به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

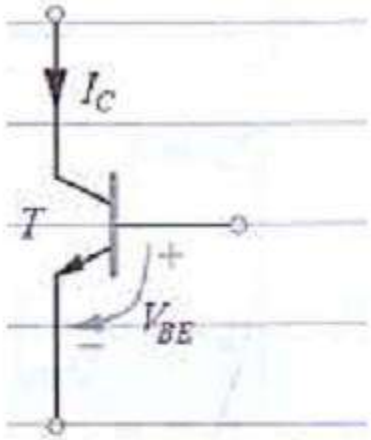
مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(ترموکوپل- سنسور دمایی مجتمع)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی- ادامه)



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

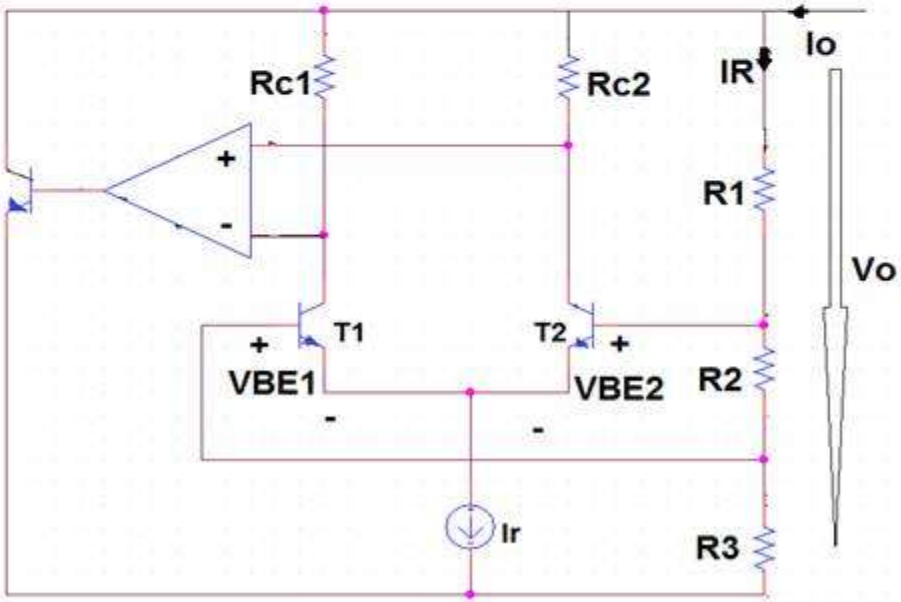
سنسورهای دمایی مجتمع

حال می خواهیم از ترانزیستور به عنوان یک منبع ولتاژ استفاده کنیم. و مثل حالت قبل هدف حذف Is و نگهداشتن VT است تا عملکرد خطی باشد.

بدین منظور از این مدار استفاده می شود.

این مدار شامل ۳ قسمت تقسیم پتانسیل، تقویت کننده تفاضلی و فیدبک منفی است.

در این مدار ولتاژ خروجی Vo باید با دما به صورت خطی تغییر کند.

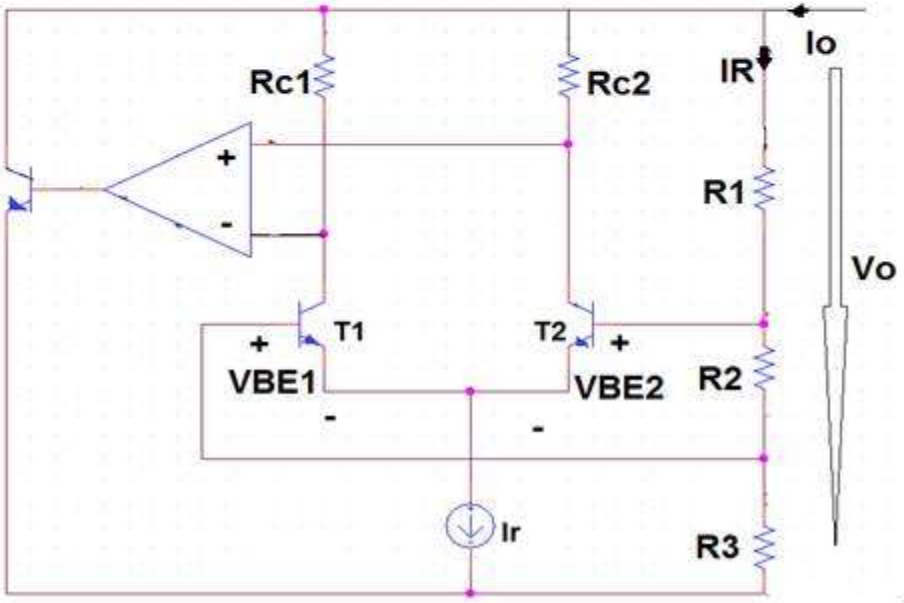


سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما- سنسورهای دمایی مجتمع

تجزیه و تحلیل به صورت معکوس انجام می شود یعنی فرض می کنیم Vo را داریم و نشان می دهیم که به صورت خطی وابسته به دما است.

جریان Io به دو بخش تقسیم می شود. جریان IR از ۳ مقاومت ۱و۲و۳ عبور می کند، بیس های T1 و T2 یک جریان قابل چشم پوشی می کشند. در اثر جریان IR پتانسیل روی مقاومت R2 به صورت زیر خواهد بود



$$V2=V_O \frac{R_2}{R_1+R_2+R_3} = V_O B \quad (1)$$

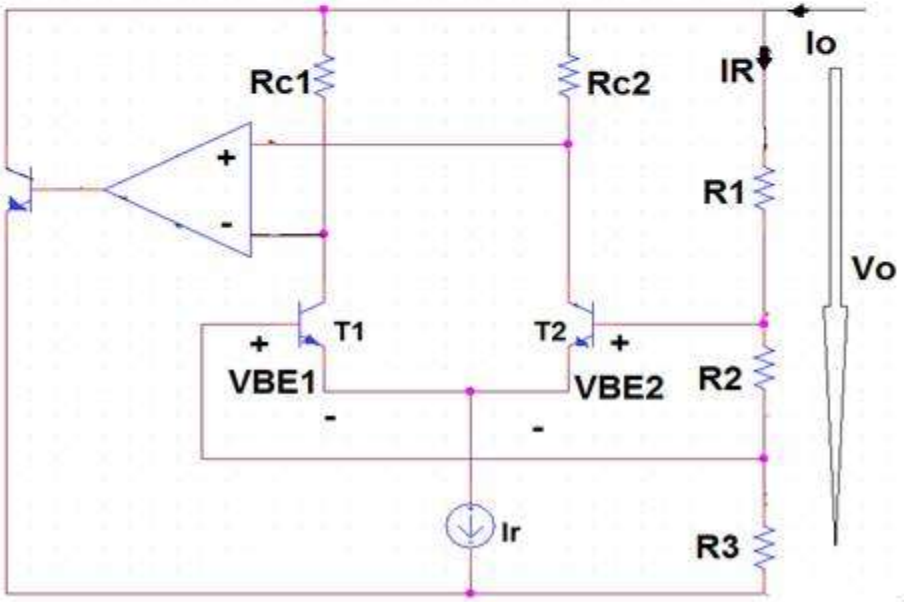
$$V_{BE1} - V_{BE2} + V2 = 0$$

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما- سنسورهای دمایی مجتمع

$$\frac{I_{C1}}{I_{C2}} = \frac{I_S e^{\frac{V_{BE1}}{V_T}}}{I_S e^{\frac{V_{BE2}}{V_T}}} = e^{\frac{V_{BE1}-V_{BE2}}{V_T}} = e^{\frac{\Delta VBE}{V_T}}$$

$$\Delta V_{BE} = V_T \ln \frac{I_{C2}}{I_{C1}} = V_T \ln \frac{R_{C1}}{R_{C2}} \quad (2) \qquad \text{IF} \quad \frac{I_{C2}}{I_{C1}} = \frac{R_{C1}}{R_{C2}}$$



$$1,2 \Rightarrow V_O = \frac{1}{B}\Delta V_{BE}$$

$$V_O = \frac{1}{B} \ln \frac{R_{C1}}{R_{C2}} V_T$$

سنسورها و اصول داخلی

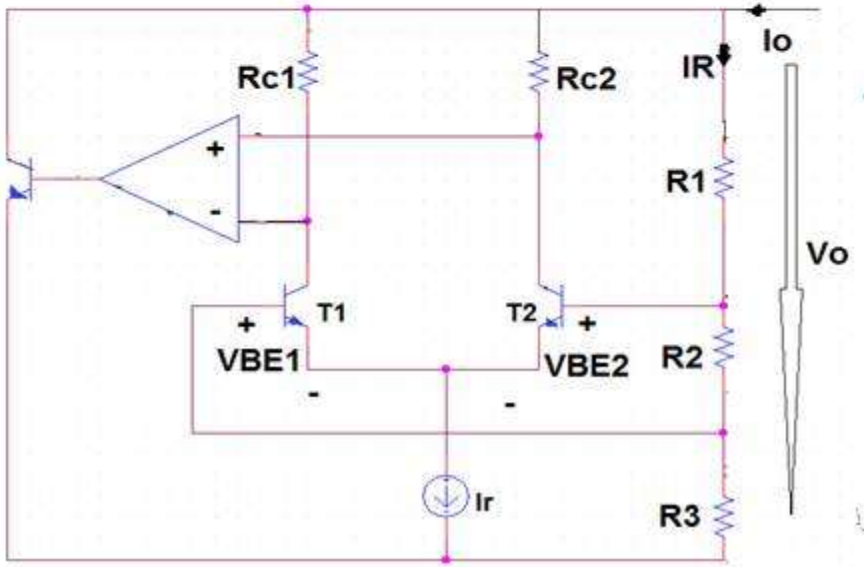
مبدل های دما-سنسورهای دمایی مجتمع

درنتیجه ولتاژ خروجی صرفا به دمای کلوین وابسته است. این رابطه زمانی صادق است که همواره $\frac{I_{C2}}{I_{C1}} = \frac{R_{C1}}{R_{C2}}$ برقرار باشد به همین دلیل برای ثابت نگه داشتن افت ولتاژ Rc1 و Rc2 از فیدبک استفاده می کنیم.

$$I_O = I_R + I_r + I_F$$

Ir و Io ثابت است. چون می خواهیم مدار به عنوان منبع ولتاژ اکتیو عمل کند پس نمی تواند جریان متغییر داشته باشد. بنابراین

با افزایش IRباید IF باید کاهش یابد و برعکس.



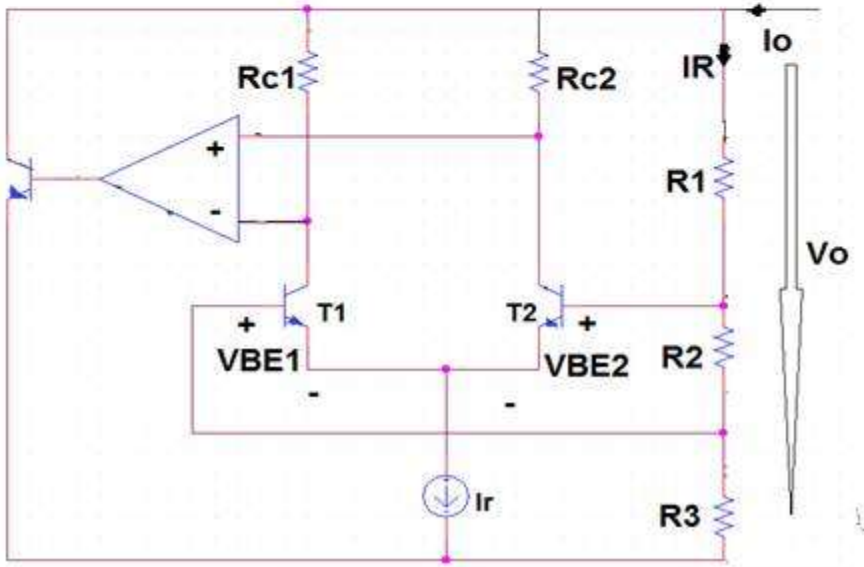
سنسورها و اصول داخلی

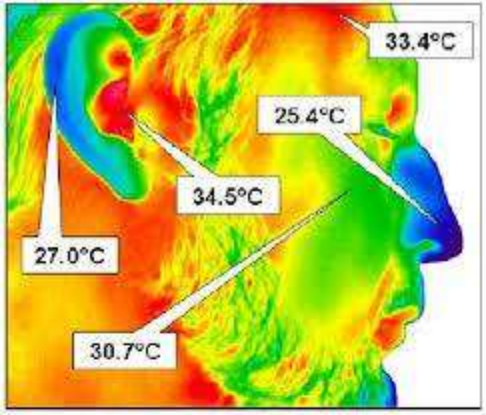
مبدل های دما-سنسورهای دمایی مجتمع

دما

افزایش ← Vo افزایش ← v2 و ΔvBE و جریان کلکتورهاافزایش ← فیدبک منفی استفاده می شود

کاهش ← Vo کاهش ← v2 و ΔvBE و جریان کلکتورها کاهش ← فیدبک مثبت استفاده می شود





سنسورها و اصول داخلی

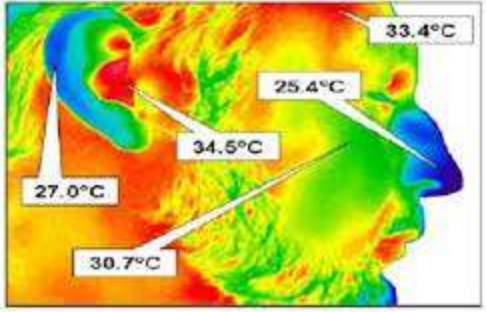
مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

اصل گرماسنجی تشعشعی این است که رابطه معلومی بین دمای سطح یک شی و توان تابش شده از آن وجود دارد. این اصل اندازه گیری دمای بدن را بدون اتصال فیزیکی با آن، ممکن می سازد. اندازه گیری دما بدون تماس را می توان با استفاده از انتقال گرمای تابشی حاصل کرد.

ترموگرافی پزشکی تکنیکی است که به موجب آن توزیع دمای بدن با حساسیت چند دهم درجه کلوین رسم می شود. و بر اساس این اصل است که دمای پوست می تواند از محلی به محل دیگر بسته به فرآیندهای سلولی تغییر کند.

ترموگرافی برای تشخیص به موقع سرطان سینه، برای تعیین محل و پیشرفت ورم مفاصل، اندازه گیری عمق بافت صدمه دیده به وسیله سرما زدگی و سوختگی و همچنین آشکارسازی بی نظمی سیستم گردش خون محیطی استفاده می شود.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

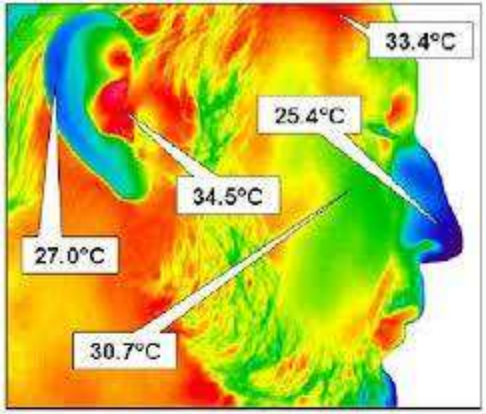
هر جسمی که حرارت آن بالای صفرمطلق باشد، توان الکترومغناطیسی تشعشع می کند که مقدار آن بستگی به دمای جسم و خواص فیزیکی آن دارد. برای اشیایی که در دمای اتاق هستند، طیف به مقدار زیادی در نواحی دور و بسیار دور از طیف مادون قرمز می باشد.

یک جسم سیاه، یک تشعشع کننده حرارتی ایده آل است زیرا همه تشعشع تابشی را جذب می کند و حداکثر تشعشع حرارتی ممکن را گسیل می کند.

تشعشع گسیل شده از یک جسم در طول موج $\lambda(\mu m)$توسط رابطه زیر (قانون پلانک) تعیین می شود:

$$W_\lambda = \frac{\varepsilon C_1}{\lambda^5[e^{\frac{C_2}{\lambda T}}-1]} \qquad [W/cm^2.\mu m]$$

T دمای جسم سیاه(K) و ε ضریب تشعشع(اختلاف تشعشع یک جسم از تشعشع سطح جسم سیاه است). $C1=3.4\times10^4$ و $C1=1.44\times10^4$

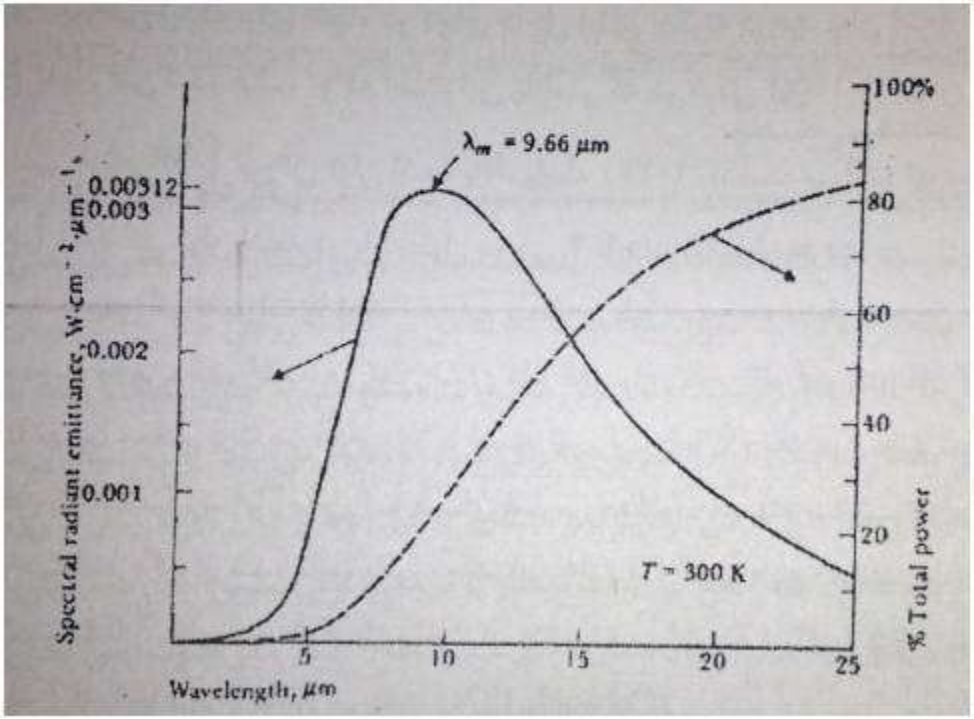


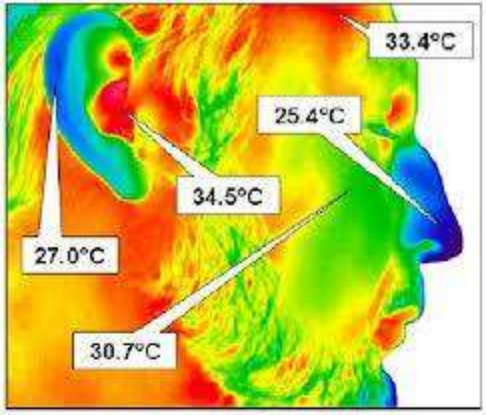
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

شکل زیر منحنی طیف گسیل تابشی بر حسب طول موج برای یک جسم سیاه را در ۳۰۰ کلوین نشان می دهد.تقریبا ۸۰درصد کل توان اشعه در باند طول موجی ۴ تا ۲۵ میکرومتر قرار دارد.





سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

$$W_\lambda = \frac{\varepsilon C_1}{\lambda^5[e^{\frac{C_2}{\lambda T}}-1]} \qquad [\mathrm{W}/cm^2.\mu m]$$

برای یافتن طول موجی که در آن حداکثر تشعشع گسیل می شود از رابطه بالا نسبت به طول موج مشتق گرفته و آن را برابر صفر قرار می دهند. در این صورت داریم:

$$\lambda_m(\mu m) = \frac{2898}{T}$$

این رابطه نشان می دهد که طول موج حداکثر تشعشع با دما رابطه معکوس دارد.

سوال

در دمای ۳۰۰ درجه کلوین طول موجی را که در آن حداکثر تشعشع حرارتی از یک جسم سیاه گسیل می شود محاسبه کنید؟

پاسخ

$$\lambda_m(\mu m) = \frac{2898}{T}$$

$$\lambda_m = \frac{2898}{T} = \frac{2898}{300} = 9.66\ \mu m$$

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

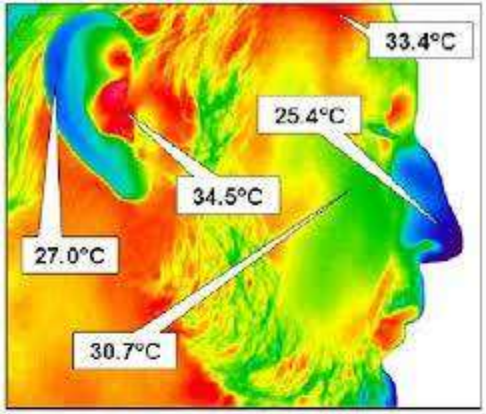
مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی- ادامه)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی- سنسورهای خازنی- القایی)



سنسورها و اصول داخلی

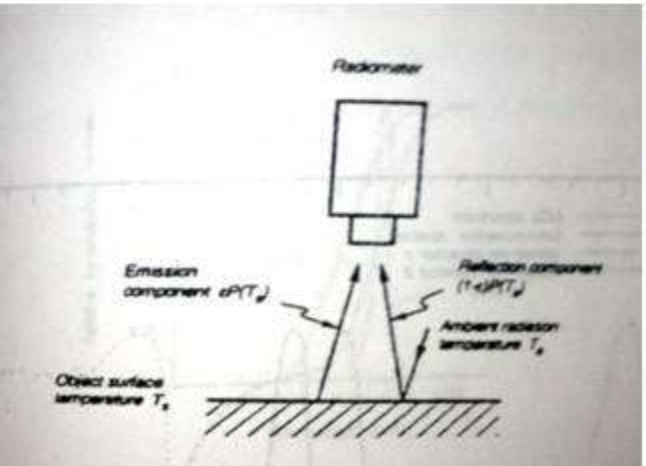
مبدل های دما

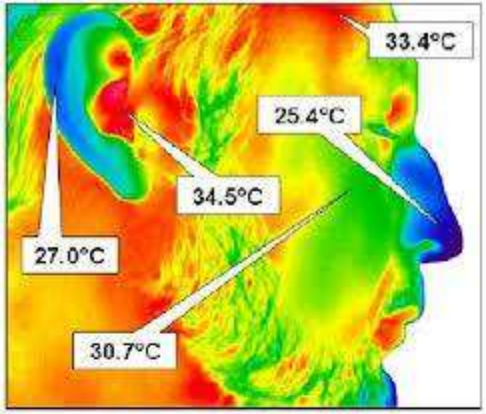
گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

دماسنج تابشی مادون قرمز

دماسنج تابشی لزوما وسیله ایست که توان گرمایی تابیده شده از سطح هدف را اندازه گیری می کند. در نزدیکی دمای بدن بالاترین نقطه تابش گرمایی در منطقه دور مادون قرمز قرار دارد. از این رو از رادیومتر(تشعشع سنج)مادون قرمز در سنجش دما در پزشکی استفاده می شود.

هنگامی که یک رادیومتر به سمت هدف جهتگیری می شود، هم تابش از هدف و هم تابش محیط انعکاس یافته از سطح هدف وارد رادیومتر خواهد شد.





سنسورها و اصول داخلی

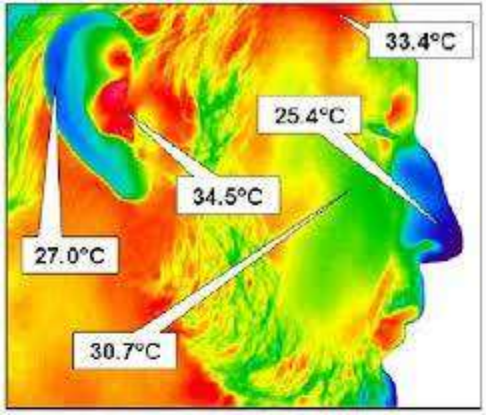
مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

دماسنج تابشی مادون قرمز

یک کاربرد از حرارت سنجی تشعشعی، ابزاری است که دمای داخلی بدن انسان را تعیین می کند که این کار را با اندازه گیری مقدار تشعشع مادون قرمز گسیل شده از غشای گوش میانی و اطراف کانال گوش انجام می دهد.

