



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO
PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO
BACHARELADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

LUCAS FERNANDES CARDOSO

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA PARA
AQUISIÇÃO DE SINAIS MUSCULARES**

PAU DOS FERROS - RN

2018

LUCAS FERNANDES CARDOSO

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA PARA
AQUISIÇÃO DE SINAIS MUSCULARES**

Trabalho de conclusão do curso apresentado à
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientadora: Ernano Arrais Junior, Prof. Dr.

Co-orientador: Náthalee Cavalcanti De
Almeida Lima, Prof. Dra.

PAU DOS FERROS

2018

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

C268e Cardoso, Lucas Fernandes.
ESTUDO DE TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA
PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS MUSCULARES / Lucas
Fernandes Cardoso. - 2018.
33 f. : il.

Orientador: Ernano Arrais Junior Arrais.
Coorientadora: Nathalee Cavalcanti De Almeida
Lima Almeida Lima.
Monografia (graduação) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de --Selecione um
Curso ou Programa--, 2018.

1. Offset. 2. Amplificador de Instrumentação.
3. Biopotenciais. 4. Eletromiografia. I. Arrais,
Ernano Arrais Junior, orient. II. Almeida Lima,
Nathalee Cavalcanti De Almeida Lima, co-orient.
III. Título.

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

LUCAS FERNANDES CARDOSO

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA PARA
AQUISIÇÃO DE SINAIS MUSCULARES**

Trabalho de conclusão do curso apresentado à
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia de Computação.

Defendida em: 17 / 05 / 2018.

BANCA EXAMINADORA



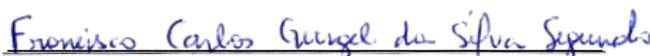
Ernano Arrais Junior, Dr. (UFERSA)

Orientador



Nathalee Cavalcanti De Almeida Lima, Dra. (UFERSA)

Co-Orientadora



Francisco Carlos Gurgel Da Silva Segundo, Me (UFERSA)

Membro Examinador

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço à minha família, principalmente ao meu pai Dimas Cardoso, que me deu força, e me apoiou em todos os momentos de dificuldade, a minha mãe Verônica Cardoso que me deu atenção e carinho nos momentos de aflição, e ao meu irmão João Paulo Cardoso que sempre foi um exemplo pra mim. Aos meus orientadores e amigos. E por fim agradeço à UFERSA - Campus Pau dos Ferros, seu corpo docente, direção e administração que de alguma forma só tiveram a contribuir para a realização desse sonho.

RESUMO

A eletromiografia, sinal muscular gerado através da variação da concentração de íons da membrana celular, é de fundamental importância para as atividades corpóreas, sendo utilizado por diversos profissionais da saúde, para análise clínica. Tais potenciais apresentam uma série informações relativas às atividades biológicas do corpo cuja captação e processamento deve ser o mais exato possível com intuito de se obter bons resultados. Para captação destes dados um componente muito empregado é o amplificador de instrumentação que permite amplificar tal sinal possibilitando uma melhor análise dos dados. Entretanto, como um dos principais problemas relacionados ao amplificador é o *Offset* que é uma tensão que se soma ao sinal deslocando-o para níveis indesejáveis, este trabalho tem por objetivo apresentar alguns métodos para redução/eliminação do *Offset* e outros ruídos. Tais técnicas serão analisadas e comparadas com a finalidade de escolher a melhor forma para solução destes problemas. Viu-se então que a estabilização *Chopper*, dentre as metodologias apresentadas, apresentou um melhor resultado, sendo uma boa escolha para implementação.

Palavras-chave: *Offset*, Amplificador de Instrumentação, biopotenciais, eletromiografia.

ABSTRACT

Electromyography, a muscle signal generated through the variation of the cell membrane ion concentration, is of fundamental importance for the body activities, being used by several health professionals for clinical analysis. Such potentials present a series of information regarding the biological activities of the body whose capture and processing must be as accurate as possible in order to obtain good results. In order to capture this data a very used component is the amplifier of instrumentation that allows amplifying this signal allowing a better analysis of the data. However, as one of the main problems related to the amplifier is the Offset that is a voltage that is added to the signal by moving it to undesirable levels, this work aims to present some methods for reduction / elimination of Offset and other noises. These techniques will be analyzed and compared for the finality of choosing the best way to solve these problems. It was seen that the Chopper stabilization, among the presented methodologies, presented a better result, being a good choice for implementation.

Keywords: *Offset, Instrumentation amplifier, biopotentials, electromyography.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exemplo de um Sinal Eletromiográfico.....	17
Figura 2. Amplificador diferencial	20
Figura 3. LM741.....	21
Figura 4. Cancelamento de <i>Offset</i> pelos Pinos <i>OFFSET NULL</i>	21
Figura 5. Redução <i>Offset</i> por R_3	22
Figura 6. <i>Auto-zeroing</i>	23
Figura 7. Armazenamento do <i>Offset</i> na entrada	24
Figura 8: <i>Autozeroing</i> utilizando um amplificador auxiliar	25
Figura 9. Circuito <i>Chooper</i>	25
Figura 10: Sinal simples e com Ruído.....	26
Figura 11: Comparação	27

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Contribuições importantes no projeto de amplificadores de precisão.....	16
Tabela 2: Comparação Tecnicas De Redução <i>Offset</i>	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Amp Op	Amplificador Operacional
AZ	<i>Autozeroing</i> ou <i>Auto-zero</i>
CH1	<i>Chooper 1</i>
CH2	<i>Chooper 2</i>
CMOS	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i>
NMOS	<i>nFET Metal Oxide Silicon</i>
CI	Circuito integrado
Cc	Corrente contínua
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
G1	Ganho do amplificador 1
G2	Ganho do amplificador 2
LPF	<i>Low-Pass Filter</i>
MOS	<i>Metal Oxide Semiconductor</i>
mV	<i>Milivolt</i>
NC	Não conecta
Vbe	Tensão base emissor

LISTA DE SÍMBOLOS

\$	Cifrão
A	Ganho do amplificador Operacional
A ₁	Amplificador Operacional 1
A ₂	Amplificador Operacional 2
A	Ganho do amplificador
C ₁	Capacitor 1
F ₁	Fase de amostragem
F ₂	Fase de sinal
F _c	Frequência <i>Chooper</i>
$\overline{F_c}$	Frequência <i>Chooper</i> invertida
I ₁	Corrente do Amplificador 1
I ₂	Corrente do Amplificador 2
V	Tensão
G ₁	Ganho do amplificador Operacional 1
G ₂	Ganho do amplificador Operacional 2
Q _{inj}	Injeção de Carga
Q ₁	Transistor 1
R ₁	Resistor 1
R ₂	Resistor 2
R ₃	Resistor 3
R _{out}	Resistencia de saída
RB ₁	Resistencia de base do transistor 1
RB ₂	Resistencia de base do transistor 2
RC ₁	Resistencia de coletor do transistor 1
RC ₂	Resistencia de coletor do transistor 2
S ₁	Chave 1
S ₂	Chave 2
S ₃	Chave 3
S ₄	Chave 4
V ₊	Tensão na realimentação positiva
V ₋	Tensão na realimentação negativa
V _{BE1}	Tensão base emissor para o Transistor 1
V _{BE2}	Tensão base emissor para o Transistor 2
V _c	Tensão no capacitor
V _{CC}	Tensão de Alimentação positiva
V _{EE}	Tensão de Alimentação negativa
V _{lfp}	Saída do filtro passa baixa
V _o	Tensão de saída
V _{in}	Tensão de entrada
V _{out}	Tensão de saída
V _{os}	Tensão de <i>Offset</i>
Q ₂	Transistor 2
V ₁	Tensão de entrada no Transistor 1
V ₂	Tensão de entrada no Transistor 2
V _a	Saída do <i>Chooper</i> 1
V _b	Saída do amplificador

SUMARIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Relevância Do Tema	11
1.2	Motivação	12
1.3	Objetivo.....	12
1.3.1	<i>Objetivo Geral.....</i>	<i>12</i>
1.3.2	<i>Objetivos Específicos.....</i>	<i>12</i>
1.4	Contribuições	12
1.5	Metodologia da Pesquisa	13
1.6	Organização do Trabalho	13
2	ESTADO DA ARTE	14
2.1	Amplificadores de Precisão.....	14
3	ELETROMIOGRAFIA	17
3.1	Características.....	17
3.2	Aquisição do Sinal.....	18
4	AMPLIFICADOR OPERACIONAL.....	19
4.1	Tensão de Offset.....	19
4.2	Cancelamento Pelos Pinos De Offset.....	21
4.3	Circuito Resistivo Externo	22
4.4	Auto-Zeroing	22
4.4.1	<i>Armazenamento de Offset na saída</i>	<i>23</i>
4.4.2	<i>Armazenamento de Offset na entrada</i>	<i>23</i>
4.4.3	<i>Autozeroing utilizando um amplificador auxiliar.....</i>	<i>24</i>
4.5	Estabilização Chopper.....	25
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	26
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	29
6.1	Trabalhos Futuros	29
7	REFERÊNCIAS	30

1 INTRODUÇÃO

1.1 Relevância Do Tema

Os biopotenciais são um resultado dos processos biológicos elétricos, gerados através da variação da concentração de íons de sódio (N⁺) e potássio (K⁺) entre a parte externa e interna da membrana celular, é de fundamental importância para as atividades corpóreas. A literatura estima que a concentração de íons sódio é cerca de 10 vezes maior fora da membrana do que em seu interior, enquanto a concentração de íons potássio é cerca de 30 vezes maior no interior da membrana do que em seu exterior (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

Tais potenciais apresentam uma série de informações relativas às atividades biológicas do corpo humano, sejam elas relacionadas ao coração, cérebro ou músculo, dando origem a vários registros conhecidos, como Eletrocardiograma (ECG), Eletroencefalograma (EEG) e Eletromiograma (EMG), respectivamente.

Estes registros são bastantes utilizados nas práticas clínicas, servindo como ferramenta de auxílio na detecção e análise de distúrbios (patologias) corporais (Da Silva, 2014). Desse modo torna-se indispensável a análise de tais sinais, que podem ser utilizadas como instrumento de estudo em diversos ramos. Na instrumentação biomédica por exemplo, o desenvolvimento de sistemas sejam eles em *hardwares* ou *softwares* objetivam auxiliar profissionais da área médica no diagnóstico e na monitoração de pacientes, seja em tratamento ou em processo de reabilitação, como também auxiliar na investigação de diversas patologias.

Entretanto, no que se refere à análise de sinais biomédicos, tendo em vista que são sinais de baixa amplitude, interferências causadas por meios externos, como ruídos advindos de equipamentos ou por sinais musculares próximos aos locais da medição, torna a análise de tais sinais complexas e de difícil processamento. Devido à problemas como esses viu-se a necessidade de utilizar amplificadores de biopotenciais, que tem por finalidade amplificar os potenciais produzidos pelas células do corpo, captados por eletrodos que são posicionados sob o tecido biológico (Cardoso, 2010), como também rejeitar possíveis interferências inerentes ao processo de medição.

Os amplificadores de biopotenciais apesar de oferecerem uma série de vantagens, por se tratarem de componentes não ideais, trazem consigo imperfeições, como o *Offset*, que é uma tensão que se soma ao sinal oriundo das medições, deslocando-o para níveis indesejáveis que podendo prejudicar a leitura dos sinais biomédicos. Dessa forma, viu-se a necessidade de projetar componentes com finalidade de proporcionar uma captação do sinal com mais qualidade reduzindo sinais indesejados (ruídos).

1.2 Motivação

Quando se fala em aquisição de sinais musculares, é de se pensar logo em como captar tal sinal e o que fazer com esta informação. O sinal muscular em si, é utilizado por diversos profissionais da saúde para análise clínica como no caso de fisioterapeutas, que o utilizam para avaliar padrões de respostas musculares e a correta eficácia de alguns tratamentos. Os profissionais esportivos utilizam esse exame para identificar e recomendar as melhores posições para se trabalhar com alguns músculos e estabelecer o ponto de fadiga do atleta. Pode-se citar também os fonoaudiólogos monitoram a evolução de um tratamento por meio da Eletromiografia dos músculos da face.

Esses sinais (sinal eletromiográfico) é também uma ferramenta muito importante na análise clínica da marcha, considerada como sendo a captação, o processamento e a análise dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana e facilitam possíveis limitações no movimento e formas adequadas de reabilitação (SOUSA, 2007).

Portanto, a captação destes sinais necessitam ser precisos possibilitando resultados mais apurados. Entretanto, o problema surge quando temos componentes, neste caso amplificadores, utilizados no processo de aferição, que possuem um grau de imperfeição resultando na distorção e amplificação do sinal e dos ruídos captando sinais indesejáveis.

Um dos principais problemas com relação aos ruídos, é o *Offset* presente na maioria dos amplificadores em diversos graus, e para sistemas de alta precisão, um baixo *Offset* é requerido necessitando de meios/técnicas para compensá-los. Por isso, dentro das variedades de métodos é importante conhecer tais mecanismos de redução de *Offset*, os possíveis erros e garantir que esta redução/eliminação seja realizada.

1.3 Objetivo

1.3.1 Objetivo Geral

- Estudar e implementar técnicas de instrumentação biomédica para aquisição do sinal muscular, com ênfase em amplificadores de instrumentação.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Identificar o estado da arte acerca dos biopotenciais;
- Estudar e implementar métodos para aquisição de sinais biomédicos;
- Validar o sistema.

1.4 Contribuições

As principais contribuições deste trabalho são:

- Levantamento acerca das técnicas de eliminação/redução de *Offset*;
- Proposta de uma técnica para utilização com sinais EMG.

1.5 Metodologia da Pesquisa

A metodologia adotada para o desenvolvimento deste trabalho consistem em primeiramente realizar um estudo bibliográfico sobre os biopotenciais, e suas principais características. Em seguida, estudo bibliográfico sobre amplificadores operacionais, neste caso amplificadores de instrumentação e enfatizando suas características, bem como as vantagens e problemas decorrente de sua utilização.

