



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

TÚLIO VIDAL DE NEGREIROS ARRUDA

PROJETO DE UM DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA CAPTURA DE SINAIS EEG

**CAMPINA GRANDE, PB
FEVEREIRO 2013**

TÚLIO VIDAL DE NEGREIROS ARRUDA

PROJETO DE UM DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA CAPTURA DE SINAIS EEG

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Eletrônica Digital

Orientador: Prof. Dr. Marcos Ricardo Alcântara
Morais

**CAMPINA GRANDE, PB
FEVEREIRO 2013**

TÚLIO VIDAL DE NEGREIROS ARRUDA

PROJETO DE UM DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA CAPTURA DE SINAIS EEG

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Aprovado em / /

Professor Avaliador

Universidade Federal de Campina Grande
Avaliador

Professor Dr. Marcos Ricardo Alcântara Morais

Universidade Federal de Campina Grande
Orientador, UFCG

AGRADECIMENTOS

A Deus, sempre em primeiro lugar, por minha existência, por ser minha fortaleza perante as batalhas da vida e inspiração para seguir o caminho que trilho.

A minha família, em especial a minha mãe Tanuska, a quem eu devo minha formação pessoal e profissional, pela educação dada e pelo apoio em todas as etapas de minha vida.

A minha irmã Thaís, que está ao meu lado desde antes do meu nascimento, com todo seu carinho e atenção.

A meu pai Eduardo, por tudo que me ensinou sobre a vida.

A minha namorada Larrycya, pelo carinho e incentivo de sempre.

A todas as pessoas que me ajudaram com este projeto, em especial a Taciana, Mateus e Simões.

Ao Professor Marcos Morais, pela orientação deste trabalho, e pelos diversos ensinamentos passados desde o início do meu curso.

A todos os meus amigos, pelos momentos de alegria compartilhados durante o curso.

Nenhuma grande vitória é possível sem que tenha sido precedida de pequenas vitórias sobre nós mesmos."
(L. M. Leonov)

RESUMO

A eletroencefalografia permite a leitura dos sinais provenientes da atividade cerebral humana (KHANDPUR, 1991). Tais leituras são fundamentais para uma análise médica de distúrbios neurológicos, bem como para a criação de aplicações BCI. O presente trabalho teve como objetivo projetar um equipamento que possibilitasse a obtenção dos sinais elétricos EEG, possuindo as características de ser portátil, de ter dimensões pequenas ao ponto de permitir ser transportado em utilização pelo usuário, de não empregar meios físicos para a transmissão dos dados e, por ser alimentado por uma bateria de 9V, não expor o usuário a choques elétricos. O equipamento foi desenvolvido com o uso de um microcontrolador Arduino para a operação do dispositivo, um módulo Bluetooth para o envio das informações para uma unidade computacional remota, e um conversor A/D, o ADS1294, para a coleta e conversão dos sinais EEG a partir de um canal. Além destes componentes, foram utilizados conversores de níveis de tensão para a conexão entre eles. Para a recepção dos resultados foi implementado um *software* para a gravação em arquivo dos resultados da conversão A/D e estes foram observados utilizando o MatLAB. Devido ao uso do ADS1294, tornou-se possível uma grande redução de componentes se comparado a outros equipamentos EEG no mercado, que, aliado ao baixo consumo de energia e alta resolução do ADC (24 *bits*), deixa margem para ampliações futuras do projeto e desenvolvimento de aplicações BCI.

Palavras-chave: Eletroencefalografia. Conversor A/D. Bluetooth.

ABSTRACT

The Electroencephalography (EEG) allows read signal from human cerebral activity (KHANDPUR, 1991). Such readings are fundamental for a medical analysis of neurological disorders, as well as the creation of BCI applications. This work aimed to design a portable device, wireless, easily transported by the user when in use and 9V power supply avoiding electric shocks, that would be able to receive EEG electrical signals. The device was designed using a Arduino microcontroller for operation purposes, Bluetooth module for send information to a remote computer unity and a A/D converter, the ADS1294, for the collecting and converting EEG signals from a channel. Furthermore, the connection of components before mentioned uses level converter. The data reception was implemented in software that saves in a file the results from A/D converter, and then, uses MATLAB to show the results. Due to the use of ADS1294, become possible a huge reduction of components if compared to other EEG devices available, that associated with the low power characteristic and A/D converter high resolution (24-bit), leaves possibility to future projects increases and development of BCI applications.

Keywords: Electroencephalography. A/D converter. Bluetooth.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Principais ritmos cerebrais	4
Figura 2 - Eletrodo do tipo côncavo.....	5
Figura 3 - Eletrodo do tipo plano	5
Figura 4 - Vista lateral do sistema 10/20.....	6
Figura 5 - Vista superior do sistema 10/20	6
Figura 6 - Pacote de dados de uma comunicação serial assíncrona	9
Figura 7 - Troca de informações em uma comunicação SPI.....	11
Figura 8 - Circuito interno do ADS1294.....	13
Figura 9 - Esquemático da placa contendo ADS1294.....	14
Figura 10 - Arduino Duemilanove	15
Figura 11 - Módulo Bluetooth Parani-ESD 200	16
Figura 12 - Circuito de <i>Interface 1</i>	18
Figura 13 - Circuito de <i>Interface 2</i>	18
Figura 14 - Circuito de <i>Interface 3</i>	19
Figura 15 - Esquemático simplificado do protótipo do equipamento	21
Figura 16 - Sequência de alimentação do ADS1294.....	22
Figura 17 - Diagrama de blocos da rotina de alimentação do ADS1294	23
Figura 18 - Diagrama de blocos da rotina de configuração	25
Figura 19 - Diagrama de blocos da rotina de aquisição e envio dos dados	27
Figura 20 - Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 1	30
Figura 21 - Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 1	30
Figura 22 - Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 2.....	31
Figura 23 - Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 2	31
Figura 24 - Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 1 em estado de sonolência.....	32
Figura 25 - Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 1 em estado de sonolência...32	

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classes de dispositivos Bluetooth	8
Tabela 2 - Modos de uma conexão SPI	12
Tabela 3 - Modos de operação do módulo Bluetooth Parani-ESD 200	16

LISTA DE SIGLAS

AC: Corrente Alternada, em inglês *Alternating Current*.

A/D: Analógico para Digital, em inglês *Analogue-to-digital*.

ADC: Conversor Analógico – Digital, em inglês *Analogue-to-digital converter* – Circuito elétrico que possui a finalidade de converter um sinal analógico em um sinal discreto no tempo.

BCI: Interface Cérebro Computador, em inglês *Brain Computer Inteface*.

DC: Corrente Contínua, em inglês *Direct Current*.

EEG: Eletroencefalografia.

FFT: Transformada rápida de Fourier, em inglês *Fast Fourier Transform* – Compreende um algoritmo utilizado para calcular a Transformada de Fourier Discreta.

PC: Computador Pessoal, em inglês *Personal Computer* – Computador de pequeno porte que se destina ao uso pessoal.

PGA: Amplificador de Ganho Programável, em inglês *Programmable Gain Amplifier*– Circuito elétrico responsável por fornecer um aumento ajustável na amplitude de um sinal.

PWM: Modulação por Largura de Pulso, em inglês *Pulse-width modulation* – Tipo de modulação que mantém a amplitude do pulso constante e varia a sua largura de acordo com o valor do sinal modulado.

SIG: Em inglês, *Bluetooth Special Interest Group*.

SPI: Interface Serial Periférica, em inglês *Serial Peripheral Interface* – Compreende um protocolo do tipo Mestre/Escravo para comunicação serial síncrona.

SSP: Perfil de Porta Serial, em inglês *Serial Port Profile* – Serviço Bluetooth que fornece uma comunicação serial sem fio entre dispositivos através da emulação de portas seriais utilizando protocolo RFCOMM.

TCP: Protocolo de Controle de Transmissão, em inglês *Transmission Control Protocol* - Protocolo pertencente à camada 4 do modelo OSI destinado ao transporte de pacotes IP, os datagramas IP, nas conexões de rede TCP/IP.

GLOSSÁRIO

Amplificadores: Circuito destinado a fornecer um ganho a determinado sinal.

Barramento: Conjunto de fios utilizados em uma comunicação entre dispositivos.

BaudRate: Taxa de transmissão de *bits* em uma conexão serial. Expresso em bps.

Bit: Unidade mínima de informação em um sistema digital, podendo ser 0 ou 1.

Buffer: Memória temporária para leitura e escrita de dados.

Bug: Erro na programação de um *software* que acarreta uma execução não conforme do programa.

Byte: Unidade de informação formada por uma sequência de Bits, normalmente 8.

Clock: É um sinal pulsante, alternando entre dois níveis, destinado a coordenar e/ou sincronizar atividades em um ou mais dispositivos eletrônicos.

Código Aberto: Refere-se aos *softwares* que possuem a distribuição livre, tanto a versão compilada quanto o código fonte, sem nenhum fim lucrativo.

Comandos AT: São instruções que começam com “AT” (abreviação de atenção, em inglês, *attention*), que são enviadas a fim de controlar algum dispositivo. No caso deste projeto, um módulo Bluetooth.

Eletromiografia: Corresponde ao registro das atividades elétricas correspondentes às contrações musculares.

Full-Duplex: Modo de conexão que permite que os dados trafeguem em direções contrárias ao mesmo tempo em uma conexão. Pode ser interpretado como dois canais tipo *Simplex*, um direto e o outro reverso.

Headers: Correspondem a um conjunto de pinos utilizados para conexão física entre dispositivos eletrônicos.

Microcontrolador: Componente eletrônico contendo uma unidade de processamento e diversos periféricos que permite ser programado para realizar diversas funções de controle.

Programação Orientada a Objetos: Conceito de programação que trata as unidades de *software* como objetos e molda suas composições e seus comportamentos.

Protoboard: Uma placa que contém furos e fios ligando seções destes furos que se destina à montagem de circuitos experimentais.

RFCOMM: Protocolo que fornece a emulação de portas seriais.

Socket: Elemento de *software* que possibilita a criação de um canal de comunicação entre dois dispositivos.

String: Variável de programação constituída de uma sequência de caracteres

ZigBee: Padrão de alto nível para comunicação utilizando redesWPAN (*Wireless Personal Area Network*).

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	01
2. OBJETIVOS.....	02
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	03
3.1. A Eletroencefalografia.....	03
3.1.1. Ritmos cerebrais.....	04
3.1.2. O registro do EEG.....	05
3.1.3. Artefatos.....	07
3.2. Conceitos e tecnologias para dispositivos EEG.....	07
3.2.1. O Bluetooth e a comunicação serial.....	07
3.2.1.1. A comunicação serial.....	09
3.2.2. O Arduino e a comunicação SPI.....	10
3.2.2.1. A comunicação SPI.....	10
3.2.3. O ADS1294.....	12
4. ABORDAGEM DA SOLUÇÃO.....	13
4.1. Componentes utilizados.....	13
4.2. Esquemático do protótipo.....	17
4.2.1. Alimentação.....	17
4.2.2. Circuitos de <i>Interface</i>	17
4.2.2.1. <i>Interface</i> entre o Arduino e o ADS1294.....	17
4.2.2.2. <i>Interface</i> entre o Arduino e o módulo Bluetooth.....	19
4.2.3. Esquemático simplificado.....	19
4.3. Rotina implementada no Arduino.....	20
4.3.1. Alimentação do ADS1294.....	20
4.3.2. Configuração do ADS1294 e da conexão Bluetooth.....	24
4.3.3. Leitura dos sinais EEG e envio por Bluetooth.....	26

5. RESULTADOS.....	28
5.1. Ambiente utilizado para o recebimento dos dados.....	28
5.2. Análise dos resultados.....	29
6. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	33
REFERÊNCIAS.....	35

1 INTRODUÇÃO

A eletroencefalografia (EEG) consiste na leitura dos sinais elétricos emitidos pela atividade cerebral. A leitura destes sinais é realizada, geralmente, através da fixação de eletrodos no couro cabeludo para captação dos mesmos, sendo estes, em seguida, submetidos a uma amplificação para que possam ser interpretados. Tal estudo permite identificar alterações na atividade cerebral do indivíduo, bem como em seus ritmos cerebrais, além de permitir o diagnóstico de doenças neurológicas como, por exemplo, a epilepsia (KHANDPUR, 1991).

Além do diagnóstico de doenças neurológicas, o registro de EEG é matéria-prima para o desenvolvimento de BCI. BCI consiste em realizar a comunicação, ou seja, a *interface*, entre o cérebro e algum outro dispositivo externo, principalmente em pessoas que possuam alguma deficiência motora causada por acidente vascular cerebral, lesão na medula ou algum outro tipo de acidente. O controle é realizado adquirindo os sinais EEG, extraíndo as informações necessárias e programando os atuadores para controlar os dispositivos externos. Estudos atuais de BCI permitem o controle de diversos dispositivos como braços mecânicos, cadeiras de rodas e dispositivos sonoros (GARRIDO, FRESSATTI, 2011).