این روش مزیتهایی نسبت به استفاده از ترمومترهای جیوه ای، ترموکوپلها یا ترمیستورها دارد. تکنیکهای استاندارد اندازه گیری دما، دمای سنسور و نه دمای فرد را اندازه می گیرند. سنسور باید به مدت کافی در تماس با بیمار باشد که دمای آن، همان مقدار یا نزدیک به دمای قسمتی شود که درحال اندازه گیری است. در حالی که ترمومتری مادون قرمز، انرژی گسیل شده را که متناسب با دمای واقعی بیمار است، آشکار می کند.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

دماسنج تابشی مادون قرمز

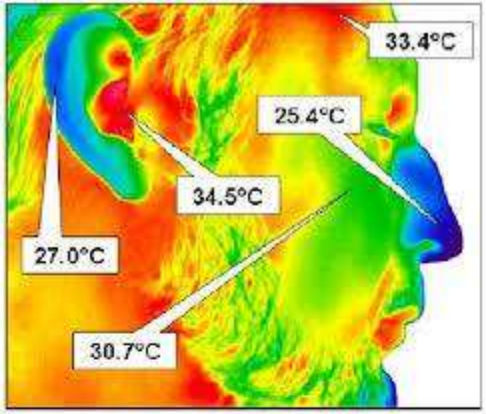
توان کل که وارد دماسنج می شود را می توان به عنوان مجموع مولفه های تابش و انعکاس بیان کرد.

$$W = \varepsilon P(T_S) + (1 - \varepsilon)P(T_a)$$

εتابندگی سطح هدف، T_a دمای تابش محیط و T_Sدمای تابش سطح می باشد.

P(T) فرمول تابش پلانک در دمای مطلق T است.

اگر تابندگی و دمای تابش محیط معلوم باشد، می توان از این رابطه دمای سطح را بدست آورد.



سنسورها و اصول داخلی

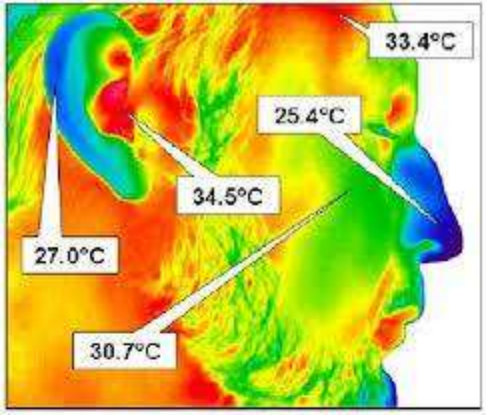
مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

عوامل اثرگذار بر گرماسنجی تشعشعی

۱- درحالیکه تابندگی پوست تقریبا یکنواخت تلقی می شود که به معنی کدر بودن بدن است، نشان داده شده است که تابندگی پوست در گستره طول موج ۸ تا ۱۴ میکرومتر در حدود ۹۷ درصد است. بدین معنی که در حدود ۳ درصد انعکاس ممکن است در سطح پوست روی دهد. از این رو دمای تابشی محیط می تواند بر اندازه گیری دما توسط دماسنج تابشی اثر گذارد.

۲- هنگامی که محور نوری بر پوست عمود نباشد ممکن است خوانده های دما تغییر کند. اما نشان داده شده است که خوانده های ظاهری دما برای زوایای انحراف کمتر از ۷۰ درجه افت نمی کنند.



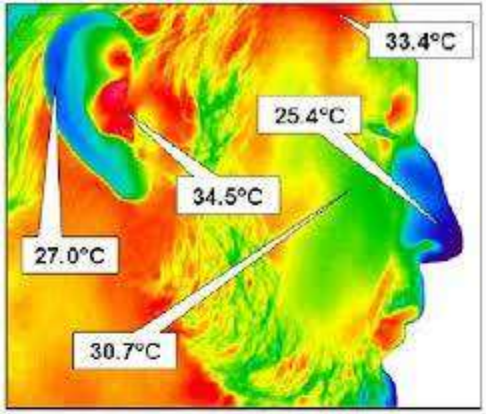
سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

عوامل اثرگذار بر گرماسنجی تشعشعی

۳- اگر در پوست گرادیان دما وجود داشته باشد، دمای سنجیده شده توسط یک دماسنج تابشی با دمای سنجیده شده در سطح توسط یک پروب دماسنج تماسی تفاوت خواهد داشت، زیرا تابش از بدن علاوه بر منشا گرفتن از سطح خارجی بدن از لایه های زیرین پوست نیز سرچشمه می گیرد. مقدار تابش از لایه های زیرین ممکن است به انتقال گرما از اپی درم و درم بستگی داشته باشد.



سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

گرماسنجی تشعشعی(Radiation thermometry)

رادیومترهای میکرومتر

این رادیومترها تابش گرما را در گستره میکروویو آشکار می کنند. در نزدیکی دمای عادی بدن انسان انرژی بسیار کمتری به طور گرمایی در منطقه میکروویو نسبت به مادون قرمز تابش می شود. در هر صورت تابش گرما در منطقه میکروویو را می توان آشکار کرد که روشی مطمئن برای اندازه گیری دمای زیرسطحی می باشد.

میکروویوهای ۳ گیگاهرتز در حدود ۱ سانتی متر به درون بافت نفوذ می کنند درحالیکه تابش مادون قرمز دور تنها ۰/۱ میلیمتر یا کمتر نفوذ می کنند.

دقت تفکیک این نوع از دماسنج ها توسط طول موج عملیاتی محدود می شود. دقت تفکیک بالاتر را می توان در طول موجهای کوتاهتر بدست آورد.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

دماسنج های بالینی

از زمانیکه دماسنج جیوه ای از اوایل قرن بیستم به وجود آمد، اندازه گیری دمای بدن ساده و دقیق شده است. این دماسنج ها به دلیل قابل اطمینان بودن و قیمت پایین آن مورد توجه قرار گرفته اند.

در هر حال مواقعی وجود دارد که در آنها دماسنج بالینی جیوه در شیشه به دلیل پاسخ کند و ظرفیت گرمایی بزرگ و اندازه آن مورد قبول واقع نمی شود. این دماسنج برای کنترل پیوسته دمای بدن و پردازش داده ها توسط کامپیوتر نامناسب است. وجود جیوه نیز مشکل جدی در بیمارستانها است. از این رو انواع مختلفی از دماسنج ها به وجود آمده و استفاده می شوند.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

دماسنج های بالینی

پروبهای دماسنج ساکن

دهان مناسبترین محل برای اندازه گیری متداول دمای مرکزی بدن است. در هر حال برای کنترل پیوسته دمای بدن، قرار دادن پروب در دهان برای مدت زمان طولانی راحت نیست و دما به علت باز بودن دهان ناپایدار است. بنابراین دمای مرکزی بدن را در محلهای عمقی تر بدن از جمله رکتوم، مری و مثانه با استفاده از پروبهای دماسنج ساکن می سنجند.

- این پروبها یک کاتتر قابل انعطاف با یک ترمیستور در سر آن است.
- دمای رکتوم همیشه ۰/۱۲ تا ۰/۳ درجه سلسیوس بالاتر از دمای بدست آمده در هر نقطه دیگر بدن است.
- هنگامی که دمای بدن تغییر می کند دمای رکتوم در مقایسه با دیگر دماها در سنجش مرکزی بدن با تاخیر مواجه است به همین دلیل برای مانیتورینگ بیمار به هنگام بی حسی قابل اطمینان نیست.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

دماسنج های بالینی

پروبهای دماسنج ساکن

دمای مری، عمدتا برای کنترل دمای بدن در طی بیهوشی، توسط وارد کردن پروبهای قابل انعطاف از طریق بینی یا دهان اندازه گیری می شود.

دماسنج های پرده صماخ

دمای پرده صماخ گوش به عنوان شاخص قابل اعتمادی از دمای مرکزی تلقی شده و در مطالعات فیزیولوژیکی تنظیم گرمایی بکار رفته است. همچنین در مانیتورینگ بیماران در طی بیهوشی و در واحدهای مراقبت ویژه استفاده می شود.

دماسنج های صماخی بدون تماس دارای این مزیت اند که اندازه گیری دمای بدن را می توانند در چند ثانیه انجام دهند.

- در پروبهای تماسی پرده صماخی از ترمیستور یا ترموکوپل استفاده می شود.
- در دماسنج های صماخی بدون تماس از دماسنج تابشی مادون قرمز استفاده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های دما

دماسنج های بالینی

کپسولهای تله متری

تکنیک تله متری هنگامی موثر است که یک حسگر را بتوان در نزدیکی هدف قرار داد بدون اینکه اتصال مستقیم توسط یک کابل برقرار کنیم.

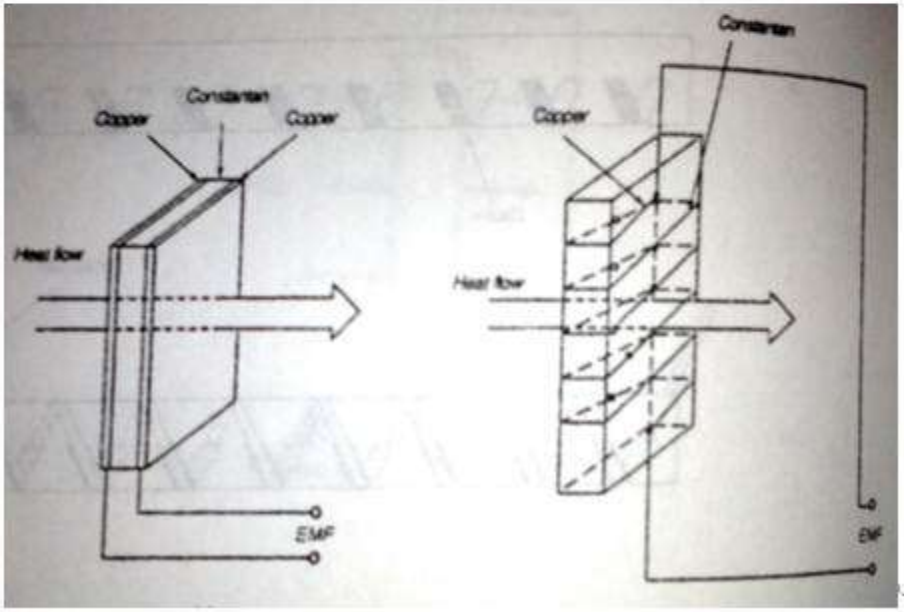
برای اندازه گیری دمای مرکزی بدن در دستگاه گوارشی، یک حسگر دما و فرستنده رادیویی در یک کپسول رادیویی قابل بلع قرار می گیرد

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های شارش گرما

مبدل متداول شارش گرما یک حسگر صفحه ای مسطح نازک است. اگر ماده صفحه حسگر دارای رسانایی گرمایی K و ضخامت d باشد، آنگاه شارش گرما Q که مقدار شارش گرما در واحد سطح است با اختلاف دمای ΔT در صفحه متناسب است. به طوریکه

$$Q = K\frac{\Delta T}{d}$$

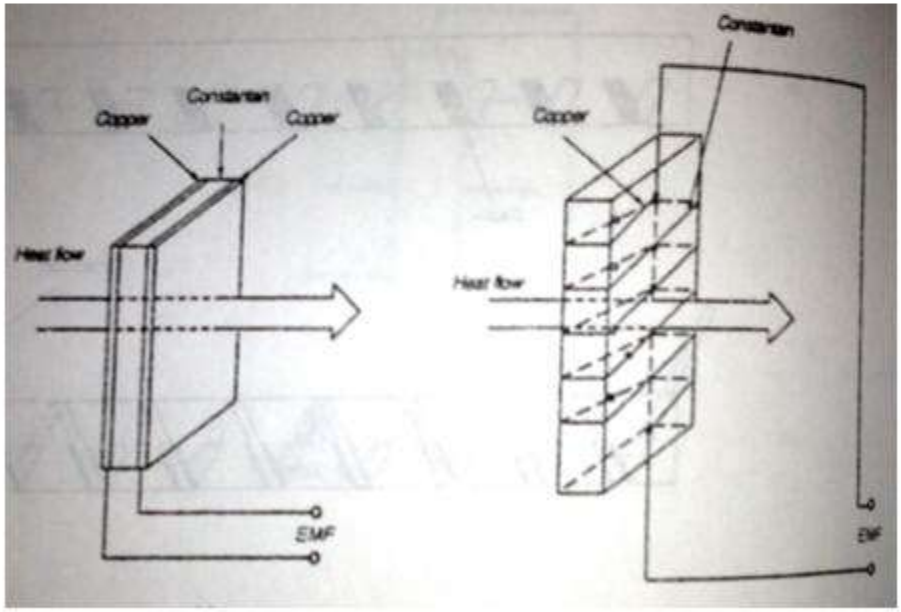


از این رو شارش گرمایی Q را می توان با اندازه گیری اختلاف دما بین دو طرف صفحه تعیین کرد.

سنسورها و اصول داخلی

مبدل های شارش گرما

هنگامی که یک مبدل شارش گرما به سطح هدف می چسبد، توزیع طبیعی شارش گرما تا حدی مختل می شود. برای کاهش این اثر، مبدل شارش گرما باید به اندازه کافی نازک باشد و ماده ای که صفحه از آن تشکیل شده است باید دارای رسانایی گرمایی بالایی باشد. در نتیجه اختلاف بسیار کوچک دما را باید اندازه گیری کرد. در مبدلهای شارش گرما اختلاف دما توسط ترموکوپل اندازه گیری می شود.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای خازنی

ساده ترین نوع خازن از دو صفحه موازی و یک ماده عایق که بین دو صفحه می باشد تشکیل شده است. ظرفیت این خازن توسط رابطه زیر تعیین می شود.

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

Aسطح موثر بین دو صفحه است. D فاصله بین دو صفحه،

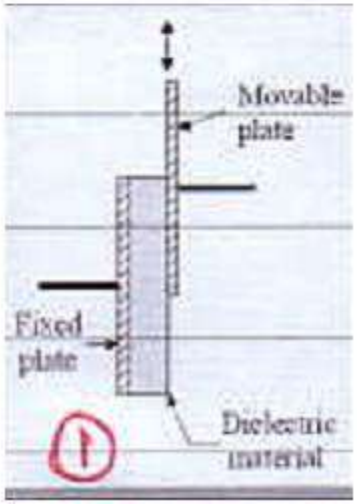
ε_0ثابت دی الکتریک فضای آزاد، ε_r ثابت دی الکتریک نسبی عایق است

تغییر هرکدام از این پارامترها می تواند باعث تغییر ظرفیت خازن شود. بنابراین می توان برای ثبت جابجایی، رطوبت و ... از این حسگرها استفاده کرد.

تغییر سطح موثر

$$\frac{\partial C}{\partial A} = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r}{d} = \text{cte}$$

در این حالت ظرفیت خازن با یک ضریب ثابت به صورت خطی تغییر می کند



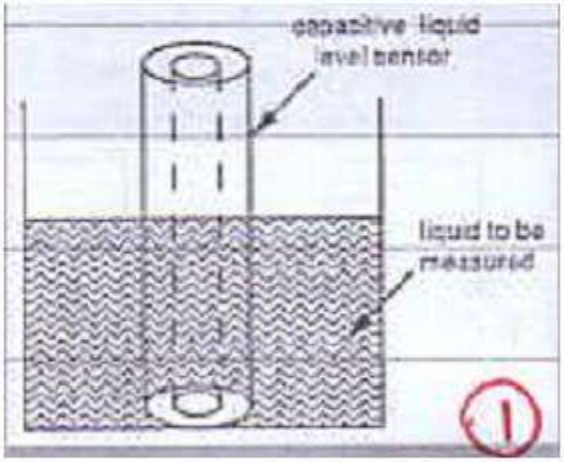
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای خازنی

تغییر سطح موثر

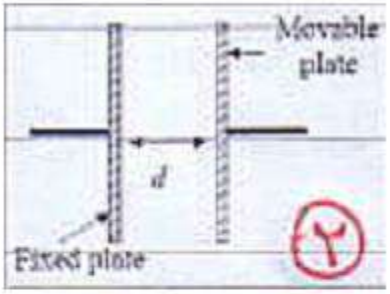
مثال:

برای اندازه گیری ارتفاع مایع می توان از این سنسورها استفاده کرد



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای خازنی



$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d} \qquad i=C\frac{dv}{dt}$$

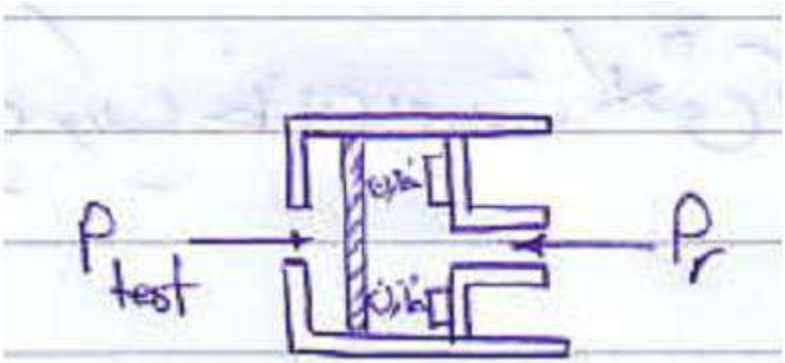
تغییر فاصله بین صفحات

$$\frac{\partial C}{\partial d} = \frac{-\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d^2}$$

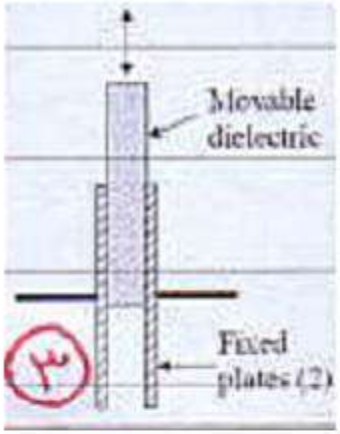
تغییرات ظرفیت خازن در این حالت غیرخطی است.

مثال:

اندازه گیری فشار توسط تغییر فاصله بین صفحات برای نمونه جهت اندازه گیری فشار بین پا و کفش استفاده می شود.



سنسورها و اصول داخلی

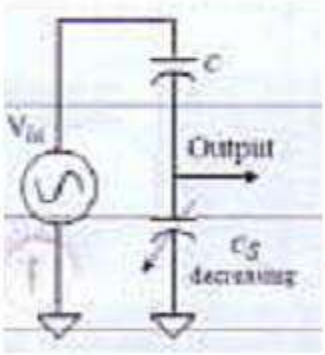


سنسورهای خازنی

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

تغییر نوع دی الکتریک

$$\frac{\partial C}{\partial \varepsilon_r} = \frac{\varepsilon_0}{d} \text{A= cte}$$



تغییرات ظرفیت خازن در این حالت با یک ضریب ثابت به صورت خطی است.

مثال:

استفاده از یک ماده دی الکتریک که ضریبش در مقابل رطوبت تغییر می کند. برای اینکه رطوبت بتواند در ماده دی الکتریک نفوذ کند یکی از صفحات را مشبک می سازند تا منفذی برای رطوبت ایجاد شود

سوال

- یک کاربرد از سنسورهای خازنی را در مهندسی پزشکی نام ببرید؟

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای خازنی

کاربرد: مبدلهای فشار

- اکثر مبدلهای فشار برای اندازه گیری مستقیم فشار یک دیافراگم کشسان دارند و جابجایی و یا کرنش ان توسط یک المان حسگر مانند کرنش سنج یا خازن متغییر مشخص می شود.
- اگرچه میزان تغییر شکل دیافراگم که با فشار موجود متناسب است غیرخطی است، وقتی دیافراگم نازک و تغییر شکل در مقایسه با ضخامت دیافراگم کم باشد، می توان آن را خطی بحساب آورد.
- برای تعیین جابجایی دیافراگم می توان از یک شیوه خازنی استفاده کرد. اگر دو الکترود صفحه ای، موازی و به مقدار کافی نزدیک یکدیگر قرار بگیرند. اگر یک الکترود به دیافراگم و دیگری به بدنه ثابت شده باشد، با جابجایی دیافراگم فاصله بین دو الکترود تغییر می کند و در نتیجه ظرفیت خازنی نیز تغییر پیدا خواهد کرد.

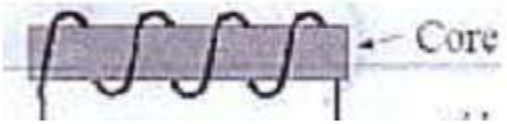
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

سنسورهای القایی اساساً بر مبنای مدارهای مغناطیسی بنا نهاده شده‌اند و به آن‌ها سنسورهای الکترومغناطیسی نیز می‌گویند.

با یک هسته و یک سیم پیچ می توان یک القاگر ساده ساخت.

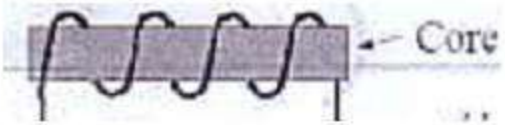
میزان ضریب خودالقایی یا اندوکتانس با واحد هانری یک القاگر با رابطه زیر بدست می آید:



$$L = \mu_0 \mu_r \frac{N^2 A}{l}$$

μ اثر نفوذپذیری محیط(ثابت تراوایی مغناطیسی)، N تعداد دور سیم پیچ، l طول سیم لوله، A سطح مقطع سیم لوله

تغییر جریان سبب ایجاد ولتاژ در سلف می شود که با رابطه $V=L\frac{di}{dt}$ بدست می آید.

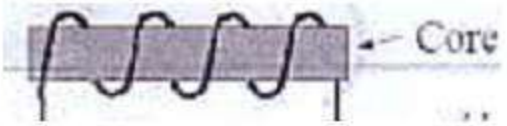


سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

$$L = \mu_0 \mu_r \frac{N^2 A}{l}$$

وقتی که جریانی از سیم پیچ بگذرد ، انرژی به صورت میدان مغناطیسی در سیم پیچ ذخیره می شود . زمانی که شدت جریان تغییر کند ، میدان مغناطیسی متغیر با زمان ، ولتاژی را در هادی القا می کند و بر اساس قانون القای الکترو مغناطیسی فارادی، این ولتاژ مانع از تغییر جریانی می شود که در سیم پیچ قرار داشت.

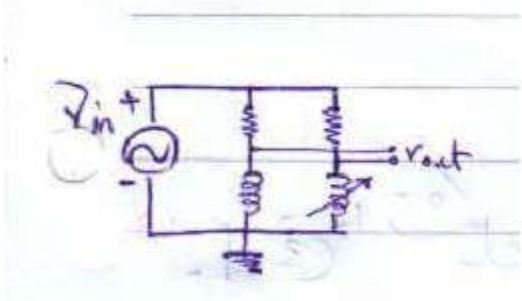


سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

در یک سلف اگر هسته متحرک باشد و به داخل سیم پیچ وارد یا خارج شود خودالقایی سلف عوض می شود که از این خاصیت برای اندازه گیری جابجایی استفاده می شود.
استفاده از سنسورهای القایی در مکانهایی که گرد وغبار وجود دارد امری معمول است زیرا گردو غبار تاثیری در دقت اندازه گیری آن ندارد.

برای سنجش میزان جابجایی سنسورالقایی را در پل وتستون قرار می دهند. با تغییر خودالقایی یکی از سلفها پل از حالت تعادل خارج می شود



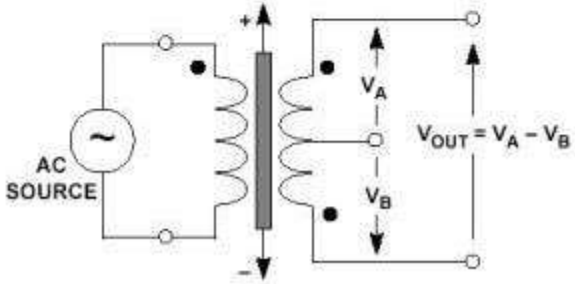
سنسورها و اصول داخلی

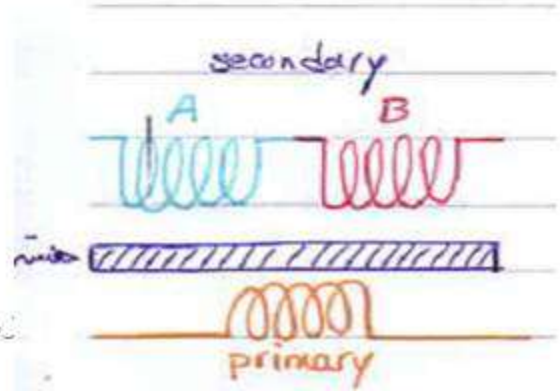
سنسورهای القایی

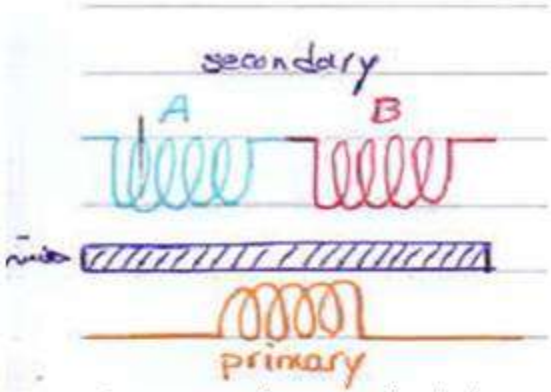
ترانسفورماتور دیفرانسیل متغییر خطی(LVDT)

LVDT یک نوع رایج از مبدلهای الکترومکانیکی است که میتواند حرکت یا جابجایی خطی را به سیگنال الکتریکی تبدیل کند. در حال حاضر سنسورهای موقعیت خطی LVDTدر دسترس است که می توانند جابجایی های بسیار کوچک از چند میلیونیم اینچ تا چند اینچ را اندازه گیری نمایند.

ساختار داخلی ترانسفورماتور متشکل از یک سیم پیچ اولیه که در بین یک جفت سیم پیچ ثانویه که به طور یکسان پیچیده شده اند قرار گرفته است، که این سیم پیچها به طور قرینه با اولیه فاصله دارند. سیم پیچ بر روی یک ماده پلیمری یک تکه که از لحاظ مکانیکی و حرارت و رطوبت تقویت شده است قرار دارد.







سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

ترانسفورماتور دیفرانسیل متغییر خطی(LVDT)

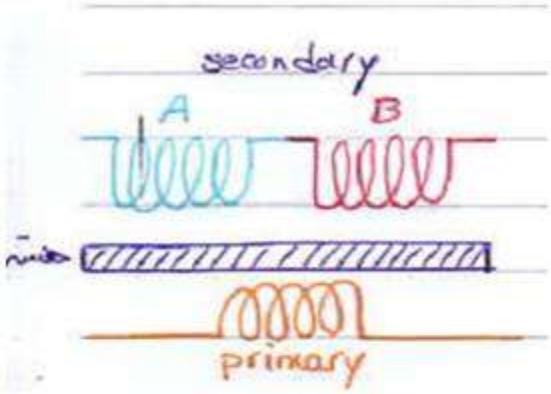
با اعمال یک جریان سینوسی به سیم پیچ اولیه در دو سیم پیچ ثانویه ولتاژ القا خواهد شد که میزان این ولتاژ القایی به موقعیت هسته وابسته است.

اگر هسته در وسط باشد ولتاژ القایی ثانویه در دو سیم پیچ یکسان خواهد بود.

جابجایی متناسب است با میزان حرکت هسته به سمت طرفین(راست یا چپ). با حرکت هسته به سمت راست یا چپ میزان ولتای القا شده در دو سیم پیچ A و B متفاوت خواهد بود.

برای اینکه بتوانیم جابجایی را اندازه بگیریم باید سیم پیچ های ثانویه به نحوی به همدیگر بسته شوند تا ولتاژ القایی شان از همدیگر کم شوند (تفاضلی باشند)

در واقع اختلاف ولتاژ القایی AوB نمایانگر میزان جابجایی خواهد بود.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

ترانسفورماتور دیفرانسیل متغییر خطی(LVDT)

مزایای سنسور LVDT

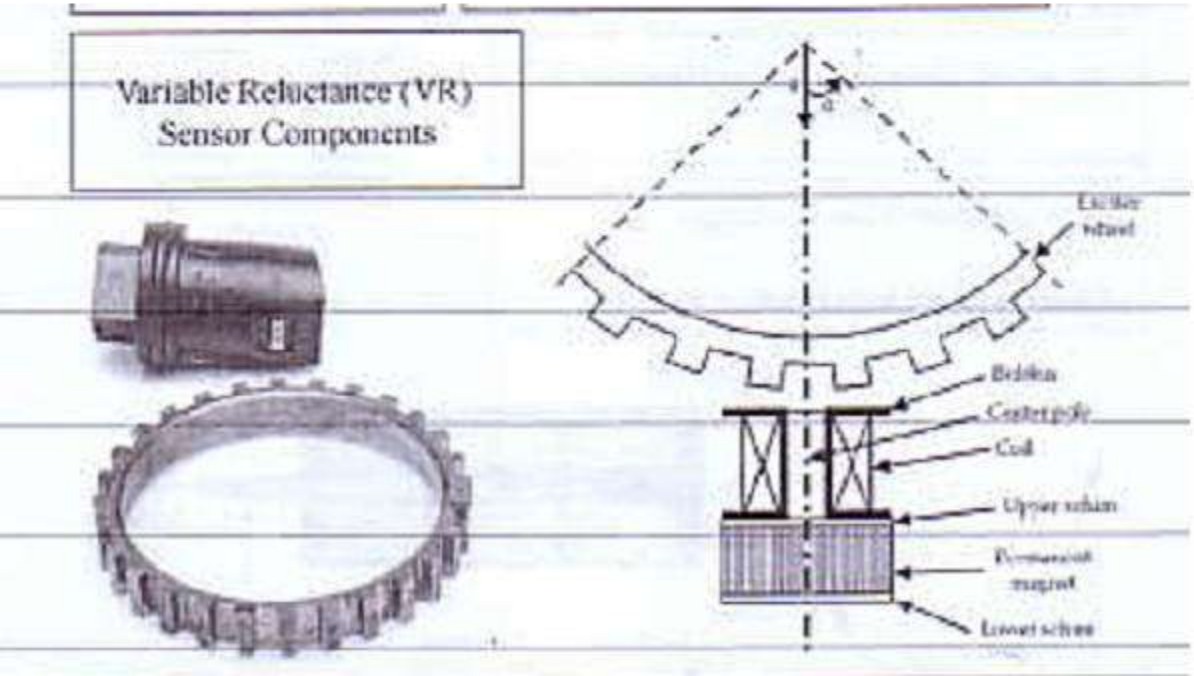
- دقت بالا
- عمرطولانی به لحاظ مکانیکی
- استحکام در برابر ضربه
- مقاوم در برابر عوامل محیطی(رطوبت؛ گرد و غبارو ...)
- پاسخ دینامیکی سریع

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

سنسور رلوکتانس متغییر(VR)

با چرخش چرخ دنده؛ در مواقعی که قسمت خالی چرخ دنده در قسمت وسط سلف قرار می گیرد، مقدار L کاهش می یابد و با قرارگیری دندانه L افزایش می یابد.بنابراین در هر دور کامل شفت، به تعداد دندانه های چرخ دنده جریان تغییر پیدا می کند و با تغییر جریان بر اساس رابطه V=Ldi/dt ولتاژ تغییر پیدا می کند.



به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(اندازه گیری گرمایی- سنسورهای خازنی- القایی)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی(سنسورهای القایی- مغناطیسی- پیزوالکتریک)

سوال

- یک کاربرد از سنسورهای القایی را در مهندسی پزشکی نام ببرید؟

پاسخ

- در اندازه گیری تغییرات ابعاد اعضای داخلی بدن مانند کلیه، رگهای اصلی خون، و دهلیز چپ می توان از این سنسورها استفاده کرد.

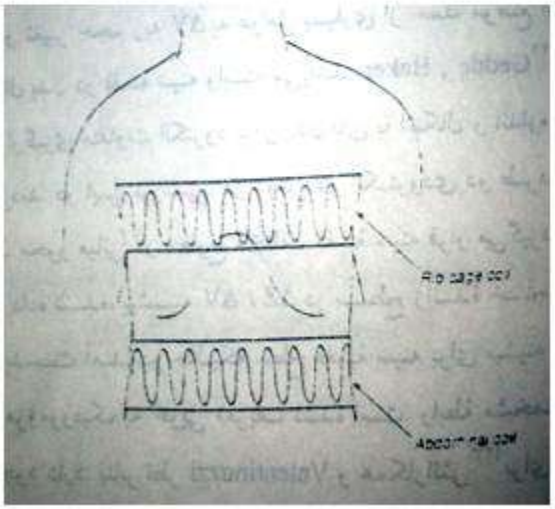
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای القایی

کاربرد: حجم نگاری القایی

برای کنترل پیوسته تهویه، یک جلیقه که تغییرات را در سطح شکم و سینه اندازه می گیرد، بکار رفته است.جلیقه شامل دو نوار کشسان جداگانه می باشد که در قفسه سینه و شکم قرار گرفته اند. هر نواری حاوی یک سیم پیچ زیک زاکی می باشد که القای آن بنابر تغییر در سطح مقطع تغییر می کند.

در این حجم سنجی تغییرات حجم ریه به صورت مجموعی از تغییر حجم قفسه سینه و قسمتهای شکمی است. در این روش القای سیم پیچ با افزایش سطح مقطع کاهش می یابد.



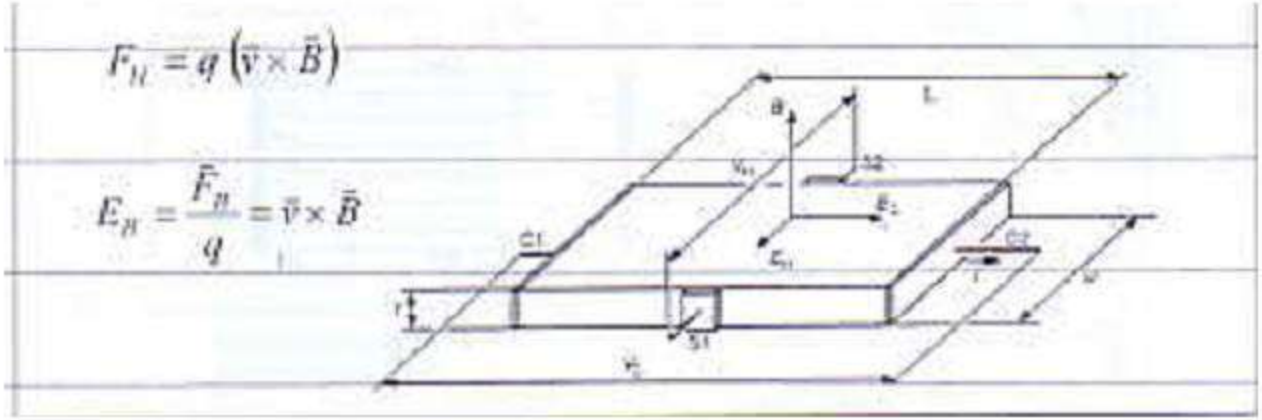
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

از سنسورهای مغناطیسی برای اندازه گیری شدت میدان مغناطیسی یا شدت شار مغناطیسی استفاده می شود. یکی از انواع سنسورهای مغناطیسی سنسور اثر هال است که برای اندازه گیری چگالی میدان مغناطیسی از آن استفاده می شود.

سنسور اثر هال

سنسور اثر هال یک قطعه نیم هادی به شکل مکعب مستطیل است که دارای ارتفاع کمی است. دو الکترود فلزی C1 و C2 در طرفین این سنسور وجود دارد که با اعمال ولتاژ به آنها جریانی از ماده نیمه هادی جاری می شود. در دو طرف دیگر قطعه دو اتصال بسیار طریف S1وS2 برای ثبت اندازه گیری چگالی شار مغناطیسی قرار دارد.



سنسورها و اصول داخلی

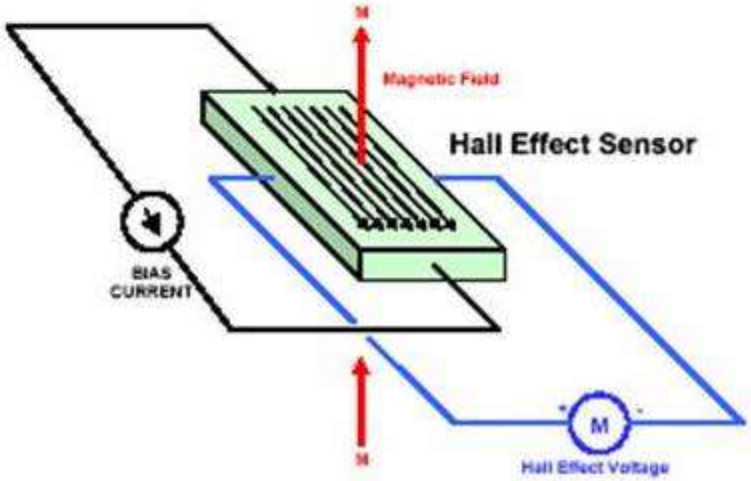
سنسورهای مغناطیسی

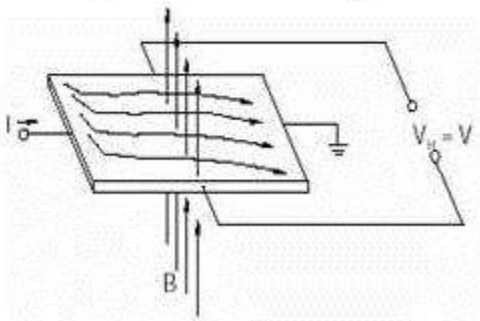
سنسور اثر هال

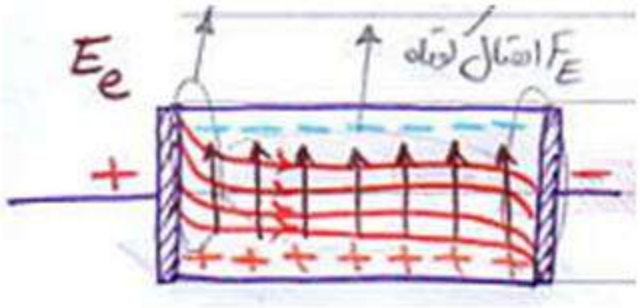
اگر یک ماده هادی یا نیمه هادی که حامل جریان الکتریکی است در یک میدان مغناطیسی به شدت B که عمود بر جهت جریان عبوری به شدت I می باشد، قرار گیرد ولتاژی به مقدار V در عرض هادی تولید می شود.

ولتاژها به این علت پدید می آیند که میدان مغناطیسی باعث می شود که نیروی لرنتز $F=q(V\times B)$ بر جریان عمل کند و توزیع آن را بر هم بریزد. نهایتا حاملهای جریان مسیر منحنی را مطابق شکل می پیمایند.

در این رابطه V سرعت لحظه ای، B میدان مغناطیسی،







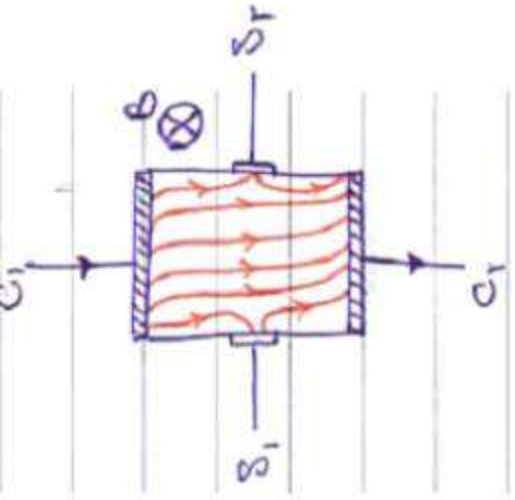
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

سنسور اثر هال

اثر هال نتیجه طبیعت جریان عبوری از هادی است. جریان از حرکت تعداد زیادی حامل‌های بار تشکیل می‌شود که معمولاً الکترونها، حفره ها، یونها یا ترکیبی از این سه هستند. حامل‌های بار هنگام حرکت در میدانی که بر مسیر حرکت آنها عمود است، نیرویی را تجربه می‌کنند، که نیروی لورنتز نامیده می‌شود. وقتی چنین میدان مغناطیسی‌ای حاضر نباشد، بارها تقریبا به صورت مستقیم حرکت می‌نمایند. اما وقتی یک میدان مغناطیسی عمود اعمال شود، مسیر آنها منحرف می‌شود و روی یکی سطوح ماده تجمع می‌کنند.

نتیجه این امر به جای ماندن بارهای مساوی اما با علامت مخالف در سطح دیگر خواهد بود، یعنی همان‌جایی که کمبود حامل بار وجود دارد. و بدین ترتیب یک توزیع نامتقارن از چگالی بار در سطح عنصر هال به وجود می‌آید که جهت آن عمود بر میدان مغناطیسی و جهت حرکت حامل‌های بار است. جدا شدن بارها یک میدان الکتریکی ایجاد می‌کند که با ادامه مهاجرت بارها مخالفت خواهد کرد. بنابراین یک اختلاف پتانسیل ثابت تا زمانی که جریان ادامه داشته باشد به وجود خواهد آمد.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

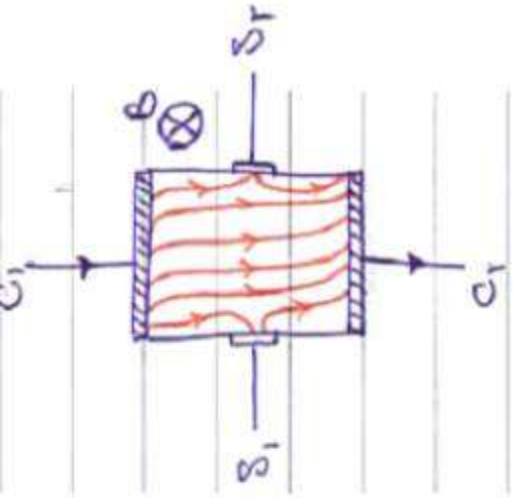
سنسور اثر هال

اگر در عرض قطعه دو الکترود S1 و S2 را قرار دهیم می توانیم اختلاف پتانسیل بین دو قطعه را بدست آوریم. S1 مثبت تر از S2 است. از آنجایی که شدت میدان الکتریکی در یک قطعه وابسته به طول آن است می توان مقدار ولتاژ القایی در S1 و S2 را با رابطه زیر بدست آورد:

$$V_H = \mu \frac{W}{L} V_L B$$

V_Hولتاژ عرضی ناشی از میدان القایی E_H(شدت میدان عرضی) که از اعمال ولتاژ طولی V_Lو ایجاد E_L (شدت میدان طولی)به وجود می آید.W عرض و L طول قطعه نیمه هادی است.

K= $\mu \frac{W}{L} V_L$ مقدار ثابتی است. چون Kهمواره ثابت است از فرمول فوق می توان برای سنجش B (چگالی شار مغناطیسی) استفاده کرد.



سنسورها و اصول داخلی

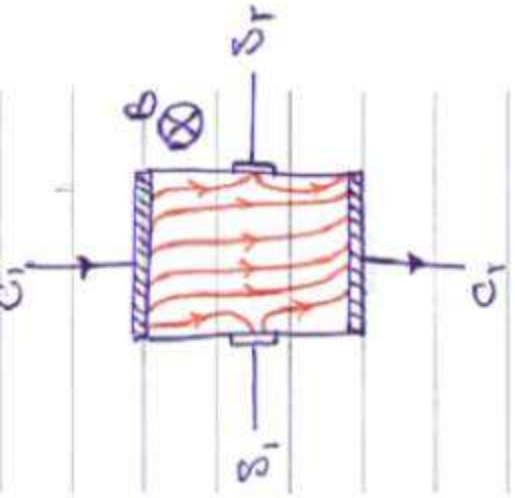
سنسورهای مغناطیسی

سنسور اثر هال

سنسور هال دو پایه برای ورودی و دو پایه برای خروجی دارد.

دو پایه ورودی برای اعمال V_L و دو پایه خروجی برای حس کردن مقدار خروجی می باشد.

بنابراین اثر هال به عنوان ابزاری که می‌توان به وسیله آن یا چگالی حامل و یا میدان مغناطیسی را اندازه گرفت، بسیار سودمند است.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

مزایا و معایب سنسور اثر هال

- عمر طولانی
- عمل با سرعت بالا-پاسخ فرکانسی بالای KHZ۱۰۰
- اجزای غیر متحرک
- بازه دمایی گسترده (۴۰- تا ۱۵۰ درجه سلسیوس)
- عملکرد تکرار پذیرعالی
- توانایی عمل در محیط کثیف و آلوده

- یک عیب بزرگ این است که در این سیستمها پوشش مغناطیسی مناسب باید در نظرگرفته شود، چون وجود میدان های مغناطیسی دیگر باعث می شود تا خطای زیادی در سیستم اتفاق افتد.

سنسورها و اصول داخلی

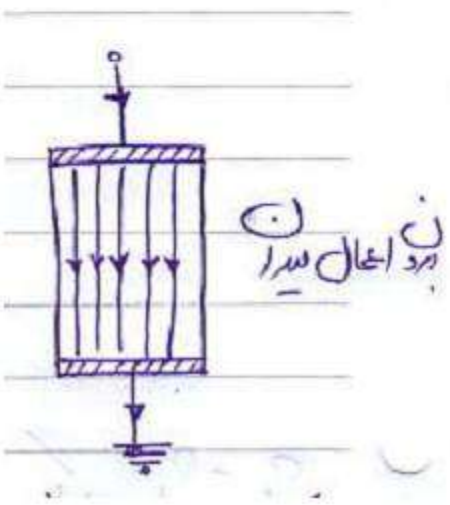
سنسورهای مغناطیسی

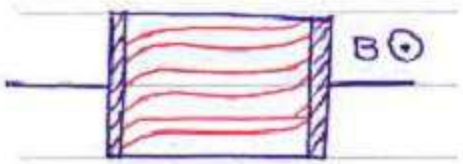
مگنتورزیستیو

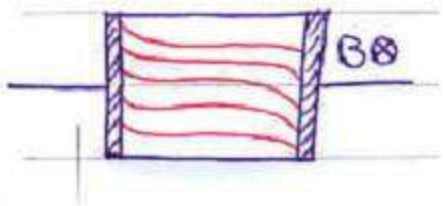
همان ساختار سنسور هال را دارند با این تفاوت که با اعمال میدان مغناطیسی خارجی(یک آهنربا) جریان ها در یک گوشه بیشتر از گوشه دیگر تجمع می کنند و عملا از عرض کمتری از قطعه برای عبور جریان استفاده می شود. به عبارتی کاهش عرضی داریم. از طرفی مسیر جریان طول بیشتری دارد و مسیر طولانی تری طی می کند و طول موثر مقاومت افزایش می یابد.

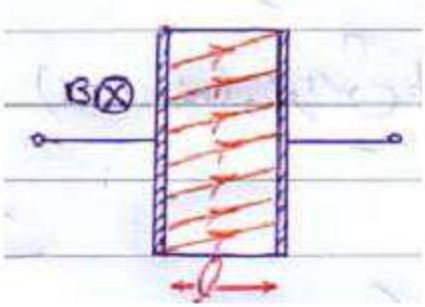
با اعمال میدان مغناطیسی خارجی عملا کاهش عرضی $W-\Delta W$ و افزایش طولی $L+\Delta L$, و افزایش میزان مقاومت موثر $R+\Delta R$ خواهیم داشت.

افزایش میزان مقاومت در اثر اعمال میدان مغناطیسی خارجی را اثر گاوس می نامند.









سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

مگنتورزیستیو

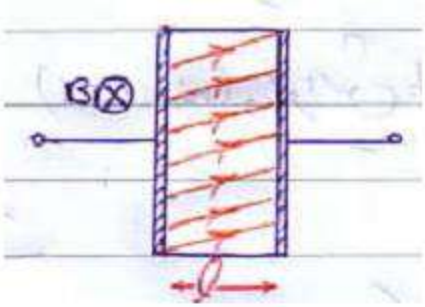
افزایش میزان مقاومت در اثر اعمال میدان مغناطیسی خارجی را اثر گاوس می نامند.

افزایش میزان مقاومت به دلیل وجود $\frac{L+\Delta L}{W-\Delta W}$ غیر خطی و باید آن را حذف نماییم. در سنسورهای مگنتورزیستیو صرفا بزرگی B اندازه گیری می شود و جهت آن اهمیتی ندارد.به عبارت دیگر هدف سنجش میزان تغییر مقاومت در اثر وجود میدان B است. جهت حذف عامل غیر خطی طول را به شدت کاهش می دهیم تا نسبت به عرض مقدار بسیار کمی داشته باشد.

$$R_{GMR}(B=0)=R_0$$

$$R_{GMR}(B\neq 0)=R_0\left(\frac{1+\frac{\Delta L}{L}}{1+\frac{\Delta W}{W}}\right) \quad , \quad \frac{-\Delta W}{W}\ll\frac{\Delta L}{L}$$

با این کار داریم: $R_{GMR}(B\neq 0)=R_0\left(1+\frac{\Delta L}{L}\right)$

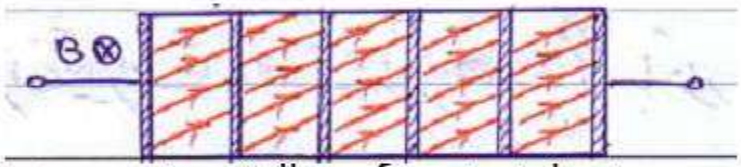


سنسورها و اصول داخلی

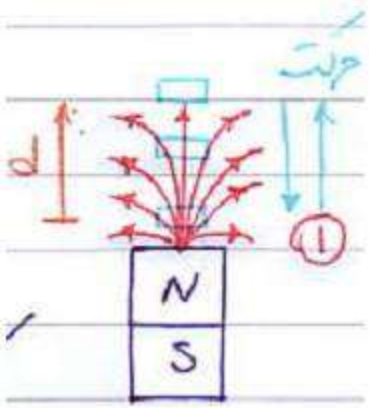
سنسورهای مغناطیسی

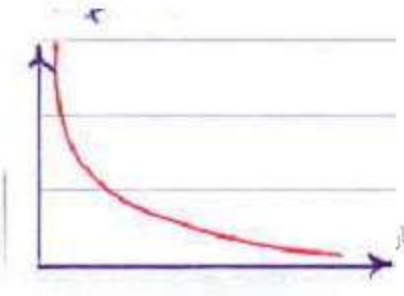
مگنتورزیستیو

نکته قابل توجه این است که از آنجایی که نسبت طول به عرض خیلی کم است درنتیجه میزان مقاومت حاصل عدد کوچکی است. برای رفع این عیب چندین مقاومت را به صورت سری به هم وصل می کنیم تا به مقاومت عددی بزرگتری برسیم.



حالتهای مختلفی برای قرارگیری آهنربا در اطراف سنسور وجود دارد. در یک حالت سنسور به صورت عمودی بالا و پایین می رود.آهنربا در یک فاصله معین از سنسور به فاصله d قرار دارد. اگر سنسور بالا رود d افزایش یافته و B کاهش می یابد. اگر سنسور به آهنربا بچسبد B ماکزیمم است. کاهش B به معنای کاهش میزان ولتاژ اندازه گیری شده در سنسور است.



