

Sistemas de Medição Biomédica

PARTE I – Conceitos Básicos de Instrumentação Biomédica

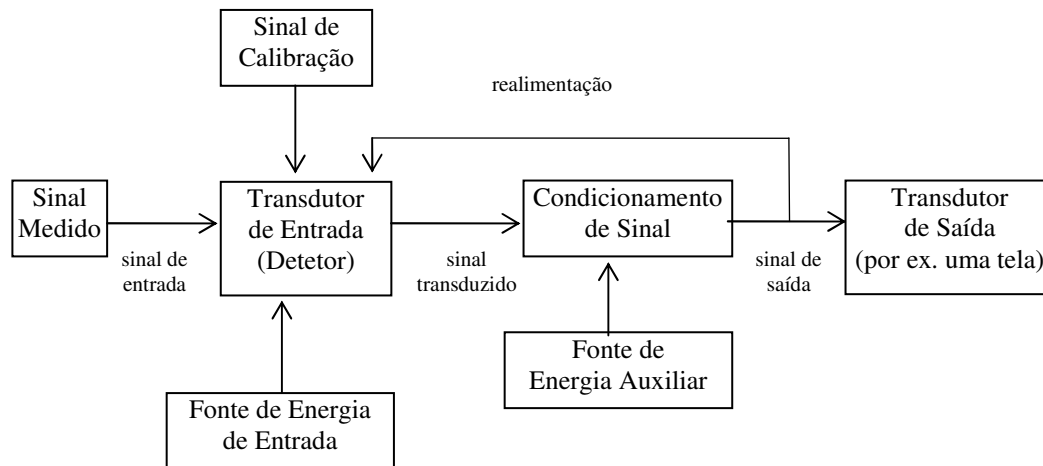
(Baseado no Cap. I - WEBSTER, J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Houghton Mifflin Company, 3.ed., 1998)

1) Introdução:

Um instrumento é um dispositivo de determinação do valor de uma grandeza ou variável. Neste curso, estudaremos os princípios de funcionamento de alguns instrumentos biomédicos que são designados como equipamentos elétricos/eletrônicos/mecânicos destinados ao diagnóstico, tratamento ou monitoração de pacientes, sob supervisão médica, que estabelecem contato físico com os mesmos, ou seja, eles são utilizados para:

- Melhorar o entendimento do funcionamento de sistemas biológicos (investigações clínicas);
- Monitoração do estado fisiológico de pacientes (UTI / Recuperação);
- Controle de um processo biológico em geral (terapia: R-X, Bisturi elétrico).

Em geral, um sistema de medição biomédica utiliza técnicas de medição por inferência, ou seja, ele obtém a relação matemática ou estatística da quantidade biológica desejada com a quantidade medida. Basicamente, ele é composto pelos seguintes blocos:



Inicialmente, para fazer a medida, o sistema de medição deve encontrar o sinal fisiológico, que é a quantidade física, propriedade ou condição que vai ser detectada pelo sistema. Este sinal é detectado por meio do uso de um dispositivo chamado de **transdutor**.

Assim, temos então que o sinal medido é detectado por um transdutor de entrada que pode ser chamado de sensor, quando a saída daquele é um sinal elétrico. Geralmente, o transdutor de entrada é composto por dois transdutores que são:

- Transdutor primário: transdutor (por exemplo: um diafragma) que transforma o sinal biológico a ser medido (por exemplo: pressão) em uma grandeza mecânica (por exemplo: um deslocamento);
- Transdutor secundário: transdutor que transforma o deslocamento mecânico resultante no transdutor primário em um sinal elétrico.

O transdutor de entrada vai gerar um sinal elétrico (sinal transduzido) que vai ser dependente do sinal biológico (sinal de entrada) a ser medido.

Depois da fase de transdução temos o condicionamento do sinal transduzido que possui as seguintes fases:

- Amplificação: é um ganho em amplitude e potência que o sinal transduzido recebe para poder ser manipulado eletricamente.
- Filtragem: é a retirada dos ruídos e interferências inerentes ao meio biológico onde está sendo

feita a medição do sinal;

- Casamento de impedâncias: é a adequação das características físicas, mecânicas e elétricas entre as fronteiras (interfaces) dos meios que estão interagindo no sistema de medição;
- Conversão Analógico-Digital: é a codificação do sinal analógico em uma sequência de pulsos com apenas dois níveis de tensão (sinal digital) para poder tornar este sinal compatível com as entradas de microcomputadores, permitindo o seu processamento digital.

Finalmente, o sinal digital, ou analógico mesmo, vai para um dispositivo de saída (pena mecânica, pena térmica, tubo de raios catódicos, visor de cristal líquido) que também pode ser chamado de transdutor de saída, pois transforma um sinal elétrico em um deslocamento mecânico (no caso de uma pena por exemplo).

2) Características dos sinais biomédicos:

Os sinais biomédicos podem ser:

- Dinâmicos: mudam com o tempo. Podem ser:
 - Periódicos (ECG)
 - Transientes (Potencial de Ação)
 - Randômicos (EMG) - informação RMS ou estatística
- Estáticos: são “Sinais estáveis”, ou seja, que não mudam com o tempo, ou mudam muito pouco e de maneira bem lenta. Logo, não trazem informação (mudança significativa de valor). Exemplo: Temperatura.

A seguir temos alguns exemplos de sinais biomédicos e de suas aplicações

Parâmetro fisiológico	Faixa de amplitude do sinal	Faixa de frequência do sinal
Fluxo sanguíneo	0-300 ml / s	DC – 20 Hz
PO ₂	30 – 100 mmHg	DC – 2 Hz
ECG	0,5 – 4 mV	0,01 – 250 Hz
Pneumatografia (taxa de fluxo)	0 – 600 l / min	DC – 40 Hz
Temperatura corporal	32 – 40° C	DC – 0,1 Hz

3) Características dos sistemas de medição de sinais biomédicos:

Para evitar fontes de erros de medição, é necessário especificar características a serem seguidas pelos sistemas que vão interagir (detecção, condicionamento, saída) com os sinais biomédicos. Essas características podem ser:

- Dinâmicas: requerem a utilização de integrais ou de equações diferenciais para descrever a qualidade das medições. Dependem das características estáticas.
 - Sistema Não-Linear: sistema em que o valor da variável de saída não é uma função linear da variável de entrada do sistema de medição, ou seja, a relação entre elas, suas derivadas ou integrais (função de transferência), não é linear.
 - Sistema Linear: sistema em que a função de transferência é linear. No caso de sistemas biológicos, os três tipos de sistemas lineares mais comuns são:
 - Ordem Zero: $y(t) = K x(t)$, K = sensibilidade estática = constante (potenciômetro);
 - Primeira Ordem: $K_1 y'(t) + K_2 y(t) = x(t)$ (filtro passa baixas - RC);
 - Segunda Ordem: $K_2 y''(t) + K_1 y'(t) + K y(t) = x(t)$ (medição de força numa mola; $x(t)$ = força).
- Estáticas: características dos sistemas de medição quando seus sinais de entrada são contínuos (frequência = 0) ou tiverem frequências muito baixas:
 - Exatidão: é a medida do grau de concordância entre a indicação de um instrumento e o valor verdadeiro da variável sob medição;

- Precisão: número de alternativas distinguíveis a partir das quais o resultado de uma medição é obtido;
- Erro: é a medida do desvio entre o valor medido e o valor verdadeiro;
- Resolução: é a menor variação na variável medida que pode ser indicada pelo instrumento;
- Reprodutibilidade: habilidade que o instrumento tem de fornecer a mesma saída para entradas idênticas;
- Controle Estatístico: estudo das variações aleatórias introduzidas pelo meio onde está operando o instrumento;
- Sensitividade Estática ou Sensibilidade: é a razão entre a intensidade do sinal de saída, ou resposta, do instrumento e a intensidade do sinal de entrada, ou variável sob medição;
- Linearidade: característica de proporcionalidade entre o valor da variável de entrada e o valor da variável de saída (define-se não linearidade como a razão entre o erro máximo do valor da entrada e a escala total da entrada);
- Faixas de Operação: faixas de funcionamento do sistema de medição de maneira a garantir a sua linearidade;
- Impedância de Entrada: característica que o sistema deve possuir para não interferir no sistema a ser medido, ou seja, não interferir na medição. Numericamente se define pela razão entre a variável de esforço (tensão, força, pressão) e a variável de fluxo (corrente, velocidade, fluxo) na entrada do sistema.

4) Classificação dos instrumentos biomédicos:

Os instrumentos biomédicos podem ser classificados de acordo com:

- Quantidade a ser medida: pressão, fluxo ou temperatura. Uma vantagem desta classificação é que torna fácil a comparação de métodos totalmente diferentes pois poderá ser utilizado o resultado final que cada método irá fornecer.
- Princípios de transdução utilizados: resistivo, indutivo, capacitivo, ultra-sônico ou eletroquímico. Assim, diferentes aplicações do mesmo método poderão ser utilizadas para diversas medições ampliando a capacidade de entendimento do princípio de transdução utilizado.
- Sistema fisiológico a que se destinam: cardiovascular, pulmonar, nervoso e endócrino. Esta abordagem isola todos os instrumentos que são importantes para um determinado sistema do organismo, facilitando assim, o trabalho dos especialistas médicos que precisam estudar apenas uma determinada área do corpo humano.
- Especialidade clínica médica a que se aplicam: pediatria, obstetrícia, cardiologia ou radiologia. Esta abordagem é válida para médicos que estão interessados em instrumentos especializados. É claro que vão existir instrumentos que vão ser comuns a várias áreas (por exemplo, o eletrocardiógrafo).

5) Técnicas de compensação em instrumentação biomédica:

Para diminuir os ruídos e interferências (efeitos capacitivos e magnéticos entre cabos; ruído de 60 Hz da rede) encontrados nos instrumentos biomédicos, são utilizadas técnicas de compensação mostradas a seguir:

- Insensibilidade Inerente: esta técnica torna os instrumentos inerentemente sensíveis somente às entradas desejadas, ou seja, as entradas modificadas e as interferências não têm efeito nas medidas. Inicialmente, a maioria dos sistemas não apresenta esta característica. Por isso, existem técnicas para que o sistema se torne inerentemente sensível, por exemplo, através do entrelaçamento e blindagem dos cabos de ECG, para diminuir a área entre eles, diminuindo assim o efeito capacitivo que é proporcional à área entre os cabos.

- **Realimentação Negativa:** reduz a interferência através da diminuição da influência do sinal de entrada na saída, pois há uma realimentação com a saída para retirar a influência do ruído.

Para um sistema de malha aberta:

$$Y = G.X \text{ (sem ruído)}$$

$$Y = G.(G_r.r).X \text{ (com ruído)}$$

No caso de um sistema de malha fechada, ou seja, com realimentação negativa (feedback):

$$Y = (X - Y.H).G$$

$Y = [G/(1+G.H)].X = X/[(1/G) + H]$, se $H \gg (1/G)$, teremos: $Y \cong (1/H).X$, onde se eliminará o ruído do sistema de medição representado pela função de transferência G . Esta técnica só não terá utilidade quando o ruído também agir na realimentação com função de transferência H . Neste caso, estaria se “trocando seis por meia dúzia”.

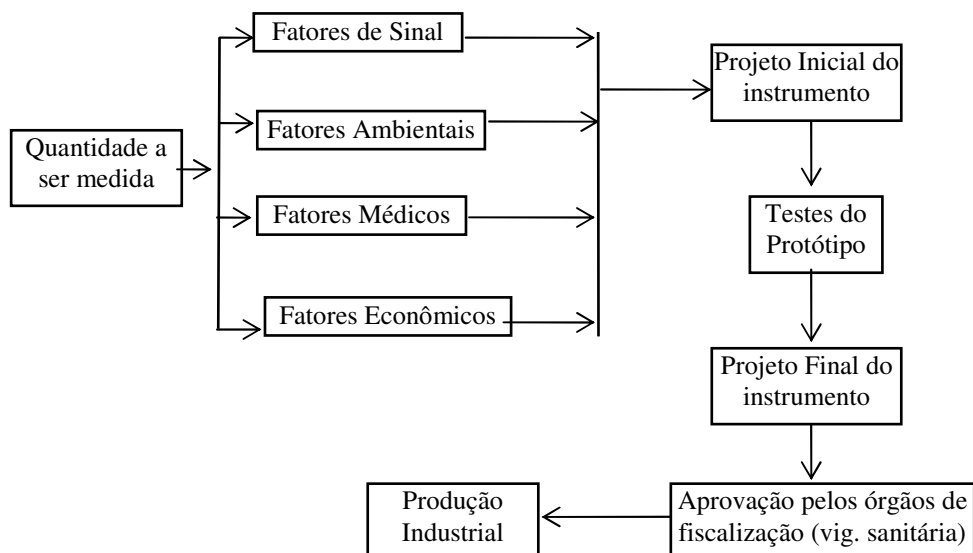
- **Filtragem de Sinal:** separação do sinal pelas suas frequências, a fim de escolher quais componentes da frequência irão entrar no sistema de medição. Por exemplo: utiliza-se a filtragem para retirar o sinal de 60 Hz da rede de energia elétrica que interfere no sinal de um aparelho de eletrocardiografia.
- **Oposição de Entradas:** subtração do ruído do sinal de entrada, submetendo o sensor com ganho controlado às mesmas condições da entrada a ser medida e subtraindo os sinais de sensor e do sinal resultante.

