



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

MARINA GABRIELA BEZERRA



**SISTEMA DE MONITORAMENTO DA ATENÇÃO EM ESCOLAS
PARA AUXILIAR NO TRATAMENTO DE CRIANÇAS COM TDAH**

RECIFE

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

MARINA GABRIELA BEZERRA

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DA ATENÇÃO EM ESCOLAS
PARA AUXILIAR NO TRATAMENTO DE CRIANÇAS COM TDAH**

Monografia apresentada ao Centro de Informática (CIN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), como requisito parcial para conclusão do Curso de Engenharia da Computação, orientada pelo professor Adriano Augusto de Moraes Sarmento.

RECIFE

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

MARINA GABRIELA BEZERRA

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DA ATENÇÃO EM ESCOLAS
PARA AUXILIAR NO TRATAMENTO DE CRIANÇAS COM TDAH**

Monografia submetida ao corpo docente da Universidade Federal de Pernambuco, defendida e aprovada em ____ de _____ de 2017.

Banca Examinadora:

Prof. Drº Adriano Augusto de Moraes Sarmiento

Orientador

Prof. Drº Abel Guilhermino da Silva Filho

Examinador

Dedico este trabalho a todos que me apoiaram, em especial aos meus pais, Marluce e Marcelo, e ao meu irmão João Vitor.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus por ser minha maior fonte de conforto e o responsável por ter me guiado e me dado forças para chegar ao final da minha formação.

Agradeço aos meus pais e meu irmão pelo apoio constante ao longo dessa árdua caminhada, me confortando e dando forças nas horas difíceis e celebrando em cada conquista alcançada.

Agradeço aos meus amigos e companheiros de faculdade, foi um prazer enorme ter enfrentado essa difícil jornada ao lado deles, compartilhando tanto momentos de dificuldade, estresse e noites mal dormidas, como momentos de conquistas, sucessos e muitos 10s! Agradeço em especial a Jilmar por ter me ajudado com a proposta deste trabalho, e a Paulo por todo seu apoio ao longo da implementação deste projeto.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Drº Adriano Sarmento, por sua orientação e apoio ao longo deste semestre. Seus conhecimentos, sua dedicação e sua paciência foram de grande importância para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ao Drº Antulio de Oliveira por, além de ter cedido o eletroencefalograma portátil, ofereceu seu apoio e incentivo para o desenvolvimento deste projeto.

Agradeço também à mãe da minha amiga, tia Ariadne, diretora da Escola Miguel Arraes, e a professora Alexandra Rayane por terem fornecido informações valiosas sobre o convívio com estudantes com TDAH.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, ajudaram na minha formação. A todos, o meu muito obrigada.

“And suddenly you know... It’s time to start something new and trust the magic of beginnings.” – Meister Eckhart

RESUMO

O Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH) é um transtorno neurobiológico caracterizado por distração, hiperatividade, impulsividade, entre outros sintomas, e é uma das síndromes que mais acomete crianças. Muitas vezes confundido com alguns comportamentos comuns observados em crianças que não possuem a síndrome, como falta de atenção e desinteresse, a detecção deste transtorno é de extrema dificuldade tanto para os pais quanto para os profissionais na área educacional. Devido às consequências desta síndrome, as crianças que têm TDAH sentem dificuldade em obedecer regras e sofrem com a falta de autocontrole tendo sua vida escolar e social prejudicadas. Apesar de as crianças que possuem essa síndrome apresentarem capacidade intelectual semelhante às que não a possuem, o despreparo das escolas em lidar com esse transtorno dificulta a transmissão de conhecimento entre professor-aluno, afetando o rendimento escolar das mesmas. O presente trabalho tem como objetivo promover melhorias na vida escolar de crianças com TDAH através de um sistema de monitoramento de atenção que auxiliará profissionais no tratamento do transtorno.

Palavras-chave: TDAH, Neurofeedback, Raspberry Pi, Dificuldades de aprendizagem, Ondas cerebrais, monitoramento em tempo real

ABSTRACT

Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) is a neurobiological disorder characterized by distraction, hyperactivity, impulsivity, among other symptoms, and is one of the syndromes that most affects children. Often confused with some common behaviors observed in children who do not have the syndrome, such as lack of attention and disinterest, the detection of this disorder is extremely difficult for both the parents and professionals in the educational field. Due to the consequences of this syndrome, children who have ADHD feel difficult to obey rules and suffer from a lack of self-control, having their school and social life impaired. Although the children with this syndrome have intellectual capacity similar to those who do not have it, the unpreparedness of the schools in dealing with this disorder makes the transmission of knowledge between teacher-student very difficult, affecting their school performance. The present work aims to promote improvements in the school life of children with ADHD through an attention monitoring system that will assist professionals in the treatment of the disorder.

Keywords: ADHD, Neurofeedback, Raspberry Pi, Learning disabilities, brain waves, real time monitoring

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema internacional 10-20	18
Figura 2: Emotiv Epoc+	19
Figura 3: Canais do Emotiv Epoc+	19
Figura 4: Média da taxa teta/low beta para cada sessão	21
Figura 5: Média da taxa teta/low beta para uma sessão	21
Figura 6: Headband Muse.	22
Figura 7: Tela de configuração das ondas	23
Figura 8: Apresentação das ondas	24
Figura 9: Arquitetura do projeto.....	24
Figura 10: Wearable EEG implementado	25
Figura 11: Arquitetura geral do sistema.....	27
Figura 12: Modelagem do banco de dados.	28
Figura 13: Campos de um sub-nó de users.	29
Figura 14: Campos de um sub-nó de measures.....	29
Figura 15: Telas de login e histórico de experimentos.	30
Figura 16: Telas de novo experimento e gráficos.	31
Figura 17: Diagrama de sequência para criação de novo experimento.....	32
Figura 18: Comandos para configuração da RP	33
Figura 19: Regras de acesso ao banco de dados.....	34
Figura 20: Emotiv montado.....	35
Figura 21: RP montada.....	35
Figura 22: Variação das taxas no tempo.	37
Figura 23: Variação de potência (μV^2) para cada onda cerebral.....	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Ondas cerebrais e suas características	17
---	----

TABELA DE SIGLAS

Sigla	Significado	Página
APA	<i>American Psychiatric Association</i>	13
DDA	Déficit de Atenção	15
EEG	Eletroencefalograma	17
FNN	Rede Neural <i>Feedforward</i>	22
OMS	Organização Mundial de Saúde	15
RP	Raspberry Pi 3	26
SVM	Máquina de Vetores de Suporte	22
TBR	<i>Theta Beta Ratio</i>	20
TDAH	Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade	19

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1. Contexto e motivação	13
1.2. Objetivo	14
1.3. Estrutura do trabalho.....	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1. TDAH	15
2.2. Ondas cerebrais e Eletroencefalograma.....	16
2.3. Emotiv Epoc+	18
3. TRABALHOS RELACIONADOS	20
3.1. Hillard, El-Baz, Sears, Tasman e Sokhadze, 2013	20
3.2. Zhen, Jianjun e Tingshao, 2015	22
3.3. Garza, Li, Chang e Lin, 2016.....	22
3.4. Lun-De Liao et. al., 2010	24
3.5. Síntese dos trabalhos.....	25
4. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	26
4.1. Arquitetura do sistema	26
4.2. Bloco de captação	27
4.3. Bloco web	28
4.4. Bloco de apresentação	30
4.5. Funcionamento do sistema.....	31
5. TESTE E EXPERIMENTOS	33
5.1. Testes do protótipo.....	33
5.2. Experimento.....	34
5.2.1. Montagem do sistema e preparação do experimento	34
5.2.2. Resultados e discussão	35

6. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	39
7. REFERÊNCIAS	41

1. INTRODUÇÃO

Este capítulo apresenta o contexto em que o trabalho foi desenvolvido, assim como a motivação e objetivos do projeto. Por fim, apresenta a estrutura deste documento.

1.1. Contexto e motivação

O Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH) é um transtorno neurobiológico caracterizado por desatenção, hiperatividade, impulsividade, entre outros sintomas, e é uma das síndromes que mais acomete crianças [1]. Um estudo realizado em 2013 pela *American Psychiatric Association* (APA) estimou que 5% da população infanto-juvenil mundial é afetada pelo TDAH. Entre as crianças e adolescentes brasileiros, esse índice é de 4,4% segundo uma pesquisa realizada em 2011 pelo Instituto Glia. As primeiras evidências da presença desta síndrome são percebidas pelos pais e professores, mas como os sintomas são parecidos com alguns comportamentos comuns observados em crianças que não possuem essa síndrome, como falta de atenção e desinteresse, o TDAH acaba sendo mascarado. Assim, é importante que os pais e professores estejam atentos a frequência com a qual os sintomas se repetem. O diagnóstico é feito através da análise comportamental do paciente por pediatras e psiquiatras especializados na área. Depois de diagnosticado, o tratamento adequado deve ser iniciado para evitar que os sintomas fiquem mais intensos conforme a criança cresce, e acabem afetando negativamente sua adolescência e sua fase adulta. O tratamento tradicional se dá através de medicações psicoestimulantes para potencializar o funcionamento cerebral, mas, por esses medicamentos serem drogas com potencial de abuso e dependências, foram criadas novas abordagens de tratamento, como psicoterapia, ginástica cerebral, *biofeedback*, entre outras [2].

O TDAH não é sinônimo de deficiência intelectual, as crianças que apresentam este transtorno possuem capacidade intelectual igual ao de uma criança que não o apresenta, mas grande parte delas veem seu desempenho acadêmico prejudicado devido aos sintomas desse distúrbio. Os principais obstáculos que estes estudantes enfrentam na sala de aula estão relacionados com problemas de comportamento, que se manifestam pela relutância em obedecer regras, e pela dificuldade em prestar atenção ao que é exposto pelo professor.

As dificuldades e os desafios encontrados pelos educadores em sala de aula são inúmeros diante de uma criança com TDAH, é necessária uma mudança na forma de apresentação dos conteúdos para essas crianças de forma a atrair a atenção das mesmas. Nesse sentido, o presente trabalho tem como proposta a implementação de um sistema de

monitoramento da atenção em crianças com TDAH em sala de aula para auxiliar profissionais no tratamento do transtorno. Esse sistema irá prover informações sobre os níveis de atenção da criança em determinada aula ou atividade para que os educadores, junto com um psicólogo, possam criar um modelo de aula que atenda o estudante com TDAH.