Em seguida, será estudado técnicas para a eliminação/redução de *Offset* realizando uma comparação entre as mesmas com o intuito de identificar qual destas possui maiores vantagens para o objetivo do trabalho. A melhor técnica será implementada e realizados testes por meios de simulações no *software* PSIM demo

1.6 Organização do Trabalho

A organização deste trabalho está disposta em sete capítulos trabalho está organizada em sete capítulos, na qual:

- No **Capítulo 1** foram apresentados os objetivos e as motivações para elaboração deste trabalho, assim como uma pequena introdução e contextualização referente aos sinais biomédicos e influências na precisão, como o *Offset*;
- No **Capítulo 2** será apresentado um levantamento do estado da arte sobre amplificadores de precisão, destacando-se as várias propostas de amplificadores e sua evolução ao longo do tempo;
- O **Capítulo 3** traz a fundamentação teórica do acerca do sinal muscular e suas principais características;
- No **Capítulo 4** será apresentada a fundamentação amplificadores operacionais, suas características e problemas, bem como algumas técnicas para redução/eliminação do *Offset*;
- No **Capítulo 5** são apresentados os resultados de obtidos das simulações no *software* PSIM comparando as técnicas;
- No **Capítulo 6** são apresentadas as considerações finais e discussões gerais sobre o trabalho, bem como perspectivas futuras.

2 ESTADO DA ARTE

O avanço das pesquisas e da indústria de semicondutores proporcionou a miniaturização de diversos componentes eletrônicos, como também a criação de dispositivos com diversas funções. Dentre estes, destacam-se os amplificadores operacionais (Amp Op). Os Amp Op são bastante utilizados principalmente pela sua versatilidade especialmente por possuírem características que, possibilitam a utilizações em diversos projetos de circuitos integrados (CI), (Sedra, 2000). Visto que, quando o sistema requer precisão, como em sistemas de medias, mais especificamente na análise de sinais biomédicos, que trabalha com baixa frequência e voltagem na ordem de milivolt (mV), amplificadores com baixo *Offset* são necessários, possibilitando uma maior resolução, sem a necessidade de calibrar os sistemas eletrônicos em que os mesmo são utilizados.

Por base nisso, apresenta-se neste capítulo um levantamento do estado da arte das principais técnicas utilizadas para redução de *Offset*.

2.1 Amplificadores de Precisão

Quando fala-se em amplificar sinais elétricos de baixa amplitude, estamos nos remetendo a problemas que surgiram desde muito tempo. Data-se que a técnica de *chopper* vem sendo explorada desde do final da década de 1940, com a implementação a válvula do primeiro amplificador *chopper* em que o sinal era modulado pelo uso de um tipo de contato de modulador que vibra a 60 ciclos por segundo (Williams A.J *et al*, 1948).

Pelo fato de ser necessário chavear o sinal de entrada, tornava limitada a resposta em frequência do *chopper*, tal problema foi solucionado em 1950 por Golberd, que descrevia um amplificador que utiliza *chopper* mecânico para estabilização em relação a corrente continua sem afetar a resposta de alta frequência (GOLBERD, 1950).

A partir da década de 60, o crescente uso da tecnologia bipolar para construção de circuitos integrados, impulsionou cada vez mais a utilização de amplificadores de precisão até que se tornasse viáveis a utilização de MOS em meados da década de 70. (PESSATTI, 2002)

O problema da utilização do MOS é que o *Offset* de entrada de tal amplificadores está na ordem de milivolt (mV), limitando sua precisão severamente, (WITTE, 2009). Contudo, buscou-se solucionar este problema utilizando-se da alta impedância de entrada dos transistores MOS, armazenado e subtraindo a tensão de *Offset* dos mesmo, dando origem a uma nova técnica para obtenção de amplificadores de precisão, chamada *Auto-zero*, cuja implementação em amplificadores monolíticos deu-se por volta de 1973 com estudos realizados por POUJOIS, (PESSATTI, 2002).

Devido ao processo de amostragem, o autozero não é uma técnica adequada para aplicações de tempo contínuo. Devido está inadequação, foi proposto por Intersil (1979) uma arquitetura ping-pong, ou *Comutated Auto-zero (CAZ)* que consiste em na qual dois amplificadores com autozero que trabalham em paralelo um ao outro, onde um é zerado automaticamente e outro usado para amplificar o sinal, (WITTE, 2009).

Segundos os trabalhos de COLN (1981) foi desenvolvido um sistema amplificador monolítico de *chopper* que reduz a tensão efetiva de *Offset* de um amplificador operacional NMOS para alguns microvolt sem comprometer a largura de banda onde internamente, dois amplificadores foram usados, conectados em uma configuração de alimentação comutada. Este tipo de amplificador passou a ser conhecido na literatura como *continuous autozeroed amplifier*.

Diversas otimizações do amplificador de Coln foram desenvolvidas, tais como os trabalhos de DEGRAUWE (1985) que realizou a integração de entradas auxiliares com diferentes ganhos. Ainda na década de 80, ENZ *et al*, (1987) propôs um amplificador de *chopper* CMOS altamente sensível para aplicações de baixa frequência. GARRITY *et al* (1991), propôs uma otimização de Coln com a integração dos capacitores de memória e FINVERS *et al* (1995) integrou ao *Auto-zero* contínuo com operação em altas temperaturas.

No início do século XXI, segundo as pesquisas de TANG (2002) desenvolveu um amplificador operacional de deslocamento projetado usando tanto o *Auto-zero* quanto o *chopper*. Outro desenvolvimento foi da Intersil (2008) que oferece uma melhor tensão de *Offset* de entrada, menor coeficiente de temperatura de tensão de *Offset* de entrada, corrente de polarização de entrada reduzida e faixa de tensão de modo comum mais amplo.

Umas das últimas inovações da Intersil (2014) o ISL28134, consiste em um amplificador operacional *chopper-stabilized zero drift* para operação de alimentação simples e dupla que alcança tensão de deslocamento ultra baixa, *Offset* de temperatura compensado, ampla largura de banda de ganho e balanço de entrada/saída railto-rail, que minimiza o consumo de energia sendo própria para instrumentação biomédica.

A Tabela 1, apresenta as contribuições relacionadas ao projeto de amplificadores operacionais de precisão que o autor encontrou na literatura e julgou importante agrupar.

Tabela 1: Contribuições importantes no projeto de amplificadores de precisão

Referência	Contribuição	Análise	
		Simulação	Prática
(A.J.Williams <i>et al</i> , 1948)	<i>Amplificador Chopper</i>		✓
(GOLDBERG, 1950)	<i>Amplificador Chopper-Stabilized</i>	✓	
(BRODERSEN <i>et al</i> , 1976)	<i>Técnica AZ - Correlated Double Sample</i>		✓
(POUJOIS <i>et al</i> , 1978)	<i>Técnica AZ – Cancelamento em malha aberta</i>	✓	
(Intersil Inc., 1979)	<i>Técnica AZ – Amplificador CAZ</i>		✓
(COLN, 1981)	<i>Técnica AZ – Amplificador contínuo</i>		✓
(DEGRAUWE, 1985)	<i>Técnica AZ – Entradas auxiliares com \neq ganhos</i>		✓
(ENZ <i>et al</i> , 1987)	<i>Amplificador Chopper CMOS</i>		✓
(GARRITY <i>et al</i> , 1991)	<i>Técnica AZ – Integração de capacitores de memória</i>	✓	
FINVERS <i>et al</i>	<i>Técnica AZ – Contínuo para altas temperaturas</i>	✓	
(TANG, 2002)	<i>Amplificador Auto-zero/Chopper</i>		✓
(Intersil Inc, 2008)	<i>Super Chopper-Stabilized Operational Amplifier</i>		✓
Intersil Inc., 2014)	<i>Chopper-stabilized zero drift</i>		✓

