

## II - Parte Experimental

### I - Introdução

A eletrocardiografia é um método fundamental para o diagnóstico de enfermidades cardiovasculares. Atualmente, os centros clínicos dispõem de sistemas computadorizados para o diagnóstico clínico através de medidas eletrocardiográficas. Neste experimento, será desenvolvido eletrocardiógrafo simplificado equivalente aos eletrocardiógrafos comerciais, com a vantagem de poder acessar o sinal usando um computador pessoal e aplicar os processamentos desejados.

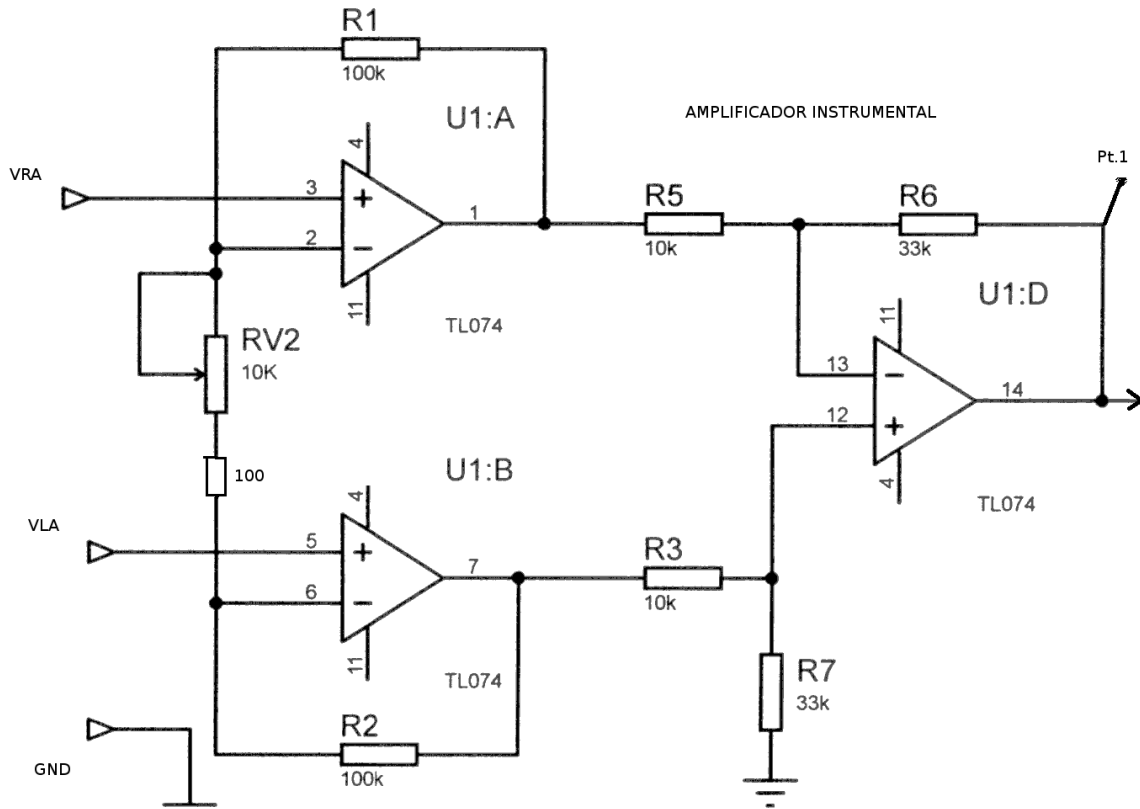
O sinal cardíaco é de amplitude muito pequena ( $\sim 1 \text{ mV}$ ), e encontra-se imerso em outros sinais que são de amplitudes muito maiores, como por exemplo os artefatos gerado pelo sinal de **60 Hz** da rede elétrica. Para poder registrar o sinal cardíaco será preciso eliminar os ruídos usando circuitos diferenciais e filtros dedicados, conforme procedimentos descritos a seguir.

