

INSTITUTO FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**FELIPE BRITTO AZEVEDO SCHNEIDER**

**SISTEMA DE POLISSONOGRAFIA DISTRIBUÍDO**

Vitória

2016

FELIPE BRITTO AZEVEDO SCHNEIDER

**SISTEMA DE POLISSONOGRAFIA DISTRIBUÍDO**

Projeto de Trabalho de Conclusão de curso  
apresentado à Coordenadoria do Curso de  
Engenharia Elétrica do Instituto Federal do  
Espírito Santo, como requisito parcial para  
aprovação na disciplina de Metodologia da  
Pesquisa.

Orientador: Prof. Me. Alexandre Sequim

Co-orientador: Prof. Dr. Rodrigo Varejão Andreão

Vitória

2016

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\mu$ C – Microcontrolador

AASM – *American Association of Sleep Medicine*

ADS – Referente ao ADS1293

BVS – Biblioteca Virtual de Saúde

CRC – Código Corretor de Erros

DRDYB – Referente ao pino *Data Ready Bit* do ADS1293

ECG – Eletrocardiograma

EEG – Eletroencefalograma

HDC – Referente ao HDC1050

I<sup>2</sup>C – *Inter-Integrated Circuit*

IEEE – Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos

IOM – *Institute of Medicine*

LDR – *Light Dependent Resistor*

NREM – *Non-rapid eye movement*

OPT – Referente ao OPT3001

PSG – Polissonografia

REM – *Rapid eye movement*

RLD – *Right Leg Drive*

SCK – *Serial Clock Line*

SMD – *Surface mounted device*

SPI – *Serial Peripheral Interface*

SpO<sub>2</sub> – Oximetria de pulso

UART – *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio W (acordado). Em azul EOG, em roxo EMG do queixo, em preto dois pontos de EEG.	15
Figura 2: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio N2 (sono NREM). Mesma divisão dos exames da figura 1.....	16
Figura 3: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio REM. Mesma divisão dos exames da figura 1 .....	16
Figura 4: Digrama básico do sistema de PSG distribuído completo.....	21
Figura 5: Posicionamento dos eletrodos para a realização do EOG .....	22
Figura 6: Diagrama de blocos do circuito integrado ADS1293 .....	33
Figura 7: CI AFE ADS1293CISQ/NOPB. ....	33
Figura 8: Sensor de luminosidade ambiente OPT3001DNPR.....	34
Figura 9: Sensor de temperatura e umidade ambiente HDC1050DMBT. ....	35
Figura 10: Diagrama de blocos do sistema de monitoração do nível de pressão sonora.	
.....	36
Figura 11: Esquemático do circuito responsável por permitir a relativa baixa taxa de amostragem para o ruído sonoro. ....	38
Figura 12: Sinal disponível na saída do OPA2333-A (azul escuro) e sinal no ponto ADC_B1 (azul claro), fora utilizado como estímulo uma pessoa falando próximo ao microfone, em um escritório silencioso com ar condicionado sem a incidência de fluxo de ar sobre o microfone. ....	38
Figura 13: Distribuição dos sensores e dos módulos no corpo e nas proximidades da cama do paciente. ....	43
Figura 14: Diagrama de blocos do MD-EOG. Todas as entradas analógicas são pinos diferentes.....	45
Figura 15: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-EOG. ....	46

Figura 16: PCB do MD-EOG, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior ( <i>top</i> ) e a direita a inferior ( <i>bottom</i> ). ....	47
Figura 17: MD-EOG e cabos de conexão do EOG – régua graduada em centímetros. .....	47
Figura 18: Escalonamento das interrupções e quantidade de dados gerados por cada uma. ....	49
Figura 19: Fluxograma da INT-DRDYB.....	50
Figura 20: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-EOG.....	52
Figura 21: Configuração necessária para o início das aquisições e obtenção do sincronismo. ....	53
Figura 22: Ações relacionadas ao OPT3001.....	56
Figura 23: Diagrama de blocos da placa terminal - tórax .....	59
Figura 24: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-ECG.....	59
Figura 25: PCB do MD-ECG, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior ( <i>top</i> ) e a direita a inferior ( <i>bottom</i> ). ....	60
Figura 26: MD-ECG após todos os componentes soldados.....	60
Figura 27: Escalonamento das conversões dos 3 diferentes acelerômetros presentes no MD-EOG.....	61
Figura 28: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-ECG.....	62
Figura 29: Diagrama de blocos da placa terminal - perna.....	63
Figura 30: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-ACC.....	63
Figura 31: PCB do MD-ACC, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior ( <i>top</i> ) e a direita a inferior ( <i>bottom</i> ). ....	64
Figura 32: MD-ACC após todos os componentes soldados.....	64
Figura 33: Todas as placas após o processo de manufatura. ....	64

Figura 34: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-ACC .....	65
Figura 35: Fluxograma das rotinas de decodificação implementadas no MATLAB...	67
Figura 36: Parâmetros que devem ser modificados na rotina do MATLAB. ....	68
Figura 37: Resultado da aquisição de sinal de ECG proveniente do simulador <i>HS-14</i> pelo módulo EOG. ....	69
Figura 38: Sinal de EOG obtido do autor deste trabalho sem a utilização de filtros digitais. O texto em vermelho apresenta a ação que foi realizada em cada instante. ....	70
Figura 39: Sinal de ECG proveniente do corpo do autor em repouso sem a utilização de filtros digitais.....	70
Figura 40: Teste em laboratório do MD-EOG realizando a leitura e armazenamento de múltiplos parâmetros. ....	71
Figura 41: Resultados da calibração dos acelerômetros do MD-ACC. ....	72
Figura 42: Suporte fabricado especialmente para a acomodação do MD-ECG e MD-ACC.....	73
Figura 43: Primeira hora de aquisição do MD-EOG em teste noturno. ....	74
Figura 44: Diferença da movimentação do olho para três diferentes fases do sono.	74
Figura 45: Captura da sétima hora de sono com o dia amanhecendo. ....	75
Figura 46: Primeira hora de aquisição do MD-ECG em teste noturno. ....	75
Figura 47: Recorte de 10 segundos da coleta de ECG. ....	76
Figura 48: Sinal de ECG com (superior) e sem (inferior) filtro passa altas, coletado a partir da primeira hora de sono. ....	76
Figura 49: Exemplo de ECG com ruído de baixa frequência devido à movimentação do paciente.....	77
Figura 50: Padrão de coleta de dados do MD-ACC, com apresentação da tensão da bateria e a aceleração amostrada pelo acelerômetro. ....	78

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1: Classificação dos equipamentos e métodos de polissonografia. ....	16
Quadro 2: Configuração dos registradores do ADS1293 do MD-EOG em sequência de comandos.....	54

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Características básicas das conversões AD e filtros utilizados no sensoriamento deste trabalho.....	27
Tabela 2: Comparativo entre os microcontroladores de diferentes famílias.....	31
Tabela 3: Performance da biblioteca FATFS implementada no µC ATxmega128A1U gravando informações em um cartão µSD da SanDisk de 8GB através de comunicação SPI.....	41
Tabela 4: Filtros analógicos para as entradas do conversor AD.....	58
Tabela 5: Frequência de corte dos filtros digitais implementados no MATLAB.....	68
Tabela 6: Descritivo dos gastos efetuados durante a execução deste trabalho.....	79

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVO .....</b>	<b>13</b>
2.1	OBJETIVO GERAL.....	13
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	13
<b>3</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>14</b>
3.1	REVISÃO HISTÓRICA DA POLISSONOGRÁFIA.....	14
3.2	DIVISÃO DO SONO POR ESTÁGIOS .....	15
3.3	CLASSIFICAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS SEGUNDO A AASM.....	16
3.4	PESQUISAS RELACIONADAS Á POLISSONOGRÁFIA .....	17
3.5	DISPOSITIVOS DE WELLNESS E FITNESS .....	18
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>20</b>
4.1	LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO .....	20
4.2	DELINAMENTO METODOLÓGICO.....	20
<b>4.2.1</b>	<b>Relação de variáveis a serem avaliadas.....</b>	<b>21</b>
4.2.1.1	Eletrooculograma (EOG) .....	22
4.2.1.2	Eletrocardiograma (ECG) .....	23
4.2.1.3	Movimentação e posição do paciente na cama.....	24
4.2.1.4	Oximetria de Pulso (SpO <sub>2</sub> ).....	24
4.2.1.5	Variáveis do Ambiente.....	25
4.2.1.6	Eletroencefalograma (EEG) .....	25
4.2.1.7	Análise do fluxo e esforço respiratório.....	26
4.2.1.8	Características da coleta de dados .....	26
<b>4.2.2</b>	<b>Seleção dos componentes eletrônicos .....</b>	<b>27</b>
4.2.2.1	Microcontrolador.....	28

4.2.2.1.1	Família SAM .....	28
4.2.2.1.2	Família ATmega .....	29
4.2.2.1.3	Família ATxmega .....	29
4.2.2.1.4	Comparativo entre microcontroladores.....	30
4.2.2.2	Dispositivo de aquisição de sinais bioelétricos para EOG e ECG .....	32
4.2.2.3	Sensor de luminosidade .....	34
4.2.2.4	Sensor de umidade e temperatura ambiente .....	35
4.2.2.5	Acelerômetros .....	35
4.2.2.6	Caracterização do ruído sonoro ambiente.....	36
<b>4.2.3</b>	<b>Sistema de armazenamento de dados.....</b>	<b>39</b>
4.2.3.1	Transmissão sem fio de baixo consumo .....	40
4.2.3.2	Armazenamento em cartão $\mu$ SD .....	40
<b>4.2.4</b>	<b>Softwares para organização do conteúdo dos cartões <math>\mu</math>SD .....</b>	<b>42</b>
<b>5</b>	<b>IMPLEMENTAÇÃO.....</b>	<b>43</b>
5.1	MÓDULO EOG (MD-EOG).....	44
<b>5.1.1</b>	<b>Hardware do MD-EOG .....</b>	<b>44</b>
<b>5.1.2</b>	<b>Firmware do MD-EOG .....</b>	<b>48</b>
5.1.2.1	Sincronismo global e armazenamento .....	48
5.1.2.2	Configuração e rotina de aquisição do ADS1293 – sinais bioelétricos.....	53
5.1.2.3	Configuração e rotina de aquisição do OPT3001 – luminosidade .....	55
5.1.2.4	Configuração e rotina de aquisição do HDC1050 – temperatura e umidade	
5.1.2.4	56	
5.1.2.5	Configuração e rotina de aquisição dos demais sinais analógicos.....	57
5.2	MD-ECG .....	58
<b>5.2.1</b>	<b>Hardware do MD-ECG .....</b>	<b>58</b>
<b>5.2.2</b>	<b>Firmware do MD-ECG.....</b>	<b>60</b>

5.3	MD-ACC .....	62
<b>5.3.1</b>	<b><i>Hardware do MD-ACC</i></b> .....	<b>62</b>
<b>5.3.2</b>	<b><i>Firmware do MD-ACC</i></b> .....	<b>65</b>
5.4	CÓDIGO PARA O MATLAB .....	65
<b>6</b>	<b>COLETA DE DADOS POR PARTE DOS MÓDULOS .....</b>	<b>69</b>
6.1	COLETAS DE PRETESTES .....	69
6.2	COLETA NOTURNA REALIZADA DURANTE O SONO .....	73
6.3	GASTOS .....	78
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>81</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>83</b>
	<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>88</b>
	<b>APÊNDICE B .....</b>	<b>89</b>
	<b>APÊNDICE C .....</b>	<b>90</b>
	<b>APENDICE D .....</b>	<b>91</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Dormir de sete a oito horas por noite é uma necessidade básica da maioria dos seres humanos adultos que, no entanto, com o passar dos anos, vem se tornando cada vez mais um luxo. O comitê sobre pesquisa e medicina do sono do Institute of Medicine (IOM), afirma que os americanos dormem 20% menos do que eles faziam cem anos atrás, tais horas de sono são trocadas tanto por horas de trabalho ou lazer. Estima-se ainda, que de 50 a 70 milhões de americanos sofram com distúrbios crônicos do sono ou de insônia (Research, 2006).

Enquanto isto, pesquisas relacionam problemas crônicos do sono com aumento do risco de acidentes vasculares cerebrais, ataques cardíacos, obesidade, hipertensão, diabetes e depressão (Grandner e Pack, 2011), (Kawada, 2015; Ramos e Gangwisch, 2015). Ainda em seu livro, o IOM-CSMR (2006) afirma que 20% dos acidentes de trânsito graves estão associados com sonolência do motorista não causada por consumo de álcool. Mesmo em pacientes não crônicos, apenas a redução da qualidade do sono, pode afetar o humor, a capacidade de concentração, raciocínio e de aprendizado (**Rocha e Sales**, 2007).

A redução da qualidade ou da quantidade de horas de sono é particularmente alarmante em alguns grupos da sociedade, fato comprovado por uma pesquisa transversal realizada por Araujo et al. (Araujo *et al.*, 2014), a qual contou com a participação de 662 estudantes de uma universidade federal de Fortaleza-CE, constatou que 96,4% desses, ou 631 estudantes, eram maus dormidores.

Em consequência da relevância e a influência que o sono exerce em nossas vidas, as pesquisas relacionadas a caracterização desta necessidade diária e, especialmente, a polissonografia (PSG), o exame mais completo e detalhado sobre o sono, ganhou relevância (Jafari e Mohsenin, 2010).

PSG é um exame complexo e caro, normalmente não acessível a maioria da população. Durante a realização desse exame, o paciente utiliza uma série de sensores conectados por meio de cabos a uma central de aquisição e tratamento de sinais. Muitas vezes o paciente deve deslocar-se até um centro onde o exame será

executado, o que pode provocar a síndrome da primeira noite. Todas estas alterações interferem na variável a qual deseja-se analisar; o próprio sono é afetado e a distinção da origem do problema se torna mais difícil, impactando no resultado final do exame.

Este trabalho é proposto com o objetivo de reduzir a interferência ao sono causada por um exame padrão de PSG além de coletar e armazenar algumas características do ambiente que podem influenciar na qualidade e duração sono como a temperatura e luminosidade.

Não há a pretensão de realizar um exame de PSG completo, nem de diagnosticar um paciente. Deseja-se sim, desenvolver um sistema que reduza o incômodo gerado ao paciente e que seja capaz de fornecer uma avaliação, mesmo que qualitativa, da qualidade do sono. Sendo esse um sistema capaz de indicar se um paciente deve procurar por ajuda especializada.

## 2 OBJETIVO

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Aprimorar um sistema de PSG classe 3<sup>1</sup> com o objetivo de reduzir o número de cabos conectores, utilizando-se de sistemas microcontrolados capazes de coletar e armazenar ou transmitir dados que caracterizam a qualidade do sono e do ambiente em que se encontra o paciente.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver sistemas periféricos denominados MÓDULOS TERMNAIS, os quais devem possuir:
  - Microcontrolador capaz de receber ou coletar dados de sensores e transmitir de modo sem fio ou armazenar tais informações;
  - Sensores de temperatura, oximetria de pulso ( $\text{SpO}_2$ ) e acelerômetros.
- Desenvolver um sistema denominado de MÓDULO PRINCIPAL ou MD-EOG com um microcontrolador e sensores. Ele deve ser capaz coletar e tratar variáveis que caracterizam algumas características do paciente e do ambiente.
- Desenvolver aplicação para ambiente computacional capaz de receber e convergir (organizar) os dados no domínio do tempo. Dados estes que são provenientes dos MÓDULOS TERMINAIS e PRINCIPAL.
- Gerar arquivos que possam ser analisados posteriormente.

---

<sup>1</sup> A definição das classes de polissonógrafos está presente na seção 3.3

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 REVISÃO HISTÓRICA DA POLISSONOGRÁFIA

As primeiras tentativas de estudar o comportamento cerebral durante o sono foram realizadas nos cérebros expostos de um rato e um macaco por Richard Caton (1842-1926) em 1875. Em seguida, Berger (1873-1941) provou que é possível diferenciar a atividade cerebral de um indivíduo acordado e dormindo em 1929 através de medições do potencial elétrico do cérebro de humanos a partir do couro cabeludo. Nascia então, o eletroencefalograma (EEG) (Haba-Rubio e Krieger, 2012).

A primeira combinação de EEG e a análise de padrões respiratórios objetivando a identificação de padrões patológicos foi feita por Gastaut, Tassinari e Duron em Paris no final dos anos 20 (Jafari e Mohsenin, 2010).

A primeira gravação de EEG continua, realizada durante o sono, foi publicada em 1937 (Loomis *et al.*, 1937). Para tal, foi utilizado um polígrafo-tambor de 8 pés (2,43 metros), o resultado foram milhas de papel resumidas em estágios que foram classificados inicialmente em A, B, C, D e E (Jafari e Mohsenin, 2010).

A descoberta da movimentação rápida dos olhos (REM) durante o sono foi realizada em no início dos anos 50 Eugene Aserinsky, um estudante de graduação em psicologia da Universidade de Chicago, o qual foi atribuído a tarefa de observar a movimentação das pálpebras durante o sono de voluntários. Tarefa tediosa, a qual foi substituída pela colocação de eletrodos próximos a região dos olhos, o eletrooculograma (EOG) (ASERINSKY; KLEITMAN, 1953).

É certo que a evolução da PSG possibilitou que as pesquisas relacionadas ao sono, as quais inicialmente estavam restritas a especulação e a observações filosóficas, tornassem uma ciência experimental (Haba-Rubio e Krieger, 2012).