6) Etapas de criação de um instrumento biomédico:

Como foi visto anteriormente, a instrumentação biomédica possui algumas diferenças em relação à instrumentação eletrônica tradicional, a saber:

- Faixa de variação dos sinais a serem medidos;
- Pequena amplitude dos sinais biológicos;
- Fragilidade das células (ou tecidos) manipulados para obtenção dos sinais;
- Necessidade de proteção contra choques elétricos (macro e microchoques);
- Caráter não-crítico da exatidão.

Por isso, as etapas de invenção, projeto do protótipo, desenvolvimento, testes clínicos, regulamentação do funcionamento, manufatura, propaganda e vendas de um novo instrumento biomédico fazem parte de um processo complexo, caro e demorado. A seguir vemos as fases desse processo:



Inicialmente, alguém relacionado à tecnologia médica tem a idéia de inventar um equipamento médico para solucionar algum problema da área da saúde. Depois, acontece o período onde são estudados todos os requisitos para fazer o projeto do equipamento, ou seja, é feito o estudo dos fatores:

- de Sinal:
 - Sensibilidade que o equipamento deve ter;
 - Faixa de operação em que o equipamento vai trabalhar;
 - Entrada do sinal biológico vai ser diferencial ou absoluta;
 - Impedância de entrada que o equipamento precisa ter para não interferir no sistema biológico que se quer estudar;
 - Resposta em frequência do equipamento (está relacionado com a faixa de operação);
 - Precisão do equipamento para que o resultado que ele gere tenha utilidade clínica;
 - Linearidade do equipamento para planejar a sua calibração;
 - Confiabilidade do equipamento para saber a sua exatidão.
- Ambientais:
 - Especificidade do equipamento, ou seja, o equipamento vai funcionar no meio onde ele será utilizado;
 - Razão sinal/ruído do equipamento para ver se ele vai ser imune ao ruído inerente do ambiente de utilização;
 - Estabilidade (temperatura, pressão, umidade, aceleração, choque, vibração, radiação) do equipamento no ambiente;
 - Requisitos de potência do equipamento, para ver se a energia do ambiente será suficiente;
 - Tamanho e força do equipamento para estimar a sua robustez contra ambientes muito hostis.
- Médicos:
 - Definir se o equipamento será invasivo ou não-invasivo para planejar o risco de acidentes/infeções;
 - Estudo da Toxicidade do material utilizado no equipamento para prevenir alergias nos pacientes;
 - Definição da melhor interface tecido/sensor aplicável para o equipamento;
 - Verificação da segurança elétrica do equipamento;
 - Radiação e dissipação de calor;
 - Estimativa do desconforto que o paciente poderá vir a ter ao usar o equipamento.
- Econômicos:
 - Custos de pesquisa e industrialização do equipamento;
 - Disponibilidade que o equipamento vai ter para o usuário, ou seja, estudo do seu grau de utilização;
 - Garantia que o equipamento deverá ter para fazer a estratégia de vendas;
 - Necessidade de suprimentos que o equipamento irá consumir durante a sua operação;
 - Compatibilidade com os equipamentos já existentes no local da utilização.

Feitos estes estudos, começa a fase de desenvolvimento do equipamento (projeto inicial do equipamento) por uma equipe multidisciplinar que depois verifica, através de testes técnicos e clínicos, a eficácia (o equipamento faz o que ele deveria fazer?) do protótipo (versão inicial do equipamento) até chegar ao projeto final do mesmo. Depois, o equipamento passa por um processo de regulamentação oficial, onde ele recebe a autorização para comercialização do órgão governamental responsável pela fiscalização da saúde no país (no caso do Brasil, é a ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária quem exerce esse papel). Depois, são feitas estratégias de marketing para vender o equipamento ou a nova tecnologia que ele utiliza. Nesta fase, o equipamento é cedido para hospitais para que estes o experimentem, e também acontece a exposição do mesmo em feiras do setor de saúde.

Sistemas de Medição Biomédica

ParteII – Transdução de Grandezas Biomédicas

(Baseado no Cap.2 - WEBSTER, J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Houghton Mifflin Company, 3.ed., 1998)

1.Introdução:

Os sensores biomédicos atuam como interface entre um sistema biológico (caracterizado por variáveis fisiológicas) e um sistema eletrônico (caracterizado por sinais elétricos). Por isso, as suas características de funcionamento devem ser adequadas para esses dois tipos de sistemas.

Nas aplicações biomédicas é possível classificar os sensores como sendo ou físicos ou químicos. No caso de sensores físicos, são medidas quantidades como variáveis geométricas, mecânicas, térmicas e hidráulicas. Nas aplicações biomédicas isto pode incluir deslocamento de músculos, pressão sanguínea, temperatura corporal, fluxo de sangue, pressão de fluido cerebrospinal, e crescimento de ossos. Dois tipos de sensores físicos merecem menção especial com respeito à sua aplicação biomédica: os sensores de fenômenos elétricos no organismo, normalmente conhecidos como eletrodos, que desempenham um papel especial como resultado da sua aplicação em diagnóstico e terapia. Os tipos mais familiares destes sensores são os que captam o eletrocardiograma (ECG), um sinal elétrico produzido pelo coração. O outro tipo de sensor físico que possui muitas aplicações em biologia e medicina é o sensor óptico. Este sensor pode utilizar luz para coletar informação, e, no caso de sensores de fibra óptica, a luz é também o meio de transmissão.

O segundo tipo de sensores segundo a classificação principal de dispositivos de detecção são os sensores químicos. Neste caso, os sensores são utilizados para descobrir as concentrações de várias espécies químicas, e monitorar atividades químicas no corpo para diagnóstico e aplicações terapêuticas. As composições químicas podem ser medidas na fase de gás utilizando diversas técnicas, e estes métodos são especialmente úteis em medidas biomédicas associadas com o sistema pulmonar. Sensores eletroquímicos medem concentrações químicas ou, mais exatamente, atividades, baseadas em reações químicas que interagem com sistemas elétricos. Sensores químicos fotométricos são dispositivos ópticos que detectam concentrações químicas baseadas em mudanças na transmissão de luz, reflexão ou cor.

Existem também os sensores bioanalíticos, que são um tipo especial de sensores químicos. Estes dispositivos incorporam reações de reconhecimento biológico como enzima-substrato, antígeno-anticorpo, ou ligante-receptor para identificar moléculas bioquímicas complexas. O uso de reações biológicas dá aos sensores bioanalíticos, alta sensibilidade e especificidade na identificação e quantificação de substâncias bioquímicas.

Também pode-se classificar os sensores biomédicos do ponto de vista das suas aplicações na medicina clínica e nas pesquisas biomédicas, que podem ser:

- diagnóstico: medição ou verificação de uma variável fisiológica;
- terapia: controle do valor de uma variável fisiológica.

Os sensores para estudos clínicos utilizados nos laboratórios de análises clínicas devem ser unificados de tal modo que os erros, que poderiam resultar em um diagnóstico incorreto ou terapia imprópria, são mantidos em um valor absoluto mínimo.

Outra classificação para os sensores biomédicos consiste em verificar se eles são invasivos ou não-invasivos. Claramente, se uma medida pode ser feita igualmente bem tanto por um sensor não-invasivo (que não entra em contato direto com o sistema biológico que está sendo medido), como por um sensor invasivo, que deve ser implantado cirurgicamente, o anterior é sem dúvida o mais desejável. Porém, há casos em que o uso do sensor invasivo representa a melhor opção, pois vai diminuir a interferência externa, como por exemplo: o eletrodo que emite o sinal elétrico para o coração de um paciente que utiliza um marcapasso cardíaco. O ideal é que esse dispositivo fique o mais próximo do coração.

Os sensores biomédicos são similares aos utilizados em aplicações industriais, com algumas poucas diferenças:

- eles possuem maior sensibilidade que os sensores industriais, pois trabalham com sinais elétricos que possuem amplitudes da ordem de micro (μ) ou mili (m) volts;
- o seu encapsulamento deve ser biocompatível para evitar rejeições ou intoxicações do organismo com o qual vai haver contato;
- as faixas de frequência utilizadas são normalmente muito pequenas, da ordem de algumas dezenas de hertz (Hz).

Os sistemas biológicos também podem afetar o desempenho do sensor. Isto é especialmente verdade para sensores implantados. O tecido biológico representa um ambiente hostil que pode degradar o desempenho do sensor. Além de íons corrosivos, os fluidos corporais contêm enzimas que quebram moléculas complexas como uma parte do esforço do organismo para se libertar de materiais estranhos e tóxicos. Estes podem atacar os materiais que compõem o sensor e seu encapsulamento, causando a perda de calibração ou falha do mesmo.

O encapsulamento do sensor é um problema especialmente importante. A cápsula não só tem que proteger o sensor do ambiente corrosivo do organismo, mas deve permitir que a porção do sensor que executa a medição se comunique com o sistema biológico. Além disso, como é desejável ter sensores tão pequenos quanto possível, especialmente aqueles que são implantados, é importante que a função de encapsulamento seja levada a cabo sem aumentar significativamente o tamanho da estrutura do sensor. Embora tenham ocorrido muitas melhorias no encapsulamento de sensores, este permanece sendo um dos principais problemas em pesquisa de sensores biomédicos. Materiais de encapsulamento de alta qualidade que não extraiam maiores respostas de corpos estranhos do sistema biológico ainda estão sendo procurados.

Outro problema que é associado aos sensores implantados é que uma vez que eles estão implantados, o acesso a eles fica muito limitado. Isto requer que estes sensores sejam altamente confiáveis de forma que não haja necessidade de consertá-los ou substituí-los. Também é importante que estes sensores sejam altamente estáveis, já que na maioria das aplicações não é possível calibrá-los *in vivo*. Assim, os sensores devem manter a sua calibração uma vez que eles forem implantados, e para aplicações como substituição de órgãos, isto pode representar um tempo potencialmente longo, ou seja, o resto da vida do paciente.

1.1. Conceitos Básicos

- Transdutor: é um dispositivo que transforma uma grandeza física em outra.
- Propriedade Transdutiva: é a característica singular de um evento ao qual um princípio de transdução pode ser aplicado.
- Princípio de Transdução: qualquer dos muitos métodos que podem ser empregados para converter a propriedade transdutiva em um sinal elétrico.

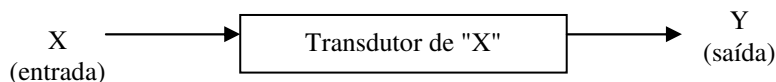
Exemplo: no contador de células a propriedade transdutiva é a resistência das células (as células que se quer contar têm alta turbulência elétrica, comparada com a do fluido que as envolve), enquanto que o princípio de transdução é a medida das variações da resistividade elétrica de um tubo metálico à passagem do fluido com as células por dentro dele.

Nesta aula são abordados os transdutores primários ou os secundários isoladamente. Não se pensará em transdutores "compostos", ou seja, que são a associação de vários transdutores em série.

Lembre-se:

sensores são transdutores que transformam uma grandeza física em outra grandeza elétrica!

Outro detalhe importante: Quando se falar em transdutor de "X" (X = força, pressão, temperatura, etc.). "X" será a grandeza física a ser transduzida e a saída será uma outra grandeza física qualquer.



1.2. Critérios para Otimização de Medidas

Para otimizar as medidas a serem feitas, o sistema de medição biomédica e os transdutores utilizados deverão apresentar as seguintes características:

- não interferir na quantidade a ser medida;
- apresentar boa linearidade;
- ser pequeno e leve;
- boa relação sinal/ruído;
- bom desempenho na faixa de frequência do sinal transduzido;
- viabilidade de produção.

2. Tipos de Transdutores

Para efeito didático, nesta aula os transdutores vão ser divididos segundo a grandeza física que eles irão transduzir (exceção feita para o transdutor piezelétrico, pois ele pode funcionar como transmissor além de sensor). Além desse tipo de classificação pode-se falar de 3 outros tipos de classificação:

a) Ponto-de-vista funcional:

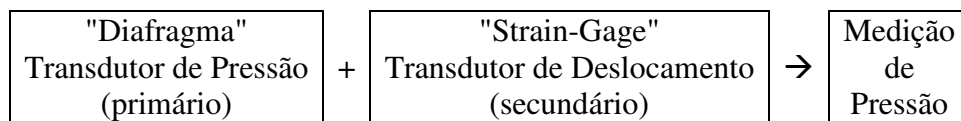
- Ativos*: não existe fonte externa no transdutor (exemplos: termelétrico, piezelétrico, eletromagnético).
- Passivos*: existe fonte externa no transdutor (exemplos: termoresistivo, potenciométrico, capacitivo, indutivo).