Fonte: O Autor (2018)

3 ELETROMIOGRAFIA

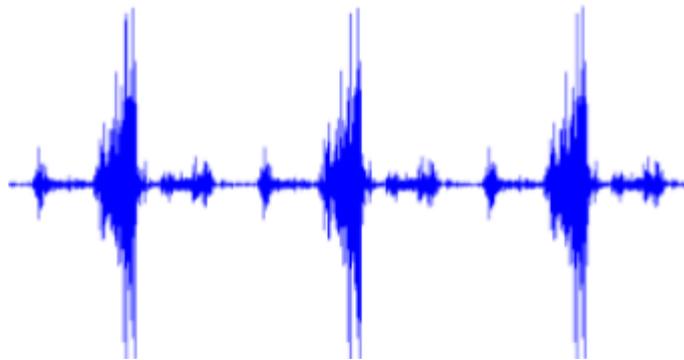
3.1 Características

Os potenciais elétricos gerados através da variação da concentração de íons de sódio e potássio da membrana celular, contém informações cruciais para as atividades corpóreas de vital importância para a vida. Tais informações servem como ferramenta de auxílio na detecção e análise de distúrbios (patologias) corporais tanto na área da biologia quanto da medicina, onde com o crescente desenvolvimento da instrumentação eletrônica e da ciência da computação, os instrumentos de diagnóstico baseados em fenômenos bioelétricos, vem se desenvolvendo muito rapidamente trazendo grandes contribuições (MALMIVUO, 1995).

Portanto, a análise e processamento de tais informações podem oferecer grandes oportunidades para o desenvolvimento de métodos diagnósticos e terapêuticos. Dentre todos biopotenciais a serem analisados, neste caso, será analisado o Eletromiograma (EMG), que é o biopotencial gerados pelos músculos como resposta a contração muscular.

Os sinais EMG, como mostrado na Figura 1, resultam da atividade de ativação das fibras musculares, e portanto, fornecem informação sobre o comportamento do músculo em questão (CARDOSO, 2010).

Figura 1: Exemplo de um Sinal Eletromiográfico



Fonte: (Andrade, 2000)

O problema da captação deste sinal é sua complexidade, pois o mesmo é muitas vezes afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico, bem como pelas características dos instrumentos que são usados para detectá-lo e observá-lo (Andrade, 2000).

A literatura descreve o sinal EMG, como um sinal cujo estado é indeterminado, ou seja, estocástico e pode ser representado, razoavelmente, por uma função de distribuição Gaussiana. Sua amplitude pode variar de 0 a 6 mV (pico-a pico) podendo ter componente de frequências que variam de 0 a 2,5 kHz (Andrade, 2000), (CARDOSO, 2010).

3.2 Aquisição do Sinal

Os fenômenos elétricos, como os biopotenciais musculares, podem ser facilmente medidos com eletrodos que desempenham um papel importante na aquisição destes sinais, pois são eles os responsáveis pela captação dos biopotenciais na superfície corpórea (JUNIOR, 2016). Existe uma diversidade de eletrodos, cada um com uma finalidade diferente, podendo ser de superfície, escolhidos geralmente para músculos grandes e superficiais posicionados na superfície do músculo a se analisar. Outro tipo de eletrodo é o intramuscular, na qual são eletrodos invasivos, ou seja, ocorre a penetração na pele do indivíduo e são geralmente empregados quando se quer a leitura de músculos situados entre outros músculos ou abaixo dos mesmos, (Andrade, 2000). Ao serem captados, devido a sua baixa amplitude durante a aquisição, o sinal EMG é amplificado através de um amplificador de instrumentação para viabilizar a sua análise e processamento.

4 AMPLIFICADOR OPERACIONAL

A utilização de amplificadores operacionais durante o projeto de circuitos faz com que circuitos complicados se tornem mais simples para se trabalhar e compreender, especialmente em esquemas muito grandes. Sua utilização deu-se pelo fato de que idealmente o mesmo possui características peculiares e de bastante interesse para os projetistas, dentre elas podemos citar (Sedra e Smith, 2007).

- Impedância de entrada infinita;
- Impedância de saída nula;
- Ganho em malha aberta infinito;
- Rejeição em modo comum infinito;
- Largura de faixa de resposta em frequência infinitas.

Tais características possibilitam que os sinais oriundos no processo de medição possam ser mais puros e exatos, resultando na análise e desenvolvimento de sistemas mais precisos. Entretanto, a produção de amplificadores ideais se faz impossível, pois no processo de fabricação e empacotamento o mesmo está sujeito a descasamento entre os componentes internos a eles, (Razavi, 2010).

Os amplificadores possuem um conjunto de limitações, imperfeições como ganho finito, impedância de entrada finita, impedância de saída diferente de zero e imperfeições que para análise de sinais em baixa frequência podem influenciar negativamente como a tensão de desvio (*Offset*) e ruídos advindos e diversos outros meios.

Desse modo, para solucionar tais problemas, são propostas algumas técnicas para redução destas imperfeições possibilitando assim uma melhor apuração dos resultados.

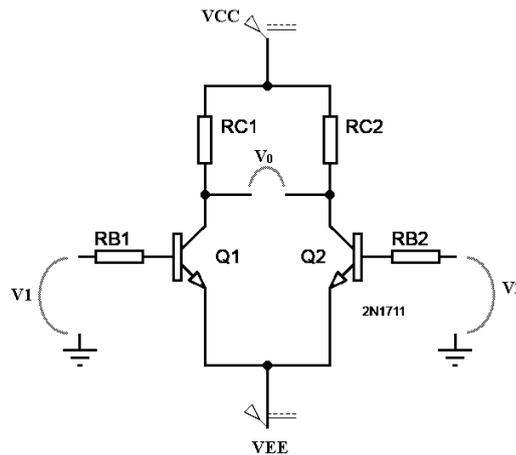
4.1 Tensão de *Offset*

Tensão de *Offset* ou tensão de deslocamento é o termo utilizado quando ao aterrarmos ambas as entradas, inversora e não inversora do amplificador, o mesmo apresenta uma tensão na saída, geralmente causada por descasamento de transistores no estágio diferencial do amplificador operacional, que idealmente deveriam ser idênticos, resultando em um desbalanceamento das correntes no circuito (PERTENCE, 2015).

Na Figura 2, é apresentado um circuito de amplificador diferencial básico presente internamente em um amplificador operacional, cuja característica principal consiste em proporcionar ganhos elevados, quando os sinais de entrada tiverem polaridades opostas, quando

comparados ao ganho a entradas iguais (Boylestad, 2005). Considerando os transistores Q_1 e Q_2 idênticos e os resistores $R_{C1} = R_{C2}$ assim como as tensões $V_1 = V_2$, observa-se que a saída V_o , idealmente é igual a 0. Entretanto, se ocorrer qualquer descasamento entre esses transistores, um desbalanceamento é ocasionado devido a diferença entre V_{BE1} e V_{BE2} , cujo o modulo da diferença chamamos de *Offset*.