### 3.2 DIVISÃO DO SONO POR ESTÁGIOS

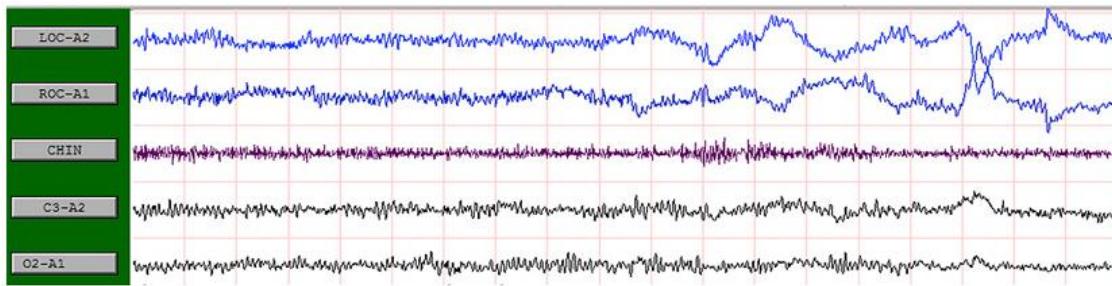
Em 2004, após 40 anos utilizando o padrão manualmente criado por Rechtschaffen e Kales (R & K), a Associação Americana de Medicina do Sono (AASM) criou um comitê com o objetivo de regulamentar o desenvolvimento de um novo padrão de classificação manual dos estágios do sono. Esse comitê publicou em 2007 um manual denominado *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events*, que cobre todos os aspectos da classificação das etapas do sono (Silber *et al.*, 2007).

A classificação do sono baseia-se na classificação individual de intervalos consecutivos de 30 segundos, os *epochs*. Cada *epoch* deve ser tratado individualmente e pode ser classificado em um dos grupos apresentados abaixo:

- Estágio W (wakefulness, ou acordado)
- Estágio N1 (sono NREM estágio 1)
- Estágio N2 (sono NREM estágio 2)
- Estágio N3 (sono NREM estágio 3)
- Estágio R (sono REM)

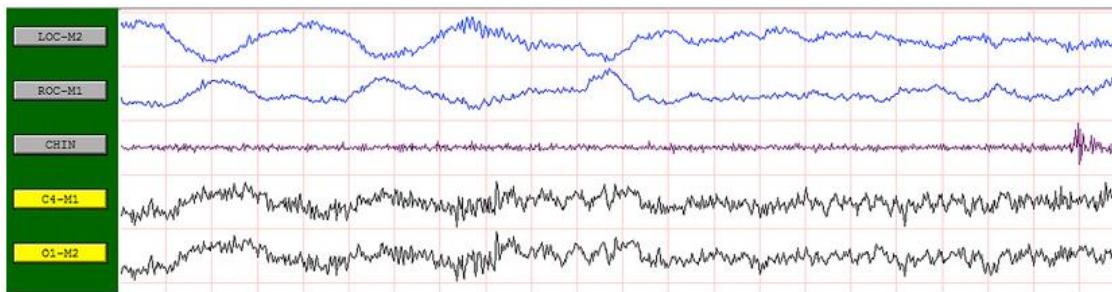
As figuras 1, 2 e 3 apresentam exemplos de diferentes estágios e os valores dispostos temporalmente para os exames de eletrooculograma, eletroencefalograma e eletromiograma com eletrodo no queixo.

Figura 1: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio W (acordado). Em azul EOG, em roxo EMG do queixo, em preto dois pontos de EEG.



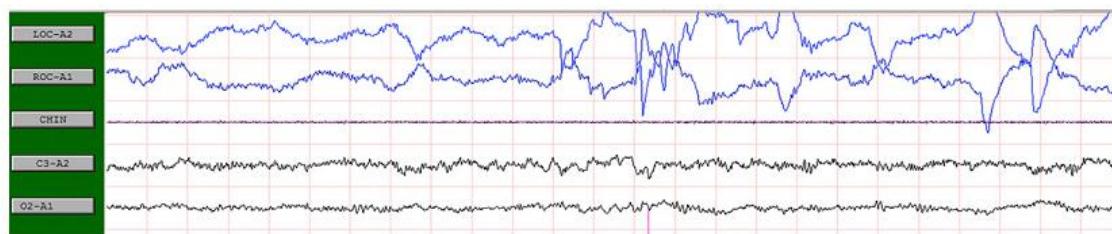
Fonte: JAFARI; MOHSENIN (2010).

Figura 2: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio N2 (sono NREM). Mesma divisão dos exames da figura 1.



Fonte: JAFARI; MOHSENIN (2010).

Figura 3: Padrão de alguns sinais avaliados na polissonografia para o Estágio REM. Mesma divisão dos exames da figura 1.



Fonte: JAFARI; MOHSENIN (2010).

### 3.3 CLASSIFICAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS SEGUNDO A AASM

Em 1994 a AASM observou que existia uma grande variedade de equipamentos de PSG, os quais tinham diferentes métodos de avaliação e obtinham diferentes resultados.

Em 2007, a fim de regularizar as diferenças entre os métodos de realização e os variados equipamentos que existiam no mercado, a AASM publicou um artigo no qual dividiu o procedimento e os equipamentos de PSG em 4 classes diferentes. Um resumo destas classes está exposto no quadro 1.

Quadro 1: Classificação dos equipamentos e métodos de polissonografia.

Característica	Classe 1	Classe 2	Classe 3	Classe 4
----------------	----------	----------	----------	----------

---

Número de sensores	$\geq 7$	$\geq 7$	$\geq 4$	1 ou 2
Tipos de sensores	EEG, EOG, EMG, ECG, fluxo e esforço respiratório, SPO2	EEG, EOG, EMG, ECG, fluxo e esforço respiratório, SPO2	ECG, fluxo e esforço respiratório, SPO2	Oximetria e um exame complementar
Método de realização	Acompanhado, usualmente em clínica especializada	Desacompanhado	Desacompanhado	Desacompanhado

---

Fonte: JAFARI; MOHSENIN (2010).

### 3.4 PESQUISAS RELACIONADAS Á POLISSONOGRAFIA

Diversos esforços vem sendo realizados a fim de reduzir o desconforto proporcionado devido ao elevado número de sensores conectados a um paciente durante um exame de PSG convencional.

Algumas frentes de pesquisas estão abertas atualmente, elas se dividem basicamente no desenvolvimento de novos sensores ou métodos de sensoriamento, e na modularização dos sistemas de monitoramento.

Apresenta-se como exemplos do desenvolvimento de novos tipos de sensores, os quais possuem objetivo principal substituir o eletrodo convencional:

- uso de radares do tipo *doppler*, o qual é capaz de detectar movimentos, ritmo respiratório e cardíaco (Lubecke e Boric-Lubecke, 2009)
- implementação de sensores piezoelétricos na cama e no travesseiro, a fim de determinar a posição do paciente, ritmo cardíaco e respiratório do paciente (Lokavee *et al.*, 2012)

Ambos os sistemas possuem bons resultados e avaliam com boa precisão as variáveis que se propõem a avaliar. No entanto, para os dois casos anteriores, após feita a

coleta, o resultado deve ser tratado por processamento digital, só então pode-se diferenciar movimentos dos membro, batimentos cardíacos e do diafragma.

Além do pesado processamento digital, o qual não é o objetivo deste trabalho, esses sistemas são caros, o que impossibilita a utilização deles nesta etapa.

Outro método de reduzir o desconforto do paciente é a modularização de um sistema de polissonografia. Esta técnica consiste na divisão da aquisição de dados (a qual permanece acontecendo de forma síncrona) em diferentes módulos distribuídos pelo corpo do paciente ou próximo a ele.

A redução do desconforto acontece pelo aumento da mobilidade do paciente e redução dos cabos. Outro ponto positivo desse sistema é a não exigência de processamento digital extra, quando comparado a um polissonografia convencional (Chang *et al.*, 2012).

Quanto ao diagnóstico e analise dos *epochs*, meios de automatiza-los vem sendo desenvolvidos, porém eles ainda não substituem o diagnóstico manual de um especialista treinado (Penzel *et al.*, 2007).

### 3.5 DISPOSITIVOS DE WELLNESS E FITNESS

A primeira definição de *wellness* foi atribuida por Dunn (1977, pg.9), o qual a como:

“An integrated method of functioning which is oriented toward maximizing the potential of which the individual is capable. It requires that the individual maintain a continuum of balance and purposeful direction within the environment where he is functioning.”

Em uma tradução livre: “Um método integrado de funcionamento o qual é orientado na direção de maximizar o potencial no qual o indivíduo é capaz. Isto requer que o indivíduo mantenha um continuo balanço e uma direção com propósito dentro do ambiente no qual ele está inserido”.

Enquanto que *fitness* é definido pelo site *thefreedictionary.com* (Dictionary, 2016) como “Good health, especially good physical condition resulting from exercise and proper nutrition.” Que em uma tradução livre é expresso como “boa saúde,

especialmente bom condicionamento físico resultante de exercício e alimentação adequada”.

O fato é que para chegar ao ponto de máximo potencial é necessário alguma orientação e neste processo a realimentação (*feedback*) de informações sobre o estado do paciente é essencial. É importante que o indivíduo tenha condições de capturar informações sobre ele, armazenar essas informações, identificar problemas relacionados ao seu corpo e assim realizar uma melhoria.

Com esses objetivos, foram criados aparelhos e aplicativos capazes de coletar informações relacionadas à rotina e ao corpo do indivíduo tais como:

- Uma camisa com sensores embutidos e comunicação com o *smartphone*, cujo objetivo é melhora do condicionamento físico e da alimentação de não atletas (Exame; 2016).
- Reconhecimento de emoções utilizando pulseira com acelerômetro (Zhang et al., 2016).
- Pulseiras populares no mercado, que se propõem a quantificar o número de horas que o paciente dorme, número de passos, entre outras variáveis.
- Protetor bocal que avalia a concentração de ácido úrico na saliva do atleta, inferindo assim a atual condição física do mesmo (California, 2015).
- Aplicativos para caminhada, corrida e ciclismo que se propõem a armazenar o caminho percorrido, velocidade e tempo, estimando o consumo calórico.

Estes são apenas exemplos de demonstram um crescimento na busca de informação sobre o próprio corpo direcionados para atletas ou não, demanda esta, que favorece o desenvolvimento deste trabalho.

Outro aspecto que favorece o desenvolvimento de produtos e aplicações relacionadas a esta área é o baixo nível de regulação (entenda-se como normatização, fiscalização) quando comparado ao setor médico, o qual é extremamente regulado e fiscalizado, fazendo com que a inserção de um produto destinado a área médica custe caro.

## 4 METODOLOGIA

### 4.1 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO

Foram realizadas múltiplas pesquisas, principalmente nos bancos no Portal de Periódicos da CAPES, utilizando as plataformas *Web of Science* e *Scielo*. Utilizou-se também de forma ampla o banco de artigos do Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE). Os descritores que Vêm sendo utilizados são “*polysomnography AND equipment*”, “*polysomnography AND sensors*”, “*polysomnography AND healthcare*”, “*sleep evaluation*”, “*sleep AND accelerometers*”, “*sleep stages*”, entre outros.

Foram de suma importância os manuais, aqui tratados como *datasheets*, dos componentes eletrônicos utilizados neste trabalho. Em casos de dúvidas não resolvidas, realizou-se buscas em fóruns renomados tais como [gcc.gnu.org](http://gcc.gnu.org) e de fabricantes dos componentes como o [avrfreaks.com](http://avrfreaks.com).

Quanto à definição dos descritores e nomenclaturas específicas foi utilizada a Biblioteca Virtual em Saúde<sup>1</sup> (BVS).

Quanto ao fichamento das referências bibliográficas, elas estão sendo feitas no software EndNote.

### 4.2 DELINEAMENTO METODOLÓGICO

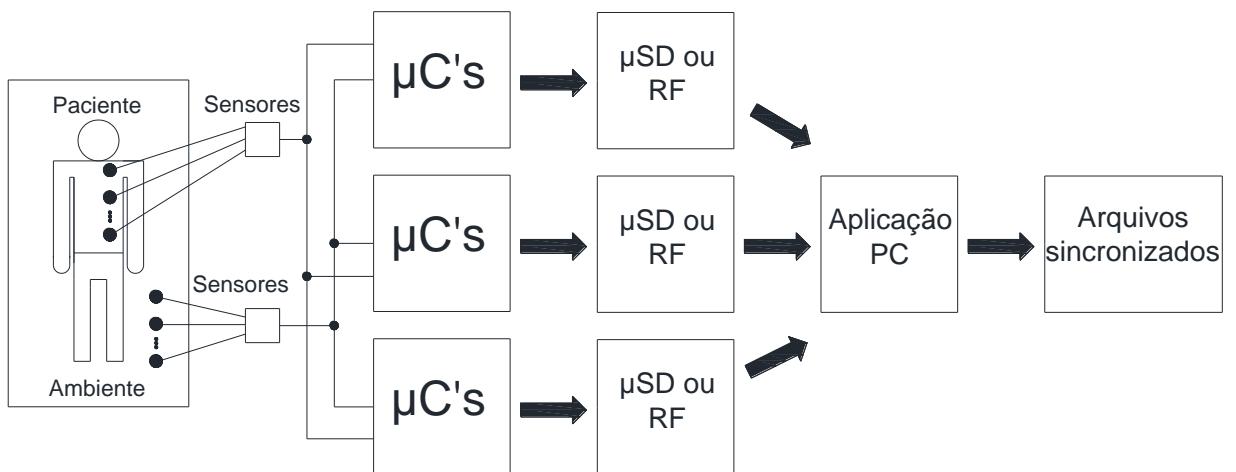
Este trabalho possui caráter de pesquisa e experimental, pois seu principal objetivo é desenvolver um sistema capaz de armazenar dados que caracterizam a qualidade do sono e do ambiente em que o paciente se encontra, todavia, para que isto seja concluído com sucesso, muita investigação, pesquisa e tomada de decisões devem ser realizadas.

Portanto, este trabalho determina inicialmente quais variáveis exercem influência na qualidade do sono. Após esta etapa, apresenta-se maneiras de avaliar estas variáveis e quais sensores são os mais adequados para tais tarefas.

Em seguida, apresenta-se a seleção do microcontrolador, dos demais componentes eletrônicos e a forma de armazenamento dos dados adquiridos. Por último, deve-se definir qual o *software* que decodificará todos os dados coletados pelo sistema de aquisição e os apresentará de forma organizada e amigável ao usuário.

Uma visão geral do sistema é apresentada na figura 4: os sensores capturam informações do paciente e do ambiente, estas informações são tratadas e agrupadas pelos  $\mu$ C's. Em seguida as informações são armazenadas em cartão  $\mu$ SD para ao final da noite (ou intervalo de avaliação) serem organizadas temporalmente e apresentadas ao usuário.

Figura 4: Digrama básico do sistema de PSG distribuído completo



Fonte: O próprio autor.

#### 4.2.1 Relação de variáveis a serem avaliadas

Como demonstrado na seção 3.1 e 3.3, a PSG é composta por diferentes exames específicos, que podem ser ou não utilizados dependendo de quais sintomas deseja-se identificar.

Analisa-se-á, nesta seção, a necessidade, a viabilidade e o método de avaliar alguns parâmetros de relevância para a realização de um exame de PSG.

#### 4.2.1.1 Eletrooculograma (EOG)

O objetivo do EOG é observar o posicionamento relativo do dipolo composto pela córnea (+) e retina (-) (Choudhury *et al.*, 2005). Um filtro passa alta com frequência de corte de 0,05Hz, por exemplo, pode ser utilizado e a movimentação do olho é evidenciada.

O EOG é utilizado na realização da PSG com o intuito de determinar com clareza e facilidade se um epoch deve ser classificado como REM (Jafari e Mohsenin, 2010). Tal classificação é de elevada importância, pois a quantidade de ciclos e duração deles influenciam diretamente na qualidade do sono.

O método tradicionalmente utilizado para a realização do EOG durante a PSG é o posicionamento de 2 eletrodos (não contabilizando a referência) dispostos a 1 centímetro do *canto externo* de cada olho, deslocados em relação a linha horizontal dos olhos, como a Figura 6 exibe e como a American Association of Sleep Technologists (AAST) recomenda (Aast, 2012). O deslocamento da linha horizontal permite que movimentos verticais e horizontais sejam capturados. Normalmente um eletrodo fixado atrás da orelha é utilizado como referência.

Figura 5: Posicionamento dos eletrodos para a realização do EOG



Fonte: (Garg e Kahre, 2014).

Devido à grande relevância que o sono REM exerce sobre a qualidade geral sono, o EOG é realizado nesse estudo. O dispositivo de aquisição de sinais bioelétricos é o circuito integrado ADS1293 (Texas Instruments) substituindo os amplificadores diferencias, filtros e conversores AD utilizados em métodos tradicionais ou de baixo

custo como os apresentados por Choudhury et al (2014) e (Kumar et al., 2015)) . O funcionamento, vantagens e desvantagens desse CI serão discutidas posteriormente.

#### 4.2.1.2 Eletrocardiograma (ECG)

O ECG é um processo de leitura da atividade elétrica do coração, para tal, comumente, utiliza-se eletrodos que em contato com a pele capturam sinal elétrico proveniente do músculo cardíaco.

O exame convencional de ECG realizado em clínicas específicas é constituído por 10 eletrodos, os quais combinados resultam em 12 derivações. O resultado de cada derivação é a projeção do vetor elétrico cardíaco sobre o eixo de cada derivação.

Diferentemente do exame completo que é realizado em clínica médica, o exame de ECG realizado durante uma PSG conta apenas com três eletrodos: um posicionado embaixo da clavícula direita, paralelo ao ombro direito, outro é posicionado no torso, no quarto espaço intercostal (Aast, 2012). O terceiro é o eletrodo de que conduz o sinal do driver da perna direita (RLD), o qual é utilizado para reduzir a interferência de modo comum, normalmente produzida pela indução causada pelas redes de alimentação elétrica, posicionado próximo a cintura no lado direito do paciente.

Como bem é conhecido, o exame de ECG pode detectar problemas relacionados ao coração tais como fibrilação ventricular, arritmias, extra-sístoles, entre outros problemas cardíacos e só por esses motivos a realização desse exame já se faria justificável. Entretanto estudos como os de (Rachim e Chung, 2014), analisam e extraem padrões do sinal de ECG capazes de identificar, com boa precisão, apneia do sono (SA do inglês *sleep apnea*), o que eleva a importância da realização do ECG durante a PSG.

Neste trabalho o ECG e o EOG são realizados com a utilização de um µC, em conjunto com o CI ADS1293 e um cartão µSD.

#### 4.2.1.3 Movimentação e posição do paciente na cama

A avaliação da posição do paciente e de seus movimentos é de extrema importância, pois possibilita:

- A diferenciação entre estágios do sono, uma vez que o avanço nos estágios do sono, culminando com o sono REM é acompanhado pela redução dos movimentos do paciente;
- Existe uma correlação entre o ronco a posição do paciente durante o sono (Oksenberg *et al.*, 2000);
- Identificação de doenças como o Movimento Periódico das Pernas e a Síndrome das Pernas Inquietas (Sono).