1.2. Objetivo

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um sistema que irá auxiliar psicólogos e professores a monitorar os níveis de atenção de uma criança com TDAH. O sistema irá analisar as ondas cerebrais da criança e informará, através de um aplicativo, a variação da taxa de atenção da mesma em tempo real. Com essas informações, os profissionais interessados poderão tomar decisões quanto ao que se deve ser feito para que a criança consiga melhorar a sua capacidade de absorver os conteúdos apresentando na sala de aula e assim melhorar seu rendimento acadêmico.

1.3. Estrutura do trabalho

A fim de atingir o objetivo apresentado, este trabalho está estruturado da seguinte maneira:

- Capítulo 2 - Apresenta a fundamentação teórica necessária para o entendimento do trabalho;
- Capítulo 3 - Expõe quatro trabalhos relacionados ao tema deste projeto;
- Capítulo 4 - Mostra o desenvolvimento do sistema, arquitetura do projeto e todas as etapas necessárias para se obter o protótipo funcional do sistema;
- Capítulo 5 - Apresenta os testes e experimentos realizados para validação do sistema proposto;
- Capítulo 6 - Apresenta as conclusões deste projeto e possíveis trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são introduzidos alguns termos e conceitos utilizados ao longo deste trabalho que são importantes para o bom entendimento dos próximos capítulos. Conceitos como TDAH, ondas cerebrais e eletroencefalograma são explanados nas próximas sessões.

2.1. TDAH

Antes conhecido apenas como Déficit de Atenção (DDA), o TDAH é um distúrbio neurológico genético caracterizado por três sintomas básicos: desatenção, impulsividade e agitação. Aparecendo geralmente na fase infantil, esse transtorno não tem cura, mas pode ser controlado através de tratamentos. Apesar de haver controvérsias quanto a existência do TDAH devido a ausência de estudos que correlacionam genes e áreas do cérebro a essa síndrome, este transtorno é reconhecido oficialmente pela Organização Mundial de Saúde (OMS).

O TDAH pode ser classificado em dois tipos: tipo desatento e tipo combinado. O “tipo desatento” é caracterizado pela desatenção em excesso, distração e dispersão em tarefas que exigem concentração. Uma criança que apresenta esse tipo é uma criança quieta, muitas vezes tímida e introspectiva, e em sala de aula precisa que o professor a estimule a raciocinar. Já o “tipo combinado”, além de apresentar os mesmos sintomas do “tipo desatento”, apresenta também sinais de impulsividade e hiperatividade, crianças com esse tipo de TDAH são agitadas, inquietas e impulsivas, criando problemas sociais tanto no ambiente escolar quanto no familiar. Ambos os tipos causam prejuízo de médio a longo prazo na aprendizagem escolar e na interação social [3].

Um estudo realizado em 2000, concluiu que 70% das crianças que apresentam TDAH, apresentam problemas de aprendizagem relacionadas a dificuldade de leitura, escrita e cálculo [4]. Quando não é devidamente tratado, os sintomas podem se intensificar e provocar o aparecimento de outros problemas, como ansiedade e depressão, dando continuidade a um comportamento negativo na vida acadêmica, isso pode acabar levando ao abandono escolar. Assim, o tratamento adequado aliado a um ambiente escolar preparado para receber esses estudantes é o melhor aliado das crianças com TDAH.

O tratamento varia desde intervenção no comportamento da criança até medicamentos, onde o mais utilizado no Brasil atualmente é o uso de psicoestimulantes para potencializar o funcionamento cerebral. O uso deste tipo de medicamento sozinho não garante uma supressão dos sintomas do TDAH, é preciso que a criança frequente sessões de terapias bem como é

necessário que a família e a escola criem um ambiente acolhedor e propício para o desenvolvimento da mesma. Há uma resistência no uso constante desses medicamentos, especialmente em crianças, pois eles são drogas com potencial de abuso e dependências, além disso, houve um considerável avanço no entendimento do TDAH, assim foram criadas novas abordagens de tratamento, como psicoterapia, ginástica cerebral, *neurofeedback*, entre outras [2]. Entre elas, é importante destacar o *neurofeedback*, que é uma técnica terapêutica que tem o objetivo de melhorar o foco, a concentração e o equilíbrio emocional através de um treinamento cerebral. Imagine, por exemplo, uma pessoa que tem problemas de ansiedade e isso está afetando sua capacidade de concentração, imagine agora que esta pessoa está assistindo um filme, e esse filme é controlado pelo seu nível de concentração, se a mente dela está dispersa e ansiosa, o filme não prossegue, se está mais relaxada e concentrada, o filme segue normalmente. Conforme ela frequente mais sessões de tratamento com *neurofeedback*, mais ela aprenderá a controlar sua concentração. Assim, esse tipo de tratamento pode ser usado em crianças com TDAH para ajudá-las a controlar sua mente e atingir o equilíbrio emocional. O sistema proposto neste trabalho pode ser utilizado como uma técnica de *neurofeedback*, quando usado, por exemplo, em aulas particulares para estudantes com TDAH. Dado que o professor, através do sistema, tenha conhecimento dos níveis de atenção da criança, ele pode controlar o fluxo da aula para melhor atender as necessidades da criança.

2.2. Ondas cerebrais e Eletroencefalograma

O cérebro é composto por bilhões de neurônios que são responsáveis pela geração e condução de impulsos elétricos. Esses impulsos representam a comunicação entre as várias células do cérebro e são utilizados para controlar o resto do corpo. Como há fluxo de cargas elétricas, esses impulsos geram ondas conhecidas como ondas cerebrais. Essas ondas possuem potências e frequências que mudam conforme alterações nos estados dos neurônios. Assim, as ondas cerebrais foram divididas em cinco tipos e associadas a estados da consciência conforme sua prevalência no cérebro. Cada faixa de frequência representa uma onda distinta, e, apesar de haver variações de tamanho nessas faixas na literatura, elas podem ser definidas conforme a Tabela 1 abaixo.

Tabela 1: Ondas cerebrais e suas características

Tipo de onda cerebral	Faixa de frequência (Hz)	Característica relacionada
Delta	1-4	Sono profundo, inconsciência.
Teta	4-8	Meditação, sonolência, criatividade.
Alfa	8-13	Relaxamento, prontidão.
Beta	13-32	Atenção, foco, concentração, alerta.
Gama	32-100	Processamento de informação.

Fonte: adaptado de [5]

Assim, as ondas delta são mais presentes quando estamos em estado de sono profundo, as tetas quando estamos em estado de sonolência, as alfa se manifestam quando estamos acordados mas relaxados, as beta se destacam quando estamos alerta e atentos, e por fim as gama estão relacionadas com o processamento simultâneo de informação de diferentes áreas do cérebro. Existem ainda trabalhos que dividem esses tipos de ondas cerebrais em subtipos, cada subtipo sempre relacionado com algum estado da consciência [5-6]. Por exemplo, a banda da onda beta pode ser subdividida em duas seções: *low* beta, relacionada com foco e uma mente quieta, e *high* beta, relacionada com engajamento, ansiedade e excitação.

A atividade cerebral de uma pessoa pode ser captada através de um método, geralmente não invasivo, conhecido como eletroencefalograma (EEG). Esse método utiliza eletrodos conectados à cabeça do paciente para captar os sinais das ondas cerebrais e enviar esses dados para um computador para serem exibidos e analisados. A posição de cada eletrodo no couro cabeludo segue um sistema que foi desenvolvido para que houvesse uma padronização nos experimentos conhecido como “sistema internacional 10-20”. A Figura 1 apresenta a posição de cada um dos 21 eletrodos utilizados por este padrão, cada combinação de letra e número identifica a região do cérebro que os eletrodos devem ser posicionados [7]. Existem versões melhoradas desse sistema, apresentando posicionamento para uma maior quantidade de eletrodos. Há regiões do cérebro onde um tipo específico de onda neural é mais facilmente detectada. Canais do tipo “F” e “Fp” do sistema internacional 10-20 são geralmente usados para as ondas alfa e beta, pois essas ondas são melhores detectadas nas regiões frontais da cabeça.

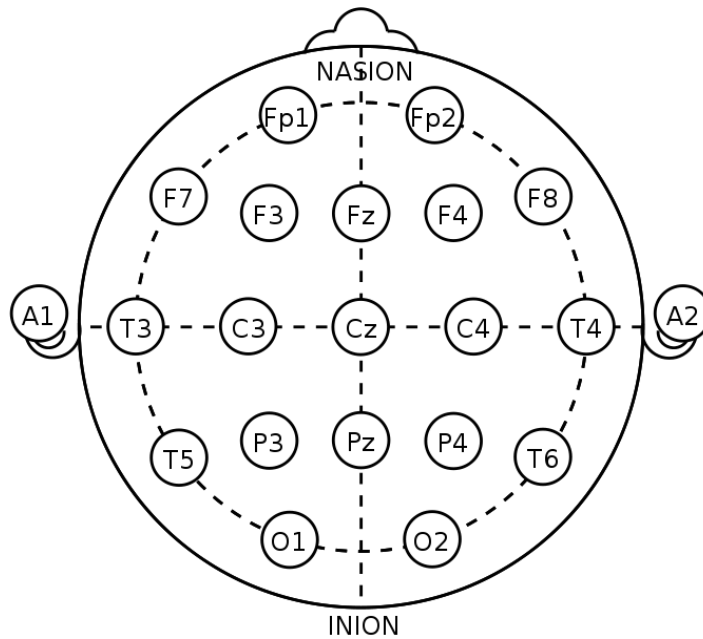


Figura 1: Sistema internacional 10-20. Fonte: Wikipedia

Através dos dados obtidos pelo EEG, o médico consegue fazer uma análise das variações das ondas, detectando padrões nas atividades cerebrais de pessoas com mesmo tipo de doença. Para o TDAH, foi detectado que crianças portadoras desse transtorno geralmente possuem uma grande presença de ondas do tipo teta, apresentando uma maior taxa teta/beta quando comparado com crianças sem o transtorno [8]. Essa taxa pode ser usada para representar os níveis de atenção e concentração de uma pessoa, dado que, se a taxa permanece constante em nível alto relativo então as atividades da onda teta estão dominando, isso indica que o cérebro está em estado de sonolência e desatenção. Já quando há uma queda nessa taxa, permanecendo constante em nível baixo relativo, as atividades das ondas beta são maiores indicando estado de foco e concentração.