Portanto, em virtude das finalidades apontadas no uso do EEG, é importante haver um dispositivo para realizar a captura e envio destes dados de forma precisa e segura. Os dispositivos comuns encontrados no mercado possuem como fonte de tensão a rede elétrica (110 ~ 220V AC), ou se conectam à ela de forma indireta por transmitirem os dados por canais físicos. Um exemplo deste último caso é o dispositivo do projeto *OpenEEG*, que disponibiliza de forma gratuita um projeto de *hardware* e *software* para montagem de um equipamento EEG (GRIFFITHS et al, 2003). Apesar do isolamento e dos circuitos de proteção presente em tais equipamentos, o contato mesmo que de forma indireta com sinais da rede elétrica deixa uma margem de insegurança, embora pequena, na utilização destes equipamentos. Além do mais, os canais físicos onde trafegam a informação não permitem a portabilidade do dispositivo.

2 OBJETIVOS

Diante das desvantagens apontadas e comumente encontradas em dispositivos EEG, o presente trabalho teve como objetivo projetar o protótipo de um equipamento de captura e envio de sinais EEG. O equipamento servirá de base para desenvolvimento de futuros projetos e estudos de BCI que podem ser realizados com o auxílio do mesmo. O projeto atendeu as seguintes características:

- Portabilidade: O usuário será capaz de transportar o equipamento consigo e desta forma realizar a aquisição dos sinais em diversos momentos e condições fisiológicas;
- Sem fio: O equipamento envia os dados provenientes da aquisição dos sinais elétricos para um computador sem a utilização de fios. As informações são enviadas utilizando uma rede Bluetooth;
- Baixo consumo de energia e tamanho reduzido: O equipamento é constituído de um *chip* para captação e digitalização dos dados de alta eficiência energética e que permite a redução de quase 95% dos componentes utilizados normalmente na construção de dispositivos para esta finalidade;
- Imunidade a choques elétricos: A fonte de energia utilizada no equipamento é uma bateria alcalina de 9V DC, e como não há conexões físicas com qualquer outro dispositivo, as chances do usuário ser vítima de choques elétricos provenientes do equipamento são praticamente nulas.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 A Eletroencefalografia

Desde que Hans Berger gravou o primeiro encefalograma a partir do couro cabeludo humano, e assim descobriu o ritmo cerebral *alpha* em 1929, o EEG tem sido uma ferramenta bastante útil para se entender e diagnosticar distúrbios neurológicos e psicológicos. Por décadas, bem antes das invenções dos EEG computadorizados, clínicos e cientistas investigavam padrões EEG por inspeções visuais, ou por limitadas análises quantitativas dos ritmos cerebrais que eram registradas em papéis gráficos de EEG. Hoje em dia, os avanços no EEG permitem a gravação a partir de múltiplos canais, bem como a detecção e análise dos resultados através das tecnologias computadorizadas (TONG, THAKOR, 2009).

Um sinal EEG é a medida da corrente que flui durante as excitações sinápticas dos dendritos de diversos neurônios presentes no córtex cerebral. Quando as células cerebrais (neurônios) são ativadas, correntes sinápticas são produzidas no interior dos dendritos. Estas correntes geram um campo magnético registrado pela eletromiografia, bem como um campo elétrico secundário que por sua vez é registrado pelo EEG (SANEI, CHAMBERS, 2007).

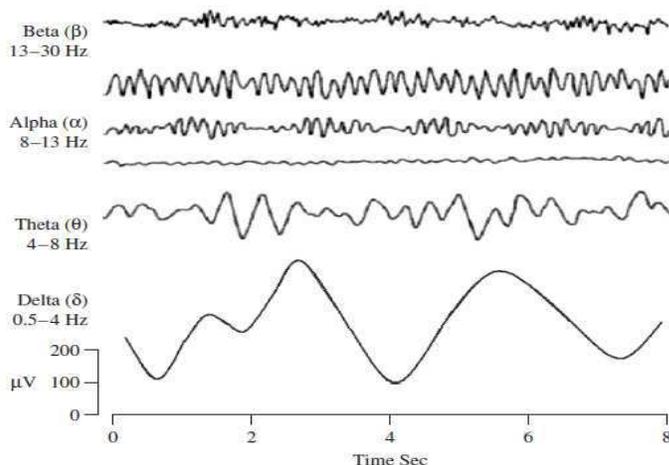
A cabeça de um humano consiste de diferentes camadas, incluindo o cérebro, crânio e couro cabeludo. O crânio atenua o sinal aproximadamente 100 vezes mais em relação ao tecido macio. Por esta razão, alguns estudos de EEG se utilizam de métodos invasivos. Por outro lado, as principais fontes de ruído do sinal são encontradas no próprio cérebro (ruído interno) ou no couro cabeludo (ruído do sistema ou externo). Portanto, somente uma grande quantidade de neurônios em estado ativado pode gerar potencial elétrico capaz de ser registrado por eletrodos no couro cabeludo. Estes sinais, por sua vez, são filtrados e devidamente amplificados, para assim poderem estar aptos à análise (SANEI, CHAMBERS, 2007).

3.1.1 Ritmos cerebrais

As amplitudes e frequências de sinais gravados a partir de um EEG mudam de acordo com o estado do indivíduo, como por exemplo, quando a pessoa está acordada ou dormindo. Os ritmos cerebrais também mudam com a idade. Existem cinco principais ritmos cerebrais, que se distinguem por suas faixas de frequência. Os ritmos, em ordem crescente de frequência, são: *Delta* (δ), *Teta* (θ), *Alfa* (α), *Beta* (β) e *Gama* (γ) (SANEI, CHAMBERS, 2007).

As ondas *Delta* possuem frequência de até 4Hz, e estão associadas ao sono profundo. São elas que apresentam maior amplitude e comumente são confundidas com os artefatos provocados pelo músculo do pescoço e da mandíbula. As ondas *Teta* compreendem a faixa de frequência de 4 a 7.5Hz e estão presentes em atividades que se utilizam do inconsciente e da inspiração criativa. As ondas *Alfa* delimitam-se dentro da faixa de frequência de 8 a 13Hz e têm sido usadas para indicar um estado de descontração, de pouca atenção. As ondas *Beta* são as atividades cerebrais que variam entre 14 e 26Hz, e denotam uma alta concentração, foco e atenção em determinada atividade. Por fim, as ondas *Gama* correspondem aos sinais de frequência acima de 30Hz, com amplitude muito baixa, portanto difíceis de serem registradas em parte dos EEG's, e são bastante presentes em estados de meditação (SANEI, CHAMBERS, 2007). A Figura 1 exemplifica ondas típicas de cada ritmo.

Figura 1- Principais ritmos cerebrais



Fonte: Sanei, Chambers, 2007, p. 12.

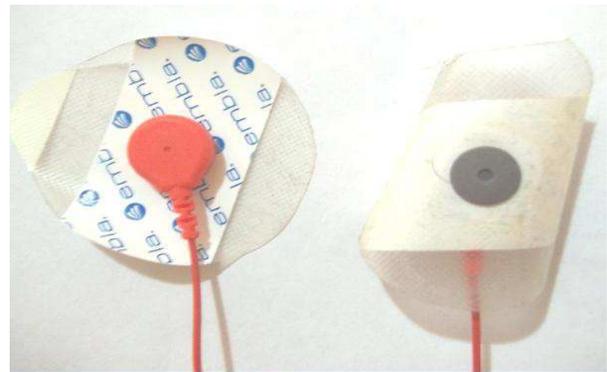
3.1.2 O registro do EEG

O registro das atividades elétricas do cérebro é normalmente realizado utilizando eletrodos com cabos blindados. Os eletrodos são elementos passivos, condutores de eletricidade, utilizados para captar sinais biomédicos dos pacientes. Eles são compostos por três partes: pino de inserção (para conectá-lo ao dispositivo EEG), fio condutor e disco de superfície. Este último pode ser do tipo plano ou côncavo. Os pinos do tipo côncavo precisam do auxílio de uma pasta condutiva para a fixação do mesmo no couro cabeludo, enquanto que o plano pode ser auto-adesivo (TONG, THAKOR, 2009). A Figura 2 mostra exemplos de eletrodos do tipo côncavo e a Figura 3 do tipo plano.

Figura 2- Eletrodo do tipo côncavo

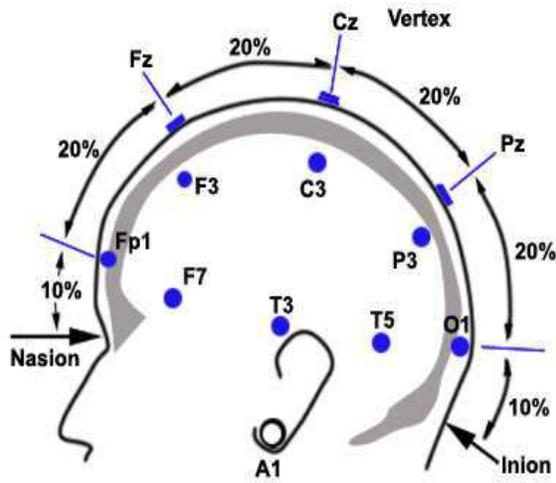


Figura 3- Eletrodo do tipo plano



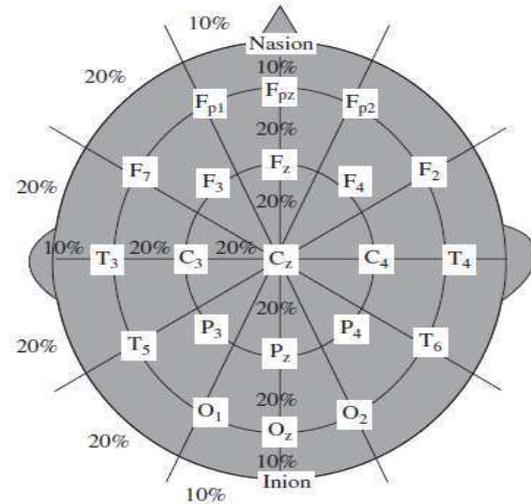
Para a gravação de um EEG típico, tais eletrodos são posicionados no couro cabeludo em locais especiais, de acordo com o Sistema Internacional 10/20, recomendado pela Federação Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica. No total, são 21 eletrodos, que se posicionam a partir de marcações anatômicas, em distâncias correspondentes a 10% ou 20% do comprimento entre o Násio e o Ínion. As letras contidas em cada índice dos eletrodos indicam o lóbulo onde estão posicionados: Central (C), Frontal (F), Occipital (O), Parietal (P) ou Temporal (T). Com relação aos números, os ímpares indicam eletrodos do lado esquerdo do crânio, e os pares, lado direito (SANEI, CHAMBERS, 2007). As Figuras 4 e 5 ilustram o posicionamento dos eletrodos.

Figura 4- Vista lateral do sistema 10/20



Fonte: Electrode positioning (10/20 system), s.d.

Figura 5- Vista superior do sistema 10/20



Fonte: Sanei, Chambers, 2007, p. 16.

Existem duas diferentes maneiras de se montar os eletrodos para a gravação do EEG: modo diferencial e modo referencial. No modo diferencial, cada canal representa a diferença entre dois eletrodos, como por exemplo, Fp1 – Fp2. No modo referencial, um ou dois eletrodos são utilizados como referência na entrada de cada canal. Os ritmos cerebrais mais presentes em cada canal dependem da posição do eletrodo, ou par de eletrodos, que constituem o canal (KHANDPUR, 1991).

Os sinais oriundos da atividade cerebral são, por sua vez, condicionados, passando por amplificadores e filtros que rejeitam frequências menores que 1Hz e maiores que 100Hz. A conversão dos sinais analógicos para digitais é realizada por ADC's multicanais. Considerando a largura de banda de um sinal EEG como sendo de 100Hz, tais conversores devem possuir uma frequência mínima de amostragem de 200 amostras/segundo, para assim satisfazerem o critério de Nyquist – que determina que um sinal analógico pode ser fielmente recuperado se a frequência de amostragem para este sinal for maior que duas vezes a maior frequência do sinal (SANEI, CHAMBERS, 2007).

3.1.3 Artefatos

O artefato é todo e qualquer sinal elétrico presente na gravação do EEG que não seja proveniente da atividade cerebral. O maior desafio em realizar EEG pode ser considerado o de reconhecer tais artefatos e eliminá-los. Existem diversos artefatos conhecidos nos exames de EEG: aqueles produzidos pelo paciente, como movimentos diversos e o piscar dos olhos, ou produzidos pelo ambiente e/ou equipamento, a exemplo do ruído de 60Hz e movimentos dos fios dos eletrodos (SAVELAINEN, 2010).