Figura 2. Amplificador diferencial



Fonte: Autor (2018)

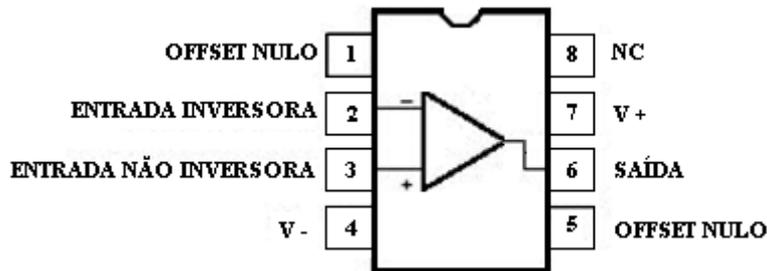
Como vimos anteriormente, existe uma tensão V_0 mesmo com ambas entradas aterradas, que chamamos de *Offset* (desequilíbrio) de saída. Já se dividirmos a tensão de saída pelo ganho do amplificador, obtemos a tensão de *Offset* de entrada (Sedra e Smith, 2007). Assim, em circuitos cuja precisão é algo importante, tal deslocamento pode se tornar um problema. Para resolvermos esse problema, alguns métodos para eliminação/redução de *Offset* serão discutidas posteriormente, dentre eles temos:

- Cancelamentos pelos pinos de *Offset*
- Circuito Resistivo Externo
- *Auto-zeroing*
 - *Auto-zeroing* com armazenamento de *Offset* de saída
 - *Auto-zeroing* com armazenamento de *Offset* de entrada
- *Chopper Stabilization*

4.2 Cancelamento Pelos Pinos De Offset

Alguns amplificadores operacionais, como o LM741, (Figura 3), são providos de dois terminais adicionais, pinos 1 e 5, nas quais um circuito pode ser conectado para zerar a tensão cc de saída ocasionada pelo *Offset*, (Sedra e Smith, 2007).

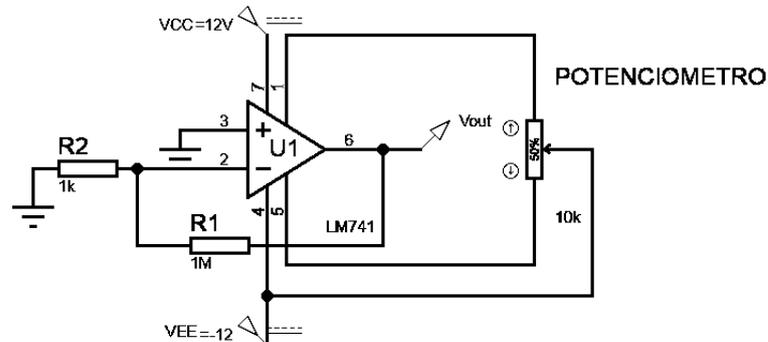
Figura 3. LM741



Fonte: Autor

É comum acoplarmos um potenciômetro de 10 k Ω conectados aos pinos de *Offset* do amplificador e o terminal central do potenciômetro é conectado a um dos pinos de alimentação do amplificador como mostrado na Figura 4. O cancelamento se dá pelo fato que ao conectarmos o potenciômetro, o mesmo estará conectado a entrada diferencial e com isso é possível balancear as correntes de coletor e consequentemente igualar as tensões V_{BE1} e V_{BE2} .

Figura 4. Cancelamento de *Offset* pelos Pinos *OFFSET NULL*



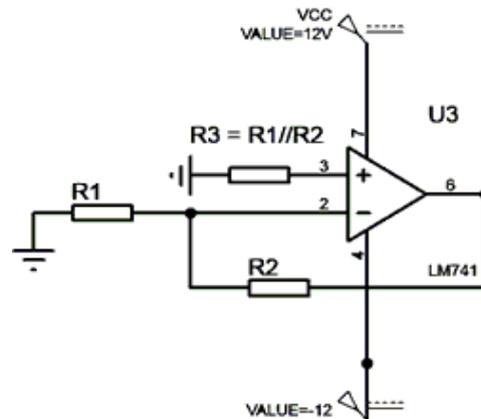
Fonte: Autor

Entretanto, algumas considerações devem ser levadas em conta, dentre elas o fato que nem todos os amplificadores possuem pinos para regulagem do *Offset*, como é o caso do LM307, sendo necessário acoplar um circuito externo, bem como o fato de colocarmos um potenciômetro pode não ser suficiente para eliminar as tensões de *Offset*, visto que tal tensão pode ser ocasionada por outros fatores como temperatura, descasamento dos valores de β que é um parâmetro intrínseco ao componente.

4.3 Circuito Resistivo Externo

Similarmente as tensões de *Offset*, é comum ocorrer nos amplificadores o que chamamos de correntes de *Offset* que se dá pela diferença entre as correntes de polarização de entrada existentes entre as entradas de sinal, V_+ e V_- , necessárias para o amplificador operar. Entretanto, as correntes de *Offset* podem ser corrigidas introduzindo uma resistência em série com o terminal da entrada não-inversora, cujo valor equivale ao paralelo das resistências da entrada inversora, (Sedra e Smith, 2007), conforme Figura 5.

Figura 5. Redução *Offset* por R_3



Fonte: Autor

Teoricamente, a redução realizada por um balanceamento externo é interessante, entretanto ajustar a resistência de R_3 de modo que a mesma seja o paralelo de R_1 e R_2 não é uma tarefa simples por se tratarem de componentes não ideais. Além do que, como citado anteriormente, descasamentos internos ao componente podem ocorrer gerando um *Offset* indesejável na saída.

4.4 Auto-Zeroing

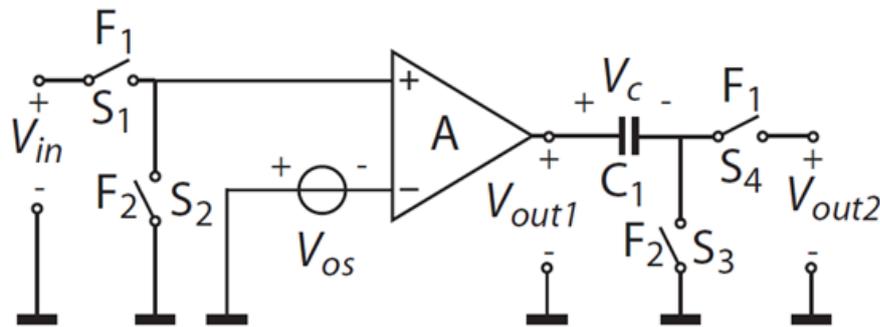
Um das formas de se bloquear um componente *cc* de um sinal para compensar o *Offset* é utilizar uma técnica conhecida como *Auto-zeroing* (auto-zeragem) que consiste em acoplar um capacitor para armazenar o sinal de *Offset* e eliminá-lo. Para melhor entendimento de tal topologia, tem-se que analisa-la em dois momentos: uma fase de amostragem, *Auto-zero*, na qual o *Offset* de um sistema é medido e armazenado no capacitor, e uma fase de sinal em que o sinal é amplificado e o *Offset* armazenado anteriormente é subtraído do sinal (WITTE, 2009).

De acordo com Wu, Rong (2012) existem três topologias básicas para *Auto-zeroing* das quais duas delas consistem em armazenar o *Offset* de saída, de entrada e a terceira consiste no cancelamento de *Offset* de malha fechada usando um amplificador auxiliar.