Desta forma, esta variável é analisada com a utilização de acelerômetros posicionados inicialmente na perna e tórax. Caso o trabalho prossiga em um bom ritmo, acelerômetros instalados no braço e no pescoço do paciente serão utilizados.

#### 4.2.1.4 Oximetria de Pulso (SpO<sub>2</sub>)

SpO<sub>2</sub> é o acrônimo do inglês *Saturation of Peripheral Oxygen*, que em uma tradução direta significa Saturação periférica de Oxigênio.

A obtenção de níveis de SpO<sub>2</sub> é feita através de sensores localizados normalmente na extremidade do dedo indicador, mas também é possível utilizar sensores na orelha e nos dedos do pé. Estes sensores emitem luz infravermelha e luz vermelha, capturam o reflexo e são capazes de calcular a concentração de oxigênio no sangue porque existe uma diferença no padrão de onda refletida por hemácias que estão saturadas comparado as que não estão saturadas.

Níveis considerados normais estão entre 95 e 100% de saturação, abaixo de 90% o resultado é considerado grave resultando em *hipoxemia*, valores abaixo de 80% são considerados muito graves e devem ser tratados com rapidez (Mayo-Clinic, 2015).

É possível também relacionar o nível de saturação do sangue com episódios de apneia obstrutiva como demonstra o artigo de (Das e Vedanarayanan, 2013).

A avaliação continua do nível de SpO<sub>2</sub> é realizada nesse trabalho através da utilização de um módulo comercial, esse deve comunicar-se com o µC principal, o qual armazenará os dados em cartão µSD.

#### 4.2.1.5 Variáveis do Ambiente

É perceptível que a temperatura, luminosidade, umidade do ambiente e ruído sonoro (barulho) em que dormimos afeta a qualidade do sono. Não é por acaso que utilizamos de ventiladores, ar condicionados ou aquecedores e cortinas para tornar o ambiente mais agradável ao sono.

Pesquisas como as de (Valham *et al.*, 2012) demonstram que a temperatura do quarto interfere na quantidade de apneias e na severidade das mesmas.

Portanto sensores de luminosidade, umidade, temperatura ambiente e do colchão são utilizados durante esta pesquisa a fim de fornecer informações sobre a qualidade do ambiente em que o paciente se encontra. Possibilita-se assim a realização da PSG fora de um centro especializado e sem o vídeo monitoramento, pois esses sensores forneceriam informações suficientes para descrever a qualidade do ambiente.

#### 4.2.1.6 Eletroencefalograma (EEG)

Devido à complexidade da realização e avaliação do funcionamento do EEG, esse exame não é realizado. Outras formas de avaliação dos estágios do sono são providenciadas, por exemplo, a utilização do EOG em conjunto com os dados provenientes dos acelerômetros e ECG possibilitará a distinção entre estágios W, NREM e REM.

Uma desvantagem é a impossibilidade de distinguir os estágios N1, N2 e N3. Adicionalmente uma confusão entre os estágios W e REM pode acontecer, mesmo

que muito pouco provável. Isto pode acontecer caso o paciente acorde, movimente rapidamente os olhos e não se move na cama.

Entretanto tal confusão pode ser minimizada observando demais variáveis do ambiente em conjunto com um questionário que deve ser respondido pelo paciente após o exame, o qual deverá relatar possíveis episódios de consciência durante a noite. Pode-se ainda substituir o relatório por um botão que o paciente deve apertar caso acorde.

Tradando-se de projetos futuros, um módulo adicional pode ser incorporado ao sistema, sem prejuízo algum, uma vez que o sistema proposto possui módulos autônomos. Isto é válido tanto para o EEG quanto para qualquer outro parâmetro de interesse.

#### 4.2.1.7 Análise do fluxo e esforço respiratório

Devido à falta de componentes e equipamentos, somada a simplicidade que um primeiro trabalho exige, esta análise não será realizada. Procura-se então substituir a avaliação da respiração pela análise do percentual de saturação de oxigênio no sangue. Esta avaliação implica em perdas, uma vez que não será possível distinguir a causa de uma eventual baixa saturação. Porém, isso continua sendo um bom indicativo de uma respiração ruim dentro da proposta deste trabalho.

#### 4.2.1.8 Características da coleta de dados

As características individuais dos filtros utilizados em cada exame, das taxas de amostragem utilizados entre outros parâmetros de alta relevância são especificados na Tabela 1.

Tabela 1: Características básicas das conversões AD e filtros utilizados no sensoriamento deste trabalho.

Canal	Derivação / Localização	Sensibilidade	Freq. Corte Passa Baixa	Freq. Corte Passa Alta	Taxa de Amostragem
EOG	E1 - M2	47,7 nV	80 Hz	0,0125 Hz	400 Hz
ECG	ECG1	47,7 nV	80 Hz	0,0125 Hz	400 Hz
Acelerometros	Perna – Tórax – Braço	Á definir	10 Hz	-	40 Hz
Temperatura ambiente	Sistema Principal	$\pm 0,2^{\circ}\text{C}$	-	-	1 Hz
Umidade Ambiente	Sistema Principal	$\pm 3\%$ <sup>2</sup>	-	-	1 Hz
Luminosidade Ambiente	Sistema Principal	0,01 lux	5 Hz	-	10 Hz
Nível de ruído sonoro	Sistema Principal				100 Hz
SpO2 e FC <sup>3</sup>	Dedo indicador	-	-	-	5 Hz

Fonte: O próprio autor.

#### 4.2.2 Seleção dos componentes eletrônicos

Este tópico pretende descrever e justificar a escolha dos componentes fundamentais selecionados para integrar o projeto.

---

<sup>2</sup> Esses dados se referem a exatidão da medida para o sensor HDC1000.

<sup>3</sup>Quanto ao SpO2 e frequência cardíaca (FC), o módulo comercial retorna os valores sempre que há uma nova leitura, ou seja, sempre que acontece um batimento cardíaco. Como isto não é previsível, define-se portanto uma frequência de armazenamento de 5 Hz, frequência elevada o suficiente para não perder nenhuma amostra de saturação.

#### 4.2.2.1 Microcontrolador<sup>4</sup>

Três famílias de microcontroladores ( $\mu$ C) são analisados nesta seção: *SAM M4*, *ATxmega* e *ATmega*. Limitou-se a analise a um único fabricante, a Atmel, devido a limitação financeira e temporal, uma vez que o autor deste trabalho possui experiência e materiais disponíveis para utilizar os  $\mu$ C desse fabricante. Considera-se ainda que, o estudo e aquisição de materiais para a realização deste trabalho com outro fabricante de  $\mu$ C, inviabilizaria a realização do mesmo no tempo previsto.

Todos os microcontroladores analisados podem ser programados a partir do *Atmel Studio*, plataforma de desenvolvimento de projetos baseada no *Visual Studio* que utiliza o GCC e suas vertentes como compilador.

Uma breve descrição explicativa sobre microcontroladores e seus periféricos está presente no Apêndice A.

##### 4.2.2.1.1 Família SAM

A família de microcontroladores SAM M4 é baseada no núcleo *ARM cortex M4* de 32 bits. Possui até 2 MB de memória FLASH e 160 kB de SRAM e não possui EEPROM, uma vez que seus  $\mu$ C são capazes de escrever na própria FLASH. Possui uma unidade de processamento de ponto flutuante dedicada (FPU) e periféricos variados.

É capaz de operar com frequências de clock de até 120 MHz consumindo 30mA, possui suporte para pequenos sistemas operacionais de tempo real (RTOS) (Atmel, 2016).

Os dois principais pontos negativos são:

- A complexidade desse  $\mu$ C; seu core é desenvolvido por uma empresa e os periféricos por outra. Possui datasheets com 1452 páginas.

---

<sup>4</sup>Um breve descritivo com o objetivo de caracterizar um microcontrolador e seus periféricos (SPI, UART, I<sup>2</sup>C, ADCs e Timers) encontra-se no Apêndice A.

- Não possui versões com encapsulamento DIP e uma placa de desenvolvimento custa de 42 a 272 dólares na loja virtual mouser.com.

#### *4.2.2.1.2 Família ATmega*

A família ATmega é composta por microcontroladores RISC<sup>5</sup> muito populares como os ATmega328p utilizado no Arduino Uno e nano e o ATmega2560 utilizado no Arduino Mega. São capazes de executar até 16 MIPS operando a uma frequência de clock máxima de 16MHz.

Possuem até 256 kB de memória flash, 4 kB de memória EEPROM e 8 kB de SRAM. Parâmetros de memória e capacidade de processamento adequados ao projeto.

No entanto, mesmo quando analisamos o ATmega2560, µC com maior número de pinos e periféricos desta família, observamos que ele carece de periféricos, possui apenas um periférico SPI, um periférico I<sup>2</sup>C, e o mais importante, apenas dois níveis de prioridade de interrupção, o que dificulta a implementação de um sistema baseado em interrupções (Atmel, 2014b).

Outro ponto que desfavorece a utilização desse µC é o seu preço: uma unidade Atmega2560 custa cerca de 16 dólares na loja online Mouser.com, valor acima do melhor µC da linha ATxmega (ATxmega128A1U-AU), o qual custa \$5,77.

#### *4.2.2.1.3 Família ATxmega*

Esta família é semelhante a família ATmega, porém possui algumas melhorias, principalmente quanto ao número de periféricos (*SPI*, *UART*, *Timers*, *I<sup>2</sup>C*), 4 diferentes níveis de prioridades para interrupções, porta nativa USB 2.0 e um controlador de

---

<sup>5</sup> Acrônimo de Reduced Instruction Set Computer; em português, "Computador com um conjunto reduzido de instruções". É uma linha de arquitetura de processadores que favorece um conjunto simples e pequeno de instruções que levam aproximadamente a mesma quantidade de tempo para serem executadas. - Wikipedia

memória dedicado (DMA, do inglês *Direct Memory Access*) o qual permite acessos a memória (leitura ou escrita) sem ocupar o CPU (Atmel, 2012; 2014a).

Duas desvantagens desta família são:

- Não possuem nenhum  $\mu$ C com encapsulamento DIP, o que dificulta a fase inicial de testes.
- Não possuem placas prontas como as do Arduino, necessitando portanto de gravadores específicos como o JTAG-ICE, da Atmel.

No entanto, para a realização deste trabalho, existe a disposição de placas expansoras e de gravadores como o JTAG-ICE.

#### *4.2.2.1.4 Comparativo entre microcontroladores*

A fim de facilitar a comparação entre os microcontroladores citados anteriormente, a Tabela 2 comparativa foi elaborada. Nela constam apenas fatores relevantes ao trabalho.

Apesar da família SAM ser a melhor dentre os microcontroladores analisadas, ela é complexa, tornando o desenvolvimento inicial demorado. Outro ponto negativo é a falta de material de desenvolvimento disponível (*developing kits*). Desse modo, considera-se que a família ATxmega de microcontroladores atende todas as especificações necessárias para a realização deste trabalho, é o microcontrolador mais barato e de relativa simplicidade de operação, portanto, ela será utilizado.

Tabela 2: Comparativo entre os microcontroladores de diferentes famílias.

Periféricos / Características	Microcontroladores		
	ATmega2560	ATxmega128A1U	ATSAM4E16CA-AU
Clock (máx. operação)	16 MHz	32 MHz	120 MHz
Tensão de Alimentação	1.8-5.5V	1.6 - 3,6V	1.6 - 3,6V
MIPS	16	32	? <sup>6</sup>
Memória Flash	256 kB	128 kB	1 MB
Memória SRAM	8 kB	8 kB	128 kB
Memória EEPROM	4 kB	2 kB	-
DMA	-	4 canais	5 canais
Níveis de prioridade	2	4	8
Timers 8-bits	2	-	-
Timers 16-bits	4	8	-
Timers 32-bits	-	-	3 externos, 6 internos
RTC	1	1	1
ADC	10-bit, 16 canais	12-bit, 16 canais	16-bit, 10 canais
DAC	10-bit, 1 canal	12-bit, 2 canais	12-bit, 2 canais
Comparador Analógico	1	4	1
SPI	1	4	3
UART	4	8	4
I2C	1	4	2
USB <sup>7</sup>	-	32 endpoints, 1,5Mbps	Full speed USB
Formas de programar	JTAG, ISP	JTAG, PDI	JTAG, Serial Wire
Pinos I/O	86	78	79
Consumo de energia (ativo)	1 MHz, 1.8 V: 500 µA 16MHz, 5V: 21mA	1 MHz, 1.8 V: 350 µA 32MHz, 3V: 15mA	32 MHz, 3,3 V: 6,2 mA 120MHz, 3,3V: 21,1mA
Preço (1un, dólar) <sup>8</sup>	16,00	5,77	10,5
N. Páginas Datasheet <sup>9</sup>	435	478	1452

Fonte: o próprio autor.

<sup>6</sup> O datasheet do microcontrolador SAM não apresenta o número de MIPS.

<sup>7</sup> O microcontrolador ATxmega possui USB full speed, porém nesta modalidade ele opera apenas como slave, condição que não seria utilizada no desenvolvimento do trabalho.

<sup>8</sup> Preços obtidos no site mouser.com.

<sup>9</sup> O número de páginas do datasheets é um dado relevante pois carrega consigo uma ideia na dificuldade de implementação do código.

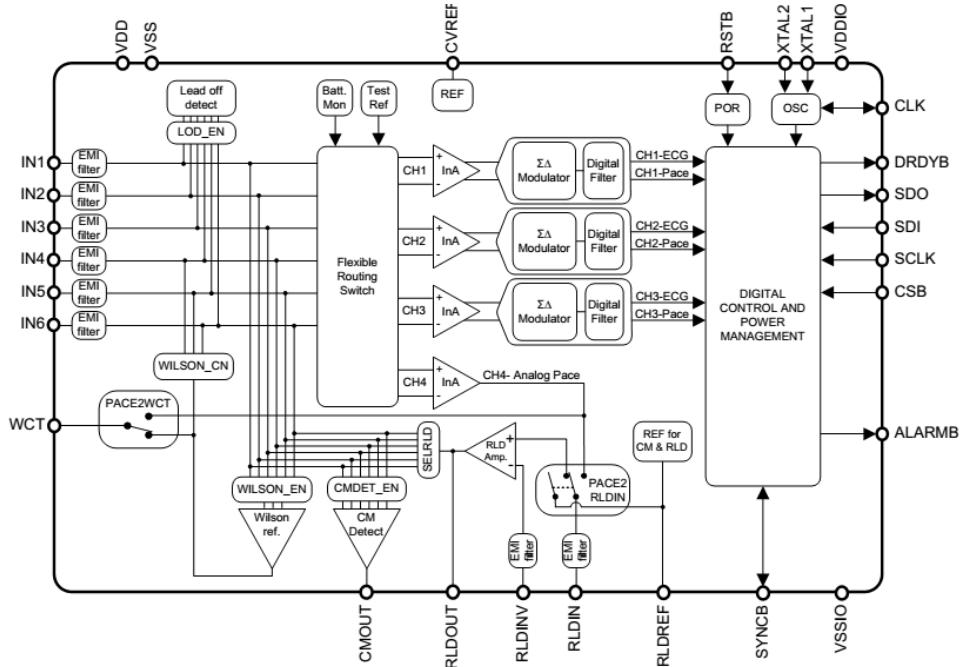
#### 4.2.2.2 Dispositivo de aquisição de sinais bioelétricos para EOG e ECG

Circuitos de aquisição de sinais bioelétricos tradicionalmente utilizados possuem componentes discretos (com baixo nível de integração). Eles são compostos por amplificadores de instrumentação, filtros, amplificadores e um conversor AD, de forma geral. Alguns circuitos específicos como o Right Leg Drive (RLD), o qual tem o objetivo de reduzir o ruído de modo comum, deve ainda ser implementado separadamente.

A solução encontrada para suprimir a utilização de circuitos com grande número de componentes, alto ganho e com necessidade de componentes precisos foi a utilização do circuito integrado ADS1293 (diagrama de blocos exibido na Figura 6 e foto exibida na Figura 7). Esse, por sua vez, possui uma série de vantagens (Instruments, 2014a):

- Diagrama de conexão programável por *software*, possibilitando compatibilidade com diferentes cabos, sem a necessidade de mudança no hardware;
- Conversor AD de 24 bits, o que possibilita uma resolução de aproximadamente 25 nV para a melhor condição, o que dispensa amplificadores externos ou circuito de alto ganho, evitando a saturação por causa de ruído.
- Baixo consumo de energia (0.3 mW por canal)
- Circuitos específicos como o RLD e referência de Wilson implementados
- Capaz de adquirir sinais biológicos de ECG, EOG, EEG entre outros.
- Custo acessível (\$11,96 em mouser.com)

Figura 6: Diagrama de blocos do circuito integrado ADS1293

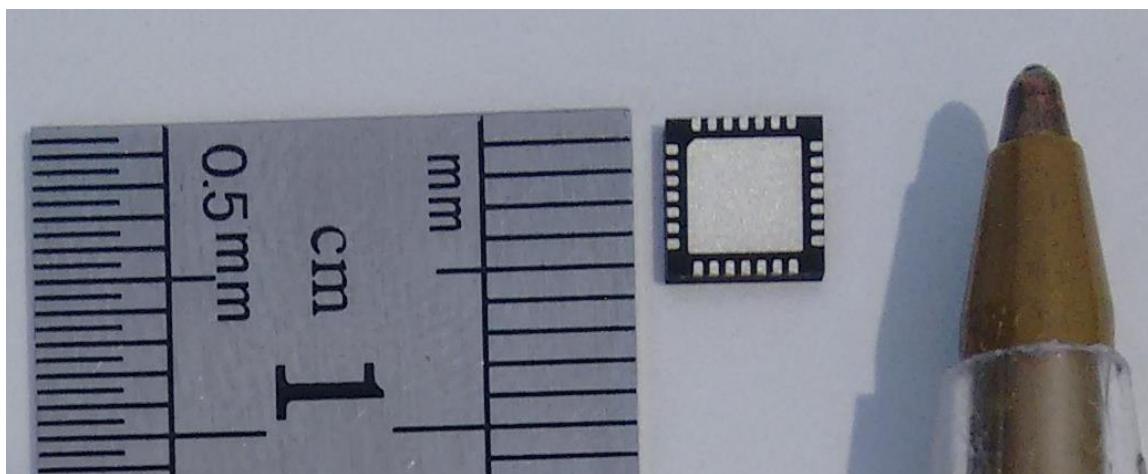


Fonte: (Instruments, 2014a).