3.2 Conceitos e tecnologias para dispositivos EEG

Os dispositivos para captura de sinais EEG podem ser construídos de forma analógica ou digital. A primeira é mais comum no mercado, porém apresenta algumas desvantagens, tais como: Necessidade de ajustes prévios de seus componentes, consumo demasiado de energia, dependência da temperatura, ocupação de grandes dimensões, entre outras. Por sua vez, os dispositivos digitais não possuem as desvantagens supracitadas, contudo podem se tornar bastantes complexos para serem implementados, além de haver o cuidado com a resolução do conversor A/D utilizado no projeto.

Nas seções seguintes, serão apresentados os conceitos e tecnologias envolvidos no desenvolvimento do dispositivo digital deste trabalho, informando as especificações e motivos que fizeram escolher os componentes do projeto.

3.2.1 O Bluetooth e a comunicação serial

Por ser uma tecnologia que permite uma comunicação sem fios entre dispositivos, o Bluetooth utiliza a faixa de frequência de 2.4GHz. Seu padrão é definido por um grupo de empresas (SIG), as quais possuem interesse no dispositivo, que também supervisiona o desenvolvimento das especificações, bem como promove e protege a marca (GRÉGIO, 2009; BLUETOOTH, s.d).

O Bluetooth tem por objetivo prover um meio de baixo custo, baixo consumo de energia e baixa complexidade de configuração para interligar dispositivos eletrônicos diversos, tais como telefones celulares, *notebooks*, *desktops*, câmeras digitais, impressoras e periféricos em geral (GRÉGIO, 2009). Por esta capacidade de interligação com dispositivos diversos, o Bluetooth foi selecionado como meio de comunicação para o envio dos dados deste projeto, permitindo que desenvolvimentos futuros possibilitem o acesso aos sinais EEG através de dispositivos móveis, como celulares. Tal perspectiva seria difícil de ser imaginada se houvesse utilizado a tecnologia *Zigbee*, por exemplo.

Os dispositivos que possuem a tecnologia Bluetooth, são divididos em três classes, de acordo com a potência do sinal que podem produzir. As classes são especificadas na tabela abaixo.

Tabela 1- Classes de dispositivos Bluetooth

Classe	Potência Máxima (mW)	Potência Máxima (Dbm)	Área de cobertura Estimada (m)
1	100	20	100
2	2.5	4	10
3	1	0	1

Fonte: Grégio, 2009, p. 2.

Dependendo do tipo, os dispositivos Bluetooth podem fornecer determinados serviços para as aplicações, tais como envio e recebimento de arquivos, conexão a uma rede remota através do celular, entre outros. O serviço de interesse deste trabalho é o Perfil de Porta Serial (SPP), que permite que um dispositivo estabeleça conexão com outro a partir da criação de uma porta serial virtual, possibilitando que ambos se comuniquem através de uma conexão serial sem fio. Tal serviço utiliza um protocolo de emular portas seriais denominado de RFCOMM (OTTO et al, 2009; PALOWIRELESS, s.d).

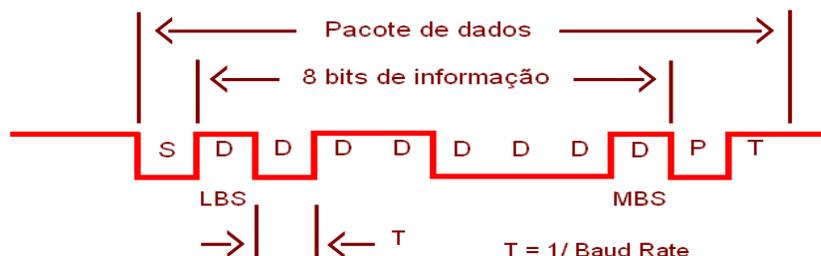
3.2.1.1 A comunicação serial

A comunicação serial corresponde à transmissão e recepção de um *bit* de dados por vez. Existem dois tipos de comunicação serial, a síncrona e a assíncrona. Na comunicação síncrona, deve haver o envio do sinal de *clock* entre os dispositivos, já na comunicação serial assíncrona, não há a necessidade de envio do sinal de *clock*, portanto as informações só necessitam dos canais de dados para serem trafegados (CANZIAN, 2010; WILLIES, 2012). Na comunicação serial assíncrona, utilizada no serviço SPP dos dispositivos Bluetooth, os dados são enviados em pacotes de *bits*, resultando em 8 *bits* de informação (um *byte*) mais os *bits* de controle. Os *bits* de controle são os seguintes (WILLIES, 2012):

- *Start Bit*: *Bit* que atua como indicador de início da transmissão, ativando um temporizador interno do receptor para gerar o mesmo *clock* que o transmissor;
- *Stop Bit*: *Bit* que sinaliza a parada, o término do envio do pacote de dado. Pode ser 1 ou 2 *bits*;
- *Bit de Paridade*: *Bit* responsável pela conferência da paridade na informação. Este é opcional e verifica a ocorrência de erros no envio da informação.

Para haver uma comunicação consistente, a comunicação serial assíncrona necessita de configurações prévias antes da conexão. Ambos os dispositivos precisam preestabelecer igualmente a taxa de envio (*BaudRate*) dos *bits*, ou seja, quantos *bits* por segundos serão enviados na conexão, se há o *bit* de paridade, quantos *Stop Bits* serão utilizados e se há controle de fluxo da informação. A Figura 6 ilustra um típico pacote de dados enviado em uma conexão serial (CANZIAN, 2010; WILLIES, 2012).

Figura 6- Pacote de dados de uma comunicação serial assíncrona



3.2.2 O Arduino e a comunicação SPI

O Arduino é uma placa eletrônica baseada em um microcontrolador da Atmel (o microcontrolador varia de acordo com o tipo do Arduino) que permite a comunicação com diversos sensores e atuadores. A placa possui diversos recursos para se conectar a outros dispositivos, tais como entradas e saídas digitais, entrada analógica, saída PWM, comunicação serial, SPI, entre outros (ARDUINO, 2011). O recurso de comunicação de interesse deste trabalho é o SPI, além da comunicação serial já apresentada anteriormente.

Por ser código aberto, o Arduino possui uma biblioteca vasta de aplicações que podem ser utilizadas livremente para a realização de novos projetos. Seus microcontroladores são programados a partir de uma linguagem própria do Arduino, de fácil escrita e interpretação. Por estes motivos, e pela disponibilidade de uma placa para o desenvolvimento do trabalho, o Arduino foi o escolhido para a elaboração deste projeto.

3.2.2.1 A comunicação SPI

SPI é um protocolo de dados serial síncrono utilizado por microcontroladores para comunicação rápida com um ou mais dispositivos periféricos em curtas distâncias. Também pode ser usado para comunicação entre dois microcontroladores (ARDUINO, 2012).

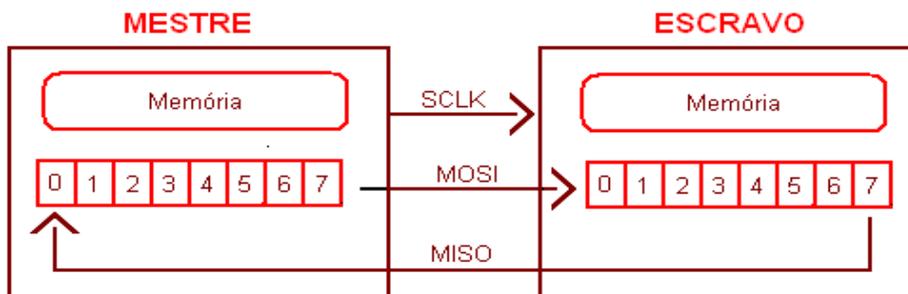
Em uma comunicação SPI, sempre há um mestre e um ou mais escravos, que se comunicam entre si através de uma conexão *full-duplex*. Os seguintes fios constituem a conexão SPI (OREGON, s.d):

- MOSI (*Master Out Slave In*): Canal responsável pelo envio de dados do mestre para o escravo;
- MISO (*Master In Slave Out*): Canal responsável pelo envio de dados do escravo para o mestre;
- SCK (*Serial Clock*): Canal para envio do sinal de *clock*;

- *SS (Slave Select)*: Canal utilizado pelo mestre para habilitar ou desabilitar a conexão com o escravo. Se na conexão existir mais de um escravo, todos compartilham os canais citados anteriormente, com exceção deste. Cada escravo possui seu *SS*, e quando este pino estiver em nível baixo, há conexão com o mestre, e quando estiver em nível alto, o escravo ignora as informações do barramento.

Na comunicação SPI, são utilizados dois registradores de deslocamento para a troca de informações, um pertencente ao mestre e o outro ao escravo. Os *bits* são deslocados e enviados um por vez, entre os registradores. À medida que um *bit* é transmitido pelo canal MOSI, outro é recebido pelo canal MISO, e após todos serem enviados, os registradores do mestre e do escravo estarão com os dados trocados (SPI *INTERFACE*, 2012). A Figura 7 ilustra a troca de informações neste tipo de comunicação.

Figura 7- Troca de informações em uma comunicação SPI



Portanto, para se realizar uma conexão SPI, devem ser ajustadas algumas configurações: A polaridade e a fase do *clock*, o valor do *clock* e se o dado é transmitido do *bit* mais significativo para o menos significativo, ou o contrário. A polaridade do *clock* identifica se a base de seu valor, ou seja, o nível lógico que o *clock* permanece quando não está oscilando, é 0 ou 1. Já a fase do *clock* determina se o *bit* será capturado na subida ou descida do *clock*. As quatro combinações possíveis entre a fase e a polaridade do *clock* constituem os quatro modos de comunicação SPI (ARDUINO, 2012), de acordo com a tabela abaixo.

Tabela 2- Modos de uma conexão SPI

Modo	Polaridade do <i>Clock</i> (CPOL)	Fase do <i>Clock</i> (CPHA)
SPI Modo 0	0	0
SPI Modo 1	0	1
SPI Modo 2	1	0
SPI Modo 3	1	1

Fonte: Arduino, 2012.

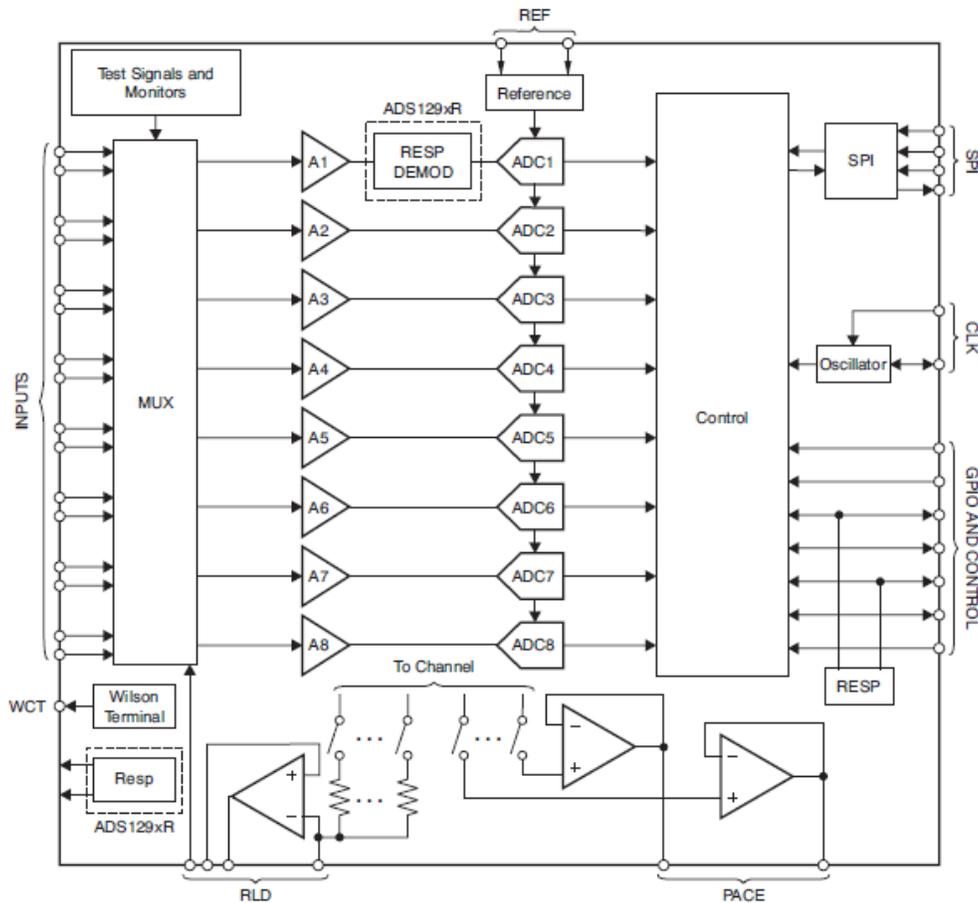
3.2.3 O ADS1294

O ADS1294 é um chip da *Texas Instruments* que pertence a uma família de ADC's de 24 *bits*, de múltiplos canais (quatro canais especificamente no ADS1294), com amostragem simultânea e amplificadores de ganhos programáveis (PGA's). O *chip* incorpora todas as funções que são necessárias para realização de um EEG (ADS1294, 2012). A figura 8 ilustra o circuito interno do ADS1294.