A **Fig.1** mostra um circuito utilizado para adquirir a sinal cardíaco. Este é um amplificador de instrumentação composto de dois seguidores de tensão e um amplificador diferencial. Os pequenos sinais provenientes do coração são amplificados e o ruído minimizado pelo amplificador diferencial, por ter pouco ganho em modo comum. Os amplificadores indicados são de tecnologia JFET, os quais apresentam uma alta impedância de entrada e uma pequena corrente de polarização, blindando assim a corrente elétrica em uma margem de segurança para o paciente.

No circuito da **Fig.1**, se observa as entradas **VRA** e **VLA**, que são os potenciais elétricos da mão direita e esquerda, respectivamente. **VRL** é o potencial elétrico da perna direita, que é utilizado como referência dos potenciais bioelétricos.

As resistências **R1** e **R2** devem ser iguais e o ganho nos seguidores de tensão é controlado pela resistência **RV2**. Este ganho será a razão entre **RV2** e **R1** ou **R2**. Para que o sinal do ruído seja bastante minimizado, é fundamental que os resistores **R3** e **R5**, bem como **R6** e **R7**, sejam idênticos. O ganho neste amplificador diferencial será dado pela razão entre **R6** e **R5** ou **R7** e **R3**. O sinal na saída deste circuito será dado por:

$$V_{OUT} = \left(\frac{R6}{R5}\right) * \left(\frac{2*R1}{RV2} + 1\right) (VRA - VRL) \quad (1)$$

