

سرفصل دروس

۱- مقدمه

- معرفی گرایش های مهندسی پزشکی
- معرفی کاربردهای متنوع مهندسی پزشکی در علوم پزشکی

۲- منابع پتانسیل های حیاتی

- تحلیل الکتریکی فیزیولوژی سلول
- نحوه وقوع پتانسیل عمل و انتشار آن
- مدلسازی سلول عصبی

۳- الکترودها و ترانسدیوسرها

- معرفی پتانسیل های حیاتی ECG، EMG، EEG و الکترودهای ثبت آن ها
- انواع ترانسدیوسرها برای اندازه گیری متغیرهای فیزیکی و شیمیایی حیاتی

۴- تقویت و فیلتر سیگنال های حیاتی

۵- معرفی روش های مختلف پردازش سیگنال های حیاتی

۶- مدلسازی در مهندسی پزشکی

۷- معرفی بیومتریال در مهندسی پزشکی

۸- معرفی بیومکانیک در مهندسی پزشکی

مراجع درس

- 1. Enderle J., Bronzino J.D., Blanchard S., Introduction to Biomedical Engineering, Academic Press, 2005.**
- 2. Bronzino J.D. (Ed.) Biomedical Engineering Fundamentals, CRC Press, 2006.**
- 3. Webster J.G., Medical Instrumentation: Applications and Design, Wiley, 2010.**
- 4. Northrop, R B, Analysis and Application of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation, CRC Press, 2004.**
- 5. Cobelli C, Carson E, Introduction to Modeling in Physiology and Medicine, Elsevier, 2007.**

ارزیابی

۱۵	پایان ترم
۵	پروژه

پروژه

۱- انتخاب موضوع

۲- تأیید موضوع

۲- انتخاب سه مقاله از ژورنال های معتبر با موضوع مربوطه (یکی از مقالات حتماً زبان اصلی باشد)

۳- تأیید مقالات

۴- ارایه پروژه در قالب پاورپوینت در زمان تعیین شده و مطابق با اصول

پروژه

- ارائه ها در فرمت پاورپوینت در کلاس خواهد بود.
- بعد از ارائه در کلاس گزارش ۲۰ صفحه ای در فرمت word همان روز باید ارسال شود.
- نحوه نگارش
- گزارش پروژه در فرمت word با حداقل ۲۰ صفحه باشد. فونت نگارش B Nazanin با سایز ۱۴ و فونت انگلیسی Times New Roman با فونت ۱۲ باشد.
- وجود فهرست مطالب و بخش مراجع در آن الزامی است. تمامی شکلها و جدولها باید شماره و زیر نویس داشته باشند.
- تمامی قسمتهای متن باید فارسی باشد. بعد از اتمام هر پاراگراف باید منبعی که از آنجا این پاراگراف استخراج شده است، مشخص شود.

پروژه

• نحوه نگارش

فهرست مطالب شامل عنوان فصل‌ها و همچنین زیربخش‌ها (در صورت نیاز) و فهرست منابع می‌باشد. لازم است شماره صفحه در مقابل هریک از عناوین فهرست مطالب قید شود.

فهرست مطالب

۱	فصل ۱ مقدمه
۲	۱-۱ مقدمه
۳	۳-۱ کاربرد اشعه X در رادیولوژی تشخیصی
۳	۳-۱ تعاریف و مفاهیم کلیدی
۳	۱-۳-۱ تشعشع
۴	۲-۳-۱ انواع الکترومغناطیسی
۵	۴-۱ انواع دستگاه رادیولوژی تشخیصی
۶	۵-۱ اجزای دستگاه رادیولوژی تشخیصی

پروژه

• نحوه نگارش

مراجع تحقیق

جهت رفرنس دهی باید بعد از اتمام هر پاراگراف عددی را در مقابل آن بنویسید (به عنوان مثال [۲] و در انتهای تحقیق مشخصات رفرنس را در بخش مراجع جلوی عدد مورد نظر بنویسید:

روننگن فیزیکدان آلمانی در ۸ نوامبر ۱۸۹۵ پرتو X را کشف کرد. چندین پدیده تصادفی باعث این کشف شد. او در حال بررسی رفتار پرتو کاتدی (الکترونها) در لوله‌هایی از یک دیواره شیشه‌ای و تا حد امکان خالی از هوا بود. در دو سر این لوله یک الکتروود پلاتینی کار گذاشته شده بود [۱].

مراجع

[۱] کتاب فیزیک رادیولوژی تشخیصی، کریستین سن، ترجمه دکتر...

پروژه

نحوه نگارش

مرتبط بودن و پیوستگی مطالب

- شما به عنوان یک محقق باید بتوانید خواننده تحقیق را به شکل مناسبی با موضوع آشنا کرده و با خود همراه کنید. بدین منظور باید با ذکر مقدمه ای کلی درباره موضوع مورد بحث، ابتدا یکسری اطلاعات کلی به خواننده بدهید سپس به ذکر موارد دیگر پردازید.
- مطالب باید به عنوان تحقیق شما مرتبط باشد. ترتیب آنها باید بگونه ای باشد که یک سیر کلی را دنبال نموده و پیوسته باشد.
- از ذکر موارد غیرمرتبط خودداری کنید.
- از پراکنده بحث کردن و قرار دادن مطالب پراکنده در متن خودداری کنید.

پروژه

نحوه نگارش

تصاویر و جدولها

- ❑ تصاویر و جدولها کمک زیادی به فهم موضوع و درک بهتر آن می کنند.
- ❑ در صورت قرار دادن تصاویر و جدول ها در تحقیق حتما برای آنها شماره و عنوان قرار دهید
- ❑ در متن تحقیق خود به این جداول و تصاویر اشاره کرده و در مورد آنها توضیحات کافی بدهید و نتایج آنها را شرح دهید تا خواننده متوجه هدف شما از آوردن این جداول گردد.



شکل (۱-۳): یک نمونه از تصویر سولوگرافی

پروژه

نحوه ارائه کلاسی

ارائه با پاورپوینت

- ❑ جهت ارائه در کلاس به شما ۱۰ تا ۱۵ دقیقه جهت صحبت در مورد موضوع انتخابی وقت داده خواهد شد. بدین منظور شما باید یک پاورپوینت آماده نموده و آن را در فرمت pdf ذخیره نمایید.
- ❑ هر صفحه پاورپوینت شما باید دارای عنوانی که در آن اسلاید می خواهید راجب آن سخن بگویید، باشد.
- ❑ بهتر است شماره صفحه نیز داشته باشد.
- ❑ در داخل صفحه عناوین کلی را که میخواهید راجب آن توضیح دهید، قرار دهید.
- ❑ جملات نباید طولانی باشند.

پروژه

نحوه ارائه کلاسی

ارائه با پاورپوینت

□ عنوان اصلی را در متن قرار دهید و توضیحات تکمیلی را در حین صحبت‌های خود عنوان کنید.

□ نمرات مربوط به ارائه شما بر اساس کیفیت پاورپوینت، میزان تسلط شما در حین ارائه و میزان کامل بودن پاورپوینت تعیین خواهد شد.

□ نمرات مربوط به نگارش بر اساس کیفیت نگارش، میزان کامل بودن و مرتبط بودن مطالب نگارش شده و رعایت اصول نگارشی تعیین خواهد شد.

تاریخچه

در سال ۲۰۰۰ میلادی باستان شناسان در آلمان یک مومیایی سه هزار ساله را در Thebes کشف کردند که یک عضو مصنوعی چوبی همانند یک انگشت چوبی در پایش بکار گرفته شده بود که ممکن است قدیمی ترین عضو مصنوعی شناخته شده باشد. یونانیان همچنین از یک نی تو خالی برای شنیدن و دیدن آنچه که در بدن انسان رخ میدهد استفاده می کردند.

در سال ۱۸۱۶ میلادی فیزیکیان فرانسوی Rene laennec با قرار دادن گوشش در نزدیکی قفسه ی سینه ی بیمار و با استفاده از یک روزنامه ی لوله شده به صداهای درون آن گوش داد. بوجود آمدن این ایده برای اختراع او، امروزه به ساختن گوشی طبی رهنمون شده است.

هیچ موضوعی در تکنولوژی پزشکی پیشرفت نمی کند مگر آنکه تندرستی انسان را تامین کند. دستگاه های امروزه مهندسی پزشکی از تغییر دستگاههای موفق اولیه بوجود آمدند.

ابزارهایی مانند دندان های چوبی، عصاهای زیر بغل و هر وسیله ی که در کیف سیاه پزشکان پنهان شده بود به ابزار های شگفت مدرن که شامل دستگاههای تنظیم کننده ی ضربان قلب، ماشین های دیالیز و ابزارهای تشخیصی و تکنولوژی تصویربرداری در انواع مختلف (آنژیوگرافی، ماموگرافی، رادیو لوژی، ...) و اعضای مصنوعی شامل ایمپلنت ها و...

تاریخچه

در سال ۱۸۹۵ Wilhelm Roentgen لامپ اشعه ی کاتد را بصورت تصادفی کشف کرد. این دستگاه که شامل یک ورقه روکش دار از آلیاژهای مس نیکل و تنگستن به همراه باریوم بود Roentgen . به طور قطع فهمید که این لامپ باید انواع اشعه های نافذ را ساطع کند. او این اشعه را X نامید چون تا آن زمان ناشناخته بود. حتی زمانی که لامپ و ورقه در اتاق های جداگانه بودند تابش اشعه وجود داشت. در مدت زمان کوتاهی او حدس زد که اگر او اشعه X را از بین دست عبور دهد و آن را روی یک صفحه ثبت کند استخوان های دست را بوضوح خواهد دید. در حقیقت اولین رادیو گرافی از بدن انسان دست چپ Mrs Roentgen بود. در دهه بعد اشعه ی X به یک ابزار تشخیصی وسیع تبدیل شد. از استخوان ها تصویر واضحی همانند بک شی سفید در یک صفحه با زمینه ی سیاه نمایش داده می شد. این تحقیق او بر روی بافت هایی که این اشعه می گذشت یک مسیر را برای آخرین محصولات مدرن تکنولوژی تصویر برداری پزشکی و حذف آسیب هایی که در جراحی رخ می داد، باز کرد. مهندسی پزشکی یک ترکیب بی مانند از علوم مهندسی و پزشکی است و علمی همچون بیوفیزیک و فیزیک پزشکی را در ابتدای این قرن بوجود آورد. در آغاز این سه رشته به صورت بالقوه غیر قابل تشخیص بودند. و هیچ برنامه ی سلسله واری وجود نداشت.

تاریخچه

در سال ۱۹۲۱ Oswald در فرانکفورت آلمان موسسه ای را پایه گذاری کرد که موضوعات فیزیک را در پزشکی بررسی می نمود. اعضای این انجمن می کوشیدند تا تاثیر تشعشع را بر عناصر زیستی بیابند. موسسه ی Oswald و دانشگاه فرانکفورت به سرعت رشته ی بیوفیزیک را تا مقطع دکترا راه اندازی کردند. دروس آنها شامل اثر اشعه ی X بر روی بافت و خاصیت الکتریکی بافت بود. اساتید دانشگاه و محققین و دستیاران و تکنسین شامل ۲۰ نفر بودند.

پیرو جنگ جهانی دوم مجری کمیته حوزه های مختلف پزشکی و مهندسی و زیست را با یکدیگر ترکیب کردند و دانش فیزیک پزشکی در سال ۱۹۴۳ در آلمان پایه گذاری شد.

۵ سال بعد اولین کنفرانس مهندسی در پزشکی و زیست در آمریکا برگزار شد که تحت حمایت انجمن مهندسی برق و الکترونیک در آمریکا بود. موضوع مورد بررسی پیرامون یونیزاسیون توسط اشعه و مفهوم آن بود.

در سال ۱۹۸۳ نخستین بیمار تحت عمل جراحی قلب مصنوعی قرار گرفت و ۱۹۲ روز زنده ماند. در سال ۱۹۸۸ تلمبه ی تنظیم کننده ی قلب ساخته شد. در سال ۱۹۹۳ اولین پای الکتریکی ساخته شد. پای که با استفاده از سیستم بادی و کنترلرهای ریزپردازنده، سرعت قدم زدن فرد را دریافته و محفظه های بادی خود را به نحوی تنظیم میکند که به طور طبیعی به جلو عقب حرکت کرده و مانع از لنگیدن فرد میشود. و اکنون دانشمندان مهندسی پزشکی به یاری متخصصان رشته های مرتبط تلاش میکنند تا چشم مصنوعی، کلیه مصنوعی یا رگ مصنوعی را اختراع کنند.

تاریخچه

کشف اشعه X.	۱۸۹۵
کشف سیگنال قلب ECG.	۱۹۰۳
ساخت دستگاه تنفس مصنوعی.	۱۹۲۷
کشف سیگنال مغز EEG.	۱۹۲۹
امکان مشاهده اجزاء بدن با اشعه X، انجماد خون و ایجاد بانک خون.	دهه ۱۹۳۰
کاتاتراسیون قلب.	دهه ۱۹۴۰
میکروسکپ الکترونی.	دهه ۱۹۵۰
عمل بای‌پس قلب با بکارگیری دستگاه قلب و ریه.	۱۹۵۳
طراحی موفق یک مفصل مصنوعی.	دهه ۱۹۶۰
دستگاه‌های تصویربرداری CT. نوسانساز قلب.	دهه ۱۹۷۰
دستگاه‌های تصویربرداری MRI.	دهه ۱۹۸۰

مهندسی پزشکی

ضربان ساز قلب،

درمان پارکینسون

دریچه مصنوعی قلب،

مفصل مصنوعی ران

○ بکارگیری علوم مهندسی برای مشاهده، درک، کنترل و یا تغییر اجزاء و عملکرد سیستم‌های زنده.

شناخت نحوه عملکرد

سیستم عصبی

سیستم‌های تصویربرداری پزشکی

ثابت سیگنال‌های زیستی

○ رشته‌ای است که با پیشبرد و بکارگیری علوم مهندسی، زیستی و پزشکی بصورت بین رشته‌ای، سلامت جامعه انسانی را دنبال می‌کند.

(۱) کسب دانش و درک عملکرد سیستم‌های زنده از طریق روش‌های تحلیلی و تجربی مبتنی بر علوم مهندسی.

(۲) توسعه وسایل، الگوریتم‌ها، روش‌ها و سیستم‌هایی که باعث پیشرفت علوم پزشکی و زیستی می‌شود.

اثرگذاری دوسویه: مثال ماشین حساب و کامپیوتر.

آموزش مهندسی پزشکی

○ دانشگاه‌های راجستر و میشیگان در ۱۹۶۰.

● جدید نسبت به رشته‌های دیگر.

○ در ایران: خیلی نو.

● دوره کارشناسی ارشد: ۱۳۶۶.

● دوره‌های کارشناسی و دکترا: ۱۳۷۳.

● در حال حاضر

○ دوره کارشناسی در ۶ دانشگاه.

○ دوره کارشناسی ارشد و دکترا در ۶ دانشگاه.

● اشکال نو بودن؟

○ جایگاه، رقابت، ساختن راه.

● مزیت نو بودن؟

رشته های نزدیک

○ تعریف های متعدد، رشته های متعدد با هم پوشانی.

○ مهندسی زیستی Bioengineering:

- فعالیت های زیربنایی مبتنی بر تحقیقات با استفاده از ابزارها، مفاهیم و علوم فیزیکی برای دستیابی به درک بهتری از سیستم های فیزیولوژیک و زیستی.
 - فعالیت های زیربنایی مبتنی بر تحقیقات برای تغییر سلول ها یا اجزاء سلولی گیاهان و حیوانات برای بهبود آنها و یا ایجاد میکروارگانیسم های جدید.
- بهبود گیاهان و حیوانات برای تولید غذا، تست های تشخیصی جدید، تولید واکسن و پروتئین های درمانی، مهندسی محیط زیست برای حفظ زندگی در مقابل آلاینده ها.
- علوم پایه، بیشتر تحقیقاتی.

○ بیوتکنولوژی:

استفاده از ارگانیسم های زنده برای تولید، تغییر مواد و یا بهبود محصولات گیاهی و حیوانی.

○ مهندسی بالینی Clinical Engineering:

بکارگیری علوم و مهارت های مهندسی و مدیریتی برای بهبود خدمات بیمارستانی.

گاهی شاخه ای از مهندسی پزشکی.

زیرشاخه های مهندسی پزشکی

○ بیوالکتریک

بکارگیری علوم و تکنولوژی مهندسی برق و کامپیوتر در پزشکی برای پیشگیری، تشخیص و درمان. ابزارهای پزشکی، پردازش سیگنال‌های زیستی، تصویربرداری و پردازش تصاویر پزشکی، مدیریت اطلاعات پزشکی، تصمیم‌گیری پزشکی، مهندسی عصبی، مدلسازی و تحلیل سیستم‌های فیزیولوژیک.



