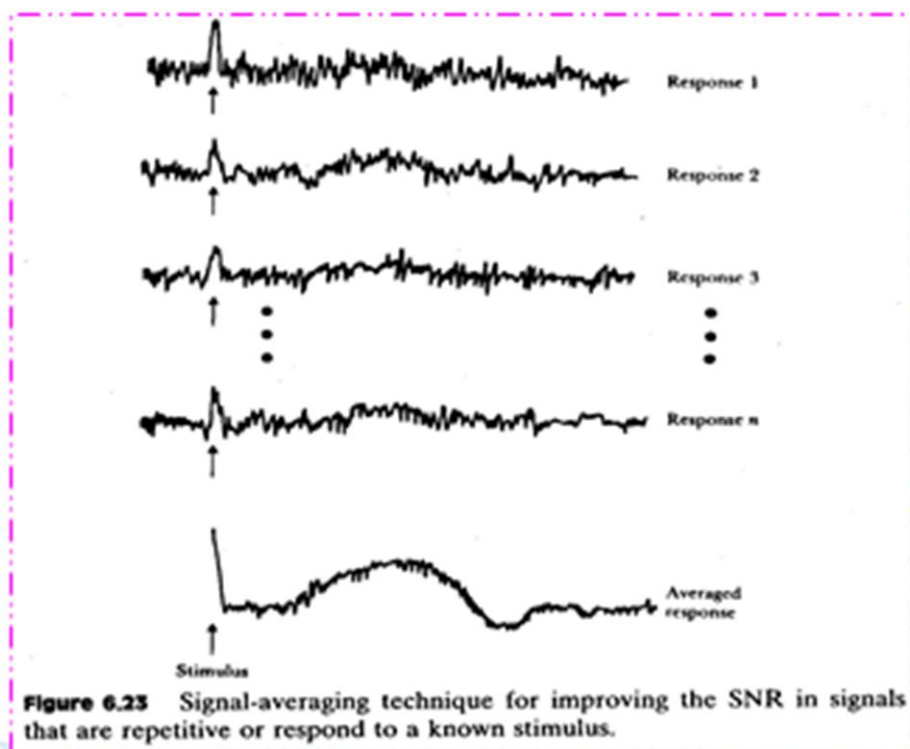
- دامنه پتانسیلهای برانگیخته بسیار کم می باشند، تغییرات آن در حدود ۰,۱ میکرو ولت تا ۱ میکرو ولت است. درحالیکه دامنه اغتشاشات ثبت شده همراه با آنها چندین برابر می باشند .
- لذا جهت استخراج پتانسیل مطلوب نیاز به تعداد زیادی پاسخ و فیلتر کردن پاسخ و متوسط گیری آنها می باشد تا بتوان پاسخ به تحریک را از دیگر فعالیتها مغزی جدا کرد .

در شکل های زیر نمونه يك پتانسیل برانگیخته و سیگنالهای نویزی آن مشاهده می گردد. شکل b خروجی فیلتر وینر را نشان می دهد.



۱۴۰

## پتانسیل های برانگیخته (EP: Evoked Potential)



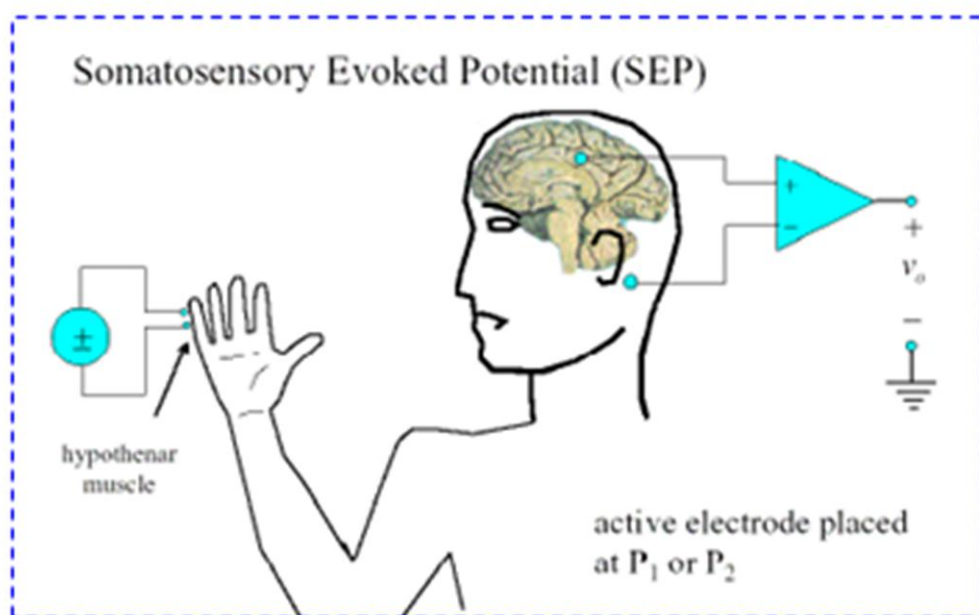
**Figure 6.23** Signal-averaging technique for improving the SNR in signals that are repetitive or respond to a known stimulus.

۱۴۱

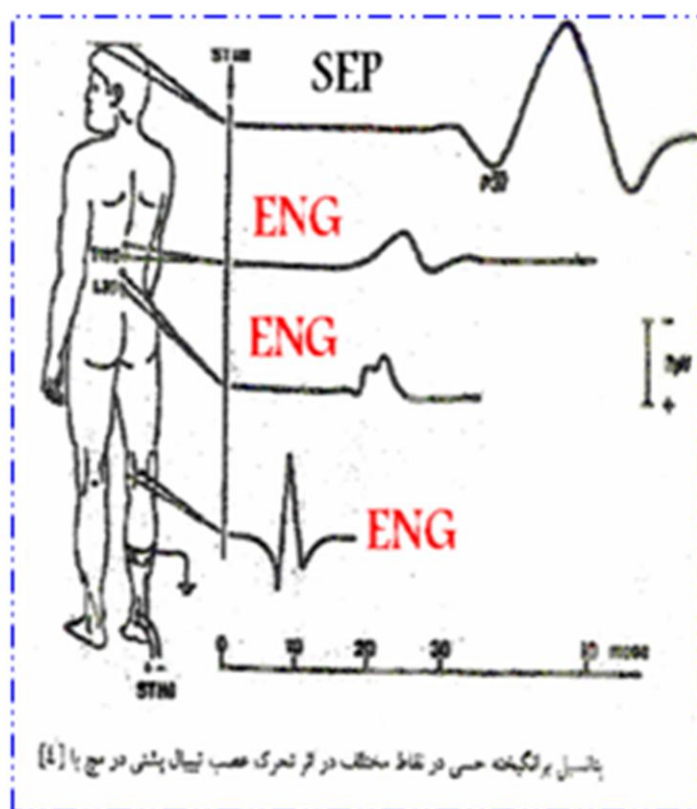
## پتانسیلهای برانگیخته حسی (SEP)

- محرک مورد استفاده یک جریان الکتریکی است که در مدت کوتاه توسط الکترودها اعمال می شود.
- پاسخها از مسیرهای هدایت مرکزی یا جانبی توسط جریان الکتریکی که معمولاً به مچ پا یا دست اعمال می شود، بوجود می آیند.
- محل ثبت بستگی به این دارد که نیمه بالایی یا پایینی بدن مورد آزمایش قرار گیرد.
- استفاده کلینیکی: از آنها می توان در بررسی عملکرد اعصاب جانبی دست یا پا و یا ستون فقرات استفاده کرد.

۱۴۷



۱۴۸



۱۴۴

## SEP



۱۴۵

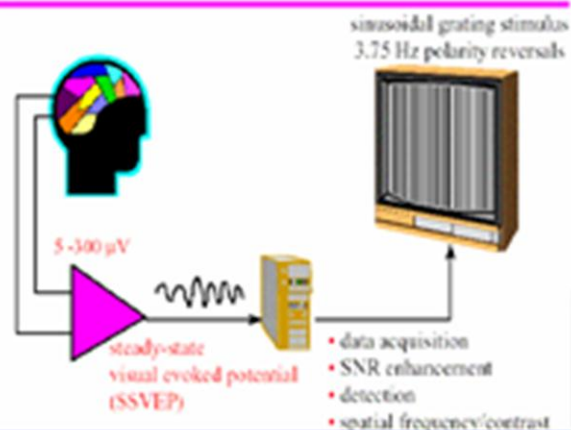


## پتانسیلهای برانگیخته بینایی (VEP)

- ⊗ عمده سیگنالهای ثبت شده از کورتکس پس سری در پاسخ به تغییرات سیستمیک در برخی رخدادهای بصری مانند نور فلاش یا یک الگوی شطرنجی متناوب است.
- ⊗ این پتانسیلها در قسمت پس سری جمجمه ثبت می شوند. محرک، نور فلاش و یا تغییر الگوهای مشخص می باشد. دامنه VEP،  $1-20 \mu\text{V}$  و پهنای باند  $1-300\text{Hz}$  است. طول آن ۲۰۰ میلی ثانیه می باشد.
- ⊗ از VEP در تشخیص بیماری MS، تشخیص کورنگی و ارزیابی میدان بینایی استفاده می شود.

۲۰۱

### Objective Measurement of Visual Acuity



محل قرارگیری الکترودها در ثبت  
VEP

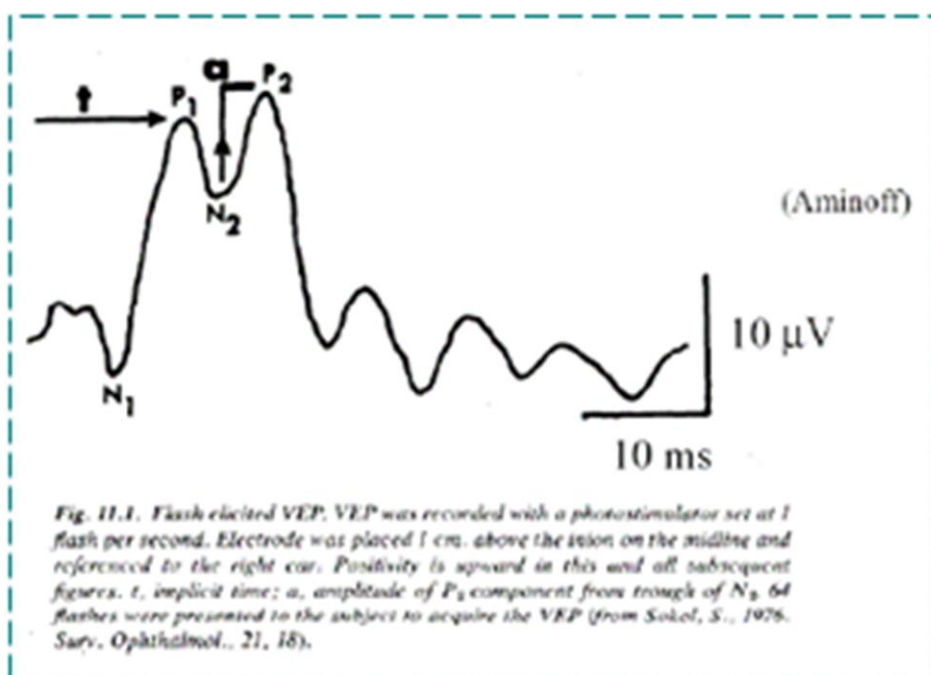


۲۰۲



۲۰۳

## VEP نمونه سیگنال



۲۰۴

## پتانسیلهای برانگیخته شنوایی (AEP)

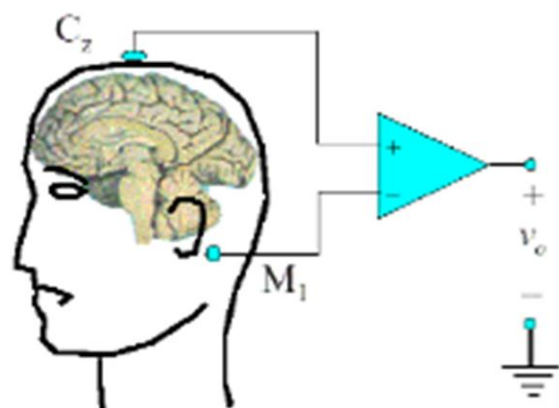
این گروه از پتانسیلهای برانگیخته، با قرار دادن الکترودهایی در ناحیه کورتکس که سیگنال تحریکی صوتی را ثبت می کنند، بدست می آیند. محرک می تواند کلیک یا یک موج تک فرکانس باشد.

AEP خود به سه دسته پتانسیلهای ابتدایی حدود ۱۰ میلی ثانیه، پتانسیلهای میانی حدود ۱۰ تا ۵۰ میلی ثانیه و پتانسیلهای انتهایی حدود ۵۰ تا ۵۰۰ میلی ثانیه تقسیم می شود.

۲۰۵

### محل قرارگیری الکترودها

#### Brainstem Auditory Evoked Potential (BAEP)



۲۰۶



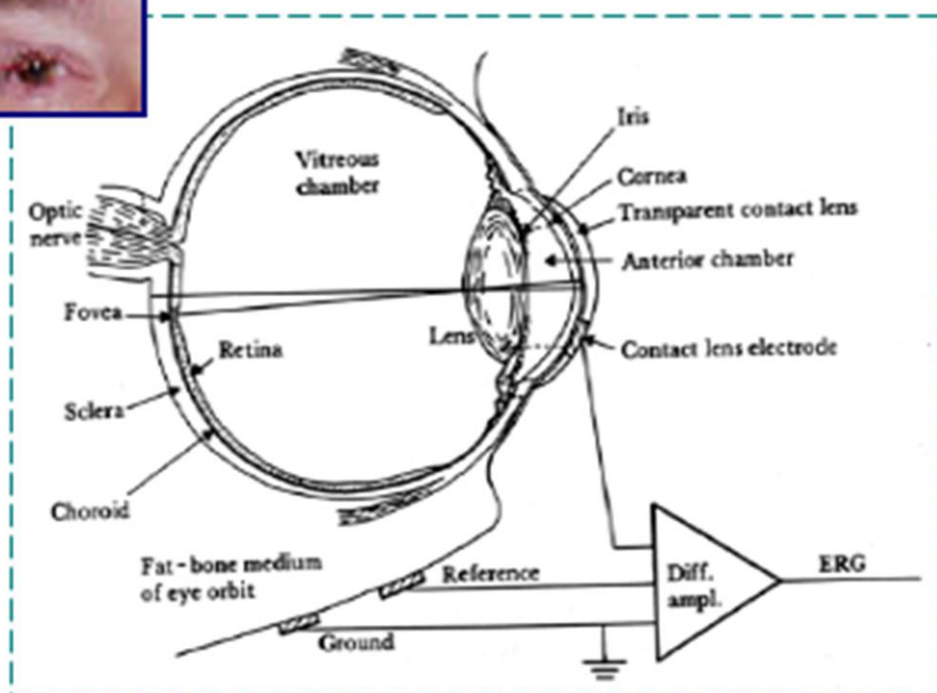
## الکترورتینوگرام (ERG)

- ◆ تعریف : وقتی شبکیه با نوری تحریک می شود یک تغییر پتانسیل نوری در روی شبکیه تولید می شود.
- ◆ طریقه ثبت: پتانسیل را می توان از طریق الکترودهای قرار داده شده روی سطح داخلی شبکیه یا روی قرنیه و یک الکتروود مرجع در عقب کره چشم یا روی پیشانی ثبت نمود .
- ◆ این تغییرات پتانسیل را در الکتروفیزیولوژی ERG می گویند که در کلینیک توسط الکترودهای Ag-AgCl قابل ثبت است.