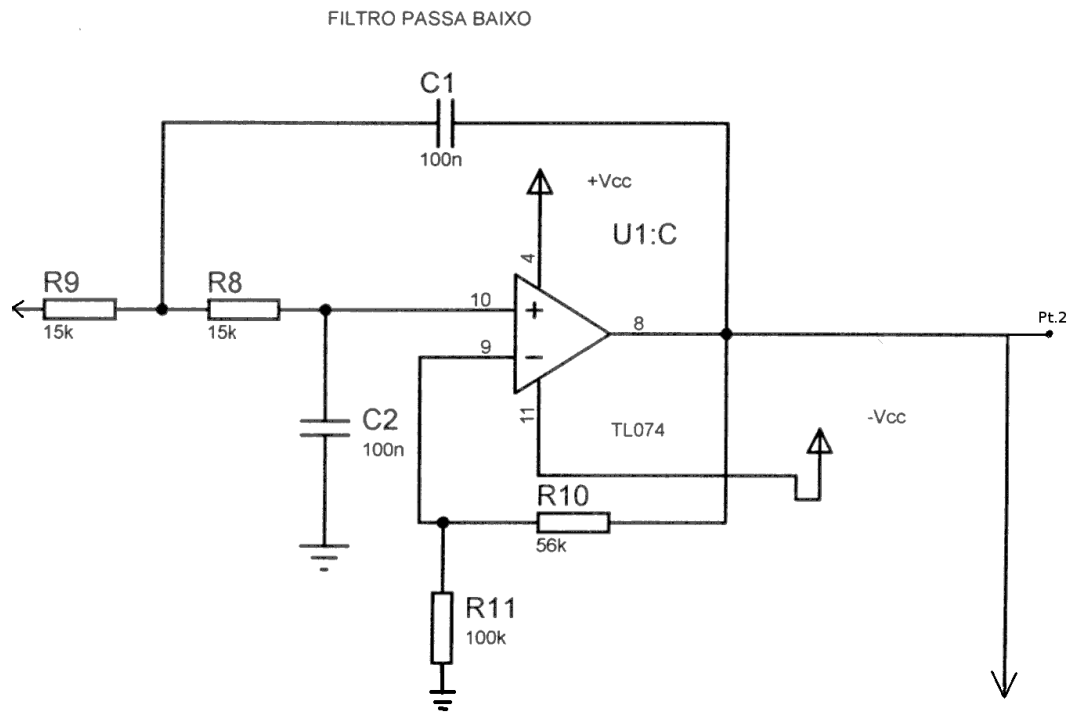


**Fig.1:** Diagrama do circuito elétrico de um eletrocardiógrafo composto por um amplificador de instrumentação.

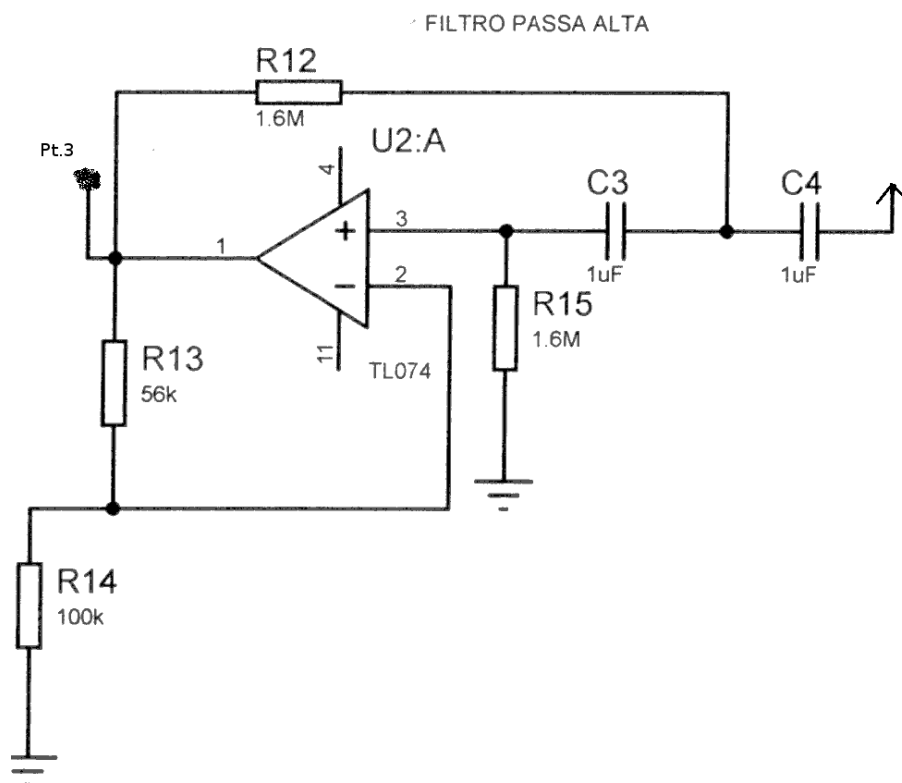
### Filtro Passa Banda

O sinal de eletrocardiografia deve passar por um filtro passa-banda com uma faixa especificada pelas normas médicas, esta filtragem atenuará sinais de frequências entre **0,05** e **100 Hz**. Os sinais acima de **100 Hz** não são provenientes do coração e a filtragem de sinais com frequências abaixo de **0.05 Hz** eliminará uma diferença de potencial entre os eletrodos e a superfície da pele, que acumulam níveis de até **300 mV** e podem saturar os circuitos do amplificador. Removendo estes ruídos garantimos um ganho maior no sinal eletrocardiográfico.

A **Fig.2** mostra o circuito do filtro passa-baixa de 2ª ordem. Neste circuito, as resistências **R<sub>8</sub>** e **R<sub>9</sub>** e os capacitores **C<sub>1</sub>** e **C<sub>2</sub>** atuam como o filtro passa-baixa e seus valores definem a frequência de corte inferior (**f<sub>L</sub>**), que deve ser em torno de **0.05 Hz**. Já na **Fig.3**, as resistências **R<sub>12</sub>** e **R<sub>15</sub>** e os capacitores **C<sub>3</sub>** e **C<sub>4</sub>** formam o filtro passa-alta e seus valores definem a frequência de corte superior (**f<sub>H</sub>**) que deve ser em torno de **100 Hz**.