بیوالکتریک

هدف این رشته تربیت متخصصانی است که بتوانند از عهده تجهیز، نگهداری و طراحی دستگاه‌های پزشکی برآیند؛ یعنی مهندس الکترونیک مجربی باشند که با زمینه‌های پزشکی نیز آشنایی داشته و بتوانند دستگاه‌های پزشکی را طراحی کرده و بسازند یا اینکه مسؤول سفارش دستگاه از خارج از کشور باشند. این گرایش از مهندسی پزشکی دامنه بسیار وسیعی را شامل می‌شود اما در تعریفی کوتاه، بیوالکتریک را می‌توان علم استفاده از اصول الکتریکی، مغناطیسی و الکترومغناطیسی در حوزه پزشکی دانست؛ همچنین الگوبرداری از سیستم‌های بیولوژیکی در طراحی‌های نوین مهندسی نیز در حیطه این علم قرار دارد. در واقع یک مهندس بیوالکتریک علاوه بر این که به تمام گرایشهای مهندسی برق (به ویژه گرایش الکترونیک در مقطع کارشناسی و گرایشهای کنترل و مخابرات در مقاطع بالاتر) با دیدگاهی از حوزه علم خود نظر دارد، از برخی از شاخه‌های مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات نیز در حیطه علم مهندسی پزشکی یاری می‌جوید.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

پردازش سیگنال های حیاتی :

پردازش علائم حیاتی یکی از گسترده ترین مباحث موجود در فعالیت های گرایش بیوالکتریک است. این مبحث در واقع بخشی از مبحث کلی ”پردازش سیگنال“ است که مورد بررسی و استفاده بسیاری از گرایش های مهندسی، به ویژه مهندسی مخابرات و الکترونیک می باشد، اما بنا به ماهیت خاص سیگنال مورد پردازش در کارهای پزشکی، توجه به نکات خاصی در پردازش سیگنال های حیاتی الزامی است که به این مبحث موجودیت خاص و ویژه ای داده است. همچنین در تمامی موارد ثبت سیگنال، داده اخذ شده دارای نویزهای مختلف است که لازم است قبل از هر کاری بر روی سیگنال، این زواید از آن حذف شوند. از این رو مبحث حذف نویز، یا در حالت کلی تر، بهبود کیفیت سیگنال از جمله مباحث مهم در پردازش سیگنال است.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

پردازش تصاویر پزشکی و تصویربرداری :

تصاویر پزشکی با توجه به آنکه وضعیت بدن را به صورت دو بعدی و حتی سه بعدی (بوسیله کامپیوتر) نشان می دهند، یکی از مهمترین وسایل تشخیص برای پزشکان هستند که همواره بخش عظیمی از تحقیقات را به خود اختصاص داده اند. سیستمهای تصویر برداری را می توان به گروههای زیر تقسیم کرد:

- روشهای اشعه ایکس (رادیوگرافی، فلوئورسکوپی و CT)
- روش مغناطیسی
- پزشکی هسته ای (Nuclear Medicine)
- روشهای ماوراء صوت

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

تصاویر حاصله در روشهای فوق عموماً و به صورت خام قابل استفاده نیستند، لذا پردازشهای وسیع و گسترده‌ای روی آنها صورت می‌گیرد که عموماً شامل موارد زیر است:

- پردازش تصاویر و استخراج اطلاعات موثر در تشخیص و یافتن مواضع مورد توجه
- بازسازی تصاویر در کامپیوتر به صورت سه بعدی و درونیابی اطلاعات جهت تولید برشهای لازم از ارگان تحت تصویر برداری
- حذف نویز، اختصاص رنگ و در کل ارتقاء کیفیت تصویر

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

پردازش صوت و گفتار و طراحی سیستم های گفتار درمانی :

گفتار یکی از علائم بسیار مهم زیستی است که از هوشمندترین موجود روی زمین، یعنی انسان صادر می‌گردد. با توجه به توسعه وسیع سیستم‌های کامپیوتری و اهمیت روزافزون انواع پردازش‌های صوتی و گفتاری در جهان امروز و ارتباط تنگاتنگی که ویژگی‌های گفتار تولید شده با خصوصیات آناتومیک و عصبی دستگاه تولید گفتار و همچنین چگونگی عملکرد سیستم اعصاب مرکزی او دارد، اهمیت پرداختن به این مقوله پرکاربرد مهندسی در دانشکده مهندسی پزشکی ظاهر می‌گردد. البته علائق و نوع رویکرد برخورد با مسائل مهندسی در این دانشکده باعث تفاوت‌های پایه‌ای و اصولی در نوع برخورد با این مسئله نسبت به دانشکده‌هایی مثل برق یا کامپیوتر و رشته‌هایی مثل مخابرات و کامپیوتر شده‌است. در آن جا معمولاً به سیگنال گفتار به صورت یک سیگنال عادی که حاوی اطلاعاتی است که باید به هر صورت ممکن از آن استخراج گردد، نگاه می‌شود در حالیکه در دانشکده مهندسی پزشکی، محققین در پی دنبال کردن مسئله و مدلسازی آن به صورتی هستند که تا حد ممکن با اصول عملکرد جهاز صوتی و مبانی زیستی تولید گفتار در انسان هماهنگی داشته باشد و سعی می‌نمایند از روش‌های استخراج ویژگی و مدل‌های استفاده کنند که به روش‌های زیستی انسانی نزدیکتر باشد.

موارد دیگر مربوط به این رشته، طراحی و ساخت وسایل و تجهیزات تشخیصی مثل شنوایی سنجی و ثبت و پردازش سیگنال‌های برانگیخته شنوایی، انجام پردازش‌های لازم در اعضای مصنوعی شنوایی مثل حلزون مصنوعی گوش و ساخت دستگاه‌هایی است که به کمک افراد لال و یا دارای مشکلات حاد گفتاری بیایند و به صورت دستگاهی کمک همراه معلول و یا کمک درمان او عمل نماید.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

مدلسازی سیستم های بیولوژیک :

مطالعه، تحلیل و مدلسازی سیستم های بیولوژیکی در عین اینکه راهگشای پیشرفت فنی و علمی در دیگر شاخه های رشته بیوالکتریک می باشد، به صورت ایده بخشی قوی برای انجام ابداعات در شاخه های دیگر علوم مهندسی مثل رشته پردازش سیگنال، مخابرات و کنترل عمل می کند. اهمیت این شاخه از گرایش بیوالکتریک از زیربنایی بودن آن برای دیگر شاخه های این گرایش نشأت می گیرد. سیستم های بیولوژیک دارای ساختارهای فیزیولوژیک و کنترلی بسیار پیچیده و کارآ میباشند. تحلیل و مدلسازی کیفی و کمی آنها در اکثر موارد فاصله فوق العاده ای نسبت به آنچه که در واقع است، می گیرد، ولی حرکت در این جهت علاوه بر اینکه به مدلهایی مهندسی منجر می شود که قابل استفاده در بخش های دیگر مهندسی بیوالکتریک هستند، ایده بخش ابداع روش های قوی تر در شاخه های دیگر مهندسی نیز میباشد. برای مثال مدل های مهندسی مثل شبکه های عصبی مصنوعی و بسیاری از پردازشگرها و کنترلرهای هوشمند، ایده اولیه خود را از چگونگی عملکرد سیستم های بیولوژیک و زنده اخذ نموده و می نمایند. مدلسازی سیستم های بیولوژیک محدود به دایره خاصی نیست و از مدلسازی کمی و کیفی یک سلول تا مدلسازی سیستم اعصاب مرکزی انسان، یعنی مغز، ادامه می یابد.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

از آن میان، به عنوان مثال می توان به موارد پر کاربرد زیر اشاره نمود:

- ✓ مدلسازی عضلات و سیستم عصبی محرک آنها
- ✓ مدلسازی نخاع
- ✓ مدلسازی قشرهای حرکتی مغز
- ✓ مدلسازی نواحی دیداری، شنیداری و ادراکی مغز
- ✓ مدلسازی عقده های درون مغزی که اشکال در آنها به بیماری هائی مثل پارکینسون منجر می گردد
- ✓ مدلسازی مخچه و چگونگی اجرای حرکات و ادراکات مهارتی
- ✓ مدلسازی چشم و سلول های عصبی بینائی
- ✓ مدلسازی سیستم تولید گفتار و شنوائی به صورت حلقه باز و حلقه بسته
- ✓ مدلسازی سیستم تنظیم فشار خون، ضربان قلب و میزان الاستیسیته رگ ها
- ✓ مدلسازی سیستم تنظیم درجه حرارت بدن

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

طراحی بخش های الکترونیکی و کنترل اعضاء و اندام مصنوعی:

از بخش های مهم و تخصصی رشته مهندسی پزشکی طراحی و ساخت اندام مصنوعی است. در این راه علاوه بر تخصص های بیومکانیک جهت طراحی و ساخت بخش های مکانیکی اندام مصنوعی و بیومواد جهت سازگار ساختن آنها با ویژگی ها و حساسیت های اندام طبیعی که در مجاورت آنها قرار می گیرند، در مواردی که اندام مصنوعی از نوع فعال هستند، نیازمند مدارات الکتریکی، الکترونیکی و دیجیتالی میباشند. از این نوع اندام مصنوعی برای مثال می توان از دست و پای مصنوعی فرمان پذیر، حلزون مصنوعی گوش و چشم مصنوعی نام برد که همگی از فن آوری های بسیار پیشرفته روز استفاده می کنند. طراحی و ساخت این گونه وسایل، یکی از جالب ترین و مهم ترین بخش های فنی و پژوهشی مربوط به گرایش مهندسی بیوالکتریک است.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

ثبت سیگنال های حیاتی و طراحی سیستم های مانیتورینگ بیمارستانی :

این بخش مربوط به طراحی و ساخت وسایلی جهت ثبت داده ها و علائم حیاتی از بیمار می شود. با توجه به توانایی ها و گسترش روزافزون فن آوری دیجیتال، این سخت افزارها غالباً به کامپیوتر متصل اند و لذا تولید مدارهای واسط مناسب بوسیله فن آوری روز یکی از زیر مجموعه های مهم تحقیقاتی در این مقوله محسوب می شود. با توجه به حجم بسیار بالای استفاده از تجهیزات مانیتورینگ و ثبت داده در محیط های بیمارستانی، از جمله اتاق های عمل، آی سی یو، سی سی یو و آزمایشگاه های ثبت نوارهای قلبی و مغزی، اهمیت اقتصادی تولید چنین تجهیزاتی آشکار می گردد و ارزش کار مهندسی و تحقیقاتی بر روی این گونه وسایل را نشان می دهد.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

طراحی و ساخت سیستم های درمانی و آزمایشگاهی پزشکی :

در این بخش تجهیزات فراوانی وجود دارد که برخلاف موارد بیان شده که در تشخیص کاربرد داشتند، در درمان بیماریها کاربرد دارند و با وجود نیاز فراوان به آنها در نقاط مختلف کشور، تا کنون در کشور ساخته و به صورت عمده عرضه نشده‌اند. محققان و متخصصان بیوالکتریک قادرند به ساخت اینگونه تجهیزات و یا تا حد امکان تولید داخل نمودن آنها اقدام نمایند. مواردی از این دست را می‌توان به شرح زیر ذکر کرد: سنگ شکنهای کلیه، تجهیزات فیزیوتراپی، تجهیزات رادیوتراپی و لیزرها

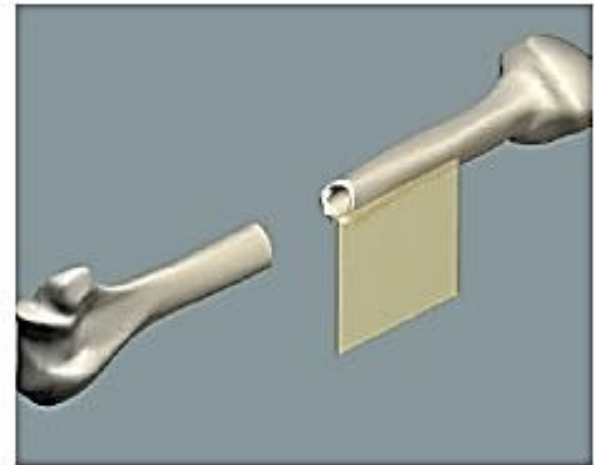
علاوه بر موارد فوق، می‌توان به امکان فعالیت مهندسان بیوالکتریک در حوزه های گسترده ای نظیر: طراحی بانکهای اطلاعاتی پزشکی، طراحی سیستم های مورد نیاز در مانیتورینگ و یا جراحی بیمار از راه دور، ایجاد شبکه های تبادل اطلاعاتی بین مراکز آموزشی-درمانی و بیمارستانهای کشور جهت کنترل بیماریهای مسری، انتقال بیماران و ... اشاره کرد که نیازمند همکاریهای بین بخشی گسترده ای در سطح کشور می باشد. همچنین با توجه به نقش اساسی تجهیزات پزشکی در ارتقاء شاخصهای بهداشت عمومی، و در نظر داشتن این مطلب که سالانه صدها میلیون دلار صرف خرید این تجهیزات برای بیمارستانهای کشور می شود، استفاده از مشاوره علمی و فنی مهندسان پزشکی در سفارش و خرید این تجهیزات، موجب کاهش هزینه های احتمالی ناشی از معیوب بودن دستگاه و یا ناکارآمدی آن می شود. گفتنی است به علت عدم تعریف جایگاه مهندسان این رشته در نمودار سازمانی بیمارستانهای کشور، متأسفانه هزینه های سنگینی به بخش درمان تحمیل می شود؛ به عنوان مثال، دستگاهی به قیمت گزاف از شرکتهای واسطه ای که معمولاً تخصص ویژه ای در حوزه مهندسی پزشکی ندارند، خریداری می شود، در بیمارستان به علت عدم آشنایی پرسنل با جزئیات فنی دستگاه و نگهداری آن و یا به هر دلیل دیگری، دستگاه دچار اشکال فنی می شود، حال یا به گورستان این تجهیزات در بیمارستانهای کشور منتقل می شود و یا با صرف هزینه های غیر واقعی که از سوی شرکت سازنده درخواست می شود اقدام به تعمیر دستگاه مورد نظر می شود. از این رو حضور مهندسان پزشکی به عنوان مسئول فنی و مهندسی در بیمارستانها، و آموزش تکنسینها توسط ایشان جهت نگهداری و تعمیر تجهیزات، می تواند موجب صرفه جویی های اقتصادی و تضمین هر چه بیشتر سلامت بیماران شود.

زیرشاخه های مهندسی پزشکی

○ بیومواد

بکارگیری علم مواد برای کاربردهای پزشکی: آلیاژهای فلزی، سرامیک‌ها، پلیمرها و کامپوزیت‌ها.

ساخت مواد زیست‌سازگار، بافت مصنوعی، سیستم‌های رهایش دارو،
چهارچوب‌هایی برای بازسازی بافت.



زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

فارغ التحصیل گرایش بیومواد با کار مواد مختلف از قبیل پلیمرها، سرامیک‌ها، کامپوزیت‌ها و مواد فلزی در بدن انسان و در تجهیزات پزشکی آشنا می‌شود. رشته‌ی بیومتریال که یکی از گرایش‌های زیر مجموعه‌ی مهندسی پزشکی است از حدود ۵۰ سال پیش به عنوان یک زمینه‌ی علمی مطرح شد و همانند دیگر گرایش‌های مهندسی پزشکی برپایه‌ی ترکیب چند رشته بنا شد. در این رشته بطور معمول بر روی تهیه‌ی مواد گوناگون مصنوعی و طبیعی، طراحی روش‌های ساخت و قالب‌گیری نهایی ماده و در نهایت اصلاح مواد برای کاربرد اختصاصی در پزشکی تحقیق صورت می‌گیرد. توسعه‌ی انواع مدل‌های وسایل پزشکی نیازمند انتخاب، ساخت و آزمایش مواد است که لازمه‌ی آن درک و فهم درست از شیمی و فیزیک مواد و شناخت محیط بیولوژیک بدن است. به عبارت دیگر باید توجه داشت که آینده‌ی علم بیومتریال در گرو توانائی ما در فهم کشفیات جدید در شیمی، فیزیک، بیولوژی و پزشکی است. بطور کلی موارد استفاده‌ی بیومتریال‌ها در جایگزینی و تعویض اعضاء و اندام‌هایی از بدن است که بر اثر بیماری یا آسیب، کاربری خود را از دست داده‌اند تا از این طریق جراحی یا بیماری اعضاء مذکور التیام پذیرد، کاربری و عمل آنها اصلاح شود و ناهنجاری یا وضعیت غیر طبیعی آنها تصحیح گردد. همچنانکه اشاره شد نقش رشته‌ی بیومتریال به طور قابل توجهی تحت تأثیر پیشرفت‌های بدست آمده در بسیاری از زمینه‌های پزشکی و مهندسی بوده است. در واقع وظیفه‌ی اصلی یک مهندس بیومتریال بدست آوردن اطلاعات لازم برای حل مسائل عملی و متداول در زمینه‌ی مواد مرتبط با بدن انسان است. بطور مثال از آنجاکه بسیاری از اعضاء و بافت‌های جایگزین شونده، آسیب دیده و یا بیمار هستند، لذا یک محقق باید تغییرات سلولی را بشناسد که منجر به نارسایی عملکرد سلول و رفتار غیر معمول آن می‌گردد. در خیلی از موارد اثر بیومتریال و یا وسیله‌ی پزشکی روی بافت، تنها بعد از در تماس قرار دادن ماده و سلول مشخص می‌شود و لذا محققان بیومتریال باید قادر باشند اثرات بیومتریال را روی سلول، بافت و اعضاء ارزیابی کنند. انجام بررسی‌های ایمنی، نیازمند درک چگونگی واکنش سلول و بافت با ماده کاشتنی است.

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

رشته‌ی بیومتریال با توجه به سابقه‌ی طولانی مدت در جایگزینی بافت‌ها توسط مواد طبیعی و یا مواد ساخته‌ی دست بشر بطور چشمگیری در قرن بیستم پیشرفت کرده است. بطور کلی مواد مورد استفاده در بدن را به چهار گروه عمده دسته‌بندی می‌کنند که عبارتند از فلزات، سرامیک‌ها، پلیمرها و کامپوزیت‌ها. در بیومتریال زمینه‌های مختلف و رو به رشدی وجود دارد که از آن جمله می‌توان به مهندسی بافت، سیستم‌های رهایش کنترل شده دارو، اصلاح سطوح مواد، نانوتکنولوژی، بیوسنسورها و . . . اشاره کرد که هر یک در جایگاه خود خدمات منحصر بفردی در جهت بهبود زندگی انسان ارائه می‌دهند. لازم به ذکر است که مهندسی بافت، سیستم‌های انتقال دارو و بیوسنسورها از جمله مواردی هستند که منحصر به رشته‌ی بیومتریال هستند. به عنوان مثال در زمینه‌ی رهایش کنترل شده‌ی دارو امیدهای زیادی برای درمان یا تسکین بیماری‌های خطرناک و صعب‌العلاجی مانند سرطان، فشار خون و دیابت فراهم گردیده است، یا در زمینه مهندسی بافت ترمیم اعصاب قطع شده و جایگزینی غضروف از جمله موارد مورد تحقیق است .

زیرشاخه های گرایش بیوالکتریک

با توجه به مطالب آموزش داده شده در طول دوران تحصیل دانشگاهی، بطور خلاصه توانایی‌های یک مهندس بیومتریال را می‌توان بدین صورت برشمرد:

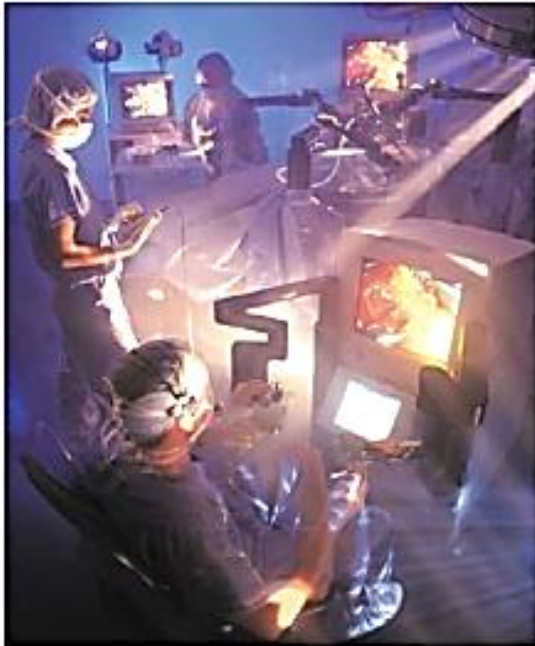
- آشنایی کامل با علم تولید و کاربرد مواد شامل پلیمرها، فلزات، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها
- شناخت کافی در زمینه‌ی برقراری ارتباط مواد با محیط بیولوژیک بدن نظیر آناتومی و فیزیولوژی بافت‌های مختلف بدن
- روش‌های اصلاح سطح، پوشش‌دهی مواد و بهینه نمودن خصوصیات سطحی
- آشنایی کامل با مبحث مهندسی بافت که یکی از جدیدترین دستاوردهای بشر برای دستیابی به جایگزین‌های مصنوعی است. عمر این رشته‌ی مهندسی در دنیا کمتر از 20 سال است که خوشبختانه در ایران نیز تحقیقات گسترده و دامنه‌داری در مورد آن انجام شده است. از آن جمله می‌توان به ساخت داربست‌های مهندسی بافت استخوان، غضروف، پوست و . . . توسط دانشجویان دانشگاه صنعتی امیرکبیر اشاره نمود .
- آشنایی با روش‌های نوین دارو رسانی و انتقال کنترل شده داروها به بدن. به عنوان مثال نحوه‌ی انتقال طولانی مدت داروهای ضد بارداری
- شناخت روش‌های تخریب پلیمرها، خوردگی فلزات و اضمحلال سرامیک‌ها
- آشنایی با مبحث بیوسنسورها
- آشنایی مقدماتی با اصول و عملکرد تجهیزات پزشکی و سیستم‌های آن

زیرشاخه های مهندسی پزشکی

○ بیومکانیک

بکارگیری علم مکانیک در مسایل زیستی و پزشکی با مطالعه نیروها، حرکات، جریانها در بدن.