۲۰۷



### شماتیکی از ثبت ERG



۲۰۸



some corneal ERG electrodes

۲۰۹

## الکترواکولوگرام (EOG)

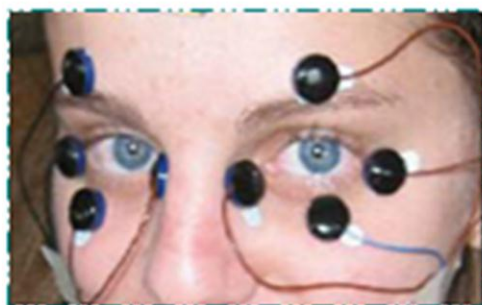
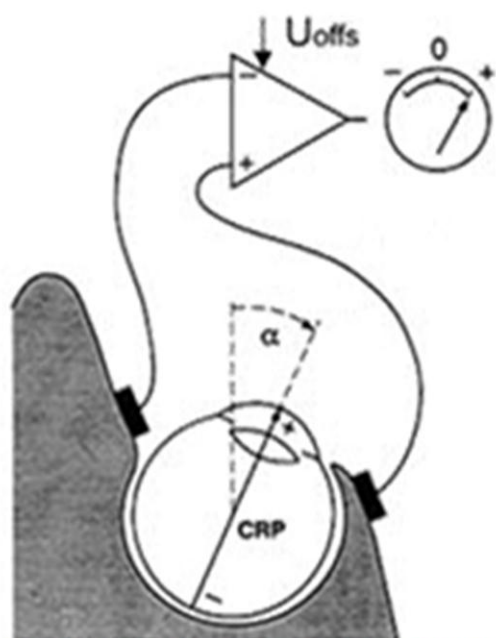
- **تعریف و طریقه ثبت:** در سال ۱۸۹۲، Meyor نشان داد که حرکات چشم تغییرات الکتریکی را تولید می کند که می توان توسط الکترودهای پوستی که در دو طرف چشم قرار می گیرند آنرا اندازه گیری نمود .
- دامنه پتانسیل ایجاد شده به سینوس زاویه چرخش چشم بستگی دارد.

۲۱۰

موقعیت چشم با یئانسیل comeal-retinal (CRP) مشخص می شود.

## EOG

$$U_H = f(\alpha, CRP)$$



$U_H$  horizontal component of CRP

CRP corneo-retinal potential

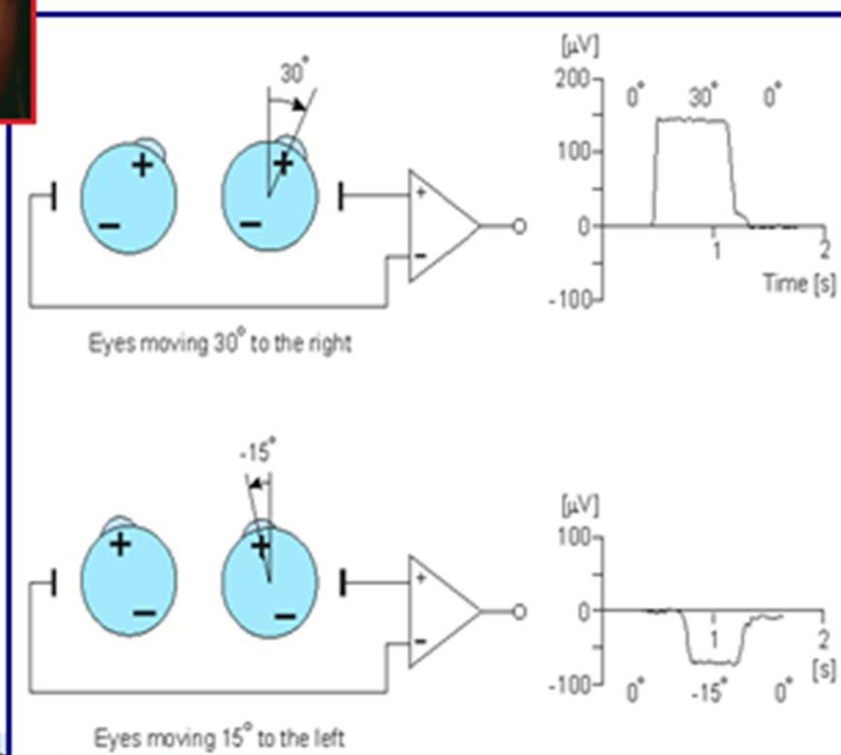
$CRP = f(\text{luminance}, \dots)$

۲۱۱

➤ دایبل دایم شبکیه برای اندازه گیری حرکت چشم به خوبی قابل مدلسازی کردن است و در حالت عادی این دایبل به طور متقارن بین دو الکترود نصب شده در دو طرف چشم قرار می گیرد و سیگنال بدست آمده EOG در این حالت صفر است.

➤ وقتی کره چشم به سمت چپ و راست و یا بالا و پایین منحرف می شود قرنیه به سمت الکترودهای چپ و راست (بالا و پایین) نزدیک می شود و EOG نیز متناظر با آنها تغییر می کند. تقریباً رابطه بین زاویه افقی نگاه کردن و خروجی EOG در زاویه حدود  $\pm 30^\circ$  بدست می آید.

۲۱۲



◆ **مشخصات سیگنال:** دامنه سیگنال حدود ۱۰ میکرو تا ۵ میلی ولت و باند فرکانسی آن از حدود dc تا ۱۰۰ هرتز است.

◆ **کاربردهای کلینیکی دیگر:** EOG روشی برای ثبت حرکت چشم در خواب و رویا می باشد و جهت ارزیابی خستگی چشم مورد استفاده قرار می گیرد.



## الکتروگاستروگرام (EGG)

- **تعریف:** ثبت فعالیت الکتریکی معده را EGG می گویند. نخستین فردی که در این زمینه اقداماتی را انجام داد Alvarez در حدود سالهای ۱۹۲۰ می باشد.
- **طریقه ثبت:** فعالیت الکتریکی معده (Gastric Electrical Activity) توسط یک سری الکتروده که معمولاً روی دیواره شکم قرار می گیرند قابل ثبت است .
- دامنه این سیگنال در حدود ۱۰ تا ۱۰۰ میلی ولت و فرکانس dc-1Hz است.
- فعالیتهای الکتریکی معده را می توان توسط کاشت الکترودهایی در دیواره معده ثبت نمود. این روش به علت تهاجمی بودن کمتر مورد استفاده قرار می گیرد. به همین خاطر عموماً از روش غیر تهاجمی GEA استفاده می کنند.

۲۱۵

## الکتروگاستروگراف



۲۱۶

## پاسخ الكتریکی به پوست (EDR)

- ❖ **تعریف:** پاسخ هدایت پوست یا پاسخ الكتریکی پوست پدیده ای است که در اثر تحریک خارجی یا داخلی، پوست به صورت هدایت کننده بهتری در می آید.
- ❖ **طریقه ثبت:** برای اندازه گیری از کف دست یا پاشنه پا استفاده می کنند که نسبت به تحریک حساستر هستند و عقده های تولید کننده عرق بیشتری دارند.
- ❖ **طریقه ثبت به این گونه است** که دو الكترود نزدیک پوست می گذارند و جریان کمی عبور می دهند و میزان هدایت را بدست می آورند. در هنگام تحریک هدایت الكتریکی بیشتر خواهد شد.
- ❖ **کاربرد EDR** در حیظه فیزیولوژی روانی و مربوط به تحقیقاتی است که در آنها یک اندازه گیری کمی از فعالیت سمپاتیک مورد نیاز است.

۲۱۷

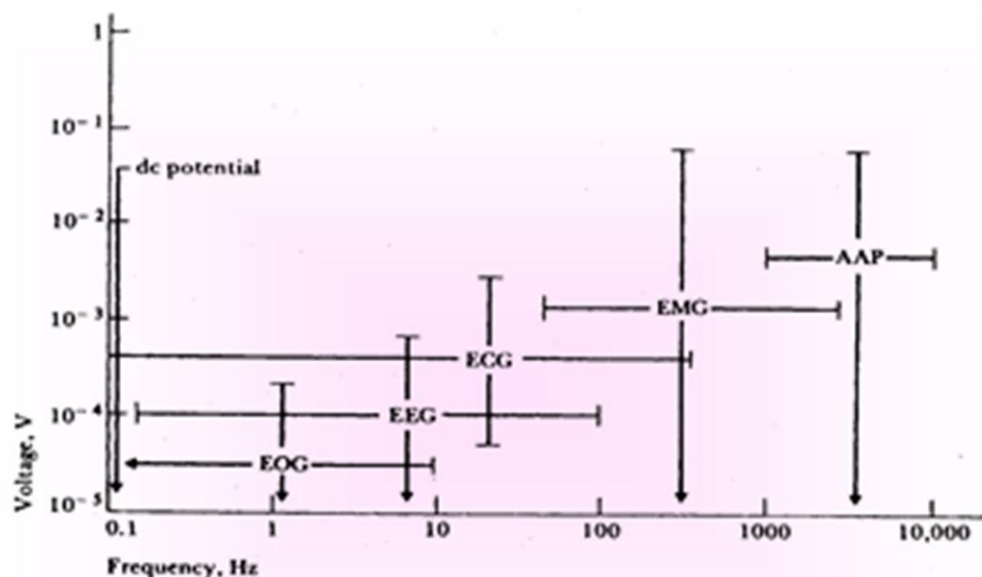


طریقه ثبت و محل قرارگیری الكترودها



۲۱۸





**Figure 6.16** Voltage and frequency ranges of some common biopotential signals; dc potentials include intracellular voltages as well as voltages measured from several points on the body. EOG is the electrooculogram, EEG is the electroencephalogram, ECG is the electrocardiogram, EMG is the electromyogram, and AAP is the axon action potential.

114

## Amplifiers and Signal Processing (Chapter 3)

- Op-Amps
- Common op-amp circuits
- Differential Amplifiers
- Some Applications
- Phase sensitive demodulators

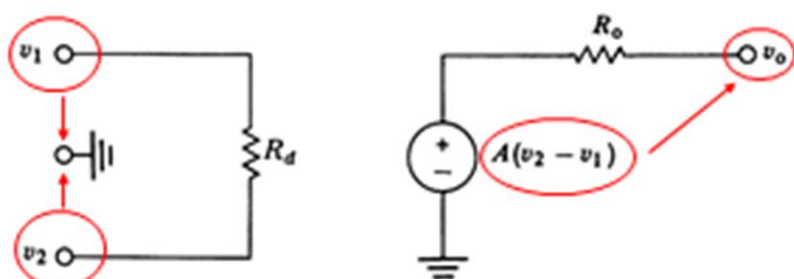
## Why Operational Amplifiers?

- Most bioelectric signals are small and require amplification.
- Most sensors (body motion, temperature, chemical concentrations, ...) needs interfacing to electronic systems.
- Most bioelectric signals need modifications such as frequency filtering and/or kind of nonlinear processing.
- Operational amplifiers have revolutionized electronic circuit design and the need to use discrete components.

## Operational Amplifiers

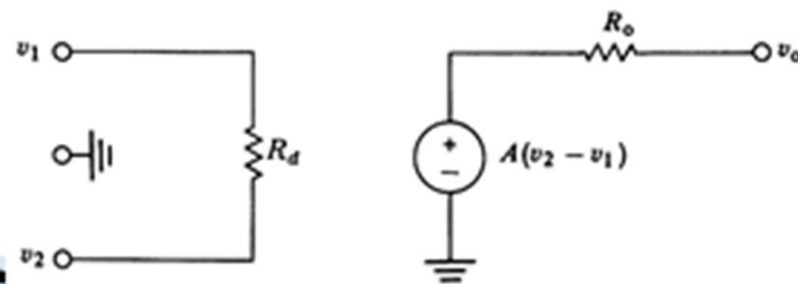
## Operational Amplifiers

- An Op-Amp is a **high-gain dc differential amplifier**.
- So the **input-output relationship** of an Op-Amp can be demonstrated as below:



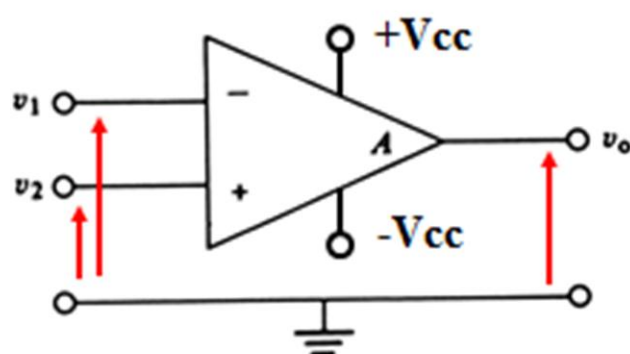
## Operational Amplifiers

- For **simplification** of the calculations, the following characteristics are usually assumed for an **ideal Op-Amp**.
- $A = \infty$  (gain is infinity)
  - $v_o = 0$  when  $v_1 = v_2$  (no offset voltage)
  - $R_d = \infty$  (input impedance is infinity)
  - $R_o = 0$  (output impedance is zero)
  - Bandwidth** =  $\infty$  (no frequency response limitations) and no phase shift.



# Operational Amplifiers

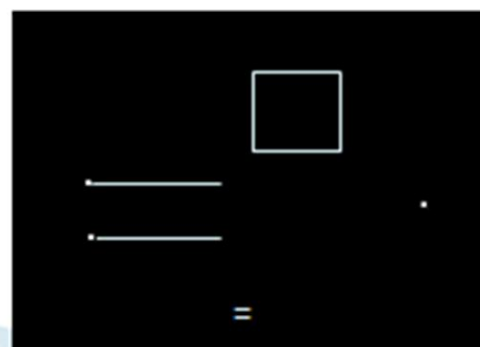
- It is **symbolically** shown in the circuits as follows:



# Operational Amplifiers

- There are **two important basic rules** (or input terminal restrictions) that are **very helpful in designing op\_amp circuits**:

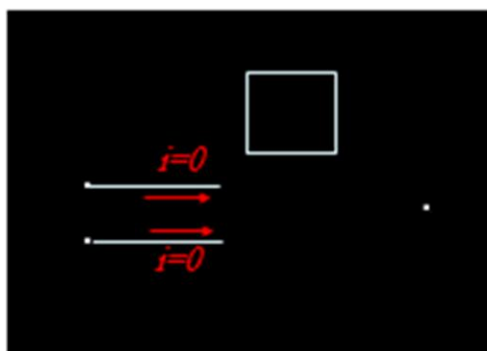
1. When the op-amp output is in its linear range, the two input terminals are at the same voltage. (Usually when there is a **negative feedback**, a connection between the (output) and the (-) terminals of the op-amp, it will be working in its linear range)



# Operational Amplifiers

- There are **two important basic rules** (or input terminal restrictions) that are **very helpful in designing op\_amp circuits**:

2. **No current flows into either input terminal of the op-amp** (the input impedance is assumed to be infinite).



## Common Op-Amp Circuits



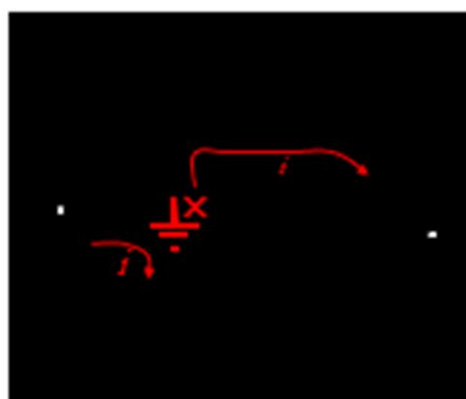
## Common Op-Amp Circuits

Inverting Amplifier:

Rule 1:  $i = v_i/R_i$

Rule 2:  $v_o = -i R_f$

$$v_o = -(R_f/R_i) v_i$$



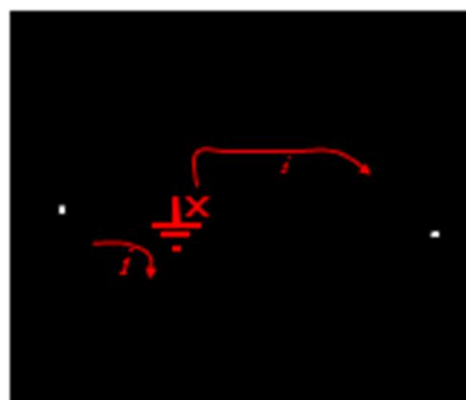
## Common Op-Amp Circuits

Inverting Amplifier:

Rule 1:  $i = v_i/R_i$

Rule 2:  $v_o = -i R_f$

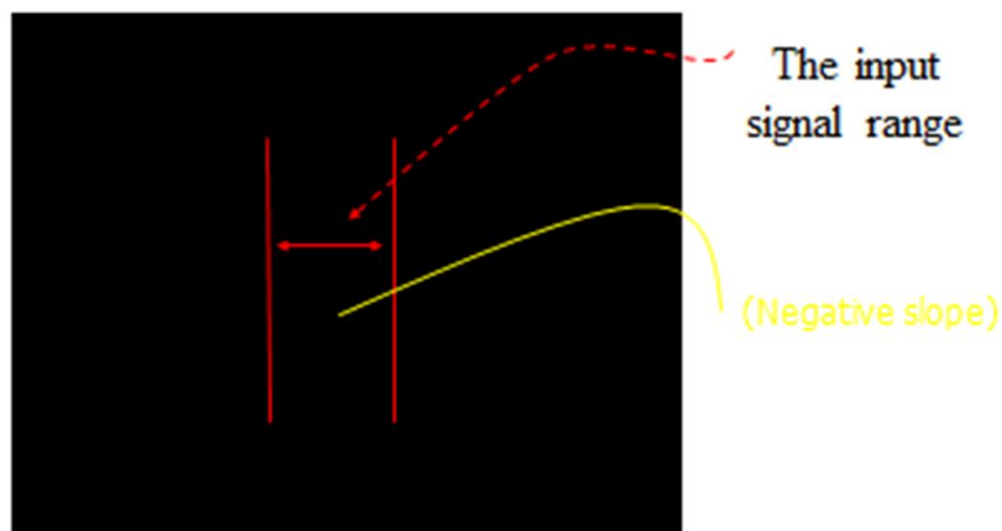
$$v_o = -(R_f/R_i) v_i$$





## Common Op-Amp Circuits

### Inverting Amplifier:



The input-output plot

## Common Op-Amp Circuits

### Inverting Amplifier (application):



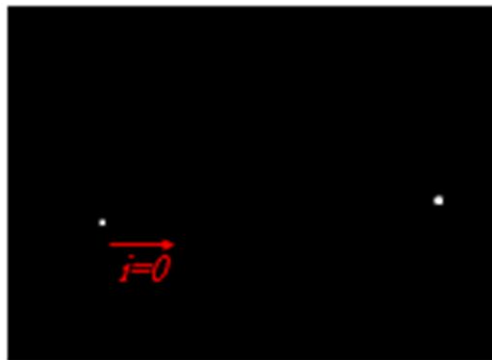
$$v_o = -R_f \left[ \left( \frac{1}{R_{i1}} \right) v_{i1} + \left( \frac{1}{R_{i2}} \right) v_{i2} + \dots + \left( \frac{1}{R_{ik}} \right) v_{ik} \right]$$

## Common Op-Amp Circuits

Non-inverting Amplifier (voltage follower):

Rule 1:  $V_o = V_i$

Rule 2:  $i = 0$



## Common Op-Amp Circuits

Non-inverting Amplifier:

Rule 2:  $i_{in} = 0$

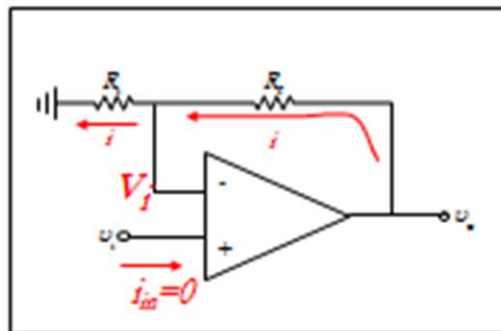
Rule 1:  $i = v_i / R_i$

$$v_o = i (R_f + R_i)$$

$$v_o = (v_i / R_i) (R_f + R_i)$$

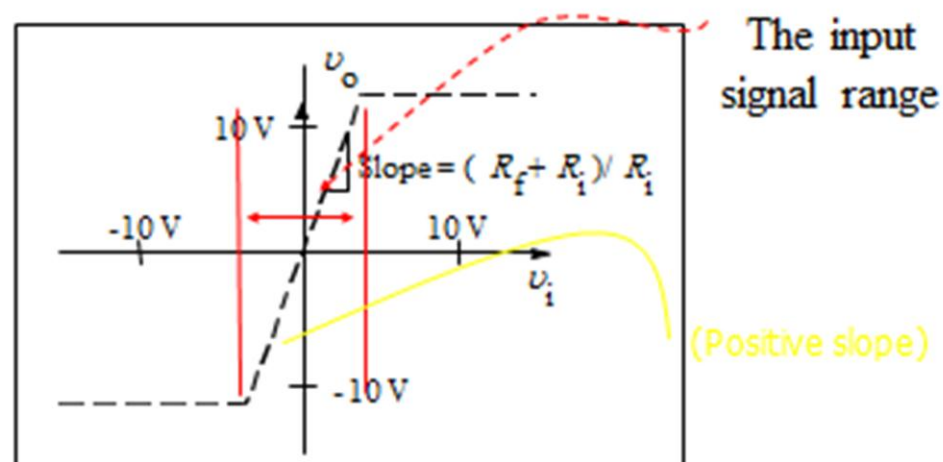


$$v_o = [1 + (R_f / R_i)] v_i$$



# Common Op-Amp Circuits

## Non-inverting Amplifier:



The input-output plot

# Differential Amplifier

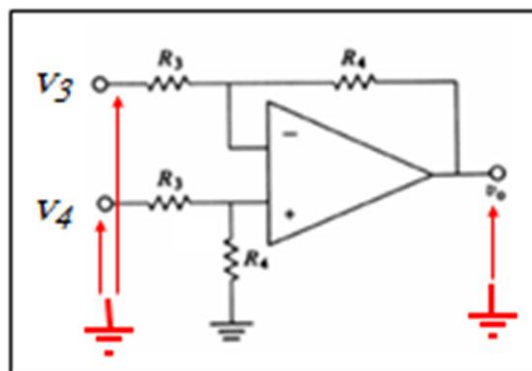
# Differential Amplifier Circuits

## Why differential amplifier?

- Most of the interfering signals during the biopotential signal recording procedure (like the mains 50 Hz) appear almost similarly on both of the (-) and (+) inputs of the differential amplifier hence is cancelled at the output, however the biopotential itself appears in a differential mode and amplified at the output.

# Differential Amplifier Circuits

## A simple differential amplifier:

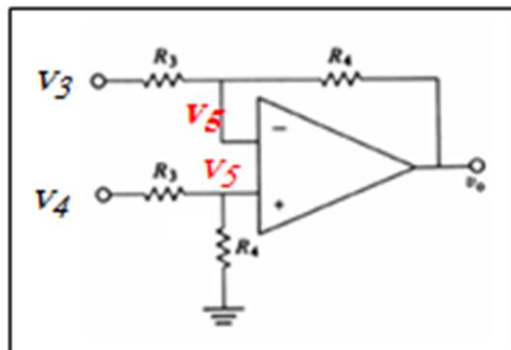


$$V_o = (R_4 / R_3) (V_4 - V_3)$$

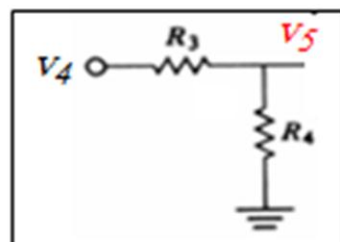
## Differential Amplifier Circuits

A simple differential amplifier:

Rule 1:  $v(-) = v(+) = v_5$



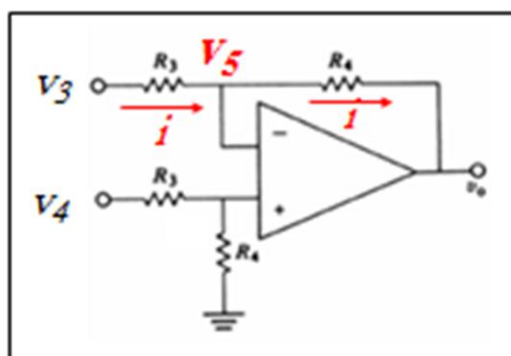
1  $v_5 = [v_4 / (R_3 + R_4)] R_4$



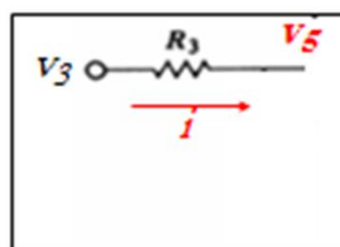
## Differential Amplifier Circuits

A simple differential amplifier:

Rule 2:  $i(R_3) = i(R_4) = i$

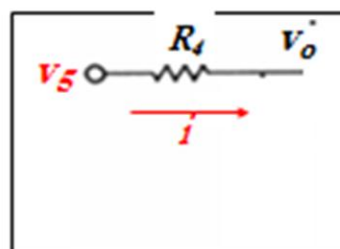
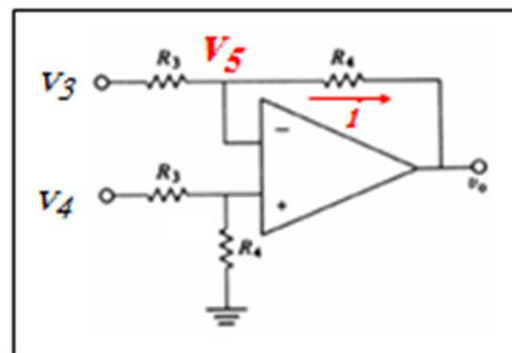


2  $i = (v_3 - v_5) / R_3$



## Differential Amplifier Circuits

A simple differential amplifier:



3  $i = (v_5 - v_o) / R_4$

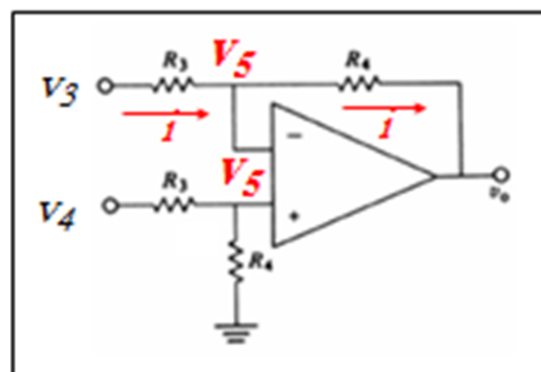
## Differential Amplifier Circuits

A simple differential amplifier:

1  $v_5 = [v_4 / (R_3 + R_4)] R_4$

2  $i = (v_3 - v_5) / R_3$

3  $i = (v_5 - v_o) / R_4$



Removing  $i$  and  $v_5$   $\longrightarrow$

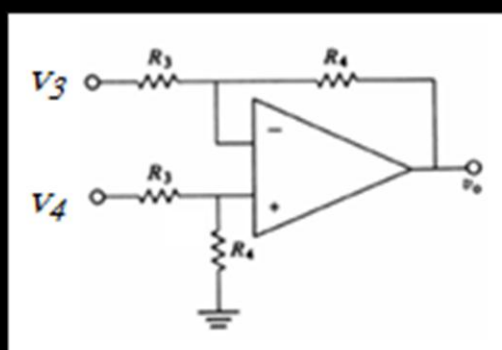
$$v_o = (R_4 / R_3) (v_4 - v_3)$$



## Differential Amplifier Circuits

A better differential amplifier:

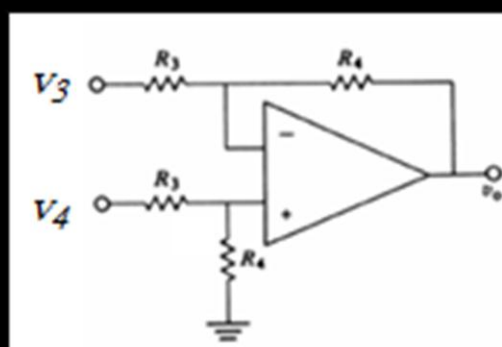
Buffering the signal source using voltage follower circuits at the input of the differential amplifier



## Differential Amplifier Circuits

A better differential amplifier:

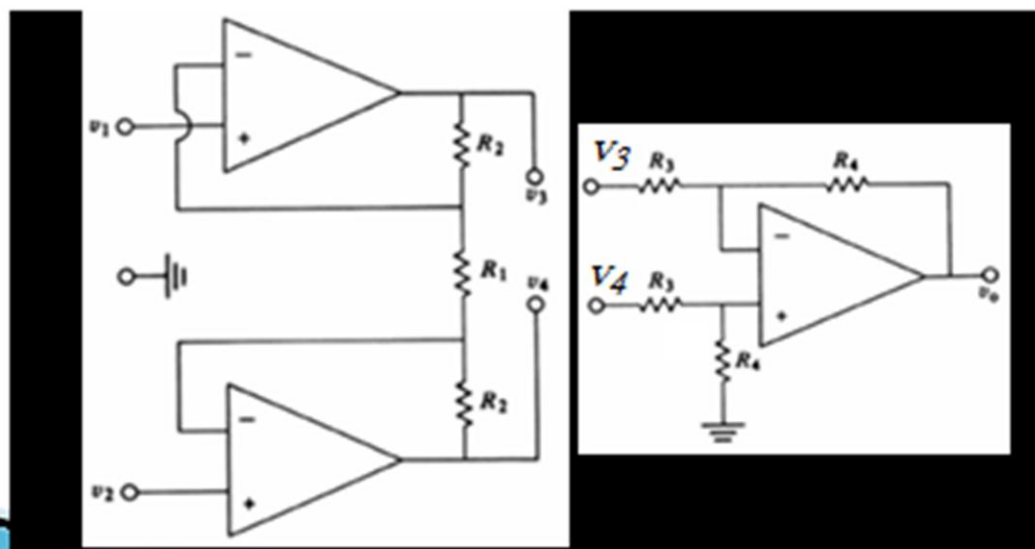
Replacing the voltage follower circuits with non-inverting amplifiers to maintain two stage gain



# Differential Amplifier Circuits

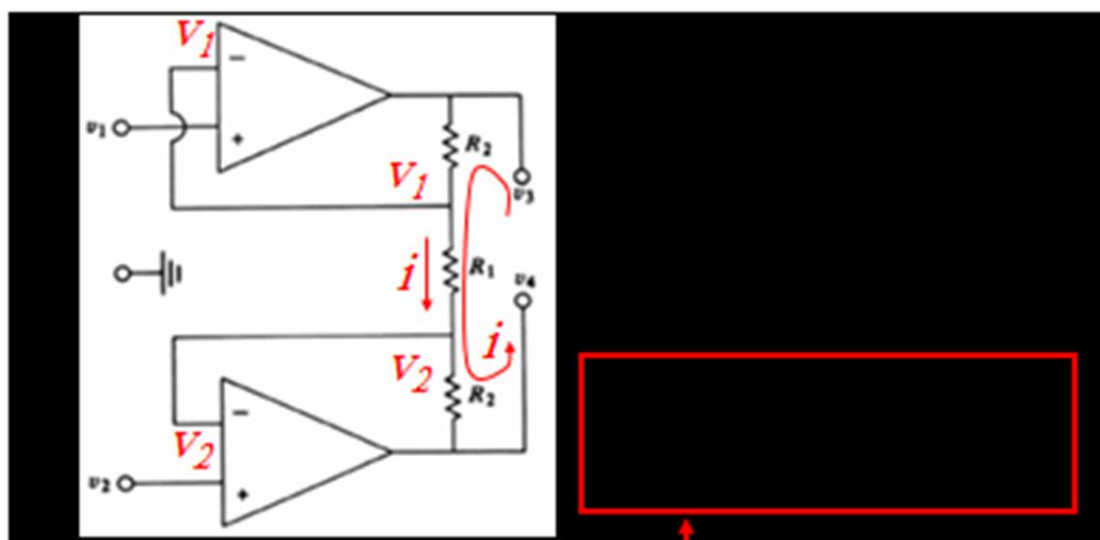
A better differential amplifier:

Removing the earth and replacing the two  $R_1$  resistors with one of them



# Differential Amplifier Circuits

The differential gain of the first stage of the differential amplifier:



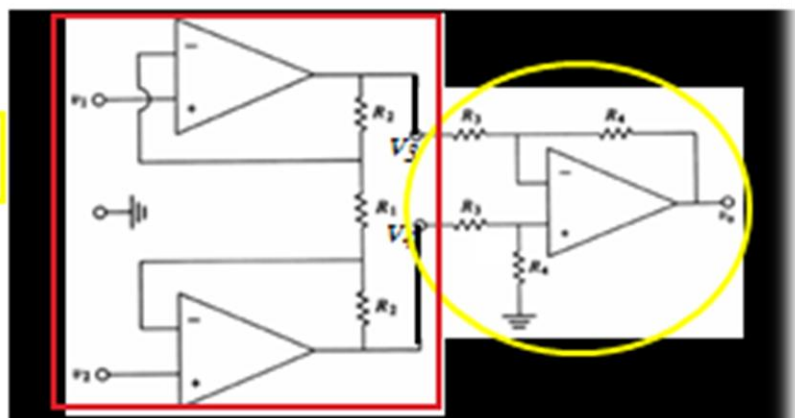
The differential gain of the first stage

# Differential Amplifier Circuits

The total differential gain of the differential amplifier:

$$V_o / (V_4 - V_3) = (R_4 / R_3)$$

$$\frac{(V_3 - V_4)}{(V_1 - V_2)} = \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1}$$