**Fig.2:** Filtro passa-baixa



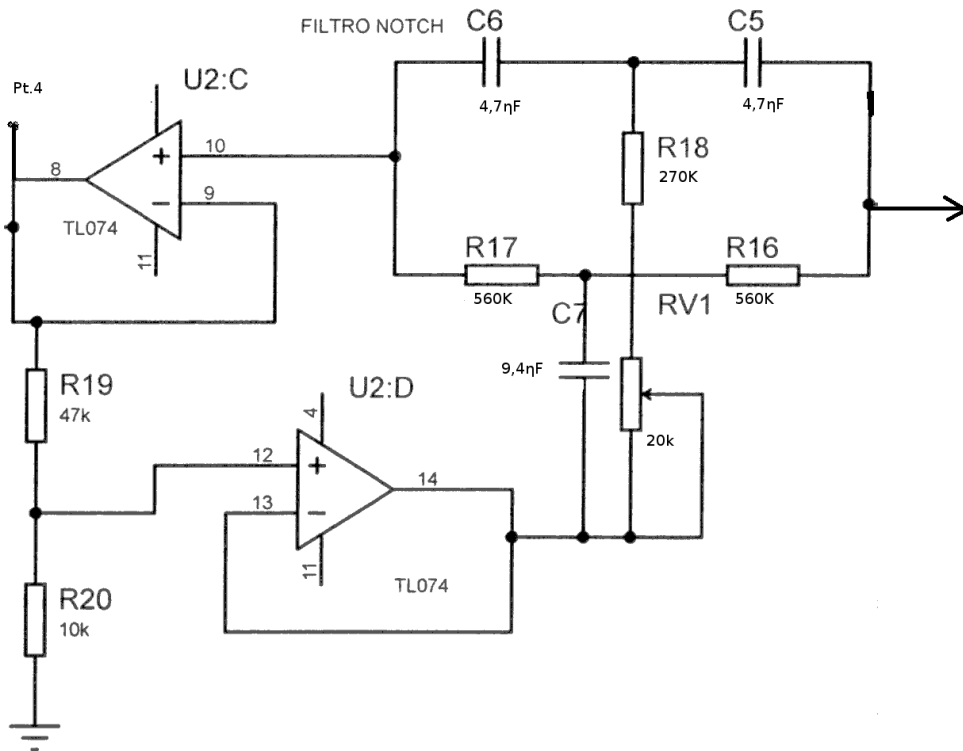
**Fig.3:** Filtro passa-alta

## Filtro Notch

Os filtros rejeita-banda tem a característica de passar a maioria das frequências sem alteração, mas atenuam uma faixa específica de frequências para níveis bem baixos. O filtro Notch é um caso particular dos filtros rejeita-banda em que a faixa de rejeição é bem definida, ou seja, o filtro possui uma banda estreita de rejeição (*narrow stopband*). Neste caso, deseja-se filtrar um ruído específico no sinal proveniente do coração: a influência da rede elétrica (**60 Hz**).

No modelo de **Filtro Notch** representado na **Fig.4**, o valor de **R16** deve ser igual ao valor de **R17** e o valor de **R18** deve ser igual à metade de **R16**. Da mesma forma, os valores de **C5** e **C6** devem ser iguais e o valor de **C7** deve ser igual à soma de **C5** com **C6**. A expressão abaixo determina o valor da frequência que se deseja eliminar.

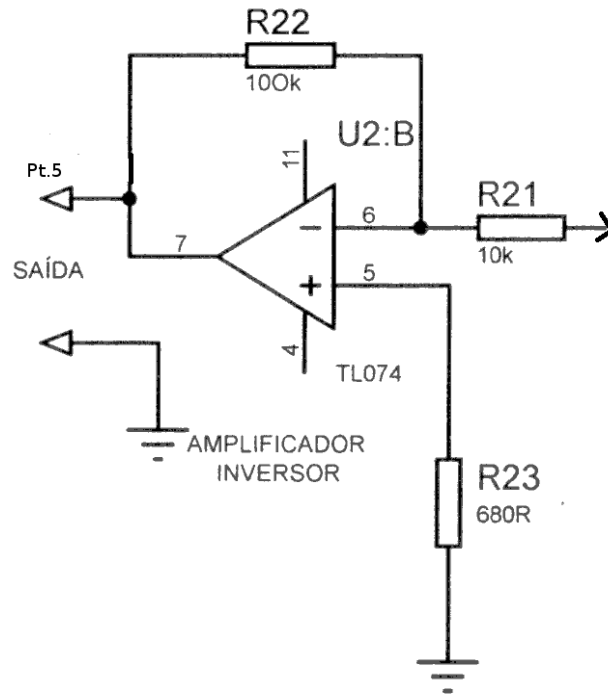
$$f_0 = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2)$$



**Fig.4:** Filtro Notch

## Amplificador

Para que a amplitude do sinal na saída do filtro notch fique em uma faixa entre 0 e 10 V, que é a faixa de tensão comum para as entradas das placas digitalizadoras A/D, este sinal deve ser amplificado. Um amplificador simplificado para este tipo de sinal é o apresentado na **Fig.5**.