2.3. Emotiv Epoc+

O Emotiv Epoc+ (Figura 2) é um *wireless* EEG desenvolvido em 2013 pela empresa Emotiv Inc ® com intuito de ser um EEG usado para pesquisas. Ele possui um total de 18 eletrodos (Figura 3) que seguem o “sistema internacional 10-20” de posicionamento, onde 4 destes eletrodos são usados como pontos de referência para posicionamento do EEG na cabeça e os outros 14 são utilizados para captura das atividades cerebrais.



Figura 2: Emotiv Epoc+. Fonte: Emotiv.

Os dados provenientes do EEG são captados via *bluetooth* por um *pen drive*, desenvolvido pela própria Emotiv, conectado a um computador. Os dados *raw* do EEG são então tratados e exibidos por softwares da Emotiv. Através desses softwares é possível ter informações sobre as atividades cerebrais de uma pessoa, como a variação das ondas cerebrais, níveis de engajamento, foco, interesse, relaxamento e estresse, treino de comandos cerebrais e análise de expressões faciais. É importante destacar as faixas de frequência de cada onda cerebral que o Epoc+ trabalha: teta varia de 4-8 Hz, alfa varia de 8-12 Hz, beta varia de 12-25 Hz e é dividida também em *low* beta (12-18 Hz) e *high* beta (18-25 Hz) e gama é medida para frequências maiores que 25 Hz. A Emotiv desenvolveu também uma *SDK* para facilitar a criação de aplicações que utilizem o Epoc+. Através dela é possível ter acesso às potências médias (μV^2) das ondas cerebrais que cada canal capta a cada meio segundo. É possível saber também a qualidade da conexão de cada eletrodo com o couro cabeludo e informações sobre o *headset*, como por exemplo, a carga da bateria.

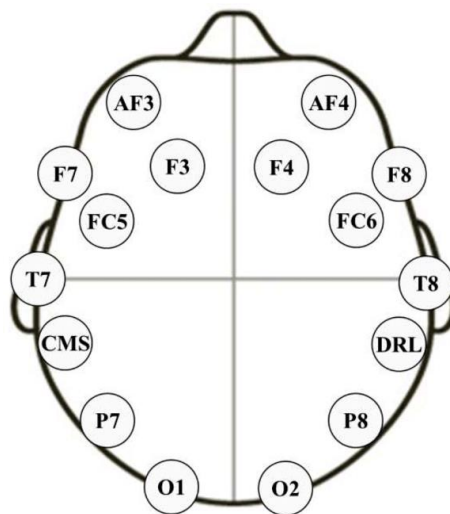


Figura 3: Canais do Emotiv Epoc+. Fonte [19].

3. TRABALHOS RELACIONADOS

Neste capítulo são apresentados de forma resumida quatro trabalhos relacionados ao tema deste projeto. Alguns conceitos utilizados por esses trabalhos serviram de base para o estudo e implementação do sistema proposto.

O primeiro trabalho fala sobre o uso da técnica de *neurofeedback* no tratamento do TDAH em crianças e como esse tratamento pode ajudar a melhorar a concentração e atenção das mesmas. Ele analisa, entre outros valores, uma das taxas mais usadas em estudos que envolvem essa técnica, a *theta beta ratio* (TBR). A taxa teta/beta, explicado sucintamente na seção 2.2 do capítulo passado, é frequentemente aplicada no tratamento para TDAH e as pessoas que frequentam sessões desse tratamento são ensinadas a diminuir o excesso da onda teta e aumentar a atividade da onda beta. Assim, um dos objetivos do primeiro trabalho é analisar o comportamento da TBR em crianças com TDAH. O segundo trabalho apresenta um sistema de *feedback* em tempo real para predição dos estados do cérebro em relação a concentração e relaxamento com um EEG portátil com o objetivo de ajudar as pessoas a reconhecerem os estados de suas mentes e assim conseguir melhorar a sua concentração e relaxamento no dia a dia. O terceiro trabalho apresenta um sistema de análise e classificação de dados obtidos de um EEG. Ele utiliza um aplicativo *mobile* e um *web server* para realizar análise e classificação dos dados. O último trabalho propõe um sistema de monitoramento das ondas cerebrais para detecção de sonolência através de um EEG desenvolvido pelos próprios autores e um aplicativo *mobile*.

3.1. Hillard, El-Baz, Sears, Tasman e Sokhadze, 2013

Hillart, El-Baz, Sears, Tasman e Sokhadze [10] investigam o uso do *neurofeedback* para melhorar a atenção em crianças com TDAH. Neste trabalho, os pesquisadores buscam avaliar as potências das ondas teta (4-8 Hz), alfa (8-13 Hz), *low* (13-18 Hz) e *high* (18-30 Hz) beta e as variações das taxas teta/beta, teta/alfa, teta/*low* beta e teta/*high* beta ao longo de 12 sessões de terapia. Cada sessão dura cerca de 25 minutos e para conseguir manter a atenção das crianças foi utilizado diferentes cenas de documentários de natureza e meio ambiente. Um EEG de 1 canal localizado na região pré-frontal FPz do sistema internacional 10-20 melhorado foi utilizado para captar as atividades cerebrais e a análise dos dados capturados foi realizada pelo software estatístico Minitab 18 [11]. Dezoito crianças com TDAH participaram dos experimentos para obtenção de dados. Esses dados foram analisados por sessão e entre todas as sessões. Para calcular os valores da taxa teta/beta, a potência da onda beta foi calculada pela soma das potências das ondas *low* beta e *high* beta. Após obtenção dos

resultados, foi concluído que dentre as sessões e em cada sessão, os valores da taxa teta/low beta, teta/alfa e da onda teta diminuíram significativamente. A Figura 4 abaixo mostra a média da taxa teta/low beta para cada uma das 12 sessões. Já a Figura 5 mostra a média dessa taxa variando em uma sessão.

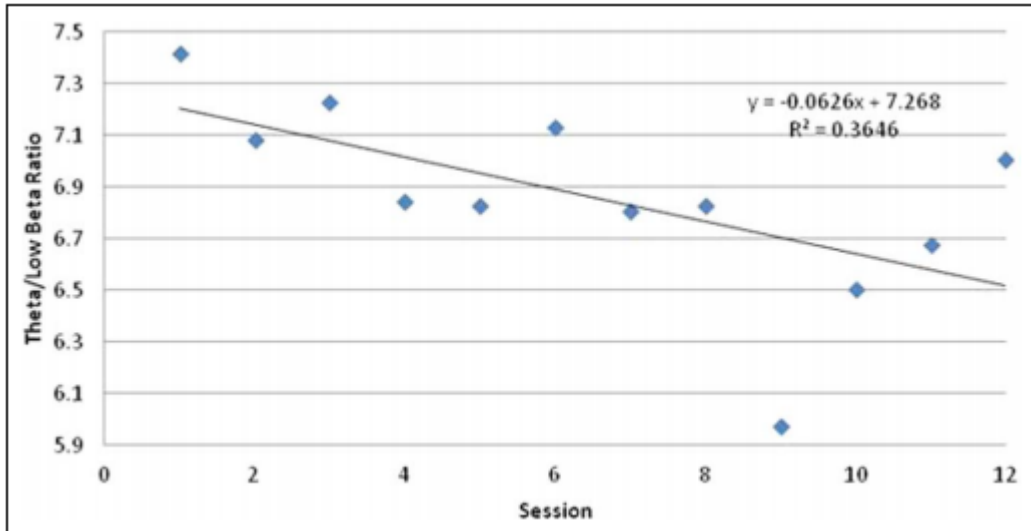


Figura 4: Média da taxa teta/low beta para cada sessão. Fonte [10].

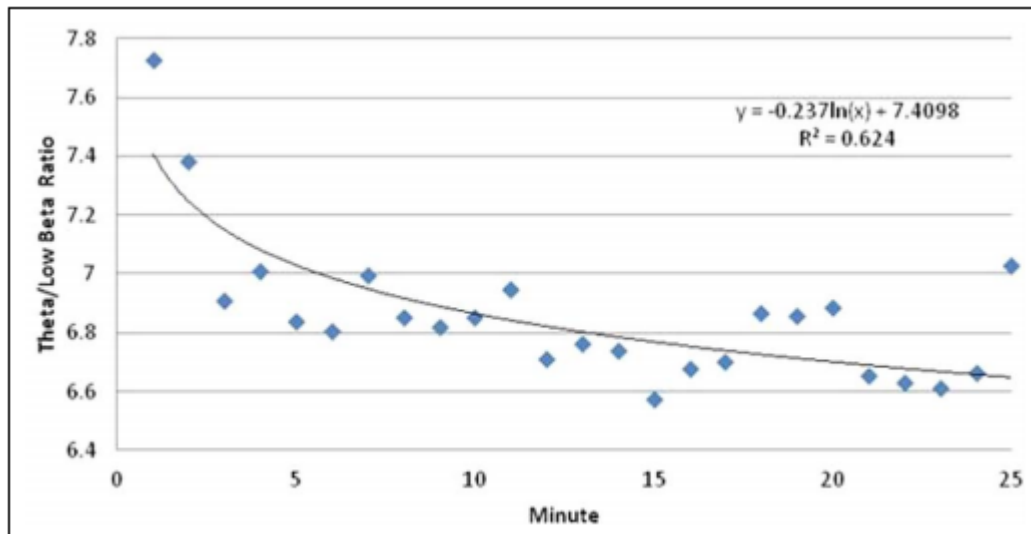


Figura 5: Média da taxa teta/low beta para uma sessão. Fonte [10].

Eles concluíram que essa queda na taxa teta/beta mostra concordância com outros trabalhos na literatura e com o objetivo do *neurofeedback*. Assim, os autores concluíram que o *neurofeedback* pode ser usado como um tratamento para melhorar atenção e concentração de crianças com TDAH.

3.2. Zhen, Jianjun e Tingshao, 2015

Zhen, Jianjun e Tingshao [12] apresentam um sistema de *feedback* com predição de estados de atenção e relaxamento em tempo real. Nesse sistema é utilizado o Muse [13] (Figura 6), um EEG portátil desenvolvido pela InteraXon ® em 2014. Diferentemente do Epoc+ da Emotiv, o Muse possui apenas quatro eletrodos para captar os dados cerebrais.