(*)Obs: alguns autores utilizam uma definição reversa para ser coerentes com a classificação da eletrônica, ou seja, transdutores ativos serão aqueles cuja potência não depende da entrada.

b) Ponto-de-vista Operacional:

- Primário: entra em contato direto com a grandeza física a ser medida e a transforma em outra grandeza que seja fácil de transformar em um sinal elétrico.
- Secundário: recebe a grandeza física do transdutor primário e a transforma em um sinal elétrico para posterior processamento deste sinal.

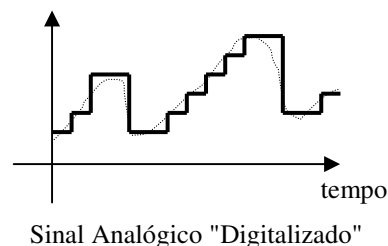
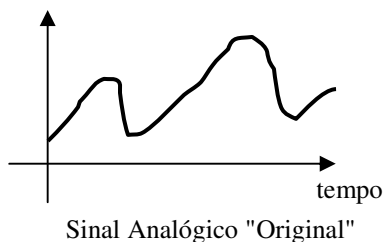
Exemplo:



c) Ponto-de-vista do Sinal de Saída:

- Analógicos: geram um sinal analógico (sinal contínuo com resolução tendendo a zero) na sua saída. Todos os transdutores são analógicos, pois o sinal digital não é encontrado na natureza, visto que é uma abstração do pensamento humano.
- Digitais: não passam de transdutores analógicos que já vem associados a um circuito de conversão A/D (analógico/digital). Por isso, são considerados digitais, pois não podem ser separadas as suas partes analógica e digital, já que o transdutor está compactado ou associado a um chip (circuito integrado). Exemplo: termômetro de cristais de quartzo.

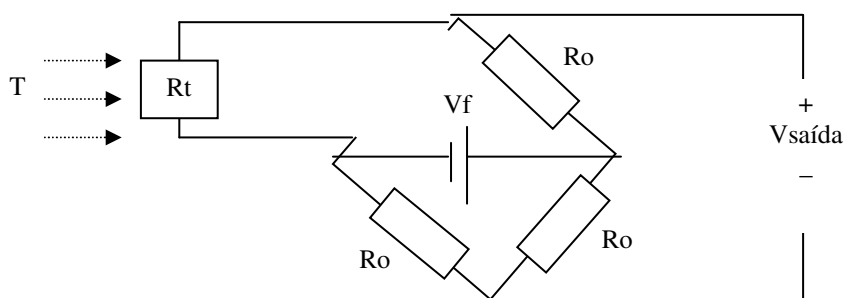
Obs: sinal digital é um sinal elétrico que tem resolução definida e limitada.



2.1. Transdutores de Temperatura

Para medição de temperatura, basicamente, são utilizados 2 tipos de transdutores elétricos de temperatura, que são os transdutores termoresistivos e os termoeletricos. Nos sistemas biológicos também costuma-se usar a termometria química.

2.1.1. Transdutores Termoresistivos: são dispositivos (metais ou resistores, também conhecidos como termistores) cuja resistência elétrica varia linearmente com a temperatura a que são submetidos. Por possuírem esta propriedade eles são dispostos geralmente em "ponte-de-Wheatstone" de modo que as mudanças de resistividade dos transdutores, gerem oscilações no sinal de saída da ponte.



Onde: R_t = transdutor termoresistivo submetido a uma temperatura $T = T_o + \Delta T$
 R_o = resistores a uma temperatura de referência T_o
 V_f = tensão de alimentação da ponte
 $V_{saída}$ = tensão de saída
 α = coeficiente de temperatura do transdutor (se

Disto: $R_t = R_o + \Delta R = R_o + \alpha \cdot (T - T_o) \cdot R_o$
 $V_{saída} = V_f \times [\Delta R / (4R_o + 2\Delta R)]$

Repare que: $R_t = R_o$ quando $T = T_o$, o que vai gerar $V_{saída} = 0$ (ponte balanceada)!

Como pode-se observar, ΔR vai depender de T e α (já que R_o e T_o serão constantes para uma dada medição). O valor de α vai ser aproximadamente constante para o mesmo transdutor, independente de T . Assim, ΔR variará linearmente com T . Disto se poderá fazer uma estimativa do valor de T através da medição do $V_{saída}$.

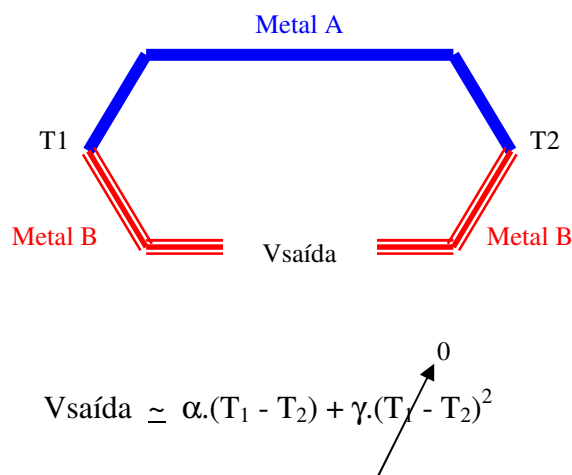
A seguir são mostrados alguns tipos de transdutores termoresistivos e seus respectivos valores de α e de resistividade.

Material	α ($^{\circ}\text{C}^{-1}$)	ρ , resistividade ($\Omega \cdot \text{cm}$)
Ouro (Au)	+0,0040	$2,40 \times 10^{-6}$
Nicromo (NiCr)	+0,0004	$1,00 \times 10^{-4}$
Níquel (Ni)	+0,0067	$6,84 \times 10^{-6}$
Prata (Ag)	+0,0041	$1,63 \times 10^{-6}$
termistores	-0,0400	$\sim 10^3$

Quando um transdutor termoresistivo apresenta $\alpha > 0$, diz-se que ele é do tipo PTC ("positive temperature coefficient"), ou seja, a sua resistência elétrica aumenta quando a

temperatura sobe; e diminui quando a temperatura cai. Já quando $\alpha < 0$, diz-se que ele é do tipo NTC ("negative temperature coefficient"), o que significa que a sua resistência elétrica aumenta quando a temperatura cai; e diminui quando a temperatura sobe.

2.1.2. Transdutores Termelétricos(termopares): se baseiam no efeito termelétrico (descoberto por "Seebeck" no século passado), onde 2 metais diferentes ligados pelas pontas, apresentam uma força eletromotriz (tensão) quando suas extremidades estão em temperaturas diferentes.

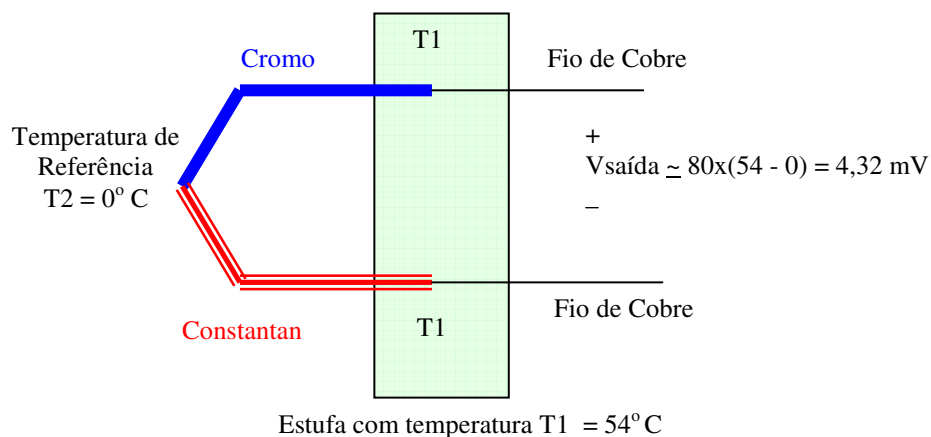


Estes 2 metais ligados formam um "termopar". Alguns termopares mais comuns são caracterizados na tabela a seguir.

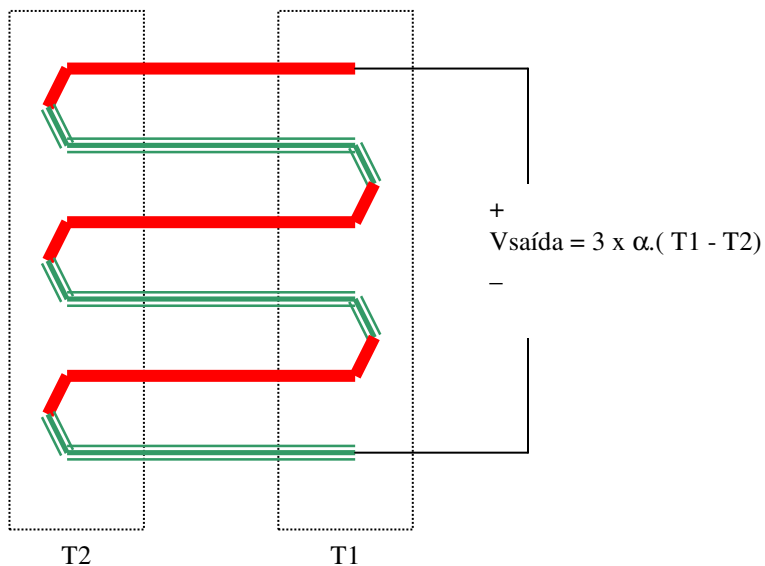
Termopar	α (sensitividade) a 20°C [$\mu V/^{\circ}C$]	Faixa de operação [$^{\circ}C$]	Precisão e observações
Cobre / Constantan (Cu) / (57% Cu + 43% Ni)	45	-150 a +300	$\sim \pm 0,5\%$
Cromo / Constantan (Cr) / (57% Cu + 43% Ni)	80	0 a +500	Boa estabilidade, maior α
Platina / Platina-Ródio (Pt) / (90% Pt + 10% Rh)	6,5	0 a +1500	Erro $\sim \pm 0,25\%$ Bem estável, caro e pequeno

Para utilizar o termopar costuma-se deixar uma ponta dele com referência, ou seja, com uma temperatura conhecida, e a outra ponta é colocada no meio de temperatura desconhecida. Depois é medida a tensão de saída do termopar e com isso consegue-se uma estimativa do valor da temperatura.

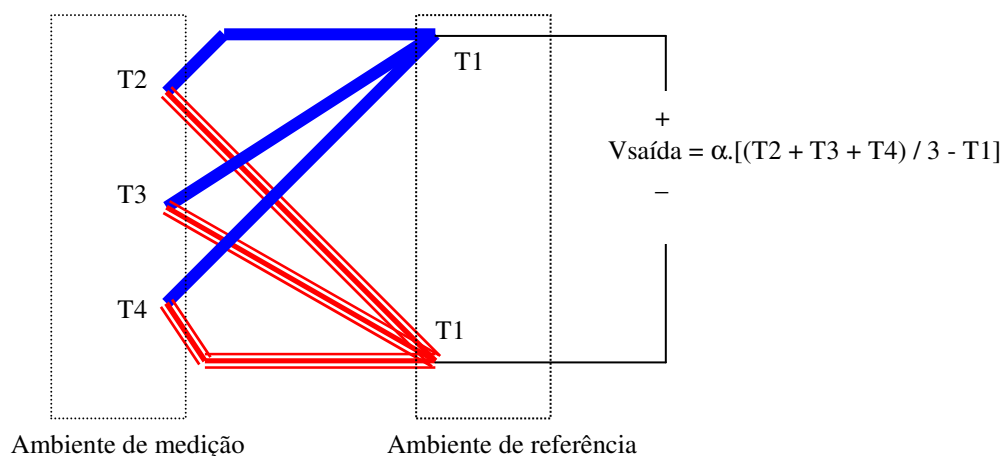
Exemplo: medição da temperatura em uma estufa.



Como pode-se observar para variações grandes de temperatura aparecerão pequenos valores de tensão de saída, podendo estes níveis serem confundidos com ruídos. Por isso para conseguir uma maior sensibilidade, são arranjados vários termopares em série, formando uma termopilha.

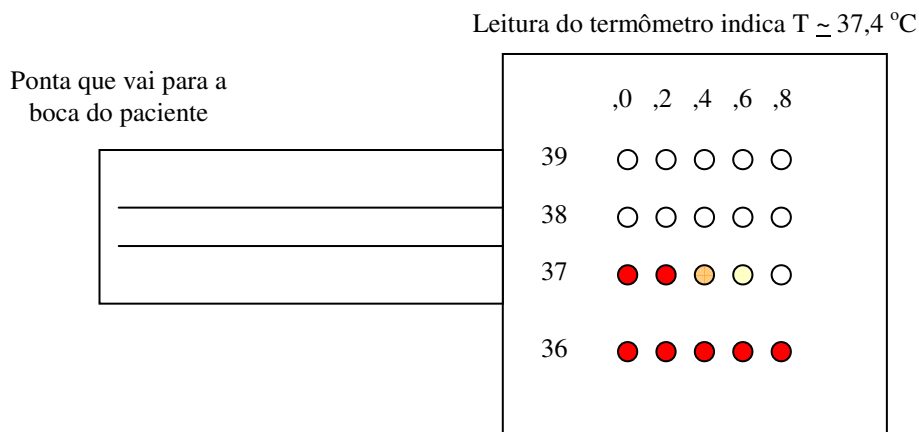


Os termopares também podem ser arranados em paralelo, formando um termopar de multijunção, para dar maior exatidão à medição da temperatura.



