

3

Desenvolvimento de um Eletroencefalógrafo

3.1.Descrição

Um sinal eletroencefalográfico é normalmente medido usando-se eletrodos revestidos por cloreto de prata, embora outros materiais também sejam utilizados, como prata, estanho, aço e ouro. Neste trabalho, foi utilizada uma touca produzida pela empresa Electro-Cap International, Inc., contendo 20 eletrodos de prata revestidos por cloreto de prata (Ag/AgCl), e posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10-20. Para maior contato com o escalpe, isentando o usuário da remoção do cabelo, um gel médico fabricado pela mesma empresa é também utilizado, aplicando-o com uma seringa no centro do eletrodo. O sistema pode ser visto na Figura 16.



Figura 16 - Electro-Cap e acessórios.

A amplitude do sinal EEG é de apenas alguns micro-volts. O sinal precisa ser amplificado milhares de vezes antes de ser digitalizado. Por ser muito fraco, o sinal está sujeito a ruídos, em especial o ruído da rede elétrica (50/60Hz), que é transmitido por meio de campo elétrico.

Para lidar com isso, o sinal é primeiramente amplificado por um amplificador instrumental de alta qualidade (INA114), que mede a diferença de potencial entre dois eletrodos. Isso garante que grande parte dos principais

ruídos não entre no sistema, pois o ruído nos dois canais é basicamente o mesmo. Após passar pelo amplificador diferencial, o sinal é amplificado novamente em duas etapas e passa por um filtro passa-baixa que minimiza a distorção que pode ocorrer quando o sinal é digitalizado em baixa frequência (efeito de *aliasing*).

Para este objetivo, neste trabalho foi construído um eletroencefalógrafo de oito canais baseado no projeto OpenEEG [52], onde cada canal possui as características descritas acima e são referenciados ao sinal do eletrodo de referência posicionado no lóbulo da orelha esquerda. Um canal do equipamento pode ser representado pelo diagrama da Figura 17. A figura mostra também o circuito chamado de *Right-leg driver*, que será explicado posteriormente.

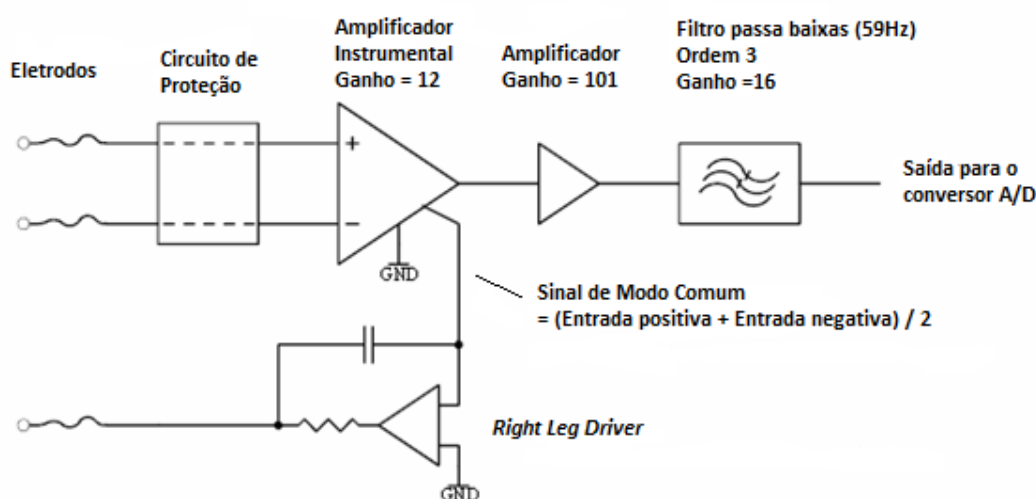


Figura 17 - Diagrama de um canal do eletroencefalógrafo.

3.2.Circuito de Proteção

Os eletrodos são conectados a um circuito de proteção, que é a primeira parada para o sinal EEG ao entrar no equipamento. Cada canal possui dois sinais diferenciais que entram no circuito de proteção através de um par de resistores de 2,2K e três capacitores (10pF, 100pF, 100pF). Esta fase inicial suprime sinais de radiofrequência (RF) que possam entrar no sistema através dos cabos dos eletrodos.

