



JOÃO RAFAEL FLORENTINO SILVA

ESTUDO DA UTILIZAÇÃO DE ACELEROMETRIA PARA A IDENTIFICAÇÃO DAS
PRINCIPAIS DOENÇAS MOTORAS

SÃO CARLOS

2018



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Escola de Engenharia de São Carlos

JOÃO RAFAEL FLORENTINO SILVA

ESTUDO DA UTILIZAÇÃO DE ACELEROMETRIA PARA A IDENTIFICAÇÃO DAS
PRINCIPAIS DOENÇAS MOTORAS

Trabalho de conclusão de curso apresentado
à Escola de Engenharia de São Carlos como
parte dos requisitos exigidos pelo curso de
Engenharia Elétrica – Eletrônica

ORIENTADOR: ALBERTO CLIQUET JÚNIOR

SÃO CARLOS

2018

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

Se Silva, João Rafael Florentino
ESTUDO DA UTILIZAÇÃO DE ACELEROMETRIA PARA A
IDENTIFICAÇÃO DAS PRINCIPAIS DOENÇAS MOTORAS / João
Rafael Florentino Silva; orientador Alberto Cliquet
Junior; coorientador Renato Varoto. São Carlos, 2018.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2018.

1. acelerômetros. 2. acelerômetro piezoelétrico. 3.
acelerômetro capacitivo. 4. tremores. 5. deficiências
motoras. 6. acelerômetro MMA 7361L. 7. acelerômetro ACH
04-08-09. 8. acelerômetro ENDEVCO 2230D. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: João Rafael Florentino Silva

Título: "Estudo da utilização de acelerometria para a identificação das principais doenças motoras"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 28 / 6 / 2018,

com NOTA 7,0 (sete , zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - Orientador - SEL/EESC/USP

Dr. Renato Varoto - Pós-doutorado/UNICAMP

Prof. Assistente Doutor Rodrigo Gonçalves Pagnano - UNICAMP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino

Agradecimento

Gostaria de agradecer primeiramente a minha família que me orientou e forneceu apoio emocional durante toda a minha jornada. Devo agradecimentos também ao Professor Titular Alberto Cliquet e ao Dr. Renato Varoto, pela enorme paciência e por se mostrarem sempre solícitos. Por fim agradeço aos grandes amigos da República Bonobos com os quais tive grande evolução pessoal.

Resumo

Neste trabalho é apresentado o funcionamento motor voluntário e os seus elementos funcionais, planejadores, ordenadores, executores e controladores, bem como a descrição dos órgãos e membros que os constituem. São também discutidas as deficiências motoras mais frequentes no ser humano. O trabalho segue com descrição teórica de acelerômetros e circuitos amplificadores baseados em amplificadores operacionais e estuda a utilização dos acelerômetros capacitivo modelo MMA 7361L, piezoelétrico modelo ACH 04-08-09 e piezoelétrico modelo ENDEVCO 2230D na caracterização de doenças motoras baseando-se na frequência dos tremores causados pelas doenças, chegando à conclusão que, dentre os modelos utilizados, a tecnologia mais recomendada para este propósito é a capacitiva utilizada no modelo MMA 7361L, devido a sua alta sensibilidade.

Palavra-Chave: Movimento motor voluntário, sistema nervoso central, deficiências motoras, tremores, amplificador operacional, amplificador de carga, acelerômetros, acelerômetro capacitivo, acelerômetro piezoelétrico, acelerômetro MMA 7361L, acelerômetro ACH 04-08-09, acelerômetro ENDEVCO 2230D

Abstract

This work presents the voluntary motor operation and its functional elements, planners, computers, executors and controllers, as well as the description of the organs and members that constitute them. Also discussed are the most frequent motor deficiencies in humans. The work follows with theoretical description of accelerometers and amplifier circuits based on operational amplifiers and studies the use of capacitive accelerometers model MMA 7361L, piezoelectric model ACH 04-08-09 and piezoelectric model ENDEVCO 2230D in the characterization of motor diseases based on the frequency of tremors caused by diseases, reaching the conclusion that, among the models used, the most recommended technology for this purpose is the capacitive used in the model MMA 7361L, due to its high sensitivity.

Keywords: Voluntary motor system, central nervous system, motor diseases, tremor diseases, operational amplifier, charge amplifier, accelerometers, capacitive accelerometer, piezoelectric accelerometer, accelerometer MMA 7361L, accelerometer ACH 04-08-09, accelerometer ENDEVCO 2230D

Sumário

1. Introdução	13
2. Fundamentos Teóricos	15
2.1. Movimento Involuntário	15
2.2. Movimentos Voluntários.....	15
2.3. Elementos do Movimento	16
2.3.1. Efetuadores	16
2.3.2. Ordenadores	18
2.3.3. Planejadores.....	21
2.3.4. Controladores.....	23
2.4. Deficiências Motoras.....	25
2.4.1. Tremor Fisiológico	26
2.4.2. Tremor Essencial	26
2.4.3. Tremor Parkinsoniano	27
2.4.4. Tremor de Holmes.....	28
2.4.5. Tremor Cerebelar	29
2.4.6. Distonia Focal e Tremor	30
2.4.7. Tremor Tarefa Específica e Postura Específica.....	30
2.4.8. Tremor Ortostático.....	31
2.5. Acelerômetros	31
2.5.1. Acelerômetros Capacitivos.....	34
2.5.2. Acelerômetros Piezoresistivos	35
2.5.3. Acelerômetros Piezoelétricos	35
2.5.4. Acelerômetros de Tunelamento Quântico.....	36
2.6. Amplificador Operacional.....	37
2.6.1. Amplificador Inversor	38
2.6.2. Amplificador de Carga	38
2.7. Filtros.....	42
3. Trabalho Realizado	45
3.1. Material Utilizado	46
3.1.1. Acelerômetro Capacitivo modelo MMA7361L.....	46
3.1.2. Acelerômetro Piezoelétrico modelo ACH 04-08-09	46
3.1.3. Acelerômetro Piezoelétrico ENDEVCO 2230D	48
4. Resultados	53
4.1. Acelerômetro Capacitivo modelo MMA7361L.....	54

4.2. Acelerômetro Piezoelétrico modelo ACH 04-08-09	57
4.3. Acelerômetro Piezoelétrico ENDEVCO 2230D	59
5. Conclusão	65
6. Próximos Passos e Melhorias	67
7. Bibliografia	69

1. Introdução

Movimentos são essenciais à vida de qualquer animal, estando tão presentes que muitas vezes passam despercebidos ou acontecem automaticamente.

Quando um predador persegue sua caça o movimento ritmado e bem orquestrado de seu corpo fica bem evidente, mas não são os únicos movimentos presentes nesse exemplo. Um pouco menos evidente é a expansão e compressão da caixa torácica da presa que busca oxigênio para conseguir gastar sua energia, armazenada com o auxílio de movimentos peristálticos, para tentar fugir.

Há movimentos ainda mais sutis. Um jovem que lê seu livro sentado à sombra precisa que seus olhos se movimentem pela página enquanto seus músculos estão em um constante processo de relaxar e tensionar, gerando pequenas oscilações, para que o equilíbrio possa ser mantido.

Para que estes movimentos sejam bem organizados e executados um complexo sistema motor e neural, com diversos constituintes, é necessário. Quando um destes constituintes não funciona como esperado as consequências se mostram com movimentos desordenados.

Os seres humanos podem ser acometidos por diversas patologias oriundas de diferentes estruturas do sistema motor. As consequências podem ser tanto amenas, gerando desconforto, quanto graves, que podem incapacitar o paciente para atividades cotidianas e básicas, como um simples banho.

Como para qualquer patologia, as motoras também são melhor tratadas quando reconhecidas precocemente. O problema é que muitas delas carecem de métodos eficientes para o diagnóstico, dependendo fortemente de histórico médico familiar e/ou procedimentos invasivos.

Como estas doenças manifestam seus tremores em frequência mais ou menos bem caracterizadas, este trabalho investiga a viabilidade do uso de equipamentos eletrônicos para a medição e identificação dos tremores apresentados por pacientes, para assim auxiliar no processo de diagnóstico.

2. Fundamentos Teóricos

2.1. Movimento Involuntário

Os movimentos autônomos são geralmente associados a atividades viscerais e manutenção da vida (LENT, 2010), como o bater do coração, e são executados pelo Sistema Nervoso Autônomo (doravante SNA). As células musculares que compõem este sistema são chamadas de lisas, com exceção das células do coração, que são estriadas.

2.2. Movimentos Voluntários

Os movimentos voluntários são aqueles que dependem da vontade do indivíduo, sendo executados pelo sistema nervoso central (SNC) associado a músculos estriados. Dentre estes movimentos podemos destacar 3 grandes classes: os movimentos reflexos, os posturais e os distais (LENT, 2010).

Embora sejam executados por constituintes do movimento voluntário, os arco-reflexos são movimentos automáticos que visam proteger o indivíduo de um meio ambiente que possa ser danoso. Sua ocorrência, portanto, depende de estímulos sensoriais do meio, como o pisar em um obstáculo pontiagudo no chão ou encostar em uma panela quente, gerando uma rápida contração e distanciamento da fonte sensorial.

O movimento postural, também chamado de medial – pois normalmente é realizado em regiões centrais dos indivíduos, como nas proximidades da coluna vertebral – tem a função de manter o ser vivo em uma situação que contrarie a ação da gravidade, como um primata que se sustenta na posição vertical, por exemplo.

Movimentos distais acontecem nas extremidades do corpo, como nas mãos dos seres humanos, por exemplo. São a classe de movimentos mais complexos dentre os 3 citados acima, necessitando de planejamento e organização elaborados, além de uma sequência de movimentos finos (LENT, 2010).

Para que os movimentos voluntários sejam realizados da maneira fluida e correta ele possui um processo de etapas encadeadas. A primeira destas etapas é executada pelos chamados Planejadores, regiões que possuem a função de planejar quais músculos e em quais sequências devem ser ativados. O plano criado então é passado para os

Ordenadores, elementos que transmitem os sinais elétricos para os Efetadores, aqueles responsáveis por mover os músculos. A última etapa é realizada pelos Controladores, que tem a incumbência de verificar se os movimentos realizados estão de acordo com os planejados (LENT, 2010).

2.3. Elementos do Movimento

2.3.1. Efetadores

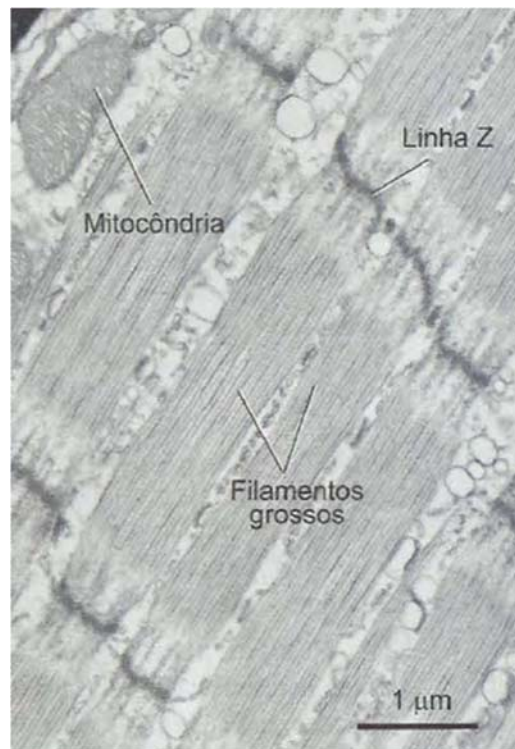
Recebem o nome de efetadores do movimento os tecidos que provocam o deslocamento do corpo no espaço, função exercida pelas células musculares, que por serem alongadas e finas também recebem o nome de fibras musculares. As células musculares, como dito anteriormente, podem ser lisas, participando em geral do movimento autônomo, ou estriadas, que participam do movimento voluntário.

As fibras musculares estriadas podem, por sua vez, ser divididas em dois tipos: cardíacas, atuando na contração do coração, ou esqueléticas, que ao se contraírem movimentam ossos unidos por uma articulação, controlam o movimento ocular, criam as expressões faciais e controlam a fala.

A capacidade de contração e alongamento que os músculos possuem vem das unidades das quais são constituídos e que se repetem ao longo de cada fibra muscular chamadas de sarcômeros. Este componente do músculo é formado por agrupamentos das proteínas actina e miosina dispostos em série de forma a permitir o deslizamento de umas sobre as outras (LENT, 2010).

O ponto em que os sarcômeros se iniciam e/ou se encerram são perceptíveis quando vistos ao microscópio como uma banda perpendicular que recebe o nome de Linhas Z (Figura 1). Ao se contrair, então, um músculo aproxima suas linhas Z, e ao se alongar, ele as afasta.

Figura 1- Fibras musculares evidenciando linhas Z. Os sarcômeros estão localizados entre as linhas Z.



Devido a ampla variedade de movimentos existentes, um único tipo de célula muscular não seria eficiente, pois enquanto há movimentos que necessitam de uma resposta rápida, há outros em que a tensão exercida necessita ser elevada. Podemos, então, encontrar dentro de um mesmo músculo esquelético diferentes tipos de células musculares, cada uma delas com propriedades distintas relacionadas com suas funções (LENT, 2010).

Fibras Vermelhas Lentas (L): ricas em mitocôndrias (fonte de energia celular) e mioglobina (proteína que se liga ao O₂ e responsável pela cor avermelhada), muito irrigadas e de metabolismo fortemente aeróbico, sendo muito resistentes à fadiga, e de contrações lentas e sustentadas;

Fibras Brancas Rápidas (R): Diferente das fibras L, as fibras R possuem poucas mitocôndrias e mioglobina, porém é rica em glicogênio e seu metabolismo gera grandes quantidades de ácido lático, tornando estas fibras rapidamente fadigáveis e com capacidade de contrações rápidas e fortes;

Fibras Intermediárias: Possuem características mistas entre as fibras R e as L.

Os músculos recebem a informação de quando devem se contrair ou relaxar através de sinais que chegam até eles conduzidos pelos neurônios, células responsáveis pela transmissão de impulsos nervosos pelo corpo dos animais.

