



UNIVERSIDADE FEDERAL  
DE UBERLÂNDIA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

INSTITUTO DE FÍSICA

CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ALINE FERREIRA DA SILVA

**Amplificador de instrumentação  
aplicado na medicina: aquisição e  
tratamento de sinais**

Uberlândia – MG

2016

ALINE FERREIRA DA SILVA

**Amplificador de instrumentação aplicado na medicina: aquisição e  
tratamento de sinais**

Trabalho de conclusão de curso  
apresentado ao Instituto de Física da  
Universidade Federal de Uberlândia como  
exigência parcial para obtenção do título  
de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Mauricio Foschini

Uberlândia

2016

ALINE FERREIRA DA SILVA

**Amplificador de instrumentação aplicado na medicina: aquisição e  
tratamento de sinais**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Universidade Federal de Uberlândia  
como exigência parcial para obtenção do título de Bacharel em Física Médica pela  
comissão julgadora composta pelos membros:

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Mauricio Foschini  
Universidade Federal de Uberlândia

Profa. Dra. Ana Paula Perini  
Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha  
Universidade Federal de Uberlândia

Uberlândia

2016

Aos meus pais, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo de todo o curso. À minha pequena grande Samira.

## **Agradecimentos**

À Deus, pela oportunidade da vida;

Aos meus pais, que muito me ensinaram, contribuindo para meu crescimento intelectual e científico, sempre me apoiando e amando;

Ao professor Mauricio Foschini, pela atenção e apoio ao longo de todo o projeto e curso;

À banca examinadora, pelo carinho com o qual atenderam meu pedido;

Ao Valter Coutinho, por toda disposição e ajuda;

A todos os colegas e professores que, de alguma forma ou de outra, contribuíram para a realização deste trabalho.

À todos os familiares e amigos que acreditaram em mim mesmo nos momentos em que eu não acreditava.

*“Eu tentei 99 vezes e falhei, mas na centésima tentativa eu consegui. Nunca desista de seus objetivos mesmo que estes parecem impossíveis. A próxima tentativa pode ser a vitoriosa.”*

***Albert Einstein***

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.1. 1 - (a) Fotografia do AO 741, constantemente utilizado por como referência de comparação por ser bastante conhecido e (b) representação do AO ideal.....</i>	<i>4</i>
<i>Figura 1.1. 2 - Representação do AO seguidor de tensão .....</i>	<i>5</i>
<i>Figura 1.1. 3 - Esquema do AO não inversor.....</i>	<i>6</i>
<i>Figura 1.1. 4 - Representação do AO inversor.....</i>	<i>6</i>
<i>Figura 1.1.1. 1 - Potencial de ação típico.....</i>	<i>10</i>
<i>Figura 1.1.1. 2 - Propagação do Potencial de ação .....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 1.1.2. 1 - Eletrocardiograma normal e suas respectivas ondas.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura 1.1.2. 2 - Potenciais instantâneos na superfície do músculo cardíaco despolarizado .....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 1.1.2. 3 - Superfícies equipotenciais no tórax ao redor dos ventrículos despolarizados parcialmente .....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 1.1.2. 4 - Equipotenciais da cuba eletrolítica para dois eletrodos cilíndricos..</i>	<i>16</i>
<i>Figura 1.1.2. 5 - Equipotenciais geradas pela despolarização ventricular do coração. À medida que a onda de despolarização percorre os músculos do coração, o momento de dipolo muda sua magnitude e direção, o que afeta a diferença de potencial dos eletrodos e desenha a onda do ECG.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 1.2. 1 - (a) Conexão da medula espinhal da rã ao músculo da perna (b) a medula espinhal é conectada ao nervo da perna da rã.....</i>	<i>19</i>

<i>Figura 4. 1 - Esquema de representação do circuito seguidor de tensão com a inserção de uma resistência de <math>10^6\Omega</math>.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 4. 2 - Seguidor de tensão montado em laboratório .....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 4. 3 - Sinal gerado pelo AO TL074CN seguidor de tensão .....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 4. 4 - Esquema de representação do AO não inversor .....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 4. 5 - AO não inversor. Utilizando duas resistências iguais, o ganho de <math>V_s</math> foi o dobro de <math>V_1</math>.....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 4. 6 - Esquema de representação do AO inversor .....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 4. 7 – AO inversor. A onda amarela foi invertida em relação à azul.....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 4. 8 - Amplificador de instrumentação montado em laboratório .....</i>	<i>27</i>
<i>Figura 4. 9 - Esquema do amplificador de instrumentação montado em laboratório utilizando o software Multisim 8 .....</i>	<i>28</i>
<i>Figura 4. 10 - Posicionamento de eletrodos formando o triângulo de Einthoven simulado no CI. Os eletrodos do ECG em ambos os braços e na perna esquerda formam um triângulo. Cada par de eletrodos constitui uma derivação representadas por I, II e III.....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 5. 1 - A figura representa os sinais bioelétricos gerados pelo gerador de função com atenuação máxima, simulando a frequência cardíaca de uma pessoa, porém, o sinal ainda não foi tratado .....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 5. 2 - Transformada de Fourier para o sinal medido pelo canal 1 da figura 5.1 .....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 5. 3 - Posicionamento das pontas de provas do osciloscópio correspondentes à primeira medida .....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 5. 4 - Sinal que sai dos AO's seguidores de tensão .....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 5. 5 - Segunda medida feita com o osciloscópio, que corresponde ao sinal que sai nos AO's seguidores de tensão .....</i>	<i>35</i>

<i>Figura 5. 6 - Comparação dos sinais que saem do seguidor de tensão e do AO comparador .....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 5. 7 - Terceiro sinal: comparação do sinal de saída do AO seguidor de tensão e AO inversor.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 5. 8 - Sinal final amplificado 1000x em relação ao inicial, mostrado em vermelho.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 5. 9 - Posicionamento da ponta de prova do osciloscópio para a quarta medida.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 5. 10 - A onda em azul representa a diferença de potencial dos AO's seguidores de tensão que o AO diferenciador calcula. Esta onda azul foi feita pelo osciloscópio utilizando a ferramenta "Math" .....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 5. 11 - A figura representa o posicionamento das pontas de prova do osciloscópio para a quinta medida .....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 5. 12 - Posicionamento das pontas de prova do osciloscópio para a sexta medida.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 5. 13 - Medida feita diretamente com o osciloscópio, sem o tratamento de sinais feito pelo circuito.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 5. 14 - Ruído eliminado pelo filtro capacitivo.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 5. 15 - Posição das pontas de prova do osciloscópio para a sétima medida..</i>	<i>42</i>
<i>Figura 5. 16 - Em 10 Hz, ainda captamos as tensões das ondas .....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 5. 17- Posicionamento das pontas de prova do osciloscópio para a oitava medida.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 5. 18 - Ilustração da corrente de descolamento de Maxwell .....</i>	<i>45</i>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO's	Amplificadores operacionais
AO	Amplificador operacional
CI	Circuito integrado
ECG	Eletrocardiograma
PA	Potencial de ação
BPM	Batimentos por minuto
W	Trabalho
$q_0$	Carga de prova
d	Distância
<b>E</b>	Vetor campo elétrico
V	Tensão
$I_d$	Corrente de descolamento
$\mu_0$	Permeabilidade magnética no vácuo
$\epsilon_0$	Permissividade elétrica no vácuo
$\Phi_E$	Fluxo elétrico
$X_c$	Reatância capacitiva
$\omega$	Frequência
C	Capacitância do capacitor

## SUMÁRIO

1)	INTRODUÇÃO.....	3
	1.1 Fundamentação teórica.....	3
	1.1.1 Bomba de sódio e potássio (Na <sup>+</sup> /K <sup>+</sup> ).....	9
	1.1.2 O eletrocardiograma.....	11
	1.2 Introdução histórica.....	18
2)	OBJETIVOS.....	20
	2.1 Objetivos específicos.....	20
	2.2 Objetivos gerais.....	20
3)	MATERIAIS E EQUIPAMENTOS.....	21
4)	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	22
5)	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	31
6)	CONCLUSÕES.....	46
7)	REFERÊNCIAS.....	46

## RESUMO

Os amplificadores operacionais (AO's) são circuitos integrados projetados para realização de operações matemáticas básicas como soma, subtração, diferenciação e integração utilizando eletrônica analógica. O avanço tecnológico e novos tipos de circuitos impressos desenvolvidos nas últimas décadas proporcionaram incríveis avanços para os AO's, que os tornaram menores do que seus antecessores e com características muito mais próximas do ideal, como impedância de entrada muito alta (aproximadamente  $10^{12}\Omega$ ), e impedância de saída aproximadamente nula. Portanto, devido à versatilidade dos AO's, ainda hoje são utilizados em interfaces do circuito digital por se tratar de uma interface analógica completa, onde destaca-se a sua eficiência em amplificação para processamento de sinais em tempo real, tornando o AO insubstituível em diversas aplicações e bem-sucedido nas áreas eletro/eletrônicas. Em física aplicada à medicina, eles auxiliam na medição de sinais bioelétricos, que podem ser analisados e registrados, possibilitando-nos conhecer e acompanhar os sinais elétricos que o corpo produz. Assim, este trabalho foi dedicado à confecção de um amplificador biomédico composto por quatro amplificadores operacionais de dois canais, que, em conjunto, formam um amplificador de instrumentação, com a finalidade de adquirir, com a ajuda de um osciloscópio de bancada, sinais bioelétricos provenientes dos batimentos cardíacos simulados por um gerador de função com atenuação e tratar ruídos através da construção de um filtro capacitivo. Foram feitas diversas medidas quanto à aplicação e eficiência dos AO's e então comparadas com a teoria, o que nos permitiu concluir que o amplificador operacional TL074CN é eficiente para amplificação dos sinais bioelétricos.

**Palavras-chave:** amplificadores operacionais, eletrofisiologia, bioeletricidade

## ABSTRACT

Operational amplifiers (AOs) are integrated circuits designed to perform basic mathematical operations such as sum, subtraction, differentiation and integration using analog electronics. The technological advancement and new types of printed circuits developed in the last decades have provided incredible advances for the AO's, which have made them smaller than their predecessors and with features much closer to the ideal, such as very high input impedance (approximately  $10^{12}\Omega$ ), and impedance approximately null with field effect transistor at the output, which isolates the voltage received by the circuit, making it a functional component. Therefore, due to the versatility of the AO's, it is still used in digital circuit interfaces since it is a complete analogue interface, where it stands out its amplification efficiency for real-time signal processing, making the AO irreplaceable in several applications and successful in the electro/electronic areas. In physics applied to medicine, they aid in the measurement of bioelectrical signals, which can be analyzed and recorded, enabling us to know and follow the electrical signals that the body produces. Thus, this work was dedicated to the production of a biomedical amplifier composed of four operational amplifiers of two channels, which, together, form an instrumentation amplifier, with the purpose of acquiring, with the help of a bench oscilloscope, bioelectrical signals from the heart beats, simulated by a function generator with attenuation and treat noise by building a capacitive filter. Several measurements were made regarding the application and efficiency of the AO's and then compared with the theory, which allowed us to conclude that the TL074CN operational amplifier is efficient for the amplification of the bioelectrical signals.

**Keywords:** operational amplifiers, electrophysiology, bioelectricity

## 1) INTRODUÇÃO

### 1.1 Fundamentação teórica

O amplificador operacional (AO) é um componente eletrônico composto por resistências, transistores, FETs (transistor por efeito de campo), capacitores, filtros e muitos outros componentes embutidos em um mesmo dispositivo. Por ser tão versátil, se tornou um marco na eletrônica. Sua evolução possibilitou sua miniaturização e teve início com o surgimento dos transistores. Atualmente, a principal utilização deste dispositivo é em processamento de sinais e pode-se montar um circuito de acordo com a necessidade de sua aplicação. Desta forma, existem amplificadores operacionais que são projetados para isolar a tensão que recebem do circuito, utilizando-se um FET na entrada do dispositivo, outros são otimizados para responder a sinais baixos de uma ampla gama de frequências, amplificando-os significativamente e outros que comparam os sinais das tensões que recebem. Dessa forma, o projetista pode escolher a opção que melhor se adapta ao problema. De maneira geral, os AO's são indicados para situações em que são necessários ganhos altos, imunidade ao ruído, impedância de entrada alta e impedância de saída baixa, sem distorção e com estabilidade. [Balbinot, 2006]

Em condições ideais, o AO pode ser representado conforme a figura 1.1.1. Os terminais (+) e (-) correspondem às entradas do amplificador e têm propriedades de entradas inversora e não inversora. O amplificador é alimentado simetricamente através dos pinos  $+V_{cc}$  e  $-V_{cc}$ . O ganho ( $A$ ) é dado por:

$$V_s = A(V_1 - V_2) \quad (1)$$

Sendo que para um amplificador operacional ideal,  $A \rightarrow \infty$ .

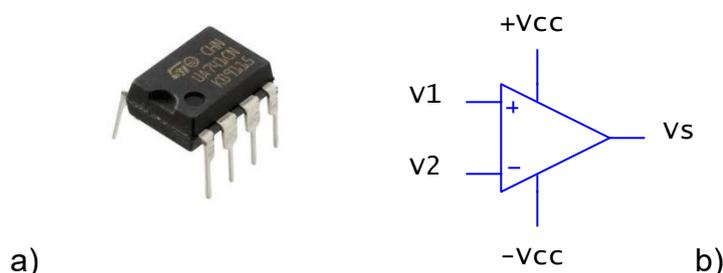


Figura 1.1. 1 - (a) Fotografia do AO 741, constantemente utilizado por como referência de comparação por ser bastante conhecido e (b) representação do AO ideal

Onde  $V_1$  e  $V_2$  são os potenciais de entrada e  $V_s$  é o potencial de saída.