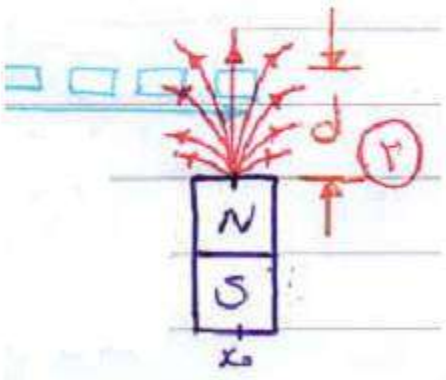


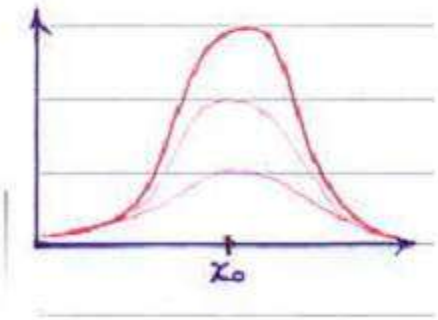
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

مگنتورزیستیو

در حالت دیگرفاصله عمودی سنسور و آهنربا ثابت است. و سنسور به صورت افقی نسبت به آهنربا در حر کت است. سنسور مولفه عمودی میدان را اندازه می گیرد. با نزدیک شدن سنسور به مرکز آهنربا شار MAX می شود. و با گذشتن از وسط دوباره ولتاژ به مقدار اولیه بر می گردد. هرچه فاصله d کمتر باشد همان شکل با پیک ماکزیمم بزرگتر خواهد بود.



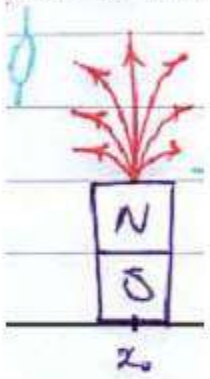


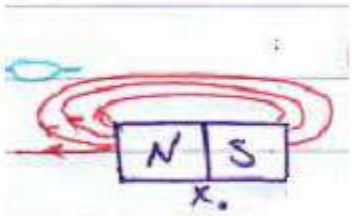
سنسورها و اصول داخلی

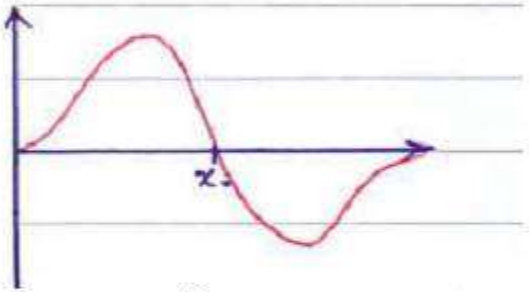
سنسورهای مغناطیسی

مگنتورزیستیو

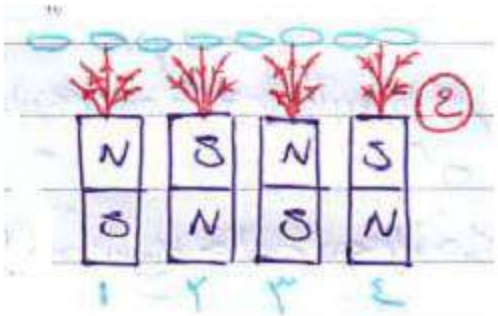
در حالت دیگرسنسور به موازات آهنربا حرکت می کند. با عبور سنسور از X0 خطِ شار موازی سنسور بوده و مولفه عمودی میدان عبوری از سنسور صفر است.

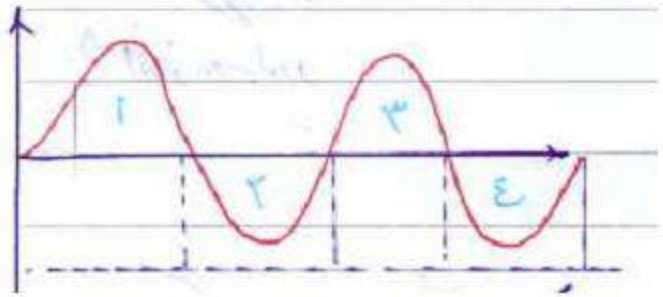






در حالت دیگر از چندین آهنربا در جهتهای مختلف استفاده می شود. در فاصله ثابت d سنسور حرکت می کند.



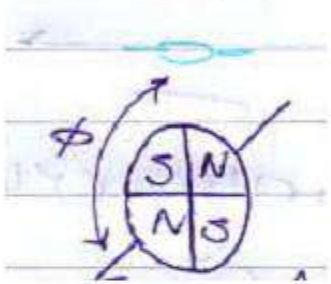


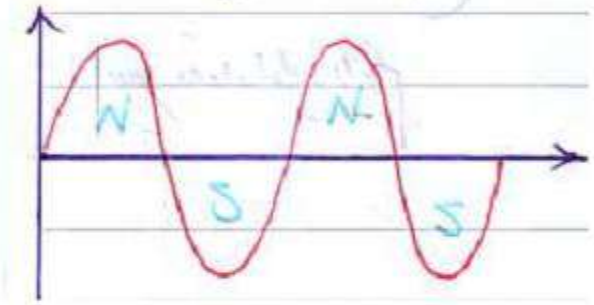
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای مغناطیسی

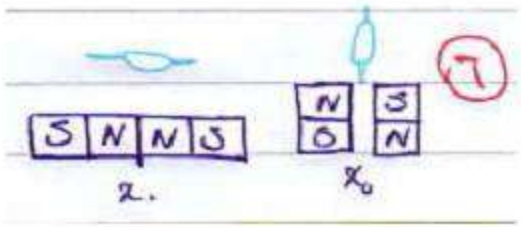
مگنتورزیستیو

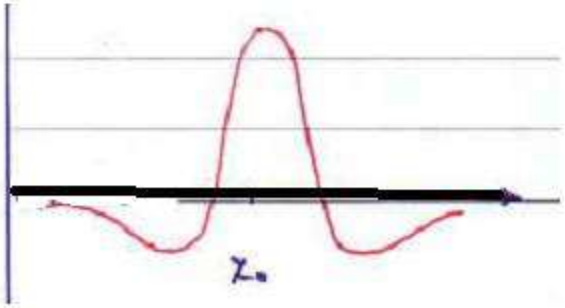
در حالت دیگرسنسور ثابت است و آهنربا می چرخد. از این روش برای سنجش زاویه چرخش استفاده می شود.





در حالت دیگر سنسور وقتی بین دو آهنربا است تشدید میدان ایجاد شده و پیک خواهیم داشت





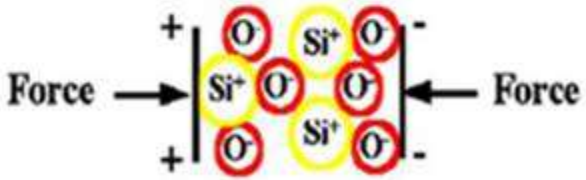
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

اساس اثر پیزوالکتریک :

- هنگامی که بر مواد پیزوالکتریک، تنش مکانیکی اعمال شود، این امر موجب ایجاد میدان الکتریکی در این مواد می‌شود. بطورعکس نیز اعمال یک میدان الکتریکی موجب ایجاد فشار مکانیکی (فشردگی یا کشیدگی) در اینگونه مواد می‌شود.

- **این پدیده در موادی رخ می دهد که ساختارهای بلوری آنها نامتقارن است. وقتی فاصله بین بارهای مثبت و منفی بر اثر کرنش مکانیکی تغییر کند، میزان میدان الکتریکی ناشی از دو قطبی تغییر می کند و بار روی الکترود تغییر می کند.**



۱.جابجایی بارهای الکتریکی را در شبکه ی اتمی یک کریستال پیزوالکتریک طبیعی

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

- در پیزو الکتریک انرژی ها به هم تبدیل می شوند، به همین خاطر می توانیم از آن به عنوان سنسور (حسگر) بسیار حساس استفاده کنیم. این ویژگی به آن‌ها اجازه می‌دهد به عنوان حسگرهای مکانیکی عمل کنند. به این علت که آن‌ها در پاسخ به فشار مکانیکی جریان الکتریکی تولید می‌کنند.

- مبدل فراصوتی

مبدل فراصوتی از یک پیزوالکتریک تشکیل شده است. کریستال پیزوالکتریک وقتی توسط یک میدان الکتریکی تحریک می شود، شکلش تغییر می کند. ارتعاشات مکانیکی کریستال تولید موجهای فشاری می کند. این امواج صوتی با مرتعش نمودن محیط در آن مرتعش می شوند.

- در بدن انسان در مرز بافتها مقداری از باریکه تابش امواج صوتی منعکس می شود. برای تبدیل اکوهای فراصوتی بازگشتی(که ارتعاشات مکانیکی هستند) به خروجی ولتاژی هم از همین مبدل پیزوالکتریک استفاده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

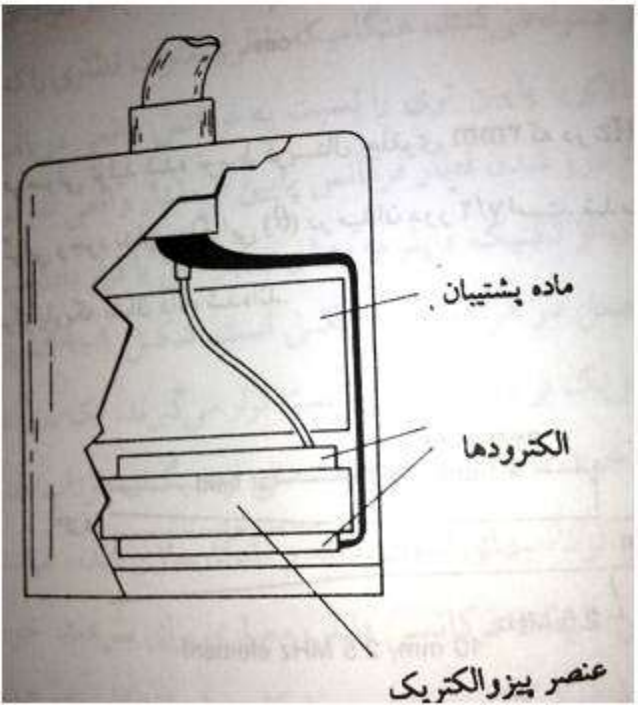
مبدلهای پیزوالکتریک فراصوتی با استفاده از مواد سرامیک پلی کریستالین مانند تیتانات باریم و تیتانات سرب ساخته می شوند.

اجزای اصلی یک مبدل فراصوتی در شکل نشان داده شده است.

محافظ مبدل خاصیت سیگنال فراصوت گسیل شده را تعیین می کند. اگر حفاظ هوا استفاده شود، عدم تطابق امپدانس زیادی بین کریستال پیزوالکتریک و هوا وجود خواهد داشت.

بنابراین بیشتر انرژی به سمت جلو منتقل می شود.

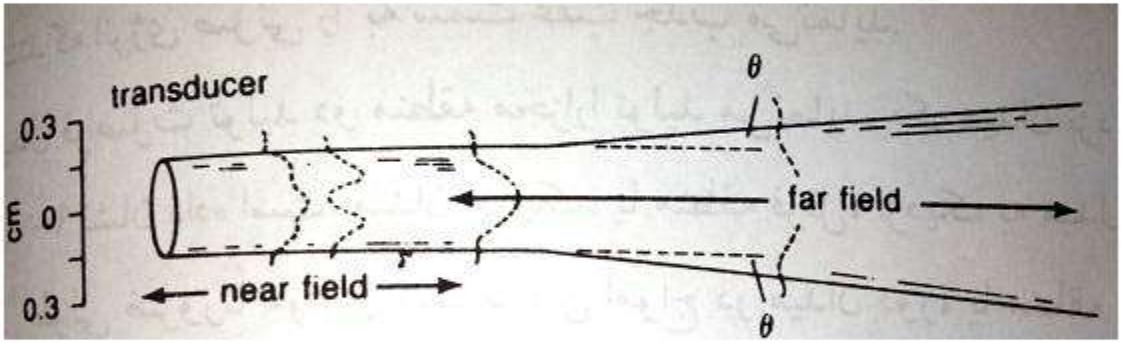
در این کریستالها با حفاظ هوا زمان لرزش نسبتا طولانی است.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

یک مبدل فراصوت دو منطقه مجزا تولید می کند. یک میدان نزدیک و یک میدان دور میدان نزدیک یا منطقه فرنل نزدیک مبدل است. در این منطقه امواج صوتی طولی موازی است این امواج در میدان دور شروع به واگرایی می کند.



درجه تفکیک جانبی در میدان دور به قدری ضعیف می شود که اشیا به علت باریکه واگرا کننده بزرگتر ظاهر می شوند.

طول میدان نزدیک را می توان از رابطه زیر بدست آورد:

$$l = r^2/\lambda$$

r شعاع مبدل و λطول موج

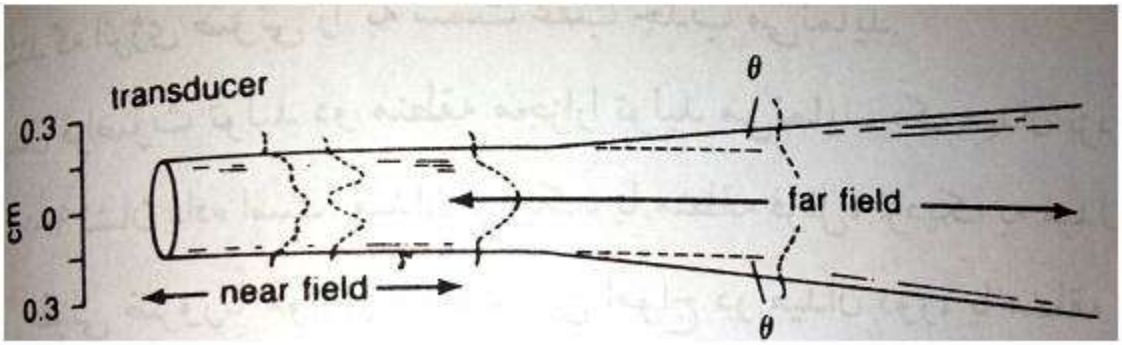
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

چنانچه از رابطه پیداست طول میدان نزدیک را با افزایش قطر مبدل می توان زیاد کرد.
همچنین افزایش فرکانس مبدل سبب افزایش طول میدان نزدیک می شود. λ=c/f

زاویه واگرایی باریکه در میدان دور، $\boldsymbol{\theta}$ از رابطه زیر بدست می آید:

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right)$$



سوال

- با داشتن یک مبدل فراصوتی با قطر ۱۰ میلیمتر و منبع تحریک ۲/۵ مگا هرتزی، طول میدان نزدیک و زاویه واگرایی باریکه را در میدان دور محاسبه کنید. سرعت انتشار صوت در محیط را ۱۵۴۰ متر برثانیه در نظر بگیرید.

پاسخ

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1540}{2.5MHz} = 616 \times 10^{-6}m$$

$$l = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{5mm^2}{616 \times 10^{-6}m} = 4.1cm$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right) = 4.3 \text{ درجه}$$

سوال

- چند کاربرد سنسورهای پیزوالکتریک را در پزشکی نام ببرید؟

پاسخ

- در مبدل تصویرگرهای تشخیصی، چاقوهای کوچک جراحی و کالبدشکافی، جریان سنج های داپلر برای اندازه گیری سرعت خون، معاینات فراصوتی چشم بخصوص وقتی چشم پزشک قادر به معاینه چشم با دیدن نیست(وقتی که چشم بیمار آب مروارید آورده است یا مواقعی که ماده ماتی مانند خون وجود دارد)

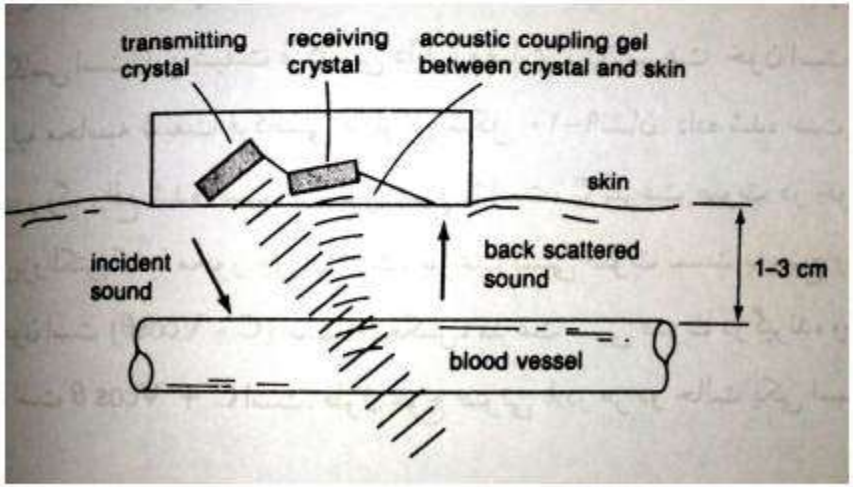
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

اصل داپلر تکنیکی مهم برای اندازه گیری جریان خون است.جریان خون را با استفاده از تکنیک داپلر به روش ورا پوستی یا قرار دادن مستقیم مبدل بر روی رگ می توان اندازه گرفت. اصل عمل در هر دو مورد یکی است.

دو کرسیتال پیزوالکتریک بر روی سطح پوست قرار می گیرند . یک سیگنال فراصوتی با فرکانس ۵ الی ۱۰ مگاهرتز به جریان خون داده می شود و قسمتی از سیگنال بازتاب شده و سیگنال گیرنده را تحریک می کند.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

به اختلاف بین فرکانسهای انتقال یافته و آشکار شده شیفت داپلر گفته می شود که به علت صوت انعکاسی است. این شیفت فرکانسی داپلر معیاری برای سرعت خون است.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی(سنسورهای القایی- مغناطیسی)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی
(سنسورهای پیزوالکتریک)

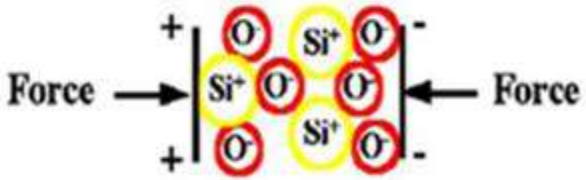
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

اساس اثر پیزوالکتریک :

- هنگامی که بر مواد پیزوالکتریک، تنش مکانیکی اعمال شود، این امر موجب ایجاد میدان الکتریکی در این مواد می‌شود. بطورعکس نیز اعمال یک میدان الکتریکی موجب ایجاد فشار مکانیکی (فشردگی یا کشیدگی) در اینگونه مواد می‌شود.

- **این پدیده در موادی رخ می دهد که ساختارهای بلوری آنها نامتقارن است. وقتی فاصله بین بارهای مثبت و منفی بر اثر کرنش مکانیکی تغییر کند، میزان میدان الکتریکی ناشی از دو قطبی تغییر می کند و بار روی الکترود تغییر می کند.**



۱.جابجایی بارهای الکتریکی را در شبکه ی اتمی یک کریستال پیزوالکتریک طبیعی

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

- در پیزو الکتریک انرژی ها به هم تبدیل می شوند، به همین خاطر می توانیم از آن به عنوان سنسور (حسگر) بسیار حساس استفاده کنیم. این ویژگی به آن‌ها اجازه می‌دهد به عنوان حسگرهای مکانیکی عمل کنند. به این علت که آن‌ها در پاسخ به فشار مکانیکی جریان الکتریکی تولید می‌کنند.

- مبدل فراصوتی

مبدل فراصوتی از یک پیزوالکتریک تشکیل شده است. کریستال پیزوالکتریک وقتی توسط یک میدان الکتریکی تحریک می شود، شکلش تغییر می کند. ارتعاشات مکانیکی کریستال تولید موجهای فشاری می کند. این امواج صوتی با مرتعش نمودن محیط در آن مرتعش می شوند.

- در بدن انسان در مرز بافتها مقداری از باریکه تابش امواج صوتی منعکس می شود. برای تبدیل اکوهای فراصوتی بازگشتی(که ارتعاشات مکانیکی هستند) به خروجی ولتاژی هم از همین مبدل پیزوالکتریک استفاده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

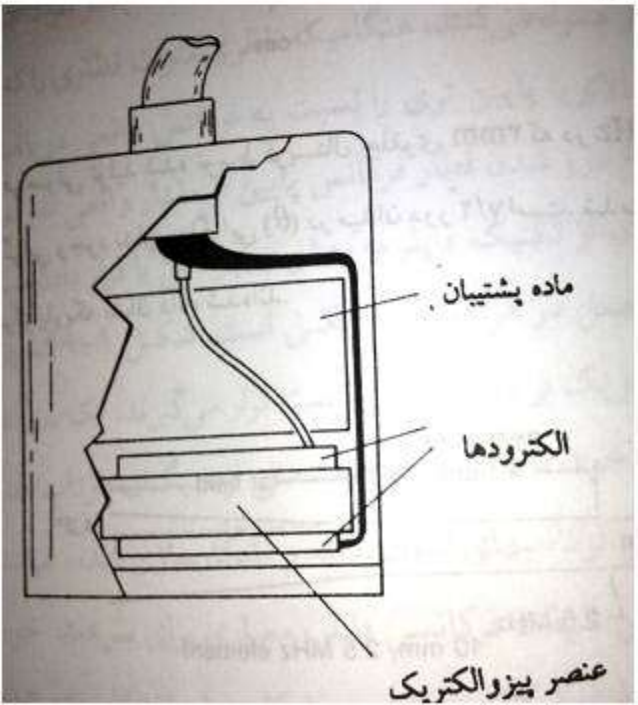
مبدلهای پیزوالکتریک فراصوتی با استفاده از مواد سرامیک پلی کریستالین مانند تیتانات باریم و تیتانات سرب ساخته می شوند.

اجزای اصلی یک مبدل فراصوتی در شکل نشان داده شده است.

محافظ مبدل خاصیت سیگنال فراصوت گسیل شده را تعیین می کند. اگر حفاظ هوا استفاده شود، عدم تطابق امپدانس زیادی بین کریستال پیزوالکتریک و هوا وجود خواهد داشت.

بنابراین بیشتر انرژی به سمت جلو منتقل می شود.

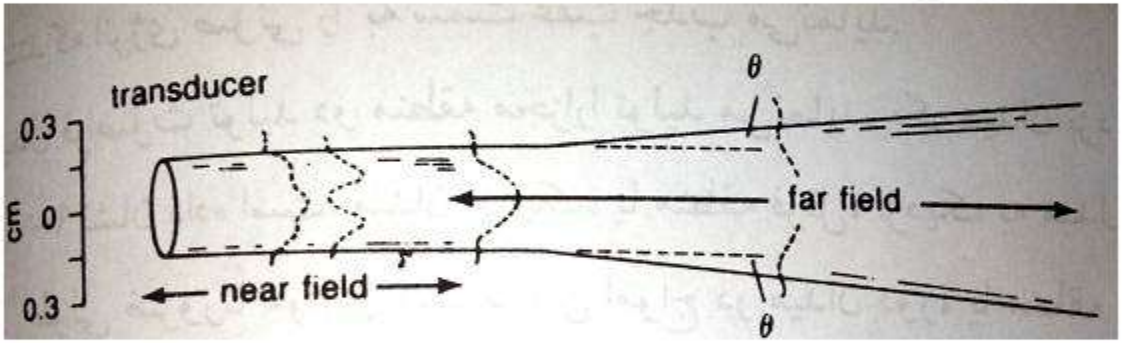
در این کریستالها با حفاظ هوا زمان لرزش نسبتا طولانی است.



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

یک مبدل فراصوت دو منطقه مجزا تولید می کند. یک میدان نزدیک و یک میدان دور میدان نزدیک یا منطقه فرنل نزدیک مبدل است. در این منطقه امواج صوتی طولی موازی است این امواج در میدان دور شروع به واگرایی می کند.



درجه تفکیک جانبی در میدان دور به قدری ضعیف می شود که اشیا به علت باریکه واگرا کننده بزرگتر ظاهر می شوند.

طول میدان نزدیک را می توان از رابطه زیر بدست آورد:

$$l = r^2/\lambda$$

r شعاع مبدل و λطول موج

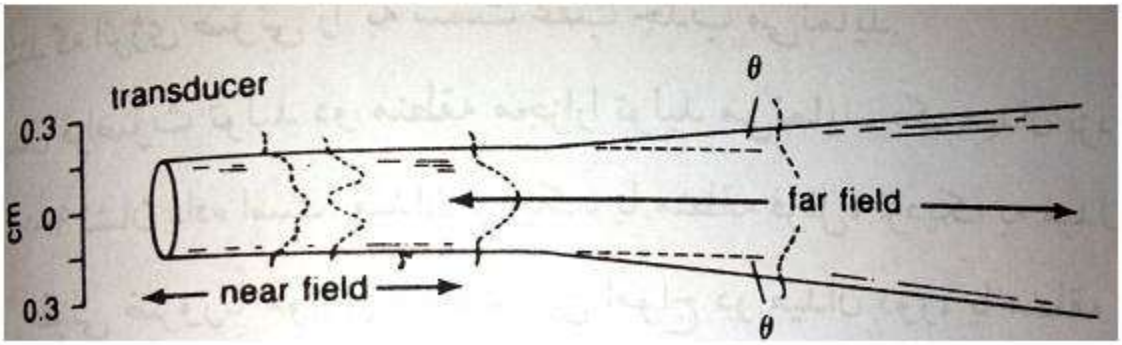
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

چنانچه از رابطه پیداست طول میدان نزدیک را با افزایش قطر مبدل می توان زیاد کرد.
همچنین افزایش فرکانس مبدل سبب افزایش طول میدان نزدیک می شود. λ=c/f

زاویه واگرایی باریکه در میدان دور، $\boldsymbol{\theta}$ از رابطه زیر بدست می آید:

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right)$$



سوال

- با داشتن یک مبدل فراصوتی با قطر ۱۰ میلیمتر و منبع تحریک ۲/۵ مگا هرتزی، طول میدان نزدیک و زاویه واگرایی باریکه را در میدان دور محاسبه کنید. سرعت انتشار صوت در محیط را ۱۵۴۰ متر برثانیه در نظر بگیرید.