دینامیک جریان خون در قلب و رگها، قلب و دریچه مصنوعی، رگ مصنوعی، مکانیک راه رختن و سافت مفصل مصنوعی، طراحی و بهینه سازی ابزارها با توجه به تعامل انسان و ماشین، رباتیک پزشکی.



زیرشاخه های مهندسی پزشکی

○ مهندسی بالینی

بکارگیری علوم و مهارت‌های مهندسی و مدیریتی برای بهبود خدمات بیمارستانی.
وظایف؟

(۱) مدیریت ابزارهای پزشکی در بیمارستان برای کارکرد مؤثر و ایمن.

(۲) انتخاب، خرید، نصب، راه‌اندازی، تعمیر و نگهداری ابزارهای پزشکی.

(۳) مدیریت اطلاعات بیمارستانی.

(۴) آموزش پرسنل بیمارستان برای استفاده صحیح و ایمن از ابزارهای پزشکی.

(۵) تطبیق وسایل و تجهیزات برای رفع نیازهای خاص پزشک و بیمارستان.



مقدمه و تاریخچه

مقدمه

پیشرفت علم و تکنولوژی متأثر از توانایی انسان در اندازه‌گیری است. بدون دسترسی به وسایل و دستگاههای اندازه‌گیری، موضوعهای مطالعه تحقیق، سنجش، طراحی و غیره در صنعت بی‌مفهوم می‌شود.

تاریخچه

حوزه سیستم‌ها و دستگاههای اندازه‌گیری پزشکی چندان جدید نمی‌باشد. الکتروکاردیوگرافی بوسیله *Einthoven* در قرن نوزدهم ساخته و مورد استفاده قرار گرفت. پیشرفت در این زمینه تا بعد از جنگ جهانی دوم که تجهیزات الکترونیکی نظیر تقویت‌کننده‌ها و ثبات‌ها دسترس‌پذیر شدند، کند بود. در دهه ۱۹۵۰ بسیاری از تکنسین‌ها و مهندسان شروع به آزمایش و اصلاح تجهیزات صنعتی موجود برای کاربردهای پزشکی نمودند که اغلب نتایج آنها مایوس‌کننده بود.

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (بیواینسترومنت)



پزشکی سنتی

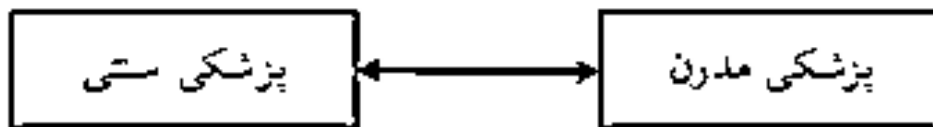
استفاده از اطلاعات ظاهری و کیفی :

- ملاحظه رنگ بافت مثل رنگ پوست - رنگ ناخن - رنگ زبان - رنگ چشم
- گرفتن نبض
- گوش کردن به صدای قلب با قیف وارونه
- استفاده از چکش برای زانو و بررسی پاسخ سیستم عصبی (رفلکس عصبی)
- بررسی کیفی دمای بدن
- ضربه زدن با انگشت روی شکم و گوش کردن به صدای آن

• هنوز هم این روشهای ساده مهم هستند:

- یک پزشک باید این اصول را بداند چون دسترسی به ابزارها همیشه مقدور نیست.
- در طراحی ابزارها و روشها معمولاً از همین اصول اولیه استفاده می‌شود.

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (بیواینسترومنت)



پزشکی مدرن

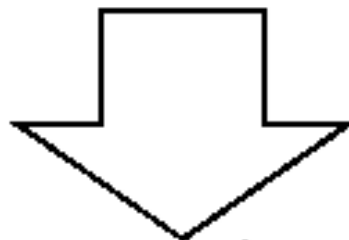
استفاده از اطلاعات کمی به کمک ابزارهای جدید تشخیصی - درمانی بسیار متنوع که در اثر سالین بسیاری تحقیق در موارد زیر حاصل شده‌اند:

- شناخت پارامترهای مهم حیاتی و ارتباط آنها با سلامتی شخص و ارگانهای مختلف (سیگنالهای حیاتی، فاکتورهای خونی، غلظت مواد در مایعات بافتی، ...)

- پیشرفت علوم محض (شیمی، فیزیک، بیوشیمی، بیوفیزیک، ریاضی)

- پیشرفت تکنولوژی (الکترونیک، میکرو و نانو الکترونیک، کامپیوتر)

- پیشرفت در الگوریتمهای پردازشی و ریاضی جهت استخراج اطلاعات مفید از دادهها



تولد و تکامل سیستمها و دستگاههای تشخیصی - درمانی پزشکی

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (بیواینسترومنت)

■ جمع آوری اطلاعات

اندازه گیری پدیده ها برای شناخت سیستم

■ تشخیص

تشخیص بیماریها، ناهنجاریهای بیولوژیکی و.....

■ مونیترینگ

برای بدست آوردن اطلاعات پیوسته از سیستم

■ درمان و کنترل

تنظیم رفتار سیستم

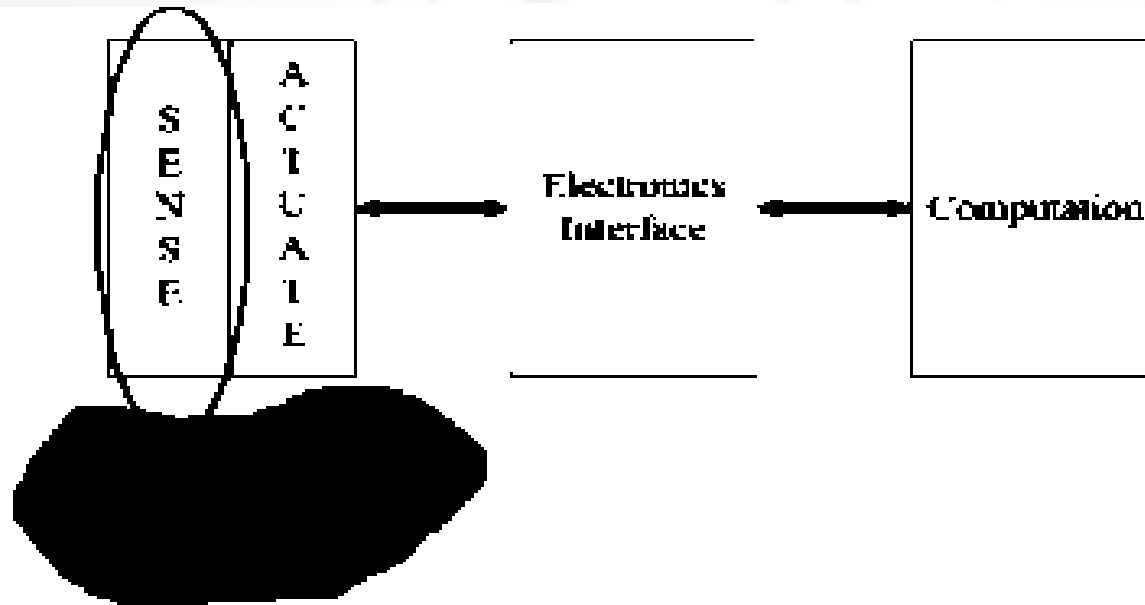
اهمیت سیستم های پزشکی

۱- منشاء سیگنالها در پزشکی حیاتی است.

۲- در سیستمهای پزشکی و حیاتی شکل یا گونه‌ای از انرژی را به یک مکانیزم (سیستم) زنده اعمال می‌کنیم.
مثل اعمال اشعه X در رادیولوژی

۳- ساخت تجهیزات پزشکی استانداردهای مشکل و سخت گیرانه‌ای دارد.
FDA یکی از مهمترین مراکز تعیین استانداردهای پزشکی است.

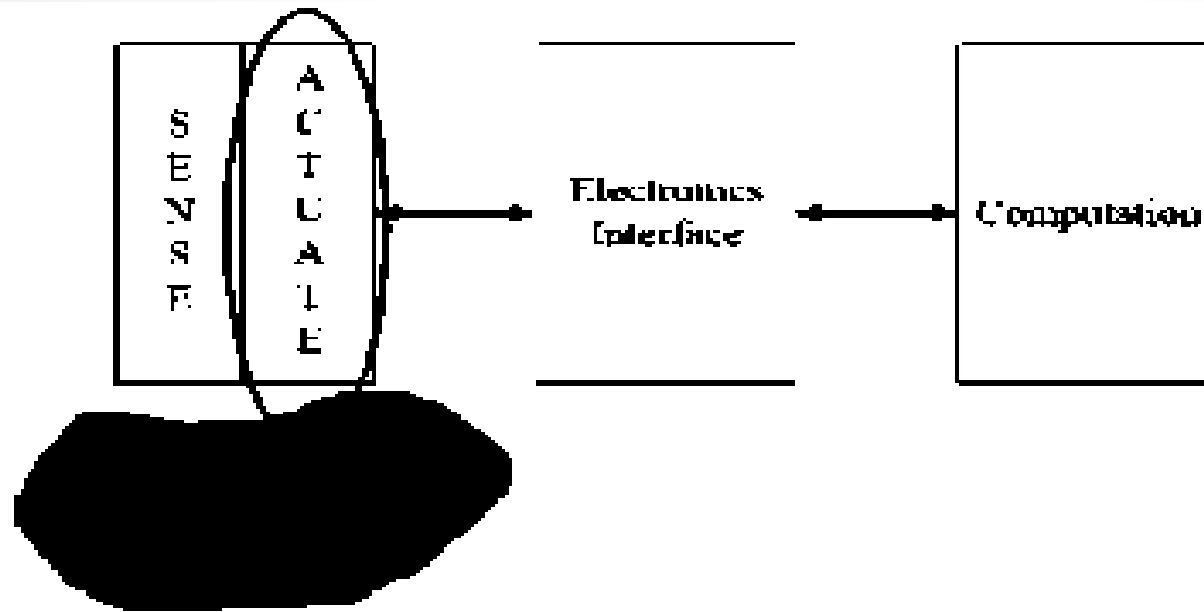
سیستم ابزار دقیق پزشکی



سنسور باید:

- پارامترهای بیومکانیک، بیوالکتریک، بیوشیمیایی یا بیوفیزیکی را آشکار کند.
- پاسخهای زمانی فیزیولوژیک پارامترهای فوق را تولید کند.
- ارتباط ایمنی را با مواد بیولوژیک فراهم کند.

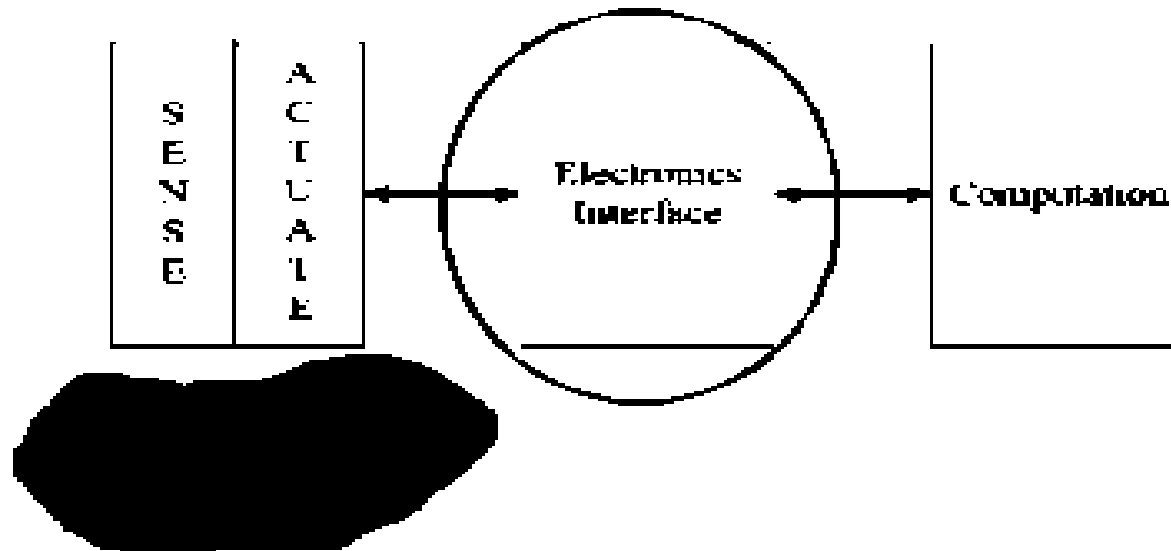
سیستم ابزار دقیق پزشکی



محرك باید:

- عامل واسطه خارجی را بواسطه ارتباط مستقیم یا غیرمستقیم اعمال کند.
- پارامترهای بیومکانیک، بیوالکتریک، بیوشیمیایی یا بیوفیزیکی را کنترل کند.
- ارتباط ایمنی را با مواد بیولوژیک فراهم کند.

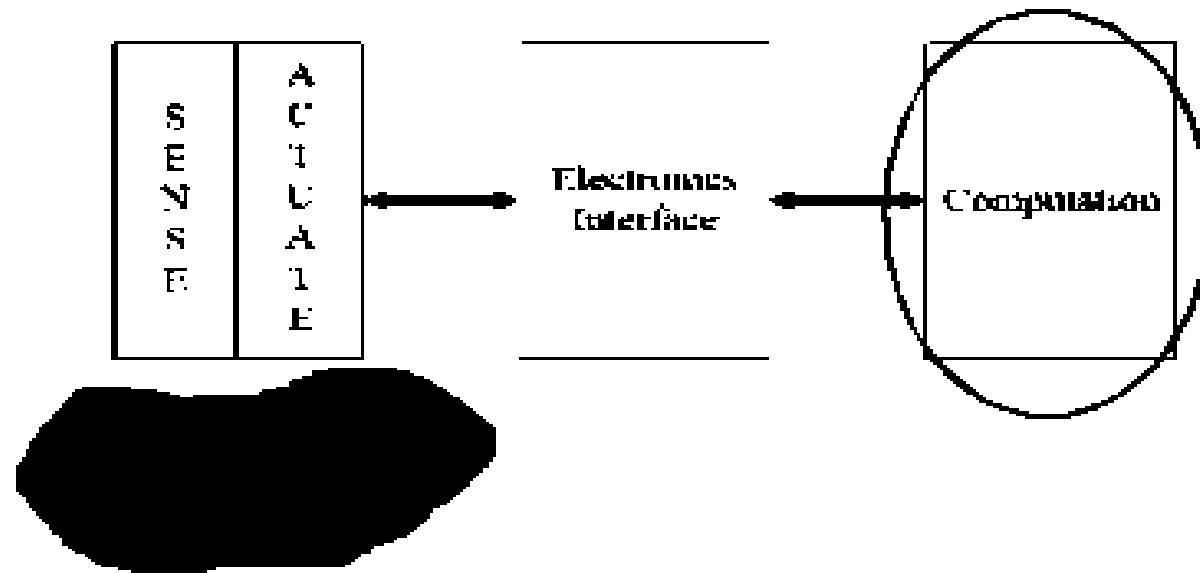
سیستم ابزار دقیق پزشکی



واسط الکترونیکی باید:

- مشخصه‌های الکتریکی سنسور/محرک را با واحد محاسبه تطبیق بدهد.
- نسبت سیگنال به نویز سنسور را حفظ کند.
- پهنای باند (یعنی پاسخ زمانی) سنسور/محرک را حفظ کند.
- ارتباط ایمنی را با سنسور/محرک فراهم کند.

سیستم ابزار دقیق پزشکی

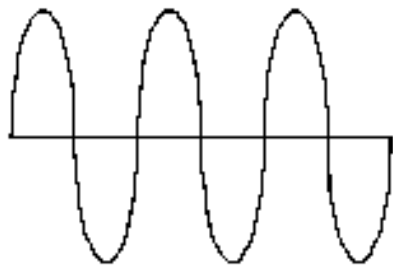


محاسب باید:

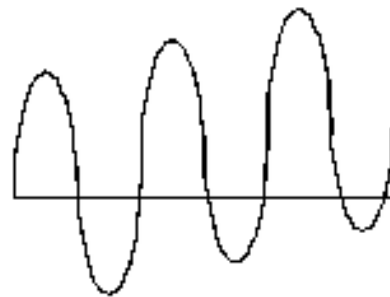
- دارای واسط مناسب و اصلی با کاربر باشد.
- کنترل اصلی برای سیستم کلی را شامل شود.
- قابلیت ذخیره را برای سیستم فراهم کند.
- پردازش سیگنال اصلی را برای سیستم انجام دهد.
- عملکرد ایمن کل سیستم را حفظ کند.

انواع ورودی ها

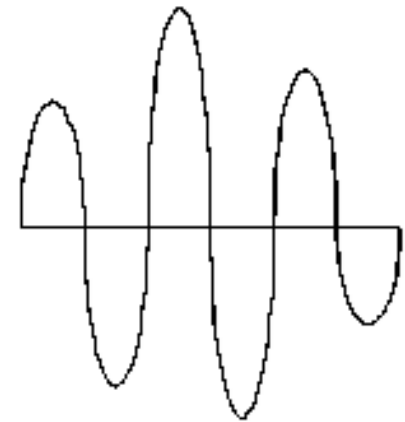
- ۱- ورودی مطلوب: کمیت یا سیگنالی که قصد اندازه گیری آنرا داریم.
- ۲- ورودی مزاحم: هر سیگنال یا نویز مزاحمی که به نحوی خروجی را تحت تاثیر قرار دهد.



(a)



(b)



(c)

(a) Original waveform. (b) An interfering input may shift the baseline. (c) A modifying input may change the gain.

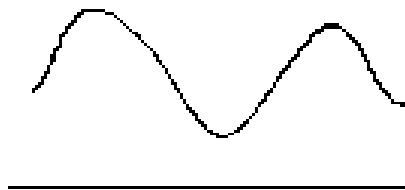
نویز و تداخل

۱- نویز (Noise)

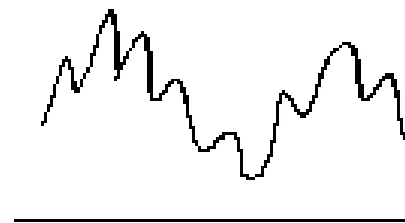
سیگنال مزاحمی است که منشاء تصادفی دارد.
مثال: نویز حرارتی که متوسط صفر و واریانس غیر صفر

۲- تداخل (Interference)

سیگنال مزاحمی است که منشاء یقینی دارد و رفتار آن قابل پیش‌بینی است.
مثال: فرکانس ۵۰ هرتز برق شهر در هنگام ثبت ECG



(a)



(b)

پارامترهای عمومی عملکرد وسیله (performance parameters)

برای مقایسه وسایل پزشکی (بیواینسرومنت) مختلف، معیار کمی نیاز است.

- ← در هنگام خرید وسیله جدید مهم است!
- برای چک کردن عملکرد طراحی جدید مناسب است.