Os primeiros amplificadores operacionais (AO's) surgiram em 1940 sobre grande influência dos computadores analógicos e são capazes de fazer operações matemáticas, como uma calculadora, realizando somas, diferenciação, multiplicação, derivação e integração no tempo. O surgimento e desenvolvimento de supercondutores conjuntamente com o avanço das técnicas e tecnologias, proporcionou incríveis avanços para os AO's, que se tornaram menores do que seus antecessores e com características muito mais próximas do ideal, como impedância de entrada muito alta (aproximadamente  $10^{12}\Omega$ ), e impedância de saída muito baixa, o que isola a tensão que recebe do circuito e protege o paciente contra possíveis descargas elétricas, tornando-o um componente perfeito. Devido à sua versatilidade, ainda hoje é utilizado em interfaces do circuito digital com os sensores do circuito, por se tratar de uma interface analógica, onde destaca-se a sua eficiência para amplificação e processamento de sinais em tempo real, tornando o amplificador operacional (AO) insubstituível em diversas aplicações e bem-sucedido nas áreas eletro/eletrônicas. [Webster, 2010; Jennings, 1995; Boylestad & Nashelsky, 2004]

A partir dos conceitos apresentados, para que um AO seja útil no tratamento de sinais, é necessário “limitar” o seu ganho sem abrir mão de suas características fundamentais. Desta forma, podemos confeccionar um CI cuja entrada seja a construção de um AO seguidor de tensão, onde o potencial de entrada é igual ao potencial de saída, ou seja, a imagem da onda de saída do circuito formada no osciloscópio possui a mesma amplitude da onda de entrada. [Balbinot, 2006; Boylestad & Nashelsky, 2004]

A figura 1.1.2 mostra o circuito seguidor de tensão:

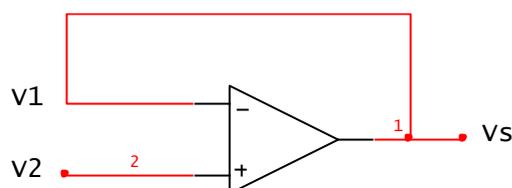


Figura 1.1. 2 - Representação do AO seguidor de tensão

A equação que mostra o ganho para este amplificador é:

$$V_e = V_s \quad (2)$$

Podemos também elaborar um amplificador não inversor ou multiplicador de ganho constante. Este circuito é muito utilizado por ter melhor estabilidade em frequência. [Boylestad & Nashelsky, 2004] A figura 1.1.3 mostra a montagem do AO não-inversor:

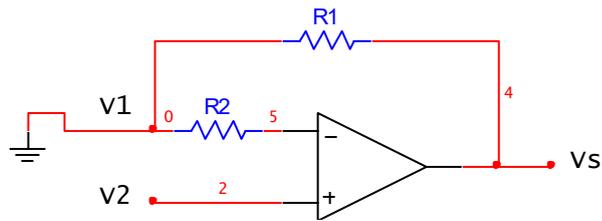


Figura 1.1. 3 - Esquema do AO não inversor

A equação 3 determina o ganho para este AO:

$$G = \frac{V_0}{V_1} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3)$$

Também podemos confeccionar o amplificador inversor. Nesse circuito, o potencial de saída é invertido em relação ao potencial de entrada. [Boylestad & Nashelsky, 2004]

A figura 1.1.4 mostra o esquema de montagem deste amplificador:

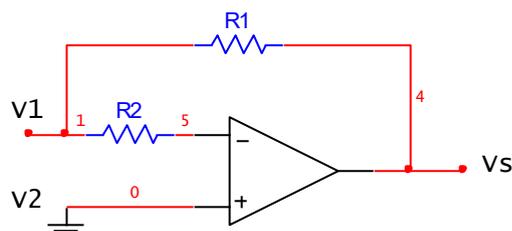


Figura 1.1. 4 - Representação do AO inversor

A equação 4 mostra o ganho para este amplificador:

$$V_0 = -\frac{R_2}{R_1} V_1 \quad (4)$$

É importante salientar que todos os seres vivos, geram sinais elétricos de origem biológica e estes sinais, refletem em variáveis fisiológicas e, portanto, conduzem informações de suas unidades geradoras, como as células nervosas e musculares. A junção dos efeitos de sinais bioelétricos de todas as células ativas em uma vizinhança produz um campo elétrico que se propaga no volume constituído pelos tecidos do nosso corpo, formando assim, curvas de equipotenciais. Portanto, devido às características dos AO's, estes circuitos integrados (CI's) também são aplicados em instrumentação biomédica, que amplificam e comparam a diferença de potencial entre as superfícies equipotenciais geradas pelo corpo humano, fornecendo um sinal detectável para outros instrumentos e interfaces, possibilitando construir equipamentos de eletroencefalograma (EEG) que medem o sinal elétrico proveniente da atividade cerebral, o eletromiograma (EMG) medindo atividade muscular e o eletrocardiograma (ECG) que mede o sinal proveniente das batidas do coração. A atividade de um músculo ou de uma rede de neurônios pode, então, ser medida por eletrodos posicionados na superfície da epiderme em lugares estratégicos, onde se deseja medir uma diferença de potencial elétrico utilizando o amplificador biomédico. [Jennings, 1995; Balbinot, 2007; Guyton & Hall, 2011]

De modo geral, os sinais bioelétricos são medidos e armazenados como diferença de potenciais entre equipotenciais gerados por campos elétricos que são produzidos nas terminações nervosas ou músculos. Desde os primeiros experimentos realizados com equipamentos biomédicos, o interesse pela aquisição e processamento dos sinais bioelétricos estava relacionado à possibilidade de explorar esses sinais como ferramentas de diagnóstico, terapia e monitoramento de pacientes. [Balbinot, 2007]

Normalmente, o estudo dos sinais bioelétricos envolve tensões elétricas muito pequenas, em geral entre  $1\mu\text{V}$  e  $1\text{mV}$ , em tecidos com grandes impedâncias e sinais com altos níveis de ruído. Sendo assim, a maioria das aquisições do sinal bioelétrico necessita de filtros e ampliações para se tornar compatível com os equipamentos de aquisição, conseqüentemente, as especificações dos amplificadores adequados para medir esses sinais devem satisfazer muitas exigências, pois eles devem ser capazes de selecionar e amplificar somente os sinais fisiológicos, rejeitando ruídos sobrepostos e sinais interferentes, garantindo proteção contra surtos de corrente e tensão, tanto ao paciente quanto ao equipamento eletrônico. [Balbinot, 2007 ]

O eletrocardiograma é um método não invasivo que avalia as condições do coração através da atividade elétrica do mesmo, que pode ser obtida pelo posicionamento de eletrodos no peito, braços e pernas do paciente. Estas informações são conduzidas pelos potenciais de ação das células cardíacas excitadas, resultando no ritmo cardíaco, que é representado por um conjunto de sinais ou ondas, cujas amplitudes, formas e frequências dos sinais fornecem informações para interpretação pelos profissionais da área da saúde, sendo uma ferramenta de diagnóstico de doenças ou distúrbios de natureza cardíaca. [Balbinot, 2007]

Portanto, este trabalho teve a finalidade de construir um amplificador de instrumentação de dois canais, a partir de quatro amplificadores operacionais utilizados para comparação e amplificação dos sinais bioelétricos, que acoplados nos canais do osciloscópio de bancada puderam medir os sinais bioelétricos simulados em um circuito acoplado com o gerador de função. Os ruídos brancos

foram filtrados utilizando um filtro capacitivo acoplado na entrada do circuito comparador.

### **1.1.1 Bomba de sódio e potássio ( $\text{Na}^+/\text{K}^+$ )**

Existem diferenças de potenciais elétricos presentes nas membranas de praticamente todos os tipos de células do corpo. Além disso, algumas células, como por exemplo, as células nervosas e musculares, são capazes de gerar processos eletroquímicos que modificam com grande rapidez as propriedades das membranas celulares e esses processos em sequência geram impulsos que são usados para transmitir sinais por toda membrana dos nervos e músculos. Esse processo é chamado “Processo de difusão”. [Guyton & Hall, 2011]

A diferença entre a concentração iônica nos dois lados da membrana, sob condições adequadas, pode criar uma diferença de potencial conhecida como o “potencial da membrana”. Quando não estão transmitindo sinais nervosos, chamamos de potencial de repouso com diferença de potencial aproximando-se de -90mV para as células nervosas mais calibradas (células nervosas maiores, que atingem mais tecidos do corpo), ou seja, o potencial dentro da fibra é 90mV mais negativo do que o potencial extracelular. [Guyton & Hall, 2011]

As propriedades de transporte das membranas nervosas são dadas pelas trocas iônicas das bombas de sódio e potássio que descrevem os potenciais de repouso e de ação da membrana. Todas as membranas celulares do corpo contêm potente bomba de  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  que transporta continuamente íons sódio ( $\text{Na}^+$ ) para fora da célula e íons potássio ( $\text{K}^+$ ) para dentro da célula. Essa bomba produz grande

gradiente de concentração para os íons sódio e potássio, sendo, aproximadamente de +61 mV para o sódio e -94mV para o potássio no meio intracelular. Quando há rápidas alterações dos potenciais de membrana que se propagam com grande velocidade por toda a membrana da fibra nervosa, ocorre o que chamamos de “potencial de ação”. É através dos potenciais de ação que os sinais nervosos são transmitidos. Para que este processo ocorra, é necessário que o potencial de repouso (-90mV), ultrapasse 0 mV, com pico máximo de 35 mV. [Guyton & Hall, 2011]

A figura 1.1.1.1 ilustra a diferença de potencial durante os processos de transporte de íons pelo potencial de ação, que pode ser medida como representada na figura 1.1.1.2 em relação aos potenciais de um eletrodo de referência de Prata/cloreto de prata (Ag/AgCl).

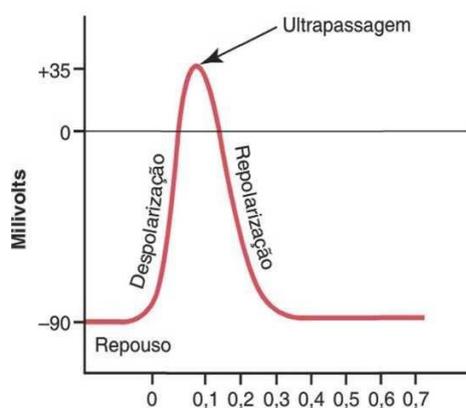


Figura 1.1.1. 1 - Potencial de ação típico

Fonte: Guyton & Hall, 2011

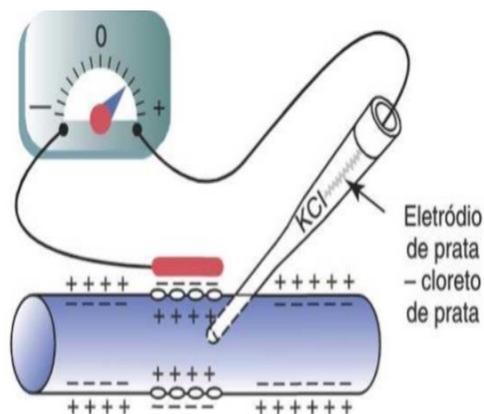


Figura 1.1.1. 2 - Propagação do Potencial de ação

Fonte: Guyton & Hall, 2011

## 1.1.2 O eletrocardiograma

O coração é dotado de mecanismo especial para gerar pulsos elétricos rítmicos que causam contrações rítmicas do miocárdio (músculo do coração) e conduzir essas informações rapidamente por todo o coração. Este sistema rítmico e condutor do coração é suscetível a alterações por variação bioquímica ou por doenças cardíacas, podendo, muitas vezes, afetar a eficiência do bombeamento cardíaco, chegando até a causar morte. [Guyton & Hall, 2011] Por isso, é de suma importância o monitoramento e acompanhamento do mesmo.

O principal íon causador da contração do miocárdio é o cálcio ( $\text{Ca}^+$ ) que atua no momento que o impulso cardíaco passa através do coração. Uma corrente elétrica também se propaga nos tecidos adjacentes que o circundam, porém, pequena parte da corrente se propaga até a superfície do corpo. Se eletrodos forem colocados sobre a pele, em lados opostos ao coração, será possível registrar as diferenças de potenciais elétricos gerados nesse processo. O registro da diferença

de potencial gerado nestes processos é conhecido como eletrocardiograma. O eletrocardiograma normal é composto pela onda P (despolarização atrial), pelo complexo QRS (três ondas distintas, Q, R e S que causam a despolarização ventricular) e pela onda T (repolarização do coração). [Guyton & Hall, 2011]

A figura 1.1.2.1 ilustra o sinal de um eletrocardiograma normal e suas respectivas ondas:

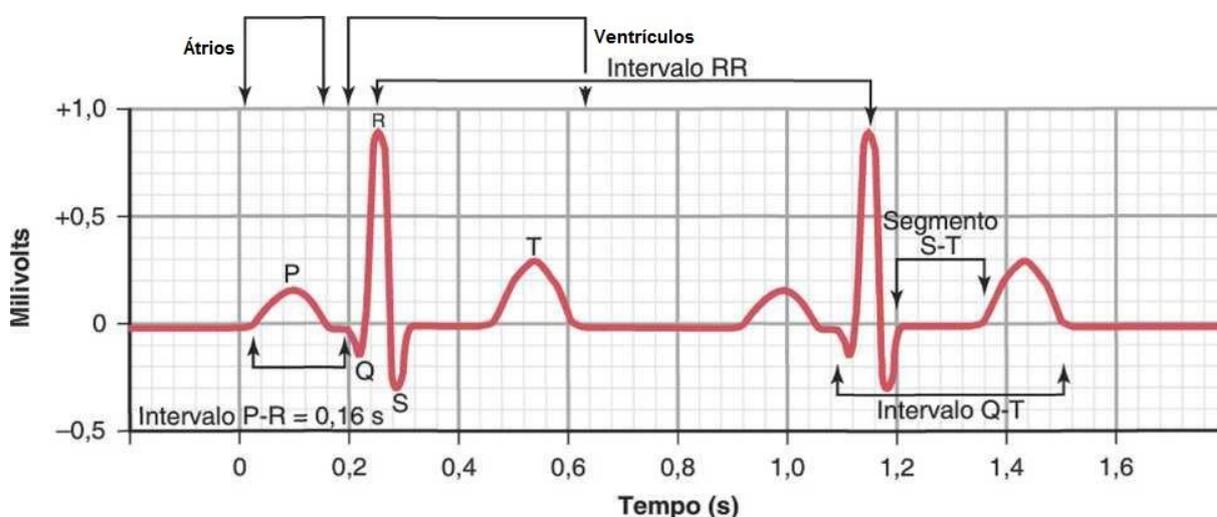


Figura 1.1.2. 1 - Eletrocardiograma normal e suas respectivas ondas

Fonte: Guyton & Hall, 2011

As tensões das ondas registradas no eletrocardiograma normal dependem da maneira pela qual os eletrodos são posicionados na superfície do corpo e o quão perto estão do coração. Quando um eletrodo é colocado sobre o peito na direção de um ventrículo do coração e um segundo eletrodo posicionado em outra região do corpo, a diferença de potencial do complexo QRS pode atingir 3 a 4 mV. No caso dos eletrodos serem posicionados nos dois braços, ou em um braço e uma perna, a

diferença de potencial do complexo QRS é de apenas 1 a 1,5 mV. [Guyton & Hall, 2011]