2.1.3. Termometria Química: consiste na observação da ocorrência de reações químicas que só acontecerão em temperaturas determinadas. Basicamente, nesta categoria de sensores existem os cristais líquidos (LC) e algumas misturas de Bromo, Nitrobenzeno e Cromo, que passam do estado sólido para o estado líquido em temperaturas fixas.

Exemplo: termômetro químico



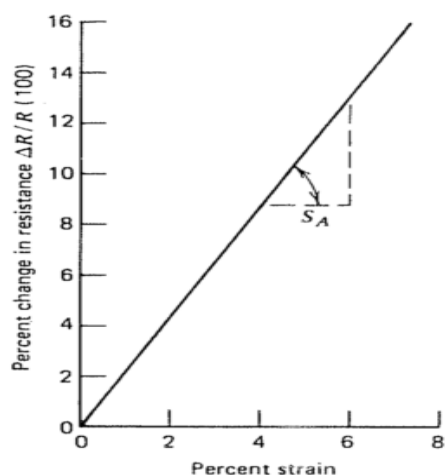
Neste termômetro, cada ponto graduado contém uma mistura química diferente de maneira que as substâncias da mistura se liqüefazem, marcando os pontos graduados e mostrando a temperatura do paciente, quando a temperatura do paciente é maior do que a temperatura de reação da mistura.

2.2. Transdutores de Deslocamento

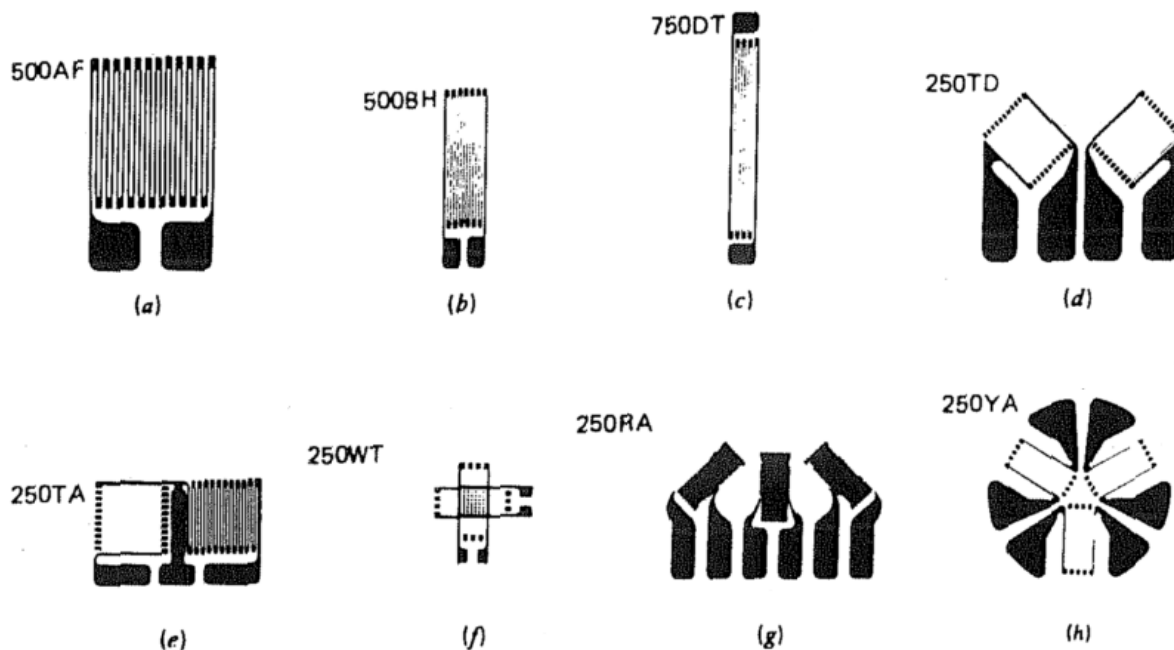
Geralmente são utilizados como transdutores secundários, pois recebem o deslocamento resultante de transdutores primários de pressão, força ou velocidade. Com exceção dos piezelétricos (que serão estudados separadamente em 2.5) são transdutores passivos. Nesta aula serão abordados apenas 2 transdutores principais: os "strain-gages" e o LVDT, mas apenas para citar existem outros tipos como os transdutores de capacitância variável, os potenciométricos e os de relutância variável.

2.2.1. *Strain-Gages* (ou *Strain-gauges*):

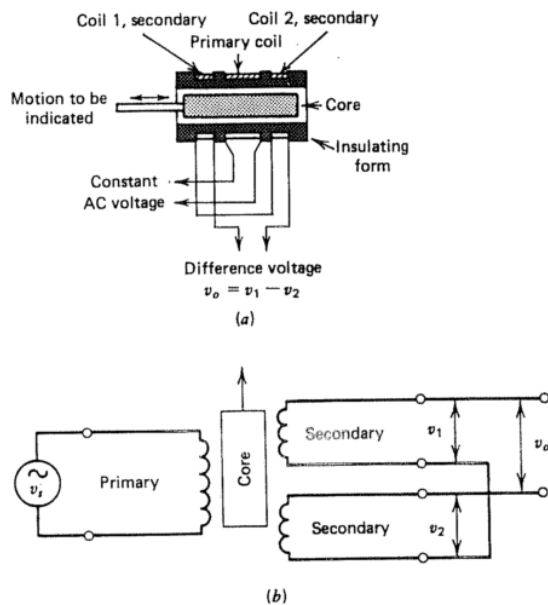
Strain-gages são transdutores em forma de filmes metálicos (Ni, Cr, Cu, Fe, Pt, W) que mudam a sua resistência elétrica de acordo com a deformação sofrida. Geralmente estão associados em "pontes-de-Wheatstone" na superfície de um diafragma (transdutor elástico de pressão). Assim, ao haver deformação deste último, ocorrerá um desbalanceamento da ponte resistiva, permitindo a geração de uma variação na tensão de saída da ponte.



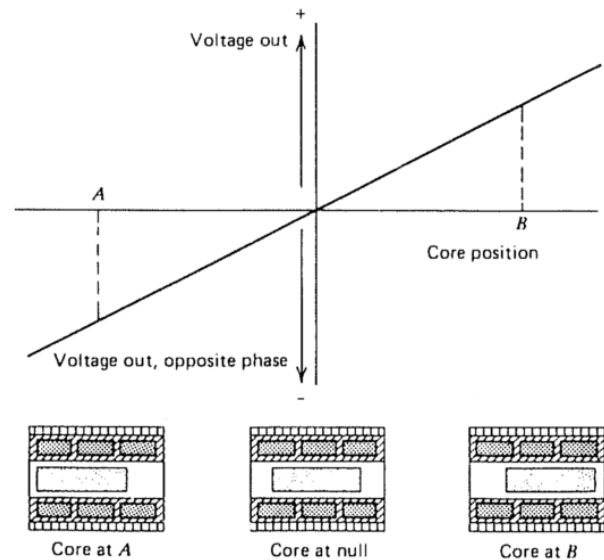
Change of resistance $\Delta R/R$ as a function of strain for Advance alloy.



2.2.2. **LVDT** (Transformador Diferencial com Variação Linear): consiste em um transformador com 3 bobinas magnéticas (1 no primário e 2 no secundário) acoplados por um núcleo ferromagnético que se desloca de acordo com a pressão recebida por um transdutor de pressão acoplado à sua ponta. Quando não há pressão, a saída do transformador vai estar em equilíbrio ($V_{\text{secundário}} = 0$). Já quando existir pressão, a tensão de saída será proporcional à intensidade e ao sentido (mudança no sinal da tensão) do deslocamento do material magnético.



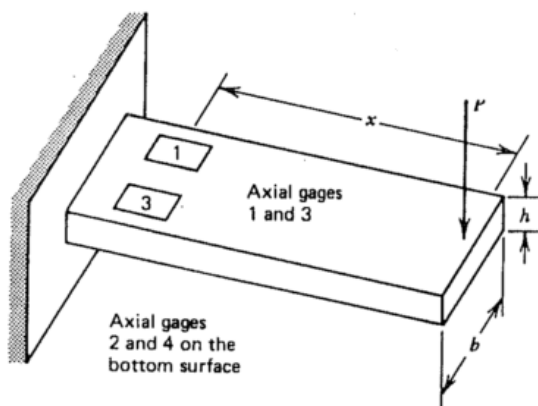
(a) Sectional view of a linear variable differential transformer (LVDT). (b) Schematic diagram of the LVDT circuit.



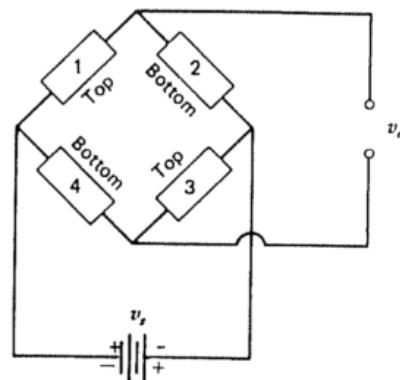
Phase-referenced output voltage as a function of LVDT core position.

2.3. Transdutores de Força

São transdutores primários que em conjunto com transdutores de deslocamento possibilitam inferir a força aplicada neles. Consistem de elementos elásticos que dispõem "strain-gages" em ponte, ou anéis que geram um deslocamento na entrada de um LVDT ao serem deformados.



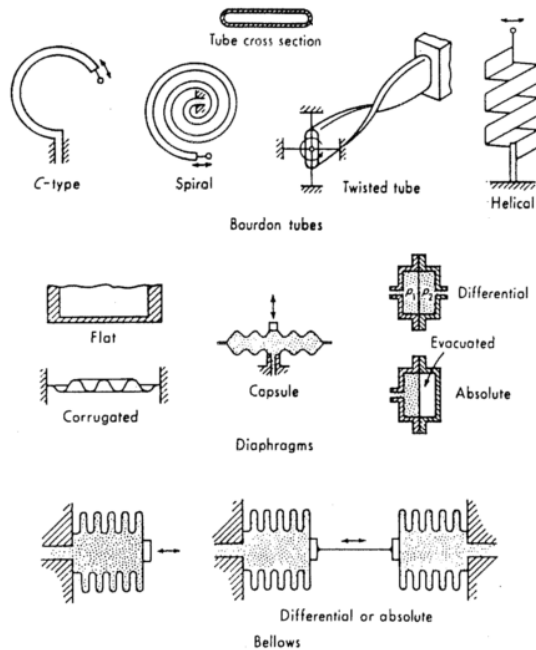
(a) Beam-type load cells incorporate an elastic element with strain gages.



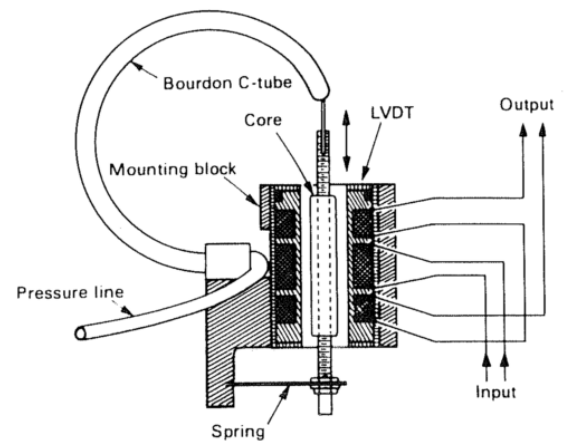
(b) Gage positions in the Wheatstone bridge.

2.4. Transdutores de Pressão

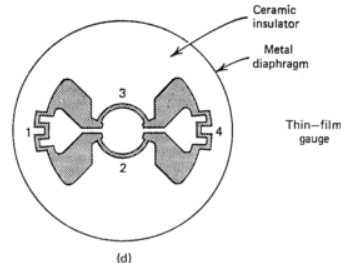
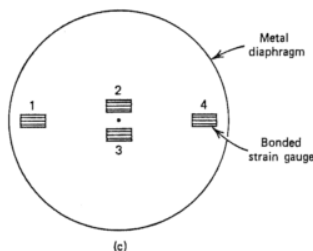
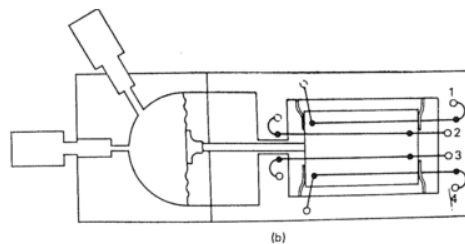
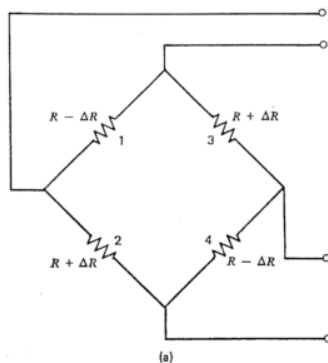
Basicamente são elementos elásticos que se deformam ao receber uma pressão gerando um deslocamento, que poderá ir para um sistema mecânico de cremalheira e defletir um ponteiro (no caso dos manômetros), ou poderá ir para um transdutor de deslocamento, que transformará este deslocamento em um sinal elétrico. Os transdutores de pressão são basicamente do tipo de "tubos de Bourdon", "diafragma" e "foles ou sanfonas".



