www.engclubs.net

telegram:
@engclubs

www.engclubs.net

مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

جلسه اول– مفاهیم اولیه مهندسی پزشکی
و شرح دوره

مدرس دوره: عطیه پوربختیار

دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب

ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۵

fppt.com

مهندسی پزشکی

Biomedical engineering

fppt.com

پزشکی؛ دانش و هنر شفابخشی برای پیشگیری و درمان بیماریها

مهندسی؛ هنر اخذ و به کارگیری دانش علوم، ریاضی، اقتصادی و اجتماعی به منظور طراحی و ساخت ساختارها، ماشین ها، سیستم ها و مواد و فرایندها؛ راه حل هایی ایمن برای نیازهای جامعه

مهندسی پزشکی؛ کاربرد اصول و تکنیک های مهندسی در حوزه پزشکی

ترکیب مهارت های حل مسئله و طراحی مهندسی با دانش پزشکی به منظور ارتقا

تشخیص

نظارت

درمان

زمینه های فیزیک، ریاضی، مدار، الکترونیک، فیزیولوژی و ...

fppt.com

گرایش های مهندسی پزشکی

- **مهندسی برق و کامپیوتر ← بیوالکتریک**

(کاربرد علوم مهندسی برق در راستای طراحی سیستم های تشخیصی و درمانی)

- **مهندسی مکانیک ← بیومکانیک**

(کاربرد مسائل مکانیک کلاسیک (استاتیک، دینامیک، سیالاتت،...) در مسائل پزشکی)

- **مهندسی شیمی و مواد ← بیومواد**

(بافت های زنده و مواد مصنوعی مورد استفاده در کاربردهای پزشکی)

- **مهندسی برق و صنایع ← بالینی**

(کاربرد تکنولوژی در مراقبت پزشکی در بیمارستان)

fppt.com

مراکز فعالیت مهندس پزشک

- ✓ شرکت های تجهیزات پزشکی
- ✓ بیمارستان ها و کلینیک های پزشکی
- ✓ مراکز تحقیقاتی

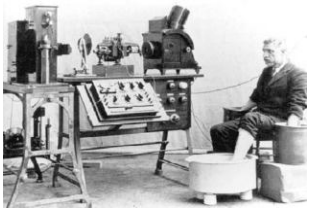
وظایف در بیمارستان:

- نظارت بر دپارتمان های پزشکی و بیمارستانی
- ارزیابی های قبل از خرید و برنامه ریزی جهت تجهیزات لازم برای فن آوری جدید
- طراحی، اصلاح و تعمیر وسایل پزشکی
- نظارت و ایمنی و اجرای آزمون های بررسی صحت تجهیزات پزشکی
- آموزش دادن موثر و ایمن از وسایل و سیستم ها

تاریخچه مهندسی پزشکی

- در سال ۲۰۰۰ میلادی باستان شناسان در آلمان یک مومیایی سه هزار ساله را در Thebes کشف کردند که یک عضومصنوعی 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 فیزیکدان 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.
- پایه گذاری الکتروفیزیولوژی با Dubois Reymond آغاز شد همزمان با او Hermann von با دیدگاهی نو بر این نظر عقیده داشت که بکار بستن قوانین مهندسی در فیزیولوژی بدن بسیاری از مشکلات موجود را برطرف می کند.او عضلات را بصورت مقاومت و عصب ها را رسانای جریان معرفی کرد.

- در سال ۱۸۹۵ Wilhelm Roentgen لامپ اشعه ی کاتد را بصورت تصادفی کشف او این اشعه را Xنامید چون تا آن زمان ناشناخته بود..در مدت زمان کوتاهی او حدس زد که اگر او اشعه Xرا 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 Roentgenبود.

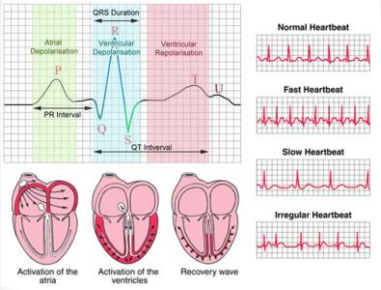


- در سال ۱۹۰۳ آیندهوون الکتروکاردیوگرام (ECG) را کشف نمود.
- ۱۹۲۹ هانس برگر الکتروانسفالوگرام را معرفی نمود.
- ۱۹۷۰ سیستم های تصویربرداری CT و MRI ساخته شدند.

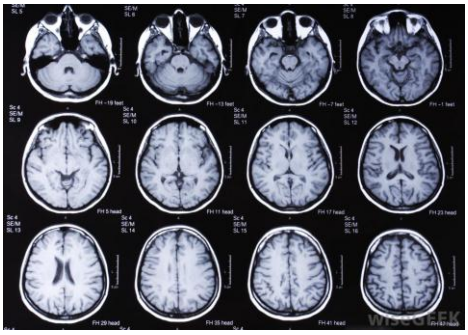
- ۱۹۴۸اولین کنفرانس مهندسی در پزشکی و زیست در آمریکا برگزار شد که تحت حمایت انجمن مهندسی برق و الکترونیک در آمریکا بود. در این نشست کوچک تقریبا ۲۰ صفحه به حاضرین جلسه که تعدادشان کمتر از ۱۰۰ نفر بود تقدیم شد موضوع مورد بررسی پیرامون یونیزاسیون توسط اشعه و مفهوم آن بود.
- در سال ۱۹۸۵ کنفرانس بر پایه ی استفاده از کامپیوتر در پزشکی و زیست بود . در سال ۱۹۶۱ جمعیتی نزدیک به ۳۰۰۰ نفر شرکت کردند.
- در سال ۱۹۸۳ نخستین بیمار تحت عمل جراحی قلب مصنوعی قرار گرفت و ۱۹۲ روز زنده ماند.

fppt.com

زمینه های کاری مهندسی پزشکی



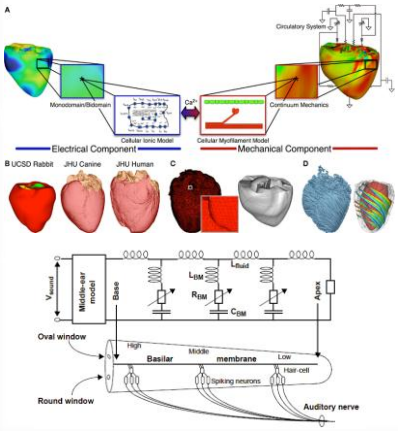
- ❖ ثبت و پردازش سیگنال های حیاتی
- ❖ پردازش تصاویر پزشکی



fppt.com

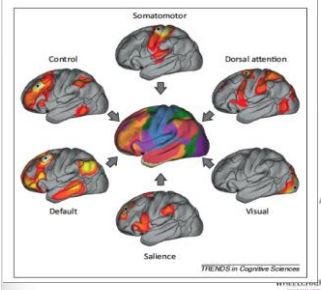
❖ مدلسازی و تجزیه و تحلیل سیستم های فیزیولوژیک

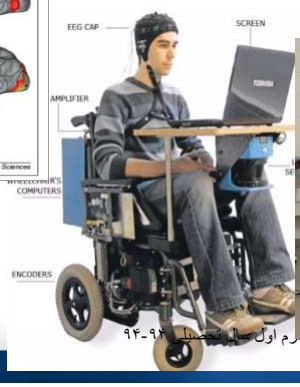
❖ سیستم های کنترلی و رباتیک

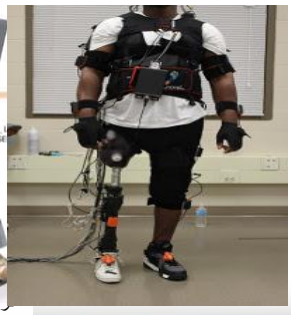


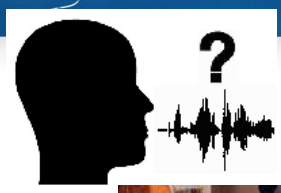
❖ سیستم های هوشمند و علوم شناختی

❖ مهندسی توانبخشی و اندام های مصنوعی









❖پردازش گفتار و نوشتار

❖کاربرد لیزر

❖اولتراسوند

PROFESSIONAL SOCIETIES

- **The American Institute of Medical and Biological Engineering**

- **The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**

Transactions on Biomedical Engineering
Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering
Transactions on Information Technology in Biomedicine
Transactions on Nanobioscience
Transactions on Medical Imaging
Transactions on Neural Networks
Transactions on Pattern Analysis, and Machine Intelligence.

- **The Biomedical Engineering Society**

Annals of Biomedical Engineering
BMES Bulletin

در ایران

✓ انجمن مهندسی پزشکی:

http://www.isbme.org

✓ IEEE biomedical chapter ?!

✓انتشارات:

- Iranian Journal of Biomedical Engineering

✓کنفرانس سالانه مهندسی پزشکی

✓نمایشگاه سالانه تجهیزات پزشکی ایران هلث

fppt.com

fppt.com

برنامه آموزشی ترم

- **مراجع:**

۱- تجهیزات پزشکی، طراحی و کاربرد- تالیف جان وبستر- ترجمه دکتر سیامک نجاریان، نازیلا قاسمی؛ جلد اول

2- Bronzino, Introduction to biomedical engineering

2- Joseph Carr, John Brown, Introduction to biomedical equipment technology

fppt.com

سیستم تعیین نمره

- **میان ترم:** فصل ۱ و۲ کتاب وبستر، ٤ نمره
- **سمینار کلاسی:** ۳ نمره
- **تکلیف، کوئیز و نمره کلاسی:** ۳ نمره
- **پایان ترم:** ۱۰ نمره
- حداکثر **۲ نمره اضافه بر ۲۰** برای کارهای اضافه کلاسی

fppt.com

سرفصل های آموزشی

- **فصل اول:** مفاهیم عمومی در مورد سیستم های تجهیزات پزشکی
- **فصل دوم:** سنسورهای زیستی
- **فصل سوم:** تقویت کننده ها؛ اپ امپ، معکوس کننده، تقویت کننده تفاضلی، یکسوکننده ها و ...
- **فصل چهارم:** پتانسیل های حیاتی، منشاء بیوپتانسیل ها
- **فصل پنجم:** الکترودهای بیوپتانسیل؛ مدل های مداری، پلاریزاسیون، انواع الکترودها،...
- **فصل ششم:** تقویت کننده های بیوپتانسیل؛ افزایش قدرت سیگنال همزمان با حفظ شکل اصلی

fppt.com

سیستم ارتباط با استاد، ارسال تمرین ها و سوالات

فقط از طریق ایمیل:

A.pourbakhtiar@gmail.com
A.pourbakhtiar@modares.ac.ir

عنوان ایمیل ها حتما به صورت زیر نوشته شود:

- ❑ مقدمه ای بر مهندسی پزشکی- ۷.۵-۱۰
- ❑ مقدمه ای بر مهندسی پزشکی- ۱۰-۱۲.۵

fppt.com

مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

جلسه دوم و سوم– ابزار دقیق زیستی
مدرس دوره: عطیه پوربختیار

fppt.com

چرا اندازه گیری؟؟

پیشرفت علوم و تکنولوژی متاثر از توانایی انسان در اندازه گیری است. بدون دسترسی به وسایل و دستگاههای اندازه گیری، موضوع های مطالعه تحقیق، سنجش، طراحی و غیره در صنعت بی مفهوم می شود.

در پزشکی نیز هدف از اندازه گیری گسترش چیزی است که توسط انسان حس می شودو بدست آوردن داده های لازم برای آگاهی درست از وضعیت موجود زنده (خصوصا انسان)، تشخیص و درمان بیمار است.

fppt.com

تاریخچه

- حوزه سیستم ها و دستگاههای اندازه گیری پزشکی چندان جدید نمی باشد. بسیاری از وسایل در اوایل قرن نوزدهم ساخته و یا توسعه داده شده بودند.
- الکتروکاردیوگرافی بوسیله آیندهوون در قرن نوزدهم ساخته و مورد استفاده قرار گرفت.
- پیشرفت در این زمینه تا بعد از جنگ جهانی دوم که تجهیزات الکترونیکی نظیر تقویت کننده ها و ثبات ها دسترس پذیر شدند، کند بود.
- در دهه ۱۹۵۰ بسیاری از تکنیسین ها و مهندسان شروع به آزمایش و اصلاح تجهیزات صنعتی موجود برای کاربردهای پزشکی نمودند و به زودی روشن شد که بسیاری از پارامترهای فیزیولوژیکی مانند پارامترهای فیزیکی قابل اندازه گیری نیستند.

fppt.com

تاریخچه

- در طول دهه بعد بسیاری از سازندگان دستگاههای اندازه گیری این زمینه را در حوزه کاری خود قرار دادند ولی هزینه صرف شده بسیار بالا بود، دستگاهها بسیار گران قیمت بودند و همچنین حرفه های پزشکی و بیمارستان ها به انها اعتماد نداشته و اغلب همکاری لازم را انجام نمی دادند و یا از سیستم ها استفاده نمی کردند.
- در همین دوره بسیاری از کمپانی ها تصمیم گرفتند به جای اصلاح سخت افزارهای موجود، دستگاههایی را اختصاصا برای استفاده های پزشکی طراحی کنند. بسیاری از کمک ها در توسعه این وسایل توسط دولت امریکا و خصوصا سازمان NASA انجام می گرفت.

fppt.com

تاریخچه

- با مشاهده نتایج خوب و قابل اطمینان، اعتماد بیشتری به کار آنها جلب شد و رفته رفته پیشرفت بیشتری در این زمینه صورت گرفت.تنوع نوع دستگاهها و تکنیک های به کار گرفته شده برای دقت مورد نیاز افزایش یافت تا جایی که امروزه از سیستم های بسیار پیچیده کامپیوتری در این موارد برای نیازهای مختلف استفاده می شود.
- امروزه اغلب این وسایل و دستگاهها الکترونیکی هستند زیرا داده ها ی حاصل از اندازه گیری توسط آنها به سادگی قابل انتقال و یا پردازش هستند. ولی در آینده با گسترش سیستم انتقال فیبر نوری، این امر ممکن است تغییر یابد و سیستم های الکترونیکی– نوری نهایتا بر سیستم های الکترونیکی ارجحیت خواهند یافت.

fppt.com

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (Bioinstrument)

پزشکی مدرن ⟷ پزشکی سنتی

- **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
- 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

آیا این روشها دیگر ارزشی ندارند؟؟؟

fppt.com

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (Bioinstrument)

پزشکی مدرن ⟷ پزشکی سنتی

- این روش ها هنوز مهم هستند زیرا:

- یک پزشک باید این اصول را بداند چون دسترسی به ابزارها همیشه مقدور نیست.
- در طراحی ابزارها و روش ها معمولا از همین اصول اولیه استفاده می شود.

fppt.com

اهمیت ابزار دقیق پزشکی (Bioinstrument)

پزشکی مدرن ⟷ پزشکی سنتی

- **پزشکی مدرن**

استفاده از اطلاعات کمی به کمک ابزارهای جدید تشخیصی- درمانی بسیار متنوع که در اثر سالیان زیاد تحقیقدر موارد زیر حاصل شده اند:

- شناخت پارامترهای مهم حیاتی و ارتباط آنها با سلامتی شخص و ارگانهای مختلف (سیگنال های حیاتی، فاکتورهای هورمونی، غلظت مواد در مایعات بافتی، ...)
- پیشرفت علوم محض (شیمی، فیزیک، بیو شیمی، بیوفیزیک، ریاضی)
- پیشرفت تکنولوژی (الکترونیک، میکرو و نانو الکترونیک، کامپیوتر)
- پیشرفت در الگوریتم های پردازشی و ریاضی جهت استخراج اطلاعات مفید از داده ها

تولد و تکامل سیستم ها و دستگاههای تشخیصی- درمانی پزشکی

fppt.com

اهمیت سیستم های پزشکی

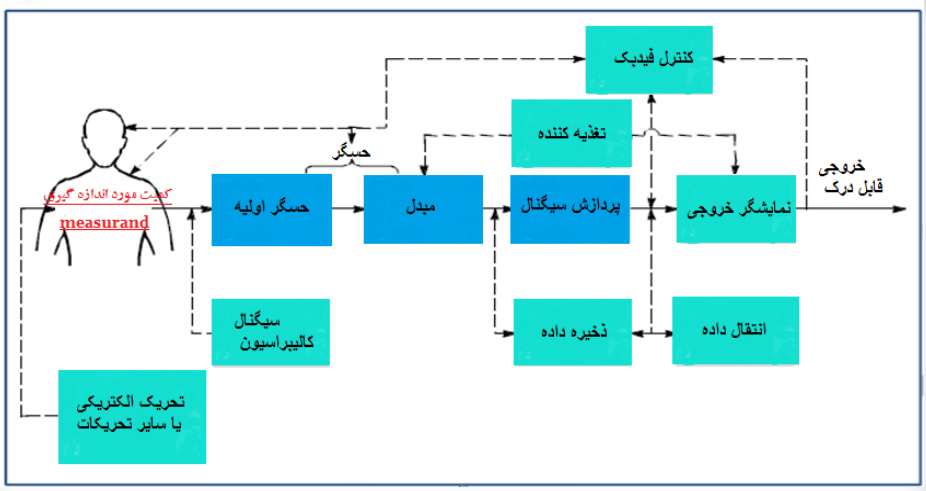
۱. منشاء سیگنال ها در پزشکی حیاتی است.