Após essa etapa, mas antes da fase de instrumentação, cada sinal diferencial pode ser observado individualmente. Os sinais individuais, em seguida, passam por um circuito ceifador. O circuito ceifador é essencialmente um par de transistores NPN/PNP que entram em condução caso a tensão de entrada seja superior a cerca de 0,58V em módulo. Sob tensões acima deste nível, os transistores agem como circuitos abertos, e drenam todas as correntes

prejudiciais para a linha de terra. Isso protege tanto o usuário quanto o eletroencefalógrafo. Após o circuito ceifador, o sinal passa por mais dois resistores de 2,2K, a fim de fazer o casamento de impedância com os eletrodos, evitando assim a distorção dos sinais [53]. Concluído o circuito de proteção (Figura 18), o sinal vai para a etapa de amplificação.

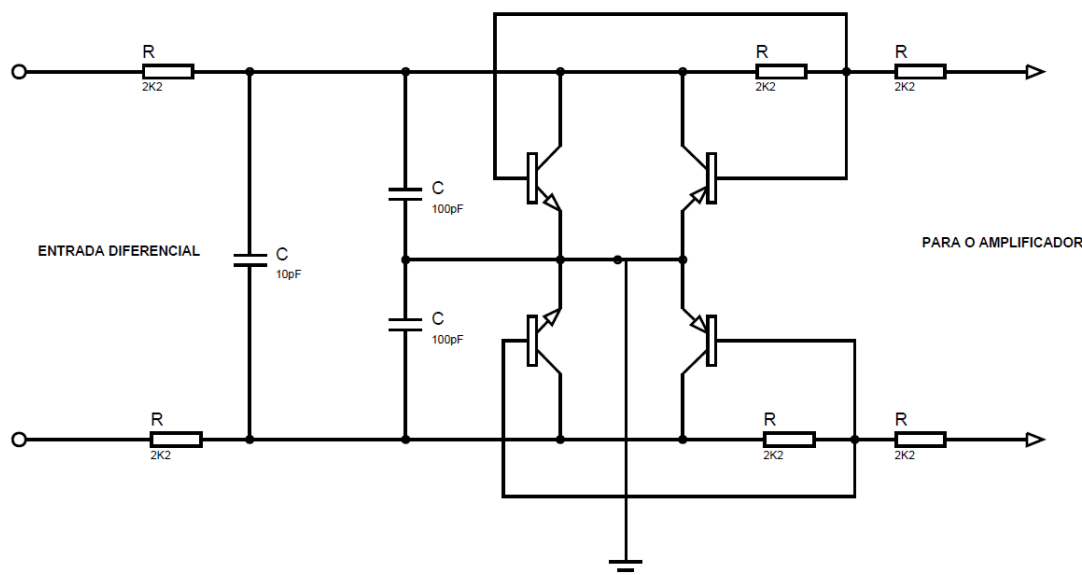


Figura 18 - Circuito de proteção.

3.3. Amplificação

O circuito de amplificação é dividido em três estágios contendo, entre eles, alguns filtros para condicionar o sinal. O primeiro estágio de amplificação consiste no uso de um amplificador instrumental, enquanto os outros dois são implementados com amplificadores operacionais, sendo o último um filtro ativo do tipo Bessel.

Amplificadores instrumentais são fundamentais para combinar os sinais diferenciais na fase de amplificação. Embora existam muitas aplicações e tipos de amplificadores instrumentais, o sistema de baixa potência provou ser o método mais adequado para aquisição de sinais EEG [53].

O amplificador instrumental pode ser considerado o componente mais importante do eletroencefalógrafo. É esse componente que controla a combinação dos sinais diferenciais e configura a taxa de rejeição de modo comum para todo o equipamento. O amplificador instrumental é também responsável por lidar com o ruído dos sinais de entrada pois, além de amplificar o sinal diferencial, ele abaixa a impedância do sistema, resultando numa menor sensibilidade a ruídos.