Mesmo com a utilização desse componente, medidas para reduzir o ruído devem ser utilizadas tais como roteamento adequado do circuito impresso, utilização de capacitores de by-pass e alimentação adequada.

A maior desvantagem desse circuito é que ele não possui versão com encapsulamento DIP, dificultando a fase de testes. No entanto o IFES possui um módulo de avaliação, o ADS1293EVM a qual fora utilizado para testes iniciais.

Figura 7: CI AFE ADS1293CISQ/NOPB.



Fonte: O próprio autor.

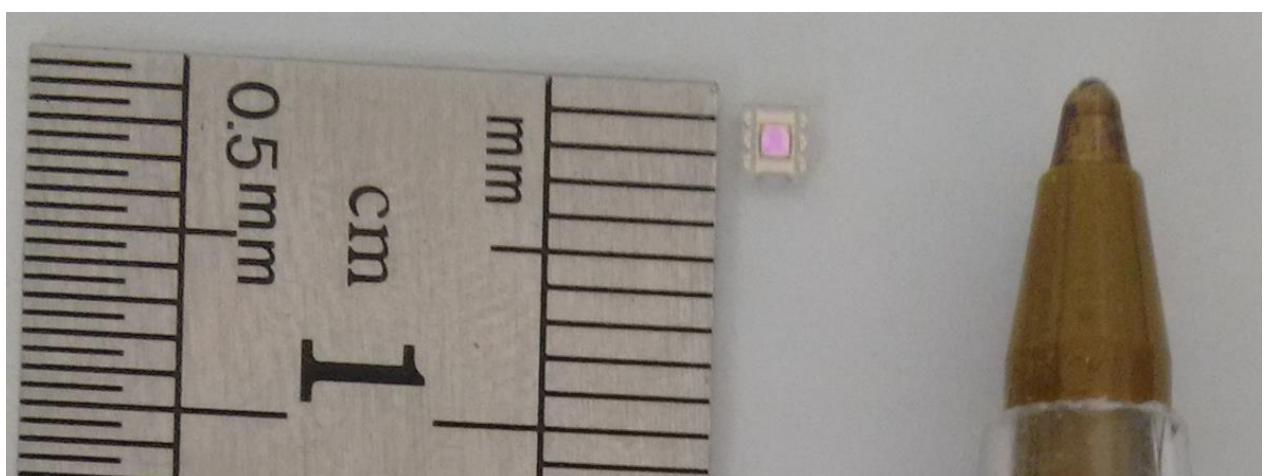
#### 4.2.2.3 Sensor de luminosidade

Dois sensores de luminosidade foram cotados para a avaliação do nível de luminosidade ambiente:

- LDR, sensor cujo princípio é a redução da resistência intrínseca conforme a intensidade luminosa aumenta. A melhor forma de instrumentação desse sensor é uma fonte de corrente pois a resposta é mais linear do que a utilização de um divisor de tensão. O preço de 10 unidades (GL5516) é de \$0,53 (aliexpress.com). No entanto calibração é sempre requerida.
- OPT3001, exibido na figura 8, sensor da Texas Instruments, com sensibilidade de 0,01 lux é capaz de medir luminosidade de 0,01 até 83 klux. Esse sensor implementa protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C, possui ADC de 23bits e alta rejeição a radiação infravermelha (Instruments, 2014b). O custo por unidade é de \$2,61 (mouser.com). A Figura 8 exibe uma unidade do OPT3001DNPR com encapsulamento USON.

Ambos sensores possuem resposta espectralmente similar ao olho humano. Nesta etapa inicial, os dois sensores serão implementados, assim o OPT3001 pode fornecer pontos de calibração para um futuro sistema com apenas o LDR instrumentado por divisor resistivo, o qual é mais barato e de simples implementação, porém sua resposta é não linear.

Figura 8: Sensor de luminosidade ambiente OPT3001DNPR.



Fonte: O próprio autor.

#### 4.2.2.4 Sensor de umidade e temperatura ambiente

A temperatura ambiente será monitorada pelo sensor LM35, o qual possui uma saída linear de  $10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$ , é de fácil instrumentação e possui precisão de  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  (Instruments, 2016).

De forma alternativa um outro sensor capaz de medir a temperatura e umidade ambiente será implementado, o HDC1050 da Texas Instruments. Ele é capaz de medir a umidade relativa de 0 a 100% com precisão relativa de  $\pm 3\%$  e temperatura ambiente de -40 a  $125^{\circ}\text{C}$  com precisão de  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ . Possui interface I<sup>2</sup>C e um conversor AD de 14 bits de resolução. A Figura 9 apresenta o sensor HDC1050DMBT com encapsulamento WSON.

Figura 9: Sensor de temperatura e umidade ambiente HDC1050DMBT.



Fonte: O próprio autor.

#### 4.2.2.5 Acelerômetros

Como tratado anteriormente, a monitoração do movimento e da posição do paciente na cama será realizado por acelerômetros. Dois acelerômetros foram estudados e cotados como possíveis soluções para esta tarefa:

- MPU-6050: possui acelerômetro e giroscópio de 3 eixos, fundo de escala configurável para  $\pm 2$ ,  $\pm 4$ ,  $\pm 8$  ou  $\pm 16$  g (acelerômetros) e 2000 °/s (giroscópio).

A comunicação é realizada através do padrão I<sup>2</sup>C. Corrente nominal de 3.6 mA para o giroscópio e 500 µA para o acelerômetro (Invensense, 2013).

- ADXL335: acelerômetro de fácil utilização, com 3 saídas analógicas (uma para cada eixo), fundo de escala de  $\pm 3,6$  g e sensibilidade de 300 mV/g, consumo de 350 µA para uma alimentação de 3 V. Possibilita ainda a utilização de capacitores na saída para evitar o aliasing (Devices, 2010).

Ambos os acelerômetros possuem placas expansoras que facilitam o desenvolvimento. O projeto final contará apenas com um dos acelerômetros citados acima, a decisão será realizada após testes a serem realizados pelo autor.

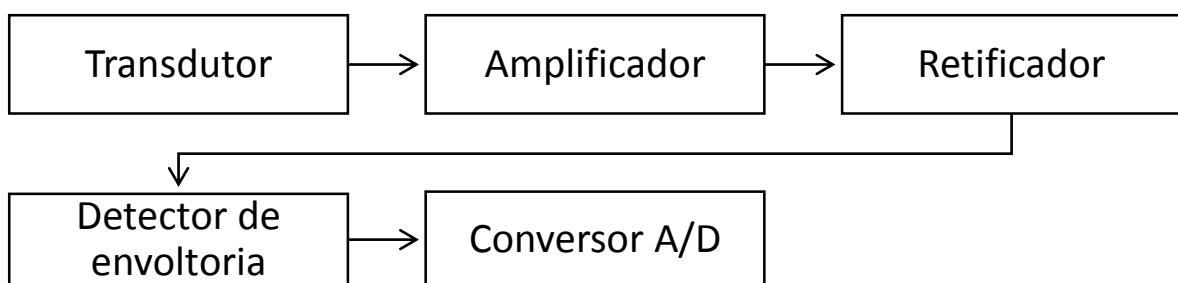
#### 4.2.2.6 Caracterização do ruído sonoro ambiente

Formas tradicionais de digitalização do som trabalham com frequências de amostragem tais como 8 kHz para a telefonia fixa ou 48 kHz para a digitalização de músicas padrão DVD.

No entanto, frequências de amostragem da ordem de kHz, mesmo com a utilização de codificação, produziriam uma quantidade de dados superior a capacidade de processamento e armazenamento do sistema proposto. Portanto uma solução capaz de identificar o nível de ruído ambiente deve ser projetada. Entenda-se aqui que o sistema proposto deve apenas monitorar apenas o nível do ruído sonoro e não diferenciar dois sinais de áudio.

Como solução alternativa, propõe-se utilizar o sistema descrito pela Figura 10.

Figura 10: Diagrama de blocos do sistema de monitoração do nível de pressão sonora.



Fonte: o próprio autor.

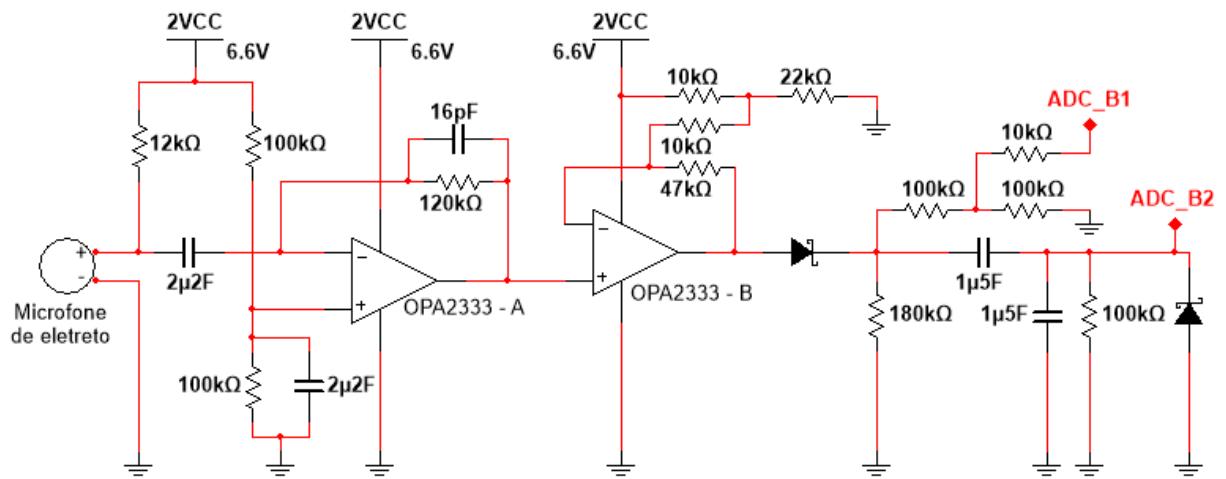
Deve-se utilizar de algumas precauções quanto a execução do circuito que executam as funções descritas na figura 10, elas são:

- O circuito será preferencialmente alimentado por fonte unipolar (single-suply);
- As frequências de trabalho do amplificador devem ser de pelo menos 20kHz;
- O retificador deve ser composto por diodos tipo schottky;
- O detector de envoltória deve ter constante de tempo grande suficiente que possibilite a menor taxa de amostragem sem prejudicar a detecção de picos de ruído.

Respeitando as limitações descritas, realizou-se o projeto do circuito baseado no circuito proposto por (Caldwell, 2015). Um protótipo foi montado em protoboard, após uma série de ajustes nos valores dos componentes, testes e adição de outros, o esquemático do melhor circuito encontrado é exibido na Figura 11: Esquemático do circuito responsável por permitir a relativa baixa taxa de amostragem para o ruído sonoro..

O microfone testado não respondeu bem para uma alimentação unipolar de 3,3V, portanto foi adicionado um dobrador de tensão capacitivo(o LM2665 que não apresentado no esquemático da Figura 11: Esquemático do circuito responsável por permitir a relativa baixa taxa de amostragem para o ruído sonoro. mas apresentado no esquemático completo das placas, disponibilizado online e no Apêndice D) para alimentar os amplificadores e o microfone.

Figura 11: Esquemático do circuito responsável por permitir a relativa baixa taxa de amostragem para o ruído sonoro.

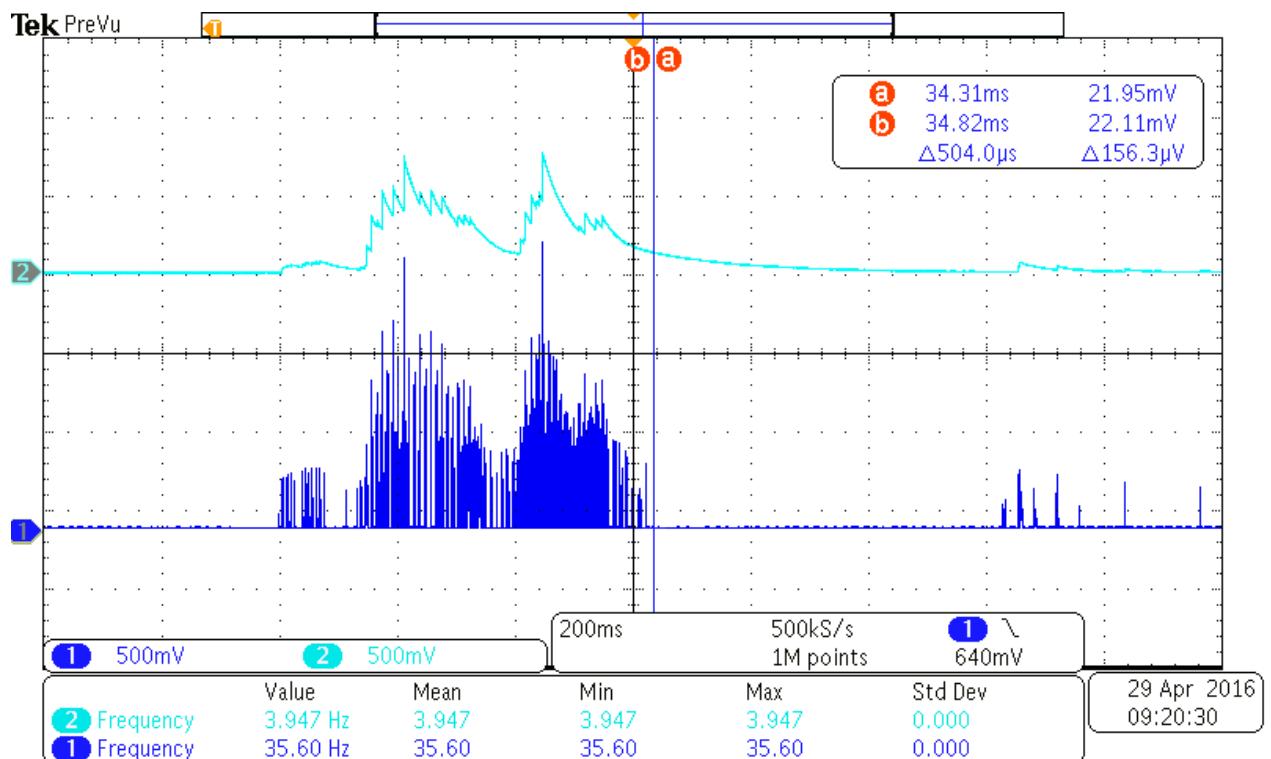


Fonte: o próprio autor.

Este circuito possui dois pontos conectados ao conversor AD do microcontrolador (representados por ADC\_B1 e ADC\_B2), pois durante a execução dos testes fora observado que é possível coletar informações sobre o ruído ambiente nesses dois pontos. Fica portanto para futura calibração determinar qual é o melhor local para amostrar o sinal. Um exemplo do sinal disponível no ponto ADC\_B1 é exibido na Figura 12.

Figura 12: Sinal disponível na saída do OPA2333-A (azul escuro) e sinal no ponto ADC\_B1 (azul claro), fora utilizado como estímulo uma pessoa falando próximo ao

microfone, em um escritório silencioso com ar condicionado sem a incidência de fluxo de ar sobre o microfone.



Fonte: o próprio autor.

A resposta em frequência do sistema não foi avaliada de forma completa, porém é possível concluir que o sistema é um filtro passa-faixa, pois o microfone e os amplificadores operacionais constituem um filtro passa-baixa assim como afirmam seus *datasheets* (Cuiinc, 2013); (Instruments, 2013). Enquanto que o capacitor de  $2\mu\text{F}$  em série com o microfone constitui um passa-alta. Esse comportamento garante que o sistema atenuará estímulos de alta frequência pouco ou não audíveis.

#### 4.2.3 Sistema de armazenamento de dados

Esta seção pretende justificar o uso de sistemas de transmissão ou armazenamento que poderão ser utilizados no desenvolvimento do projeto.

#### 4.2.3.1 Transmissão sem fio de baixo consumo

Diferentes métodos de transmissão de dados sem fio estão disponíveis atualmente, dentre elas se destacam a ZigBee, WiFi low power e Bluetooth low power (ou Bluetooth 4.0).

Entre as listadas anteriormente, estudou-se especialmente a Bluetooth low power. Alguns dispositivos tais como o dispositivo CC2560 da Texas Instruments e o nRF8001 da Nortic Semiconductors<sup>10</sup>, foram cotados para realizar a transmissão de dados em tempo real dos sistemas terminais para o sistema principal e então para um computador o qual seria a forma definitiva de armazenamento.

Porém devido ao preço dos circuitos integrados e dos módulos de desenvolvimento, e, a complexidade de implementação desses sistemas visto o tempo de desenvolvimento disponível, decidiu-se não implementá-los neste primeiro estágio.

#### 4.2.3.2 Armazenamento em cartão $\mu$ SD

O armazenamento de arquivos em cartão  $\mu$ SD é realizado através da interface SPI. Dados são escritos em protocolo próprio descrito no capítulo 5, em arquivos com extensão .RAW (dados sem tratamento ou compressão), com bytes de checagem de erros (CRC).

Os arquivos serão organizados pelo sistema *File Allocation Table* 32 bits (FAT32) criado pela Microsoft, introduzido inicialmente no Windows 95 e popularizado com a criação durante a era do Windows 98, utiliza uma busca linear por uma tabela de arquivos em uma lista encadeada (Chen, 2008).

A manipulação de arquivos, escrita, leitura, exclusão, entre outras tarefas comumente realizadas em ambiente computacional é extremamente trabalhosa e complexa quando utilizamos uma linguagem de baixo nível, tal qual a C. Portanto, neste trabalho

<sup>10</sup> Uma comparação mais completa está disponível em: <http://www.argenox.com/bluetooth-low-energy-ble-v4-0-development/library/a-guide-to-selecting-a-bluetooth-chipset/>

utiliza-se uma biblioteca genérica de manipulação de arquivos escrita em ANSI C pelo japonês Elm Chan, a *FatFS*.