۲. در سیستم های پزشکی و حیاتی شکل یا گونه ای از انرژی را به یک مکانیزم (سیستم) زنده اعمال می کنیم. (مثل اعمال اشعه X در رادیولوژی)

۳. ساخت تجهیزات پزشکی استانداردهای مشکل و سخت گیرانه ای دارد.

FDA یکی از مهمترین مراکز تعیین استانداردهی پزشکی است.

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱ – کمیت مورد اندازه گیری (Measurand)

کمیت فیزیکی، مشخصه یا وضعیتی که اندازه گیری می شود، کمیت مورد اندازه گیری نامیده می شود.

نحوه دستیابی به کمیت مورد اندازه گیری در دستگاههای مخلف کاملا متفاوت است. این کمیت ممکن است

- داخلی باشد مانند فشار خون
- از روی سطح بدن به دست آید مانند گرفتن سیگنال ها از قلب یا مغز
- از بدن تشعشع نماید مانند امواج مادون قرمز

انواع کمیت ها: پتانسیل های حیاتی، فشار، جریان، حجم، ابعاد (تصویربرداری)، جابجایی(سرعت، شتاب و نیرو)، امپدانس، دما، غلظت های شیمیایی و ...

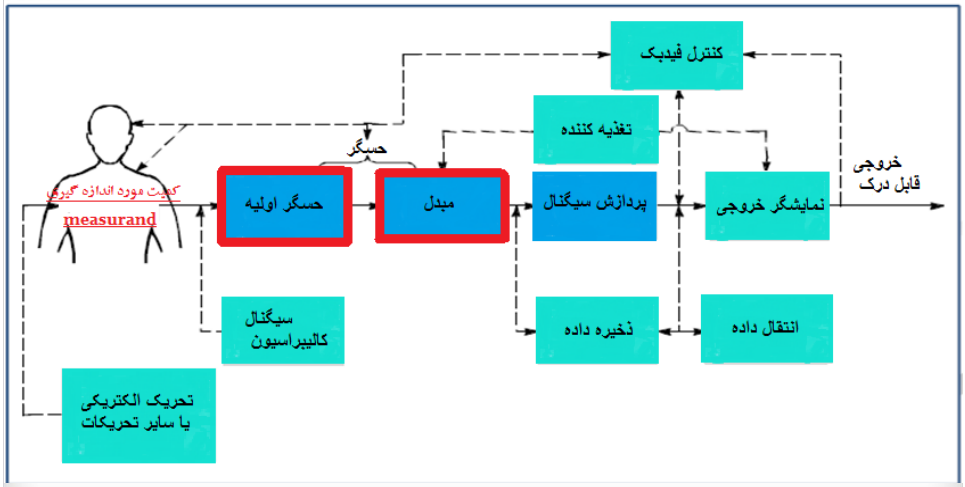
fppt.com

کمیتهای مورد اندازه‌گیری رایج در پزشکی

Measurement	Range	Frequency, Hz	Method
Blood flow	1 to 300 mL/s	0 to 20	Electromagnetic or ultrasonic
Blood pressure	0 to 400 mmHg	0 to 50	Cuff or strain gage
Cardiac output	4 to 25 L/min	0 to 20	Fick, dye dilution
Electrocardiography	0.5 to 4 mV	0.05 to 150	Skin electrodes
Electroencephalography	5 to 300 ∝ V	0.5 to 150	Scalp electrodes
Electromyography	0.1 to 5 mV	0 to 10000	Needle electrodes
Electroretinography	0 to 900 ∝ V	0 to 50	Contact lens electrodes
pH	3 to 13 pH units	0 to 1	pH electrode
pCO_2	40 to 100 mmHg	0 to 2	pCO_2 electrode
pO_2	30 to 100 mmHg	0 to 2	pO_2 electrode
Pneumotachography	0 to 600 L/min	0 to 40	Pneumotachometer
Respiratory rate	2 to 50 breaths/min	0.1 to 10	Impedance
Temperature	32 to 40 °C	0 to 0.1	Thermistor

fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- حسگرها و مبدل ها (Transducer- Sensor)

مبدل: جزئی از سیستم که انرژی را از شکلی به شکل دیگر تبدیل می کند.

حسگر: کمیت فیزیکی را به کمیت الکتریکی تبدیل می کند (حسگر مبدلی با خروجی الکتریکی است).

بسیاری از سنسورها یک جزء حسگر اولیه دارند مانند یک دیافراگم، سپس یک جزء مبدل متغیر که پارامتر اولیه را به ولتاژ الکتریکی تبدیل می کند.

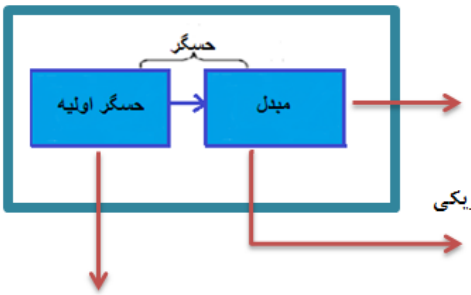
سنسور باید:

- به شکلی از انرژی که در کمیت وجود دارد پاسخ دهد.
- با سیستم زنده به شکلی در ارتباط باشد که حداقل انرژی را اخذ کند
- کمترین اختلال را در عملکرد طبیعی بافت ایجاد کند (غیرتهاجمی)

*سنسورهای مورد استفاده در تجهیزات پزشکی در مقایسه با انواع صنعتی باید از حساسیت بالایی برخوردار باشند.

fppt.com

- اجزاء مبدل یا حسگر



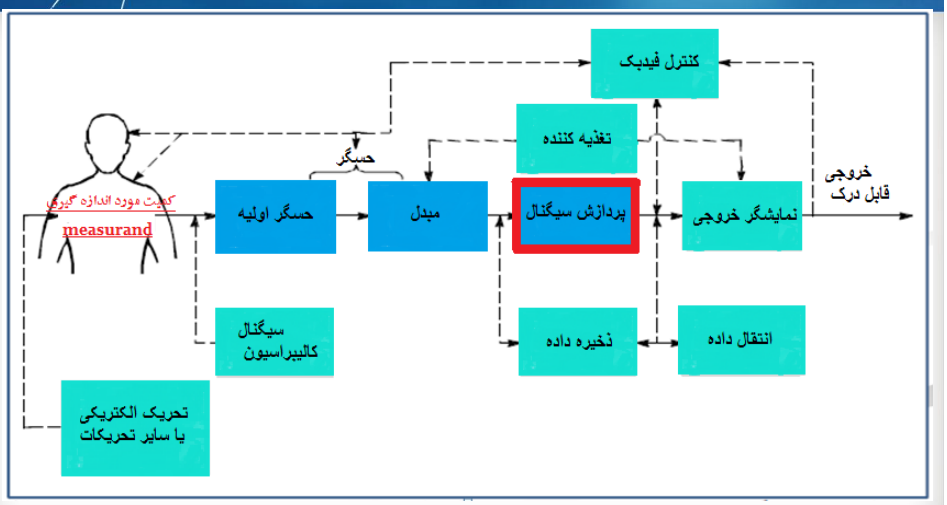
معمولا به منبع تغذیه الکتریکی نیاز دارد

کمیت فیزیکی مثلا جابجایی را به ولتاژ الکتریکی تبدیل می کند.

حسگر اولیه که پارامتر فیزیکی را از بافت دریافت می کند.
مانند دیافراگم که فشار را به جابجایی تبدیل می کند.

fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- واحد پردازش سیگنال (Signal processing)

سیگنال دریافت شده از حسگر که در حقیقت گویای وضعیت یکی از پارامترهای سیستم مورد آزمایش به زبان الکتریکی است را نمی توان مستقیما به صورتی قابل درک نمایش داد.

در این بلوک سیگنال ها؛

- تقویت
- فیلتر
- حذف نویز
- تطبیق امپدانس
- آنالوگ به دیجیتال

شده و به بهترین شکل قابل درک برای انسان به واحد نمایش فرستاده می شوند.

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- واحد پردازش سیگنال (Signal processing)

اصلاح سیگنال

۱-شامل بلوک تطبیق امپدانس با سنسور است تا:

بخش اعظم خروجی سنسور به بخش های بعدی وارد شود.

۲-معمولا دامنه خروجی سنسور بسیار کم است به گونه ای که نمی توان به صورت مستقیم آن را مانیتور کرد، پس به تقویت نیاز دارد.

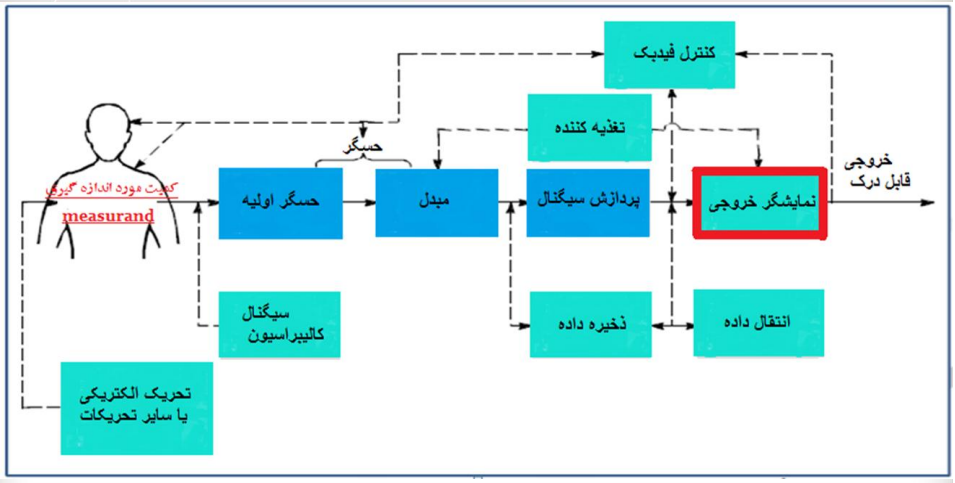
۳-سیگنال خروجی سنسور با تداخلات همراه است پس،

باید فیلتر شود و تداخلات کاهش یابد.

۴-تبدیل از انالوگ به دیجیتال (برای پردازشهای بیشتر)

۵-پردازش سیگنال برای استخراج ویژگی و به دست اوردن پارامترهایی که آنالیز سیگنال را تسهیل می کند، بهبود سیگنال با پردازش سیگنال و ...

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

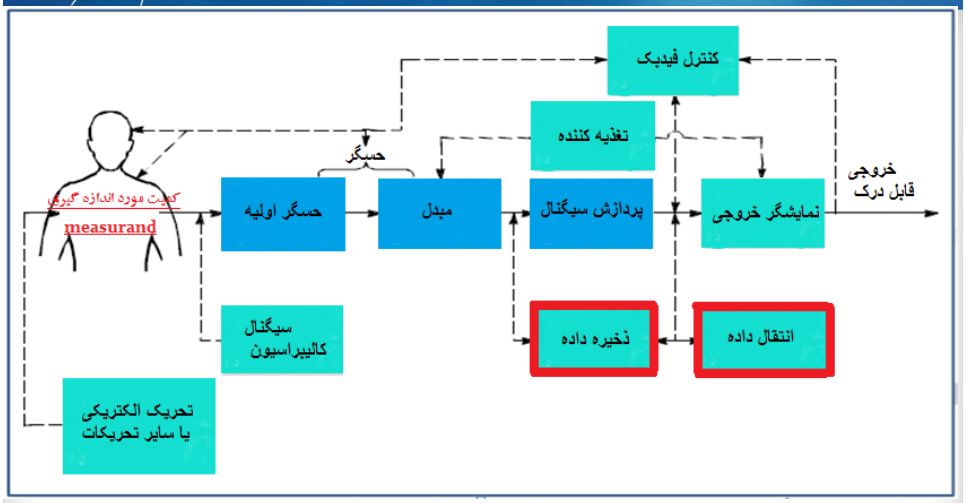
۱- واحد نمایشگر خروجی (Output display)

خروجی الکتریکی واحد پردارشگر که به زبان جریان یا ولتاژ است در واحد نمایش به شکل های مختلفی که از نظر پزشکان و کادر بیمارستان قابل فهم و تفسیر باشد ارائه می شود.

خروجی معمولا به یکی از صورت های زیر نمایش داده می شود:

- عدد و رقم (دما، فشار خون و ..)
- گرافیک و نمایش بصری (ECG، EEGو ...)
- تصویر (X-ray، اولتراسوند و ...)
- صدا (مانیتورینگ صدای جنین، فونوکاردیوگرام و ...)

fppt.com



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- واحد ذخیره و انتقال داده ها (Data Storage and Transmission)

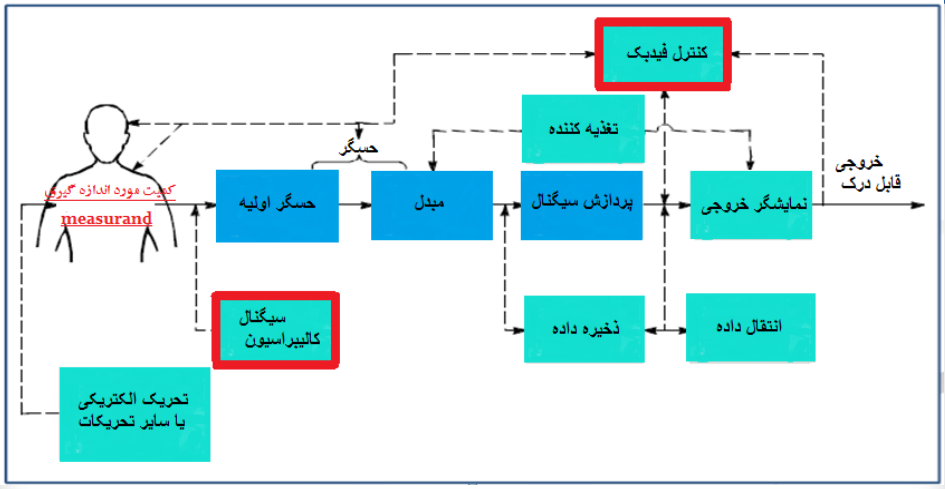
عمل ذخیره کردن داده های حاصل از اندازه گیری یک کمیت به منظور بازیابی و همچنین انتقال آن به واحد پردازشگر مرکزی در بسیاری از دستگاهها معمول است.

اطلاعات به صورت همزمان یا بعد از ذخیره به واحد چاپگر منتقل می شود و چاپگر نتایج حاصله را به صورت اعداد معنی دار و یا نمودارهای گرافیکی چاپ می کند.

امروزه با گسترش شبکه های کامپیوتری، انتقال داده ها و نتایج آزمایش های مختلف به نقاط مختلف، از بخش های بیمارستانی گرفته تا دورترین نقاط دنیا، امکان پذیر است. این امر بستر اصلی تله مدیسین (پزشکی از راه دور) را فراهم نموده است.

fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- واحد کنترل و کالیبراسیون(Control and Feedback- Calibration signal)

با توجه به اهمیت ایمنی برای بدن انسان، لزوم دارا بودن دستگاهها به سیستمی کنترلی که تمامی قسمت ها را تحت نظر داشته باشد بدیهی است. سیستم کنترلی معمولا از یک حلقه فیدبک تشکیل می شود. بدین صورت که خروجی واحد پردازشگر و نمایشگر برای کنترل عملکرد صحیح سیستم و همچنین اعمال تحریک یا ورودی درمحدوده استاندارد به بدن مورد استفاده قرار می گیرد.

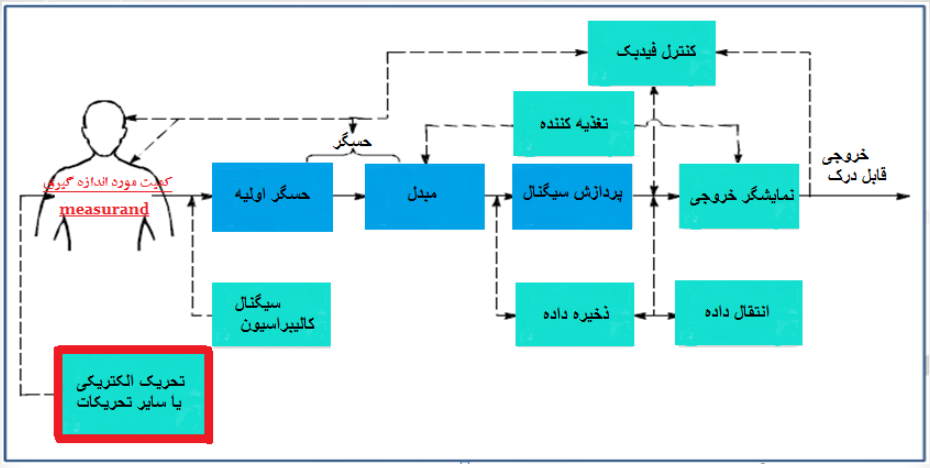
برای اطمینان از وضعیت مناسب دستگاه در هر بار استفاده می بایست عمل کالیبراسیون انجام گیرد.