Figura 6: Headband Muse. Fonte [12].

Para realizar a classificação dos estados, eles utilizaram dois tipos de abordagem: uma Máquina de Vetores de Suporte (SVM, do inglês, *Support Vector Machine*), que é uma técnica de aprendizagem de máquina baseada em aprendizado estatístico e uma Rede Neural *Feedforward* (FNN, do inglês, *Feedforward Neural Network*), que é uma outra técnica de aprendizagem de máquina inspirada no modelo biológico do sistema nervoso. Eles usaram os canais F7 e F8 do sistema internacional 10-20 para captar dados das ondas teta, beta e gama e enviá-los para serem classificados. Para obter resultados, eles desenvolveram uma interface para interagir com o usuário. Essa interface era composta por um avião na tela que poderia subir, caso o usuário apresentasse concentração, e descer, caso o usuário apresentasse relaxamento. O sistema foi testado por 12 pessoas e os resultados apresentados foram satisfatórios, com a FNN obtendo uma melhor sincronização com a captura dos dados por apresentar uma execução mais rápida do que a SVM, conseguindo predizer o estado do cérebro do usuário em 0,5 segundos. Os autores concluíram que, com esse sistema, os usuários podem reconhecer os estados de concentração e relaxamento cerebral de forma conveniente e em tempo real.

3.3. Garza, Li, Chang e Lin, 2016

Garza, Li, Chang e Lin [9] apresentam um sistema de análise de dados de ondas cerebrais composto por um aplicativo *mobile* exclusivo para sistemas iOS e um *web server*

responsável por armazenar os dados das ondas e executar todos os métodos de análise implementados. Os métodos de análise foram implementados no *web server* pois assim o *smartphone* do usuário não precisaria possuir uma boa capacidade de processamento. Análise de ondas, análise estatística e classificação de estados do cérebro baseados em métodos de aprendizagem de máquina são algumas das ferramentas que foram implementadas. Para realizar qualquer tipo de análise, o usuário precisa ter os dados do EEG capturados salvos em uma planilha e armazenados no *mobile*. Após escolher o arquivo, é possível realizar as análises. A Figura 7 mostra a tela para configurar a apresentação gráfica das ondas cerebrais do arquivo escolhido. A Figura 8 apresenta a tela dos gráficos gerados após processamento no servidor.

Os autores concluíram que o aplicativo *mobile*, assim como o *web server*, utilizados para monitoramento e análise abrangente de dados provenientes de EEG são ideais para promover aplicações que usam ferramentas de EEG voltadas para área biomédica, psicologia, neurobiologia e interação computador-humano.

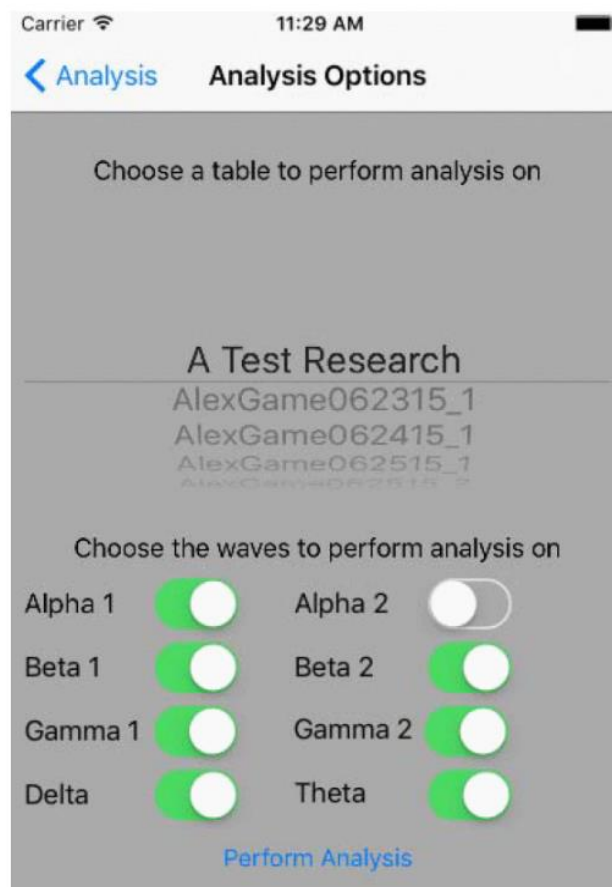


Figura 7: Tela de configuração das ondas. Fonte [9].

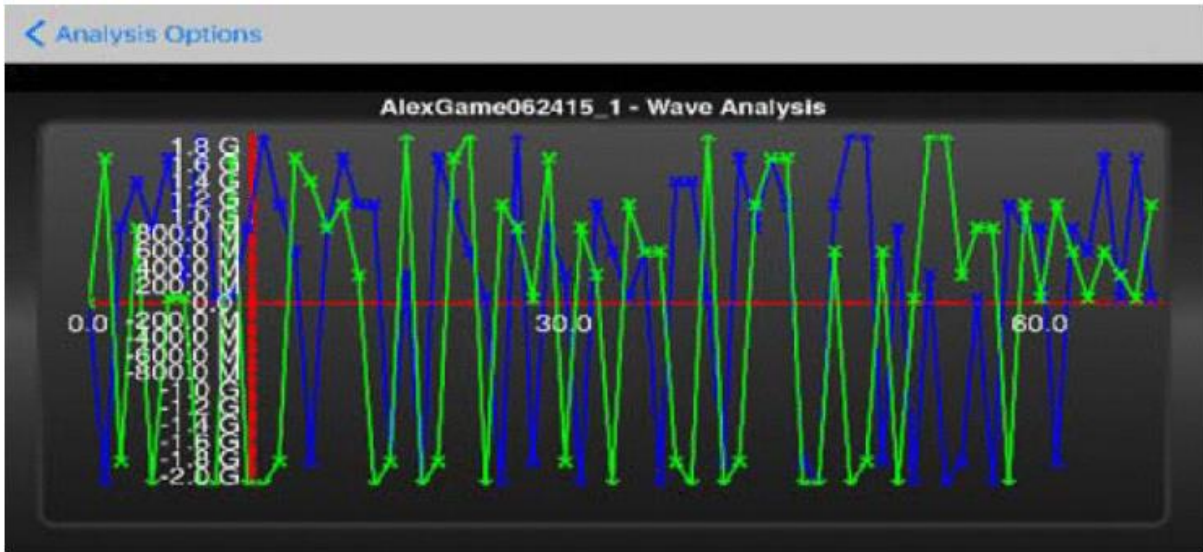


Figura 8: Apresentação das ondas. Fonte [9].

3.4. Lun-De Liao et. al., 2010

Lun-De Liao et. al. [18] focam seu trabalho no desenvolvimento de um *wearable* EEG *wireless* e de um aplicativo *mobile* para monitoramento de sonolência. A arquitetura deste projeto pode ser observada na Figura 9 adiante. O *wearable* montado consiste em três eletrodos com espuma que funcionam sem a necessidade de aplicação de gel para melhorar condução, uma unidade de aquisição EEG e um módulo de transmissão *bluetooth* para enviar dados para o *mobile* (Figura 10). Esse EEG foi criado para se adequar com qualquer tipo de formato e tamanho de cabeça, garantindo sempre um bom contato com o couro cabeludo, e ao usar esse aparelho, os usuários podem monitorar os dados captados do EEG mais confortavelmente no cotidiano.

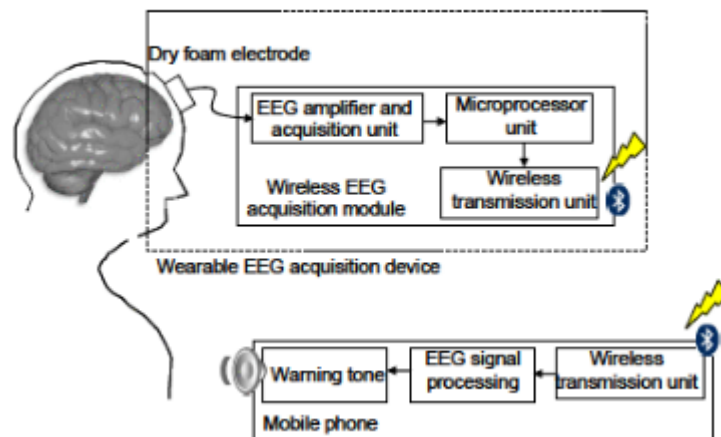


Figura 9: Arquitetura do projeto. Fonte [18].

O aplicativo desenvolvido pelos autores recebe os dados do EEG via *bluetooth* e verifica se o usuário está em seu estado de sonolência. Caso sim, o telefone dispara um alerta sonoro. Para classificar a sonolência, eles implementaram um algoritmo que utilizou o conceito da distância de Mahalanobis e os valores das ondas teta e alfa. Após testar o funcionamento de todo o sistema, os autores concluíram que o EEG implementado apresentou medições quase idênticas aos EEG tradicionais que usam gel e que o algoritmo de classificação de sonolência era preciso. Por fim, concluíram que o sistema poderia ser usado para futuras aplicações voltadas para o aperfeiçoamento de funções cognitivas.

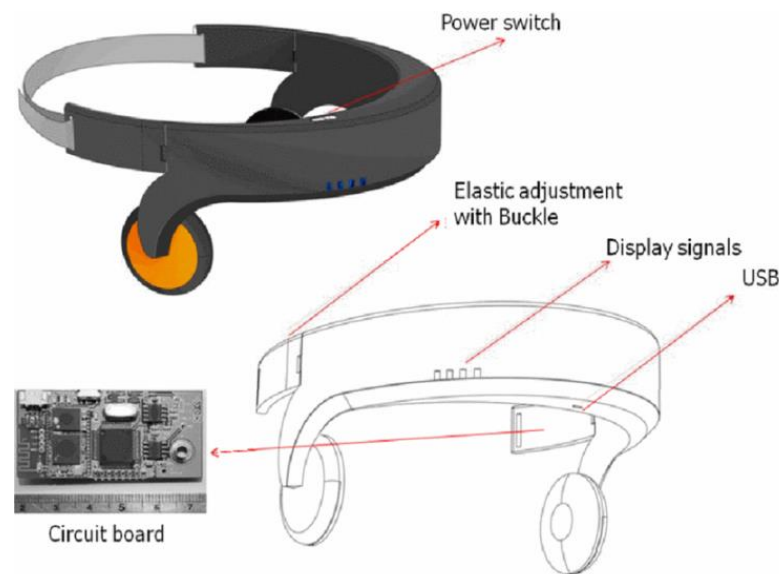


Figura 10: Wearable EEG implementado. Fonte [18].