Como vimos antes, quando uma célula nervosa ou muscular está em repouso, o meio extracelular é positivo, e seu interior, negativo. Inicialmente todas as células musculares do coração estão polarizadas. Quando acionados por um impulso elétrico (estímulo) do nó sino-auricular do coração no átrio direito, as células do coração começam a despolarizar, movendo os íons através da parede das células e o meio exterior se torna negativo. Isso faz com que o músculo se contraia. A despolarização de uma célula desencadeia a despolarização de células adjacentes, criando uma “onda” de despolarização que se espalha por todos os tecidos do coração. Durante todo este processo, existe uma fronteira que divide as células negativas despolarizadas das células positivas polarizadas, formando uma frente desta “onda”. Quando parte dos ventrículos se despolariza e fica eletronegativo em relação ao restante, a corrente elétrica flui da área despolarizada para a área polarizada por meio de frentes de propagação, gerando as curvas de equipotenciais. Esta separação de cargas cria um dipolo elétrico, e, conseqüentemente, produz campos e equipotenciais elétricos. À medida que a onda de despolarização se move através do músculo do coração durante o batimento cardíaco, muda a magnitude e direção do vetor momento de dipolo elétrico do coração. Ambos afetam a diferença de potencial entre os eletrodos, de modo que cada ponto no gráfico de ECG corresponde a uma dimensão particular e orientação do momento de dipolo, podendo diferenciar cada processo realizado durante um batimento cardíaco. [Knight, 2015 ; Guyton & Hall, 2011]

As figuras 1.1.2.1 e 1.1.2.3 representam os potenciais no momento da despolarização do coração e as superfícies equipotenciais formadas sobre a epiderme.

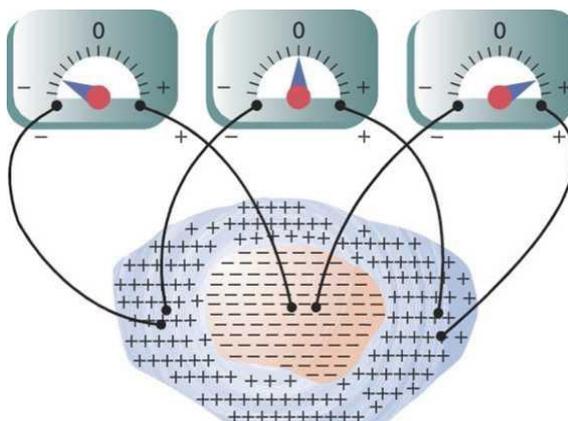


Figura 1.1.2. 2 - Potenciais instantâneos na superfície do músculo cardíaco despolarizado

Fonte: Guyton & Hall, 2011

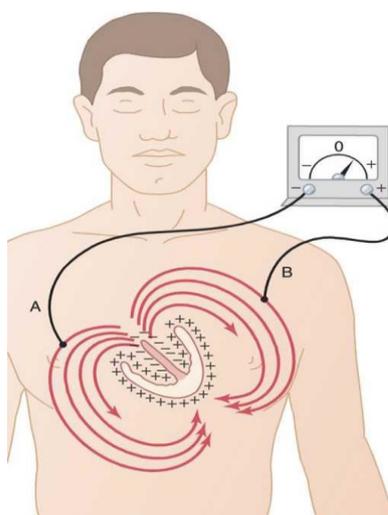


Figura 1.1.2. 3 - Superfícies equipotenciais no tórax ao redor dos ventrículos despolarizados parcialmente

Fonte: Guyton & Hall, 2011

Como podemos observar, a medida da diferença de potencial elétrico sobre a epiderme gerada pelo coração é uma ferramenta valiosa de diagnóstico, pois, como comentamos anteriormente, o coração é suscetível a doenças, entre as quais a arritmia cardíaca e o infarto agudo do miocárdio são exemplos que podem ser diagnosticados precocemente nos exames de ECG. [Guyton & Hall, 2011]

Podemos associar as equipotenciais geradas sobre a epiderme com a cuba eletrolítica utilizada em cursos de laboratório de eletricidade e magnetismo.

Sabemos que a simples existência de uma carga elétrica em um ponto qualquer do espaço modifica algumas propriedades deste espaço ao seu redor, criando o que chamamos de campo elétrico. Em regiões de campo elétrico onde todos os pontos apresentam o mesmo potencial elétrico, chamamos de superfícies equipotenciais. Uma superfície equipotencial apresenta diversas formas geométricas dependendo de como as cargas estão organizadas nessa região. O campo elétrico pode ser facilmente relacionado com a diferença de potencial (equação 5) calculando o trabalho ( $W$ ) para levar uma carga de uma equipotencial para outra ( $W = q_0 \times d \times E \times dl$ ), sendo que a diferença de energia potencial é igual a menos o trabalho. Dividindo pela carga de prova, obtemos a expressão da diferença de potencial em relação ao campo elétrico:

$$\Delta V = - \int \vec{E} \cdot d\vec{l} \quad (5)$$

Lembrando que a força elétrica sobre uma carga é uma força conservativa, ou seja, o trabalho sobre regiões do espaço com a mesma equipotencial é zero. Também podemos escrever diretamente a relação do campo em função da variação dos potenciais elétricos, sendo que:

$$\vec{E} = -\vec{\nabla}V \quad (6)$$

Logo, as linhas de campo elétrico são perpendiculares às superfícies equipotenciais, e o produto escalar é zero. [Serway, 2005]

Ao fazer uma analogia da medida da diferença de potencial gerada pelo coração com o a medida da diferença de potencial entre equipotenciais de cargas opostas no experimento da cuba eletrolítica utilizando eletrodos cilíndricos, observamos que ambos os procedimentos consistem em medir as equipotenciais e relacionar ao campo que o gerou, como representado nas figuras 1.1.2.4 e 1.1.2.5, que ilustram as curvas de equipotenciais do experimento da cuba eletrolítica (figura 1.1.2.4) e do momento de despolarização ventricular do coração (figura 1.1.2.5):

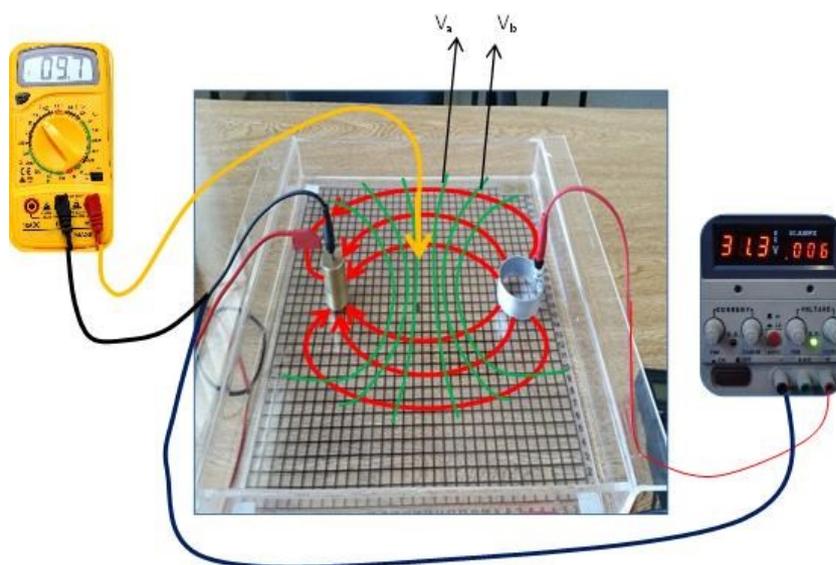
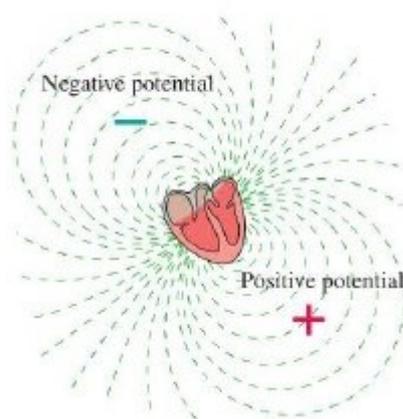


Figura 1.1.2. 4 - Equipotenciais da cuba eletrolítica para dois eletrodos cilíndricos



*Figura 1.1.2. 5 - Equipotenciais geradas pela despolarização ventricular do coração. À medida que a onda de despolarização percorre os músculos do coração, o momento de dipolo muda sua magnitude e direção, o que afeta a diferença de potencial dos eletrodos e desenha a onda do ECG*

*Fonte: Knight, 2015*

Contando que o multímetro usado para efetuar a medida das diferenças de potenciais tem impedância de aproximadamente  $10^6 \Omega$ , e este equipamento interfere nas equipotenciais de uma cuba eletrolítica, devemos supor que para medidas de equipotenciais do corpo humano necessitaremos de equipamentos com impedância muito maiores que a do multímetro, que, no nosso trabalho, foi substituído por um osciloscópio que também possui impedância de  $10^6$ , assim, para que se façam registros destas variações do potencial elétrico geradas pela atividade elétrica do coração (eletrocardiograma), é necessário que se construa um circuito capaz de detectar e amplificar esses sinais sem interferir nos potenciais elétricos das sondas (eletrodos), sendo o CI com transistor de efeito de campo com junção do Gate (JFET) o mais adequado para este caso. Este dispositivo possui um JFET nas entradas do AO, que o torna próximo do ideal, com alta impedância de entrada (em torno de  $10^{12} \Omega$ ), o que isola completamente a pessoa do circuito, e impedância de

saída muito baixa com ganho elevado de amplificação, tornando o circuito seguro e eficiente tanto para o paciente quanto para o equipamento.

## 1.2 Introdução histórica

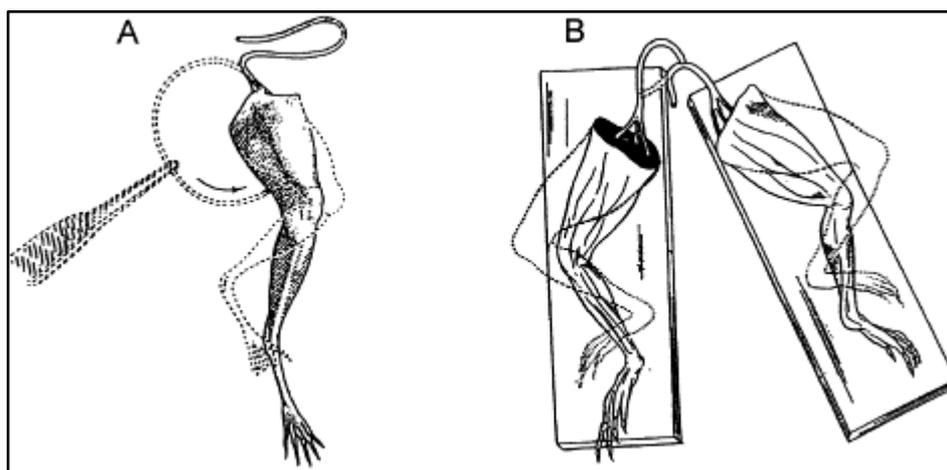
O século XVIII foi um período de grandes desenvolvimentos de instrumentos científicos para a física experimental, que deixou de ser qualitativa e passou a se tornar quantitativa. As mudanças sociais e culturais e a evolução da indústria criaram um mundo onde as precisões das medidas nos instrumentos se tornaram importantes. Várias descobertas sobre a eletricidade marcaram este século: ao mesmo tempo em que Volta e Galvani discutem a eletricidade animal, Coulomb escreve sete artigos sobre os resultados obtidos com sua balança de torção e, posteriormente, Faraday publica trabalhos onde enuncia que a quantidade de corrente elétrica gerada por uma pilha é proporcional à quantidade de substâncias criadas pelas reações químicas. [Sousa Cruz, 2005]

O estudo da bioeletricidade começou por uma série de observações simples, feitas por naturalistas que acreditavam existir a “eletricidade animal”. Na época (por volta de 1746), havia o entendimento de que certos animais, como as enguias e as raias elétricas eram capazes de emitir choques elétricos quando tocados, muito similares aos efeitos dos choques elétricos comuns. Para eles, estava claro que estes animais eram capazes de produzir eletricidade em seus corpos. [Sabbatini, 1998]

Por volta de 1780, Luigi Galvani, médico e anatomista italiano, iniciou os estudos da bioeletrogênese. Por meio de uma série de experimentos, havia

observado que ao conectar a medula (espinha dorsal) de uma rã ao músculo da perna, havia a contração dos músculos da perna da rã, tanto ao aplicar a carga no músculo quanto no nervo, como se estivesse sob a ação de descargas elétricas.

