به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مشخصات درس

اندازه گیری الکترونیکی		
تعداد واحد: ۳	زمان کلاسها: یکشنبه ها و چهارشنبه ها	آدرس ایمیل: Ghaderyan.sahand @gmail.com

میزان آشنایی شما با روشهای مختلف اندازه گیری کمیتها در پزشکی

اهمیت آشنایی با اندازه گیری الکترونیکی در سیستمهای پزشکی

- ✓ ارائه خدمات درمانی نوین وابستگی کامل به تکنولوژی دارد
- ✓ روشهای مدرن پزشکی، آمیختگی حیطه های مهندسی و پزشکی و تولد مهندسی پزشکی
- ✓ تفاوت کار پزشکان در دنیای قدیم و عصر امروزی
- ✓ کاوش پزشکی بدن توسط دستگاههایی مثل اشعه X، الکتروکاردیوگرام، میکروسکوپها

درباره کلاس

- امتحان پایان ترم: ۱۳ نمره
- پروژه کلاسی: ۳ نمره
- ارائه پروژه در کلاس: ۳ نمره
- فعالیت کلاسی(حضور فعال در کلاس، پاسخ به سوالات و ارائه های داوطلبانه، شرکت در پرسش و بحث ها و...): ۱ نمره
- در صورت داشتن هرگونه سوال با ایمیل معرفی شده در ارتباط باشید.
- جهت پاسخ دهی عنوان ایمیل ارسالی حتما باید اندازه گیری الکتریکی باشد.

پروژه

- ## انتخاب پروژه

انتخاب یک دستگاه اندازه گیری پارامترهای فیزیولوژیکی و یا یک سنسور مورد استفاده در دستگاههای پزشکی و معرفی خصوصیات و نحوه کار این سنسور به شکل کامل (نحوه کارکرد آن- معرفی انواع آن- بیان مزایا و معایب هر کدام از آنها-معرفی قسمتهای مختلف آن- معرفی کامل شرکت سازنده و یا پخش کننده این محصول در ایران)- انتخاب یک روش اندازه گیری پارامترهای فیریولوژیکی و معرفی آن

- ## نحوه نگارش

گزارش پروژه در فرمت word با حداقل ۱۵ 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

تائید موضوع پروژه:

- مهلت تعیین موضوع پروژه ها از ۱ اسفند تا پایان اسفند ماه سال جاری است.
- آخرین مهلت ارائه پروژه ها پایان اردیبهشت ماه است. ارائه ها در فرمت پاورپوینت در کلاس خواهد بود. دانشجویانی که تا آخر اسفند پروژه خود را انتخاب موضوع ننمایند اجازه ارائه پروژه را نخواهند داشت و نمره پروژه را از دست خواهند داد.
- بعد از ارائه در کلاس گزارش ۱۵ صفحه ای در فرمت word همان روز باید ارسال شود.
- به پروژه هایی که تا آخر اسفند تعیین موضوع نگردند و تا آخراردیبهشت ماه ارائه نشوند، نمره ای تعلق نمی گیرد.

پروژه

- نحوه نگارش

گزارش پروژه در فرمت word با حداقل ۱۵ 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

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

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:

رونتگن 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 لوله هایی از یک دیواره شیشه ای وتا حد امکان خالی از هوا بود. در دو سر این لوله یک الکترود پلاتینی کار گذاشته شده بود [۱].

مراجع

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

پروژه

نحوه نگارش

مرتبط بودن و پیوستگی مطالب

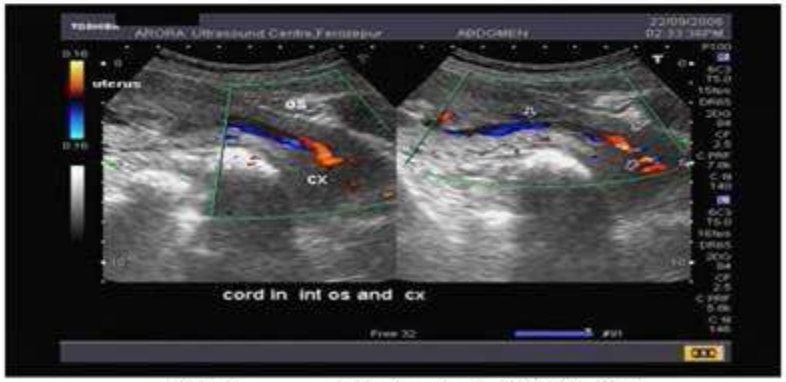
- شما به عنوان یک محقق باید بتوانید خواننده تحقیق را به شکل مناسبی با موضوع آشنا کرده و با خود همراه کنید. بدین منظور باید با ذکر مقدمه ای کلی درباره موضوع مورد بحث، ابتدا یکسری اطلاعات کلی به خواننده بدهید سپس به ذکر موارد دیگر بپردازید.
- مطالب باید به عنوان تحقیق شما مرتبط باشد. ترتیب آنها باید بگونه ای باشد که یک سیرکلی 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.
- درصورت 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 سونوگرافی

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

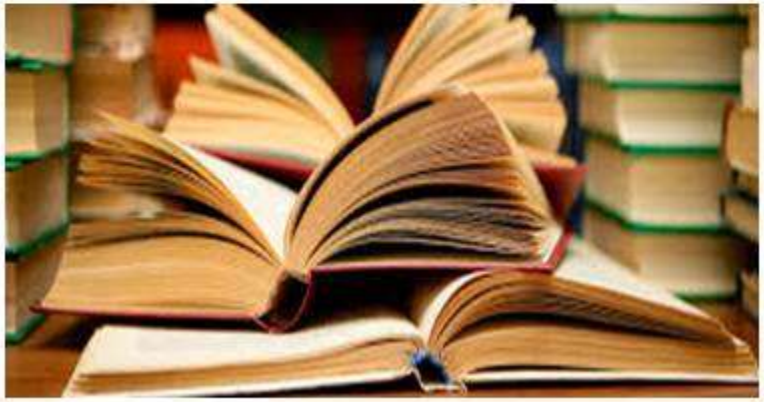
نحوه ارائه کلاسی

ارائه با پاورپوینت

- عنواین اصلی را در متن قرار دهید و توضیحات تکمیلی را در حین صحبتهای خود عنوان کنید.
- نمرات مربوط به ارائه شما بر اساس کیفییت پاورپوینت، میزان تسلط شما در حین ارائه و میزان کامل بودن پاورپوینت تعیین خواهد شد.
- نمرات مربوط به نگارش براساس کیفیت نگارش، میزان کامل بودن و مرتبط بودن مطالب نگارش شده و رعایت اصول نگارشی تعیین خواهد شد

منابع

- مبدلها و ابزار دقیق در مهندسی پزشکی ترجمه دکتر سیامک نجاریان
- مهندسی پزشکی و ابزار دقیق ترجمه دکتر سیامک نجاریان
- تجهیزات پزشکی طراحی و کاربردترجمه دکتر سیامک نجاریان



به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- پروژه
- نقش و اهمیت اندازه گیری الکترونیکی در پزشکی

عنواین مطالب امروز

- مفاهیم پایه در ارتباط با اندازه گیری
- چند مثال عملی

مفاهیم پایه

- اندازه گیری

- اندازه گیری فرآیندی است که در آن ناظر کمیتی را که مشخص کننده خصوصیت یا حالت یک هدف است، تعیین می کند. به بیان دیگر اندازه گیری یعنی جمع آوری اطلاعات از دنیای فیزیکی.
- کمیت در لغت به معنی مقدار می باشد. در فیزیک هر چه که قابل اندازه گیری باشد کمیت و در مقابل، هرچه که نتوان اندازه گیری کرد کیفیت نامیده می شود. کمیت را می‌توان با یک عدد نشان داد و برای تعیین این مقدار نیاز به واحد (یکا) آن کمیت داریم.
- یکای هر کمیت باید به گونه ای انتخاب شود که در شرایط فیزیکی تعیین شده تغییر نکند و در دسترس باشد . یکی از مجموعه یکاهای مورد توافق بین المللی را به اختصار مجموعه یکاهای SIمی نامند . (SI: The International System of Units)

مفاهیم پایه

- اندازه گیری

انواع کمیتها

کمیتهای اصلی: کمیت هایی که یکای آنها به طور مستقل تعریف شده باشد.

کمیتهای فرعی:کمیت هایی که به کمیت های اصلی وابسته اند

سوال :

چند کمیت اصلی و فرعی را نام ببرید؟

مفاهیم پایه

- پاسخ

- **۷ کمیت اصلی وجود دارد . طول (متر) ، جرم (کیلوگرم) ، زمان (ثانیه) ، شدت جریان (آمپر) ، مقدار ماده (مول) ، دمای ترمودینامیکی (کلوین) ، شدت روشنایی (شمع)**

- **کمیت های فرعی مانند حجم (متر مکعب) ، مساحت (متر مربع) ، سرعت (متر بر ثانیه) و ....**

مفاهیم پایه

- اندازه گیری

موارد کاربرد دستگاههای اندازه گیری

- **نمایش اطلاعات: مثل نمایش فشار خون**
- **کنترل فرآیندها: مانند کنترل فشار خون**
- **تحلیل تجارب مهندسی:**

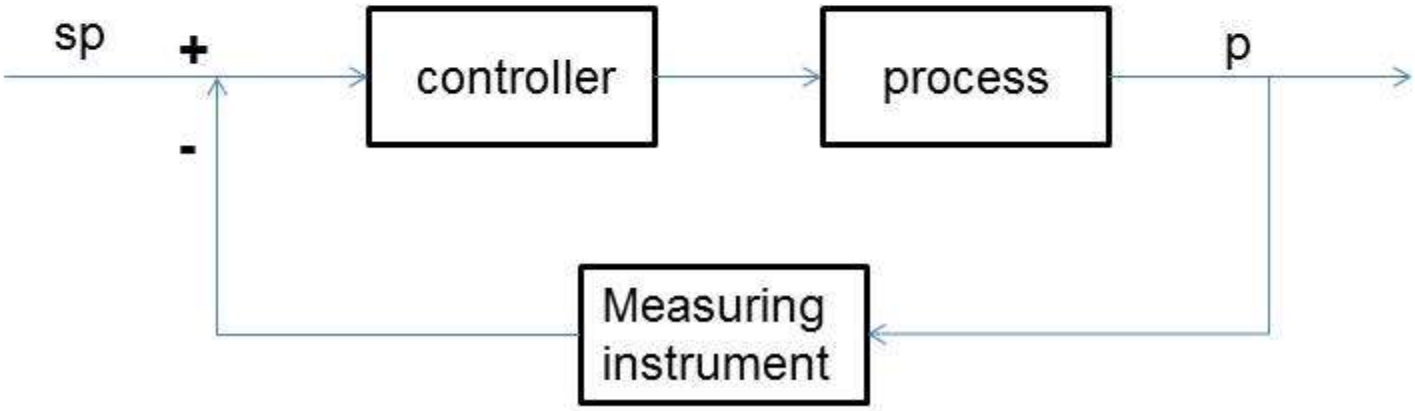
تحلیل تجارب مهندسی: بهره گیری مهندسی از دو روش مکمل یکدیگر بنام تئوری و تجربه

مفاهیم پایه

موارد کابرد دستگاههای اندازه گیری

کنترل فرآیندها :

ابتدا کمیت تحت کنترل(p) اندازه گیری شده و با مقدار کمیت مطلوب(sp) مقایسه می گردد. کنترلر هم فرمان مناسب به فرآیند را جهت به حداقل رساندن خطا ایجاد می کند و بدین ترتیب هرگونه تغییر ناشی از عوامل ناخواسته یا اغتشاش را روی کمیت تحت کنترل توسط واحد اندازه گیری آشکار گشته و توسط کنترلر جبران می گردد.



مفاهیم پایه

- اندازه گیری در سیستمهای پزشکی

در سیستمهای پزشکی کمیتهای مورد اندازه گیری کمیتهای شیمیایی یا فیزیکی هستند که حاوی اطلاعات فیزیولوژیکی می باشند مانند دمای بدن، فشار خون و ...

گاهی اوقات این کمیتها می توانند توسط حس های انسان مانند حس لامسه نیز سنجیده شوند.

سوال: چرا برای اندازه گیری کمیتهای بدن از ابزار دقیق استفاده می شود؟ استفاده از روشهای تجربی مثل حس لامسه چه مشکلی دارند که از آنها استفاده نمی کنیم؟

پاسخ

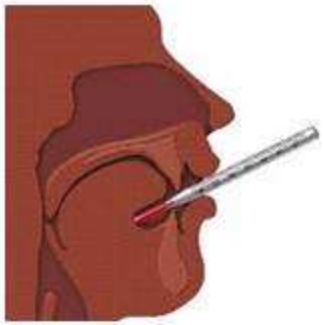
- گاهی اوقات این کمیتها می توانند توسط حسهای انسان مانند حس لامسه نیز سنجیده شوند. اما برای اینکه نتایج بدست آمده ملموس، تکرارپذیر و کمی باشند از ابزار دقیق هایی استفاده می شود که نتایج بدست آمده از آنها به عنوان خروجی سیستم اندازه گیری محسوب شود.

- مشخصات فیزیکی خروجی به نوع ابزار دقیق استفاده شده بستگی دارد. اگر از ابزارهای الکترونیکی استفاده شود خروجی از نوع پتانسیل الکتریکی خواهد بود این خروجی در صورت دلخواه می تواند به مقدارهای عددی نیز تبدیل شود.

مفاهیم پایه

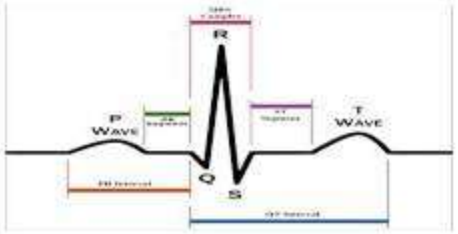
مزایای استفاده از سیستم اندازه گیری الکتریکی

- امکان پردازش دلخواه روی داده توسط روشهای آنالوگ یا دیجیتال
- سرعت بالا در پاسخ
- تله متری یا اندازه گیری از راه دور
- انتقال آسان و با صرفه سیگنال
- مصرف کم انرژی
- امکان ساخت کلیه بلوک دیاگرام های یک سیستم داخل یک تراشه
- استفاده از تکنولوژی پیشرفته سیلیسیم برای ساخت سنسورهای بسیار کوچک



مفاهیم پایه

- در سیستم های بیولوژیکی نحوه دسترسی به کمیت مهم است زیرا کمیت ممکن است داخلی باشد(مثل فشار خون)، روی سطح بدن باشد(پتانسیل الکتروکاردیوگرام)، از بدن تشعشع کند(تابش مادون قرمز) و یا ممکن است که از یک نمونه بافت که از بدن برداشته می شود(مثل خون)، بدست آید.
- اغلب کمیتهای پزشکی را می توان به گروههای زیر طبقه بندی نمود:
- فشار، جریان، پتانسیل های زیستی، جابجایی(سرعت، شتاب و نیرو)، ابعاد(تصویربرداری)، امپدانس، دما و غلظت های شیمیایی.
- کمیت مورد اندازه گیری ممکن است در یک اندام خاص یا ساختار آناتومیکی ویژه متمرکز شود.



مشخصات سیستم اندازه گیری

- در یک فرآیند اندازه گیری ناظر با استفاده از یک سیستم اندازه گیری مناسب در مورد هدف اطلاع حاصل می کند. ساختار کلی یک سیستم اندازه گیری شامل مبدل و تجهیزات الکتریکی می باشد.
- کمیت فیزیکی یا شیمیایی که مشخصات هدف را تعیین می کنند، توسط مبدل شناسایی شده و به یک کمیت الکتریکی تبدیل می شوند.
- این کمیت الکتریکی با استفاده از یک وسیله الکترونیکی مناسب که نتایج را به ناظر انتقال می دهد، نمایش داده می شود.
- گاهی اندازه گیری به فرآیندهای فعالی مثل برانگیختن، برافروختن، تشعشع، تحریک بکارگیری یا تزریق نیاز دارد. اینگونه فرآیندها قسمتی از فرآیند اندازه گیری محسوب شده و توسط مبدل یا دیگر اجزای سیستم اندازه گیری مهیا می شوند.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- اندازه گیری
- مشخصات سیستم اندازه گیری

عنواین مطالب امروز

- نمودار بلوکی ابزار دقیق
- چند مثال عملی

مشخصات سیستم اندازه گیری

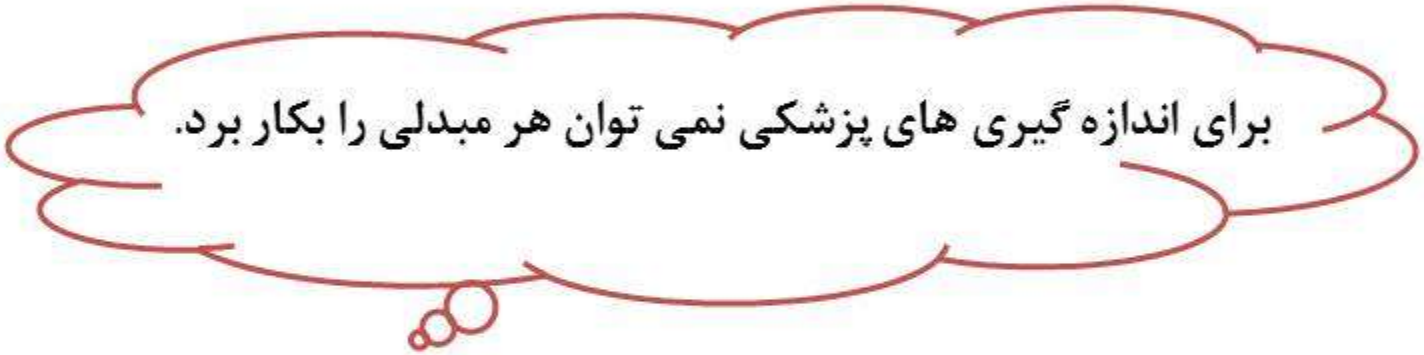
- مبدل(transducer):

به وسیله ای اطلاق می شود که یک شکل از انرژی را به شکل دیگر تبدیل می کند.

- ✓ مبدل یک جزء لازم در سیستم اندازه گیری می باشد چرا که کیفیت سیستم اندازه گیری تا اندازه زیادی توسط مبدل استفاده شده تعیین می شود. برای مثال نسبت سیگنال به نویز همواره به طور عمده توسط مبدل تعیین می شود.
- ✓ انواع متفاوت کمیتهای هدف به انواع مختلف مبدل نیاز دارد
- ✓ همچنین به دلیل وجود موارد مختلف اندازه گیری مانند گستره های فرکانس مختلف، دامنه های متفاوت سیگنالها، دقتهای مورد نیاز، محدودیت در اندازه، شکل یا جنس ماده و یا غیرتهاجمی بودن عمل اندازه گیری به انواع متفاوتی از مبدل نیاز است.

مشخصات سیستم اندازه گیری

- مبدل



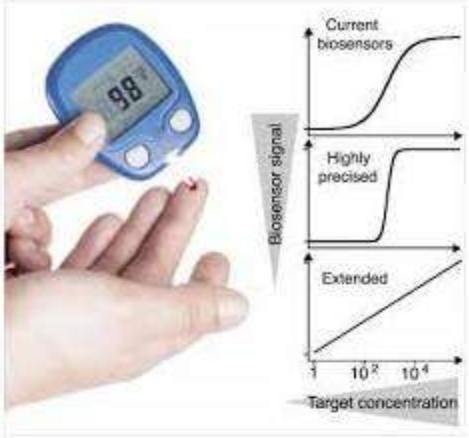
- در واقع اکثر مبدلهای مورد استفاده در اندازه گیری های پزشکی طوری طراحی شده اند که می توانند با حداقل اثرات جانبی بر روی بدن بکارگرفته شوند و اطلاعات بیولوژیکی مطلوب را حاصل کنند.

مشخصات سیستم اندازه گیری

- سنسور(حسگر):

کمیت فیزیکی را به خروجی الکتریکی تبدیل می کند. سنسور باید فقط به شکلی از انرژی که در کمیت وجود دارد، پاسخ دهد.

- ❑ سنسور باید با سیستم زنده به روشی در ارتباط باشد که نیاز به اخذ انرژی زیاد نداشته باشد و در عین حال حدالمقدور غیرتهاجمی باشد.
- ❑ بسیاری از سنسورها یک جزء حسگر اولیه مانند یک دیافراگم دارند که فشار را به جابجایی تبدیل می کند و سپس یک جز مبدل متغییر مانند یک کرنش سنج (strain gage) که جابجایی را به یک ولتاژ الکتریکی تبدیل می کند.



مفاهیم پایه

- سنسور(حسگر):

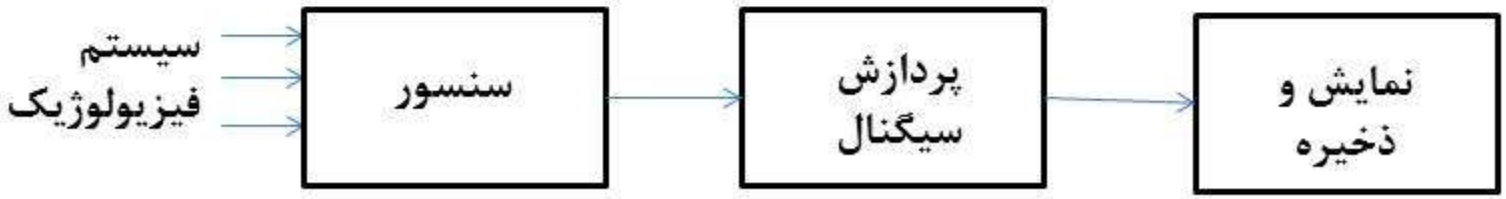
گاهی اوقات می توان با تغییر جزء حسگر اولیه، حساسیت سنسور را در محدوده وسیعی تنظیم نمود. بسیاری از اجزاء مبدل متغییر، به یک تغذیه الکتریکی خارجی نیاز دارند تا خروجی سنسور حاصل شود.

مفاهیم پایه

نمودار بلوکی سیستم اندازه گیری:

یک سیستم فیزیولوژیک عبارتست از گروهی از اعضا که به هم پیوسته اند و یا باهم در ارتباط هستند و به منظور انجام یک عمل خاص یا چند عمل در بدن با هم کار می کنند.

سنسور به عنوان واسط با سیستم فیزیولوژیک تحت اندازه گیری عمل می کند. ازاینرو بیوسنسورها بخش مهم و ضروری هر سیستم اندازه گیری مهندسی پزشکی به شمار می آیند. بیوسنسورها به عنوان یک وسیله ابتدایی برای تبدیل یک پدیده خاص زیستی، شیمیایی یا فیزیکی به یک سیگنال الکتریکی عمل می کنند.

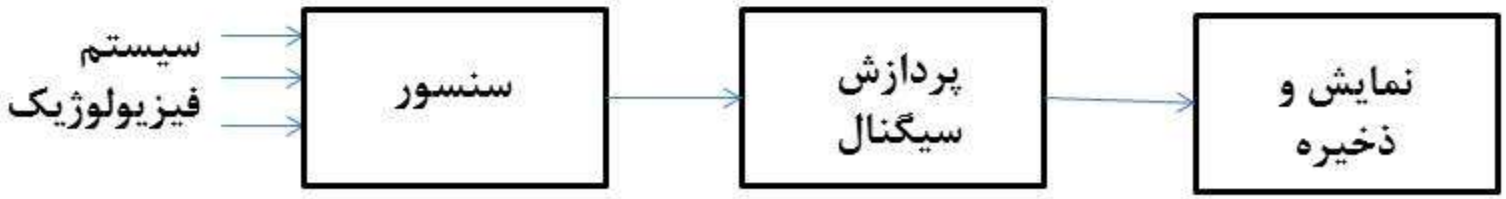


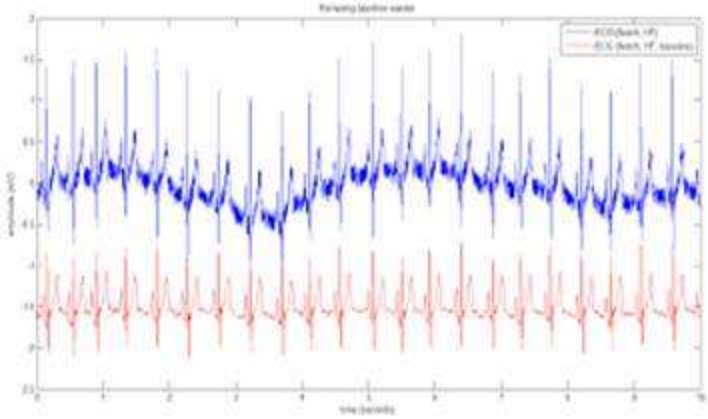
مفاهیم پایه

نمودار بلوکی ابزاردقیق:

سنسور باید این فرآیند تبدیل را با موفقیت و بدون تغییر یا اختلال در پدیده ای که اندازه می گیرد، انجام دهد. به همین جهت در بیوسنسورها در نظر گرفتن نکات فیزیولوژیک به اندازه مسائل مربوط به طراحی مهندسی اهمیت دارد.

وقتی که بیوسنسور اطلاعات فیزیولوژیک تحت اندازه گیری را به یک سیگنال الکترونیکی تبدیل کرد، سیگنال وارد بلوک پردازش سیگنال می شود . این بخش سیگنال الکترونیکی را تقویت و فیلتر می کند و بر روی آن کار می کند تا یک سیگنال الکتریکی تولید کند تا قادر باشد دستگاههای خروجی را بکار اندازد یا قابل نمایش باشد.



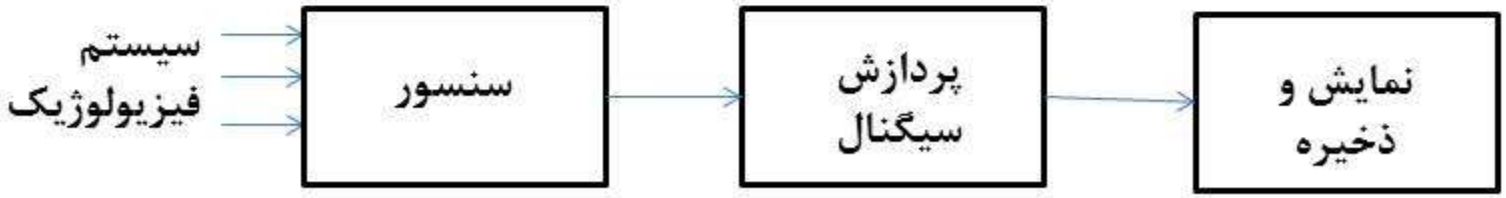


مفاهیم پایه

نمودار بلوکی ابزاردقیق:

پردازش سیگنال می تواند یک عمل ابتدایی مانند تقویت ساده سیگنال باشد یا با بهسازی سیگنال ممکن است مشخصات نامطلوب سنسور را جبران کند. همچنین ممکن است از سیگنالهای متناوب متوسط گیری کند تا نویز را کاهش دهد. یا اطلاعات را از حوزه زمان به فرکانس تبدیل کند.

بخش خروجی تبدیل سیگنالهای پردازش شده الکتریکی به شکلی است که افرادی که این ابزار را بکار می برند، بتوانند آن را مشاهده نموده و یا در برخی موارد، اطلاعات را برای مشاهده و تحلیلهای آینده ذخیره نمایند.

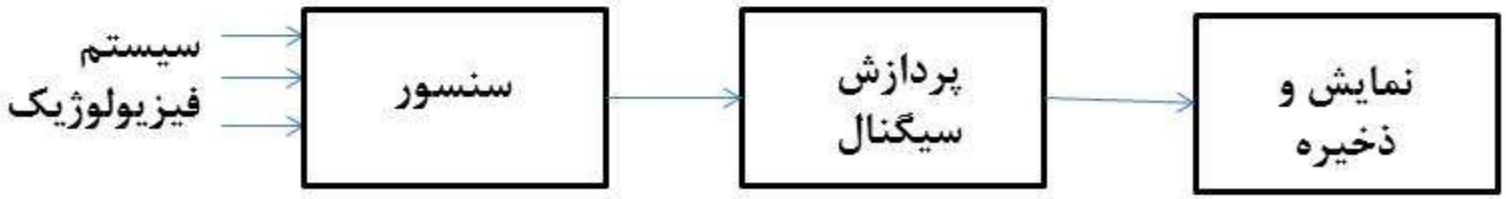


مفاهیم پایه

نمودار بلوکی ابزاردقیق:

اگرچه در اغلب موارد نمایشگرها با حس بینایی ما خوانده می شوند، بعضی از اطلاعات مثل سیگنالهای التراسونیک داپلر توسط سایر حس ها بهتر دریافت می شوند (در این جا حس شنوایی).

انواع مختلف خروجی می تواند به شکل عددی یا گرافیکی، گسسته یا پیوسته، دائمی یا موقت باشد.



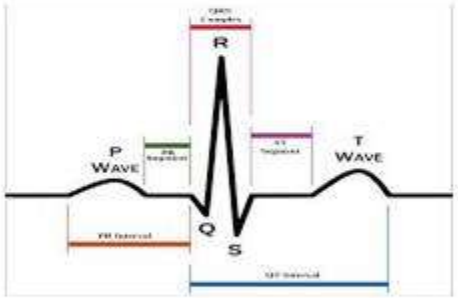
مفاهیم پایه

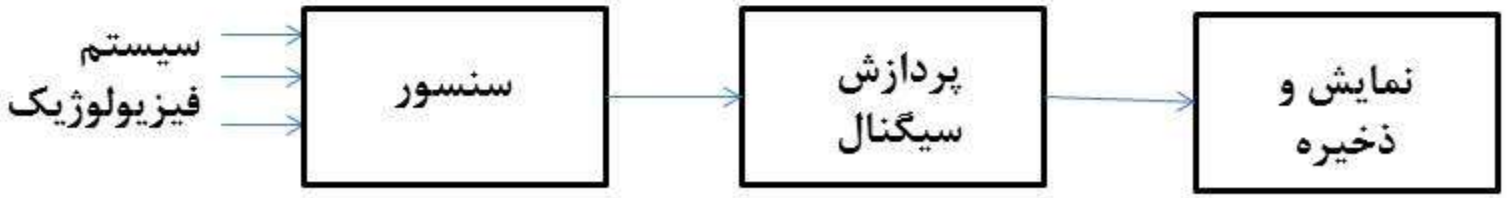
نمودار بلوکی ابزاردقیق:

انواع مختلف خروجی می تواند به شکل عددی یا گرافیکی، گسسته یا پیوسته، دائمی یا موقت باشد.

خروجی عددی مثل دمای بدن در ترمومتر

خروجی گرافیکی مثل ECG

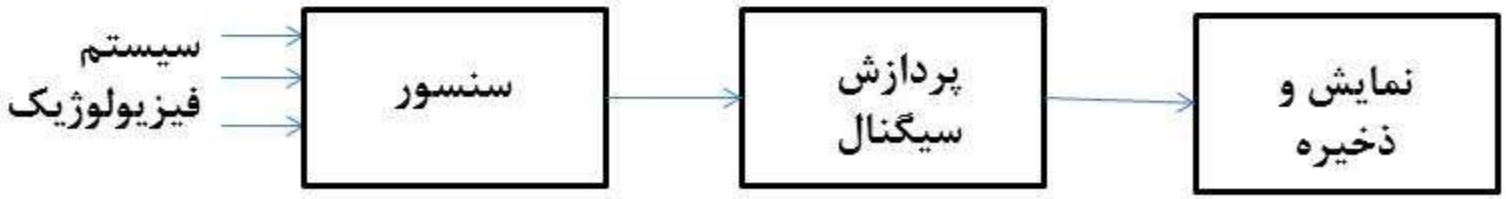




مفاهیم پایه

نمودار بلوکی ابزاردقیق:

- درک دقیق کمیتهای مورد اندازه گیری در طراحی هر سه قسمت اصلی سیستم ضروری است. برای آنکه اندازه گیری فیزیولوژیکی صحیح انجام شود شخص باید به طور واضح برهم کنش بین سنسور و سیستم بیولوژیکی را درک نماید. فقط در این صورت است که شخص می تواند خطاهای اندازه گیری را به حداقل برساند که به نوبه خود بر تصمیمات کلینیکی اثر می گذارد.