کالیبراسیون: ورودی مشخص و استانداردی که پاسخ سیستم اندازه گیری به آن معلوم است به سیستم اعمال و وضعیت سیستم با ان تطبیق داده می شود.

این واحد همچنین باید حساسیت یا ضریب بهره حسگر را جهت پاسخگویی صحیح تنظیم کند.

fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی



fppt.com

بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری پزشکی

۱- واحد تحریک (Stimulation)

در سیستم های اندازه گیری زیستی برخی کمیت ها، فعالیت ها و رفتارها بدون برانگیخته شدن قابل اندازه گیری نیستند.

به عنوان مثال؛ جهت سنجش فیزیولوژیکی و عملکردهای نرون های مغزی در هنگام دیدن می بایست عامل تحریکی چشمی همزمان با ثبت سیگنال مغزی همراه شود تا اندازه گیری این پتانسیل برانگیخته مغزی را ممکن سازد.

بنابراین طراحی این واحد بسیار حائز اهمیت است و الگوهای تحریکی آن نیز می تواند پاسخ های متفاوت کمیت مورداندازه گیری را به وجود آورد.

در بسیاری از موارد اندازه گیری حیاتی بدون تحریک اندازه گیری غیرممکن است مانند پرتونگاری هسته ای. ولی به عنوان مثال در اندازه گیری پتانسیل الکتریکی نیازی به این واحد نیست.

fppt.com

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

۱- حالات مستقیم(Direct)- غیرمستقیم (Indirect)

اغلب کمیت های مورد اندازه گیری مطلوب می توانند مستقیما با مبدل در تماس باشند زیرا یا به سادگی در دسترس هستند یا یک روند دستیابی قابل قبول به انها وجود دارد. (اندازه گیری مستقیم)

اگر کمیت مورد نظر دسترس ناپذیر باشد، بایستی از کمیت دیگری که با در ارتباط است و در دسترس است استفاده شود. (اندازه گیری غیرمستقیم)

مثال: اندازه گیری خروجی قلبی (حجم خون پمپ شده در هر دقیقه به وسیله قلب)

مستقیم: قرار دادن کاتتر در آئورت

غیرمستقیم: اندازه گیری تنفس، گاز خون یا رنگ پریدگی و ...

fppt.com

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

۲- حالات تهاجمی (invasive) و غیرتهاجمی (noninvasive)

شکل تهاجمی حالتی است که به شکلی در حین اندازه گیری آسیبی به بدن وارد شود.

مثال: اندازه گیری فشار خون در آئورت

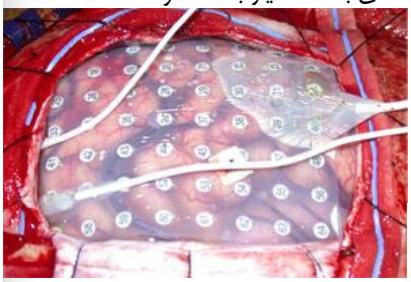
تهاجمی: یک سنسور فشار را در نوک یک کاتتر قرار داده و یک رگ جانبی را برش داده و کاتتر را به سمت آئورت می فرستیم.

غیرتهاجمی: با استفاده از یک کاف فشار که حول دست قرار گیرد.

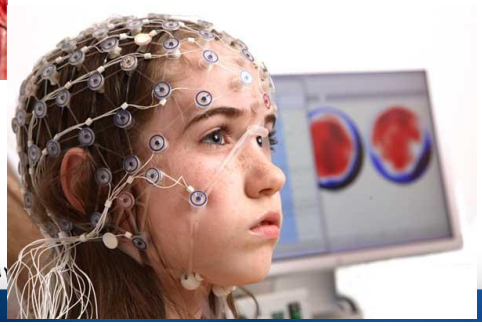
در بعضی از موارد به علت نیاز به دقت بیشتر اندازه گیری های تهاجمی مورد نیاز خواهند بود.

fppt.com

مثال ۲: ثبت سیگنال های مغزی به صورت درون جمجمه ای به علت نیاز به دقت و صحت بیشتر (تهاجمی)



ثبت سیگنال های مغزی از روی پوست سر (غیرتهاجمی)



انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

۳- مد سنجش پیوسته (Continuous) و نمونه برداری شده (Sampled)

بعضی کمیت ها نظیر درجه حرارت بدن و تراکم یون ها به صورت آهسته تغییر می کنند، به طوری که به صورت متناوب می توانند نمونه برداری شوند.

اگر کمیت مورد اندازه گیری تغییرات سریع داشته باشد و یا اهمیت آن زیاد باشد سنجش پیوسته انجام می دهیم. مانند ثبت ECG (سیگنال قلبی) و جریان گازهای تنفسی

موارد زیر بر انتخاب نوع مد پیوسته یا نمونهه برداری شده اثر می گذارد:

- فرکانس تغییرات کمیت
- هدف از اندازه گیری
- وضعیت بیمار
- میزان مهارت و امادگی پزشک

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

٤- مبدل های فعال (Active) و غیرفعال (Passive)

- مبدل های فعال سیگنال خروجی خود را از انرژی گرفته شده از کمیت مورد اندازه گیری تامین می کنند.

مثال ۱: ترموکوپل با گرم شدن بدون نیاز به منبع خارجی ولتاژ ایجاد می کند.

مثال ۲: سلول Photovoltage که ولتاژ خروجی را از روشنایی می گیرد (بدون نیاز به منبع انرژی اضافه خارجی)

- مبدل های غیرفعال انرژی خود را از یک منبع خارجی فراهم می کنند و خروجی خود را با تغییر این انرژی خارجی و مطابق با اندازه کمیت مورد اندازه گیری ایجاد می کنند.

مثال ۱: استرین گیج تغییر نیرو را به تغییر طول و در نتیجه تغییر مقاومت تبدیل می کند.

مثال ۲: سلول Photoconductive که تغییر مقاومت آن با نور اندازه گیری می شود. نیاز به منبع خارجی ایجاد نور دارد

fppt.com

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

٥- سنسور با خروجی آنالوگ و سنسور با خروجی دیجیتال

سنسور با خروجی آنالوگ یک محدوده پیوسته از مقادیر دامنه را در خروجی دارد.قادر است هر مقداری را از هر زمانی داشته باشد.

سنسور با خروجی دیجیتال تعداد محدودی از مقادیر دامنه را در خروجی دارد. قادر است فقط یک عدد صحیح از مقادیر مختلف را در زمان های مشخص و معین داشته باشد.

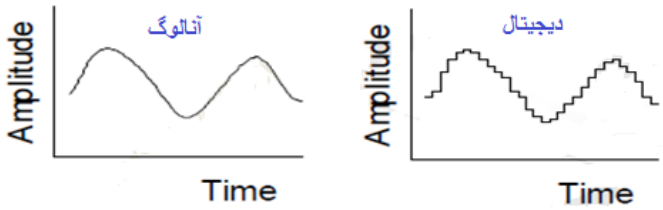
شکل های عملیاتی دیجیتال دارای ۱- دقت نمایش بیشتر، ۲- قابلیت تکرار، ۳- قابل اعتمادتر، ۴- مصون نسبت به نویز هستند. انها اغلب نیازی به کالیبراسیون دوره ای ندارند و نیازی به تبدیل برای ورود به کامپیوترهای دیجیتال ندارند.

با این حال دقت اندازه گیری شکل های عملیاتی آنالوگ بیشتر است. (دقت نمایش و اندازه گیری دو پارامتر متفاوت هستند!!)

fppt.com

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

۵- سنسور با خروجی آنالوگ و سنسور با خروجی دیجیتال



fppt.com

انواع شکل ها و حالت های (مد) عملکردی مختلف

٦- شکل های بی درنگ (Real time) و تاخیری (Delayed time)

- ❑ در مد بی درنگ ثبت و نمایش همزمان است.
- ❑ در مد تاخیری بین ثبت و نمایش همزمانی وجود ندارد.
- بعضی از انواع پردازش های سیگنال مانند متوسط گیری و تبدیل ها، نیاز به ورودی قابل ملاحظه ای قبل از تولید خروجی دارند.
- اغلب چنان تاخیر کوتاهی قابل قبول است. مگر اینکه فیدبک های آنی و وظایف کنترلی به خروجی بستگی داشته باشد که مشکل ساز می شود.

fppt.com

محدودیت ها و مشکلات اندازه گیری در سیستم زنده

اندازه گیری روی موجودات زنده دارای مشکلات و محدودیت هایی است که انها را از اندازه گیری های صنعتی متمایز می سازد. این عوامل شامل:

۱- دسترس ناپذیر بودن اغلب متغیرها برای اندازه گیری

(در اندازه گیری های غیرمستقیم باید به محدودیت های متغیر جایگزین توجه داشت و قادر به تعیین موانع نامعتبر بودن روابط بین متغیرها باشیم).

۲- تغیر داده ها

تعداد کمی از متغیرهای قابل اندازه گیری بدن قطعی هستند و اغلب تصادفی هستند. اندازه گیری در یک مجموعه ثابت و معین از شرایط در یک زمان لزوما مشابه با اندازه گیری در همان شرایط در زمان های دیگر نخواهد بود.

محدودیت ها و مشکلات اندازه گیری در سیستم زنده

۳- فقدان دانش در مورد روابط داخلی

پیچیدگی عملکرد ارگان های موجود زنده و عدم شناخت ما از نحوه تاثیرگذاری هر یک از ارگان ها بر روی هم،که اندازه گیری را محدود می سازد.

٤- روابط متقابل بین قسمت های مختلف بدن

تحریک یک قسمت از یک سیستم، عموما همه قسمت های دیگر آن سیستم را تحت تاثیر قرار می دهد (که گاهی غیرقابل پیش بینی است) و گاهی حتی سیستم های دیگر را نیز متاثر می سازد. این وضعیت به خصوص در مورد مغز و سیستم های عصبی دیگر صادق است.

محدودیت ها و مشکلات اندازه گیری در سیستم زنده

۵- اثر مبدل روی اندازه گیری

در بسیاری از موقعیت ها حضور فیزیکی مبدل مقدار خوانده شده کمیت را تغییر زیادی می دهد. برای مثال یک مبدل جریان حجمی که در مسیر جریان خون قرار گرفته، تقریبا رگ را مسدود می کند و مشخصه جریان- فشار سیستم را تغییر می دهد.

٦-اغتشاش

هر مولفه ای از سیگنال که به متغیر بازنمایی شده توسط سیگنال مربوط نباشد.

نویز تصادفی تولید شده در دستگاه اندازه گیری

تداخل های الکتریکی (سیگنال ۵۰ یا ۶۰ هرتز برق شهر)

و همه تغییرات نامطلوب در سیگنال اغتشاش محسوب می شوند.

fppt.com

محدودیت ها و مشکلات اندازه گیری در سیستم زنده

۷- محدودیت های انرژی

بسیاری از روش های اندازه گیری نیاز به مقدار معینی انرژی برای اعمال به سیستم زنده دارند. آزمایش با سلول زنده نیاز به دقت کافی برای پرهیز از تراکم انرژی در سلول دارد، که می تواند به سلول آسیب رسانده و یا اندازه گیری را تحت تاثیر قرار دهد.

٦-محدودیت پاسخ فرکانسی و کوچک بودن دامنه خروجی

یکی از عوامل اساسی در طراحی یک سیستم اندازه گیری مشخصه فرکانسی آن و دامنه خروجی مبدل به کار گرفته شده برای اندازه گیری است. اغلب مقادیر دامنه ها در کاربردهای فیزیولوژیک کوچک هستند. ولتاژها در حد میکرو ولت و فشارها در حد mmHg، همچنین تمامی سیگنال ها در رنج فرکانس های صوتی یا پایین تر هستند، به طوریکه اغلب شامل مولفه های فرکانسی DC و بسیار پایین اند. ساخت مدارات الکترونیکی در این سطح دامنه و این محدوده فرکانسی کاری بسیار مشکل و پرهزینه است.

fppt.com

مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

فصل چهارم– منشاء سیگنال های حیاتی

مدرس دوره: عطیه پوربختیار

fppt.com

پتانسیل های حیاتی:

تعریف:

ولتاژهای یونی ایجاد شده توسط فعالیت الکتروشیمیایی سلول های تحریک پذیر هستند.

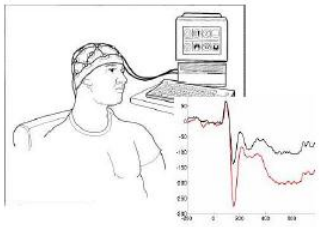
اندازه گیری:

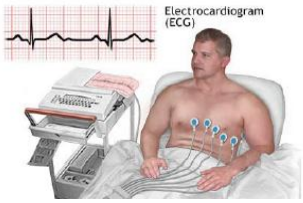
با استفاده از ترانسدیوسرهایی برای تبدیل پتانسیل های یونی به پتانسیل های الکتریکی

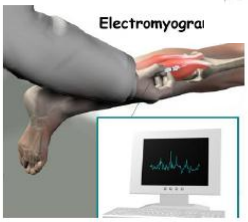
fppt.com

انواع نمونه ای از سیگنال های بیوالکتریک

Electrocardiogram (ECG, EKG)
Electroencephalogram (EEG)
Electromyogram (EMG)
Electroretinogram (ERG)







3

fppt.com

❑سلول های تحریک پذیر Excitable cell

–پتانسیل های بیوالکتریکی ناشی از فعالیت الکتروشیمیایی طبقه خاصی از سلول ها هستند که سلول های تحریک پذیر نامیده می شوند.

این سلول ها اجزا بافت عصبی، ماهیچه ای و یا غدد می باشند.

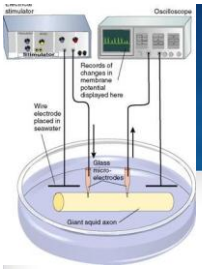
از نظر الکتریکی این سلول ها دو حالت را بر خود می گیرند:

- حالت استراحت و دارای پتانسیل استراحت Resting Potential
- زمانی که به صورت مناسب تحریک شوند، پتانسیل عمل در انها ایجاد می شود. Action Potential

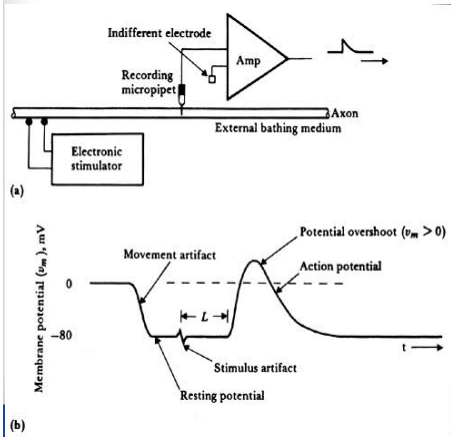
1/7/2016 4

ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۴

fppt.com



- شکل زیر روش اندازه گیری معمول پتانسیل سلول را نشان می دهد. یک وسیله دستی کوچک، یک الکترود بسیار کوچک را تا نزدیک به سطح یک سلول جلو می برد و نوک ان در غشا سلول داده می شود. یک محرک الکترونیکی پالس ضعیفی را که برای تحریک اکسون کافی است اعمال می کند. و پتانسیل در نقطه ای از غشا با اندکی فاصله ثبت می شود.
- دوره زمانی L نشان داده شده در شکل، دوره پنهان (Latent period) نامیده می شود که زمان انتقال از تحریک تا محل ثبت است.



خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

❑سلول عصبی

سیستم عصبی از گروهی نرون یا سلول عصبی تشکیل شده است و این سلول ها به صورت یک شبکه ساده و یا پیچیده در کنار هم آرایش یافته اند. به طور کلی هر نرون صرف نظر از اندازه و شکل، **از نظر عملکرد** چهار مولفه دارد:

- یک یا چند المان ورودی
- خط انتقال فعال
- المان پردازشی
- یک یا چند المان خروجی

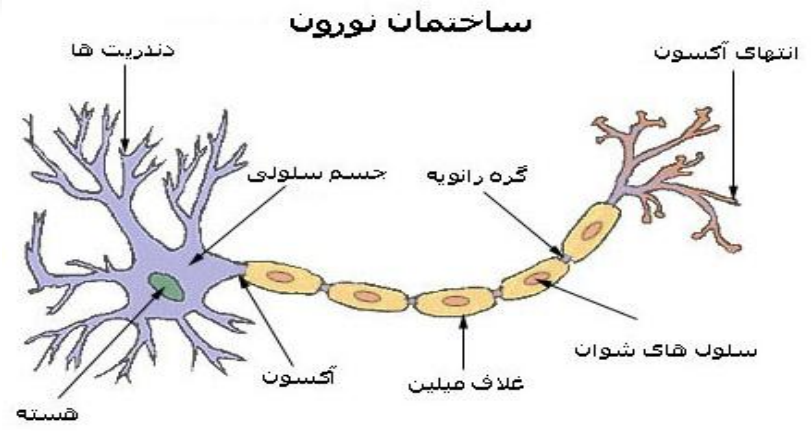
خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

نرون از دندریت Dendrit، بدنه سلول soma، اکسون Axon و ترمینال Terminal تشکیل شده است.