Para esse projeto, o amplificador instrumental INA114 (Figura 19), fabricado pela *Texas Instruments*, foi escolhido por possuir qualidade superior aos seus equivalentes, além de contar com circuitos de proteção contra sobre-tensão e uma entrada referencial para eliminação de níveis DC em relação à referência do resto do circuito.

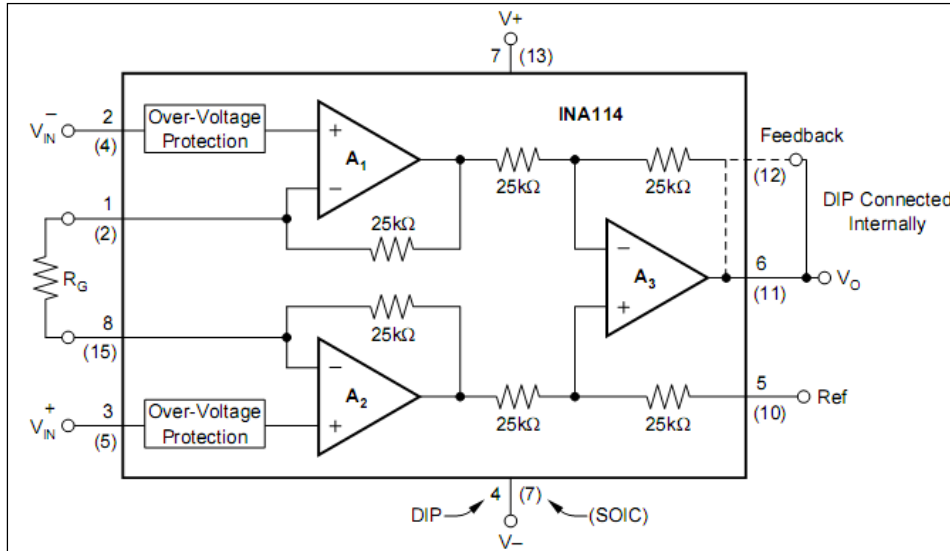


Figura 19 - Amplificador instrumental INA114 – Texas Instruments

Este amplificador possui ganho na amplificação do sinal diferencial que pode variar de 1 a 10.000 vezes, dependendo da escolha do resistor externo R_G , de acordo com

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50K\Omega}{4.4K\Omega} = 12.36 \quad (2)$$

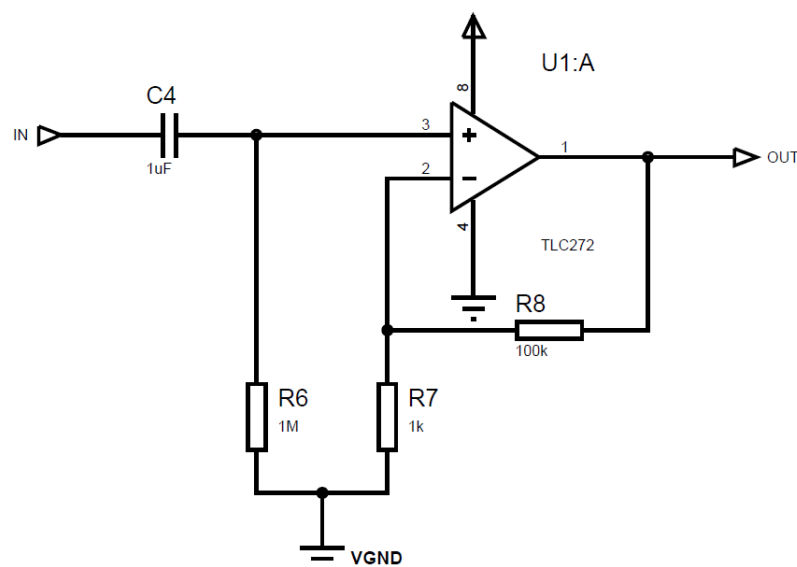


Figura 20 - Segundo estágio de amplificação.

