UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO

CELSO LUIZ BARROSO DE MORAES

PLATAFORMA DE CAPTURA E ENVIO SEM FIOS DE SINAIS EEG E sEMG

VITÓRIA – ES
JULHO/2014

CELSO LUIZ BARROSO DE MORAES

PLATAFORMA DE CAPTURA E ENVIO SEM FIO DE SINAIS EEG E sEMG

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Celso Luiz Barroso de Moraes**, apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

_____
Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Orientador

_____
M. Sc. Denis Delisle Rodriguez
Coorientador

_____
Celso Luiz Barroso de Moraes
Aluno

VITÓRIA – ES
JULHO/2014

CELSO LUIZ BARROSO DE MORAES

PLATAFORMA DE CAPTURA E ENVIO SEM FIO DE SINAIS EEG E sEMG

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Celso Luiz Barroso de Moraes**, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovada em 25, de Julho de 2014.

COMISSÃO EXAMINADORA:

_____

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

_____

M. Sc. Denis Delisle Rodriguez
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador

_____

Prof. Dr. André Ferreira
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

_____

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

AGRADECIMENTOS

Agradeço antes de tudo a meus pais, por sempre terem me apoiado em todas as decisões acadêmicas que eu tomei, e sempre me ajudarem a levantar quando eu cai e me elevar mais ainda quando eu já estava de pé.

Ao meu professor orientador Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, por ter aceito me orientar para desenvolver este projeto e ter me acolhido como membro de seu laboratório, sempre mostrando um enorme respeito e companheirismo comigo.

Ao meu coorientador, M. Sc. Denis Delisle Rodriguez, que, sem ele, este projeto com certeza não teria sido possível. Muito obrigado Denis por ter me guiado durante esses meses, ter me acalmado em momentos de desespero quando o circuito não funcionava, e acima de tudo ter sido um grande amigo.

Aos professores Dr. Anselmo Frizera Neto e Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto, muito obrigado por terem me ajudado durante a minha graduação, me provendo com oportunidades para expandir cada vez mais meu currículo e me ajudando a seguir minhas ambições.

Aos meus amigos de universidade, tanto brasileiros quanto coreanos, quero agradecer por sempre estarem ao meu lado, me fazendo rir em horas difíceis e me ajudando a crescer cada vez mais como pessoa e estudante.

Muito obrigado a todos!

RESUMO

O trabalho apresenta o desenvolvimento de uma plataforma de aquisição de sinais de EEG e de sEMG de maneira sem fio, para possibilitar, em futuras aplicações, a análise destes sinais em uma estação remota fixa.

Para cada um destes sinais foi calculado e desenvolvido um circuito de aquisição, através de amplificação e filtragem, para posteriormente serem enviados a uma placa com um conversor analógico digital. O sinal após ser convertido, é enviado para um computador onde, através do programa *Matlab* tinha seus valores lidos.

Para o sinal de EEG foi possível captar através dos testes os sinais relacionados ao ritmo Alfa e o sinal SSVEP. Em relação ao sinal de EMG foi possível detectar a ativação do músculo tibial através de um aumento de amplitude da tensão.

Devido ao seu caráter móvel, este trabalho pode ser utilizado para diversas aplicações, como controle de exoesqueletos ou outros equipamentos, como cadeira de rodas, andadores e etc.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Robô ASIMO da Honda 9
Figura 2 - Cadeira de rodas UFES 10
Figura 3 - Ondas EEG 14
Figura 4 - Sinal EMG captado pelos eletrodos 16
Figura 5 - Representação do Gatilho EMG 17
Figura 6 - Sinal EMG "puro" 18
Figura 7 - Esquema dos amostradores da stellaris 20
Figura 8 - Esquema conversor SAR 21
Figura 9 - Esquema do SAR da Stellaris. 21
Figura 10 – Funcionamento do AFH 24
Figura 11 - Esquematização dos protocolos 25
Figura 12 - Pinos do módulo HC-06 26
Figura 13 - Esquema de montagem dos eletrodos EEG 28
Figura 14 - Esquema do circuito EEG 28
Figura 15 - Internamente do INA118 29
Figura 16 - Diagrama circuito alimentação 30
Figura 17 - Circuito de captação EEG 31
Figura 18 - Esquema de blocos representado circuito 31
Figura 19 - Esquema circuito sEMG 32
Figura 20 - Onda Senoidal F= 20Hz 33
Figura 21 - Onda Quadrada 20 Hz 34
Figura 22 - Onda triangular 20 Hz 34
Figura 23 - Resposta em frequência do sinal EEG 35
Figura 24 - Resposta em frequencia sEMG 36
Figura 25 - Captura EEG olhos fechados e abertos 37
Figura 26 - Sinais sEMG 37
Figura 27 - Resposta potencial evocada para 6.4 Hz 38
Figura 28 - Resposta potencia evocado para 8.0 Hz 38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AD	Analógico-Digital
BCI	Interface cérebro-computador
ECOG	Eletrocortiográfico
EEG	Eletroencefalográfico
EMG	Eletromiográfico
EOG	Eletrooculográfico
HCI	Interface de controle do *host*
ITR	Taxa de transferência de informação
L2CAP	Protocolo de adaptação e controle lógico de link
LAI	Laboratório de Automação Inteligente
LMP	Protocolo de gerenciamento de links
RFCOMM	Comunicação por rádio-frequência
SAR	Registrador de aproximação sucessiva
SDP	Protocolo de descoberta de serviço
SSVEP	Potencial de estado estável evocado visualmente
sEMG	Eletromiografia de superfície
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS ..... **III**
RESUMO ..... **IV**
1 INTRODUÇÃO **8**
1.1 Justificativa 10
1.2 Objetivo geral e objetivo específico 12
2 SINAIS BIOLÓGICOS **13**
2.1 Sinais EEG 13
2.2 Sinais sEMG 15
3 CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL E TRANSMISSÃO BLUETOOTH **19**
3.1 Conversão analógico digital 19
3.2 Transmissão Bluetooth 23
4 CIRCUITO DESENVOLVIDO **27**
5 RESULTADOS OBTIDOS **33**
6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS **40**
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS **42**
APÊNDICE 1 – CÓDIGO STELLARIS **46**
APÊNDICE 2 – CÓDIGO MATLAB **49**

1 INTRODUÇÃO

O estudo de sinais cerebrais (EEG) e mioelétricos (EMG), apesar de ser constantemente abordado como um assunto revolucionário e tratado muitas vezes como algo de ficção científica, não é uma área de conhecimento nova. O primeiro registro de um sinal EEG foi realizado por Richard Caton em 1875 (HASS, 2013), um médico inglês da cidade de Liverpool que captou fenômenos elétricos através de partes expostas de cérebro de coelhos e macacos, e publicou tal achado em um jornal científico da época. Em relação aos sinais EMG, os estudos são ainda mais antigos, datando de 1666, (RAEZ, HUSSAIN, MOHD-YASIN, 2006) quando o italiano Francesco Redi fez o primeiro estudo sobre o assunto através da observação de enguias e, em anos mais tarde (1792), outro cientista italiano chamado Luigi Galvani, demonstrou que contrações musculares podem gerar eletricidade.

Existem vários espectros desses sinais que estão sendo explorados atualmente, cada um sendo consequência de uma espécie de estímulo diferente, seja no cérebro ou no músculo. Sinais EEG geralmente possuem uma amplitude extremamente reduzida (da ordem de micro volts) e, portanto, são bastante propensos a ruídos e necessitam de uma grande filtragem e amplificação. Como estes sinais possuem uma frequência geralmente baixa, eles são filtrados por um filtro passa-faixa com frequências de corte de aproximadamente 0.1 e 60Hz.

Por outro lado, sinais EMG são caracterizados por contrações musculares, e se caracterizam por ter uma faixa de frequência extensa, tendo que, portanto, ser filtrados por um filtro passa-faixa com frequência de corte de 0.1 a 1000 Hz. Sua amplitude é bem considerável se comparada aos sinais EEG, chegando a valores da ordem de mV, tendo portanto uma característica de detecção bem facilitada. Quando o sinal EMG é capturado na superfície da pele, ele é denominado EMG de superfície, ou sEMG.

Recentemente, devido ao avanço nas técnicas de processamento de dados, e de fabricação de sensores cada vez mais precisos e portáteis, está acontecendo um desenvolvimento significativo nesse campo. As áreas de atuações que podem ser abrangidas atualmente devido a estes novos desenvolvimentos são das mais variadas, onde tem-se como principal utilização a área médica, pois sinais EEG podem ser utilizados para detectar condições como epilepsia, morte cerebral e derrame, enquanto sinais EMG podem ser utilizados para controle de próteses robóticas.

No âmbito da Engenharia Elétrica, o uso mais frequente desses sinais são ambas relacionadas ao controle robótico e à criação de interfaces homem-máquina. Um exemplo de tal fato pode ser detalhado através do robô ASIMO, da Honda Motor Company (HONDA WORLDWIDE, 2009), mostrado na figura 1, onde o robô humanoide desempenha funções que são especificadas com base em dados adquiridos por uma interface entre um computador e o cérebro de um voluntário. Tendo em vista todas as possíveis áreas e a grande possibilidade de expansão futura, esse tema ainda não encontra limites de possíveis aplicações para o ser humano.

Figura 1 - Robô ASIMO da Honda.

Fonte: Honda worldwide, (2009).

Outro Exemplo é a cadeira de rodas robótica da UFES (Figura 2), a qual pode ser controlada por sinais sEMG (piscadas dos olhos) ou por sinais cerebrais (EEG), entre outras modalidades.

Figura 2 - Cadeira de rodas da UFES.

Fonte: Bastos (2014)

Este projeto de graduação propõe criar uma plataforma de coleta, processamento e envio de sinais EEG e sEMG, sem fios, e de pequenas dimensões, para que seja possível aumentar ainda mais a gama de utilização destes sinais. Isso pode ser realizado utilizando os eletrodos de EEG e sEMG conectados a um circuito de pré-filtragem e amplificação de sinais, seguida por um conversor analógico-digital que, posteriormente, envia os dados para um módulo de bluetooth para ser enviado para uma plataforma fixa, onde esses dados serão utilizados para a realização de vários tipos de estudos e tarefas.

1.1 Justificativa

Muito já foi realizado em relação à pesquisa de equipamentos de captura e processamento de sinais EEG e EMG. Apenas para dar um exemplo, pode-se citar os sensores EMG desenvolvidos em Lee, Kim, Oh (2012), onde, ao invés de se utilizar os sensores mais tradicionais disponíveis comercialmente, foi construído uma estrutura própria de captura. Estes sensores se diferenciam dos demais, principalmente pelo fato de serem secos, ou seja, não é necessária a utilização de um gel condutor para a melhor captação dos sinais. Ainda em relação a esse sensor, é interessante analisar os equipamentos que foram abordados para o estudo do sinal: foi utilizada uma placa de aquisição de dados PC104, com frequência de

amostragem de 1 kHz, sendo que posteriormente esses dados eram enviados para um computador que realizava o processamento do sinal.

Outro importante exemplo de pesquisa que está tendo resultado significativo nesta área é em relação ao tipo de condutor e à estratégia de captação utilizados para sinais EEG. Em vários artigos da literatura, como em Pivik et al. (1993), o método mais difundido para mapeamento de eletrodos EEG é baseado no sistema internacional 10-20, onde são utilizados de 21 a 32 condutores em um gorro para se fazer a captações destes sinais. Este fato, porém, vem sendo contestado recentemente, como feito em Popescu et al., (2007), obtendo-se um dados baseado apenas na utilização de 6 eletrodos, mas com uma taxa de transferência de informação de cerca de 30% em relação ao número de eletrodos normalmente empregados.

Em Baek et al.(2013) e em Lee et al. (2013) também foi abordada uma nova maneira de se realizar o estudo de sinais EEG através de diferentes tipos de eletrodos utilizados para a captação. Foi proposta a utilização de eletrodos com características capacitivas, ao contrário dos tradicionais feitos de AgCl, com a argumentação de que estes eletrodos teriam uma praticidade e portabilidade muito mais elevadas em relação aos comuns, podendo portanto ser utilizado em situações fora do laboratório para monitoramento de longa duração.

A importância, portanto, da realização deste Projeto de Graduação está na continuidade e melhora do estudo sobre o assunto. A plataforma desenvolvida, como resultado do projeto permitirá utilizar de maneira sem fio, vários equipamentos que sejam compatíveis para receber os sinais por bluetooth, tendo assim o projeto uma utilidade significativa.

.

1.2 Objetivo geral e objetivo específico

Objetivo geral:

Desenvolver uma plataforma de aquisição de sinais EEG e sEMG sem fio, com capacidade de processamento digital de sinais.