O mesmo pode ser configurado utilizando comandos SPI, a fim de adequar valores de configuração para a aplicação desejada, tais como ganho, taxa de amostragem, *clock*, entre outros ajustes. Com o intuito de incrementar a quantidade de canais para se utilizar no EEG, é possível realizar a montagem de mais de um ADS1294 em modo cascata, ou em modo *Daisy-chain*, para se conectarem a um controlador (ADS 1294, 2012).

A utilização de componentes digitais reduz drasticamente a quantidade de componentes utilizados no projeto, reduzindo assim a dimensão da placa, além de tornar a aplicação mais fácil de ser programada. O que chama mais atenção no conversor escolhido é sua resolução de 24 *bits*, bem acima dos encontrados no mercado, que, aliado com o ganho produzido pelos PGA's, possibilita uma amostragem eficiente de sinais da ordem de μV (EEG), mV (ECG) e também da ordem de Volts para aplicações diversas que necessitem trabalhar com o sinal de forma digital.

Figura 8- Circuito interno do ADS1294



Fonte: ADS1294, 2012.

4 ABORDAGEM DA SOLUÇÃO

Neste capítulo, serão apresentados os recursos utilizados para a montagem do equipamento, bem como o esquemático da construção do protótipo e a lógica da implementação.

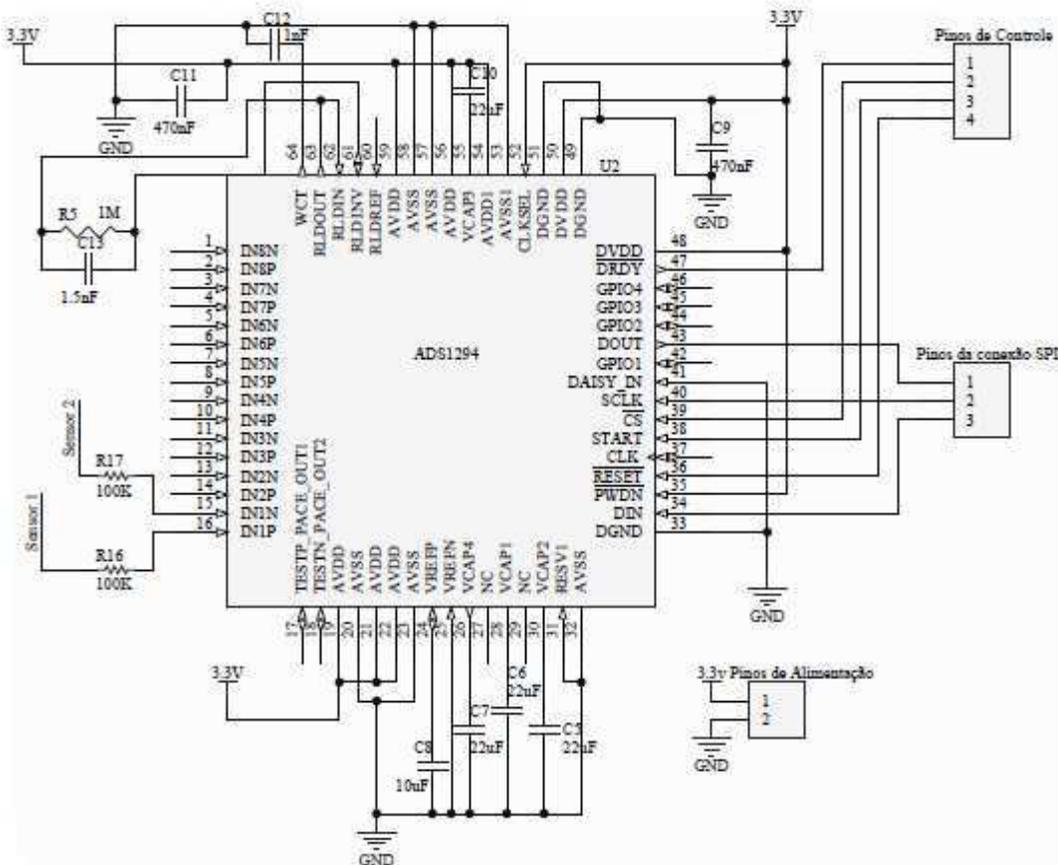
4.1 Componentes utilizados

Para realizar a aquisição dos sinais EEG e condicioná-los para serem processados, foi utilizada uma placa de circuito impresso contendo um *chip* ADS1294. Este *chip* aplica um ganho nestes sinais e os converte em informações digitais, que

possam ser enviadas para uma unidade de controle, no caso deste projeto, um microcontrolador.

A placa utilizada neste projeto foi fabricada por encomenda, e possui um esquemático desenvolvido para captura de sinais de EEG a partir de um *clock* e de uma tensão de referência gerados internamente pelo *chip*. A placa possui fios soldados nos pinos de controle, de alimentação e da comunicação SPI, que por sua vez, se conectam a *headers* para que possam ser conectados com o microcontrolador através de um *proto-board*. Também possui fios soldados em um dos canais, para conexão com dois eletrodos. O esquemático da placa é apresentado na Figura 9.

Figura 9- Esquemático da placa contendo ADS1294

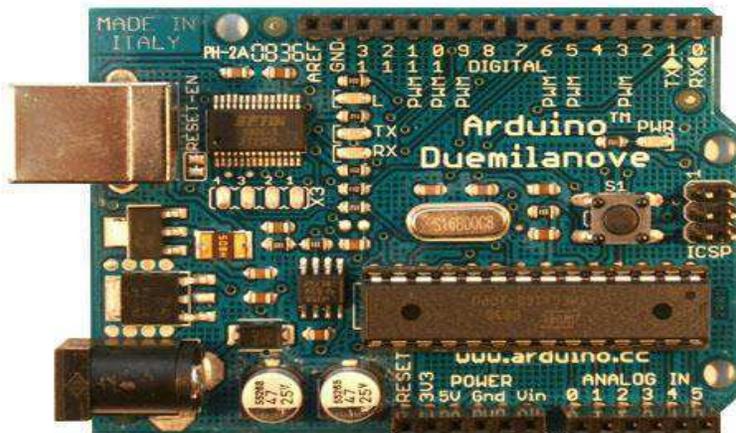


A placa do microcontrolador utilizado no projeto foi o Arduino Duemilanove, baseada no microcontrolador ATmega328, um microcontrolador de 8 *bits* e 32Kb de memória flash. O Arduino Duemilanove pode ser programado através de uma porta

USB, já que este possui um chip (FT232) que realiza a *interface* entre a conexão USB e a serial. A sua alimentação pode ser feita pela porta USB ou por uma fonte externa de 7 – 12V DC. A seleção da fonte de alimentação é feita de forma automática no Arduino Duemilanove, que opera com um *clock* de 16Mhz, e uma voltagem de 5V nos seus pinos de entrada e saídas digitais. Na Figura 10, pode-se observar uma foto do Arduino Duemilanove.

O microcontrolador utilizado ficou responsável por realizar as seguintes funções no projeto: Configurar os ajustes de comunicação entre o ADS1294 e o microcontrolador, receber os dados digitais resultantes da conversão A/D do ADS1294, configurar os ajustes de comunicação e conectividade do módulo Bluetooth, além de transmitir os dados pela serial para que o módulo os envie, através da rede Bluetooth, para um computador remoto.

Figura 10- Arduino Duemilanove



Fonte: Arduino, 2012.

A fim de enviar os dados por uma rede Bluetooth, foi utilizado um módulo Bluetooth de modelo Parani-ESD 200, que provê o serviço de comunicação serial sem fio. Com este módulo, foi possível enviar os dados para um computador remoto. Parani-ESD 200 é um módulo Bluetooth classe 2, que pode ser configurado e controlado a partir de comandos AT. Na Figura 11 é apresentada uma foto do módulo Bluetooth.

Figura 11- Módulo Bluetooth Parani-ESD 200

Um módulo Bluetooth pode operar como mestre ou escravo em uma conexão Bluetooth. Quando operando como mestre, o Bluetooth tenta conexão com outro dispositivo Bluetooth, enquanto que operando como escravo, ele espera uma conexão. Quando escravo, por sua vez, o Bluetooth pode responder a uma pesquisa de dispositivos Bluetooth (modo visível) ou pode só responder a tentativas de conexão efetuadas diretamente para ele (modo invisível). O módulo Parani-ESD 200 pode operar em quatro modos distintos, de acordo com a tabela 3.

Tabela 3- Modos de operação do módulo Bluetooth Parani-ESD 200

Modo	Descrição
0	É o modo de configuração do módulo, o dispositivo não responde a nenhuma requisição, apenas aos comandos AT. (<i>Default</i>)
1	É o modo em que o módulo tenta se conectar com o último dispositivo Bluetooth que ele realizou conexão, ou seja, ele opera como mestre.
2	Neste modo, o módulo espera a conexão do último dispositivo Bluetooth que ele realizou conexão. É similar ao modo 1, mas neste ele opera como escravo.
3	Neste modo, o módulo espera por conexão requisitada por qualquer dispositivo Bluetooth. É o modo em que o módulo está descoberto e pode ser conectado por qualquer dispositivo Bluetooth.

4.2 Esquemático do protótipo

O esquemático é constituído de um Arduino Duemilanove, um Bluetooth Parani-ESD 200, um ADS1294 e dos circuitos de *interface* utilizados para conectar estes dispositivos entre si.

4.2.1 Alimentação

Como já foi dito, o Arduino pode ser alimentado por uma fonte externa entre 7V e 12V DC ou via USB. Com o intuito de alimentar o protótipo de forma a deixá-lo isolado da rede elétrica, foi utilizada uma bateria de 9V para alimentar o Arduino externamente. Como o próprio Arduino possui uma fonte de tensão regulada de 3.3V DC, esta foi utilizada para a alimentação do ADS1294, do Bluetooth e dos circuitos de *interface*.

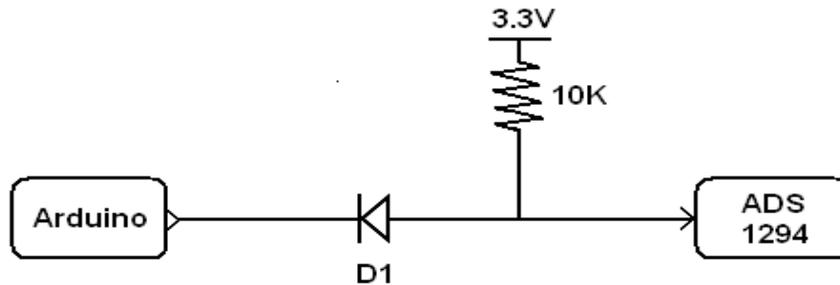
4.2.2 Circuitos de *Interface*

4.2.2.1 *Interface* entre o Arduino e o ADS1294

Como as saídas digitais do Arduino Duemilanove operam em 5V DC, foi necessário converter a tensão das saídas digitais para 3.3V DC, para que pudessem ser conectadas ao ADS1294. Para realizar esta conversão, foi empregado o circuito da Figura 12 entre o Arduino e o ADS1294. Este circuito foi escolhido por possuir boa confiabilidade na transmissão de dados, isolando o ADS1294 do Arduino quando este último está com sua saída em nível lógico alto, além de apresentar menor dissipação de energia comparado a um divisor de tensão resistivo. Quando a saída do Arduino estiver em nível lógico alto (5V), o diodo D1 impede a condução da corrente gerada pelo Arduino, fazendo com que a corrente do ADS1294 seja proveniente da fonte de tensão de 3.3V, sendo limitada pelo resistor de 10K Ω . Com isso, o ADS1294 terá em suas entradas digitais uma tensão bastante próxima de 3.3V. Quando a saída do Arduino estiver em nível lógico baixo (0V), o diodo estará ligado à terra, fazendo com que a corrente flua livremente entre o Arduino e o ADS1294. Portanto, o ADS1294 terá em

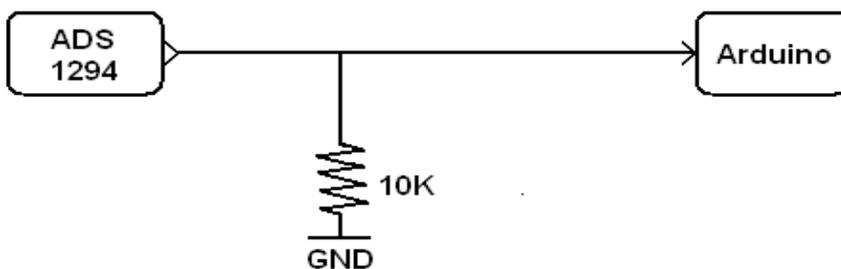
suas entradas digitais uma tensão de aproximadamente 0.6V, devido à queda de tensão no diodo (*SENSORINTERFACING*, 2007; *SAVAGE*, 2011). Para as montagens deste circuito, foram utilizados diodos de sinal 1N4148 que atenderam as expectativas, obtendo uma queda de tensão de 0.53V, sendo este valor interpretado como nível lógico baixo pelo ADS1294.