پاسخ

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1540}{2.5MHz} = 616 \times 10^{-6}m$$

$$l = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{5mm^2}{616 \times 10^{-6}m} = 4.1cm$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right) = 4.3 \text{ درجه}$$

سوال

- چند کاربرد سنسورهای پیزوالکتریک را در پزشکی نام ببرید؟

پاسخ

- در مبدل تصویرگرهای تشخیصی، چاقوهای کوچک جراحی و کالبدشکافی، جریان سنج های داپلر برای اندازه گیری سرعت خون، معاینات فراصوتی چشم بخصوص وقتی چشم پزشک قادر به معاینه چشم با دیدن نیست(وقتی که چشم بیمار آب مروارید آورده است یا مواقعی که ماده ماتی مانند خون وجود دارد)

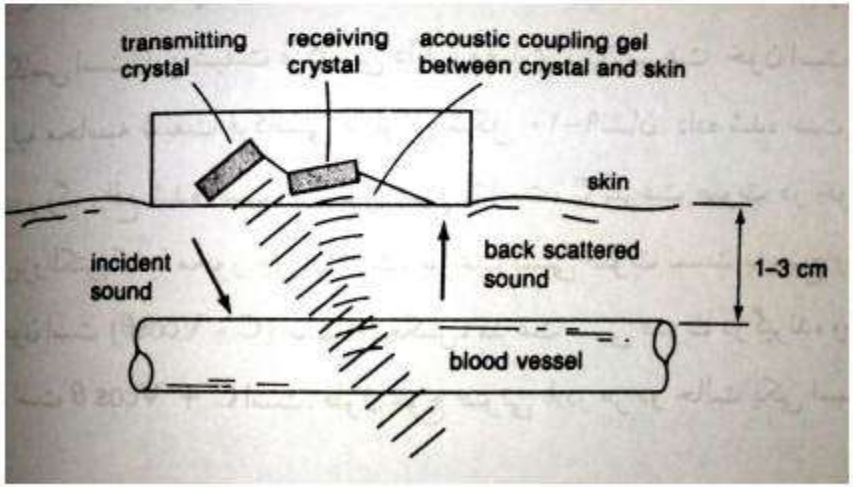
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

اصل داپلر تکنیکی مهم برای اندازه گیری جریان خون است.جریان خون را با استفاده از تکنیک داپلر به روش ورا پوستی یا قرار دادن مستقیم مبدل بر روی رگ می توان اندازه گرفت. اصل عمل در هر دو مورد یکی است.

دو کرسیتال پیزوالکتریک بر روی سطح پوست قرار می گیرند . یک سیگنال فراصوتی با فرکانس ۵ الی ۱۰ مگاهرتز به جریان خون داده می شود و قسمتی از سیگنال بازتاب شده و سیگنال گیرنده را تحریک می کند.



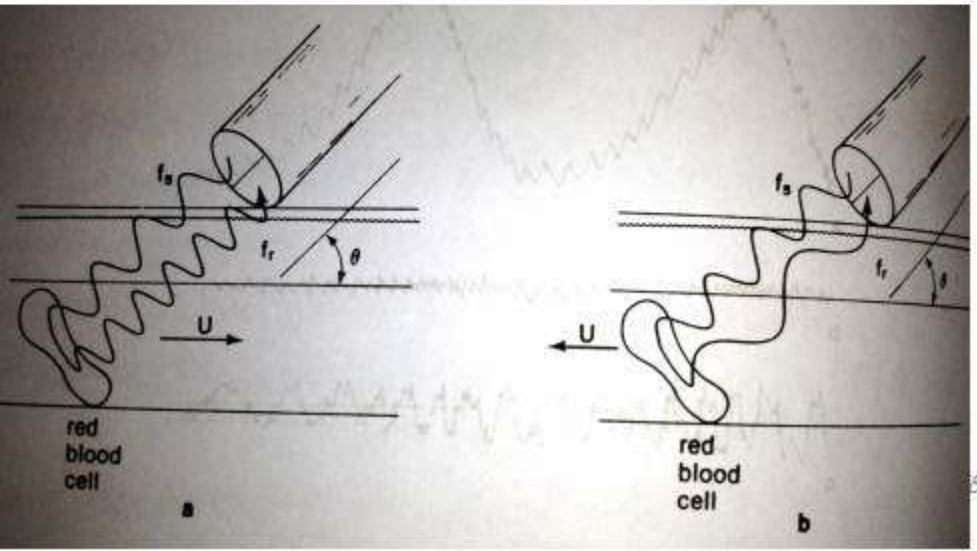
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

به اختلاف بین فرکانسهای انتقال یافته و آشکار شده شیفت داپلر گفته می شود که به علت صوت انعکاسی است. این شیفت فرکانسی داپلر معیاری برای سرعت خون است.

- انتقالهای فرکانسی داپلر به وسیله یک گلبول قرمز خون به وجود می آید.
- فرکانس ارسالی fs در دو تصویر یکی است. وقتی سلول به سمت پروب حرکت می کند فرکانس بازتابیfr بیشتر است.(حالت a) وقتی گلبول از پروب دور می شود فرکانس کم می شود.(حالت b)



سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

اگر فرکانس منبع fs و فرکانس بازتابی frسرعت صوت در خون c و سرعت خون v و $\boldsymbol{\theta}$ زاویه پیزوالکتریک با

محور جریان باشد.

- سرعت نسبی صوت نسبت به منبع وقتی که صوت خلاف جریان خون است برابر $C - V\cos\theta$ است.

سرعت نسبی صوت نسبت به منبع وقتی که صوت در جهت جریان خون است

برابر $C + V\cos\theta$ است.

طول موج صوتیλ در هر دو حالت یکی است. پس

$$\lambda = (C - V\cos\theta)/f_s = (C + V\cos\theta)/f_r$$

$$f_r = [(C + V\cos\theta)/(C - V\cos\theta)]f_s$$

$$\Delta f = f_s - f_r$$

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

$$\Delta f = f_s - f_r$$

$$\Delta f = f_s \frac{(C + V\cos\theta) - 1}{(C - V\cos\theta)} = f_s \frac{2V\cos\theta}{C - V\cos\theta}$$

چون $C \gg V$

Δf: شیفت فرکانسی

$$\Delta f = f_s \frac{2V\cos\theta}{C}$$

سوال

- یک داپلر با فرکانس ۵ مگا هرتز و زاویه ۴۵ درجه با محور جریان داریم. وقتی سرعت خون ۳۰ سانتی متر بر ثانیه است، شیفت فرکانسی چقدر است؟
- سرعت صوت در خون را برابر 1.5×10^5 در نظر بگیرید.

پاسخ

- $\Delta f = f_s \frac{2V\cos\theta}{C} = 5\times10^6 \frac{2\times30\times\cos 45}{1.5\times10^5} = 1414\ Hz$

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

سنسورها و اصول داخلی
(سنسورهای پیزوالکتریک)

عنواین مطالب امروز

سنسورها و اصول داخلی
(سنسورهای الکتروشیمیایی)

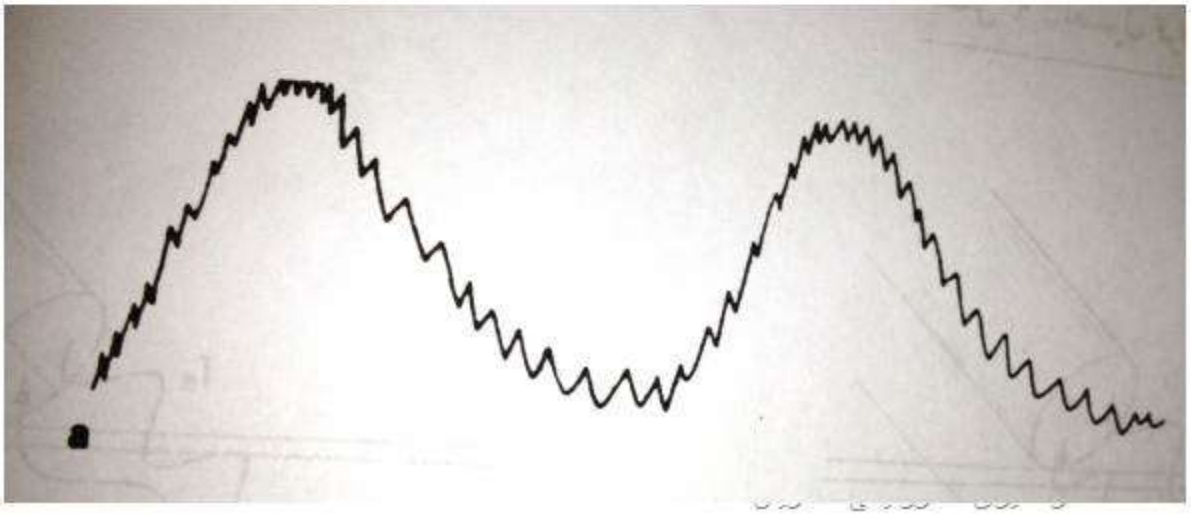
سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

خروجی جریان سنج موج پیوسته داپلر، یک فرکانس شنوایی است. این سیگنال را می توان به وسیله یک مدار آشکار کننده در لحظه عبور از صفر پردازش کرد تا ولتاژ آنالوگی متناسب با سرعت خون تولید نماید.

هر بار که سیگنال ورودی از صفر می گذرد یک پالس تولید می شود. خروجی آشکارساز از امواج بزرگی با فرکانسهای پایین به همراه سیگنالهای فرکانس بالای کم دامنه تشکیل شده است که روی موج کم فرکانس سوار شده اند.



سوال

- دلیل حضور سیگنال کم فرکانس در خروجی جریان سنج موج پیوسته داپلر چیست و چگونه می توان آن را حذف کرد؟

پاسخ

- سیگنال فرکانس پایین به سبب حرکت دیواره رگ است که با فیلتر بالاگذر در فرکانس تقریبا ۱۰۰ مگا هرتز حذف می شود.
- این سبب می شود که متاسفانه سیگنالهای مربوط به گلبول قرمز با سرعت کمتر از ۱/۵ سانتی متر بر ثانیه را که ممکن است در مجاورت دیواره رگ رخ دهد حذف می کند.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای پیزوالکتریک

کاربرد: جریان سنج داپلر

مشکل اصلی این سیستم آن است که جریان مثبت و منفی نتیجه یکسانی تولید می کنند و آشکارسازی جهت جریان ممکن نیست.

برای حل این مشکل از تکنیکهای آشکار سازی تربیعی برای تعیین جهت جریان استفاده می شود. در این سیستم ها یک شبکه با شیفت فازی ۹۰ درجه حامل را به دو سیگنال که با زاویه ۹۰ درجه از هم جدا شده اند، تقسیم می کند.

جریان خون رو به جلو یا دور از مبدل، فرکانس انتقالی داپلر پایین تر از حامل تولید می کند. فاز موج داپلر عقبتر از موج مرجع است.

جریان خون در جهت معکوس، فرکانس انتقالی داپلر بالاتر تر از حامل تولید می کند.

جهت جریان با علامت فاز تعیین می شود.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

واحد کمیتهای شیمیایی

- میزان ماده با جرم بیان می شود در دستگاه SI واحد جرم کیلوگرم است. میزان ماده را توسط مول نیز بیان می شود. تعداد عناصر اولیه موجود در یک مول برابر ثابت آووگادرو 6.22×10^{23}است.
- میزان یک ماده خاص در یک محلول را می توان توسط جرم، حجم یا مول آن بیان کرد.
- غلظت برابر جرم ماده در واحد حجم محلول است و واحد آن در SI برابر Kg/m^3 است.
- غلظت مولی برابر میزان ماده بیان شده با مول در واحد حجم محلول می باشد و واحد آن در دستگاه SI برابر mol/m^3 است.
- غلظت و غلطت مولی معمولا با حرفC نشان داده می شوند. اما غلظت مولی یک ماده خاص اغلب توسط فرمول شیمیایی آن در داخل [ ] نشان داده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

- کمیت های شیمیایی در بدن را می توان با تحلیل یک ماده نمونه گیری شده مانند خون یا ادرار محاسبه کرد. در هر حال غلظت برخی کمیتهای شیمیایی می تواند چنان سریع تغییر کند که نیازمند نظارت پیوسته در درون بدن باشد.
- خون متداولترین هدف برای اندازه گیری شیمیایی است. زیرا بسیاری از مواد شیمیایی مهم با استفاده از گردش خون انتقال می یابد. در واقع غلظت بسیاری از مواد در نمونه خون منعکس کننده همان غلظت ها در کل خون می باشد.
- به طور متداول نمونه های خون از یک ورید گرفته شده و توسط تجزیه گرهای شیمیایی تجزیه می شود. برای مانیتورینگ دائمی کمیتهای شیمیایی خون یا باید خون به طور مداوم کشیده شود یا یک مبدل شیمیایی در رگ خونی قرار گیرد.
- اگر ماده هدف به میزان زیادی در دیواره مویرگ قابل تراوش باشد، غلظت در مایع بین سلولی برابر همین غلظت در خون است. از اینرو می توان غلظت را توسط مبدل در فضای بین سلولی نیز محاسبه کرد.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

- علاوه بر خون ادرار نیز یک هدف معمول برای تجزیه آزمایشهای بالینی است. اگرچه اطلاعات بدست آمده از ادرار کمتر از خون است ولی نمونه گیری آن آسانتر است.
- PH ادرار عادی بین ۴/۶ تا ۸ است. از طرف دیگر گلوکز، هموگلوبین یا پروتئین در ادرار عادی دیده نمی شود. حضور چنین موادی در ادرار می تواند نشانه ای از غیرعادی بودن ادرار داشته باشد.

سنسورالکتروشیمیایی وسیله ای است که کمیت شیمیایی را با استفاده از اصل الکتروشیمیایی به جریان یا پتانسیل الکتریکی تبدیل می کند.

نمونه سیستم اندازه گیری الکتروشیمیایی از دو الکترود، محلول الکترولیت و دستگاه الکترونیکی برای اندازه گیری جریان یا پتانسیل تشکیل شده است.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

الکترولیت در آب حل شده به یون تجزیه می شود. هنگامی که یک میدان الکتریکی در محلول به وجود می آید یون حرکت می کند و جریان یونی ایجاد می کند.

سوال

آیا می توان جریان یونی را توسط دستگاههای الکترونیکی سنجید؟

پاسخ

جریان یونی را نمی توان به طور مستقیم توسط دستگاههای الکترونیکی معمولی که در آنها جریان توسط حرکت الکترون های آزاد در هادی الکتریکی تداوم می یابد، سنجید.

بنابراین برای اندازه گیری جریان یونی با یک دستگاه الکترونیکی، یک جفت واسطه مورد نیازند تا یک جریان یونی را به یک جریان الکترونیکی تبدیل کرد.

درالکترو شیمی، الکترود به عنوان واسط بین الکترولیت و هادی الکتریکی تعریف شده است.

سیستم حاوی الکترود و الکترولیت در جائیکه غلظت ماده هدف به عنوان پتانسیل بین الکترودها یا جریان منعکس می شود، می تواند یک مبدل الکتروشیمیایی باشد.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

- مبدل الکتروشیمیایی که کمیت هدف در آن به صورت اختلاف پتانسیل منعکس می شود، مبدل پتانسیل سنج نامیده می شود.
- مبدلی که در آن کمیت هدف به صورت تخلیه جریان منعکس می شود، مبدل آمپرسنج نامیده می شود.

پتانسیل الکترود و الکترودهای مرجع

در سطح یک فلز قرار گرفته در محلول الکترولیت، اختلاف پتانسیلی بین مواد الکترود و محلول الکترولیت به وجود می آید که به آن پتانسیل الکترود می گویند. در هر حال پتانسیل الکترود هر الکترود را نمی توان به تنهایی سنجید. زیرا اندازه گیری پتانسیل به حداقل دو الکترود نیاز دارد. تنها مجموع پتانسیلهای هر دو الکترود را می توان سنجید. اگر پتانسیل الکترود یک الکترود به میزان کافی پایدار باشد، تغییر پتانسیل الکترود را می توان به عنوان تغییر اختلاف پتانسیل بین دو الکترود سنجید.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

پتانسیل الکترود و الکترودهای مرجع

پتانسیل الکترود معمولا به عنوان اختلاف پتانسیل نسبی یک الکترود هیدروژن (که پتانسیل الکترود آن صفر فرض می شود) تعریف می شود.

هنگامی که هیچ جریانی از یک الکترود عبور نمی کند، پتانسیل الکترود به تعادل می رسد.

پتانسیل الکترود در تعادل به غلظت (فعالیت در واکنش شدید) ماده موجود در واکنش الکترود و دما بستگی دارد. معمولا واکنش الکترود که در پتانسیل الکترود سهم دارد، شامل انتقال بار در مرز بین ماده الکترود و محلول می باشد. اکسایش یا کاهش یک فلز، نمونه یک واکنش الکترود است

$$A \leftrightarrow A^{+} + e^{-}$$

از چپ به راست ماده A به A^{+}اکسید شده و در جهت مخالف A^{+}به A کاهیده می شود

در یک الکترود فلزی، A اتم فلزی سطح الکترود جامد و A^{+} یون های معلق در محلول است

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

پتانسیل الکترود و الکترودهای مرجع

در فرآیند اکسایش A^+ در محلول حل می شود ولی e^- در الکترود فلزی باقی می ماند که به حرکت بار مثبت از فلز به محلول منجر می شود.

اختلاف پتانسیل فلز E_0 و محلول E با معادله نرنست به دست می آید:

$$E = E_0 + (\frac{RT}{ZF})\ln(\frac{{C_A}^+}{C_A})$$

c غلظت و aفعالیت است در واکنش های شدید به جای غلظت از فعالیت استفاده می شود

T دما بر حسب کلوین، Rثابت عمومی گازها و F ثابت فارادی

الکترودهایی نظیر الکترود هیدروژن، الکترود نقره- نقره کلرید به این علت که پتانسیل الکترود پایداری دارند که تحت تاثیر تغییر غلظت ماده قرار نمی گیرند به عنوان الکترود مرجع استفاده می شود.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

حسگرهای پتانسیل سنج

این حسگرها از دو الکترود و یک غشای انتخابگر یون قرار گرفته در میان آن دو تشکیل شده است. تغییر غلطت یونی در انتخاب پتانسیل در غشا منعکس می شود. تغییر اختلاف پتانسیل توسط دو الکترود قرار گرفته در محلولهای دو طرف غشا آشکار می شود.

تصور کنید یک غشا به یک یون نفوذپذیر است و بین دو محلول ۱ و ۲ قرار گرفته است. اگر پتانسیل این دو محلول به ترتیب E1 و E2 باشد، آنگاه یون هنگامی که از محلول ۱ به محلول ۲ انتقال می یابد انرژی E2-E1 را بدست می آورد و تغییر پتانسیل غشا با این رابطه به تغییر غلطت مربوط می شود.

$$E2 - E1 = \left(\frac{RT}{F}\right)\ln\left(\frac{C_1}{C_2}\right)$$

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی

حسگرهای آمپر سنج

در این حسگرها سرعت واکنش شیمیایی توسط جریان تخلیه شده از طریق یک الکترود آشکار می شود. اگر در واکنش شیمیایی یک زیر ساخت، انتقال بار بین سطح الکترون و زیر ساخت مطرح باشد، واکنش جریان الکتریکی کوچکی تولید می شود که توسط یک دستگاه الکترونیکی که از خارج به آن وصل می شود قابل آشکار کردن است.

سرعت چنین واکنشی توسط غلظت طیر ساخت و تانسیل بین الکترود و محلول تعیین می شود.

بنابراین با بکار گرفتن ولتاژ ثابت در یک سطح مناسب، غلظت زیر ساخت را می توان با تخلیه جریان اندازه گیری کرد.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی- کاربرد

حسگرهای الکتروشیمیایی گاز

- در کاربردهای پزشکی الکترودهای اکسید کربن، مبنی بر اصل پتانسیل سنجی و الکترود اکسیژن مبنی بر اصل آمپرسنجی است متداولا در اندازه گیری گاز خون بکار می روند.
- الکترود دی اکسید کربن از یک الکترود pH شیشه ای پوشیده شده با یک غشای نفوذپذیر به گاز مانند تفلون و یک صافی محلول به کربنات سدیم بین غشای شیشه ای تشکیل شده است.
- دی اکسید کربن حل شده از طریق غشا در محلول داخلی نفوذ می کند. قسمتی از دی اکسید کربن حل شده با آب ترکیب شده و اسید کربنیک (H_2CO_3) تشکیل می دهد. که قسمتی از اسید کربنیک به H^+ و HCO_3^- تجزیه می شود. سپس می توان افزایش H^+ را به عنوان کاهش pH با استفاده از یک الکترود pH شیشه ای معلوم کرد.

سنسورها و اصول داخلی

سنسورهای الکتروشیمیایی- کاربرد

مبدل های شیمیایی بر پایه نور

طیف سنج های نور و حسگرهای شیمیایی بر پایه نور از اثر متقابل بین پرتوهای الکترومغناطیسی و مولکولها و یونها یا اتم ها استفاده می کنند. از پدیده های نوری متفاوت مانند جذب و تابش و ... در تجزیه طیف سنجی نور استفاده می شود.

در اندازه گیری جذب نور، پرتوی از نور با طول موج انتخابی از لایه ای از محلول عبور می کند و تضعیف پرتو اندازه گیری می شود. توان پرتو نوری در یک محیط یکنواخت به طور نمایی بنابر قانون بیر-لامبرت تضعیف می شود که این رابطه به صورت زیر است.

$$A = \log\frac{I_0}{I} = \varepsilon l C$$

A جذب، ε جذب مولی، l طول مسیر، c غلظت،

I و I_0 شدت نورهای فرستاده و تابیده شده است.

به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

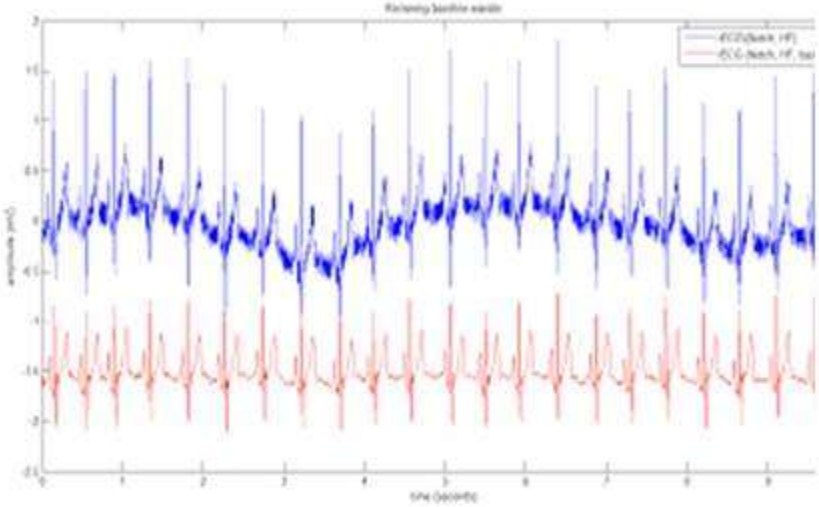
سنسورها و اصول داخلی (سنسورهای الکتروشیمیایی)

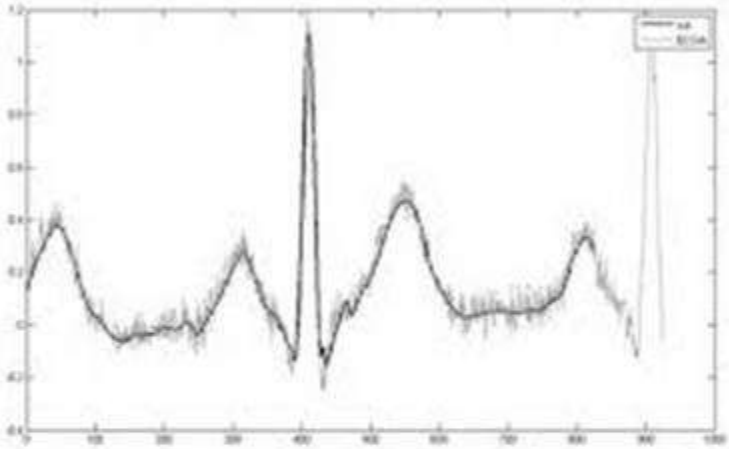
عنواین مطالب امروز

فیلترهای الکترونیکی

فیلترهای الکترونیکی

رفع نویز در ثبتهای بیولوژیکی





فیلتر های الکترونیکی

حذف نویز

- Shieldکردن
- استفاده از کابل مقاوم در برابر نویز

فیلتر الکترونیکی

فیلتر الکترونیکی، مداری است که از آن برای حذف محدوده فرکانسی خاص یا برای عبور محدوده فرکانسی خاص استفاده می کنیم. در واقع فیلتر سبب تضعیف دامنه فرکانسهایی می شود که نباید عبور کند. ساختمان بعضی فیلترها از مقاومت، سلف و خازن تشکیل شده که به آنها فیلترهای غیرفعال می گویند.