– قطر بدنه سلول چند میکرون تا ۳۰ میکرون

- طول دندریت ها حداکثر ۲ میلی متر و اکسون از چند میکرون تا چند میلی متر است.
- قطر اکسون در بدن انسان اندازه معینی ندارد و بین0.5 میکرون تا ۲۰–۲۵ میکرون متغیر است.
- بیشتر فیبرهای عصبی با ماده ای به نام میلین پوشیده می شوند که از مواد لیپوئیدی تشکیل می شود. خواص میلین و فاصله بین گره های رانویه در فیبرهای عصبی، نوع و سرعت انتشار در طول فیبر را تعیین می کند.
- در فیبرهای میلین دار سرعت انتشار پتانسیل عمل سریعتر از فیبرهای بدون میلین است.

fppt.com



fppt.com

خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

❑سلول عصبی

از نظر عملکرد

- **یک یا چند المان ورودی:** دندریت ها، در هر محل روی سطح نرون ممکن است قرار گیرند و معمولا از **نرون های دیگر** یا **سلول های حسی** منشا میگیرند.
- **المان پردازشی:** پردازش نرونی هم در دندریت ها و هم در بدنه سلول انجام می شود.

این پردازش بدین صورت است که اگر حاصلجمع جبری تحریکات ورودی وزن دار (هر تحریک ورودی وزن یا ضریبی را برحسب اهمیت به خود اختصاص می دهد) از یک سطح آستانه بیشتر شود نرون فعال و سیگنالی تولید می شود. که اصطلاحا به آن **آتش شدن** نرون می گویند.

fppt.com

خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

❑سلول عصبی

از نظر عملکرد:

- **خط انتقال فعال:** سیگنال تولید شده به طور فعال تا انتهای اکسون به ناحیه ترمینال انتقال می یابد. در انتهای اکسون به غشا پیش سیناپسی و گروه بعدی اتصالات نرونی متصل می شود.
- **یک یا چند المان خروجی:** ترمینال ها که به سیناپس ختم می شوند المان های خروجی یک نرون هستند که معمولا به **نرون های دیگر** یا **فیبرهای حرکتی** متصل می شوند.

fppt.com

خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

❑سلول عضلانی

– خواص الکتریکی فیبرهای عضلانی شبیه به اکسون بدون میلین است.

– اختلاف عصب و عضله در ویژگی های آناتومیکی مخصوص سلول های عضلانی و نقش Ca^{++} در تحریک و انقباض عضله است.

- عضله از گروهی فیبر با قطر ۱۰ تا ۱۰۰ میکرون تشکیل شده که از نظر عملکرد به صورت مجزا فعال می شوند.
- تک تک فیبرها مانند فیبرهای عصبی سیگنال های الکتریکی را به صورت فعال منتقل می کنند و پتانسیل تولید شده در یک محل در تمام فیبر عضلانی منتشر و باعث انقباض تمام نقاط فیبر می شود.

– حرکت عصبی فعالیت الکتریکی سیستم عصبی را به عضله هدایت کرده و باعث انقباض عضله می شود. هر اکسون معمولا ۳ تا ۱۵۰ فیبر را تحریک می کند.

خواص الکتریکی اعصاب و عضلات

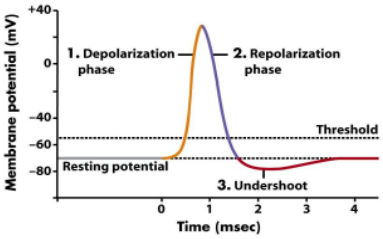
❑سلول عضلانی

- کوچک ترین واحد عمل کننده یک عضله که متشکل از سلول عصبی، اکسون و فیبرهای عضلانی مرتبط است، **واحد حرکتی** نامیده می شود.
- تعداد فیبرهای عضلانی در هر واحد حرکتی به نوع عضله و عملکرد آن بستگی دارد.
- سلول های عصبی که باعث تحریک عضلات می شوند در قسمت خاکستری نخاع قرار دارند و به نام نرون آلفا شناخته می شوند.

Biopotential states

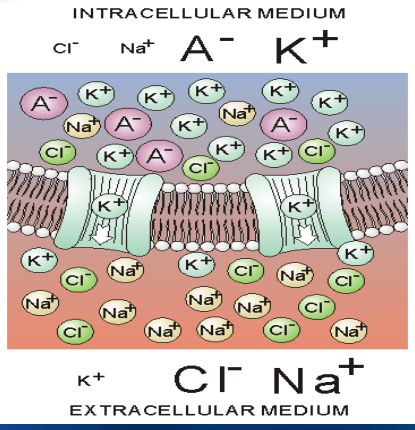
Resting potential State

Action potential State



fppt.com

- در مایعات داخل و خارج سلولی یون های مختلفی با ظرفیت ها و بارهای متفاوت وجود دارند که فعالیت های الکتریکی سلول نیز ناشی از شرایط و جابجایی این یون هاست.
- یون های اصلی که در ایجاد پتانسیل غشا سلول های تحریک پذیر نقش دارند، به طور عمده یون های Cl^- (کلر)، Na^+ (سدیم) و K^+ (پتاسیم)هستند. در سلول های عضلانی علاوه بر یون ها، یون کلسیم Ca^{++} نیز نقش اساسی در انقباضات فیبرها بر عهده دارد.



حالت استراحت

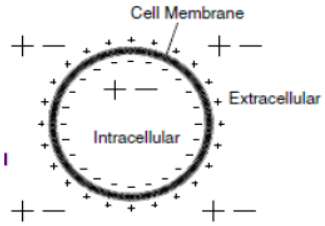
– در حالت استراحت غشا نسبت به Na^+ نیمه نفوذپذیر و به K^+ و Cl^- کاملا نفوذپذیر است. به طوری که در این حالت قابلیت نفوذ برای یون های پتاسیم حدود ۵۰-۱۰۰ برابر بیشتر از نفوذپذیری برای یون های Na است. یون های از طریق کانال های یونی مربوطه خود در طول غشا جابجا می شوند.

- این قابلیت نفوذپذیری انتخابی غشا برای یون های مختلف است که پتانسیل غشا را ایجاد میکند. علت این ویژگی غشا همچنان ناشناخته است ولی بخشی از آن را به اندازه سوراخ ها و کانال های عبور یون ها درغشا مربوط می دانند.
- پروتئین ها و یون های بزرگ تر امکان عبور از دیواره غشا را ندارند.
- کانال های مربوط به یون ها به صورت اختصاصی عمل کرده و بدون استثنا فقط یون مربوط به خود را عبور می دهند.

fppt.com

حالت استراحت

- غشا خارج سلولی به طور عمده از یون های Na^+ و Cl^- تشکیل شده و غشا داخل سلولی به طور عمده از K^+.
- در جدول نشان داده شده پتانسیل های درون و خارج سلولی را به صورت نمونه برای سلول عضلانی قوباغه مشاهده می کنید.
- به مقادیر غلظت ها دقت کنید.



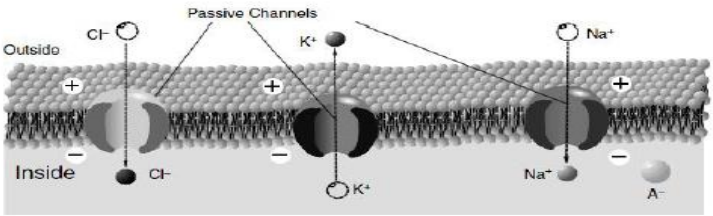
For frog skeleton muscle (milimole/liter)

Species	Intracellular	Extracellular
Na^+	12	145
K^+	155	4
Cl^-	4	120

fppt.com

حالت استراحت

کانال هایی که به یون ها اجازه عبور از طریق غشا را می دهند به صورت انتخابی عمل کرده و به دو صورت اکتیو(فعال) و پسیو (غیرفعال) عمل می کنند. کانال های پسیو در حالت استراحت همیشه باز هستند و مختص یون های خاصی هستند. این کانال ها برای یون های -Cl، +K و +Naوجود دارند.



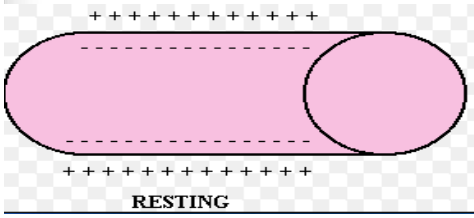
fppt.com

حالت استراحت

نیروهایی که سبب ایجاد پتانسیل استراحت غشا می شوند:

۱- گرادیان غلظت یا دیفیوژن Diffusion

در حالت اولیه غلظت یون های پتاسیم در داخل سلول و یون های سدیم در خارج از سلول بیشتر است. طبق ویژگی گرادیان غلظت مواد تمایل دارند از جایی با غلظت بیشتر به محل با غلظت کمتر حرکت کنند. از این رو جریان پتاسیم رو به خارج و جریان سدیمی رو به داخل ایجاد می شود. با این حال به علت نیمه نفوذپذیری غشا نسبت به یون های سدیم جریان مثبت رو به خارج بسیار بیشتر از جریان رو به داخل یون های سدیم است و در مجموع منجر به منفی شدن داخل غشا سلول می شود. جریان دیفیوژن به طور کلی به سمت خارج است.



fppt.com

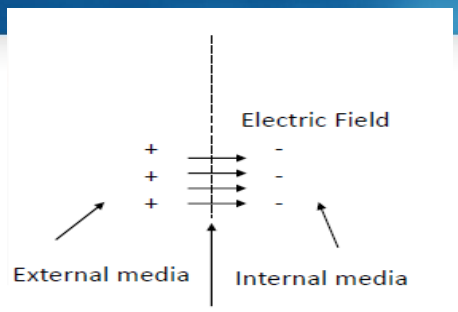
حالت استراحت

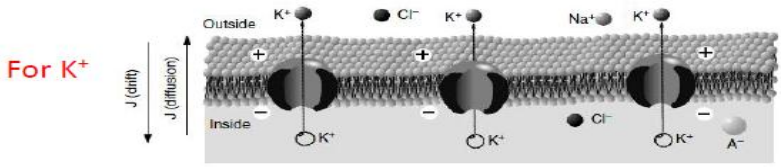
نیروهایی که سبب ایجاد پتانسیل استراحت غشا می شوند:

۲-میدان الکتریکی یا جریان دریفت drift

زمانی که به علت خروج یون های پتاسیم، پتانسیل داخل سلول منفی و پتانسیل خارج سلولی مثبت شد، به علت اختلاف پتانسیل الکتریکی بین غشائی، غشاء از لحاظ الکتریکی مانند یک خازن عمل میکند. یعنی مانند یک جدا کننده بار است که ترکیب لیپو پروتئینی غشا به عنوان دی الکتریک ان عمل می کند و اجازه جریان نشتی یون ها در اطراف غشا را می دهد. میدان الکتریکی ناشی از این خازن به طرف داخل است و منجر به ایجاد جریان رو به خارج یون های با بار مثبت Kو جریان رو به داخل یون های با بار منفی Clمی شود. باعث می شود که داخل سلول منفی تر شود.

fppt.com





fppt.com

حالت استراحت

نیروهایی که سبب ایجاد پتانسیل استراحت غشا می شوند:

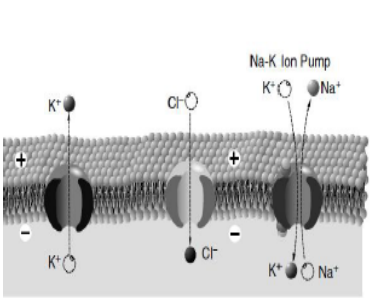
۳- مکانیسم انتقال فعال پمپ سدیم- پتاسیم

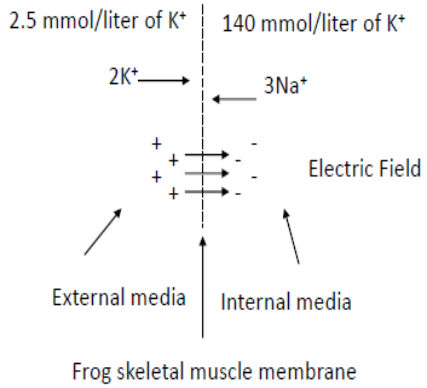
حفظ سلول در حالت استراحت نیازمند انتقال فعال یون ها در جهت مقابل گرادیان های الکتروشیمیایی معمول آنهاست. پمپ سدیم-پتاسیم یک انتقال فعال است که Na^+را به خارج سلول و K^+را به داخل سلول منتقل می کند.

نسبت انتقال این پمپ 3Na:2K است. یعنی به ازای خارج کردن ۳ سدیم، دو یون پتاسیم را وارد سلول می کند. جریان کلی iNaKرو به سمت خارج است ولی عملکرد این پمپ به صورتی است که در مقابل گرادیان های انتشار و میدان الکتریکی یون ها را جابجا می کند و موجب تعادل غشا می شود.

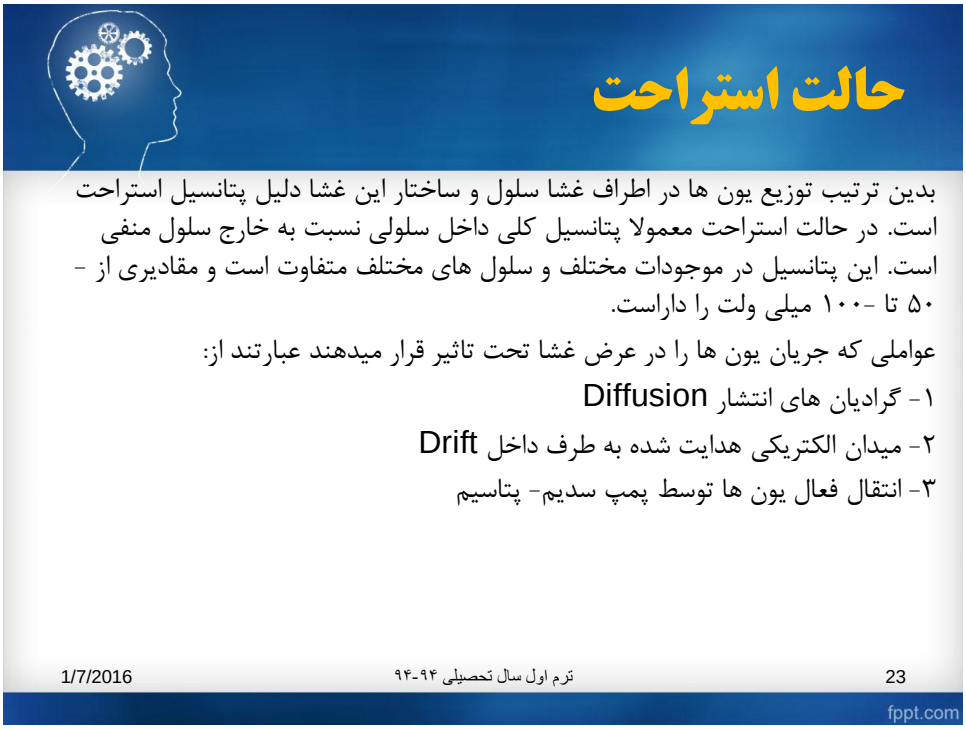
انرژی پمپ توسط یک منبع مشترک انرژی سلولی، ادنوزین فسفات (ATP) تامین می شود.