نکات مهم عبارتند از:

- ۱- طراحی وسیله (سادگی کار با وسیله و ...)
- ۲- صحت و دقت آن
- ۳- میزان اثر سیگنالهای تناخلی و تغییر دهنده بر روی خروجی مطلوب وسیله

تقسیم‌بندی معیارهای عملکرد بر اساس فرکانس ورودی:

- ← استاتیک (ایستا) کارایی دستگاه برای ورودیهای DC یا با فرکانس کم
- ← دینامیک (پویا) کارایی دستگاه برای ورودیهای با فرکانس نسبتاً بالا

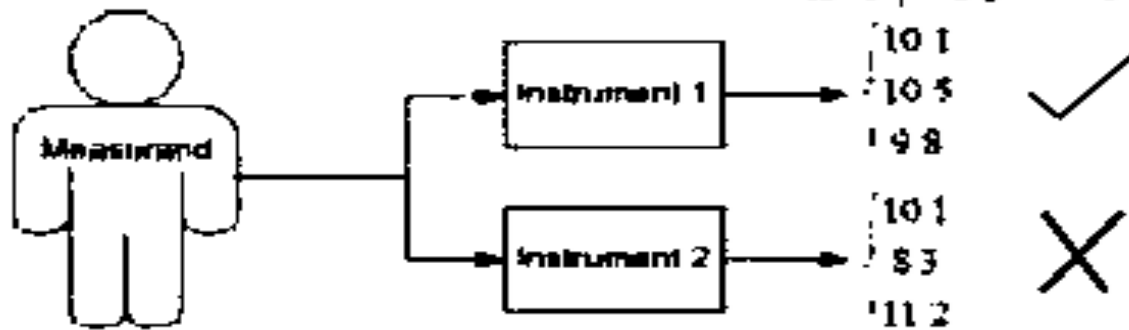
مشخصه های استاتیک (ایستا)

تکرار پذیری:

- اگر یک آزمایش را در شرایط یکسان تکرار کنیم، دستگاه خوب دستگهی است که در تعداد دفعات جواب یکسان بدهد.

← با ورودی یکسان و در یک پرورد زمانی

- معمولاً می گویند قابلیت تکرار کم یا زیاد است.



درجه تفکیک پذیری (Resolution):

- حداقل مقدار قابل تشخیص توسط سیستم که نشان دهنده آستانه تغییرات ورودی است.

- کوچکترین تغییری که در کمیت در حال اندازه گیری می دهیم و توسط وسیله تشخیص داده شود.

- درجهای را نشان می دهد که بین مقادیر نزدیک می توان تمایز قائل شد

آستانه (Threshold):

- اگر کمیت اندازه گیری از صفر شروع شود، آستانه با درجه تفکیک پذیری متناظر است.

- حد آستانه میزان کوچکترین تغییر در کمیت مورد اندازه گیری که یک تغییر قابل اندازه گیری در

خروجی مبدل را ایجاد نماید (درجه تفکیک پذیری در صفر)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

صحت (Accuracy):

- در مقابل خطا است.
- میزان نزدیکی مقداری که وسیله اندازه گیری نشان می دهد به مقدار واقعی
- به منشاء خطا توجه نمی کند!

- مقدار واقعی (y_0) از کجا آورده شود؟
- از راه تئوری محاسبه و یا تخمین زده شود.
- توسط یک اندازه گیر استاندارد اندازه گیری شود.

$$\text{خطای نسبی (خطای قرائت)} = \frac{|y - y_0|}{|y_0|} \quad \text{خطای مطلق} = |y - y_0|$$

$$\text{خطای تمام مقیاس (Full Range)} = \frac{|y - y_0|}{|y_{\max} - y_{\min}|}$$

$$\text{صحت} = 1 - \text{خطای نسبی} = 1 - \frac{|y - y_0|}{|y_0|}$$

$$\% \text{ صحت} = 1 - \frac{|y - y_0|}{|y_0|} \cdot 100 = \frac{|y_0| - |y - y_0|}{|y_0|} \cdot 100$$

مشخصه های استاتیک (ایستا)

نحوه بازنمایی خطا (بیانی از صحت):

۱- درصدی از مقدار خروجی

$$A - (\%X)A \leftarrow A \rightarrow A + (\%X)A$$

۲- درصدی از تمام مقیاس

$$A - (\%X)F \leftarrow A \rightarrow A + (\%X)F$$

۳- تعداد رقم در خروجی دیجیتال

$$A \pm \text{Digit}$$

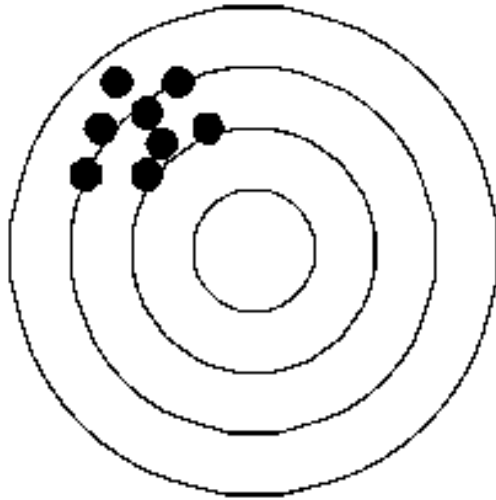
A: مقدار خوانده شده

X: خطای وسیله

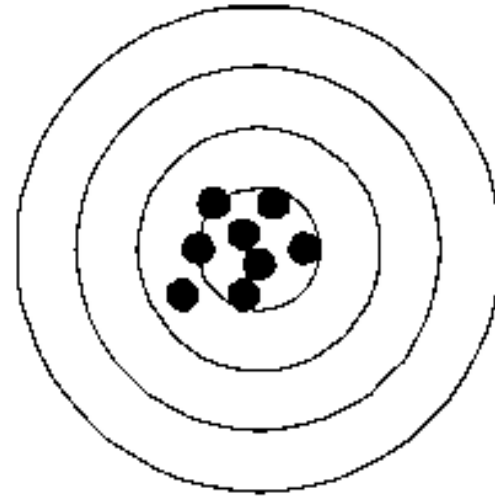
F: مقدار تمام مقیاس

مشخصه های استاتیک (ایستا)

تعیین صحت از روی نمودار توزیع داده‌ها:



(a)



(b)

سوال: دربارهٔ صحت نمودار توزیع داده‌های فوق بحث کنید؟

Data points with (a) low accuracy and (b) high accuracy.

مشخصه های استاتیک (ایستا)

دقت (Precision):

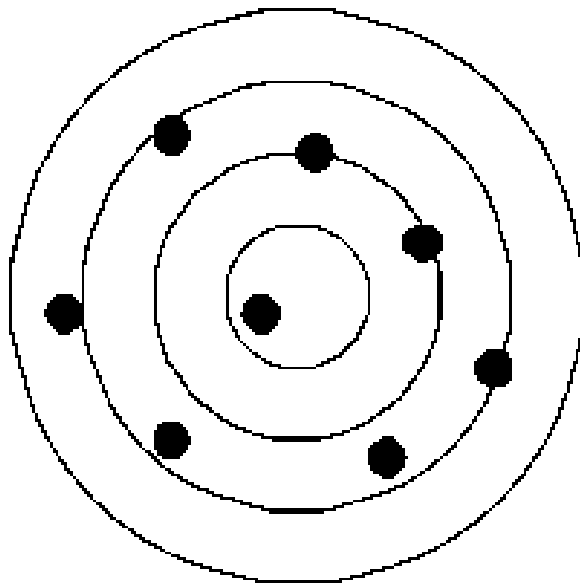
- صحت و دقت در فرهنگ لغات مترادف هستند ولی در اندازه گیری دو مقوله کاملاً جدا از هم هستند
- بیانگر میزان تکرارپذیری اندازه گیری است.
- میزانی از درجه توافق بین یک گروه از اندازه گیری ها است.
- تعداد ارقام بامعنی در مقدار اندازه گیری است (در اندازه گیریهای دیجیتال رایج است)

$$1.1v \rightarrow 1.156v \rightarrow 1.1568v$$

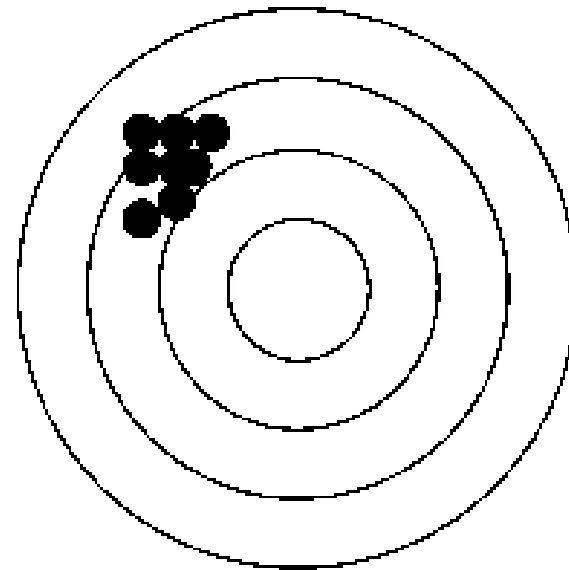
دقت بالا بمعنی صحت بالا نیست چون اثری از مقدار واقعی در آن دیده نمی شود!
طراحی بهینه: هنگامی است که دقت در حد صحت باشد.

مشخصه های استاتیک (ایستا)

تعیین دقت از روی نمودار توزیع داده‌ها:



(a)



(b)

سوال: درباره دقت نمودار توزیع داده‌های فوق بحث کنید؟

Data points with (a) low precision and (b) high precision.

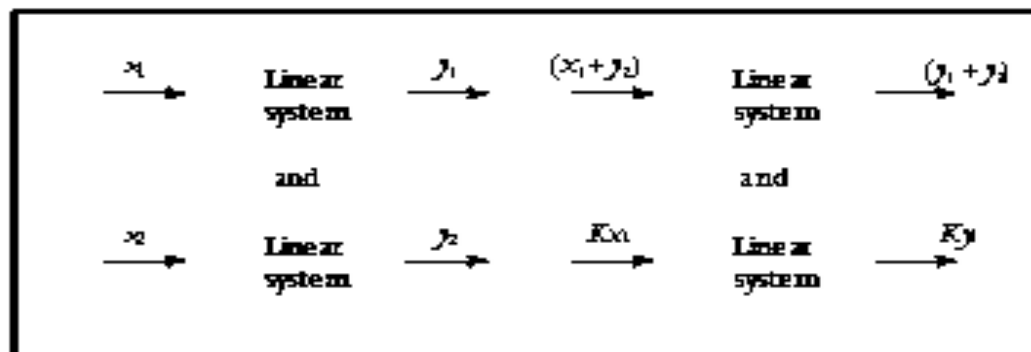
مشخصه های استاتیک (ایستا)

خطی بودن (Linearity):

ما علاقمند هستیم که سیستم در ناحیه خطی عمل کند چون از لحاظ پردازش، مشاهده و .. راحت تر است.



- صحت بالا بمعنی خطی بودن نیست.
- در عمل هیچ وسیله‌ای با پاسخ کاملاً خطی وجود ندارد



مشخصه های استاتیک (ایستا)

حساسیت استاتیک (Static Sensitivity):

تغییرات در خروجی سیستم به ازای تغییر در یک ورودی منفرد.

- راه حل: همه ورودیها بجز یک ورودی (ورودی مورد نظر در بحث حساسیت) را ثابت می گیریم.

$$SS = \frac{\Delta O}{\Delta I}$$

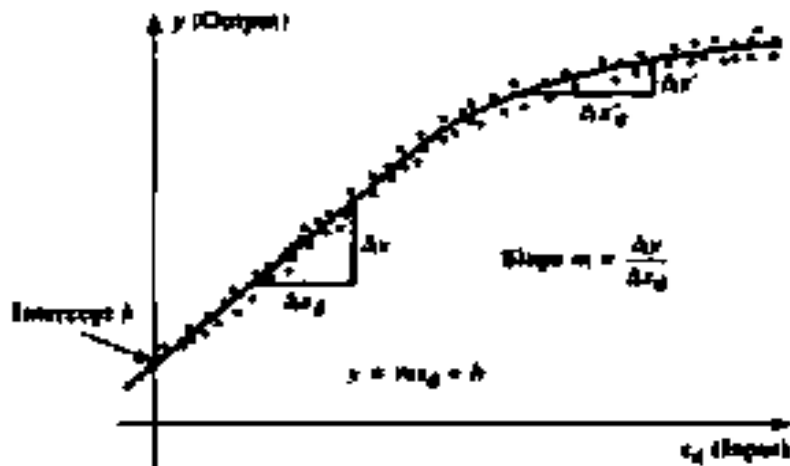
نحوه محاسبه: ورودی مورد نظر را بتدریج در محدوده عملکرد نرمال زیاد می کنیم و محدوده های از

خروجیها که برای محاسبه حساسیت لازم است را محاسبه می کنیم.

حساسیت استاتیک ممکن است فقط در یک بازه از عملکرد نرمال خطی باشد!

منحنی مشخصه

- حساسیت استاتیک = شیب منحنی مشخصه



141

	ورودی مطلوب (x_d)	خروجی (y)
۱		
۲		
۳		
⋮		
n		

مشخصه های استاتیک (ایستا)

حساسیت استاتیک (Static Sensitivity):

برای تقریب خطی نقاط حاصل از آزمایش و محاسبه حساسیت از روابط زیر می توانیم استفاده کنیم:

$$y = mx_d + b$$

m: شیب خط

b: عرض از مبدا

$$m = \frac{n \sum x_d y - (\sum x_d)(\sum y)}{n \sum x_d^2 - (\sum x_d)^2}$$

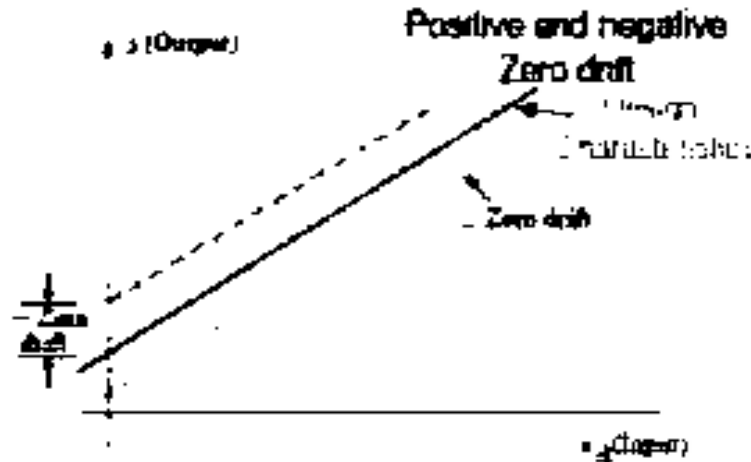
$$b = \frac{(\sum y)(\sum x_d^2) - (\sum x_d y)(\sum x_d)}{n \sum x_d^2 - (\sum x_d)^2}$$

مثال: حساسیت ترموکوپل $2 \frac{mV}{^\circ C}$ است یعنی به ازای تغییر ۱ درجه سانتیگراد، در خروجی تغییر ۲ میلی‌ولت را داریم.

مشخصه های استاتیک (ایستا)

انحراف از صفر (Zero Drift):

- پارامتری است که قابلیت تکرارپذیری را نشان می دهد
 - تغییر همه مقادیر خروجی را با یک اندازه مطلق یکسان در اثر سیگنالهای تداخلی و تغییردهنده انحراف از صفر نامیده می شود
 - نحوه اندازه گیری: با بررسی خروجی در وضعیتی که ورودی تغییر نمی کند، اندازه گیری می شود.
- برای تقریب خطی نقاط حاصل از آزمایش و محاسبه حساسیت از روابط زیر می توانیم استفاده کنیم:

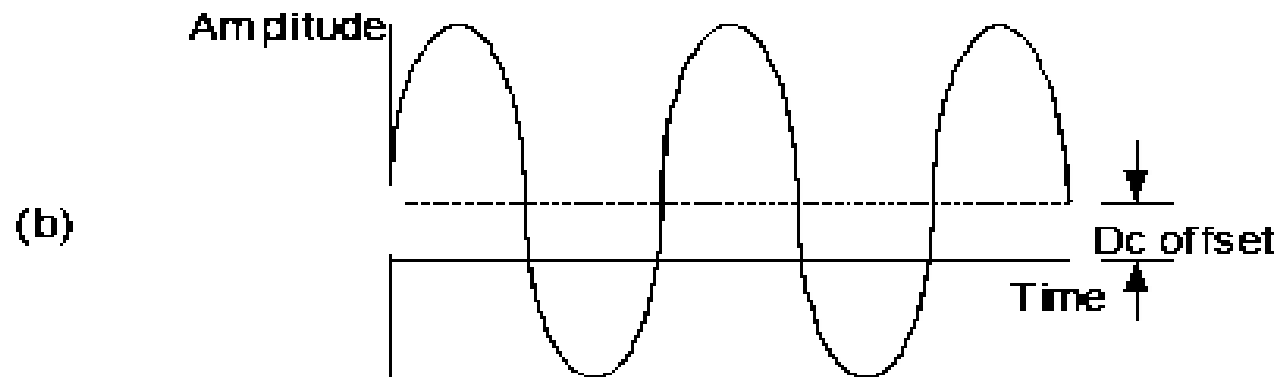
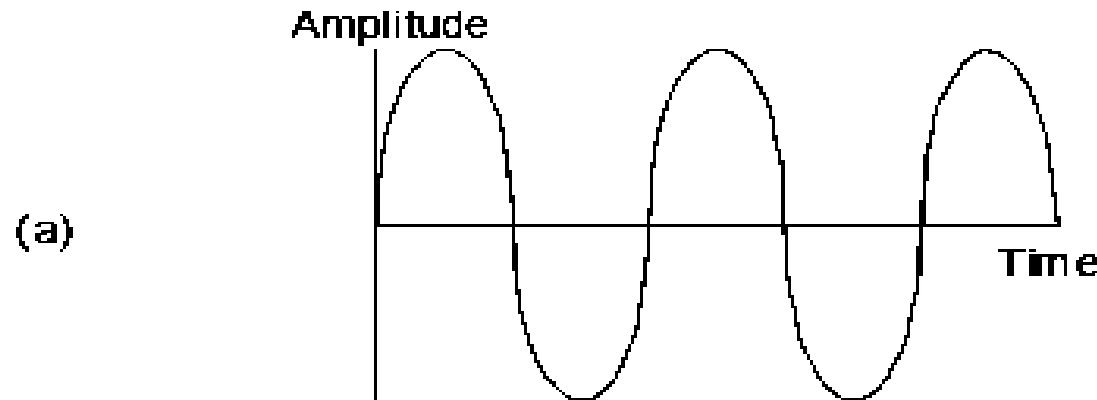


$$y = mx \rightarrow y = mx + \Delta b$$

برطرف کردن آن: یک مقدر ثابت را به سیگنال اضافه می کنیم و یا اینکه از سیگنال کم می کنیم.
اثر بر خطاها: خطای مطلق و خطای تمام مقیاس تغییر نمی کند ولی خطای نسبی بتدریج کم می شود.