[Sabbatini, 1998; Sousa Cruz, 2005] A figura 1.2.1 ilustra essa passagem:



*Figura 1.2. 1 - (a) Conexão da medula espinhal da rã ao músculo da perna (b) a medula espinhal é conectada ao nervo da perna da rã*

Como não havia fonte externa de eletricidade, Galvani concluiu que essa eletricidade tinha origem no próprio animal e que estava associada a algum tipo de fluído elétrico nervoso, porém esse fluído era diferente dos fluídos elétricos obtidos pelo atrito ou descargas elétricas e postulou a existências de uma eletricidade animal. [Sousa Cruz, 2005]

## **2) OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivos específicos**

Este trabalho tem por objetivo a construção de um circuito de eletrocardiograma de um canal e tratamento de sinal/ruído dos resultados adquiridos. Assim, foi confeccionado um amplificador de instrumentação a partir de quatro amplificadores operacionais e interfaceado diretamente com um osciloscópio de bancada. Os dados colhidos foram analisados por um computador. As equipotenciais medidas foram relacionadas com a diferença de potencial dos sinais bioelétricos, seus sinais foram analisados e os ruídos tratados.

### **2.2 Objetivos gerais**

- Sinais elétricos com intensidade de sinais bioelétricos e ruídos foram gerados e captados por um circuito de instrumentação desenvolvido no trabalho
- Este circuito é constituído de quatro amplificadores operacionais, dois atuando como seguidores de tensão, um como amplificador inversor e ainda, um comparador a partir dos potenciais elétricos medidos
- Por fim, os sinais/ruídos obtidos foram analisados.

### 3) MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

Para este trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

- Placa Protoboard Hikari HK-P300;
- Diversos fios para conexão no protoboard;
- Circuito integrado TL074CN (4 amplificadores operacionais com J-FET na entrada);
- Multímetro Digital HGI CE2000N;
- Osciloscópio Tektronix TBS 1072B;
- Gerador de função Instrutherm GF-550;
- Fonte simétrica Skill-Tec SKFA-03D;
- Resistências de  $10M\Omega$  ( $\pm 5\%$ ),  $1K\Omega$  ( $\pm 5\%$ ),  $1M\Omega$  ( $\pm 5\%$ ),  $100K\Omega$  ( $\pm 5\%$ ),  $10K\Omega$  ( $\pm 5\%$ );
- Duas pontas de prova para o Osciloscópio;
- Dois capacitores de 10nF.

Para a montagem do circuito, utilizou-se uma placa protoboard Hikari HK-P300, um CI TL074CN contendo quatro amplificadores operacionais, dois funcionando como seguidores de tensão, um como inversor e um comparador; diversos fios metálicos e as resistências já citadas anteriormente.

Para a aquisição das medidas, foi utilizado um gerador de função ajustado a uma frequência de aproximadamente 1 Hz, com ruídos e atenuação. Uma fonte

simétrica ajustada em DC, em série, com diferença de potencial de +15V e -15V e um osciloscópio de bancada para aquisição das medidas, todos aterrados para criar um ponto de referência para o circuito; duas pontas de prova do osciloscópio, apresentando, então, dois canais para o osciloscópio e comparação de sinais, um multímetro digital HGI CE2000N para medir a resistência do corpo e verificar a ddp da fonte simétrica e, por fim, dois capacitores utilizados como filtros capacitivos.

#### **4) PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**

Para a primeira etapa de realização deste trabalho, foram construídos três circuitos integrados básicos com a finalidade de aprender e entender o funcionamento de um circuito eletrônico contendo amplificadores operacionais.

O primeiro circuito elaborado foi o seguidor de tensão. Para mostrar a eficiência do amplificador TL074CN, colocamos uma resistência de entrada de  $10^7\Omega$  que é 10x maior que a resistência do corpo humano ( $\sim 1.000.000\Omega$ ). A figura 4.2 mostra o circuito montado no laboratório e a figura 4.1 mostra o esquema do amplificador:

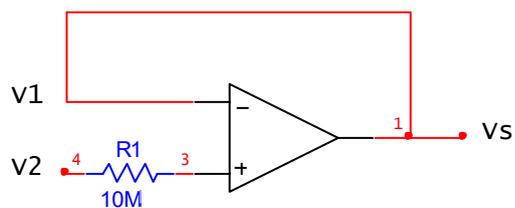


Figura 4. 1 - Esquema de representação do circuito seguidor de tensão com a inserção de uma resistência de  $10^6\Omega$

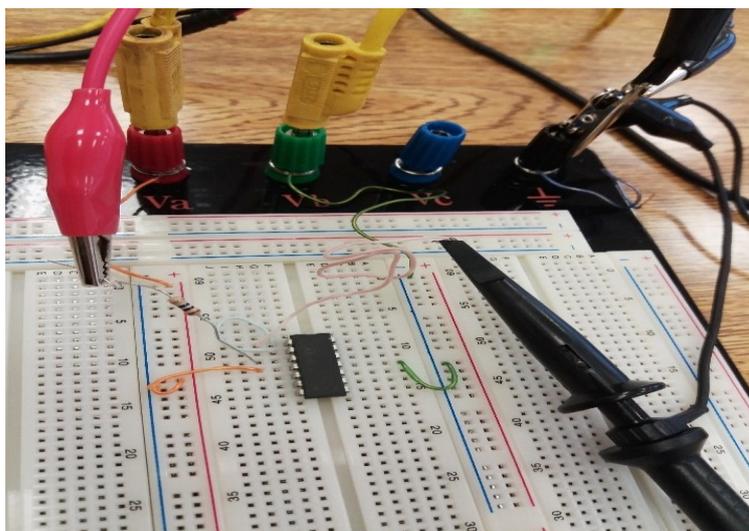


Figura 4. 2 - Seguidor de tensão montado em laboratório

O sinal gerado pelo circuito foi visualizado com auxílio de um osciloscópio, mostrado na figura 4.3:

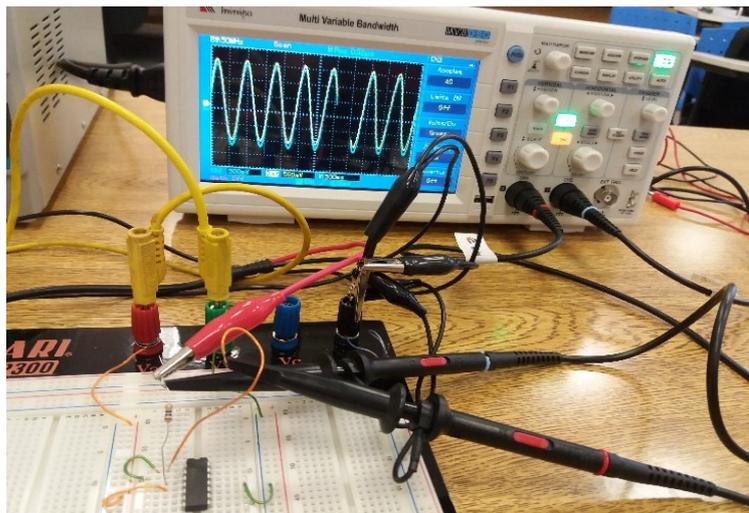


Figura 4. 3 - Sinal gerado pelo AO TL074CN seguidor de tensão

Desta forma, foi possível observar que as ondas formadas pelo sinal de entrada e saída, captados pelas pontas de prova do osciloscópio, possuem a mesma amplitude, ou seja, os sinais de entrada e saída são iguais, o que confirma o resultado apresentado pela equação 2. Mesmo com a inclusão de uma resistência 10 vezes maior que a do corpo humano, o amplificador TL074CN captou o sinal gerado pelo gerador de função, o que mostra uma grande eficiência. Quando posicionamos a ponta de prova do osciloscópio após a resistência de  $10^7\Omega$ , o sinal atenuou de 2,6V para 0,5mV, o que revela que o osciloscópio interfere no sinal medido pelo amplificador, pois também possui impedância de  $10^6\Omega$ , conforme indica o manual do fabricante, o que modifica a intensidade do sinal.

O segundo circuito elaborado foi o AO não-inversor. Utilizando-se,  $R_1 = R_2 = 10^6\Omega$ , amplificamos o sinal de  $V_s$  ao dobro de  $V_1$  seguindo a equação 3 como é mostrado na figura 4.5. A figura 4.4 mostra o esquema de representação deste circuito:

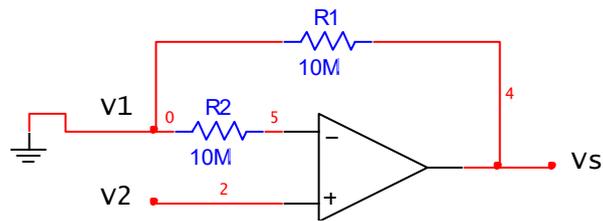


Figura 4. 4 - Esquema de representação do AO não inversor

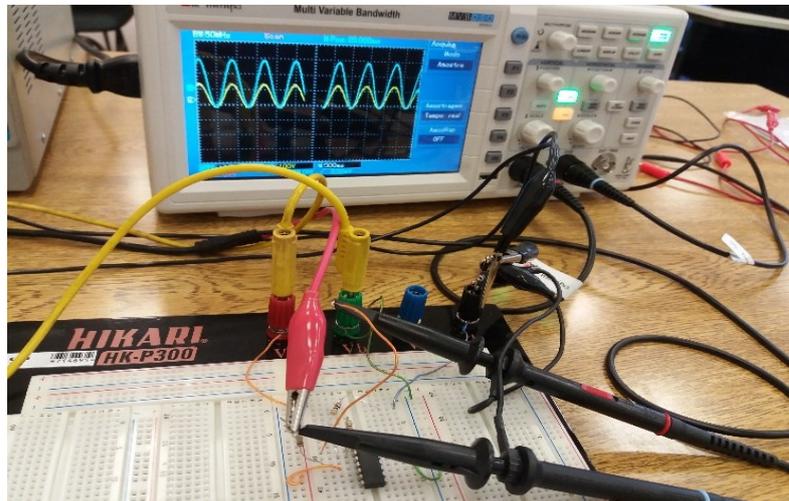


Figura 4. 5 - AO não inversor. Utilizando duas resistências iguais, o ganho de  $V_s$  foi o dobro de  $V_1$

O terceiro circuito montado foi o AO inversor. Utilizaram-se as mesmas resistências do circuito anterior:  $R_1 = R_2 = 10^6\Omega$ . Logo, o sinal produzido é igual ao sinal do canal 1, porém com amplitude invertida, conforme mostra a figura 4.7. A figura 4.6 mostra o esquema de representação deste circuito:

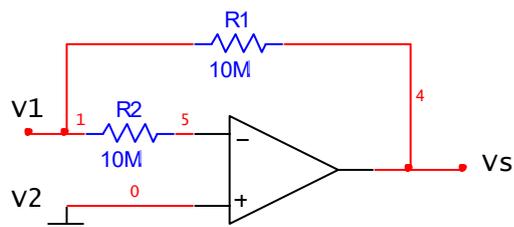


Figura 4. 6 - Esquema de representação do AO inversor

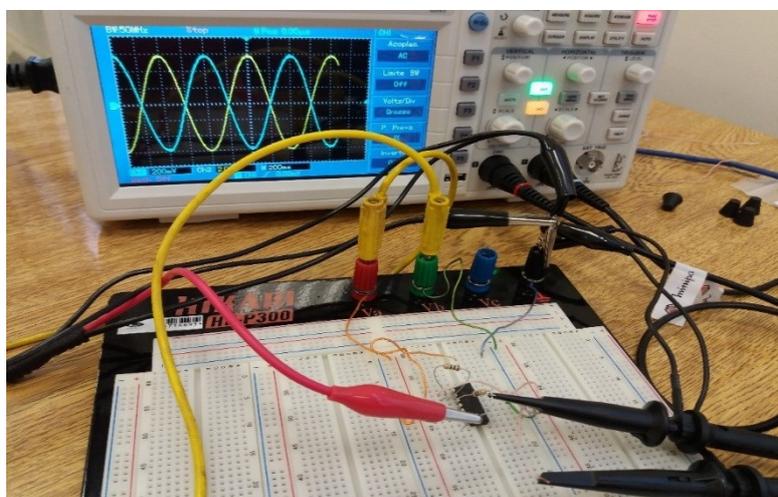
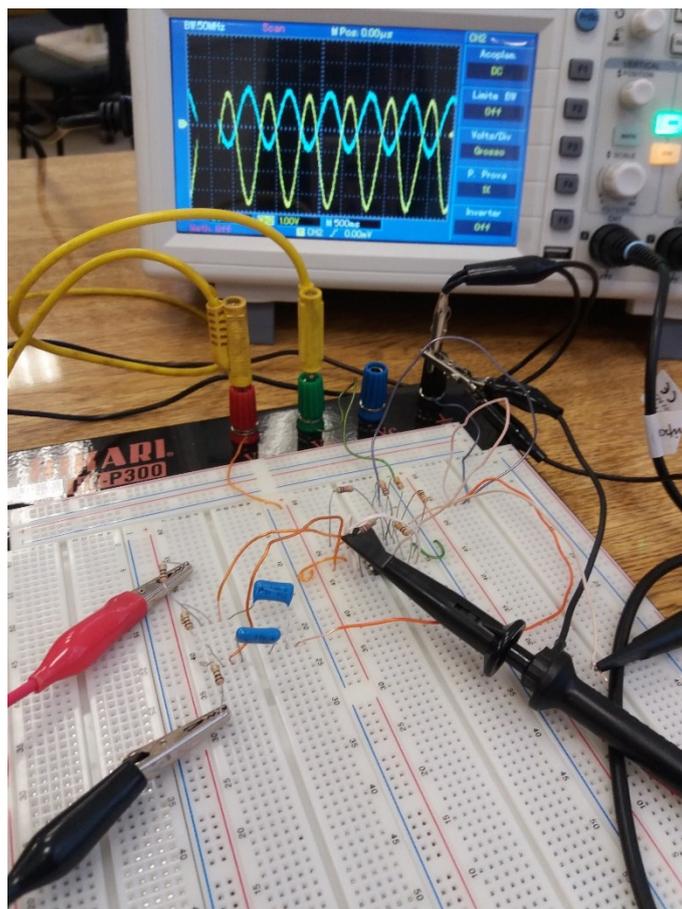


Figura 4. 7 – AO inversor. A onda amarela foi invertida em relação à azul

Colocando uma resistência  $R_3$  em paralelo com  $R_2$  de mesmo valor ( $10^6\Omega$ ), verificamos que a amplitude da onda amarela diminuiu à metade, ou seja, a resistência equivalente é metade de  $R_2$ , e substituindo na equação 4, obtemos a tensão de saída com metade da tensão de entrada.