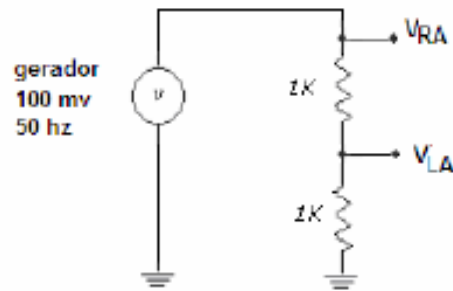
**Fig.5:** Amplificador

**Parte Experimental:** Construção de um Amplificador Otimizado (Amp. de Instrumentação) e de um filtro passa- banda.

### Passo 1: Montagem do circuito instrumental

A principal inconveniência do amplificador diferencial é o compromisso necessário entre o ganho de tensão e a resistência de entrada vista por cada uma das fontes de sinal. Uma alternativa a este circuito é o amplificador de instrumentação (**Fig.1**) constituído por dois amplificadores não inversores (**U1:A** e **U1:B**) e um amplificador diferencial (**U1:D**). A resistência de entrada vista por cada uma das duas fontes é infinita (coincidem ambas com a resistência de entrada dos terminais positivos dos AmpOps: VRA e VLA), ao passo que o ganho de tensão é dado pelo primeiro fator na equação **(1)**.

**Montagem e teste:** Construa o circuito da **Fig.1** utilizando  **$R_1 = R_2 = 100\text{ K}$** ,  **$R_{V_2} = 10\text{ K}$** , ( **$R = 100\Omega$**  entre  **$R_{V_2}$**  e o pino **6**),  **$R_3 = R_5 = 10\text{ K}$**  e  **$R_6 = R_7 = 33\text{ K}$** . Alimente as entradas VRA e VLA com um divisor de tensão composto de dois resistores de **1 K**, energizado com uma fonte AC de **100 mV** e **1 KHz** (use o gerador de funções) ver **Fig.6**.



**Fig.6:** Divisor de tensão

**1.1** – Quais são as amplitudes dos sinais nas saídas dos dois amplificadores não inversores (pino **1** e pino **7**)? Quais seriam os valores esperados teoricamente?

**1.2** – Qual é a tensão na saída **V<sub>out</sub>**. Qual a máxima ampliação observada?

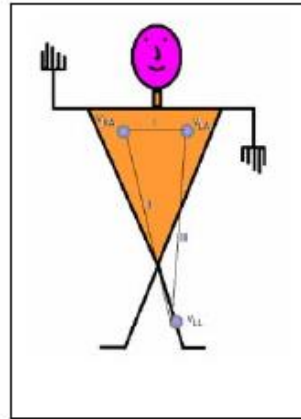
**1.3** – Conecte as entradas **V<sub>RA</sub>** e **V<sub>RL</sub>** diretamente na saída do gerador de sinal e repita as medidas 1.1 e 1.2. Qual a amplitude do sinal observado na saída **V<sub>out</sub>**? Discuta os resultados observados.

## Passo 2: Montagem do filtro passa-banda

Monte o filtro da **Fig.2** e **Fig.3**; (Passa Baixa (**U1:C**) e Passa Alta (**U2:A**)), coloque na entrada **V<sub>in</sub>** um sinal de **100 mV** e varie a frequência para determinar as frequências de corte **f<sub>L</sub>** e **f<sub>H</sub>**. **Lembre que a frequência de corte é aquela em que a amplitude do sinal cai à metade (6dB).**

## Passo 3: Medidas das atividades elétricas do coração (eletrocardiograma)

Medir a atividade elétrica do coração de um membro do grupo usando o amplificador instrumental montado nos itens anteriores. Sejam cuidadosos e fiquem atentos para evitar qualquer interferência nas medidas. Lembrem que agora a fonte de sinal é o seu colega e não mais o gerador. Seleccionem um membro do grupo para ser o voluntário e acople nele dois eletrodos conforme mostra a figura abaixo. Adicione um do no lado esquerdo e outro no lado direito tórax (próximo ao ombro) e um terceiro eletrodo na perna esquerda. Caso os eletrodos não tenham gel, adicione o gel disponível para melhorar o contato.