مشخصه های استاتیک (ایستا)

یک نمونه از عوامل ایجاد انحراف از صفر (Zero Drift):
اضافه شدن مقدار ثابت DC (DC Offset) یا بالا رفتن خط مبنا (Baseline)



مشخصه های استاتیک (ایستا)

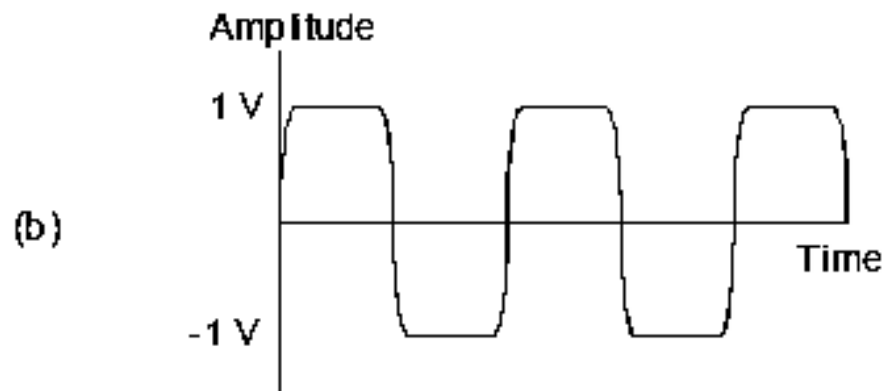
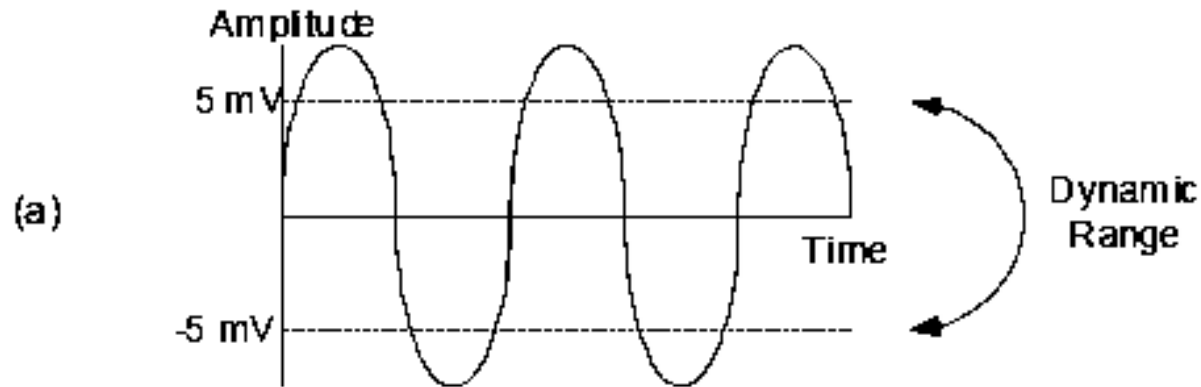
انحراف لز حساسیت (Sensitivity Drift):

- تغییر شیب نمودار کالیبراسیون استاتیک در اثر سیگنالهای تداخلی و تغییردهنده انحراف لز حساسیت نامیده می شود.
- خطایی متناسب با دامنه ورودی را باعث می شود.
- نشان دهنده عدم قابلیت تکرار اندازه گیری است.

مشخصه های استاتیک (ایستا)

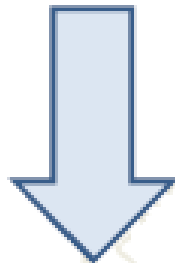
محدوده ورودی (Input Ranges):

- ماکزیمم مقدار ورودی است که سیستم عملکرد خطی داشته باشد.
- محدوده ورودی در حالت های استاتیک و دینامیک می تواند متفاوت باشد.



مشخصه های دینامیک (پویا)

- بیشتر کمیت‌هایی که اندازه‌گیری می‌شوند، کمیت‌های متغیر با زمان هستند.
- بنابراین بیشتر ابزار دقیق‌های پزشکی (بیواپترومنت) باید سیگنال‌های متغیر با زمان (تابعی از زمان) را اندازه‌گیری کنند.



- ۱- باعث می‌شوند تا مشخصه‌های دینامیک ابزار دقیق‌های پزشکی در نظر گرفته شوند و بررسی بشوند.
- ۲- سیستم اندازه‌گیری باید بگونه‌ای باشد که بتواند فیزیولوژیک را در سیستم اندازه‌گیری و دنبال کند.

- برای سیستم‌های دینامیکی روابط ورودی یعنی $x(t)$ با خروجی یعنی $y(t)$ با معادلات دیفرانسیلی - انتگرالی بیان می‌شود.

$$a_n \frac{d^n y}{dt^n} + \dots + a_1 \frac{dy}{dt} + a_0 y(t) = b_m \frac{d^m x}{dt^m} + \dots + b_1 \frac{dx}{dt} + b_0 x(t)$$

سنسورها

اندازه گیری سیگنال زیستی

■ مبدل Transducer.

■ تبدیل انرژی مورد اندازه گیری به انرژی مطلوب: فشارسنج، دما سنج.

■ سنسور: نوعی مبدل برای تبدیل کمیت به انرژی الکتریکی.

■ اندازه گیری اغلب با مدارهای الکترونیکی.

■ روش:

■ ایجاد پتانسیل یا جریان الکتریکی: اثر هال، اثر پیزوالکتریک، اثر فوتوالکتریک.

■ تغییر خواص الکتریکی: خاصیت خازنی، سلفی، مقاومتی.

مشخصات سنسور

- صحت عملکرد. Accuracy.
- اختلاف اندازه‌گیری با مقدار واقعی کمیت.
- دقت عملکرد. Precision.
- اختلاف بین اندازه‌گیری‌های یکسان.
- حساسیت. Sensitivity.
- نسبت تغییر پاسخ به تغییر کمیت.
- نسبت تغییر نسبی پاسخ به تغییر نسبی کمیت.
- نسبت سیگنال به نویز. SNR.
- محدودهٔ دینامیکی کافی. Dynamic Range.
- محدوده‌ای از مقدار کمیت که سنسور می‌تواند بطور مطلوب اندازه‌گیری کند.

اندازه گیری جابجایی

■ برای اندازه گیری تغییر شکل، تغییر حجم، میزان حرکت اندام یا بافت‌ها، اندازه گیری فشار و نیرو، اندازه گیری حجم و جریان مایعات بدن.

■ چگونه می توان جابجایی را اندازه گیری کرد؟



انواع سنسورهای جابجایی

■ مقاومتی.

■ پتانسیومتر.

■ کرنش سنج Strain gage.

■ کرنش سنج الاستیک.

■ القایی.

■ LVDT.

■ خازنی.

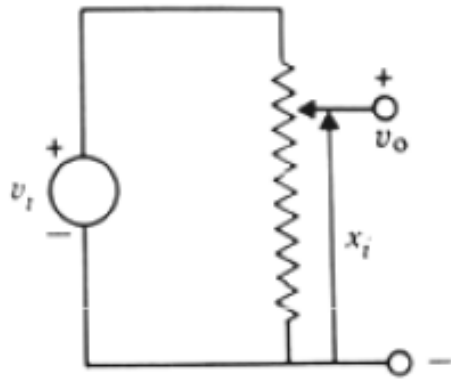
■ پیزوالکتریکی.

■ روش‌های تصویربرداری.

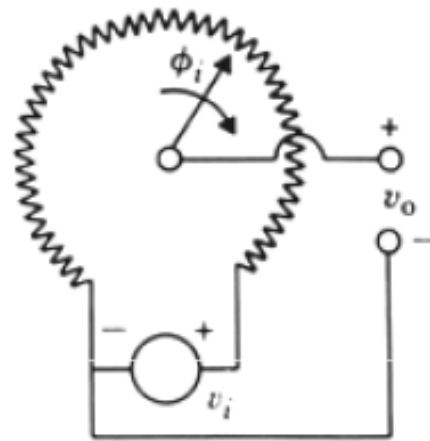
■ اندازه‌گیری دستی یا خودکار به کمک کامپیوتر از روی تصویرهای گرفته شده.

سنسور جابجایی از نوع مقاومتی : پتانسیومتر

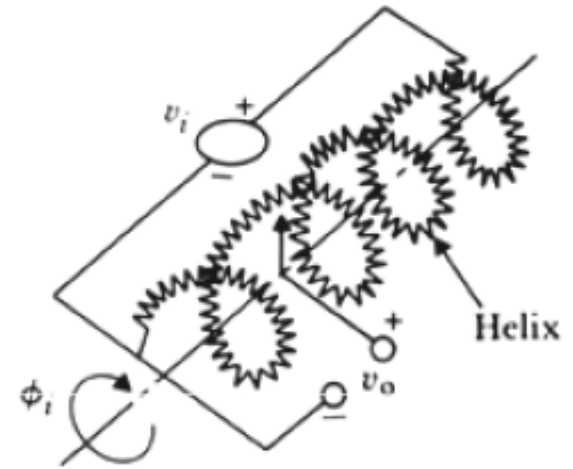
■ از جنس فیلم کربن، فیلم فلز، سرامیک، پلاستیک هادی، ...



(a) Translational



(b) Single-turn



(c) Multi-turn

سنسور جابجایی با کرنش سنج

$$R = \rho \frac{L}{A}$$

■ مقدار مقاومت یک سیم استوانه‌ای:

■ کشیده‌شدن یک مقاومت ← تغییر طول، سطح مقطع و مقاومت ویژه



■ قابل استفاده برای اندازه‌گیری جابجایی‌های کوچک.

کرنش سنج (Strain Gage)

$$R = \rho \frac{L}{A}$$

مشتق گرفتن :

$$dR = \rho \frac{dL}{A} - \rho A^{-2} L dA + L \frac{d\rho}{A}$$

نرمالیزه کردن به R :

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

$$\frac{\Delta A}{A} = -2\mu \frac{\Delta L}{L} \quad (\because \frac{\Delta D}{D} = -\mu \frac{\Delta L}{L})$$



$$\frac{\Delta R}{R} = \underbrace{(1 + 2\mu) \frac{\Delta L}{L}}_{\text{Dimensional effect}} + \underbrace{\frac{\Delta \rho}{\rho}}_{\text{Piezoresistive effect}}$$

ضریب پواسون: نسبت تغییر در قطر به تغییر در طول

اثر ابعادی

تغییر در ساختار شبکه‌ای مواد در اثر کرنش

gauge factor : $G = \frac{\Delta R}{\Delta L} = (1 + 2\mu) + \frac{\rho}{\Delta L}$ ضریب سنجش

برای مقایسه مواد مختلف کرنش سنج

انواع کرنش سنج

۱- کرنش سنج فلزی: اثر ابعادی در آن قوی تر است و می توان از اثر piezo-resistive صرف نظر کرد.

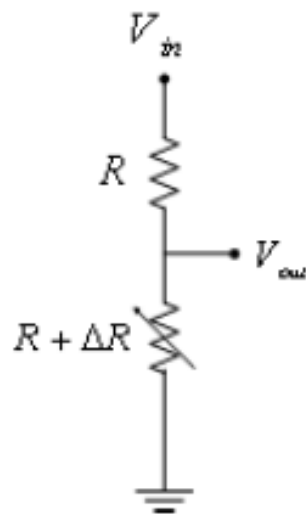
$$G = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = (1 + 2\mu)$$

۲- کرنش سنج نیمه هادی (Semiconductor): اثر piezo-resistive قوی تر است.

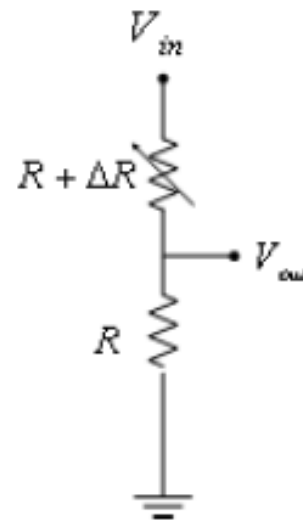
ضریب سنجش برای نیمه هادی خیلی بیشتر است (۵۰ تا ۷۰ برابر) ولی به حرارت حساسیت قابل توجهی دارد. در استفاده از نیمه هادیها باید جبران سازی حرارتی را انجام داد. چطور؟
تغییرات مقاومت با کشش غیر خطی تر است.

مدار تقسیم مقاومتی

- برای تبدیل تغییر مقاومت به ولتاژ استفاده می‌شود بگونه‌ای که از این ولتاژ در مدارهای الکتریکی - الکترونیکی استفاده خواهیم کرد.
- برای یک سنسور مناسب است.



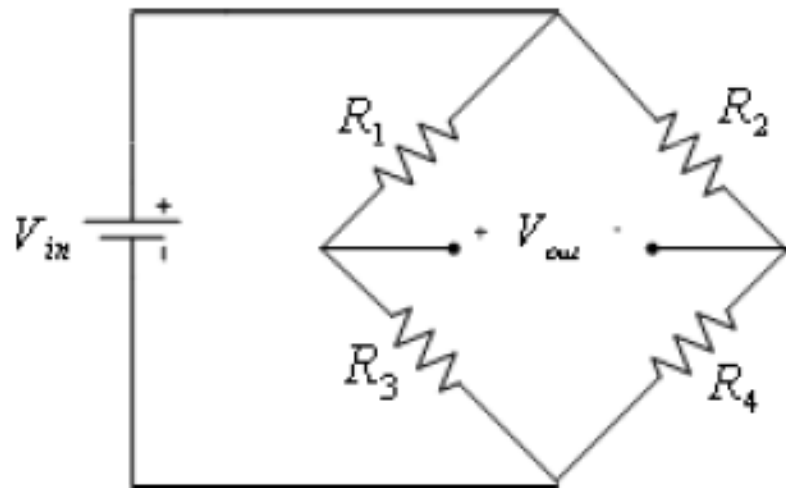
$$V_{out} = \frac{R + \Delta R}{2R + \Delta R} \times V_{in}$$



$$V_{out} = \frac{R}{2R + \Delta R} \times V_{in}$$

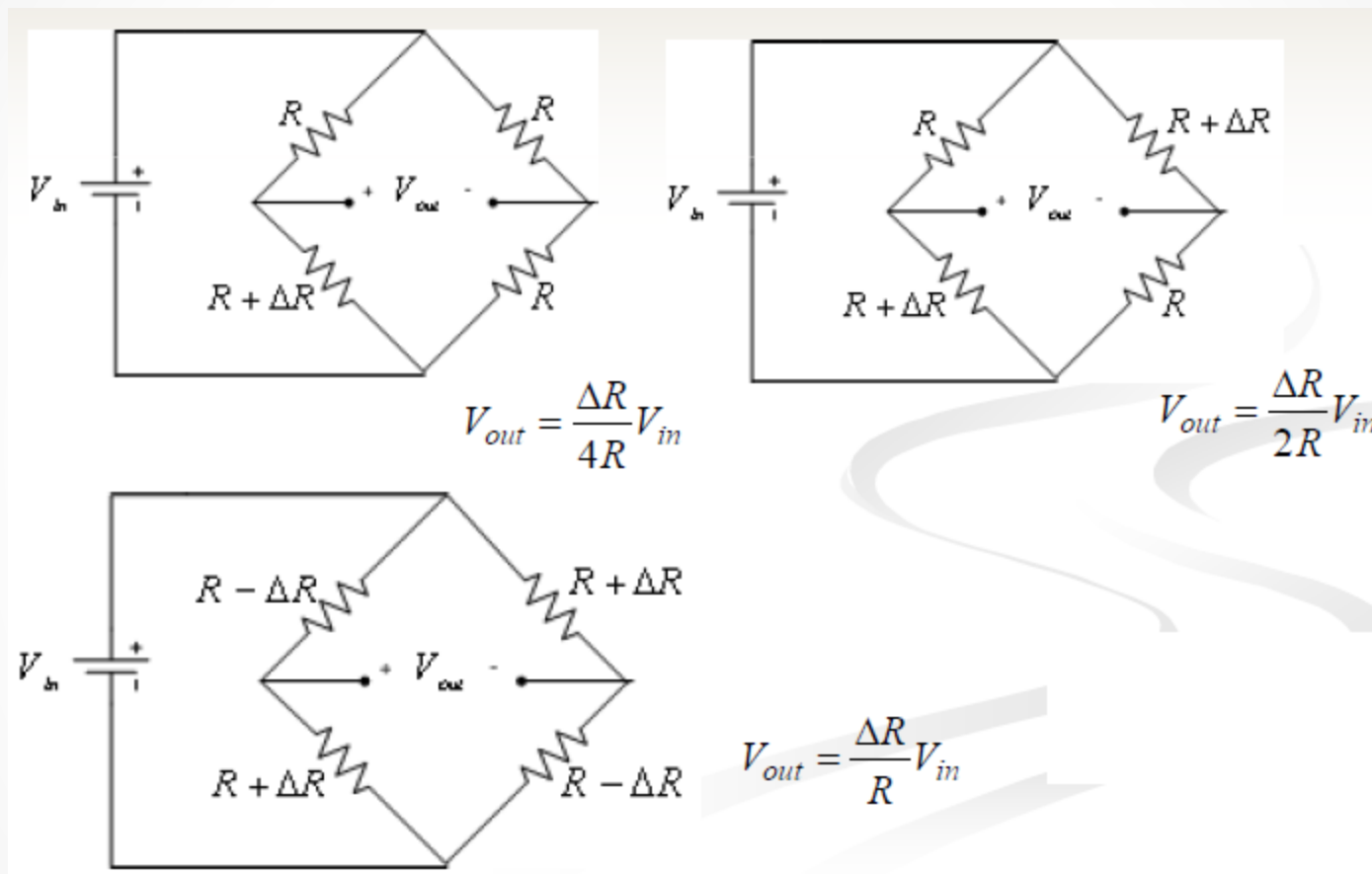
ایرادها

- حساسیت سنسور خیلی کم است.
- سنسورها معمولاً به بیش از یک کمیت وابسته هستند. (دما در مورد کرنش سنج)
- پل و تستون.