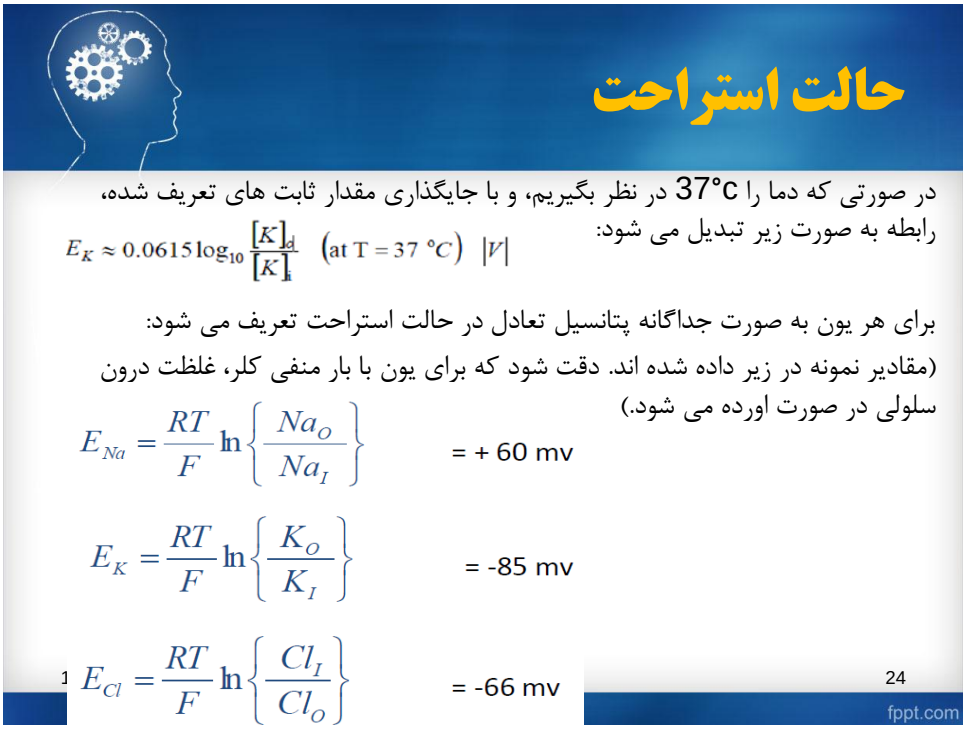
fppt.com





fppt.com


حالت استراحت
بدین ترتیب توزیع یون ها در اطراف غشا سلول و ساختار این غشا دلیل پتانسیل استراحت است. در حالت استراحت معمولا پتانسیل کلی داخل سلولی نسبت به خارج سلول منفی است. این پتانسیل در موجودات مختلف و سلول های مختلف متفاوت است و مقادیری از - ۵۰ تا -۱۰۰ میلی ولت را داراست.
عواملی که جریان یون ها را در عرض غشا تحت تاثیر قرار میدهند عبارتند از:
۱- گرادیان های انتشار Diffusion
۲- میدان الکتریکی هدایت شده به طرف داخل Drift
۳- انتقال فعال یون ها توسط پمپ سدیم- پتاسیم
1/7/2016
ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۳
23
fppt.com


حالت استراحت
در صورتی که دما را 37°c در نظر بگیریم، و با جایگذاری مقدار ثابت های تعریف شده، رابطه به صورت زیر تبدیل می شود:
$E_K \approx 0.0615 \log_{10} \frac{[K]_d}{[K]_i}$ (at T = 37 °C) |V|
برای هر یون به صورت جداگانه پتانسیل تعادل در حالت استراحت تعریف می شود:
(مقادیر نمونه در زیر داده شده اند. دقت شود که برای یون با بار منفی کلر، غلظت درون سلولی در صورت اورده می شود.)
$E_{Na} = \frac{RT}{F} \ln \left\{ \frac{Na_O}{Na_I} \right\}$ = + 60 mv
$E_K = \frac{RT}{F} \ln \left\{ \frac{K_O}{K_I} \right\}$ = -85 mv
$E_{Cl} = \frac{RT}{F} \ln \left\{ \frac{Cl_I}{Cl_O} \right\}$ = -66 mv
24
fppt.com

حالت استراحت

زمانی که جریان خالص در عرض غشا صفر باشد، پتانسیل الکتریکی غشا که در جالت تعادل قرار دارد از رابطه زیر که معادله گلدمن نامیده می شود محاسبه می شود:

Goldman equation:

$$E = \frac{RT}{F} \ln\left\{ \frac{P_K[K]_o + P_{Na}[Na]_o + P_{Cl}[Cl]_o}{P_K[K]_i + P_{Na}[Na]_i + P_{Cl}[Cl]_o} \right\}$$

PM: ضریب نفوذپذیری غشا برای یون خاص M

fppt.com

حالت استراحت

مثال: برای ماهیچه اسکلتی قورباغه، مقادیر نمونه برای غلظت های داخل سلولی و خارج سلولی نمونه های یونی به شرح زیرمی باشد:

Species	Intracellular	Extracellular
Na^+	12	145
K^+	155	4
Cl^-	4	120

فرض کنید که دمای اتاق ۲۰°c و مقادیر نفوذپذیری به شرح زیر می باشند:

$P_{Na} = 2 \times 10^{-8}$ cm/s, $P_K = 2 \times 10^{-6}$ cm/s, $P_{Cl} = 4 \times 10^{-6}$ cm/s

پتانسیل استراحت تعادل را برای این غشا با استفاده از رابطه گلدمن حساب کنید.

$$E = 0.0581 \log_{10}\left[\frac{P_K(4) + P_{Na}(145) + P_{Cl}(4)}{P_K(155) + P_{Na}(12) + P_{Cl}(120)}\right]$$

$$= 0.0581 \log_{10}\left(\frac{26.9 \times 10^{-6}}{790.24 \times 10^{-6}}\right) = -85.3 \text{ mV}$$

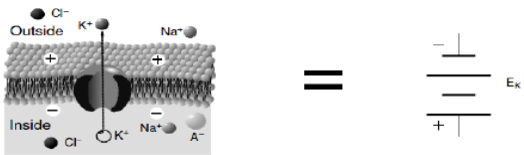
fppt.com

حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

در راستای هر کانال یونی خاص، برای هریون یک گرادیان غلظت وجود دارد که یک نیروی electromotiveرا ایجاد می کند.

پتانسیل نرنست برای هر یون اختلاف پتانسیلی در طول غشا ایجاد می کند و به آسانی می توان آن را توسط یک باتری مدل نمود:



fppt.com

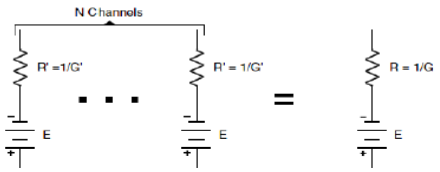
حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

ویژگی های مقاومتی

هر کانال مقاومتی در مقابل حرکت بارهای الکتریکی از طریق کانال دارد. این مقاومت عمدتا به دلیل برخوردها با دیواره کانال است که انرژی را به صورت گرما از دست می دهد.

$$G = N \times G'$$

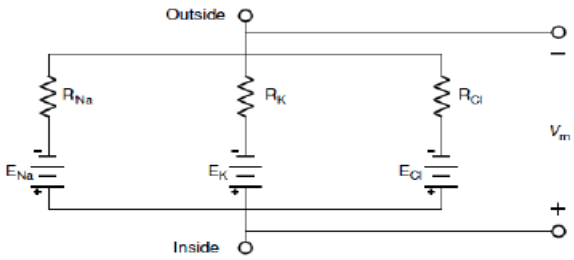


fppt.com

حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

مدلی مربوط به کانال های پسیو برای یک ناحیه کوچک از عصب در حالت استراحت که در ان هر کانال با یک مقاومت سری با یک باتری نمایش داده می شود.



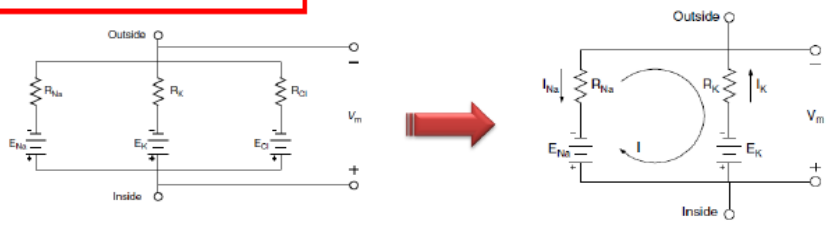
fppt.com

حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

مثال: Vmرا برای عضله اسکلتی قورباغه بیابید. از این اطلاعات استفاده کنید:

$R_K = 1.7\ \text{k}\Omega$ and $R_{Na} = 15.67\ \text{k}\Omega$.



$$I = \frac{E_K - E_{Na}}{R_{Na} + R_K} = \frac{(-105 - 56) \times 10^{-3}}{(15.67 + 1.7) \times 10^3} = -9.27\ \mu A$$

yields

$$V_m = E_{Na} + IR_{Na} = -89\ \text{mV}$$

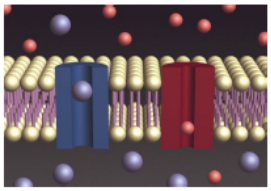
30

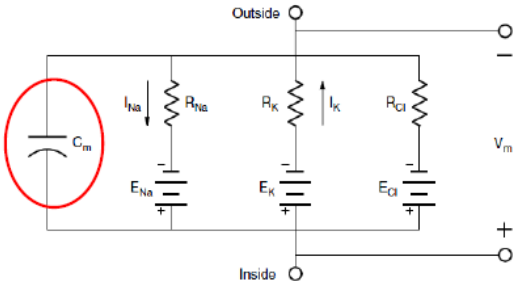
حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

ویژگی های خازنی

به دلیل خاصیت خازنی ایجاد شده در غشا، یک خازن را نیز به صورت موازی با مدار زیر قرار می دهیم.



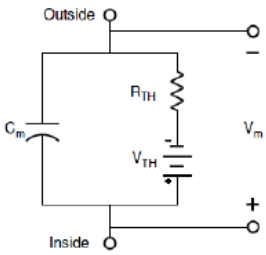


fppt.com

حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

با استفاده از روابط تونن در محاسبات مداری و محاسبه مقاومت و منبع ولتاژ معادل میتوان مدار را به صورت زیر ساده سازی نمود:



$$R_{Th} = \frac{1}{\frac{1}{R_K} + \frac{1}{R_{Na}} + \frac{1}{R_{Cl}}}$$

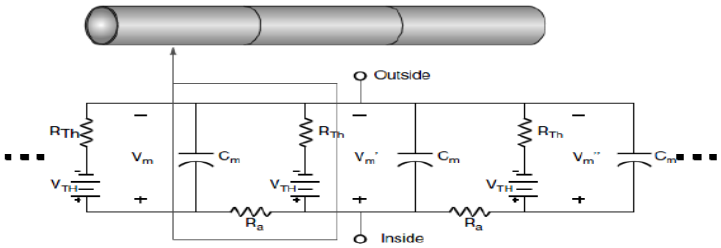
$$V_{Th} = -\frac{R_{Na}R_{Cl}E_k + R_K R_{Cl}E_{Na} + R_K R_{Na}E_{Cl}}{R_{Na}R_{Cl} + R_K R_{Cl} + R_K R_{Na}}$$

fppt.com

حالت استراحت

مدل مداری معادل غشا

مداری که ترسیم نمودیم برای یک بخش از فیبر عصبی است. در صورتی که امتداد طولی یک فیبر را در نظر بگیریم برای هر قطعه از ان مداری به شکل فوق داریم که در کل طول فیبر این مدارهای معادل به صورت سری به هم متصل شده اند. علاوه بر مقاومت عرضی غشا که در مدار فوق برای کانال های یونی مدل شده بود، در راستای عبور پتانسیل عبور در طول فیبر نیز در مقابل آن مقاومتی وجود دارد. این مقاومت بین هر دو بخش سری به صورت یک مقاومت Ra آورده شده است.



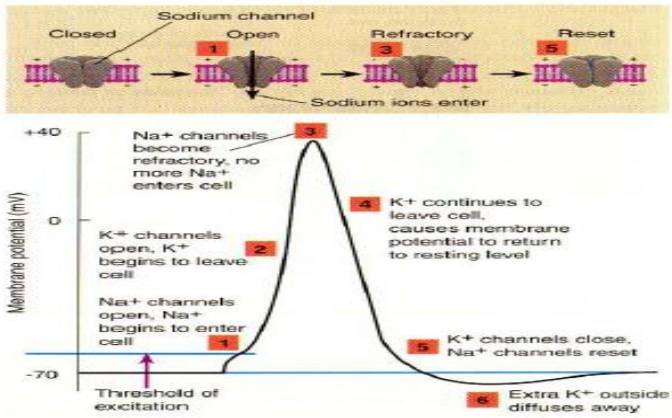
حالت فعال – پتانسیل عمل

- زمانی که سلول تحریک پذیر به طور مناسبی تحریک شود می تواند یک پتانسیل عمل را هدایت کند.
- کانال های فعال یا گیت ها در پاسخ به تحریک الکتریکی یا شیمیایی خارجی حالت های باز یا بسته مختلفی به خود میگیرند. این کانال های فعال نیز به صورت انتخابی عمل کرده و فقط یون های خاصی از طریق غشاءشان عبور می کنند.
- گیت های فعال در پاسخ به نروترنسمیترها و یک تغییر مناسب در پتانسیل غشا باز می شوند.
- کانال های پسیو مسئول پتانسیل حالت استراحت غشا هستند و کانال های فعال مسئول پتانسیل های فعال هستند.

.

حالت فعال – پتانسیل عمل

پتانسیل الکتریکی که در حالت فعال ایجاد شده و در طول فیبر منتقل می شود پتانسیل عمل نامیده می شود. نمای کلی یک پتانسیل عمل به صورت زیر است:



fppt.com

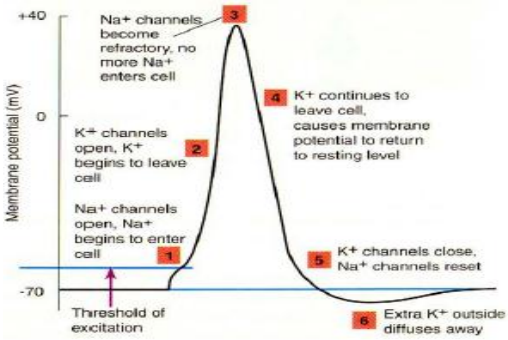
حالت فعال – پتانسیل عمل

پس از وارد شدن تحریکی که از مقدار آستانه بیشتر است، کانال های سدیمی باز شده و نفوذپذیری غشا به یون های سدیم افزایش می یابد و یون های Na+به داخل سلول هجوم می برند(۱)، این امر موجب مثبت شدن پتانسیل داخل غشا می شود. در مرحله بعد (۲) کانال های پتاسیمی نیز شروع به باز شدن کرده و یون های K+شروع به خروج از سلول می کنند. در موقعیت (۳) کانال های سدیمی به مرحله بازداری رسیده و Na+بیشتری ارد سلول نمی شود. این مرحله نقطه ای است که پتانسیل غشا مثبت شده و به یک نقطه حداکثری از مثبت بودن خود می رسد. پس از آن از انجایی که همچنان کانال های K+باز هستند و پتاسیم ها سلول را ترک می کنند پتانسیل غشا افت کرده و به سمت مقدار منفی قبلی حالت استراحت باز می گردد (۴).

fppt.com

حالت فعال – پتانسیل عمل

.در مرحله (۵) کانال های پتاسیمی بسته شده و کانال های سدیمی به حالت قبل ریست می شوند. در مرحله ۶ ادامه خروج یون های پتاسیم منجر به یک پایین زدگی در منحنی پتانسیل عمل می شود و پس از ان به واسطه ساز و کارهای مختلف غشا دوباره بتدریج غشا به حالت استراحت و تعادل خود باز می گردد.



fppt.com

حالت فعال – پتانسیل عمل

چند تعریف در حالت فعال

در حالت استراحت غشا سلول پلاریزه (قطبی) است (داخل سلول منفی تر است).

دپلاریزاسیون: زمانی که اندازه این پلاریزاسیون سلولی با مثبت تر کردن داخل سلول کوچک می شود این حالت دپلاریزاسیون نامیده می شود. (قطبی بودن سلول کم شده است).

رپلاریزاسیون: زمانی که سلول از حالت دپلاریزه، به حالت پلاریزه اولیه خود باز می گردد.

هایپرپلاریزاسیون: افزایش اندازه پلاریزاسیون سلول به بیشتر منفی شدن داخل سلول. (داخل سلول از حالت پلاریزه منفی تر می شود).

تحریکی که سلول را به پتانسیلی بالاتر از پتانسیل استراحت دپلاریزه کند باعث می شود که سلول یک پتانسیل عمل تولید کند.

fppt.com

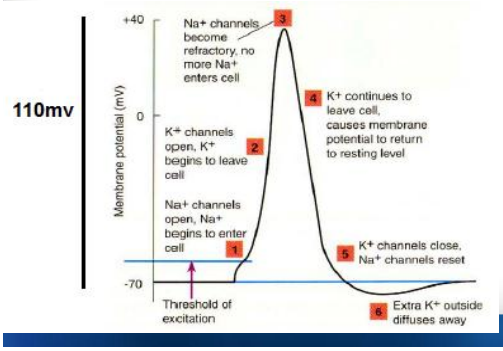
حالت فعال – پتانسیل عمل

پتانسیل عمل :

نرخ آن ۱۰۰۰ پتانسیل عمل در هر ثانیه برای عصب است.