Objetivos específicos:

- Desenvolver um circuito de captura de sinais de EEG e sEMG que serão acoplados a uma placa contendo um DSP;
- Desenvolver o firmware do DSP que permite digitalizar e enviar ao transceptor Bluetooth os dados;

2 SINAIS BIOLÓGICOS

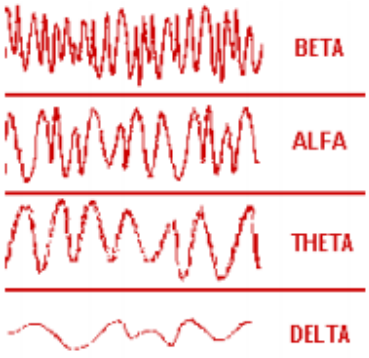
Nvos estudos e novas tecnologias vem sendo desenvolvidos a respeito de maneiras portáteis para realizar a captação de sinais biológicos para as mais diversas funções. Não apenas sinais EEG e sEMG mas também vários outros tipos de sinais biológicos, também estão sendo estudados para tentar desenvolver tecnologias que possam ser aplicadas para o dia a dia e para pesquisas científicas. Isso se deve pelas já citadas inúmeras possibilidades ainda existentes de se desenvolver aplicações revolucionárias que possam mudar de maneira drástica a vida dos seres humanos. Apesar de hoje em dia este assunto ainda ter problemas relacionados aos tipos de aplicações que possam ser realizadas, no futuro, espera-se que estas pesquisas possam não apenas ajudar a melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência, mas também melhorar as capacidades dos seres humanos em geral.

2.1 Sinais EEG

Os sinais eletroencefalográficos são certamente os mais estudados atualmente. Existem vários aspectos deste sinal que são abordados na literatura, e cada um representa um estado e aplicação diferente. A análise destes sinais é realizada de três principais maneiras: análise de frequências e suas amplitudes, análise da atividades elétrica, de acordo com um evento ocorrido, ou análise de sinais evocados por outros estímulos (visual ou acústicos).

A análise de frequência é realizado através dos ritmos presentes no cérebro em condições normais, e são classificadas como ritmos: Alfa, Beta, Teta e Delta. Eles são divididos principalmente em relação às suas faixas de frequência, onde o ritmo Delta é encontradas entre 0.5-4.0 Hz , ritmo Teta (4.0-8.0 Hz), ritmo Alfa (8.0-13.0 Hz) e, finalmente, ritmo Beta (>13Hz). Esses ritmos são mostrados na Figura 3. (TEPLAN, 2002).

Figura 3 - Ondas EEG.



Fonte: Sucholeiki (2012).

Os ritmos alfa podem ser observados entre as regiões posterior e occipitais do cérebro, tendo amplitude geralmente superior a 50 μV (Teplan,2002). Estes ritmos estão relacionados com o fechamento dos olhos e com condições de relaxamento. Esse tipo de ritmo também pode ser detectado durante o período REM do sono, sendo, neste caso, localizado no centro frontal do cérebro (TEPLAN, 2002). Outro tipo de ritmo na mesma faixa de frequência é o ritmo Mu. Este tipo de onda apresenta uma faixa de frequência similar a das ondas alfa (9 – 11 Hz), porém são encontradas em regiões totalmente diferentes, geralmente no córtex motor (região central do cérebro). Estas ondas são suprimidas sempre que acontece um movimento, ou simplesmente a imaginação da intenção do movimento, em um evento chamado de dessincronização. Foi observado também que apenas observando alguém realizar um movimento ocorre um supressão desta onda, caracterizando o chamado sistema neural espelhado (OBERMAN et al., 2005). Desta forma, este padrão de ondas está sendo bastante estudado com relação à sua aplicação em BCIs, principalmente no que diz respeito à intenção de movimentos.

Ritmos Beta são ondas que são geralmente predominante na atividade eletroencefalográfica em um adulto em condições normais. Estas ondas geralmente são divididas em 3 subtipos: ondas Betas baixas (13.0-16.0) Hz, ondas Betas (16.0-20.0) Hz e ondas Betas altas (20.0-28) Hz (RANGASWAMY et al., 2002).

Ritmos Teta são geralmente formas de onda que são observados nos seres humanos nas regiões corticais do cérebro. Estes tipos de onda geralmente são caracterizados em

crianças, mas também podem aparecer em adultos em condições de sonolência, meditações e estado de sono (excluindo o sono REM) (JOHNS HOPKINS, 200X)

Ritmos delta são aqueles que são relacionados com o estado NREM do sono e são utilizadas principalmente na caracterização do quão pesado é o estado do sono da pessoa em questão. Estas formas de ondas se tornam notáveis a partir do estágio 3 do sono e praticamente dominam o espectro EEG já no estágio 4 do sono. São muito mais fáceis de serem percebidos em crianças, sendo que sua amplitude vai sendo diminuída conforme o aumento da idade, podendo até desaparecer completamente a partir dos 75 anos. (SUCHOLEIKI, 2012)

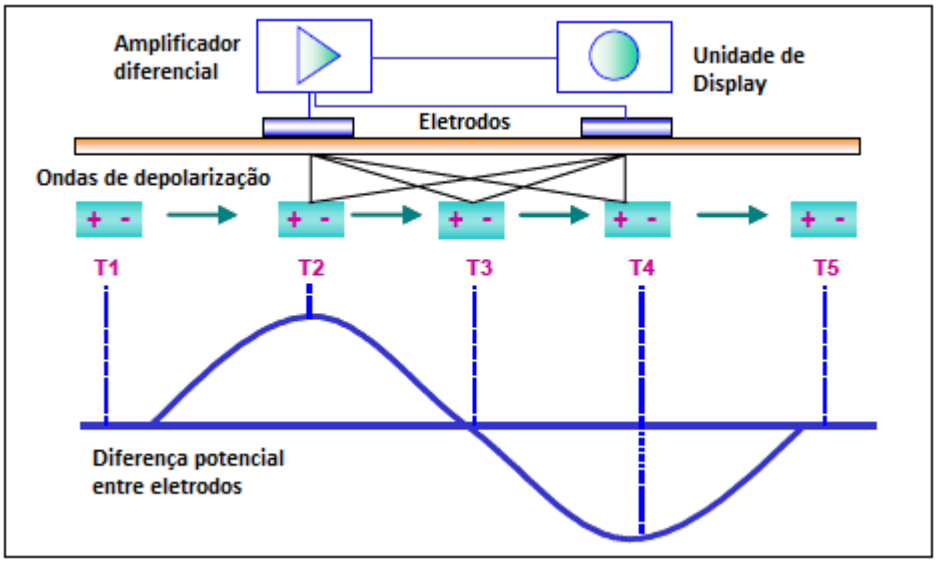
Os potencias relacionados a eventos e evocados possuem uma análise através da amplitude de sinal gerado devido a estímulo que podem ter diversas origens. A principal diferença entre os potenciais relacionados a eventos e os evocados é que o primeiro geralmente está relacionado com estímulos mais “profundos” como, por exemplo, estímulos cognitivos e de memória, enquanto o segundo está relacionado com processos físicos, como estímulos motores. Estes sinais apresentam uma amplitude extremamente pequena, portanto, para que se possa realizar uma boa análise destes é necessário, a obtenção de várias amostras para realizar a filtragem de ruídos e outros sinais indesejáveis (MISULIS, FAKHOURY, 2001). Dentre os principais tipos de potenciais relacionados a eventos podem-se citar:

2.2 Sinais sEMG

Em relação aos sinais sEMG, a captação é extremamente facilitada se comparada com o EEG, devido principalmente a maior amplitude que estes sinais apresentam. Estes sinais são gerados devido a variações fisiológicas no estado das membranas das fibras musculares. Existem basicamente dois tipos de sinais sEMG: sEMG neurológico, onde são estudados respostas musculares a estímulos elétricos externos em condições estáticas, e o sEMG cinesiológico, que é a ativação neuromuscular dos músculos em respeito a movimentos de postura e condições de exercícios. Para este trabalho será utilizado somente o segundo tipo de sEMG (cinesiológico).

Os sinais de sEMG são produzidos através da despolarização das membranas nas fibras musculares que geram potenciais de ação, e estes, por sua vez, são transmitidos com velocidade entre 5-6 m/s, sendo esta recuperação de sinais detectada por eletrodos (figura 3) (KONRAD, 2005).

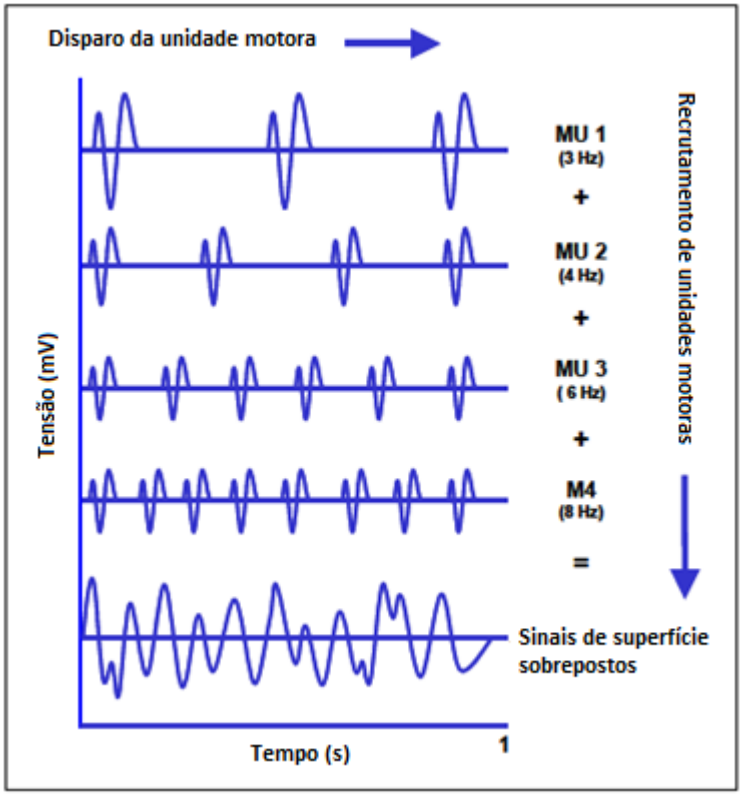
Figura 4 - Sinal EMG captado pelos eletrodos.



Fonte: Konrad (2005) (Modificada pelo autor).

As características destes sinais, como por exemplo a força de um determinado movimento e a modulação do processo de contração, podem ser analisadas através dos chamados “recrutamento” e “frequência de disparo” das unidades motoras (figura 5). Como a nossa pele possui uma característica de filtro passa-baixas, existe um contratempo em relação a esta análise, pois a frequência e a amplitude detectadas pelos sensores não representam as originais (KONRAD, 2005).

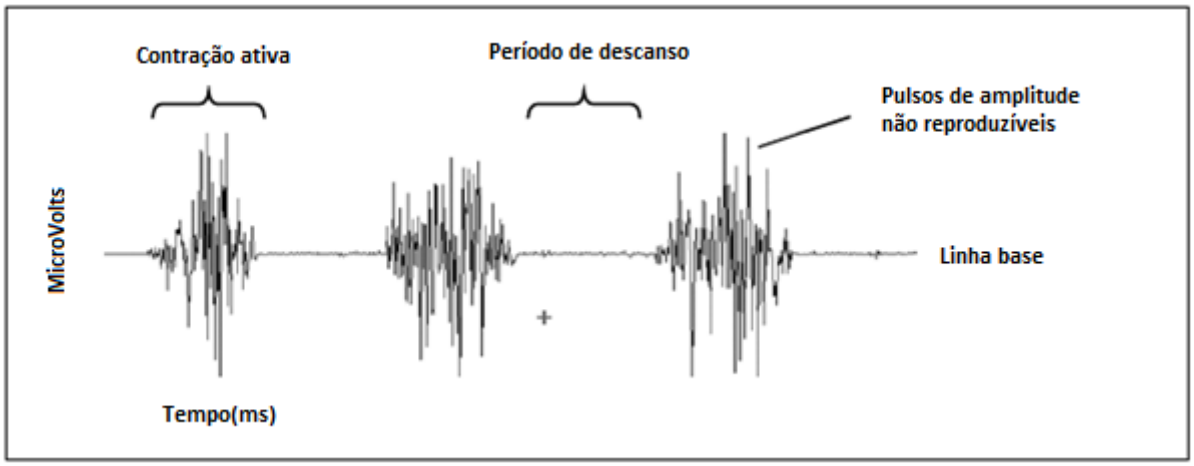
Figura 5 - Representação do Gatilho EMG.