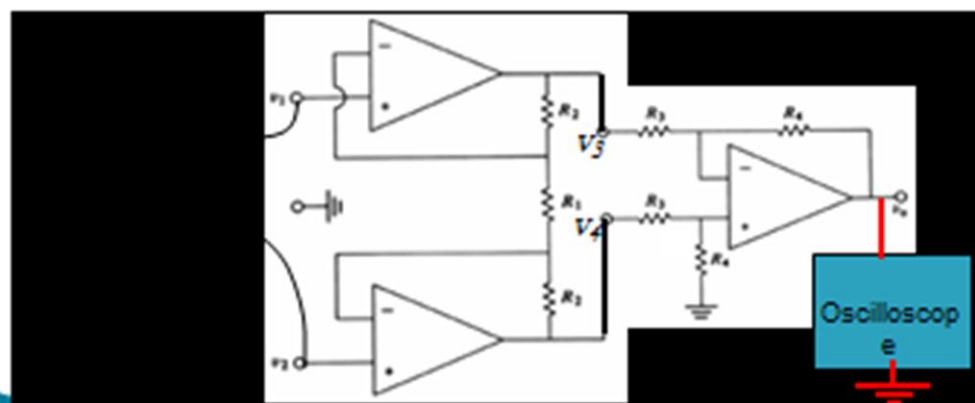
The total differential gain

$$G_d = \frac{V_o}{(V_1 - V_2)} = - (R_4 / R_3) \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1}$$

# Differential Amplifier Circuits

The common mode gain ( $G_C$ ) of the differential amplifier:

$G_C$  ideally is zero, but in practice it has a small value and can be measured as follows:



$$G_C = \frac{V_o}{V_i}$$

# Differential Amplifier Circuits

The Common Mode Rejection Ratio of the differential amplifier:

- *CMRR* is defined for a differential amplifier as follows:

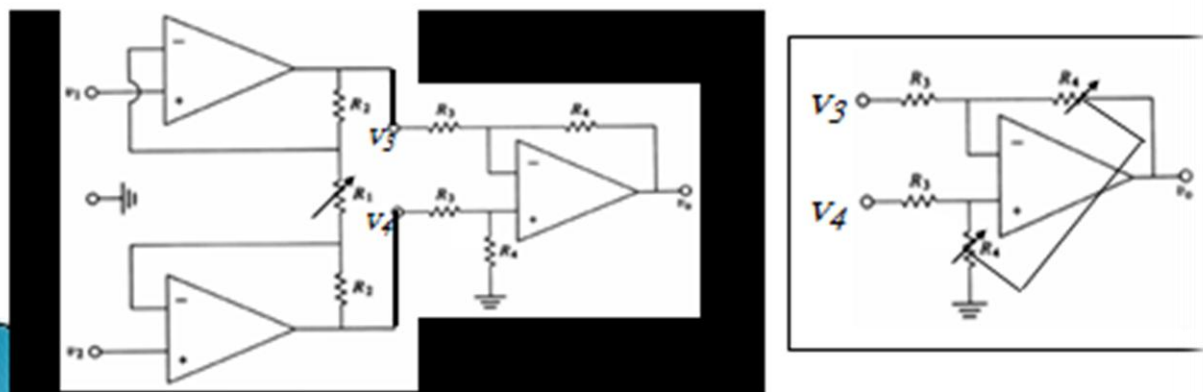
$$CMRR = G_d / G_C$$

- The smaller the  $G_C$  the larger the *CMRR* is.
- The typical values of *CMRR* is between 100 to 10000.

# Differential Amplifier Circuits

The advantages of the modified differential amplifier:

- It has a higher gain and a higher *CMRR*.
- It has a simple method to provide a variable gain as shown below (left) compared to the simultaneous alteration of the two component in the original differential amplifier (right):



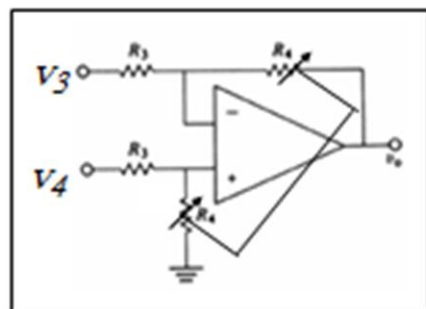
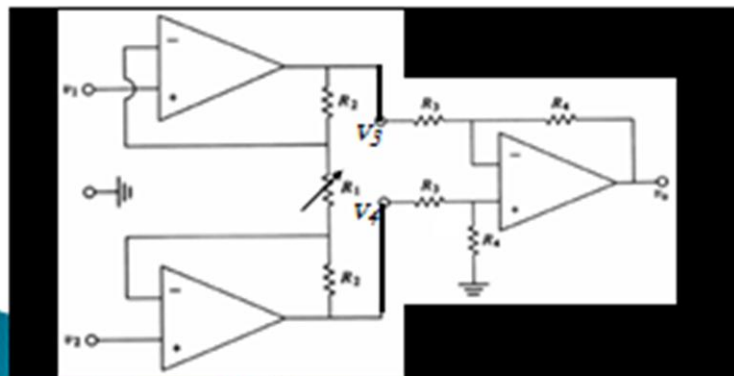


# Differential Amplifier Circuits

The advantages of the modified differential amplifier:

$$v_o / (v_1 - v_2) = -(R_4 / R_3) \frac{(R_1 + 2R_2)}{R_1}$$

$$v_o / (v_4 - v_3) = (R_4 / R_3)$$



**Some Important  
Applications of  
OP-AMPS**

# Comparators

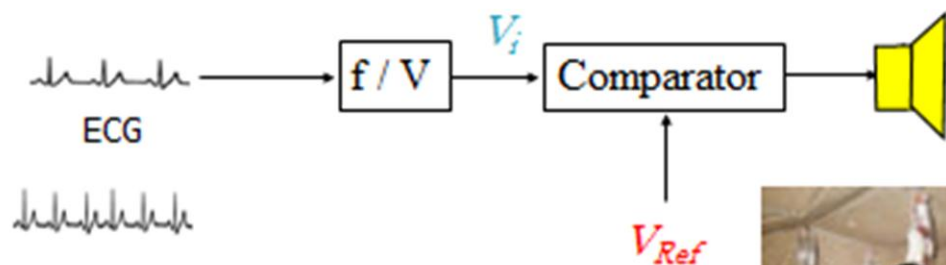
Why we need comparators (Examples):



# Comparators

Why we need comparators (Examples):

## Tachicardia Alarm

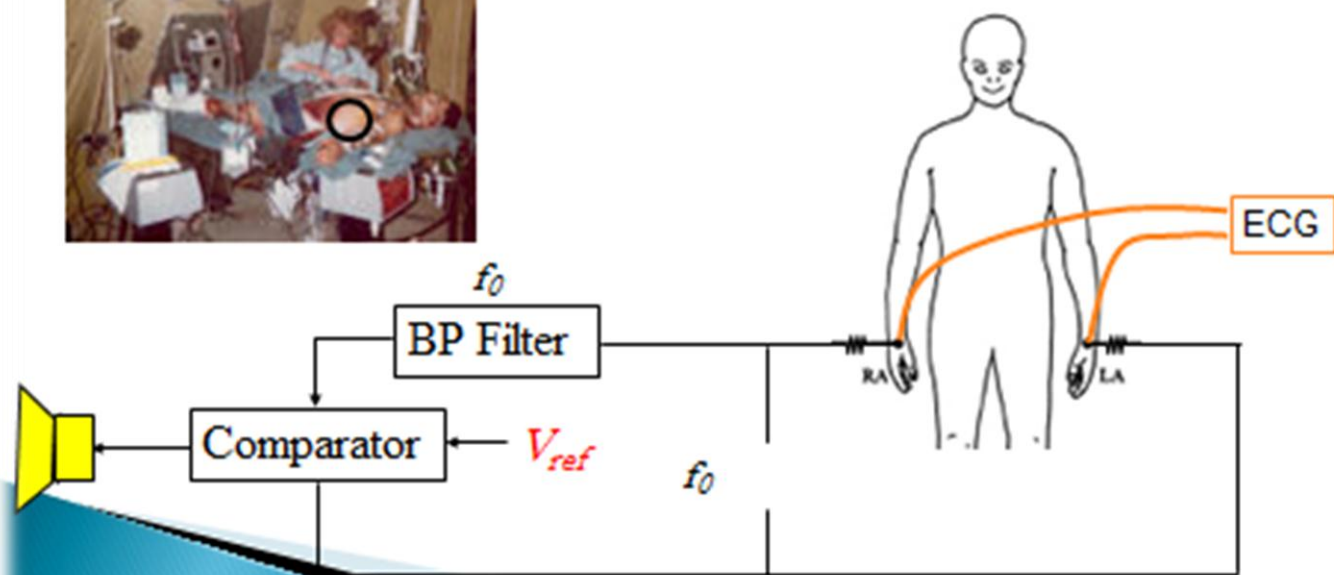




# Comparators

Why we need comparators (Examples):

## Loose Electrode Alarm

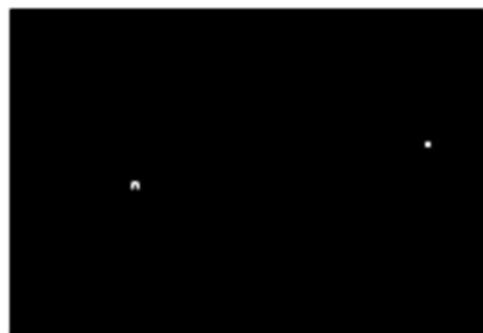


# Comparators

## A Simple Comparator

If  $(v_i > v_{ref})$  Then  $v_o = -v_{CC}$

If  $(v_i < v_{ref})$  Then  $v_o = +v_{CC}$



The Op-Amp itself

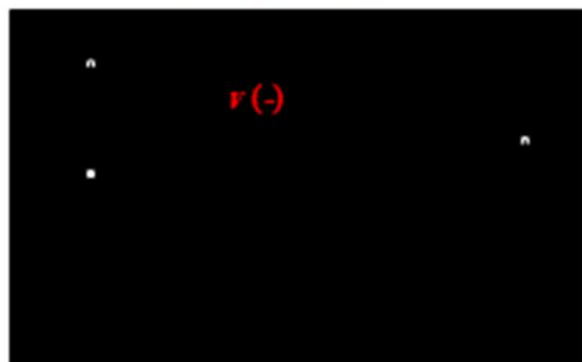
# Comparators

## A Better Comparator

If  $[v(-) > 0]$  or in other words  
(  $v_i > -v_{ref}$  ) Then  $v_O = -v_{CC}$

If  $[v(-) < 0]$  or in other words  
(  $v_i < -v_{ref}$  ) Then  $v_O = +v_{CC}$

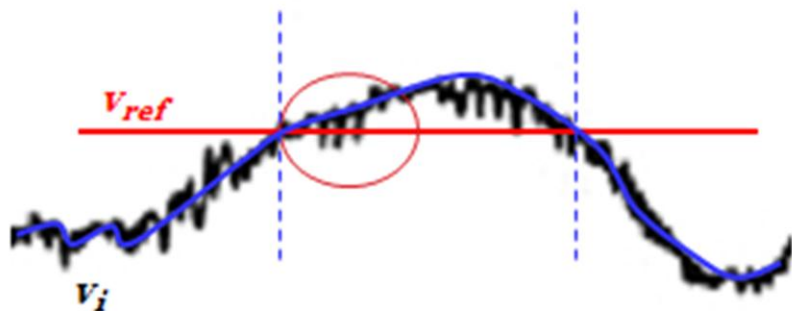
$$v(-) = (v_i + v_{ref}) / 2$$



# Comparators

## A Comparator with Hysteresis

- If the input signal is noisy, then a comparator with hysteresis will help



# Comparators

## A Comparator with Hysteresis

- Instead of a fixed voltage (the earth) on the positive input of the op-amp, a sample of the output voltage is used.

$$v_{(+)} = (v_O R_3) / (R_2 + R_3)$$



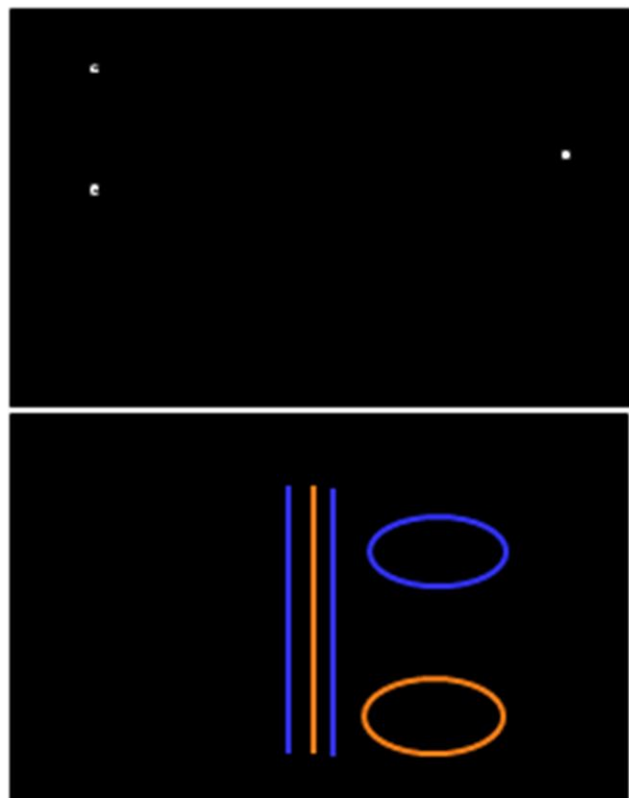
# Comparators

## A Comparator with Hysteresis

$$v_{(+)} = (v_O R_3) / (R_2 + R_3)$$

$$v_{(-)} = (v_i + v_{ref}) / 2$$

The input-output characteristic of the hysteresis comparator



## Rectifiers

- Rectification of bio-potentials is necessary in defining the total area under the signal or the Energy of the signal.

$$E = \int_{t=-\infty}^{\infty} |x(t)|^2$$

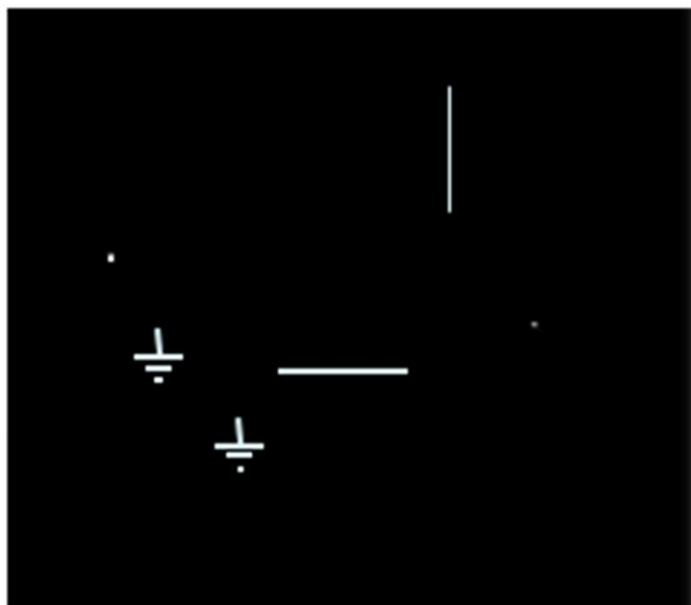
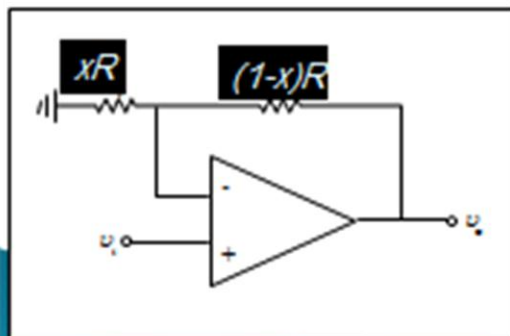
- Some applications can be found in EEG and EMG signal classification.
- Due to the small amplitude of most of the bio-potentials a full wave precision rectifier is needed.