Figura 12– Circuito de *Interface 1*



Em contrapartida, devido às saídas digitais do ADS1294 serem de 3.3V DC, estas podem ser conectadas às entradas do Arduino e serem interpretadas corretamente. Para manter a tensão dos pinos de entrada do Arduino em 0V, foi utilizado um resistor *Pull-down* entre as saídas digitais do ADS1294 e as entradas digitais do Arduino, em prol de manter o bom funcionamento do ADS1294 com relação a estes pinos. A Figura 13 mostra o resistor *Pull-down* utilizado nas saídas digitais do ADS1294.

Figura 13– Circuito de *Interface 2*

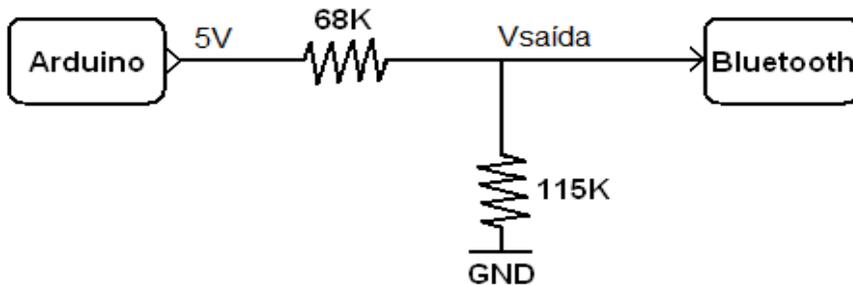


4.2.2.2 Interface entre o Arduino e o módulo Bluetooth

Da mesma forma que o ADS1294, o módulo Bluetooth opera com uma tensão de 3.3V DC, portanto, há necessidade de um conversor de nível. Esta *Interface* foi implementada em acordo com o sugerido no manual do próprio módulo, portanto, ao invés da utilização do circuito de *interface* 1, usou-se um divisor de tensão resistivo entre a saída do Arduino (pino TX) e a entrada do módulo Bluetooth (pino RXD), e ligando diretamente a saída do módulo (pino TXD) à entrada do Arduino (pino RX). A Figura 14 mostra o divisor de tensão sugerido. Sendo a entrada desse divisor de 5V, $V_{saída}$ será:

$$V_{saída} = \frac{115 \times 5}{68 + 115} = 3.14V$$

Figura 14– Circuito de *Interface* 3



4.2.3 Esquemático simplificado

O Arduino se comunica com o Bluetooth através de comunicação serial, portanto, o pino TX do Arduino é conectado com o pino RX do Bluetooth, e vice-versa, O RX do Arduino é conectado ao TX do Bluetooth. Como não há controle de fluxo por *hardware*, o pino CTS do módulo é ligado em 0V. Implementou-se também um circuito de *reset* para o Bluetooth utilizando um botão. Este *reset* pode ser realizado com um comando AT para o Bluetooth, porém, o botão pode ser útil no caso de algum *bug* do *software* em que haja a necessidade do *reset* do módulo.

Na comunicação com o ADS1294, o Arduino utiliza a comunicação SPI, e para tal, usa os pinos 13, 12, 11, respectivamente, o sinal de *clock*, o pino MISO e o MOSI. Na comunicação SPI, o ADS1294 sempre opera como escravo, portanto, o pino MOSI (*Master Out Slave In*) do Arduino é conectado ao pino DIN do ADS1294, e o pino MISO (*Master In Slave Out*), por sua vez, ao pino DOUT do ADS1294. O controle do ADS1294 é feito através dos pinos 4, 5, 6 e 7 do Arduino.

A Figura 15 ilustra um desenho simplificado do esquemático do protótipo do equipamento, com os componentes utilizados, bem como os circuitos de *interface* apresentados.

4.3 Rotina implementada no Arduino

Uma rotina apropriada, implementada no microcontrolador, é imprescindível para que os sinais sejam capturados e processados pelo ADS1294. Além disso, o envio adequado de comandos AT para o módulo Bluetooth é fundamental para realizar a conexão com um computador remoto e enviar os resultados obtidos pelo ADS1294. Nesta seção, será apresentado o código desenvolvido para o Arduino em forma de diagramas lógicos com suas devidas explicações, mostrando cada passo necessário para a captura e envio por Bluetooth das atividades cerebrais.

4.3.1 Alimentação do ADS1294

Toda vez que o ADS1294 é inicializado, suas entradas e saídas devem permanecer em tensão de nível lógico baixo, até que a alimentação esteja estabilizada (ADS 1294, 2012). O processo de alimentação do ADS1294 deve seguir o diagrama de tempo apresentado na Figura 16, em que:

$$t_{por} \geq 2^{16} \cdot t_{clk} \text{ e } t_{rst} \geq 2 \cdot t_{clk}$$

Figura 15– Esquemático simplificado do protótipo do equipamento

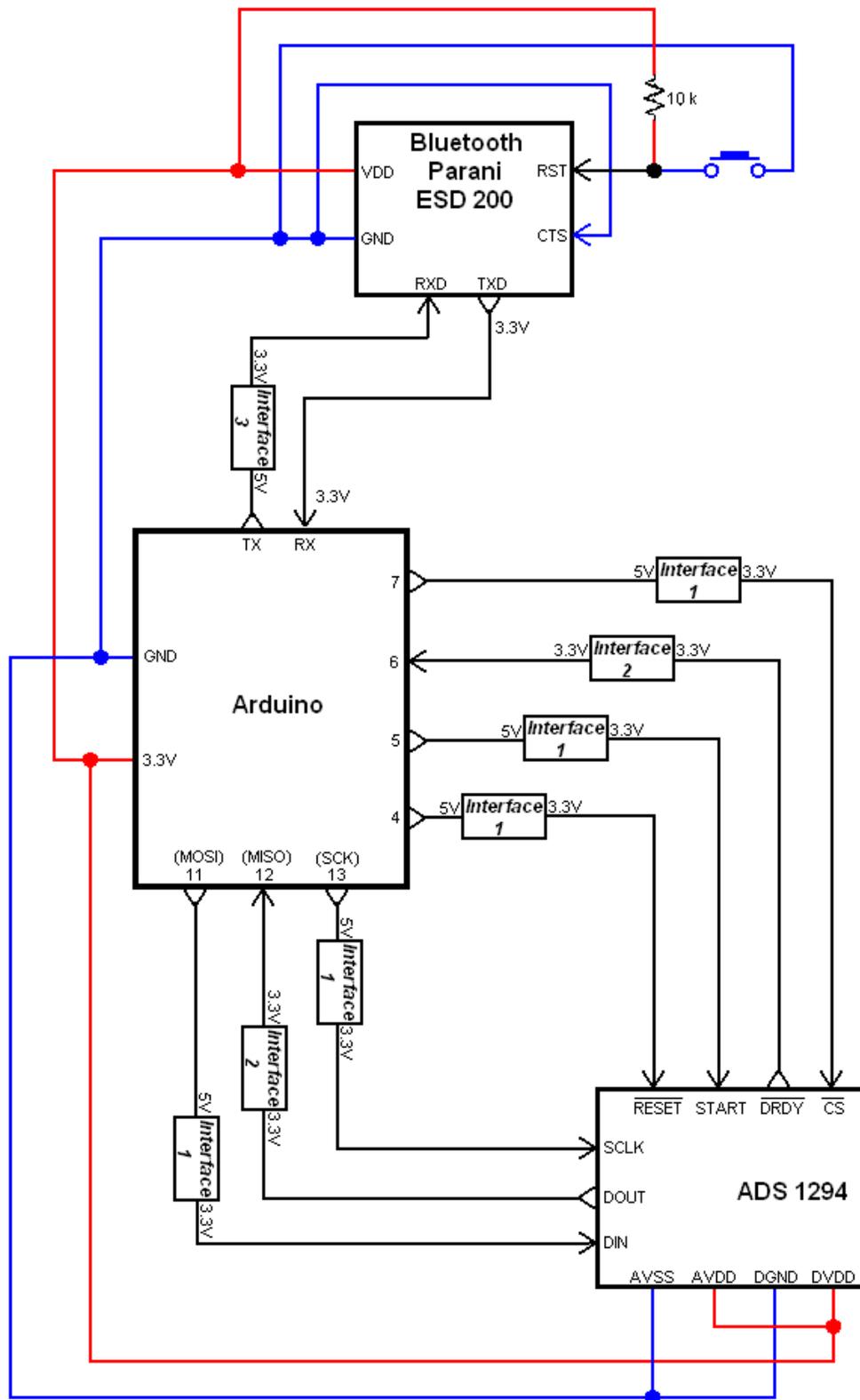
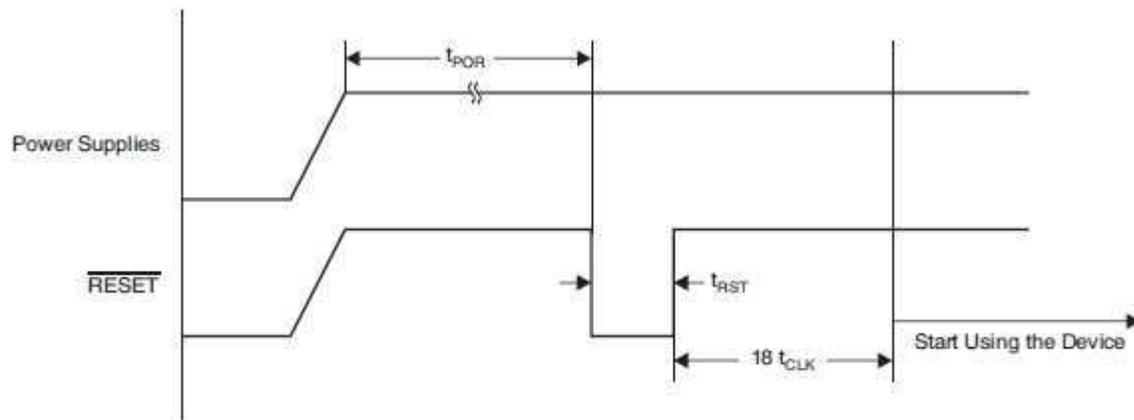


Figura 16– Sequência de alimentação do ADS1294

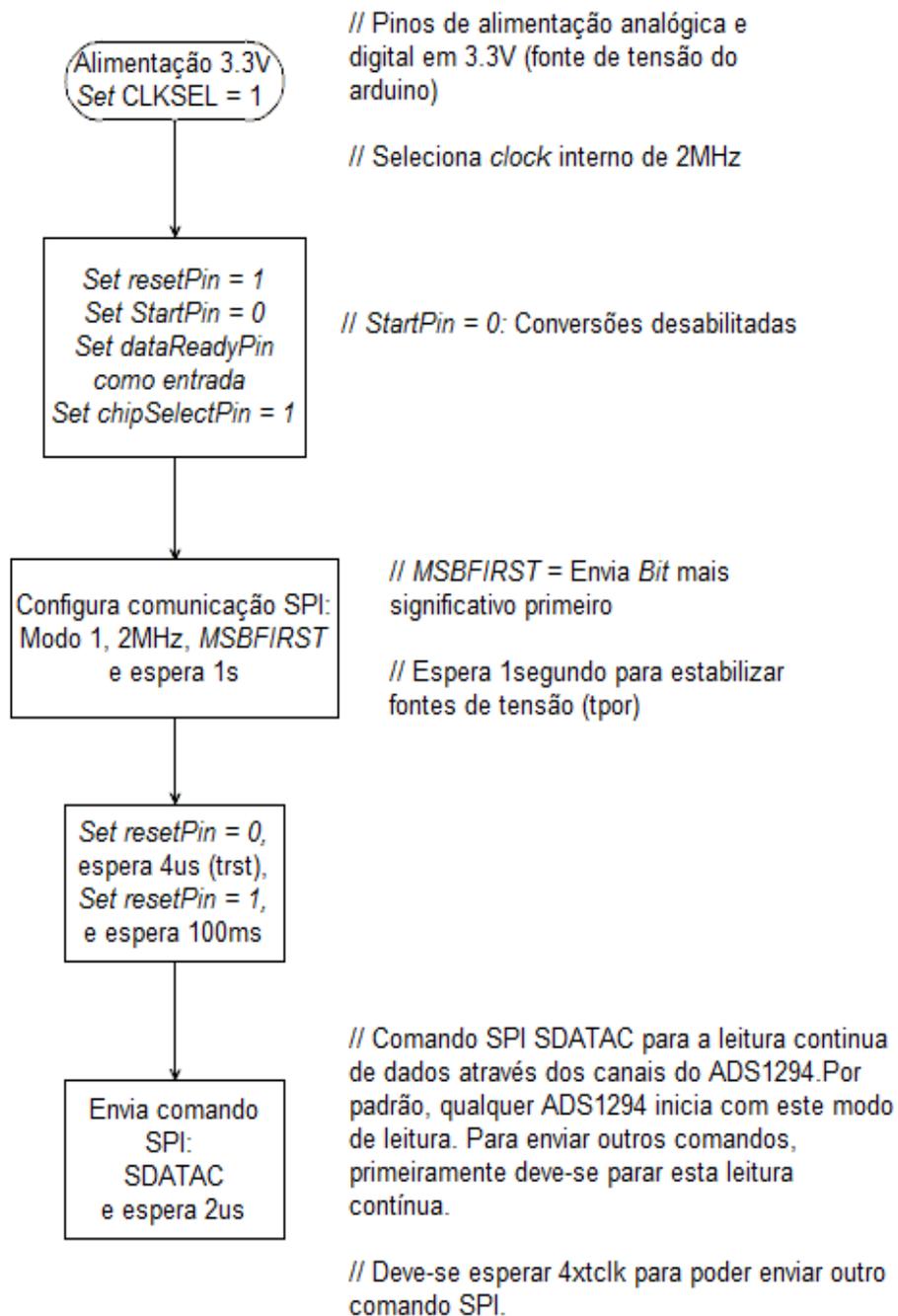


Fonte: ADS 1294, 2012, p. 77.