Esta biblioteca foi escrita de forma completamente separada do hardware do dispositivo de interface, o que permite a utilização de diferentes microcontroladores (Chan, 2016). No entanto esta facilidade cria a necessidade de que o autor do programa final compreenda ao menos parte da biblioteca, e não somente suas funções externas e, por sua vez, crie esta camada de interfaceamento de I/O. Tarefa que fora completada pelo autor.

A FatFs possui múltiplas funções, possibilitando a criação, exclusão, renomeação, abertura, fechamento, procura, expansão de arquivos entre outras funções. Possui versões para microcontroladores com poucos recursos, e na versão mais completa até mesmo o interfaciamento com *real time clocks* (RTC) e a criação de arquivos datados.

O autor deste trabalho realizou um *benchmark* de escrita utilizando a biblioteca FATFS implementada para o µC ATxmega128A1U em um cartão µSD SanDisk de 8GB, o resultado é apresentado na Tabela 3.

Tabela 3: Performance da biblioteca FATFS implementada no µC ATxmega128A1U gravando informações em um cartão µSD da SanDisk de 8GB através de comunicação SPI.

Tamanho do pacote (BYTES)	Tempo (ms)	Bytes/s
16	25,6	625,00
32	25,6	1250,00
80	25,6	3125,00
160	36,4	4395,60
320	36,4	8791,21
512	36,4	14065,93
640	36,4	17582,42
1024	51,2	20000,00
2048	87	23540,23
4096	141	29049,65

Fonte: o próprio autor.

Analizando a tabela 3 é possível concluir que a transferência de pequenos pacotes de dados não é eficiente. Estima-se que esta ineficiência é devido ao *overhead* causado pelo protocolo FAT.

A biblioteca FatFS é disponibilizada pelo seu autor segundo o estilo BSD<sup>11</sup> de licenças, um tipo de *open source license*, o que possibilita a utilização dela neste trabalho.

#### **4.2.4 Softwares para organização do conteúdo dos cartões µSD**

O software MATLAB 2013B é utilizado para a decodificação e organização dos arquivos salvos em cartão µSD. Ele é utilizado neste trabalho por ter a capacidade de trabalhar com grandes massas de dados, organizados em uma sequência predeterminada de bytes e não apenas words (32 ou 64 bits). Outro fator de grande relevância é a não necessidade de que os dados sejam codificados em ASCII, o que possibilita a economia de até dois terços de espaço de memória. Todos os argumentos apresentados anteriormente contribuem para o aumento da eficiência do sistema.

O MATLAB ainda possui uma interface gráfica adequada, a qual possibilita a exibição de diferentes gráficos. O detalhamento da utilização e da elaboração do código para o MATLAB está descrito em capítulo próprio.

---

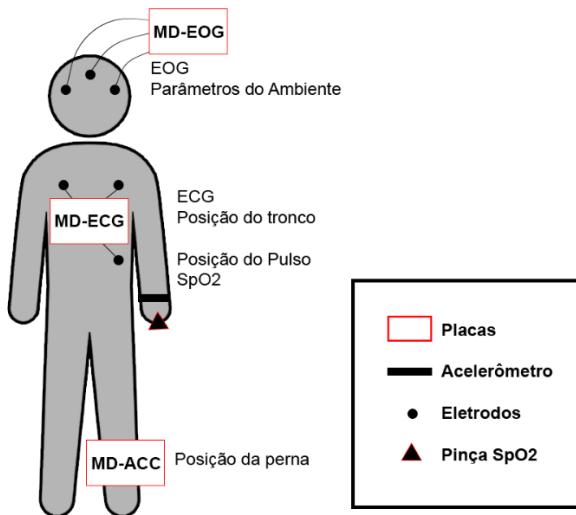
<sup>11</sup> Berkeley Software Distribution, um tipo de licença que impõe mínimas restrições para a redistribuição do software coberto por ela. Para mais informações acessar:  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Berkeley\\_Software\\_Distribution](https://en.wikipedia.org/wiki/Berkeley_Software_Distribution)

## 5 IMPLEMENTAÇÃO

O atual sistema distribuído de PSG é disposto e utilizado como é descrito nos diagrama apresentado na Figura 13, entretanto, não há problemas em adicionar módulos ao presente design, uma vez que cada módulo coleta e armazena dados de forma independente. Propõe-se portanto um sistema modular flexível, ao qual pode-se adicionar ou remover módulos conforme as particularidades de cada caso. Todos os módulos são compostos por placas de circuito impresso distintas, as quais utilizam componentes SMD<sup>12</sup> possibilitando a redução das dimensões e a redução no nível de ruído final.

O único requisito é que cada módulo individual inicie as coletas simultaneamente e mantenha uma frequência conhecida de amostragem de modo que o sincronismo entre todos os módulos possa ser obtido.

Figura 13: Distribuição dos sensores e dos módulos no corpo e nas proximidades da cama do paciente.



Fonte: O próprio autor.

Um ponto de elevada importância é a alimentação dos sistemas. Ela deverá sempre ser realizada através de baterias cuja **tensão máxima é de 6V**, acima deste valor o

---

<sup>12</sup>SMD: Do inglês *surface-mount device* em tradução livre: dispositivo de montagem de superfície, são componentes de tamanho reduzido (em relação aos tradicionais DIPs) soldados em apenas um lado da placa PCB.

diodo zener alocado em paralelo a alimentação entrará em condução ou o regulador será danificado o que pode levar à queima de diversos componentes e a inutilização do módulo.

A justificativa para o uso apenas de baterias é a segurança do paciente, pois no atual estágio, este trabalho não possui o objetivo de desenvolver sistemas complexos de isolação e proteção contra macro<sup>13</sup> ou microchoque<sup>14</sup>. Exige-se, portanto, que o sistema como um todo não seja conectado à rede de alimentação elétrica durante o uso.

Todas as placas foram projetadas visando uma futura comunicação sem fio, para tal foi reservado uma porta inteira dos µC's (8 pinos) que dispõem de interrupções e um periférico SPI cada. A forma com que os pinos estão dispostos na placa possibilitam que um futuro pesquisador conecte diretamente um módulo da *AdaFruit (Bluefruit LE - Bluetooth Low Energy (BLE 4.0) - nRF8001 Breakout - v1.0)*<sup>15</sup> baseado no dispositivo *bluetooth low power (BLE)* nRF8001.

O código para os microcontroladores, rotina de decodificação desenvolvida para o MATLAB e os projetos das placas estão disponíveis em:

<https://drive.google.com/open?id=0B80Rj65yE6ogS1FaVC0xN2lWbEk>

## 5.1 MÓDULO EOG (MD-EOG)

### 5.1.1 ***Hardware*** do MD-EOG

O MD-EOG é a maior módulo do sistema proposto, com dimensões de 82x60mm. Ele é o único não fixo ao paciente pois deve avaliar, também, características do ambiente.

<sup>13</sup>Macrochoque: corrente elétrica que passa pelo tronco e outros membros cujo ponto de entrada e saída é a pele intacta (Farlex).

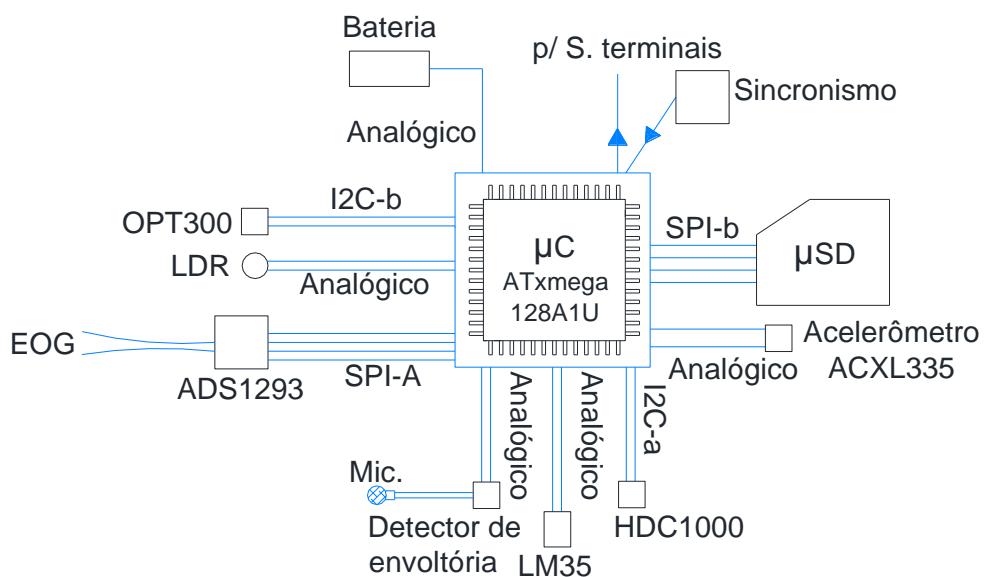
<sup>14</sup>Microchoque: um pequeno choque elétrico resultante de uma corrente elétrica que é aplicada diretamente ao músculo cardíaco. Valores extremamente baixos de correntes podem causar fibrilação.(Farlex)

<sup>15</sup> Produto disponível em <https://www.adafruit.com/products/1697> (acesso em 23/04/2016)

Um diagrama de blocos do MD-EOG é apresentado na Figura 14 e o esquemático desse módulo é apresentado no APENDICE D.

Esse e todos os módulos contam com uma monitoração contínua da bateria, possibilitando assim a implementação de algoritmos que evitem a utilização excessiva trazendo os níveis de tensão para abaixo dos nominais, o que provocaria a deterioração da mesma.

Figura 14: Diagrama de blocos do MD-EOG. Todas as entradas analógicas são pinos diferentes.



Fonte: O próprio autor.

Adicionalmente, um acelerômetro foi incluído no projeto da placa para avaliar a movimentação da mesma durante uma noite, possibilitando assim julgar se um determinado ruído no sinal de EOG foi gerado por movimentação dos cabos do MD-EOG, uma vez que qualquer esforço nos cabos resultará em (ao menos) uma pequena movimentação do MD-EOG.

Quanto ao design do PCB, o autor seguiu algumas premissas de compatibilidade eletromagnética (EMI) com o objetivo de reduzir o ruído propagado pelas trilhas de alimentação nesta e em todas as placas do sistema, estes são:

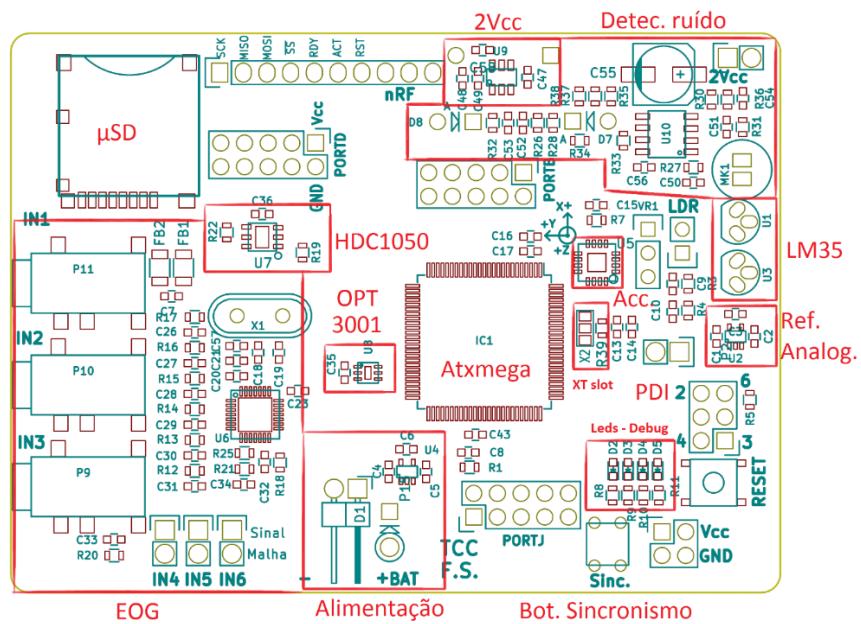
- Alimentação em estrela;

- Separação física entre circuitos digitais e analógicos, portanto interferências resultantes de chaveamento exercem uma menor influência sobre os sinais analógicas;
- Continuidade do plano de *ground* (GND);
- Utilização de capacitores de *bypass* em diversos pontos do sistema;
- Regulador de tensão de 2,7 V dedicado à referência analógica do sistema;
- Não geração de loops de corrente no design das trilhas de sinais.

Especialmente neste módulo o autor disponibilizou os pinos não utilizados do µC, de forma que essa placa seja flexível para que outras aplicações sejam atribuídas a ela, de forma semelhante ao que acontece com o *Arduino*. Estão completamente livres os *ports D, J e C* (conector do nRF8001) e parcialmente livre o *port B*, disponibilizando uma série de periféricos ao futuro usuário.

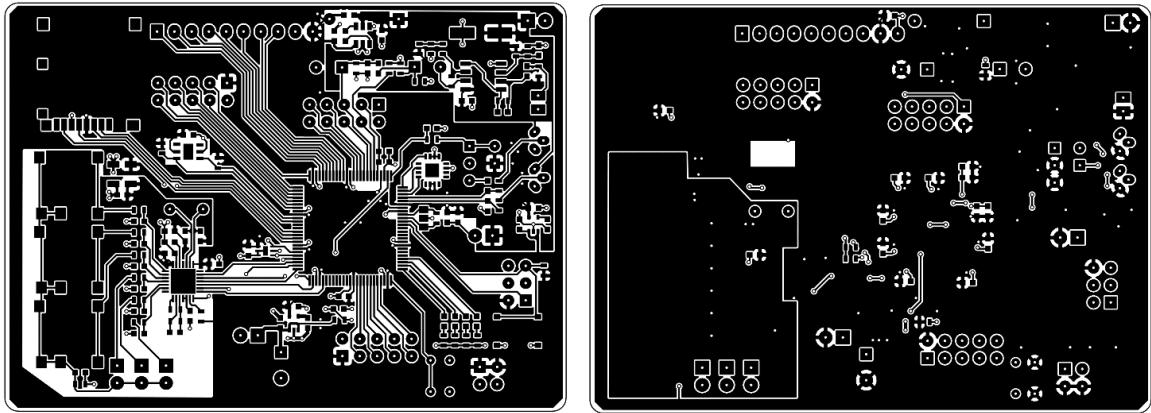
A Figura 15 apresenta a localização das funções individuais no MD-EOG, a Figura 16 exibe as zonas que contém cobre em ambas as faces, enquanto a Figura 17 apresenta o MD-EOG após todo o processo de manufatura.

Figura 15: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-EOG.



Fonte: O próprio autor.

Figura 16: PCB do MD-EOG, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior (*top*) e a direita a inferior (*bottom*).



Fonte: O próprio autor.

Figura 17: MD-EOG e cabos de conexão do EOG – régua graduada em centímetros.



Fonte: O próprio autor.

### 5.1.2 **Firmware do MD-EOG**

Esta seção descreve o funcionamento do código gerado para o µC do MD-EOG deste projeto. Bibliotecas compartilhadas entre as placas serão explicadas uma única vez e mencionadas novamente caso elas sejam utilizadas em outras placas.

O *firmware* para todos os µC deste projeto é desenvolvido em linguagem de programação C e em ambiente de desenvolvimento gratuito denominado *Atmel Studio*, que por sua vez é baseado no *Visual Studio*. Uma breve descrição de como usar esse ambiente de desenvolvimento e proceder com a manutenção deste código é fornecido no Apêndice B.

Evitar-se-á a exibição de código fonte em linguagem de programação C neste documento, substituindo-o por um fluxograma explicando o funcionamento de determinada parte essencial do código. Porém, caso o leitor julgue necessário, todo o código é disponibilizado online<sup>16</sup>. O autor considera impraticável disponibilizar o código em anexo, como parte deste documento.

#### 5.1.2.1 Sincronismo global e armazenamento

Como foi explicado anteriormente, o MD-EOG deve executar diversas tarefas, todas elas de forma síncrona, o que possibilita prever a quantidade de dados (em bytes) gerados por cada tarefa e reorganizá-los temporalmente após um longo período de amostragem.

Para criar o sincronismo exigido, devemos utilizar um evento que aconteça com uma frequência conhecida e predeterminada. O ADS1293 (responsável por coletar os sinais bioelétricos) possui um cristal externo e quando configurado corretamente,

---

<sup>16</sup> O código para os microcontroladores, rotina de decodificação desenvolvida para o MATLAB e os projetos das placas estão disponíveis em:

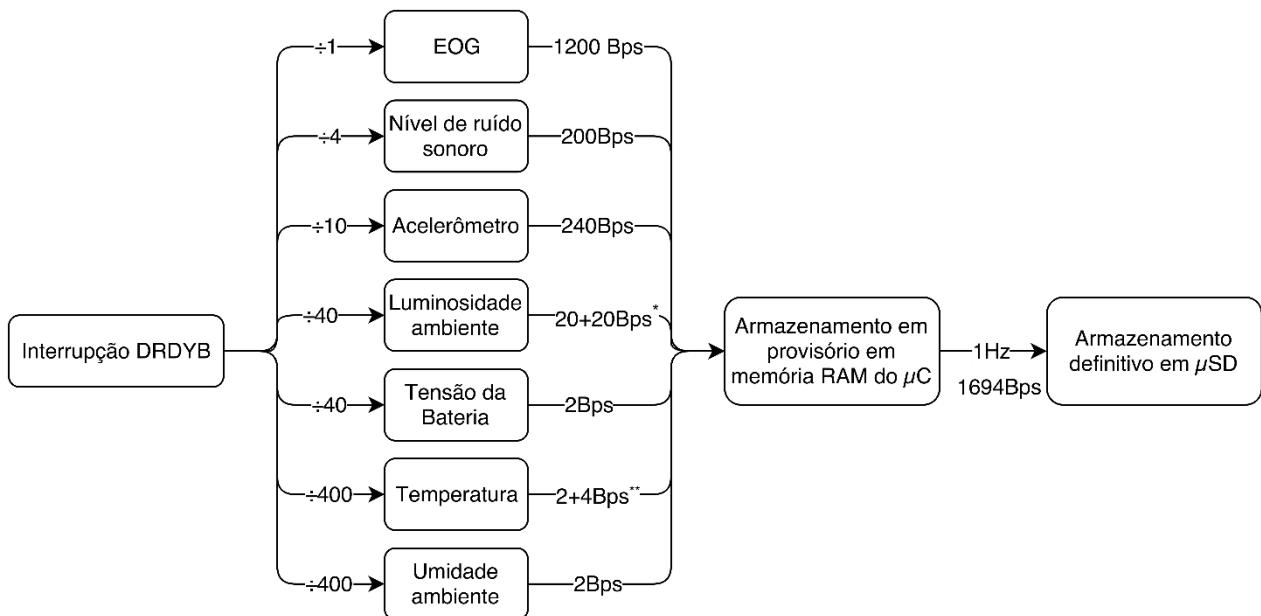
<https://drive.google.com/open?id=0B80Rj65yE6ogS1FaVC0xN2IWbEk>

modifica o estado de um de seus pinos (DRDYB) de forma periódica, informando que uma amostra foi corretamente coletada e está pronta para ser transferida ao  $\mu$ C.