4.4.1 Armazenamento de *Offset* na saída

O *Auto-zeroing* cujo armazenamento de *Offset* é na saída, é definida na literatura de *Auto-zeroing Output*. Para exemplificar, vamos analisar o circuito da Figura 6, também chamado cancelamento de deslocamento de malha aberta, que pode ser analisada em dois momentos, a fase de amostragem F_2 e a fase de sinal F_1 (WITTE, 2009).

Figura 6. *Auto-zeroing*



Fonte: (WITTE 2009)

Na fase de amostragem F_2 , as chaves S_2 e S_3 são fechadas, enquanto as chaves S_1 e S_4 são abertas. Dessa forma, a tensão sobre o capacitor pode ser expressa como o ganho do circuito, A , multiplicado pela tensão de entrada, neste caso a tensão de *Offset*, V_{os} , ou seja:

$$V_c = V_{out1} = A \cdot V_{os} \quad (2.1)$$

Na fase de sinal F_1 , as chaves S_2 e S_3 são abertas, enquanto as chaves S_1 e S_4 são fechadas. Dessa forma, a saída V_{out2} é dada por:

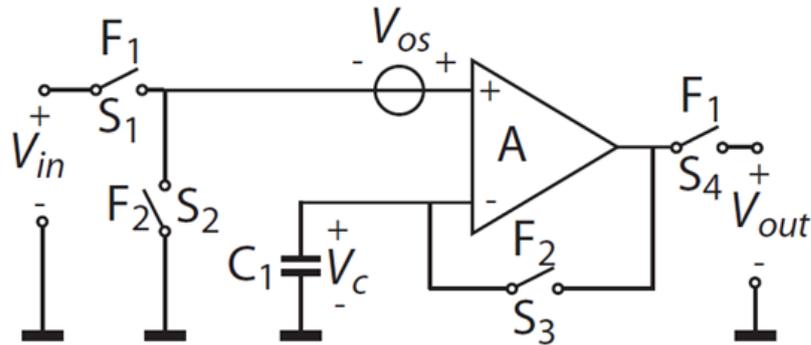
$$V_{out1} = (V_{os} + V_{in}) \cdot A \text{ e } V_{out2} = V_{out1} - V_c \quad (2.2)$$

$$V_{out2} = V_{os} \cdot A + V_{in} \cdot A - A \cdot V_{os} \quad (2.3)$$

$$V_{out2} = V_{in} \cdot A \quad (2.4)$$

4.4.2 Armazenamento de *Offset* na entrada

Semelhantemente ao caso anterior, tem-se um circuito de *Auto-zeroing*, entretanto o capacitor foi acoplado na entrada inversora do amplificador. Essa topologia, cujo circuito é mostrado na Figura 7, é conhecida na literatura como *Auto-zeroing input*, e pode ser analisada em dois momentos, a fase de sinal e a fase de amostragem (WITTE, 2009).

Figura 7. Armazenamento do *Offset* na entrada

Fonte: WITTE (2009)

Na fase de amostragem F_2 , as chaves S_2 e S_3 são fechadas, enquanto as chaves S_1 e S_4 são abertas. Dessa forma, a tensão sobre o capacitor pode ser expressa como um circuito RC, cuja função de transferência pode ser dada por:

$$V_c = \frac{A}{A+1} \cdot V_{os} \quad (2.5)$$

Na fase de sinal F_1 , as chaves S_2 e S_3 são abertas, enquanto as chaves S_1 e S_4 são fechadas. Dessa forma, a saída V_{out2} é dada por:

$$V_{out} = (V_{in} + V_{os} - V_c) * A \quad (2.6)$$

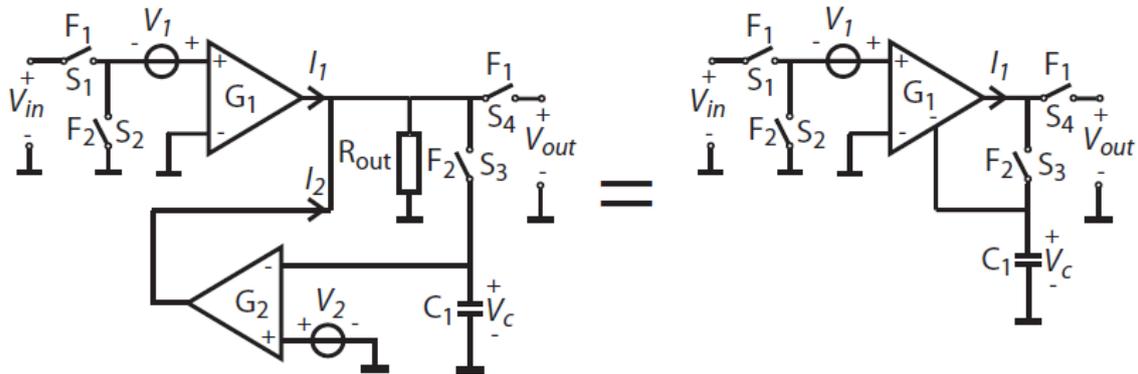
$$V_{out} = \left(V_{in} + V_{os} - \frac{A}{A+1} \cdot V_{os} \right) * A \quad (2.7)$$

$$V_{out} = \left(V_{in} + -\frac{1}{A+1} * V_{os} \right) * A \quad (2.8)$$

Assim, analisando a equação acima, notamos que quanto maior o ganho dado ao circuito, maior será a diferença entre o sinal de entrada e o circuito. Entretanto, alguns problemas podem surgir advindos dessa topologia principalmente pelo uso da tecnologia CMOS que é referência quando se pensa em projetar circuitos analógicos. O CMOS, por ser mais econômico, permite a integração de processamento de sinal digital de baixa potência viabilizando a realização de sistemas de sinais mistos complexos (WITTE, 2009).

4.4.3 *Autozeroing* utilizando um amplificador auxiliar

Outra técnica para *Auto-zero*, como mostrado na Figura 8, é utilizar um amplificador adicional, tornando o *Auto-zeroing* menos sensível à injeção de carga, um dos problemas que tínhamos anteriormente no AZ comum.

Figura 8: *Autozeroing* utilizando um amplificador auxiliar

Fonte: WITTE (2009)

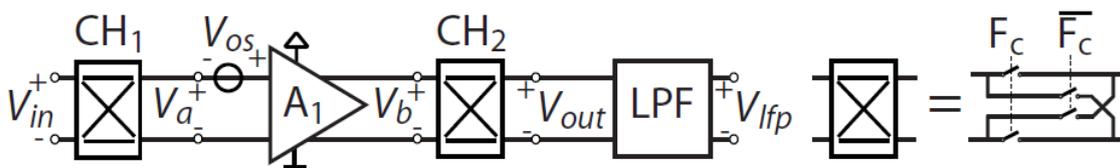
A equação de saída é dada por:

$$V_{out} = G_1 R_{out} V_{in} + \frac{V_1 G_1 R_{out}}{1 + G_2 R_{out}} + \frac{V_2 G_2 R_{out}}{1 + G_2 R_{out}} \quad (2.9)$$

Entretanto, pela utilização de tecnologia MOS, no chaveamento, ocorre uma injeção de carga da capacitância, $-Q_{inj}$ e $+Q_{inj}$, ao abrir e fechar chaves respectivamente, influenciando em um aumento de *Offset* residual, entretanto isso pode ser solucionado aumentando a capacitância em ambos os casos.