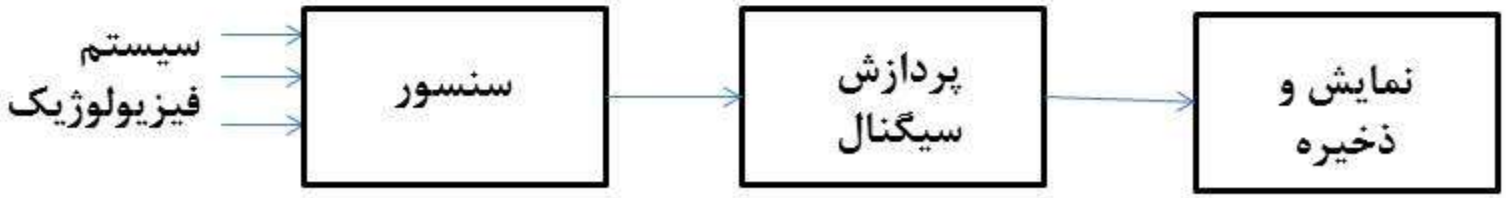


مفاهیم پایه

نمودار بلوکی ابزاردقیق:

- اجزای کمکی

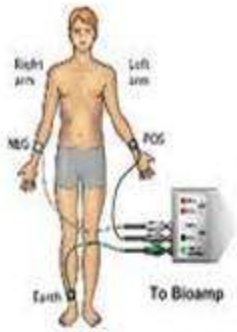
یک سیگنال کالیبراسون با خواص کمیت اندازه گیری به ورودی سنسور یا در ابتدای زنجیره پردازش سیگنال باید اعمال شود.

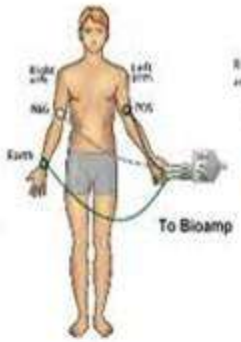


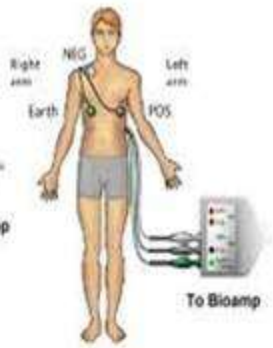
مفاهیم پایه

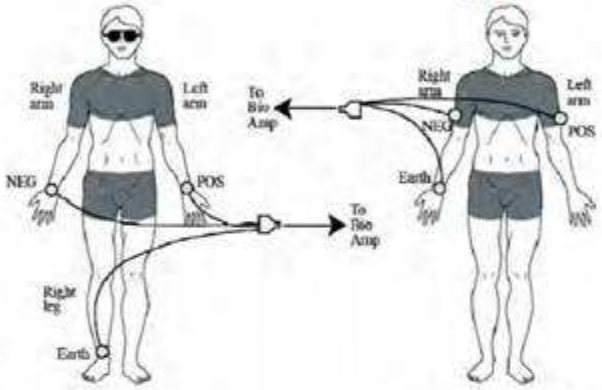
مثال عملی:الکتروکاردیوگرام

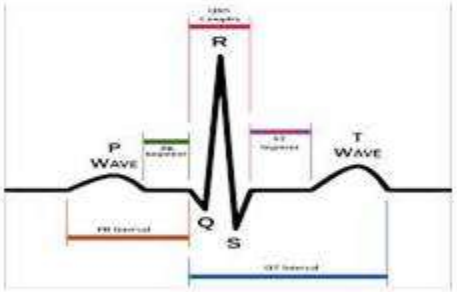
ثبت ECG

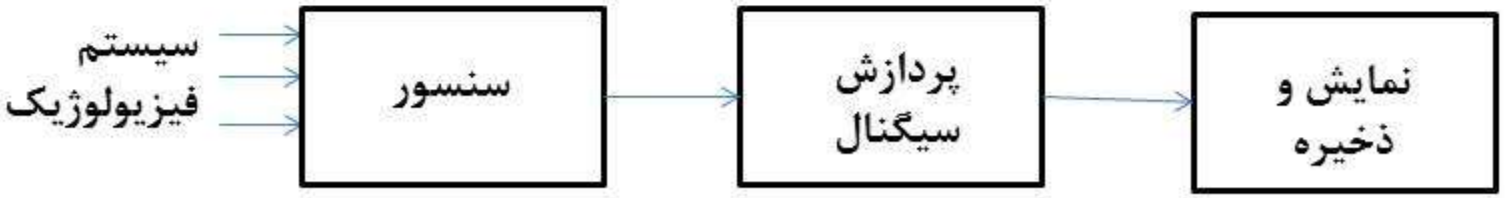








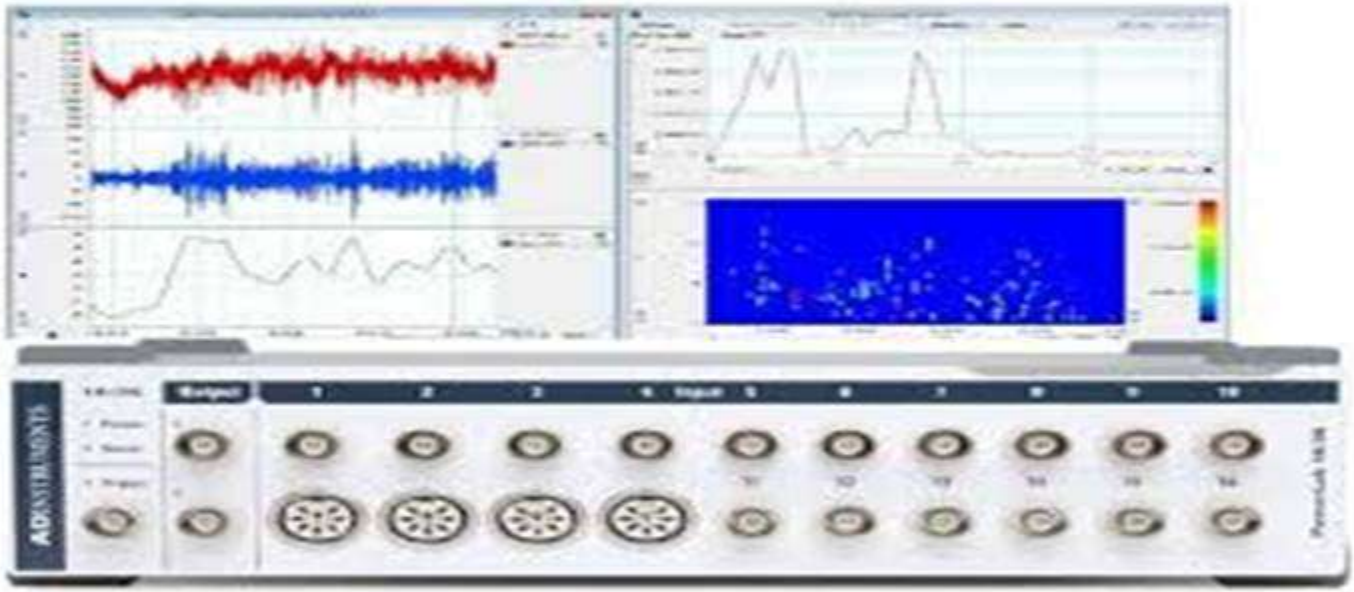


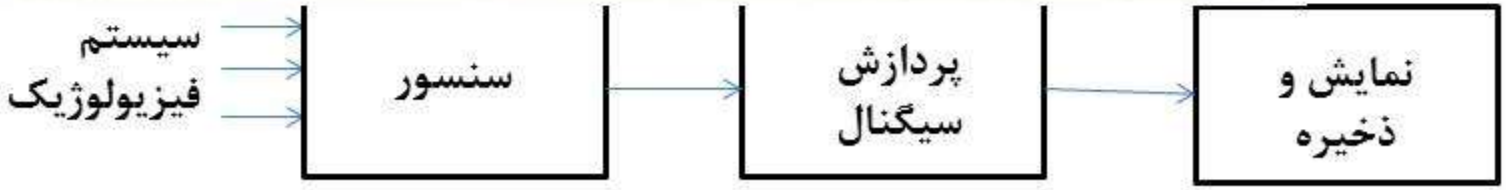


مفاهیم پایه

مثال عملی:الکتروانسفالوگرام

ثبت EEG

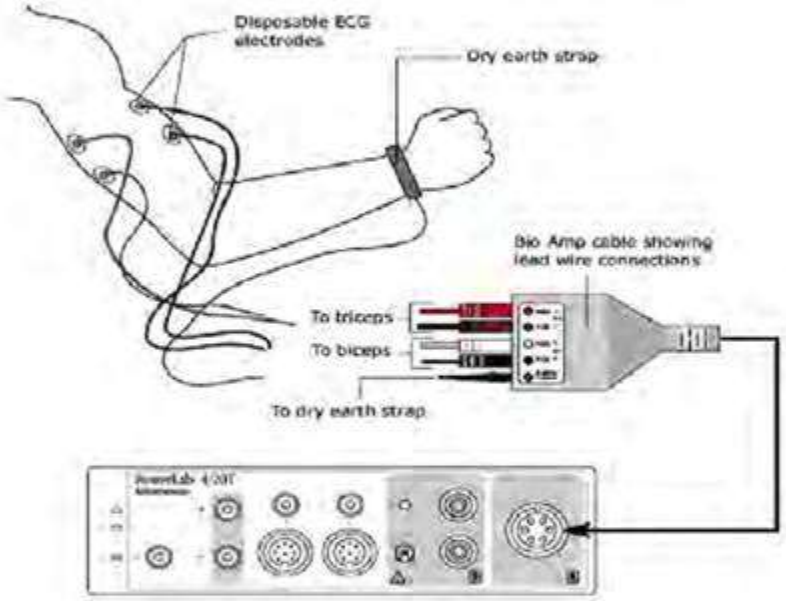


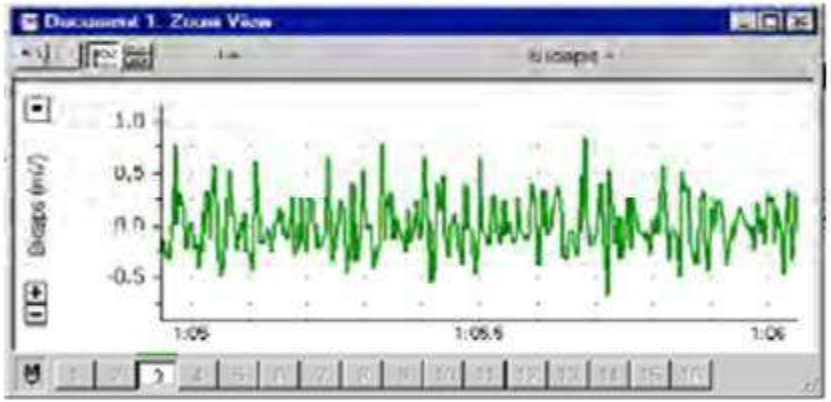


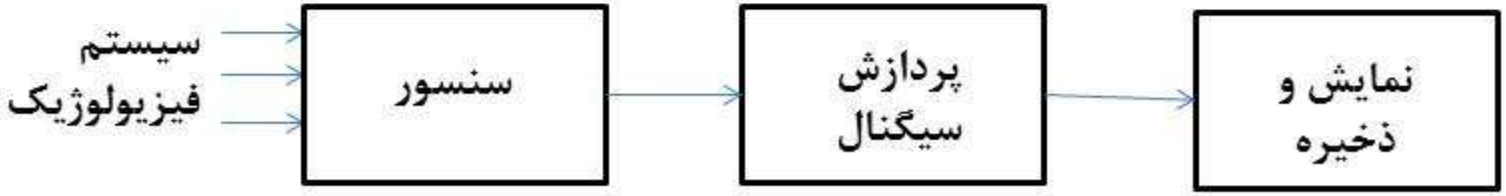
مفاهیم پایه

مثال عملی: الکترومایوگرام

ثبت Electromyogram(EMG)

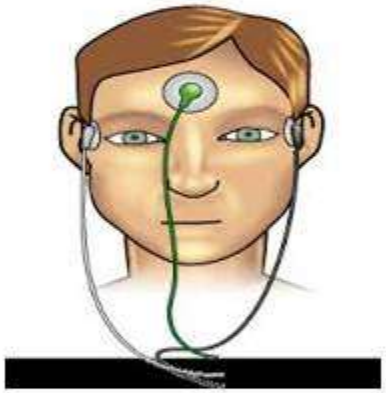


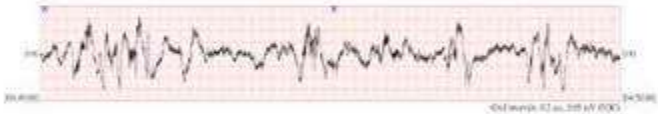


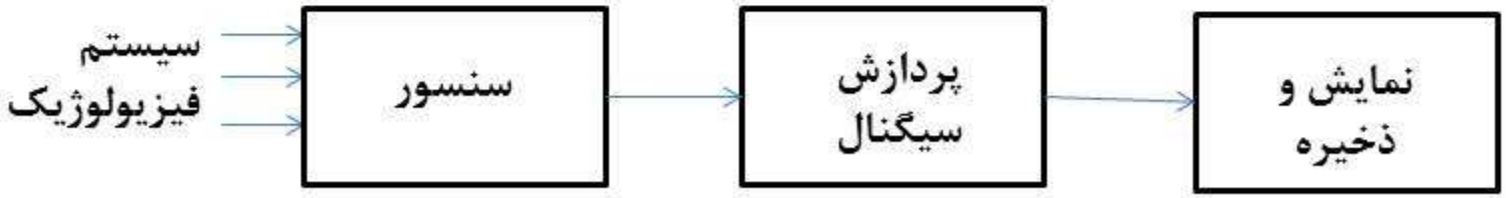


مفاهیم پایه

مثال عملی: الکترواکولوگرام
ثبت Electrooculography(EOG)



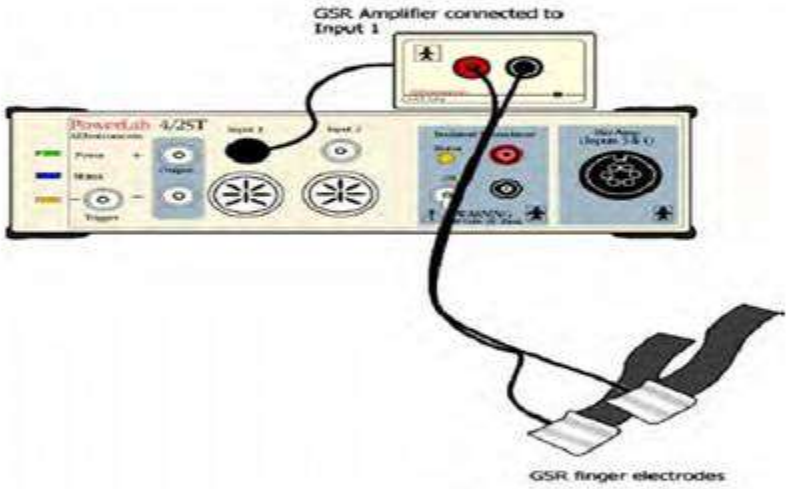


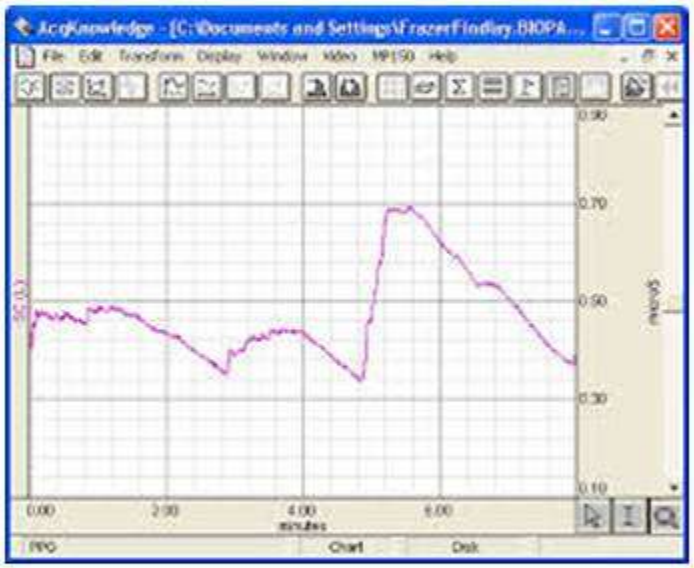


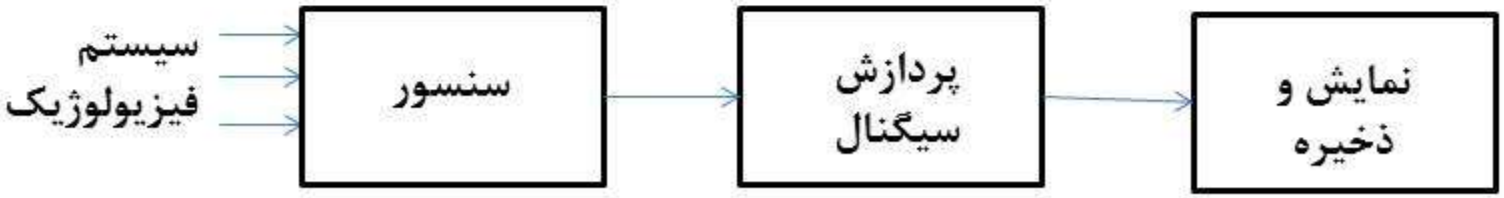
مفاهیم پایه

مثال عملی : پاسخ گالوانیک پوست

ثبت GSR







به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- نمودار بلوکی ابزار دقیق
- چند مثال

عنواین مطالب امروز

- حالات مختلف عملکردی
- محدودیتهای اندازه گیری پزشکی

مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

1. حالات مستقیم و غیر مستقیم

در اغلب موارد کمیت مورد اندازه گیری می تواند به طور مستقیم با یک سنسور مرتبط شودزیرا کمیت به سهولت قابل دسترسی است یا اینکه مراحل تهاجمی قابل قبولی برای اندازه گیری در دسترس هستند.

سوال:

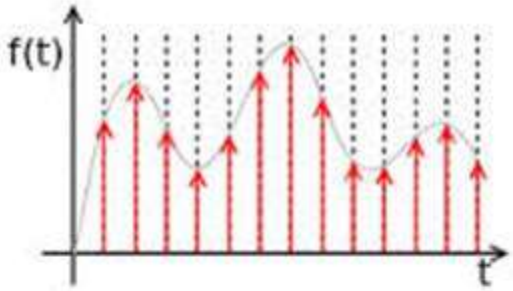
هنگامی که کمیت مطلوب در دسترس نیست به چه صورت می توان اندازه گیری را انجام داد؟

پاسخ

هنگامی که کمیت مطلوب در دسترس نیست می توان به دو صورت عمل کرد:

- ✓ از کمیت دیگری استفاده کنیم که ارتباط معلومی با کمیت مطلوب دارد مثلا اگر اندازه گیری جریان خون مشکل باشد پزشک به اندازه گیری فشارخون روی می آورد که با جریان نسبت مستقیم دارد.

- ✓ شکلی از انرژی یا ماده را بکار می بریم که با کمیت مطلوب وارد واکنش شود تا کمیت جدید را که قابل دسترسی است تولید نماید مثلا مورفولوژی اندام ها را از سایه های اشعه X تعیین می کنند یا حجم ریه را از تغییر امپدانس سینه تعیین می کنند.



مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

۲. حالات نمونه برداری و پیوسته

بعضی از کمیتها مثل دمای بدن و غلظتهای یونی به قدری آهسته تغییر می کنند که ممکن است که به صورت غیر مکرر نمونه برداری شوند.

سایر کمیتها مانند ECG ممکن است نیاز به نمایش پیوسته داشته باشد.

محتوای فرکانسی کمیت، هدف از اندازه گیری، وضعیت بیمار همه به نوعی بر مقدار داده پزشکی بدست امده تاثیر دارند.

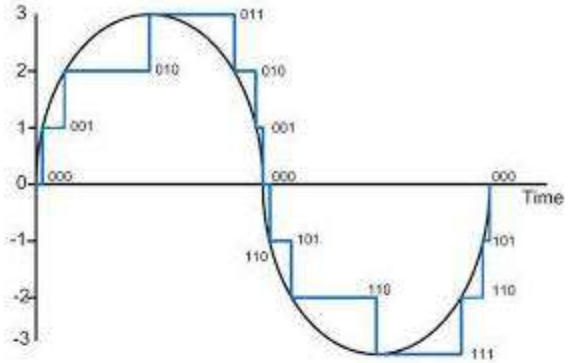
بسیاری از داده های جمع اوری شده، ممکن است قابل استفاده نباشد.

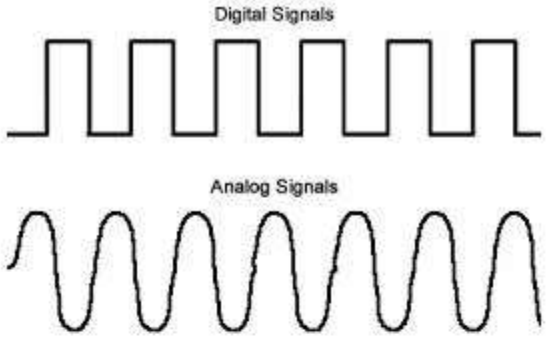
مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

۳. سنسورهای تولید کننده و مدوله کننده

- سنسورهای تولید کننده، سیگنال های خروجی خود را مستقیما از انرژی گرفته شده از کمیت مورد اندازه گیری تولید می کنند. برای مثل یک سلول نوری تولید کننده ولتاژ(photovoltaic) یک سنسور تولید کننده است زیرا یک ولتاژ خروجی متناسب با نور تابشی بدون هیچ منبع اضافی تولید می کند.
- سنسورهای مدوله کننده از کمیت مورد اندازه گیری استفاده می کنند تا جریان انرژی از منبع خارجی را به روشی که خروجی سنسور را تحت تاثیر قرار می دهد، تغییر دهند. یک سلول هدایت کننده نوری(photoconductive) یک سلول مدوله کننده است. برای اندازه گیری تغییر مقاومت این سلول نسبت به تابش، باید یک انرژی خارجی را به سنسور اعمال کنیم.



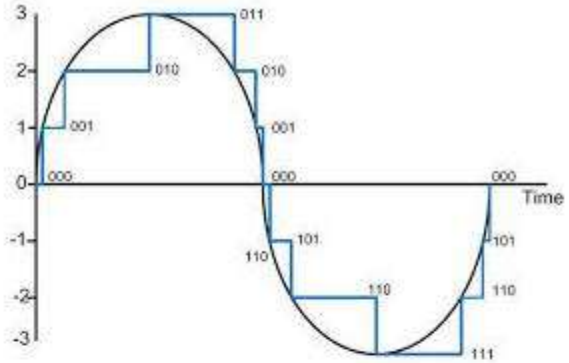


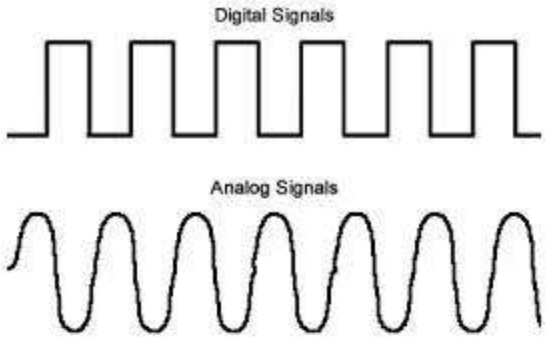
مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

۳. حالت آنالوگ و دیجیتال

- سیگنالهایی که حامل اطلاعات اندازه گیری شده اند، به دو شکل آنالوگ یا دیجیتال اند.سیگنال های انالوگ پیوسته هستند و قادرند هر مقداری را در محدوده دینامیک بگیرند. اغلب سنسورهایی که اخیرا در دسترس هستند، در حالت آنالوگ عمل می کنند، اگرچه بعضی از دستگاههای اندازه گیری ذاتا به صورت دیجیتال توسعه یافته اند.
- افزایش استفاده از پردازش سیگنال دیجیتال، استفاده همزمان مبدلهای آنالوگ به دیجیتال و دیجیتال به آنالوگ را برای ارتباط کامپیوترها با سنسورها و وسایل نمایش آنالوگ لازم ساخته است.





مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

۳. حالت آنالوگ و دیجیتال

مزایای کارکردن در حالت دیجیتال:

صحت بالا

قابلیت تکرار

قابل اطمینان

مصونیت در برابر نویز بالا

نیازی به کالیبراسیونهای پی در پی و زیاد ندارند.

به همین دلیل امروزه نمایشگرهای عددی دیجیتال به علت صحت بیشتر و راحتتر خوانده شدن آنها جایگزین حرکت سنج های آنالوگ شده اند. با این وجود برای بعضی کاربردها مثل تغییر آهنگ ضربان قلب(سریع تغییر می کند) از این حرکت سنجها استفاده می شود.

مفاهیم پایه

حالتهای عملکردی مختلف:

۳. حالت بلادرنگ و با تاخیر

سنسورها باید سیگنالها را درست در زمانی که به وجود می آیند، اخذ نمایند. اما خروجی سیستم اندازه گیری ممکن است نتیجه را بلافاصله نمایش ندهد. زیرا بعضی از انواع پردازش سیگنال مانند متوسط گیری و تبدیلات قبل از ایجاد نتیجه به تعداد ورودی های قابل توجهی نیاز دارند.

اغلب چنین تاخیر کوتاهی قابل پذیرش هستند. مگر اینکه وظایف کنترل و فیدبک فوری به خروجی بستگی داشته باشند. در مورد بعضی اندازه گیری ها مانند کشت سلول برای حصول خروجی، ممکن است چند روز زمان لازم باشد.

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

- اندازه گیری های عمده و محدوده های فرکانسی برای هر پارامتر فیزیولوژیک تحت اندازه گیری فاکتورهای مهمی هستند که طراحی همه اجزای دستگاه اندازه گیری را تحت تاثیر قرار می دهند. برای این منظور تعدادی از محدوده های در برگیرنده مقادیر طبیعی و غیرطبیعی پارامترهای فیزیولوژیک در ادامه معرفی می گردد.

پارامتر	محدوده اصلی اندازه گیری	محدوده فرکانس
فشار مثانه	1-100 Cm H_2O	0-10
جریان خون	1-300 ml/s	0-20
فشار خون مستقیم (سرخرگی)	10-400 mmHg	0-50
خروجی قلبی	4-25 Lit/min	0-20
ECG	0.5-4 mV	0.01-250
EEG	5-300µV	0-150

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

پارامتر	محدوده اصلی اندازه گیری	محدوده فرکانس
دمای بدن	32-40°C	0-0.1
EOG	50-350μV	0-50
GSR	1-500KΩ	0.01-1

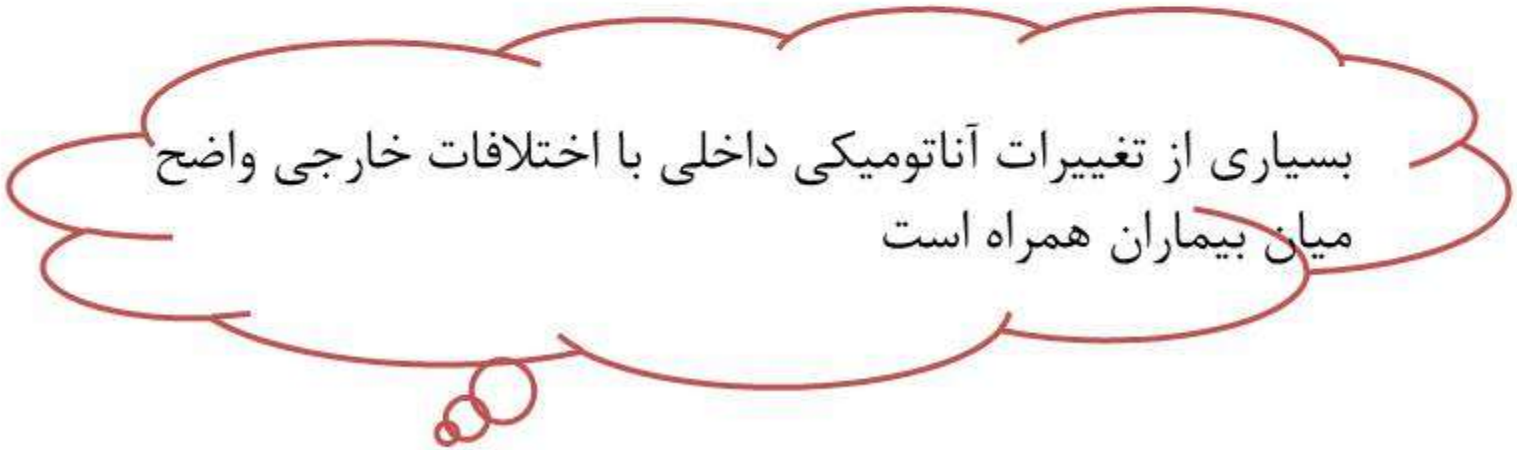
- اغلب تغییرات اندازه پارامترهای پزشکی در مقایسه با پارامترهای غیرپزشکی، بسیار کم هستند. برای مثال اغلب ولتاژها در محدوده میکروولت بوده و فشارها کم در حد ۱۰۰ میلی متر جیوه می باشند. همچنین سیگنال در محدوده فرکانس پایین هستند و بسیاری از آنها شامل فرکانس صفر(DC) می باشند.
- این خواص عمومی پارامترها، طراحان را در همه جنبه های طراحی تجهیزات پزشکی محدود می کند.

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

- بسیاری از متغیرهای قطعی در سیستم های زنده غیرقابل دسترس هستند زیرا ارتباط مناسب سنسور و کمیت نمی تواند بدون صدمه به سیستم حاصل شود.
- برخلاف بسیاری از سیستم های فیزیکی پیچیده، سیستم بیولوژیکی دارای چنین طبیعتی است که قطع کردن آن و حذف قسمتهایی از آن در طول مرحله اندازه گیری امکان پذیر نیست. حتی اگر از تداخل سایر سیستم های فیزیولوژیکی بتوان اجتناب کرد، اندازه فیزیکی بسیاری از سنسورها از شکل گیری یک ارتباط صحیح جلوگیری می کند.
- چنین متغیرهای غیرقابل دسترسی را باید به طور غیرمستقیم اندازه گیری کرد و یا تصحیحات را باید بر داده هایی اعمال نمود که توسط فرآیند اندازه گیری تحت تاثیر قرار می گیرند. برون ده قلبی اندازه گیری مهمی است که به طور واضح کاملا غیرقابل دسترس است.

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

- متغیرهای اندازه گیری شده از بدن انسان یا از حیوانات، به ندرت قطعی هستند. اغلب کمیتهای اندازه گیری شده حتی هنگامی که عوامل قابل کنترل ثابت می شوند، با زمان تغییر می کنند.
- بسیاری از اندازه گیری های پزشکی به طور گسترده ای در میان بیماران حتی در شرایط مشابه تغییر می کنند.
- این قابلیت تغییر ذاتی در سطح مولکولی و اندامی و حتی کل بدن مستند شده است.



سوال:

به نظر شما دلیل تغییرات اندازه گیری های فیزیولوژیکی چیست؟

پاسخ

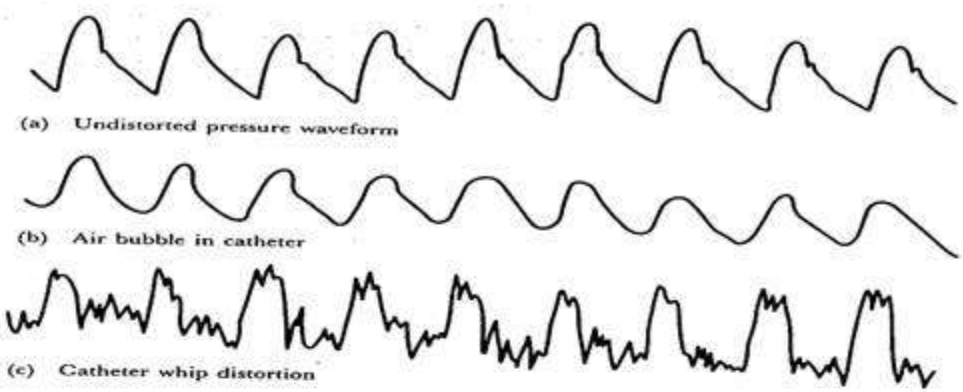
- تغییرات بزرگ بر روی اندازه گیری های فیزیولوژیکی تا اندازه ای نتیجه اندرکنش های میان بسیاری از سیستم های فیزیولوژیکی هستند. حلقه های فیدبک زیادی میان سیستم های فیزیولوژیکی وجود دارد و آگاهی از بسیاری از ارتباطات داخلی، اندک است.
- کنترل یا خنثی کردن اثرات سیستم های دیگر بر روی متغیر اندازه گیری شده به ندرت عملی است.
- متداولترین روش برای اینکه از عهده قابلیت تغییر برآییم، فرض کردن توابع توزیع احتمالی و آماری تجربی و سپس مقایسه هر اندازه گیری با مقادیر متوسط است.