## Rectifiers

### A full wave precision rectifier

- When  $v_i > 0$ , D2 and D3 are on and D1 and D4 are off.
- The non-inverting amplifier at the top is active making  $v_o > 0$ .
- It can be shown that:

$$v_o = (1/x)v_i$$



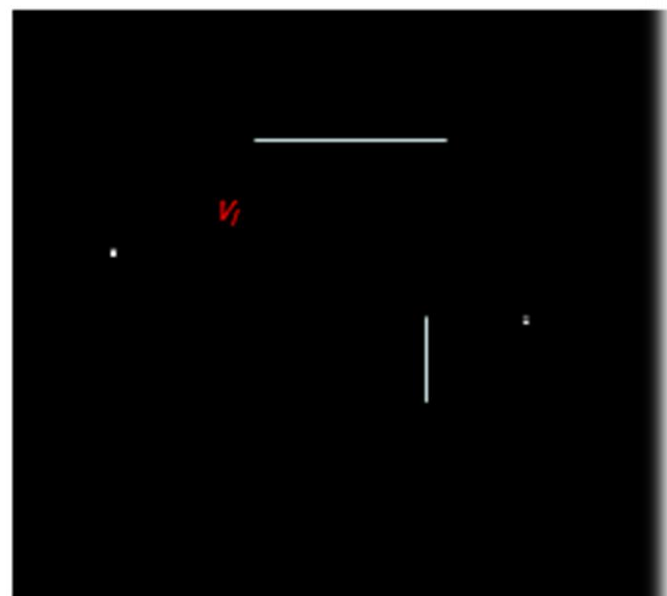
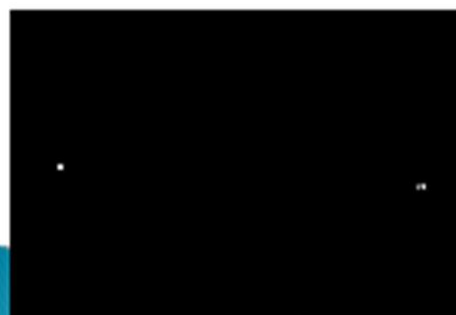
- The input impedance of the rectifier is very high.

# Rectifiers

## A full wave precision rectifier

- When  $v_i < 0$ , D2 and D3 are *off* and D1 and D4 are *on*.
- The *inverting amplifier* at the bottom is active, making  $v_o > 0$
- It can be shown that:

$$v_o = -(1/x)v_i$$



- The gain of the circuit is simply controlled by only a potentiometer ( $R$ )

# Rectifiers

## A full wave precision rectifier

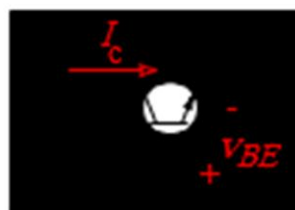
- The *input-output characteristics* of the full wave precision rectifier





## Logarithmic Amplifiers

- The **logarithmic amplifier** makes use of the **non-linear volt-ampere relation** of the **silicone planar transistor**.

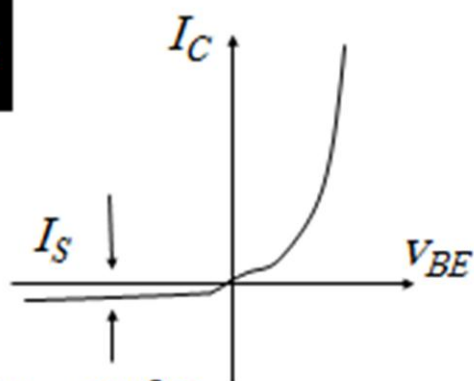


$$V_{BE} = 0.060 \log (I_C / I_S)$$

$V_{BE}$ : Base-Emitter voltage

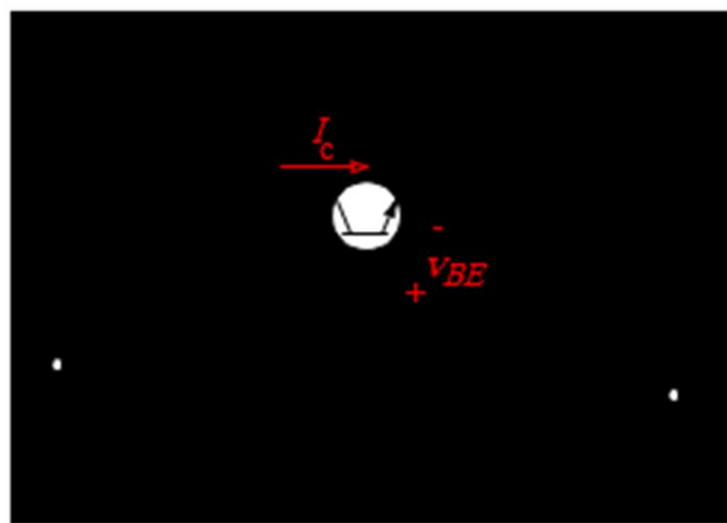
$I_C$ : Collector Current

$I_S$ : Reverse saturation current,  $10^{-13}$  A at  $27^\circ\text{C}$



## Logarithmic Amplifiers

The **Logarithmic amplifier circuit** using an Op-Amp is as follows:





## Logarithmic Amplifiers

Driving the input-output relationship:

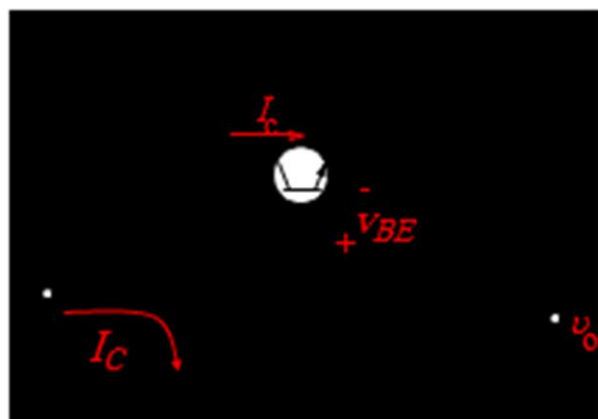
$$v_O = -v_{BE}$$

$$v_O = -v_{BE} = -0.060 \log (I_C / I_S)$$

$$I_C = v_i / R_i$$

$$v_O = -0.060 \log (v_i / R_i I_S)$$

The logarithmic relationship  
between the  $v_i$  and the  $v_o$



## Logarithmic Amplifiers

An increased range of output:

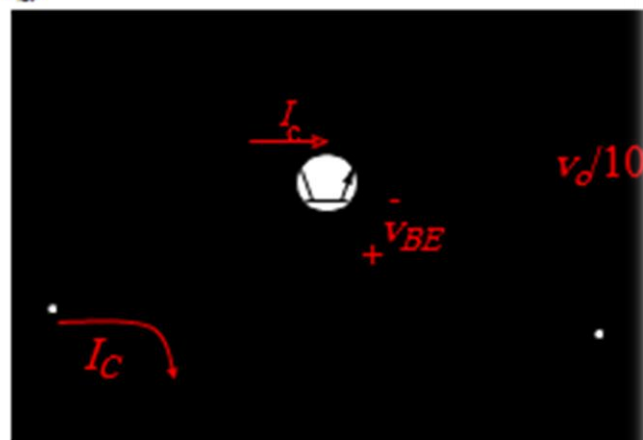
$$v_O / 10 = -v_{BE}$$

$$v_O / 10 = -v_{BE} = -0.060 \log (I_C / I_S)$$

$$I_C = v_i / R_i$$

$$v_O = -0.60 \log (v_i / R_i I_S)$$

The logarithmic relationship  
between the  $v_i$  and the  $v_o$  with  
an increased range of output



# Logarithmic Amplifiers

## Some Applications:

- **Multiplying two variables** (signals)

$$\text{Log } [h(t) p(t)] = \text{Log } [h(t)] + \text{Log } [p(t)]$$

- **Dividing two variables** (signals)

$$\text{Log } [h(t) / p(t)] = \text{Log } [h(t)] - \text{Log } [p(t)]$$

- **To compress large dynamic ranges** to small ones
- **To linearize the output of devices with logarithmic or exponential input-output relations**

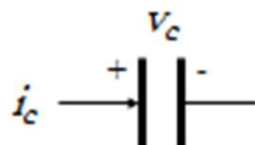
## Integrator

- When it is necessary to find the **area under a signal**, we can use an analogue integrator.
- Some **applications include EEG and EMG signals**, and the cardiac output estimation from the volume variation signal of the left ventricular.

$$E = \int_{t=-\infty}^{\infty} |x(t)|^2$$

- In an **analogue integrator**, we use the **relationship between the voltage and current of a capacitor**, which is as follows:

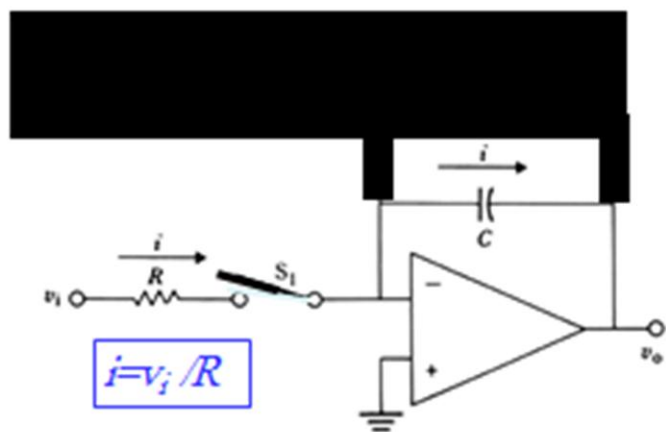
$$v_c = (1/C) \int_0^{t_1} i_c dt$$



## Integrator

• An analogue integrator circuit is shown here.

• When the switch  $S_1$  is closed for  $t_1$  units of time, a current  $i$  passes through the capacitor  $C$  producing following output voltage:



$$v_o = (1/C) \int_0^{t_1} (v_i/R) dt$$

$$v_o = (1/RC) \int_0^{t_1} v_i dt$$

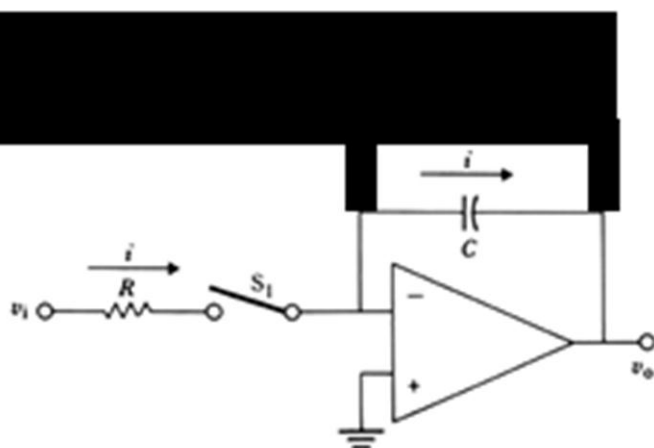
## Integrator

• The frequency response of an integrator is easily analyzed as follows:

$$\begin{aligned} \frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} &= -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{1/j\omega C}{R} \\ &= -\frac{1}{j\omega RC} = -\frac{1}{j\omega\tau} \end{aligned}$$

where  $\tau = RC$ ,  $\omega = 2\pi f$  and  $f$  is frequency.

As can be seen the gain of the circuit is decreases as  $f$  increases.



# Integrator

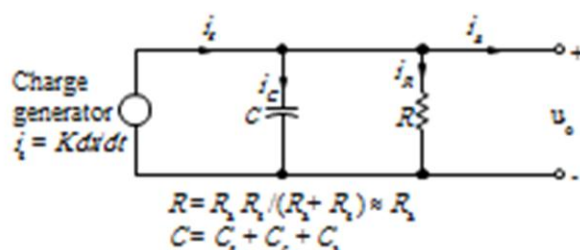
## Application Example (A charge amplifier):

A better circuit for driving a piezoelectric sensor, which generates electrical charge can be achieved by an integrator.

- A piezoelectric sensor, generates electrical charge (current) that must be amplified before using.



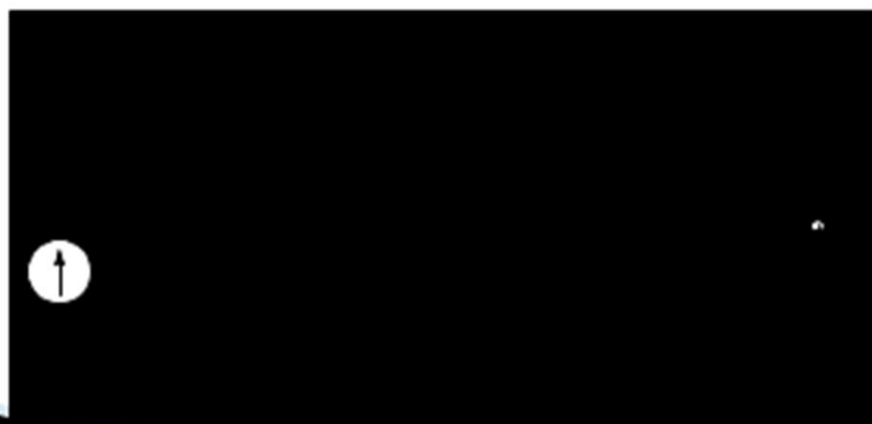
- The simplified equivalent circuit of the above system is as shown here.



# Integrator

## Application Example (A charge amplifier):

The output of the piezoelectric sensor is fed directly into the negative input of the integrator circuit as shown below.

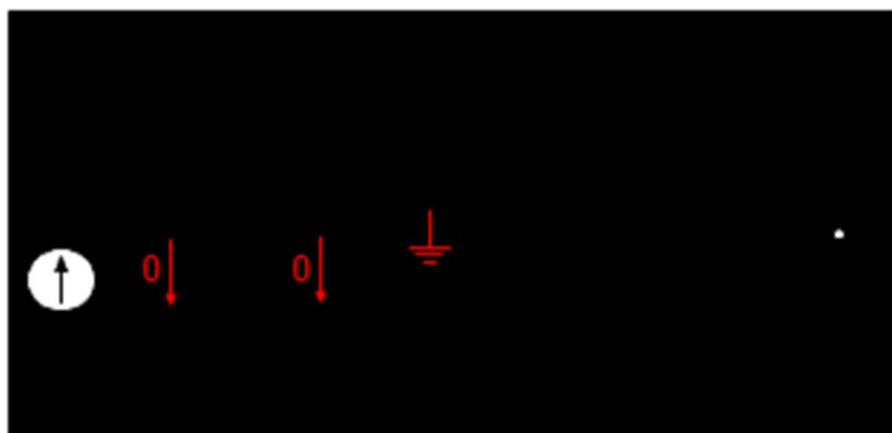




## Integrator

### Application Example (A charge amplifier):

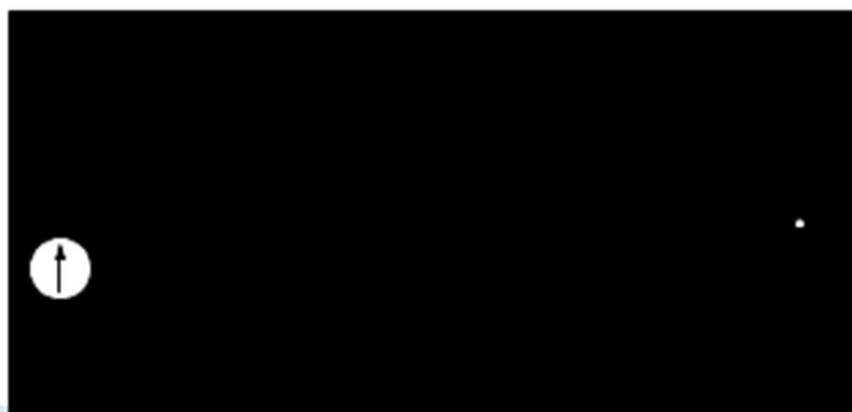
Because the FET-op-amp negative input is a virtual ground,  $i_{sC} = i_{sR} = 0$ . Hence long cables may be used without changing sensor sensitivity or time constant, as is the case with voltage amplifiers.



## Integrator

### Application Example (A charge amplifier):

Therefore, the circuit is simplified as follows, permitting the whole charge to pass to the integrator.