Fonte: Konrad (2005).

Pode-se observar na figura 6 um exemplo de sinal sEMG captado na superfície da pele.

Figura 6 - Sinal EMG "puro".



Fonte: Konrad (2005).

O ruído presente na captura destes sinais normalmente estão na faixa entre 3-5 micro Volts, mas pode apresentar valores diferentes dependendo do tipo de equipamento que está sendo utilizado. Como se pode observar na figura 6 as formas de ondas observadas durante o período de contração são bastante aleatórias, mostrando que existe uma variação de picos de onda entre contrações dos mesmos músculos.

3 CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL E TRANSMISSÃO BLUETOOTH

Para a realização deste projeto foi utilizado a placa de desenvolvimento *Stellaris Launchpad LM4F120*, a qual possui dois conversores AD, vários pinos de entrada analógica, sistema de comunicação UART, I2C, SSP, o processador de baixo consumo energético *ARM® Cortex™-M4F*, e outras utilidades (TEXAS INSTRUMENT, 2014). Esta placa foi escolhida, devido a todas estas características citadas, tendo sido levado em consideração também a sua ampla popularidade na comunidade acadêmica (facilitando portanto a compra do dispositivo como também a resolução de possíveis problemas futuros) e também a linguagem de programação C utilizada amplamente difundida.

3.1 Conversão analógico digital

O conversor AD, como o nome propriamente explicita, é um dispositivo responsável por realizar conversões de sinais analógicos para digitais, que podem conter valores predefinidos, com tamanho variado de acordo com a resolução utilizada no conversor. Este componente é de grande importância, pois qualquer irregularidade que este possa possuir pode seriamente danificar o sinal e adulterar os resultados obtidos. Para a conversão dos sinais sEMG e EEG, o recomendado para se utilizar é uma resolução de 12 bits, (TEPLAN, 2012) e (FRIDLUND, CACIOPPO, 1986). Desta maneira, o sinal pode ser detectado até valores máximos de Vref/4096. A taxa de amostragem também é uma grandeza de papel fundamental neste processo, necessitando esta ser maior que pelo menos duas vezes a maior frequência do sinal. O recomendado porém é de, no mínimo, 3 vezes a frequência do filtro passa baixa, de fomar a garantir a estabilidade do sinal. A placa Stellaris possui dois conversores AD com resolução de 12 bits que atuam de maneira totalmente independente, podendo, portanto, analisar diferentes amostras, gerar interrupções e serem ativados de diferentes maneiras. Estes conversores amostram dados utilizando uma sequência programável, onde é possível escolher parâmetros como: qual dos 12 pinos de entradas irão ser utilizados para a captura do sinal e como ela será realizada (forma diferencial ou simples), geração de interrupções no final do processo de amostragem, indicador da ultima amostra na sequência, etc . Cada conversor possui 4 sequenciadores que possuem cada um diferentes números de amostras que podem ser coletadas, e diferentes profundidades de FIFO. O esquema dos sequenciadores está mostrada na figura 7 (TEXAS INSTRUMENT, 2014):

Figura 7 - Esquema dos amostradores da stellaris.

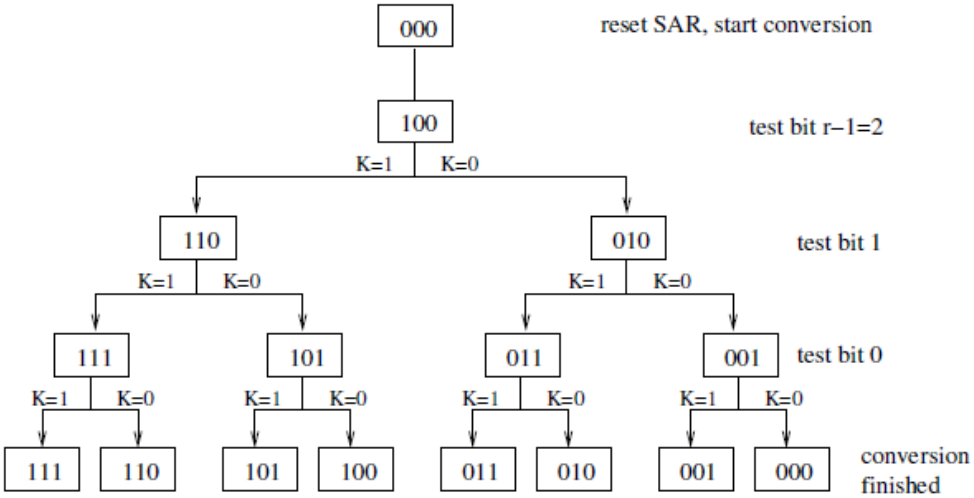
Sequenciador	Número de amostras	Tamanho do FIFO
SS3	1	1
SS2	4	4
SS1	4	4
SS0	8	8

Fonte: Texas Instrument (2014) (Modificado pelo autor).

Os conversores podem também ser ativados através de timers, processador, PWM, GPIOs e comparador analógico. Para a realização deste projeto foi utilizada a ativação através de um timer de 32 bits (isto pode ser observado no código disponibilizado no Apêndice 1), para que se possa controlar de uma maneira mais simples a taxa de amostragem do sistema. As velocidades de conversão e amostragem disponibilizadas variam de 125 mil amostras por segundo (valor padrão) até 1 milhão de amostras por segundo. Os sinais biológicos são de baixa frequência, entretanto, como deseja-se efetuar uma análise detalhada dos sinais, foi escolhida a taxa de amostragem de 1 milhão de amostras por segundo, para que se possa captar os sinais de maneira mais exata possível. Entretanto isto implica em menor tempo de aquisição.

O método utilizado para a realização da conversão foi o sistema de aproximação sucessiva de registrador (SAR), que pode ser explicado da seguinte maneira: inicialmente um valor contido no SAR é colocado com o seu bit mais significativo em 1 e, após isso, ocorre uma conversão digital-analógica para comparar este valor com o da entrada. Caso o valor da entrada seja maior, este bit é mantido; caso seja menor, ele é colocado em zero, e o próximo bit mais significativo é colocado em 1 para ser realizada a mesma. Isto ocorre de maneira sucessiva até o último bit, encontrando posteriormente o valor final comparação (GRIDLING, WEISS, 2007). A figura 8 detalha este processo.

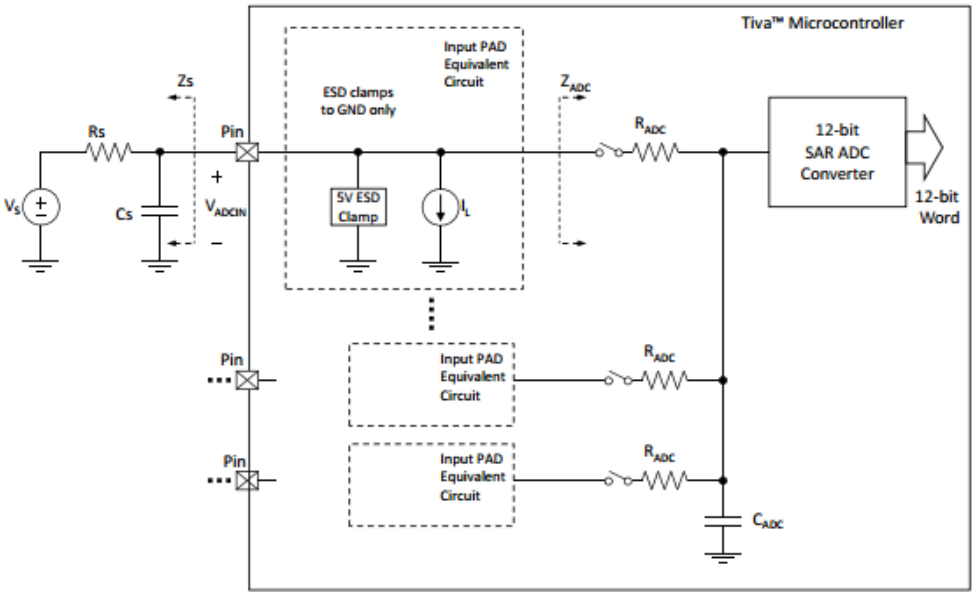
Figura 8 - Esquema conversor SAR.



Fonte: Gridling, Weiss (2007).

No caso da placa Stellaris é utilizado um valor de referência de 3.3 Volts, e a aproximação sucessiva é realizada através de um vetor de capacitores que possuem a função de amostragem e de manter o valor capturado. O esquema do conversor é mostrado na figura 9.

Figura 9 - Esquema do SAR da Stellaris.



Fonte Texas Instrument (2014).

Para a implementação do canal de EEG e do canal de sEMG foram utilizados os pinos PE3 e PE2 que correspondem, respectivamente, aos canais 0 e 1 da Stellaris. A taxa de amostragem foi variada devido às diferenças de frequência de cada sinal, tendo que para o sinal EEG foi utilizado um timer com contagem de 2ms(caracterizando uma amostragem de 500 Hz) e para os sinais sEMG, foi utilizado um timer contando 200μs (amostragem de 5 KHz).

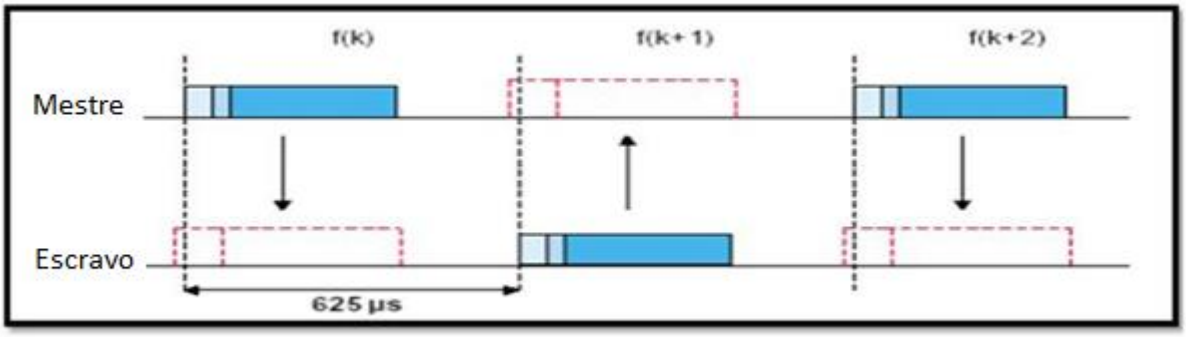
3.2 Transmissão Bluetooth

No âmbito de envio de sinais foi escolhido o transmissor bluetooth para ser implementado, tendo como principais motivos a sua confiabilidade, alta taxa de envio de informação e simplicidade de implementação. A placa utilizada para o projeto foi a HC-06, que assim como a Stellaris, possui ampla popularidade no cenário acadêmico e uma grande comunidade de usuários, tendo assim uma grande disponibilidade no mercado. (GUANGZHOU HC INFORMATION TECHNOLOGY, 2011)

O bluetooth é uma tecnologia criada na década de 90 com o principal intuito de servir como um substituto de cabos. Sua característica internacional e padronizada permite que dispositivos de diferentes equipamentos possam ser "pareados" de maneira extremamente simples, sendo que qualquer dispositivo pode ser mestre e escravo. O envio de dados é realizado através de sinais contidos em uma banda de frequência não licenciada de 2,4 GHz até 2,485 GHz, podendo enviar dados de velocidades que variam entre 1 a 2 megabits por segundo. Durante as transmissões de dados, é utilizado uma tecnologia chamada AFH (*adaptive frequency hoping*), responsável por reduzir a interferência de outros dispositivos utilizando a mesma faixa de frequência, através de uma detecção destes dispositivos no espectro e a realização de uma consequente adaptação para que as frequências utilizadas por estes sejam evitadas. O transmissor contém 79 canais espaçados de 1 MHZ por onde são realizados o envio de informação (modelos mais novos transmitem 40 canais espaçados de 2 MHZ), realizando cerca de 1600 *hops/s* (BLUETOOTH, 2014).

Explicando melhor o processo de *frequency hoping* (pulos de frequência), dispositivos que se utilizam deste dividem a frequência em vários canais de pulo. Durante uma conexão, os transceptores mudam de uma frequência para outra de maneira pseudo-randômica. A frequência das bandas para onde são realizados os pulos é pequena, mas se espalha por todo o espectro(ENGINEERS GARAGE,2012). Na Figura 10 é mostrado este processo, onde as bandas de pulo são divididas em intervalos de 625 μs:

Figura 10 – Funcionamento do AFH.