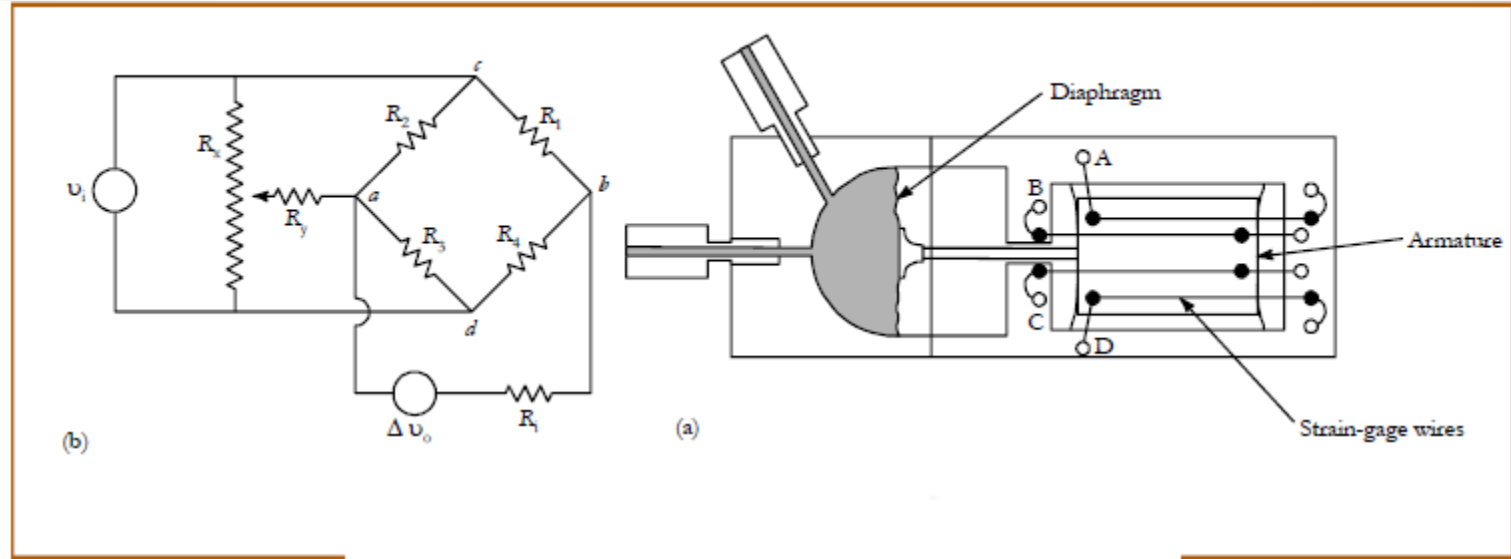


$$V_{out} = \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_4}{R_2 + R_4} \right) V_{in}$$

انواع بکارگیری سنسور در پل وتستون

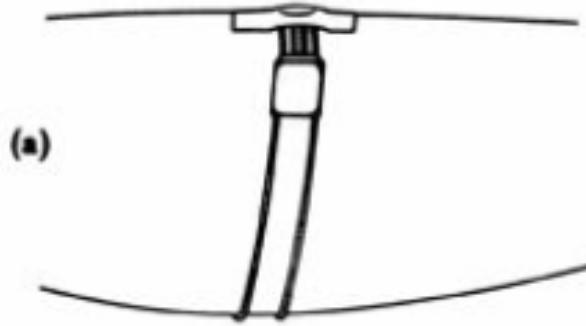


اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج



کرنش سنج الاستیک

■ لاستیک پر شده با جیوه یا الکترولیت.



سنسور جابجایی سلفی

$$L = n^2 G \mu$$

n = number of turns of coil

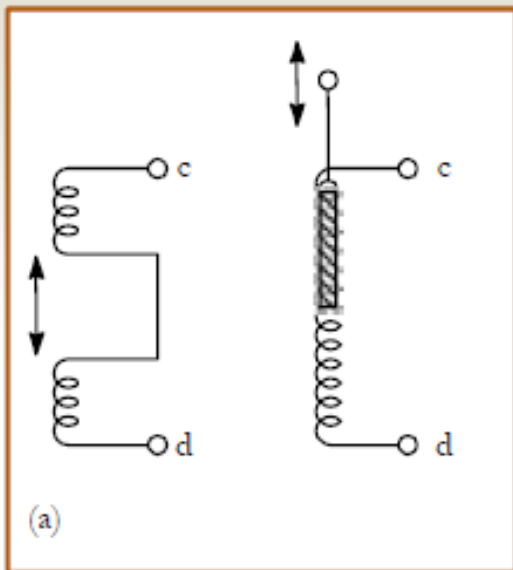
G = geometric form factor

μ = effective permeability of the medium

ایده: با وابسته کردن هر یک از سه پارامتر فوق به کمیت مورد نظر در اندازه‌گیری مثل جابجایی، می‌توانیم تغییرات کمیت را بصورت تغییرات اندوکتانس اندازه‌گیری کنیم.

میدان الکتریکی بر آن اثری ندارد، اما میدان مغناطیسی ممکن است اغتشاش ایجاد کند.

سنسور جابجایی سلفی

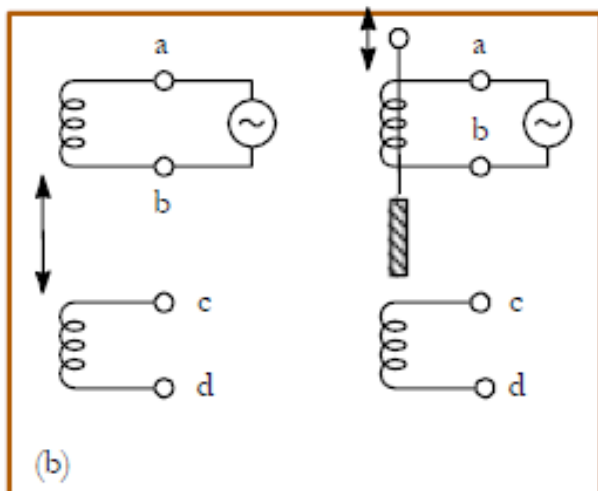


ایده: جابجایی هسته مغناطیسی در داخل سیم پیچ و یا فاصله بین حلقه های سیم پیچ باعث تغییر اندوکتانس

تغییر اندوکتانس بصورت خطی با جابجایی رابطه ندارد. تشخیص حرکت، یکطرفه.

مزایا: مصرف توان پایین و ایجاد تغییرات بزرگ در اندوکتانس

Inductive displacement sensors (a) Self-inductance.



ایده: تغییر در ضریب القای متقابل مغناطیسی (M) در اثر جابجایی.

ایراد: ولتاژ در سیم پیچی دوم، تابع غیرخطی از فاصله دو سیم پیچ است. تشخیص حرکت، یکطرفه.

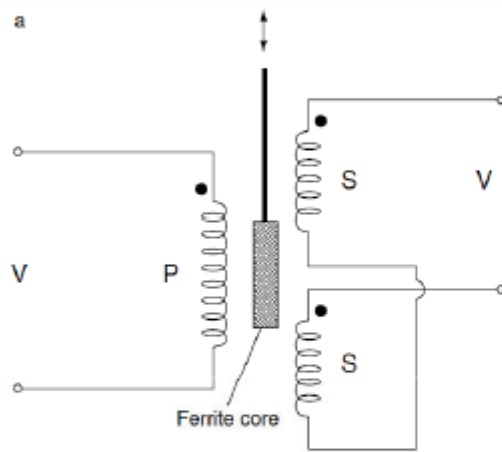
کسب حساسیت بالا: مدار ثانویه در فرکانس ورودی تشدید ایجاد کند.

Inductive displacement sensors (b) Mutual inductance.

سنسور جابجایی سلفی

Inductive displacement sensors (c) Differential transformer.
LVDT (Linear Variable Differential Transformer)

ایده: دو سیم پیچ ثانویه بگونه‌ای با هم سری شده‌اند که ولتاژ القاشده در آنها از هم کم می‌شود: خطی بودن بیشتر.



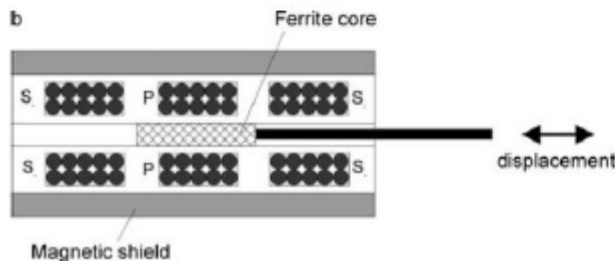
مزایا: ۱- خطی بودن در یک محدوده وسیع.

۲- امکان تشخیص جهت حرکت.

۳- حساسیت LVDT بیشتر از استرین گیج است.

ایراد: به تجهیزات پردازش سیگنال پیچیده‌تری نیاز دارد.

کاربردها: اندازه‌گیری فشار، جابجایی و نیرو



فرکانس تحریک معمولا بین ۶۰ هرتز تا ۲۰ کیلوهرتز

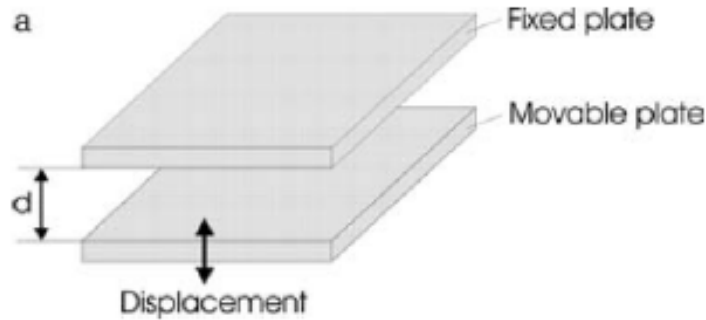
خطی بودن: ۰/۲۵٪

محدوده ورودی: ۰/۱ تا ۲۵۰ میلی‌متر.

حساسیت: ۰/۵ تا ۲ میلی‌ولت برای جابجایی ۰/۰۱ میلیمتر

به ازای دامنه ورودی ۱ ولت.

سنسور خازنی

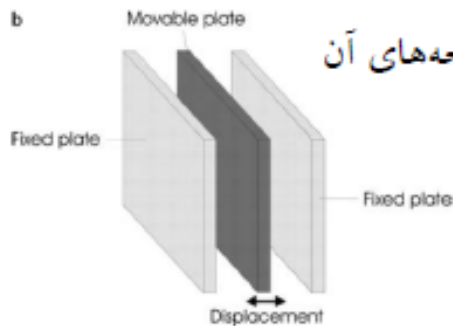


$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x}$$

ایده: پارامتر مورد اندازه‌گیری با تغییر یکی از سه عامل فوق، خاصیت خازنی را تغییر دهد.

مثال: در صورتی که فاصله بین دو صفحه بعنوان کمیت مورد اندازه‌گیری در نظر گرفته شود، حساسیت نسبی ظرفیت خازن را به جابجایی بدست آورید؟

کاربردها: ۱- اندازه‌گیری نرخ تنفس ۲- اندازه‌گیری جابجایی بیمار با قرار دادن چند سنسور در زیر تخت بیمار
سنسور با ظرفیت خازنی تفاضلی.



مسئله: رابطه خروجی ورودی را برای یک پل خازنی متعادل شده، که یکی از شاخه‌های آن با خازن‌های تفاضلی درست شده باشد را بدست آورید.

سنسور پیزوالکتریک

تغییر ساختار کریستالی در نتیجه اعمال نیرو: تغییر در نحوه قرار گیری بارها: ایجاد بار بر سطح ماده.



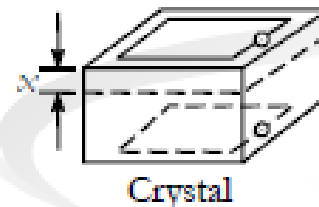
اعمال ولتاژ نیز باعث تغییر شکل سنسور پیزوالکتریک می شود.

با فرض بی نهایت بودن مقاومت نشتی:

$$q = k.F = K.x$$

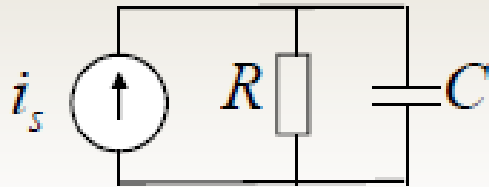
ولتاژ ایجاد شده روی ماده پیزوالکتریک:

$$V = \frac{q}{C_s} = \frac{k f}{C_s} = \frac{k f x}{\epsilon_0 \epsilon_r A}$$



مقدار k برای کوارتز، $2/3$ و برای تیتانات باریم، 140 پیکوکولون بر نیوتن.

سنسور پیزوالکتریک



ماده پیزوالکتریک دارای مقاومت نشتی محدودی از مرتبه گیگا اهم است.

مدل الکتریکی سنسور بصورت روبرو است:

$$i_s = \frac{dq}{dt} = K \cdot \frac{dx}{dt}$$

رابطه ولتاژ اندازه گیری شده از سنسور با جابجایی ورودی:

$$\frac{V_o(\omega)}{x(\omega)} = \frac{K}{C} \frac{j\omega\tau}{j\omega\tau + 1}$$

$$\tau = RC$$

کاربردهای سنسور پیزوالکتریک

- میکروفون: صداهای قلب (فونوکاردیوگرافی) یا اصوات Korotkoff.
- مبدل‌های فراصوت
- تصویربرداری.
- سنجش فاصله.
- اثر داپلر.
- بعنوان سنسور فشار، سنسور شتاب.

اندازه گیری دما

- دمای داخلی بدن براساس فیذبک‌های زیستی در فرد سالم حدود ۳۷ درجه تنظیم با امکان نیم‌درجه تغییر تنظیم می‌شود.
- افزایش دما نشانه بیماری یا صدمه است و کاهش دما نشانه شوک می‌باشد.
 - تشخیص شوک از دمای خارجی بدن.
 - تشخیص تب.
 - ارتباط دما با سطح بیهوشی
 - نواحی صدمه دیده، از جمله التهاب مفاصل.
- ناحیه اندازه‌گیری دما:
 - باید منعکس‌کننده دمای داخلی بدن باشد.
 - تغییرات محیطی اثر کمی بر آن داشته باشد.
- ترموکوپل، ترمیستور، اندازه‌گیری تابش، پتانسیل اتصال p-n،

ترمیستور

Thermistor (Thermal Resistor): نیمه‌هادی از مواد سرامیکی با حساسیت دمایی بالا.
انواع ترمیستور:

Negative Temperature Coefficient (NTC)

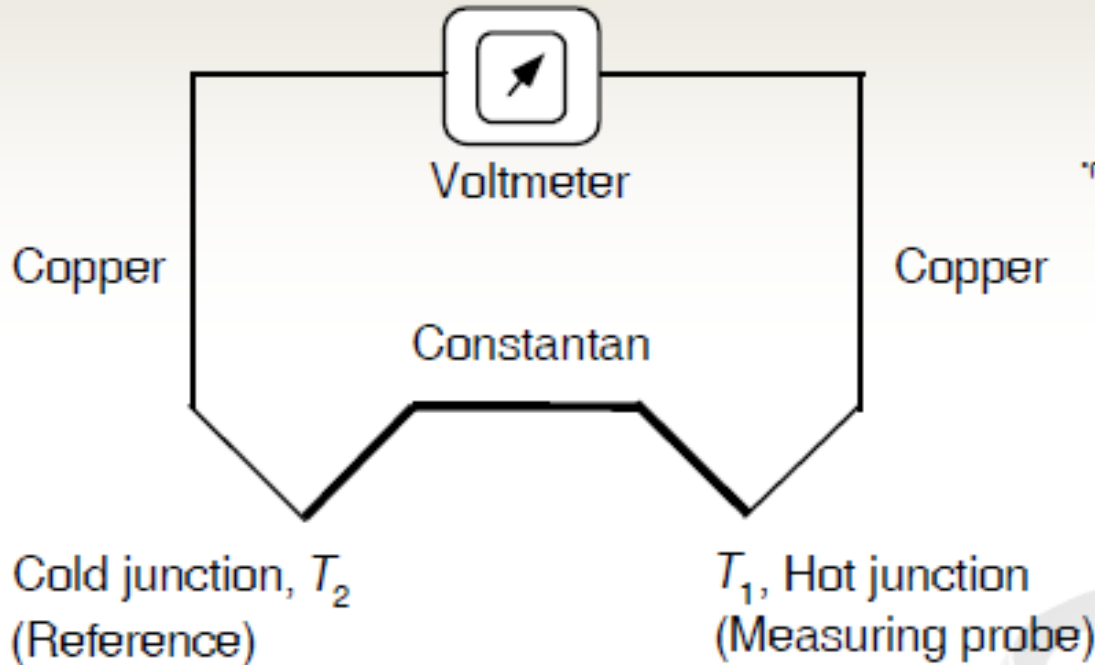
Positive Temperature Coefficient (PTC)

NTC متداول‌تر است.

: رابطه مقاومت بر حسب دما (کلوین)
(برای ترمیستور NTC)

$$R_T = R_0 e^{\beta \frac{(T_0 - T)}{T T_0}} = R_0 e^{\left[\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \beta \right]}$$

ترموکوپل



عامل ایجاد پتانسیل:
پتانسیل حاصل از اتصال دو جنس متفاوت.
پتانسیل حاصل از گرادیان دما در طول هر سیم.

$$E = a(T_1 - T_2) + \frac{1}{2}b(T_1^2 - T_2^2)$$

a and b are constants that depend on the thermocouple pair, with T in kelvins

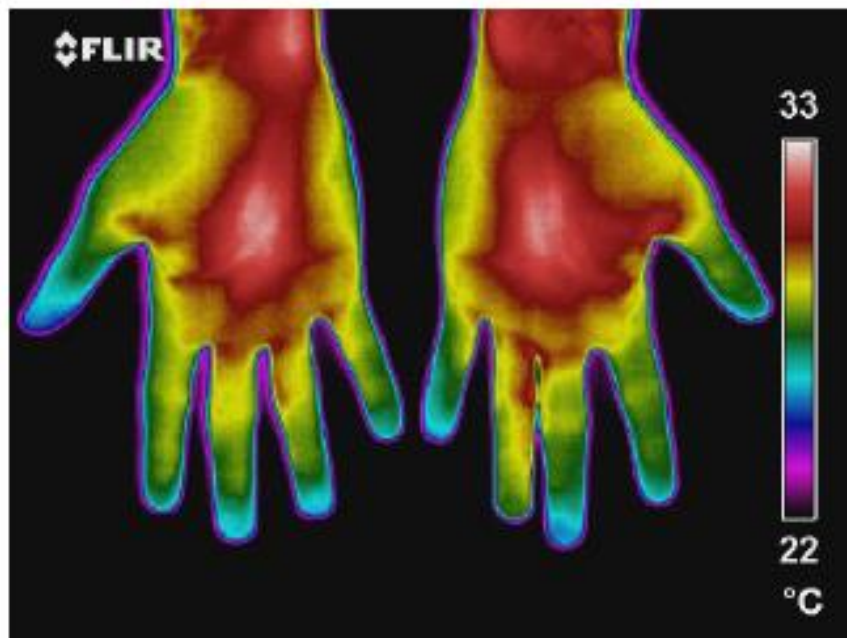
حرارت سنجی تشعشعی

رابطه شناخته شده‌ای بین دمای سطح و توان تشعشی وجود دارد.