2.3.2. Ordenadores

O neurônio (Figura 2) é a estrutura mais básica do sistema nervoso, e sua estrutura celular, de acordo com sua funcionalidade, pode ser dividido da seguinte forma:

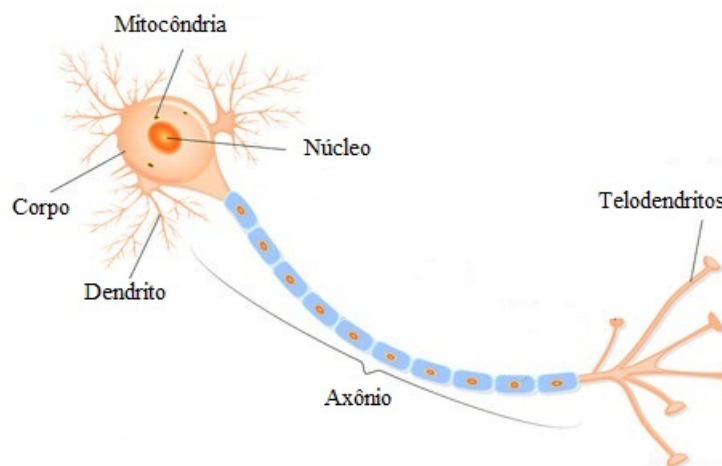
Corpo celular, ou soma, onde se localiza o núcleo e o citoplasma;

Dendritos: prolongamentos e ramificações a partir do corpo celular que recebem os estímulos nervosos, sejam estes provindos do ambiente externo ou de outros neurônios;

Axônio: extenso prolongamento que parte do corpo celular pelo qual o impulso nervoso é transmitido adiante;

Terminal do Axônio: também bastante ramificado, é a parte final da célula nervosa, faz a transmissão do sinal elétrico para o dendrito de outro neurônio (ou neurônios) ou para outros órgãos, como os músculos, por exemplo.

Figura 2 - Célula nervosa e suas estruturas.



Os neurônios que mantêm contato direto com as células musculares são chamadas de motoneurônios ou, em alguns casos, de neurônios motores inferiores, sendo os neurônios motores superiores os responsáveis pelo planejamento e programação do movimento.

Nos animais vertebrados, os Motoneurônios possuem seus somas na medula espinhal, ou no tronco encefálico, a depender de quais regiões do corpo exercem influência. Como as extremidades dos corpos destes animais possuem maior liberdade de movimento e possibilidades de movimentos mais complexos, uma quantidade elevada de Motoneurônios é necessária nestas regiões levando a formação de intumescência (lombar e cervical) na medula.

Há 3 tipos de Motoneurônios que distinguem-se em suas funções, localizações e aspectos morfológicos (LENT, 2010):

- Motoneurônios α : São os que possuem seus corpos celulares na medula espinhal ou no tronco encefálico e que transmitem os comandos dos planejadores para as fibras musculares, projetando seus dendritos até as células musculares, onde a maioria destas células são conectadas;
- Motoneurônios γ : Células menores e menos ramificadas, se associam com células musculares modificadas chamadas fusos musculares e sua funcionalidade está mais associada ao controle e mensuração da contração muscular.
- Motoneurônios β : Possuem propriedades intermediárias, se conectando tanto com fibras musculares quanto com fusos musculares, sendo mais comuns em vertebrados inferiores

Estudos do fisiologista americano Edward Hennemann sobre as características funcionais dos motoneurônios α revelaram uma estrita relação entre o tamanho do soma destas células e o tipo de fibra muscular que inervam, e que motoneurônios de tamanhos diferentes possuem excitabilidades diferentes. As conclusões de Hennemann foram que motoneurônios de soma menores são excitáveis mais facilmente e se inervam em fibras musculares L, enquanto os maiores demoram mais para se excitar e controlam fibras musculares R. Devido a estas características, a força muscular aumenta progressivamente pela excitação de motoneurônios maiores, fato que recebe o nome de “Princípio do Tamanho”.

Cada fibra muscular, seja ela R ou L, recebe comando de apenas um motoneurônio, que, por outro lado, pode controlar mais de uma fibra muscular. O motoneurônio e as fibras por ele inervadas são a menor unidade funcional do sistema motor e recebe o nome de unidade motora. Quanto maior a força exigida por um

movimento maior a quantidade de fibras musculares associadas ao motoneurônio ordenador. Por outro lado, movimentos precisos e delicados são efetuados por unidades motoras com poucas fibras (LENT, 2010).

O quociente da quantidade de motoneurônios de um músculo pela quantidade de fibras musculares presentes nele é conhecido como razão de inervação e está diretamente relacionado à sua função. Músculos com alta razão de inervação (onde o máximo é 1) produzem movimentos finos e bem controlados.

Para que o movimento seja executado corretamente, é necessário que os ordenadores recebam a todo instante informações sobre o desempenho dos músculos que controlam, como posicionamento no espaço e tensão exercida. Estas informações vitais são obtidas por estruturas receptoras que participam da etapa de controle do movimento voluntário.

As estruturas receptoras monitoram dois tipos de contrações musculares, a isotônica, na qual o músculo encurta seu comprimento mantendo a mesma tensão, e a isométrica, em que há aumento de tensão muscular sem variação de comprimento. Os receptores se comunicam com motoneurônios γ e motoneurônios β (que juntos recebem o nome Neurônios Fusimotores). As estruturas responsáveis por monitorar o movimento são:

Fusos Musculares: pequenos órgãos formados por células musculares modificadas que se encontram em paralelo com as fibras musculares do músculo executor podendo, desta forma, detectar variações de comprimento associados a contrações musculares isotônica.

Órgãos tendinosos de Golgi: constituídos por uma rede intrincada de fibras colágenas, estão dispostos em série com as fibras musculares do músculo executor possibilitando a detecção do aumento de tensão intramuscular, portanto, atua na percepção de contrações isotônicas.

O comando elétrico que dispara os movimentos descritos até agora, bem como a análise dos movimentos que já foram executados, se inicia em estruturas componentes do topo do Sistema Nervoso Central denominados Planejadores e Controladores.

2.3.3. Planejadores

O Sistema Nervoso Central (doravante SNC) concentra uma grande quantidade de neurônios com funções superiores, como planejamento, organização e interpretação de informações sensoriais. É constituído de uma porção intracraniana e por uma porção que se concentra no interior do canal vertebral, o encéfalo e a medula espinhal, respectivamente. É protegido por uma membrana de tecidos conjuntivos denominadas meninges, que também é responsável pela sua sustentação (NITRINI, 2004).

Pode-se dividi-lo em 6 componentes principais:

1. Medula espinhal: porção mais inferior e comprido do SNC, se estendendo desde a base caudal do tronco até a base do crânio, compostas pelos segmentos sacral, lombar, torácico e cervical.

Na Medula espinhal a substância cinzenta (constituída pela aglomeração dos corpos celulares dos neurônios) se concentra no interior da medula e adquire, em sua seção transversal, a aparência da letra “H”, enquanto a substância branca (concentração dos axônios celulares que possuem a cor esbranquiçada devido a mielina presente) se situam ao redor da substância branca.

As células nervosas estão organizadas na medula espinhal, esta sendo composta pelos cornos posteriores (estes sendo formados pelas vias sensoriais), e os cornos anteriores (formado pelas vias motoras). Nota-se que os cornos anteriores são mais largos que os posteriores, devido à maior quantidade de neurônios necessários ao sistema motor em comparação ao sistema sensorial;

2. Bulbo ou Medula Oblonga: é a continuação da medula espinhal;
3. Ponte: situada entre o bulbo e possui conexões com o cerebelo.
4. Mesencéfalo: localizada no limite da fossa posterior. Junto com a ponte e o bulbo formam o tronco cerebral, que abriga núcleos motores e sensitivos importantes na regulação da atividade cerebral e de mecanismos reflexos;
5. Diencefalo: composto pelo tálamo e pelo hipotálamo. O tálamo é uma grande massa cinzenta que processa os sinais sensoriais e os envia para os hemisférios

cerebrais, sendo, portanto, também parte das estruturas controladoras do movimento voluntário. O hipotálamo é responsável pela constância do meio interno;

6. Hemisférios Cerebrais: formados por substância branca, gânglios da base e pelo córtex cerebral, que será analisado posteriormente.

Desde o século 19, por meio de estudos em que os alemães Eduard Hitzig (1838-1907) e Gustav Fritsch (1837 – 1927) aplicaram choques elétricos na superfície cortical de cães e obtiveram respostas motoras como consequência, se sabe que o córtex cerebral tem papel de comando no movimento voluntário. Este tipo de estudo evoluiu e, por volta da década de 1950, o canadense Wilder Penfield (1891 – 1976) identificou a principal área motora no córtex cerebral, a chamada M1, bem como outras áreas associadas ao movimento.

Experimentos baseados em estimulação elétrica do córtex cerebral levou a se definir regras para uma região ser considerada área motora:

1. Se comunicar (enviando e recebendo informações) com outras áreas motoras;
2. Caso lesionadas, devem causar distúrbios motores;
3. Ao ser estimulada, gerar movimento;
4. Em instantes anteriores e posteriores a movimentos realizados pelo indivíduo ou por terceiros, a área deve apresentar atividade neural e fluxo sanguíneo aumentado.

Com base nestes critérios foram delimitadas regiões motoras no córtex cerebral, e as quatro principais podem ser consideradas: a área motora primária (abreviada por M1) que está diretamente relacionada com movimentos voluntários; a área motora suplementar (MS) a área pré-motora (PM); a área motora cingulada (MC) (LENT, 2010);

M1 recebe o planejamento que outras áreas motoras criam e então os repassa para centros de controle que então seguirão para os ordenadores citados anteriormente. Também é M1 que identifica aspectos gerais do movimento, intensidade e direção do movimento. O mapeamento mais preciso de M1, correlacionando à quantidade de neurônios com os músculos controlados por eles, gera um famoso homúnculo, em que se

destaca a representatividade de neurônios controladores dos membros mais distais e da face.

Em MS ocorre o planejamento de movimentos mais complexos bem como a ordem de execução de cada movimento. MS se mostra ativa mesmo quando há apenas a imaginação do movimento.

PM e MS tem funções parecidas, sendo os dois responsáveis pelo planejamento de movimentos complexos. Porém, enquanto MS é responsável pelos movimentos já aprendidos que o indivíduo está acostumado a realizar, PM atua quando há necessidade de aprendizado de movimento, sendo amplamente utilizado em conjunto com informações sensoriais.

Em movimentos guiados pela emoção, a área motora ativada é a MC, responsável por movimentos mais espontâneos. Por exemplo, um sorriso sincero é planejado pelo MC, porém um sorriso forçado, que comumente é chamado de sorriso amarelo, tem seu planejamento ocorrendo no MS.

2.3.4. Controladores

Pelas definições de engenharia um sistema é dito como controlado em malha fechada quando o sinal, ou a resposta do sistema, influencia em sua entrada, o que garante que o objetivo final seja alcançado com a precisão requerida (OGATA, 2011). Este conceito também pode ser aplicado no movimento voluntário.

Para o funcionamento do sistema de controle do movimento, dois elementos são necessários: estruturas que detectem em que posição o músculo está, e outras estruturas que façam a comparação entre a posição desejada e a já obtida. Conforme citado anteriormente, os detectores são os Fusos Musculares e os Órgãos Tendinosos de Golgi. A estrutura responsável por ponderar os sinais recebidos dos detectores com os enviados pelo córtex motor é o Cerebelo.

Para se ter dimensão da complexidade e importância no processamento de informações do cerebelo, ele representa aproximadamente 80% da quantidade de neurônios do cérebro.

Possui aspecto globular, é dividido em 2 hemisférios e cada um dos hemisférios podem ser divididos em 4 regiões com funções distintas que, pelo estudo em diferentes espécies animais, se acredita que a evolução do cerebelo se deu mediolateralmente, com as regiões responsáveis por movimentos mais simples localizadas em áreas centrais. As 4 regiões funcionais do cerebelo são:

- Lobo floculonodular: também chamado de vestibulocerebelo por se comunicar com os núcleos vestibulares. É responsável pelo sistema motor medial, controlando, portanto, a postura e o equilíbrio;
- Verme e Hemisfério Intermédio: por ambos receberem informações da coluna, juntos são chamados de espinocerebelo. Atuam em movimentos voluntários de baixa complexidade, como reflexos e movimentos compostos de locomoção.
- Hemisfério lateral: como esta região mantém contato com o tálamo, que está diretamente relacionado ao córtex cerebral, recebe o nome de cerebrocerebelo. É responsável por movimentos complexos, como a fala, integrando informações sensoriais e comandos mentais.

Uma cópia da sequência de execução de músculos, bem como a intensidade e duração dessa execução programadas pelo córtex chega ao cerebelo, onde é então comparada com sinais sensoriais, conforme acabamos de ver. O resultado desta comparação é enviado ao tálamo que, caso haja necessidade de reorganização dos movimentos, envia impulsos elétricos para os ordenadores.

O tálamo também recebe informações de outros dois elementos: o córtex cerebral, já mencionado, do qual apenas repassa os estímulos para os ordenadores; e os ainda não mencionados Núcleos de Base.

Os núcleos de base são regiões constituídas por um conjunto de células nervosas localizadas em diferentes partes do sistema nervoso, não sendo, portanto, um órgão bem constituído, como o cerebelo, por exemplo. Todos os núcleos de base respeitam 3 regras: recebem praticamente apenas aferentes corticais; sua saída é enviada exclusivamente para o tálamo e para o mesencéfalo; e seus eferentes possuem características inibitórias, e não excitatórias.

Devido à característica inibitória dos núcleos de base, estes possuem a característica de inibir permanentemente movimentos indesejados, tendo uma dinâmica e interação com o tálamo diferente das já vistas anteriormente. Para que um movimento

seja iniciado é necessário primeiro interromper o disparo tônico inibidor para “liberar” os comandos corticais em direção os ordenadores. De maneira análoga, quando o movimento deve ser cessado, o impulso inibidor volta a se apresentar, novamente impedindo movimentações indesejadas (LENT, 2010).

Como vimos, o sistema motor é composto por diferentes órgãos de diferentes níveis hierárquicos localizados em diferentes partes do corpo executando funções mais ou menos específicas. Quando algo fora do normal se apresenta neste sistema, seja fraturas, lesões, ou mesmo tumores, ele se comporta de maneira indesejada, gerando o que conhecemos como deficiências motoras ou tremores.

2.4. Deficiências Motoras

Em 1989 Donald Calne, revendo os manuscritos encontrados no palácio de Windsor, concluiu que Leonardo da Vinci (1452-1514), provavelmente já conhecia a doença de Parkinson, pois, é de sua autoria a seguinte citação: “... acho que você verá moverem-se os paralíticos, os friorentos e os prostrados; os seus membros tremulam com a cabeça e com as mãos, sem a permissão da alma; qual alma, que com todas as suas forças, não poderá impedir a esses membros que não tremam.” (CALNE, 1989; WERNECK, 1996).

Tremor é o distúrbio do movimento mais comum e é caracterizado pela oscilação involuntária e rítmica, com amplitude e frequência regulares, de qualquer parte do corpo decorrente de contrações de músculos antagonistas, ou seja, os músculos que devem relaxar na execução de movimentos, enquanto músculos agonistas o executam, que podem ser síncronas ou alternantes. O tremor pode ser classificado de diversas maneiras, de acordo com a etiologia, fenomenologia, frequência e localização. Segundo a fenomenologia ou, mais exatamente, segundo as circunstâncias em que se manifesta, podemos ter o tremor de repouso e de ação. A frequência do tremor pode ser baixa (< 4 Hz), média (4 a 7 Hz) e alta (> 7 Hz). No que se refere à localização podemos observar o tremor em qualquer parte do corpo, sendo os membros superiores e a cabeça os segmentos mais acometidos (BORGES, 2006).