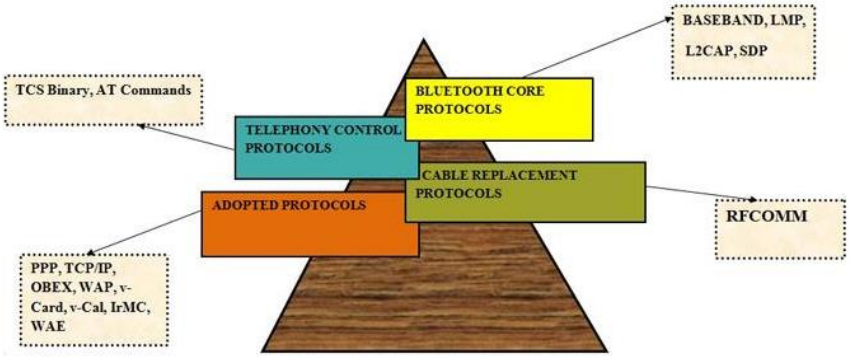


Fonte: Engineers Garage (2012).

A conexão de dispositivos é feita através de redes *ad-hocs*, também chamadas de pico-redes, que têm como uma de suas principais características a capacidade de permitir que dispositivos dentro de uma pico-rede se comuniquem com até outros 8 dispositivos da mesma rede, podendo também participar ao mesmo tempo de outras redes, assim tendo uma capacidade imensa de conexões. A distância de utilização varia de acordo com o tipo de dispositivo (diferentes potências), sendo que o máximo recomendado é de 10 metros (BLUETOOTH, 2014).

A tecnologia bluetooth é definida como uma arquitetura baseada em protocolos de camadas, consistindo de: protocolos centrais, protocolos de substituição de cabos, protocolo de controle de telefonia e protocolos adotados. Os mais importantes dentre estes são LMP, L2CAP, e SDP pois estes são necessários em todas as pilha bluetooth. Outros protocolos de grande relevância são o HCI e RFCOMM, utilizados quase que de maneira universal na comunicação bluetooth. Uma representação dos protocolos é mostrada na figura 11:

Figura 11 – Organização dos protocolos.



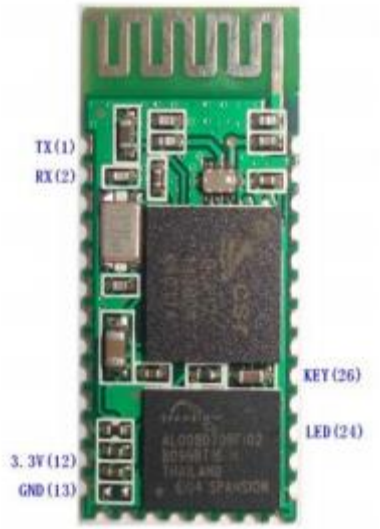
Fonte: Engineers garage (2012).

O módulo HC 06 tem apenas a característica de poder ser escravo, o que para a aplicação pretendida já é suficiente. Algumas das principais características deste modelo são (GUANGZHOU HC INFORMATION TECHNOLOGY, 2011):

- Comunicação ponto a ponto entre outros módulos bluetooth , mas adaptador pode comunicar com vários módulos ao mesmo tempo.
- Modo AT antes e modo transparente depois de ser pareado
- Comunicação com taxa padrão de 9600 bits/s, podendo ser configurado com comandos AT
- Corrente media de consumo de 25mA

O dispositivo juntamente com o seu esquema de pinagem é mostrado na figura 12. São utilizados os pinos TX e RX para se comunicar com a Uart da placa Stellaris. A comunicação com o computador é realizada através de uma porta SSP.

Figura 12 - Pinos do módulo HC-06.



Fonte: Guangzhou HC Information Technology (2011).

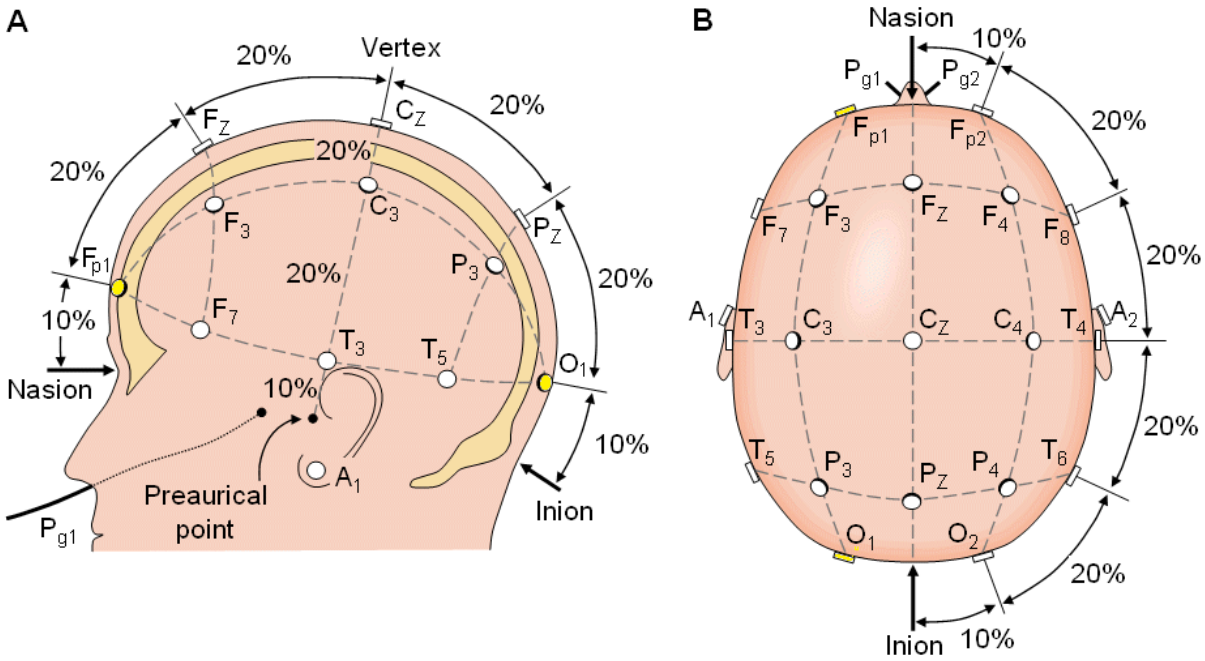
4 CIRCUITO DESENVOLVIDO

Para realizar a captação de ambos os sinais sEMG e EEG são utilizados eletrodos das mais variáveis formas seguidos de circuitos para realizar uma amplificação e filtragem do sinais. Para os sinais EEG, tradicionalmente são utilizados eletrodos de cloreto de prata (AgCl) juntamente com a aplicação de um gel no eletrodo para melhorar a condutividade na interface pele-eletrodo. Este método possui o inconveniente elevado tempo de preparo necessário para sua realização e todas as inconveniências oferecidas pela aplicação do gel. Recentemente apareceram eletrodos secos, que possuem a vantagem de não precisar de aplicação de gel, não necessitando de um tempo de instalação e colocação muito grande, proporcionando assim uma maior comodidade ao usuário. Estão sendo estudados tipos diferentes de design destes eletrodos para que se possa ter uma melhor aderência e assim um melhor sinal captado. Um exemplo disso é o eletrodo descrito em Liao (2012), o qual possui um formato de dedos para penetrar melhor através do cabelo, e colocar os eletrodos adequadamente no escalpo. Outro tipo de eletrodo é o chamado eletrodo ativo, que contém, juntamente com o dispositivo de captação um pequeno amplificador e filtro embutidos, e que são utilizados de maneira a obter sinais de fidelidade. Exemplos destes eletrodos podem ser verificados em Baek et al., (2013).

Os sinais sEMG, apesar de sua mais facilitada capacidade de captação, também podem ser capturados por eletrodos ativos, com o intuito de obter um sinal de alta amplitude e baixo ruído (KONRAD, 2005) . Um exemplo dessa aplicação de eletrodo ativo para sinais sEMG é o eletrodo já citado desenvolvido por Lee et al. (2012), onde foram utilizados um amplificador de instrumentação (INA333), juntamente com 2 amplificadores operacionais (OPA2333).

Para a captação de sinais EEG foi utilizado um gorro da marca *Electro-cap,* o qual segue o sistema internacional 10-20 de posicionamento de eletrodos. As regiões que foram utilizadas para a análise foram a região occiptal e frontal (eletrodo FP1 e O1, destacados em amarelo na figura 13, sendo que o FP1 é utilizado como referência);

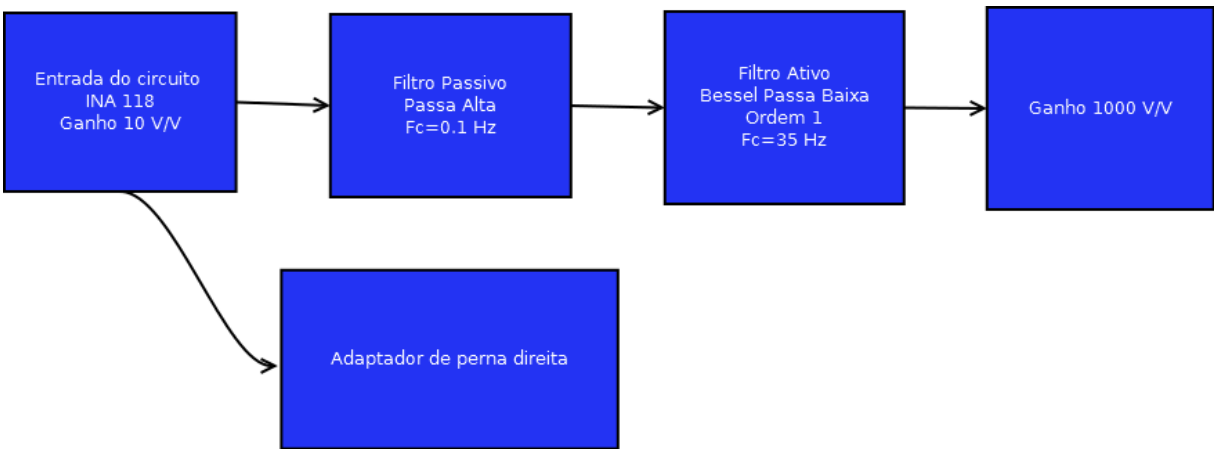
Figura 13 - Esquema de montagem dos eletrodos EEG.



Fonte: Sharbrough (1991) (Modificado pelo autor).

Uma representação do funcionamento do circuito de captura de sinais EEG é mostrada na figura 14.

Figura 14 - Esquema do circuito EEG.

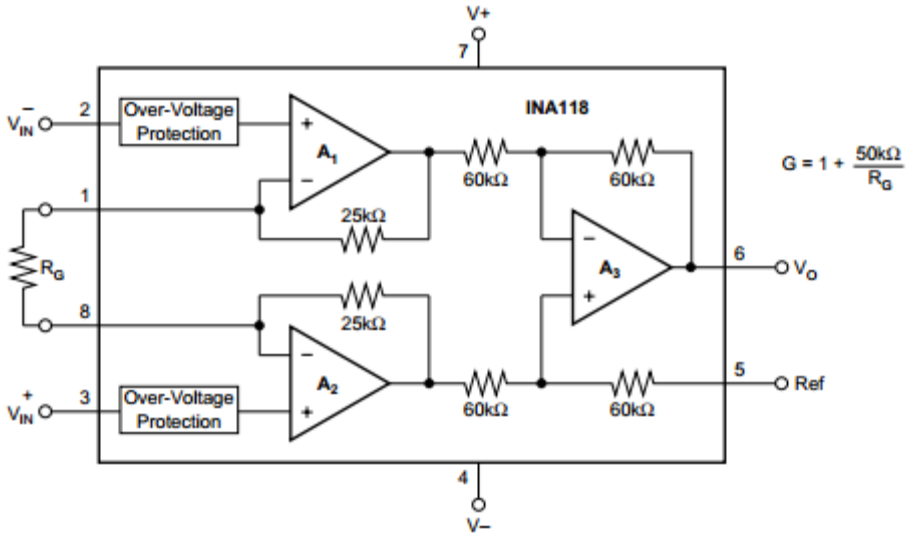


Fonte:Produção do própio autor.

Inicialmente o sinal é amplificado por um amplificador de instrumentação INA 118 da Texas Instruments, com ganho configurado para 10 V/V. Este amplificador possui como alguma de suas características: alta rejeição de modo comum (110 dB), alimentação dupla

com ampla cobertura de valores (+-1.35V até +-18V) e baixo ruído (50μV máximo). Para a caracterização do ganho é utilizado um resistor conforme mostrado na figura 15. Para o ganho de 10, o ideal seria a utilização de 2 resistores em série de 2,5K totalizando 5 K Ohm, porém devido aos valores padronizados de resistores de 1% de tolerância, facilmente encontrados no mercado, foram utilizados dois resistores de 2.2 K Ohm.