Em seguida, o sinal passa por um filtro passa-alta com frequência de corte centrada em 0.16 Hz (valor resultante dos valores de componentes comerciais encontrados no mercado que mais se adequam à remoção do nível DC), usado como redundância para remover qualquer nível de corrente contínua remanescente. Uma vez filtrado, o sinal se encaminha para o segundo estágio de amplificação (Figura 20), que é responsável pelo ajuste fino do ganho do circuito como um todo.

O ganho do amplificador é facilmente calculado pela equação de um amplificador com realimentação negativa em configuração não inversora. Sendo assim, a frequência de corte e o ganho de amplificação podem ser calculados respectivamente por

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 10^6 * 10^{-6}} = 0.1591 \text{ Hz} \quad (3)$$

$$G = 1 + \frac{R_8}{R_7} = 1 + 100 = 101 \quad (4)$$

O terceiro estágio de amplificação (Figura 21) é precedido também por mais um filtro passa-alta, com as mesmas propriedades do filtro anterior. Diferentemente do segundo, o terceiro estágio de amplificação implementa também um filtro passa-baixa do tipo Bessel de terceira ordem, com frequência de corte centrada em 59Hz (para redução de 60Hz). Este filtro elimina ruídos de alta frequência, amenizando também o ruído da rede elétrica, sendo importante também para evitar o efeito de *aliasing*, caso seja feita uma conversão em baixa frequência. O ganho desse estágio na banda passante é igual a 16.

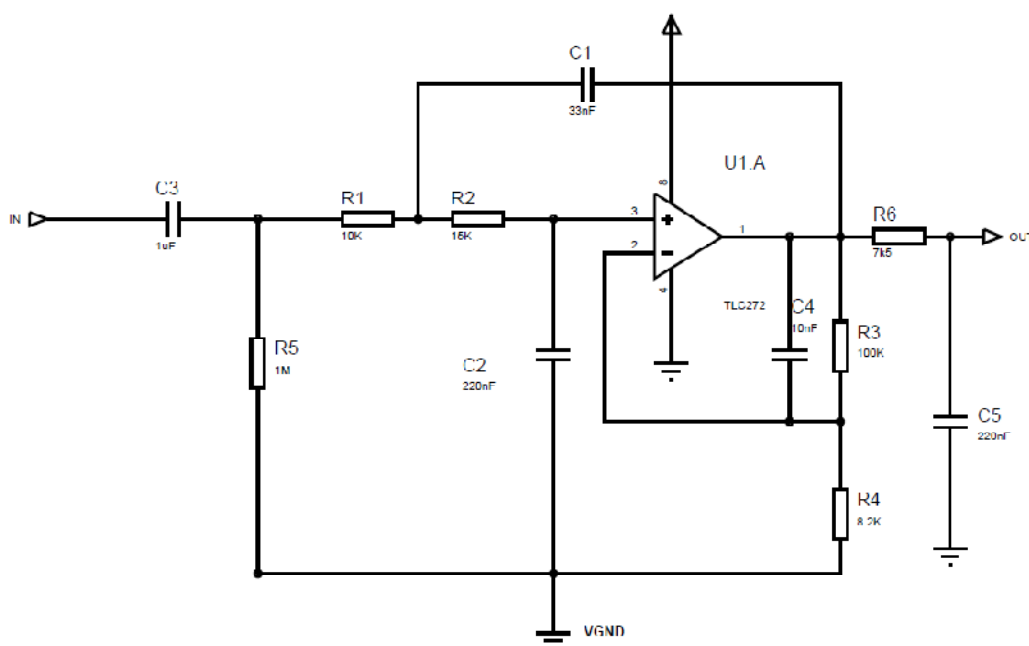


Figura 21 - Terceiro estágio de amplificação.

Estando os três estágios de amplificação em série, o ganho total do amplificador é de aproximadamente $2 \cdot 10^4$ na banda passante o que, multiplicado pelo sinal eletroencefalográfico (máximo de $50 \mu\text{V}$ nos sinais de interesse), resulta num sinal com amplitude em torno de 1V para leitura do conversor A/D. A Figura 22 mostra o diagrama de Bode do circuito, englobando todos os estágios de amplificação e filtragem. A curva superior corresponde à magnitude e a inferior à fase do circuito.