برای سلول عصبی Δv=110-120mv

(از مقدار منفی حالت استراحت غشا تا پیک پتانسیل عمل)

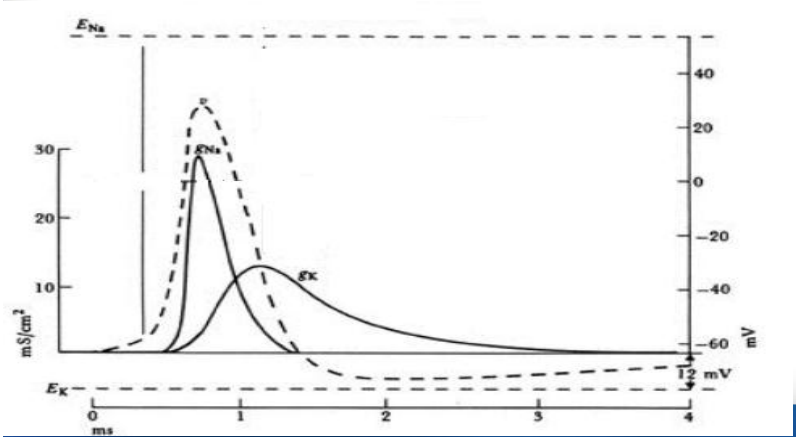


39

fppt.com

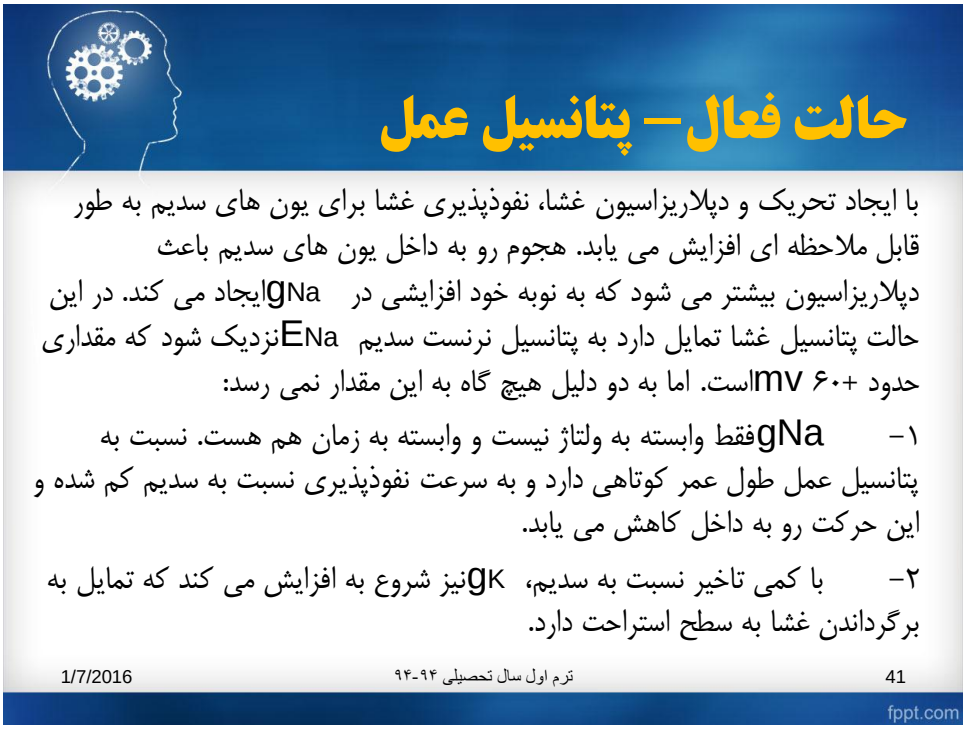
حالت فعال – پتانسیل عمل

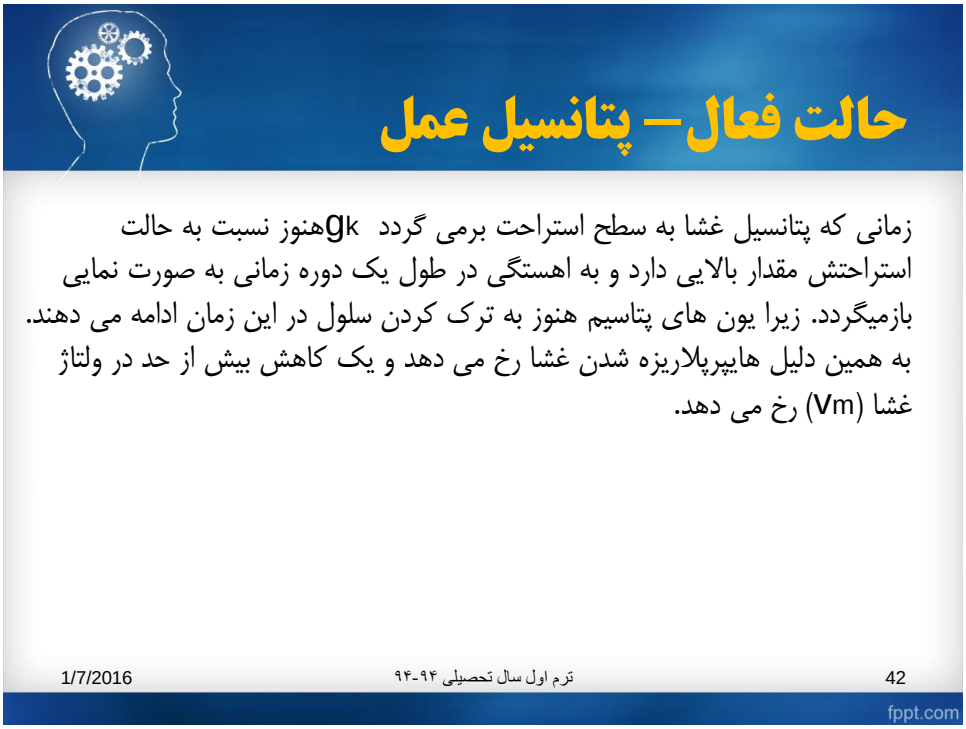
نمودارهای زیر نفوذپذیری (Permiability) و یا هدایت یونی غشا برای یون های سدیم gNa و پتاسیم gK را در زمان ایجاد پتانسیل عمل نشان می دهند:



40

fppt.com

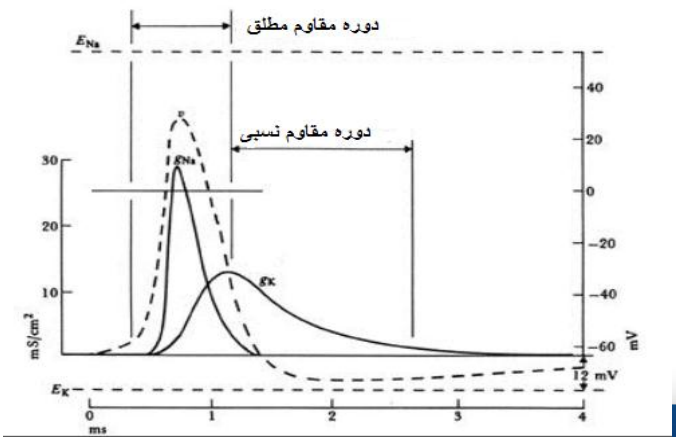

حالت فعال – پتانسیل عمل
با ایجاد تحریک و دپلاریزاسیون غشا، نفوذپذیری غشا برای یون های سدیم به طور قابل ملاحظه ای افزایش می یابد. هجوم رو به داخل یون های سدیم باعث دپلاریزاسیون بیشتر می شود که به نوبه خود افزایشی در gNa ایجاد می کند. در این حالت پتانسیل غشا تمایل دارد به پتانسیل نرنست سدیم ENa نزدیک شود که مقداری حدود +۶۰ mv است. اما به دو دلیل هیچ گاه به این مقدار نمی رسد:
۱- gNa فقط وابسته به ولتاژ نیست و وابسته به زمان هم هست. نسبت به پتانسیل عمل طول عمر کوتاهی دارد و به سرعت نفوذپذیری نسبت به سدیم کم شده و این حرکت رو به داخل کاهش می یابد.
۲- با کمی تاخیر نسبت به سدیم، gK نیز شروع به افزایش می کند که تمایل به برگرداندن غشا به سطح استراحت دارد.
1/7/2016
ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۴
41
fppt.com


حالت فعال – پتانسیل عمل
زمانی که پتانسیل غشا به سطح استراحت برمی گردد gk هنوز نسبت به حالت استراحتش مقدار بالایی دارد و به اهستگی در طول یک دوره زمانی به صورت نمایی بازمیگردد. زیرا یون های پتاسیم هنوز به ترک کردن سلول در این زمان ادامه می دهند. به همین دلیل هایپرپلاریزه شدن غشا رخ می دهد و یک کاهش بیش از حد در ولتاژ غشا (Vm) رخ می دهد.
1/7/2016
ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۴
42
fppt.com

حالت فعال – پتانسیل عمل

دوره مقاوم مطلق: در این محدوده زمانی غشا به هیچ تحریک جدیدی پاسخ نمی دهد.

دوره مقاوم نسبی: در این بازه فقط در صورتی که تحریک اعمالی به میزان کافی شدید باشد غشا به ان پاسخگو خواهد بود.

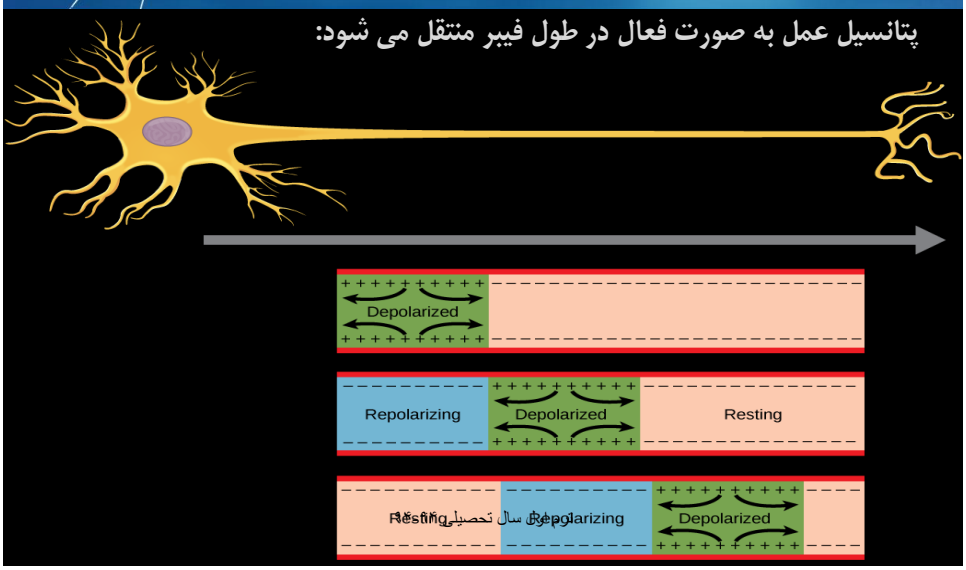


43

fppt.com

حالت فعال – پتانسیل عمل

پتانسیل عمل به صورت فعال در طول فیبر منتقل می شود:



مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

جلسه پنجم– سنسورها

مدرس دوره: عطیه پوربختیار

دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب
ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۵

fppt.com

مبدل (Transducer) وسیله ای است که یک شکل از انرژی را به شکلی دیگر تبدیل می کند.

قطعه ای که به پارامترهای فیزیکی مانند دما، فشار و .. حساس است و هنگام تحریک توسط انها از خود عکس العمل نشان می دهد.

سنسور(Sensor) : مبدلی که کمیت فیزیکی را به خروجی الکتریکی تبدیل می کند.

ویژگی های سنسور خوب:

-به شکلی از انرژی که در کمیت وجود دارد پاسخ دهد

-به روشی با سیستم زنده در ارتباط باشد که انرژی زیادی مصرف نکند

-حتی المقدور غیرتهاجمی باشد

محرک (actuator): دستگاهی که سیگنال الکتریکی را به خروجی فیزیکی تبدیل می کند.

fppt.com

روش های تبدیل وقایع فیزیولوژیکی به سیگنال های الکتریکی:

- **اندازه گیری جابجایی از طریق**
  - تغییر مقاومت
  - سنسورهای القایی (اندوکتانسی- سلفی)
  - تغییر ظرفیت- سنسور خازنی
  - اثر پیزوالکتریک
- **اندازه گیری دمای بدن**
  - ترمیستور
  - ترموکوپل
- **اندازه گیری نوری، حرارت سنجی و آشکارسازی فوتون**
  - سنسورهای الکترومغناطیسی• تشعشعی

fppt.com

آنچه برای پزشک و محقق مهم است:

اندازه گیری اندازه، شکل و موقعیت اعضا و بافت های بدن

علت: تغییرات در این پارامترها منجر به تشخیص عملکرد طبیعی از عملکرد غیرعادی

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

❑سنسورهای جابجایی

(گاهی اوقات کمیت های دیگری مانند نیرو یا فشار را نیز می توان به صورت کمیت جابجایی اندازه گیری نمود.)

اندازه گیری های مستقیم

مثال: تعیین تغییر قطر عروق خونی- تغییرات شکل و حجم محفظه های قلبی

اندازه گیری های غیرمستقیم

مثال: کمی کردن حرکات مایعات در عروق خونی- جابجایی دیافراگم یک میکروفن به طور مستقیم حرکات قلب را آشکار می کند.

مثال دیگر: اندازه گیری موقعیت مکانی قرار گیری دست مصنوعی

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

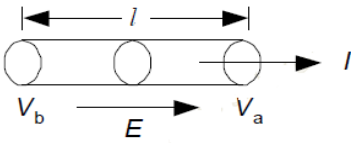
- ✓مقاومتی
  - پتانسیومتر– کرنش سنج
  - القایی
  - خازنی
  - پیزوالکتریکی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

مقاومت:

مدل یک سیم مستقیم با سطح مقطع A و طول L



ارتباط مقاومت با شکل هندسی : $R = \rho \frac{l}{A}$

رابطهٔ مقاومت با ولتاژ و جریان : $V = IR$

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

- ✓مقاومتی
  - **پتانسیومتر**– کرنش سنج
  - القایی
  - خازنی
  - پیزوالکتریکی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

پتانسیومتر

ساده ترین سنسور برای اندازه گیری جابجایی است. یک خروجی خطی که تابعی از جابجایی است تولید می کند.

برحسب نوع جابجایی به دو دسته تقسیم می شوند:

۱- **پتانسیومتر خطی:** برای اندازه گیری جابجایی خطی (انتقالی)

۲- **پتانسیومتر حلقوی:** جهت اندازه گیری جابجایی زاویه ای و دورانی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

پتانسیومتر خطی

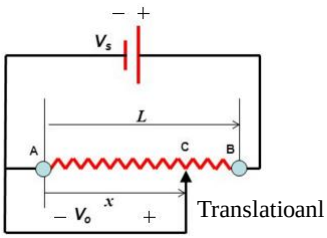
محدوده عملکرد: ۲ mm تا ۵۰۰mm

مقاومت واحد طول: Rp

$$R_x = xR_p$$

$$R_L = LR_p$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_x}{R_L} = \frac{x}{L} \Rightarrow V_o = \frac{V_i}{L}x$$



یک رابطه خطی است.

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

پتانسیومتر خطی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

پتانسیومتر دوار

محدوده عملکرد (جابجایی های دورانی): از°۱۰ تا بیشتر از °۵۰

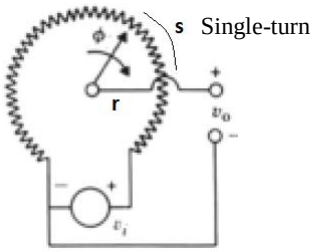
$$s = r\theta_s$$

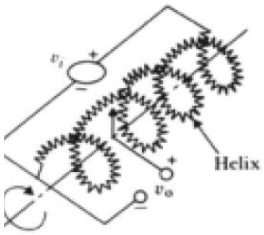
$$A = r\theta$$

$$R_s = sR_p$$

$$R_A = AR_p$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_s}{R_A} = \frac{S}{A} = \frac{\theta_s}{\theta} \Rightarrow V_o = \frac{V_i}{\theta}\theta_s$$





Multi-turn

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

پتانسیومتر دوار

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

-پتانسیومترها توسط ولتاژهای AC یا DC قابل تحریک هستند و می توانند ولتاژهای AC یا DC تولید کنند.

-رزولوشن تابعی از نحوه ساخت و ابعاد پتانسیومتر است. مثلا رزولوشن تابعی از فاصله بین سیم ها است.

-بخش های اصطکاک دار پتانسیومتر به خصوص در نوع حلقوی باید دارای اصطکاک پایینی باشند تا اعوجاج دینامیکی سیستم حداقل شود.

-معمولا پتانسیومتر برای اندازه گیری جابجایی بزرگ با رزولوشن متوسط استفاده می شود.

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

- ✓ مقاومتی
  - پتانسیومتر- **کرنش سنج**
  - القایی
  - خازنی
  - پیزوالکتریکی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج ((Strain gages

-زمانی که یک سیم در محدوده **حد الاستیکش** تحت کرنش قرار می گیرد، مقاومت سیم به دلیل تغییر در قطر، طول و مقاومت ویژه تغییر می کند.

-یک المان مقاومتی است که مقاومت آن در اثر اعمال نیرو تغییر می کند.

-برای اندازه گیری جابجایی های خیلی کوچک در حد نانومتر به کار می روند.

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج ((Strain gages

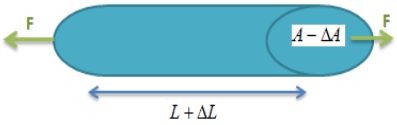
ρ: مقاومت مخصوص (اهم- متر)

L: طول (متر)

A: سطح مقطع (متر مربع)

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

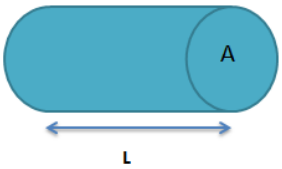
کشش $(R + \Delta R) = \rho \frac{L + \Delta L}{A - \Delta A}$



هرگاه المان گیج کشیده شود مقاومت ان زیاد خواهد شد و هرگاه تحت نیروی متراکم کننده قرار بگیرد مقاومت ان کم می شود.