Como há tremores de baixa amplitude que não podem ser detectados a olho nu e necessitam de instrumentos para a realização do diagnóstico, a amplitude do tremor não é característica crítica no diagnóstico (REHMAN, 2000).

2.4.1. Tremor Fisiológico

Este tremor está presente em todos os indivíduos e não se caracteriza como patologia. Apresenta frequências de oscilação entre 8 e 12 *Hz* e pode variar com a idade do indivíduo. Decorre de processos naturais da manutenção do movimento ou da postura, de cunho motor e neural (MARSDEN, 1969). Fatores emocionais, como estresse e ansiedade, amplificam este tremor e o torna perceptível a olho nu. O aumento de sua intensidade também pode ocorrer por desregulação química, como no uso de medicamentos, hipoglicemia, excesso de cafeína e fadiga muscular, recebendo o nome, neste último caso, de tremor fisiológico exacerbado.

2.4.2. Tremor Essencial

É o mais comum dos tremores, se manifesta por meio de tremores cinéticos e posturais, principalmente em membros superiores, principalmente mãos e braços, podendo também estar presente na cabeça e na laringe, gerando o tremor vocálico. É raro que apareça na mandíbula, língua e membros inferiores.

Embora possa acometer indivíduos de qualquer idade, é mais comum que surja no final da adolescência ou entre 45 e 50 anos (BORGES; FERRAZ, 2006), podendo iniciar sua manifestação de forma unilateral. Sua frequência de oscilação varia de 4 a 12 *Hz* e é inversamente proporcional à idade do indivíduo, podendo ser intensificado por fatores emocionais e se abrandar com o consumo moderado de álcool. Na maioria das vezes não é incapacitante, porém em um quarto dos casos é motivo de troca ou mesmo afastamento do trabalho (BORGES; FERRAZ, 2006).

A origem desta patologia ainda não está clara, porém como até metade dos afetados possuem histórico familiar, parece ter motivos genéticos. Estudos apontam que a causa do tremor pode estar associada com a degradação de células de saída do cerebelo

(MOSTILE; JANKOVIC, 2010). Outros estudos indicam que os tremores podem ser originados no córtex motor (ALBUQUERQUE, 2010).

Os critérios de diagnóstico para a patologia foram estabelecidos em 1998, e seus critérios de inclusão são: tremor postural, com ou sem tremor cinético envolvendo mãos e antebraços, simétrico persistente e visível, podendo ser bilateral. O histórico familiar e a inibição ao álcool auxiliam na identificação.

O tratamento é realizado com os medicamentos propranolol e primidona, não sendo indicado em casos leves do distúrbio motor. Em casos graves, quando o tratamento clínico não surte efeito, é recomendado o tratamento cirúrgico, no qual eletrodos são implantados no núcleo ventral do tálamo, se mostrando um procedimento seguro e reversível (ALBUQUERQUE, 2010).

2.4.3. Tremor Parkinsoniano

Foi descrito pela primeira vez em 1817 por James Parkinson, que a nomeou de Paralisia Agitante (ARAGÃO; NAVARRO, 2006). É uma doença neurodegenerativa crônica e progressiva, que acomete principalmente homens e a idade média em que os sintomas começam a se manifestar é de 55 anos.

Por se tratar de uma doença progressiva, a Escala de Hoehn e Yahr define seus estágios de acordo com a debilidade do indivíduo (PRADO *et al.* 2007):

Estágio 0: Não há manifestação de nenhum sinal da doença;

Estágio 1: A doença se manifesta unilateralmente;

Estágio 2: Doença bilateral sem comprometimento do equilíbrio;

Estágio 3: Doença segue bilateral, leve e moderada gerando algum grau de comprometimento postural, mas sem comprometimento da independência do indivíduo;

Estágio 4: O paciente ainda é capaz de permanecer de pé sem ajuda de terceiros, porém há grande incapacitação;

Estágio 5: Sem ajuda, o paciente se torna confinado à cama ou à cadeira de rodas.

O surgimento da Doença de Parkinson (doravante DP) decorre da massiva degeneração de parte da substância negra responsável por enviar fibras nervosas secretoras de dopamina para o núcleo caudado e para o putâmen (GUYTON; HALL, 2002). Substância negra, núcleo caudado e putâmen são estruturas constituintes de núcleos de base, participando, portanto, da inibição de movimentos involuntários. Devido a debilidade da substância negra, há uma intensa e constante saída de sinais excitatórios para os ordenadores, gerando assim os severos tremores da DP.

Os primeiros sinais começam a surgir quando aproximadamente 60% dos neurônios da substância negra estão comprometidos (DUTHIE; KATZ, 2002; ROWLAND, 2002), tornando a doença de difícil diagnóstico precoce. O diagnóstico geralmente é obtido por meio de exame clínico e com base no histórico, não havendo um único teste definitivo ou mesmo um conjunto de testes, embora ressonância magnética dos núcleos de base e em especial da substância negra possam ser bastante úteis para este fim.

Pacientes acometidos pela DP apresentam tremor em repouso variando de 4 *Hz* a 6 *Hz*, e tremor em movimento variando de 6 *Hz* a 12 *Hz*; rigidez em todos os membros do corpo; o indivíduo adquire uma postura flexionada, dobrando-se à frente; incapacidade de iniciar movimentos somado à movimentos lentos; perda da capacidade de equilíbrio devido a deficiências de reflexos posturais.

O fármaco L-Dopa, ou levedopa, melhora o estado clínico da DP, pois este medicamento acaba sendo convertido em dopamina (responsável pela inibição dos núcleos de base). Também é recomendável que se faça tratamento fisioterápicos visando o controle dos sintomas, pois por se tratar de uma doença degenerativa, nenhum tratamento impede completamente o desenvolvimento da doença.

2.4.4. Tremor de Holmes

Identificado pela primeira vez por Gordon Holmes em 1904, é considerada uma patologia de tremores posturais e de descanso, que são agravados ao se realizar movimentos, acometendo principalmente os membros superiores com frequências variando de 2 *Hz* a 5 *Hz* (PUSCHMANN ; WSZOLEK. 2011)

Aparentemente sua causa não é genética, pois apresenta-se apenas em indivíduos que sofreram algum tipo de lesão em alguns controladores do movimento voluntário: tronco cerebral, no tálamo ou no cerebelo, ou mesmo nas vias de comunicação entre estas estruturas. As causas mais frequentes para seu aparecimento são acidente vascular cerebral (AVC), tumores ou infecções, e a doença leva de 1 a 24 meses para se manifestar após a lesão. Devido a sua raridade, o estudo do tremor de Holmes é baseado em casos pontuais (PUSCHMANN; WSZOLEK. 2011).

O diagnóstico normalmente é feito com base no histórico do paciente e nas características físicas do tremor, pois este não é tão rítmico quanto os outros tremores. Quando a patologia é causada por tumor, a remoção do mesmo diminui ou mesmo elimina os tremores, se a causa for outra, o tratamento envolve desenvolvimento de rotinas que evitem movimentos ou ações que piorem os tremores. Medicamentos não se mostram eficientes no tratamento do tremor de Holmes (BUIJINK, CONTARINO, KOELMAN, SPEELMAN; VAN ROOTSELAAR, 2012).

2.4.5. Tremor Cerebelar

Também conhecido como intencional, este tremor surge quando o movimento objetiva alcançar um ponto desejado, desaparecendo durante o sono e em repouso completo. Se manifesta em indivíduos que tiveram lesão em regiões do cerebelo que controlam movimentos guiados pela visão, podendo ser bilateral ou unilateral. Traumas, tumores e alcoolismo podem ser citados como causadores destas lesões (SEEBERGE, 2005). Esta deficiência motora possui tremores de baixa frequência, abaixo de 5 Hz, normalmente perpendicular ao objetivo do movimento, que se intensificam quanto mais próximo do objetivo o membro está.

A identificação da doença é facilitada pela sua natureza de tremor intencional, e seu diagnóstico pode ser feito por meio do histórico do paciente, exames neurológicos e estudos eletrofisiológicos.

Embora não haja um tratamento farmacológico bem definido para o tratamento, algumas drogas têm se mostrado eficientes. Algumas técnicas de relaxamento, como yoga e meditação, apresentam resultado positivo. Para casos mais severos, intervenção

cirúrgica, com estimulação cerebral e até lesionamento proposital do tálamo, apresentam resultados duradouros e positivos (SEEBERGE, 2005).

2.4.6. Distonia Focal e Tremor

Distúrbios neurológicos que provocam contrações involuntárias e espasmos são chamados de Distonia. Este evento pode ocorrer em apenas uma parte específica do corpo, recebendo assim o nome de Distonia Focal (CORREA, 2012).

Muitos pacientes que apresentam distonia também manifestam tremores, o que sugere que as duas condições devam ter correlação, possivelmente originados em anomalias em circuitos dos núcleos de base (Ferraz, Andrade, Silva, Borges e Rocha, 1994).

Truques sensoriais, como gestos antagônicos, podem inibir o tremor, e podem haver posições em que o tremor não se manifesta. Em movimentos involuntários os tremores possuem frequência de 1 *Hz* a 6,5 *Hz* e são irregulares, porém quando o movimento é voluntário o tremor se torna rítmico e possui frequência entre 5 *Hz* e 11 *Hz* (ELBLE, 2013).

2.4.7. Tremor Tarefa Específica e Postura Específica

Este tipo de tremor está presente apenas em situações específicas. O mais comum destes é o tremor primário de escrita, que como o nome diz, se manifesta durante a escrita, e possui dois tipos: o que está presente durante o ato da escrita (tarefa específica); e o presente ao se manter o braço e antebraço em posição de escrita (postura específica). Ainda se discute se essa deficiência é um tipo de distonia focal, uma manifestação diferenciada do tremor essencial ou um tremor independente. A frequência típica está entre 4,7 *Hz* e 6,7 *Hz* (LEE, 2014).

2.4.8. Tremor Ortostático

O primeiro diagnóstico ocorreu em 1970 por Pazzaglia, porém este tremor recebeu o nome pelo qual é conhecido hoje apenas em 1984, após o relato do caso de Heilman (Heilman, 1984). Diferente dos tremores anteriores, o Ortostático se caracteriza por se apresentar nas pernas (com apenas poucos casos relatados nos membros superiores) apenas quando o indivíduo se mantém em posição parada e anti-gravitacional, gerando tremores rápidos e irregulares que antecedem o início do movimento e se intensificam com o passar do tempo, podendo levar o paciente a quedas frequentes e torna-lo incapaz de realizar tarefas cotidianas, como se banhar. O tremor cessa em estado de repouso, ao fazer uso de apoios ou quando em movimento, e possui frequência elevada, variando de 14 Hz a 18 Hz (CAZALLAZI, MACHADO, MATOSINHO; PIO, 2000).

Sua causa ainda é bastante incerta, com alguns pesquisadores acreditando se tratar de uma variante do tremor essencial, enquanto outros acreditam se tratar de uma doença independente. Seus efeitos indicam que está relacionado a disfunções no sistema controlador da postura, tendo relação cerebelar (SOUZA; RICARDO, 1987)

Devido aos seus aspectos diferenciados de frequência nos pacientes afetados, o diagnóstico se dá geralmente por meio de estudos eletrofisiológicos. O tratamento é comumente realizado com o uso de fármacos, sendo a associação de propranolol com clonazepam e/ou primidona os mais efetivos.

2.5. Acelerômetros

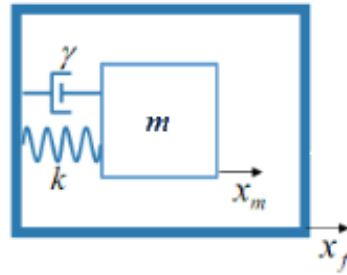
Como visto, muitas das deficiências motoras carecem de exames clínicos eficientes em sua detecção, ficando seu diagnóstico fortemente dependente de histórico médico do paciente.

Apoiando-se no fato de que patologias diferentes possuem tremores com características físicas mais ou menos bem definidas, como por exemplo a frequência de oscilação dos membros do afetado, pode-se imaginar equipamentos eletrônicos que por meio da medição e interpretação dos tremores possa auxiliar e agilizar o processo de diagnóstico, ao delimitar as possibilidades das enfermidades.

Uma maneira de se construir estes dispositivos eletrônicos é utilizando acelerômetros, instrumentos capazes de medir as acelerações à que são expostos.

Seu princípio de funcionamento pode ser aproximado ao de um sistema constituído de massa, mola e amortecedor, como representado na Figura 3. (CALACHE, 2013).

Figura 3 - Representação conceitual de um acelerômetro (Calache, 2013).



Neste esquema, uma massa m , chamada de massa sísmica ou massa de prova, é atada a uma mola de coeficiente elástico k e a um amortecedor com coeficiente de amortecimento γ .

Quando submetido a uma aceleração a uma força equivalente a $m \cdot a$ age sobre a massa de prova causando alteração em seu estado de repouso. Essa variação é indiretamente medida utilizando os meios adequados (que como veremos, varia de acordo com a tecnologia empregada na construção do acelerômetro) e então convertida em uma grandeza elétrica proporcional.

O deslocamento da massa sísmica provoca o surgimento de forças tanto na mola quanto no amortecedor. O equacionamento do sistema pode ser feito utilizando a segunda lei de Newton (CALACHE, 2013).

$$\sum F = ma \quad (1)$$

$$\sum F_{aplicada} - \sum F_{amortecimento} - \sum F_{mola} = m\ddot{x} \quad (2)$$

$$m\ddot{x} + \sum F_{amortecimento} + \sum F_{mola} = \sum F_{aplicada} \quad (3)$$

$$m\ddot{x} + \gamma\dot{x} + kx = F \quad (4)$$

Onde

m = massa da massa de prova, dada em quilogramas

x = movimento relativo da massa em relação ao invólucro [m]

γ = coeficiente de amortecimento [Ns/m]

k = coeficiente elástico [N/m]

F = força aplicada [N]

A equação encontrada é uma equação linear diferencial de segunda ordem com coeficientes constantes, e sua solução geral $x(t)$ é a soma das funções complementares $X_C(t)$ e da função particular $X_P(t)$.

$$X = X_C(t) + X_P(t) \quad (5)$$

Pode-se encontrar as funções complementares resolvendo a equação homogênea

$$m\ddot{x} + \gamma\dot{x} + kx = 0 \quad (6)$$

De onde encontrando

$$X_C(t) = Ce^{st} \quad (7)$$

Substituindo (6) e (7) em (5)

$$(ms^2 + \gamma s + k)Ce^{st} = 0 \quad (8)$$

Como Ce^{st} não pode ser zero para todos os valores de t , teremos que $ms^2 + \gamma s + k = 0$ e a solução, para valores de s , será $S_{1,2} = \frac{1}{2}, (-C \pm \sqrt{C^2 - 4mk})$.