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

- تقریبا همه اندازه گیری های بیومدیکال یا به شکل انرژی که به بافت زنده اعمال می شود بستگی دارد و یا به انرژی که به صورت یک توالی تصادفی از عملکرد سنسور به بافت اعمال می شود، وابسته است.
- تکنیکهای تصویربرداری اشعه X و اولتراسونیک به انرژی که از خارج اعمال شده و با بافت زنده واکنش می دهد، بستگی دارد. تعیین سطح امن برای انواع مختلف انرژی، کاری دشوار است زیرا بسیاری از مکانیزم های صدمه بافت به خوبی شناخته نشده اند.
- یک جنین به ویژه در طول مراحل اولیه رشد، صدمه پذیر است. گرما دادن به بافت اثری است که باید محدود گردد، زیرا حتی تغییرات قابل برگشت فیزیولوژیکی می توانند اندازه گیری را تحت تاثیر قرار دهند.

محدودیت های اندازه گیری پزشکی

- کار دستگاه در محیط پزشکی محدودیت اضافی مهمی را تحمیل میکند. تجهیزات باید قابل اطمینان، ساده برای کارکردن و مقاوم در برابر استفاده نابجا، قرارگرفتن در معرض خورنده های شیمیایی باشند.
- تجهیزات الکترونیکی باید برای کم کردن خطرات شوک الکتریکی طراحی شوند. امنیت بیماران و پرسنل پزشکی باید در همه مراحل طراحی و تست دستگاهها در نظر گرفته شوند.



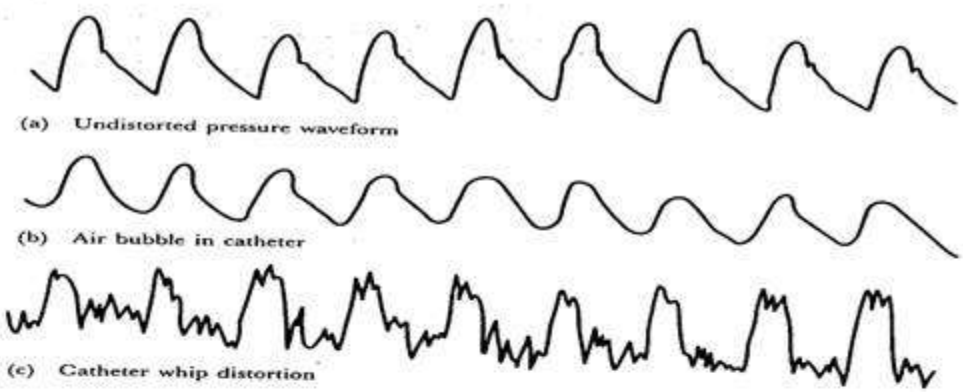
مفاهیم پایه

- سیگنال ها و نویزها

در اندازه گیری، سیگنال به عنوان ترکیبی از یک متغیر که حاوی اطلاعاتی در مورد کمیت هدف است تعریف شده است در حالیکه نویز ترکیبی نامطلوب به کمیت هدف تلقی می شود.

سیگنال ← ترکیبی مطلوب نویز ← ترکیبی نامطلوب

- ✓ تعریف سیگنال و نویز به هدف و قصد ناظر بستگی دارد. برای مثال در اندازه گیری EMG (در مورد فعالیت ماهیچه اطلاعاتی به ما می دهد) یک سیگنال در نظر گرفته می شود. در عین حال EMG برای کسی که می خواهد ECG را بدست آورد یک ترکیب نامطلوب بوده و نویز در نظر گرفته می شود.
- ✓ در اندازه گیری های واقعی هیچ قانون عمومی برای تمییز سیگنال از نویز وجود ندارد.



مفاهیم پایه

- دامنه و توان

در اندازه گیری های پزشکی کمیتهای هدف معمولا با زمان تغییر می کنند. معمولا ترکیبات نامطلوب که با زمان متغیرند بر سیگنال تحمیل می شوند.

اگر از یک دستگاه الکترونیکی برای سنجش کمیت هدف استفاده شود، خروجی آن پتانسیل الکتریکی خواهد بود که هم شامل سیگنال و هم نویز است و هر دو متغییری از زمان محسوب می شوند.

برای توضیح درباره گستره تغییرات سیگنال متغیر با زمان به طور معمول از مفاهیم دامنه و توان استفاده می شود. تغییرات سینوسی الگوی پایه ای از تغییرات تلقی می شود. چرا که هر متغییری که با زمان تغییر کند در یک بازه زمانی معین می تواند به عنوان مجموعه ای از تغییرات سینوسی توجیه شود.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

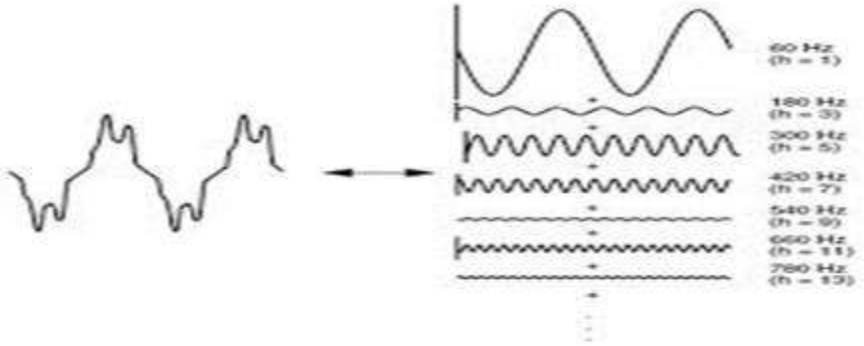
مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- حالات مختلف عملکردی
- محدودیتهای اندازه گیری پزشکی

عنواین مطالب امروز

- نویزها
- مشخصات استاتیکی



مفاهیم پایه

- دامنه و توان

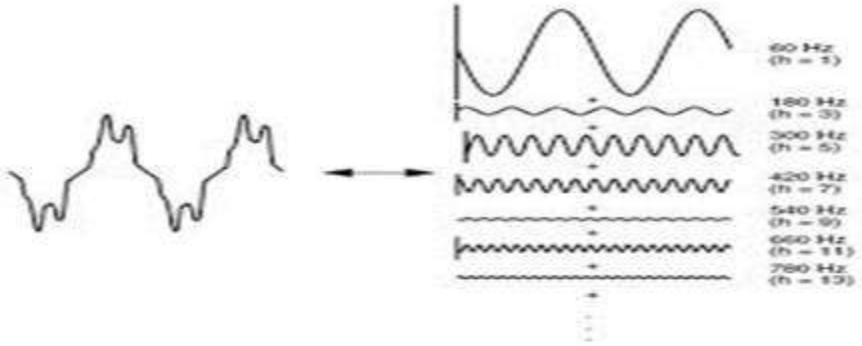
هنگامی که تغییرات سینوسی مورد بررسی قرار می گیرد، اختلاف بین بیشترین قله مثبت و بیشترین قله منفی اندازه ای برای دامنه است که مقدار قله به قله نامیده می شود.

توان کمیتی است که به صورت میانگین زمانی از توان دوم متغیرها تعریف شده است.

برای متغیر x(t) توان $\overline{x(t)^2}$ خواهد بود.

- طیف توان

طیف توان توزیع توان مرتبط با مولفه های فرکانس یک متغیر است. بنابر تئوری تبدیل فوریه هر تابع متناوبی از زمان x(t) که زمان تناوب T و میانگین زمانی برابر با صفر داشته باشد، می تواند به عنوان مجموعی از مولفه های سینوسی تعریف شود.



مفاهیم پایه

طیف توان

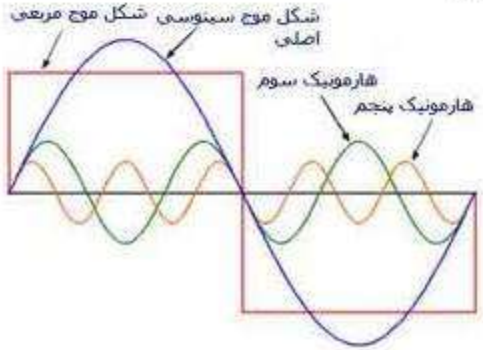
$$x(t) = \sum_{n=1}^{\infty} (A_n \cos(nw_0 t) + B_n \sin(w_0 t))$$

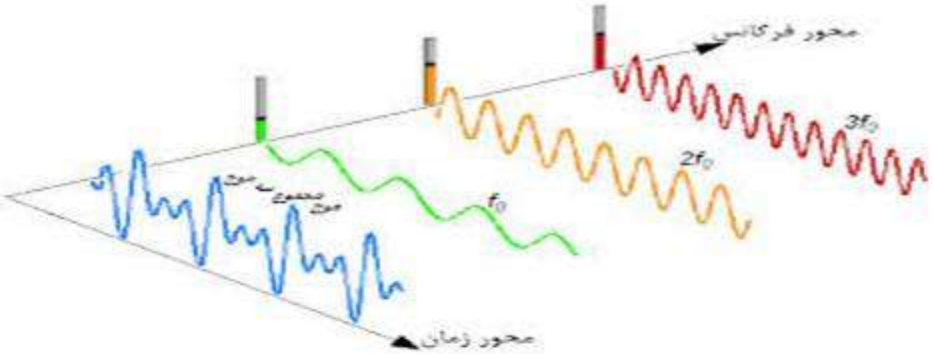
که $w_0 = 2\pi/T$ و A_nو B_n ضرایب فوریه هستند.

$$A_n = \frac{2}{T}\int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} x(t)\cos(nw_0 t)\,dt \text{ و } B_n = \frac{2}{T}\int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} x(t)\sin(nw_0 t)\,dt$$

$$\textbf{توان کل} \overline{\boldsymbol{x(t)^2}} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\sum_{\boldsymbol{n=1}}^{\boldsymbol{\infty}}(\boldsymbol{A_n}^{\mathbf{2}} + \boldsymbol{B_n}^{\mathbf{2}})$$

توان می تواند به صورت مجموعی از تمام توانهای مولفه های سینوسی با بسامد(فرکانس) مختلف باشد.





مفاهیم پایه

طیف توان

عبارت مشابهی را می توان با استفاده از تبدیل فوریه برای تابع نامتناوب ارائه کرد.

$$x(t) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{-i\omega t}d\omega$$

که $x(\omega)$ تبدیل فوریه x(t) است. و به صورت زیر تعریف می شود.

$$\mathrm{X}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{i\omega t}dt$$

توان برابر است با

$$\boldsymbol{\overline{x(t)^2} = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega}$$

تابع $|X(\omega)|^2$ تابع چگالی توان نامیده می شود و طیف توان توسط

مفاهیم پایه

نسبت سیگنال به نویز

نسبت سیگنال به نویز را به طورکل نسبت میزان سیگنال به میزان نویز تعریف کرده اند و آن را به صورت S/N یا SNR نشان می دهند.

به طور معمول از نسبت سیگنال به نویز در کارها مختلف استفاده می شود ولی می توان نسبت مقدارهای قله به قله و همین طور دامنه ریشه دوم میانگین مربع را نیز بکاربرد.

در عمل نسبت سیگنال به نویز در گستره محدودی از بسامد مورد توجه قرار می گیرد و چون سیگنال و نویز همواره زیفهای فرکانسی متفاوتی دارند، مقدار آن همیشه برای گستره های فرکانسی متفاوت خواهد بود.

نسبت توان سیگنال به نویز به صورت زیر تعریف می شود: $10\log_{10} {}^{S}/_{N}$

اگر از نسبت دامنه سیگنال به نویز استفاده شود به صورت زیر است: $20\log_{10} {}^{S}/_{N}$

مفاهیم پایه

- نویزها

انواع مختلف نویز که از منابع متفاوت برمی خیزند ممکن است که در اندازه گیری های واقعی نیز پدیدار شوند که می توان آنها را توسط طیف توان آنها شناسایی کرده و تئوری آنها را بررسی کرد.

انواع نویزها:

1. نویز گرمایی
2. نویز 1/f
3. تداخل
4. اعوجاج

علاوه بر این نویزها، تمام سیگنالهای نامطلوب تحمیل شده بر سیگنال، بدون توجه به اینکه منبع آنها شناخته شده است یا نه، در گروه نویزها طبقه بندی می شوند.

مفاهیم پایه

- نویزها

نویز گرمایی

نوعی نویز است که توسط تحریکات گرمایی تصادفی ایجاد می شود. چگالی توان نویز گرمایی در کل گستره بسامد(فرکانس) به طور یکنواخت توزیع می شود و توان آن با دما متناسب است.

به طور مثال در پایانه های یک مقاومت با مقدار R، پتانسیل نویز V(t) در گستره فرکانسی Δf پدیدار می شود ودارای رابطه زیر است:

$$\overline{V(t)}^2 = 4kTR\Delta f$$

ثابت بولتزمن $K=1.38\times10^{-23}J/K$

و T دمای مطلق برحسب کلوین است. این رابطه به معادله نایکوئیست معروف است.

$K=°C+273$

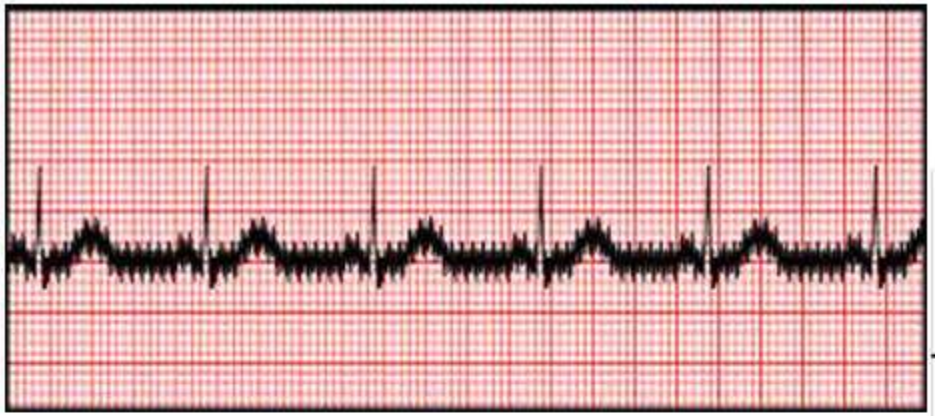
مفاهیم پایه

- نویزها

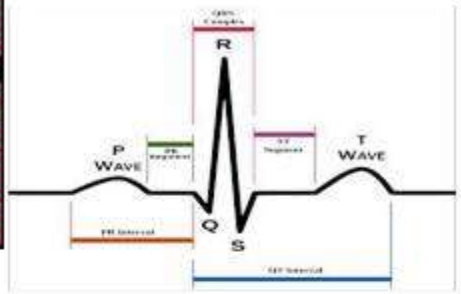
نویز 1/F

نوعی نویز است که توسط طیف توان آن شناسایی می شود و چگالی توان آن در گستره فرکانس پایین با معکوس فرکانس متناسب است. این نویز می تواند مصدرهای مختلفی داشته باشد. هنگامی که جریان از یک وسیله نیمرسانا عبور می کند، نویز 1/F توسط نوسان حاملان در نیمه رسانا تولید می شود. این نوع نویز، نویز لرزان نیز نامیده می شود. نویز لرزان به هنگام عبور جریان از مقاومت نیز ایجاد می شود.

.



مفاهیم پایه



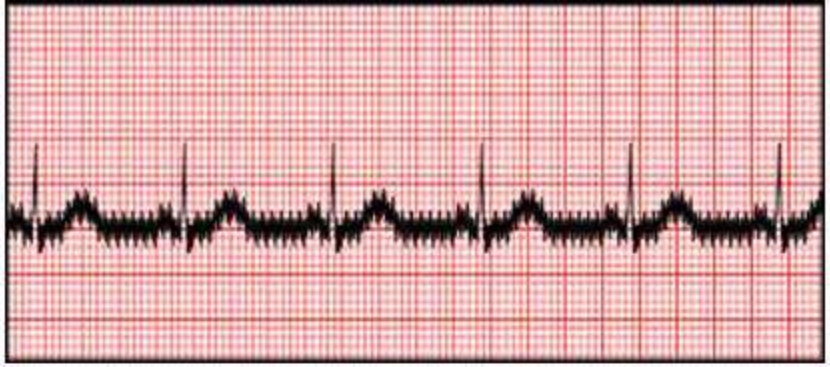
- نویزها

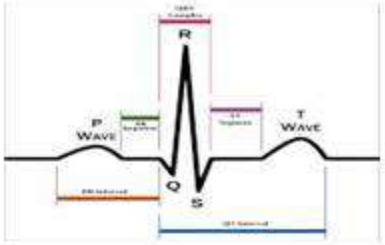
تداخل

نوعی نویز است که توسط اتفاقات فیزیکی یا شیمیایی در محیط خارج هدف و سیستم اندازه گیری به وجود می آید. تداخل گاهی اوقات توسط پدیده های طبیعی از قبیل رعد و برق و بیشتر اوقات توسط منابع مصنوعی ایجاد می شود. تداخل به وجود آمده از خطوط توان از طریق برخورد الکترومغناطیس به هدف مورد سنجش تولید می شوند.

منابع غیرالکترومغناطیس نیز می توانند تداخل ایجاد کنند. برای مثال چراغ های فلورسنت می توانند نویز به وجود آورند.

طیف توان نویز مربوط به تداخل به منبع بستگی دارد.



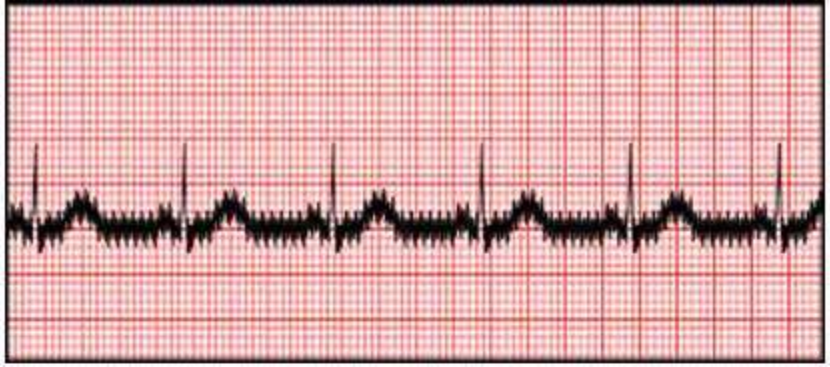


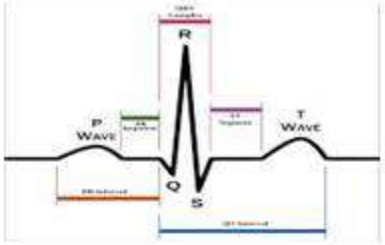
مفاهیم پایه

- نویزها

تداخل

- هنگامی که از دستگاههای الکتریکی تغذیه شونده از خط توان در نزدیکی هدف و برای سیستم اندازه گیری استفاده می شود، بسامد خط توان (۵۰ یا ۶۰ هرتز) و همسازه های آن در طیف توان نویز دیده می شود.
- دستگاههای الکترونیکی که از تپ یا عمل باز و بسته کردن مدار استفاده می کنند در گستره وسیعی از بسامد ایجاد نویز می کنند.
- امکان دارد که ماشینهایی که دارای قسمت حرکت کننده مکانیکی هستند تولید ارتعاش کنندکه این ارتعاش با قسمتهای سنجش مکانیکی تداخل خواهد کرد.طیف توان تداخل مکانیکی می تواند قله هایی داشته باشد که حاصل بسامدهای تشدید مکانیکی خود ماشین و دیگر موادی باشد که به طور مکانیکی برانگیخته شده اند.





مفاهیم پایه

- نویزها

تداخل(مثال عملی)

منبع اصلی تداخل به هنگام ثبت ECG سیستم تغذیه الکتریکی است. خطوط تغذیه علاوه بر فراهم کردن تغذیه برای خود الکتروکاردیوگرام به سایر قسمتهای تجهیزات و دستگاهها در اتاق بیمارستان یا مطب پزشک متصل هستند. همچنین خطوط تغذیه ای در دیوارها، کف ها و سقف که اتاق را به سایر نقاط ساختمان مرتبط می کنند. این خطوط تغذیه می توانند ECG را همانطوری که در شکل نشان داده شده است تحت تاثیر قرار دهند.

کوپلینگ میدان مغناطیسی بین خطوط تغذیه و الکتروکاردیوگراف و یا بیمار در اثر میدانهای الکتریکی است که خطوط اصلی تغذیه و کابلهای تغذیه ای که از قسمتهای مختلف دستگاه به خروجی الکتریکی وصل می شود را احاطه می نماید.

مفاهیم پایه

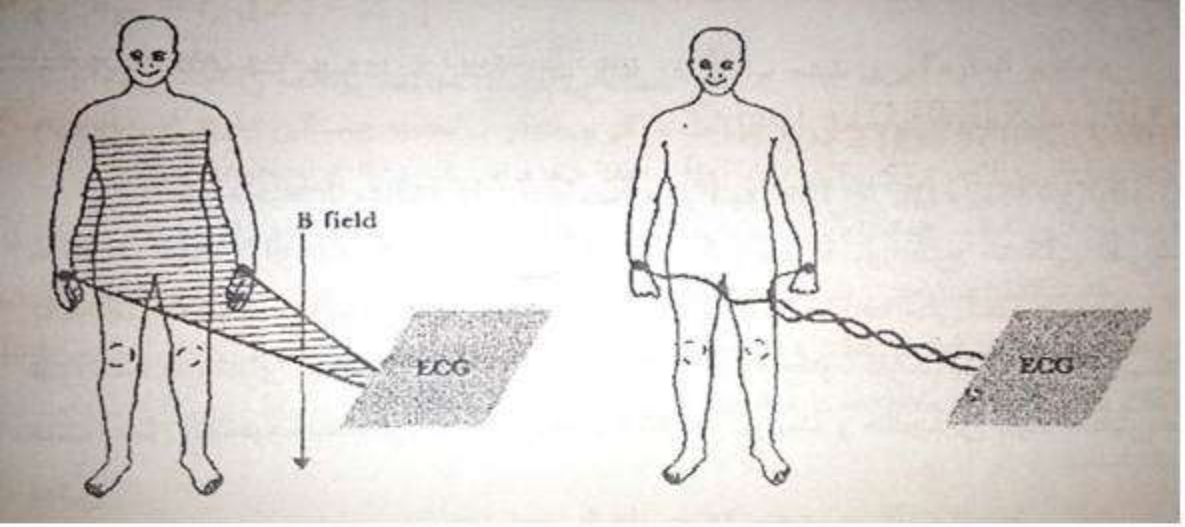
- نویزها

تداخل(مثال عملی)

جریان در خطوط تغذیه در مجاورت خط، میدان مغناطیسی ایجاد می کند. اگر چنین میدان مغناطیسی از میان سیم پیچی با یک دور موثر که توسط الکتروکاردیوگراف ایجاد می شود، عبور کند، ولتاژی را در این حلقه ایجاد می کند.

سوال

این ولتاژ را که سبب ایجاد نویز می شود به چه روشی می توان کاهش داد؟



پاسخ

این ولتاژ را می توان به سه روش کاهش داد

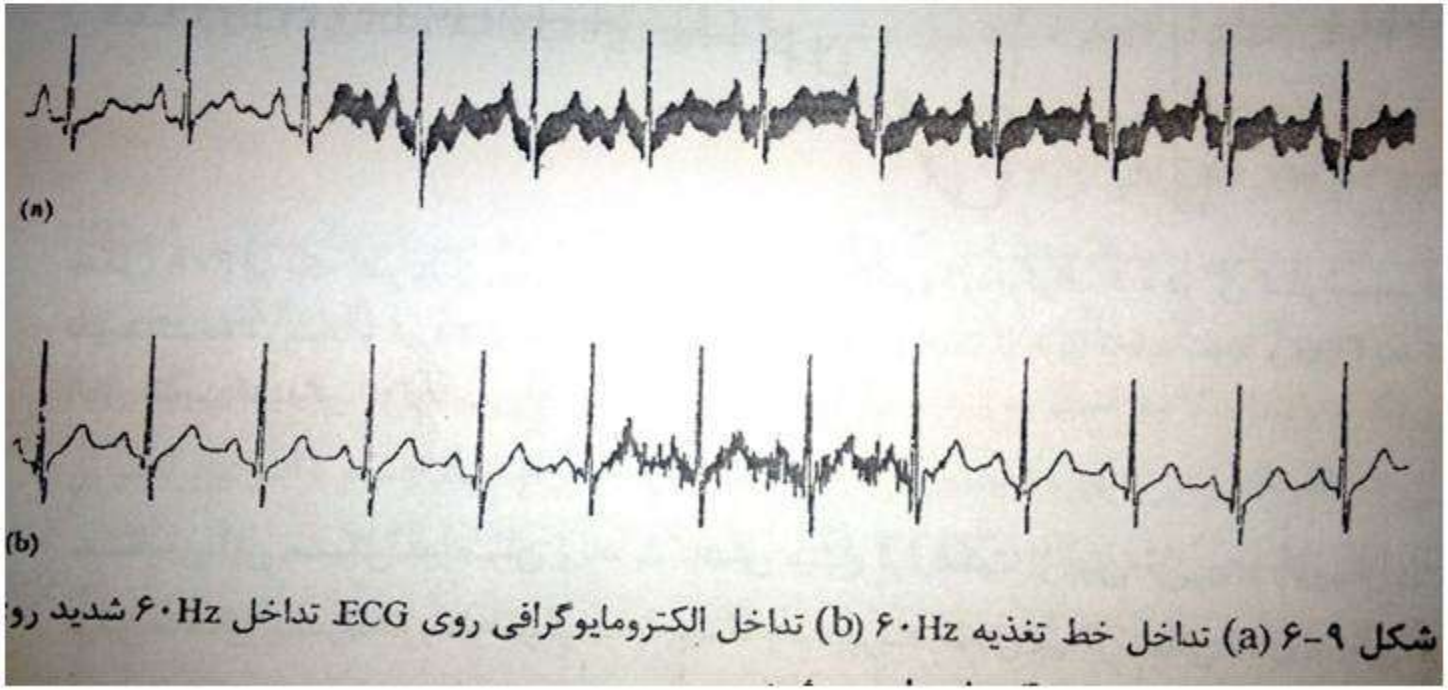
1. کاهش میدان مغناطیسی از طریق شیلد کردن
2. دور نگه داشتن الکتروکاردیوگراف و لیدها از نواحی پتانسیل میدان مغناطیسی
3. کاهش سطح موثر سیم پیچ تک دور با پیچیدن سیم های لید به یکدیگر

مفاهیم پایه

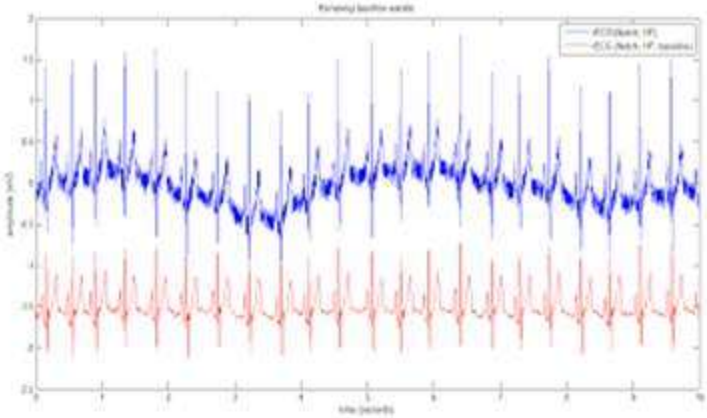
- نویزها

تداخل(مثال عملی)

هر زمان که ماهیچه منقبض شود سیگنال الکترومایوگرام خود را تولید می کند که می تواند توسط لید ECG انتخاب شده و سبب ایجاد تداخل در ECGشود.



شکل ۹-۶ (a) تداخل خط تغذیه ۶۰Hz (b) تداخل الکترومایوگرافی روی ECG. تداخل ۶۰Hz شدید رو



مفاهیم پایه

- نویزها

اعوجاج

اعوجاج بیانگر ترکیبی از نویز است که بر کمیت هدف تحمیل شده و توسط اثرات خارجی از قبیل حرکت ایجاد می شود. اعوجاج اغلب در اندازه گیری بیوپتانسیلها به هنگام استفاده از الکترودهای سطحی پوست دیده می شود. اعوجاج تا حدودی به پتانسیل تولید شده توسط لایه های بالایی پوست و تا حدودی به تغییر پتانسیل های الکترود در فصل مشترک الکترولیت و فلز وابسته باشد.

شکل موج اعوجاج به نوع اثر و عامل خارجی بستگی دارد.

اعوجاج را می توان با متوقف کردن فرآیندی که موجب برخورد تداخل به هدف یا سیستم اندازه گیری می شود، کاهش داد. همچنین خراشیده شدن لایه بالایی پوست نیز اعوجاج را کم می کند.

مشخصات استاتیکی

- در بسیاری از سیستم های اندازه گیری اگر تغییر کمیت هدف به میزان کافی آهسته باشد، خروجی سیستم اندازه گیری در هر لحظه می تواند کاملا توسط ورودی آن به عنوان کمیت هدف در یک لحظه تعیین شود. در چنین مواردی رابطه ورودی-خروجی سیستم اندازه گیری را می توان به تنهایی و بدون وابستگی به زمان تعیین کرد.
- کمیت هدف و مشخصاتی که نمایانگر رابطه بین کمیت هدف و خروجی سیستم اندازه گیری هستند، مشخصات استاتیکی نامیده می شوند.
- جنبه های بنیادی یک سیستم اندازه گیری را می توان با مشخصات استاتیکی مشخص نمود.

مشخصات استاتیکی

- از جمله مشخصات استاتیکی می توان به موارد زیر اشاره کرد:
- حساسیت
- قابلیت تفکیک
- قابلیت تکرارپذیری
- صحت
- خطی یا غیرخطی بودن
- هیسترزیس

مشخصات استاتیکی

حساسیت(sensitivity)

- حساسیت به صورت میزان تغییرات خروجی نسبت به تغییرات ورودی تعریف می شود.
- هنگامی که حساسیت یک مبدل یا یک سیستم اندازه گیری بالا باشد تغییر کوچکی در کمیت هدف تغییر بزرگی را در خروجی آن موجب می شود.
- $S = \frac{dU}{dx}\Big| x = x_0$
- U واحد الکتریکی خروجی سنسور
- X نشان دهنده واحدی که باید اندازه بگیریم
- اگر بعد کمیت هدف و خروجی متفاوت باشد حساسیت دارای بعد خواهد بود مثلا می تواند بعدهایی مثل mv/Kpa، Ma/K و ... داشته باشد.

مشخصات استاتیکی

حساسیت(sensitivity)

- هنگامی که تغییرات خروجی به صورت خطی به کمیت هدف مربوط باشد، حساسیت می تواند مقدار ثابتی داشته باشد. همانطور که اگر پاسخ غیرخطی باشد حساسیت نمی تواند مقدار ثابتی داشته باشد. در چنین مواردی حساسیت به مقدار مطلق کمیت هدف وابسته است.

قابلیت تفکیک(resolution)

قابلیت تفکیک حداقل مقدار کمیت هدف است که می تواند در خروجی سیستم اندازه گیری تمییز داده شود.

اگر تغییر در کمیت هدف از قابلیت تفکیک سیستم اندازه گیری کوچکتر باشد، تغییر قابل رویتی در خروجی به وجود نمی آورد.

به عنوان مثال قدرت تفکیک یک مبدل n،A/D بیتی برابر است با 2^n

مشخصات استاتیکی

قابلیت تکرارپذیری(reproducibility)

قابلیت تکرارپذیری بیانگر میزان نزدیکی و مشابهت خروجی های تکرار شده به هنگام سنجش مکرر یک کمیت می باشد.

قابلیت تکرارپذیری یک سیستم اندازه گیری به عنوان گستره هایی تعریف می شود که نتایج اندازه گیری های متوالی برای یک کمیت با احتمالی معین در آن گستره قرار بگیرد.

در حقیقت تکرارپذیری معیاری برای سنجش پراکندگی مقادیر اندازه گیری شده به ازای یک ورودی ثابت می باشد.

$$r = \frac{\text{انحراف استاندارد}}{\text{حداکثرخروجی}}$$

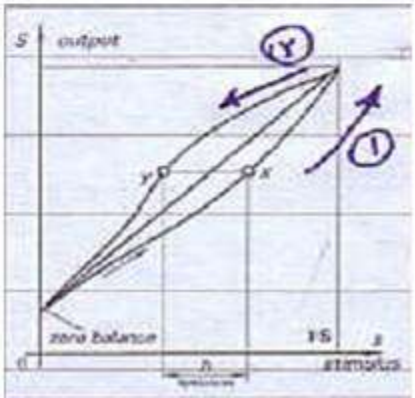
مشخصات استاتیکی

صحت(accuracy)

معیاری برای سنجش اختلاف بین خروجی واقعی مبدل با خروجی موردانتظار(درست) می باشد. هرچه صحت بیشتر باشد دقت بیشتر است و سنسور نیز گرانتر خواهد بود.