A frequência com que o ADS1293 coleta informações pode ser configurada pelo  $\mu$ C como demonstram as tabelas 8, 9, 10 e 11 de seu *datasheet* (Instruments, 2014a). Para este trabalho a frequência de amostragem dos sinais bioelétricos é de 400Hz, o que faz com que esta interrupção seja a mais recorrente, como é demonstrado na Tabela 1.

É possível então adicionar um *prescaler*<sup>17</sup> lógico diferente para cada uma das outras tarefas, as quais serão executadas também por interrupções, mantendo assim o sincronismo e a previsibilidade da execução das tarefas. A Figura 18 exibe todas as tarefas síncronas realizadas pelo MD-EOG, seus respectivos *prescalers* e a quantidade de bytes gerados por segundo por cada uma delas, enquanto a Figura 19 exibe o fluxograma da interrupção causada pelo DRDYB (interrupção por elevação do nível de um pino), daqui pra frente chamada de INT-DRDYB.

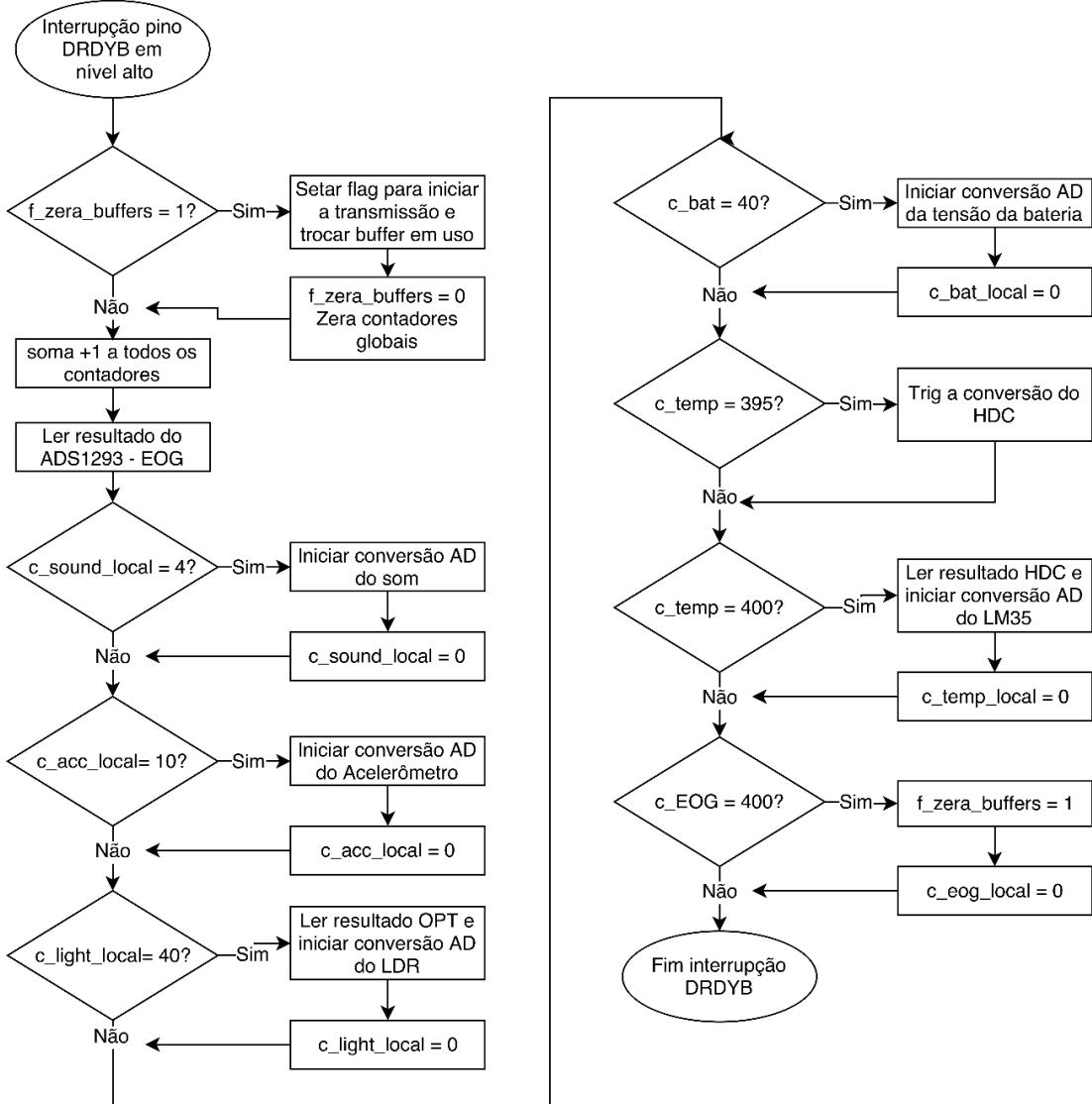
Figura 18: Escalonamento das interrupções e quantidade de dados gerados por cada uma.



Fonte: O próprio autor. Notas: \*São representados 20+20 bytes por segundo pois 20 destes bytes são provenientes do LDR enquanto outros 20 são provenientes do OPT3001. \*\*Situação semelhante a anterior, no entanto os bytes são provenientes de dois LM35 e do HDC1050.

<sup>17</sup> Prescaler é um recurso que divide a frequência por um fator predeterminado.

Figura 19: Fluxograma da INT-DRDYB.



Fonte: O próprio autor.

O primeiro desvio da Figura 19 ( $f\_zera\_buffers = 1?$ ) tem duas funções essenciais:

- Garantir que todas as amostras sejam realizadas antes da troca do buffer em utilização, e;
- Sincronizar a reinicialização dos contadores globais que indicam a posição aonde deve ser gravada cada amostra de cada parâmetro monitorado.

Quanto às demais interrupções, caso duas delas tenham ordem de prioridade igual acontecerem ao mesmo tempo, o  $\mu$ C agenda a execução de uma delas logo após o término da outra, sem que haja prejuízo a execução das tarefas.

Calcula-se, então, a quantidade de memória RAM que será utilizada para armazenar os dados temporariamente no  $\mu$ C, armazenamento este que é necessário para compensar o *overhead*<sup>18</sup> e a consequente ineficiência do protocolo FAT para transferência de pequenos volumes de dados conforme evidencia a Tabela 3.

Considerando que a transferência acontece uma vez a cada segundo, teremos um *buffer* necessário de 1694 bytes (somatório de todos os bytes provenientes dos sensores, conforme a Figura 18 com 2 bytes de cabeçalho e 2 bytes de código corretor de erros, ou CRC). Como a coleta de dados não pode ser interrompida durante a transmissão para o cartão  $\mu$ SD, deve-se implementar 2 *buffers* de forma que enquanto um é transferido para o cartão, outro armazena os dados das novas interrupções, totalizando a utilização de 3388 bytes de um total de 8192 bytes disponíveis na RAM do  $\mu$ C.

Utilizando informações provenientes da Tabela 3, a tarefa de escrita dos dados provenientes de 1 segundo de coleta no cartão  $\mu$ SD deve consumir 87 ms ou menos para ser completada, entretanto, ela não interfere na execução das demais tarefas síncronas (como por exemplo coleta de valores de iluminância ou temperatura ambiente) dos microcontroladores uma vez que elas possuem um nível maior de prioridade, enquanto a gravação em  $\mu$ SD é realizada com o menor nível de prioridade (dentro do *loop* na rotina *main*). Estas interrupções de curta duração e recorrentes, as quais acontecem durante a gravação do  $\mu$ SD, são suportadas pela biblioteca FATFS conforme foi provado durante a fase de testes.

Quanto à divisão do conteúdo interno dos buffers temporários, ela é realizada de acordo com a Figura 20. Os dados ficarão armazenados nesse formato até serem lidos por uma rotina em ambiente computacional.

A ordem de preenchimento é da esquerda para direita contando a partir do offset de cada função, o *byte* mais significativo é escrito em posição de memória inferior em relação ao *byte* menos significativo (*Big-Endian*).

---

<sup>18</sup> Overhead é o processamento, armazenamento, consumo de largura de banda ou qualquer recurso da máquina utilizado em excesso não diretamente ligado ao objetivo final de um processo.

Figura 20: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-EOG.

Função	Cabeçalho	EOG	Detect. ruído	Acc. X	Acc. Y	Acc. Z	Lum. OPT	Lum. LDR	Tensão Bat.	Umidade	Temp. HDC	Temp. LM35-1	Temp. LM35-2	CRC
Tamanho (Bytes)	2	1200	200	80	80	80	20	20	2	2	2	2	2	2
Bytes/ Amostra				3					2					

Fonte: O próprio autor.

A organização dos dados no cartão µSD é sequencial, os vetores mais novos são salvos no final do arquivo, criando assim um imenso vetor com posições definidas. Isto é possível graças a função */seek* da biblioteca FATFS, a qual identifica o final de um arquivo passando um ponteiro para este local.

Caso durante alguma gravação, algum segundo for corrompido, tal segundo é posteriormente identificado e descartado, gerando uma mensagem de aviso. Com o objetivo de não prejudicar a avaliação dos dados nem a perda da orientação temporal, a cópia do último segundo válido é feita no lugar desse segundo corrompido. A detecção dos erros se faz possível graças aos bytes de cabeçalho e CRC.

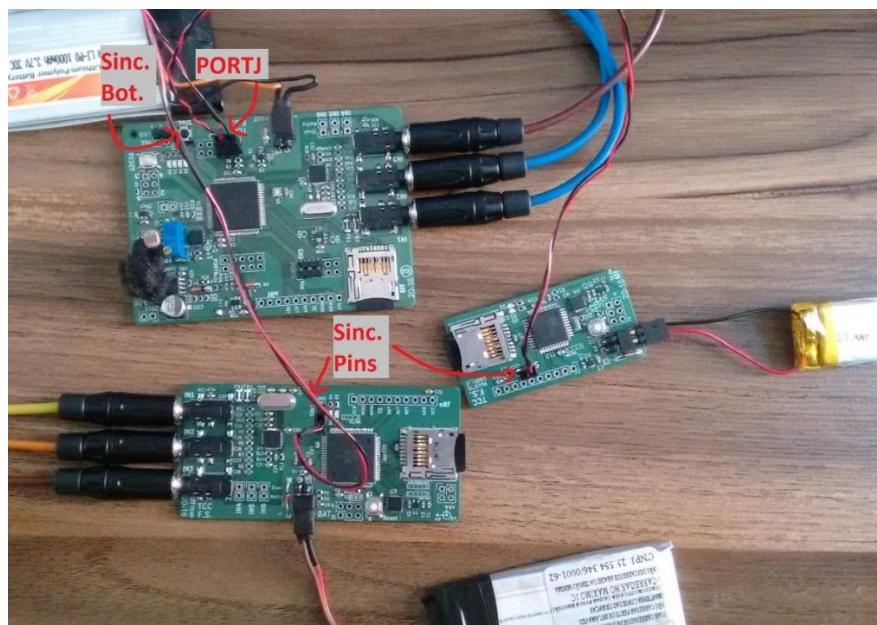
Com o objetivo de evitar um arquivo excessivamente grande, o que causaria problemas na leitura, um novo arquivo é gerado a cada hora de aquisição. O padrão de nomenclatura destes é:

- Caso não haja nenhum arquivo de pacientes anteriores no cartão µSD:
  - Para a primeira hora: EOGP1H01.RAW;
  - Para a segunda hora: EOGP1H02.RAW, e assim por diante.
- Caso durante a inicialização, a rotina do µC notar que existem arquivos anteriores o nome dos novos arquivos serão atribuídos de forma a não excluir os arquivos anteriores, até o limite de 9 pacientes. Um exemplo segue a seguir:
  - Para o primeiro paciente e a sua primeira hora: EOGP1H01.RAW;
  - Para o segundo paciente e a sua primeira hora: EOGP1H01.RAW;
  - Para o nono paciente e a sua primeira hora: EOGP9H01.RAW;
  - Para o decimo paciente e a sua primeira hora: EOGP1H01.RAW.

- Caso os arquivos sejam deletados do cartão µSD a numeração retornará do zero.

O sincronismo com os outros módulos deste sistema é realizado através da boteira de sincronismo (a qual tem o texto *sinc.* impresso próximo a ela) presente no módulo principal. O usuário deve conectar um dos pinos do *nibble* inferior do PORTJ (pinos J0, J1, J2 ou J3) a cada uma das entradas de sincronismo das outras placas. Deve-se então pressionar a boteira de sincronismo por 2 segundos, e a coleta de dados se inicia simultaneamente em todas as placas. A confirmação da inicialização das placas é dada pelo acendimento de um de seus *leds* por 1 segundo e só a partir deste momento as placas iniciam a aquisição de dados. A Figura 21 ilustra este processo de inicialização.

Figura 21: Configuração necessária para o início das aquisições e obtenção do sincronismo.



Fonte: O próprio autor.

#### 5.1.2.2 Configuração e rotina de aquisição do ADS1293 – sinais bioelétricos

A comunicação entre o circuito integrado ADS1293 e o µC acontece por protocolo SPI configurado em modo 3, com a linha de *clock* da SPI (SCK) em nível alto quando em

espera e a amostragem sendo realizada na subida de cada pulso. A frequência da SCK igual a 500 kHz, frequência que pode ser maior, caso haja necessidade.

Antes de iniciar a amostragem dos sinais bioelétricos o dispositivo deve ser configurado, a fim de amostrar a 400 Hz utilizando as entradas IN1 como entrada não inversora do amplificador de instrumentação (AI), IN2 como entrada inversora do AI e IN3 como saída do *driver* da perna direita (RLD). A configuração completa dos registradores é exibida no Quadro 2 e é realizada pela função *void InitADS(void)*.

O autor deste trabalho desenvolveu uma biblioteca que permite a leitura e escrita de registradores do ADS através de funções específicas, todas elas devidamente comentadas e disponíveis no arquivo ADS.c e ADS.h.

Quadro 2: Configuração dos registradores do ADS1293 do MD-EOG em sequência de comandos.

Endereço do registrador	Valor escrito	Efeito
0x00	0x00	Desabilita as conversões
0x12	0x02	Desabilita o oscilador interno
0x01	0x0A	Canal 1+ conectado ao IN1. Canal 1- conectado ao IN2.
0x02	0x00	Desconecta o Canal 2
0x03	0x00	Desconecta o Canal 3
0x0A	0x03	Common mode formado pelas entradas IN1 e IN2
0x0C	0x73	RLD ( <i>Right Led Drive</i> ) conectado ao pino IN3
0x12	0x04	Habilita o oscilador externo (fonte: XT)
0x13	0x09	Frequência máxima de operação para todos os canais (2,048 MHz)
0x22	0x10	Configura a decimação do R3 para 16 (uma nova amostra a cada 2,5 ms)
0x27	0x08	Saída do DRDYB estimulada por uma nova amostra no Canal 1
0x2F	0x10	Ativa a leitura sequencial do Canal 1 a partir do endereço de memória 0x50.
0x00	0x01	Inicia a conversão.

Fonte: O próprio autor.

Além das funções utilizadas neste trabalho, o ADS1293 apresenta outras que adicionam robustez ao processo de monitoramento, estas são:

- Detecção de eletrodo solto;
- Detecção de eletrodo de modo comum solto;
- Alarme de conversão fora dos limites;
- Alarme de bateria baixa;

- Filtros digitais;
- Detecção de pulsos de marca passo (para o ECG).

Estas funções não são utilizadas neste trabalho, no entanto, podem ser implementadas em projetos futuros.