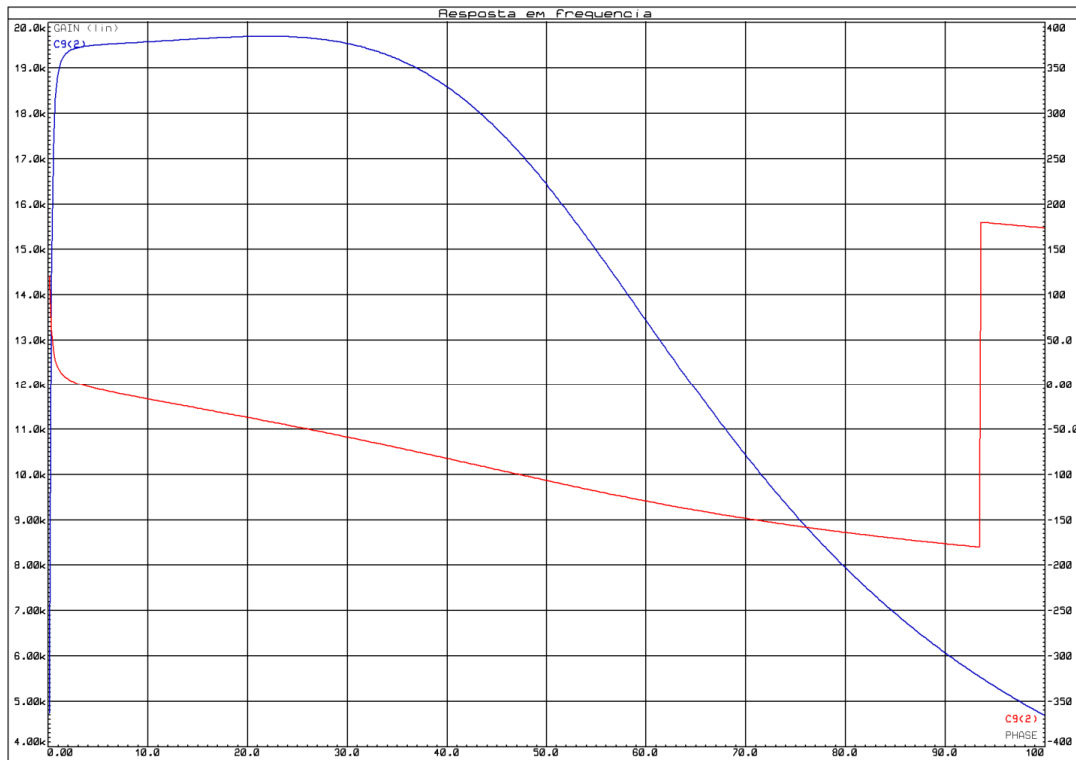


Figura 22 - Diagrama de Bode do amplificador.

Pode-se observar que a curva da magnitude permanece quase plana até a frequência de 30Hz, que é o limite da região de interesse das bandas dos sinais eletroencefalográficos. Na mesma faixa verifica-se também que não há inversão de fase, resultando assim em uma amplificação homogênea das bandas de interesse.

Para que não haja a necessidade do uso de uma fonte simétrica para os amplificadores operacionais e instrumentais, foi criado um terra virtual com tensão de referência de 2,5V, uma vez que a tensão de alimentação do circuito é de 5V. Sendo assim, todo o circuito está referenciado ao terra virtual, sendo o terra real (0V) usado para excursionar sinais negativos. O terra virtual é gerado através do circuito integrado TLE-2425 da *Texas Instruments*, produzido justamente para essa finalidade.

3.4.Right-Leg Driver (RLD)

O circuito RLD, comumente utilizado em sinais de baixa potência [54], é usado para aumentar a rejeição de modo comum do circuito (*Common-Mode Rejection Rate* – CMRR). A idéia deste circuito consiste, basicamente, na estimativa dos sinais comuns às entradas diferenciais do amplificador e na seguinte inversão e atuação deste sinal de volta para o usuário, na tentativa de eliminar qualquer variação do potencial de modo comum.