هیسترزیس

- پدیده ایست که در آن مقادیر مختلف خروجی در رابطه با ورودی پدیدار می شود. اگر سیستم اندازه گیری دارای هیسترزیس باشد، منحنی رابطه ورودی-خروجی منحصربه فرد نخواهد بود. مثلا با افزایش یا کاهش متغیر دو نوع نمودار خروجی متفاوت داریم
- عوامل مختلفی هیسترزیس را به وجود می آورند از جمله آنها خزش عناصرمکانیکی و یا جذب و دفع شدن مواد موجود در دستگاههای الکتروشیمیایی را می توان نام برد.



مشخصات استاتیکی

خطی بودن یا غیرخطی بودن

خطی بودن بیانگر میزان نزدیکی رابطه ورودی-خروجی سیستم اندازه گیری به یک خط مستقیم مناسب می باشد. به همین دلیل حساسیت ثابت به نظر می رسد.

هنگامی که تابع غیرخطی است حساسیت به سطح ورودی بستگی خواهد داشت.

اگرچه در اکثر سیستم های اندازه گیری میزان خطی بودن بالایی مطلوب است، تا زمانی که رابطه ورودی و خروجی کاملا تعیین شود، حتی اگر پاسخ غیرخطی باشد امکان سنجش دقیق وجود خواهد داشت.

خطی $U=a+bx$

غیرخطی $U=ax^2+b$

مشخصات دینامیکی

- مشخصات دینامیکی سیستم اندازه گیری رابطه ورودی-خروجی گذرا را توصیف می کند در حالیکه مشخصات استاتیکی این رابطه را به هنگام ثابت بودن ورودی و یا تغییرات آهسته آن توضیح می دهد.
- مشخصات دینامیکی هنگامی مورد نیاز هستند که پاسخ ورودی های متغیر با زمان اهمیت داشته باشند.
- الگوی متغیر با زمان کمیت هدف به شکل، موج دیده می شود. هنگامی که مبدل قسمتی از سیستم کنترل باشد، مششخصات دینامیکی از اهمیت زیادی برخوردار خواهند بود. ناپایداری یا نوسان ممکن است در نتیجه پاسخ ضعیف دینامیکی مبدل رخ دهد.
- متداولترین عوامل تاثیرگذار بر مشخصات دینامیکی سیستم، حضور المانهایی است که به هنگام تغیر کمیت هدف، انرژی را آزاد یا ذخیره می کنند مانند خازنها، القاگرها

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- نویزها
- مشخصات استاتیکی

عنواین مطالب امروز

- مشخصات دینامیکی
- دقت و خطا

مشخصات دینامیکی

- مشخصات دینامیکی سیستم اندازه گیری رابطه ورودی-خروجی گذرا را توصیف می کند در حالیکه مشخصات استاتیکی این رابطه را به هنگام ثابت بودن ورودی و یا تغییرات آهسته آن توضیح می دهد.
- مشخصات دینامیکی هنگامی مورد نیاز هستند که پاسخ ورودی های متغیر با زمان اهمیت داشته باشند.
- الگوی متغیر با زمان کمیت هدف به شکل، موج دیده می شود. هنگامی که مبدل قسمتی از سیستم کنترل باشد، مشخصات دینامیکی از اهمیت زیادی برخوردار خواهند بود. ناپایداری یا نوسان ممکن است در نتیجه پاسخ ضعیف دینامیکی مبدل رخ دهد.
- متداولترین عوامل تاثیرگذار بر مشخصات دینامیکی سیستم، حضور المانهایی است که به هنگام تغیر کمیت هدف، انرژی را آزاد یا ذخیره می کنند مانند خازنها، القاگرها

مشخصات دینامیکی

- مشخصات دینامیکی معمولا از دو طریق پاسخ زمانی و پاسخ فرکانسی قابل بیان است. پاسخ زمانی در پاسخ به ورودی های استاندارد مثل تابع پله، شیب و یا ضربه است.
- خروجی سیستم خطی را می توان مجموعی از پاسخهای مربوط به ورودی های سینوسی که فرکانسهای متفاوتی دارند توصیف کرد زیرا ورودی مجموعی از توابع سینوسی است. از این رو پاسخ فرکانسی مشخصات کاملی را دربازه خروجی سیستم به ازای هر ورودی فراهم می کند.
- هنگامی که رابطه ورودی-خروجی یک سیستم توسط معادله دیفرانسیل مرتبه اول با ضرایب ثابت توصیف شود سیستم یک سیستم مرتبه اول است. که به صورت زیر تعریف می شود:
- $$a_1 \frac{dy(t)}{dt} + a_0 y(t) = x(t)$$

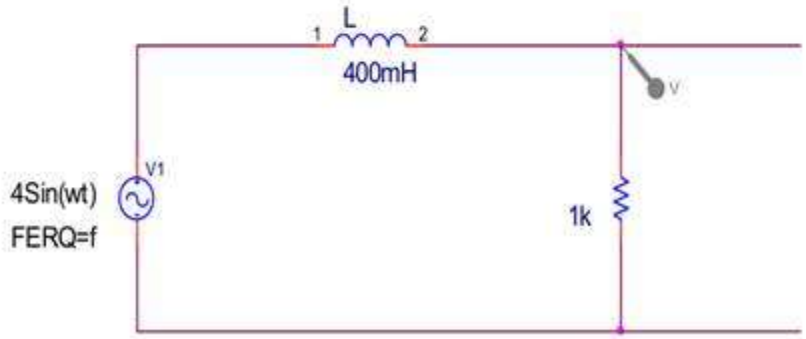
مثالی از یک سیستم مرتبه اول

- امپدانس سلف: jWL
- تابع شبکه :

$$-V_i + V_L + V_R = 0 \ , \quad V_L = jwLi \ , \quad V_R = V_o = Ri \rightarrow i = \frac{V_o}{R}$$

$$-V_i + \text{jwLi} + V_o = 0 \ , \ -V_i + \text{jwL}\frac{V_o}{R} + V_o = 0 \quad V_i = V_O(\frac{\text{jwL}}{R} + 1)$$

$$V_O = V_i \frac{R}{R + jWL}$$



مثالی از یک سیستم مرتبه اول

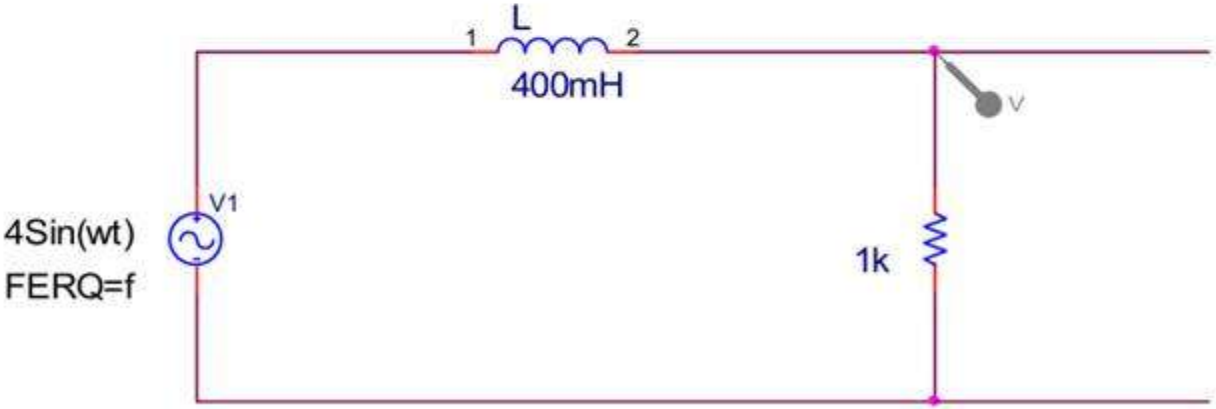
❖ تابع شبکه

$$V_O = V_i \frac{R}{R+jWL} \times \frac{R-jWL}{R-jWL}$$

$$V_O = \frac{R(R - JL\omega)}{R^2 + L^2\omega^2} V_i$$

$$\angle H_{(J\omega)} = -Tan^{-1}\left(\frac{L\omega}{R}\right)$$

$$\left|H_{(J\omega)}\right| = \frac{R}{\sqrt{R^2 + \omega^2 L^2}}$$



مثالی از یک سیستم مرتبه اول

$$V_O = \frac{R(R - JL\omega)}{R^2 + L^2\omega^2} V_i$$

$$\angle H_{(J\omega)} = -Tan^{-1}\left(\frac{L\omega}{R}\right)$$

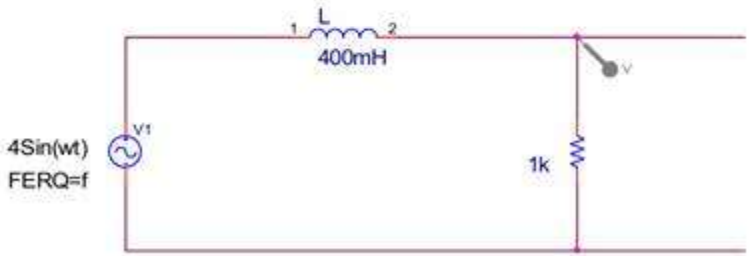
$$\left|H_{(J\omega)}\right| = \frac{R}{\sqrt{R^2 + \omega^2 L^2}}$$

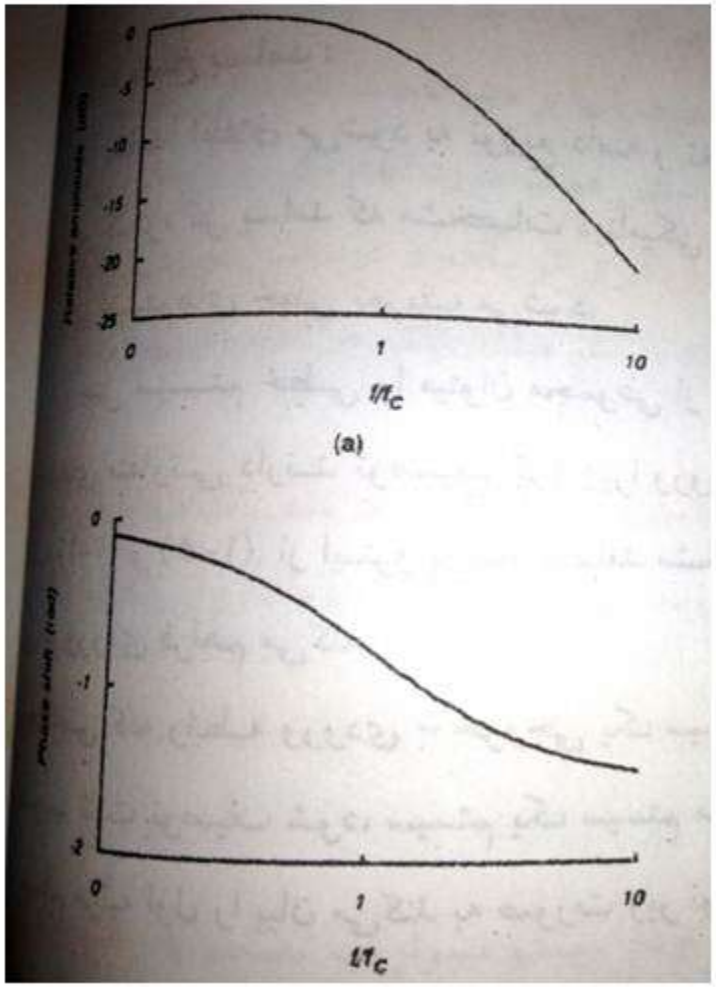
$$F \to \infty \Rightarrow \left|H_{(J\omega)}\right| = 0$$

$$F \to 0 \Rightarrow \left|H_{(J\omega)}\right| = 1$$

$$F \to \infty \Rightarrow \angle H_{(J\omega)} = -\frac{\pi}{2}$$

$$F \to 0 \Rightarrow \angle H_{(J\omega)} = 0$$





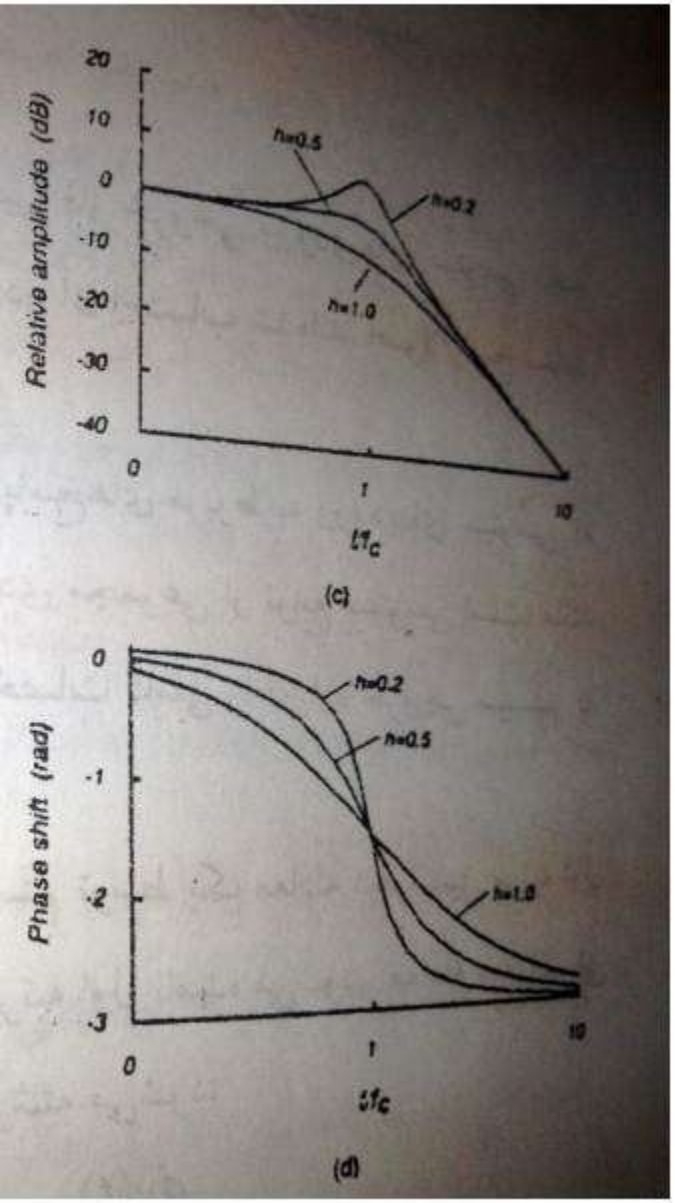
مشخصات دینامیکی

- هنگامی که ورودی سیستم به طور ناگهانی از سطحی به سطح دیگر تغییر کند، رفتار خروجی را می توان با توجه به نوع سیستم با برخی پارامترهای خاص مشخص کرد.
- ثابت زمانی

ثابت زمانی در سیستم مرتبه اول تعریف شده است و ثابت زمانی τ، زمان موردنیاز خروجی برای رسیدن به ۰/۶۷۳ از مقدار نهایی است وبرای سیستم زیر برابر a_1/a_0

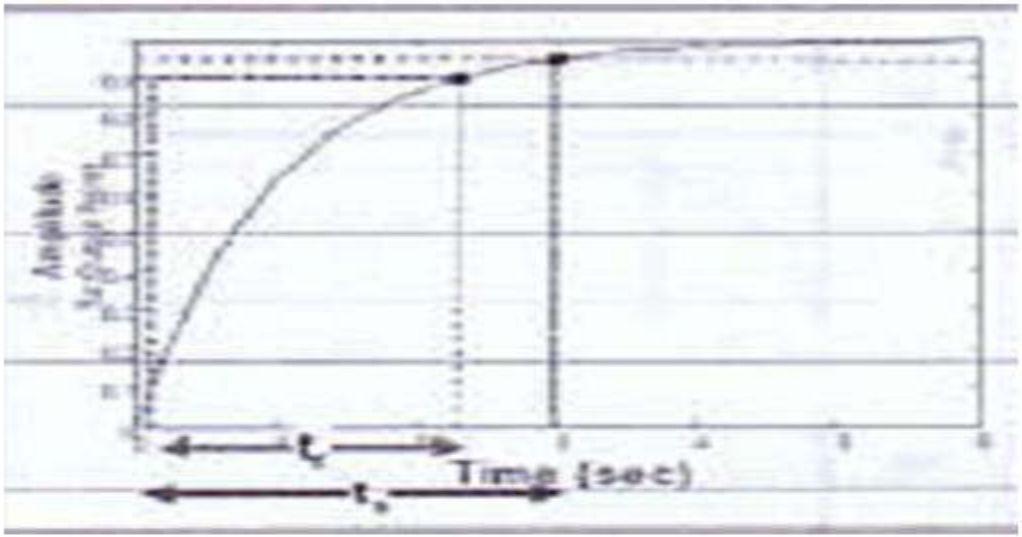
$$a_1 \frac{dy(t)}{dt} + a_0 y(t) = x(t)$$

مشخصات دینامیکی



- در سیستم مرتبه دوم که رابطه آن می تواند به شکل زیر باشد پاسخ به ورودی پله واحد با ضریب میرایی تغییر می کند.

- $$a_2 \frac{d^2y(t)}{dt^2} + a_1 \frac{dy(t)}{dt} + a_0 y(t) = x(t)$$
- ضریب میرایی در این رابطه برابر است با
$$h = \frac{a_1}{2\sqrt{a_0 a_2}}$$
- هرچه ضریب میرایی بزرگتر نمودار میراتر(نوسان کمتر-صافتر)
- بعضی پارامترها برای بیان سرعت سیستم در تعقیب ورودی بکار می روند.



مشخصات دینامیکی

زمان t_s زمانی که خروجی حالت گذرا خود را رد کرده و به مقدار استاتیکی برسد.

زمان t_r زمانی که خروجی از ۰/۱ تا ۰/۹ مقدار نهایی برسد.

عناصر با زمان تاخیر: عناصری که پاسخ آنها به یک تغییر در ورودی آنی نبوده و با یک تاخیر همراه است به این تاخیر اصطلاحا زمان مرده می گویند.

مشخصات دینامیکی

- تابع تبدیل یک سیستم درجه دو در حوزه لاپلاس به صورت زیر است.

$$\frac{Y}{X} = \frac{A_1 {\omega_n}^2}{s^2 + 2h\omega_n s + {\omega_n}^2}$$

ω_nفرکانس طبیعی و h ضریب میرایی است.

با اعمال ورودی پله و تبدیل عکس پاسخ لاپلاس

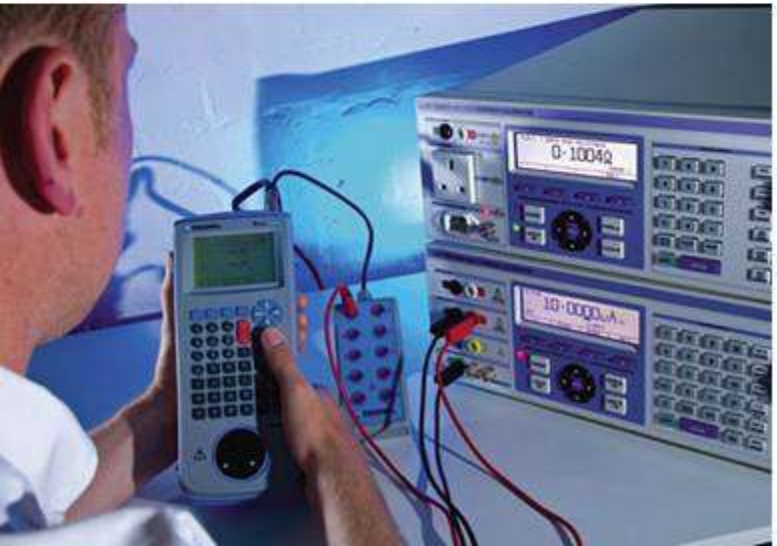
اگر h=1 دو قطب مساوی و حقیقی داریم $y(t) = 1 - e^{-\omega_n t}(1 + \omega_n t)$

اگر h<1 دو قطب مزدوج سیستم میرایی و نوسانی

اگر h>1 دو قطب حقیقی و سیستم ناپایدار

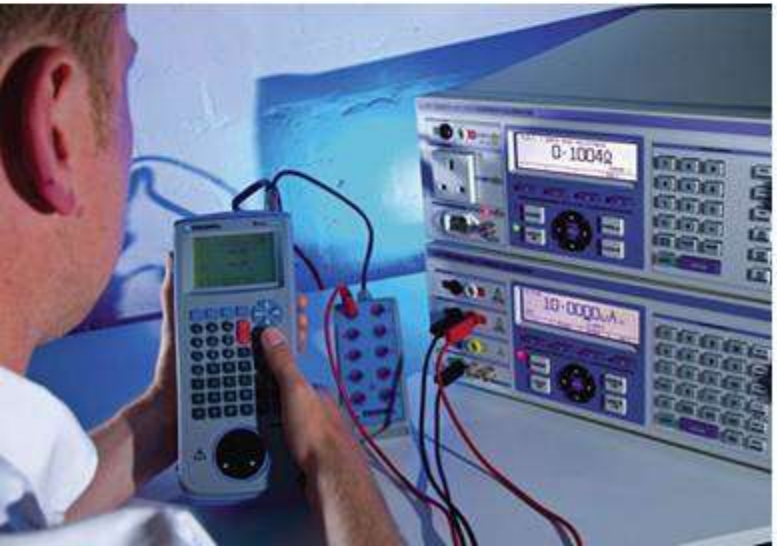
استاندارد و کالیبراسیون

- کالیبراسیون عبارت است از مقایسه یک پارامتر با یک استاندارد مرجع و سنجش میزان اختلاف. در زمینه تجهیزات پزشکی ، کالیبراسیون به معنای مقایسه مقدار مورد انتظار خروجی یک وسیله پزشکی با مقدار واقعی آن و اعلام میزان خطا است. استفاده از تجهیزات غیر کالیبره می تواند باعث آسیب جدی به بیمار یا کاربر شده و هزینه های غیر ضروری به مجموعه تحمیل نماید. بنابراین اطمینان از کالیبره بودن تجهیزات پزشکی ارتباط مستقیم با حفظ سلامت و ایمنی بیمار و کاربر داشته و از وظایف اساسی هر مجموعه درمانی محسوب می شود.



استاندارد و کالیبراسیون

- برای کالیبره کردن یک سیستم اندازه گیری کمیتهای هدف ایجاد شده توسط استانداردها به ورودی اعمال می شود و رابطه میان کمیت هدف و خروجی به طور کمی از طریق کل گستره اندازه گیری تعیین می شود.



دقت و خطا

- دقت میزان نزدیکی میزان سنجیده شده به مقدار واقعی می باشد.به تفاوت میان این مقادیر خطا گفته می شود. خطاها ممکن است در اندازه گیری های متوالی حتی با وجود دست نخورده ماندن کمیت هدف، برابر نباشند. با این وجود می توان اندازه کمی خطا را با تعریفی مناسب تعریف کرد.
- سوال
- به نظر شما چند نوع خطا وجود دارد و این خطا ها از چه منابعی سرچشمه می گیرند؟

دقت و خطا

در مورد اندازه گیری های واقعی منشا های متعددی برای خطا وجود دارد. خطاهای برخاسته از منابع متفاوت در گروههای مختلفی دسته بندی می شوند. از جمله آنها می توان به موارد زیر اشاره کرد:

- خطاهای تصادفی یا اتفاقی
- خطاهای سیستماتیک
- خطای کمیتی
- خطای دینامیکی

دقت و خطا

- خطاهای تصادفی یا اتفاقی
- خطایی است که در اندازه گیری های مکرر به طور غیرقابل پیش بینی روی می دهد. سوار شدن اتفاقی نویز بر سیگنال و نوسانات مقطعی در سیستم اندازه گیری ممکن است موجب خطاهای اتفاقی شود.
- انحرافات مقادیر اندازه گیری شده با احتمال یکسان در دو طرف مثبت و منفی مقدار واقعی توزیع شده اند و متوسط انحرافات صفر می باشد. به همین دلیل اگر اندازه گیری ها تکرار شوند ولی کمیت هدف تغییر نکند میانگین مقادیر سنجیده شده به مقدار واقعی نزدیک خواهد شد.
- هنگامی که یک کمیت هدف مکررا سنجیده می شود، می توان ویژگی آماری خطای تصادفی را از روی پراکندگی مقادیر اندازه گیری تعیین کرد. بنابر تئوری حدمرکزی انتظار می رود که مجموع بسیاری از مقادیر تصادفی نامربوط، توزیع نرمال داشته باشند.

دقت و خطا

- خطاهای تصادفی یا اتفاقی
- در توزیع نرمال، انحراف استاندارد از متوسط n اندازه گیری که خطای استاندارد می باشد با تناسب معکوس با جذر ریشه n کاهش پیدا می کند. در نتیجه اندازه گیری های مکرر همراه با میانگین گیری از سیگنال روش موثری برای کم کردن خطای تصادفی می باشد.
- خطای سیستماتیک

خطای سیستماتیک انحراف از مقدار واقعی کمیت هدف در اندازه گیری های مکرر می باشد. این خطاها منشا های متفاوتی دارند که برخی از آنها عبارتند از : جریان مستقیم یا ترکیب بسامدی نویز که به سیگنال اضافه می شود، جابجایی سیستم اندازه گیری، کالیبره کردن نامناسب، غیرخطی بودن تصحیح نشده.

هنگامی که کمیت هدف با دو سیستم متفاوت اندازه گیری سنجیده شود، تفاوت بین میانگین مقادیر اندازه گیری شده این دو سیستم نشانگر وجود خطای سیستماتیک است.

دقت و خطا

- خطای سیستماتیک

خطای سیستماتیک را نمی توان با اندازه گیری های مکرر و میانگین گیری رفع کرد. شناسایی تمام عوامل خطای سیستماتیک نیز مشکل می باشد. یک شیوه عملی برای کاهش خطای سیستماتیک، کالیبره کردن مجدد سیستم اندازه گیری تحت شرایط سنجش در گستره اندازه گیری می باشد.

گاهی اوقات که احتمال خطای سیستماتیک در نتیجه اثر محیط، مانند تغییرات آب و هوا وجود داشته باشد از دو سیستم اندازه گیری مشابه استفاده می شود تا هدف و یک معیار همزمان سنجیده شود. اگر خطاهای سیتماتیک در هر دو خروجی یکسان باشد، خطا در اختلاف موجود بین این دو خروجی از بین می رود سپس کمیت هدف می تواند به عنوان انحراف از مقدار معیار به درستی سنجیده شود.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- مشخصات دینامیکی
- دقت و خطا

عنواین مطالب امروز

- دقت و خطا(ادامه)
- سنسورها و اصول داخلی

دقت و خطا

- خطای کمیتی

خطایی است که از تبدیل مقدار آنالوگ به دیجیتال بوجود می آید. خطا تفاوت بین مقدار آنالوگ اصلی و مقدار رقم تبدیل شده می باشد.

خطای دینامیکی

خطای دینامیکی خطایی است که به هنگام پاسخ دینامیکی ناقص سیستم اندازه گیری رخ می دهد. این رویداد در هنگامی است که کمیت هدف آنقدر سریع حرکت کند که خروجی سیستم اندازه گیری نتواند تغییر ورودی را دنبال کند. تفاوت میان مقدار خروجی و کمیت هدف خطای دینامیکی است . اگر خطای دینامیکی وجود داشته باشد خروجی فوری سیستم اندازه گیری نمی تواند به عنوان تابعی از ورودی در آن لحظه محسوب شود، اما به گذشته ورودی بستگی خواهد داشت.

دقت و خطا

روش های کاهش خطای دینامیکی

جهت حذف خطای دینامیکی در یک سیستم اندازه گیری لازم است در محدوده فرکان سیگنال ورودی دو شرط زیر در تابع تبدیل سیستم وجود داشته باشد.

$$|G(j\omega)| = 1 \ , \ \measuredangle G(j\omega)=0 \qquad 0<\omega < \omega_{max}$$

چون برقراری شروط فوق در عمل بسیار سخت است از معیارهای عملی تر زیر استفاده می شود:

$$0.98 < |G(j\omega)| < 1.02 \qquad 0<\omega < \omega_{max}$$

معیار دیگر استفاده از پهنای باند می باشد اما از آنجایی که با این معیار دامنه تا ۳۰ درصد افت می نماید، برای سیستم های اندازه گیری شاخص مناسبی نمی باشد.

دقت و خطا

روش های کاهش خطای دینامیکی

در صورتی که برای سیستمهای اندازه گیری پاسخ فرکانسی مطلوب وجود نداشته باشد به دو صورت می توان مشکل خطای دینامیکی را حل کرد:

1. تغییرات فیزیکی در ساختمان سیستم
2. جبران سازی

تغییرات فیزیکی در ساختمان سیستم

در این روش با آگاهی از عواملی که باعث کندی سیستم شده اند و تغییر مناسب انها می توان سرعت پاسخ را افزایش داد.

مثلا در سیستم اندازه گیری حرارت مثل ترموکوپل می توان با نازک کردن سیمهای ترموکوپل و همچنین حذف پوشش حفاظتی انتقال حرارت را سریعتر و لذا سرعت کل سیستم را افزایش داد.

دقت وخطا

- جبران سازی

در این روش ابتدا عنصری را که در سیستم اندازه گیری باعث کندی سیستم شده شناسایی کرده و سپس با روشهای جبرانی سرعت پاسخ ان را افزایش می دهند.

جبران سازی به دو صورت حلقه باز و حلقه بسته انجام می شود.

به عنوان مثالی از روش حلقه باز می توان به مورد زیر اشاره کرد:

استفاده از مدار lead-lag در ترموکوپل سبب می شود قطب ترموکوپل با صفر مدار جبرانساز خنثی شود. عیب این روش جابجا شدن محل قطب غالب بر اثر تغییر عوامل فیزیکی می باشد.

برای مثالی در روش حلقه بسته می توان به شتاب سنج جرم-فنر- دمپر اشاره کرد. برای فرکانسهای کمتر از ω_n جابجایی متناسب با شتاب است. این جابجایی توسط پتانسیومتر به ولتاژ تبدیل می شود و مبدل ولتاژ به جریان، جریانی متناسب با جابجایی

سنسورها و اصول داخلی

- در حالت کلی چندین روش برای تبدیل وقایع فیزیولوژیک به سیگنالهای الکتریکی وجود دارد. جابجایی را می توان از تغییر در مقاومت، القا، ظرفیت و اثر پیزوالکتریک اندازه گیری کرد. ترمیستورها و ترموکوپل ها برای اندازه گیری دمای بدن می باشند.

اندازه گیری های حرکت و جابجایی

سوال

به نظر شما اندازه گیری جابجایی در بدن چه کاربردی می تواند داشته باشد؟

پاسخ

- به عنوان مثال برای اندازه گیری تغییرات قطر سرخرگ، اندازه گیری قطر بطن(میکرومتر صوتی)، اندازه گیری حرکت دریچه قلب یا میزان چرخش مفصل زانو ویا لگن و ... از اندازه گیری جابجایی استفاده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های حرکت و جابجایی

مهندسان پزشکی و پزشکان به اندازه گیری اندازه؛ شکل و موقعیت اعضا و بافتهای بدن علاقه مند می باشند. تغییرات در این پارامترها در تشخیص عملکرد طبیعی از عملکرد غیرعادی دارای اهمیت می باشد.

بسیاری از انواع حرکات بدن توسط فعالیت ماهیچه ها از هدف های اندازه گیری حرکت می باشند.

کمیتهای اصلی زمان و طول بیانگر حرکت می باشند در سیستم SI واحد زمان ثانیه و واحد طول متر است. واحدهای سرعت و شتاب نیز به ترتیب متر بر ثانیه و متر بر مجذور ثانیه می باشد.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری حرکت

حرکت خطی یک شی را می توان با اندازه گیری جابجایی، سرعت یا شتاب سنجید. چرخش را می توان توسط زاویه چرخش، سرعت زاویه ای یا شتاب زاویه ای اندازه گیری کرد.