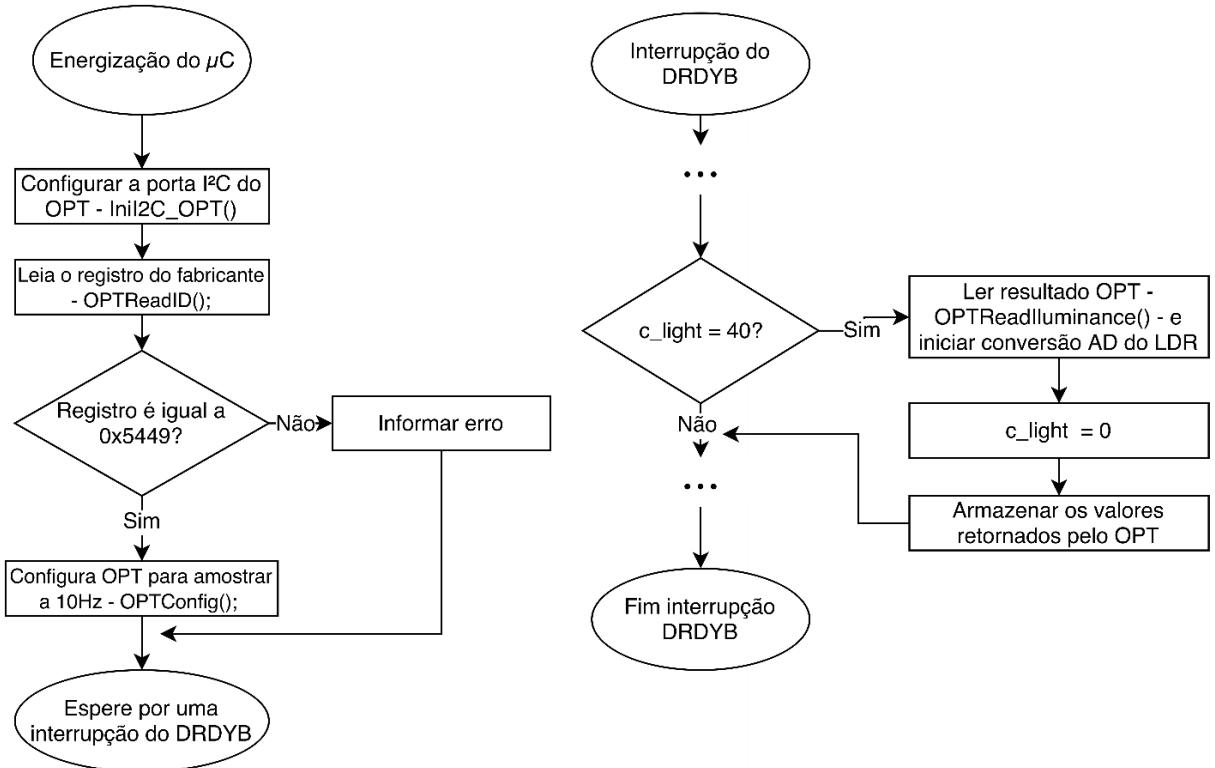
#### 5.1.2.3 Configuração e rotina de aquisição do OPT3001 – luminosidade

A comunicação entre o circuito integrado OPT3001 (OPT) e o  $\mu$ C se dá em protocolo I<sup>2</sup>C com frequência máxima de *clock* dependente do modo com que o OPT é configurado, com frequências máximas que podem variar de 100 KHz até 2,6 GHz (Instruments, 2014b). Neste trabalho a frequência da linha de clock da porta I<sup>2</sup>C é configurada para 400 kHz, no limite do modo de comunicação rápida (*fast-speed*), para utilizar frequências acima deste valor medidas extras devem ser adotadas.

O protocolo de comunicação é descrito no datasheet do OPT e segue basicamente as diretrizes de uma comunicação I<sup>2</sup>C padrão. O autor criou uma biblioteca em linguagem C, constituída pelos arquivos OPT.c e OPT.h, devidamente comentada, para realizar as configurações necessárias e coletar os resultados do OPT, sendo que a comunicação para coleta de valores dura 175  $\mu$ s (5 bytes). O sensor é configurado para coletar uma nova amostra de luminosidade a cada 100 ms.

A parte do código relativa a esse circuito integrado dentro do programa é descrita no fluxograma apresentado pela Figura 22.

Figura 22: Ações relacionadas ao OPT3001



Fonte: O próprio autor.

#### 5.1.2.4 Configuração e rotina de aquisição do HDC1050 – temperatura e umidade

Assim como o OPT3001 o sensor de temperatura e umidade HDC1050 usa o protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C. De forma semelhante o autor criou uma biblioteca de comunicação, constituída pelos arquivos HDC.c e HDC.h, que é capaz de configurar esse dispositivo e coletar os resultados das conversões de temperatura e umidade.

A maior dificuldade encontrada na utilização desse sensor é que ele não possui um modo de amostragem contínuo, assim sendo, cada amostra deve ser iniciada pelo mestre sendo que o HDC demanda até 9 ms para responder. Tal tempo de resposta é um inconveniente para o sistema, uma vez que as interrupções do DRDYB ocorrem a cada 2,5 ms.

Uma forma de contornar esse problema é realizar o pedido de uma amostra quando o *c\_temp* alcançar o valor de 395 como exibe a Figura 19, não enviar o *stop opcode* para o HDC, e então, 12,5 ms depois realizar o pedido de uma nova amostra.

Esta solução foi implementada com sucesso e os resultados serão apresentados posteriormente.

#### 5.1.2.5 Configuração e rotina de aquisição dos demais sinais analógicos

O µC utilizado neste módulo (ATxmega128A1U) possui dois conversores analógico-digital (AD), sendo que cada um deles possui 4 canais diferentes, que podem ser acionados independentemente, gerando interrupções diferentes, e em teoria (segundo o *datasheet* desse µC) sem que a conversão no canal 0 (por exemplo) afete a conversão que está acontecendo no canal 1 do mesmo conversor AD.

No entanto, na prática isto não acontece, a conversão de um canal afeta a que está sendo realizada no outro canal. Esse efeito foi detectado durante a fase de testes e o mesmo foi minimizado/eliminado tomando as seguintes ações:

- Reduzindo a velocidade de *clock* do conversor AD para 62 kHz, quando a velocidade máxima teórica seria muito maior e dependente apenas da impedância de saída do sensor que está sendo amostrado;
- Escalonando as conversões, ou seja, iniciando uma após o término da outra; como é feito com o acelerômetro (inicia-se a conversão do eixo X após o término da conversão do eixo Y, por exemplo);
- Alterar para conversores diferentes instrumentos que devam ser amostrados simultaneamente.

Tomando estas ações, garantiu-se a independência das variáveis amostradas pelo conversor AD.

Quanto à configuração dos canais, todos eles foram configurados como entrada simples e obtém a referência da conversão do *port A*, a qual tem seu pino A0 conectado na referência analógica (2,7 V). Todas as conversões AD possuem prioridade de interrupção baixa com um vetor de interrupção dedicado.

Com o objetivo de seguir o *Teorema de Nyquist*, filtros passa-baixas de primeira ordem foram implementados à cada entrada analógica, as frequências de corte de cada uma

destas entradas são apresentadas na Tabela 4, aonde não se considera a impedância de saída dos sensores, o que reduz a frequência de corte de cada variável individual.

Tabela 4: Filtros analógicos apara as entradas do conversor AD.

Função/Cl conectado ao pino	Canal do conversor AD	Pino do μC	Valor do Resistor	Valor do Capacitor	Freq. de corte
LM35 — 1	ADC_A0	Pino A1	15 kΩ	10 μF	1 Hz
LM35 — 2	ADC_A1	Pino A2	15 kΩ	10 μF	1 Hz
Acelerômetro — Z	ADC_A2	Pino A5	32 kΩ <sup>19</sup>	0,47 μF <sup>20</sup>	10 Hz
Acelerômetro — Y	ADC_A3	Pino A4	32 kΩ <sup>19</sup>	0,47 μF <sup>20</sup>	10 Hz
Acelerômetro — X	ADC_B0	Pino A3	32 kΩ <sup>19</sup>	0,47 μF <sup>20</sup>	10 Hz
LDR	ADC_B1	Pino A6	8,2 kΩ	1 μF	19 Hz
Bateria	ADC_B2	Pino A7	23,5 kΩ	1 μF	7Hz
Ruído Ambiente, ponto 1	ADC_B3	Pino B1		Demodulador AM	

Fonte: O próprio autor.

O único filtro digital implementado no μC é um filtro passa-baixas utilizado para suavizar ainda mais a tensão amostrada da bateria. É um filtro IIR (*Infinite Impulse Response*) de primeira ordem, com a equação característica apresenta em (1).

$$Y_n = 0,05 * X_n + 0,95 * Y_{n-1} \quad (1)$$

## 5.2 MD-ECG

### 5.2.1 Hardware do MD-ECG

Esta placa, com dimensões de 81x40 mm, deverá ser fixada ao tronco do paciente por meio de uma cinta. O MD-ECG tem entre seus objetivos avaliar a movimentação e a posição do corpo do paciente durante a noite.

A Figura 23 apresenta o diagrama de blocos do MD-ECG, assim como todas as variáveis monitoradas por ele. A Figura 24 apresenta a localização dos blocos

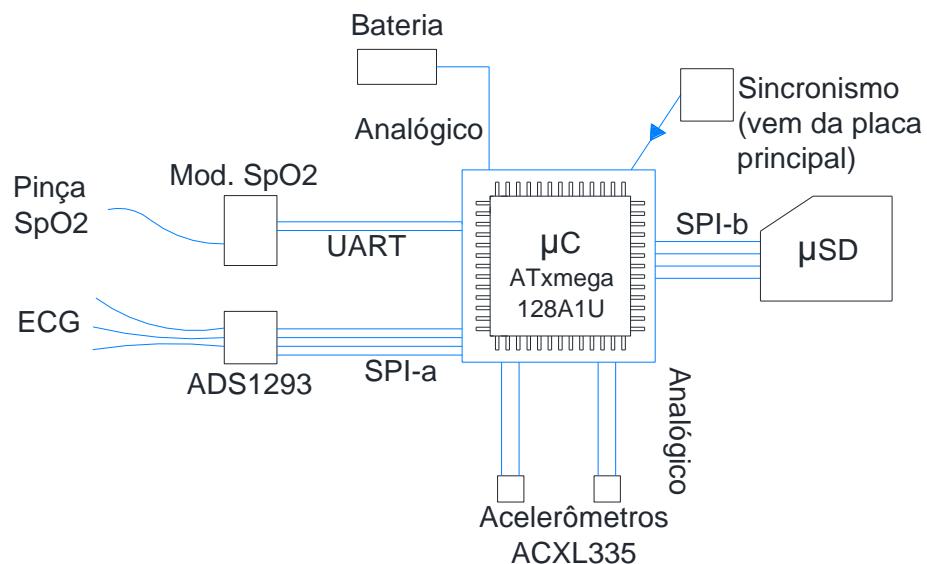
<sup>19</sup> Resistores internos do ADXL335

<sup>20</sup> Por um erro de projeto estes capacitores não foram inseridos. Deve-se na próxima versão inseri-los.

funcionais distribuídos por toda a placa, enquanto que a Figura 25 apresenta as zonas com cobre e a Figura 26 apresenta o módulo pronto.

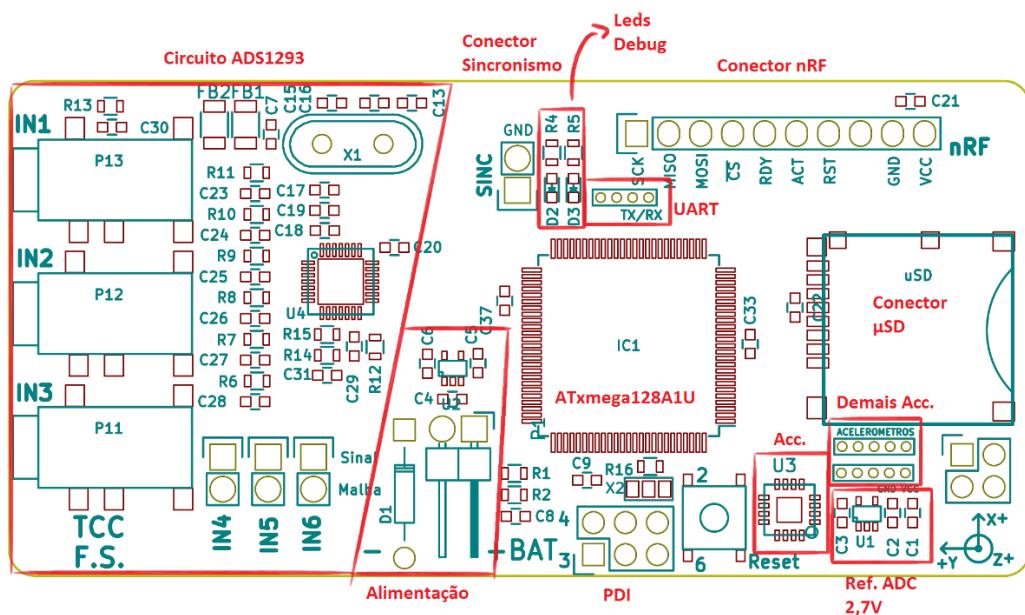
Assim como o MD-EOG, o MD-ECG foi projetado seguindo os mesmos preceitos já apresentados, tais como alimentação em estrela, regulador dedicado ao sistema analógico, entre outros. O esquemático desta placa se encontra no Apêndice D.

Figura 23: Diagrama de blocos da placa terminal - tórax



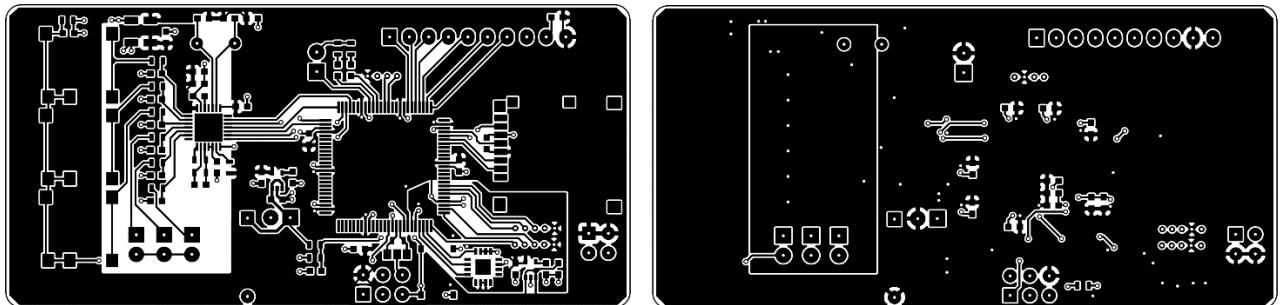
Fonte: O próprio autor.

Figura 24: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-ECG.



Fonte: O próprio autor.

Figura 25: PCB do MD-ECG, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior (*top*) e a direita a inferior (*bottom*).



Fonte: O próprio autor.

Figura 26: MD-ECG após todos os componentes soldados.



Fonte: O próprio autor.

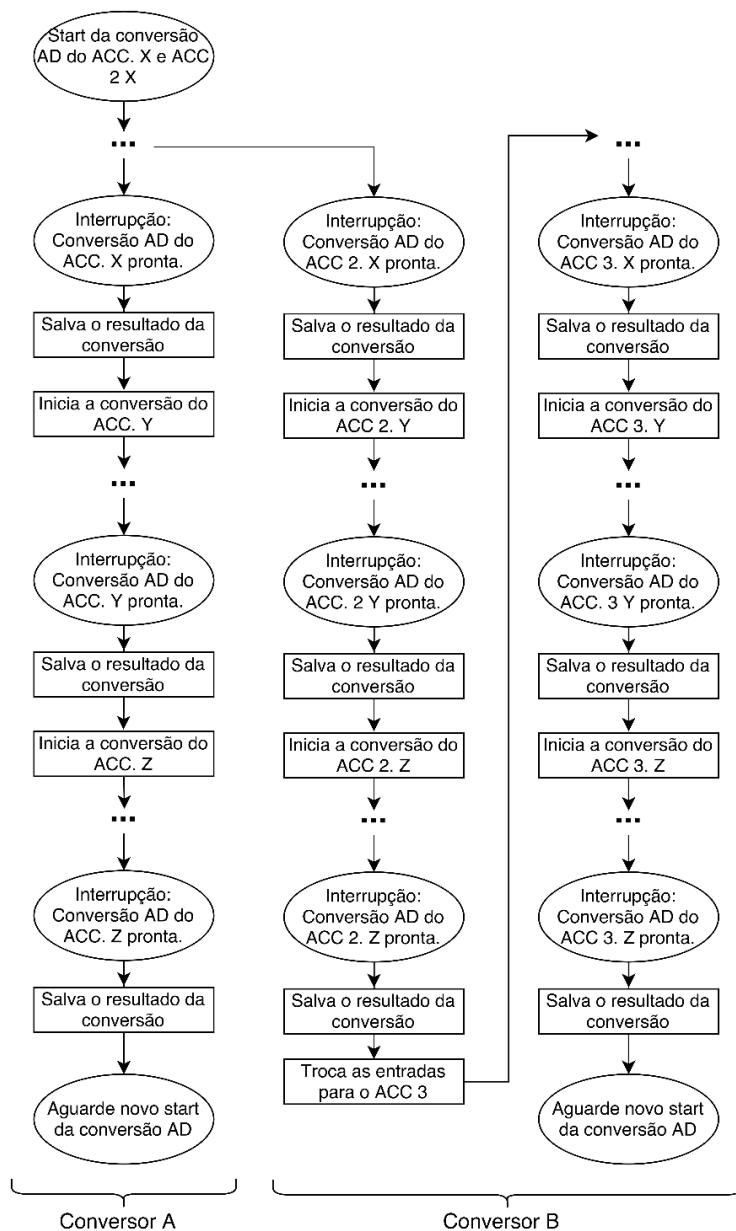
### 5.2.2 Firmware do MD-ECG

O firmware do MD-ECG utiliza as bibliotecas construídas para o ADS1293, para a aquisição de sinais analógicos e para a rotina de sincronismo e armazenamento, todas já descritas na seção 5.1.2. A principal diferença do firmware desenvolvido para o MD-EOG e para o MD-ECG é a qualidade dos dados tratados nesse módulo, que em sua maioria é proveniente de acelerômetros, e a forma com que a coleta de dados destes acelerômetros é tratada.

Como foi explicado anteriormente, não é possível iniciar a conversão AD de todos os canais simultaneamente, portanto elas foram escalonadas como é representado na Figura 27.

Quanto a configuração do ADS1293, ela é igual à realizada no MD-EOG, uma vez que o sinal de ECG de uma derivação é a diferença do potencial elétrico entre dois pontos específicos, neste caso o LA e RA. Portanto todos os registradores do ADS1293 do MD-ECG são escritos como apresenta o Quadro 2.

Figura 27: Escalonamento das conversões dos 3 diferentes acelerômetros presentes no MD-EOG.



Fonte: O próprio autor.

Outra peculiaridade deste módulo é a organização dos dados dentro do buffer a ser enviado ao cartão µSD, tal organização é feita como apresenta a Figura 28. O que implica em um tamanho de buffer de 1926 bytes e um tempo de escrita no µSD similar ao do MD-EOG.

Figura 28: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-ECG.

Função	Cabecalho	ECG	Acc. X	Acc. Y	Acc. Z	Acc. 2 X	Acc. 2 Y	Acc. 2 Z	Acc. 3 X	Acc. 3 Y	Acc. 3 Z	Tensão Bat.	CRC
Tamanho (Bytes)	2	1200	80	80	80	80	80	80	80	80	80	2	2
Bytes/ Amostra			3					2					

Fonte: O próprio autor.