اساس کار فیلترها جداسازی سیگنالها بر اساس فرکانس و در واقع حذف نویز می باشد.

فیلتر های الکترونیکی

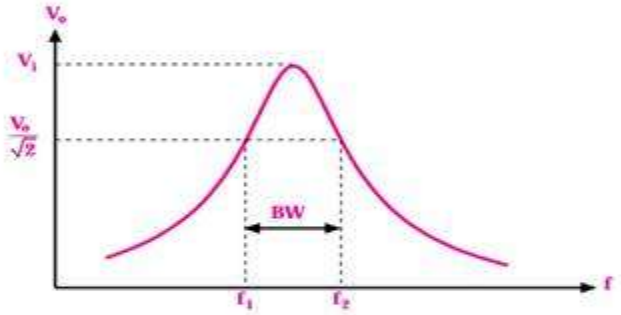
فیلتر الکترونیکی

به طور کلی چهار نوع فیلتر داریم :

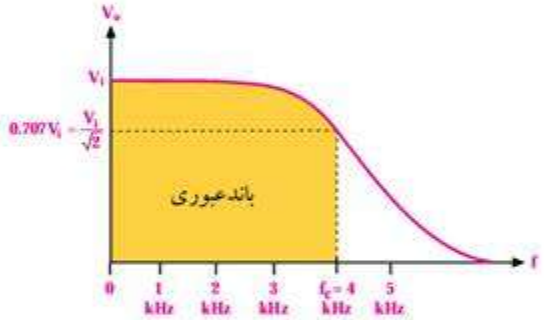
- **فیلتر بالا گذر:** فقط فرکانسهای بالا را عبور داده و فرکانسهای پایین را حذف می نماید .
- **فیلتر پایین گذر :** فرکانسهای پایین را عبور می دهد و فرکانسهای بالای تعیین شده را حذف می نماید .
- **فیلتر میان گذر :** فرکانسهای میانی یا متوسط را عبور داده و باقی فرکانسها را حذف می کند .
- **فیلتر میان نگذر :** فرکانسهای متوسط و میانی را حذف می کند و باقی فرکانسهای بالا و پایین را عبور می دهد .

فیلتر های الکترونیکی

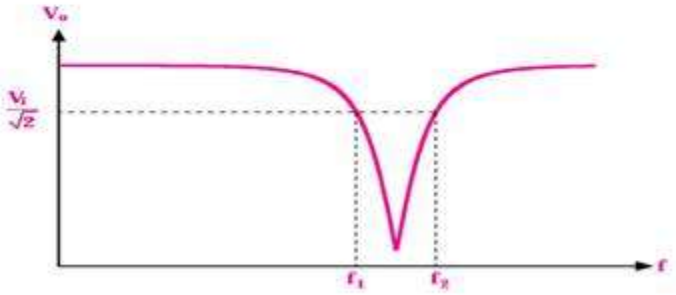
- پاسخ فرکانسی انواع فیلترها
- برای نشان دادن محدوده عبور فرکانسها از یک منحنی به نام منحنی پاسخ فرکانسی استفاده می کنند.



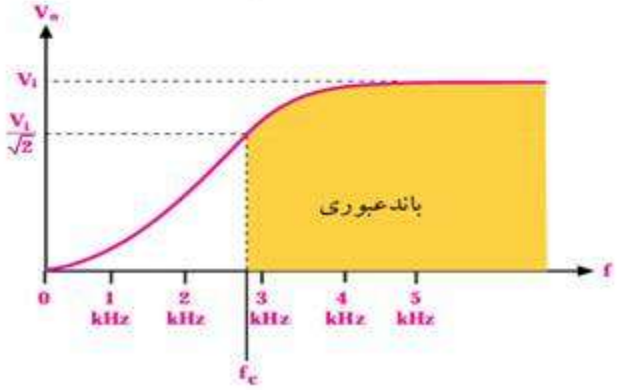
شکل ۵۲-۹ منحنی پاسخ فرکانسی فیلتر میان‌گذر (عبور باند)



شکل ۴۹-۹ منحنی پاسخ فرکانسی فیلتر پایین گذر



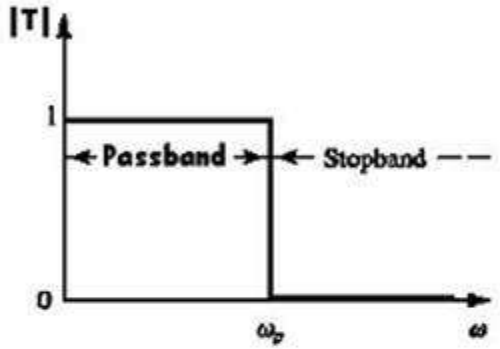
شکل ۵۴-۹ منحنی پاسخ فرکانسی فیلتر میان‌نگذر (فیلتر حذف باند)



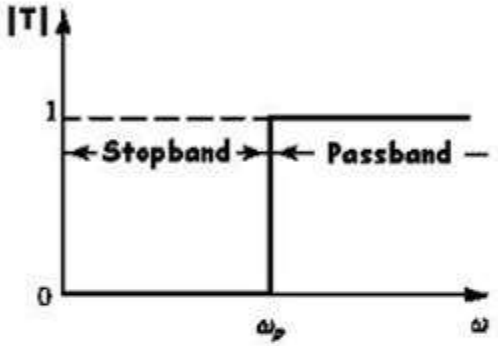
شکل ۵۱-۹ منحنی پاسخ فرکانسی فیلتر بالاگذر

فیلتر های الکترونیکی

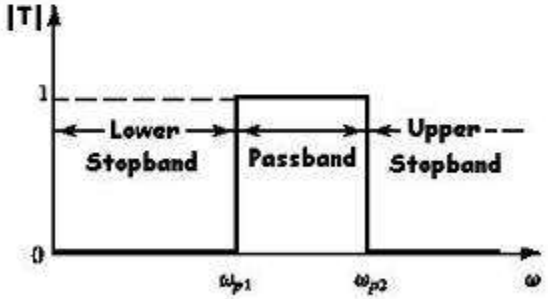
- پاسخ فرکانسی انواع فیلترها



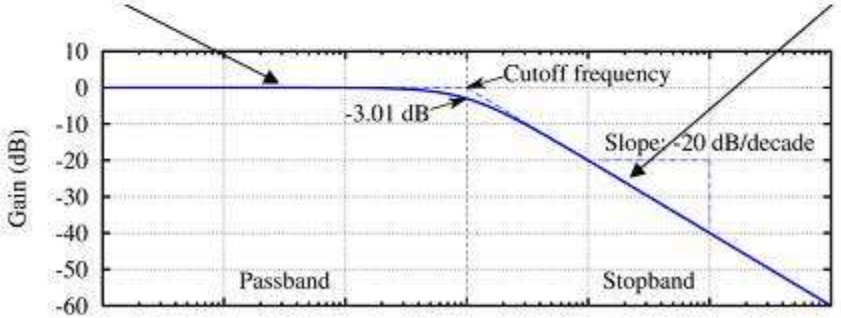
(a) Low-pass (LP)



(b) High-pass (HP)

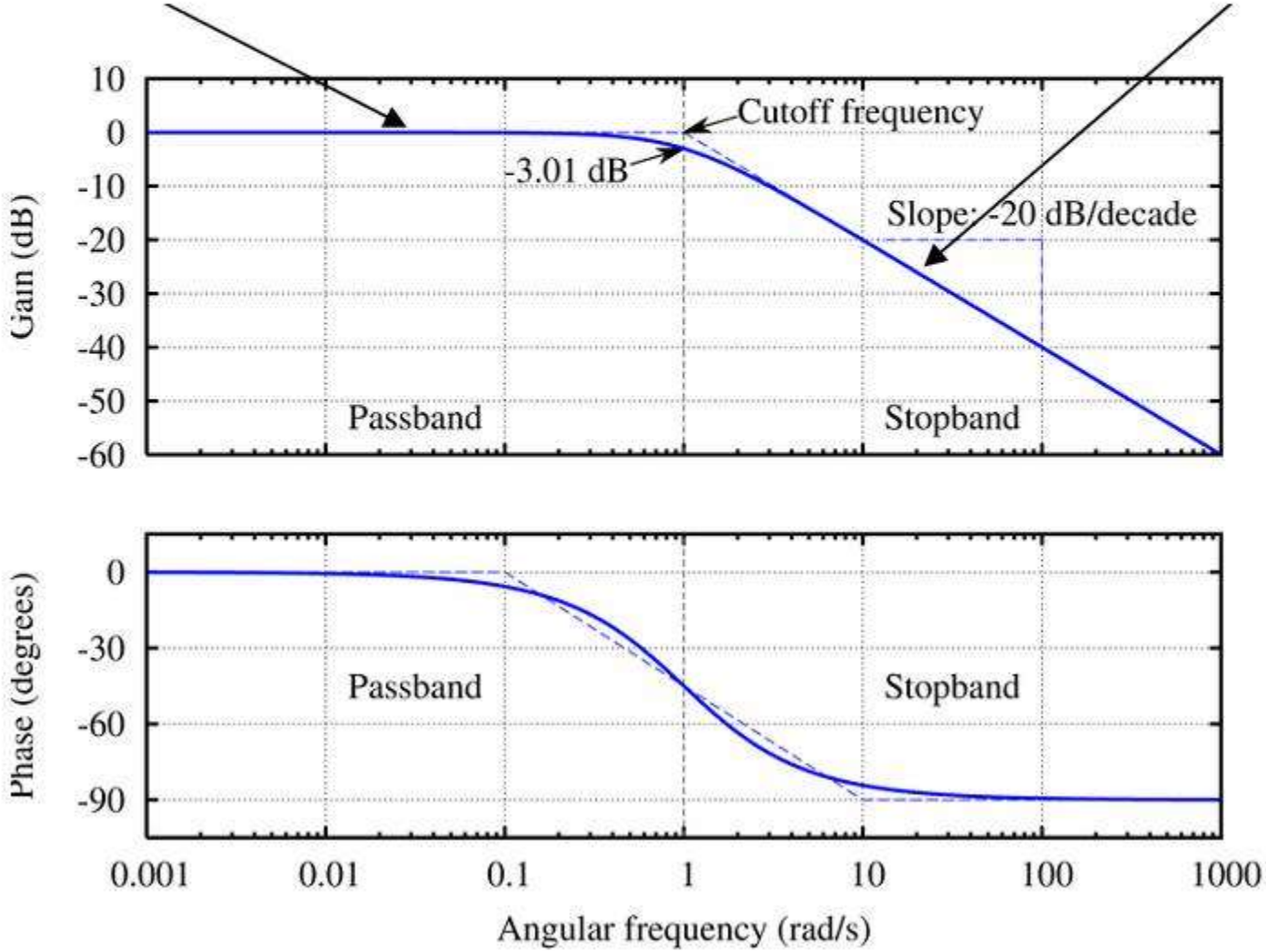


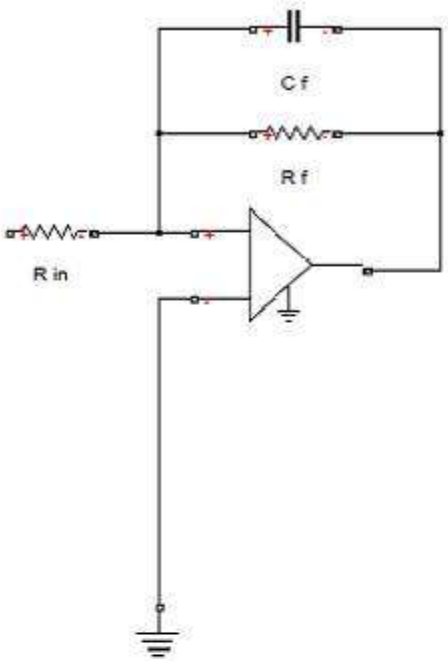
(c) Band-pass (BP)



فیلتر های الکترونیکی

- هدف ما حذف اعوجاج در قسمت افقی نمودار و داشتن شیب تندتر در آن می باشد





فیلتر های الکترونیکی

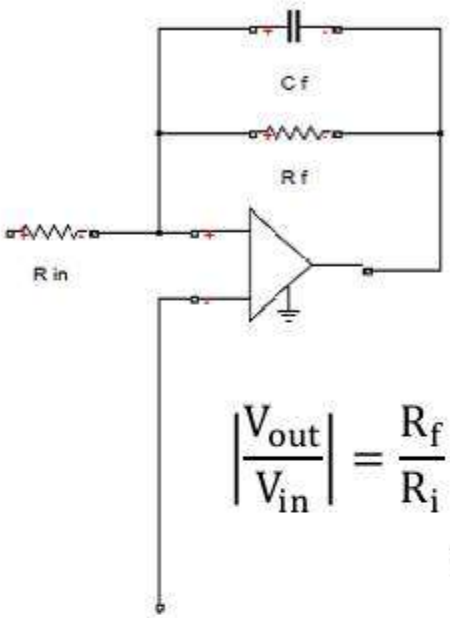
- فیلتر پایین گذر
- $-V_{in} + R_{in}I = 0 \quad V_{in} = R_{in}I \quad I = \frac{V_{in}}{R_{in}}$
- C_f , R_f موازی هستند امپدانس معادل آنها برابر
- $$\frac{R_f \times \frac{1}{C_f jW}}{R_f + \frac{1}{C_f jW}} = \frac{R_f}{R_f C_f jW + 1}$$
- $$V_O = \frac{R_f}{R_f C_f jW + 1} I \qquad V_O = \frac{R_f}{R_f C_f jW + 1} \times \frac{V_{in}}{R_{in}}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega R_f C_f}$$

$$\left|\frac{V_{out}}{V_{in}}\right| = \frac{R_f}{R_i} \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^2 {R_f}^2 {C_f}^2}}$$

فیلتر های الکترونیکی

- فیلتر پایین گذر

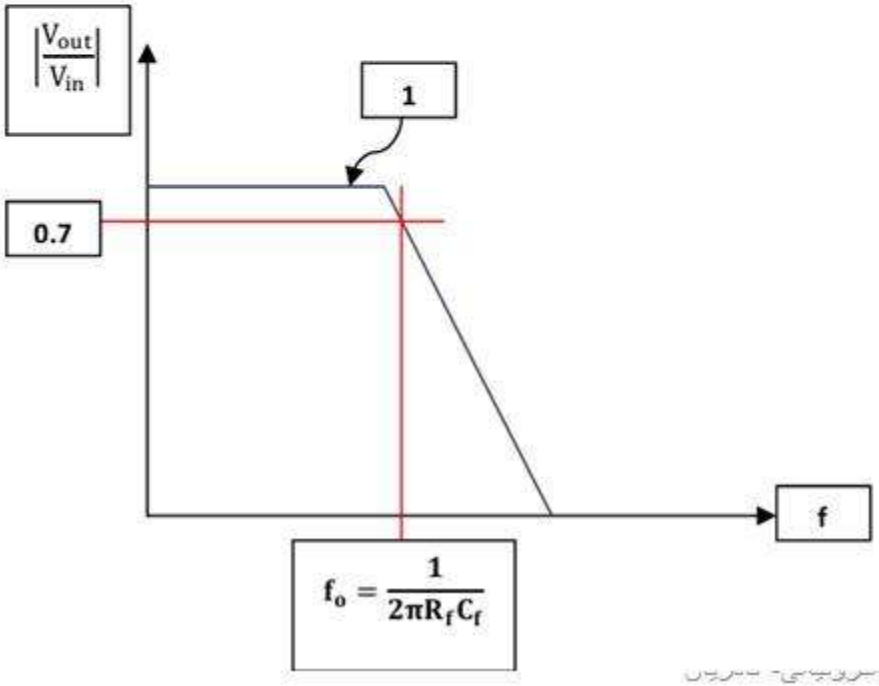


$$\left|\frac{V_{out}}{V_{in}}\right| = \frac{R_f}{R_i}\frac{1}{\sqrt{1+\omega^2 R_f{}^2 C_f{}^2}}$$

$$\text{If } \omega = \frac{1}{RC} \rightarrow \left|\frac{V_{out}}{V_{in}}\right| = 0.7\,\frac{R_f}{R_i} = 3\ \text{dB}$$

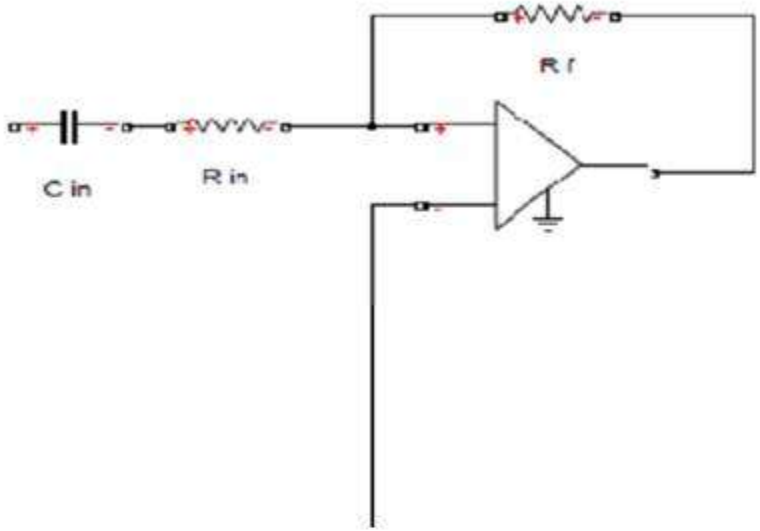
فرکانس قطع:

در فرکانس قطع مقدار دامنه ولتاژ خروجی برابر ۰.۷ ولتاژ ورودی می شود و ان را با f_c نشان می دهند.

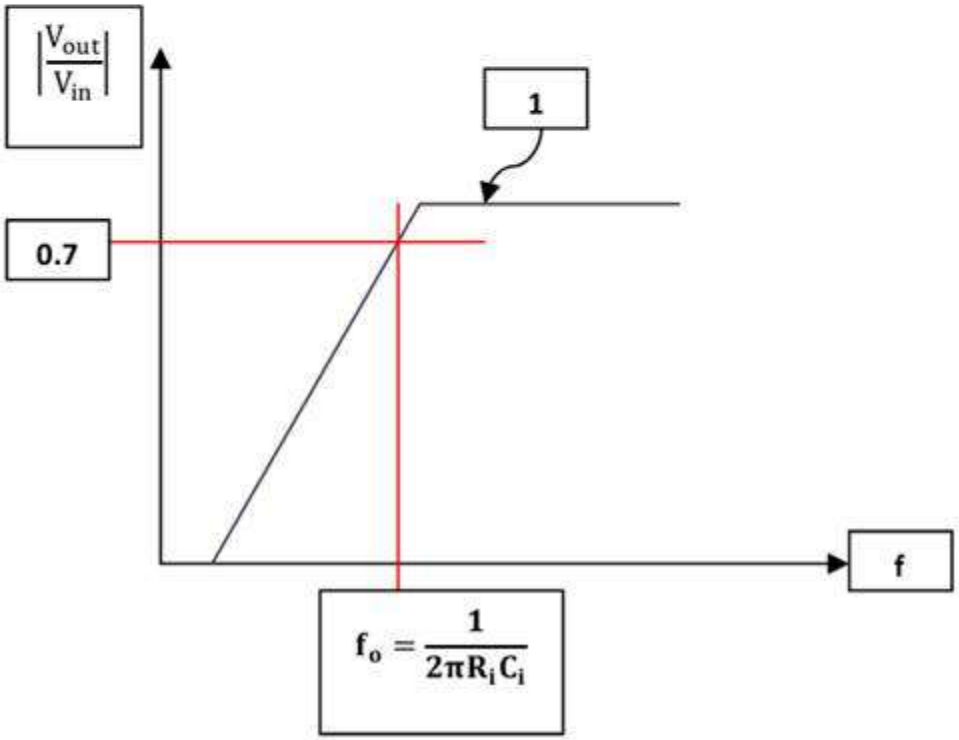


فیلتر های الکترونیکی

- فیلتر بالاگذر

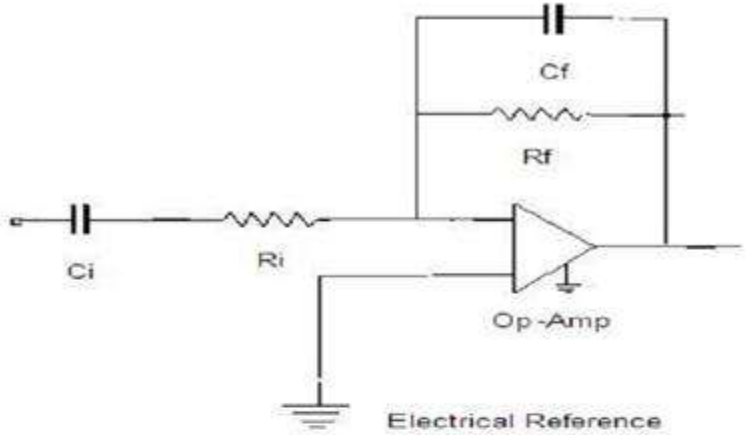


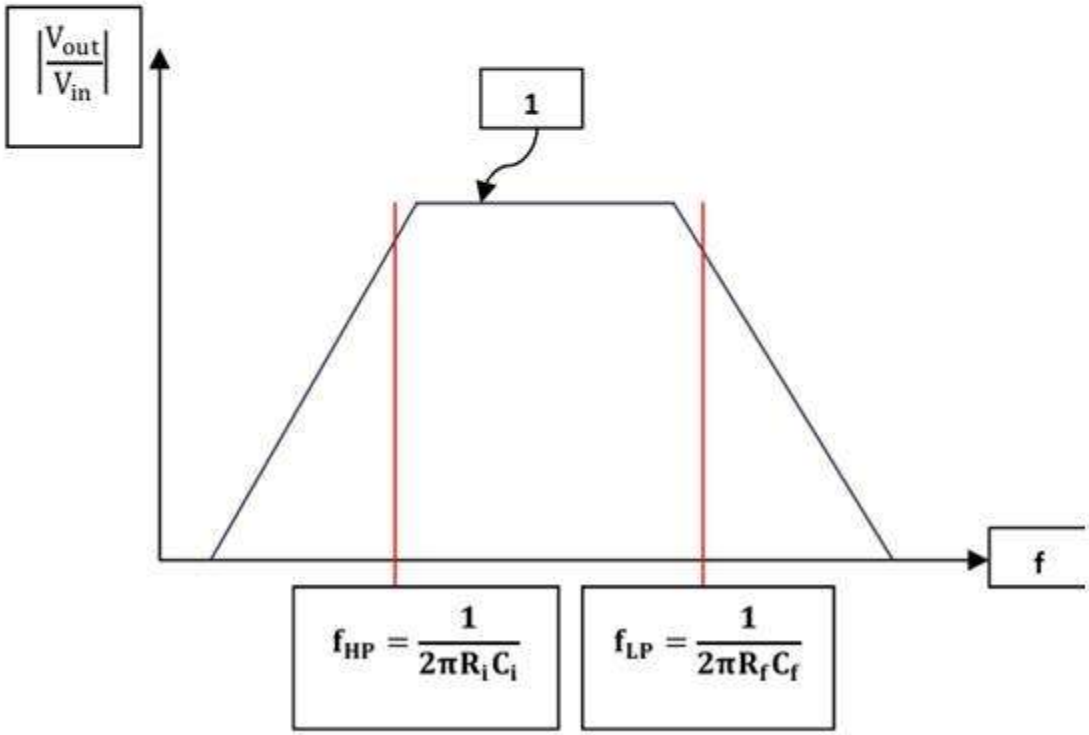
$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{Z_f}{R_{in}} \rightarrow \frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_f}{R_i}\frac{j\omega R_i C_i}{1 + j\omega R_i C_i}$$