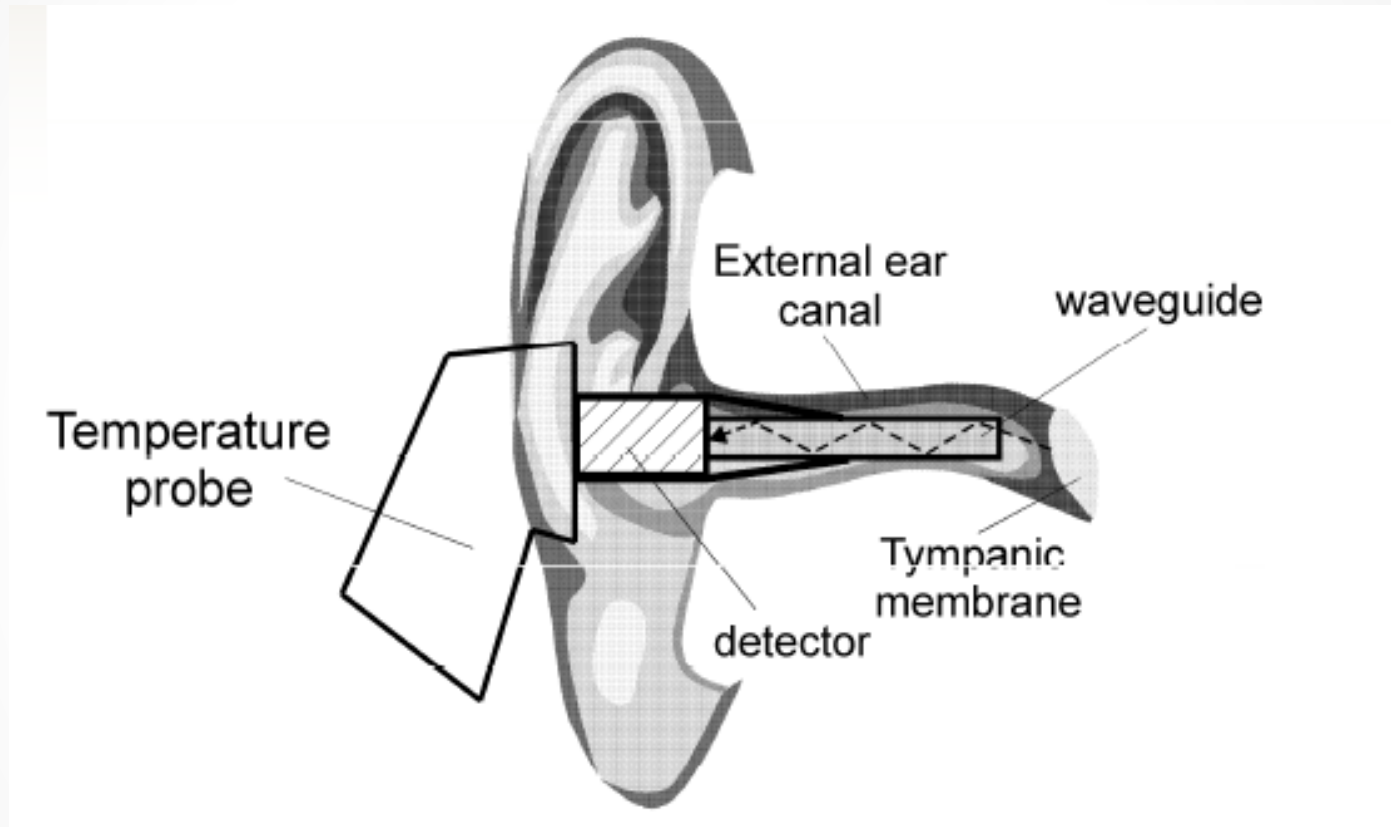
- امکان اندازه‌گیری دمای بدن بدون تماس فیزیکی را فراهم می‌کند.

- ترموگرافی: توزیع دمای بدن با حساسیت در حد چند دهم کلونین

- کاربردهای ترموگرافی: تهیه نقشه حرارتی بدن، تشخیص سرطان سینه، خرابی بافت در اثر سرمازدگی و سوختگی



اندازه گیری دمای مرکز بدن به روش تابشی



اندازه گیری نوری

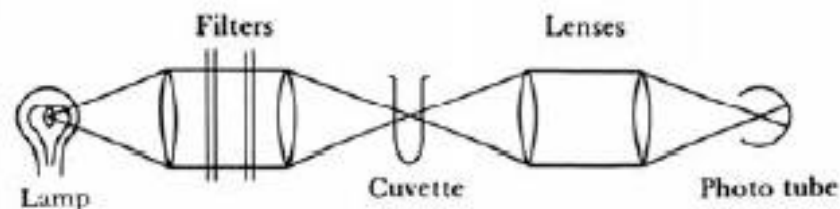
(a) General block diagram of an optical instrument.

(b) Highest efficiency is obtained by using an intense lamp, lenses to gather and focus the light on the sample in the cuvette, and a sensitive detector.

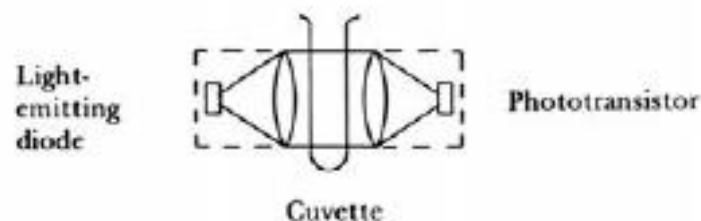
(c) Solid-state lamps and detectors may simplify the system.



(a)



(b)



(c)

کاربردها:

- ۱- اندازه گیریهای شیمیایی - بیولوژیک (هموگلوبین خون، بررسی ادرار و ...)
- ۲- اندازه گیری میزان اشباع خون

فرستنده نوری (مولد نور)

۱- لامپهای تنگستن

- طیف وسیعی از طول موج را تولید می‌کند.
- طیف نور ایجاد شده وابسته به دما است و دمای ایجاد شده توسط فیلامنت به ولتاژ وابسته است. نتیجه: تنظیم ولتاژ لامپ و تغذیه الکتریکی آن خیلی مهم است.
- لامپهای تنگستن بازدهی کمی دارند و این بازدهی به مرور زمان کم می‌شود.

۲- مولد نوری بر اساس تخلیه الکتریکی:

- اساسی مانند فلاشهای الکتریکی دارند و یک ولتاژ زیاد را ناگهان در فضای گازی اعمال می‌کند.

- کاربرد: در مواقعی که احتیاج به قطع و وصل کردن سریع نور داریم. مثلاً در تحریک چشم

برای ثبت سیگنال ERG

۳- دیودهای نورانی (LED):

- بر اساس تکنولوژی نیمه‌هادیها است.
- محدوده طول موجی خاصی را دارد.
- مزیت: حجم آن کم است و مصرف کم دارند.
- ایراد: ۱- توان نوری که ایجاد می‌کند کم است. ۲- تنوع طول موج نداریم.

- ۴- اشعه لیزر: تک‌فام است و تفرق کم و قابلیت تمرکز بالا دارد.

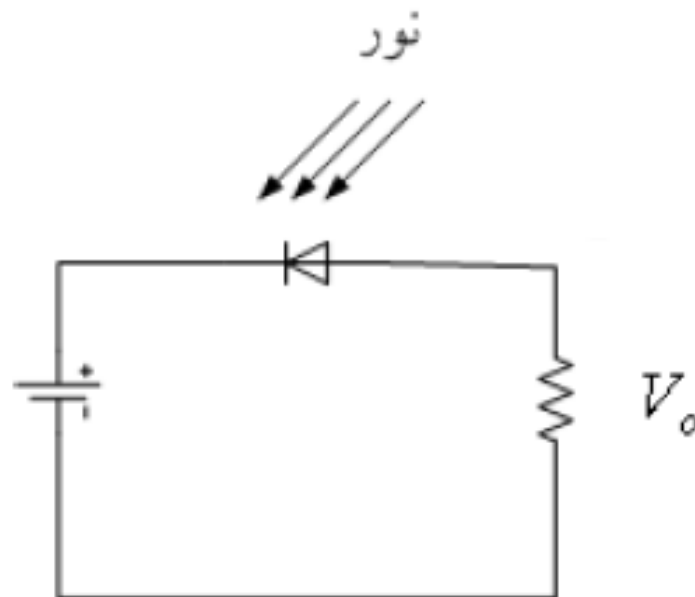
آشکارسازی نوری

۱- مقاومت نوری (Photoresistor)

- یک نیمه هادی نوع P یا N است.
- به هر فرکانسی جواب نمی دهد و سرعت پاسخ دهی آنها پایین است.

۲- فوتودیود

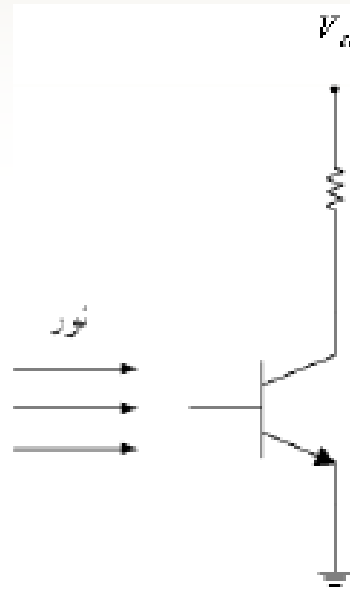
- یک اتصال P-N است که باید بصورت معکوس بایاس شود.
- در جریان صفر، ولتاژ داریم که به این ولتاژ فوتوولتاییک می گوئیم.
- در اثر افزایش نور، جریان اشباع معکوس زیاد می شود.



آشکارسازی نوری

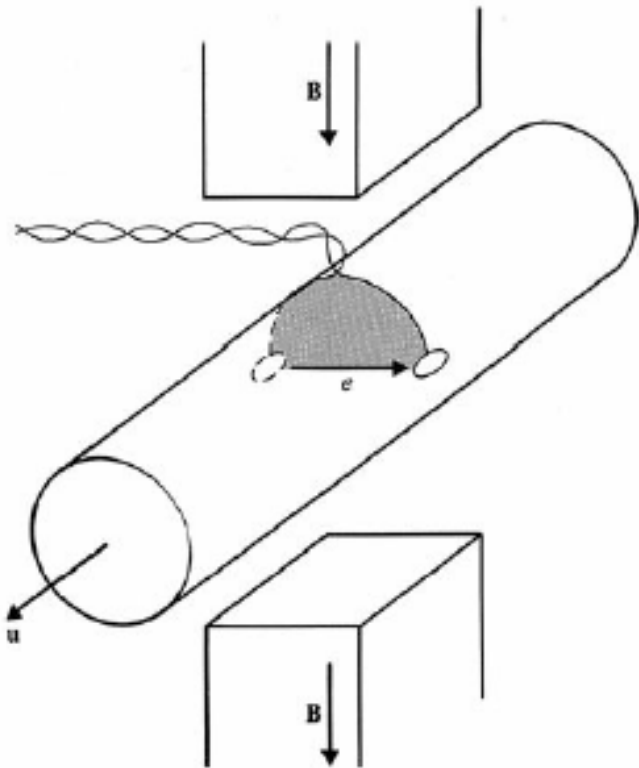
۳- فوتو ترانزیستور

- بیس ترانزیستور باز است و نور تابیده شده به بیس کار جریان بیس را انجام می دهد.



سنسور اثر هال

- ذره باردار متحرک میدان مغناطیسی را قطع کند، نیرویی بر آن وارد می‌شود.
- جداسدن یون‌ها: ایجاد میدان الکتریکی.
- ایجاد تعادل بین نیروی مغناطیسی و الکتریکی.



$$\begin{aligned} F &= q(u \times B) \\ qE &= q \frac{V}{L} \quad \left| \quad F = qE \right. \\ V &= L.(u \times B) = Blu \end{aligned}$$

- مثال: اندازه‌گیری سرعت خون در رگ.

سنسورهای شیمیایی

■ ایجاد سیگنال الکتریکی متناسب با غلظت یک ماده خاص.

■ پارامترهای بالینی مهم در خون:

■ اندازه‌گیری pH خون.

■ فشار نسبی و اشباع اکسیژن در خون.

■ فشار نسبی دی‌اکسید کربن در خون.

■ هماتوکریت و هموگلوبین.

■ سدیم، پتاسیم، کلسیم و کلراید خون.

■ گلوکز، لاکتوز، کریتینین و اوره خون.

■ اندازه‌گیری در آزمایشگاه یا اندازه‌گیری هم‌زمان.

■ حین عمل جراحی، در بخش مراقبت ویژه: بیانگر وضعیت حیاتی، عمق بی‌هوشی و ...

■ سنسورهای الکتروشیمیایی.

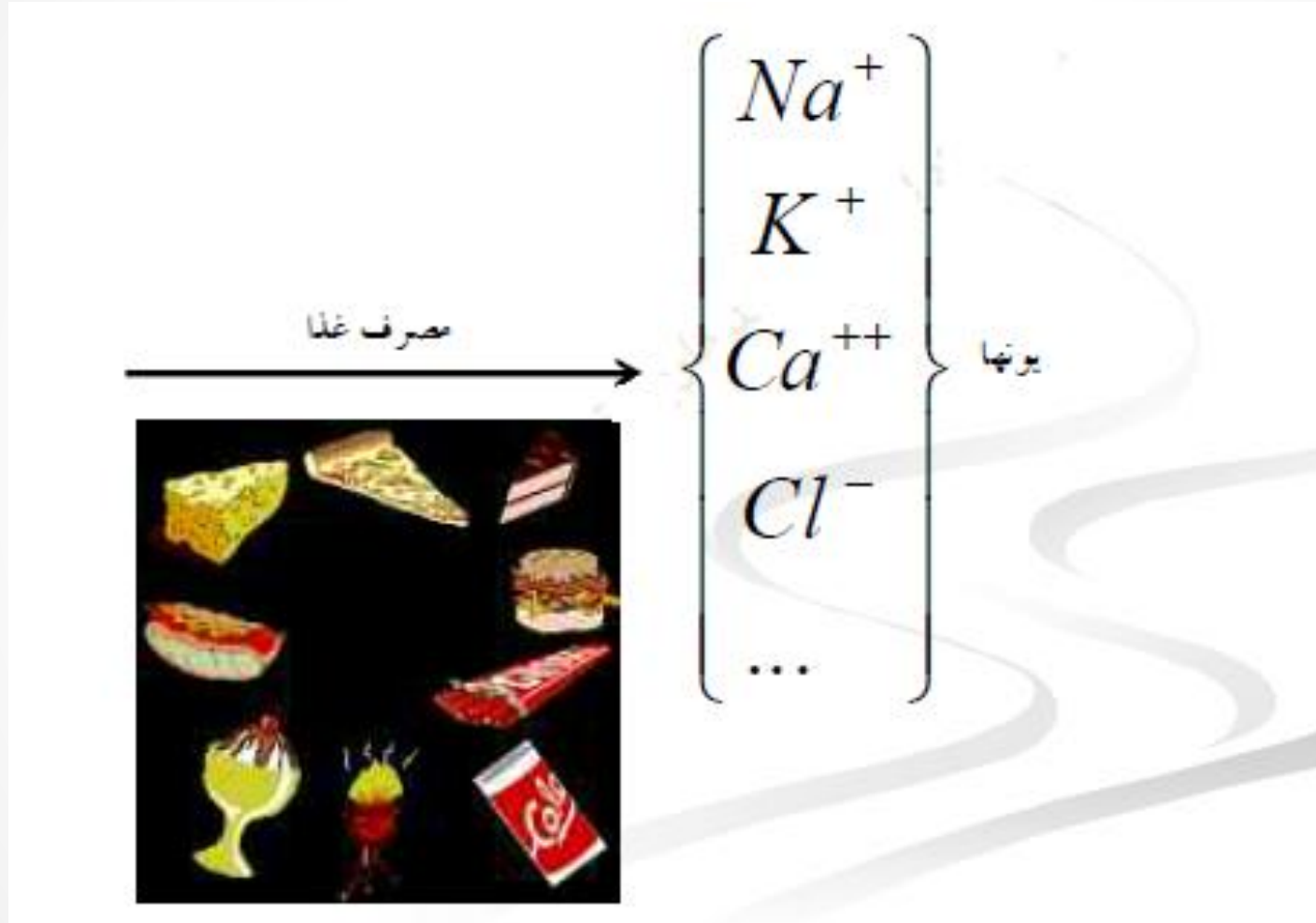
■ روش‌های نوری، مانند: پالس اکسیمتری.

سنسورهای شیمیایی

- سنسورهای بسیار کوچک.
- اندازه‌گیری بطور هم‌زمان.
- بکارگیری در کنترل هم‌زمان سیستم‌های تزریق دارو.
 - کنترل خودکار ضربان‌ساز قلب، دی‌فیبریلاتور.
 - تنظیم خودکار سطح بی‌هوشی.
 - تنظیم خودکار سطح انسولین در بیماران قند.
 - تنظیم و مراقبت هنگام اعمال اکسیژن به نوزادان زودرس.

پتانسیل حیاتی

مصرف غذا و یون ها



آکسون

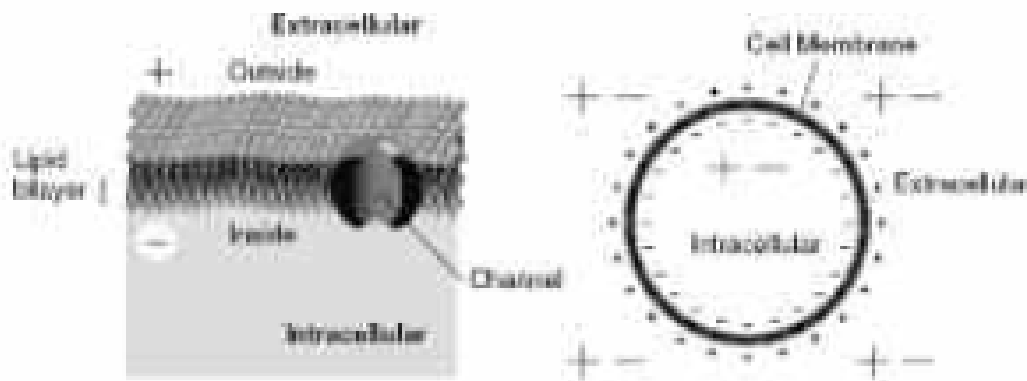
- عملکرد: خط انتقال برای جابجا کردن اطلاعات از یک نورون به نورون دیگر با سرعت بالا
- طول: ۱ متر (نخاع) به چند میلی متر (مغز)
- قطر: کمتر از ۱ تا ۵۰۰ میکرومتر
- قطر بیشتر: سرعت انتقال بیشتر
- سرعت انتقال سیگنال: ۵ تا ۱۲۰ متر بر ثانیه
- آکسونهای بزرگتر: با صفحات میلین احاطه شده‌اند و فواصلی (Gap) که گره رانویه نامیده می‌شوند اجازه می‌دهند تا پتانسیل عمل از یک گره به دیگری بپرد
- انتهای آکسون: یک شبکه که از ۱۰۰۰۰ شاخه ساخته شده است (Presynaptic Terminals).

غشاء سلول

- نورون دارای یک جداسازی بار در امتداد غشای بیرونی اش است.
- نفوذپذیری انتخابی غشاء به یونها ← جداسازی بار ← پتانسیل غشاء را نتیجه می دهد.
- غشاء سلول:

خارج: مثبت است (بعنوان زمین یعنی 0 mV تعریف می شود)
داخل: منفی

- پتانسیل غشاء (V_m) تقریباً -60 تا -90 میلی ولت است که به نوع سلول بستگی دارد.
- پتانسیل استراحت (بدون تحریک) -60 میلی ولت است.
- انتقال اطلاعات (Signaling) شامل تغییرات V_m در امتداد غشاء است.
- فقط یونها در امتداد درون/ بیرون غشاء سلول مسئول پتانسیل غشاء هستند.