O próximo passo do trabalho foi a confecção do amplificador de instrumentação, mostrado na figura 4.8:



*Figura 4. 8 - Amplificador de instrumentação montado em laboratório*

A ideia para a confecção deste circuito foi simular o sinal bioelétrico proveniente da frequência cardíaca e, como sabemos, é um sinal de intensidade muito baixa. Por isso, atenuamos o sinal o máximo permitido pelo gerador de função (-60 dB) e controlamos o potencial de saída pelo ajuste de amplitude. Para simular o ritmo cardíaco, ajustamos o equipamento à frequência de 1 Hz, correspondendo à 60 bpm. Simulamos também os ruídos deste sinal e o ruído de fundo (correspondente aos sinais bioelétricos sobrepostos de tecidos vizinhos). O CI é alimentado pela fonte simétrica, ajustada em série com ddp de  $\pm 15V$  e o osciloscópio de bancada registra as medidas realizadas.

Ao sair do gerador de função, o sinal passa pela ponte de resistências, ligadas em série, totalizando  $12\text{M}\Omega$ , obtendo um sinal ainda mais atenuado e com impedâncias com uma ordem de grandeza acima do corpo humano. O ruído branco que chega ao circuito resistor-capacitor tem normalmente frequências acima de  $10\text{ Hz}$  como será demonstrado na próxima seção utilizando a Transformada de Fourier. O capacitor tem menor impedância para frequências maiores, portanto, o ruído passa pelo capacitor que está aterrado e o restante da informação só terá o caminho até os seguidores de tensão com menos ruídos no sinal bioelétrico. Devido ao CI ter em sua constituição, diversos filtros para eliminação de ruído branco no próprio AO, este sinal é tratado pelo próprio CI, e o sinal final que vemos pelo osciloscópio é uma onda 1000 vezes maior que a inicial, livre de ruídos.

A figura 4.9 apresenta o esquema do circuito:

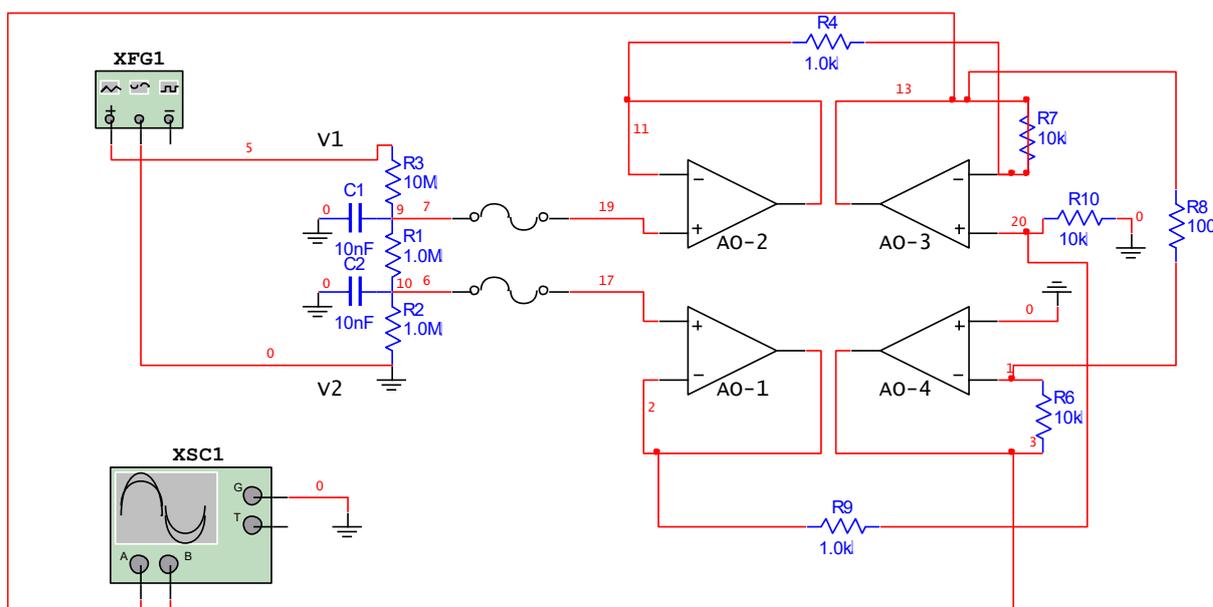


Figura 4. 9 - Esquema do amplificador de instrumentação montado em laboratório utilizando o software Multisim 8

Observando o circuito acima, temos que o AO-1 e AO-2 são seguidores de tensão, tendo as entradas no fio 19 e 17, com as saídas na mesma tensão de entrada nos fios 11 e 2.

Os sinais livres de interferência, das saídas dos seguidores de tensão, entram em um circuito diferenciador no AO-3 e este subtrai um sinal do outro e efetua uma amplificação.

O primeiro ganho do circuito diferenciador do AO-3 é de:

$$V_{13} = \frac{R_7}{R_4} (V_{17} - V_{19}) = 10 \cdot (V_{17} - V_{19}) \quad (7)$$

Portanto, além de subtrair um sinal do outro, obteve um ganho de 10x.

O sinal do circuito diferenciador é amplificado novamente por um circuito inversor com o AO-4.

O segundo ganho do circuito inversor montado sobre o AO-4 será dado por:

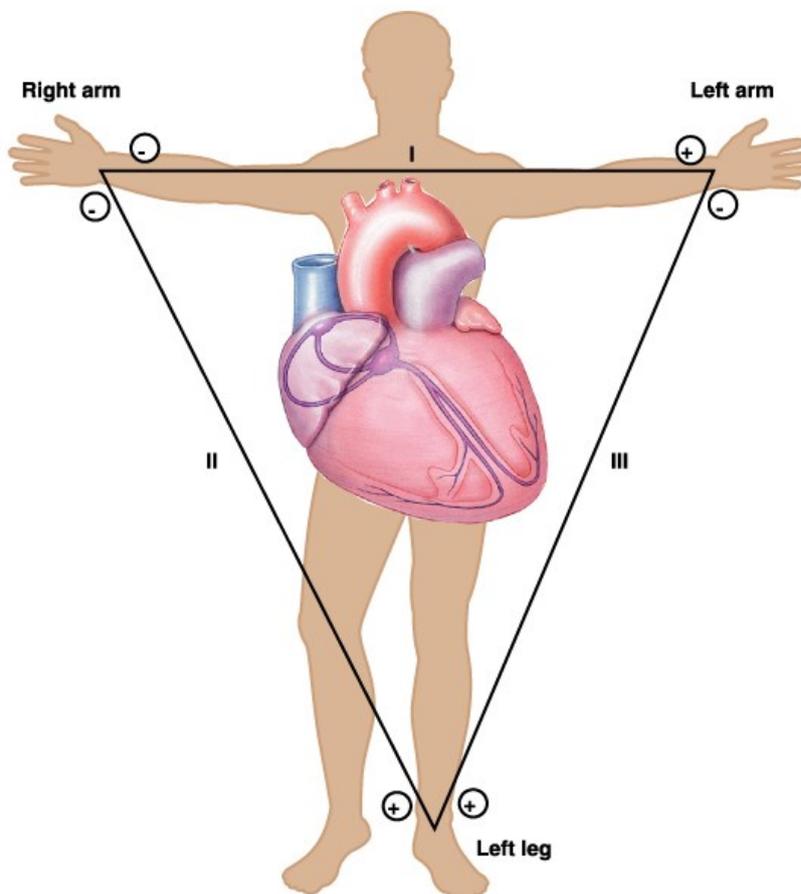
$$V_3 = -\frac{R_6}{R_8} V_{13} = -100 \cdot V_{13} \quad (8)$$

Com um total de ganho de:

$$V_3 = 10^3 \cdot (V_{19} - V_{17}) \quad (9)$$

Outro detalhe da montagem deste circuito (figura 4.9) foi a simulação das resistências dos pulsos dos braços do paciente (figura 4.10), representados por  $R_2$  e  $R_3$ , e a resistência do pé, representado por  $R_{10}$ , formando o triângulo de Einthoven, conhecido por apresentar estes três pontos como locais de posicionamento dos

eletrodos para realização do exame de eletrocardiograma. A figura 4.10, ilustra essa passagem:



*Figura 4. 10 - Posicionamento de eletrodos formando o triângulo de Einthoven simulado no CI. Os eletrodos do ECG em ambos os braços e na perna esquerda formam um triângulo. Cada par de eletrodos constitui uma derivação representadas por I, II e III.*

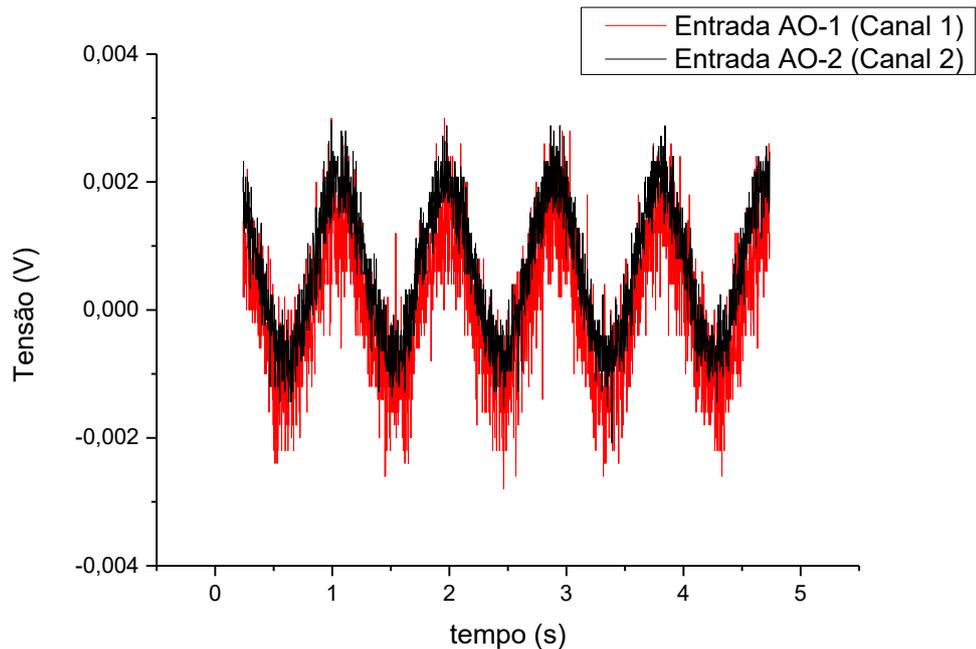
*Fonte: [http://202.207.136.56/kcsb/yundongshenglixue/Image\\_Bank/CH14/FG14\\_20.jpg](http://202.207.136.56/kcsb/yundongshenglixue/Image_Bank/CH14/FG14_20.jpg)*

Após montagem do circuito, foram feitas as aquisições dos dados pelo osciloscópio Tektronix TBS 1072B, e os resultados obtidos foram trabalhados em computador de uso pessoal utilizando o software OriginPro 9.0.

## 5) RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os sinais gerados pelo gerador de função representam os sinais bioelétricos provenientes da frequência cardíaca, simuladas com frequência de 1Hz, que correspondem à 60 batimentos por minuto (bpm) e com máxima atenuação permitida pelo equipamento [-20 dB + (-40 dB)].

As medidas dos canais 1 e 2 (figura 5.1) foram realizadas diretamente conectando as duas pontas de prova do osciloscópio na saída do gerador de função, posicionada antes da ponte de resistências (Figura 5.2). Esta medida representa a simulação da tensão mais próxima dos valores de tensões reais obtidas nos pulsos do paciente. É importante lembrar que a distância entre eles (pulsos), gera uma diferença de potencial e o sinal bioelétrico gera a onda que captamos no osciloscópio. Os ruídos são provenientes do sinal gerado no gerador de função, simulando os ruídos produzidos pelos sinais bioelétricos dos tecidos vizinhos e da própria frequência cardíaca simulada. Parte desses ruídos é eliminado ao passar pelo filtro capacitivo. A tensão captada, corresponde aproximadamente à 2 mV.



*Figura 5. 1 - A figura representa os sinais bioelétricos gerados pelo gerador de função com atenuação máxima, simulando a frequência cardíaca de uma pessoa, porém, o sinal ainda não foi tratado*

Utilizando a medida feita pelo canal 1 da figura 5.1, fez-se uma medida da transformada de Fourier para analisar a amplitude das ondas em relação à frequência. É possível verificar que o ruído tem a frequência da rede elétrica, harmônicos e um ruído de fundo, a maior parte com frequências muito maiores que a do sinal de 60 bpm, por este motivo o circuito se apresentará, mais adiante em nossa análise, muito eficiente para eliminação destes ruídos.