Various forms of elastic pressure transducers (from E. O. Doebelin, *Measurement Systems: Application and Design*, © 1966, McGraw-Hill Book Co.; used with permission of McGraw-Hill Book Co., New York).



Pressure transducer that utilizes a bourdon tube as the elastic element and a linear variable differential transformer as the sensor.



Various strain-gauge pressure transducers: (a) Wheatstone-bridge arrangement of strain gauges; (b) Unbonded strain-gauge pressure transducer; (c) bonded strain-gauge placement on a metal diaphragm; and (d) thin-film vacuum-deposited strain gauge on a metal diaphragm.

a) Tubos de Bourdon: tubos ocos, selados em uma ponta e que recebem a pressão a ser medida na outra. Estes tubos podem ter diversas formas (espirais, C, helicoidais, tubos torcidos sobre os seus próprios eixos longitudinais).

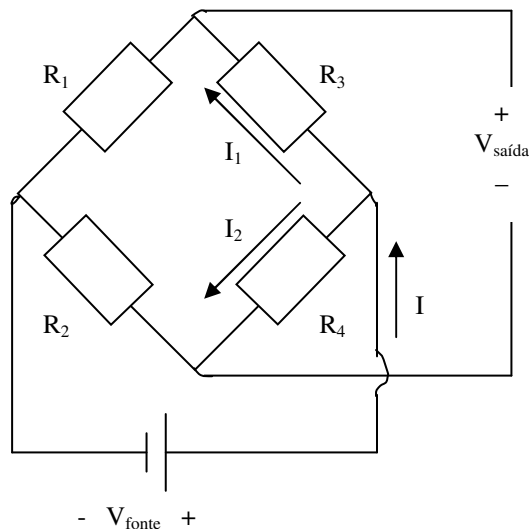
b) Foles ou sanfonas ("*bellows*"): transdutores em forma de sanfonas que possuem molas internas, que ao receberem a pressão a ser medida podem se contrair ou expandir, gerando um deslocamento que é transmitido para um ponteiro ou para um transdutor elétrico de deslocamento.

c) Diafragmas: transdutores em forma de membranas elásticas (de superfície ondulada, encurvada ou lisa) que se deformam, gerando um deslocamento ao receberem uma determinada pressão.

2.5. Transdutores Piezelétricos

São transdutores que podem funcionar tanto como sensores (transdutor de deslocamento) como também podem ser transmissores (transdutores eletro-acústicos). Contêm cerâmicas piezelétricas que apresentam a característica de se deformarem ao receber um estímulo elétrico e também geram uma diferença de potencial (tensão) quando deformados (neste caso são transdutores de deslocamento ativos). As cerâmicas piezelétricas podem ter a forma de discos, cilindros ou retângulos de cristais de quartzo, titanato de bário ou titanato de chumbo-zinco.

Estes transdutores são bastante utilizados nos aparelhos de ultra-sonografia.

Anexo I - Ponte de Wheatstone

Como $V_{saída}$ é a queda de tensão nos resistores R_1 e R_2 que estão sendo percorridos pelas correntes I_1 e I_2 que têm referências opostas de sinal, teremos:

$$I = I_1 + I_2 \quad \text{e} \quad V_{saída} = R_2 \cdot I_2 - R_1 \cdot I_1$$

Assim
$$I_2 = \frac{V_{fonte}}{R_2 + R_4} \quad \text{e} \quad I_1 = \frac{V_{fonte}}{R_1 + R_3}$$

$$\text{Disto: } V_{saída} = \frac{R_2}{R_2 + R_4} \times V_{fonte} - \frac{R_1}{R_1 + R_3} \times V_{fonte} = \left(\frac{R_2}{R_2 + R_4} - \frac{R_1}{R_1 + R_3} \right) \times V_{fonte}$$

Se $R_1 = R_4 = R + \Delta R$ e $R_2 = R_3 = R - \Delta R$, teremos:

$$V_{saída} = \left[\frac{(R + \Delta R)}{2R} - \frac{(R - \Delta R)}{2R} \right] \times V_{fonte} = \left(\frac{\Delta R}{R} \right) \times V_{fonte}$$

Então percebe-se que a tensão de saída será proporcional ao "desbalanço" na ponte. Também pode-se observar que $V_{saída} = 0$, quando a ponte estiver balanceada ($R_1 \times R_4 = R_2 \times R_3$).

Sistemas de Medição Biomédica

PARTE III – Condicionamento do Sinal

(Baseado no Cap.3 - WEBSTER, J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Houghton Mifflin Company, 3.ed., 1998)

1. Introdução:

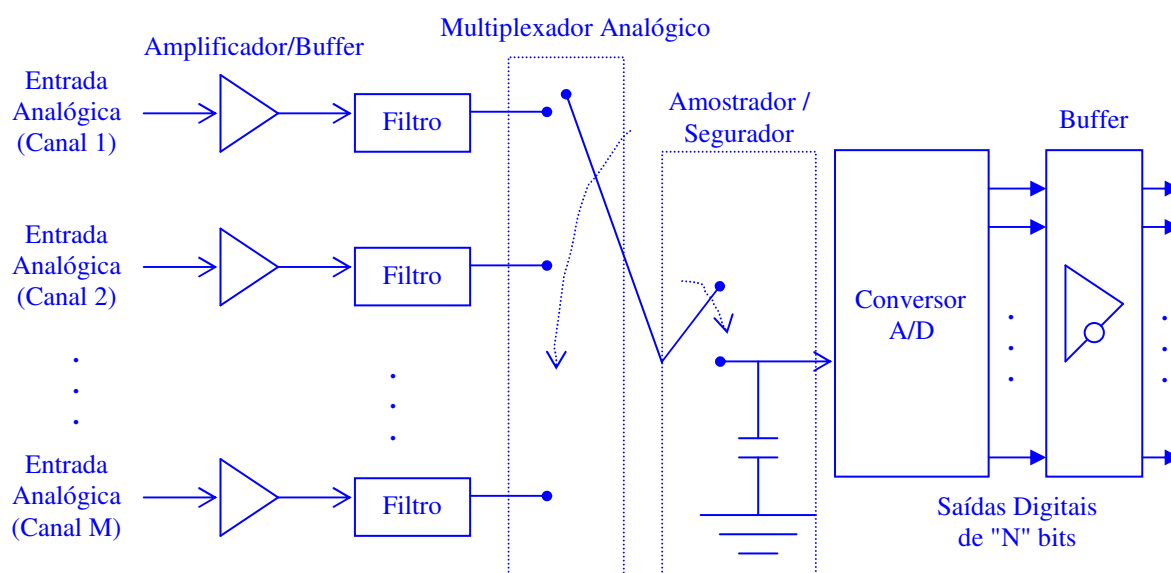
Os sinais digitais, pelo menos idealmente, são representados por formas de onda que fazem transições abruptas entre 2 valores. Os sinais que podem assumir qualquer valor em uma faixa contínua são chamados de sinais analógicos. Quando sinais analógicos devem ser processados, há frequentemente uma grande vantagem na conversão do sinal para a forma digital, pois isto facilita o seu processamento.

Como exemplo, uma tensão analógica pode ser uma tensão fixa (contínua) e o processamento necessário pode consistir na determinação de seu valor. Um voltímetro analógico mostrará o valor da tensão através da posição de um ponteiro de escala. Um voltímetro digital nos dará uma indicação numérica mais conveniente em um painel.

Em um sistema de medição, a conversão do sinal analógico da saída do sensor/transdutor de entrada em um sinal digital é feita por conversores A/D (analógico/digitais) seguindo uma sequência de 4 processos individuais, chamados de amostragem, retenção ("Sample-and-Hold"), quantificação e codificação. Além destes processos, antes da entrada no conversor A/D, temos uma sequência de processos de tratamento (condicionamento) do sinal analógico que sai do sensor de detecção deste sinal, tais como amplificação, filtragem e multiplexação. Estes procedimentos não são necessariamente realizados em operações separadas e nem todos são realizados sempre.

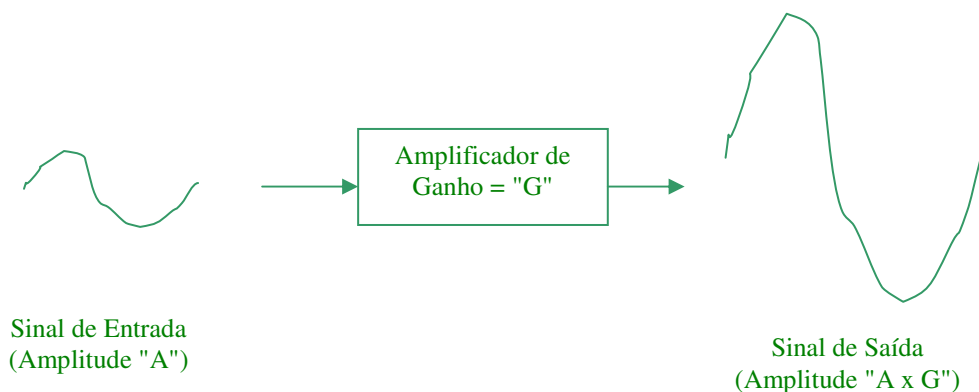
O condicionamento do sinal de saída do transdutor é necessário, pois geralmente a amplitude deste sinal é muito pequena e apresenta muitos ruídos e interferências do ambiente de medição.

A seguir vemos um esquema dos processos envolvidos no condicionamento do sinal analógico para prepará-lo para a conversão A/D. Nas seções seguintes serão discutidos estes processos.



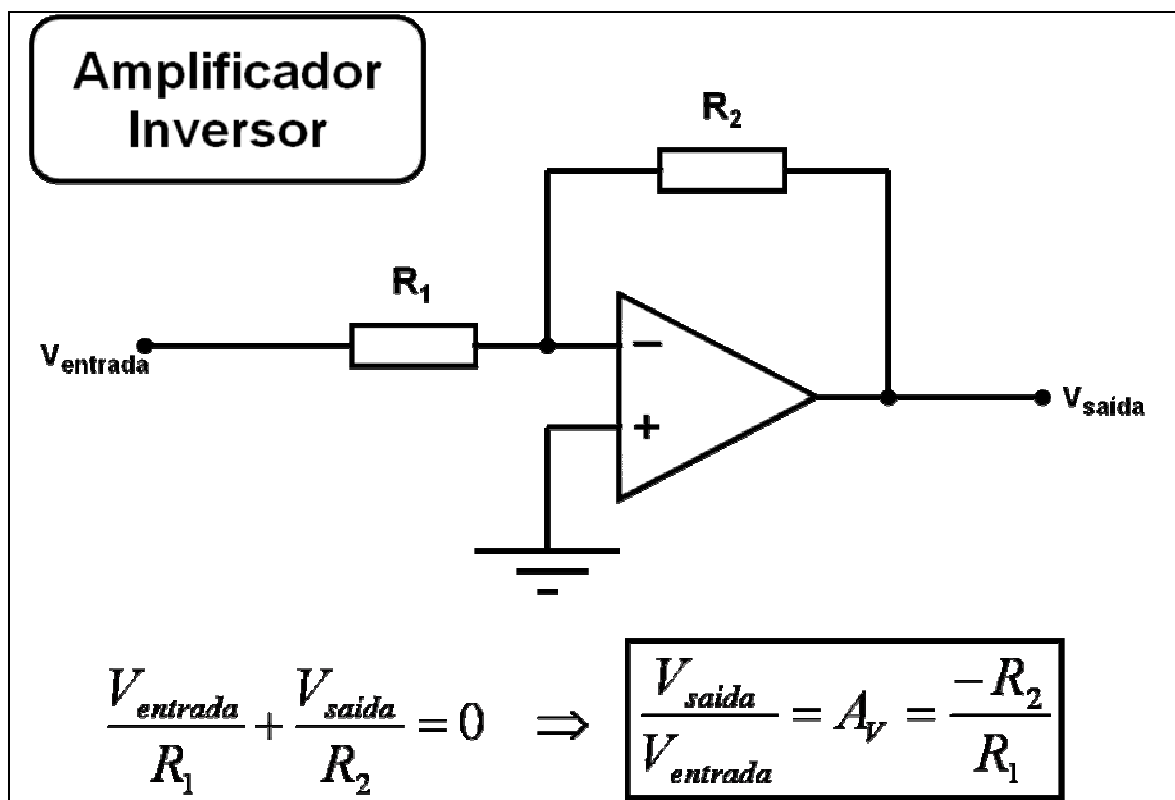
2. Amplificação

Para fazer a amplificação de um sinal são utilizados circuitos que introduzem um ganho no sinal de entrada.