O amplificador instrumental escolhido (INA114) prevê o uso do RLD (Figura 23) em suas especificações [55], utilizando dois resistores em série e de mesmos valores, no lugar do resistor R_G , estimando assim o ruído de modo comum.

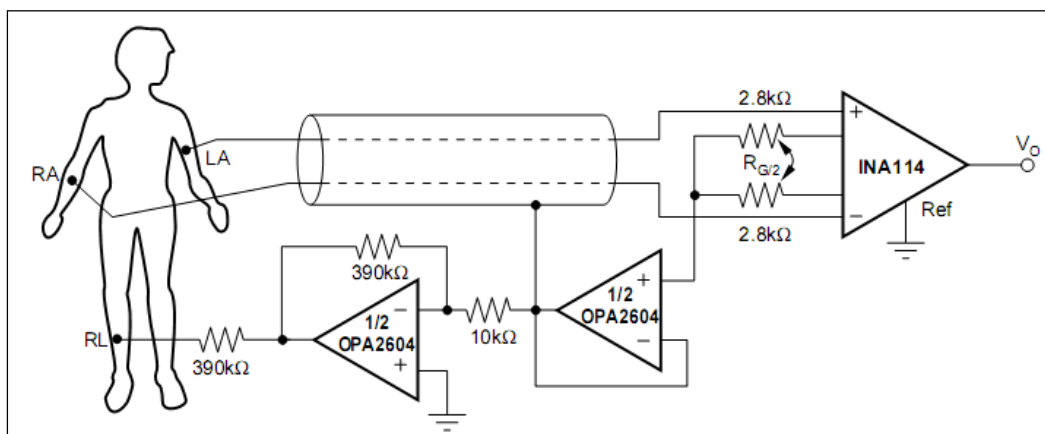


Figura 23 - RLD para o circuito integrado INA114

Este circuito é implementado em duas etapas. Na primeira, é feito um somatório dos sinais de modo comum de todos os amplificadores do eletroencefalógrafo e, na segunda, é feita a inversão e amplificação do sinal para que, através de um eletrodo, seja atuado no usuário.

Cada canal possui um amplificador operacional em configuração não inversora e com ganho unitário para evitar que possíveis correntes retornem às entradas dos amplificadores instrumentais. Os sinais amplificados são unidos através de resistores de $10K\Omega$ à linha chamada de COMM (Figura 24), que representa a soma dos sinais de todos os canais. A linha COMM é então invertida e amplificada, para que consiga atuar no potencial do corpo humano e cancelar flutuações da referência do mesmo. Dessa forma, aumenta-se a rejeição de modo comum para o amplificador instrumental. Nesse trabalho, o eletrodo do RLD é conectado ao lóbulo da orelha direita.