Como o *clock* do ADS1294 é gerado internamente, seu valor é de 2Mhz, resultando em um $t_{clk} = (2 \cdot 10^3)^{-1} = 0.5 \mu s$. Portanto, para o funcionamento adequado do ADS1294, t_{por} deve ser no mínimo 33ms e t_{rst} no mínimo 1 μs .

Para implementar esta sequência, utilizou-se a lógica especificada na Figura 17. Além de implementar a sequência de alimentação, a parte inicial da rotina também configura os pinos utilizados no projeto, além de configurar os ajustes da comunicação SPI, esta última usada para controlar o ADS1294.

Figura 17– Diagrama de blocos da rotina de alimentação do ADS1294



4.3.2 Configuração do ADS1294 e da conexão Bluetooth

Após o envio do comando SPI para parar a leitura contínua de dados, o dispositivo está pronto para ser configurado. Existem três registradores para realizar a configuração do ADS1294, cada um responsável por um tipo de configuração (ADS 1294, 2012):

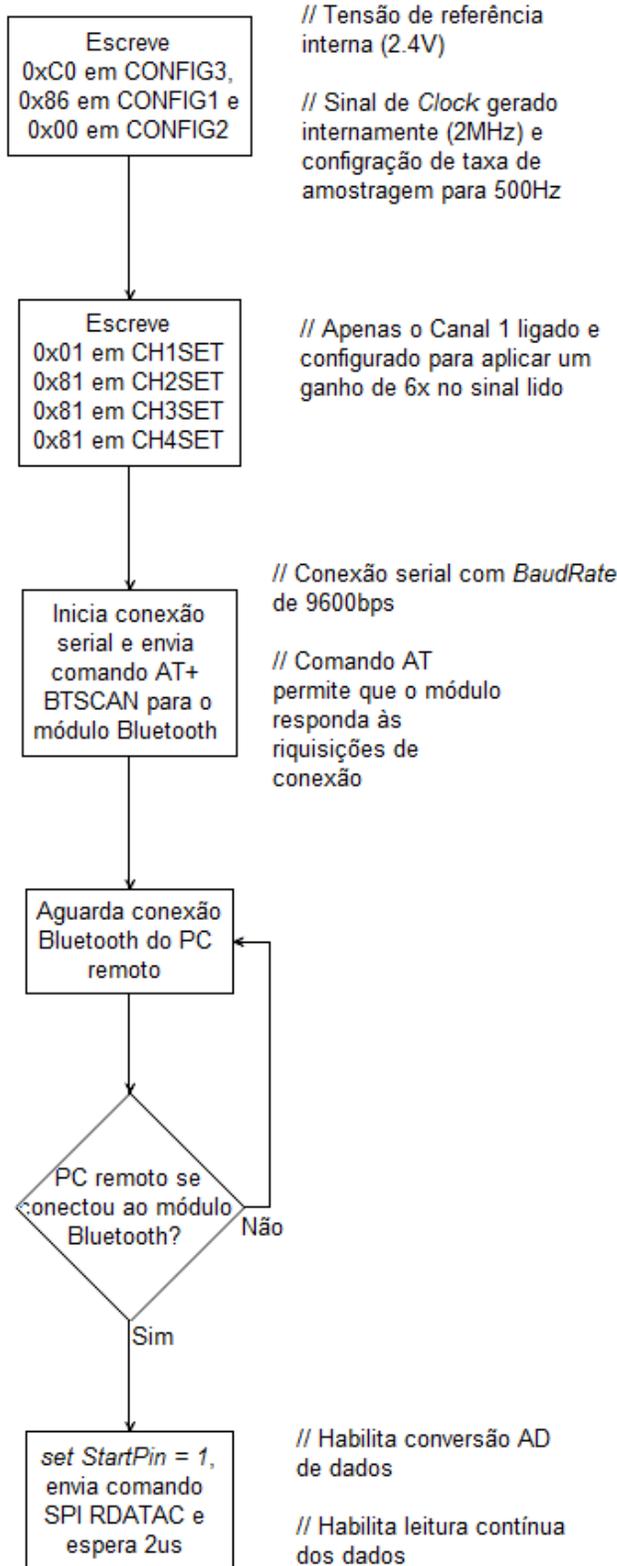
- CONFIG1: Configuração da operação com mais de um ADS1294, seleção externa ou interna do *clock* a fim de ativar ou desativar um oscilador interno e a taxa de amostragem do sinal;
- CONFIG2: Configurações relacionadas à geração de sinais de testes;
- CONFIG3: Configurações relacionadas às tensões de referência e ao sinal da perna direita.

Com o intuito de programar os ajustes dos canais do ADS1294, existem quatro registradores responsáveis pelos mesmos, um para cada canal (CHnSET, com $n = 1:4$). Estes registradores configuram se o canal está ligado ou desligado, o ganho dos PGA's e o modo de leitura dos sinais. Esta última configuração pode ser alterada se houver o desejo de gerar sinais de testes, ou medir temperatura, dentre outras situações (ADS 1294, 2012). O referido projeto possui a finalidade de captar sinais da atividade cerebral de forma simples, utilizando apenas um canal, com sinal de *clock* e tensão de referências geradas pelo próprio *chip*, respectivamente 2Mhz e 2.4V, e com uma taxa de amostragem de 500 amostras por segundo.

Para estabelecimento da conexão Bluetooth, é necessário o envio de um comando AT para que o módulo fique aguardando requisições de conexão. Por padrão, o módulo inicia em Modo 0, e por isso, não responde a nenhuma conexão e não é encontrado em pesquisas de dispositivos Bluetooth. Realizando o envio deste comando, o Bluetooth é configurado para aceitar conexões.

A Figura 18 retrata o diagrama de blocos utilizado para realizar a configuração tanto do ADS1294 quanto do módulo Bluetooth.

Figura 18– Diagrama de blocos da rotina de configuração



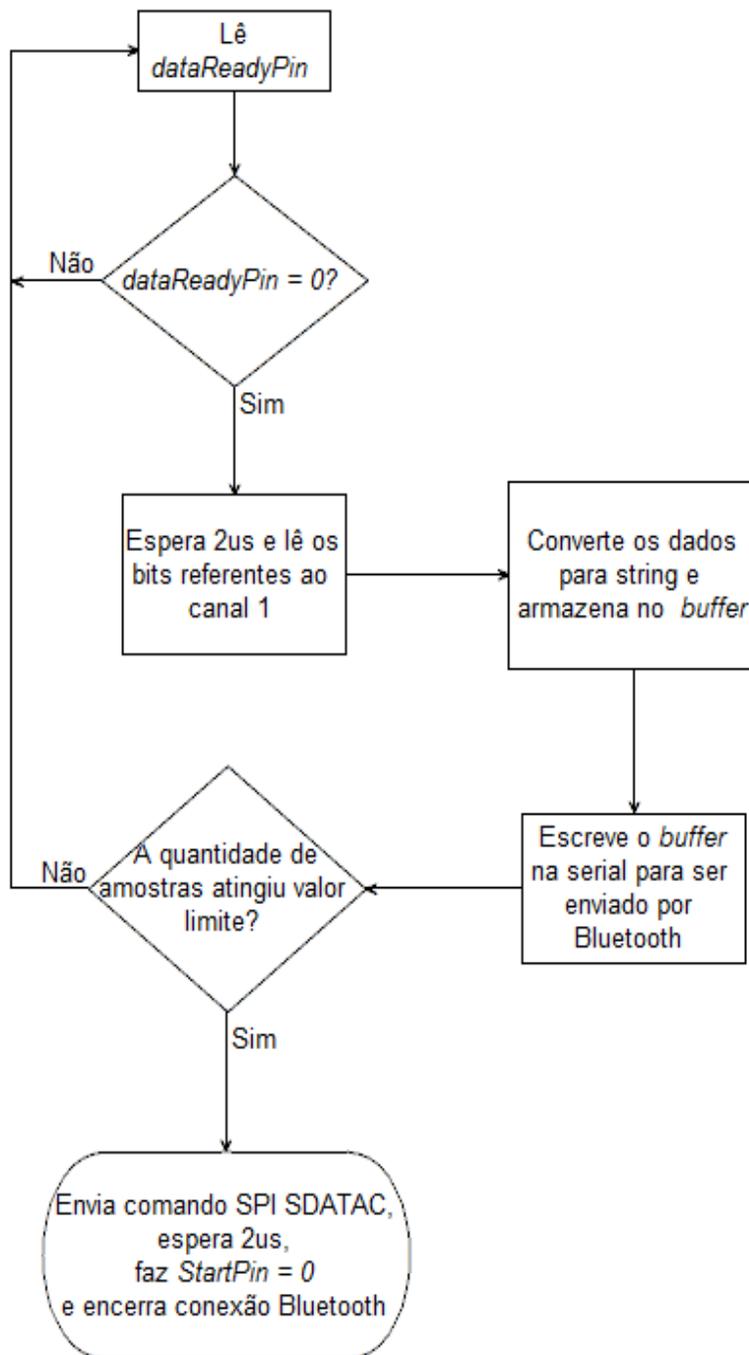
4.3.3 Leitura dos sinais EEG e envio por Bluetooth

Após o envio do comando SPI SDATAC, o ADS1294 está pronto para ler os sinais através do canal selecionado, amplificá-los e convertê-los em dados digitais de 24 *bits*. Toda vez que um novo dado está pronto, ou seja, passa por todas as etapas citadas anteriormente, *dataReadyPin* é colocado em nível lógico baixo para indicar a presença deste novo dado.

Para adquirir os dados digitais, é necessária a leitura do registrador de saída do ADS1294, utilizado na comunicação SPI. Os primeiros 24 *bits* são referentes ao registrador de status, enquanto que os 96 *bits* que seguem são os resultados da conversão dos canais 1:4 (ADS 1294, 2012). Como há interesse somente no resultado do canal 1, os primeiros 24 *bits* referentes ao registrador de status são lidos, mas não armazenados. Após isso, os 24 *bits* referentes ao canal 1 são lidos, convertidos em formato de *string* para que sejam armazenados sequencialmente no *buffer* e cada *byte* ser enviado de forma serial pela conexão Bluetooth. Os *bits* que se seguem são desprezados.

Como a conexão Bluetooth já está estabelecida entre o PC remoto e o módulo Bluetooth, o *buffer* é escrito na serial logo após cada ciclo de amostragem e, por consequência, enviado por Bluetooth para o PC. Quando as amostras atingem um valor pré-definido, é enviado o comando SPI SDATAC, o *startPin* é levado para o nível lógico zero e a conexão Bluetooth é encerrada. Para a realização dos testes, utilizou-se um valor de 2500 amostras, correspondendo a 5 segundos de leitura de sinais EEG.

A Figura 19 representa, em forma de diagrama de blocos, a parte da rotina destinada à aquisição e envio dos dados.