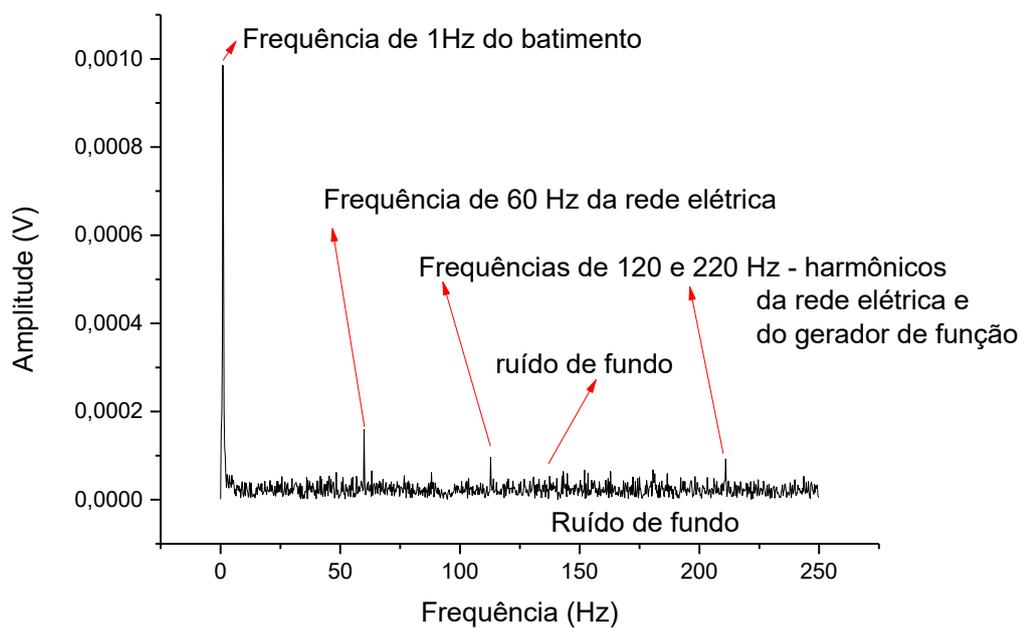


Figura 5. 2 - Transformada de Fourier para o sinal medido pelo canal 1 da figura 5.1

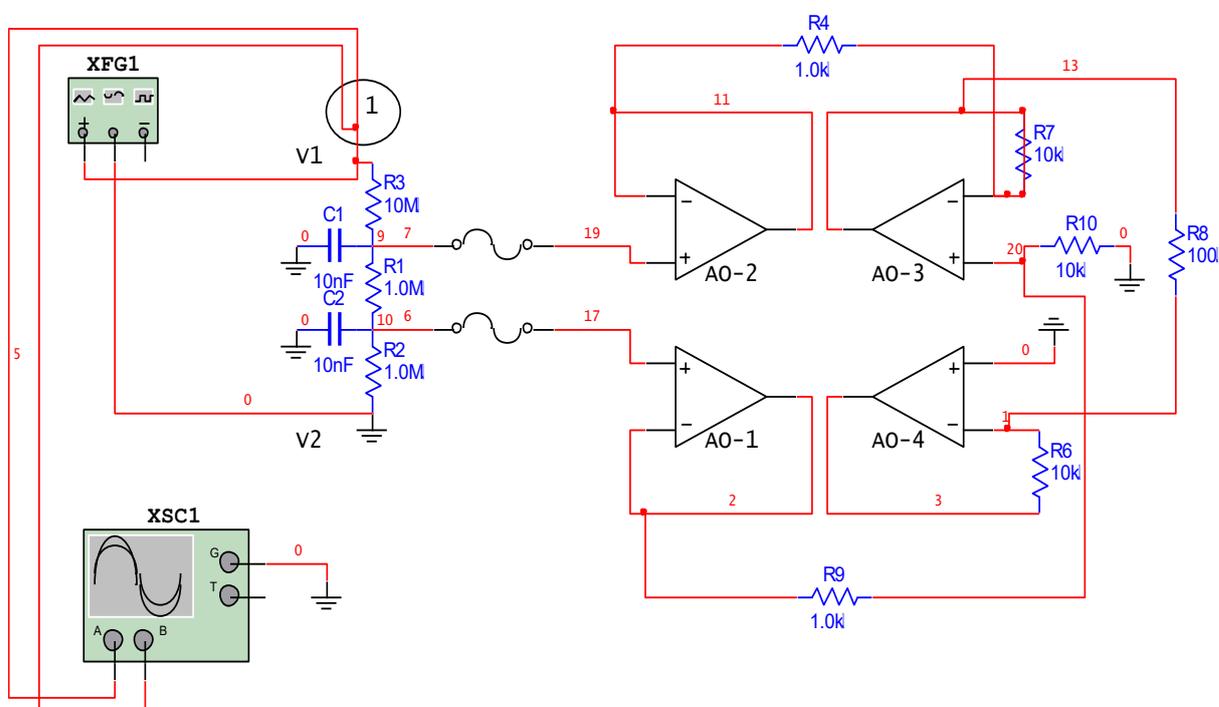
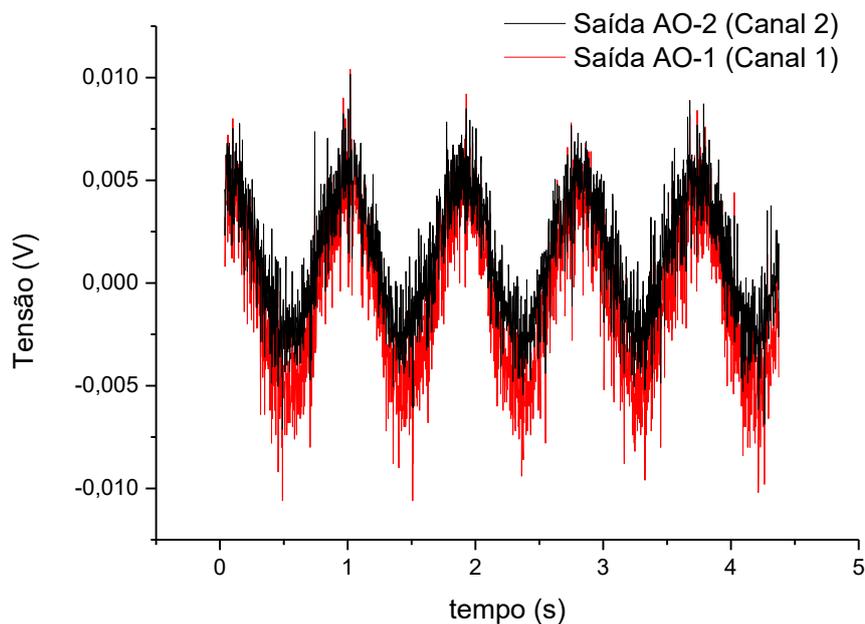


Figura 5. 3 - Posicionamento das pontas de provas do osciloscópio correspondentes à primeira medida

A segunda medida (figura 5.4), representa o sinal que sai do AO seguidor de tensão em função do potencial de entrada da ponte de resistências, este sinal é idêntico ao de entrada como inserido pelo gerador de função, sem interferência da baixa impedância do osciloscópio. Os canais do osciloscópio foram posicionados na posição 2 ilustrada na figura 5.5, medido nas saídas dos AO-1 e AO-2.



*Figura 5. 4 - Sinal que sai dos AO's seguidores de tensão*

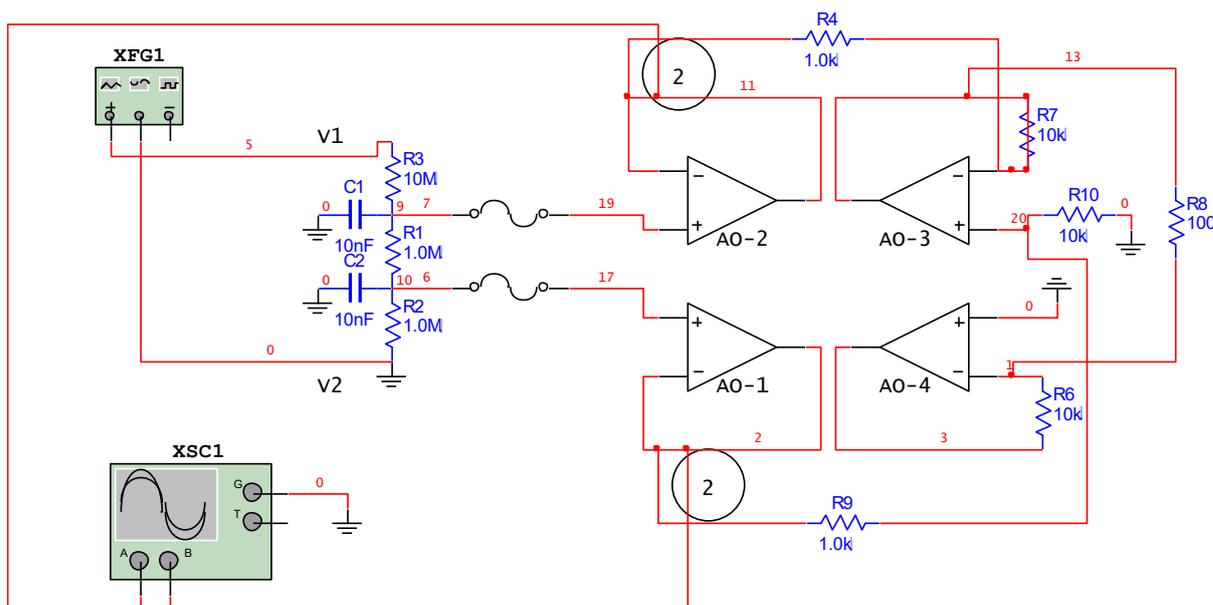


Figura 5. 5 - Segunda medida feita com o osciloscópio, que corresponde ao sinal que sai nos AO's seguidores de tensão

Ainda na figura 5.4 é possível visualizar a diferença de potencial entre as ondas para cada canal presa em posições diferentes na ponte de resistências.

A figura 5.6 corresponde à comparação do sinal de saída do circuito diferenciador com um sinal de entrada, obtidas com a conexão dos canais do osciloscópio representada na figura 5.7. O canal 1 mede o sinal bioelétrico que sai do seguidor de tensão (AO-2), e o canal 2 é a diferença de potencial entre os sinais medidos pelo AO-2 e AO-3 com ganho de 10x dado pela equação 7. Esta diferença de potencial é fornecida pela queda de tensão na resistência central da ponte de resistências, simulando a diferença de potencial de duas equipotenciais de um sinal bioelétrico.

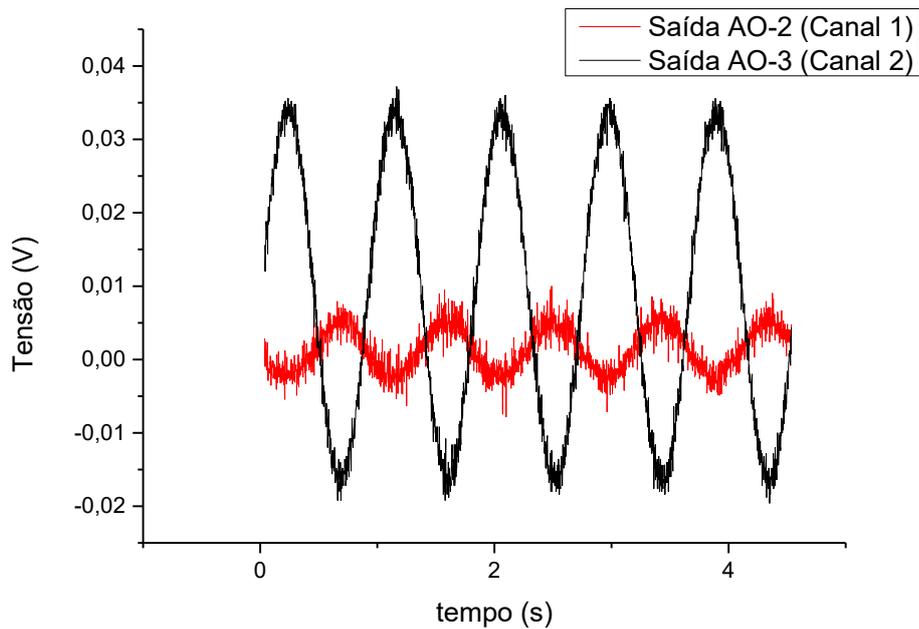


Figura 5. 6 - Comparação dos sinais que saem do seguidor de tensão e do AO comparador

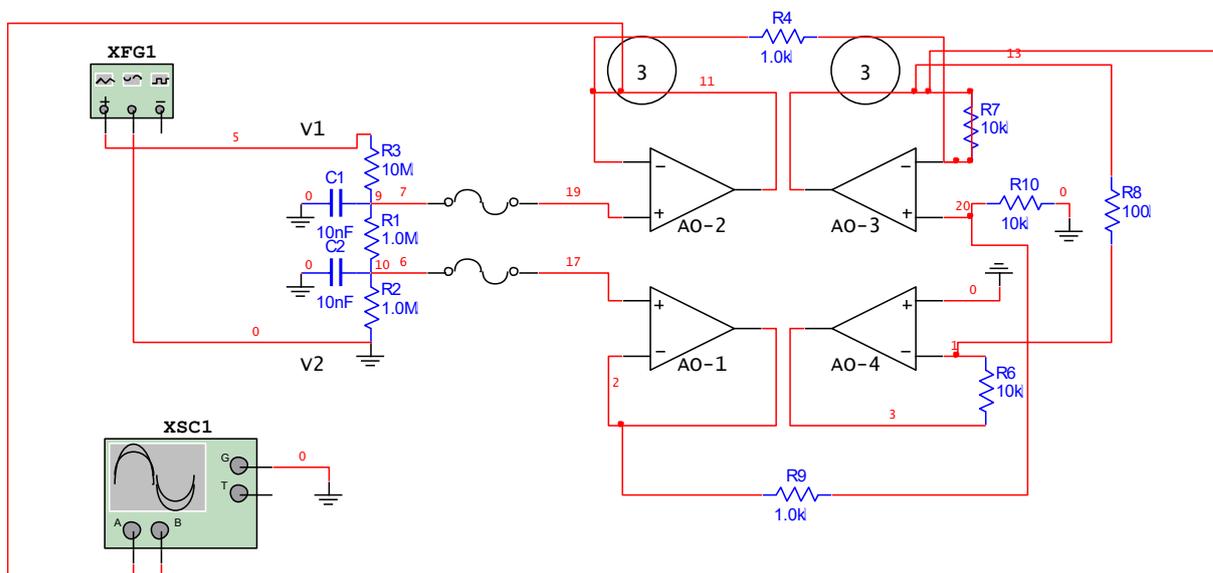


Figura 5. 7 - Terceiro sinal: comparação do sinal de saída do AO seguidor de tensão e AO inversor

A saída do circuito diferenciador (canal 2) ainda tem menor ruído que os sinais de entrada, isto se deve ao fato de que o AO possui um filtro de ruído branco no CI que também age como um filtro de ruído branco sobre o sinal.