Figura 15 - INA118.



Fonte: Burr Brown (1998).

Para a redução de ruídos durante a captação e para garantir a segurança do usuário, foi utilizado um adaptador de perna direita, tal como feito por Rijn (1990). Este circuito funciona impondo ao usuário a mesma tensão comum vista pelo amplificador de instrumentação, diminuindo, portanto, não apenas o ruído mas também garantido uma maior segurança do usuário. Para a sua montagem, foi utilizado um amplificador operacional de precisão OP2227P da *Burr Brown*, que tem como principal característica sua alta faixa de rejeição em modo comum (138 dB) e um baixo nível de ruído de (3nV).

A próxima etapa do circuito é um filtro passa-altas passivo, composto por um resistor e um capacitor. A razão da utilização de tal filtro foi devido a que para um filtro ativo com um frequência de corte tão baixa (0,1 Hz), necessita-se de capacitor com alto valor de capacitância, o que aumenta o tamanho do circuito

Após a passagem do sinal pelo filtro passa-altas, o sinal passa por um filtro passa-baixa de Bessel de ordem 2. O filtro de Bessel foi escolhido devido à sua respostas de fase e

de frequência altamente plana, proporcionando assim o melhor desempenho possível. Foi também considerado a implementação de um filtro de Butterworth, porém, com o valor de ganho unitário e a frequência de corte utilizada, os valores capacitivos ficariam extremamente elevados, necessitando de um circuito de grande dimensão. O cálculo do filtro foi realizado utilizando o programa *Aktiv Filter* em sua versão freeware. A equação para o cálculo dos capacitores do filtro é mostrada na equação 1, onde F=35 Hz, R1=200K e R2 = 47K Ohm.

Equação 1 - Cálculo filtro de Bessels.

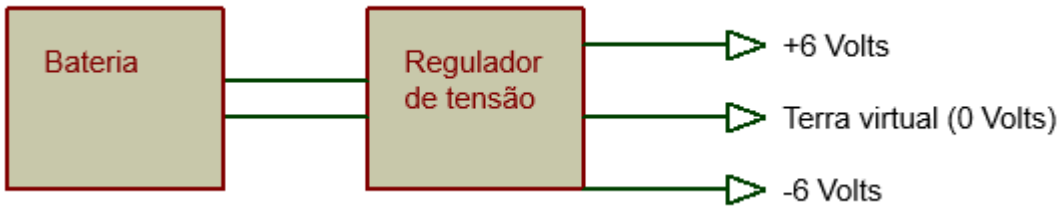
$$C1 = \frac{0.9076}{2\pi f c R1}$$

$$C2 = \frac{0.6809}{2\pi f c R2}$$

Por fim, é utilizado um circuito amplificador não inversor (utilizando o amplificador diferencial de alta precisão da Burr Brown), simples com o ganho de 1000 V/V. Após isso o sinal entra na placa Stellaris, onde irá passar pelo já referido processo de conversão AD e posteriormente enviado via Bluetooth para o computador.

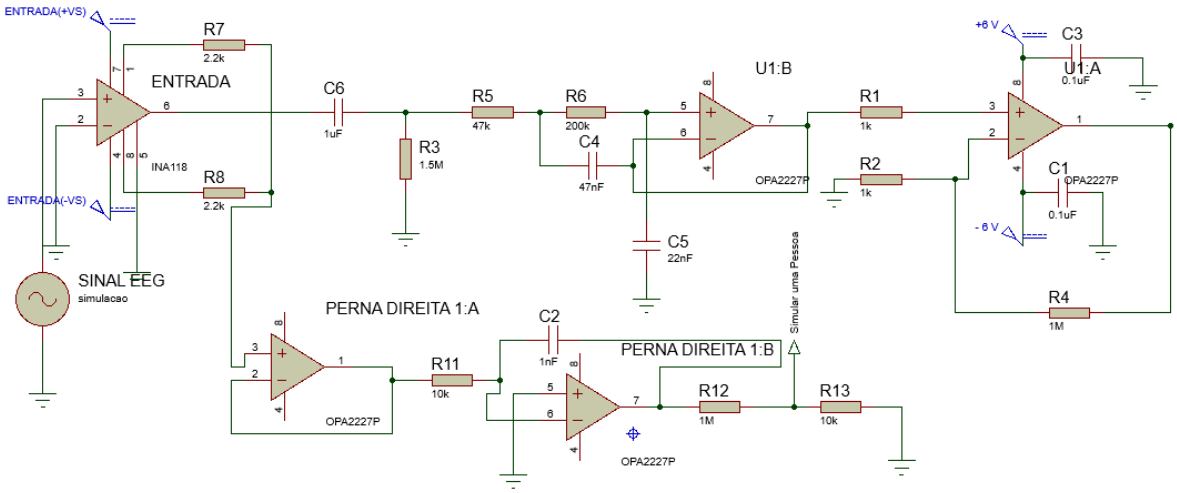
A alimentação do circuito é feita através de uma bateria de 12 volts, e todos os pinos de alimentação dos amplificadores possuem capacitores de acoplamento de 0.1uF. Uma esquematização é mostrado na figura 16

Figura 16 - Diagrama circuito alimentação.



Em seguida é mostrado o circuito de captação completo para o sinal EEG, mostrando todos os blocos descritos anteriormente:

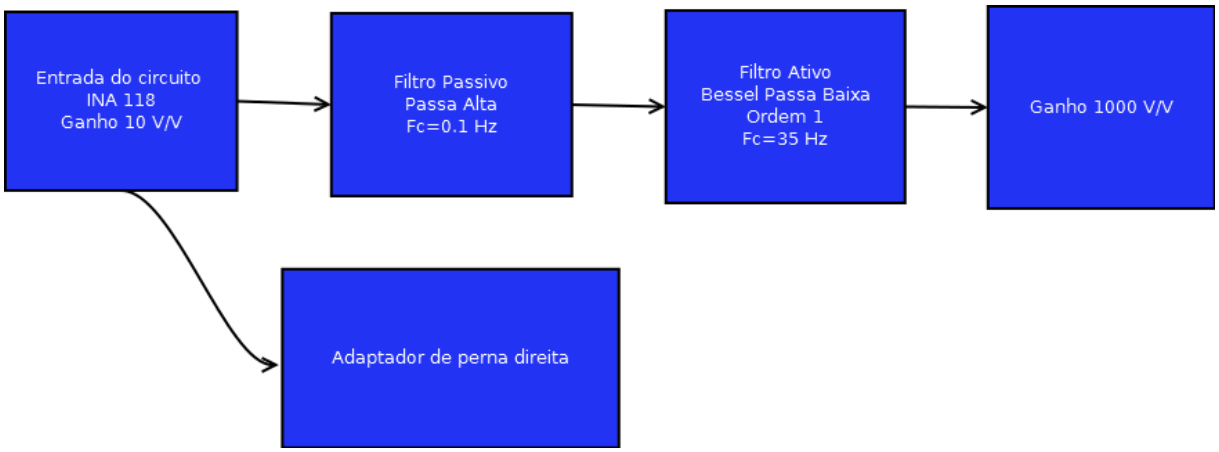
Figura 17 - Circuito de captação EEG.



Fonte: própio do autor.

Para o circuito de captura de sinais sEMG, foi utilizado um procedimento de captação similar ao utilizado para o circuito EEG, com diferença apenas nas frequências de corte utilizadas nos filtros. Um diagrama de blocos representativo do sistema é mostrado na figura 18.

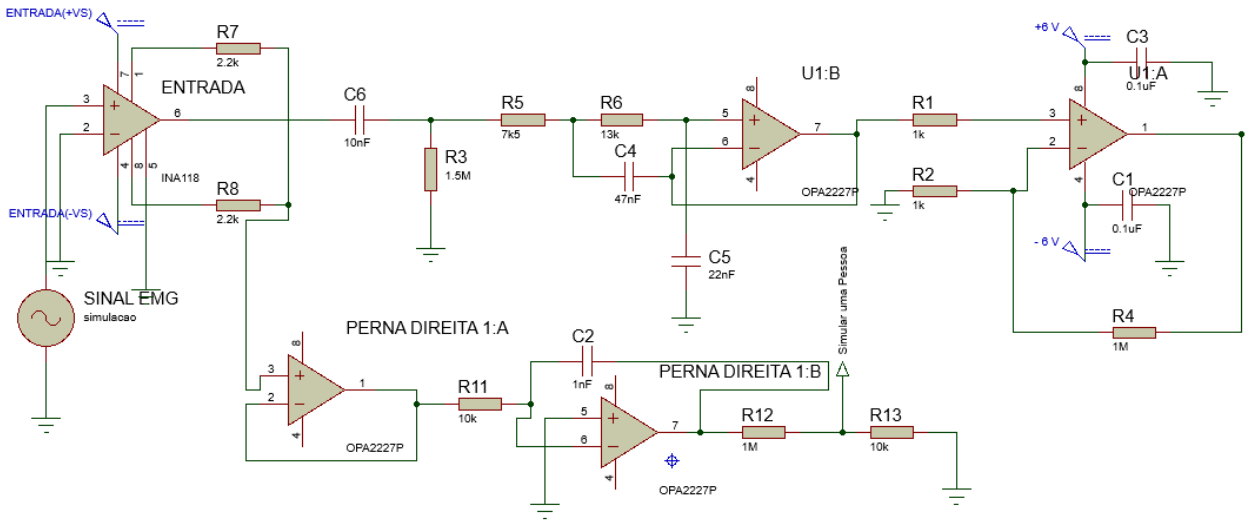
Figura 18 - Esquema de blocos representado circuito.



Fonte: Produção do própio autor.

O circuito inicial é idêntico ao utilizado para a captação do EEG, tendo portanto os mesmos componentes com as mesmas características utilizadas. Posteriormente o sinal sEMG passa por filtros com valores de frequências de corte consideravelmente maiores do que o do circuito para sinais EEG. Sendo, portanto feito o corte em 10 Hz. O método de cálculo dos dois filtros foi o mesmo utilizado para o circuito do EEG. Por fim, é aplicado ao sinal um ganho de 1000 V/V utilizando um amplificador não-inversor e, em seguida o sinal é conduzido para a placa Stellaris onde será realizada a conversão analógica digital. Na entrada do circuito também é utilizado o mesmo regulador de tensão anterior para evitar variações nos valores fornecidos pela bateria de alimentação. O esquema do circuito se encontra na figura 19:

Figura 19 - Esquema circuito sEMG.

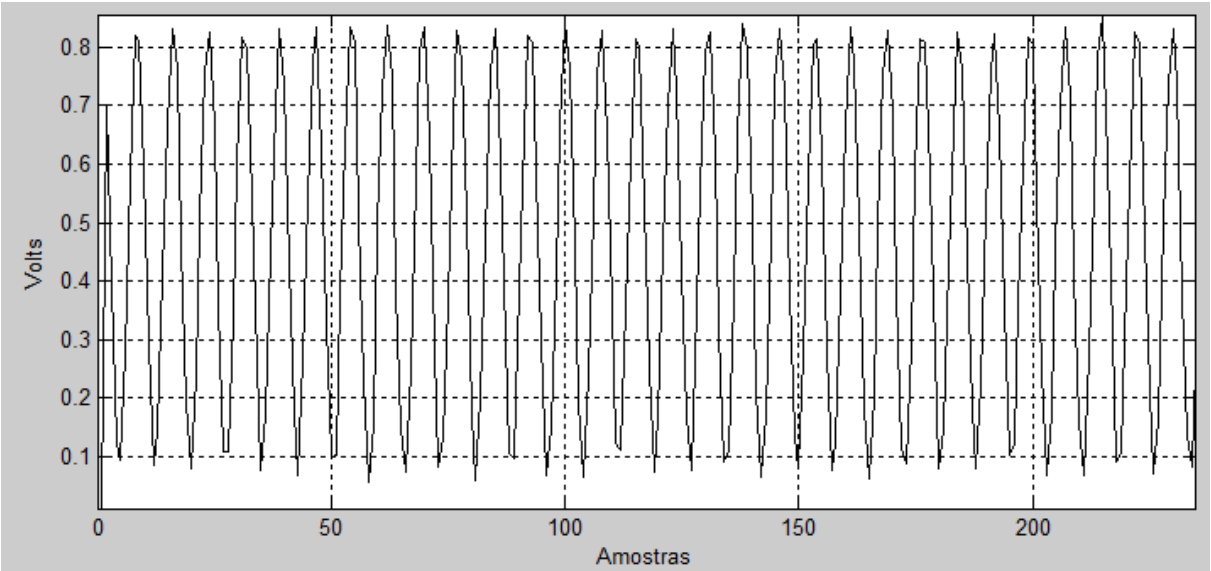


Fonte: Produção do própio autor.