**Fig.7:** Esquema da medida das atividades elétricas cardíacas usando um amplificador instrumental diferencial.

### Passos para as medidas

**3.1** - Com o osciloscópio, verifique o sinal cardíaco diretamente entre os pares de eletrodos **VRA** e **VRL**. Você consegue ver o sinal cardíaco ou apenas ruído? Descreva sua observação.

**3.2** - Conecte o par de eletrodos nas entradas **VRA** e **VRL** do amplificador instrumental. Conecte a saída do amplificador **Vout (Pt.1)** no osciloscópio. E agora, você observa algum sinal cardíaco? Desenhe o formato do sinal observado. Repita este procedimento entre os pares de eletrodos **VRA** e **VLL (LEAD II)** e entre **VLA** e **VLL (LEAD III)**. Compare os sinais observados com os correspondentes da literatura.

**3.3** - Conecte a saída do seu amplificador instrumental **Vout (pino 14)** na entrada **Vin** do filtro passa banda e repita as medidas do item **3.2**.

**3.4** - Adquira o sinal cardíaco filtrado com um computador através de uma placa digitalizadora **AD** controlada por um software em ambiente LabVIEW usando os seguintes parâmetros de digitalização: Número de pontos: **10.000**; Freq. de digitalização: **1000 Hz**; limites de amostragem: **-10 à 10 Volts**.  
Nome dos arquivos: Sinal **VRA** e **VLA (leadI.dat)**; Sinal **VRA** e **VLL (leadII.dat)**; Sinal **VLA** e **VLL (leadIII.dat)**

**3.5** - Mude os eletrodos de posição, colocando nos pulsos dos braços esquerdo e direito e na perna direita. O que acontece com o sinal.

### Melhorando o seu sinal

Caso você deseje melhorar a qualidade do seu sinal, você deve adicionar um filtro Notch e um amplificador na saída, conforme descrição a seguir:

### Passo 4: Montagem do Filtro Notch

Monte o filtro da **Fig.4**, use (**U2:C** e **U2:D**) e valores de R e C conforme indicados no circuito. Coloque na entrada **V<sub>in</sub>** (**Pt.3**) um sinal de **100 mV** com frequência de **60 Hz**.

Determine o fator de atenuação na amplitude do sinal de **60 Hz**.

### **Passo 5: Montagem do Amplificador**

Monte o Amplificador da **Fig.5**, use o (**U2:B**) e valores de R conforme indicados no circuito. Coloque na entrada **V<sub>in</sub>** um sinal de saída do filtro alimentado com um sinal de **100 mV** e com frequência de **60 Hz**.