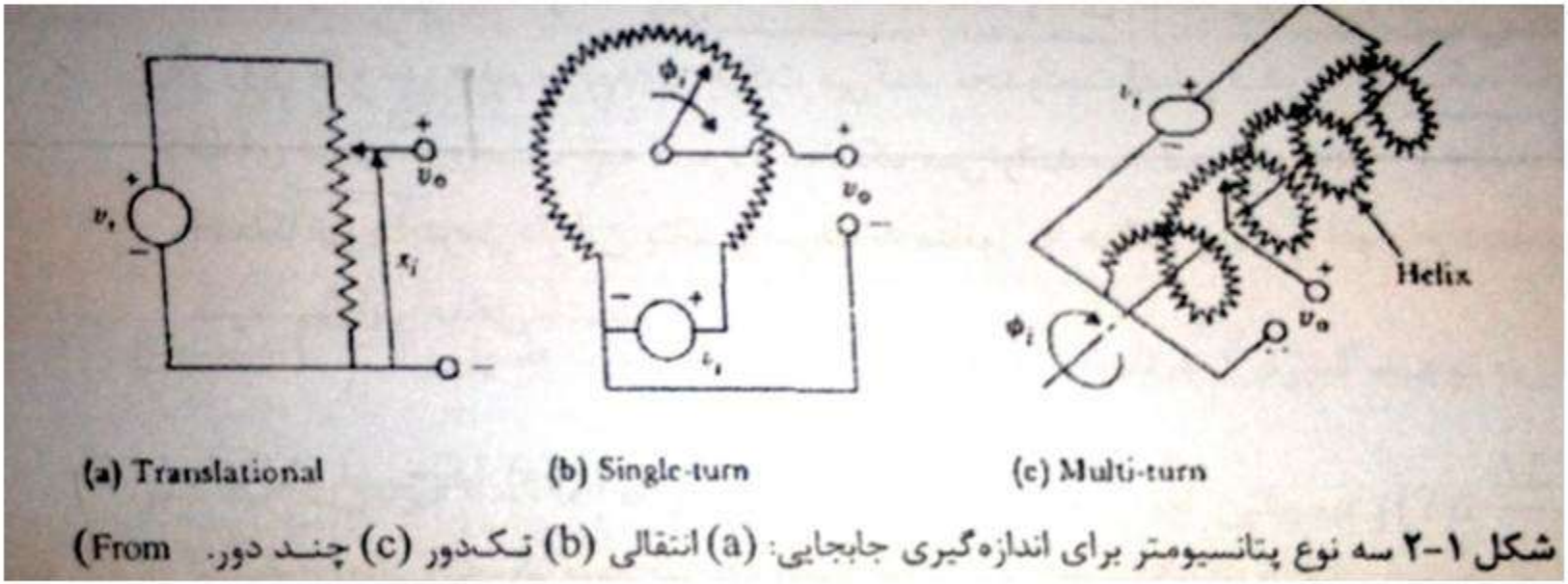
اندازه گیری جابجایی

سنسورهای جابجایی را می توان در سیستم های اندازه گیری مستقیم یا غیر مستقیم به کار برد. اندازه گیری های مستقیم جابجایی برای تغییر قطر رگ های خون و تغییرات حجم و شکل حفره های قلبی بکار می روند. اندازه گیری غیر مستقیم جابجایی برای کمی کردن حرکات مایع از طریق دریچه های قلب بکار می رود حرکت دیافراگم یک میکروفون مثالی از این نوع اندازه گیری می باشد که به طور غیر مستقیم، حرکت قلب و صداهای ناشی از آن را آشکار می کند.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

یک روش اندازه گیری جابجایی استفاده از پتانسیومتر است. شکل زیر سه نوع از دستگاههای پتانسیومتری را که برای اندازه گیری جابجایی بکار می روند نشان می دهد. این پتانسیومترها شامل یک المان مقاومتی و یک اتصال متحرک یا لغزنده می باشند



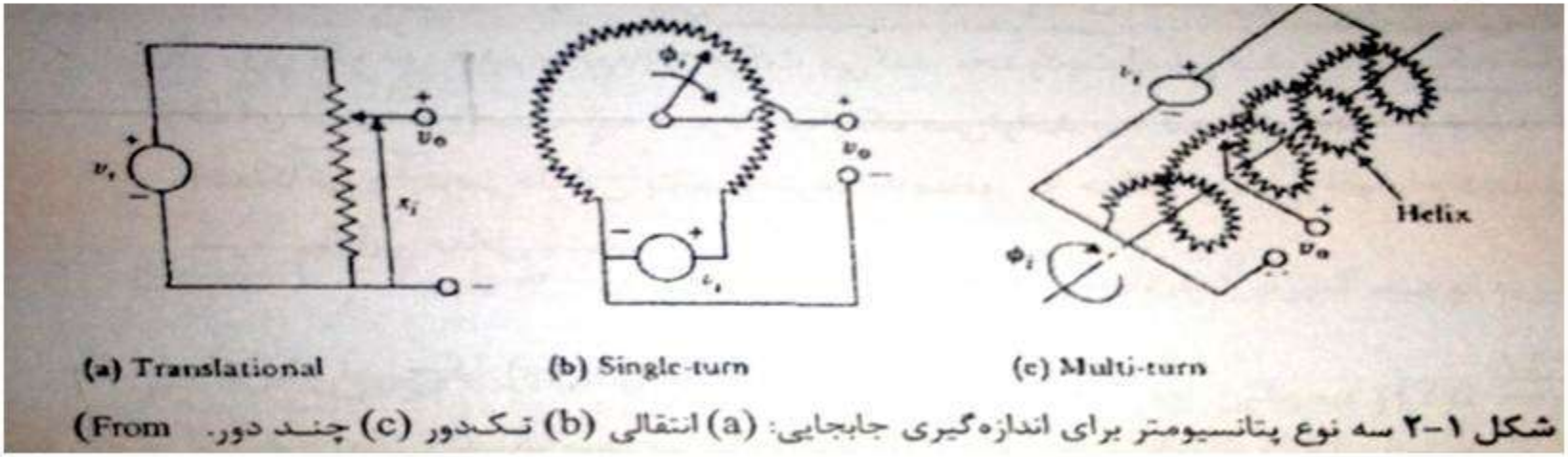
شکل ۱-۲ سه نوع پتانسیومتر برای اندازه‌گیری جابجایی: (a) انتقالی (b) تک‌دور (c) چند دور. (From

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

در نوع انتقالی(شکل سمت چپ) جابجایی های انتقالی از ۲ میلیمتر تا ۵۰ میلیمتر اندازه گیری می شود. در نوع تک دور و چند دور جابجایی های دورانی از ۱۰ درجه تابیشتر از ۵۰ درجه تعیین می شود.

قدرت تفکیک این پانسیومترها تابعی از نحوه ساخت آنها می باشد. اجزای اصطکاکی و اینرسی دار این پتانسیومترها، به منظور به حداقل رسانیدن اعوجاج دینامیکی سیستم باید حداقل باشد.

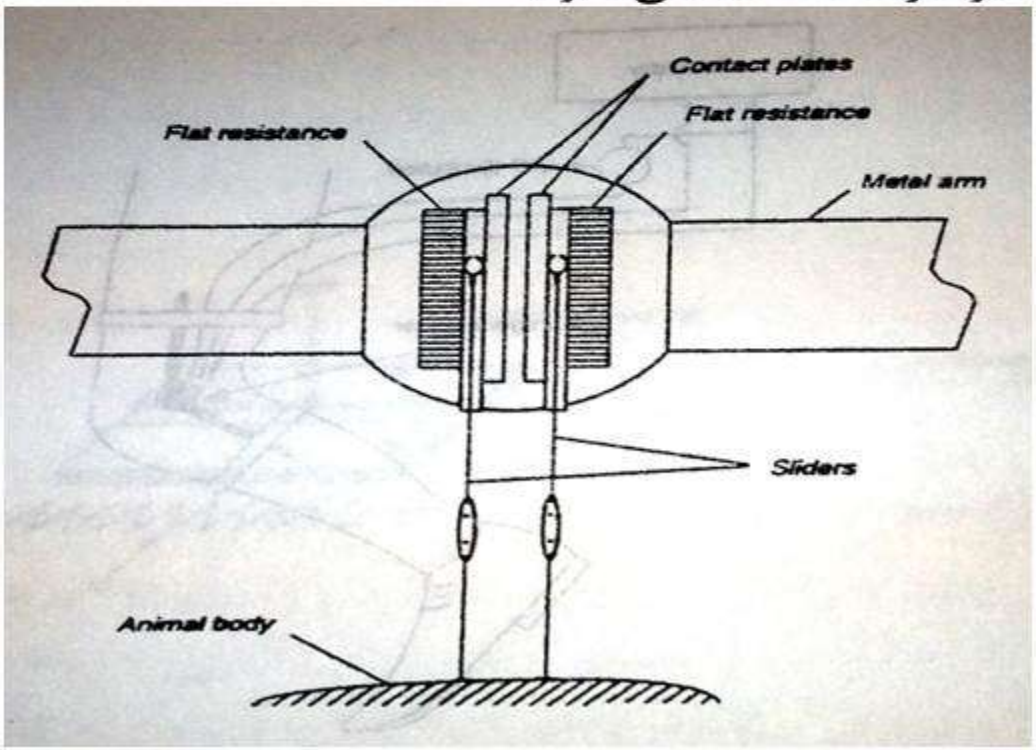


شکل ۱-۲ سه نوع پتانسیومتر برای اندازه‌گیری جابجایی: (a) انتقالی (b) تک‌دور (c) چند دور. (From

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

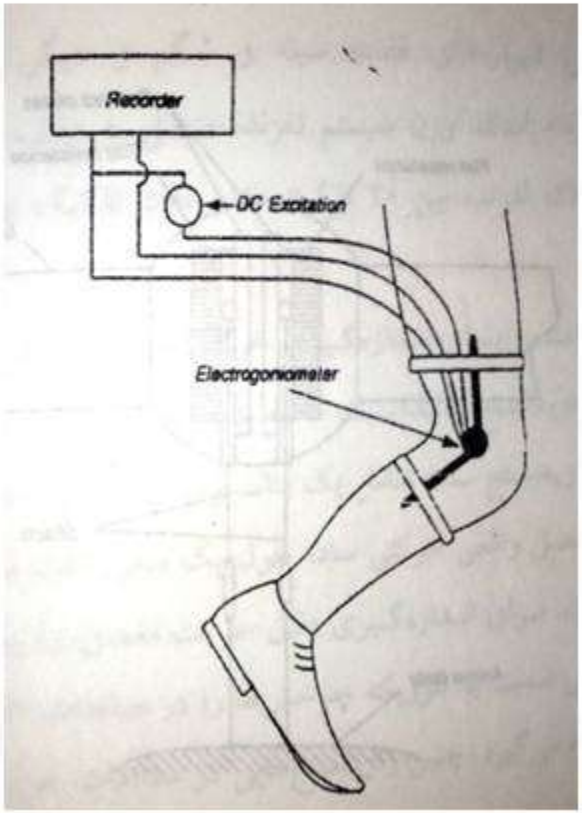
از پتانسیومتر انتقالی هنگامی استفاده می شود که حرکت هدف یا شی خطی باشد. به عنوان مثال برای ثبت جابجایی دیواره های قفسه سینه و شکم و دیگر قسمتهای بدن حیوانات آزمایشگاهی از این نوع از پتانسیومترها استفاده می شود.



سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

از پتانسیومتر چرخشی برای اندازه گیری حرکتهای چرخشی بدن مانند حرکت مفصل استفاده می شود. زاویه سنج وسیله ایست که به بدن متصل شده و جابجایی زاویه ای مفصل (مانند مفصل زانو و لگن)را اندازه گیری می کند.



سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

کرنش سنج ها(strain gages)

تنش: تنش عبارتند از نسبت نیرو وارد بر سطح $\sigma = \frac{F}{A}$

اگر تنش مثبت باشد، تنش کششی خواهد بود که سبب افزایش طول می شود. در این نوع تنش ذرات جسم از هم دور می شوند.

اگر تنش منفی باشد تنش فشاری خواهد بود که سبب کاهش طول می شود. در این نوع تنش ذرات جسم به هم فشرده می شوند.

کرنش: تاثیر تنش است. نسبت تغییرات طول به طول اولیه قبل از اعمال تنش، کرنش گفته می شود. یعنی $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

کرنش سنج ها(strain gages)

ضریب الاستیک: رابطه بین تنش و کرنش را نشان می دهد که تقریبا خطی است و به صورت تجربی اندازه گیری می شود.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

نسبت پواسیون: به نسبت کرنش در امتداد نیرو و کرنش در جهت عمود بر نیرو گفته می شود.

کرنش سنج: یک حس کننده مقاومتی جهت اندازه گیری کرنش است. از جنس فلز یا نیمه هادی می باشد که مقاومت آن به واسطه ایجاد کرنش تغییر می نماید.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

کرنش سنج ها(strain gages)

زمانی که یک سیم ظریف (۲۵ میکرومتر) درون حد الاستیکی اش کشیده شود، مقاومت سیم به علت تغییرات در قطر و طول و مقاومت ویژه تغییر می کند. کرنش سنج های ایجاد شده را می توان برای اندازه گیری جابجایی های خیلی کوچک در حد نانومتر به کار برد.

سوال

چگونه تغییر در پارامترهای قطر، طول و مقاومت ویژه سبب تغییر مقاومت می شود؟

پاسخ

مقاومت یک سیم با مقاومت ویژه ρ(اهم-متر)، طولL(متر) و سطح مقطع A(مترمربع) توسط فرمول زیر تعیین می شود:

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

دیفرانسیل R از طریق مشتق گیری حاصل می شود:

$$dR = \frac{\rho}{A} dL - \rho L \frac{1}{A^2} dA + d\rho \frac{L}{A}$$

با تقسیم دیفرانسیل بر فرمول مقاومت داریم:

$$\frac{dR}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \qquad (1)$$

پاسخ

بنابر تعریف، نسبت پواسن μ تغییر در قطر را به تغییر در طول ارتباط می دهد.

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

با جایگزینی این رابطه در عبارت ۱ و فرمول مساحت دایره به صورت زیر داریم:

$$A = \pi r^2 = \frac{\pi D^2}{4}$$

$$\frac{\Delta R}{R} = [1 + 2\mu]\frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \qquad (2)$$

بنابراین تغییر مقاومت تابعی از تغییرات طول، سطح و مقاومت ویژه است. این مسئله به دلیل تغییرات القا شده کرنش در ساختار شبکه ای ماده است.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

کرنش سنج ها(strain gages)

فاکتورسنجش از تقسیم رابطه ۲ بر $\frac{\Delta L}{L}$)کرنش طولی) بدست می آید. این فاکتور در مقایسه مواد کرنش سنج گوناگون مفید است.

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = [1 + 2\mu] + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta L/L}$$

فاکتور سنجش برای مواد نیمه هادی تقریبا ۵۰ تا ۷۰ برابر فلزات است. فاکتور سنجش بالاتر قطعات یک نیمه هادی یک ویژگی مطلوب است و با بزرگتر کردن ضریب حرارتی مقاومت ویژه بدست می آید.بنابراین طراحی در تجهیزاتی که از نیمه هادی ها استفاده می کنند باید شامل جبران سازی حرارتی باشد.

سوال

اگر کرنش سنجی دارای مقاومت ۱۰ کیلو اهمی و فاکتور سنجش ۴ باشد، میزان تغییرات مقاومت را در کرنش طولی ۰/۰۵ درصدی محاسبه نمایید.

پاسخ

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}$$

$$\Delta R/R = G \times \Delta L/L$$

$$\Delta R = R \times G \times \frac{\Delta L}{L}$$

$$\Delta R = 10 \times 1000 \times 4 \times 0.05 \times \frac{1}{100} = 20 \text{ اهم}$$

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

- دقت و خطا
- سنسورها و اصول داخلی

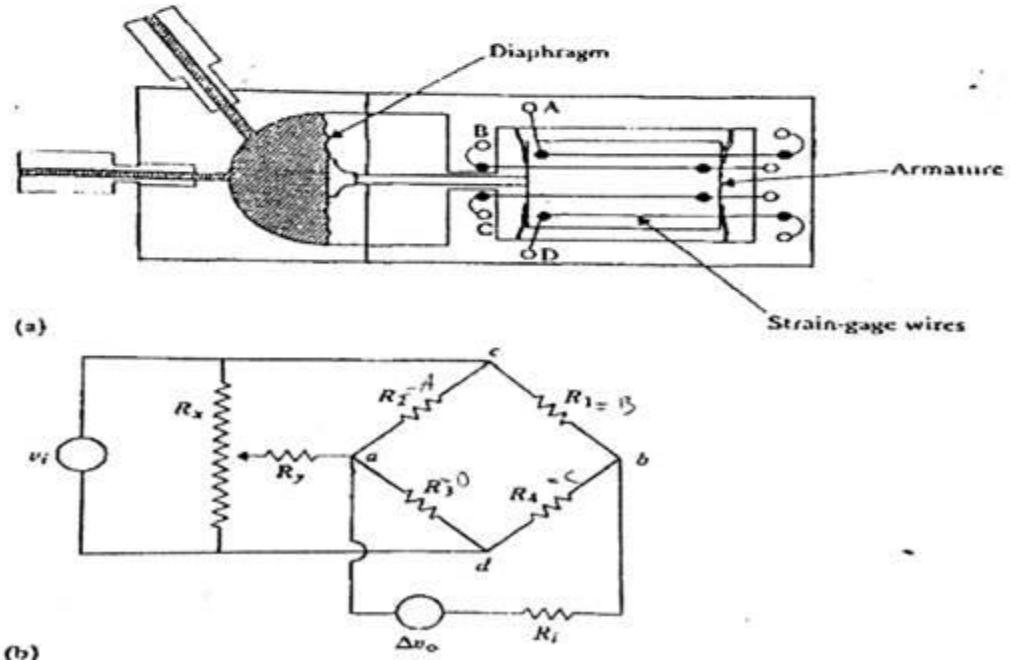
عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

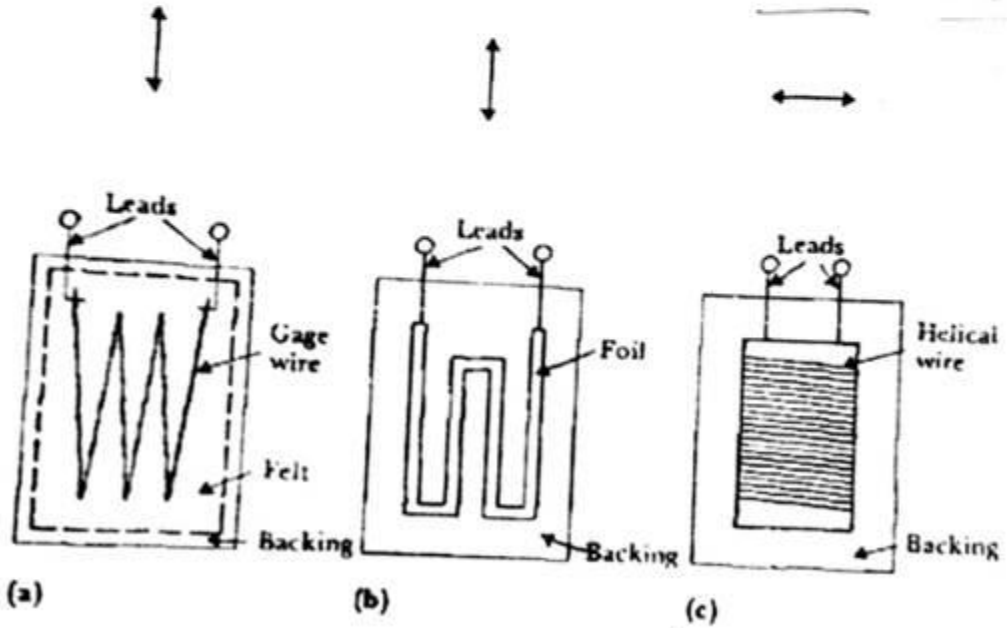
- کرنش سنجها را به دو دسته محدود شده و محدود نشده دسته بندی می کنند. در واحد کرنش سنج محدود نشده چهار مجموعه سیم حساس به کرنش برای ایجاد پل وتستون به هم وصل می شوند. این سیمها بین قاب و آرمیچر تحت فشار بسته می شوند به طوریکه فشار اولیه روی هر سیم از هر فشار تراکمی مجاز خارجی بیشتر باشد. از این نوع سنسور می توان برای تبدیل فشار خون به حرکت دیافراگم و سپس به تغییر مقاومت و بعد به سیگنال الکتریکی استفاده کرد.

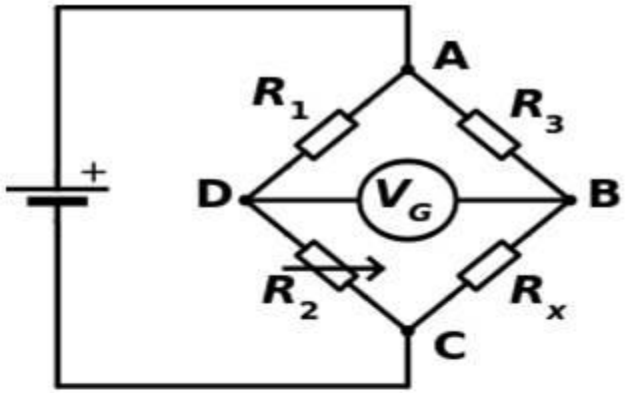


سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری جابجایی

- یک کرنش سنج محدود شده از یک سیم فلزی، صفحه کنده کاری شده . میله نیمه هادی چسبیده شده به سطح تحت کرنش تشکیل می شود. ۴ عدد کرنش سنج فلزی محدود شده را می توان روی میله برای اندازه گیری نیروی گاز گرفتن در تحقیقات دندانپزشکی بکار برد.





سنسورها و اصول داخلی

پل وتستون

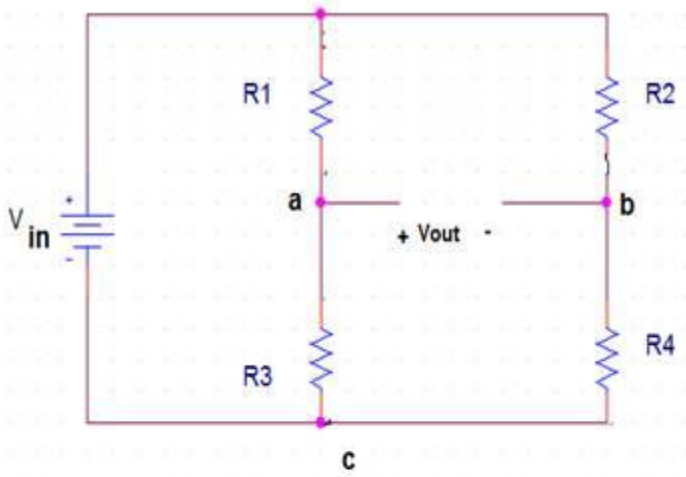
پل وتستون آرایش خاصی از ۴ مقاومت الکتریکی است که برای تعیین مقدار مقاومتی مجهول بکار می‌رود.

- وقتی مدار در حالت تعادل باشد، ولت‌سنج اختلاف پتانسیلی را نشان نخواهد داد. بنابراین نقاطD و Bهم‌پتانسیل خواهند بود. از این رو افت پتانسیل دو سر R1و R3 باید برابر باشد. همچنین افت پتانسیل دو سر Rx و R2 یکسانند. علاوه بر این، چون جریانی بین نقاط D و B برقرار نیست، جریان گذرنده از R3 و Rxیکسان است. همچنین جریان گذرنده از R1 و R2. طبق موارد ذکر شده داریم:

- $R1\times I1=R3\times I2 \rightarrow I1=\frac{R3}{R1}I2$ $\qquad$ $R2\times I1=Rx\times I2$

مقاومت مجهول $Rx=\frac{R2}{R1}R3$

سنسورها و اصول داخلی



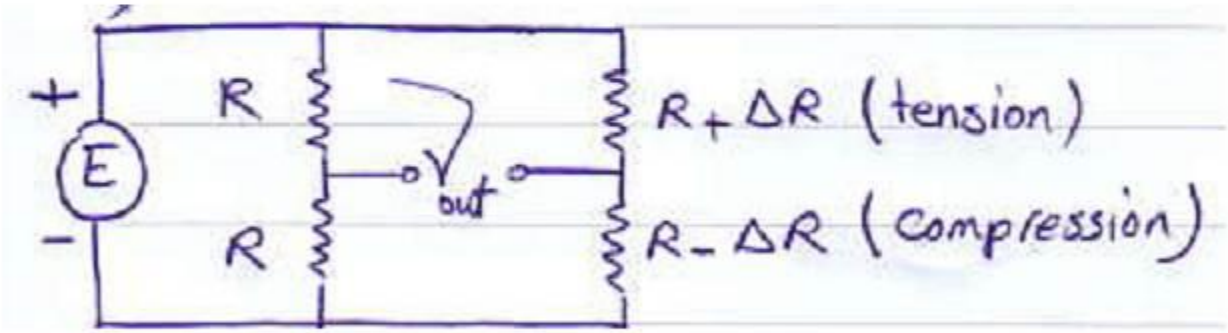
پل وتستون

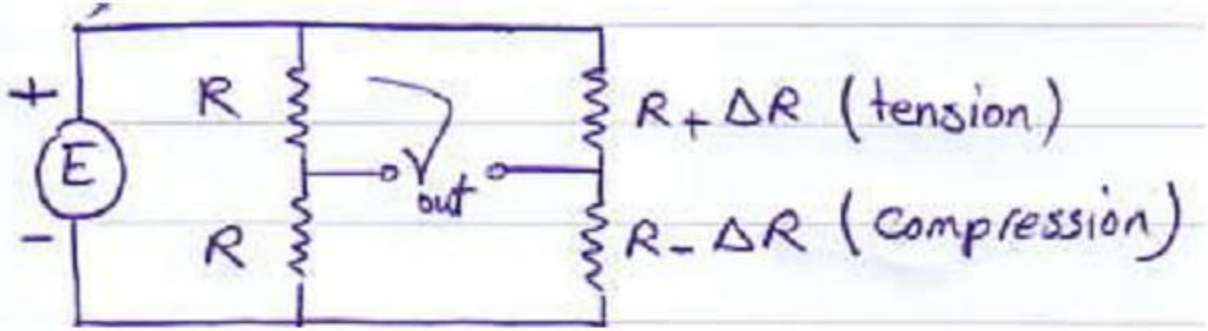
$$V_{out} = V_{ab} = V_{ac} - V_{bc}$$

بر اثر تعادل پل وتستون خروجی صفر است یعنی هیچ آفستی وجود ندارد. در پل وتستون این سنسور است که تغییر می کند و تعادل ولتاژ خروجی را که صفر است برهم می زند . بقیه المانها باید ثابت باشند. جهت تعادل نباید از Vout جریان بکشیم .نقطه اندازه گیری توسط سیمهایی به پل وتستون وصل می شود و مقدار آن اندازه گیری می شود.

سوال

- در مدار پل وتستون مقابل از دو کرنش سنج استفاده شده است. یکی به صورت کششی عمل کرده است که سبب افزایش مقاومت شده است و دیگری به صورت فشاری عمل می کند که سبب کاهش مقاومت شده است. خروجی پل را بر حسب ولتاژ ورودی محاسبه نمایید.





پاسخ

- با توجه به شکل داریم

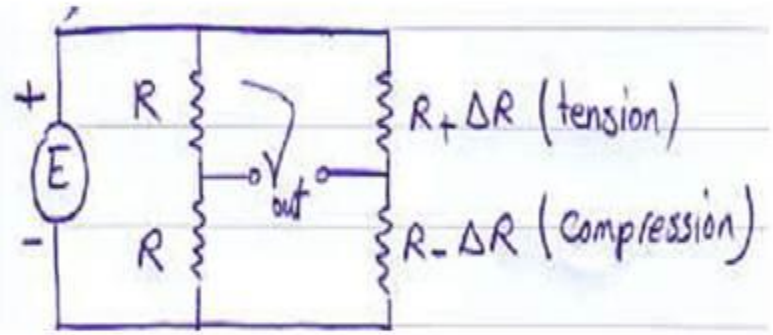
- $Vout^{+} = \frac{R}{R+R} E = \frac{E}{2}$

- $Vout^{-} = \frac{R-\Delta R}{R+\Delta R+R-\Delta R} E = \frac{(R-\Delta R)E}{2R}$

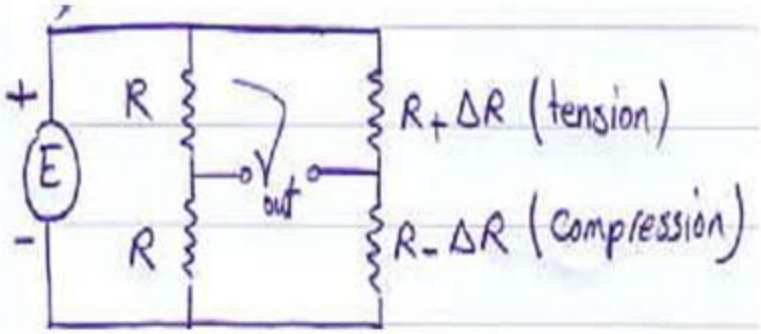
- $Vout = Vout^{+} - Vout^{-} = \frac{\Delta R}{2R} E$

سوال

- برای اندازه گیری کرنش ماهیچه از کرنش سنج شکل مقابل استفاده شده است با توجه به معلومات زیر میزان کرنش را بدست آورید؟



- R=1 kΩ
- G=5
- Vin=5v
- Vout=50mv



پاسخ

- با توجه به مدار و از جواب مساله قبل داریم:

- $V_{out} = \frac{\Delta R}{2R} V_{in} \quad 50\times 10^{-3} = \frac{\Delta R}{2\times 1000} \times 5$
- $\Delta R = 20\Omega$
- $G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \qquad \frac{\Delta L}{L} = \frac{\Delta R}{G\times R} = \frac{20}{5\times 1000} = 0.004$

سنسورها و اصول داخلی

کرنش سنج های مقاومتی- الاستیکی به طور گسترده در کاربردهای بیومدیکال به ویژه در اندازه گیری حجم و تغییرات تنفس و قلبی- عروقی به کار می روند.

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

پزشکان بیماران را پس از جراحی وادار به راه رفتن می کنند تا از جمع شدن خون در وریدهای پا که می تواند منجر به تشکیل لخته شود، جلوگیری گردد. چنین لخته هایی ممکن است پخش شده و سبب مسدود شدن رگهای ششی گردد. چنین مسدودیتی ممکن است به قدری شدید باشد که سبب مرگ ناگهانی گردد. بنابراین آشکارسازی وجود آنها مهم است.

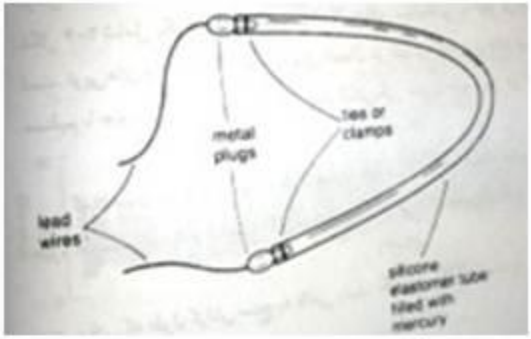
یک روش غیر تهاجمی که بدین منظور بکار می رود، حجم سنجی است. حجم سنجی تکنیکی برای ثبت تغییر حجم در یک بافت است.

سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

هنگامی که تغییر حجم تنها از طریق تغییر حجم خون در بافت روی می دهد، اطلاعات راجع به جریان خون بافت را می توان توسط مشاهدات حجم سنجی بدست آورد.

- به طور معمول تقریبا در هر بافتی به دلیل ضربان سرخرگی، یک تغییر ضربانی کوچک در حجم دیده می شود.
- در هر حال اندازه گیری کمی جریان خون بافت تنها می تواند با بکارگیری روش وریدی میسر شود.
- این روش چند قرن به عنوان یک تکنیک استاندارد برای اندازه گیری جریان خون بافت استفاده شده است.

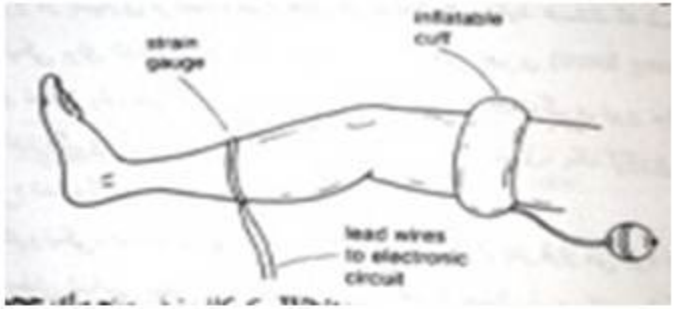


سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

در روش حجم سنجی جریان خون وریدی برون ریز اندام را مسدود می کنند و تغییر حجم اندام را اندازه می گیرند و سپس مسدودیت را برمی دارند. در صورت وجود لخته های وریدی خون نیازمند زمان بیشتری برای خروج از اندام نسبت به زمانی که تمامی کانالهای وریدی باز هستند، می باشد.

یکی از ساده ترین روشهای اندازه گیری تغییرات حجم خون در یک عضو، استفاده از جیوه در کرنش سنجهای لاستیکی- سیلیکنی است. این سیستم ها دارای یک لوله لاستیکی- سیلیکنی باریک هستند که طول انها ۳ تا ۲۵ سانتیمتر است و با جیوه یا یک خمیر هادی یا الکترولیتی پر شده است.دو انتهای لوله با الکترودها مسدود می شود. زمانی که لوله کشیده می شود، قطر لوله کاهش و طول آن افزایش می یابد که باعث افزایش مقاومت می گردد. از این رو با اندازه گیری مقاومت می توان تعیین کرد کرنش سنج چقدر باز شده است.



سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

در حجم سنجی با مسدودیت وریدی که از کرنش سنجهای جیوه ای استفاده می کنند، به جای تغییر حجم، تغییر محیط اندازه گیری می گردد.