فیلتر های الکترونیکی

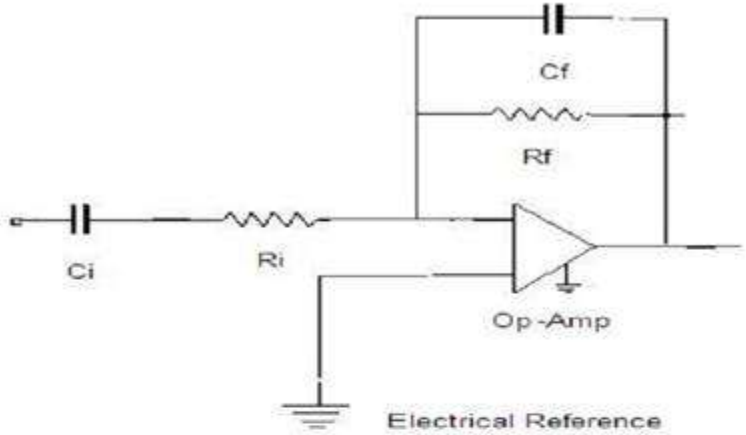
- فیلتر میان گذر

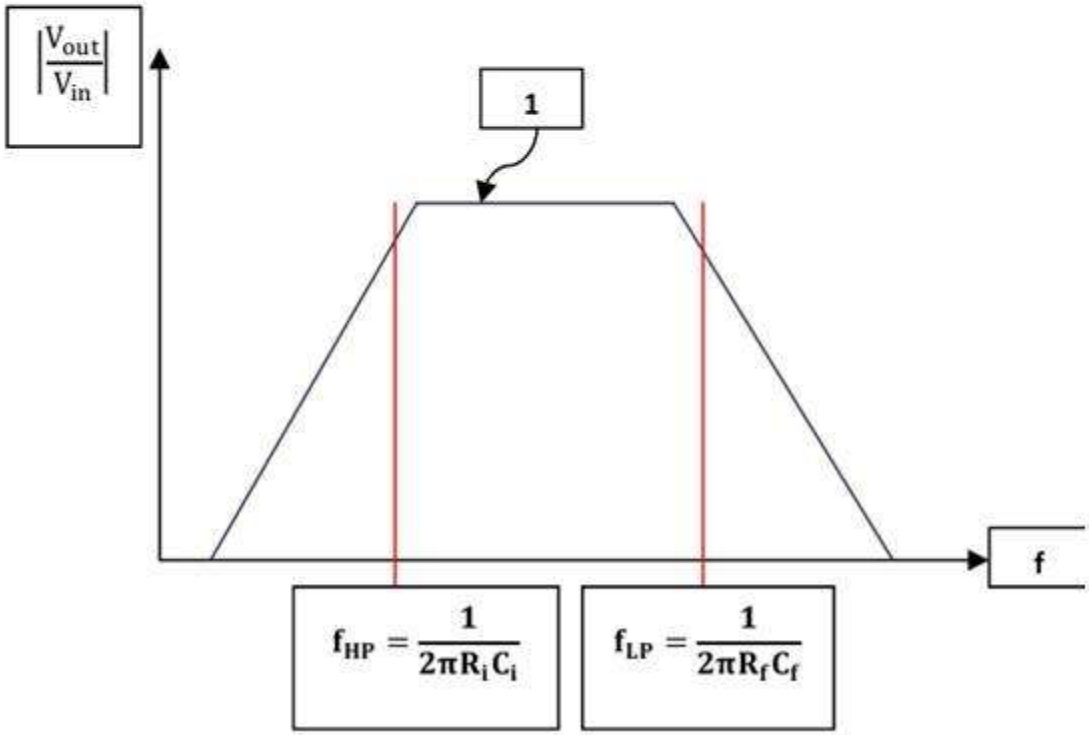


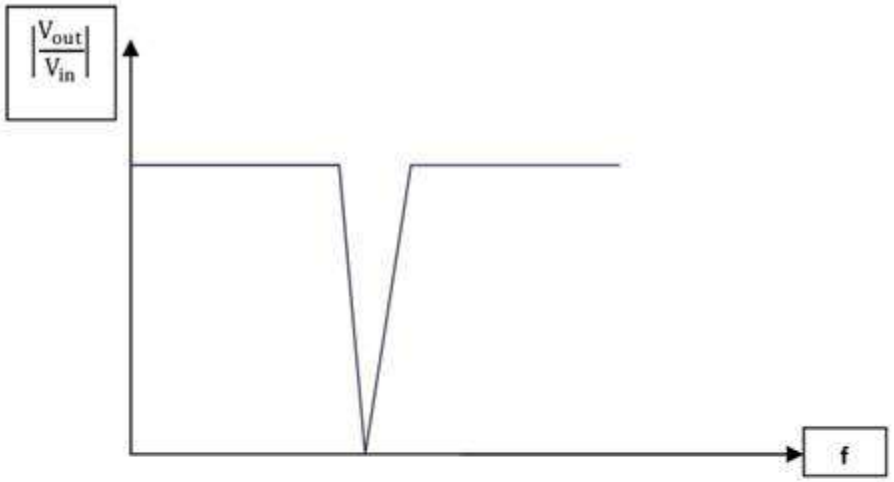


فیلتر های الکترونیکی

- فیلتر میان گذر







فیلتر های الکترونیکی

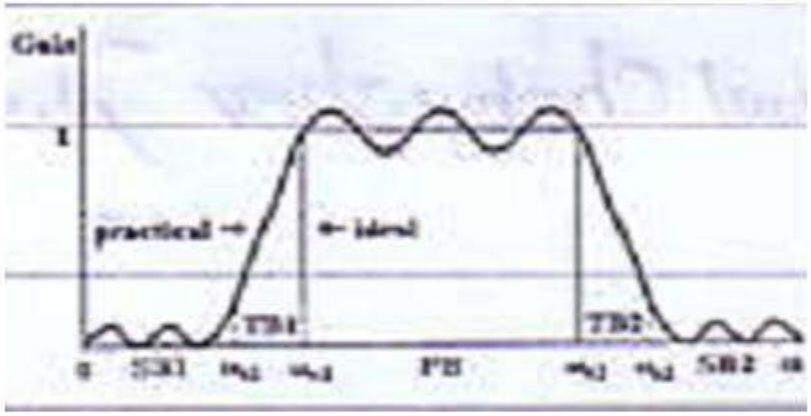
- فیلتر NOTCH

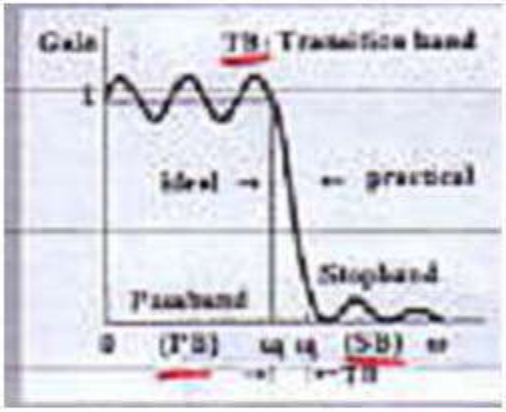
این نوع فیلتر به منظور حذف نویز مشخصی مانند برق شهر بخصوص در تجهیزات حساس پزشکی مانند دستگاه ثبت نوار قلب

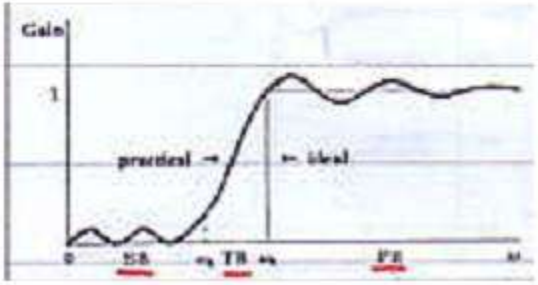
یا بطور کلی در جایی که یک فرکانس مزاحمت ایجاد می کند و می خواهیم فقط آن را حذف کنیم به کار می رود.

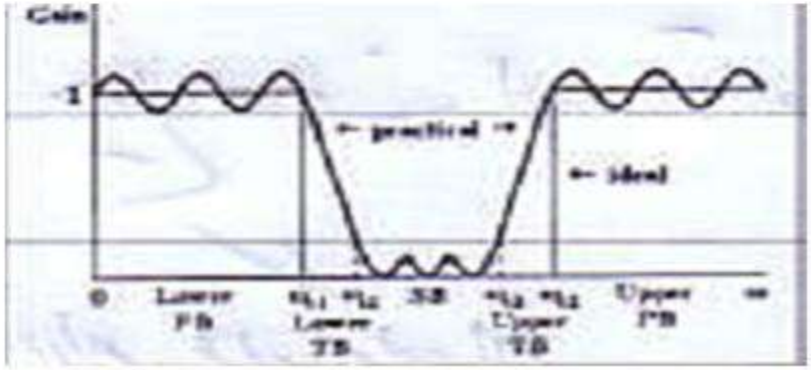
فیلتر های الکترونیکی

- ناحیه عبور
- ناحیه عدم عبور
- ناحیه گذر: مرز بین ناحیه عبور و ناحیه عدم عبور



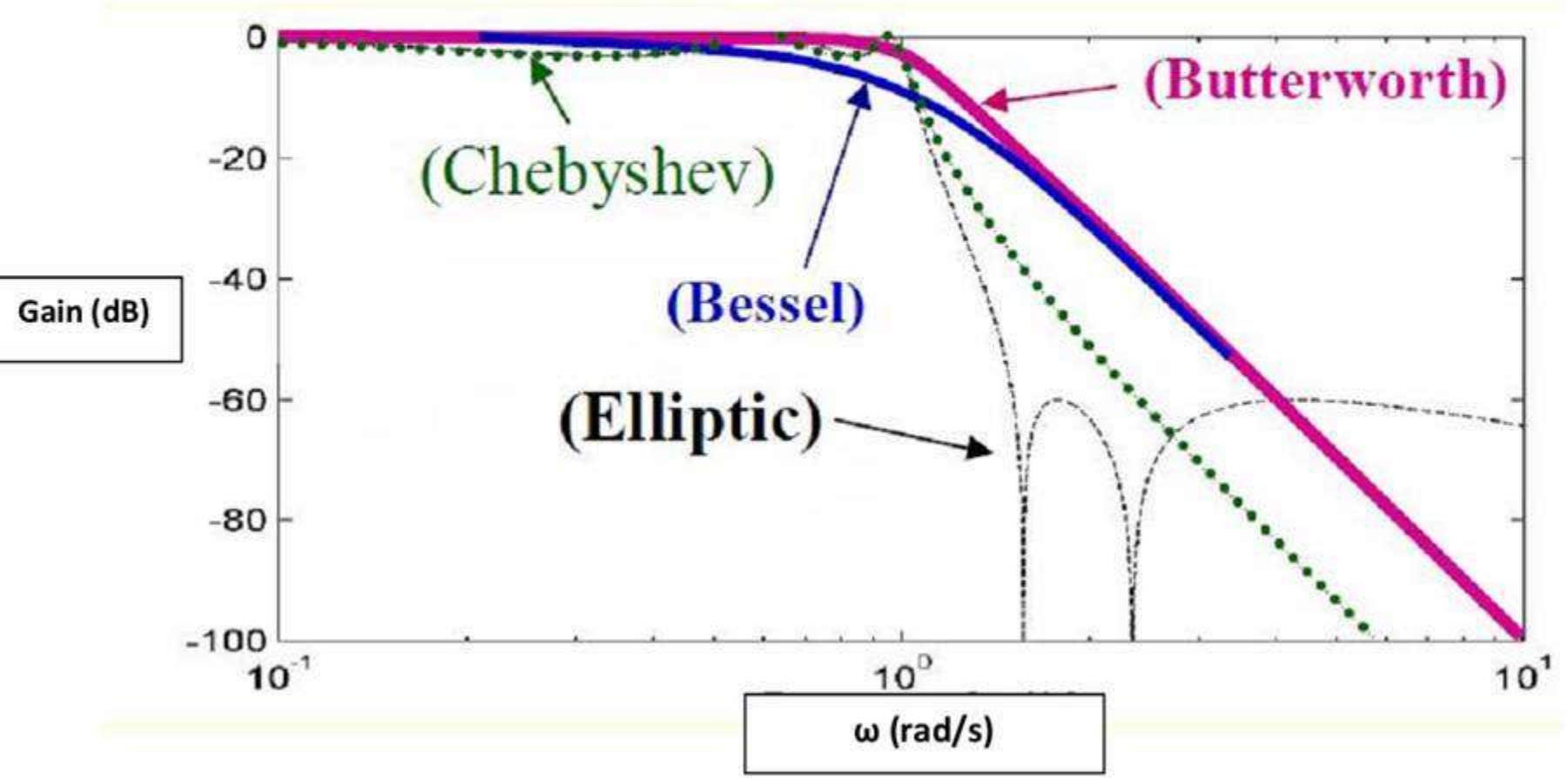






فیلتر های الکترونیکی

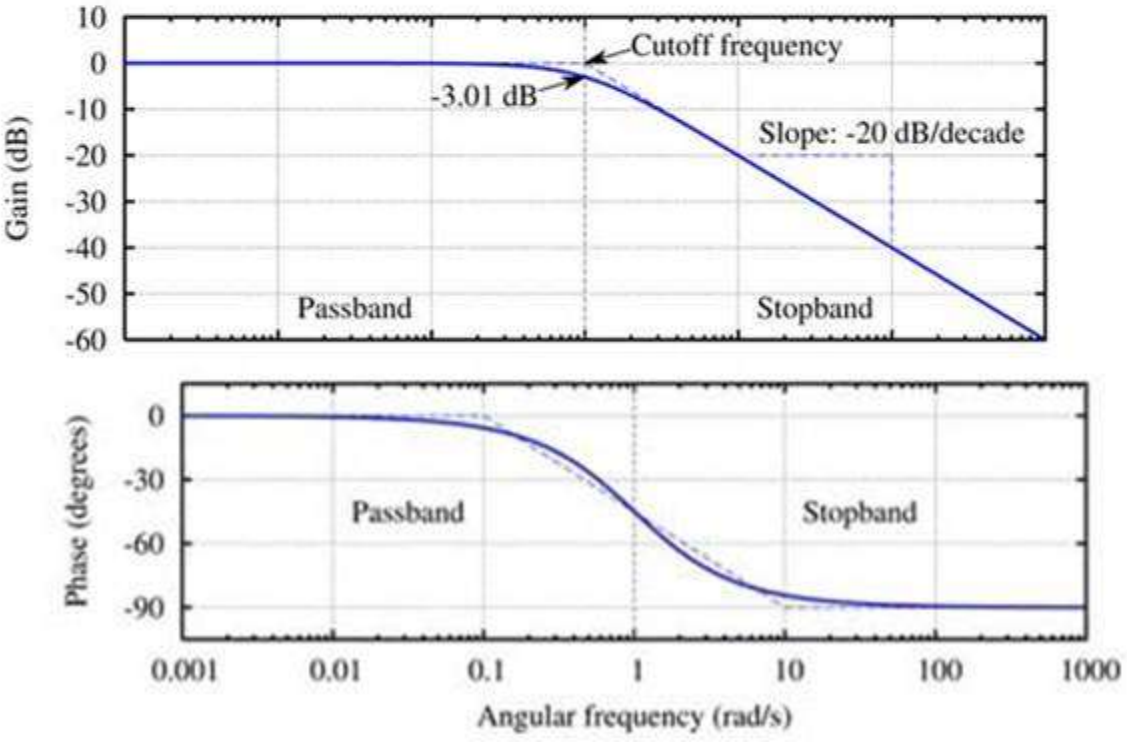
- توابع تبدیل عمده مورد استفاده در فیلترها



فیلتر های الکترونیکی

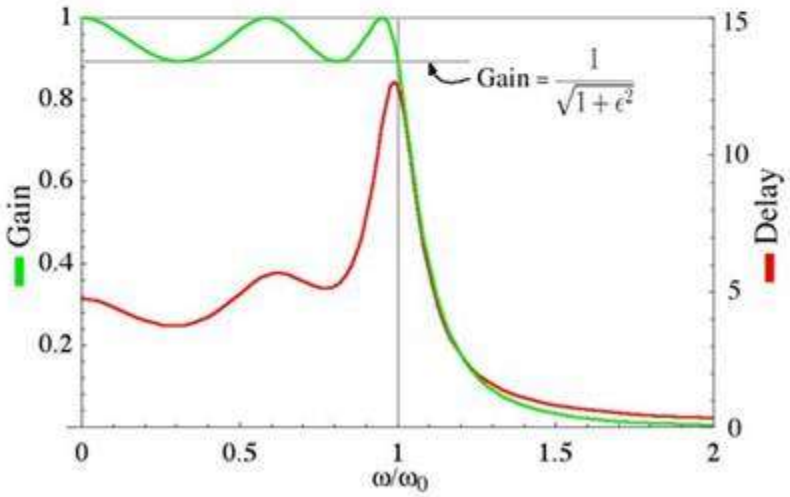
- فیلتر باتروورث

- باتروورث در باند عبور بسیار هموار و آهنگ افت آن ۲۰ -db/decبه ازای هر قطب است. البته پاسخ فاز خطی نیست. بنابراین تغییر فاز (با تاخیر) سیگنال‌هایی که از این فیلتر می گذرند تغییری غیرخطی با فرکانس دارد. معمولاً از فیلترهای با پاسخ با تروورث در مواردی استفاده می‌شود که بخواهیم تمام فرکانسهای داخل عبور با بهره یکسانی به خروجی برسند .



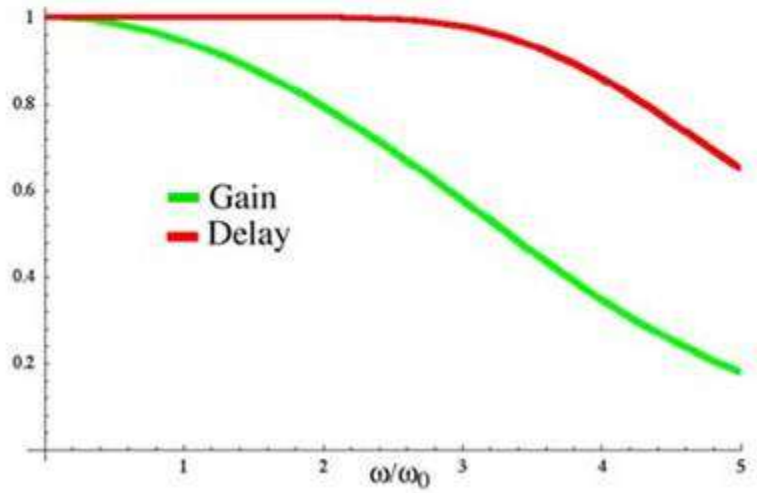
فیلتر های الکترونیکی

- فیلتر چبی شف
- فیلترهای دارای پاسخ چبی شف در مواردی به کار می آیند که بخواهیم افت ،بیشتر از ۲۰ -db/decبه ازای هر قطب باشد . این آهنگ افت بزرگ‌تر از آهنگ افت فیلتر باترورث است ، بنابراین اگر بخواهیم آهنگ افت مشخصی داشته باشیم ساخت فیلتر چبی چف، مستلزم تعداد قطب کمتری است و مدار ساده تری به دست می‌دهد . این نوع مشخصه در باند عبور نوسان دارد و فاز آن نیز غیر خطی تر است



فیلتر های الکترونیکی

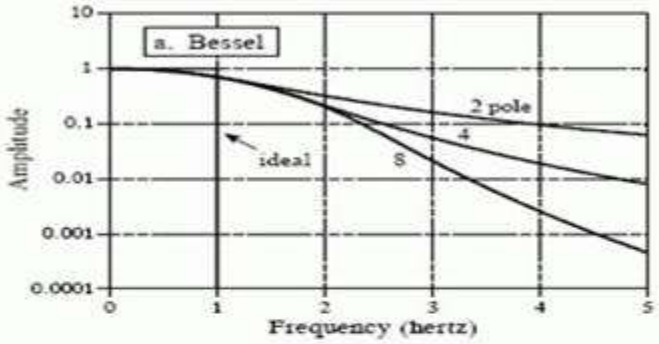
- فیلتر بسل
- فیلتر بسل دارای مشخصه فاز خطی است ، یعنی تغییر فاز با فرکانس رابطه خطی دارد . اگر به ورودی این فیلتر پالسی اعمال شود ، در خروجی فراجهشی مشاهده نمی‌شود . به همین خاطر وقتی فیلترهای بسل برای فیلتر کردن کل موجهای پالسی به کار می رود ، اعوجاجی در شکل موج خروجی ایجاد نمی‌شود

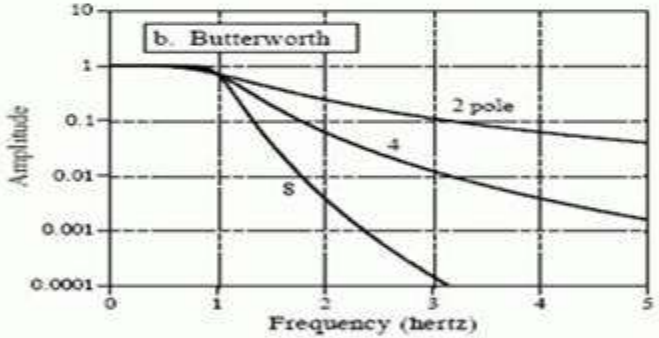


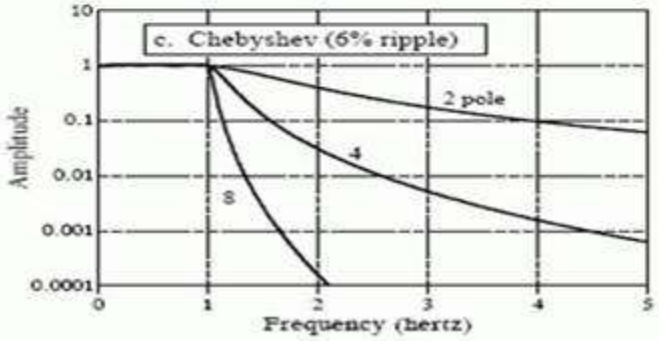
فیلتر های الکترونیکی

- مقایسه فیلتر ها

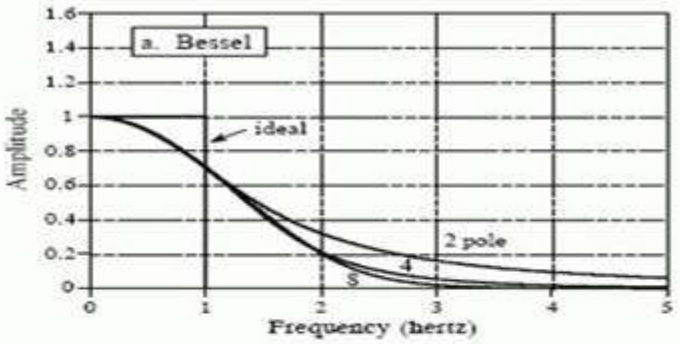
Log scale

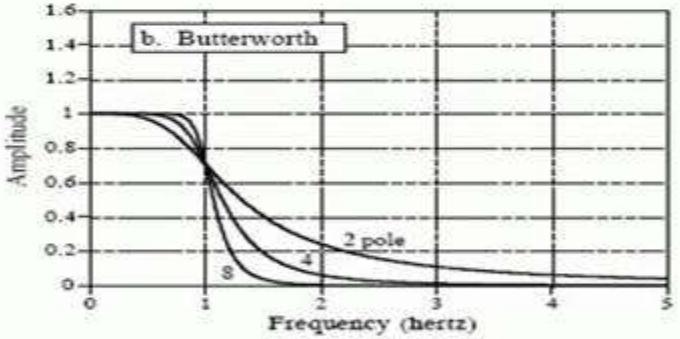


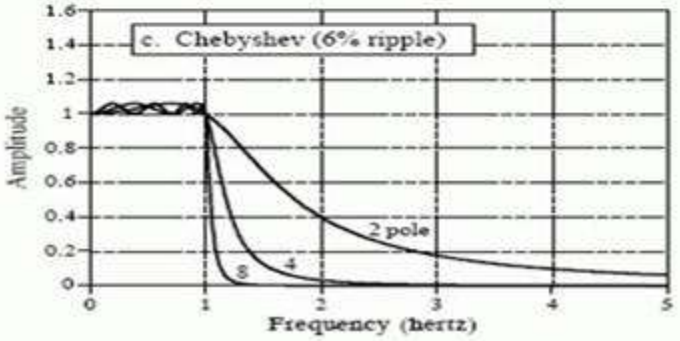


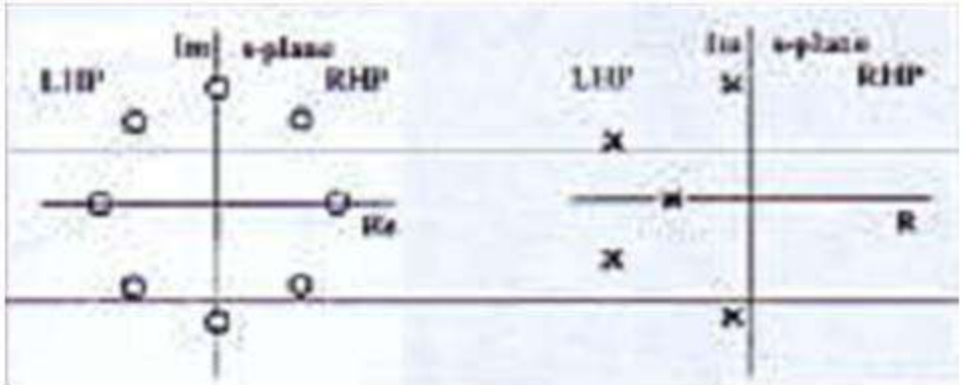


Linear scale







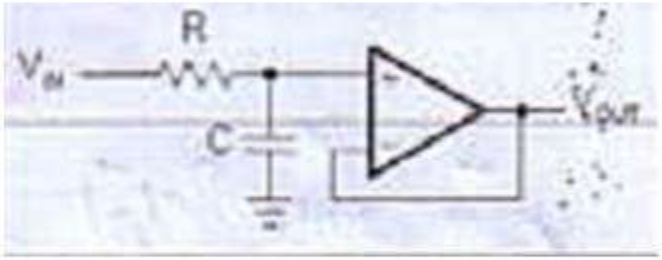


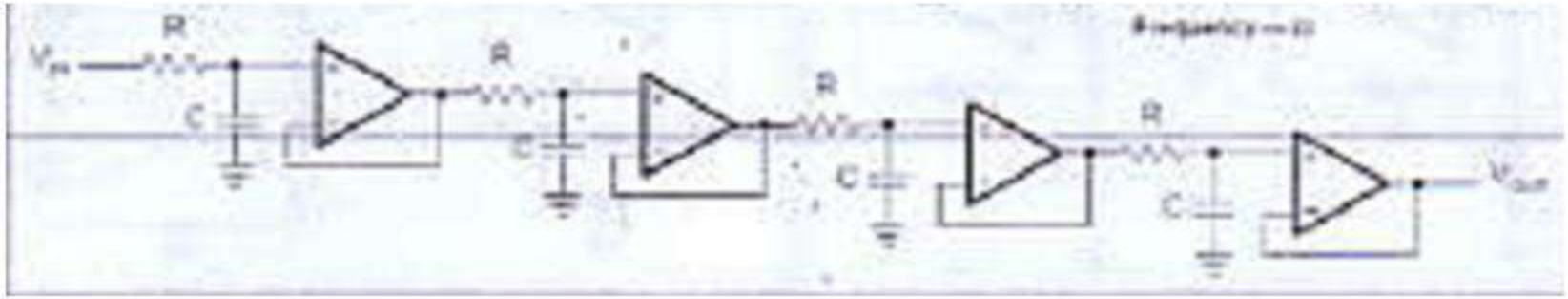
فیلتر های الکترونیکی

- مقایسه فیلترها
- $H(s) = \frac{\prod_{i=1}^{n}(S-Z_i)}{\prod_{j=1}^{m}(S-P_j)}$
- همه ضرایب حقیقی هستند.
- صفرها حقیقی یا مزدوج مختلط هستند.
- قطبها حقیقی یا مزدوج مختلط هستند و همیشه دارای قسمت حقیقی منفی هستند(در سمت چپ هستند.
- تعداد قطبهای آهنگ افت فیلتر را تعیین می کند.
پاسخ باترورث آهنگ افت ۲۰ -db/decبر قطب دارد. بنابراین آهنگ افت فیلتر مرتبه اول -۲۰(تک قطبی) فیلتر مرتبه دوم ۴۰ -db/decو فیلتر مرتبه سوم ۶۰ -db/decاست .