3.5. Síntese dos trabalhos

Neste capítulo foram analisados quatro trabalhos relacionados ao tema deste trabalho. Vale ressaltar a importância que os dados obtidos pelo EEG têm no desenvolvimento de aplicações voltadas para saúde e melhoramento de funções cognitivas. Mas, após a busca por trabalhos relacionados, ficou evidente a falta de pesquisas e aplicações que fornecem um monitoramento em tempo real das ondas cerebrais de uma criança com TDAH e que são voltadas para o âmbito escolar com objetivos de auxiliar no tratamento do transtorno e melhorar a vida acadêmica dessas crianças.

4. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

A proposta deste trabalho é desenvolver um sistema de monitoramento da atenção de crianças com TDAH, em ambiente escolar, para auxiliar no tratamento deste transtorno e melhorar a vida acadêmica desses estudantes. O sistema utiliza a plataforma Raspberry Pi 3 [14] para captar e transformar as ondas cerebrais detectadas pelo EEG Emotiv Epoc+ em níveis de atenção e concentração e então passar essas informações em tempo real para o profissional, professor ou psicólogo, que está atuando junto ao aplicativo do sistema.

Neste capítulo é apresentada a arquitetura do sistema e suas funcionalidades. É apresentado também as etapas de desenvolvimento e implementação que foram necessárias para se obter o protótipo funcional do sistema.

4.1. Arquitetura do sistema

O sistema é dividido em três partes principais conforme mostrado na Figura 11 abaixo. O bloco de captação consiste na captura das ondas cerebrais da criança através do Emotiv Epoc+ e no envio desses sinais, via *bluetooth*, para o módulo de controle. Neste módulo, a plataforma Raspberry Pi 3 (RP) é responsável por captar e processar os sinais recebidos do *wearable* e transformá-los em níveis de atenção e concentração da criança. Essa plataforma foi escolhida para ser utilizada neste projeto pois a mesma apresentou compatibilidade com as funções do SDK que foram usadas nos códigos. Além disso, a versão utilizada apresenta adaptador *wifi* embutido, o que eliminou a necessidade de busca por um adaptador externo. Os dados captados são então enviados para serem armazenados na nuvem. No bloco web, os dados recebidos são armazenados em um banco de dados online e ficam aguardando serem solicitados pelo aplicativo do sistema. O bloco de apresentação consiste na apresentação em tempo real dos dados armazenados no servidor para os profissionais interessados através de um aplicativo *mobile*. O projeto possui aproximadamente 30 mil linhas de código, onde 97% delas são códigos gerados pelo *framework* utilizado no desenvolvimento do aplicativo e bibliotecas usadas pela RP para tratamento dos dados recebidos do EEG, e os outros 3% são linhas de códigos escritas pela autora para implementação do sistema.

Arquitetura do Sistema



Figura 11: Arquitetura geral do sistema.

4.2. Bloco de captação

Este bloco é composto por dois módulos, o primeiro, o módulo *wearable*, consiste no EEG Emotiv Epoc+ e o segundo, o módulo controle, é responsável por processar os dados provenientes do EEG na RP e enviá-los para o servidor web. Através do manual da Emotiv foi possível realizar a montagem do EEG. Para a programação da RP foi necessário a utilização de um *mouse*, teclado, monitor com entrada HDMI, um *SD card* com o sistema operacional Raspbian [15] instalado e o *pen drive* da Emotiv. Após ligado, o EEG envia dados via *bluetooth* a cada meio segundo para o *pen drive* conectado à RP. A linguagem de programação utilizada para processar os dados recebidos na RP foi Python, e, através da biblioteca e códigos exemplos fornecidos pela SDK da Emotiv, foi possível captar esses dados no código. Utilizando o exemplo “AverageBandPowers.py”, foi iniciada a escrita do script. O código utiliza a biblioteca “libedk” fornecida pela SDK, através dela é possível captar as potências médias das cinco ondas cerebrais (alfa, *low beta*, *high beta*, teta e gama) de cada um dos 14 canais do EEG. Os canais escolhidos para serem utilizados neste projeto foram os F3, F4, F7, F8, FC5, FC6 e O1 (Pz) pois esses canais são utilizados na literatura quando estamos lidando com TDAH e atenção [20]. Para identificar os níveis de atenção dado esses valores, foi utilizado a taxa teta/beta explicada no capítulo da fundamentação teórica. Assim, com as potências captadas das ondas teta, *low beta* e *high beta* de cada canal, foi realizada a média entre os canais para cada onda. Além disso, existe uma função no SDK que retorna um valor entre 0 (péssimo) e 4 (bom) indicando a qualidade do contato de cada eletrodo na cabeça, esses valores foram utilizados para filtrar os dados que viessem de canais

com sinal ruim (valores menores que 4) para evitar que esses dados mascarassem os resultados. Com as médias calculadas, foi possível definir três taxas de atenção com as ondas disponíveis: *teta/low beta*, *teta/high beta* e *teta/beta*, onde *beta* foi obtido pela soma das potências de *low beta* e *high beta*. Além dessas taxas, os valores das potências de todas as ondas cerebrais e o *timestamp* da captura foram armazenados para serem utilizados na criação dos gráficos no aplicativo. Esses dados são então enviados para o servidor web a uma taxa de 48 *samples*/minuto, equivalente a 1,25 segundos por *sample* e então o código se repete para captar novas sequências de dados.

4.3. Bloco web

Esse bloco é composto pelo banco de dados *online* do sistema. Foi utilizado a plataforma do google, o *Firebase Realtime Database* [16], que é um banco de dados NoSQL hospedado na nuvem, para armazenar os dados provenientes do bloco de captação. A estrutura do banco de dados pode ser observada na Figura 12 abaixo. O nó “*measures*” armazena os valores enviados da RP para cada novo experimento e informações sobre o mesmo, o nó “*start*” é uma flag utilizada para iniciar a captura dos dados na RP e é controlada pelo aplicativo do sistema. Quando esta *flag* é igual zero, a captura de dados está parada, já quando o valor muda para um ID de um nó filho de “*measures*”, ou seja, quando um novo experimento é iniciado, a captura de dados se inicia só parando quando essa *flag* retorna novamente para o valor zero. Por fim, o nó “*users*” armazena dados básicos dos usuários do sistema.

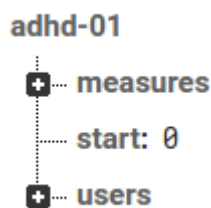


Figura 12: Modelagem do banco de dados.

Os campos de cada sub-nó de “*users*” são apresentados na Figura 13. Esses campos fazem parte de um cadastro básico para os usuários do sistema, seja médico ou professor. O campo “*name*” armazena o nome do usuário e o campo “*username*” é utilizado para fazer *login* no aplicativo.

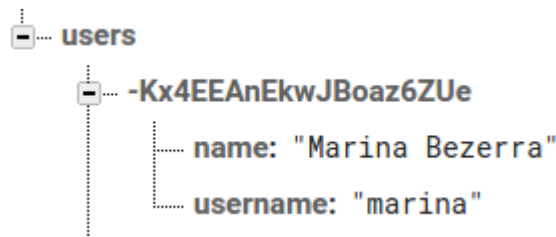


Figura 13: Campos de um sub-nó de users.

A Figura 14 apresenta os campos de um nó filho de “*measures*”. Sempre que houver a criação de um novo experimento, ele é armazenado como um nó filho deste nó. O campo “*age*” e “*name*” são utilizados para guardar as informações da criança, “*date*” é usado para armazenar a data de realização do experimento, o campo “*experiment*” detalha o experimento a ser realizado, informações sobre o tipo de atividade, tempo de duração, características da criança etc, podem ser detalhados neste campo. Os campos “*high_beta*”, “*low_beta*”, “*theta*”, “*alpha*” e “*gamma*” são os valores das potências das cinco ondas cerebrais, “*high_rate*”, “*low_rate*” e “*beta_rate*” são os valores das três taxas e o campo “*timestamp*” contém o *timestamp* de cada captura de dado. Esses campos sofrem *update* a cada envio de dado da RP, eles são valores únicos durante a execução do experimento, mas quando o experimento acaba, esses valores se tornam *arrays* contendo todos os valores captados no intervalo de duração. Isso acontece para evitar que cada *update* demande quantidades maiores de tempo devido a grande quantidade de dados gerados no experimento. Por fim, o campo “*user*” armazena a chave única do usuário dono do experimento.

Para conectar o script Python executado pela RP com o banco de dados na nuvem utilizou-se a biblioteca “*pyrebase*”. Essa biblioteca contém todas as funções necessárias para comunicação e manipulação da base de dados do *Firebase*, sendo necessário apenas instalar essa biblioteca no Python da RP.



Figura 14: Campos de um sub-nó de measures.

4.4. Bloco de apresentação

Esse bloco é composto pelo aplicativo *mobile* do sistema. O aplicativo foi desenvolvido utilizando o *framework* Ionic 2 [17], que é uma plataforma gratuita utilizada para desenvolver aplicativos híbridos para três tipos de sistema operacional *mobile*: Android, iOS Windows phone. Para conseguir captar os dados da nuvem foi necessária a utilização da biblioteca “angularfire2”. Com essa biblioteca, foi possível capturar, manipular e atualizar os dados do banco de dados através do aplicativo. Como os dados devem ser atualizados em tempo real, foi necessária a utilização de variáveis do tipo “*Observable*”. Esse tipo de variável emite notificação sempre que ocorre uma mudança em um de seus itens, assim, sempre que os dados são atualizados, há uma notificação informando da mudança. Com isso é possível sempre apresentar os dados atualizados no aplicativo.

Pelo aplicativo é possível realizar *login* básico com o *username*, criar novo usuário, verificar lista de experimentos passados, criar novos experimentos, analisar gráficos de variação das taxas de atenção e das potências das ondas teta, *high beta*, *low beta*, alfa e gama em tempo real conforme o experimento é executado. Algumas das telas disponíveis no aplicativo podem ser observadas nas Figuras 15 e 16 abaixo.