5 RESULTADOS OBTIDOS

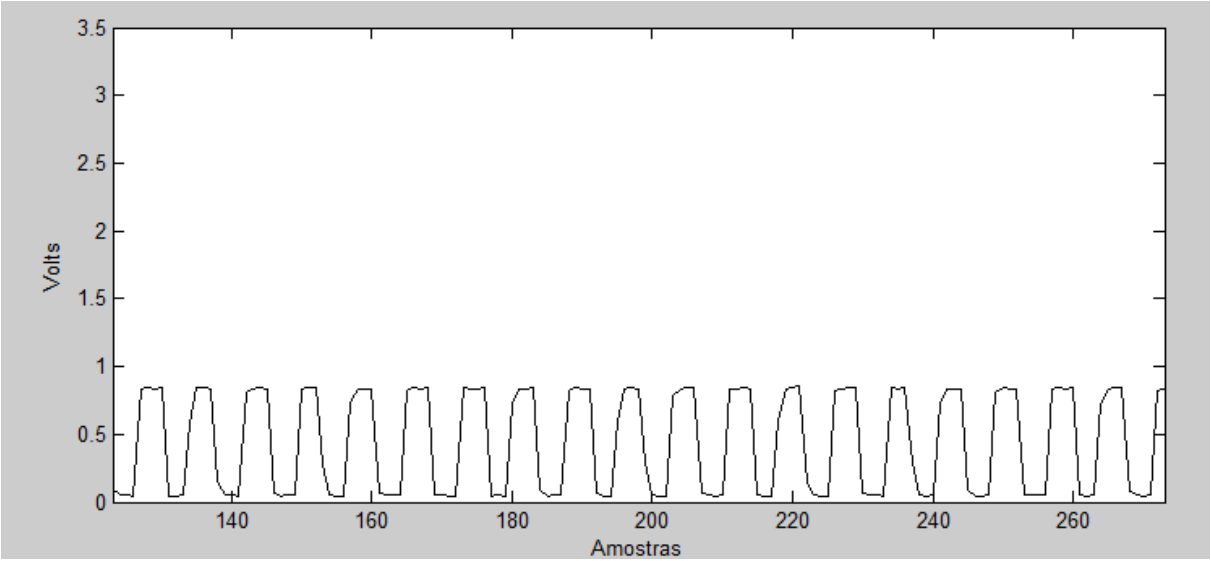
Inicialmente foram realizados testes referentes à qualidade da conversão realizada pela placa Stellaris e o envio de sinais para o computador através do transmissor bluetooth. Foi utilizado um gerador de sinais da marca *BK precision* para gerar ondas senoidais, quadradas e triangulares de 0.5 V de amplitude e 0.5 V de offset com frequência de 20 Hz, para que se pudesse detectar erros referentes à amostragem, valores de tensão e possíveis distorções. Inicialmente, também foi utilizado o conversor AD, sendo ativado por um timer a cada 2ms. O sinal foi capturado e convertido em um gráfico utilizando o *Instrument Control Toolbox* do *Matlab*. Os gráficos são mostrados nas figuras 20- 22:

Figura 20 - Onda Senoidal de F= 20Hz.



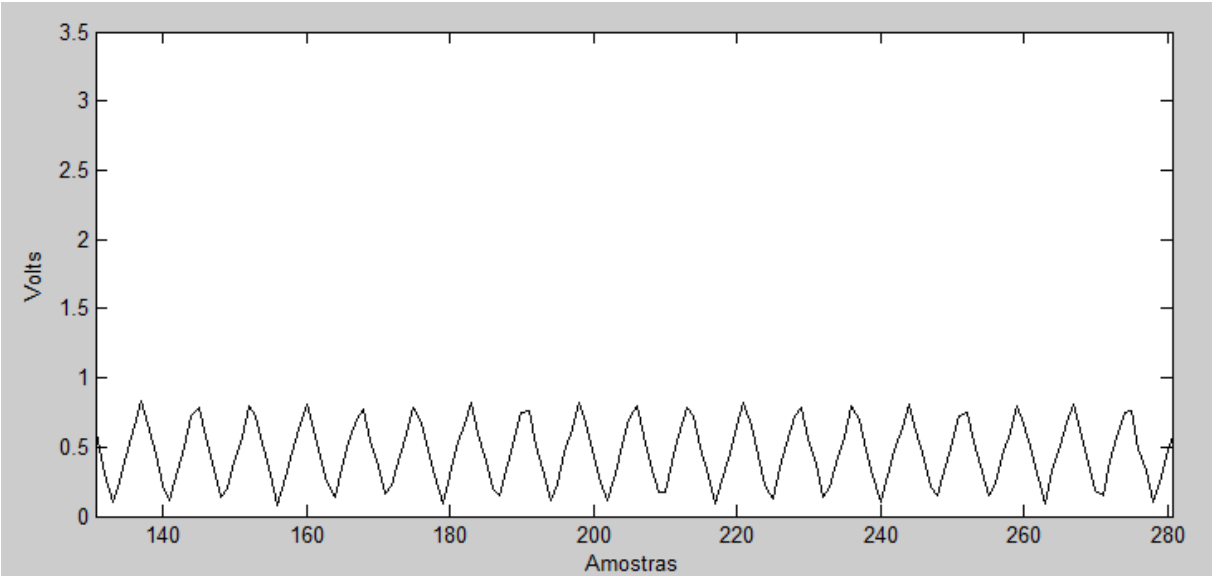
Fonte: : Produção do própio autor.

Figura 21 - Onda Quadrada de 20 Hz.



Fonte: : Produção do própio autor.

Figura 22 - Onda triangular de 20 Hz.

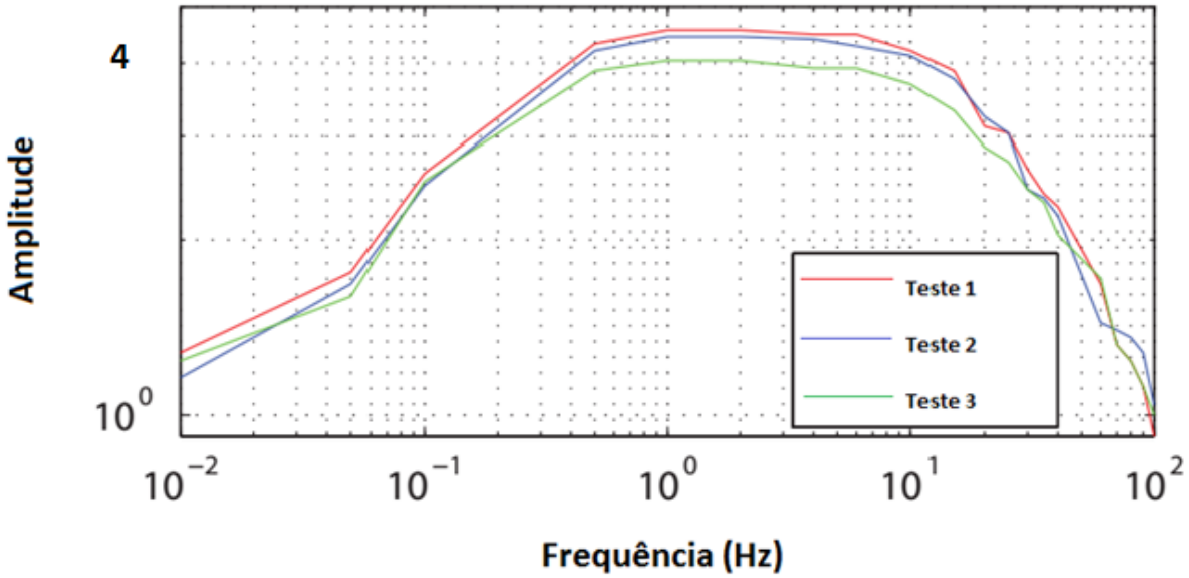


Fonte: : Produção do própio autor.

Apesar de terem sido distorções e atenuação nos sinais de saída, o sinal manteve a forma basica que era esperada, demonstrando assim a eficácia do sistema de conversão AD.

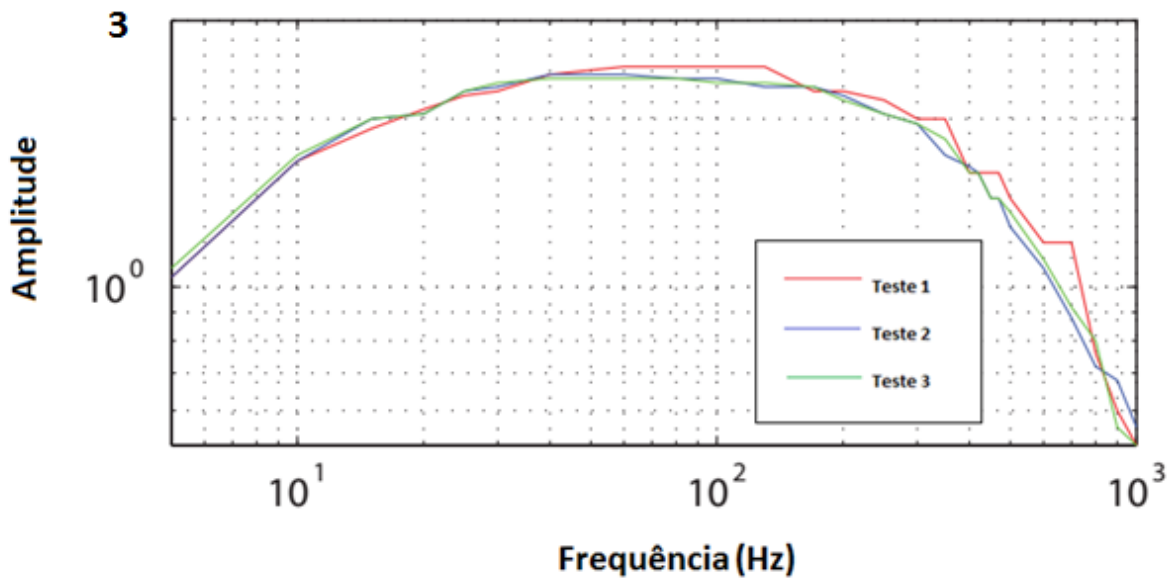
Após a análise inicial do circuito de envio, foi realizada a análise com o circuito de captação. O primeiro teste que foi realizado foi traçar a resposta e frequência do circuito para a caracterizações de ambos os canais de EEG e sEMG, para testar a funcionalidade dos filtros passa-alta e passa-baixa. Foi realizada uma variação de frequência entre 0.01 e 100 Hz para o canal de EEG, e de 5 até 1000 Hz para o canal de sEMG, três testes consecutivos foram realizados, com valores coletados através da leitura de um observador. Os valores foram dispostos em um gráfico para melhor observação da resposta em frequência:

Figura 23 - Resposta em frequência do sinal EEG.



Fonte: : Produção do própio autor.

Figura 24 - Resposta em frequência sEMG.

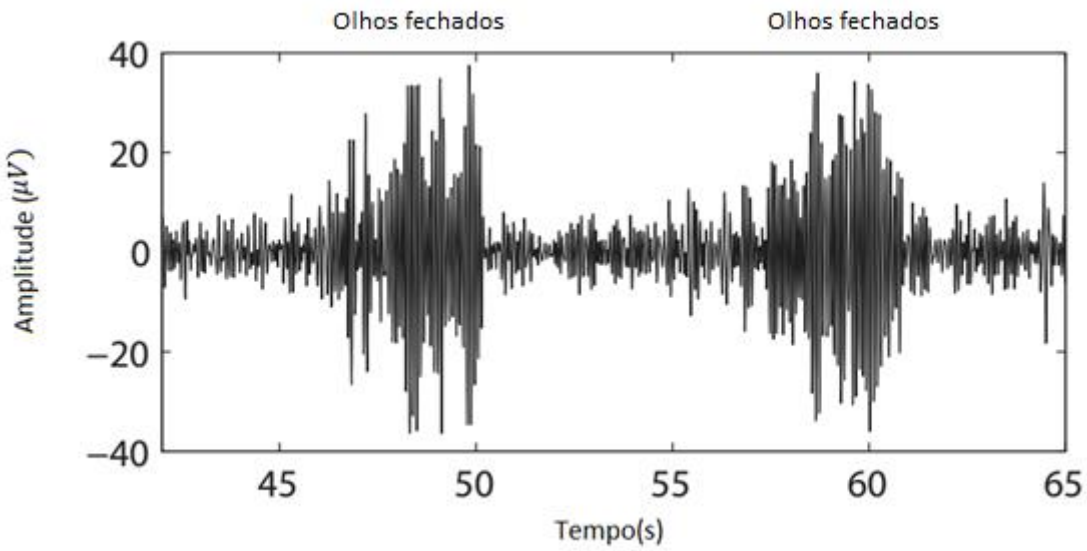


Fonte: Próprio Autor.