## **MATERIAIS**

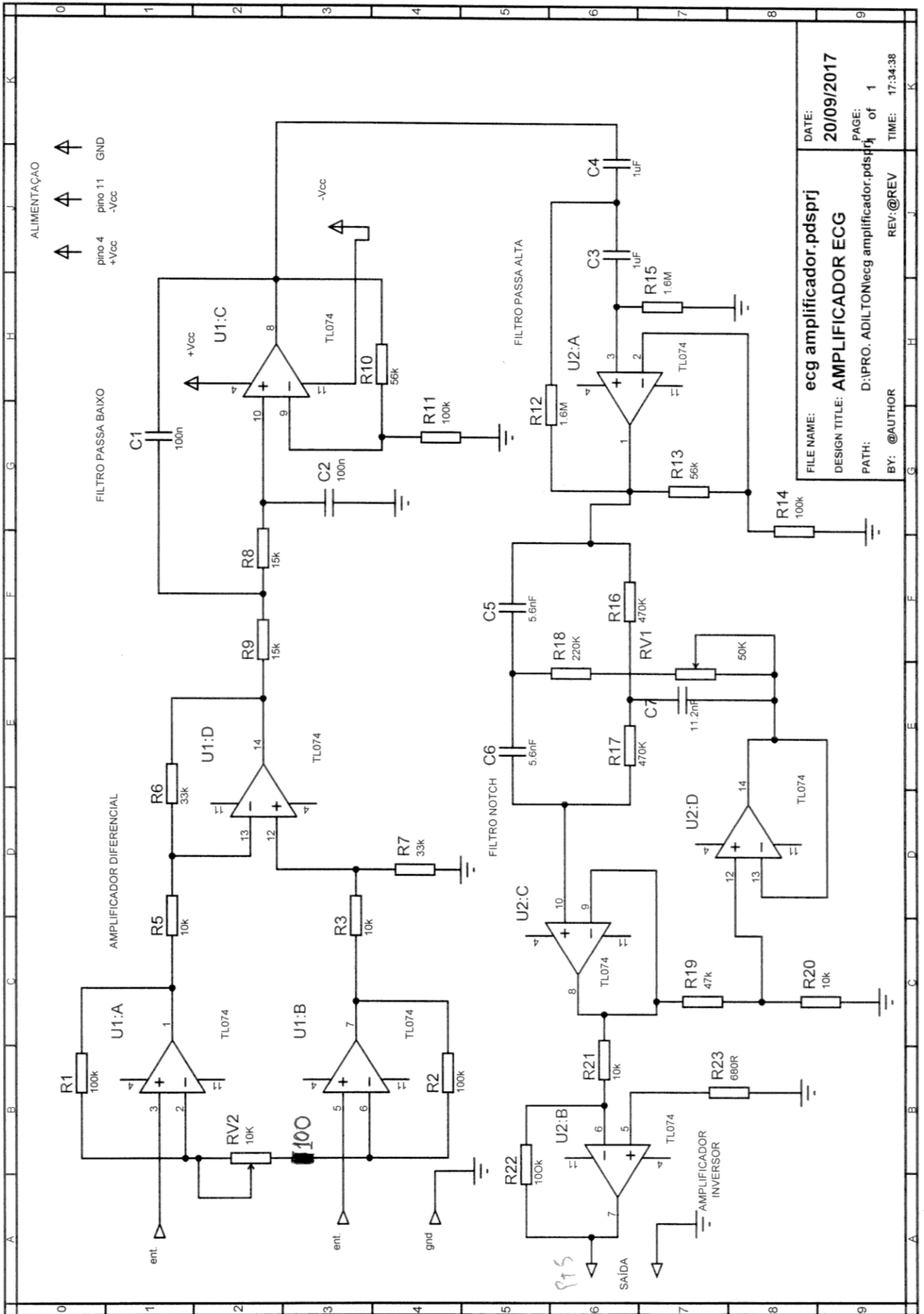
Gerador de função; resistores, Capacitores e operacional TL074; eletrodos e gel.

Atenção: Discuta os resultados com base nos detalhes apresentado na literatura sobre medidas de atividades elétricas.

## **Referências:**

1. Medical instrumentation: application and design (2001). **John G. Webster, editorcontributing authors, John W. Clark, Jr.**
2. Introduction to Biomedical Equipment Technology (1998). **Joseph J. Carr - John M. Brown e Prentice Hall;**
3. Jaakko Malmivuo & Robert Plonsey: [Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields](#), Oxford University Press, New York, 1995
4. [https://en.wikipedia.org/wiki/Band-stop\\_filter](https://en.wikipedia.org/wiki/Band-stop_filter) acessado em 29/09/2017





FILE NAME: **ecg amplificador.pdsprj**  
 DESIGN TITLE: **AMPLIFICADOR ECG**  
 PATH: D:\PROJ. ADILTON\ecg amplificador.pdsprj  
 BY: @AUTHOR  
 REV: @REV  
 DATE: **20/09/2017**  
 PAGE: of 1  
 TIME: 17:34:38