فیلتر های الکترونیکی

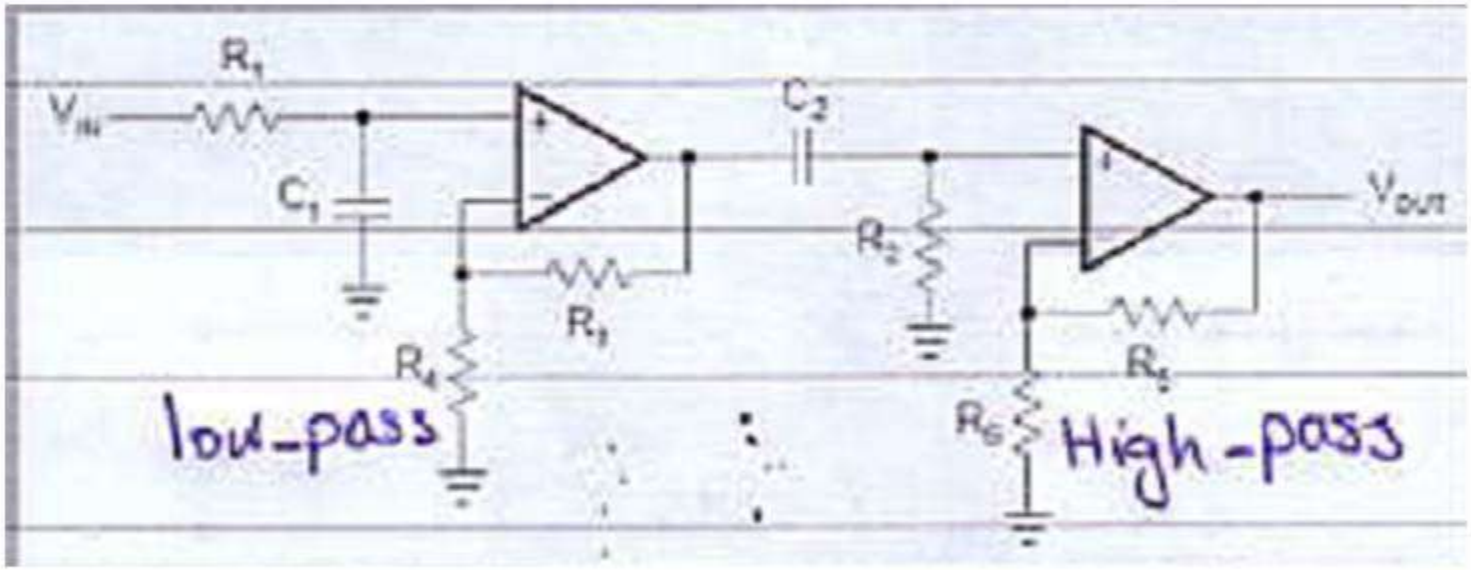
- با سری کردن فیلترها (استفاده از فیلترهایی با درجات بالا) ناحیه عبور خیلی صاف شده و ناحیه گذر خیلی تیز می شود و ناحیه نامطلوب سریعا حذف می شود.
- درجه فیلتر هر چه بالاتر باشد؛ طراحی آن گرانتر است.
- حضور بافر بعد از فیلتر برای جلوگیری از کشیدن جریان از فیلتر
- فیلتر پایین گذر با درجات بالا





فیلتر های الکترونیکی

- ترکیب فیلتر پایین گذر و بالا گذر برای ایجاد فیلتر میان گذر



به نام خدا

اندازه گیری الکترونیکی

مدرس: قادریان

مروری بر جلسه قبل

فیلترهای الکترونیکی

عنواین مطالب امروز

تقویت کننده ها

تقویت کننده ها

- اغلب پتانسیلهای بدن(بیوپتانسیلها) دارای توان پایین(دامنه کم) و امپدانس منبع بالا هستند.
- برای اندازه گیری بیوپتانسیلهای بدن نیاز به افزایش قدرت سیگنال همزمان با حفظ شکل اصلی سیگنال است.
- علاوه بر آن نیاز به استفاده از فیلتر برای حذف سیگنالهای ناخواسته و آرتیفکتهای احتمالی است.
- مثال:
- دامنه کم سیگنال EEG و وجود آرتیفکت پلک زدن یا حرکت سر در آن

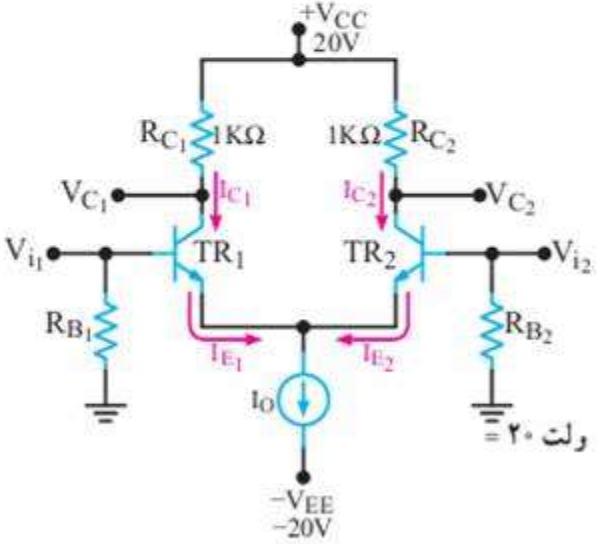
تقویت کننده ها

ویژگی های یک تقویت کننده بیوپتانسیل

- امپدانس ورودی بالا در حدود ۱۰ مگا اهم
- امپدانس خروجی کم
- ایزوله کردن تقویت کننده از بدن
- استفاده از فیلتر مناسب برای محدود کردن پهنای باند تقویت کننده
- استفاده از تقویت کننده تفاضلی دارای بهره تفاضلی بالا و بهره مشترک پایین
- امکان کالیبراسیون دقیق

سوال

دلیل استفاده از تقویت کننده تفاضلی در تقویت کننده های بیوپتانسیل چیست؟

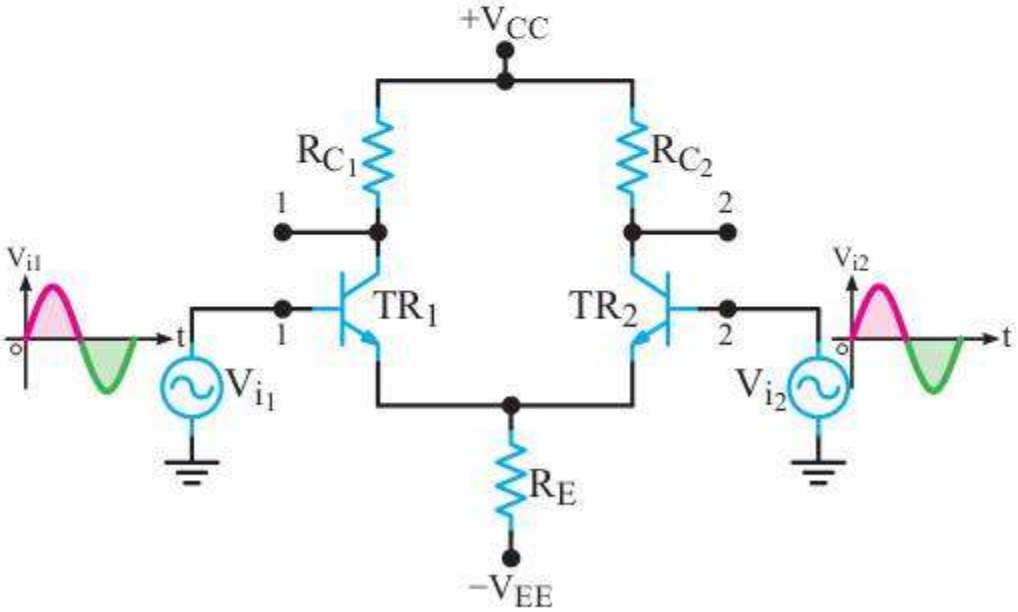


پاسخ

- تقویت کننده های معمولی توانایی تفکیک سیگنال از نویز را ندارند و هردو را به یک اندازه تقویت می کنند. در صورتی که تقویت کننده تفاضلی دارای قدرت تفکیک سیگنال از نویز بوده و می توانند هر کدام را با ضریب تقویت متفاوتی به خروجی مدار منتقل کنند.
- در تقویت کننده های معمولی مانند امیتر مشترک با انتخاب RE نسبتا بزرگ و بای پس نمودن آن توسط خازن می توان به ضریب تقویت کافی و پایداری حرارتی نسبتا مناسب دست یافت. ولی به دلیل وجود خازن بای پس در این نوع تقویت کننده ها فرکانسهای کم و سیگنالهای DC به درستی تقویت نمی شوند و ضریب تقویت کاهش می یابد. برای تقویت سیگنالهایی با فرکانس کم و DC از تقویت کننده تفاضلی استفاده می شود.

تقویت کننده ها

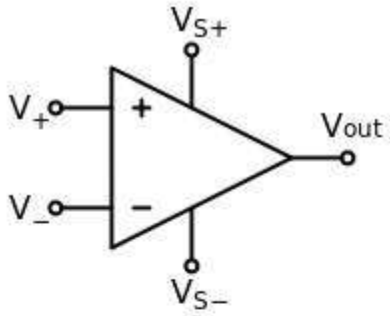
- تقویت کننده تفاضلی نوعی تقویت کننده الکترونیکی است که اختلاف بین دو ولتاژ ورودی را تقویت می کند ولی ولتاژ مشترک بین دو ورودی را حذف می کند.
بنابراین سیگنالهای مشترکی که به وسیله پارازیت، تغییرات ولتاژ منبع تغذیه و درجه حرارت پدید می آیند و تغییراتشان در هر دو ترانزیستور یکی است کاملا حذف می شوند.



تقویت کننده ها

- نسبت حذف مد مشترک(CMRR):
- به صورت نسبت بهره مد تفاضلی به بهره مد مشترک تعریف می شود و توانایی تقویت کننده برای حذف ولتاژ مشترک بین دو ورودی را نشان می دهد.
- $CMRR = 20\log_{10}\frac{A_d}{|A_c|}$
- A_c بهره مد مشترک و A_dبهره تفاضلی است.

در تقویت کننده تفاضلی متقارن بهره مد مشترک صفر و نسبت حذف مد مشترک بی نهایت است.



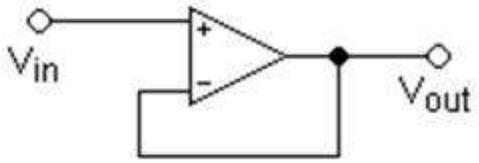
تقویت کننده ها

- یادآوری(تقویت کننده عملیاتی)
- تقویت کننده عملیاتی(آپ امپ) در واقع یک تقویت کننده ولتاژ با بهره ولتاژ بسیار بالاست و معمولاً دارای یک سر خروجی و دو سر ورودی است که سرهای ورودی به صورت تفاضلی عمل می‌کنند. به عبارت دیگر این تقویت کننده اختلاف ولتاژ بین ورودی را تقویت می‌کند.
- یکی از دو سر، ورودی منفی (-) یا معکوس کننده نام دارد، زیرا تقویت کننده برای ورودی‌های اعمال شده به این سر دارای بهره منفی خواهد بود. سر دیگر ورودی مثبت (+) یا غیر معکوس کننده‌است و سیگنال‌های ورودی به این سر، در خروجی با بهره مثبت ظاهر می‌شوند. این تقویت کننده دارای مقاومت خروجی بسیار کوچک (حدود چند اهم) بوده و از مقاومت ورودی بسیار بزرگی (بیش از چند صد کیلو اهم) برخورداراست. چون تقویت کننده عملیاتی یک قطعه فعال است برای تأمین انرژی مصرفی و بایاس ترانزیستورهای داخلی خود به تغذیه DCنیاز دارد.

تقویت کننده ها

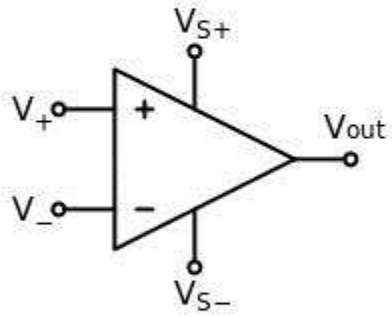
- ساخت بافر به کمک آپ امپ

در این حالت بهره ولتاژ برابر یک است. مقاومت ورودی این مدار با توجه به صفر بودن جریان ورودی سر مثبت، برابر بی نهایت است. ملاحظه می‌شود که تقویت کننده فوق همه شرایط یک بافر را داراست (بهره ولتاژ یک، مقاومت ورودی بی نهایت و مقاومت خروجی صفر) و به همین دلیل در بسیاری از کاربردها به عنوان یک مدار بافر تقریباً ایده‌آل مورد استفاده قرار می‌گیرد. این مدار را ولتاژ فالوئر نیز می‌نامند، زیرا ولتاژ خروجی آن همواره ولتاژ ورودی را دنبال می‌کند.



تقویت کننده ها

- در تقویت کننده تفاضلی با دو ورودی Vin+ و Vin- و خروجی Vout ، خروجی یک تقویت کننده ایده آل دیفرانسیلی با اختلاف بین دو ورودی متناسب است.



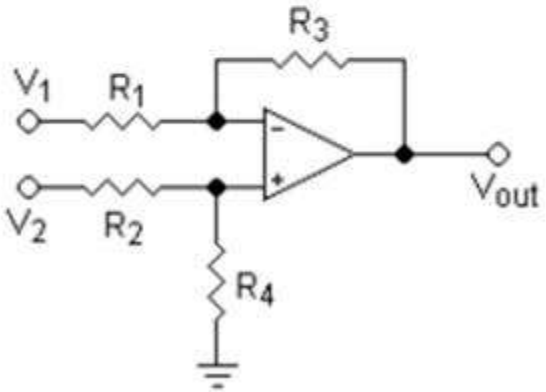
$$V_{\text{out}} = A(V_{\text{in}}^{+} - V_{\text{in}}^{-})$$

- A بهره تفاضلی تقویت کننده است

تقویت کننده ها

- ساخت تقویت کننده تفاضلی

منظور از تقویت کننده تفاضلی، تقویت کننده‌ای است که در خروجی آن تفاضل دو سیگنال ورودی با بهره معینی ظاهر می‌شود. در تقویت کننده‌های تفاضلی، معمولاً مقدار متوسط سیگنال‌های ورودی نیز تقویت شده و به صورت یک مولفه نا خواسته در خروجی ظاهر می‌شود. در یک تقویت کننده تفاضلی ایده‌آل این مولفه در خروجی صفر است.

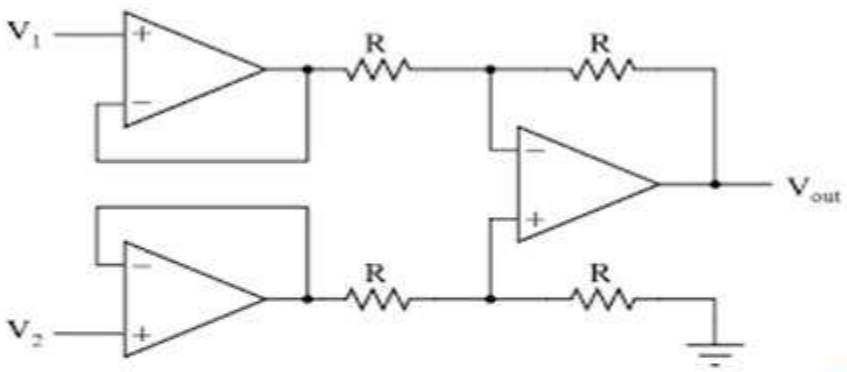


$$V_{out} = V_2 \left(\frac{(R_3 + R_1)\, R_4}{(R_4 + R_2)\, R_1} \right) - V_1 \left(\frac{R_3}{R_1} \right)$$

سوال

- در قسمت قبل بیان کردیم که امپدانس ورودی تقویت کننده حیاتی باید بی نهایت باشد برای رفع این مشکل چه کاری می توان انجام داد؟

تقویت کننده ها



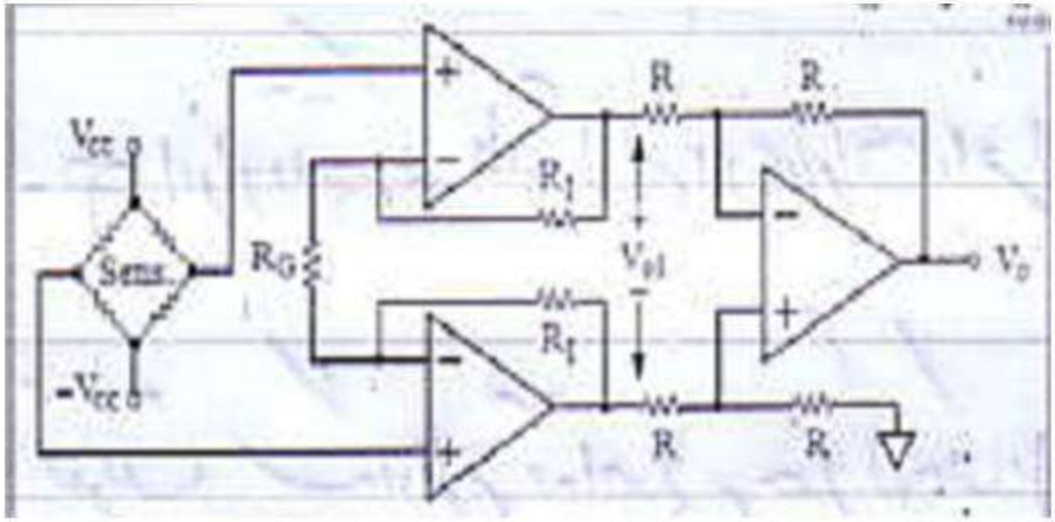
- تقویت کننده بیوپتانسیل
- مشکل امپدانس ورودی $Z_{in} = \infty$
- استفاده از بافر
- بافر جریان نمی کشد و ولتاژ را

از ورودی به خروجی منتقل می کند.

- طبقه اول دارای امپدانس ورودی بسیار زیاد
- طبقه دوم: تقویت کننده تفاضلی با بهره واحد

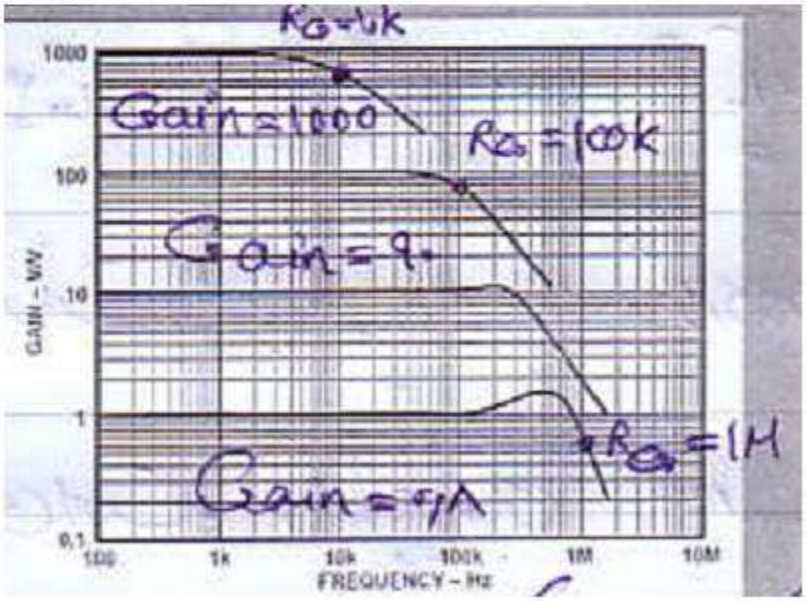
تقویت کننده ها

- تقویت کننده بیوپتانسیل (بهبود مدار)
- دو تقویت کننده موجود در طبقه اول شکل قبل باید دقیقا مثل هم عمل کنند درغیر اینصورت خروجی آنها با هم تفاوت پیدا کرده و این اختلاف درطبقه دوم تقویت میشود که میتواند باعث خطای زیادی شود. برای رفع این مشکل مدار زیر پیشنهاد می شود. گین تفاضلی را می توان با تنظیم RG تعیین کرد.



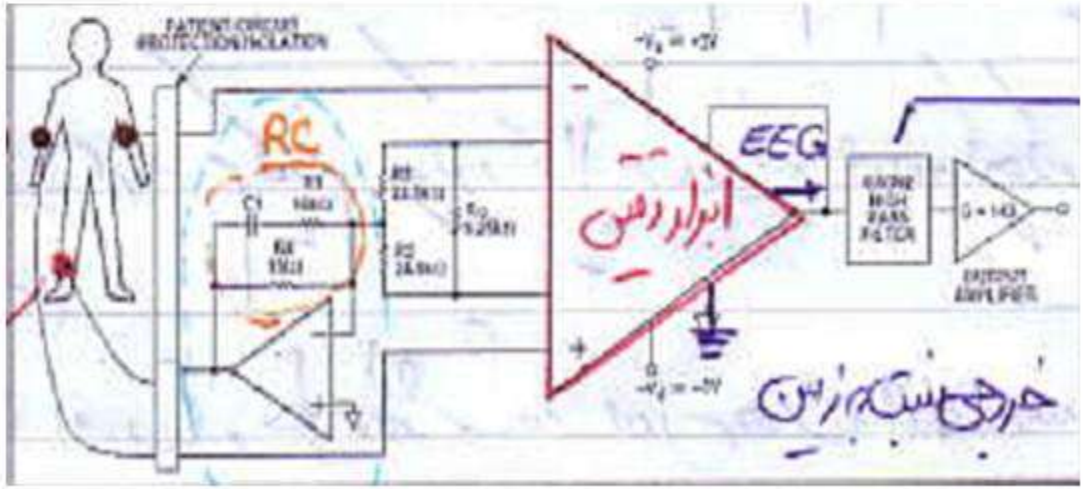
تقویت کننده ها

- تقویت کننده بیوپتانسیل (بهبود مدار)



تقویت کننده های حیاتی

- قسمت زیادی از بدن انسان حاوی آب با املاح است که باعث می شود هادی جریان شود.
- با کشیدن یا دادن جریان به بدن به اندازه ای که باعث صدمه به پا نشویم (آفست پای راست) به شدت می توان نویز را کاهش داد.



تقویت کننده های حیاتی

سیگنال EMG

محدوده فرکانسی ۲۵ هرتز تا چند کیلوهرتز

دامنه سیگنال بسته به نوع الکترود ۱۰۰ میکروولت تا ۹۰ میلی ولت

تقویت کننده EMG

دارای پاسخ فرکانسی وسیع

سیگنال EEG

محدوده فرکانسی ۰.۱ تا ۱۳۰ هرتز

دامنه سیگنال بین ۲۵ تا ۱۰۰ میکروولت

تقویت کننده EEG

دارای بهره نسبتا بالا، CMRR بالا، امپدانس ورودی بالا