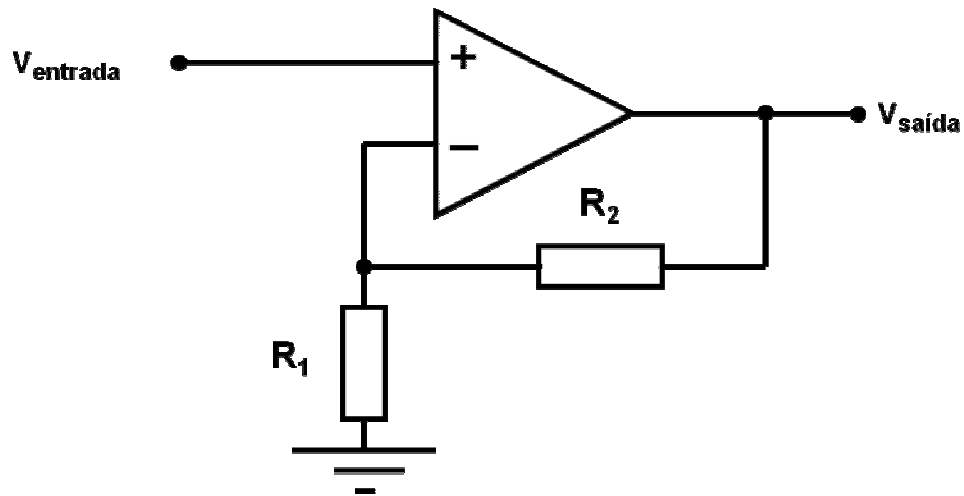


Na área de instrumentação, geralmente são utilizados circuitos com amplificadores operacionais, ou amp-ops, (para diminuir a interferência do medidor no sistema de onde se obtém o sinal) e diferenciais (para reduzir o ruído introduzido pelo sistema/ambiente de medição).

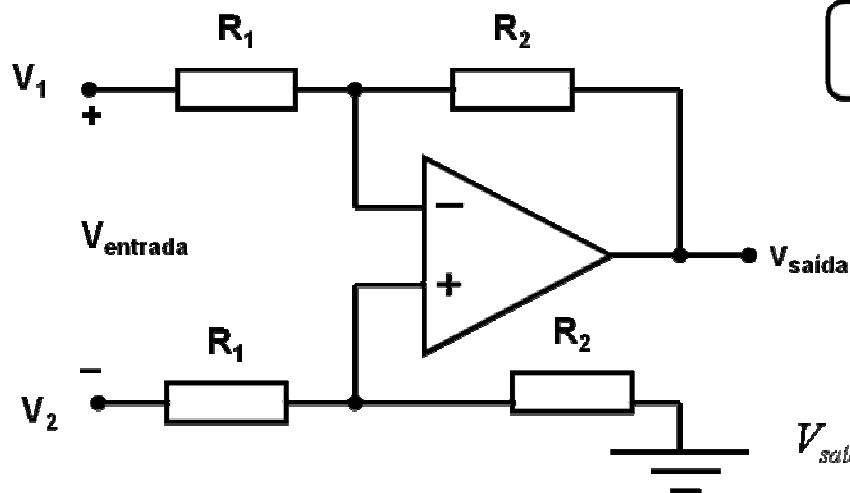
A seguir são mostrados diversos circuitos básicos de amplificação que utilizam amp-ops.



Amplificador Não-Inversor



$$V_{entrada} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_{saida} \Rightarrow \frac{V_{saida}}{V_{entrada}} = A_V = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$



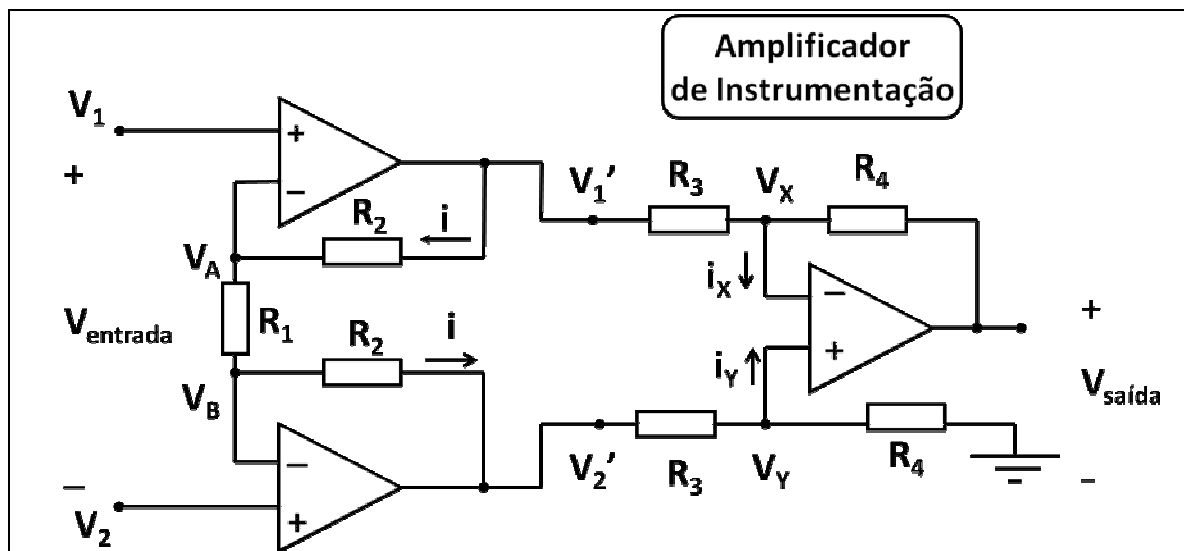
Amplificador Diferencial

$$V_{saida\ 1} = \left(\frac{-R_2}{R_1} \right) \cdot V_1$$

$$\left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right) \cdot V_{saida\ 2} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \cdot V_2 \Rightarrow V_{saida\ 2} = \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \cdot V_2$$

$$V_{saida} = V_{saida\ 1} + V_{saida\ 2} = \frac{-R_2}{R_1} \cdot (V_1 - V_2) = \frac{-R_2}{R_1} \cdot V_{entrada}$$

Os circuitos mostrados anteriormente podem ser combinados para formar um amplificador básico de instrumentação com 2 estágios como mostrado a seguir.



Este amplificador apresenta as seguintes características:

- Alta impedância de entrada e baixa impedância de saída;
- Alta Rejeição de modo comum (CMRR);
- Baixo nível de geração de ruído e baixa deriva térmica.

O ganho deste amplificador é calculado a seguir.

Como a impedância de entrada é alta estágio de entrada temos: $V_A = V_1$ e $V_B = V_2$

Disto: $V_{entrada} = V_1 - V_2 = V_A - V_B = R_1 \cdot i \Rightarrow i = V_{entrada} / R_1$

Assim:

$$V_1' = V_A + R_2 i = V_1 + \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{entrada} \quad e \quad V_2' = V_B - R_2 i = V_2 - \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{entrada}$$

Logo:

$$V_1' - V_2' = (V_1 - V_2) + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{entrada} = \left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_{entrada}$$

Onde $\frac{V_1' - V_2'}{V_{entrada}} = \left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right)$ será o ganho do estágio de entrada.

Como $i_X = i_Y = 0$ e $V_X = V_Y$ (definição do amplificador operacional), teremos:

$$\frac{V_1' - V_X}{R_3} = \frac{V_X - V_{saída}}{R_4} \Rightarrow V_{saída} = V_X \cdot \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - V_1' \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

$$\frac{V_2' - V_Y}{R_3} = \frac{V_Y}{R_4} \Rightarrow V_Y = \frac{V_2'}{\left(1 + \frac{R_3}{R_4}\right)}$$

Como $V_Y = V_X$, teremos:

$$V_{saída} = \frac{V_2'}{\left(1 + \frac{R_3}{R_4}\right)} \cdot \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - V_1' \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

Disto, teremos: $V_{saída} = -\frac{R_4}{R_3} \cdot (V_1' - V_2')$

Então $\frac{V_{saída}}{(V_1' - V_2')} = -\frac{R_4}{R_3}$ será o ganho do Amplificador Diferencial.

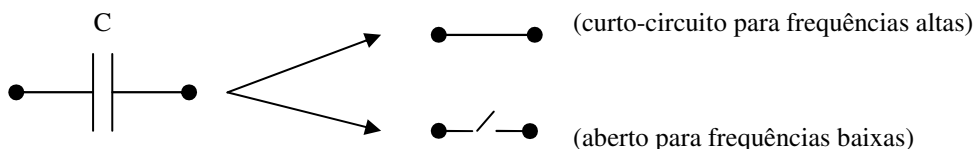
E $\boxed{\frac{V_{saída}}{V_{entrada}} = -\left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot \frac{R_4}{R_3}}$ será o ganho total do Amplificador!

3. Filtragem

É o processo de retirada de sinais indesejáveis que estão em frequências diferentes da frequência do sinal de entrada que está sendo medido (por exemplo: retirada de um ruído de 60 Hz da rede elétrica que está interferindo em um aparelho de ECG). Os circuitos que fazem este processo, os filtros, geralmente são resistores e capacitores associados de maneira a aproveitar a característica AC (corrente alternada) do capacitor.

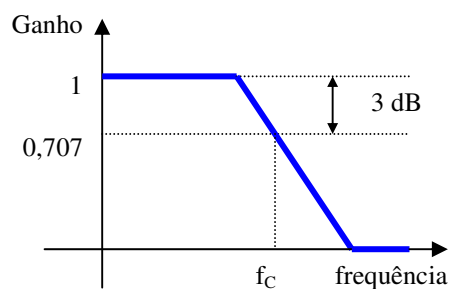
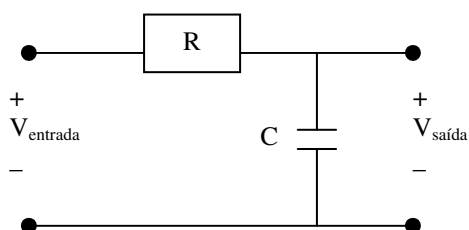
$$\text{Módulo da Reatância Capacitiva} = X_c = \frac{1}{2\pi f C} \quad [\Omega] \Rightarrow \begin{cases} X_c \rightarrow 0, & \text{para } f \text{ alta} \\ X_c \rightarrow \infty, & \text{para } f \text{ baixa} \end{cases}$$

Isto significa que:

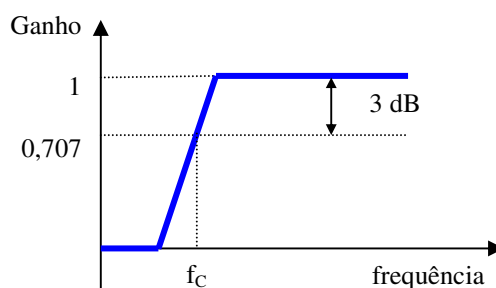
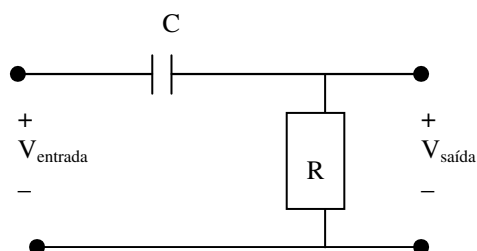


Assim temos então:

a) Filtro Passa-Baixas (FPB)



b) Filtro Passa-Altas (FPA)



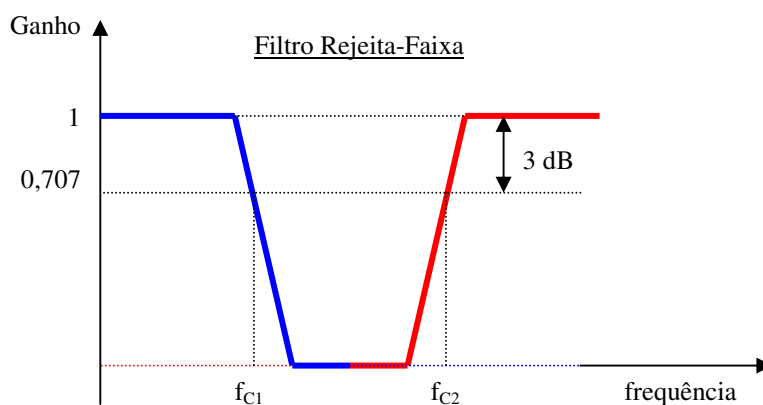
Repare que nestes casos teremos:

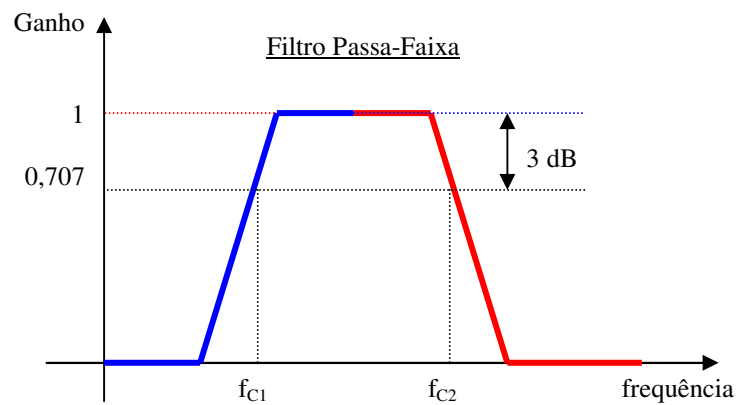
$$V_{saída} = |Ganho| \cdot V_{entrada}$$

e

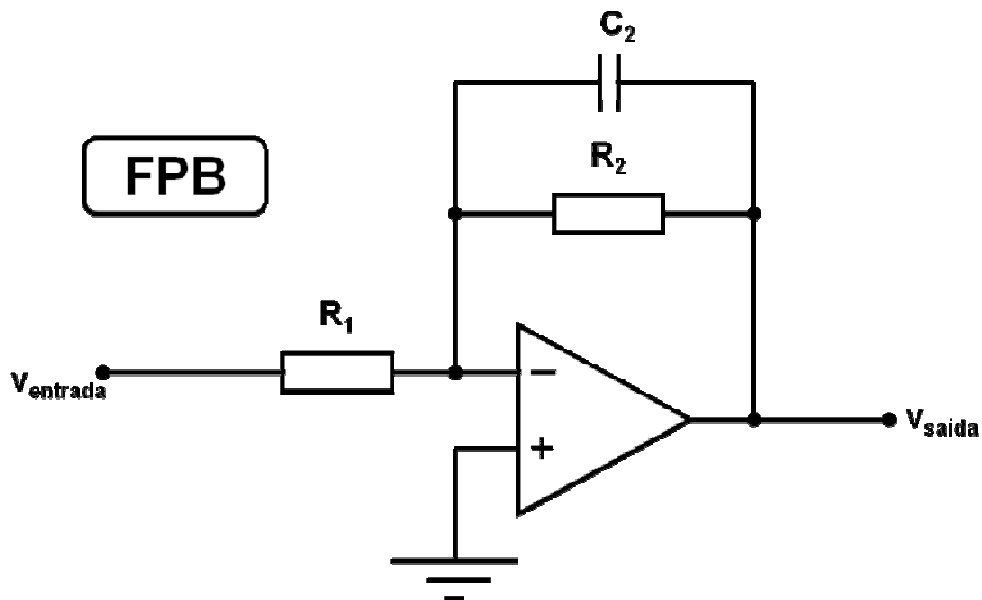
$$f_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R \cdot C) = \text{frequência de corte}$$

Existem também os filtros passa-faixas e rejeita-faixas, que consistem na associação de filtros passa-baixas com filtros passa-altas.

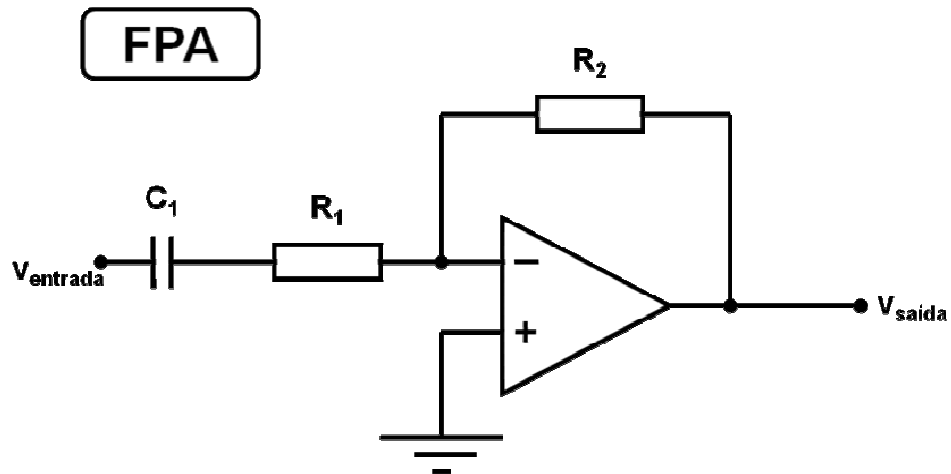




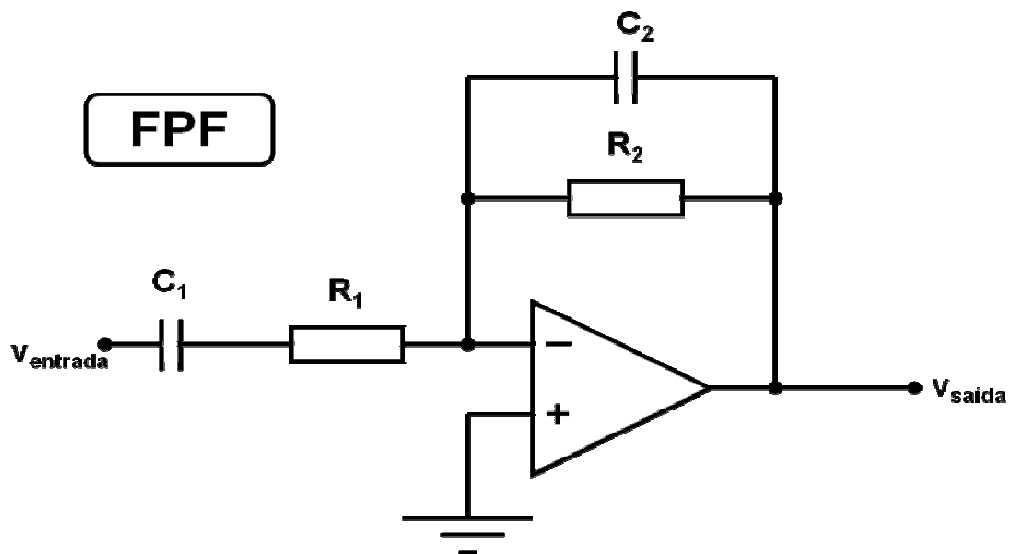
Estes filtros também podem ser implementados usando amplificadores operacionais, para permitir um ganho maior que 1.



$$\frac{V_{saida}(j\omega)}{V_{entrada}(j\omega)} = \frac{-R_2}{R_1} \cdot \frac{1}{(j\omega R_2 C_2 + 1)}$$



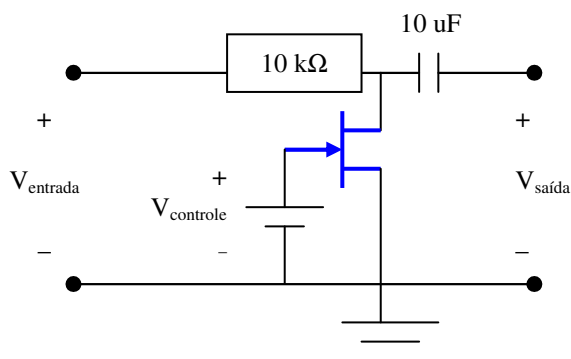
$$\frac{V_{saida}(j\omega)}{V_{entrada}(j\omega)} = \frac{-R_2}{R_1} \cdot \frac{j\omega R_1 C_1}{(j\omega R_1 C_1 + 1)}$$



$$\frac{V_{saida}(j\omega)}{V_{entrada}(j\omega)} = \frac{-R_2}{R_1} \cdot \frac{j\omega R_1 C_1}{(j\omega R_1 C_1 + 1)} \cdot \frac{1}{(j\omega R_2 C_2 + 1)}$$

4. Multiplexação

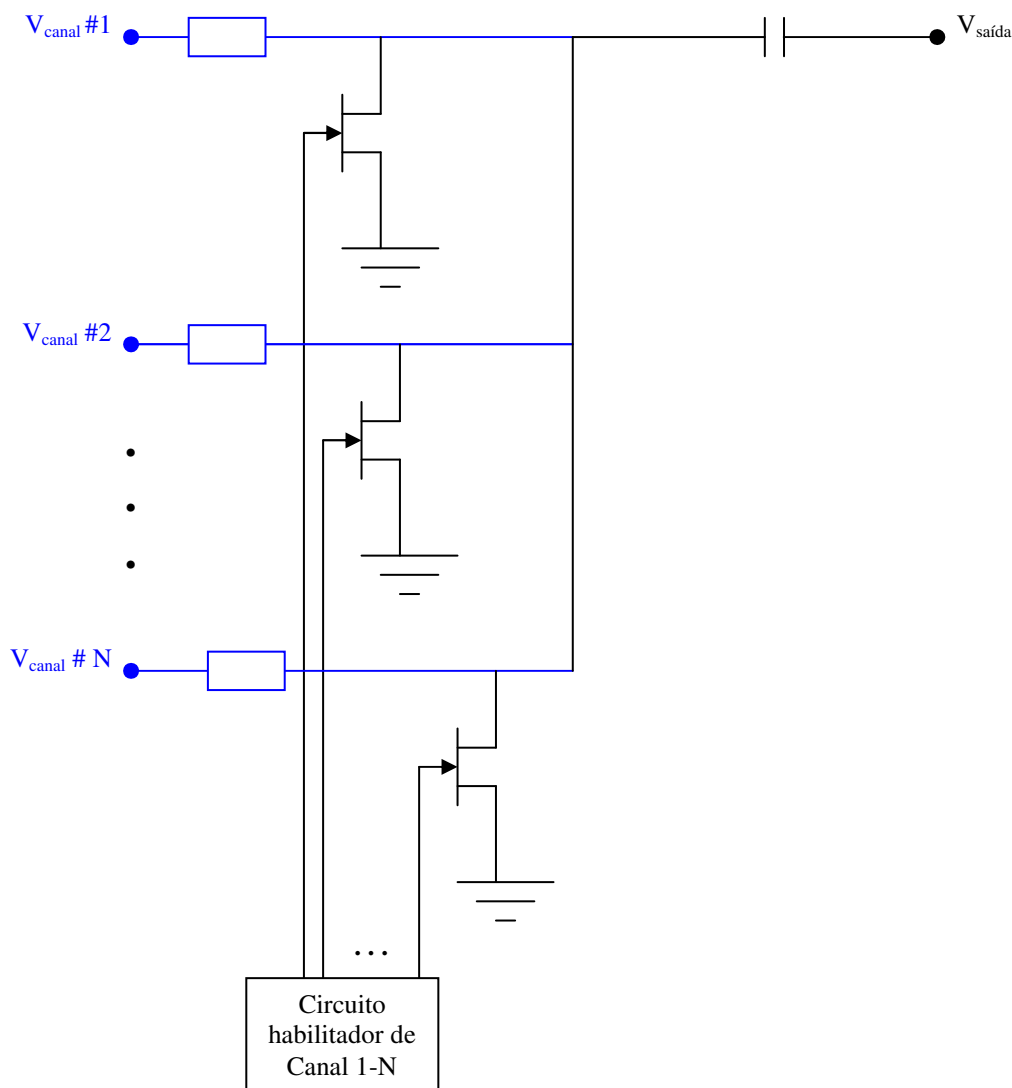
É a escolha de qual canal (tipo de sinal/informação) vai ser obtido. Por exemplo poderia ser a escolha da derivação de um eletrocardiógrafo (ECG). Para isso, costuma-se utilizar chaves analógicas com JFET (transistor de Junção de Efeito de Campo).



Quando:

- $V_{\text{controle}} < -3V \Rightarrow V_{\text{saída}} = V_{\text{entrada}}$ (chave fechada)
- $V_{\text{controle}} > 0V \Rightarrow V_{\text{saída}} = 0$ (chave aberta)

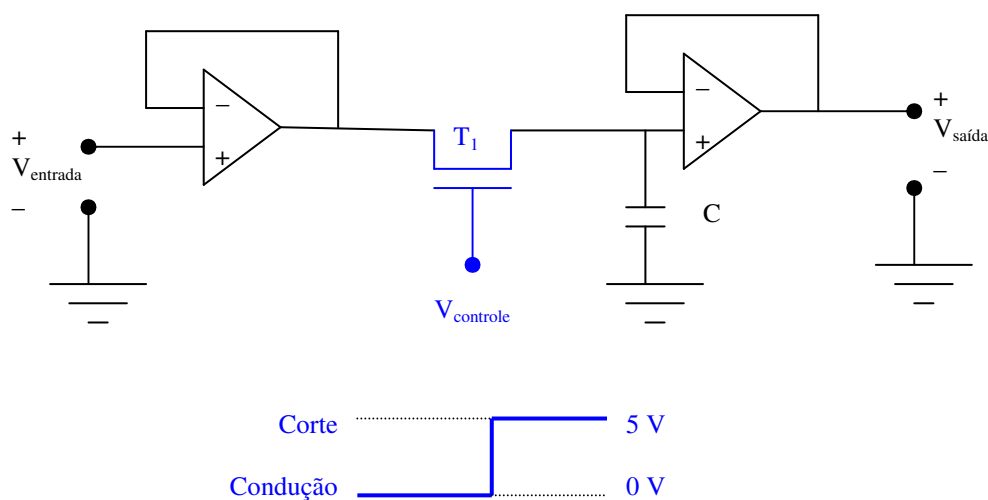
Multiplexador Analógico de N canais



5. Amostragem e Retenção ("Sample and Hold")

A conversão A/D é feita por ciclos. Por isso, o sinal analógico de entrada precisa passar por um circuito que faça a amostragem dele e o retenha até que comece o próximo ciclo de conversão A/D. Ao circuito que faz isto chamamos de "Sample-and-Hold" ou simplesmente S/H.