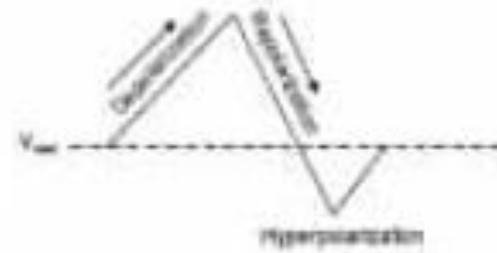
$$V_m = v_i - v_o = -60\text{mV}$$

Graded Response

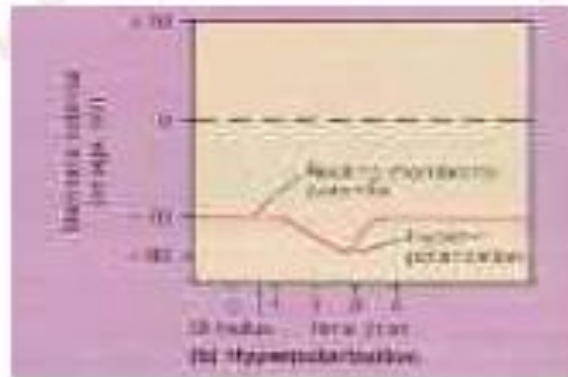
- یک نورون می تواند پتانسیل غشاء نورون دیگر را با آزاد کردن Neurotransmitter تغییر بدهد.
- تغییر در پتانسیل غشاء در غشاء Postsynaptic ← تبدیل از انرژی شیمیایی Neurotransmitter به انرژی الکتریکی ← تغییر در پتانسیل غشاء به اینکه چقدر Neurotransmitter دریافت شود، بستگی دارد (می تواند دپلاریزه شود یا هایپرپلاریزه شود) ← این حالت Graded Response نامیده می شود.
- Graded Response با مقدار Neurotransmitter ای که دریافت می شود بستگی دارد
- فرض: Neurotransmitter ای که دریافت می شود در سیناپس انتگرالگیری یا جمع می شود

دپلاریزه، رپلاریزه و هایپرپلاریزه

دپلاریزه (Depolarization): افزایش پتانسیل غشاء از پتانسیل استراحت است.
 رپلاریزه (Repolarization): برگشت پتانسیل غشاء به حالت استراحت است.



هایپرپلاریزه (Hyperpolarization) حالتی است که غشاء منفی تر از پتانسیل استراحت (یعنی -۶۰ تا -۷۰ میلی ولت) شود.

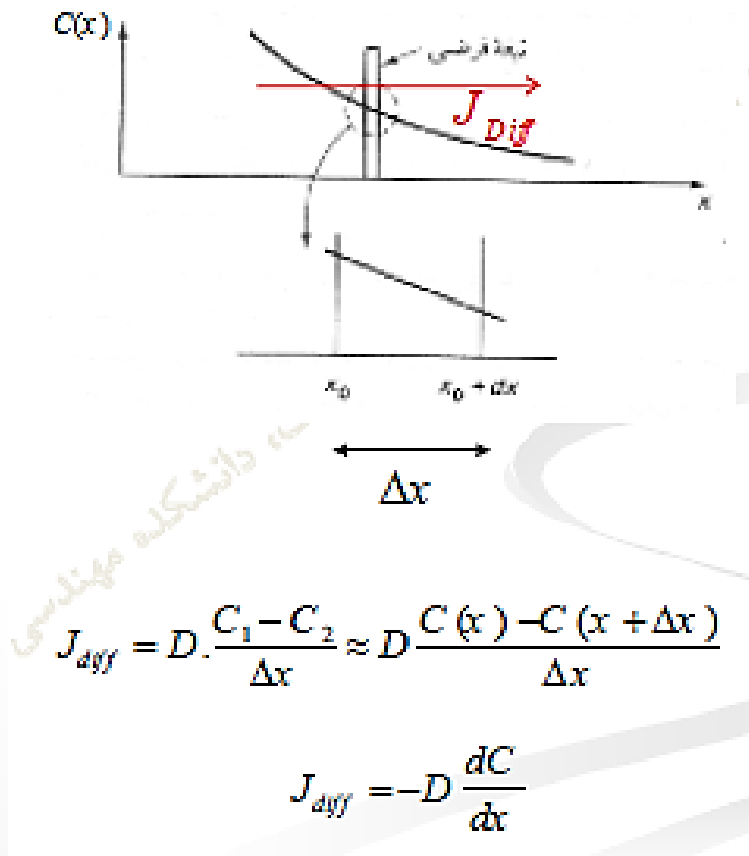


ساختار سلول

- سلول خلطت یونی را با استفاده از غشاء نفوذپذیر انتخابی (Selectively Permeable Membrane) و پمپهای یونی فعال حفظ می کند.
- غشاء سلول (با تقریباً ۱۰ نانومتر ضخامت) شامل یک دولایه لیپیدی است (۲ صفحه که با عایق جدا شده اند) دارای خواص خازنی است.
- مایع خارج سلولی ← بطور عمده Na^+ و Cl^-
- مایع درون سلولی ← بطور عمده K^+ و A^- (آنیونهای زیستی بزرگ که بطور عمده اسید آمینه ها و پروتئینها هستند که از غشاء عبور نمی کنند)
- یونها فقط می توانند از طریق غشاء سلول عبور کنند
- کانالها انتخابی هستند، یا فعال یا غیرفعال

دیفیوژن (Diffusion)

تعریف: انتقال از محیط با غلظت بالا به محیط با غلظت پایتر در اثر اختلاف غلظت



رانش (Drift)

ذرات باردار ← توسط ذرات باردار دیگر و میدانهای الکتریکی تحت تاثیر قرار می گیرند.

$$V_d \propto \propto E$$

V_d : سرعت ذره

μ : ضریب تحرک

E : میدان الکتریکی

هر چه تعداد یونها بیشتر باشد، شارش ناشی از رانش بیشتر است:

$$J_{drift} \propto \propto [c] E$$

بر طبق رابطه $F=qE$ تعداد بار الکتریکی حمل شده توسط یون مهم است:

$$J_{drift} \propto \propto [c] \cdot Z \cdot E$$

چون میدان الکتریکی، گرادیان پتانسیل الکتریکی است، داریم:

$$Na^+, K^+ \Rightarrow Z = +1$$

$$Ca^{++} \Rightarrow Z = +2$$

$$Cl^- \Rightarrow Z = -1$$

$$J_{drift} \propto \propto [c] Z \cdot \frac{dv}{dx}$$

رابطه انیشتین

تعریف: رابطه بین ضریب انتشار (دیفیوژن) و ضریب تحرک را برقرار می‌کند.

$$\frac{D}{\mu} = \frac{KT}{q} = \frac{RT}{F}$$

D: ثابت انتشار

μ : ضریب تحرک

K: ثابت بولتزمن

T: دما بر حسب کلوین

q: بار الکترون

R: ثابت عمومی

F: عدد فارادی

$$K = 1.38 \cdot 10^{-23} \frac{J}{^{\circ}K}$$

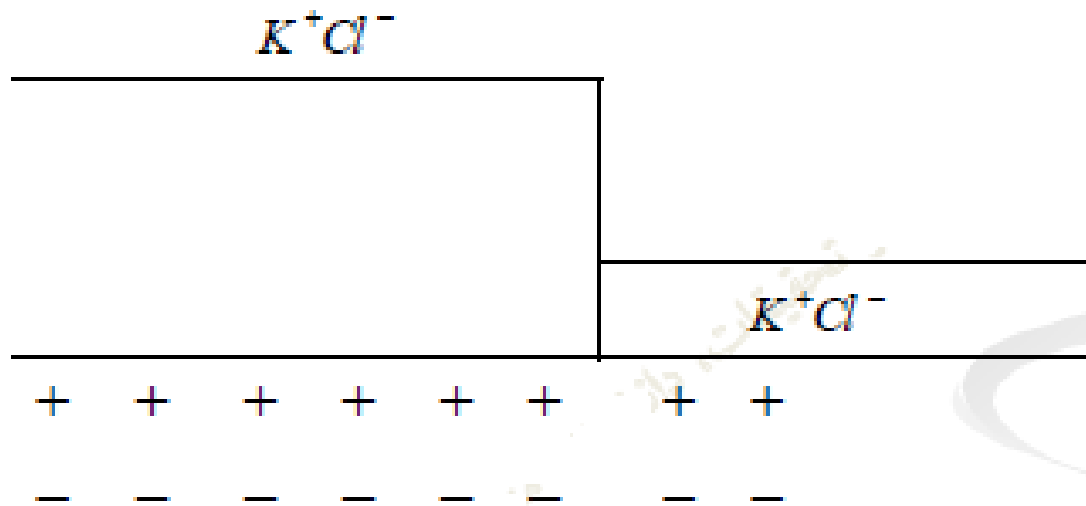
$$q = 1.6 \cdot 10^{-19} C$$

در دمای ۳۰۰ درجه کلوین (۲۷ درجه سلسیوس) داریم:

$$\frac{D}{\mu} = \frac{KT}{q} = \frac{RT}{F} = 26mV$$

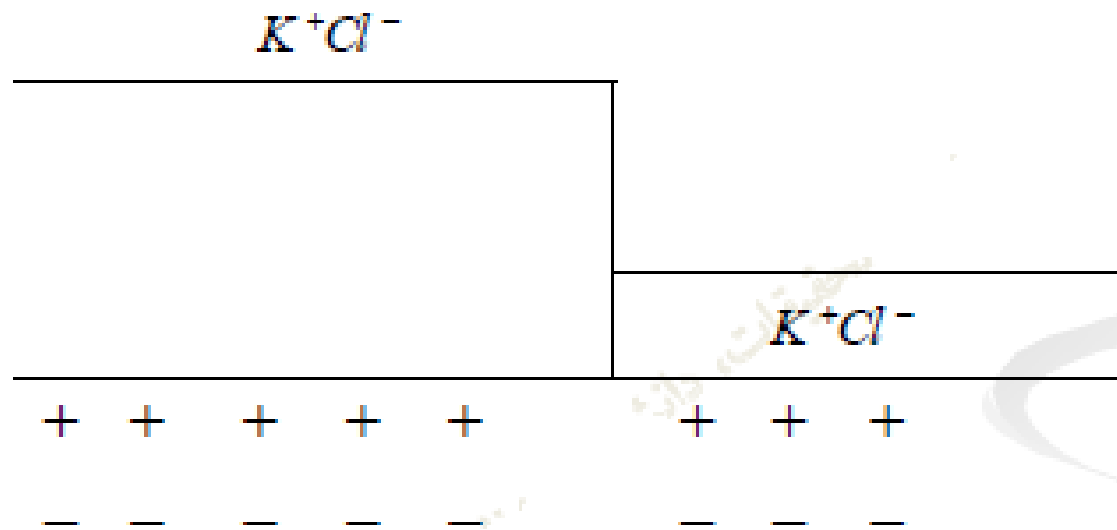
غشاء نفوذ پذیر به دو یون

۱- در ابتدا امکان دیفیوژن بخاطر اختلاف غلظت وجود دارد ولی امکان رانش وجود ندارد چون اختلاف بار الکتریکی نداریم.



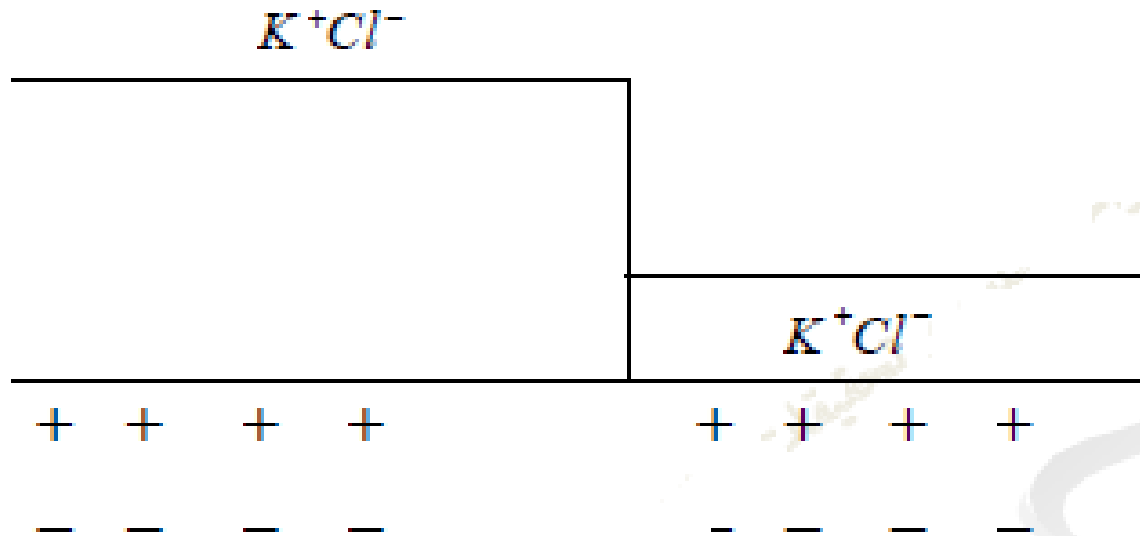
غشاء نفوذ پذیر به دو یون

۲- دیفیوژن صورت می گیرد ولی رانش نداریم. در ضمن میزان دیفیوژن نسبت به مرحله قبل کمتر است چون اختلاف غلظت کمتر شده است.



غشاء نفوذ پذیر به دو یون

۳- دیفیوژن نداریم چون غلظت دو طرف یکی است و رانش نداریم چون میدان الکتریکی نداریم.

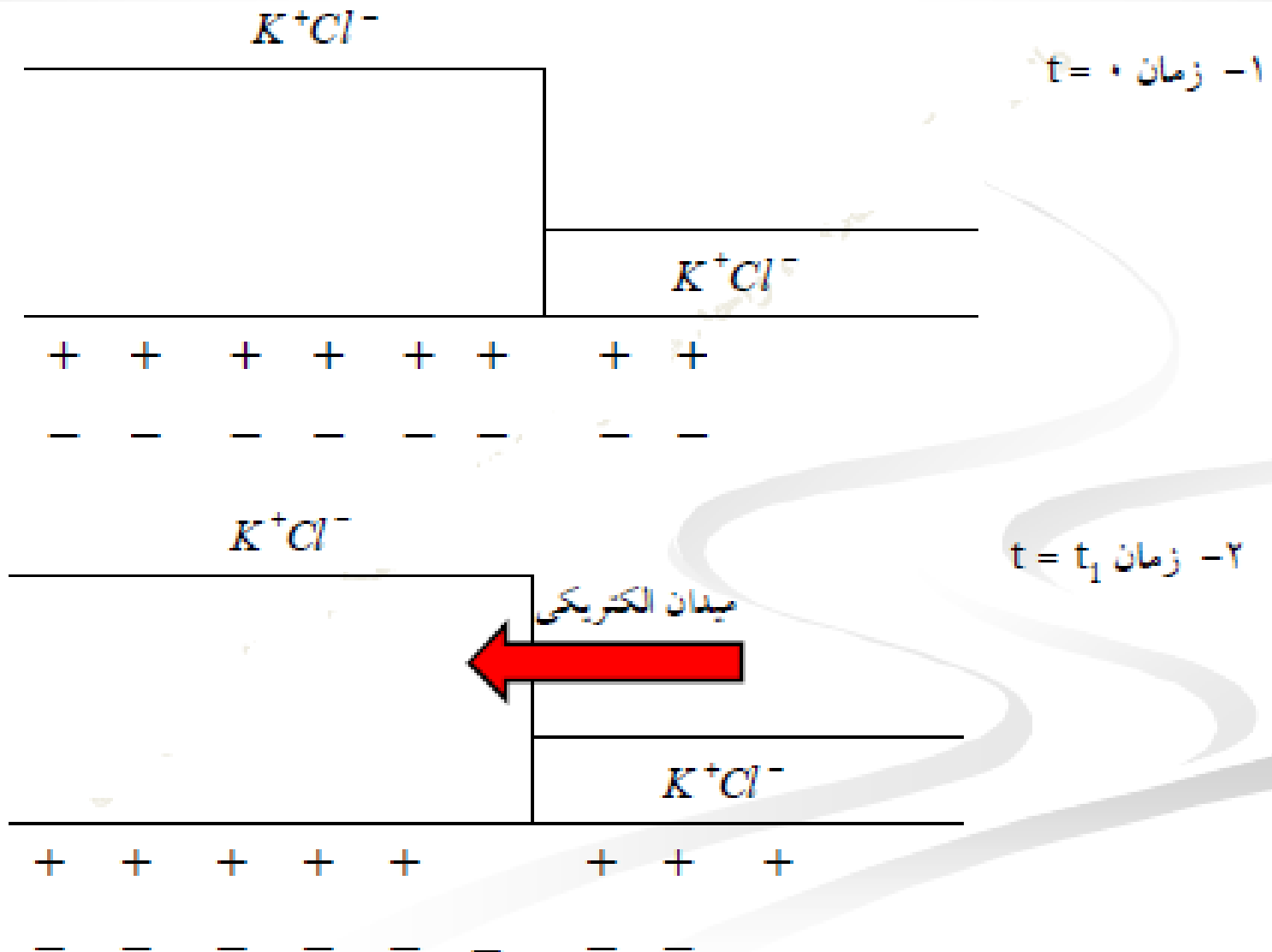


نتیجه گیری:

۱- با گذشت زمان، دیفیوژن کاهش می یابد.

۲- برای داشتن رانش، یونهای مختلف باید با نرخ متفاوتی منتقل شوند.

اهمیت اختلاف نفوذپذیری



تعادل دونان

تعریف: زمانی است که غلظت متجه از یونها، پتانسیل نرست همه یونهای نفوذپذیر را یکسان می‌کند و تعادل و پایان تحرک پذیری را نتیجه می‌دهد.

تعریف: غشاء در تعادل دونان است زمانی که شلش یونی در استراحت همه یونهای نفوذپذیر صفر است. اگر فقط کلر و پتاسیم از غشاء عبور کنند، در حالت استراحت پتانسیل نرست آنها باید با هم برابر باشد.

$$E_K = E_{Cl}$$

$$E_K = \frac{KT}{q} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} = E_{Cl} = \frac{KT}{q} \ln \frac{[Cl^-]_i}{[Cl^-]_o}$$

$$\frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} = \frac{[Cl^-]_i}{[Cl^-]_o}$$

پمپ فعال سدیم - پتاسیم

• انواع پمپها:

۱- پمپهای الکتروژنیک: تعادل الکتریکی طرفین را بهم می زند.

۲- پمپهای غیرالکتروژنیک: پمپی که تعادل الکتریکی را بر هم نمی زند و از نظر الکتریکی خنثی است.

• Na^+ را به خارج و K^+ را به داخل منتقل می کند (بر خلاف غلظت و گرادیان الکتریکی) \leftarrow انرژی متابولیک مصرف می کند

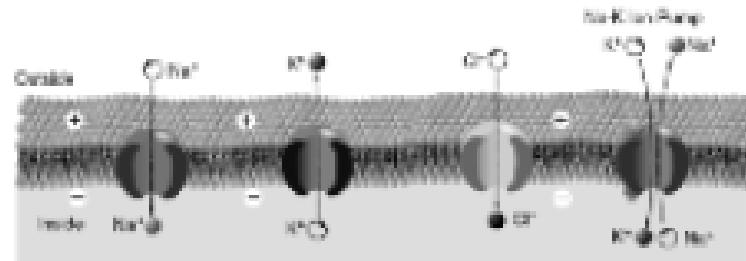
• پمپ سدیم- پتاسیم به ازای هر ۲ یون پتاسیم که به داخل می آورد، ۳ یون سدیم را به خارج جابجا می کند.

$\leftarrow V_m$ از حالتی که با وجود فقط کانالهای غیر فعال پیش بینی می شود، منفی تر می شود.

• در حالت استراحت، شارش فعال و غیرفعال یونها متعادل می شوند \leftarrow یک پتانسیل دائمی در اطراف غشاء وجود دارد.

• پمپ سدیم- پتاسیم $\leftarrow V_m$ را بر اساس غلظت یونهای سدیم و پتاسیم که توسط پمپ فعال مشخص می شود، به پتانسیل مشخصی می برد.

سوال: پمپ فعال سدیم- پتاسیم، چه نوع پمپی است؟



مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)

مشخصه های استاتیک (ایستا)