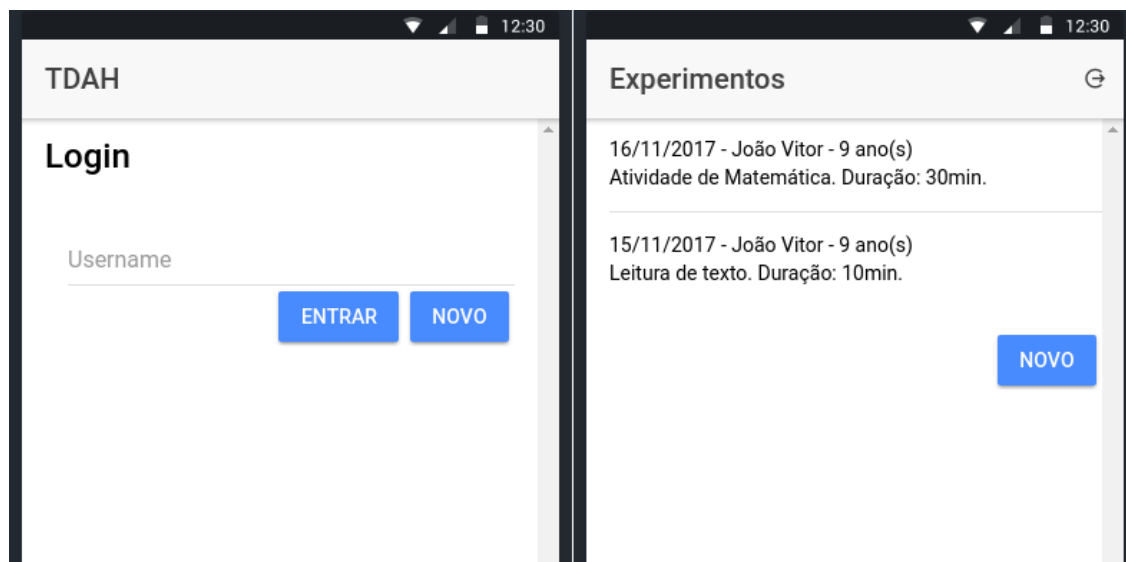


Figura 15: Telas de login e histórico de experimentos.

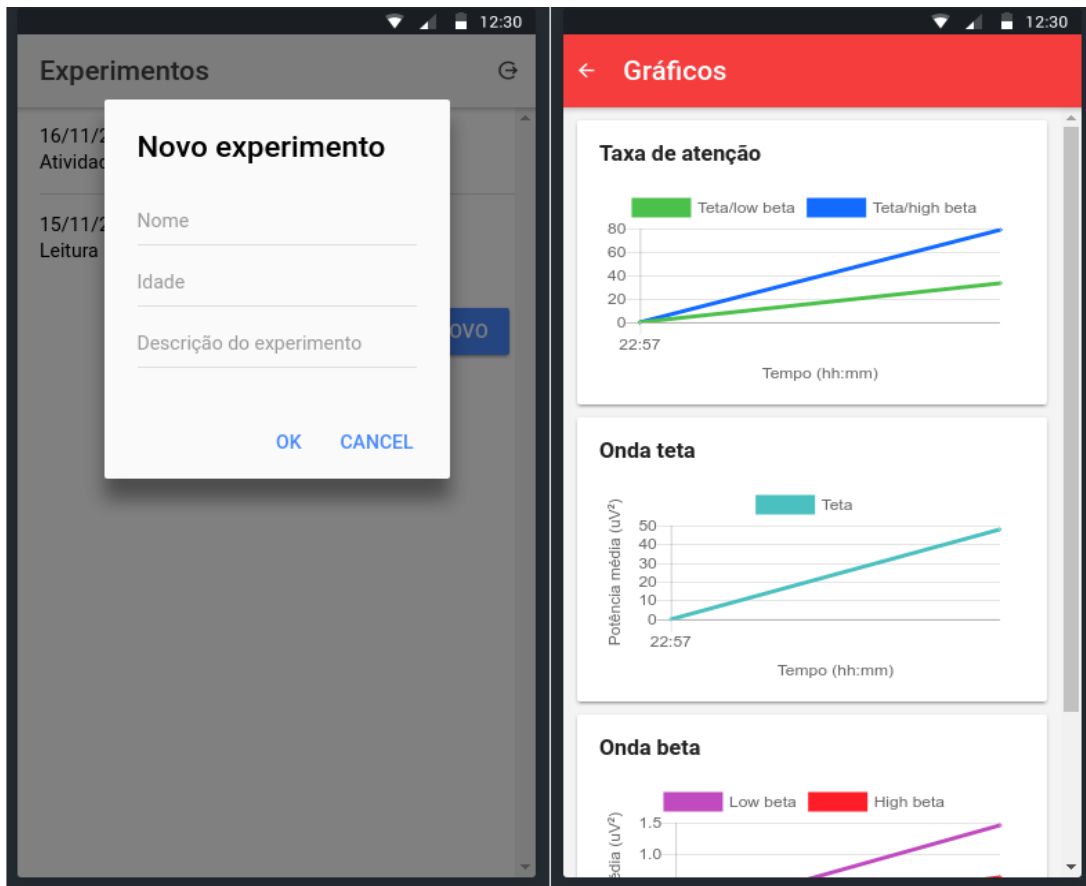


Figura 16: Telas de novo experimento e gráficos.

4.5. Funcionamento do sistema

O diagrama de sequência apresentado na Figura 17 exemplifica o funcionamento do sistema para a criação de um novo experimento.

Inicialmente é importante que a RP esteja ligada e operando, já o EEG pode ficar desligado para economizar bateria até o momento de criação do novo experimento pelo aplicativo. Quando o EEG é ligado, a RP se conecta automaticamente com ele e começa a receber os dados. Dependendo do estado da *flag start*, esses dados são descartados ou enviados para banco de dados. Com o aplicativo aberto, o usuário então digita seu *username* e inicia o *login* no sistema. Com *username* autenticado, o usuário é levado para a página de históricos de experimentos, podendo visualizar experimentos passados e criar novos. Clicando no botão de “Novo” (Figura 15), é aberto um *pop up* para criação do novo experimento (Figura 16). Após preencher os campos e apertar no botão “Ok”, é enviada uma solicitação de criação de um novo nó filho em “*measures*” no banco de dados e é retornado o ID desse novo filho. Além disso, a *flag start* é atualizada no servidor para conter esse ID. A RP precisa desse ID para conseguir atualizar os dados no banco de dados. Com o experimento criado, o usuário é redirecionado para a tela de gráficos (Figura 16) onde os dados captados são apresentados

para o usuário em tempo real. Para finalizar o experimento, o usuário só precisa clicar no botão de “Parar” localizado no final da tela de gráficos. Quando esse botão é acionado, o usuário é levado de volta a tela de histórico de experimentos. Além disso, ele envia uma solicitação de atualização da *flag start*, definindo-a para zero. Com a *flag* sendo zero, a RP sabe que o experimento acabou e envia uma última atualização de dados para o banco contendo *arrays* com todos os valores captados durante o intervalo de execução do experimento.

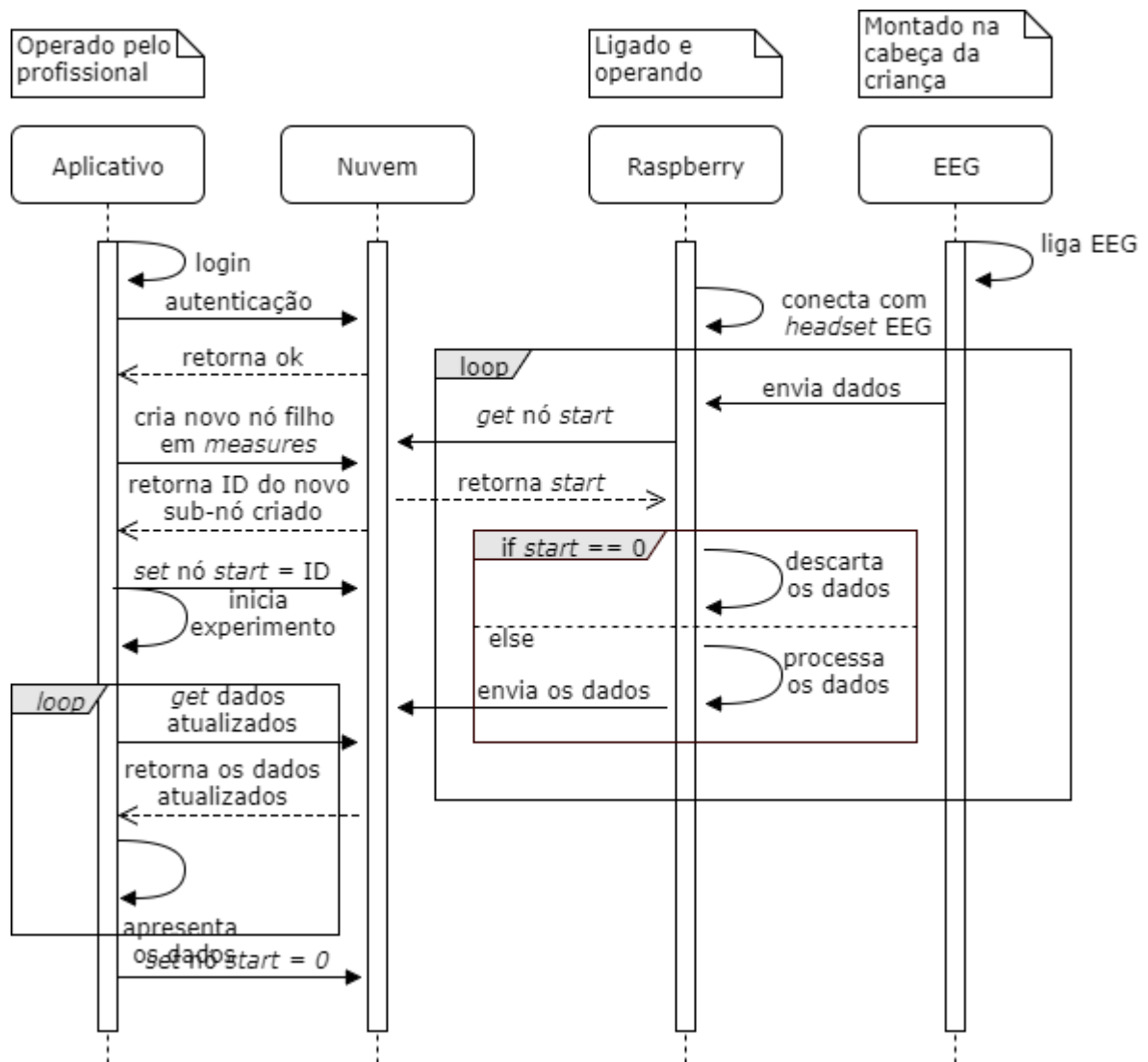


Figura 17: Diagrama de sequência para criação de novo experimento.