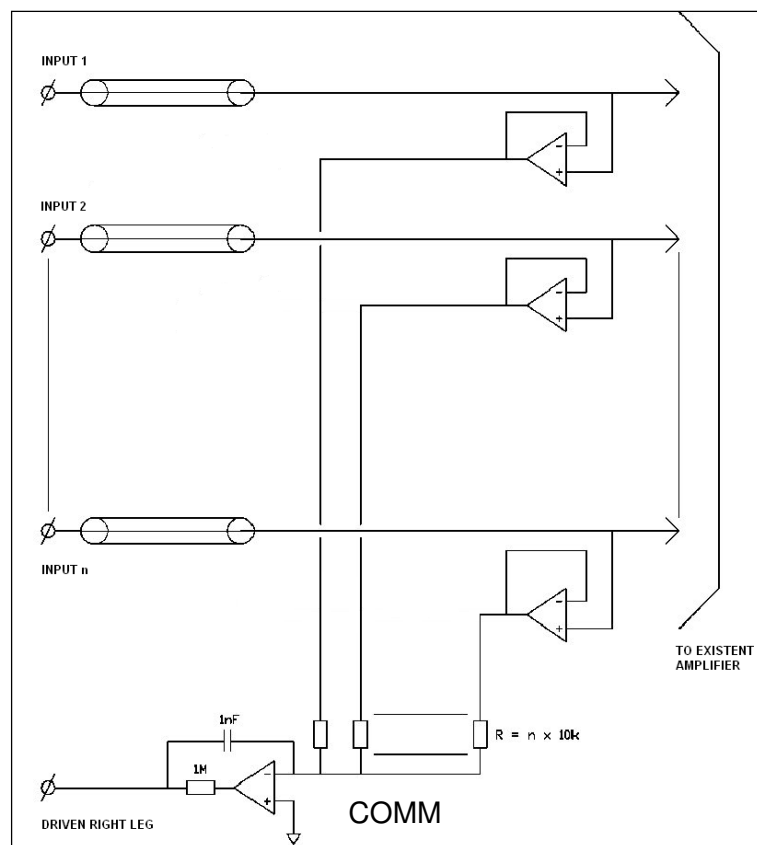


Figura 24 - RLD para vários canais de amplificação.

3.5. Conversão Analógico-Digital

Após a etapa de amplificação, quando o sinal eletroencefalográfico possui maior amplitude e redução dos sinais indesejados, é necessária a digitalização dos sinais. Para isso foi utilizado o conversor analógico-digital NI USB-6009 produzido pela *National Instruments* [56].



Figura 25 - NI USB-6009.

Esse conversor possui resolução de 14 bits, com frequência máxima de aquisição de 48 KHz. O conversor foi utilizado no modo *single-ended* (todos os canais referenciados a um único potencial), e sua referência ligada à referência do circuito (terra virtual).

Os dados convertidos podem ser obtidos por um computador pessoal via conexão USB. O computador pessoal utilizado é um *notebook Toshiba Satellite*, com processador Intel Core 2 Duo – 2.2GHz, e com memória RAM de 3Gb.

3.6.Construção do Eletroencefalógrafo.

Com o projeto finalizado, algumas considerações acerca da montagem do equipamento foram feitas. A primeira delas foi a escolha dos componentes eletrônicos utilizados. Nesse projeto optou-se pela utilização de componentes SMD (*Surface Mounted Device*), por serem menores, reduzindo o tamanho total da placa de circuito impresso, e por serem menos suscetíveis a ruídos em rádio frequência. A tolerância de todos os resistores e capacitores utilizados foi limitada a 1%, garantindo a fidelidade e desempenho dos filtros projetados.

O desenho esquemático da eletrônica foi feito utilizando o *software* Proteus-VSM desenvolvido pela ©Labcenter Electronics, e a placa de circuito impresso desenhada utilizando o *software* ARES, do mesmo fabricante. No desenho da placa de circuito impresso (Figura 26) alguns cuidados como dimensionamento e geometria das trilhas foram tomados.

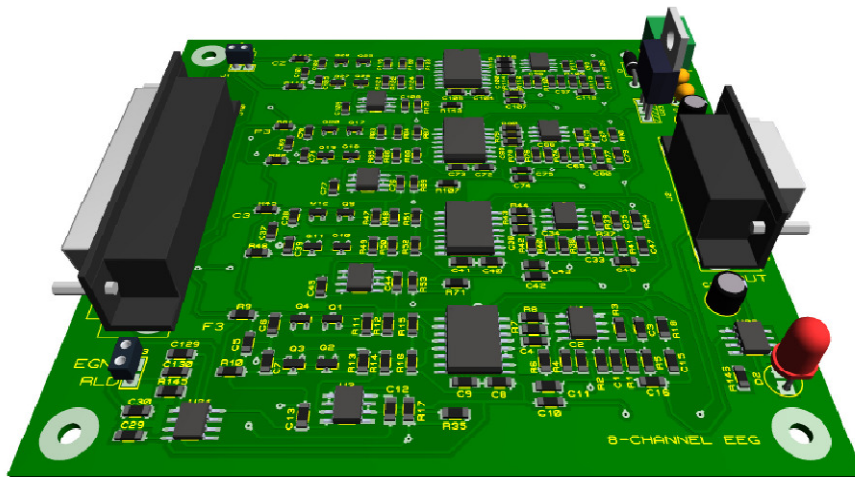


Figura 26 - Renderização da eletrônica do eletroencefalógrafo.