4.5 Estabilização Chopper

Diferentemente da autozeroing, apresentada anteriormente em que um capacitor é acoplado para capturar os deslocamentos, a estabilização *Chopper* tem como finalidades colocar o sinal de interesse e o *Offset* para diferentes frequências e filtradas de modo que a saída do sistema seja apenas o sinal desejado (WITTE, 2009).

Figura 9. Circuito *Chopper*

Fonte: WITTE (2009)

A Estabilização *Chopper*, mostrada na Figura 9, pode ser analisada em 4 estágios. O primeiro estágio, CH1, consiste apenas em modular o sinal de entrada de forma a ficar com uma frequência mais alta. No segundo estágio, A1, o sinal modulado é amplificado, onde na saída do amplificador teremos o sinal modulado e o deslocamento. No terceiro estágio, CH2, é feita a demodulação do sinal e a modulação do ruído presente. No quarto estágio, LPF, consistem apenas em um filtro passa baixa que filtra sinal, cuja saída será o sinal desejado amplificado.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

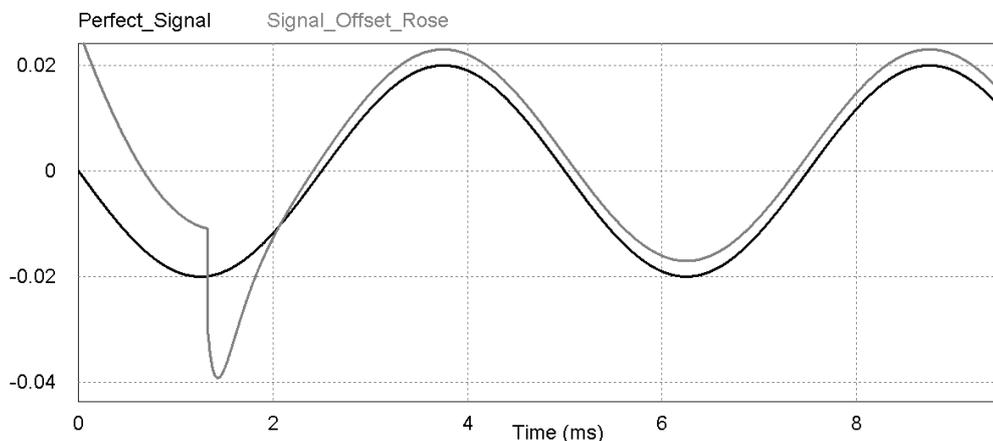
Quando se fala em sistemas de precisão, como no caso de sistemas biomédicos, qualquer interferência pode prejudicar a leitura. Dentre os principais problemas com relação ao ruído, podemos citar aqueles que aparecem com mais frequência em sistemas de aquisição como o ruído térmico, ruído rosa e *Offset*. Dentre as técnicas citadas, é notório que as primeiras técnicas citadas, como na utilização dos pinos de *Offset* emprego de um circuitos resistivo externo apenas reduzem o *Offset* sem suprimir qualquer outra interferência.

Entre as técnicas de *Auto-zeroing*, ambas apresentam o mesmo comportamento no sinal de saída, entretanto, o *Auto-zeroing Input* não elimina o *Offset*, o mesmo elimina o ganho no deslocamento tornando insignificante quando comparado ao sinal de interesse amplificado. Portanto, escolheu apenas uma para comparação com a técnica *Chooper stabilization*, que neste caso foi a técnica de *Auto-zeroing Output*.

Como forma de demonstração, a Figura 10, mostra a saída de um amplificador em dois casos, na qual um seria o caso ideal e o outro seria com adição de ruídos que se aproximaria mais do caso real. Neste caso, teve-se como sinal de entrada uma senoide 10 mV de amplitude e 200 Hz de frequência e um ganho igual a 2.

No primeiro caso (*Perfect_Signal*), considerou-se um caso ideal, onde não existe ruído e *Offset*, e obteve-se como saída uma senoide perfeita com amplitude de 20 mV pico a pico, que seria o esperado. No segundo caso (*Signal_Offset_Rose*) trata-se de um sinal com um *Offset* de 1 mv e um ruído rosa somado ao sinal de entrada. Neste caso, o sinal ruído apresenta um comportamento diferente do sinal esperado com uma pequena perturbação nos primeiros milissegundos com deslocamento de amplitude e fase, distorções estas que podem prejudicar a análise em uma futura aquisição.

Figura 10: Sinal simples e com Ruído.



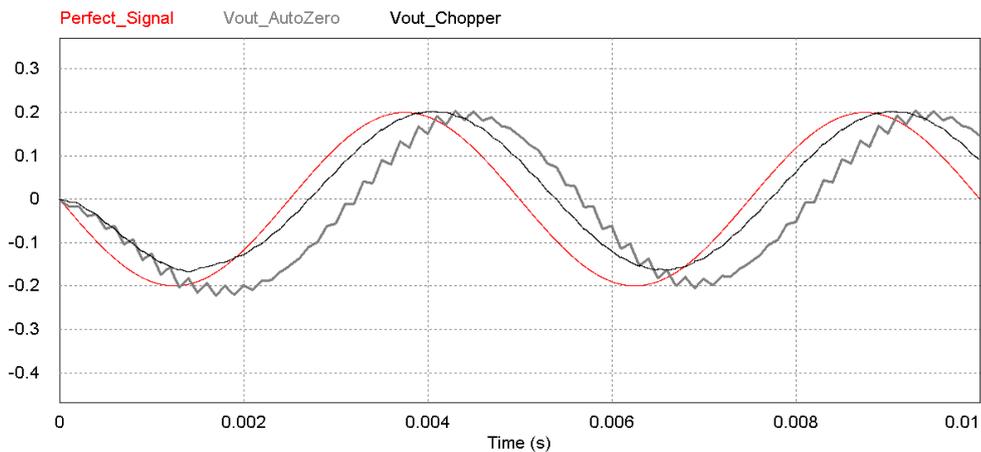
Fonte: Autor

As formas de onda apresentadas na Figura 11, representam um sinal com entrada ruidosa similar ao exemplo anterior, cujo os ruídos possuem os mesmo parâmetros na qual foram analisadas as saídas de três circuitos utilizando amplificador, ambos com o mesmo ganho igual a 2.

O primeiro circuito tem por base um amplificador ideal, cujo sinal de saída (*Perfect_Signal*), apresenta o comportamento esperado ou considerado ideal para uma análise, sem ruídos ou deslocamentos (*Offset*). O segundo circuito utilizou-se a técnica *Chopper Stabilization*, cuja a saída (*Vout_Chopper*), apresenta um comportamento bastante similar ao sinal ideal, pois tal circuito, além de eliminar o *Offset*, elimina o efeito do ruído rosa, como também despreza o ruído térmico, pelo fato que na prática, o nível de ruído de um amplificador de *Chopper* é superior quando comparado ao nível de ruído térmico (Witte, 2009).