Da qual obtemos:

$$\omega_n = \text{frequência de ressonância} = \sqrt{k - m}$$

$$\zeta = \text{fator de amortecimento} = \frac{c}{2}\sqrt{km}$$

Na condição estacionária, ou seja, com aceleração a e frequência ω a amplitude da resposta é constante e está em função de a e de ω . Portanto, para a resposta estática temos que $\omega = 0$ e a amplitude de deflexão será encontrada por:

$$x = X_0 = F/k \quad (9)$$

$$x = ma/k \quad (10)$$

De onde encontramos a sensibilidade S do acelerômetro definida por:

$$S = x/a = m/k \quad (11)$$

A resposta dinâmica do sistema pode ser encontrada aplicando a transformada de Laplace na equação 4 de onde obtém-se:

$$\frac{X(s)}{a(s)} = \frac{1}{s^2 + (\gamma/m)s + k/m} \quad (12)$$

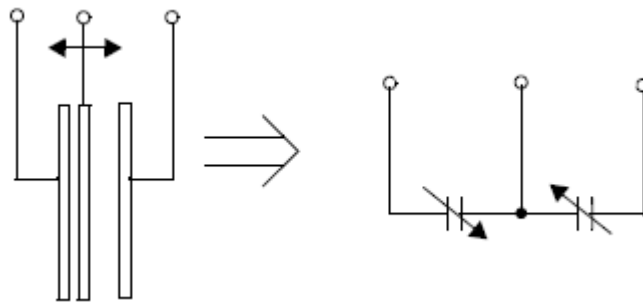
A tecnologia com a qual o acelerômetro é construído determina seu princípio de funcionamento e delimita suas características e figuras de mérito, sendo que as tecnologias mais empregadas são as capacitivas, materiais piezoresistivos e piezoelétricos.

2.5.1. Acelerômetros Capacitivos

Com vasta utilização devido ao baixo custo, baixo consumo de energia e baixa suscetibilidade à ruído, esta classe de acelerômetros tem sua massa de prova entre duas placas paralelas, de forma semelhante a um capacitor.

Quando sujeito à aceleração, a massa de prova se desloca modificando a capacitância entre a placa central, na qual é acoplada, e as 2 placas nas extremidades, permitindo, então a medição da aceleração em função do deslocamento sofrido, como mostra Figura 4.

Figura 4 - Modelo simplificado do acelerômetro capacitivo. (MMA7361L Datasheet).



Como ponto forte desta classe pode-se ressaltar a boa sensibilidade, o grande sinal de saída e a capacidade de medição em baixas frequências, podendo ser utilizado para

desde cargas estáticas até frequências na ordem de milhares de Hertz (TP327, Endevco). A sua desvantagem é a sensibilidade a campos magnéticos, sendo necessário blindagem tanto no processo de fabricação quanto durante a utilização.

2.5.2. Acelerômetros Piezoresistivos

O efeito piezoresistivo foi documentado há mais de um século, e é caracterizado pela variação da resistência elétrica que alguns materiais apresentam quando comprimidos (ANSARI; GANGADHARA, 2014). A maioria dos materiais possuem certo nível de piezoresistividade, mas esta característica é mais proeminente em materiais semicondutores.

A compressão mecânica dos materiais piezoresistivos diminui o espaço entre os átomos da matéria, o que resulta em estrangulamento da banda de condução e consequentemente maior resistividade elétrica.

Os acelerômetros baseados nessa tecnologia possuem um arranjo em que a massa de prova, quando submetida a aceleração, exerça pressão mecânica em um material piezoresistivo provocando alteração em sua resistência elétrica, tornando possível a mensuração da aceleração.

Por se tratar de um transdutor passivo, estes elementos precisam ser constantemente excitados para se obter um sinal mensurável, e, portanto, possuem um alto consumo de energia quando comparado com outras tecnologias. Possuem alta sensibilidade, e conseguem responder à cargas estáticas. Outras características dos acelerômetros piezoresistivo são a fácil implementação a alta sensibilidade térmica e à ruídos.

2.5.3. Acelerômetros Piezoelétricos

O efeito piezoelétrico foi documentado pela primeira vez em 1880 por Jacques e Pierre Curie quando estes uniram estruturas cristalinas de materiais diferentes e notaram que, quando sob estresse mecânico, há proporcional surgimento de eletricidade no conjunto de cristais. Já em 1881, Gabriel Lippman formulou que o efeito contrário

também existiria, ou seja, através da aplicação de tensão elétrica, um material piezoelétrico sofreria dilatação ou contração (LEDOUX, 2011).

A natureza deste efeito está intimamente ligada ao momento do dipolo elétrico dos materiais, que pode surgir de íons da estrutura cristalina ou das moléculas que compõem o material.

Para que o efeito seja significativo é preciso uma grande quantidade de dipolos alinhados, o que pode ser conseguido num processo de exposição do material a um campo elétrico muito intenso, geralmente em ambientes de alta temperatura. Como cada dipolo é um vetor, o alinhamento de dipolos gera um campo vetorial de densidade característica.

Quando submetido a estresse mecânico, o material sofre alteração em suas dimensões, gerando mudanças no campo vetorial, que, por sua vez, ocasiona diferenças de carga elétrica e o efeito piezoelétrico pode ser mensurado (MANBACHI; COBBOLD, 2011).

Para que a carga elétrica gerada pelo efeito piezoelétrico seja utilizada, é necessário um amplificador de carga. Modelos comerciais de acelerômetros piezoelétricos podem ser encontrados em duas variantes:

- Sem o amplificador de carga;
- Com o amplificador de carga construído junto ao acelerômetro, não necessitando então de um amplificador externo, mas demandando fonte de alimentação;

Esta tecnologia pode ser encontrada em extensa largura de banda, mas em contrapartida, como os materiais piezoelétricos necessitam de uma pequena carga mecânica inicial para funcionar, esta classe de dispositivos não responde à cargas estáticas, tendo sua largura de banda indo de frações de Hertz até 30 *kHz* (TP327, Endevco).

2.5.4. Acelerômetros de Tunelamento Quântico

Esta tecnologia é relativamente recente e utiliza o efeito de tunelamento quântico de uma corrente passando através de uma ponta afiada até um eletrodo para realizar a

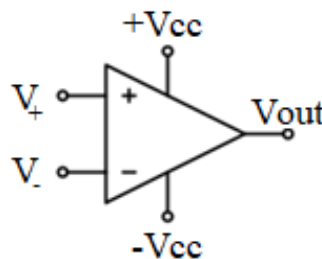
medição. Como a corrente de tunelamento e a distância da massa de prova possuem relação exponencial, em teoria este é o mecanismo mais sensível de todos (BEEBY, 2004)

2.6. Amplificador Operacional

Amplificadores operacionais, também chamados na forma diminutiva de amp op, ou op amp, (originado do nome em inglês Operational Amplifier) começaram a ser desenvolvidos no início dos anos 1940 em tubos de vácuo. Com o avanço da tecnologia e a miniaturização de componentes elétricos e eletrônicos trazida por ela, estes circuitos foram ficando cada vez menores e durante a década de 1960 começaram a ser produzidos no formato de circuitos integrados que encontramos hoje em dia.

Com o funcionamento baseado em transistores, estes circuitos possuem ao menos um par de entradas diferenciais, dois terminais de alimentação, geralmente chamados de $+V_{cc}$ e $-V_{cc}$ e um terminal de saída V_{out} (Figura 5).

Figura 5 - Representação de um amplificador operacional.



Idealmente os amplificadores operacionais possuem as seguintes características (HANSEN, 2014):

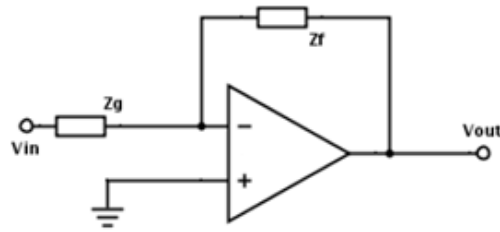
- Ganho diferencial infinito;
- Ganho de modo comum nulo;
- Tensão Offset nula;
- Impedância de entrada infinita;
- Impedância de saída nula;
- Largura de banda infinita.

Como na prática estas características não são obtidas, foi-se desenvolvendo uma série de circuitos e modos de utilização de amplificadores operacionais para aproximar os circuitos reais do modelo ideal.

2.6.1. Amplificador Inversor

Um amplificador inversor é caracterizado por possuir um resistor no terminal de entrada negativa e um resistor de realimentação entre o terminal de saída e o terminal de entrada negativo, conforme Figura 6.

Figura 6 - Modelo do amplificador inversor.



Pode-se definir o ganho de tensão do circuito por $A = V_{out}/V_{in}$ e com o auxílio das características ideais o desenvolvimento se dá da seguinte forma (OGATA, 2011):

$$V_+ - V_- = \frac{V_{out}}{A} = 0 \quad (13)$$

$$i_- = V_{in} - \frac{V_-}{|Z_g|} = \frac{V_{in}}{|Z_g|} \quad (14)$$

$$V_{out} = V_- - i_- |Z_f| = \frac{V_{in}}{Z_g} \quad (15)$$

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{|Z_f|}{|Z_g|} \quad (16)$$

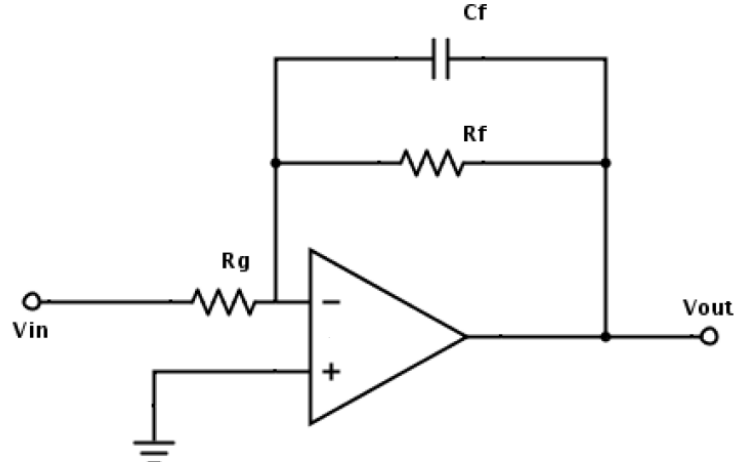
2.6.2. Amplificador de Carga

A configuração de amplificador de carga é recomendada quando o objetivo é a amplificação de carga, e não de tensão, como usualmente ocorre. Embora tenha o nome de amplificador de carga é importante salientar que este modo de operação funciona como um transdutor, transformando cargas no terminal de entrada em tensões no terminal de saída (HANSEN, 2014). Devido à característica integrativa quando se aplica um sinal de

tensão, no Brasil estes circuitos são mais conhecidos com o nome de amplificador integrador.

Como mostrado na Figura 7, o amplificador de possui um laço de realimentação composto por um resistor e um capacitor em paralelo.

Figura 7 - Amplificar de carga.



Nesta configuração, a carga presente no terminal de entrada irá carregar o capacitor de realimentação gerando uma tensão no terminal de saída que será proporcional à carga dividida pelo valor da capacitância de C_f , como veremos a seguir (Hansen, 2014). O resistor de realimentação previne a saturação do capacitor C_f funcionando como um caminho para correntes constantes e de baixa frequência, dando assim, uma característica de filtro passa-baixa para o circuito (KARKI, 2000).

Para analisar o circuito podemos substituir a resistência R_f pela impedância Z_f na equação 16.

Temos que:

$$|Z_G| = R_g \quad (17)$$

Para encontrar a impedância do laço de realimentação:

$$Z_{R_f} = R_f \quad (18)$$

$$Z_{C_f} = \frac{1}{2\pi j f C_f} \quad (19)$$

A impedância resultante do laço de realimentação, então é dado por:

$$\frac{1}{Z_f} = \frac{1}{Z_{R_f}} + \frac{1}{Z_{C_f}} \quad (20)$$

Substituindo as equações 17, 18 e 19 na equação 20

$$\frac{1}{Z_f} = \frac{1}{R_f} + 2\pi j f C_f = \frac{1+2\pi j f R_f C_f}{R_f} \quad (21)$$

$$Z_f = \frac{R_f}{1+2\pi j f R_f C_f} \quad (22)$$

O módulo da impedância é dado por:

$$|Z_f| = \sqrt{Z_f Z_f^*} \quad (23)$$

$$|Z_f| = \frac{R_f}{\sqrt{1+2\pi j f R_f C_f}} \quad (24)$$

Combinando as equações as equações 16, 17 e 22 chegamos em

$$G = -\frac{R_f}{R_g \sqrt{1+2\pi j f R_f C_f}} \quad (25)$$

Que pode ser aproximado para

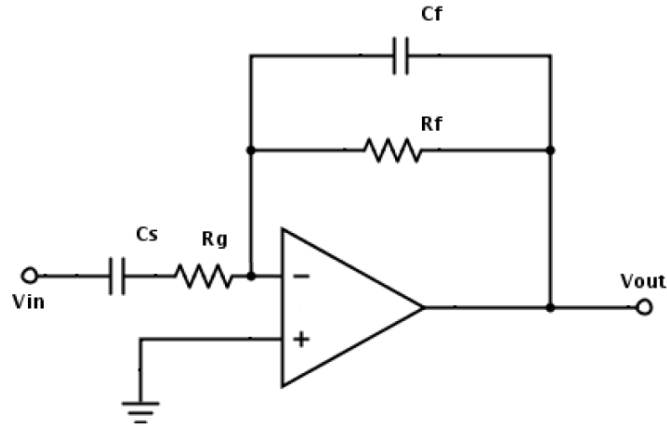
$$G = -\frac{1}{\frac{R_g}{R_f} \sqrt{\frac{2\pi j f C_f}{R_f}}} \quad (26)$$

Dada a ordem de grandeza das unidades dos componentes, nota-se que o ganho é fortemente influenciado do capacitor de realimentação e, na prática, pode ser calculado por (Hansen, 2014):

$$G = -\frac{1}{C_f} \text{ [V/C]} \quad (28)$$

A natureza do sinal a ser medido afeta a resposta em frequência do circuito e, como no decorrer da realização deste trabalho, sempre que um amplificador de carga for utilizado será em associação com acelerômetros piezorelétricos que possuem característica capacitava, vamos analisar o circuito conforme a Figura 8.

Figura 8 - Fonte capacitiva conectada a um amplificador de carga.