Para maior aproveitamento de espaço e consequente redução das dimensões da placa de circuito impresso, as duas faces da mesma foram utilizadas, alocando-se quatro canais em cada lado. A placa foi projetada também com um conector DB-25 para conexão direta com a touca de eletrodos.

Para reduzir possíveis ruídos por indução, a eletrônica foi encapsulada em uma caixa de metal e devidamente aterrada à mesma. A malha de terra utilizada está conectada à referência do circuito (terra virtual - VGND) e aos furos de fixação mecânica da placa que, por sua vez, estão conectados à caixa metálica.

Visando uma maior segurança do equipamento, a alimentação do circuito, bem como do computador pessoal, foi feita através de baterias, evitando assim qualquer conexão com a rede elétrica. As baterias, assim como a eletrônica e o módulo de conversão analógico-digital, estão encapsuladas dentro da mesma caixa metálica.

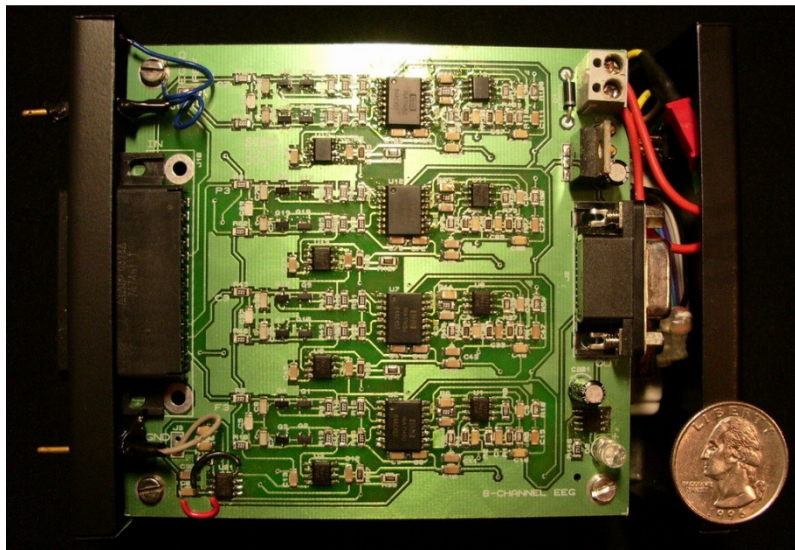


Figura 27 - Eletroencefalógrafo com a caixa metálica aberta.

O eletroencefalógrafo, mostrado na Figura 27, atingiu a dimensão final de 11cm x 10cm x 7cm. Dessa forma o equipamento está pronto para fornecer sinais EEG digitalizados ao computador pessoal. A Figura 28 apresenta a gravação de 4 segundos na posição Cz (central zero). Para verificação das propriedades foi pedido que o usuário piscasse e em seguida rangesse os dentes, gerando sinais compatíveis com os esperados. No próximo capítulo, os sinais capturados serão pré-processados e suas características extraídas.

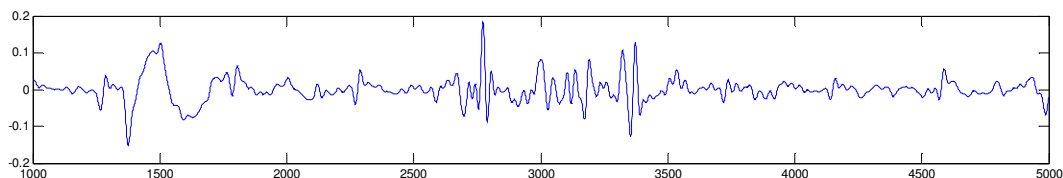


Figura 28 - Sinal EEG na posição Cz.