Figura 19– Diagrama de blocos da rotina de aquisição e envio dos dados

5 RESULTADOS

5.1 Ambiente utilizado para o recebimento dos dados

Para gerar uma conexão com o módulo Bluetooth e receber os dados provenientes da conversão A/D, foi escrito um software em Python (é uma linguagem de programação escrita em C, interpretada, com tipagem dinâmica e bem simples de ser utilizada). A mesma possui um módulo de extensão chamado de PyBluez, que permite ao usuário o acesso ao sistema de Bluetooth através de Programação Orientada a Objetos. O PyBluez permite uma conexão ponto-a-ponto, com os serviços e garantias similares ao TCP, porém, com diferença que essa conexão é estabelecida através do protocolo RFCOMM (PYTHON, 2013). A diferença considerável entre o TCP e o RFCOMM é a quantidade de portas possíveis de serem utilizadas na conexão. Enquanto que o TCP suporta a abertura de 65536 portas, o RFCOMM só suporta 30 (HUANG, 2008).

O código escrito cria um *socket* Bluetooth que se conecta ao módulo Bluetooth. Quando conectado, o ADS1294 procede com a captura dos sinais e as respectivas conversões A/D, e logo após cada conversão, o dado é enviado pela rede Bluetooth. O *software* no PC remoto fica aguardando receber dados, e quando um novo dado é enviado, este é recebido pelo *socket* e guardado em um arquivo que serve como *buffer*. O *software* permanece em um laço recebendo os dados e escrevendo no arquivo até o momento em que o dado que ele receba esteja vazio, indicando o término da conexão devido ao ADS1294 ter atingido o número máximo de amostras pré-definido.

Finalizado o recebimento dos dados, o *software* acessa o arquivo para a leitura, e realiza a conversão das *strings* com os dados em hexa para dados em inteiro, e os guarda em outro arquivo para que possam ser utilizados em um ambiente de análise dos resultados. Tais resultados podem ser utilizados em alguma aplicação BCI, acompanhamento periódico da atividade cerebral ou apenas para serem visualizados, como foi realizada pela análise dos resultados deste projeto.

5.2 Análise dos resultados

Para realizar a observação dos resultados obtidos, foi implementada uma rotina no MatLAB® que utiliza os dados guardados no arquivo em forma de *strings* que representam inteiro decimais. Os números decimais são resultados da conversão de binários com representação em complemento de dois, gerados pelo ADS1294. Portanto, a primeira função da rotina no MatLAB® é converter estes valores decimais para valores decimais reais, resultantes da representação dos binários em código BCD 8421. Aos valores obtidos, é compensado o ganho dado pelos PGA's e um valor de *offset* dos eletrodos observados nos testes. Também é realizada a interpolação de alguns valores muito altos comparados a um típico sinal EEG, resultante de ruídos, visto que os sinais de EEG possuem normalmente valores de 100 μ V de pico-a-pico.

Passada essas etapas, os valores são apresentados em gráficos da amplitude do sinal em função do tempo, além de suas respectivas análises espectrais, estas últimas utilizando FFT. Para fins de comparações, foram realizados testes em duas pessoas, com os eletrodos próximos às posições F7 e F8 do sistema 10/20, respectivamente, a entrada positiva e negativa do canal. Os testes foram repetidos em períodos distintos do dia. Os resultados obtidos pela manhã com os eletrodos nas posições F7 e F8 da pessoa 1 são mostrados nas Figuras 20 e 21, e da pessoa 2 nas Figuras 22 e 23. Com os eletrodos posicionados nos mesmos locais, foi repetido o teste com a pessoa 1 pela noite, em estado de sonolência. O sinal em função do tempo e seu respectivo espectro resultante deste teste são apresentados, respectivamente, nas Figuras 24 e 25.

Nas análises espectrais presentes nas Figuras 21, 23 e 25, pode-se observar a energia das ondas de banda alfa presente entre as frequências de 10Hz e 13Hz, e a energia das ondas beta entre as frequências de 20Hz e 25Hz. Pode-se observar também que a amplitude do sinal EEG da pessoa 1 em estado de sonolência foi menor comparada ao teste efetuado pela manhã. Para uma análise mais criteriosa e aprofundada de sinais EEG, há necessidade de estudos sobre o comportamento dos ruídos, sobre as bandas dos sinais EEG, filtros utilizados, além do uso de mais canais. Tais tipos de análise fogem do escopo deste projeto, que teve como finalidade

desenvolver o equipamento para captura dos sinais e programar um ambiente de testes.

Figura 20– Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 1

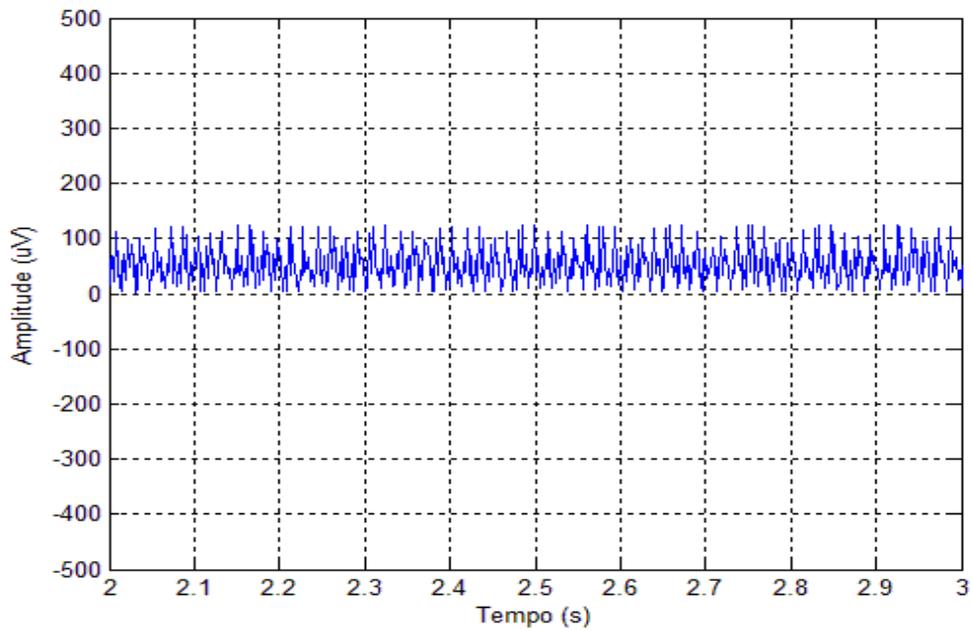


Figura 21– Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 1

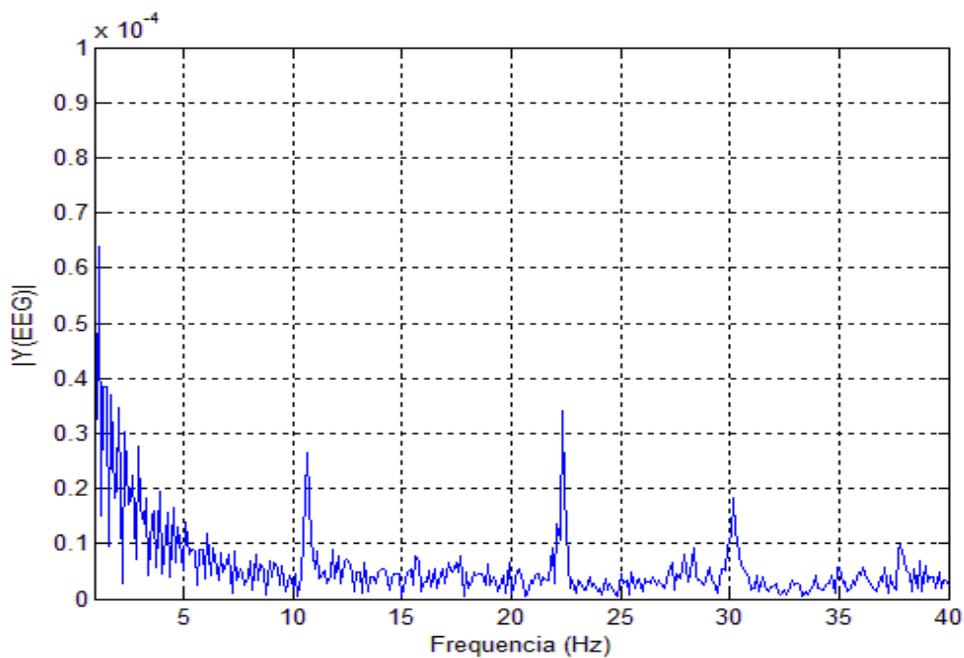


Figura 22– Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 2

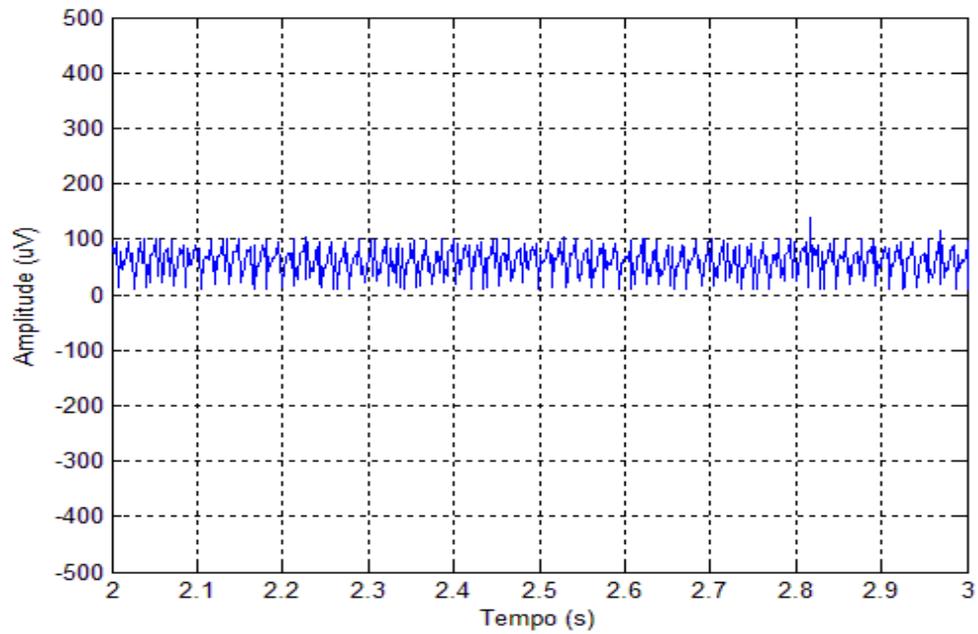


Figura 23– Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 2

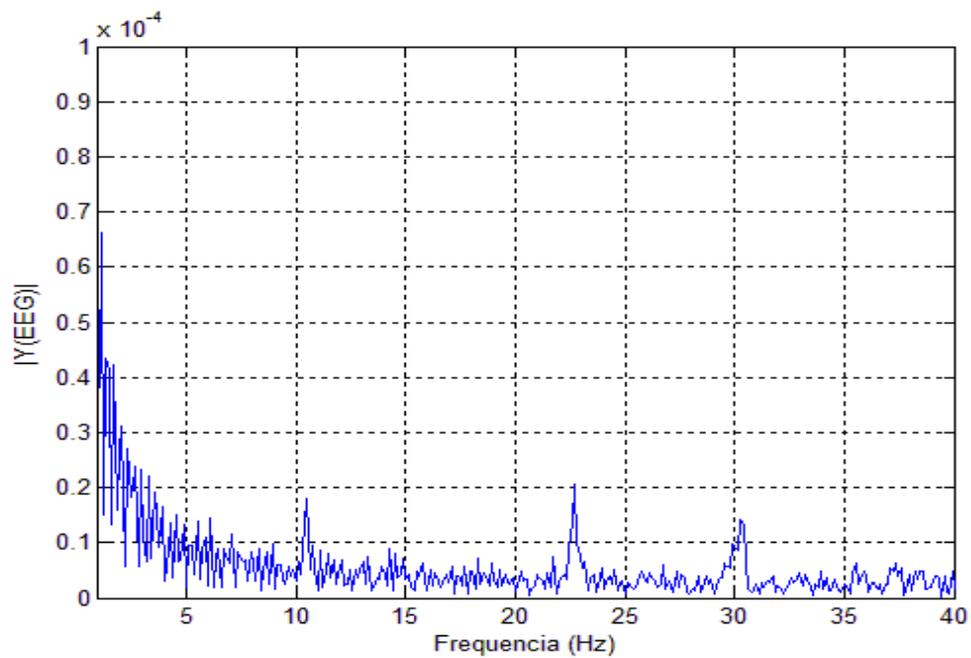


Figura 24– Gráfico do sinal EEG em função do tempo da pessoa 1 em estado de sonolência