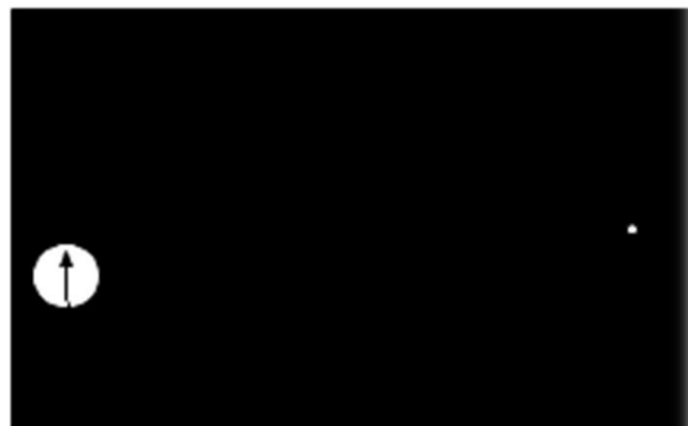


# Integrator

Application Example (A charge amplifier):

From the equations we saw before, it can be written:

$$v_o = -v = -\frac{1}{C} \int_0^t \frac{K dx}{dt} dt = -\frac{Kx}{C}$$

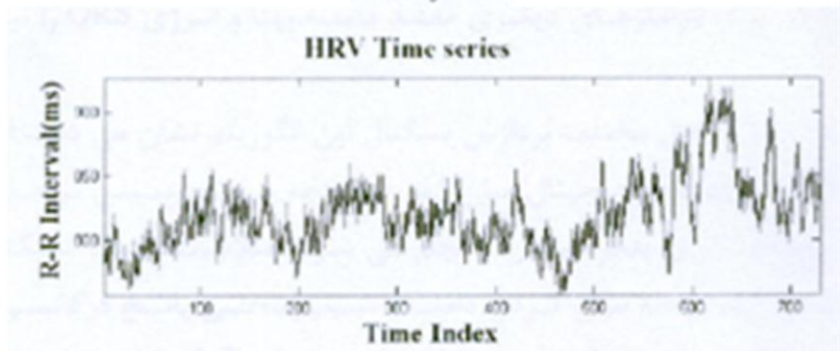
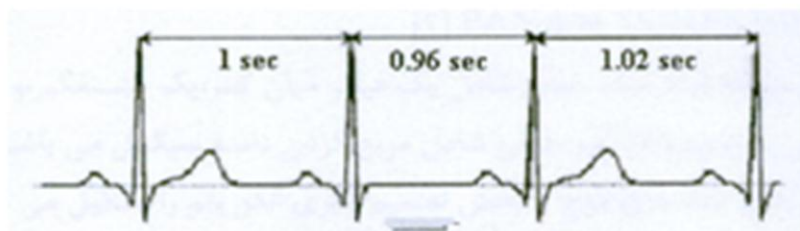


which shows that  $v_o$  is proportional to  $x$ , even down to dc.

# Differentiator

• When it is necessary to find the location of large transitions in the signal we can use an analogue differentiator.

• An example application is to define the location of the “R” peaks in an ECG signal, for heart rate variability studies or measuring the heart rate.

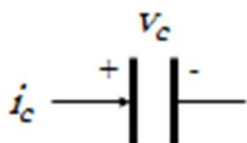




## Differentiator

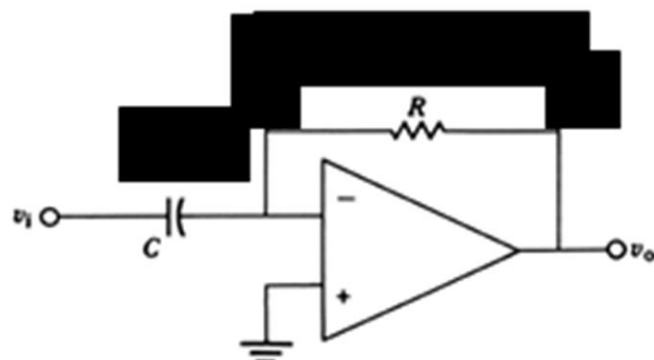
- Similar to an analogue integrator in an analogue differentiator, we use the relationship between the voltage and current of a capacitor, which is as follows:

$$i_c = C (dv_c / dt)$$



## Differentiator

- By interchanging the positions of R and C in the integrator, a simple differentiator will be achieved.



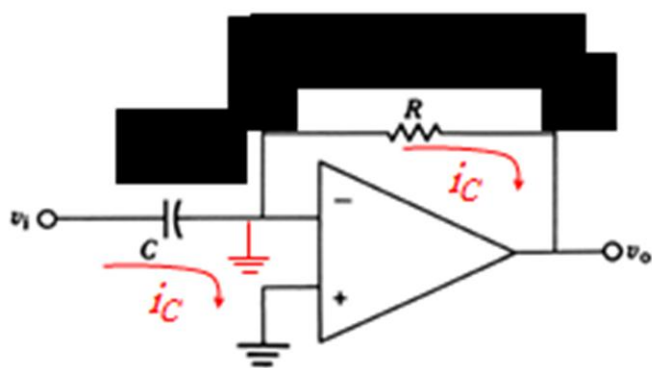
## Differentiator

- Considering the rules of the op-amps, the capacitors current and the output voltage can be computed as below:

$$i_c = C (dv_i / dt)$$

$$v_o = -R i_c$$

$$v_o = -RC (dv_i / dt)$$



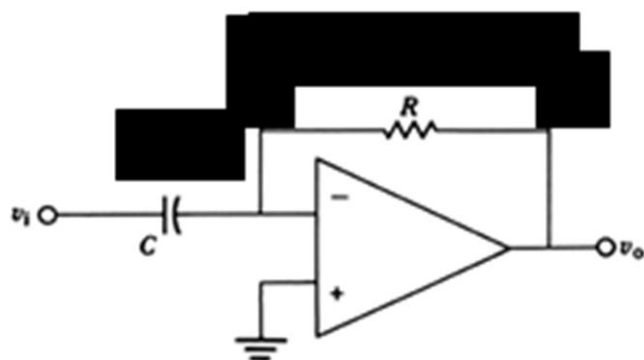
## Differentiator

- The frequency response of a differentiator is easily analyzed as follows:

$$\begin{aligned} \frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} &= -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{R}{1/j\omega C} \\ &= -j\omega RC = -j\omega\tau \end{aligned}$$

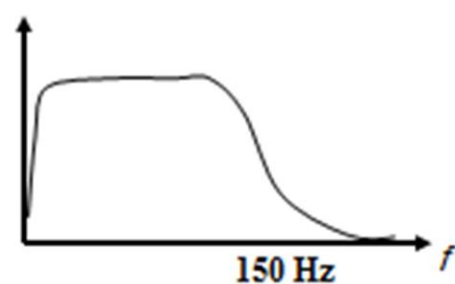
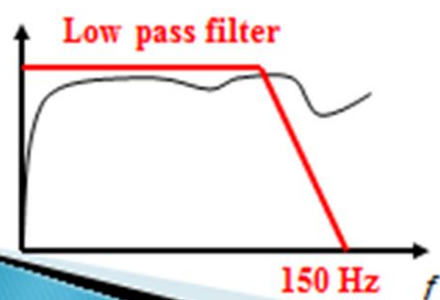
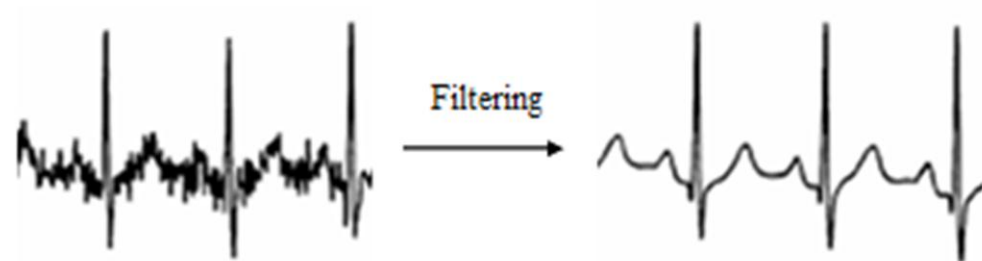
where  $\tau=RC$ ,  $\omega=2\pi f$  and  $f$  is frequency.

As can be seen the gain of the circuit is increases as  $f$  increases. This is why, the output of a differentiator tends to be noisy.



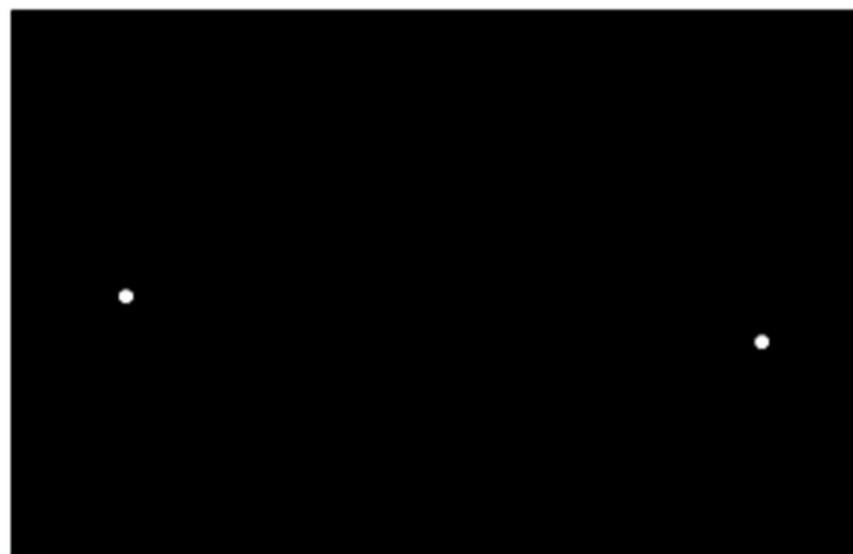
## Active Filters

Why to use filters?



## Active Filters

A low-pass filter

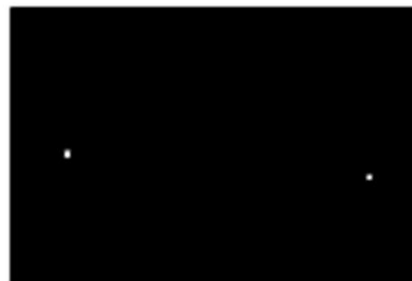


## Active Filters

### A low-pass filter

#### Input-output relation

$$\begin{aligned}\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} &= -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{(R_f/j\omega C_f)}{[(1/j\omega C_f) + R_f]} \\ &= -\frac{R_f}{(1 + j\omega R_f C_f)R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega\tau}\end{aligned}$$



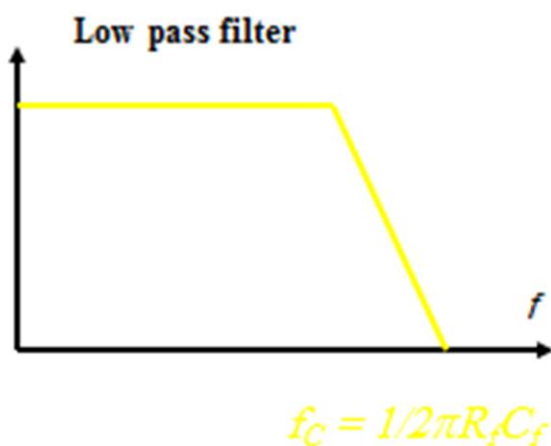
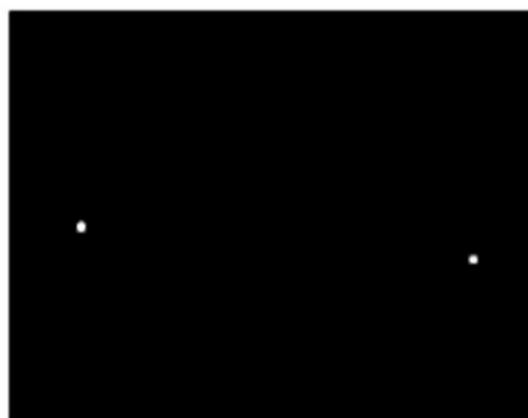
where  $\tau = R_f C_f$ ,  $\omega = 2\pi f$  and  $f$  is frequency.

- As can be seen the gain of the circuit decreases as  $f$  increases.
- For  $f = 0$ , gain is  $-R_f/R_i$ , but if  $f$  goes to infinite gain goes to 0.
- The 3dB upper corner cut off frequency is  $f_c = 1/2\pi R_f C_f$

## Active Filters

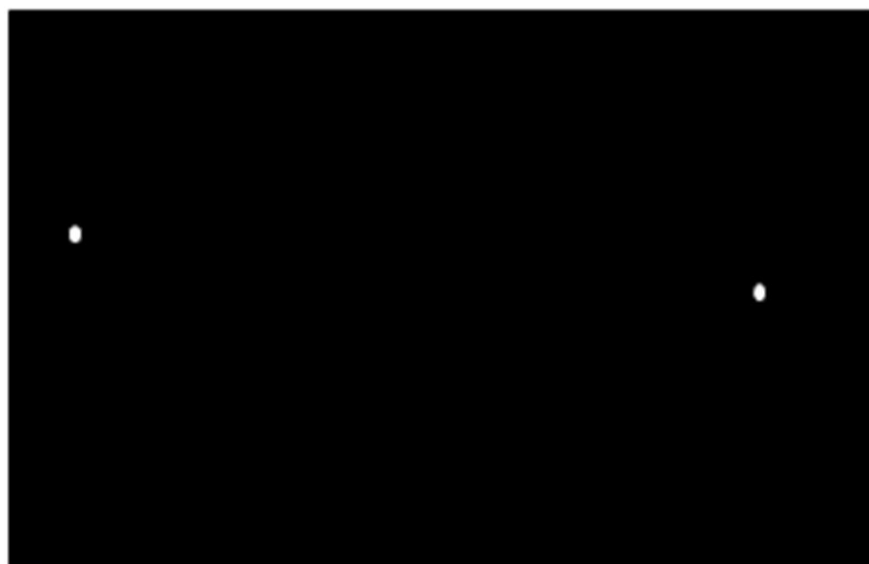
### A low-pass filter

#### Frequency Response:



# Active Filters

## A high-pass filter

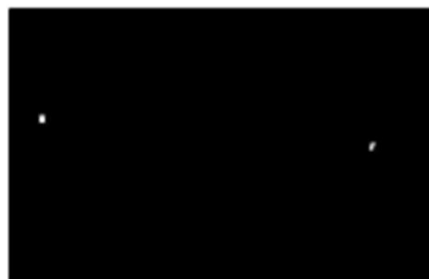


# Active Filters

## A high-pass filter

### Input-output relation

$$\begin{aligned}\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} &= -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{R_f}{1/j\omega C_i + R_i} \\ &= -\frac{j\omega R_f C_i}{1 + j\omega C_i R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{j\omega\tau}{1 + j\omega\tau}\end{aligned}$$



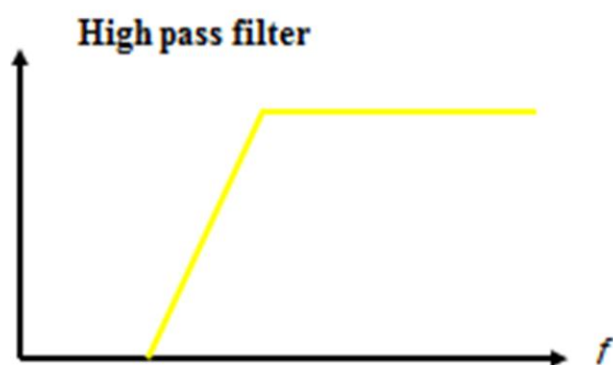
where  $\tau=R_i C_i$ ,  $\omega=2\pi f$  and  $f$  is frequency.