Através da análise dos resultados observados nas figuras 23 e 24 pode ser observado que os valores foram condizentes com o calculado para o circuito. Para o circuito EEG as frequências de corte foram de aproximadamente 30 Hz para o EEG e 400 para o sEMG, apresentando valores máximos na região entre 1 e 10 Hz para o EEG e entre 100 e 300 Hz para o sEMG .

Após a caracterização dos circuitos, foi realizado o teste do sinal EEG com o eletrodo situado na já referida localização do gorro de captação para a captação de sinais na região do lobo occipital durante o ato de abrir e fechar os olhos com eletrodo de referência localizado na região frontal (Localização FP1). O teste foi realizado com uma pessoa que se encontrava sentada confortavelmente em uma cadeira. O resultado foi obtido com sucesso, demonstrando um aumento significativo da amplitude do sinal de EEG no instante de fechamento dos olhos, que é característica do ritmo Alfa, como comentado no tópico 1.3.

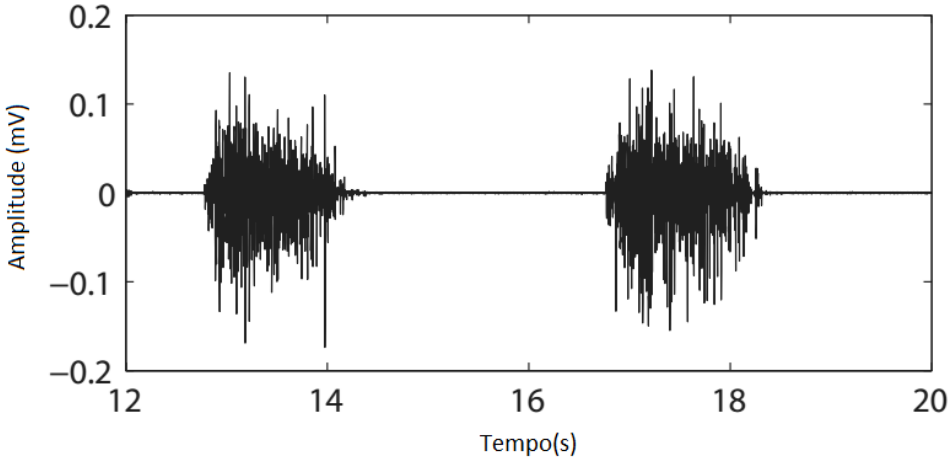
Figura 25 - Captura EEG olhos fechados e abertos.



Fonte: Produção do próprio autor.

Posteriormente, foi realizado o teste do circuito sEMG através de ativação do músculo tibial. A resposta obtida também foi bastante clara, apresentando resultados visíveis com a ativação do músculo (através de um movimento articulado), e sinal praticamente nulo em situação de descanso. A figura 26 mostra os resultados obtidos para este teste.

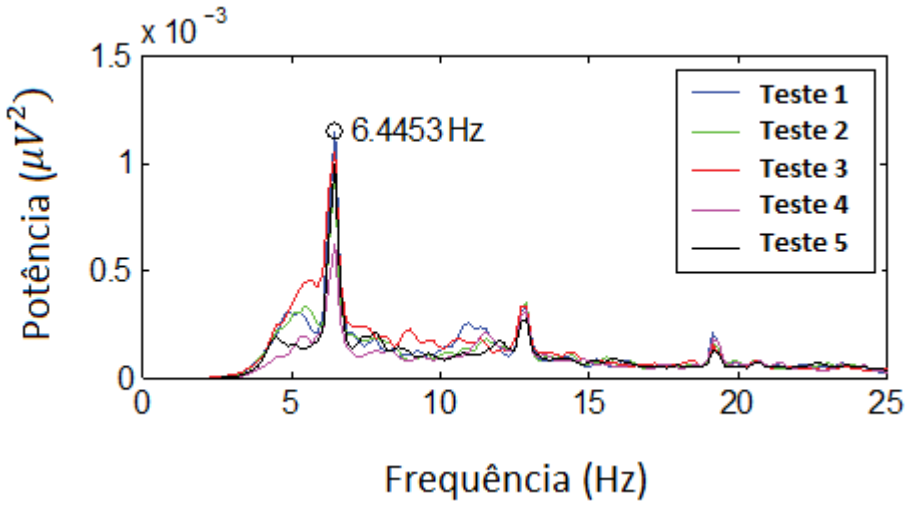
Figura 26 - Sinais sEMG.



Fonte: : Produção do próprio autor.

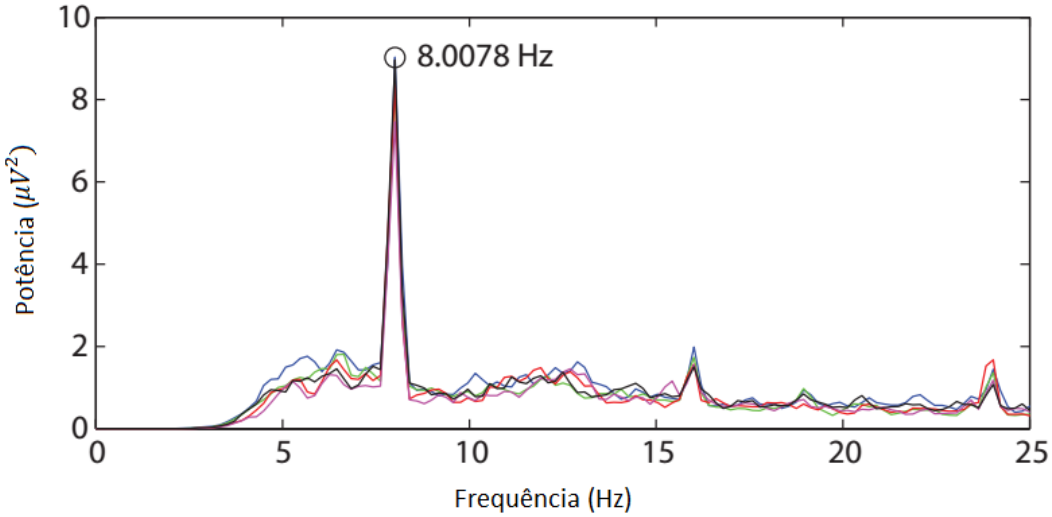
O último teste a ser realizado foi em relação à resposta aos sinais de potenciais evocados, utilizando a mesma posição de eletrodos dos sinais occipitais (01). O procedimento foi realizado utilizando um Spartan -3AN Start Kit que gerava um estímulo visual a uma frequência determinada. Inicialmente foi testado o sinal para um estímulo visual no valor de 6.4 Hz +-0.1 Hz, e posteriormente para um estímulo visual de 8.0 Hz +-0.1 Hz, ambos com 2 minutos de duração. Os resultados são mostrados nas figuras 27 e 28, e representam a potência do espectro de frequência para os dois estímulos analisados, em 5 testes conduzidos de maneira consecutiva.

Figura 27 - Resposta potencial evocada para 6.4 Hz.



Fonte: : Produção do próprio autor.

Figura 28 - Resposta potencia evocado para 8.0 Hz.



Fonte: Produção do próprio autor.

Através da análise dos resultados obtidos, é possível, portanto, observar que houve uma captura de sucesso dos sinais evocados pois foi obtido um espectro de potência nos valores de frequência em que estavam sendo realizados os estímulos. Tanto para 6,4 Hz quando para 8 Hz, os resultados obtidos nos vários testes apresentaram grande precisão e pouca variabilidade, ocorrendo um pico de potência nos valores esperados (valores do estímulo e múltiplos deste), mostrando a eficácia da plataforma desenvolvida.

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Através da análise de todos os resultados obtidos com os testes não apenas de sinais EEG e sEMG mas também os procedimentos de caracterização inicial com ondas senoidais, quadradas e triangulares, foi possível perceber a eficácia da plataforma desenvolvida. Foi testado o sinal EEG utilizando posições fixas de eletrodos(FP1-O1) de um gorro comercial que atende ao sistema internacional 10-20 e, através dos testes, foi comprovada a captação para diferentes tipos de sinais EEG. Para os sinais sEMG, foi testada a captação dos sinais através de um eletrodo localizado no músculo tibial. Os resultados também foram obtidos de maneira satisfatória, demonstrando um adequado processamento, captação e envio para um computador.

Existem várias aplicações de equipmentos utilizando esta plataforma. Também é possível utilizar esta plataforma para a realização de outros estudos em relação aos sinais EEG e sEMG, utilizando posições diferentes de eletrodos no gorro, ou monitorando sinais sEMG em diferentes músculos. Uma ampliação que poderia ser realizada seria a utilização de mais canais de captação de sinais EEG e sEMG. Como a placa Stellaris possui 12 entradas analógicas e 2 conversores com vários sequenciadores, seria possível implementar a captação de mais sinais para que outros tipos de estudos possam ser realizados a respeito tanto de EEG quanto sEMG.

Uma outra aplicação para qual este trabalho também poderia ser adaptado seria a utilização deste sistema para situações de captação que exigem um alto grau de versatilidade como, por exemplo, a sua utilização para leitura de sinais para controle de uma cadeira de rodas ou de próteses mecânica. Isso pode ser realizado, pois a capacidade de envio sem fio permite uma adaptação em que o usuário possa se movimentar livremente.

Um exemplo de trabalho que já utiliza sistema de bluetooth para envio de sinais biológicos é o desenvolvido por Kim (2012), onde é desenvolvido um sistema de envio de sinais EEG através de bluetooth para um telefone com sistema operacional Android. Em Kiguchi (2013) é mostrado um outro exemplo. No trabalho realizado por Kiguchi (2013) é feito um sistema para controlar movimentos robóticos baseados em sistemas de EEG e sEMG. Com a utilização de um dispositivo sem fios, os sinais poderiam ser enviados para um celular, onde neste dispositivo seria realizado o processamento de sinal e posteriormente utilizado para o controle de algum equipamento.

O futuro tende para o desenvolvimento cada vez maior desta tecnologia, principalmente pelos diversos tipos de aplicação que ela possui, sendo útil tanto em sistemas de saúde quanto em dispositivos de entretenimento. É uma característica natural do ser humano ter a vontade de se aprimorar cada vez mais, e apesar de que hoje em dia este assunto ainda enfrente algumas barreiras éticas, a utilização de sinais cerebrais e musculares permitirá não apenas ajudar a retomar habilidades ou funções que foram perdidas, mas também poderá melhorar algumas funções que hoje em dia desempenhamos diariamente, melhorando assim o modo com que interagimos com o mundo a nossa volta.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

.

AL-ANI, T.; TRAD, T. A. Signal processing and classification approaches for Brain computer interface. In: SOMERSET, V. S. **Intelligent and Biosensors**, Rijeka: InTech, Jan. 2010.

BAEK, H. J. et al. **Comparison of pre-amplifier topologies for use in brain-computer interface with capacitive-coupled EEG electrodes**. In: Biomedical engineering letters, 2013, Volume 3, p. 158-169.

BLUETOOTH. **A Look at the basics of bluetooth technology.** Disponível em:< http://www.bluetooth.com/Pages/basics.aspx>. Acesso em: 28 de Junho de 2014.
BURR BROWN. INA 118 – Precision, low power, INSTRUMENTATION AMPLIFIER. Datasheet, 1998.

DORNHEGE, G.; MILLÁN J. D. R,; HINTERBERGER, T.; MCFARLAND, D. J.; MÜLLER, K. R. **Toward Brain-Computer Interfacing**. Cambridge, MA: MIT press, 2007, pp. 14-5.

ENGINEERS GARAGE. **Bluetooth protocol (part 2): Types, Data Exchange, Security.** Disponível em:< http://www.engineersgarage.com/articles/bluetooth-protocol-types-security>. Acesso em: 10 de Julho de 2014.

FRIDLUND, A. J.; CACIOPPO, J. T. **Guidelines for human electromyographic research**. Psychophysiology, s.l.,v.23, n. 5, p. 567-589, Jul. 1986.

GRIDRILING, G.; WEISS, B. **Introduction to microcontrollers**.1. ed. Vienna: Vienna institute of technology, Feb. 2007.