Para esta configuração temos que $Z_f = R_f // C_f$ e $Z_G = R_g + C_g$. Tratando no domínio da frequência temos que a impedância do laço de realimentação é dado por

$$\frac{1}{Z_f} = \frac{1}{R_f} + \frac{1}{1/sC_f} \quad (29)$$

$$\frac{1}{Z_f} = R_f s C_f + 1/R_f \quad (30)$$

A impedância de entrada será dada por

$$Z_G = R_g + 1/sC_s \quad (31)$$

$$Z_G = \frac{R_g s C_s + 1}{s C_s} \quad (32)$$

O ganho no domínio da frequência é dado por

$$H(s) = -\frac{Z_f}{Z_g} \quad (33)$$

$$H(s) = -\frac{R_f}{R_g} \frac{R_g s C_s}{R_g s C_s + 1} \frac{1}{R_f s C_s + 1} \quad (34)$$

Na equação 34 identifica-se dois polos, um oriundo do circuito de realimentação e outro do circuito de entrada, respectivamente em $s = -\frac{1}{R_f C_f}$ e $s = -\frac{2}{R_g C_s}$ e portanto teremos (Hansen, 2014).:

$$f_{Cl} = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \quad (35)$$

$$f_{CH} = \frac{1}{2\pi R_g C_c} \quad (36)$$

2.7. Filtros

Filtros são circuitos eletrônicos cuja finalidade é selecionar determinadas frequências de sinais e rejeitar outras. Os filtros podem receber a denominação de passivos, quando são construídos apenas com elementos passivos, ou seja, resistor, capacitor e indutor; ou ativos, quando também possui elementos ativos, como circuitos operacionais, por exemplo.

Os filtros são classificados em 4 categorias:

- Passa-Baixa: Filtros que atenuam sinais acima de uma determinada frequência;
- Passa-Alta: Filtros que atenuam sinais abaixo de uma determinada frequência;
- Rejeita-Faixa: Construído com uma associação de passa-baixa e passa-alta, rejeitando apenas uma determinada faixa de frequência;
- Passa-Faixa: Também construído com uma associação de passa-baixa e passa-alta, não atenuando apenas uma determinada faixa de frequência;

Os Filtros RC Passa-Baixa e Passa-Alta, Figura 9, são construídos apenas com a associação de um resistor e um capacitor, portanto passivo, esses filtros têm seu princípio de funcionamento baseado no comportamento distinto da impedância de capacitores e resistores em função da frequência.

Pela Lei de Ohm podemos definir a impedância de resistores como $R = V/I$, em que V é tensão sobre seus terminais e I a corrente fluindo por ele, não dependendo, portanto, da frequência da corrente. Por outro lado, capacitores possuem impedância igual à

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (37)$$

em que f é a frequência de excitação e C a capacitância do elemento.

Figura 9 - Circuitos passa-baixa e passa-alta.



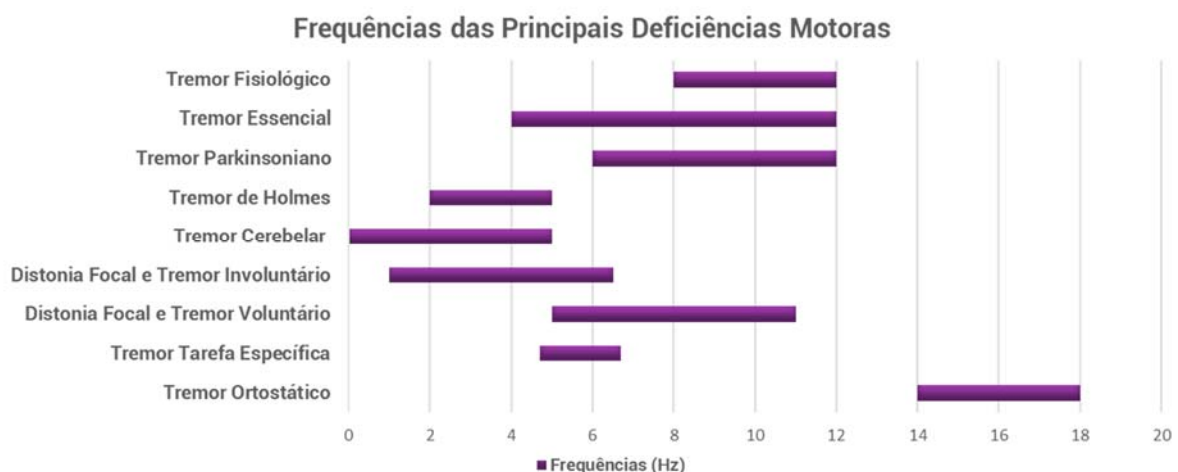
A frequência em que a tensão de saída de um circuito possui relação de $1/\sqrt{2}$ da tensão de entrada, é conhecida como frequência de corte, e para os circuitos da Figura 9 esta frequência ocorre em $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$ (NILSON, 2008).

3. Trabalho Realizado

Para guiar a escolha do equipamento a ser utilizado para atingir os propósitos deste trabalho, foi levado em consideração tanto as características de cada classe de acelerômetro disponível e, principalmente, as especificidades das deficiências motoras analisadas.

A Tabela 1, a seguir, mostra um gráfico no qual se visualiza as faixas de frequência em que as principais doenças motoras podem se apresentar. Nota-se que a tecnologia a ser utilizada deve ser capaz de medir desde frequências de pelo menos um hertz à pelo menos 18 *Hz*.

Tabela 1 - Frequências em que as deficiências motoras se manifestam.



Na Tabela 1 está sintetizado a sensibilidade, frequências de resposta e consumo das principais tecnologias disponíveis. Fatores que envolvem meio ambiente, como sensibilidade térmica, ou humidade, não foram expostos, pois as medições serão realizadas em ambientes confortáveis para permanência humana, nos quais todas as tecnologias possuem boa performance.

Tabela 2 - Resumo das características das principais tecnologias de acelerômetro.

Tecnologia	Frequências	Sensibilidade	Consumo de energia
Capacitivo	De estático à alguns kHz	Alta Sensibilidade	Baixo
Piezoresistivo	De estático à dezenas de kHz	Alta Sensibilidade	Elevado
Piezoelétrico	De alguns hertz à dezenas de kHz	Baixa Sensibilidade	Baixo

Uma análise da Tabela 1 com a Tabela 2 mostra que embora acelerômetros piezoresistivos apresentem elevado consumo de energia e piezoelétricos possuam uma

sensibilidade baixa, ao contornar esses problemas, todas as três tecnologias se tornam aptas para o propósito deste trabalho.

3.1. Material Utilizado

O presente trabalho foi idealizado e realizado no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER), que já dispunha de alguns modelos de acelerômetros, que foram selecionados para o estudo e validação para o fim proposto.

3.1.1. Acelerômetro Capacitivo modelo MMA7361L

Por se tratar de um dispositivo do tipo MEMS (sigla para Micro Electro Mechanical System – dispositivos que podem agrupar sensores, atuadores, elementos mecânicos e eletrônicos em um único microcomponente), este modelo de acelerômetro triaxial produzido pela Freescale possui tamanho reduzido e sem extensão de solda, dificultando seu manuseio, sendo normalmente comercializado acoplado a uma placa de suporte com reguladores de tensão já inclusos, o SEN0050277.

Possui sensibilidade elevada na largura de banda que vai de estático à 400 Hz para eixos *X* e *Y* e 300 Hz para o eixo *Z*, possuindo um seletor de sensibilidade que permite ser operado a 800 *mV/g* ou 206 *mV/g*, possui impedância de saída relativamente baixa, de 32 *kΩ*, tornando simples a aquisição do sinal. Aceita alimentação de $-0,3\text{ V}$ a $3,6\text{ V}$. Sua saída opera com oscilações de tensão em torno da metade da tensão injetada em seu pino de referência.

Como o acelerômetro MMA7361L possui sensibilidade elevada, não há necessidade de circuitos intermediários para a medição do sinal.

3.1.2. Acelerômetro Piezoelétrico modelo ACH 04-08-09

Produzido pela Measurement Specialties, este acelerômetro triaxial é construído utilizando cerâmica piezoelétrica encapsulada em um circuito integrado e com eletrônica interna. Por receber alimentação de até $+28\text{ V}$ o modelo pode ser alimentado por bateria

portátil de 9V e seu terminal de saída, assim como no modelo capacitivo MMA7361L, oscilará em torno de uma tensão de referência.

Respondendo de frequências de 0,18 Hz até 1500 Hz com ± 3 dB, a sensibilidade deste componente é de apenas 6 mV/g. Tremores motores possuem aceleração reduzida, tornando necessário um estágio de amplificação na aquisição dos sinais deste acelerômetro.

Para a amplificação do sinal foi utilizado um amplificador inversor com ganho de 220 antecedido de filtro passa-alta passivo para a remoção do sinal DC. O filtro passa-alta deveria ter frequência de corte inferior à 1 Hz, levando em conta a equação (11), um bom equilíbrio entre tamanho físico do capacitor e ordem de grandeza tanto do capacitor quanto do resistor, é encontrada para $C_f = 470 \mu F$ e $R_f = 5600 \Omega$, gerando frequência de corte de 0,06 Hz.

Um resistor de 1 k Ω foi utilizado entre o terminal não inversor e o terra para melhorar a estabilidade do sinal de saída.

Para o amplificador operacional foi escolhido o circuito integrado LF 356 com entrada de JFET's produzido pela Texas Instruments devido à grande impedância ($10^{12} \Omega$) de entrada e ao baixo ruído ($15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$)

A resposta em frequência do acelerômetro, bem como o circuito utilizado na aquisição do sinal podem ser vistos a seguir.

Figura 10 - Resposta em frequência do acelerômetro ACH 04-08-09 (DataSheet).

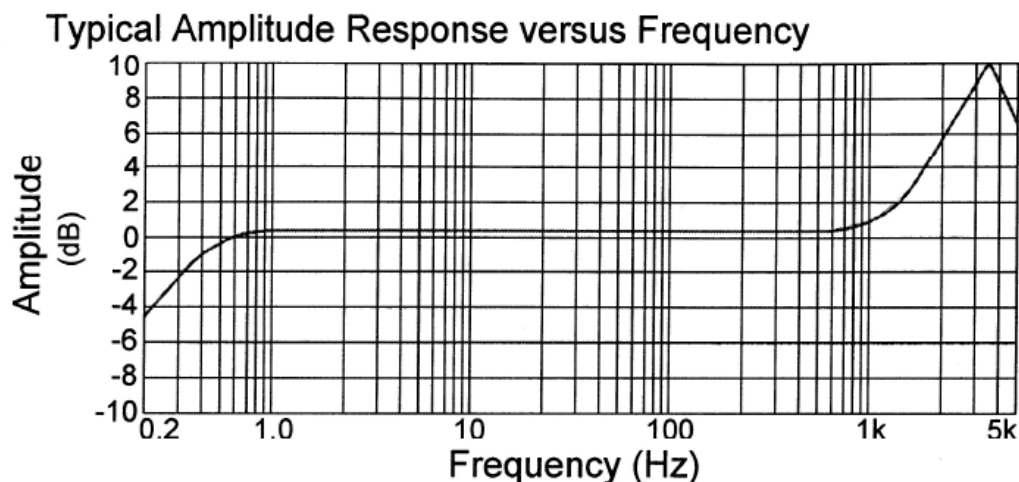
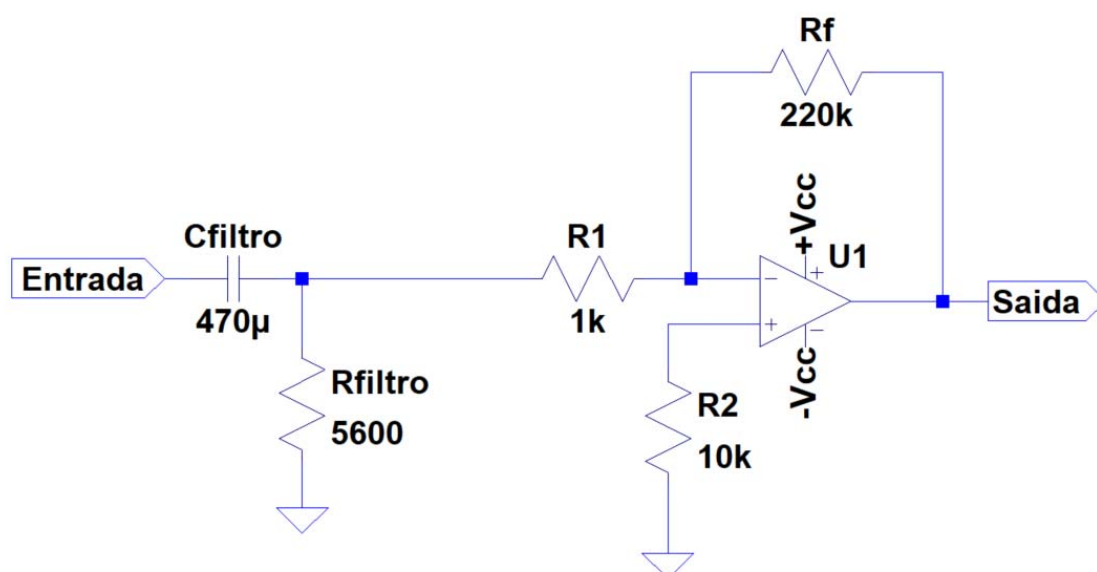


Figura 11 - Circuito para aquisição e amplificação do acelerômetro ACH 04-08-09.



3.1.3. Acelerômetro Piezoelétrico ENDEVCO 2230D

Por se tratar de tecnologia de cerâmica piezoelétrica e não possuir eletrônica interna, o acelerômetro triaxial 2230D (Figura 13) produzido pela ENDEVCO é o único dentre os analisados em que a grandeza de saída não é tensão, e sim carga, apresentando baixa sensibilidade, de apenas $3pC/g$.

O dispositivo, construído em uma caixa aterrada de material ferroso com 3 conectores coaxiais para reduzir ruídos e interferências, possui boa largura de banda, respondendo com linearidade de $\pm 1dB$ entre $0,5 Hz$ e $5000 Hz$ (Figura 12), e elevada reatância de saída, resistência em dezenas de $G\Omega$ e capacitância de $770pF$.

Figura 12 - Resposta em frequência, dada em porcentagem, do acelerômetro ENDEVCO2230D (Datasheet).

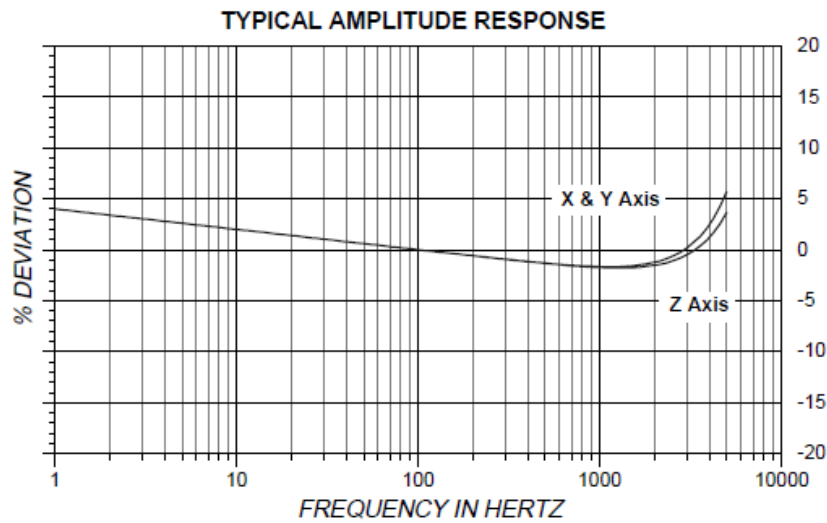


Figura 13 - Vista do acelerômetro ENDEVCO2230D (Datasheet).