- As can be seen the gain of the circuit increases as  $f$  increases.
- For  $f=0$ , gain is 0, but if  $f$  goes to infinite gain goes to  $-R_f/R_i$ .
- The 3dB lower corner cut off frequency is  $f_c = 1/2\pi R_i C_i$

## Active Filters

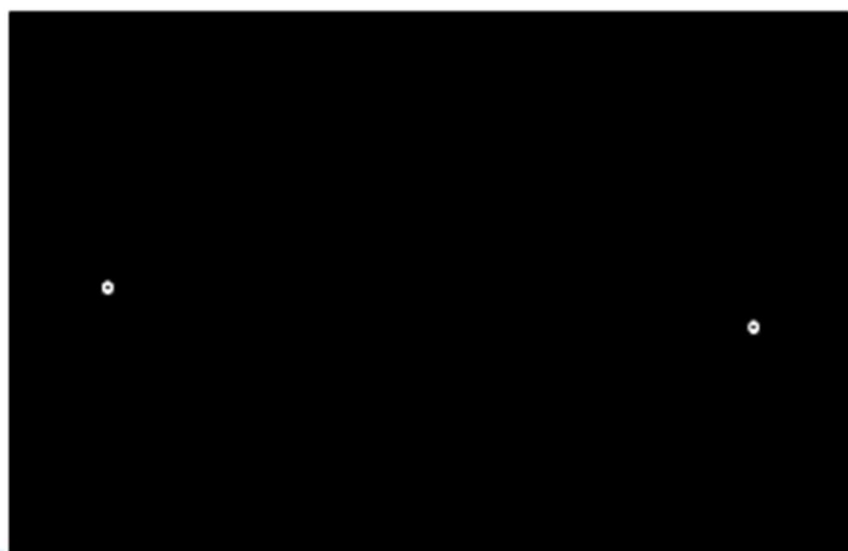
A high-pass filter

Frequency Response:



## Active Filters

A band-pass filter



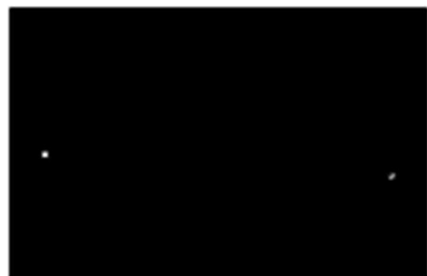


# Active Filters

## A band-pass filter

### Input-output relation

$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{(R_f/j\omega C_f)}{[(1/j\omega C_f) + R_f]}$$
$$= -\frac{j\omega R_f C_i}{(1 + j\omega C_i R_i)(1 + j\omega R_f C_f)}$$



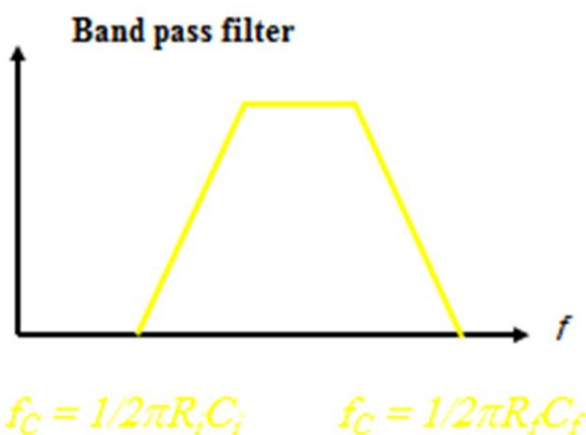
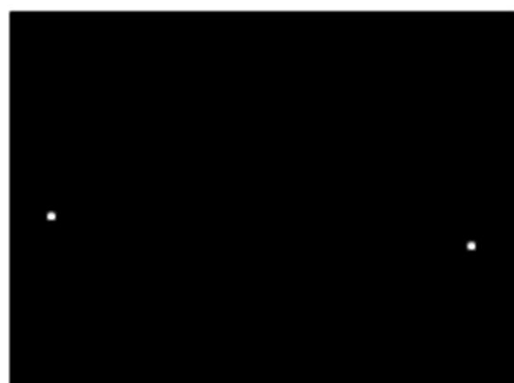
Where  $\omega = 2\pi f$  and  $f$  is frequency.

- For  $f = 0$ , gain is 0, but when  $f$  increases gain first reaches  $-R_f/R_i$  and then by further increase of  $f$  gain goes to 0 again.
- The 3dB lower and higher corner cut off frequencies are  $f_{CL} = 1/2\pi R_i C_i$  and  $f_{CH} = 1/2\pi R_f C_f$  respectively.

# Active Filters

## A band-pass filter

### Frequency Response:



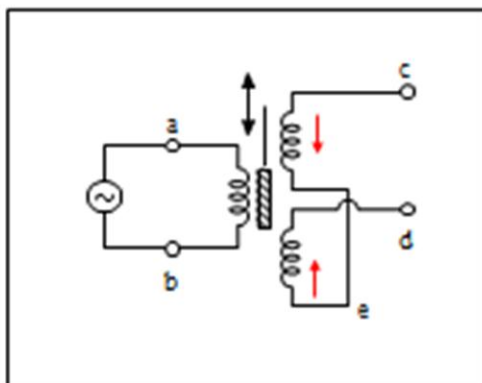
# End of Chapter 5 (Ch3, Webster)

**Please See the Problems at  
the End of the Chapter**

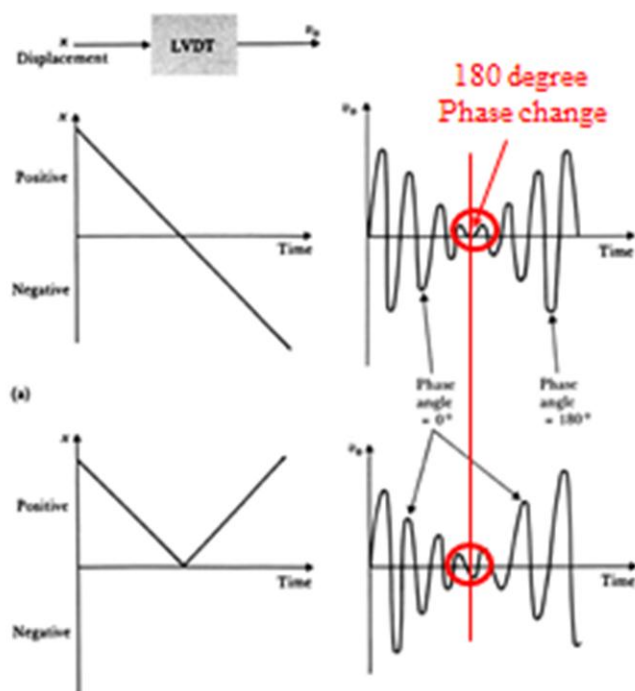
**Phase Sensitive  
Demodulator**

# Phase Sensitive Demodulator

In Chapter 3 we learnt about the **Linear Variable Differential Transformer (LVDT)** as a displacement sensor

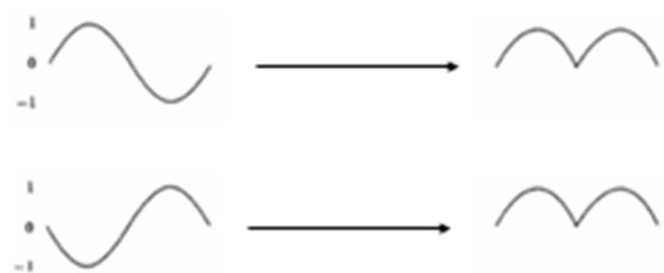


The amplitude of the rectified output signal is proportional to the displacement, but does not provide the direction information.



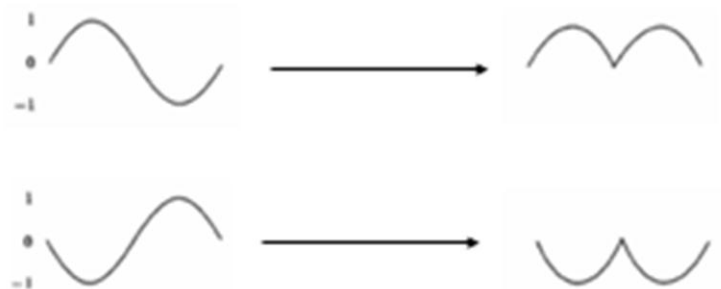
# Phase Sensitive Demodulator

- It is necessary to use a phase sensitive **demodulator in conjunction with an LVDT** in order to correctly detect the direction of the displacement.
- When using a **simple ordinary full wave rectifier** (demodulator), we get the same signal for both of the following signals:



## Phase Sensitive Demodulator

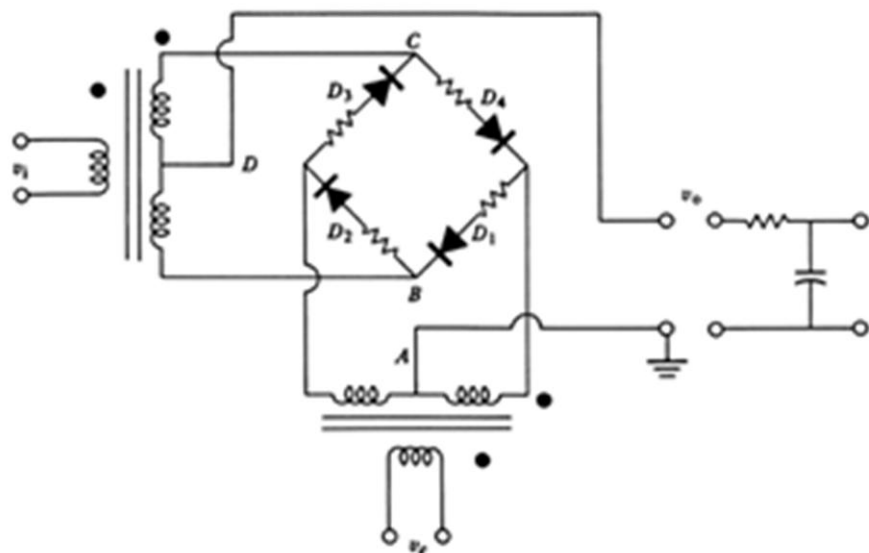
- But, what we need is a phase sensitive demodulator so the outputs for the two inputs with 180 degree phase difference to be as follows:



- In this way we can detect the direction of the displacement from the sign of the amplitude of the resulting demodulated signal.

## Phase Sensitive Demodulator

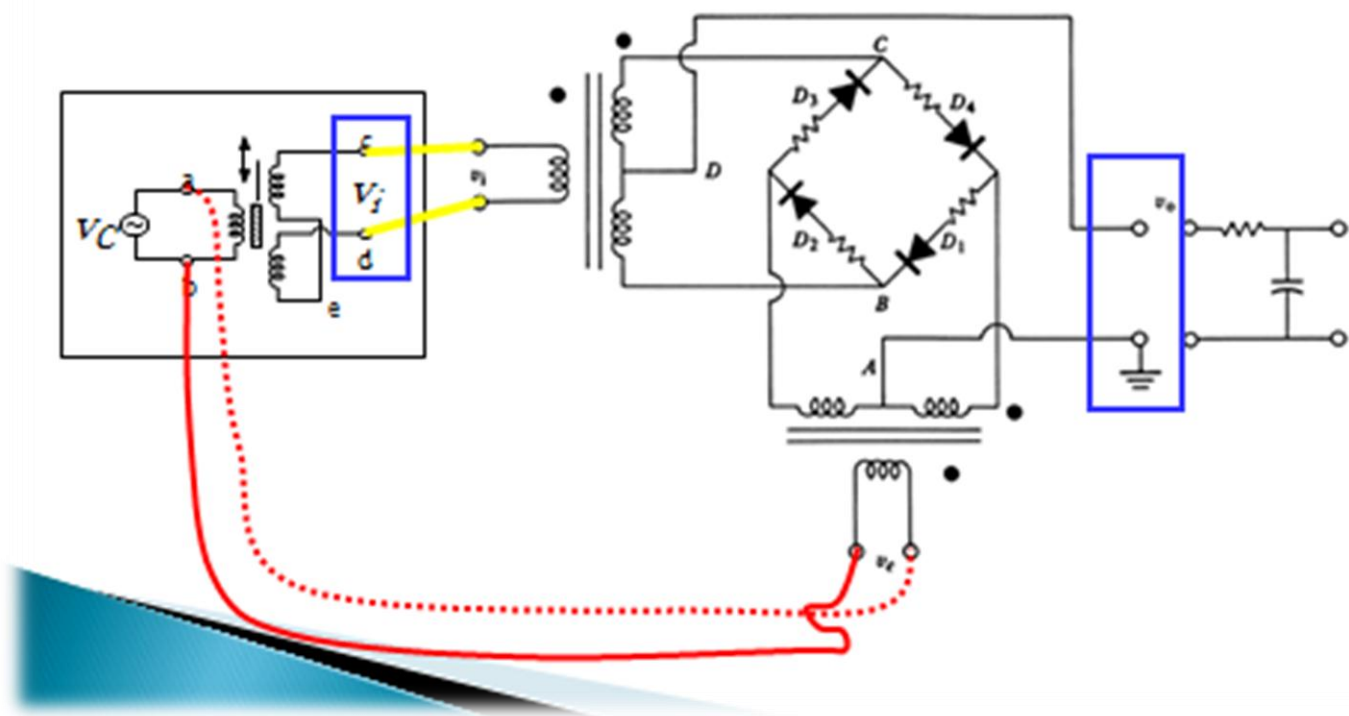
- A simple phase sensitive demodulator circuit is shown below:





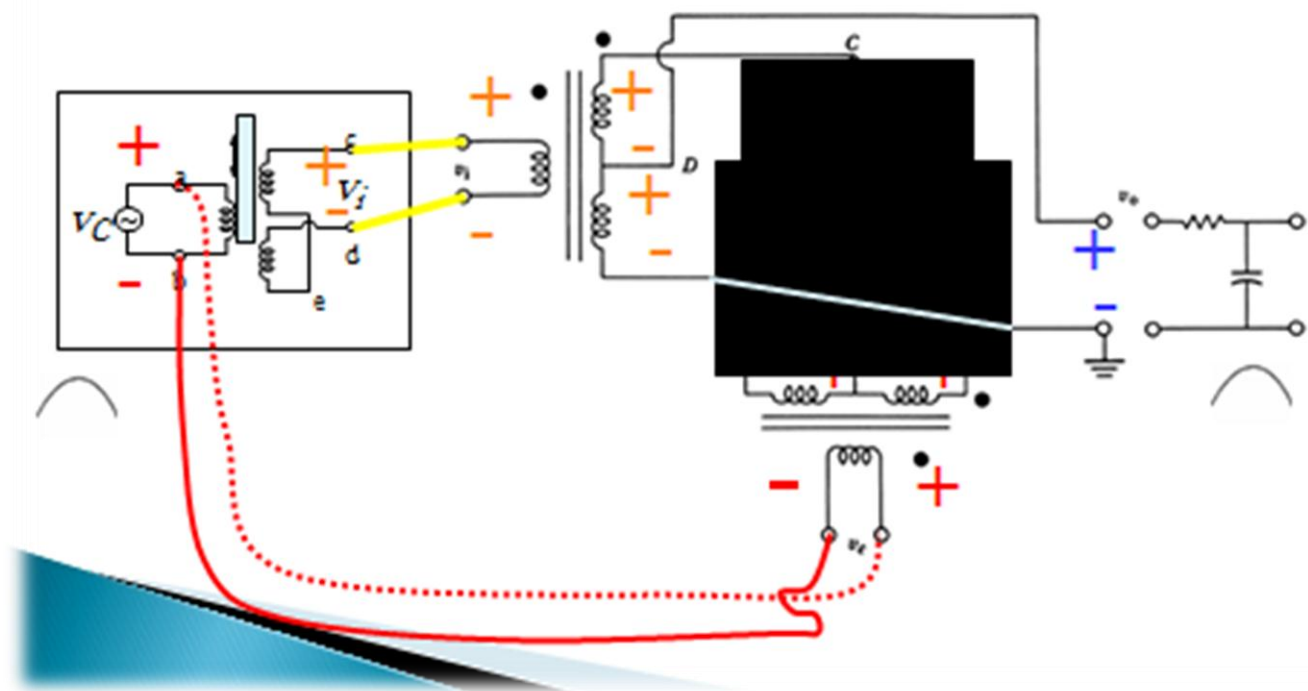
## Phase Sensitive Demodulator

- The LVDT must be connected to the phase sensitive demodulator as shown below:



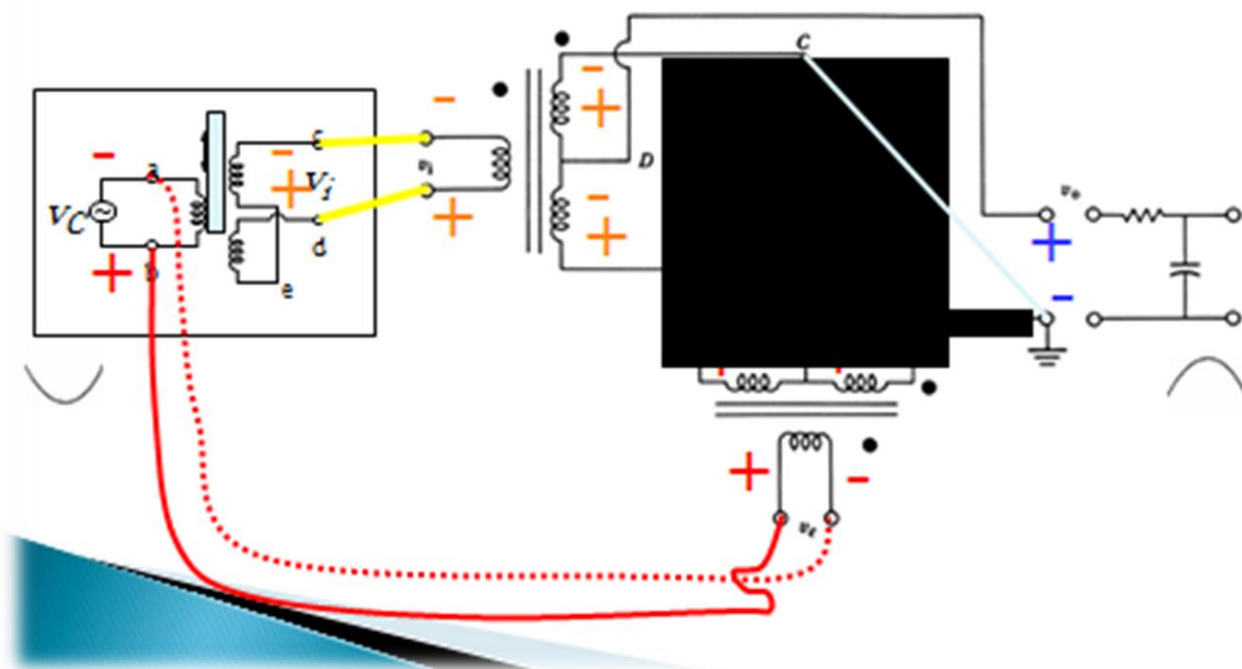
## Phase Sensitive Demodulator

- The LVDT must be connected to the phase sensitive demodulator as shown below:



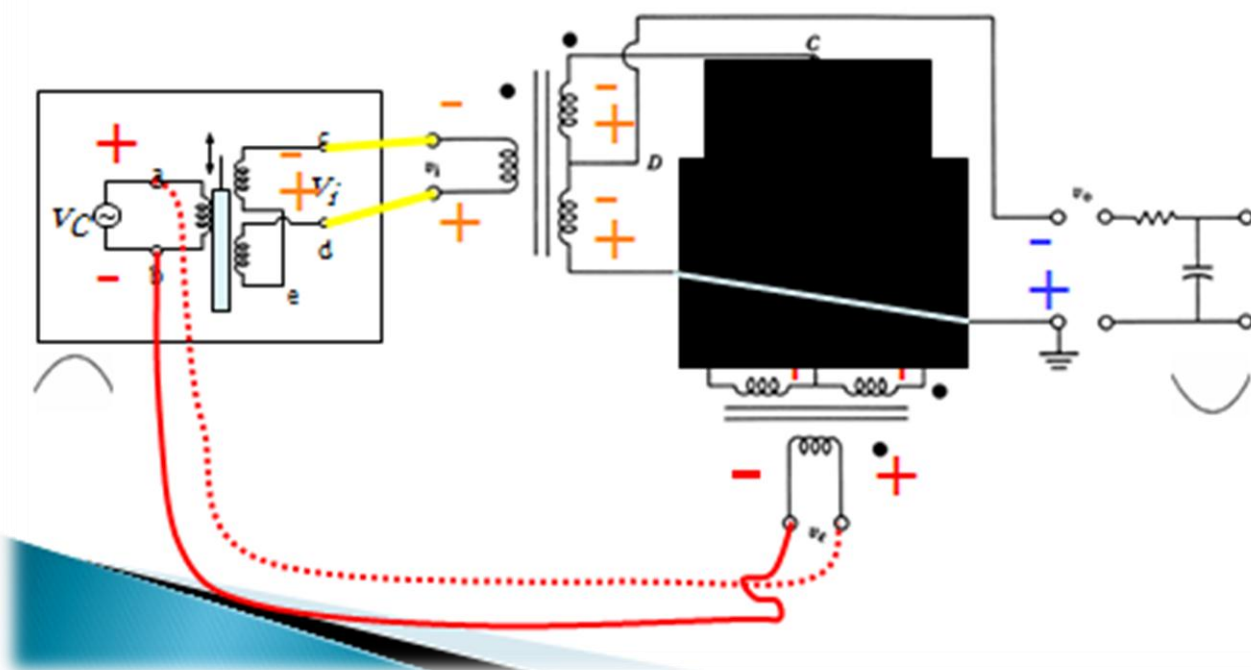
## Phase Sensitive Demodulator

- The LVDT must be connected to the phase sensitive demodulator as shown below:



## Phase Sensitive Demodulator

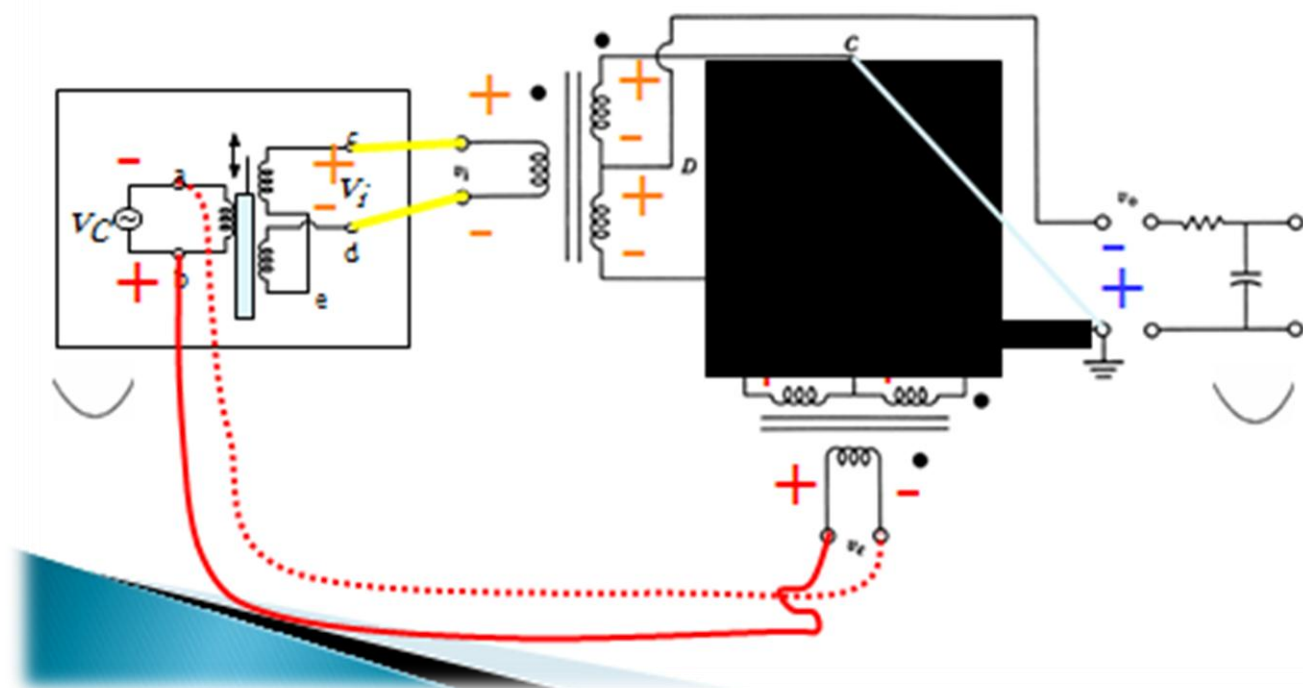
- The LVDT must be connected to the phase sensitive demodulator as shown below:





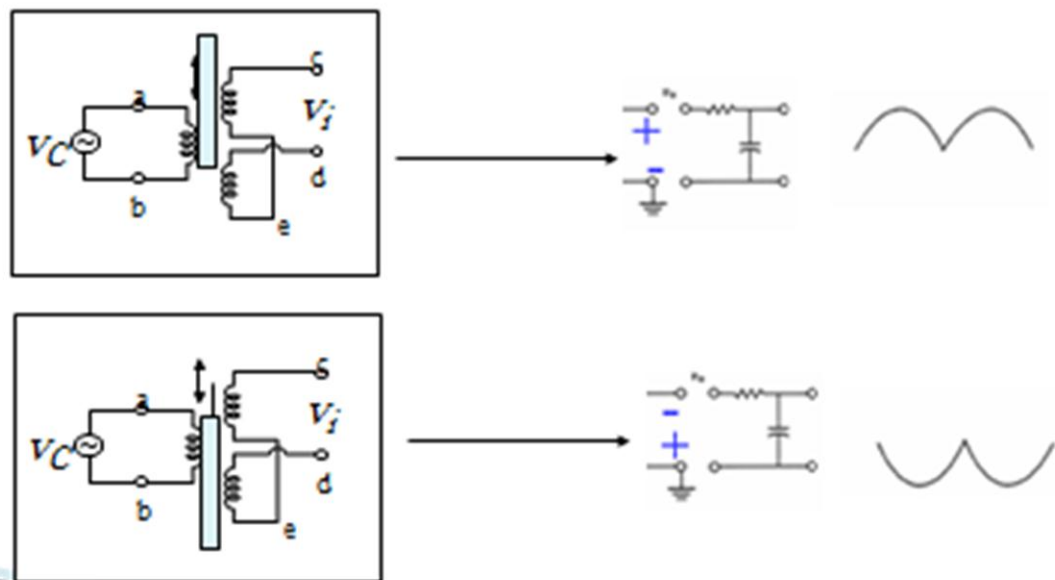
## Phase Sensitive Demodulator

- The LVDT must be connected to the phase sensitive demodulator as shown below:



## Phase Sensitive Demodulator

- Therefore, the output of the phase sensitive demodulator is as follows:



# Common Op-Amp Circuits

## Application Example:

**Example 3.1)** The output of a bio-potential preamplifier that measures the **EOG signal** (Section 4.7), is an undesired dc voltage of **+5 V due to electrode half-cell potentials** (Section 5.1), with a desired signal of  $\pm 1$  V superimposed. Design a circuit that will balance the dc voltage to zero and provide a gain of -10 for the desired signal without saturating the op-amp.



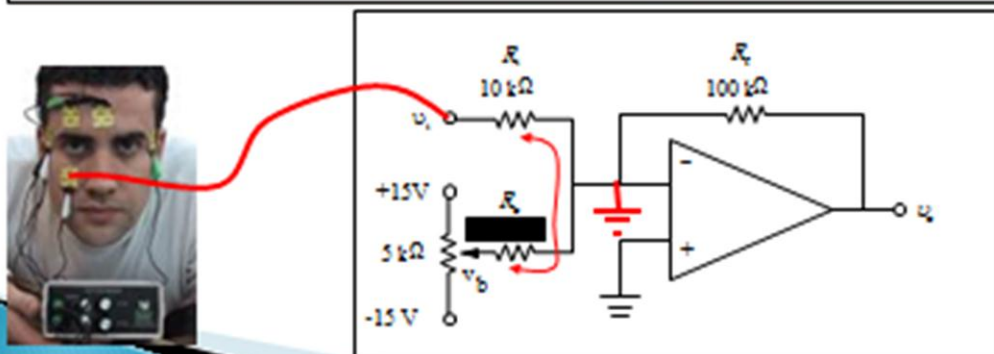
# Common Op-Amp Circuits

## Application Example:

**ANSWER** Figure below shows the design. We assume that  $v_b$ , the balancing voltage available from the 5-k $\Omega$  potentiometer, is  $\pm 10$  V. The undesired voltage at  $v_i = 5$  V. For  $v_o = 0$ , the current through  $R_f$  is zero. Therefore the sum of the currents through  $R_i$  and  $R_b$  is zero.

$$\frac{v_i}{R_i} + \frac{v_b}{R_b} = 0$$

$$R_b = \frac{-R_i v_b}{v_i} = \frac{-10^4(-10)}{5} = 2 \times 10^4 \Omega$$



# Common Op-Amp Circuits

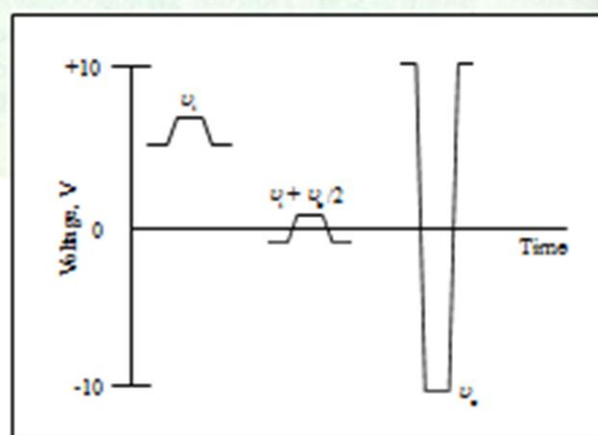
## Application Example:

For a gain of  $-10$ , (3.1) requires  $R_f/R_i = 10$ , or  $R_f = 100 \text{ k}\Omega$ . The circuit equation is

$$v_o = -R_f \left( \frac{v_i}{R_i} + \frac{v_b}{R_b} \right)$$

$$v_o = -10^5 \left( \frac{v_i}{10^4} + \frac{v_b}{2 \times 10^4} \right)$$

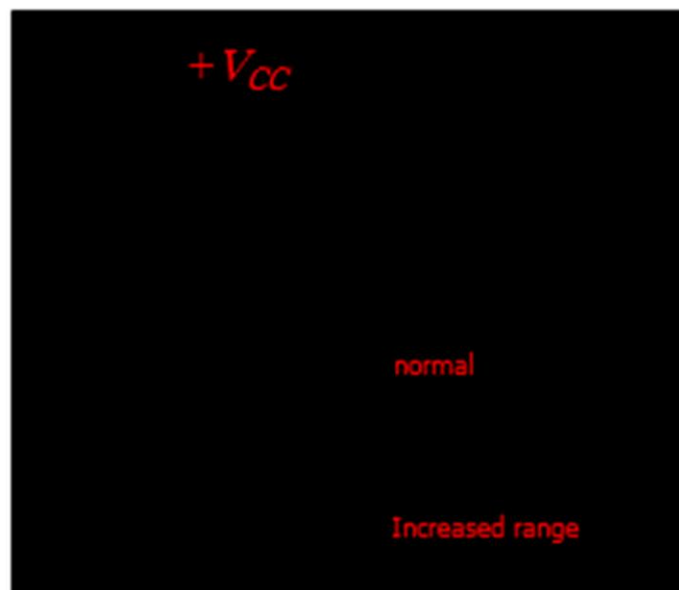
$$v_o = -10 \left( v_i + \frac{v_b}{2} \right)$$



# Logarithmic Amplifiers

The input-output characteristic of the logarithmic amplifier

- For  $v_i > 0$  the feedback path is available and the relationship between the input and output voltages are logarithmic as we saw before and shown in the figure.
- For  $v_i < 0$  the feedback circuit is open and the op-amp is saturated to the  $+V_{CC}$



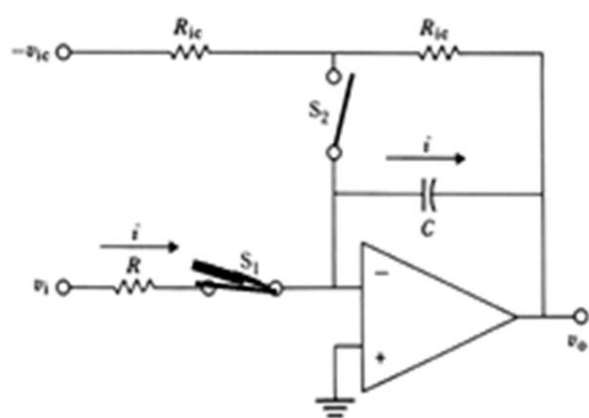


## Integrator

- Then  $S_2$  is opened and  $S_1$  is closed for  $t_1$  units of time, producing output voltage:

$$v_o = (1/RC) \int_0^{t_1} v_i dt + v_{ic}$$

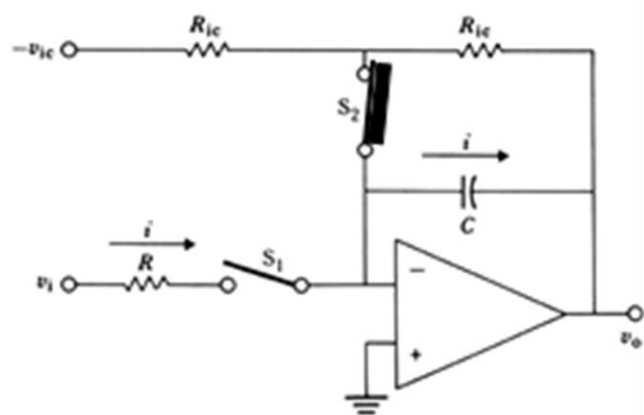
- Finally both  $S_1$  and  $S_2$  are opened allowing a readout of the output voltage.



## Integrator

- If an **initial condition** is need to apply to the output voltage, the **circuit can be modified** as shown here.

- First  $S_1$  is open and  $S_2$  is closed. This turns the circuit to be an **inverting amplifier** making output voltage (hence the capacitor) **to reach to an initial value of  $v_{ic}$** .



Medical Instrumentation Edited by John G.Webster, John Wiley, chapter 5, Third Edition, 1998