یک یا تعداد بیشتری کرنش سنج دور ساق پا پیچیده می شود. یک کاف نبض سنج اطراف پا و نزدیک به کرنش سنج(نزدیکتر به مرکز بدن) مطابق شکل قرار می گیرد. کرنش سنج به یک مدار پل وتستون نامتعادل وصل می شود که ولتاژ خروجی پل به ثبات نمودار متصل است. به طوری که مقاومت کرنش سنج و در نتیجه محیط اندام به صورت تابعی از زمان ثبت می گردد.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

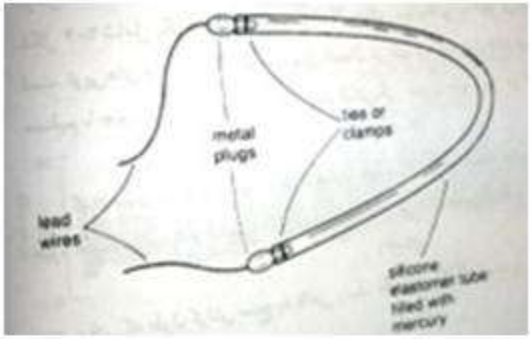
مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(کرنش سنج)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(ادامه کرنش سنج)

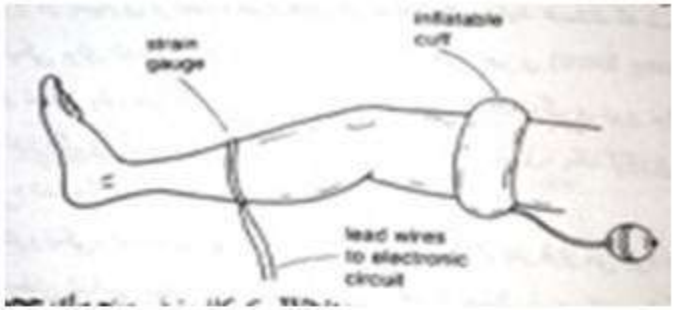


سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

در روش حجم سنجی جریان خون وریدی برون ریز اندام را مسدود می کنند و تغییر حجم اندام را اندازه می گیرند و سپس مسدودیت را برمی دارند. در صورت وجود لخته های وریدی خون نیازمند زمان بیشتری برای خروج از اندام نسبت به زمانی که تمامی کانالهای وریدی باز هستند، می باشد.

یکی از ساده ترین روشهای اندازه گیری تغییرات حجم خون در یک عضو، استفاده از جیوه در کرنش سنجهای لاستیکی- سیلیکنی است. این سیستم ها دارای یک لوله لاستیکی- سیلیکنی باریک هستند که طول انها ۳ تا ۲۵ سانتیمتر است و با جیوه یا یک خمیر هادی یا الکترولیتی پر شده است.دو انتهای لوله با الکترودها مسدود می شود. زمانی که لوله کشیده می شود، قطر لوله کاهش و طول آن افزایش می یابد که باعث افزایش مقاومت می گردد. از این رو با اندازه گیری مقاومت می توان تعیین کرد کرنش سنج چقدر باز شده است.



سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

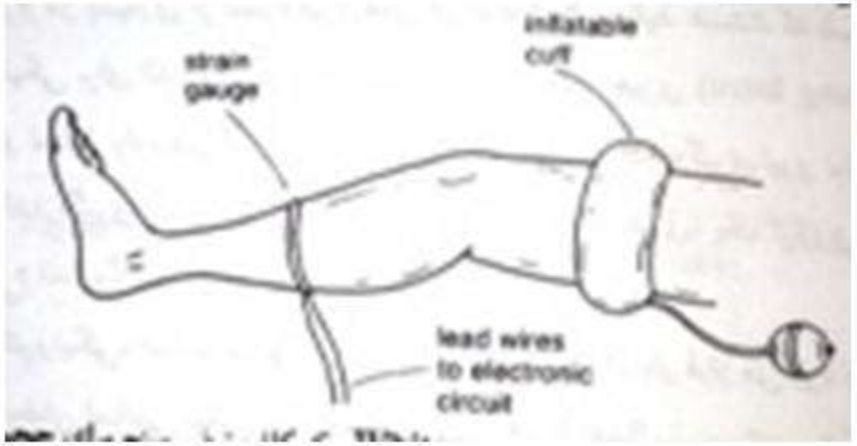
در حجم سنجی با مسدودیت وریدی که از کرنش سنجهای جیوه ای استفاده می کنند، به جای تغییر حجم، تغییر محیط اندازه گیری می گردد.

یک یا تعداد بیشتری کرنش سنج دور ساق پا پیچیده می شود. یک کاف نبض سنج اطراف پا و نزدیک به کرنش سنج(نزدیکتر به مرکز بدن) مطابق شکل قرار می گیرد. کرنش سنج به یک مدار پل وتستون نامتعادل وصل می شود که ولتاژ خروجی پل به ثبات نمودار متصل است. به طوری که مقاومت کرنش سنج و در نتیجه محیط اندام به صورت تابعی از زمان ثبت می گردد.

سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

ولتاژ پایه اولیه خط با (مقاومت یا محیط) بر روی ثبت کننده سوار می شود و سپس غلاف با فشار حدود ۵۰ میلی متر جیوه پمپ می شود تا جلوی بازگشت وریدی از اندام را بدون اختلال جدی در جریان خون شریانی بگیرد. بنابراین اندام می تواند خون را دریافت کند اما نمی تواند به آن اجازه دهد که بازگردد. بنابراین حجم آن و درنتیجه محیطش افزایش می یابد.

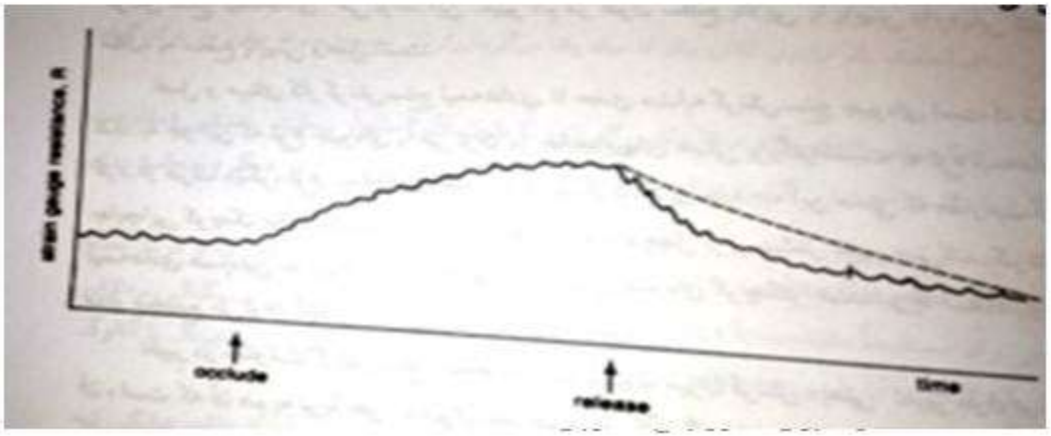


سنسورها و اصول داخلی

مثال: حجم سنجی(Plethysmography)

بالاخره فشار وریدی به ۵۰ میلی متر جیوه می رسد و خون وریدی در غلاف دوباره می تواند جریان پیدا کند. حجم پا اشباع می شود و ولتای خروجی تقریبا نسبت به زمان ثابت می گردد. در این مرحله غلاف آزاد می گردد و خون ذخیره شده در پا در وریدها جاری می گردد.و سبب می شود حجم و در نتیجه محیط پا به مقدار اولیه آن برگردد.

سرعت رخ دادن این عمل با سرعت جریان خون در وریدها تعیین می گردد. در صورت وجود لخته، این سرعت نسبت به حالت عدم وجود لخته کمتر خواهد بود. با اندازه گیری سرعت بازگشت حجم به مقدار اولیه، پزشک می تواند تعیین کند که لخته وریدی در بیمار وجود دارد یا نه؟

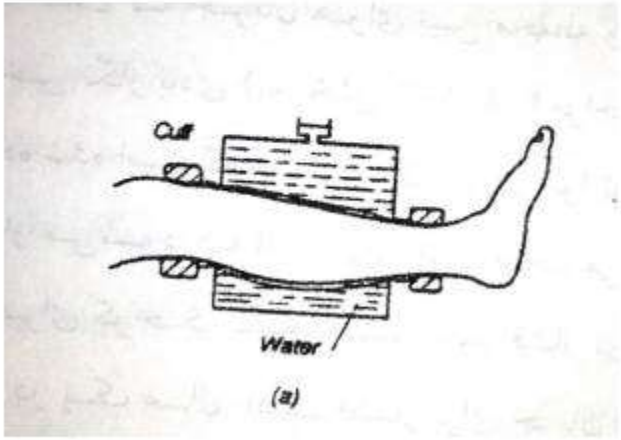


سنسورها و اصول داخلی

حجم سنجی با استفاده از جابجایی

تغییر حجم در دست یا پا را می توان در سطح پوست به صورت جابجایی بدست آورد. این روش شامل حجم نگاره های پر شده با هوا یا پر شده با آب می باشد.

حجم نگاری پر شده با آب شامل یک محفظه صلب پر شده با آب است که می تواند به قسمتی از دست یا پا متصل شود. تغییر شکل دست یا پا توسط تغییر سطح روباز آب تعیین می شود.

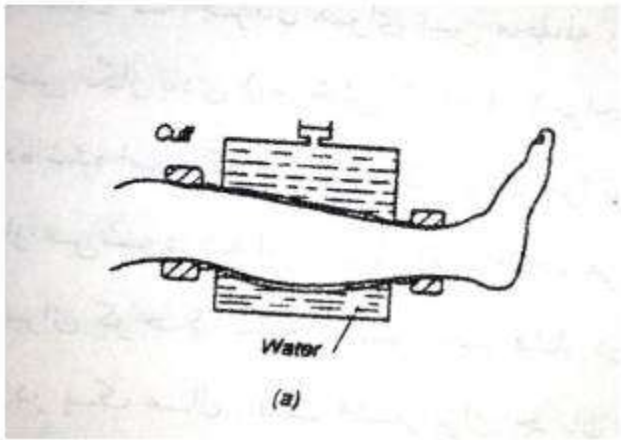


سنسورها و اصول داخلی

حجم سنجی با استفاده از جابجایی

محفظه آب باید تنگاتنگ عضو قرار گیرد. بدین منظور یک دیافراگم لاستیکی نرم یا یک دیافراگم احاطه کننده عضو در انتهای هر محفظه بکار رود و از یک غلاف پلی اتیلن یا لاستیک نازک به عنوان مهر و موم ودرزگیری برای آب استفاده شود.

مساحت سطح آب که در آن تغییر سطح آشکار می شود باید به مقدار کافی بزرگ باشد تا اینکه تاثیر تغییر فشار محفظه ناشی از تغییر سطح آب به مقدار کافی کوچک باشد. برای این کار مساحت حداقل ۵۰ سانتی متر مربع برای اندازه گیری ساق پا پیشنهاد شده است. سطح آب را می توان از طریق فشار محفظه یا مبدل فوتوالکتریک بدست آورد.



سنسورها و اصول داخلی

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

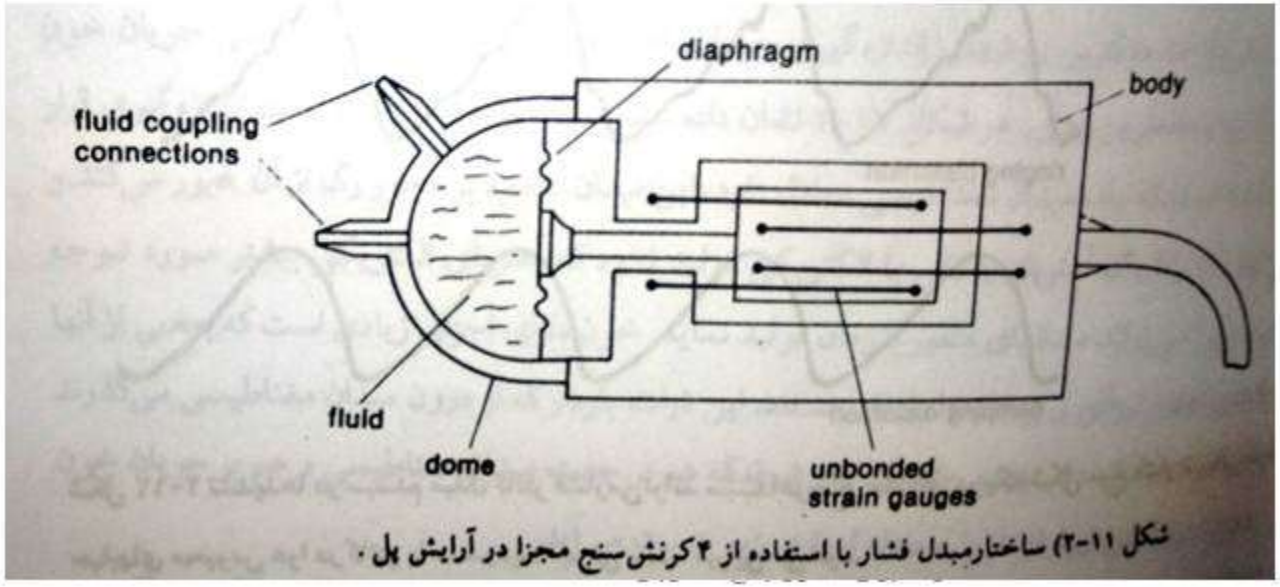
فشار و جریان خون دو متغییر مهم دستگاه گردش خون هستند که به سختی اندازه گیری می شوند. با اینکه امروزه چندین روش مستقیم تهاجمی برای اندازه گیری آنها وجود دارد، راههای علمی و موثر جهت اندازه گیری آنها به طریق غیر تهاجمی باید توسعه یابد.

اندازه گیریی مستقیم فشار خون یک روش مهم مانیتورینگ این متغییر در مراقبتهای ویژه پزشکی است. برای اندازه گیری فشار خون یک سر کاتتر(یک لوله کوچک انعطاف پذیر باز و پر از محلول نمکی فیزیولوژیک) را از پوست گذرانده و به مجرای یک شریان می رسانند. سر دیگر کاتتر به یک سنسور فشار متصل است. سیال داخل کاتتر فشار را از شریان به مبدل فشار انتقال می دهد تا در آنجا اندازه گیری شود.

سنسورها و اصول داخلی

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

بخش بالایی این سنسور یک محفظه بسته است که مستقیما به کاتتر مرتبط است. یک جداره محفظه از یک دیافراگم نازک تشکیل شده است که با نیروی ناشی از اختلاف فشار بین سیال داخل محفظه و فشار اتمسفر بیرون منحرف می شود. سنسورهای جابجایی کرنش سنج این انحراف دیافراگم را اندازه گیری می کنند. مرکز دیافراگم به ۴ کرنش سنج غیر متصل که در بدنه مبدل واقع هستند، وصل است که جابجایی دیافراگم را اندازه می گیرند.

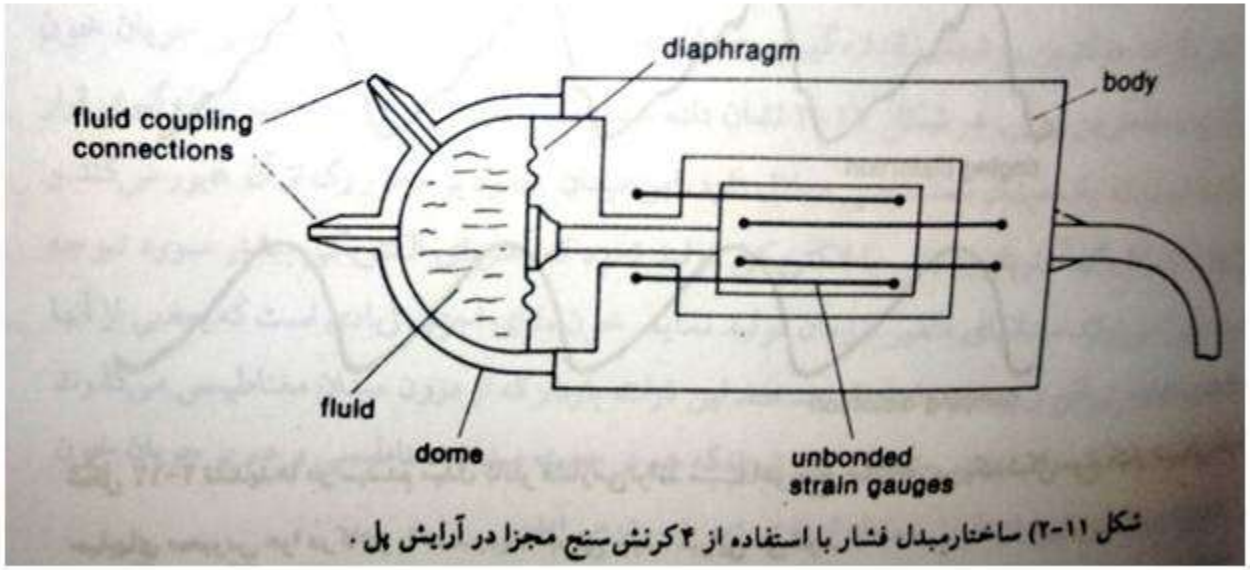


شکل ۱۱-۲) ساختارمبدل فشار با استفاده از ۴ کرنش‌سنج مجزا در آرایش پل .

سنسورها و اصول داخلی

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

کرنش سنجها طوری چیده شده اند که با افزایش فشار دو تا از آنها دراز می شوند و در دوتای دیگر کاهش طول ایجاد می شود. وقتی که هر چهارکرنش سنج به صورت یک پل وتستون به هم مرتبط باشند، ولتاژ خروجی متناسب با جابجایی دیافراگم و در نتیجه متناسب با فشار درون محفظه است.



شکل ۱۱-۲) ساختارمبدل فشار با استفاده از ۴ کرنش‌سنج مجزا در آرایش پل .

سوال

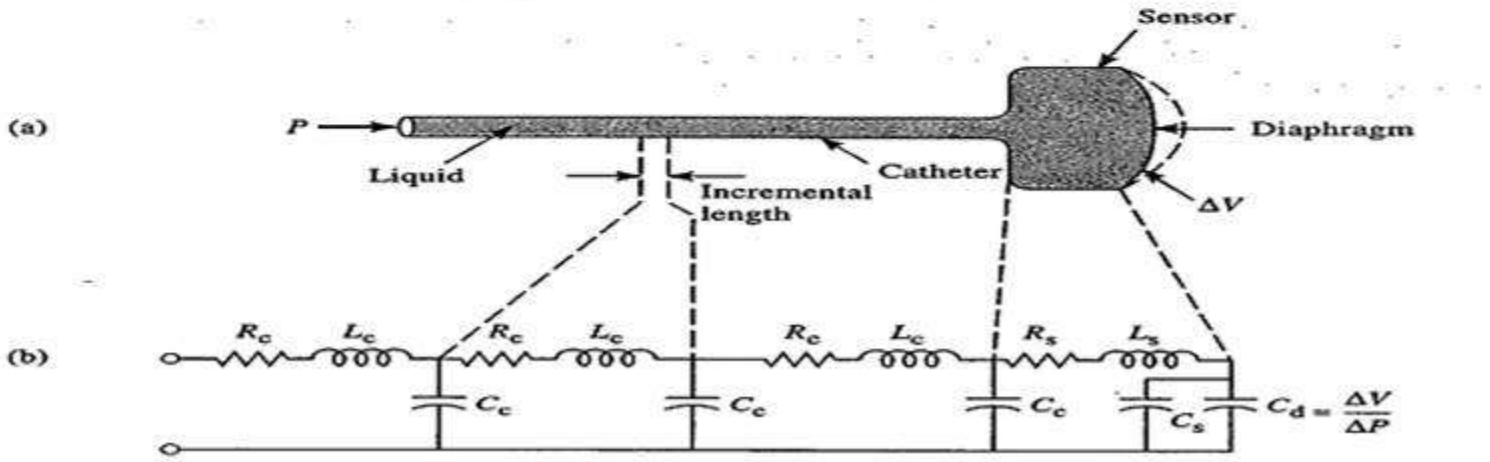
به نظر شما در اندازه گیری مستقیم فشار خون چه مشکلاتی ممکن است ایجاد شود؟

پاسخ

وجود حباب هوا، اثر شلاقی شدن، خم شدن کاتتر و ...

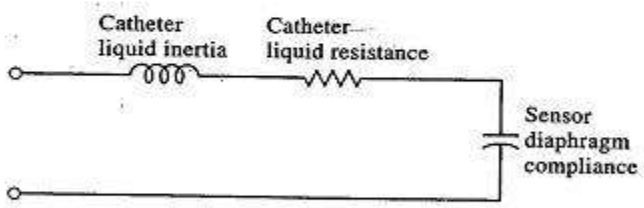
مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- افزایش فشار در نوک کاتتر سبب ایجاد جریانی از مایع به سمت راست از نوک کاتتربه داخل سنسور می شود.
- این انتقال مایع سبب ایجاد انحراف در دیافراگم سنسور می گردد که توسط سیستم الکترومکانیکی حس می شود. مایع کاتتر خواص اینرسی، اصطکاکی و کشسانی(الاستیک) دارد که به ترتیب توسط سلف، مقاومت و کمپلیانس نشان داده می شود.
- سنسور نیز دارای همین ویژگی ها بعلاوه کمپلیانس دیافراگم است.

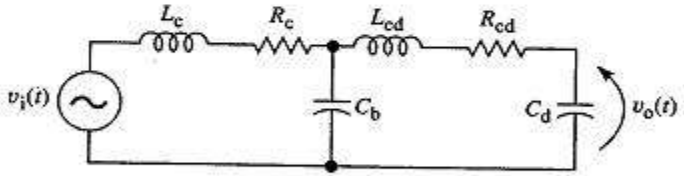


مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

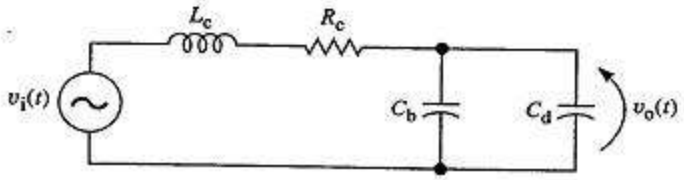
در مدل ساده شده فقط کامپلیانس دیافراگم را درنظر می گیریم. زیرا ظرفیت انعطاف دیافراگم مبدل بسیار بیشتر از کاتتر پر از سیال و فضای مبدل است(محلول نمکی خالی از حباب هوا و مواد اولیه بدنه کاتتر نسبتا غیر قابل انعطاف می باشند. مقاومت و لختی سیال داخل مبدل در مقایسه با سیال درون کاتتر قابل صرفنظر کردن است(کاتتر طول بیشتر و قطر کمتری دارد) و لذا نهایتا می توان از مدل فشرده زیر استفاده کرد.



مدل ساده شده



مدار معادل با حباب در کاتتر

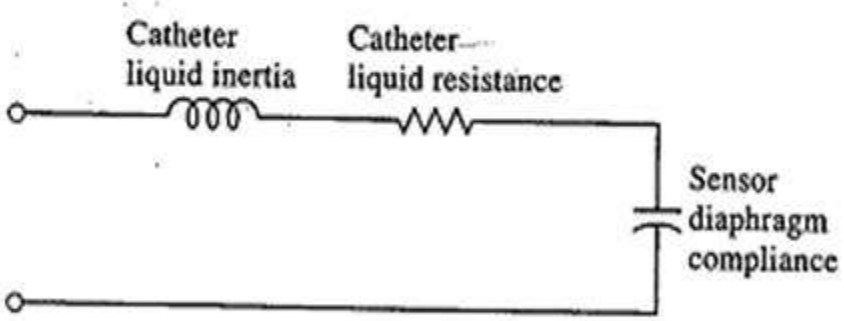


مدار معادل ساده شده با حباب در کاتتر

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

❖ $R_C = \frac{\Delta P}{F}[\text{Pa.s}/m^3] = \frac{\Delta P}{\bar{u}A}$

- P: اختلاف فشار اطراف قطعه بر حسب پاسکال(پاسکال$=N/m^2$)
- F : آهنگ شارش $\frac{m^3}{s}$
- $\bar{u}$: سرعت متوسط m/s
- A : سطح مقطع m^2



مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

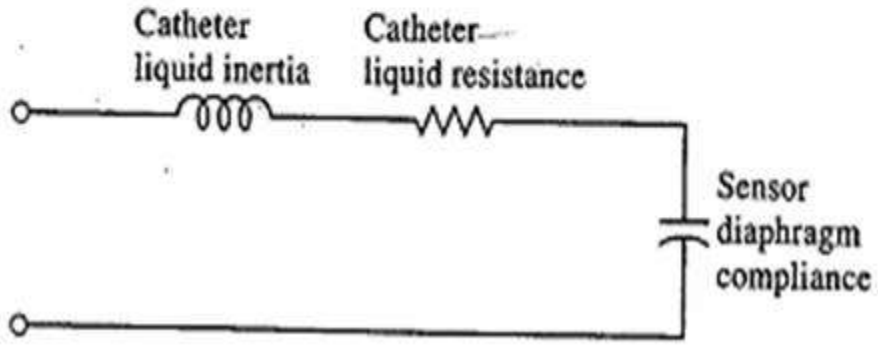
با استفاده از معادله پواسویل برای جریانهای لایه ای میتوان مقاومت کاتتر را بدست آورد.

$$R_C = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

L: طول کاتتر بر حسب متر

r : شعاع کاتتر بر حسب متر

η چسبندگی (ویسکوزیته) سیال بر حسب پاسکال-ثانیه



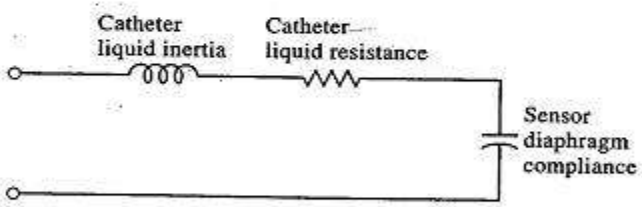
مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

اینرتانس مایع L_C کاتتر عمدتا به واسطه جرم مایع است.

آن را می توان توسط معادلات زیر نشان داد:

$$L_C = \frac{\Delta P}{df/dt} \qquad \left[Pa.\frac{s^2}{m^3}\right]$$

$$L_C = \frac{\Delta P}{a.A}$$



a شتاب (m/s^2)

$$L_C = \frac{m}{A^2} = \frac{\rho L}{\pi r^2}$$

m: جرم مایع(kg) و ρ: چگالی مایع(kg/m^3)

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

خاصیت فنری دیافراگم سنسور با معادله زیر بدست می آید:

$$C_d = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d}$$

E_d : مدول الاستیسیته حجمی دیافراگم سنسور است.

ولتاژ ورودی مدل فشار اعمال شده و ولتاژ خروجی مدل فشار دیافراگم است.

با استفاده از قوانین ولتاژ کیرشهوف و شکل عمومی معادله سیستم مرتبه دو می توان نشان داد فرکانس نامیرای طبیعی به شکل زیر بدست می آید:

$$\omega_n = 1/(L_C C_d)^{0.5}$$

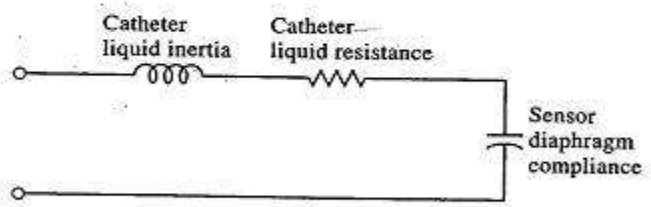
مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

نسبت میرایی ξ برابر $(\frac{R_C}{2})(\frac{C_d}{L_C})^{0.5}$

برای سیستم های هیدرولیک می توان نشان داد فرکانس طبیعی f_nو نسبت میرایی ξ از معادلات زیر بدست می آید:

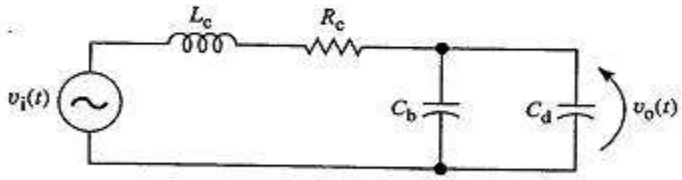
$$f_n = \frac{r}{2}\left(\frac{1}{\pi\rho L}\frac{\Delta P}{\Delta V}\right)^{1/2}$$

$$\zeta = \frac{4\eta}{r^3}\left(\frac{L(\Delta V/\Delta P)}{\pi\rho}\right)^{1/2}$$



مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

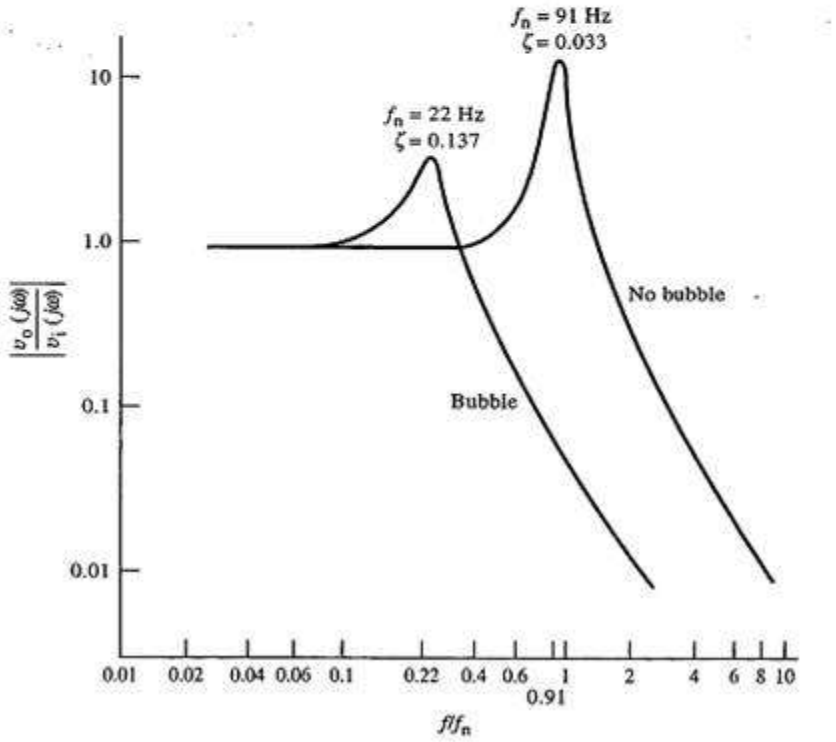
- پاسخ گذرا و پاسخ فرکانسی سیستم کاتتر سنسور را می توان به وسیله مدار الکتریکی مطالعه نمود.
- برای مثال یک حباب هوا در مایع، سیستم را دارای خاصیت لختی بیشتری می سازد . بنابراین اثر آن در سیستم با وصل کردن یک خازن اضافی به صورت موازی با خازن دیافراگم مدل می شود.



مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

پاسخ فرکانسی با حضور حباب

- حباب f_n را کم و نسبت میرایی ξ را افزایش می دهد.
- پایین آمدن فرکانس ممکن است سبب ایجاد مشکلات اعوجاج با هارمونیکهای بالاتر در شکل موج فشار خون شود.

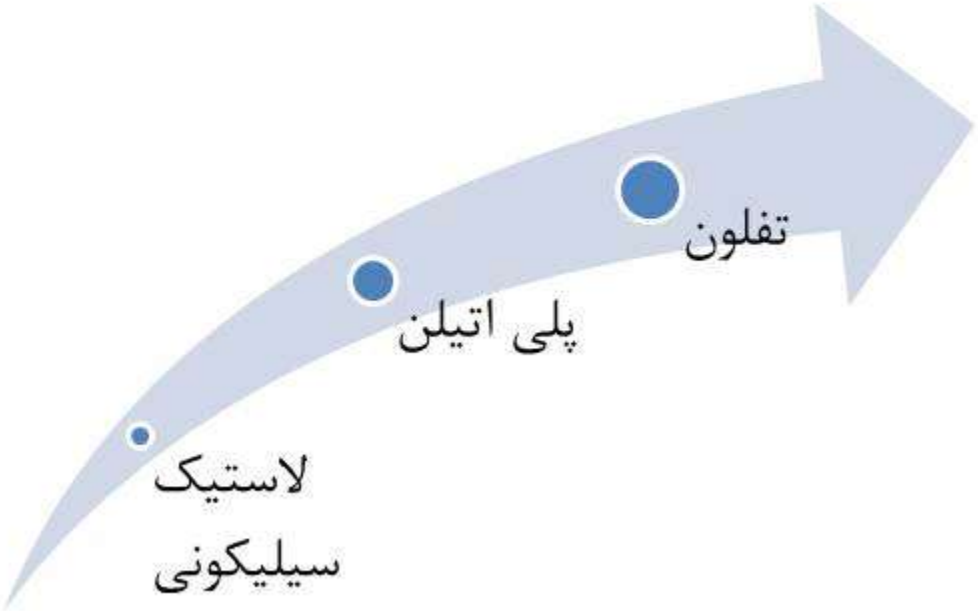


مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- در مدل سیستم کاتتر-سنسور مقادیر نسبت میرایی و فرکانس طبیعی توابعی از پارامترهای مختلف سیستم هستند.
- چند حباب هوا سبب افزایش خاصیت لختی کاتتر سیستم مانومتر می شودو فرکانس طبیعی میرا را کاهش می هد.
- برای یک کاتتر PE-190 با طول ۱۰ تا ۱۰۰ سانتی متر، فرکانس طبیعی میرا تقریبا ۵۰ یا ۶۰ درصد حالت آب غیرجوشیده در مقایسه با حالت آب جوشیده کم می شود.
- در کاتترهای پلی اتیلن و تفلون با قطرهای تست شده (۰/۸۵ تا ۲/۶۴ میلیمتر) طول کاتتر با فرکانس میرایی طبیعی نسبت عکس دارد.
- این ارتباط بادر نظر گرفتن مقداری خطا به صورت $f_n = \frac{1}{\sqrt{L}}$ است.