Por fim, o último AO (AO-4) atua apenas como amplificador inversor, podendo comparar o sinal inicial com o de saída, para isso, posicionamos uma das pontas de prova do osciloscópio no AO seguidor de tensão e a outra ponta de prova posicionada no AO inversor (AO-4) como mostra na figura 5.8. O sinal do circuito diferenciador foi amplificado em 100x com inversão, seguindo a equação 8. Portanto, a amplificação total obedece a equação 9, amplificando três ordens de grandeza e mantendo o sinal no mesmo sentido do inicial.

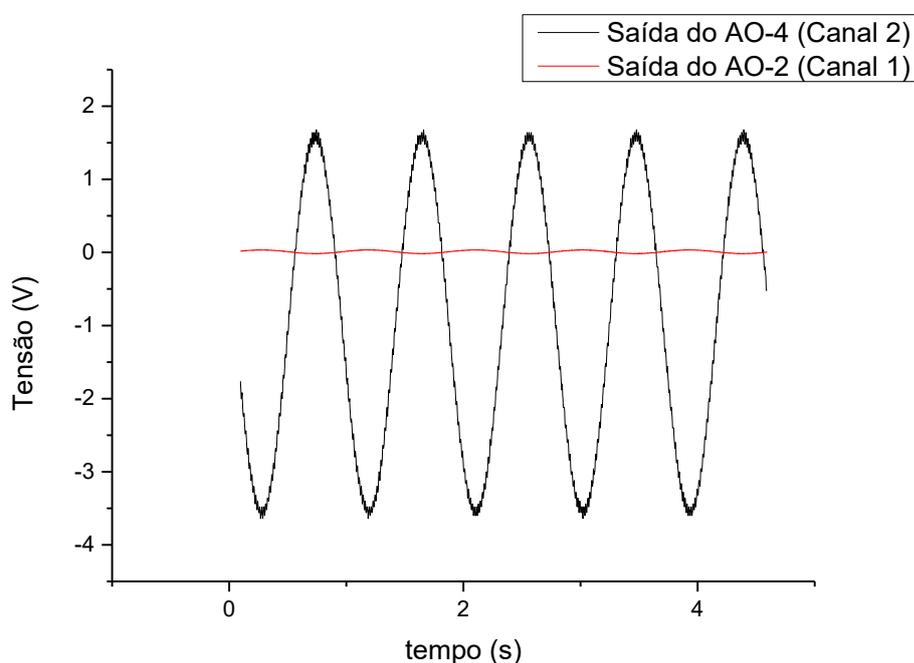


Figura 5. 8 - Sinal final amplificado 1000x em relação ao inicial, mostrado em vermelho

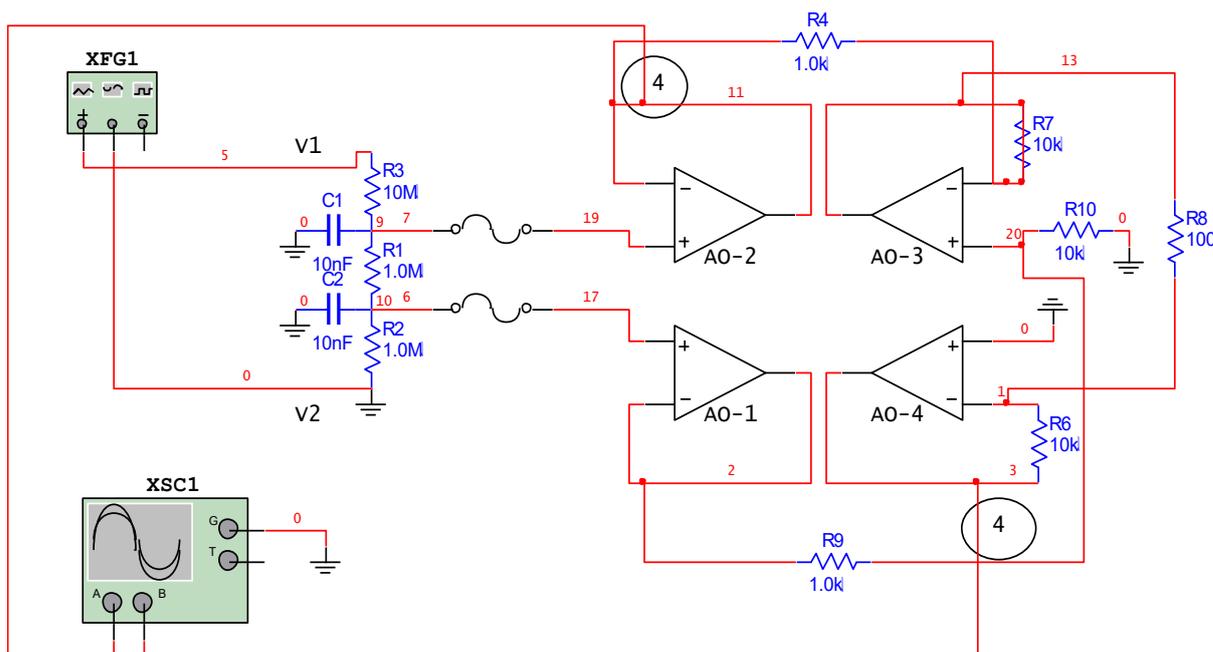


Figura 5. 9 - Posicionamento da ponta de prova do osciloscópio para a quarta medida

O sinal final observado na figura 5.8 também possui menos ruído que o de entrada. Novamente se deve ao CI do AO agir como um filtro de ruído branco.

Para comparar a eficiência do circuito diferenciador, realizou-se o cálculo de diferenciação via software do próprio osciloscópio (figura 5.10), medindo diretamente o sinal pelo osciloscópio nas saídas dos dois circuitos seguidores de tensão (AO-1 e AO-2) e realizando a diferenciação utilizando a ferramenta “Math” do osciloscópio. É possível observar que não tem eliminação do ruído no sinal, além de não haver nenhuma amplificação em comparação com a figura 5.4.

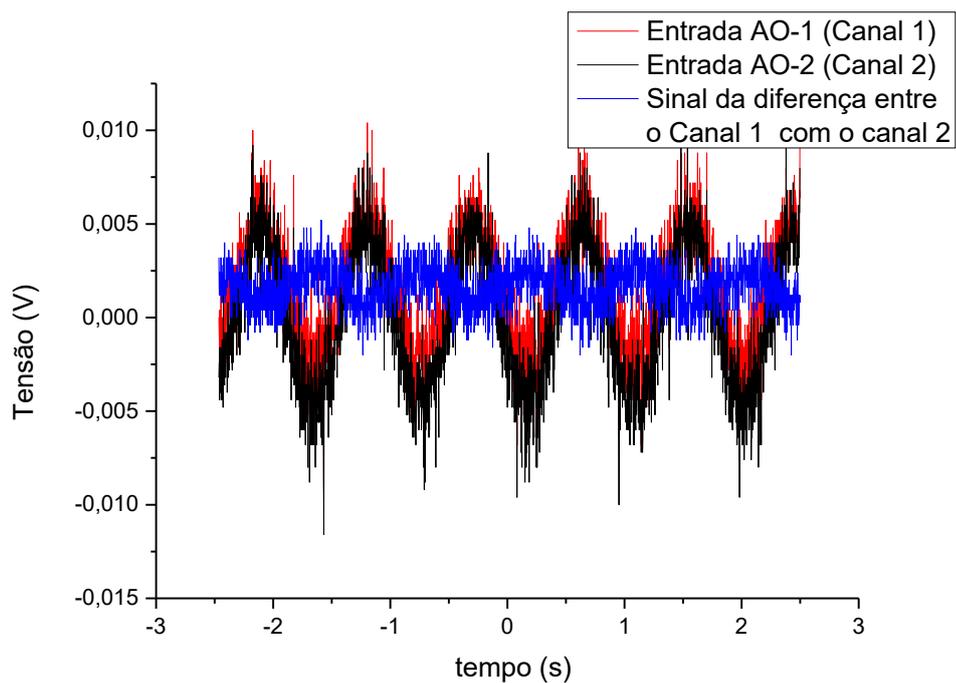


Figura 5. 10 - A onda em azul representa a diferença de potencial dos AO's seguidores de tensão que o AO diferenciador calcula. Esta onda azul foi feita pelo osciloscópio utilizando a ferramenta "Math"

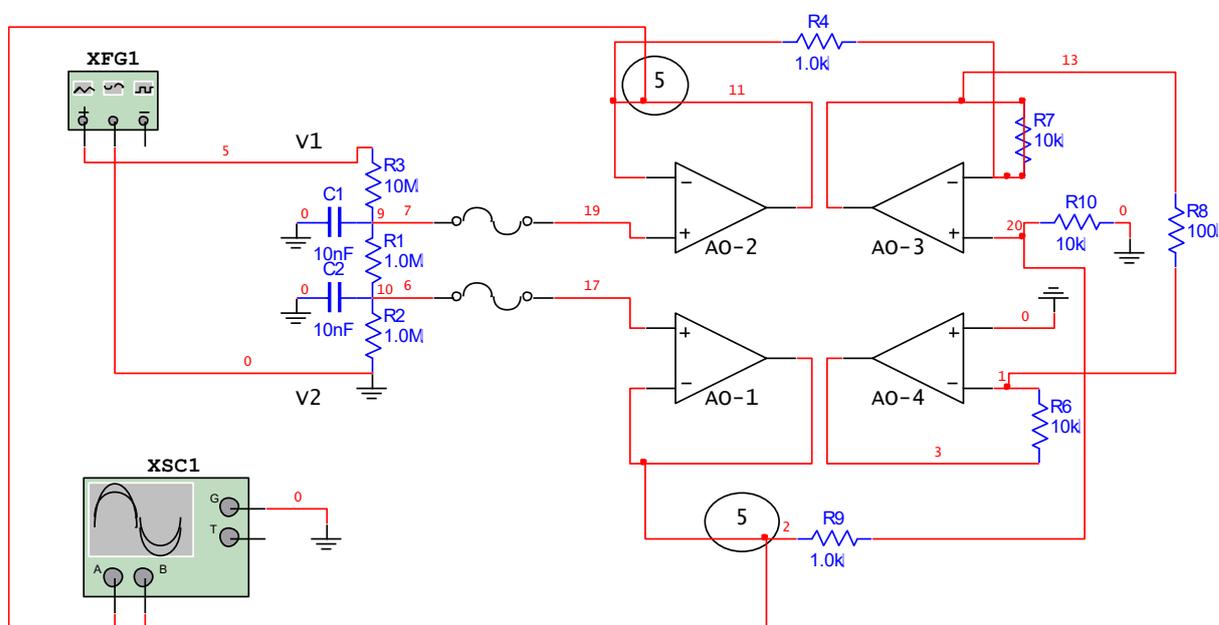
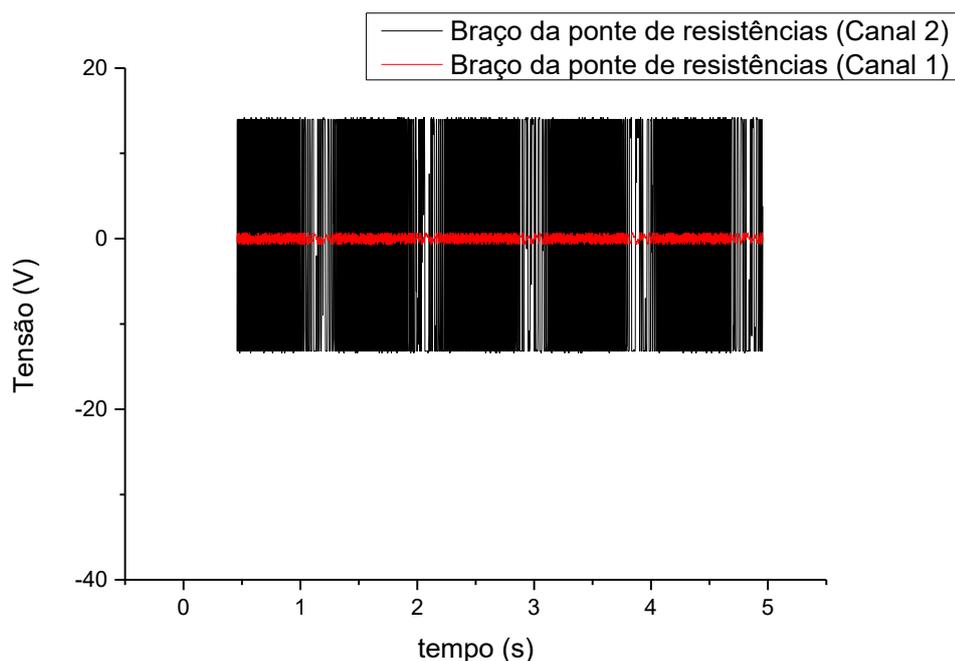


Figura 5. 11 - A figura representa o posicionamento das pontas de prova do osciloscópio para a quinta medida





*Figura 5. 13 - Medida feita diretamente com o osciloscópio, sem o tratamento de sinais feito pelo circuito*

A figura 5.14 foi feita com uma ponta de prova do osciloscópio posicionada no braço de um capacitor e a outra ponta de prova posicionada no braço do outro capacitor, ambos os capacitores não aterrados. Esta medida representa o ruído gerado no gerador de função que corresponde aos sinais bioelétricos sobrepostos produzidos por vários tecidos do corpo humano e que passa pelos capacitores. Esses ruídos são eliminados pelo filtro capacitivo quando aterrado, pois podemos observar que este responde com altas frequências.