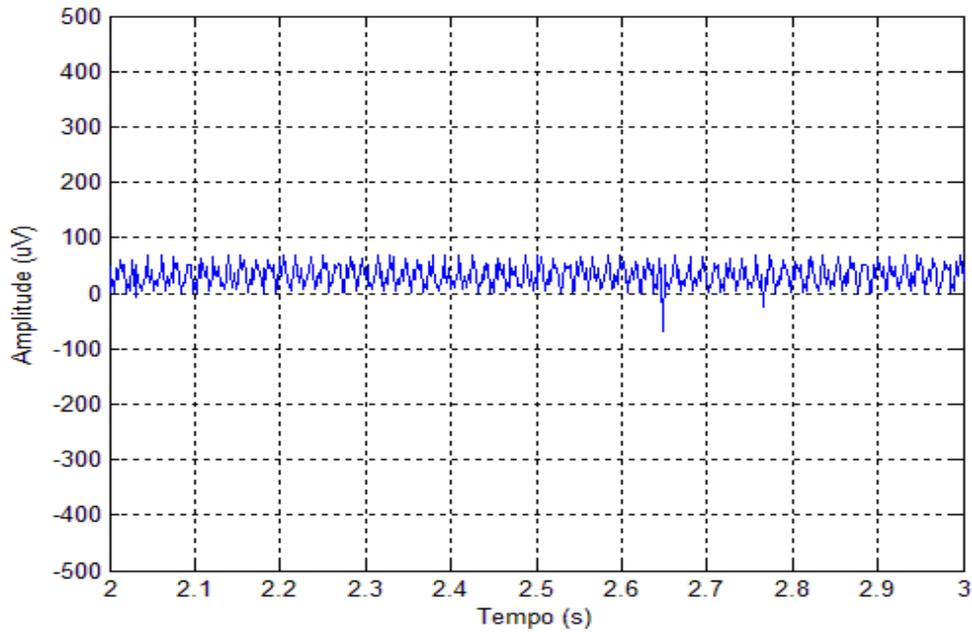
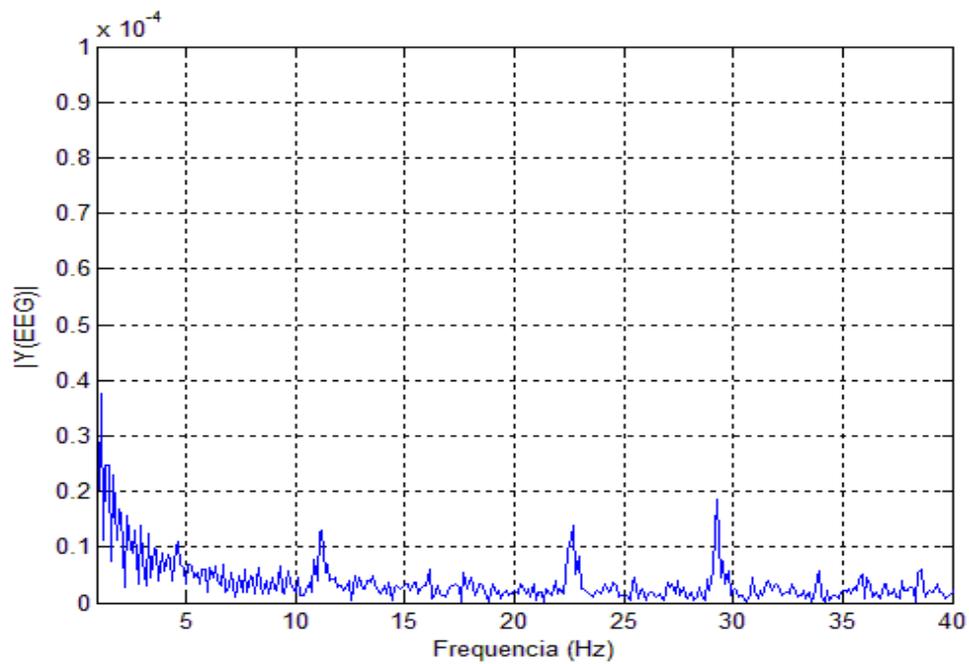


Figura 25– Gráfico do espectro do sinal EEG da pessoa 1 em estado de sonolência



6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Os estudos dos sinais EEG são de suma importância para a detecção de doenças neurológicas ou para o desenvolvimento de aplicações BCI. O presente trabalho teve o objetivo de projetar um equipamento que fosse capaz de realizar a aquisição destes sinais, de forma portátil e segura para o usuário. A concepção de tal equipamento foi realizada de forma a atender às expectativas futuras destes sinais serem acessados a partir de outras unidades remotas, não permanecendo restrito ao PC.

Com a utilização do *chip* ADS1294, foi possível uma grande redução de componentes e, conseqüentemente, a redução das medidas da placa. Se comparado com a parte analógica do *hardware ModularEEG* do projeto *OpenEEG*, a utilização do *chip* ADS1294 juntamente com os 13 componentes analógicos necessários para seu funcionamento, representa uma redução de 87% de componentes utilizados, visto que a placa analógica do *ModularEEG* usa em torno de 97 componentes. Outro quesito que gera um ponto positivo para o equipamento projetado neste trabalho é a alta resolução de 24 *bits* do ADC. Para se ter uma idéia comparativa, o conversor empregado no *ModularEEG* usa 10 *bits* para a conversão.

O consumo do equipamento projetado foi outro ponto observado no projeto. A corrente total consumida do equipamento em modo *stand by* foi medida como sendo de 28,7mA, enquanto que em modo de operação, ou seja, o ADS1294 realizando a conversão A/D do sinal e o módulo Bluetooth enviando os resultados, foi de 54,5mA. Considerando uma bateria comum de 9V com capacidade média de 450mAh (LUND, 2013), o equipamento possui uma autonomia de aproximadamente 8 horas de utilização ininterrupta e quase 16 horas em modo *stand by*. O fato do consumo em *stand by* ser praticamente a metade do consumo em operação se dá pelo motivo da placa do Arduino permanecer em operação durante todo o tempo. Para trabalhos futuros, poderá ser feita uma placa para o dispositivo em questão apenas com os componentes necessários para o funcionamento do microcontrolador, sendo dispensada boa parte dos recursos do Arduino Duemilanove.

O trabalho realizado alcançou suas expectativas, gerando um equipamento capaz de captar sinais de forma precisa com a conversão A/D de alta resolução e enviá-los por uma rede Bluetooth, permitindo a interoperabilidade do equipamento, sua portabilidade e seu total isolamento com as redes elétricas de 110V/220V AC.

O equipamento utiliza somente um dos canais, devido ao fato do escopo do projeto ter sido apenas enviar os sinais EEG, e não estudá-los. Para o desenvolvimento de aplicações BCI em cima deste equipamento, existe a necessidade da utilização dos demais canais ou até mesmo mais ADS1294, que como foi citado, podem ser montados em conjunto de forma a crescer o número de canais. Pode-se realizar também o estudo em tempo real destes sinais, que para aplicações BCI é fundamental. Ao invés destes dados serem registrados em arquivo, podem ser utilizados instantaneamente à medida que chegam pela rede Bluetooth, em alguma aplicação que necessite de uma resposta rápida, como o movimento de um braço mecânico por exemplo. Outro ramo de aplicações crescente em BCI é prover soluções para pessoas que possuem deficiência comunicativa. Uma destas soluções consiste em estabelecer uma conversa sintética utilizando a escolha das letras a partir do grau de concentração mental (MACHADO et al, 2009). Outra aplicação permite que pessoas com paralisia toquem músicas (GARRIDO, FRESSATTI, 2011).

Em suma, diante da vasta e promissora área de aplicações do equipamento em questão, somado principalmente aos benefícios carreados para o usuário com relação a sua saúde, bem-estar e comodidade, tornam-se relevante o desenvolvimento e aperfeiçoamento do mesmo, visando à detecção de patologias neurológicas, suporte ao desenvolvimento de aplicações BCI, além de subsidiar e impulsionar a iniciativa para estudos, assim como, de pesquisas nestas áreas.

REFERÊNCIAS

ADS 1294. *Texas Instruments Incorporated*. 2012. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1294.pdf>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

ARDUINO Duemilanove. 2012. *Imagem*. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDuemilanove>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

ARDUINO. 2011. Disponível em: <<http://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

ARDUINO. 2012. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/tutorial/button>>. Acesso em: 06 de Fevereiro de 2013.

ARDUINO. *SPI Library*. 2012. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Reference/SPI>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

BLUETOOTH. Disponível em: <<http://www.bluetooth.com/Pages/SIG-Membership.aspx>>. Acesso em: 03 de Fevereiro de 2013.

CANZIAN, E. *Comunicação Serial - RS232* (Minicurso). 2010. Disponível em: <http://www.capriconsultorios.com/Aula4-Comun_serial.pdf>. Acesso em: 03 de Fevereiro 2013.

ELECTRODE positioning (10/20 system). *Imagem*. Disponível em: <http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/EEG_n.htm>. Acesso em: 03 de Fevereiro de 2013.

GARRIDO, C. M.; FRESSATTI, W. *Interface cérebro computador: um novo caminho para reabilitação*. Universidade Paranaense (Unipar), Paranavaí- PR. 2011. Disponível em: <<http://web.unipar.br/~seinpar/artigos/Claiton-Martins-Garrido.pdf>>. Acesso em: 11 de Fevereiro de 2013.

GRÉGIO, A. R. A. *Tecnologia Bluetooth e aspectos de segurança*. Instituto de Computação, Unicamp. 2009. Disponível em: <<http://www.ic.unicamp.br/~ducatte/mo401/1s2009/T2/079779-t2.pdf>>. Acesso em: 03 de Fevereiro de 2013.

GRIFFITHS, D. et al. *The Modular EEG Design*. 2003. Disponível em: <http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg_design.html>. Acesso em: 11 de Fevereiro de 2013.

HUANG, A. *An Introduction to Bluetooth Programming*. 2008. Disponível em: <<http://people.csail.mit.edu/albert/bluez-intro/index.html>>. Acesso em: 08 de Fevereiro de 2013.

KHANDPUR, R. S. *Handbook of biomedical instrumentation*. New Delhi: Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited, 1991. p. 702.

LUND, M. Power Stream. *Discharge tests of 9 Volt transistor radio style Batteries: testing 9 Volts batteries*. 2000-2013. Disponível em: <<http://www.powerstream.com/9V-Alkaline-tests.htm>>. Acesso em: 11 de Fevereiro 2013.

MACHADO, S. et al. Interface cérebro-computador: novas perspectivas para a reabilitação. *Rev Neurocienc* 2009; 17(4):329-35. Disponível em: <<http://www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2009/RN%2017%2004/258%20revisa%20o.pdf>>. Acesso em: 14 de Fevereiro de 2013.

OREGON State University. *Serial Peripheral Interface (SPI)*. Disponível em: <<http://web.engr.oregonstate.edu/~traylor/ece473/lectures/spi.pdf>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

OTTO et al. *Bluetooth - Camada física e camada de acesso ao meio introdução*. 2009. Disponível em: <http://www.gta.ufrj.br/grad/09_1/bluetooth/serv.html>. Acesso em: 03 de Fevereiro 2013.

PALOWIRELESS Bluetooth resource center. *RFCOMM*. Disponível em: <http://www.palowireless.com/infotooth/tutorial/k5_spp.asp>. Acesso em: 03 de Fevereiro 2013.

PARANI-ESD 100/110/200/210. *User guide*. Version 1.1.7. 2012. Disponível em: <<http://ebookbrowse.com/manual-parani-esd-v1-1-7-pdf-d295560445>>. Acesso em: 04 de Fevereiro 2013.

PYTHON. *About Python*. 1990-2013. Disponível em: <<http://www.python.org>>. Acesso em: 08 de Fevereiro de 2013.

SANEI, S.; CHAMBERS. J. A. *EEG signal processing*. Cardiff University, UK: John Wiley & Sons Ltd, 2007.

SAVAGE, C. *Mixed Voltage Systems: Interfacing 5V and 3.3V Devices*. 2011. Disponível em: <<http://www.savagecircuits.com/forums/content.php?309-Mixed-Voltage-Systems-Interfacing-5V-and-3-3V-Devices>>. Acesso em: 05 de Fevereiro de 2013.

SAVELAINEN, A. *Independent research projects in applied mathematics: An introduction to EEG artifacts*. 2010. Disponível em: <<http://sal.aalto.fi/publications/pdf-files/esav10.pdf>>. Acesso em: 03 de Fevereiro de 2013.

SENSOR Interfacing. *Sparkfun electronics*. 2007. Disponível em: <<http://www.sparkfun.com/tutorials/65>>. Acesso em: 06 de Fevereiro de 2013.

SPI interface tutorial. 2005-2012. Disponível em: <<http://www.best-microcontroller-projects.com/spi-interface.html>>. Acesso em: 04 de Fevereiro de 2013.

TONG, S.; THAKOR, N. V. *Quantitative EEG analysis methods and clinical applications*. Boston/London: Artech House, 2009.

WILLIES Computer Software Co. *Introduction To RS232 Serial Communication*. 2012. Disponível em: <<http://www.wcscnet.com/Tutorials/SerialComm/Page1.htm>>. Acesso em: 03 de Fevereiro 2013.