Este circuito vai estar em sincronismo com o conversor A/D e vai receber o sinal analógico já condicionado (amplificado ou reduzido, filtrado e multiplexado), ou seja, na faixa de tensão analógica de entrada do conversor A/D. Se isto ainda não tiver acontecido, o S/H pode terminar o condicionamento do sinal analógico de entrada para que este entre no conversor A/D. A seguir vemos o diagrama de um S/H básico.



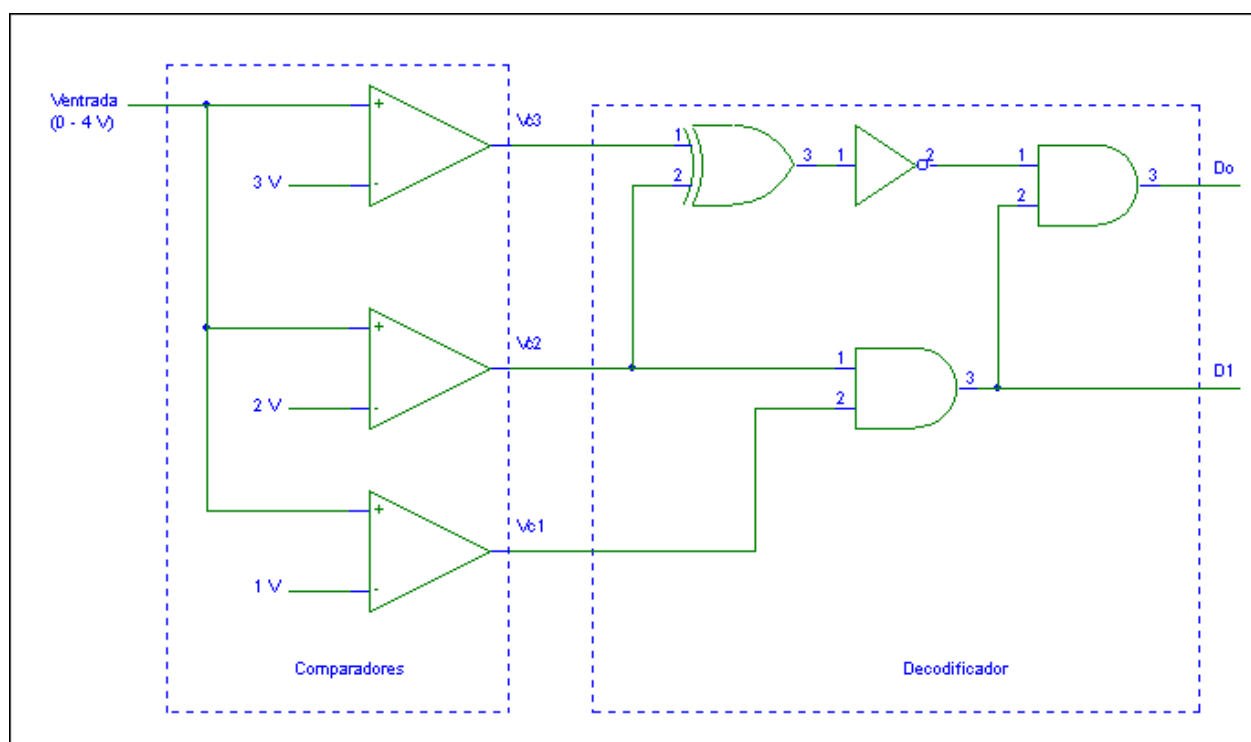
Quando T_1 (chave analógica) não conduz mais ($V_{\text{controle}} = 5\text{V}$), o capacitor C retém a última tensão analógica V_{entrada} . A amostragem é comandada por um circuito temporizador do conversor A/D. Para que a amostragem seja satisfatória deve-se obedecer ao teorema da amostragem ($f_{\text{amostragem}} \geq 2 \times f_{\text{sinal a ser amostrado}}$), mas na prática $f_{\text{amostragem}} \gg 2 \times f_{\text{sinal a ser amostrado}}$. Alguns conversores A/D já possuem o S/H incorporado.

6. Conversão A/D

Existem inúmeros tipos de conversores A/D. Assim pode-se classificar os conversores A/D em 3 grupos:

- malha aberta;
- malha fechada (com realimentação);
- integradores.

Nesta aula será dado um exemplo simples de conversor A/D do tipo malha aberta com 2 bits, que é o conversor de comparação paralela (ou conversor "flash"), que recebe o sinal analógico uma única vez, comparando-o com diversos níveis de tensão e gerando uma saída em um decodificador que irá fornecer o valor digital (em código binário) do sinal analógico.

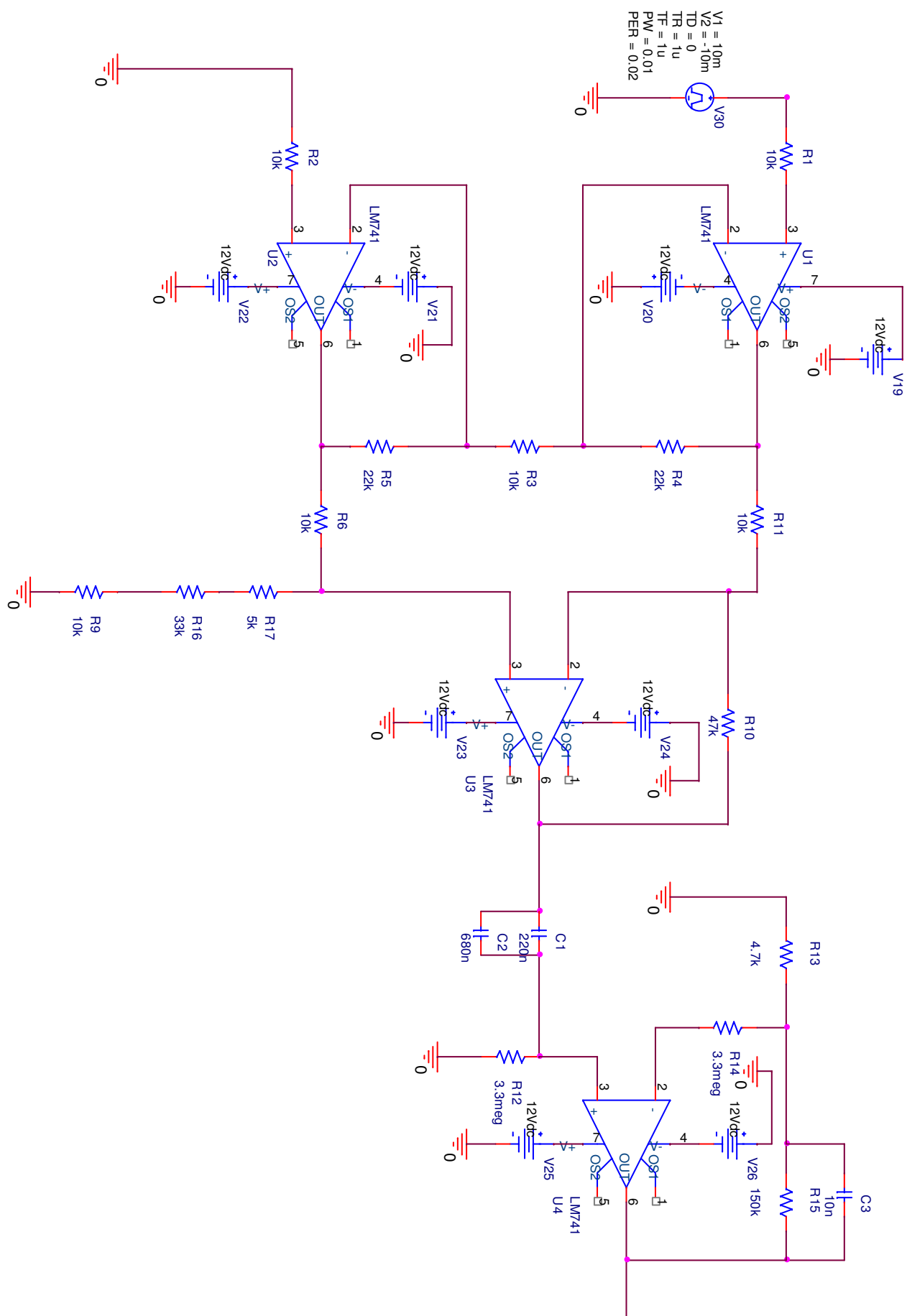


Nos comparadores teremos:

- $V_{Ci} = '0'$ se $V_{entrada} < i$
- $V_{Ci} = '1'$ se $V_{entrada} \geq i$

Disto:

Sinal Analógico	Saídas dos Comparadores			Código Binário (Sinal Analógico Digitalizado)	
$V_{entrada}$	V_{C3}	V_{C2}	V_{C1}	D_1	D_0
0 a 1 V	0	0	0	0	0
1 a 2 V	0	0	1	0	1
2 a 3 V	0	1	1	1	0
3 a 4 V	1	1	1	1	1





August 2000

LM741 Operational Amplifier

LM741 Operational Amplifier

General Description

The LM741 series are general purpose operational amplifiers which feature improved performance over industry standards like the LM709. They are direct, plug-in replacements for the 709C, LM201, MC1439 and 748 in most applications.

The amplifiers offer many features which make their application nearly foolproof: overload protection on the input and

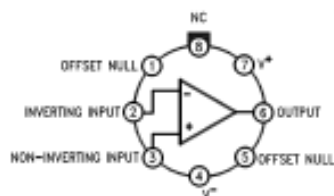
output, no latch-up when the common mode range is exceeded, as well as freedom from oscillations.

The LM741C is identical to the LM741/LM741A except that the LM741C has their performance guaranteed over a 0°C to +70°C temperature range, instead of -55°C to +125°C.

Features

Connection Diagrams

Metal Can Package

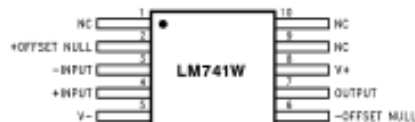


00024102

Note 1: LM741H is available per JMS8510/10101

Order Number LM741H, LM741H/883 (Note 1),
LM741AH/883 or LM741CH
See NS Package Number H08C

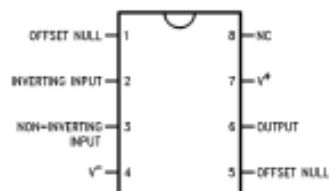
Ceramic Flatpak



00024103

Order Number LM741W/883
See NS Package Number W10A

Dual-In-Line or S.O. Package

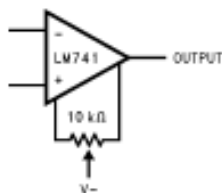


00024103

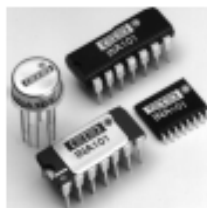
Order Number LM741J, LM741J/883, LM741CN
See NS Package Number J08A, M08A or N08E

Typical Application

Offset Nulling Circuit



00024107



INA101

High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW DRIFT: $0.25 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
- LOW OFFSET VOLTAGE: $25 \mu\text{V}$ max
- LOW NONLINEARITY: 0.002%
- LOW NOISE: $13 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- HIGH CMR: 106dB AT 60Hz
- HIGH INPUT IMPEDANCE: $10^{10} \Omega$
- 14-PIN PLASTIC, CERAMIC DIP, SOL-16, AND TO-100 PACKAGES

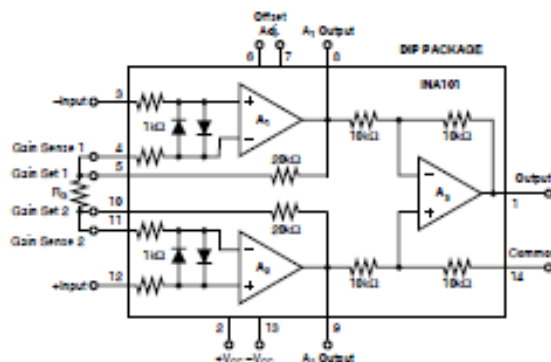
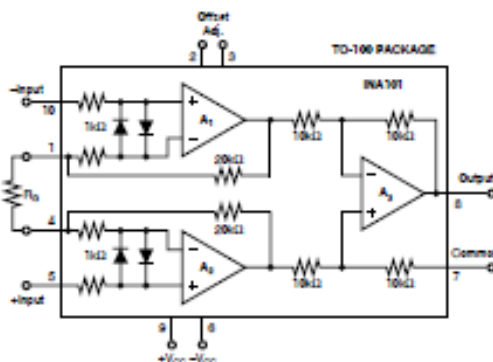
APPLICATIONS

- STRAIN GAGES
- THERMOCOUPLES
- RTDs
- REMOTE TRANSDUCERS
- LOW-LEVEL SIGNALS
- MEDICAL INSTRUMENTATION

DESCRIPTION

The INA101 is a high accuracy instrumentation amplifier designed for low-level signal amplification and general purpose data acquisition. Three precision op amps and laser-trimmed metal film resistors are integrated on a single monolithic integrated circuit.

The INA101 is packaged in TO-100 metal, 14-pin plastic and ceramic DIP, and SOL-16 surface-mount packages. Commercial, industrial and military temperature range models are available.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: P.O. Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • TWX: 910-952-1111
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FaxLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BURCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 885-1510 • Immediate Product Rep: (800) 548-6132