Como visto anteriormente, recomenda-se o uso de amplificadores de carga para aplicações com acelerômetros piezoelétricos.

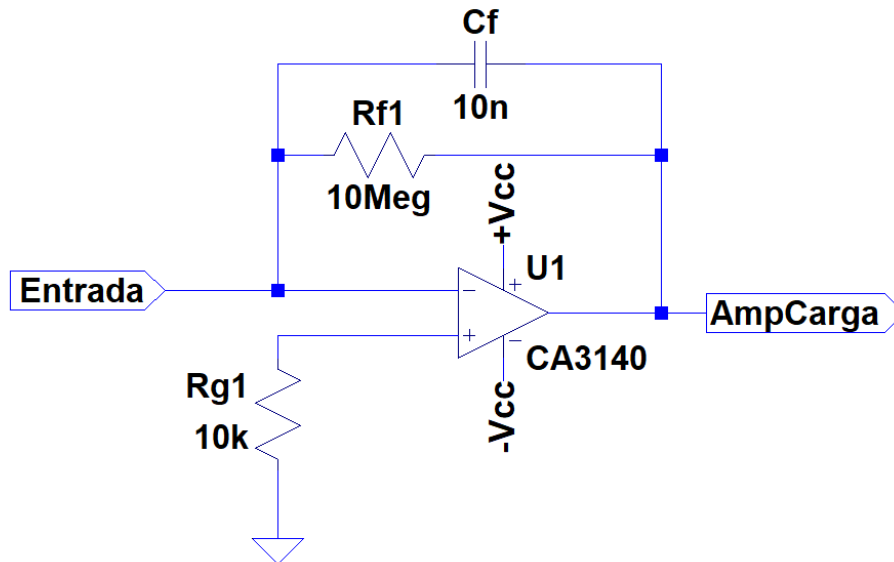
O dimensionamento dos componentes passivos pode ser feito utilizando as equações 28 e 35. Analisando as duas equações nota-se que para ganhos elevados, precisa-se de valores pequenos de C_f , o que também eleva a frequência de corte baixa, efeito que pode ser compensado utilizando grandes valores de R_f .

O valor de R_f não deve ser infinitamente grande para evitar ruídos térmicos, portanto seu limite foi fixado em $10\text{ M}\Omega$, valor bastante elevado. Como analisar-se-á tremores de baixa frequência, buscou-se frequência de corte em torno de 1 Hz . Os valores utilizados foram, então $R_f = 10\text{ M}\Omega$ e $C_f = 10\text{ nF}$, obtendo-se relação saída-entrada de $100 * 10^6\text{ V/C}$.

Para esta etapa da amplificação foi selecionado o amplificador operacional de entrada MOSFET e saída bipolar CA3140 devido às suas característica de altíssima impedância de entrada ($1,5\text{ T}\Omega$), baixíssima corrente de entrada (10 pA) e baixo ruído

$40 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$. Para maior estabilidade, foi adicionado um resistor de $10 \text{ k}\Omega$ entre a entrada não inversora e o terra.

Figura 14 - Amplificador de Carga.



Após a magnificação realizada pelo amplificador de carga, o sinal de saída está na ordem de:

*(resposta em Coulomb do acelerômetro) * (magnificação do amp. de carga)*

$$(3 * 10^{-12} \text{ C/g}) * (100 * 10^6 \text{ V/C}) = 300 * 10^{-6} \text{ V/g} = 300 \mu\text{V/g}$$

portanto, insuficiente para que a aquisição seja realizada, necessitando de uma segunda etapa de amplificação.

Para um bom dimensionamento do sinal final precisa-se de uma magnificação na ordem de milhares de vezes. Na prática, essa magnificação elevada insere ruídos provindos da rede de alimentação, portanto decidiu-se por dividir a segunda etapa de amplificação em duas sub-etapas e assim inserir um filtro passa-baixa passivo e um seguidor de tensão de acoplamento entre os amplificadores inversores, Figura 15.

O passa-baixa foi projetado com os seguintes parâmetros:

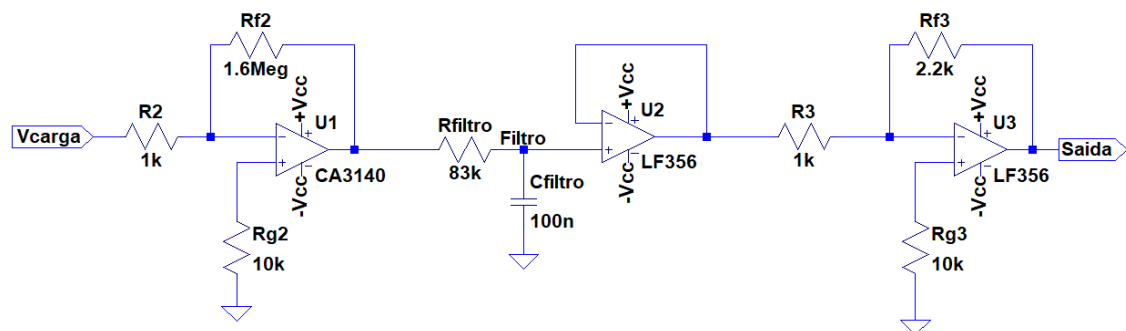
$$C_{\text{filtro}} = 10 \text{ nF}, R_{\text{filtro}} = 83 \text{ k}\Omega \text{ levando a } f_{\text{filtro}} = 19,5 \text{ Hz}$$

A estratégia utilizada foi de utilizar na primeira etapa um ganho de 1600 V/V e na segunda etapa um ganho menor, deixando a possibilidade, para trabalhos futuros, de um circuito seletor de sensibilidade.

A escolha do amplificador operacional para esta etapa foi pautada principalmente pelo ruído, sendo escolhido o AmpOp LF356 da Texas Instrument, que apresenta apenas $15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$.

Assim como no amplificador de carga, resistores de $10 \text{ k}\Omega$ foram utilizados entre o terminal não inversor e o terra para maior estabilidade do circuito. Devido à elevada amplificação do primeiro sub-estágio, foi utilizado um potenciômetro para ajuste de Off-Set.

Figura 15 - Segundo etapa de amplificação: dois sub-estágios com filtro e acoplamento.



4. Resultados

A análise de resultados foi feita com enfoque na resposta em frequência dos acelerômetros e nos circuitos projetados para sua utilização. Uma vez que a amplitude dos tremores não é característica crítica no diagnóstico de patologias motoras (Rehman, 2000), não se obteve a exata relação de tensão-aceleração dos conjuntos de acelerômetro/circuito de aquisição de sinal.

A validação dos circuitos projetados (Figuras 11, 14 e 15) para a utilização nos acelerômetros foi feita em duas instâncias diferentes:

- Em simulações no domínio da frequência em ambiente LTSpice, obtendo então a curva de resposta em frequência de cada circuito;
- Com o levantamento da resposta em frequência dos circuitos reais, montados em laboratório. Para tal, foi utilizado um gerador de sinal para inserir um estímulo senoidal na entrada dos circuitos (Figura 11 e Figura 15).

Devido ao elevado ganho do amplificador de carga e também do primeiro amplificador inversor da figura 15, não foi possível levantar as respostas em frequência reais dos mesmos, pois o valor mínimo de tensão fornecido pelo gerador de sinais era de 50 mV , tensão suficiente para saturar o sinal de saída.

Também foram feitos ensaios com os acelerômetros, de forma individual. Os ensaios foram realizados no Laboratório de Dinâmica do SEM-EESC-USP utilizando o SmartShaker modelo K2004E01 com amplificador de potência integrado (Figura 16). Para estímulo do Shaker foi utilizado um sinal de onda quadrada com 6 volts de pico, de forma a fazer o SmartShaker assumir 2 posições diferentes: estendido, quando o sinal era de 6 V e retraído, quando o sinal era de 0V

Figura 16 - SmartShaker utilizado nos ensaios dos acelerômetros

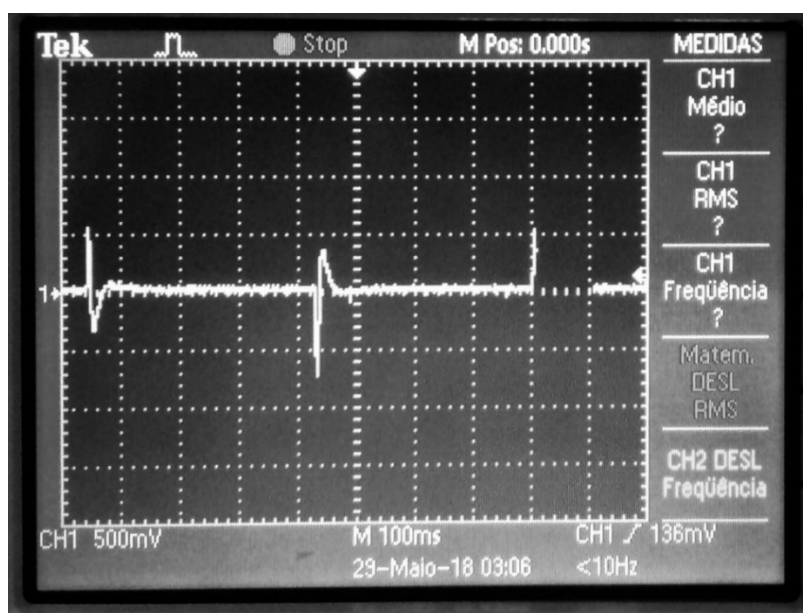


Para a realização dos ensaios, os acelerômetros foram fixados ao SmartShaker utilizando cera fornecida pelo laboratório e de forma que o movimento do SmartShaker provocasse acelerações sempre no eixo Z dos acelerômetros. Após os acelerômetros serem fixados ao equipamento, os mesmos eram conectados ao seu respectivo circuito de tratamento de sinal (ou seja, o acelerômetro ACH 04-08-09 foi conectado ao circuito da Figura 11 e o acelerômetro ENDEVCO 2230D foi conectado aos circuitos das figuras 14 e 15). A saída dos circuitos foram então conectadas a um osciloscópio para que a tensão gerada pelos estímulos que o SmartShaker produziu nos acelerômetros pudesse ser observada.

4.1. Acelerômetro Capacitivo modelo MMA7361L

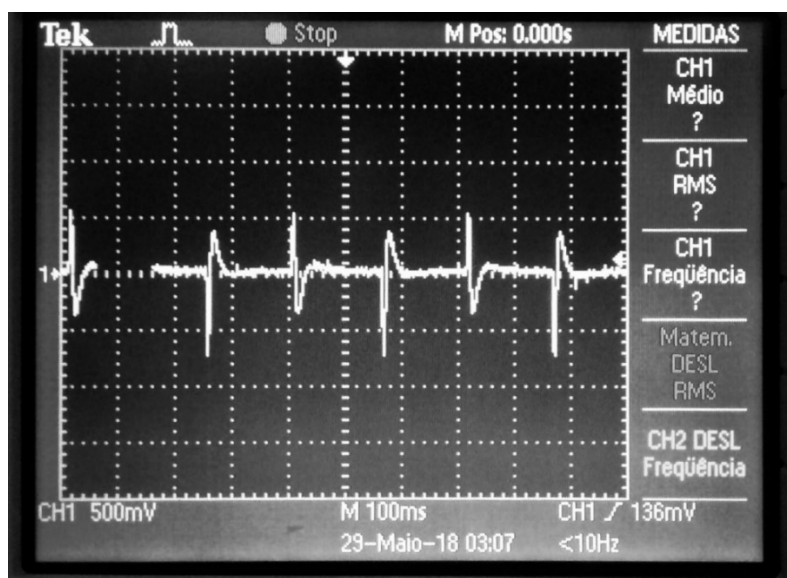
Como este modelo não necessitou de circuitos de tratamento do sinal, não foi necessário simulações ou levantamento de curvas de resposta em frequência. O ensaio de vibração do componente para diferentes frequências pode ser visto a seguir.

Figura 17 - Excitação acelerômetro MMA7361L - 1,5 Hz.



A Figura 17 mostra a tela do osciloscópio e nela pode-se ver a tensão gerada pelo acelerômetro MMA7361L quando o mesmo recebe estímulos de 1,5 Hz de frequência. Os riscos na vertical representam a tensão gerada como resposta à aceleração causada no acelerômetro MMA7361L pela mudança de posição do SmartShaker.

Figura 18 - Excitação acelerômetro MMA7361L - 3 Hz.



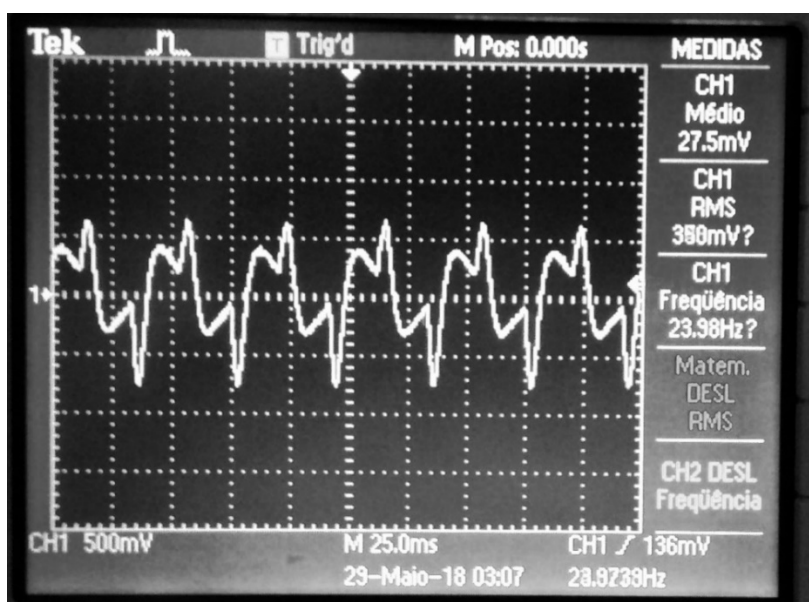
Na Figura 18 pode-se ver a tensão gerada pelo acelerômetro MMA7361L quando o SmartShaker se movimenta a uma frequência de 3 Hz.

Figura 19 - Excitação acelerômetro MMA7361L - 10 Hz.



Na Figura 19 pode-se notar que o formato da resposta do acelerômetro MMA7361L quando a frequência de oscilação do SmartShaker é de 10 Hz sofre deformações, com o surgimento de um sinal, contrário ao gerado pelo estímulo original, que demora para se estabilizar.