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج ((Strain gages

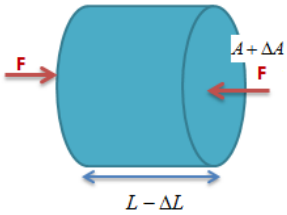


ρ: مقاومت مخصوص (اهم- متر)

L: طول (متر)

A: سطح مقطع (متر مربع

فشردگی $(R-\Delta R)=\rho\dfrac{L-\Delta L}{A+\Delta A}$



اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج ((Strain gages

برای مقایسه یک ترانسدیوسر استرین گیج با ترانسدیوسرهای مشابه:

فاکتور گیج را معرفی می کنیم.

$$G.F.=\frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta l}{l}}$$

$$G.F.=\frac{\Delta R}{\varepsilon R}$$

$$\frac{\Delta l}{l}=\varepsilon$$

فاکتور گیج بالاتر برای ما مطلوب تر است. زیرا جابجایی های با مقدار کوچک را تبدیل به تغییر مقاومت های با ضریب بزرگ تر می کند.

فاکتور گیج بزرگ تر نشان دهنده حساسیت بیشتر استرین گیج

$$\frac{\Delta R}{R}=G.\frac{\Delta l}{l}$$

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج (Strain gages)

نیروی وارد بر یک استرین گیج:

$$F = e.\frac{\Delta l}{l}.A$$

e:ضریب الاستیسیته (هرچه بزرگ تر، جسم سخت تر)

حساسیت استرین گیج: درجه بندی که امکان پیش بینی ولتاژ خروجی را فراهم می کند.

$$E_o = \phi.E.F$$

Eo: پتانسیل خروجی (ولت)

E:پتانسیل تحریک (ولت)

F:نیروی اعمال شده (گرم)

φ:حساسیت (uV/V/g)

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج (Strain gages)

$$R = \rho\frac{L}{A} \xrightarrow{\text{مشتق گیری و نرمالیزه کرده}} \frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

در رابطه فوق قصد داریم جملات مربوط به خواص ماده کرنش سنج و ابعاد سیستمیک ان را از هم تفکیک کنیم. از این رو از تعاریف و جایگذاری های زیر استفاده می کنیم

μ : **نسبت پواسون**– نسبتی که تغییر در قطر را به تغییر در طول ارتباط می دهد.

$$\frac{\Delta D}{D} = -\mu\frac{\Delta L}{L}$$

$$\frac{\Delta A}{A} = 2\frac{\Delta D}{D}$$

$$\frac{\Delta R}{R} = (1+2\mu)\frac{\Delta l}{l} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج (Strain gages)

جمله اول: **اثر ابعادی**

$$\frac{\Delta R}{R} = (1+2\mu)\frac{\Delta l}{l} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

جمله دوم: **اثر pizoresistive** (در ساختار شبکه ای مواد در اثر کرنش)

$$G.F. = (1+2\mu)\frac{\frac{\Delta \rho}{\rho}}{\frac{\Delta l}{l}}$$

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

انواع کرنش سنج

(جدول کتاب) مشاهده شود. نتایج جدول در زیر اورده شده است.

۱-کرنش سنج فلزی: اثر ابعادی در آن قویتر است و می توان از اثر جمله دوم صرفنظر کرد.

۲-کرنش سنج نیمه هادی (semiconductor): اثر pizoresistive قویتر است.

- در کرنش سنج های نیمه هادی فاکتور گیج خیلی بیشتر از فلزی هاست (۵۰ تا ۷۰ برابر) ولی به حرارت حساسیت بیشتری دارند.

(با بزرگ تر کردن ضریب حرارتی مقاومت ویژه، فاکتور گیج بزرگ تر می شود از این رو نیازمند جبران سازی حرارتی هستند).

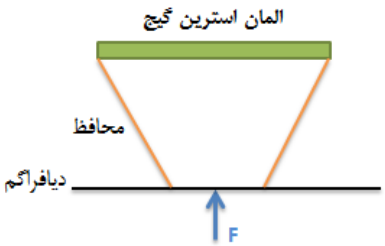
fppt.com

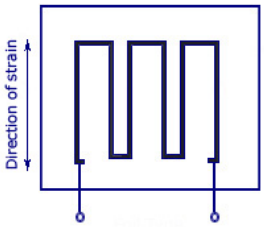
اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

انواع کرنش سنج

۱-کرنش سنج محکم نشده (Unbounded)

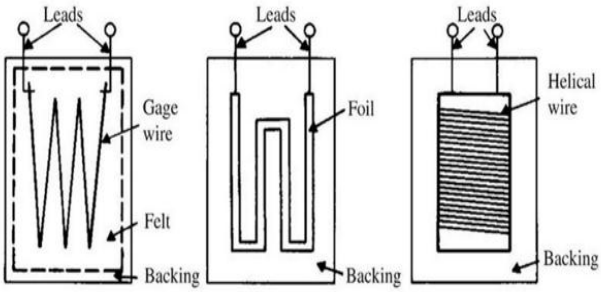
۲-کرنش سنج محکم شده (Bounded): بر روی یک سطح محکم می شوند. از یک سیم فلزی، لایه نازک رسوب داده شده در خلاء (فویل) یا میله نیمه هادی جسبیده شده به سطح تحت کرنش تشکیل شده است.





اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

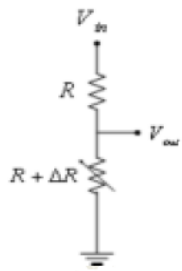
کرنش سنج محکم شده (Bounded)

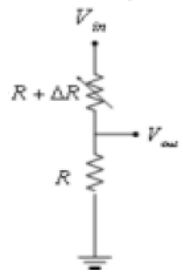


مدارات پل

مدار تقسیم مقاومتی (مقسم ولتاژ)

–برای تبدیل تغییر مقاومت به ولتاژ استفاده می شود.





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

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

مدارات پل

چرا از مدارات پل استفاده می شود؟

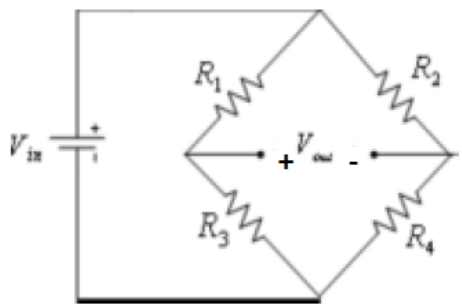
- حساسیت سنسورهای پایه معمولا بسیار پایین است. استرین گیج تغییرات خیلی کمی در مقاومت خروجی نشان می دهد. در حالی که صحت در اندازه گیری این تغییرات بسیار مهم است.

– سنسورها معمولا به بیش از یک کمیت وابسته هستند. مثلا استرین گیج هم به کرنش و هم به دما وابسته است.

یعنی اگر دمای استرین گیج هم تغییر کند منجر به تغییر در مقاومت می شود که به صورت تغییر کرنش نشان داده می شود!

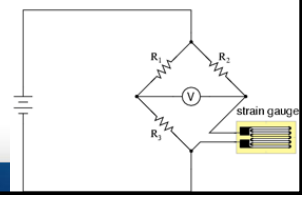
راه حل: به دو یا تعداد بیشتری المان فعال نیاز داریم تا حساسیت کلی سیستم سنسور را افزایش دهند.

مدارات پل



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

Quarter-bridge strain gauge circuit

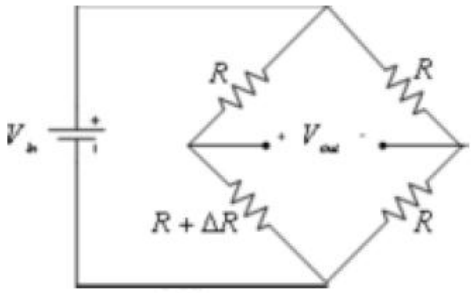


مدارات پل

پل با یک بازوی فعال:

در حالت عادی از ۴ سنسور یکسان استفاده می شود.

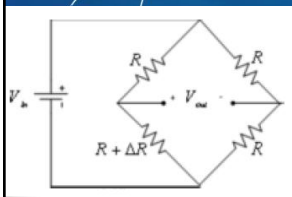
در این حالت یکی از سنسورها فعال است و مابقی غیر فعال.



fppt.com

مدارات پل

پل با یک بازوی فعال:



$$V_{out} = \left(\frac{R+\Delta R}{2R+\Delta R} - \frac{R}{2R}\right)V_{in}$$

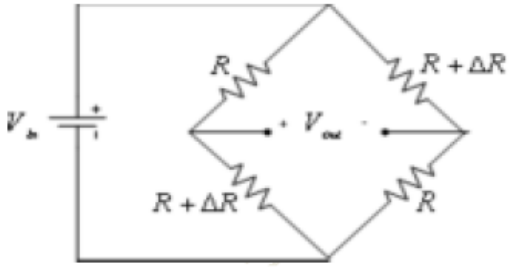
$$= \left(\frac{R+\Delta R}{2R+\Delta R} - \frac{1}{2}\right)V_{in} = \left(\frac{2R+2\Delta R-2R-\Delta R}{2(2R+\Delta R)}\right)V_{in} = \frac{\Delta R}{2(2R+\Delta R)}V_{in}$$

$$= \frac{\Delta R}{4R\,(1+\frac{\Delta R}{2R})}V_{in}$$

$$R >> \Delta R \Rightarrow V_{out} \cong \frac{\Delta R}{4R}V_{in}$$

مدارات پل

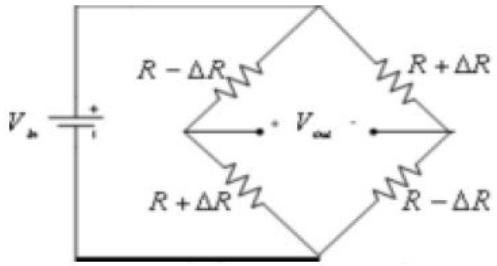
پل با دو بازوی فعال:



$$R >> \Delta R \Rightarrow V_{out} \simeq \frac{\Delta R}{2R}V_{in}.$$

مدارات پل

پل با چهار بازوی فعال:



$$V_{out} = \left(\frac{R+\Delta R}{2R} - \frac{R-\Delta R}{2R}\right)V_{in} = \frac{\Delta R}{R}V_{in}$$

fppt.com

مدارات پل

مزایای مدار پل:

۱- افزایش صحت اندازه گیری

۲- حذف اثرات نویز بر روی خروجی سنسور. اگر یک سنسور هم به تغییرات دما و هم متغیر مورد نظر حساس باشد، با استفاده از چهار المان یکسان که فقط یکی از انها تحت اثر کمیت مورد نظر است، اثر دما جبران می شود.

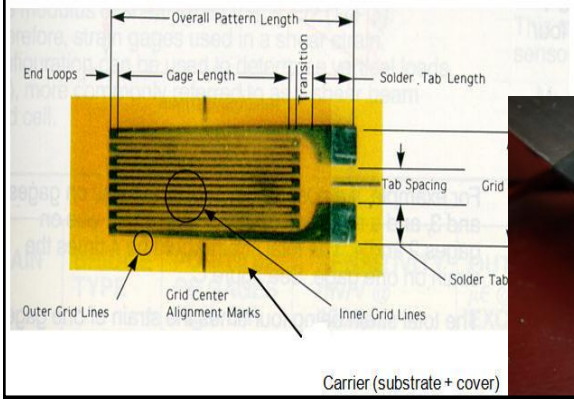
۳- قابلیت اتصال بیش از یک سنسور

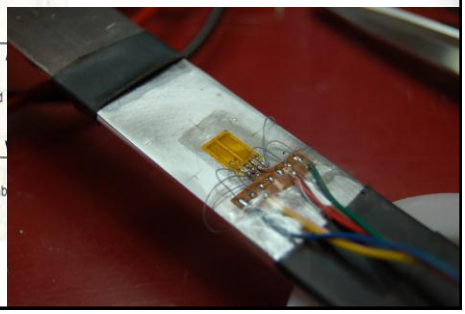
fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

کرنش سنج ((Strain gages

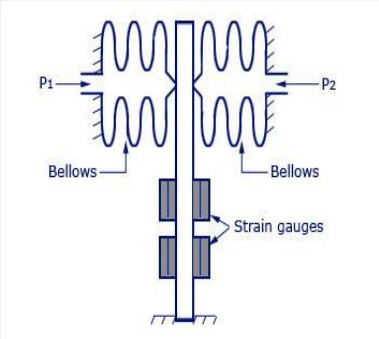
عنصر کرنش سنج نیمه هادی در دهه ۶۰ معرفی شد که دارای مزیت فاکتور سنجش بالا است. ولی حساس به دما و غیرخطی تر نسبت به کرنش سنج های فلزی است. با عناصر نیمه هادی می توان واحدهای کرنش سنج مجتمع ساخت.

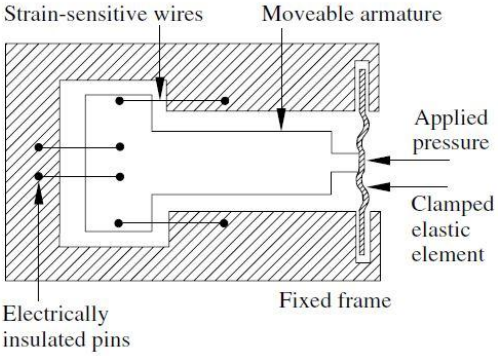




اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

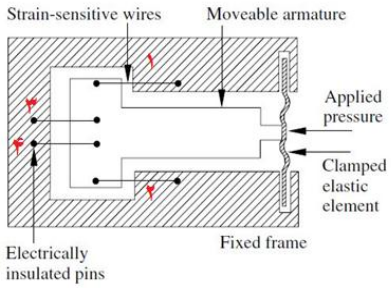
کرنش سنج ((Strain gages



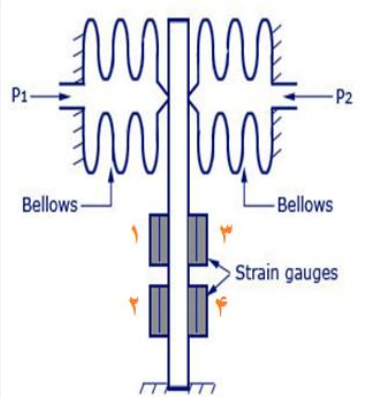


اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

شکل زیر یک نمونه سیستم کرنش سنج است. در سمت راست یک دیافراگم قرار گرفته که به آرمیچر T شکل متصل است. ۴ سیم حساس به کرنش از یک سو به این آرمیچر و از سوی دیگر به یک صفحه ثابت متصل هستند. با اعمال نیرو به دیافراگم آرمیچر به سمت راست یا چپ جابجا شده و منجر به کشیدگی یا فشردگی سیم های کرنش سنج می شود. (با حرکت دیافراگم به سمت چپ، آرمیچر نیز به سمت چپ حرکت نموده، دو سیم ۱ و ۲کشیده و سیم های ۳ و ۴ فشرده می شوند. برای حرکت به سمت راست این اتفاق به صورت عکس رخ می دهد). کرنش سنج ها در مدار پل قرار گرفته و ولتاژ خروجی که نشان دهنده میزان جابجایی است را ایجاد می کنند.



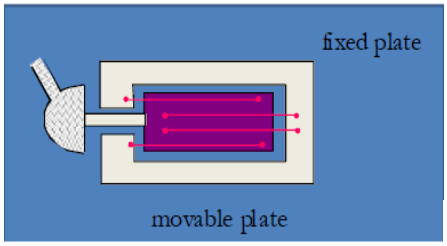
اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)



در شکل مقابل ۴ المان کرنش سنج بر یک میله انعطاف پذیر سوار شده اند. با اعمال فشار از سمت P1 میله به سمت راست خم شده، کرنش سنج های ۱ و ۲ کشیده و کرنش سنج های ۳ و ۴ فشرده می شوند. با اعمال فشار P2 عکس این عمل رخ می دهد (۱و ۲ فشرده، ۳و ۴ کشیده) این کرنش سنج ها نیز می توانند در یک مدار پل مورد استفاده قرار بگیرند.

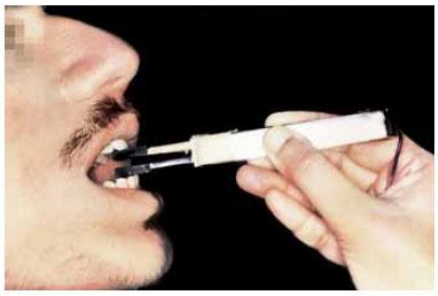
اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

مثال کاربردی: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج



اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

مثال کاربردی:چهار عدد کرنش سنج فلزی محکم شده روی میله برای اندازه گیری نیروی گاز گرفتن در تحقیقات دندانپزشکی



مقدمه ای بر مهندسی پزشکی

جلسه ششم– سنسورها

مدرس دوره: عطیه پوربختیار

دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب
ترم اول سال تحصیلی ۹۴-۹۵

fppt.com

مبدل (Transducer) وسیله ای است که یک شکل از انرژی را به شکلی دیگر تبدیل می کند.