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- مطالعات انجام شده در سال ۱۹۷۰با مقایسه اثرات ماده کاتتر بر روی پاسخ فرکانسی نشان دادند که تفلون کمی سختتر از پلی اتیلن است و پاسخ فرکانسی کمی بالاتر در هر طول معین دارد. همچنین آزمایشات نشان دادند که لاستیک سیلیکونی ماده ضعیفی برای تعیین پارامترهایی غیر از فشار متوسط است.



مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

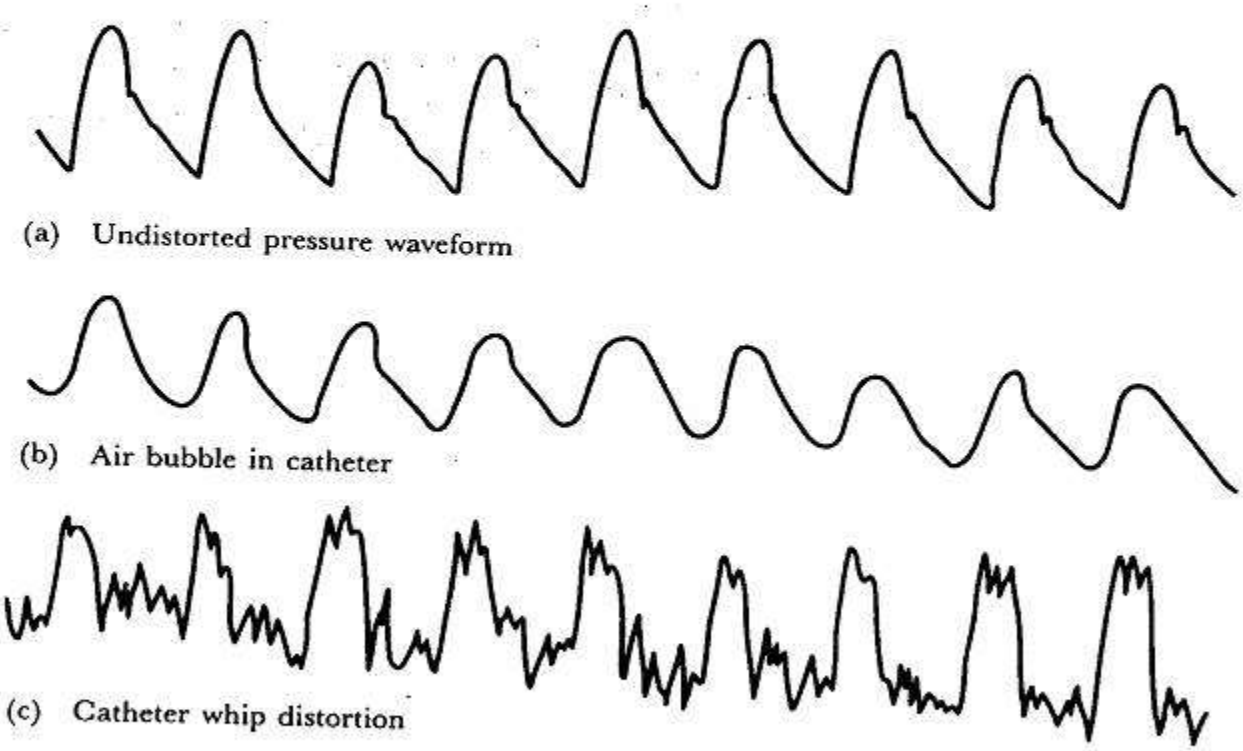
- محققان اثر رابط ها را بر روی پاسخ سیستم با وارد کردن سوزن های رابط مختلف به صورت سری با کاتتر امتحان کردند که کمی به طول سیستم اضافه می کرد. آنها دریافتند که فرکانس طبیعی میرا برای سوزن هایی با طول مشابه ، به طور خطی با سوراخ سوزن ارتباط دارد.
- رابط به عنوان یک میراگر هیدرولیکی سری ساده عمل می کند که پاسخ فرکانسی را کاهش می دهد.
- بنابراین بهتر است کمترین تعداد رابط ها استفاده شود و همه رابط ها باید محکم بسته شوند و دارای پوشش ضد آب باشند.

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- در آزمایشات دیگری مشخص شد که پیچ و خم ها در کاتتر سبب تغییرات در فرکانس تشدید می شوند. اما بزرگی این تغییرات در مقایسه با تغییراتی که توسط فاکتورهای موثر به خاصیت لختی ایجاد می شوند ناچیز است.

مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- a) شکل موج واقعی فشارخون b) حضور حباب در کاتترc) اثر شلاقی شدن



مثال: اندازه گیری فشار خون با کرنش سنج

- نوع دیگری خطا در اندازه گیری فشار خون اثر شلاقی شدن است.
- شکل، اعوجاج ایجاد شده در اندازه گیری فشارسرخرگ را وقتی کاتتر فشار خم شده و در اثر شتاب خون در نواحی جریان شدید ضربانی می لرزد را نشان می دهد.
- این نوع اعوجاج را به وسیله انتخاب کاتتر از جنس سخت تر و قرار دادن آن در نواحی با جریان کم خون می توان کاهش داد.

(c) Catheter whip distortion

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(کرنش سنج)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی)

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

اندازه گیری های متعددی در ارتباط با انرژی حرارتی سیستم بیولوژیک قابل انجام است. این کمیتها شامل دما، شار گرما، هدایت گرمایی و تشعشع گرمایی هستند. از بین این کمیتها اندازه گیری دما به طور معمول انجام می شود.

سوال

به نظر شما اندازه گیری دمای بدن به لحاظ کلینیکی چه کاربردی می تواند داشته باشد؟

پاسخ

دما متغیر فیزیولوژیکی است که از نظر کلینیکی اهمیت دارد. دمای خارجی بدن یکی از چندین پارامتر بکاررفته برای ارزیابی وضعیت بیمارانی است که در شوک می باشند. زیرا کاهش فشار خون یک شخص، در شوک گردشی منجر به کاهش جریان خون محیطی می شود.

افت دمای شست پا اخطار بالینی است که که در مراحل اولیه شوک داده می شود. از طرف دیگر عفونتها معمولا با افزایش دمای بدن باعث قرمز و داغ شدن پوست و هدر رفتن مایعات می گردد.تب بالا باعث از بین رفتن آنزیم ها و پروتئین های حساس به دما می گردد. و منجر به افزایش تنفس، تعریق و جریان خون در سطح پوست می شود.

بیهوشی دمای بدن را با سست کردن مرکز تنظیم حرارت، کاهش می دهد. پزشکان در جراحی هایی که نیاز است فرآیندهای متابولیک بیمار و گردش خون کاهش داده شود دمای بدن بیمار را کم می کنند

پاسخ

در بیماری های نوزادان، انکوبارتورهای گرم شونده ویژه ای برای ثابت نگه داشتن دمای بدن نوزادان استفاده می شود.

در مطالعه ورم مفاصل، نشان داده شده است که دماهای مفاصل ارتباط تنگاتنگی با مقدار التهاب موضعی دارند. افزایش جریان خون به واسطه ورم مفاصل و التهاب مزمن را می توان با اندازه گیری های حرارتی آشکار ساخت.

محل خاص ثبت دمای بدن باید با دقت انتخاب شود، به طوری که دقیقا دمای بیمار را نشان دهد. همچنین تغییرات محیطی و آرتیفکتها می توانند باعث اشتباه شوند.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

در دستگاه SI دمای ترمودینامیکی یا دمای مطلق با کلوین(K) و دما با درجه سلسیوس(°C) بیان می شود. دمای سلسیوس به صورت زیر تعریف می شود:

$$0°C=273.15K$$

واحد گرما در دستگاه SI ژول(J) است. در پطشکی از کالری بسیار استفاده می شود. اما باید آن را به ژول در دستگاه SI تبدیل کرد. کالری گرمای لازم برای گرم کردن یک گرم آب از ۱۴/۵ درجه سلسیوس به ۱۵/۵ درجه سلسیوس در فشار ۱۰۱/۳۲۵ کیلوپاسکال است. یعنی

$$1cal= 4.1855J$$

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

واحدهای دیگر کمیتهای مربوط به دما، گرما و شارش گرما به صورت زیر است:

آهنگ شارش گرما: وات (W) W=1 J/S

چگالی آهنگ شارش گرما: وات بر مترمربع (W/m2)

ظرفیت گرمایی:ژول بر کلویت (J/K)

- ✓ دما در محلهای مختلفی از بدن برای تشخیصات بالینی و نظارت بر بیمار اندازه گیری می شود. در انسان و حیوانات خون گرم، دمای بخش مرکزی بدن توسط یک عمل فیزیولوژیکی گردش گرما پایدار می شود. دمای بافت عمقی در بخش مرکزی بدن دمای هسته یا دمای عمیق بدن نامیده می شود. اصطلاح دمای بدن اغلب برای اشاره به دمای مرکز بدن استفاده می شود. دمای بدن می تواند از محلی تا محل دیگر تغییر کند.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

دمای مرکزی همواره در گستره ۳۵ تا ۴۰ درجه سانتیگراد باقی می ماند. اکثر تغییرات دمای فیزیولوژیکی و پاتولوژیکی از پایین ترین دما در اول صبح یا در هوای سرد تا بالاترین دما در بیماری یا ورزش شدید، در این گستره رخ می دهند.

در اندازه گیری دمای مرکزی معمولا به دقت تفکیک دما به میزان ۰/۱ درجه سلسیوس و گاهی اوقات مانند اندازه گیری دمای پایه به ۰/۰۵ درجه سلسیوس نیاز است.

دمای پوست نیز در مطالعات فیزیولوژیکی، تشخیصات بالینی و نظارت بر بیمار اندازه گیری می شود. برای محاسبه تبادل گرما بین بدن و محیط اطراف آن، دمای متوسط پوست مورد توجه قرار می گیرد.

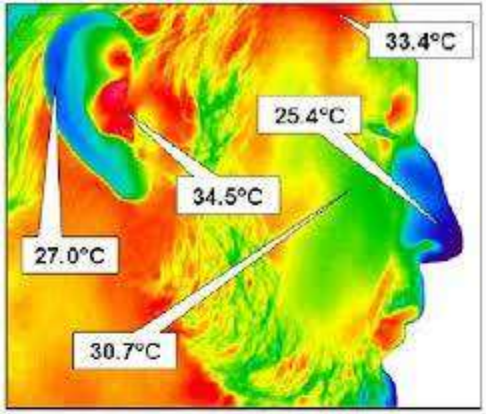
سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

در مراقبتهای بالینی از بیمار دمای پوست برای کنترل گردش خون محیطی اندازه گیری می شود. و معمولا دمای انگشت شست پا برای این منظور استفاده می شود.

دمای پوست می تواند حداقل بین دمای محیطی و دمای مرکزی بدن تغییر کند. دمای پوست عرق کننده گاهی به زیر دمای محیط می رسد. بنابراین یک دماسنج برای اندازه گیری دمای پوست باید دارای گستره وسیع تری باشد. مثلا صفر تا ۵۰ درجه سلسیوس. اگرچه در برخی موارد دقت تفکیک بالاتر در یک گستره محدودتر مورد نیاز است.

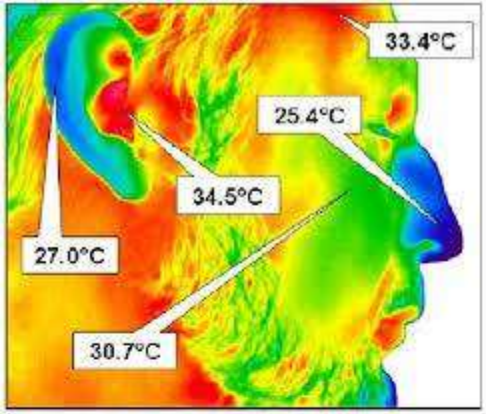
دقت تفکیک و زمان پاسخ دماسنج برای اندازه گیری دمای پوست در موارد مختلف تغییر می کنند اما عمل انجام شده توسط دماسنج برای اندازه گیری دمای مرکزی در اکثر کاربردها مورد قبول است.



سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

اختلاف در توزیع دمای پوست اغلب توسط غیرعادی بودن گردش خون، وضعیت رگها یا تولید گرما در بافت زیر آن مشاهده می شود. دیدن توزیع دمای پوست توسط گرمانگاری روشی مناسبی برای کشف این اختلالات می باشد. گرمانگاری باید کل گستره دمای پوست را با دقت تفکیک کافی تحت پوشش قرار دهد تا اختلافات گرمایی با منشا فیزیولوژیکی یا پاتولوژیکی را آشکار کند. برای مثال در نشان دادن سرطان سینه بر روی صفحه نمایش، مقیاس مناسب اختلاف دما برای اختلال مثبت در حدود ۱ تا ۲/۵ درجه سلسیوس است. بافتهایی که به طور متابولیکی فعالند دارای دمای بالاتری نسبت به دیگر محل ها هستند و می توانند دمای بالاتری نسبت به خون سرخرگی داشته باشند.

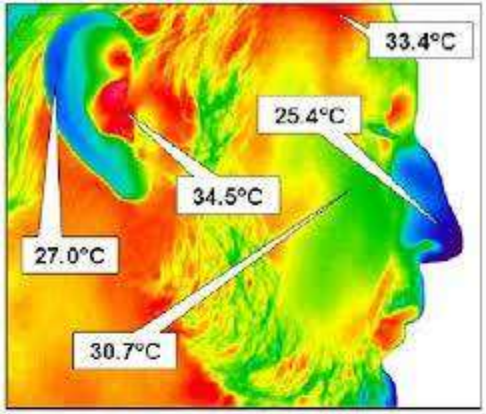


سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

هنگامی که دمای بافت به سطح بالاتری نسبت به خون سرخرگی می رسد، خون موجب خنک شدن بافت می شود. در حالت کلی افزایش دما در بافتهایی که از نطر متابولیکی فعال هستند کمتر از ۱ درجه سلسیوس است.

مشاهدات واقعی دمای ماهیچه در طی ورزش نشان داده اند که حداکثر بالا رفتن دمای ماهیچهِ چهار سر ران در طی ورزش دوچرخه سواری، ۰/۹۵ درجه سلسیوس بالای دمای رکتوم است. در تومورهای ملانین دماهای ۱ تا ۲ درجه سلسیوس بالاتر از دمای خون سرخرگی مشاهده شده اند.



سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

در درمان سرطان با دمای بالا، احتیاج به اندازه گیری دمای موضعی بافت است. برای دستیابی به اثر درمانی بیشینه، دما در حدود ۴۳ درجه سلسیوس که نزدیک حد حیات سلولهای عادی است،نگه داشته می شود. در حالی که سلولهای سرطانی می توانند در دمای کمی کمتر زنده بمانند. در نتیجه یک خطای ۰/۵ درجه سلسیوس در کنترل دما می تواند منجر به عواقب جدی شود. اندازه گیری دما باید به مقدار کافی دقیق باشد تا دمای بافت در این گستره نگه داشته شود.

در گرمادهی الکترومغناطیسی استفاده شده در درمان با دمای بالا، اندازه گیری دما در حضور یک میدان الکترومغناطیسی قوی مورد نیاز است.

سنسورها و اصول داخلی

اندازه گیری های گرمایی

مبدل های دما

سنسورهای دما از انواع مختلف موجودند که یا به تنهایی استفاده می شوند ویا در سطح پروبها ، کاتترها یا سوزنهایی که به محل هدف در بدن وارد می شوند یا با آن تماس دارند، نصب می شوند.

- حسگرهای دمایی
  - حسگرهای مقاومتی
    - سنسورهای **PTC** (ضریب حرارتی مثبت)**RTD**
    - ترمیستورها(**NTC**) ضریب حرارتی منفی
  - ترموکوپل ها
  - حسگرهای مجتمع دمایی

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ساده ترین نوع سنسورهای دمایی، سنسورهای مقاومتی هستند که با تغییر دما مقاومتشان تغییر(افزایش یا کاهش) می کند.این سنسورها را می توان در پل وتستون قرار دارد و مقدار مقاومت جدید حاصل از تغییرات دما را سنجید.

سنسورهای PTC

این سنسورها معمولا مقاومتهای فلزی و یا آلیاژی هستند که مقاومتشان در اثر افزایش دما افزایش می یابد. مقاومت این سنسورها با دما رابطه ای به شکل زیر دارد:

$$R_t = R_0[1 + \alpha(T - T_0)]$$

R0مقدار اولیه مقاومت و T0 دمای مرجع است. αضریب دمایی مقاومت برای فلز بر حسب $\frac{1}{^\circ C}$ است. تذکر: Tدر این رابطه برحسب درجه سلسیوس است.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

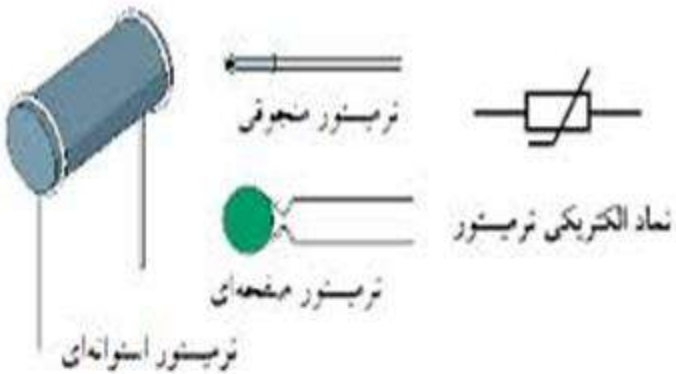
سنسورهای PTC

از جمله کاربردهای این نوع از سنسورها برای اندازه گیری دمای نوزادان از طریق دهان یا بینی آنها می توان اشاره کرد. که به صورت سنسورهای دهانی یا دهان بینی ساخته می شوند.

ترمیستورها(NTC)

ترمیستور یک سنسور دما است که از نیمه هادی های ساخته شده از اکسیدفلزها مانند منگنز، کبالت، نیکل، آهن یا مس می باشند. این مواد مقاومتهای حرارتی با ضریب منفی دما دارند. این مواد به طریقی تحت تاثیر دما قرار می گیرند که مخالف با روشی است که فلزات تحت تاثیر چنین تغییراتی واقع می شوند. این سنسورها متداولترین سنسور دما در اندازه گیری مهندسی پزشکی هستند.

سنسورها و اصول داخلی



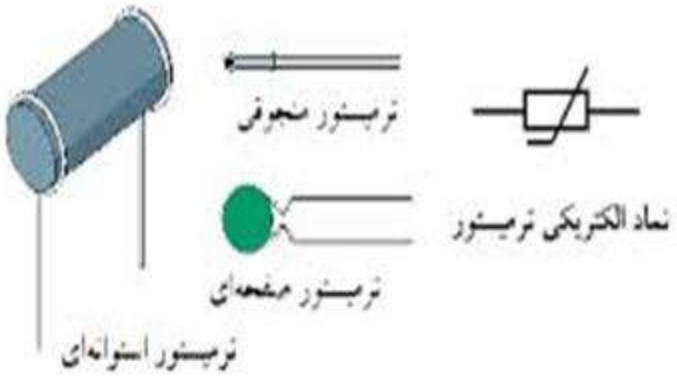
مبدل های دما

ترمیستورها

دما ⟵ مقاومت ترمیستور

دما ⟵ مقاومت ترمیستور

بر اساس مطالعات صورت گرفته، بهتر است مقاومت ویزه ترمیستورهای بکار رفته در کاربردهای بیومدیکال بین ۰/۱ تا ۱۰۰ اهم باشد. این سنسورها باید اندازه کوچکی داشته و حساسیت نسبتا بزرگی به تغییرات دما و مشخصه پایداری طولانی مدت خوبی داشته باشند.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترمیستورها

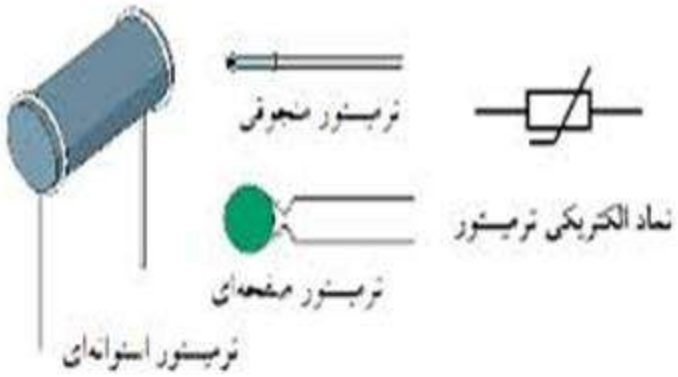
رابطه تجربی بین مقاومت ترمیستور R_t و دمای مطلق بر حسب کلوین عبارتند از

$$R_t = R_0 e^{\left[\frac{1}{T}-\frac{1}{T_0}\right]B}$$

اگر مقاومت ترمیستور در دمای T0 برابر R0 باشد، مقاومت در دمای T به صورت رابطه بالاخواهد بود.

B ثابت ماده برای ترمیستور است و دارای بعد دما است(K). این ثابت همیشه در گستره ۱۵۰۰ تا ۶۰۰۰ کلوین باقی می ماند. این مقدار به آرامی با دما افزایش می یابد.

T_0 دمای مرجع استاندارد بر حسب کلوین است.



سنسورها و اصول داخلی

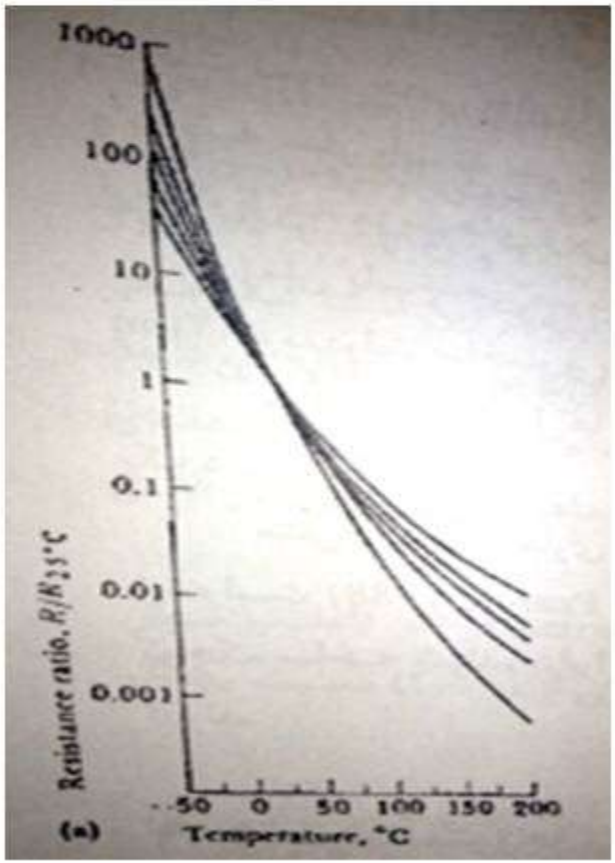
مبدل های دما

ترمیستورها

ضریب دماییα با مشتق گیری از رابطه مقاومت ترمیستور نسبت به T و تقسیم بر Rt بدست می آید:

$$\alpha = \frac{1}{R_t}\frac{dR_t}{dT} = -\frac{B}{T^2}$$

αتابع غیرخطی از دما است.

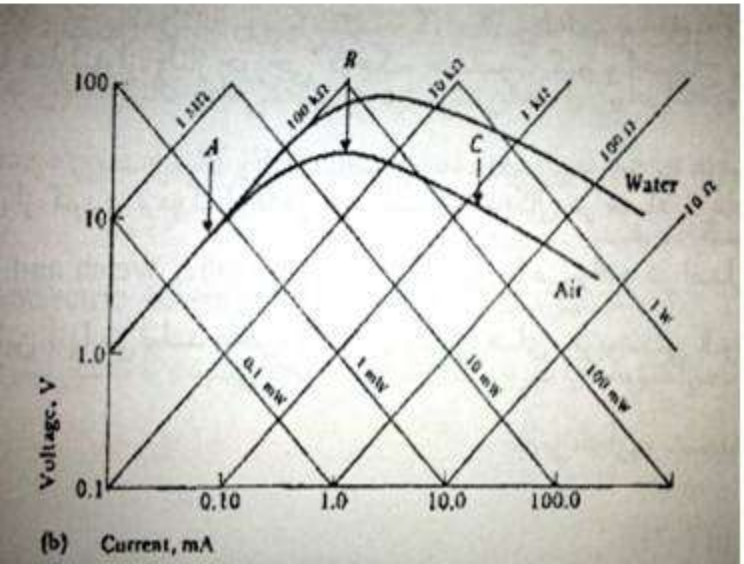


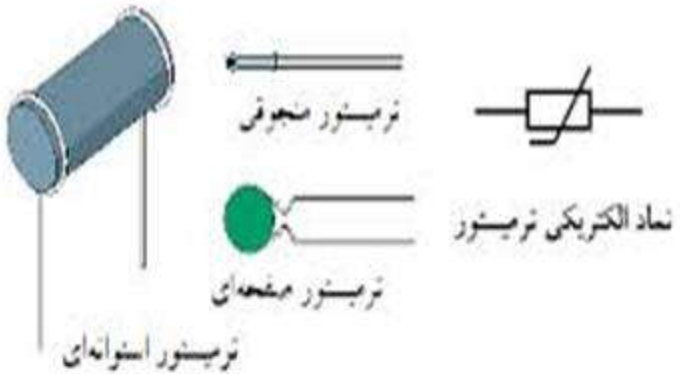
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترمیستورها(NTC)

نمودار زیر مشخصه ولتاژ بر حسب جریان ترمیستورها را نشان می دهد. این مشخصه تا نقطه ای که خودگرمایی یک مشکل می شود خطی است. زمانی که خودگرمایی بزرگی وجود دارد، با افزایش جریان افت ولتاژ ترمیستور کاهش می یابد. این قسمت از منحنی یک مشخصه مقاومت منفی را نشان می دهد(نقطهc). در قسمت خطی قانون افت اعمال می شود(نقطه A). دمای ترمیستور دمای هوای اطراف آن است. به هر حال در جریان های بالاتر به علت افزایش جریان به نقطه ای می رسیم که گرمای ایجاد شده در ترمیستور بیشتر از حرارت محیط است.





سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترمیستورها(NTC)

اشکال مختلف ترمیستور در دسترس می باشند، نوع مهره ای ، صفحه ای، میله ای و...

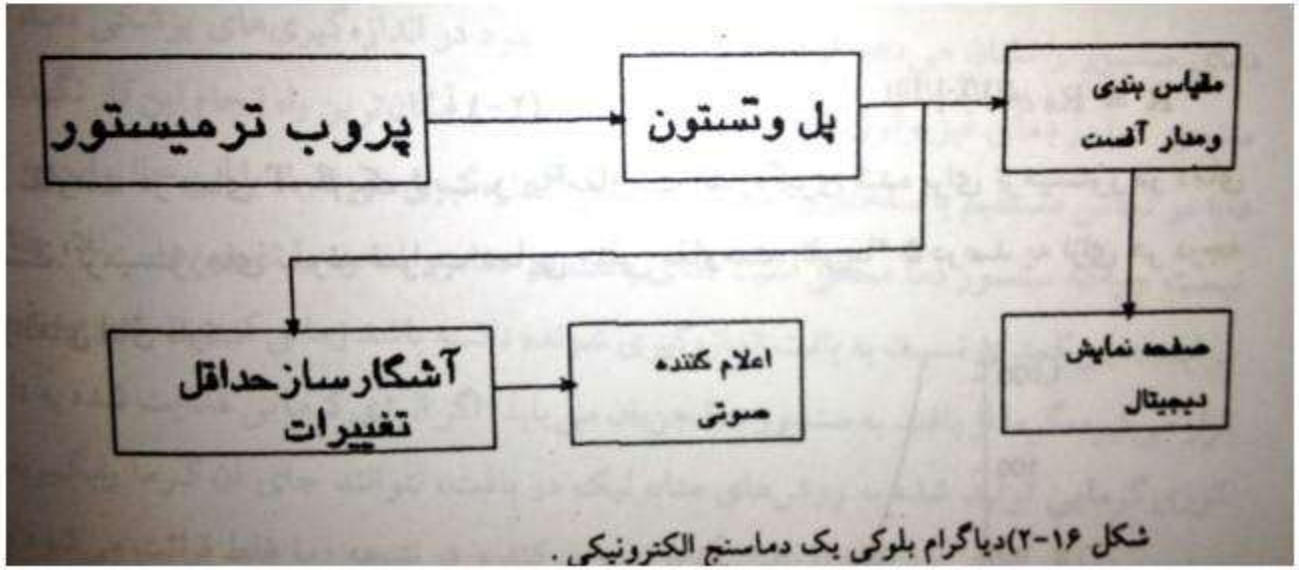
ترمیستور مهره ای که در کپسول شیشه ای قرار گرفته است، متداولترین ترمیستور در کاربردهای بیومدیکال است. پوشش شیشه ای عنصر حس کننده را در مقابل محیط بدن محافظت می کند، بدون اینکه تاثیرزیادی روی زمان پاسخ حرارتی سیستم بگذارد. اندازه کوچک این ترمیستورها قراردادن آنها را در نوک کاتترها یا سوزنهای زیر پوستی ممکن می سازد. دماسنج های الکترونیکی مثالی از یک ابزار دقیق اندازه گیری دما مبتنی بر ترمیستور است.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترمیستورها(NTC)

دیاگرام بلوکی یک دماسنج های الکترونیکی در شکل زیر آمده است. در این دماسنج ها یک کارایی وجود دارد که مدار نشان می دهد چه زمان سنسور دما به تعادل رسیده است. چنین مداری هر ثانیه دما را بررسی می کند و قرائت نهایی را با چند قرائت قبلی مقایسه می کند. اگر اختلاف کمتر از ۰/۱ سانتیگراد باشد دما ثابت در نظر گرفته می شود و به اپراتور گفته می شود که میتواند دما را بخواند. این کار معمولا با یک بوق کوتاه انجام می شود.



شکل ۱۶-۲)دیاگرام بلوکی یک دماسنج الکترونیکی .

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترمیستورها(NTC)

- یک ویژگی ترمیستورها غیرخطی بودن ارتباط دما با مقاومت آن است. برای رفع این مشکل از پل وتستون نامتعادل که یک ضلع آن را ترمیستور تشکیل می دهد استفاده می کنند. چنانچه پل به طور مناسب طراحی گرددغیرخطی بودن ولتاژ خروجی پل وتستون به عنوان تابعی از مقاومت می تواند غیر خطی بودن ترمیستور را در یک محدوده دمای معین (حداکثر تا ۴۰ درجه سانتیگراد) جبران کند. به طوری که ولتاژ خروجی پل رابطه خطی با دما داشته باشد.