5. TESTE E EXPERIMENTOS

Este capítulo apresenta alguns testes que foram realizados para verificar se cada módulo do sistema estava funcionando conforme esperado. Performance do EEG, lógica do algoritmo utilizado na RP e funcionamento do aplicativo foram testados e avaliados. Além disso, foi realizado um experimento para testar a execução de todo o sistema.

5.1. Testes do protótipo

Primeiramente, foi realizado um teste para verificar se a conexão do EEG com a RP estava funcionando. Foi constatado que o *pen drive* da Emotiv não estava sendo reconhecido, e após pesquisar sobre o problema, foi descoberto que para o sistema operacional Raspbian, utilizado pela RP, era necessário realizar uma configuração extra para que o *pen drive* funcionasse na RP. Com auxílio da documentação do SDK, foi descoberto que através da execução no terminal dos comandos apresentados na Figura 18, o problema foi resolvido e a conexão entre RP e EEG foi estabelecida.

```
sudo cp etc/udev/rules.d/70-emotiv.rules /etc/udev/rules.d/  
sudo service udev restart
```

Figura 18: Comandos para configuração da RP. Fonte: Emotiv.

O segundo teste realizado foi para verificar se o código implementado estava sendo executado como esperado e se a conexão com o banco de dados do *Firestore* estava ocorrendo. Foi constatado que não estava ocorrendo o envio dos dados para o servidor *web* pois o mesmo estava configurado para não permitir escrita e modificação no banco de dados. Para resolver o problema foi necessário alterar as regras do banco de dados para permitir o acesso. Após resolvido isso, não foi encontrado mais nenhum problema.

O terceiro teste realizado analisou as funcionalidades do aplicativo em busca de *bugs*. Foi detectado que algumas consultas ao servidor através do aplicativo estavam demorando para serem retornadas, assim, para melhorar o desempenho dessas buscas, adicionou-se “*indexOn*”, regra para classificação e consulta eficiente realizada no servidor do banco de dados, em alguns campos. As regras completas, compostas por regra de leitura, escrita e otimização de busca (*indexOn*), podem ser observadas na Figura 19. Após resolvido, o aplicativo funcionou conforme esperado.

```

1  {
2  "rules": {
3    ".read": true,
4    ".write": true,
5    "users": {
6      ".index0n": "username"
7    },
8    "measures": {
9      ".index0n": "user"
10   }
11  }
12 }

```

Figura 19: Regras de acesso ao banco de dados.

5.2. Experimento

Foi realizado um experimento para testar a execução de todo o sistema. Esse experimento capturou a atividade cerebral da autora deste trabalho por aproximadamente 30 minutos, onde os primeiros 10 minutos foram dedicados ao relaxamento e os 20 minutos finais captaram a atividade cerebral quando a mesma estava realizando a leitura de um livro. Não houve realização de mais experimentos com outras pessoas pois seria necessário obter o consentimento do comitê de ética da universidade, e esse procedimento geralmente demora para ser concluído, assim não haveria tempo hábil para a realização dos experimentos.

5.2.1. Montagem do sistema e preparação do experimento

A montagem dos eletrodos no EEG foi feita com cuidado pois as peças eram muito delicadas e poderiam quebrar facilmente. Alguns eletrodos não estavam fixando no EEG, então usou-se fita teflon para segurá-los no lugar. O EEG montado pode ser observado na Figura 20. Para melhorar a captura dos sinais, os eletrodos foram umedecidos com uma solução salina condutora e o couro cabelo foi molhado com água. A RP foi ligada e o script foi colocado para rodar. A RP montada pode ser observada na Figura 21. No aplicativo foi criado um novo experimento e a captura dos dados se iniciou. A fim de gerar gráficos maiores para uma melhor apresentação neste trabalho, os dados foram salvos também em um arquivo CSV conforme eram captados pela RP.



Figura 20: Emotiv montado.



Figura 21: RP montada.

5.2.2. Resultados e discussão

Após os 30 minutos, o experimento foi finalizado no aplicativo e adicionado no histórico de experimentos. Os gráficos obtidos ao longo desses 30 minutos podem ser observados nas Figuras 22 e 23. Na Figura 22 é apresentado a variação das taxas teta/beta, teta/*low* beta e teta/*high* beta. Observando a imagem foi possível perceber que os formatos das curvas de variação dessas taxas foram aproximados. Nos primeiros dez minutos, indicado pelo intervalo antes da linha tracejada, essas taxas, em média, apresentaram altos valores,

variando entre 40 e 160, isso caracterizou a fase de relaxamento do experimento. A queda gradual dessas taxas apresentou a transição entre o estado de relaxamento para o estado de atenção e concentração. Essas taxas decaíram e atingiram um equilíbrio com valores variando entre 10 e 40, isso caracterizou a fase de atenção do experimento, indicado pelo intervalo após a linha tracejada. Na Figura 23 mais adiante é apresentado os gráficos das seis ondas cerebrais, e, observando as curvas, concluiu-se que a onda teta modulou a variação das taxas. Além disso, uma elevação no final dos gráficos das taxas, próximo ao tempo “19:06:00”, indicou a perda de atenção da autora na leitura quando esta precisou finalizar o experimento através do aplicativo. É importante relatar que o comportamento das ondas varia de indivíduo a indivíduo, por isso que, para realizar uma detecção automática da atenção, seria necessário obter mais dados através de mais experimentos com outras pessoas. Concluiu-se também que quantidade de *samples* foi suficiente para detectar uma diferença entre estado de relaxamento e estado de atenção. Para cada *array* de dados foi gasto aproximadamente 1,25 segundos na RP para captação e envio para o servidor. Já para exibição no aplicativo, cada *array* levou, em média, 5 milissegundos para ser captado no servidor e exibido nos gráficos. Assim, o tempo total gasto entre a captura de um *array* de dados e sua exibição no aplicativo levou em média 1,26 segundos. Por fim, foram armazenados cerca de 230KB de dados captados ao longo dos 30 minutos.

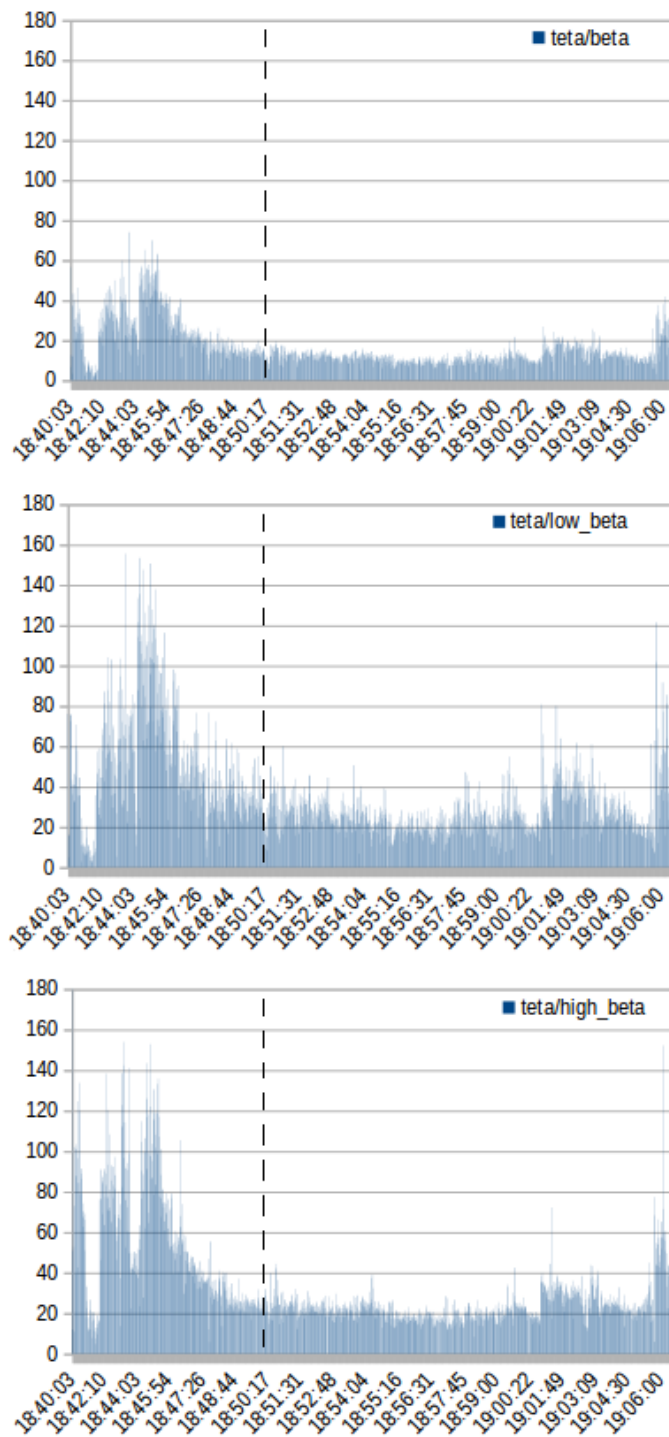


Figura 22: Variação das taxas no tempo.