GUANGZHOU HC INFORMATION TECHNOLOGY. PRODUCT DATASHEET – HC-06. Datasheet, 2011.

HASS, L. J. **Hans Berger (1873-1941), Richard Caton (1842-1926), and electroencephalograpgy**. In: Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 2003,Volume 74, p. 9.

HONDA WORLDWIDE. **Honda, ATR, Shimadzu jointly develop Brain-Machine interface technology enabling control of a robot by human though alone.** Disponível em:<http://world.honda.com/news/2009/c090331Brain-Machine-Interface Technology/photo/pages/02.html>. Acesso em: 7 de Janeiro de 2013.

JOHN HOPKINS MEDICINE. **Electroencephalogram(EEG)**. Health Library. 20xx. Disponível em: < http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/neurological/electroencephalogram_eeg_92,P07655/ >. Acesso em: 08 mar. 2014.

KIGUCHI, K.;HAYASHI, Y. Motion estimation based on EMG and EEG signals to control wearable robots. In: IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, s. n., 2013, Manchester. **Annals of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics.** Meio eletrônico.

KIM, D. G.; HONG, K. S.; CHUNG, K. W.; Implementation of portable multi-channel EEG and head motion signal acquisition system. In: International conference on computing and networking techonology, 8th, 2012, Gueongju**. Proceedings of the 8th international conference on computing and networking technology.** Meio eletrônico.

KONRAD, P. **The ABC of EMG**. 1. ed. s.l.:Noraxon, 2005.

LEE, HJ., KIM, KH., Oh, SR. **Development of a wearable and dry sEMG electrode system for decoding of human hand configurations**. In: IEEE International Conference on intelligent robots and systems, 2012, p. 746-750.

LEE, S. M. et al. **A capacitive, biocompatible and adhesive electrode for long-term and cap-free monitoring of EEG signals**. In: Journal of Neural Engineering, 2013, Volume 10, No. 3.

LIAO, L. D. et al. **Design, fabrication and experimental validation of a novel dry-contact sensor for measuring electroencephalography signals without skin preparation**. Sensors, Hsinchu,v.11, n. 6, p. 5819-5834, 2011.

MISULIS, E. K.; FAKHOURY, T. **EEG evidence for mirror neuron dysfunction in austism spectrum disorders**. 3. ed., Nashville:Butterworth-Heinemann, May. 2001.

OBERMAN, L. M.; HUBBARD, M. E.; MCCLEERY, J. P.; ALTSCHULER, E. L.; RAMACHADRAN, V. S.; PINEDA, J. A. **EEG evidence for mirror neuron dysfunction in austism spectrum disorders**. Cognitive Brain Research, La Jolla,v.24, n. 2, p. 190-198, Jul. 2005.

PIVIK, R. T. et al. **Guidelines for the recording and quantitative analysis of electroencephalographic activity in research contexts**. In: Psychophysiology, 1993, Volume 30, p. 547-558.

POPESCU, F., SIAMAC, F., BADOWER, Y., BLANKERTS, B.,KLAUS-R, M. **Single trial classification of motor imagination using 6 dry electrodes**. In: PLos ONE, 2007 , Volume 2, No. 7, e637.

RAEZ, M. B. I., HUSSAIN, M. S., MOHD-YASIN, F. **Techniques of EMF signal analysis detection, processing, classification and application** In: Biological Procedures Online, 2006,Volume 8, p. 11-35.

RANGASWAMY, M. et al. **Beta power in the EEG of alcoholics**. Biological psychiatry, s.l.,v.52, n. 8, p. 831-42, Oct. 2002.

SHARBROUGH, F., CHATRIAN, G. E., LESSE, F . P., LUDERS, H., NUWER, M., PICTON, T.W. **American electroencephalographic society guidelines for standard electrode position nomenclature** In: J. Clinical Neurophysical, 1991,Volume 8, p. 200-2002

SUCHOLEIKI, R. **Normal EEG waveforms**. Medscape. 2012. Disponível em: < http://emedicine.medscape.com/article/1139332-overview#aw2aab6b3>. Acesso em: 08 mar. 2014.

TECCE, J. J. A. **Contigent negative variation (CNV) and psychological processes in man**. Psychological Bulleting, s.l.,v.77, n. 2, p. 73-108, Feb. 1972.

TEPLAN, M. **Fundamentals of eeg measurement**. Measurament science review, Bratislava,v.2, n. 2, p. 75-76, 2002.

TEXAS INSTRUMENT. TIVA TM4C1233H6PM - MICROCONTROLLER. Datasheet, 2014.

ZHU, D. et al. **A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs** . Computational intelligence and neuroscience,Eindhoven, v.2010, n. 2010, Aug. 2010

APÊNDICE 1 – CÓDIGO STELLARIS

```
//inclusão dos cabeçalhos para as funções periféricas
#include "inc/hw_memmap.h"
#include "inc/hw_types.h"
#include "driverlib/adc.h"
#include "driverlib/gpio.h"
#include "driverlib/uart.h"
#include "driverlib/sysctl.h"
#include "utils/uartstdio.h"
#include "driverlib/pin_map.h"
#include "inc/hw_timer.h"
#include "inc/hw_ints.h"
#include "driverlib/timer.h"


int
main(void)
{
    //O veteor ulADC0_Value[4]; É utilizado para a leitura do primeiro conversor
    //O segundo vetor é utilizado para a leitura do segundo conversor
    unsigned long ulADC0_Value[4];
    unsigned long ulADC1_Value[4];
    //
    // Configura o clock para rodar a 20MHz (200/10) utilizando o PLL.
    //Para o ADC é sempre necessário utilizar o PLL ou uma fonte externa de 16 MHz

    SysCtlClockSet(SYSCTL_SYSDIV_10 | SYSCTL_USE_PLL | SYSCTL_OSC_MAIN |
                   SYSCTL_XTAL_16MHZ);

    //
    // Todas as configurações para o envio acontecem aqui
    // é configurado todas as informações sobre a uart, seus pinos e funções
periféricas.
    //
      SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_UART1);
       SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOB);

       GPIOPinConfigure(GPIO_PB0_U1RX);
       GPIOPinConfigure(GPIO_PB1_U1TX);
       GPIOPinTypeUART(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0 | GPIO_PIN_1);

       UARTConfigSetExpClk(UART1_BASE, SysCtlClockGet(), 9600,
       (UART_CONFIG_WLEN_8 | UART_CONFIG_STOP_ONE | UART_CONFIG_PAR_NONE));
       UARTFIFOLevelSet(UART1_BASE, UART_FIFO_TX1_8, UART_FIFO_RX1_8); // fifo
         UARTFIFOEnable(UART1_BASE); //fifo necessario para a uartstdio
         UARTStdioInit(1); //configura a utilizacao do uartprintf
       UARTStdioConfig(1,9600,SysCtlClockGet());

    //
    // Faz a configurção dos  timers utilizado para setar o conversor AD
    //
```

```
        SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER0);
        SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER1);
    //
    // The ADC0 peripheral must be enabled for use.
    //
        SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_ADC1);
    SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_ADC0);
    SysCtlADCSpeedSet(SYSCTL_ADCSPEED_1MSPS);
    //
    //Configura a porta E periférica para receber os sinais
    //
    SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOE);

    //
    // Pino 3 utilizado como canal 0 (ADC 0)
    // Pino 2 utilizado como canal 1 (ADC 1)
    //
    GPIOPinTypeADC(GPIO_PORTE_BASE, GPIO_PIN_3);
    GPIOPinTypeADC(GPIO_PORTE_BASE, GPIO_PIN_2);
    //
    //Inicializa o sequenciador de ambos os conversores
    //O sequenciador 1 foi escolhido aletóriamente
    //Como foi utilizado apenas uma amostra de cada sequenciador qualquer 1
poderia ser utilizado
    //
    ADCSequenceConfigure(ADC0_BASE, 1, ADC_TRIGGER_TIMER, 0);
    ADCSequenceConfigure(ADC1_BASE, 1, ADC_TRIGGER_TIMER, 0);
    //
    //Configura os sequenciadores juntamente com seus amostradores
    //
    ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 1, 0, ADC_CTL_CH0 | ADC_CTL_IE |
ADC_CTL_END);
    ADCSequenceStepConfigure(ADC1_BASE, 1, 0, ADC_CTL_CH1 | ADC_CTL_IE |
ADC_CTL_END);

    //inicializacao do trigger para 2ms e 2us

    TimerConfigure(TIMER0_BASE, TIMER_CFG_32_BIT_PER);
    TimerConfigure(TIMER1_BASE, TIMER_CFG_32_BIT_PER);
    TimerLoadSet(TIMER0_BASE, TIMER_A, SysCtlClockGet() / 5000); //2ms
    TimerLoadSet(TIMER1_BASE, TIMER_A, SysCtlClockGet() / 500);//2us
    TimerControlTrigger(TIMER0_BASE, TIMER_A, true);
    TimerControlTrigger(TIMER1_BASE, TIMER_A, true);
    TimerEnable(TIMER0_BASE, TIMER_A);
    TimerEnable(TIMER1_BASE, TIMER_A);

    //
    // Habilita sequencia 1.
    //
    ADCSequenceEnable(ADC0_BASE, 1);
    ADCSequenceEnable(ADC1_BASE, 1);
    //
    // Desabilita o flag de interrupcao antes de ser iniciado a conversao
    // interrupt flag is cleared before we sample.
    //
    ADCIntClear(ADC0_BASE, 1);
    ADCIntClear(ADC1_BASE, 1);
    //
```

```
    //Raliza a amostragem em um loop infinito
    //
    while(1)
    {
        //
        // Inicia a conversao ADC
        //


        //
        // Espera a conversao ser concluida.
        //
        while(!ADCIntStatus(ADC0_BASE, 1, false))
        {
        }

        while(!ADCIntStatus(ADC1_BASE, 1, false))
               {
               }
        //
        // Desabilita o flag de interrupcao.
        //
        ADCIntClear(ADC0_BASE, 1);
        ADCIntClear(ADC1_BASE, 1);

        //
        // Ler os valores
        //
        ADCSequenceDataGet(ADC0_BASE, 1, ulADC0_Value);
        ADCSequenceDataGet(ADC1_BASE, 1, ulADC1_Value);
        //
        // Envia os valores pela uart de maneira alternada.
        //

        UARTprintf("%4d\n",ulADC0_Value[1]);

        UARTprintf("%4d\n",ulADC1_Value[1]);

    }
}
```

APÊNDICE 2 – CÓDIGO MATLAB

```
% Primeiro é iniciada uma comunicação bluetooth estilo SSP
obj1 = instrfind('Type', 'bluetooth', 'Name', 'Bluetooth-HC-06:1', 'Tag',
'');

%Caso a conexão não exista é feto outra, caso não exista é utilizado o já
%existente
if isempty(obj1)
    obj1 = Bluetooth('HC-06', 1);
else
    fclose(obj1);
    obj1 = obj1(1)
end
fopen(obj1);
%váriaveis para controle dos loops e do processo. Algumas váriaveis
%serviram apenas para debug, portanto podem não apresentar função aparente
i1=0;
a=0;
Nvalores=10000;
k=0;
emg=0;
i=1;
i2=0
sinal=[];
warning('off','instrument:fscanf:unsuccessfulRead');
EEG_signal=[];
fid=fopen('ProjetoEEG.txt','w'); %abre arquivo para ser realizado a escrita
fid2=fopen('ProjetoEMG.txt','w');
%Loop com numero de valores para ler
while (k<Nvalores & i<=24)
%Ler o bluetooth como se fosse uma porta serial
if obj1.BytesAvailable>0
    for i1=1:obj1.BytesAvailable %realiza leitura dos dados e os coloca nas
variaveis pertinentes
     a= fscanf(obj1,'%d');
     if (i2==1)
EEG_signal(length(EEG_signal)+1)=a.*3.3/4096;
i2=2;
     else
     emg(length(emg)+1)=a.*3.3/4096;
     i2=1;

     end;
end
    %Desenhando o grafico
    %Usei 300 apenas para dar um zoom melhor
    %foi desenhado apenas o desenho do EEG para testes, posteriormente pode
    %ser desenhado o de emg atraves dos dados colhidos
    figure(1);
    plot(EEG_signal,'k');

    axis([0 300 0 3]);
%Incrementação do contador

k=k+1;
```

```
    if (length(EEG_signal)>=1000 | i==24)
        i=i+1;
        fprintf(fid,'%2.4f  %2.4f\n',EEG_signal) % escrever no arquivo
        fprintf(fid2,'%2.4f  %2.4f\n',emg)
        k=0;
       % i=1;
        EEG_signal=[];

        close all;
    end;
end;
end
```