Figura 20 - Excitação acelerômetro MMA7361L - 24 Hz.

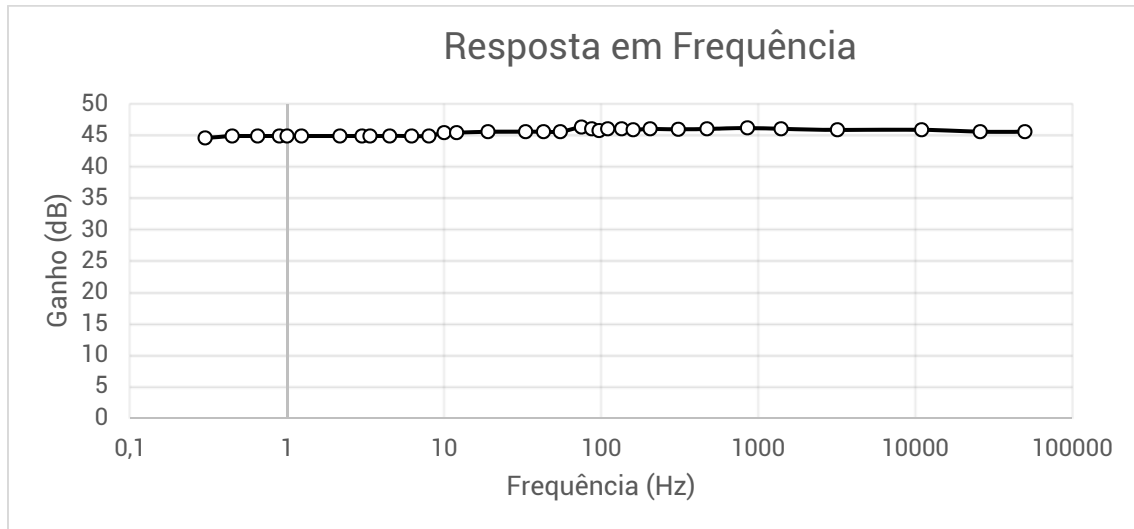


Na Figura 20 nota-se que em frequências maiores a deformação na onda de resposta do acelerômetro MMA7361L fica mais intensa em frequências maiores.

4.2. Acelerômetro Piezoelétrico modelo ACH 04-08-09

O circuito da Figura 12 montado em bancada apresentou a seguinte resposta em frequência.

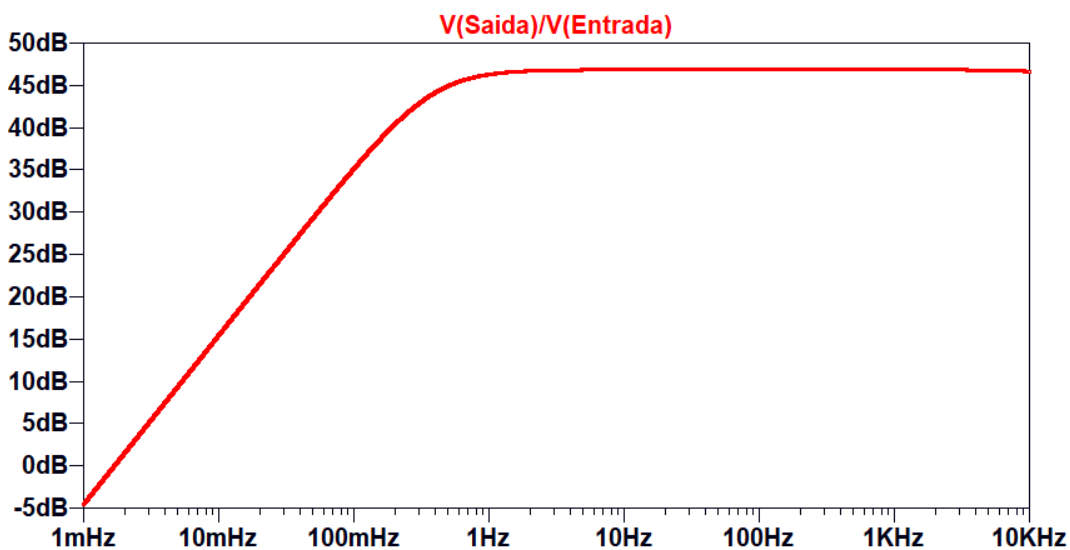
Figura 21 - Resposta em frequência do circuito de tratamento de sinal do acelerômetro ACH 04-08-09.



O gerador de sinais disponível no laboratório possui frequência mínima em torno de 0,3 Hz, não sendo possível identificar o joelho da curva de resposta em frequência do circuito real.

Já a simulação no domínio da frequência realizada em ambiente LTSpice pode ser vista a seguir.

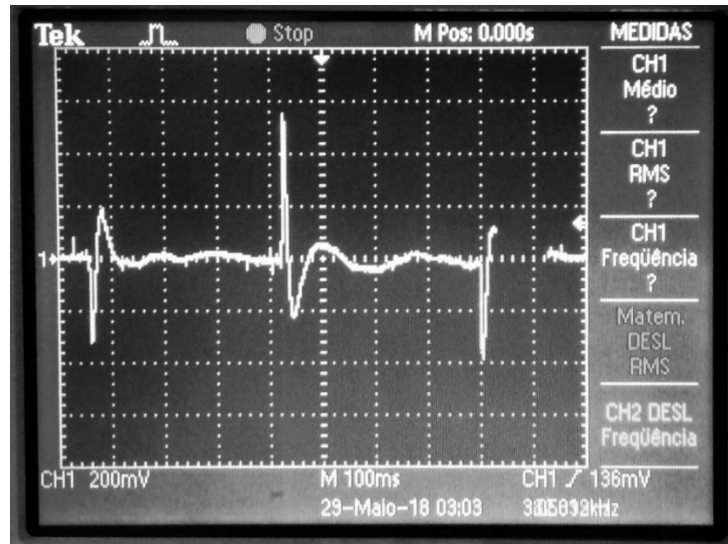
Figura 22 - Resposta em frequência do circuito de tratamento de sinal para o acelerômetro ACH 04-08-09 - LTSpice.



Os dados simulados nos mostram frequência de corte de 216 mHz com uma amplificação do circuito completo de 46,8 dB .

O resultado do ensaio do acelerômetro ACH 04-08-09 pode ser visto nas figuras abaixo.

Figura 23 - Excitação acelerômetro ACH 04-08-09 - 1,5 Hz.



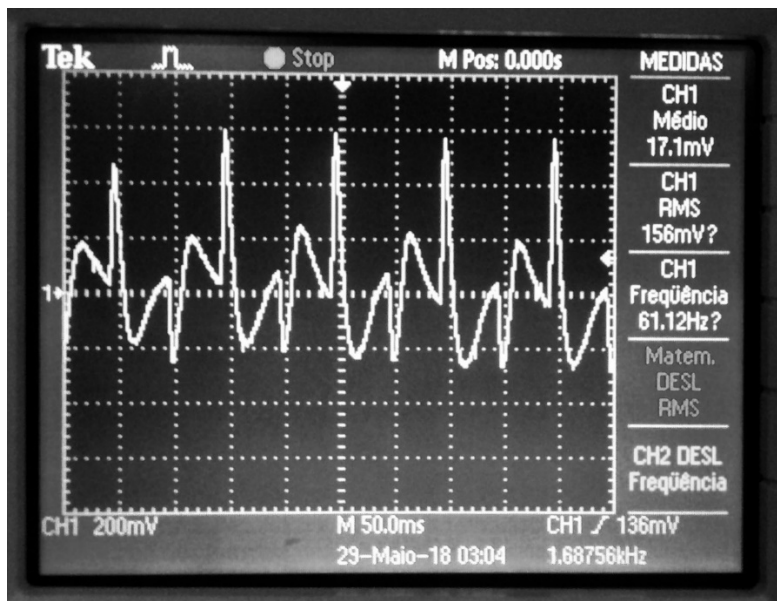
A Figura 23 mostra a resposta do acelerômetro ACH 04-08-09 quando submetido à uma frequência de 1,5 Hz.

Figura 24 - Excitação acelerômetro ACH 04-08-09 - 5 Hz.



Pela Figura 24 mostra a resposta do acelerômetro ACH 04-08-09 a uma frequência de 5Hz. Nota-se que, assim como o MMA7361L, o ACH 04-08-09 também apresenta deformação quando estimulado com frequências elevadas.

Figura 25 - Excitação acelerômetro ACH 04-08-09 - 10 Hz.

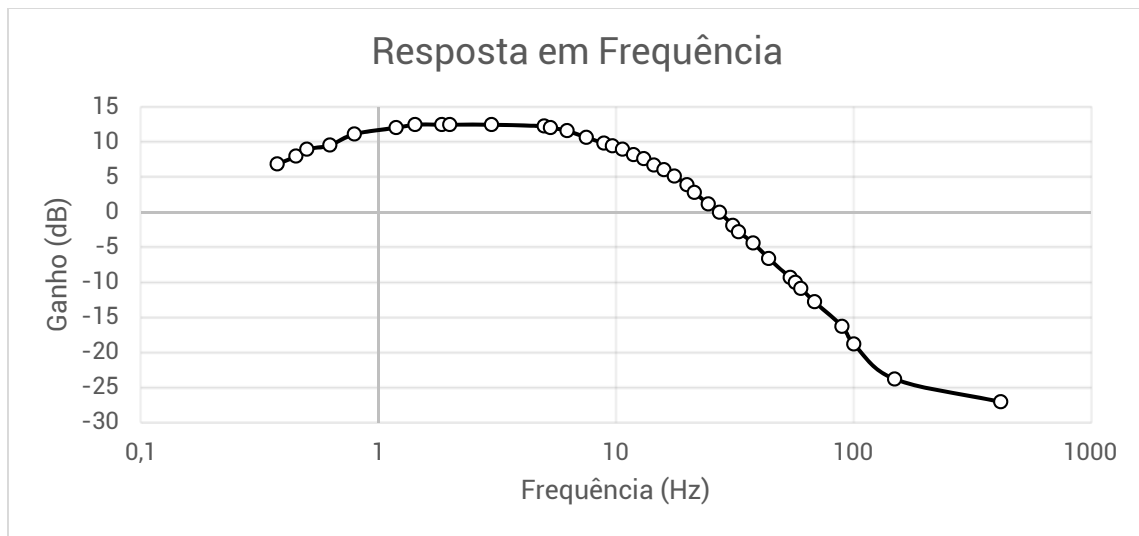


Na Figura 25, nota-se a acentuação da deformação da curva de resposta do acelerômetro ACH 04-08-09 com o aumento da frequência.

4.3. Acelerômetro Piezoelétrico ENDEVCO 2230D

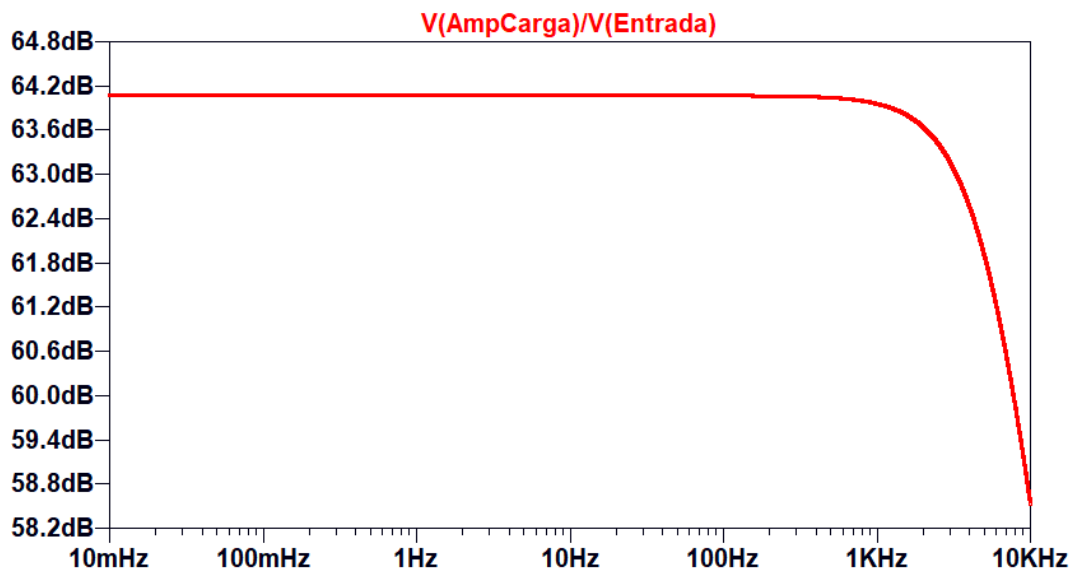
Para o levantamento da curva de resposta em frequência dos circuitos montados foi utilizado um gerador de sinal, cuja saída mínima era de 50 mV. Como o ganho do amplificador de carga precisa ser muito elevado, este pequeno estímulo na entrada é suficiente para saturar a saída, tornando inviável a obtenção da curva de resposta em frequência para o primeiro estágio do circuito. A curva da Figura 26 contempla a resposta do segundo estágio associado ao filtro passa baixa.

Figura 26 - Resposta em frequência do circuito de tratamento de sinal do acelerômetro ENDEVCO 2230D.



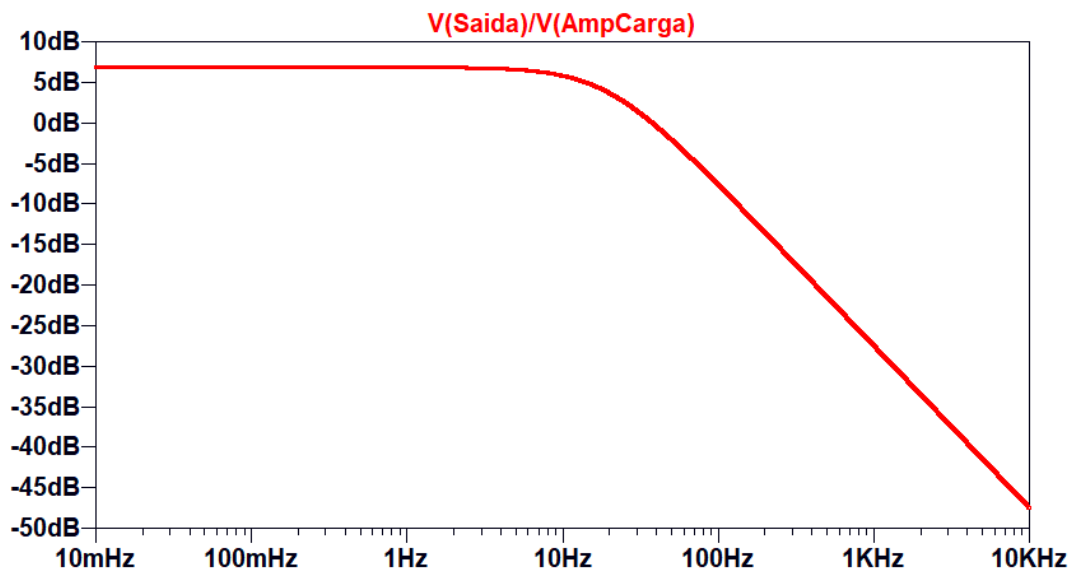
A simulação, também em ambiente LTSpice, do primeiro estágio, do segundo estágio associado com o filtro, e do circuito completo podem ser vistos a seguir.