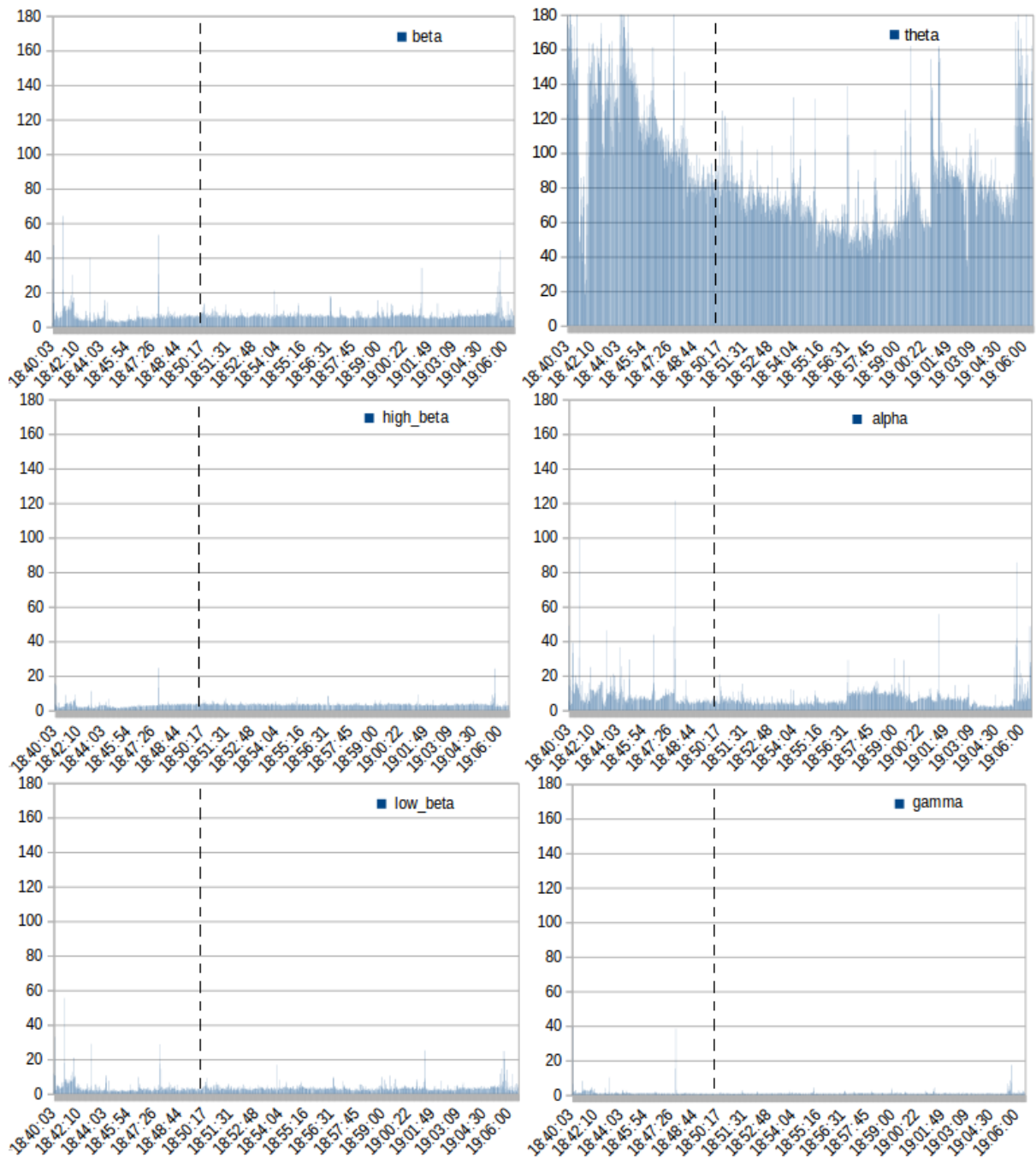


Figura 23: Variação de potência (μV^2) para cada onda cerebral.

6. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foi proposto um sistema de monitoramento em tempo real dos níveis de atenção de crianças com TDAH para auxiliar no tratamento deste transtorno e melhorar o desempenho escolar das mesmas. Esse sistema foi composto por um módulo de captação, responsável por obter os dados das atividades cerebrais da criança, um módulo web, responsável por persistir os dados captados, e um módulo de apresentação, constituído por um aplicativo *mobile*. Funcionalidades como visualizar gráfico de variação da taxa teta/beta e variação de potência de cinco ondas cerebrais em tempo real foram implementadas. Além disso, foram desenvolvidas também funcionalidades de cadastros de novos experimentos e visualização de histórico de experimentos.

Os trabalhos apresentados no capítulo de trabalhos relacionados serviram para fomentar o desenvolvimento deste projeto. Utilização de taxas de atenção provenientes de estudos do tratamento do TDAH com *neurofeedback*, uso de EEG *wireless*, persistência em banco de dados e utilização de aplicativos com apresentação de dados em tempo real foram conceitos apresentados de forma fragmentada e que neste trabalho foram condensados para se conseguir atingir o objetivo proposto. O desenvolvimento do projeto aqui apresentado é de bastante importância para auxiliar no tratamento do TDAH e melhorar o desempenho acadêmico de crianças portadoras deste transtorno pois ele permite que os professores e profissionais de saúde ajam de forma imediata no combate aos sintomas do TDAH. Os professores poderão analisar o comportamento das atividades cerebrais da criança ao longo das aulas, e conforme o resultado desta análise, eles poderão criar um plano de atividade e aula específico para a criança sendo analisada, e assim auxiliar no aprendizado dela. A eficácia do tratamento que uma criança está recebendo pode ser analisada também uma vez que é possível armazenar e visualizar os dados de vários experimentos, e assim conseguir identificar, por exemplo, se a frequência com a qual a criança perde a atenção durante um mesmo tipo de aula ou atividade diminui com o passar dos experimentos. Além disso os dados armazenados ao longo de vários experimentos podem ser usados para aprofundar os estudos sobre TDAH. O sistema pode ser aplicado em ambientes extraescolar, abrangendo qualquer ambiente ou situação que se deseje analisar o comportamento das atividades cerebrais da criança.

Para trabalhos futuros pretende-se fazer teste do protótipo com crianças com TDAH e em ambiente escolar avaliando sua usabilidade e real contribuição para o problema exposto. É interessante também testar o uso de outros EEGs *wireless* a fins de comparação de

simplicidade de uso, adaptação a diversidade de tamanhos da cabeça e conforto. Além disso, pretende-se retirar a necessidade da análise visual dos níveis de atenção feita pelo profissional através da automatização da classificação da perda de atenção. Assim, no futuro, será possível avisar ao profissional através de, por exemplo, uma vibração no *smathphone*, quando a criança perde a atenção. Por fim, os dados armazenados no banco de dados poderão ser estudados para melhorar a taxa de atenção com o objetivo de torná-la mais robusta à diversidade de atividades cerebrais e sintomas do TDAH.

7. REFERÊNCIAS

- [1] UAI, 2016. **Veja quais os transtornos mentais mais comuns em determinadas fases da vida.** Disponível em: <<https://www.uai.com.br/app/noticia/saude/2016/05/31/noticias-saude,190119/>>. Acesso em 9 de novembro de 2017;
- [2] DDA-DEFICITDEATENCAO. **Tratamento para o TDAH: Conhecer para mudar o cérebro e os comportamentos.** Disponível em: <<https://dda-deficitdeatencao.com.br/tratamento/>>. Acesso em 9 de novembro de 2017;
- [3] NEUROSABER, 2017. **Quais os tipos de TDH e como identificá-los?** Disponível em: <<https://neurosaber.com.br/quais-sao-os-tipos-de-tdah-e-como-identifica-los/>>. Acesso em 13 de novembro de 2017;
- [4] Mayes SD, Calhoun SL, Crowll EW. **Learning disabilities and ADHD: overlapping spectrum disorders.** J Learn Disabil, vol. 33, n. 5, p. 417-24, sep-out. 2000;
- [5] Marzbani, H., Marabet, H. R., & Mansourian, M. **Neurofeedback: A comprehensive review on system design, methodology and clinical application.** Basic Clin Neurosci, vol. 7, n. 2, p. 143-58, apr. 2016;
- [6] EMOTIV. **Frequency bands - What are they and how do I access them?.** Disponível em: <<https://emotiv.zendesk.com/hc/en-us/articles/208378593>>. Acesso em 14 de novembro de 2017;
- [7] Trans Cranial Technologies Ltd, 2012. **10/20 System Positioning manual.** Retirado de <https://www.trans-cranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf>;
- [8] Loo, S. K., & Makeig, S. **Clinical utility of EEG in attention-deficit/hyperactivity disorder: a research update.** Neurotherapeutics, vol. 9, n. 3, p. 569-87, jul 2012;
- [9] Jonathan Garza, Yuezhe Li, Yuchou Chang & Hong Lin. **A Real Time EEG Analysis System.** Data Science in Cyberspace, june 2016, Changsha, China;
- [10] Hillard B., El-Baz A. S., Sears L., Tasman A., Sokhadze E. M. **Neurofeedback training aimed to improve focused attention and alertness in children with ADHD.** Clin EEG Neurosci, vol 44, n. 3, p. 193-202, jul 2013;

- [11] MINITAB. **Minitab 18**. Disponível em: <<http://www.minitab.com/pt-br/products/minitab/>>. Acesso em 24 de novembro de 2017;
- [12] Li, Z., Xu, J., Zhu, T. **Prediction of brain states of concentration and relaxation in real time with portable electroencephalographs**. arXiv preprint arXiv:1509.07642, 2015;
- [13] MUSE. **How does muse work?** Disponível em: <<http://www.choosemuse.com/how-does-muse-work/>>. Acesso em 25 de novembro de 2017;
- [14] RASPBERRY. **Raspberry pi 3 model b**. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>>. Acesso em 25 de novembro de 2017;
- [15] RASPBERRY. **Raspbian**. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/downloads/raspbian/>>. Acesso em 25 de novembro de 2017;
- [16] FIREBASE. **Firestore Realtime Database**. Disponível em: <<https://firebase.google.com/docs/database/?hl=pt-br>>. Acesso em 25 de novembro de 2017;
- [17] IONIC. **Ionic 2**. Disponível em: <<http://ionic.io/2>>. Acesso em 25 de novembro de 2017;
- [18] Lun-De Liao, I-Jan Wang, Che-Jui Chang, Bor-Shyh Lin, Chin-Teng Lin & Kevin C. Tseng. **Human cognitive application by using wearable mobile brain computer interface**. TENCOM, jan 2010, Fukuoka, Japão;
- [19] Mehmood, R. M., Jong Lee, H. **Towards human brain signal preprocessing and artifact rejection methods**. Int'l Conf. Biomedical, jul 2016, Las Vegas, USA;
- [20] Heinrich H., Busch K., Studer P., Erbe K., Moll G. H., Kratz O. **EEG spectral analysis of attention in ADHD: implications for neurofeedback training?**, Front. Hum. Neurosci., 8, 611, aug 2014;