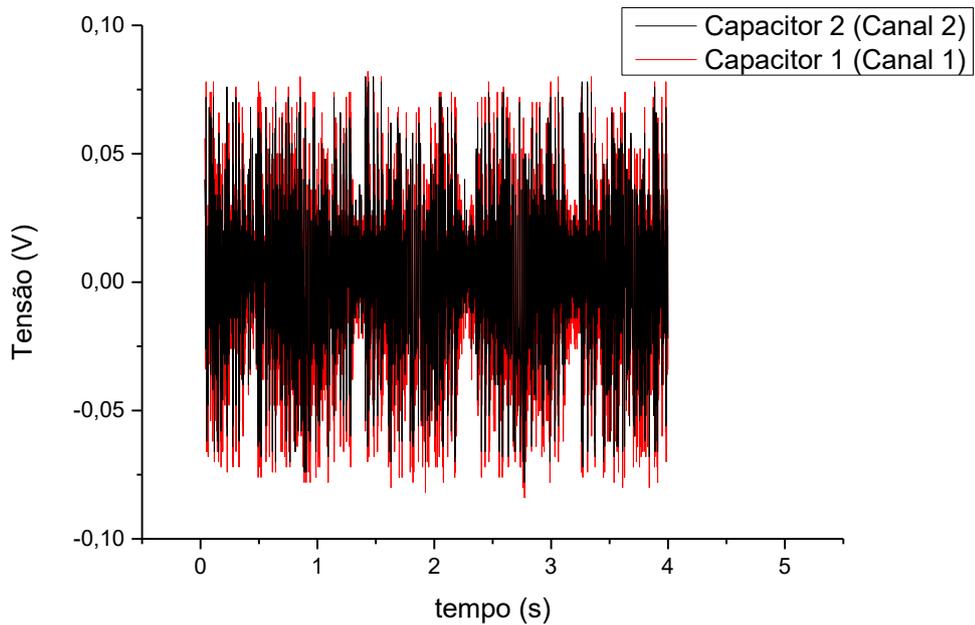


Figura 5. 14 - Ruído eliminado pelo filtro capacitivo

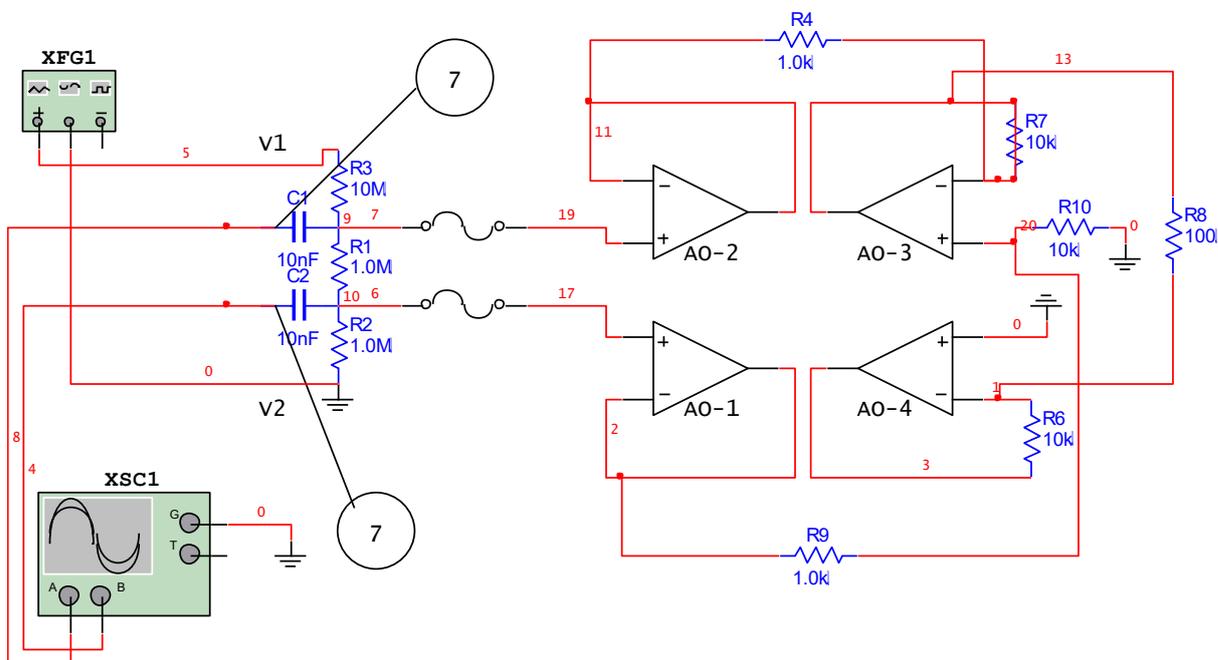


Figura 5. 15 - Posição das pontes de prova do osciloscópio para a sétima medida

O sinal que sai do gerador de função, sai cheio de ruídos. Pela interpretação do gráfico, podemos concluir que os ruídos de alta frequência passam pelos capacitores e são aterrados, sendo então, eliminados do circuito. Os ruídos de baixa frequência seguem pelas resistências e chegam até o CI, e são esses sinais que são captados pelos AO's seguidores de tensão. O capacitor funciona como um passa alta, curto circuitando as ondas de alta frequência com o terra e impedindo que passe o de baixa frequência, mantendo somente as ondas de baixa frequência que serão tratadas no restante do circuito. [Webster, 2010; Balbinot, 2006]

O circuito foi testado para avaliação de atenuação de maiores frequências. Para obter a figura 5.17, posicionamos uma ponta de prova do osciloscópio no Ao comparador (AO-3) e a outra no AO inversor (AO-4) representado pela figura 5.16, porém, aumentando a frequência inicial para 10 Hz. Mesmo com uma frequência 10x maior, o circuito ainda capta os potenciais invertidos e amplificados das ondas, o que nos mostra que é possível detectar a onda P, onda de pico fino que representa a despolarização atrial (momento em que acontece a contração atrial). Podemos observar também, a diferença de potencial inicial entre o terra (referência do circuito) e a tensão simulada no gerador de função pela figura 5.16:

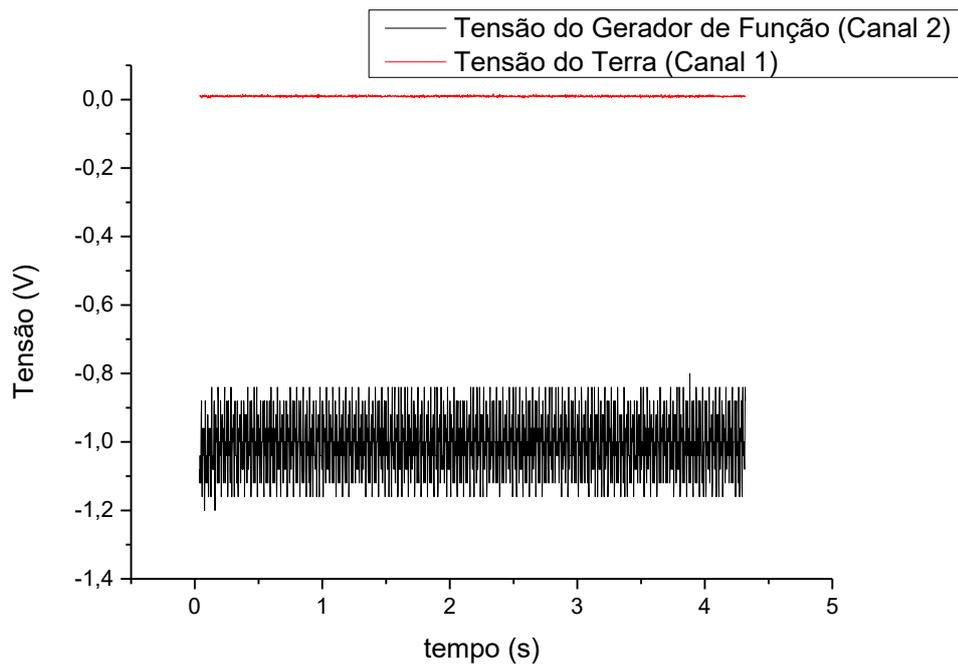


Figura 5. 16 - Em 10 Hz, ainda captamos as tensões das ondas

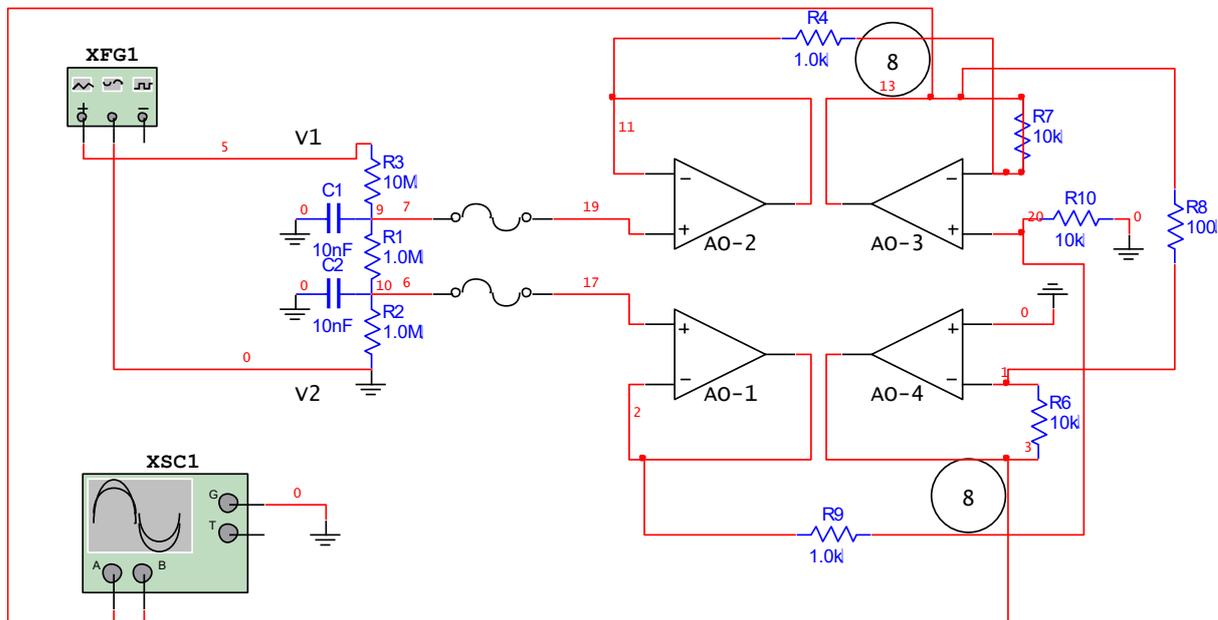


Figura 5. 17- Posicionamento das pontas de prova do osciloscópio para a oitava medida

O capacitor responde com alta frequência porque depende da corrente de deslocamento que atravessa suas placas.

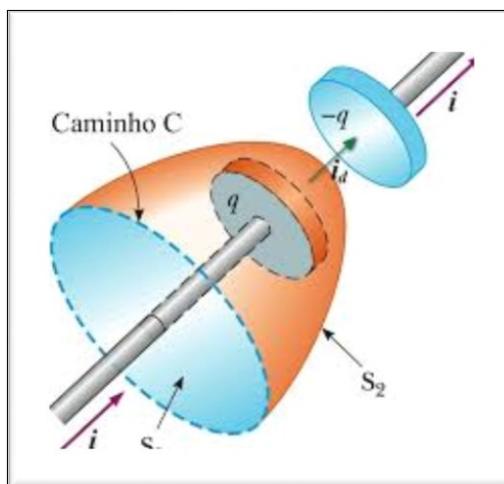


Figura 5. 18 - Ilustração da corrente de deslocamento de Maxwell

Fonte: Apostila do Instituto de Física-Matemática USP, curso de Eletricidade e Magnetismo

A equação 10 mostra essa relação:

$$I_d = \mu_0 \epsilon_0 \frac{d\Phi_E}{dt} \quad (10)$$

Quanto mais rápido  $\mathbf{E}$  varia, maior é a corrente de deslocamento e menor é a impedância do capacitor, ou seja, quanto maior a frequência  $\omega$ , menor a reatância capacitiva  $\Omega$ . Assim, definimos uma grandeza  $X_c$  conhecido como reatância capacitiva de um capacitor, pela relação: [Tipler, 1991]

$$X_c = \frac{1}{\omega \times C} \quad (11)$$

Onde  $\omega$  representa a frequência cardíaca de 1 Hz simulada no gerador de função e C é a capacitância do capacitor medida em Faraday. A reatância capacitiva se mede em ohms e depende da frequência da corrente. [Tipler, 1991]

Portanto, se colocarmos uma frequência  $\omega$  muito alta como o ruído branco, haverá o corte de sinal, pois a onda de alta frequência passa pelo capacitor e é aterrada.

## 6) CONCLUSÕES

O filtro usado no projeto funciona para eliminar altas frequências, mantendo somente as baixas frequências para serem amplificadas. O amplificador de instrumentação elaborado no projeto se mostrou funcional ao filtrar os ruídos simulados no gerador de função, que simulam as condições de uma medida real, e amplificam somente o sinal de frequência cardíaca. O circuito desenvolvido está apto para aplicação *in vivo* e/ou em amplificação de outros tipos de sinais de instrumentação.

## 7) REFERÊNCIAS

BALBINOT, A; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e fundamentos de medidas**. 1ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2006 e 2007, 1 e 2 v.

BOYLESTAD, R.L; NASHELSKY, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 8ª ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2004.

GUYTON A.C; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia médica**. 12ª ed. Rio de Janeiro. Elsevier Editora Ltda, 2011

JENNINGS, D. *et al.* **Introduction to Medical Eletronics Applications**. 1ª ed. London, Little Brown and Company, 1995.

KNIGHT, R.D; JONES, B; FIELD, S. **College physics: a strategic approach**. 3ª ed. USA: Pearson Education, 2015, 4 v.

SABBATINI, R.M.E. **A descoberta da bioeletricidade**. Revista Mente & Cérebro, jun/set 1998. Disponível em: <  
<http://www.cerebromente.org.br/n06/historia/bioelectr2.htm> >. Acessado em: 29/01/2016 12:12:43

SERWAY, RA; JEWETT JR, J. W. **Princípios de física: eletromagnetismo**. 3ª ed. São Paulo, Copyright, 2005, 3 v.

SOUSA CRUZ, F. F. **Faraday e Maxwell: luz sobre os campos**. 1ª ed. São Paulo, Odysseus Editora Ltda, 2005.

TIPLER, P. A. **Física: eletricidade e magnetismo para cientistas e engenheiros**. 3ª ed. Editora Afiliada, 1991, 3 v.

WEBSTER, J. *et al.* **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4ª ed. Danvers, Malloy Inc., 2010.