قطعه ای که به پارامترهای فیزیکی مانند دما، فشار و .. حساس است و هنگام تحریک توسط انها از خود عکس العمل نشان می دهد.

سنسور(Sensor) : مبدلی که کمیت فیزیکی را به خروجی الکتریکی تبدیل می کند.

ویژگی های سنسور خوب:

-به شکلی از انرژی که در کمیت وجود دارد پاسخ دهد

-به روشی با سیستم زنده در ارتباط باشد که انرژی زیادی مصرف نکند

-حتی المقدور غیرتهاجمی باشد

محرک (actuator): دستگاهی که سیگنال الکتریکی را به خروجی فیزیکی تبدیل می کند.

fppt.com

روش های تبدیل وقایع فیزیولوژیکی به سیگنال های الکتریکی:

- **اندازه گیری جابجایی از طریق**
  - تغییر مقاومت
  - سنسورهای القایی (اندوکتانسی– سلفی)
  - تغییر ظرفیت– سنسور خازنی
  - اثر پیزوالکتریک
- **اندازه گیری دمای بدن**
  - ترمیستور
  - ترموکوپل
- **اندازه گیری نوری، حرارت سنجی و آشکارسازی فوتون**
  - سنسورهای الکترومغناطیسی• تشعشعی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

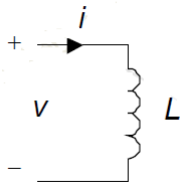
- ✓مقاومتی
  - پتانسیومتر- کرنش سنج
- ✓**القایی**
  - خازنی
  - پیزوالکتریکی

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (القایی)

سلف:

سمبل مداری:

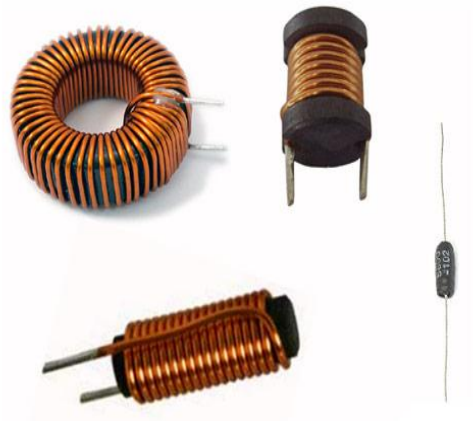


رابطه ریاضی:

$$v = L\frac{di}{dt} \qquad i(t) = i(t_0) + \frac{1}{L}\int_{t_0}^{t} v\,dt$$

fppt.com

سلف- اندوکتانس



اندازه گیری جابجایی (القایی)

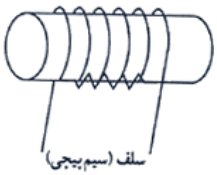
سنسورهای القایی (سلفی)

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

n: تعداد دورهای سیم پیچ

G: فاکتور شکل هندسی

u: اثر نفوذپذیری محیط

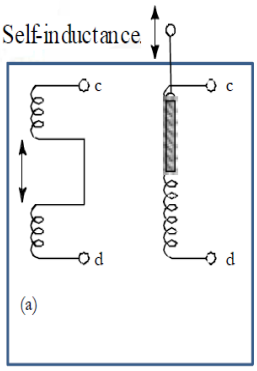


با تغییر هر یک از پارامترهای فوق در اثر جابجایی، اندوکتانس را اندازه گیری می کنیم.

مزیت: تحت تاثیر خواص دی الکتریک محیط اطراف نیست.

ایراد: ممکن است تحت تاثیر میدان های الکترومغناطیس خارجی قرار بگیرد.

اندازه گیری جابجایی (القایی)

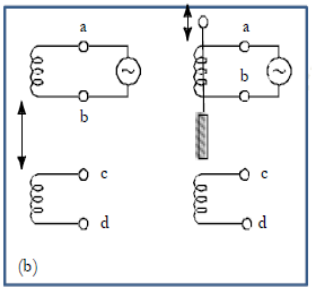


ایده: تغیر فاکتور شکل هندسی یا جابجایی هستهٔ مغناطیسی در داخل سیم‌پیچ، اندوکتانس را تغییر می‌دهد.
ایراد: تغییر اندوکتانس بصورت خطی با جابجایی رابطه ندارد.
مزایا: مصرف توان پایین و ایجاد تغییرات بزرگ در اندوکتانس

کاربرد: رادیوتله متری

اندازه گیری جابجایی (القایی)

Mutual inductance



ایده: دو سیم‌پیچ مجزا دارد و تغییرات در کوپلینگ متقابل مغناطیسی (M) در اثر جابجایی را مد نظر دارد.
ولتاژ القاء شده در سیم‌پیچ دوم تابعی از شکل هندسی سیم‌پیچها، تعداد دورهای سمت اولیه و ثانویه و فرکانس و دامنهٔ ولتاژ تحریک است.
ایراد: ولتاژ در سیم‌پیچی دوم تابع غیرخطی از جدایی دو سیم‌پیچ است.

کاربرد: اندازه گیری ابعاد قلبی، مانیتورینگ تنفس نوزاد وتعیین قطر شریان ها رابطه خطی است.

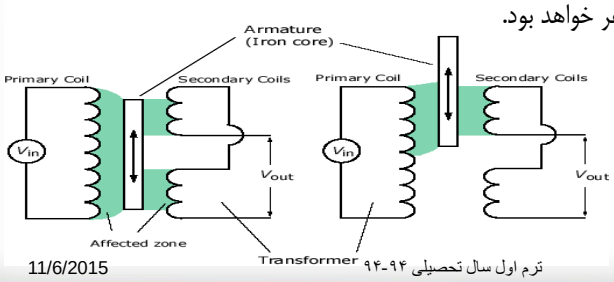
اندازه گیری جابجایی (القایی)

LVDT:Linear Variable Differential Transformer

ترانسفورماتور تفاضلی

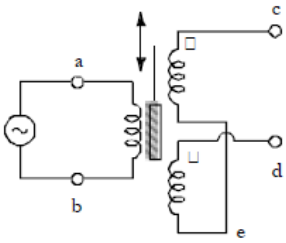
یک ترانس با یک سیم پیچ اولیه و دو سیم پیچ ثانویه کاملا مشابه

دو سیم پیچ ثانویه به صورت سری و در جهت مخالف هم بسته می شوند و ولتاژهای القایی درسیم پیچ های ثانویه تابعی از موقعیت هسته فرومغناطیس می باشند. با جابجایی هسته به میزان X، ولتاژ خروجی غیرصفر خواهد بود.



اندازه گیری جابجایی (القایی)

LVDT:Linear Variable Differential Transformer



هسته اولیه با ورودی سینوسی با فرکانس بین ۶۰ هرتز تا ۲۰ کیلوهرتز تحریک می شود. ولتاژ خروجی برابر است با:

$$V_{cd} = V_{ce} - V_{de}$$

اندازه گیری جابجایی (القایی)

LVDT:Linear Variable Differential Transformer

مزایا:

۱.خطی بودن در یک محدوده وسیع تر

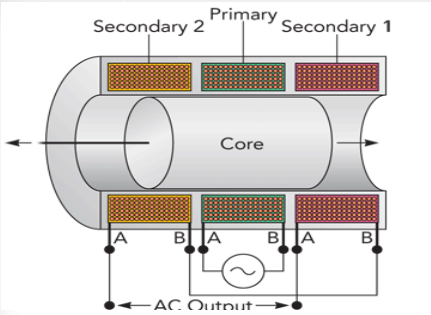
۲.اختلاف فاز ۱۸۰ درجه در زمانی که هسته از موقعیت مرکز عبور می کند. (یعنی از روی فاز ولتاژ خروجی، جابجایی به طرف بالا یا پایین قابل تشخیص است).

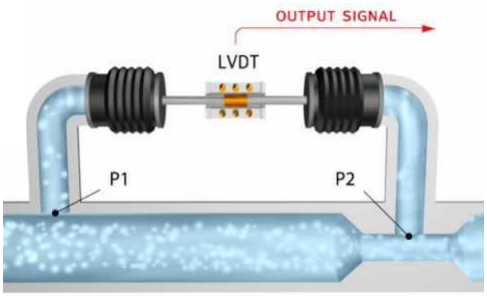
۳.حساسیت LVDT بیشتر از استرین گیج است.

ایراد: به تجهیزات پردازش سیگنال پیچیده تری نیاز دارد.

کاربرد: اندازه گیری فشار، جابجایی و نیرو

اندازه گیری جابجایی (القایی)





اندازه گیری جابجایی (القایی)

LVDT

Core Style:	Free core and exte
Body Diameter:	22mm
Closure:	Open both ends
Exit:	Axial cable exit
Protection:	Electronics sealec
Range:	±0.25 to ±550mm

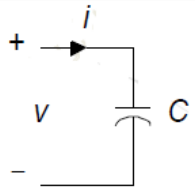
اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

- ✓ مقاومتی
  - پتانسیومتر- کرنش سنج
- ✓ القایی
- ✓ **خازنی**
- ○ پیزوالکتریکی

اندازه گیری جابجایی (خازنی)

خازن:



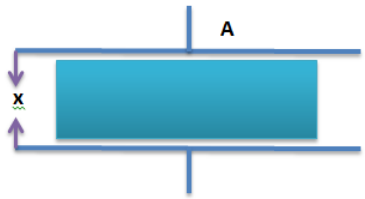
با فرض ثابت بودن ظرفیت خازن : $i = C\dfrac{dv}{dt}$

$$v(t) = v(t_0) + \frac{1}{C}\int_{t_0}^{t} i\,dt$$

fppt.com

اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:



C: ظرفیت خازن

A: مساحت دو صفحه خازنت

X: فاصله دو صفحه خازن از هم

ε_0 ضریب دی الکتریک هوا

ε_r ضریب دی الکتریک ماده

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{x}$$

با تغییر هر یک از سه پارامتر ε_r ، A و X جابجایی قابل ثبت است.

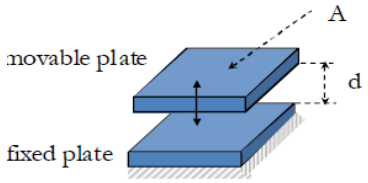
حساسیت سنسور خازنی : $K = \dfrac{\Delta C}{\Delta x} = -\varepsilon_0 \varepsilon_r \dfrac{A}{x^2}$

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

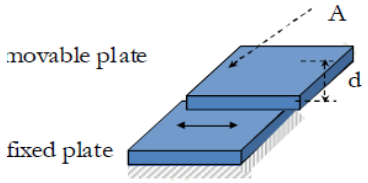
fppt.com

اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:



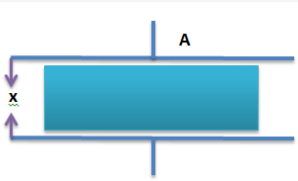
$$\Delta C = \varepsilon_o \varepsilon_r \left(\frac{A}{d} - \frac{A}{d + \Delta d} \right)$$



$$\Delta C = \varepsilon_o \, \varepsilon_r \left(\frac{A}{d} - \frac{A - \Delta A}{d} \right)$$

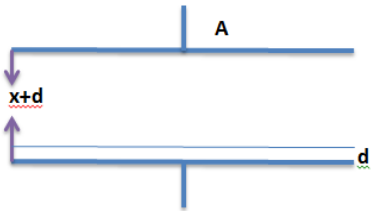
اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:



$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{x}$$

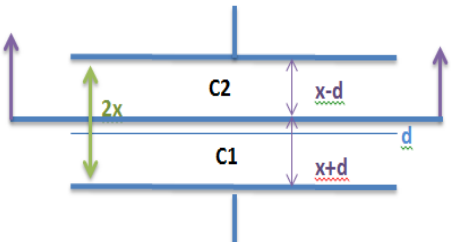
رابطه بین جابجایی و ظرفیت خازن غیرخطی است.



$$c = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon A}{d + x}$$

اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:



$$C1 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{x-d}$$

$$C2 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{x+d}$$

$$\frac{C1}{C2} = \frac{x+d}{x-d}$$

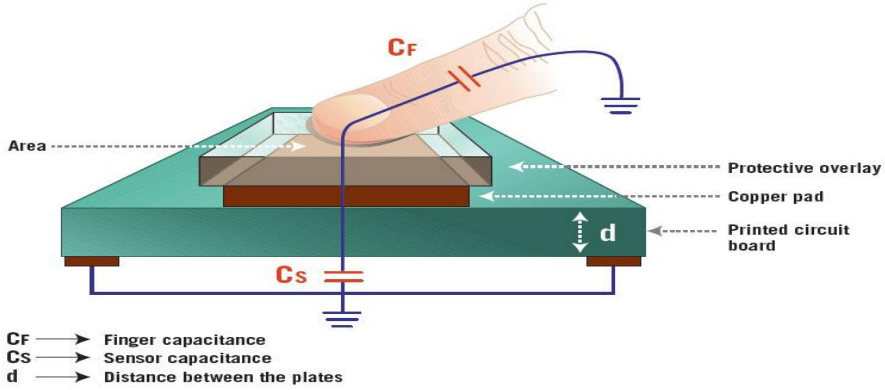
ایجاد رابطه خطی بین جابجایی و ..

$$\frac{d}{x} = \frac{C1-C2}{C1+C2}$$

اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:

The principles of capacitive touch sensing.



اندازه گیری جابجایی (خازنی)

سنسور خازنی:

اندازه گیری جابجایی (تغییر بعد)

روش های اندازه گیری حساس به جابجایی:

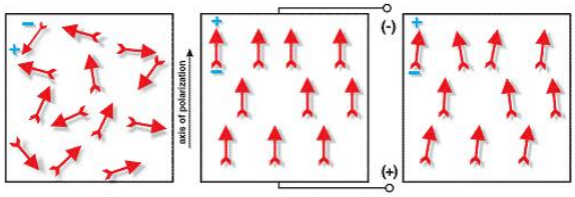
- ✓ مقاومتی
  - پتانسیومتر– کرنش سنج
- ✓ القایی
- ✓ خازنی
- ✓ **پیزوالکتریکی**

اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)

عناصری که قابلیت تبدیل انرژی مکانیکی به الکتریکی و برعکس را دارند.

اعمال نیرو به کریستال پیزو منجر به جابجایی اندک در اتم های ان نسبت به موقعیت اولیه شده که باعث تولید بارهای مثبت و منفی در جسم پیزو می شود. با ادامه اعمال نیرو شبکه های اتم طوری تغییر می کنند که بارهای مثبت در یک طرف و بارهای منفی در طرف دیگر قرار می گیرند.

زمانی که نیرو وارد می شود شبکه های بلور کریستال نوسان پیدا می کنند تا به حالت پایدار برسند.



اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)

$$F = kx$$

$$q = k'x$$

$$q = \frac{k'}{k}F = bF$$

k: ثابت پیزوالکتریک

x: جابجایی اتم های شبکه کریستال جسم پیزو

f: نیروی اعمال شده به جسم پیزو

q: بار تولید شده

k’: ضریب ثابت پیزوالکتریک

b: حساسیت جسم پیزوالکتریک به نیروی اعمالی

فرض کنیم این سیستم مشابه یک خازن صفحه موازی عمل کند.

V:ولتاژ دو سر خازن

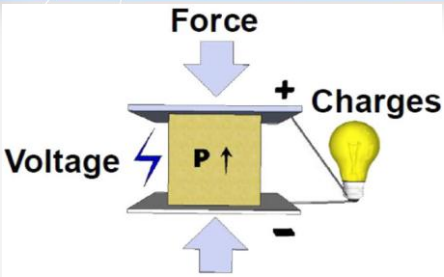
$$v = \frac{q}{c} = \frac{bF}{c} = \frac{bFx}{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}$$

اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)

هرگاه به دو سر سنسور پیزو ولتاژ اعمال گردد، اتم های آن در شبکه کریستالی به اندازه X جابجا خواهند شد. اگر ولتاز اعمالی متناوب باشد، جابجایی X نیز متناوب خواهد بود. باعث ضربات پی در پی مولکول های هوا شده و تولید امواج مکانیکی می گردند.

جابجایی و ولتاژ رابطه مستقیم دارند: $x = b'v$

اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)



کاربردهای سنسور پیزوالکتریک

–میکروفن صدای قلب (فونوکاردیوگراف)

– مبدل های اولتراسوند

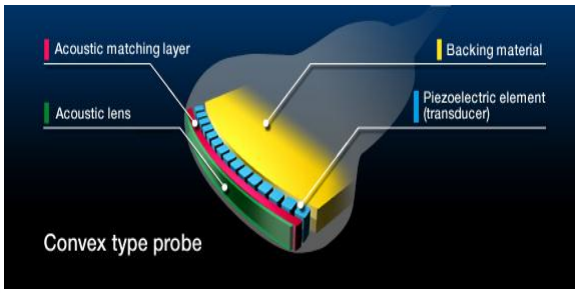
– اندازه گیری تهاجمی فشار خون

– ریتم تنفسی

اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)

کاربردهای سنسور پیزوالکتریک

مبدل های اولتراسوند



اندازه گیری جابجایی (پیزوالکتریک)

کاربردهای سنسور پیزوالکتریک

پالس خون