O terceiro e último caso consiste em um circuito utilizando a técnicas *Auto-zeroing output* onde sua saída, (*Vout_AutoZero*) possui pequenos picos ao longo do sinal, que visivelmente, é o que mais se distancia do sinal ideal, apresentando um comportamento inferior quando comparado com o circuito utilizando a técnicas *Chopper Stabilization*.

Figura 11: Comparação entre técnicas de *Auto-zeroing* e *Chopper stabilization*



Fonte: Autor

A Tabela 2, destaca as principais características analisadas neste trabalho onde foram analisadas algumas técnicas e suas principais contribuições na eliminação de ruídos, onde o símbolo \checkmark caracteriza como positivo ou eficiente e X como negativo ou ineficiente

Tabela 2: Comparação entre Técnicas De Redução *Offset*

Topologias	Elimina Tensão <i>Offset</i>	Implementável com qualquer AMPOP	Possível Ganho elevado	Injeção de carga Residual	Elimina Ruído Rosa
<i>Pinos Offset</i>	✓	X	✓	X	X
Circuito Resistivo	X	✓	✓	X	X
<i>Auto-zeroing saída</i>	✓	✓	X	✓	X
<i>Auto-zeroing entrada</i>	X	✓	X	✓	X
<i>Chooper Stabilization</i>	✓	✓	✓	X	✓

Fonte: Autor (2018)

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir das técnicas e problemas expostos, a Tabela 2 apresenta uma comparação das mesmas mostrando que dentre todas a *Chopper Stabilization* apresenta um melhor desempenho quando comparada as demais tanto por eliminar o *Offset* quanto ruído rosa. Entretanto, tal técnica apresenta uma desvantagem que é a aparição de um pequeno *ripple* que é característica do mesmo.

Viu-se que técnicas de *Auto-zeroing output* e *Chopper* ambas são eficientes na eliminação do *Offset* e com base nos casos e sinais a serem analisados é que podemos definir qual melhor escolha, que no caso de sinais biomédicos por serem aplicações de baixa frequência e baixa potência e ruído de banda base baixa, a modulação *Chopper* é uma boa escolha

6.1 Trabalhos Futuros

Futuramente pretende-se analisar diferentes técnicas de eliminação de *Offset* que complementem a junção *Chopper Stabilization* e *Auto-zeroing* e métodos de eliminar o *ripple* presente na modulação *Chopper*. E por fim pretende-se acoplar ao amplificador de instrumentação.

7 REFERÊNCIAS

ANDRADE, A. O, **Metodologia para Classificação de Sinais EMG no Controle de Membros Artificiais**. 2000. Tese de Doutorado. Master's thesis, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

JUNIOR, Ernano Arrais. **Sistema de Análise de Sinal Cardíaco para Aplicação em Telecardiologia**. 2016. Tese de Doutorado. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE.

TANG, Andrew TK. A 3/spl mu/V-offset operational amplifier with 20 nV//spl radic/Hz input noise PSD at DC employing both chopping and autozeroing. In: **Solid-State Circuits Conference, 2002. Digest of Technical Papers. ISSCC. 2002 IEEE International**. IEEE, 2002. p. 386-387.

BOYLESTAD, Robert L.; NASHELSKY, Louis. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. Prentice-Hall do Brasil, 1984.

CARDOSO, Adriano Silva Vale. **Instrumentação e metodologias de medição de biopotenciais**. 2010. Tese de Doutorado. UFMG Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica.

ENZ, Christian C.; VITTOZ, Eric A.; KRUMMENACHER, Francois. A CMOS chopper amplifier. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 22, n. 3, p. 335-342, 1987.

ENZ, Christian C.; TEMES, Gabor C. Circuit techniques for reducing the effects of op-amp imperfections: autozeroing, correlated double sampling, and chopper stabilization. **Proceedings of the IEEE**, v. 84, n. 11, p. 1584-1614, 1996.

DA SILVA, Rafael Estevam de AP et al. **Captação e Transmissão de Biopotenciais**. 2014.

GARRITY, Doug; YOUNG, Jenkuan; THELEN, Don. A fully integrated CMOS chopper amplifier. In: **ASIC Conference and Exhibit, 1991. Proceedings., Fourth Annual IEEE International**. IEEE, 1991. p. P5-2/1.

GOLDBERG, Edwin A. Stabilization of wide-band direct-current amplifiers for zero and gain. **RCA review**, v. 11, n. 2, p. 296-300, 1950.

FINVERS, Ivars G.; HASLETT, J. W.; TROFIMENKOFF, F. N. A high temperature precision amplifier. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 30, n. 2, p. 120-128, 1995.

Intersil, “**ICL7650, 2MHz, super chopper-stabilized operational amplifier**”, Datasheet, <http://www.intersil.com> Mar. 2008

Intersil, “**ISL28134, 5V Ultra Low Noise, Zero Drift Rail-to-Rail Precision Op Amp**”, Datasheet, <http://www.intersil.com> Mar. 2018.

MARCHETTI, Paulo Henrique; DUARTE, Marcos. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.**

MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert. **Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields**. Oxford University Press, USA, 1995.

COLN, Michael Christian Wohnsen. Chopper stabilization of MOS operational amplifiers using feed-forward techniques. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 16, n. 6, p. 745-748, 1981.

DEGRAUWE, M.; VITTOZ, E.; VERBAUWHEDE, Ingrid. A micropower CMOS-instrumentation amplifier. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 20, n. 3, p. 805-807, 1985.

MOGHIMI, Reza. To chop or *Auto-zero*: that is the question. **Analog Devices Technical Note, MS-2062**, 2011.

PESSATTI, Murilo Pilon et al. **Amplificador do tipo *Auto-zero* contínuo integrado em tecnologia CMOS**. 2002. Dissertação (Mestrado em engenharia Elétrica). Universidade estadual de campinas faculdade de engenharia elétrica e de computação, Campinas.

PERTENCE JR, Antonio. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos-8**. Bookman Editora, 2015.

RAZAVI, Behzad. **Fundamentos de microeletrônica**. Grupo Gen-LTC, 2000.

POUJOIS, ROBERT; BOREL, JOSEPH. A low drift fully integrated MOSFET operational amplifier. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 13, n. 4, p. 499-503, 1978.

BRODERSEN, ROBERT W.; EMMONS, Stephen P. Noise in buried channel charge-coupled devices. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 11, n. 1, p. 147-155, 1976.

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C. **Microeletrônica**, 4a. Edição. Makron Broks, São Paulo, 2000.

SOUSA, Daniela Sofia Seixas et al. Análise clínica da marcha exemplo de aplicação em laboratório de movimento. **2º Encontro Nacional de Biomecânica: Livro de actas**, 2007.

SMITH, KENNETH C.; SEDRA, ADEL S. Microeletrônica. **Prentice Hall Brasil**, 2007.

WU, Rong; HUIJSING, Johan H.; MAKINWA, Kofi A. **Precision instrumentation amplifiers and read-out integrated circuits**. Springer Science & Business Media, 2012.

WILLIAMS, A. J.; TARPLEY, R. E.; CLARK, W. R. DC amplifier stabilized for zero and gain. **Transactions of the American Institute of Electrical Engineers**, v. 67, n. 1, p. 47-57, 1948.

WITTE, Frerik; MAKINWA, Kofi; HUIJSING, Johan. **Dynamic offset compensated CMOS amplifiers**. Springer Science & Business Media, 2009.