Figura 27 - Resposta em frequência amplificador de carga - LTSpice.



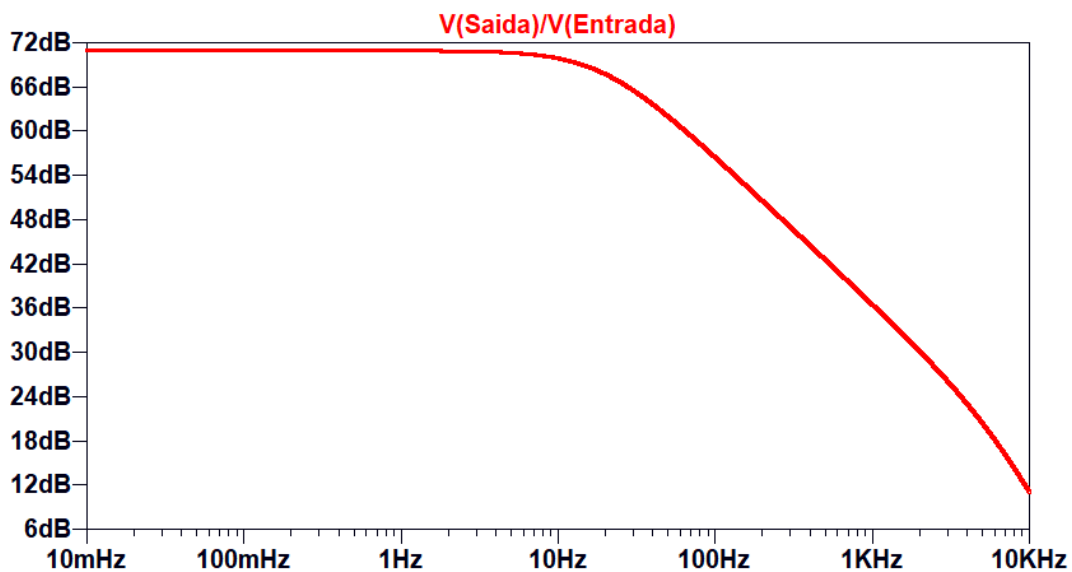
O circuito apresenta ganho de 64 dB com frequência de corte em 6,2 kHz.

Figura 28 - Resposta em frequência segundo estágio e filtro passa baixa para circuito do acelerômetro ENDEVCO 2230D - LTSpice.



O segundo estágio do circuito apresenta ganho de 6,8 dB com frequência de corte em 14 Hz

Figura 29 - Resposta em frequência para o circuito completo do acelerômetro ENDEVCO 2230D - LTSpice.



O circuito completo apresenta ganho de 70,9 dB com frequência de corte em 14 Hz.

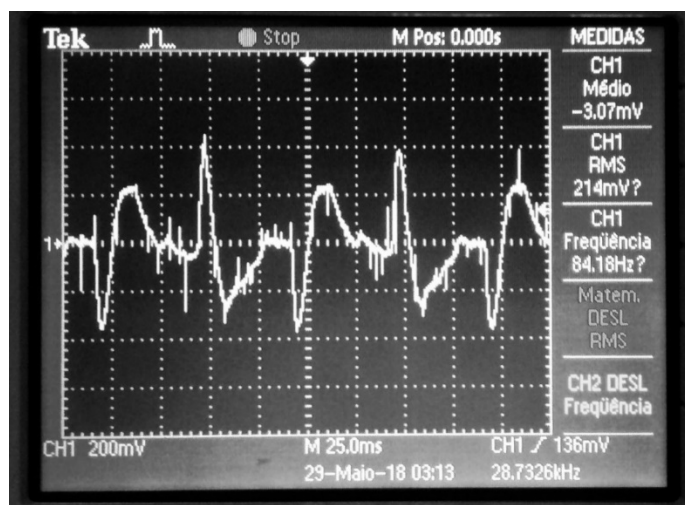
O ensaio de vibração do acelerômetro ENDEVCO 2230D em associação com o seu circuito de tratamento de sinal, para diferentes frequências, é mostrado a seguir.

Figura 30 - Excitação acelerômetro ENDEVCO 2230D - 5 Hz.



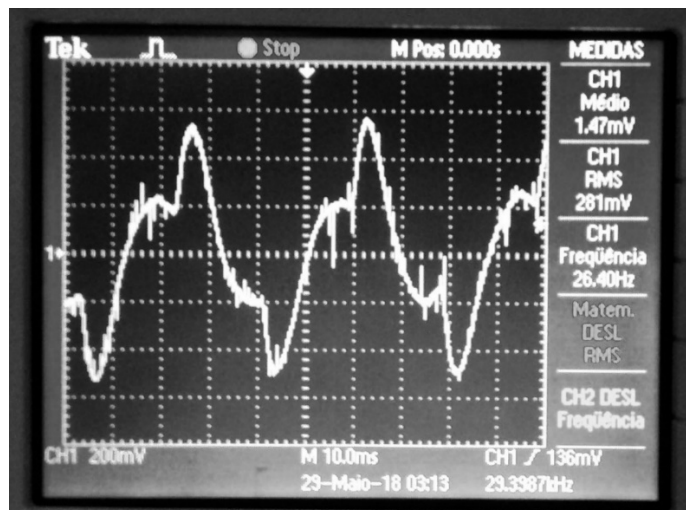
A Figura 30 mostra a tensão gerada pelo acelerômetro ENDEVCO 2230D quando submetido à uma frequência de 5 Hz. Pode-se notar que diferente das respostas dos acelerômetros apresentados anteriormente, a resposta do ENDEVCO 2230D possui muitos ruídos.

Figura 31 - Excitação acelerômetro ENDEVCO 2230D - 10 Hz.



Na Figura 31 nota-se que a resposta do acelerômetro ENDEVCO 2230D mantém os ruídos à 10 Hz e que também há deformação quando a frequência se eleva.

Figura 32 - Excitação acelerômetro ENDEVCO 2230D - 26 Hz.



Na Figura 32 vemos que a resposta do acelerômetro ENDEVCO 2230D à um estímulo de 26 Hz, assim como a dos acelerômetros anteriores, também tem a deformação intensificada com frequências maiores.

5. Conclusão

Níveis elevados de complexidade de movimentos requerem, também, maiores e mais complexos sistemas de controle motor, aumentando as possibilidades de surgirem deficiências ou anomalias nestes movimentos.

Portanto, é de se esperar que seres capazes de movimentos tão finos e elaborados como os seres humanos possam apresentar uma grande variedade destas anomalias.

Porém, a mesma complexidade, que possibilita esta grande liberdade de movimento, também permitiu o desenvolvimento de técnicas que tornem possível a identificação e o tratamento de doenças motoras.

Os resultados obtidos nos ensaios mostram que os acelerômetros, em conjunto com os circuitos utilizados, são capazes de observar vibrações na ordem de 1 Hz. Porém em todos os ensaios houve deformação do sinal de resposta quando a frequência de excitação aumentava. Mais estudos devem ser feitos para identificar a origem destas deformações e se as mesmas afetam na caracterização das doenças motoras.

Como a deformação se apresenta no ensaio de todos os acelerômetros, ela pode ser oriunda de fontes externas ao conjunto acelerômetro - circuito de amplificação. Algumas possibilidades podem ser levantadas. Uma delas é que este comportamento seja intrínseco ao SmartShaker. Outra possibilidade é que a deformação apareça devido ao método utilizado para a fixação dos acelerômetros no SmartShaker.

Com relação aos acelerômetros:

- Acelerômetro Capacitivo modelo MMA7361L

Se mostrou o mais simples de ser aplicado, não necessitando de nenhum circuito para a aquisição por seu sinal de saída ser em tensão elétrica e por possuir grande sensibilidade.

- Acelerômetro Piezoelétrico modelo ACH 04-08-09

Por possuir boa sensibilidade e eletrônica interna, também se mostrou uma opção simples e eficiente a ser empregada.

- Acelerômetro Piezoelétrico ENDEVCO 2230D

Foi a tecnologia mais complicada de ser utilizada. Sua sensibilidade reduzida fez com que grandes magnificações fossem necessárias, as quais acabaram tornando os ruídos mais expressivos, poluindo o sinal lido.

Devido aos resultados apresentados pode-se concluir que o acelerômetro mais recomendado, dentre os três estudados, para ser utilizado com o propósito de caracterização de doenças motoras é o capacitivo de modelo MMA7361L, devido ao seu fácil emprego, e elevada sensibilidade, não necessitando de nenhuma eletrônica externa.

6. Próximos Passos e Melhorias

A observação da resposta dos acelerômetros durante o ensaio com o SmartShaker mostra que o sinal obtido utilizando o acelerômetro ENDEVCO 2230D possui muito ruído. Uma possível solução para esta situação é a substituição da fonte de bancada por um conjunto de baterias (eliminando o ruído da rede de alimentação), ou a troca do filtro passa baixa por um filtro de ordem maior, possibilitando o emprego de maiores ganhos nos circuitos amplificadores.

7. Bibliografia

ANSARI, M.Z.; GANGADHARA, B.S. Piezoresistivity and its Applications in Nanomechanical Sensors, 2014.

ALBUQUERQUE, A. V. Revisão Tremor Essencial, Revista Neurociência 401 – 405, 2010.

ARAGÃO, F.A.; NAVARRO, F.M. Análise da correlação entre os distúrbios do equilíbrio e a Propensão a quedas em uma população parkinsoniana. Fisioterapia em Movimento, Curitiba, v.19, N.3, p.47-54, jul./set, 2006.

BEEBY, S., ENSELL, G., KRAFT, M. e WHITE, N. MEMS mechanical sensors. Artech House, Inc, 2004.

BORGES, V.; FERRAZ, H. B. Tremores, Revista Neurociências V14 N1 043-047, 2006.

BUIJINK, A; CONTARINO, M; KOELMAN, J; SPEELMAN, J; VAN ROOTSELAAR, A. "How to Tackle Tremor – Systematic Review of the Literature and Diagnostic Work-Up". Frontiers in Neurology. 3 (146), 2012.

CALACHE, D. C. Caracterização de um Acelerômetro Baseado em Sistemas Microeletromecânicos (MEMS), Rio de Janeiro, 2013;

Calne D. Did Leonardo describe Parkinson's disease? (Letter) N Engl J Med, 320:594, 1989.

CAVALLAZI, L. O.; MACHADO, S. N.; MATOSINHO, P.; PIO, F. J. Tremor Ortostático Primário – Relato de Quatro Casos, Arquivos de Neuro-Psiquiatria, vol 58 n1, São Paulo, 2000

CORRÊA, JOÃO BERNARDO BARAHONA. Psicopatologia obsessivo-compulsiva na distonia focal primária : aspectos neuropsiquiátricos de uma doença do movimento 2012.

DUTHIE, E.H.; KATZ, P.R. Geriatria Prática. 3 ed. Rio de Janeiro: Ed. Revinter, 2002.

ELBLE, R. J, Defining Dystonic Tremor, Curr Neuropharmacol, 2013 jan, 11(1): 48-52, www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3580791” acessado em 11/2017.

Endevco, TP 32, Steps to Selecting the right accelerometer.

FERRAZ, H. B.; ANDRADE, L. A. F.; SILVA, S. M. C. A.; BORGES, V.; ROCHA, M. S. G., Tremor postural e Distonia – Aspectos Clínicos e Considerações Patológicas. *Arquivos Neuropsiquiátricos*, 52(4): 446-470, 1994.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. *Tratado de fisiologia médica*. 10 ed. Rio de Janeiro-RJ: Guanabara, 2002.

HANSEN, S. K. E. *Design and Experimental Investigation of Charge Amplifiers for Ultrasonic Transducers*. 2014

HEILMAN, K.M. Orthostatic tremor. *Arch Neurol*; 41:880-881, 1984.

Impulse in the genesis of physiological tremor. *Brain*; 92:647-662, 1969.

KARKI, J. *Signal Conditioning Piezoelectric Sensors. Application Report*. Texas Instruments. 2000.

LEDOUX, A. *Theory of Piezoelectric Materials and Their Applications in Civil Engineering*. 2011.

LEE, A.; CHADDE, M.; ALTENMÜLLER, E.; SCHOONDERWALDT, E. Characteristics of Task-specific Tremor in String Instrument Players, 2014, PubMed DOI: 10.7916/D86Q1V9W, “<http://publicationslist.org/data/eckart.altenmueller/ref-15/2014-Task-specific%20tremor.pdf>” acessado em 11/2017.

LENT, R. *Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos Fundamentais de Neurociência*, Atheneu. São Paulo, 2ª Edição, 2010.

MANBACHI, A.; COBBOLD, R.S.C. "Development and Application of Piezoelectric Materials for Ultrasound Generation and Detection". *Ultrasound*. 19 (4): 187–196, 2011.

MARSDEN, C.D.; MEADOWS, J.C.; LANGE, G.W.; WATSON, R.S. The role of ballistocardiac. 1969.

MOSTILE, G.; JANKOVIC, J. 2010. "Alcohol in essential tremor and other movement disorders". *Movement Disorders*. 25 (14): 2274–2284. 2010.

NILSSON, J. W.; RIEDEL, S. A; *Circuitos Elétricos*, oitava edição, LTC Editora, 2008.

NITRINI, R., BACHESCHI, L. A. *A neurologia que todo médico deve saber*, Atheneu. São Paulo, 2ª Edição, 2003.

- OGATA, K. Engenharia de Controle Moderno, Pearson, São Paulo, 5ª Edição, 2011.
- PUSCHMANN, A.; WSZOLEK, Z.K. "Diagnosis and Treatment of Common Forms of Tremor". Seminars in neurology, 2011.
- PRADO, A.L.C.; BALDACO ,G.O., SOUZA,L.P., Avaliação do desempenho motor e cognitivo na Doença de Parkinson. Fisioterapia Brasil, v.8, n.6, p.420-424, Rio de Janeiro, nov./dez. 2007.
- REHMAN, H.; Arch Intern Med, Diagnosis and Management of Tremor, Arch Intern Med, 160:2438-2444, 2000.
- SEEBERGER, L. "Cerebellar Tremor-Definition and Treatment." The Colorado Neurological Institute Review. Fall 2005.
- SOUZA, R. O.; RIBEIRO, S. A. Tremor Ortostático, Arq. Neuro-Psiquiatria, São Paulo, vol 45 n°3, 1987.
- NETO, A.L.S. Fatores de risco para o parkinsonismo. Tese de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1996.