سوال

- مقدار ضریب دمای ترمیستور را برای دمای ۳۰۰ کلوین و B=4000K محاسبه کنید؟

پاسخ

B=4000K

T=300K

$$\alpha = -\frac{B}{T^2} = -\frac{4000}{90000} = -0.04(\%/K)$$

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

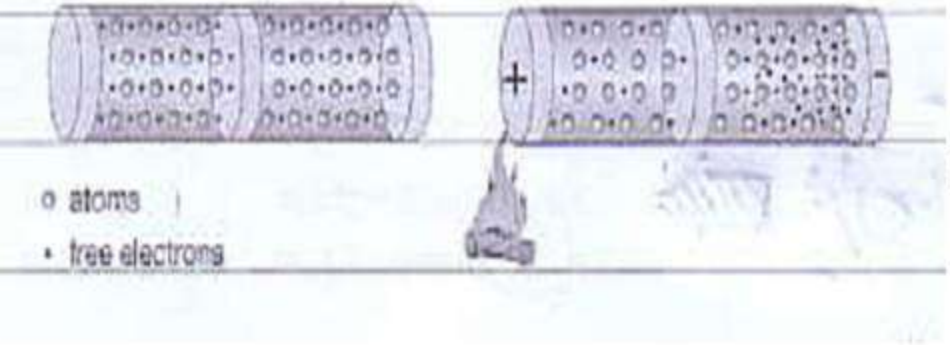
مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(حسگرهای مقاومتی دما)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی- ادامه)

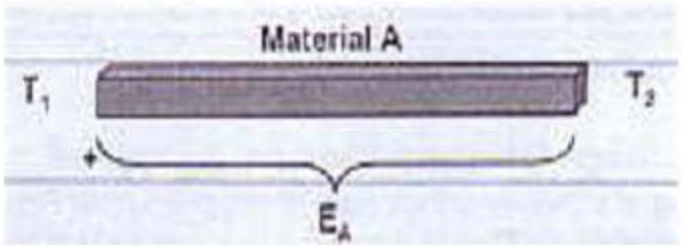


سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

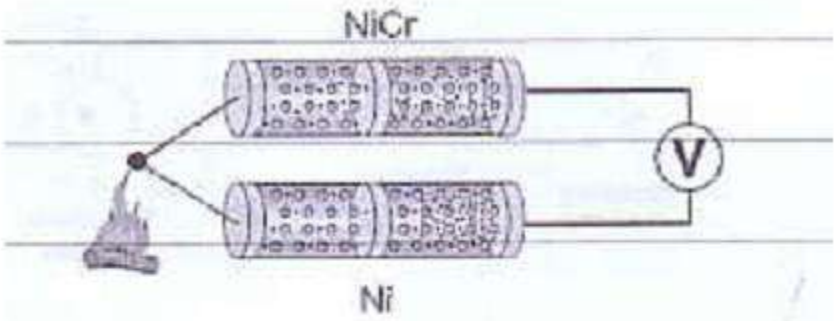
ترموکوپل

ترموکوپل یک سنسور ترموالکتریکی است. در این سنسورها ولتاژ خروجی بر اثر تغییر دما تغییر می یابد.حرارت سنجی ترموالکتریک براساس کشف Seebeck در سال ۱۸۲۱ بنا شد. وی مشاهده کرد یک نیروی الکتروموتوری در محل اتصال دو فلز غیرمتشابه وجود دارد. اگر یک سیم فلزی را از یک طرف آن گرم کنیم ولتاژی در آن ایجاد می گردد که به آن اثر سیبک گفته می شود. با اعمال حرارت به یک فلز الکترون های آزاد آن شروع به ارتعاش و حرکت از سمت گرمتر فلز به سمت سردتر آن می کنند که این کار سبب قطبی شدن فلز می گردد. میزان ولتاژ القایی در این حالت به شکل زیر است:



$$E=\alpha(T1-T2)$$

αضریب سیبک برای فلز A است.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترموکوپل

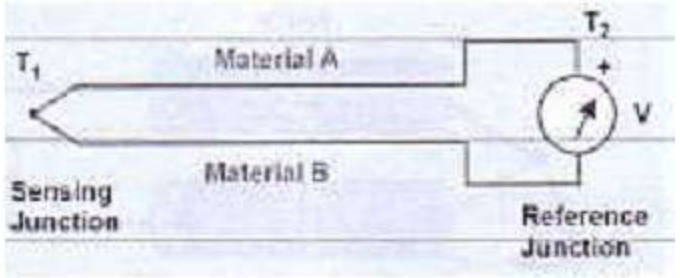
اگر از دو ماده با ضریب سیبک متفاوت استفاده کنیم، اختلاف پتانسیل به وجود آمده متفاوت خواهد بود و گالوانومتر اختلاف این دو پتانسیل را اندازه گیری خواهد کرد.

$$E_A - E_B = \alpha_A(T_1 - T_2) - \alpha_B(T_1 - T_2)$$

$$E_A - E_B = \alpha_{AB}(T_1 - T_2)$$

$$\alpha_{AB}=\alpha_A-\alpha_B$$

قانون مدارات همگن: در مداری که فقط از یک فلز همگن تشکیل شده است نمی توان جریان الکتریکی را فقط با اعمال گرما ایجاد کرد.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترموکوپل

قانون اول ترموکوپل: اگر دو فلز مختلف در دو نقطه با دمای T_2و T_1به هم وصل باشند، اختلاف پتانسیل محل اتصال دو فلز به این شکل محاسبه می شود:

$$E_A - E_B = \alpha_{AB}(T_1 - T_2)$$

ترموکوپل فقط اختلاف دمای نقاط اتصال را می سنجد و در طول سیم هرچقدر دما بالا یا پایین باشد فرقی نمی کند. مزیت این امر این است که یک نقطه را برای سنجش دما در محل پیوند اندازه گیری می کند. عیب این روش این است که از آنجایی که اختلاف ولتاژ بسیار کم است در نتیجه احتیاج به یک تقویت کننده داریم تا دامنه ولتاژ خروجی را افزایش دهد.

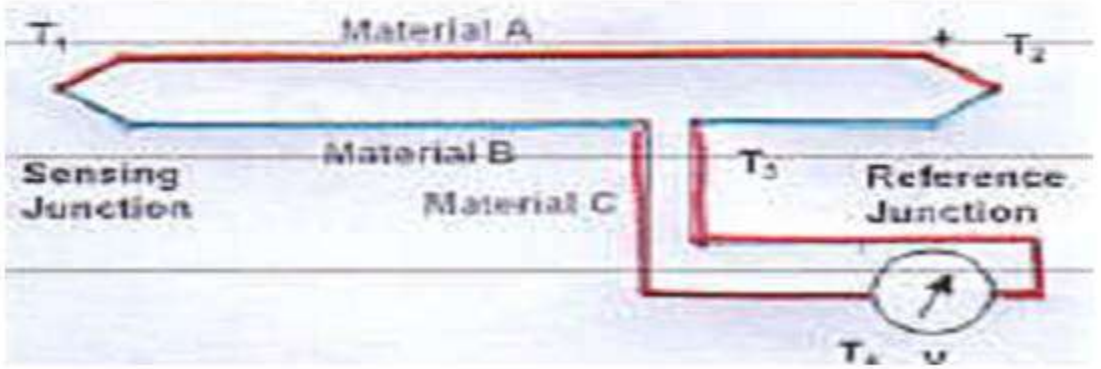
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما- ترموکوپل

قانون دوم ترموکوپل: اگر فلز سوم در دمای T3 به فلز B وصل شود ولت متر فقط اختلاف T1 و T2 را نشان می دهد که از این خاصیت برای وصل اتصالات استفاده می شود. اختلاف پتانسیل به این شکل محاسبه می شود:

$$E_A - E_B = \alpha_{AB}(T_1 - T_2)$$

قانون فلزات وابسته: نیروی الکتروموتوری خالص در مداری که شامل اتصال داخلی تعدادی فلز غیرمشابه با دمای یکسان است،صفر است



سنسورها و اصول داخلی

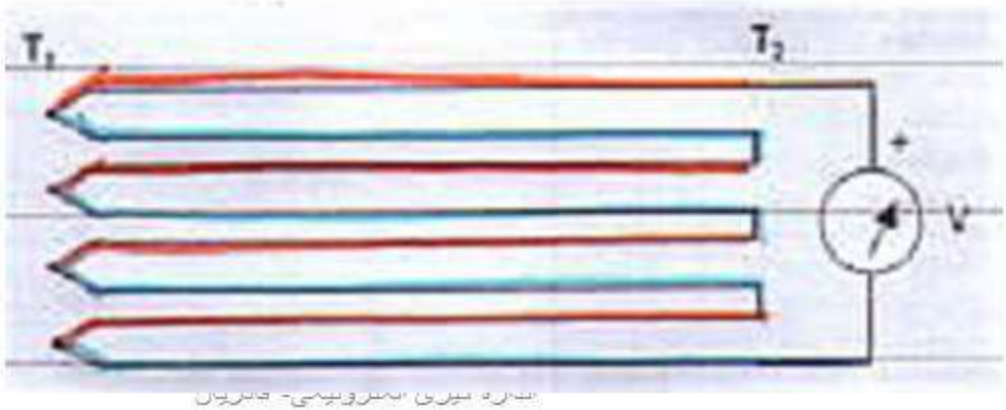
مبدل های دما

ترموکوپل

مدارات سری ترموکوپل: اگرN ترموکوپل را به شکل زیر به هم وصل کنیم .اختلاف پتانسیل به این شکل محاسبه می شود:

$$E_A - E_B = N\alpha_{AB}(T_1 - T_2)$$

با اتصال تعدادی ترموکوپل به صورت سری که همه آنها یک دما را اندازه می گیرند و از یک پیوند مرجع استفاده می کنند، می توان حساسیت را افزایش داد. از ترکیبات موازی ترموکوپل ها می توان برای اندازه گیری دمای متوسط استفاده کرد.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترموکوپل

حساسیت ترموالکتریک که اغلب توان ترموالکتریک یا ضریب سیبک نامیده می شود با مشتق گیری از پتانسیل نسبت به دما بدست می آید.

$$\alpha = \frac{dE}{dT}$$

α یک مقدار ثابت نیست و با دما تغییر می کند(معمولا افزایش می یابد)

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

مزیت ترموکوپل:

- زمان پاسخ دهی سریع(ثابت زمانی در حدود ۱ میلی ثانیه)
- اندازه کوچک(قطر زیر ۱۲ میکرومتر)
- سهولت ساخت
- پایداری طولانی

معایب ترموکوپل:

ولتاژ خروجی کوچک

حساسیت کم

احتیاج به یک دمای مرجع

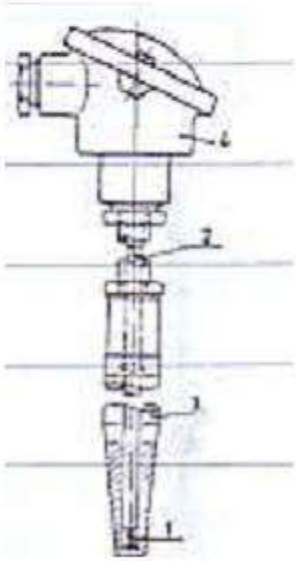
✓ برای حصول یک اندازه گیری دقیق توسط ترموکوپل دمای نقطه مرجع باید به اندازه کافی پایدار باشد.

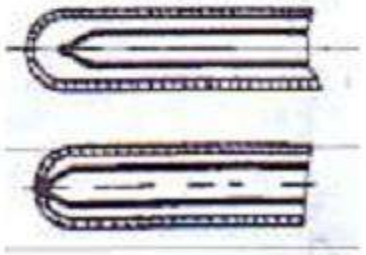
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

ترموکوپل

با توجه به محیطی که در ان اندازه گیری می کنیم می توان نوک ترموکوپل را عایق بندی نمود تا به آن صدمه ای وارد نشود. مثلا در محیط اسیدی ممکن است نوک ترموکوپل دچار خوردگی شود. در این حالت که نوک ترموکوپل را عایق بندی کرده ایم باید مدتی صبر کنیم تا دمای واقعی اندازه گیری شود.



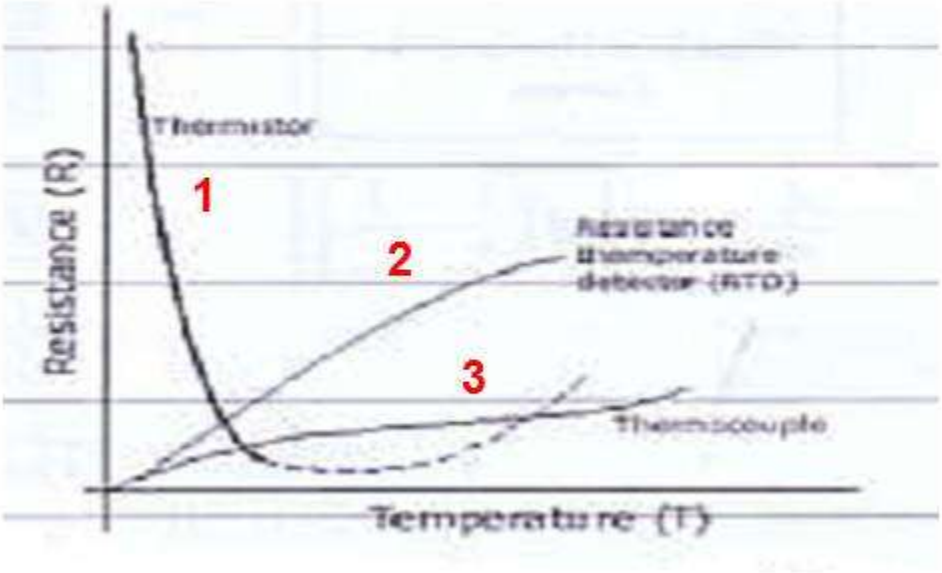


سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

مقایسه ترموکوپل، ترمیستور(NTC) و PTC

ترمیستورها به شدت غیرخطی بوده و تغییرات ناگهانی دارند و در دماهای بالا نمی توانند کار کنند. این در حالی است که ترموکوپل ها دارای تغییرات نسبتا خطی بوده و در دماهای بالا می توانند کار کنند.



۱: ترمیستور

PTC:۲

۳: ترموکوپل

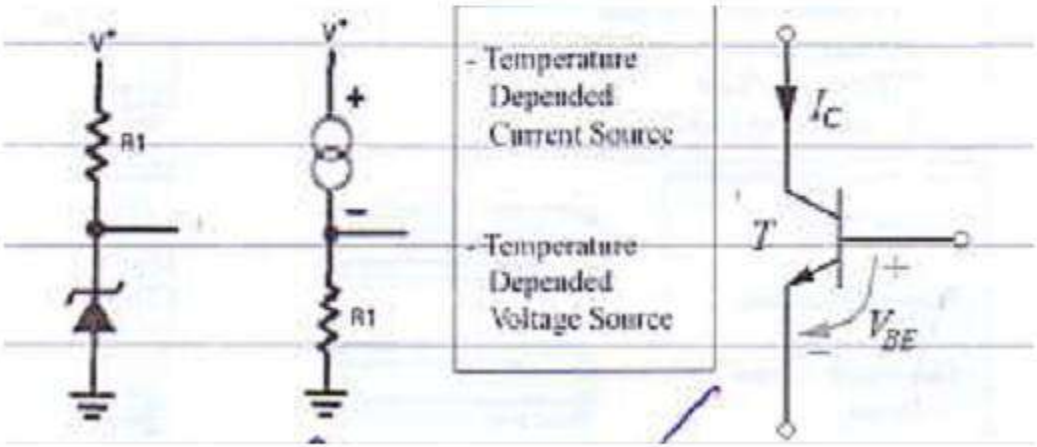
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

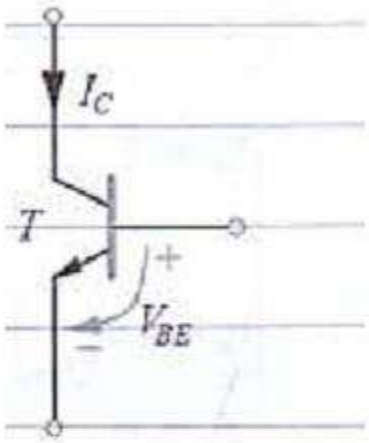
سنسورهای دمایی مجتمع

این سنسورها بر اساس خاصیت دیودی کار می کنند و برای تثبیت حرارتی در IC ها استفاده می شوند.

در یک نوع از این سنسورها دما به منبع جریان بستگی دارد و در نوع دیگر به منبع ولتاژ وابسته است.



سنسورها و اصول داخلی



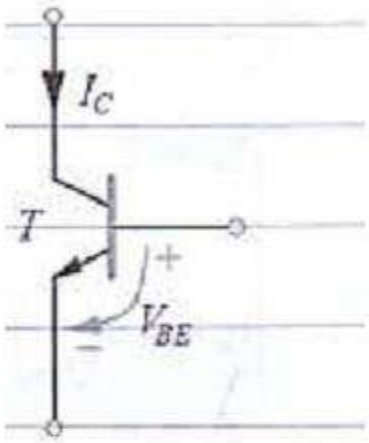
مبدل های دما

سنسورهای دمایی مجتمع

وابستگی دما به پارامترهای دیودی:

یک ترانزیستور را در نظر بگیرید. به نظر شما چه وابستگی بین پارامترهای ترانزیستور و دما وجود دارد؟

سنسورها و اصول داخلی



مبدل های دما

سنسورهای دمایی مجتمع

وابستگی دما به پارامترهای دیودی:

$$I_C = I_S[e^{\frac{V_{BE}}{V_T}} - 1]$$

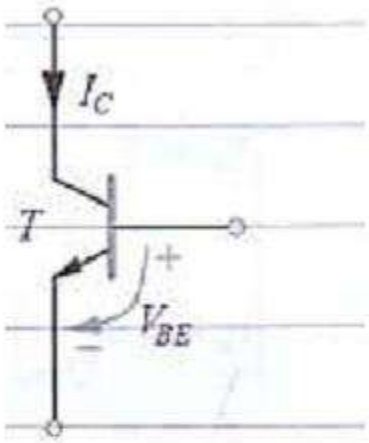
اگر $V_{BE} \gg V_T$

$$I_C = I_S e^{\frac{V_{BE}}{V_T}}$$

$$V_{BE} = V_T \ln(\frac{I_C}{I_S})$$

بنابراین ولتاژ بیس امیتر به دو پارامتر V_T و I_S وابسته است.

سنسورها و اصول داخلی



مبدل های دما

سنسورهای دمایی مجتمع

از آنجایی که $V_T = KT$ و $K = \frac{25mv}{300K}$

بنابراین ارتباط V_T با دما خطی است ولی I_S به صورت غیرخطی با دما ارتباط دارد. بنابراین در این سنسورها هدف این است که کاری کنیم که V_{BE} فقط وابسته به V_Tباشد تا تغییرات خطی داشته باشد.

برای اینکار وابستگی V_{BE} به I_S را حذف می کنیم.

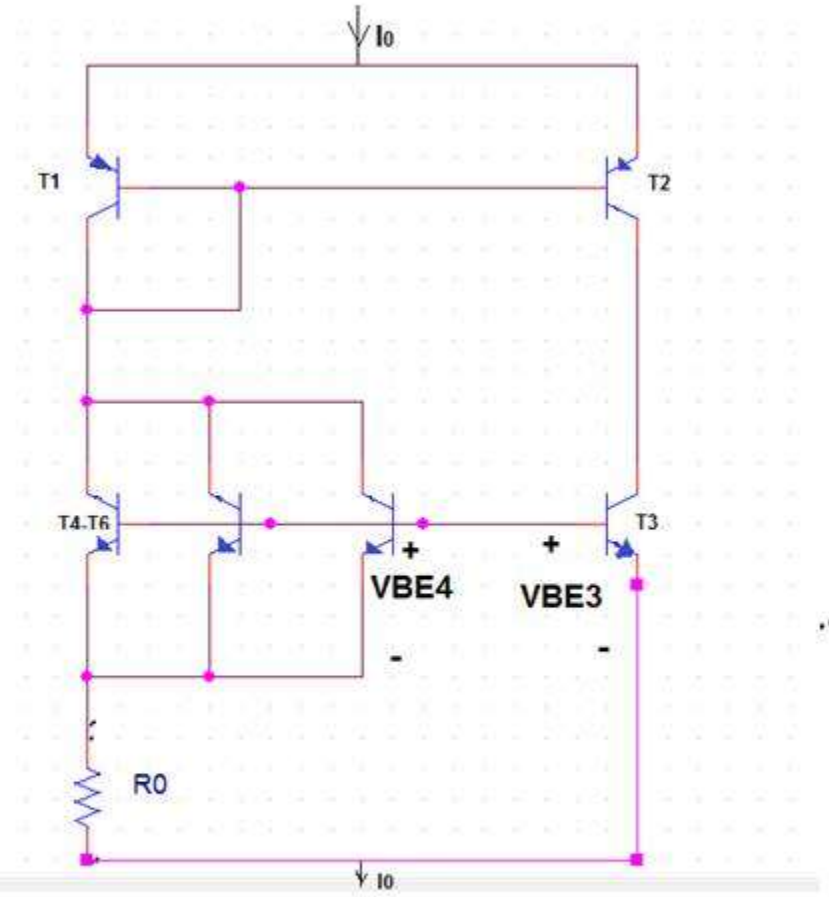
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما-سنسورهای دمایی مجتمع

چگونگی حذف وابستگی V_{BE} به I_S

برای اینکار از یک منبع جریان آینه ای استفاده می کنند و دما را به منبع جریان، وابسته می کنند.

جریان I_0 در این مدار به دو جریان برابر I_{C2}, I_{C1} تقسیم می شود. در واقع وظیفه قسمت بالایی مدار این است که جریان را به دو قسمت برابر تقسیم کند.



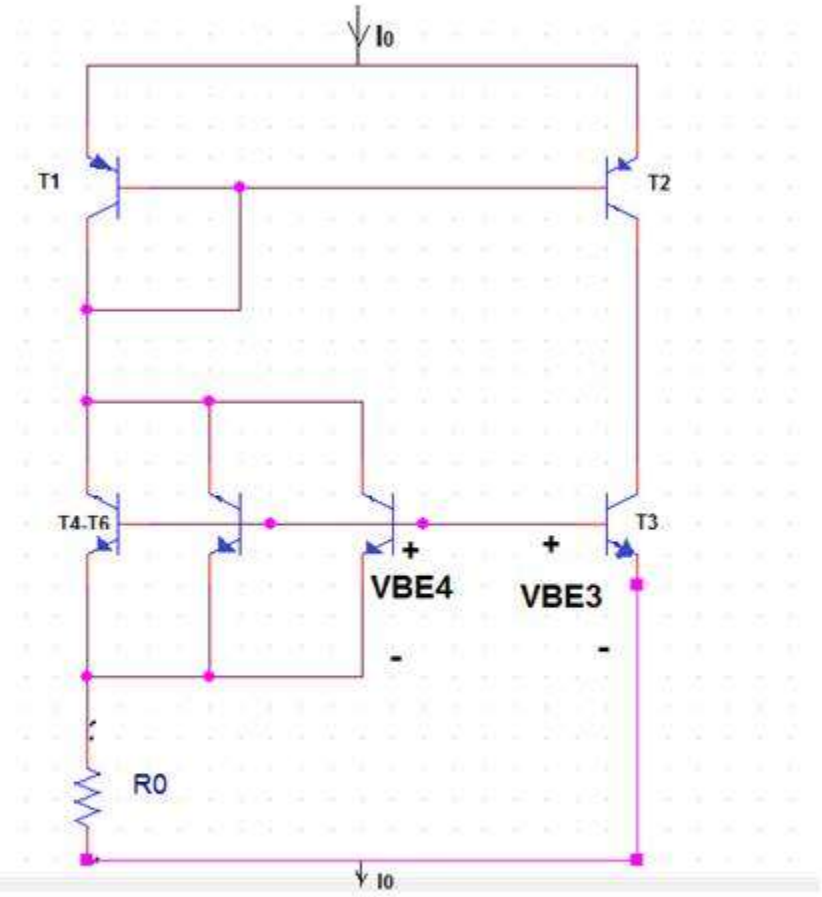
$$V_{BE3} - V_{BE4} = R_O I_{R0}$$

$$V_{BE3} - V_{BE4} = R_O \frac{I_0}{2}$$

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما-سنسورهای دمایی مجتمع

چگونگی حذف وابستگی V_{BE} به I_S



$$V_{BE3} - V_{BE4} = R_O \frac{I_0}{2}$$

$$V_T \ln\left(\frac{I_{C3}}{I_S}\right) - V_T \ln\left(\frac{I_{C4}}{I_S}\right) = R_O \frac{I_0}{2}$$

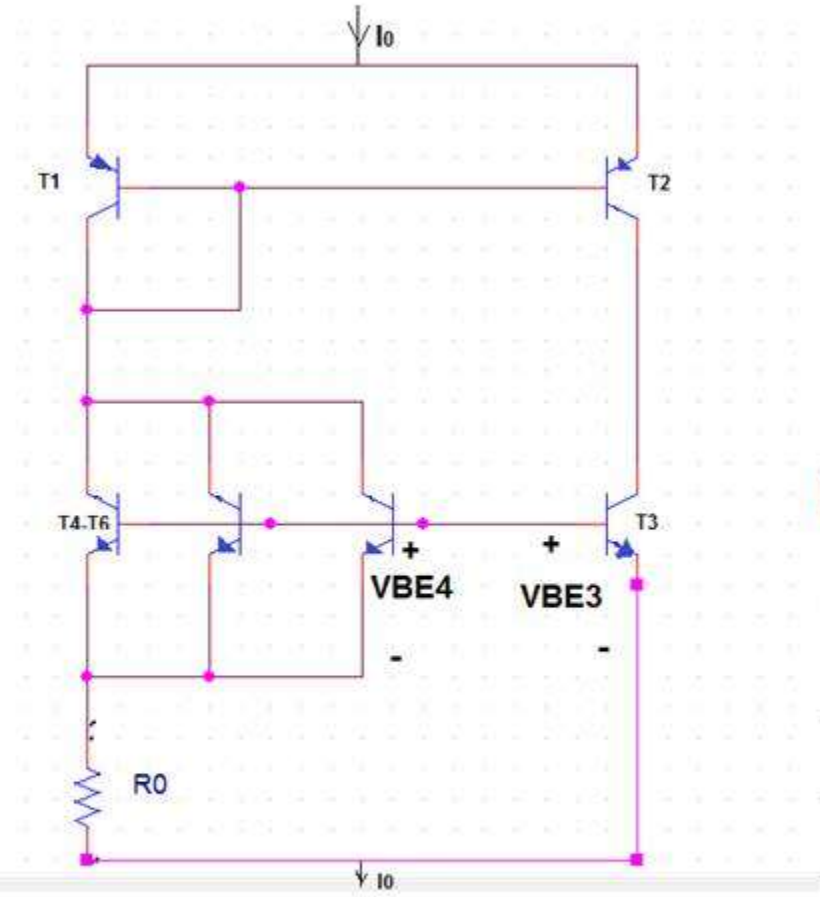
$$V_T \ln\left(\frac{I_{C3}}{I_{C4}}\right) = R_O \frac{I_0}{2} \qquad (1)$$

$$I_{C3} = I_{C2} = \frac{I_0}{2} \qquad I_{C4} = \frac{I_{C1}}{N} = \frac{I_0}{2N}$$

$$V_T \ln\left(\frac{I_0/2}{I_0/2N}\right) = R_O \frac{I_0}{2}$$

$$V_T \ln(N) = R_O \frac{I_0}{2}$$

سنسورها و اصول داخلی



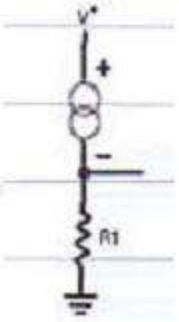
مبدل های دما-سنسورهای دمایی مجتمع

چگونگی حذف وابستگی V_{BE} به I_S

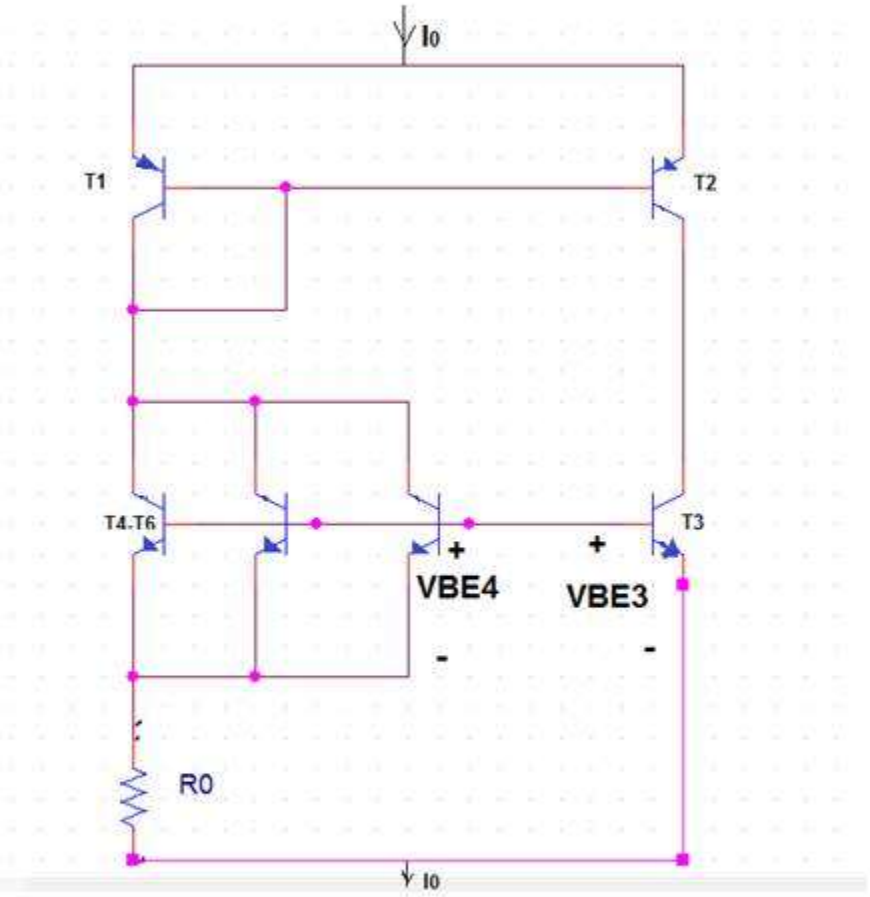
$$V_T \ln(N) = R_O \frac{I_0}{2}$$

$$I_0 = \frac{2 \ln N}{R_0} V_T$$

بنابراین به رابطه ای رسیدیم که در آن I_0 فقط به V_T وابسته است. در واقع منبع جریانی ساختیم که جریان عبوری آن وابسته به دما است.

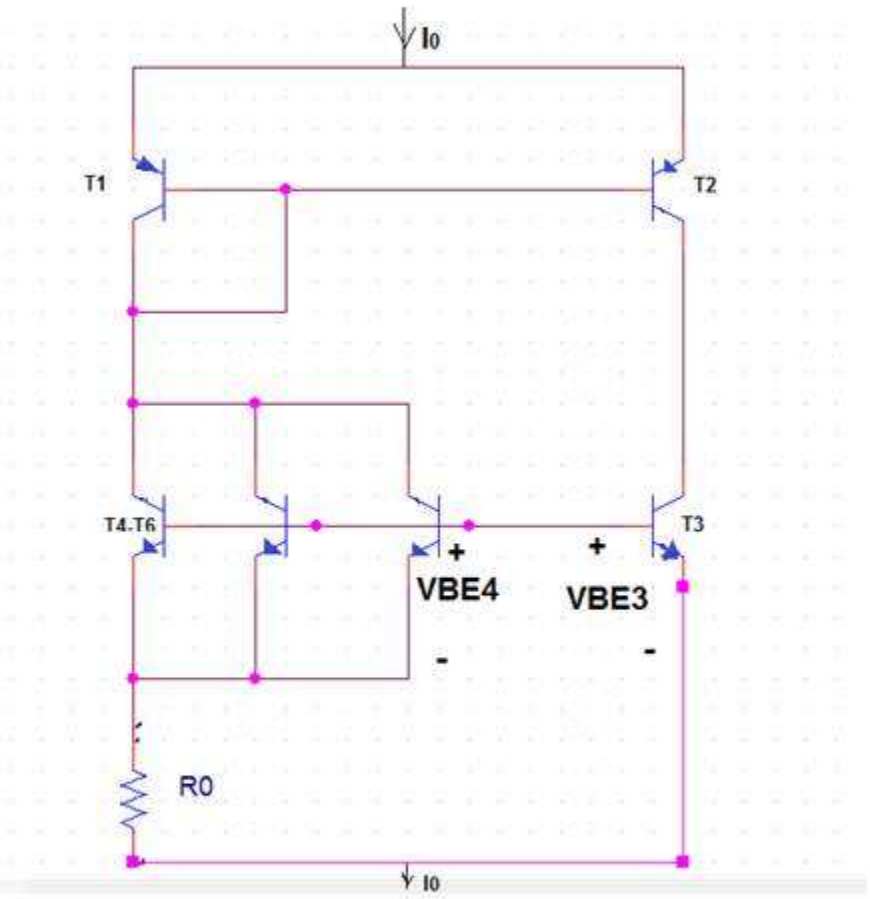


سوال



- در مدار سنسور دمایی مجتمع شکل روبرو در صورتی که N=4 و RO=100 Ω باشد در دمای ۴۰۰ درجه کلوین مقدار ولتاژ خروجی را محاسبه کنید.

پاسخ



$$I_O = \frac{2 \ln N}{R_O} V_T \qquad V_T = \frac{25mV}{300K} T$$

$$I_O = \frac{2 \ln 4}{100} \frac{25mV}{300K} 400 = 0/92mA$$

$$V_O = R_O \frac{I_O}{2} = 100 \times 0.46 = 46mV$$