A nomenclatura dos arquivos produzidos pelo MD-ECG é similar as do MD-EOG como indicado na seção 5.1.2.1, no entanto troca-se o prefixo “EOG” por ECG.

### 5.3 MD-ACC

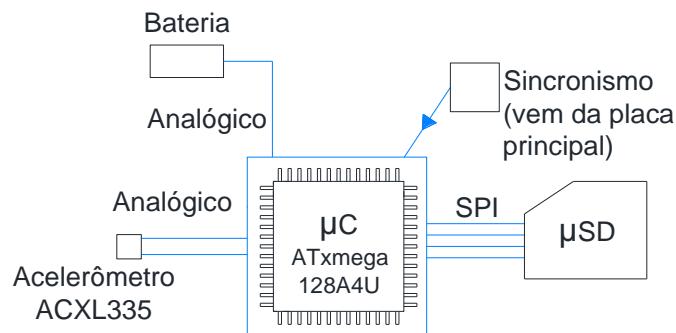
#### 5.3.1 *Hardware* do MD-ACC

Esta é a menor placa do sistema medindo 54x28 mm, ela deve ser afixada à perna do paciente, com o objetivo único de monitorar a movimentação da mesma. A posição de fixação não interfere no resultado final, porém deve-se manter um registro desta.

A maior diferença entre o *hardware* deste módulo e dos outros é a utilização de um oscilador externo, uma vez que esta placa não conta com o ADS1293 para gerar eventos síncronos a uma frequência definida. Por sua vez, o circuito *RC* interno do ATxmega não é preciso o suficiente, gerando erros inaceitáveis para este projeto, como os detectados pelos testes preliminares, eles apontaram um erro de 10% na frequência de clock quando esse era fornecido pelo divisor interno do ATxmega.

A Figura 29 exibe o diagrama de blocos desta placa enquanto o seu esquemático completo é apresentado no APENDICE D.

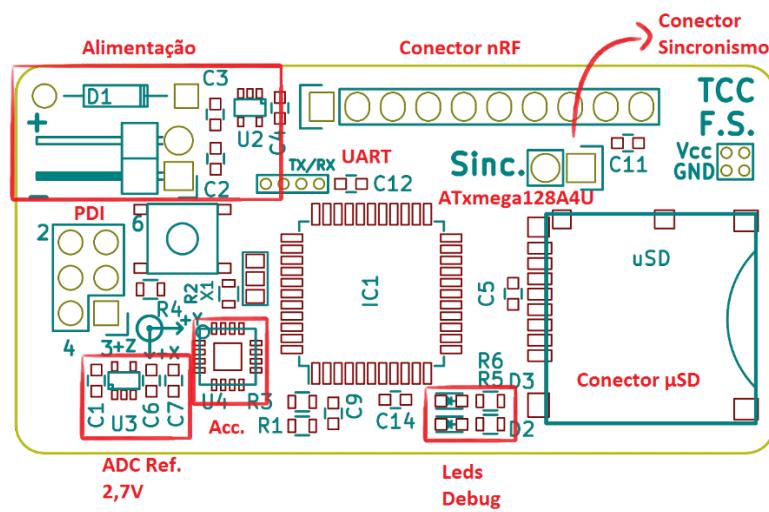
Figura 29: Diagrama de blocos da placa terminal - perna.



Fonte: O próprio autor.

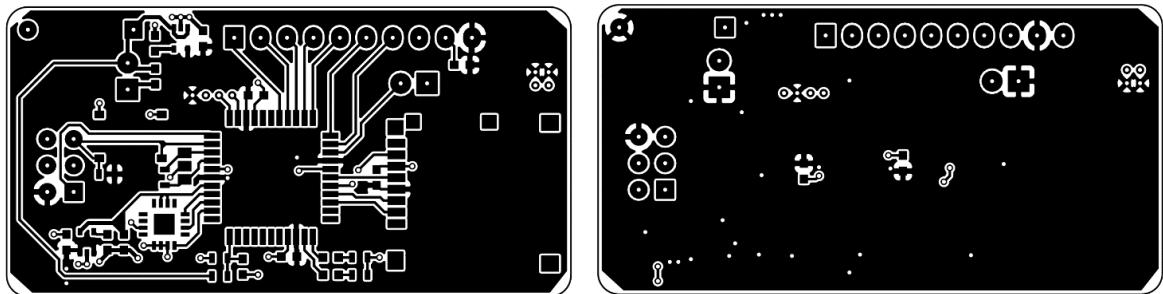
Assim como foi feito com as outras placas que compõem o sistema, um diagrama com a localização dos módulos individuais desta placa é exibido na Figura 30, enquanto as zonas de cobre são exibidas na Figura 31 e o resultado final com todos os componentes soldados é exibido na Figura 32. Concluído todo o processo de manufatura, a Figura 33 apresenta todas as placas.

Figura 30: Localização dos módulos individuais dentro do PCB do MD-ACC.



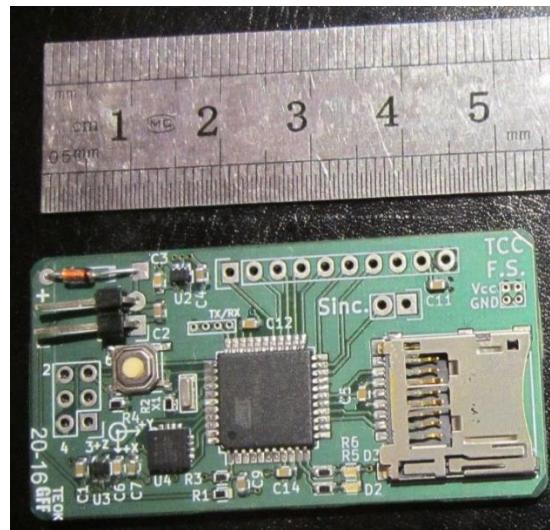
Fonte: O próprio autor.

Figura 31: PCB do MD-ACC, em preto as regiões que possuem cobre. A esquerda a face superior (*top*) e a direita a inferior (*bottom*).



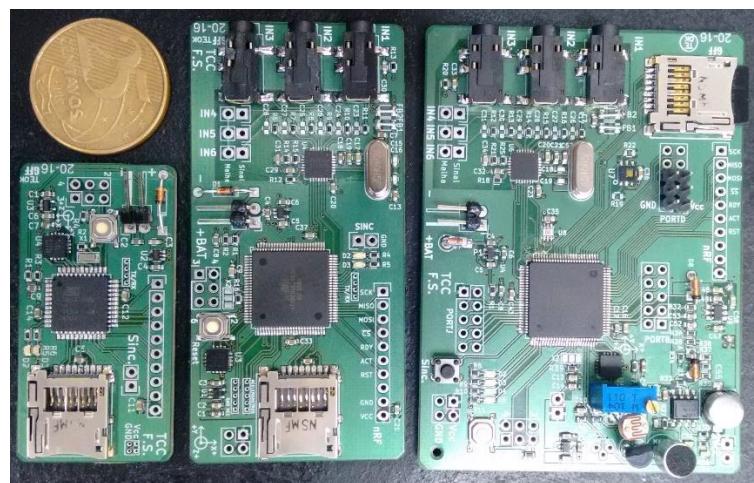
Fonte: O próprio autor.

Figura 32: MD-ACC após todos os componentes soldados.



Fonte: O próprio autor.

Figura 33: Todas as placas após o processo de manufatura.



Fonte: O próprio autor.

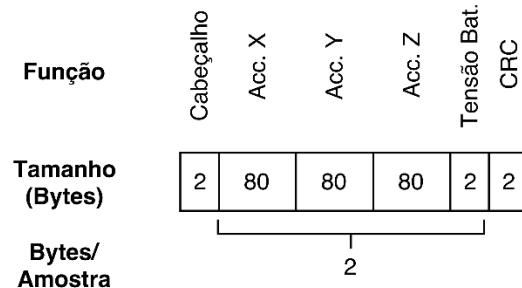
### 5.3.2 Firmware do MD-ACC

O MD-ACC utiliza uma porção particular do código produzido para o MD-EOG. Tal porção é composta pela biblioteca de gerenciamento de arquivos para o  $\mu$ SD e uma versão modificada da biblioteca para leitura de valores AD.

Uma diferença do *firmware* desenvolvido para esse módulo é a fonte da interrupção síncrona; neste módulo as interrupções são geradas por um *timer* interno do  $\mu$ C a uma frequência de 40 Hz e não com um pino externo a uma frequência de 400 Hz como acontecia com os outros módulos.

A organização dos dados dentro dos vetores é dada como exibe a Figura 34, sendo que os *buffers* de armazenamento possuem um tamanho de 246 bytes.

Figura 34: Organização dos dados dentro de cada um dos dois buffers utilizados no MD-ACC.



Fonte: O próprio autor.

## 5.4 CÓDIGO PARA O MATLAB

A rotina desenvolvida em ambiente computacional, utilizando o *software* MATLAB, tem os seguintes objetivos:

- Decodificar a mensagem gravada em cartão  $\mu$ SD.
- Avaliar a integridade dos dados.
- Organizá-los temporalmente.
- E, apresenta-los de forma adequada ao usuário.

Para tal, três rotinas semelhantes foram desenvolvidas: Reader\_EOG\_SD.m, Reader\_ECG\_SD.m e Reader\_ACC\_SD.m; uma para cada placa, o objetivo de separá-las é evitar erros de processamento e análise. Cada rotina exibirá, por vez, o resultado de um arquivo, o qual pode ter gravado até uma hora de amostras.

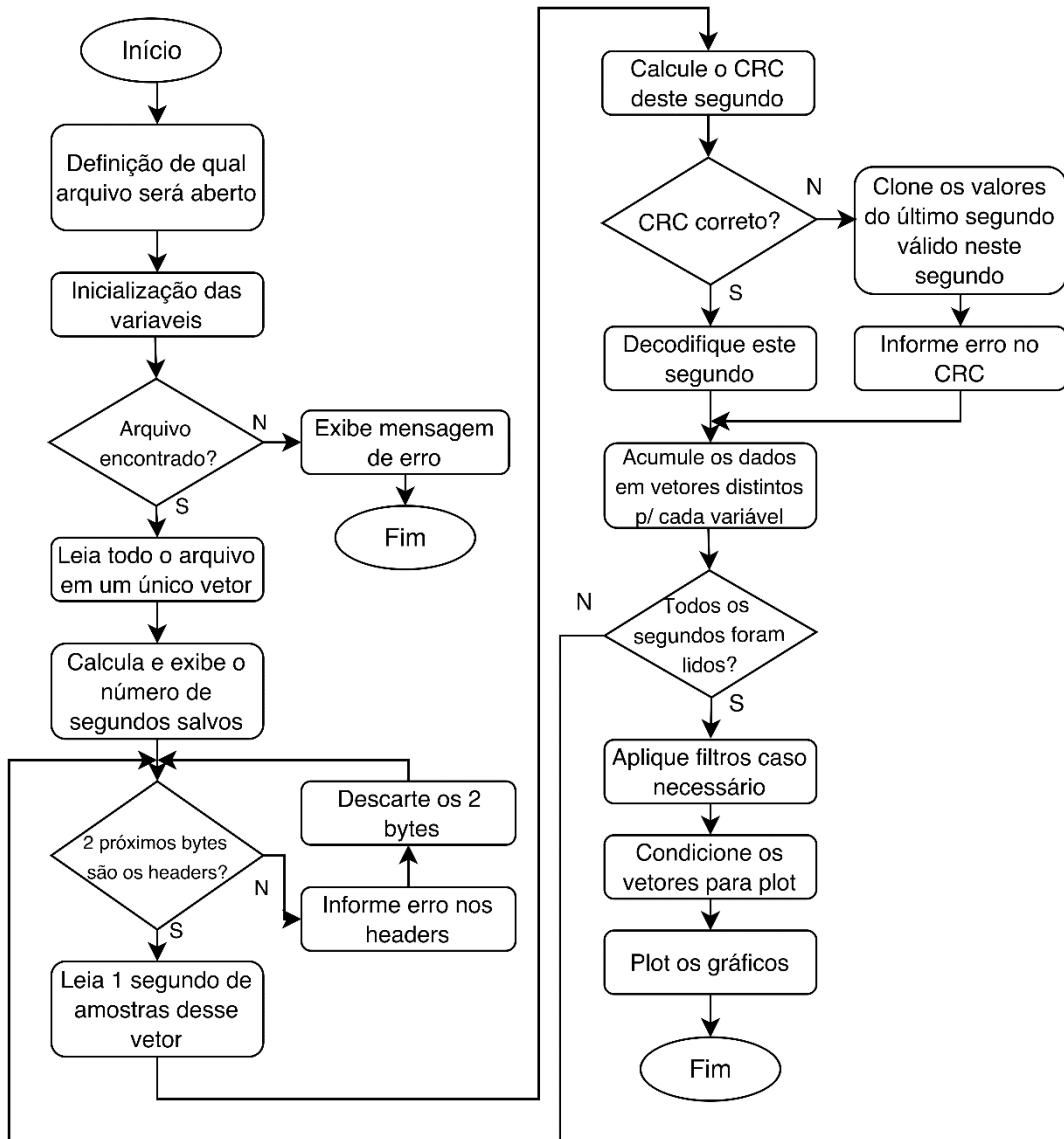
Faz-se isso buscando clareza na exibição dos gráficos, pois intende-se que exibir todo o histórico de uma noite de sono não seria propício à análise de nenhum profissional, uma vez que o sono é analisado em *epochs* (ou seções) independentes de 30 segundos.

Para que tais rotinas funcionem, deve-se copiar os três arquivos .m indicados acima em uma pasta, contendo 3 subpastas: *files\_ACC*, *files\_ECG* e *files\_EOG*. Copia-se então os arquivos .raw do cartão μSD referentes ao MD-EOG para a pasta *files\_EOG* e assim por diante. No caso de não existência do arquivo a ser aberto, o programa apresenta uma mensagem informando ao usuário que o arquivo não fora encontrado e é terminado.

Durante a execução das rotinas, a primeira ação de decodificação dos arquivos é a procura por dois bytes predefinidos: os *headers*, o primeiro byte é um “S” (0x53 em Ascii) e o segundo um “T” (0x54 na mesma tabela). Caso a Rotina não encontre esses valores nas posições em que eles deveriam estar, um erro é informado ao usuário, porém a decodificação não é cancelada.

Lê-se então um número de bytes equivalente a um segundo de amostras, avalia-se o CRC e caso esse esteja errado, uma mensagem de erro com o número do segundo em que o erro aconteceu é apresentada ao usuário. Os valores do último segundo válido são então copiados para o segundo corrompido. Um fluxograma descriptivo de todas as rotinas de decodificação é apresentado na Figura 35.

Figura 35: Fluxograma das rotinas de decodificação implementadas no MATLAB.



Fonte: O próprio autor.

Para exibir diferentes arquivos referentes a diferentes pacientes ou horas de monitoração, o usuário destas rotinas deve apenas modificar 2 parâmetros: *hora* e *paciente*; encontrados no início de cada rotina no MATLAB, conforme a Figura 36.

Um terceiro parâmetro que também pode ser modificado é a variável *plot\_all*, caso ela seja igual a zero, apenas uma versão resumida dos resultados será exibida, gerando assim um número menor de gráficos. O usuário também pode decidir se apaga todos os gráficos a cada execução da rotina, para tal basca comentar (inserindo um "%") no início da segunda linha do código (*close all*).

Figura 36: Parâmetros que devem ser modificados na rotina do MATLAB.

```

Editor - C:\Users\Felipe\Dropbox\TCC\Matlab code\Receiver_ECG_SD.m
tarefa21.m | read_byte.m | Receiver_ECG_SD.m | Receiver_EOG_SD.m | +
This file can be published to a formatted document. For more information, see the publishing video or help.
1 - clear all; clc;
2 - close all; %fclose(instrfread);
3 - %% Inicialização das variáveis
4 - %para ler diferentes arquivos, mudar estas 3 variáveis
5 - paciente = 1; Modificar estes dois parâmetros
6 - hora = 5;
7 - plot_all = 1; %plota todas as variáveis em diferentes graficos se = a 1
8 -
9 - bytes = 0;
10 - raw_ecg = 0; raw_acc_x = 0; raw_acc_y = 0; raw_acc_z = 0;
11 - raw_bat = 0; raw_acc_2_x = 0; raw_acc_2_y = 0; raw_acc_2_z = 0;
12 - raw_acc_3_x = 0; raw_acc_3_y = 0; raw_acc_3_z = 0;
13 -
14 - rec_acc_x = 0;rec_acc_y = 0;rec_acc_z = 0;
15 - rec_acc_2_x = 0;rec_acc_2_y = 0;rec_acc_2_z = 0;
16 - rec_acc_3_x = 0;rec_acc_3_y = 0;rec_acc_3_z = 0;
17 - rec_bat = 0;rec_ecg = 0;
18 - %valores adquiridos em teste
19 - zero_g_x = 2240; um_g_x = 2625; coef_a_g_x = 9.8/(um_g_x-zero_g_x);
20 - zero_g_y = 2205; um_g_y = 2609; coef_a_g_y = 9.8/(um_g_y-zero_g_y);
21 - zero_g_z = 2314; um_g_z = 2684; coef_a_g_z = 9.8/(um_g_z-zero_g_z);
22 -
23 - one_second_MD_ECG = 1926;
24 -
25 - %% Abrindo o arquivo
26 - disp('Abrindo o arquivo')
27 - file_name = sprintf('./files_ECG/ECGP%dH%02d.RAW',paciente,hora);
28 - fileID = fopen(file_name);
29 - if(fileID == -1)
30 -     disp('Arquivo não encontrado')
31 -     break;
32 - else
33 -     rec_message = fread(fileID,'uint8');

```

Fonte: O próprio autor.

O único processamento de sinais realizado na rotina implementada do MATLAB é a aplicação de filtros digitais do tipo *Butterworth* passa-altas, no caso do sinal de EOG e ECG, e *Butterworth* passa-baixas para os sinais provenientes dos acelerômetros. Os demais sinais analógicos não demonstraram a necessidade da utilização de filtros digitais. A Tabela 5 exibe as frequências de corte de todos os filtros implementados digitalmente.

Tabela 5: Frequência de corte dos filtros digitais implementados no MATLAB.

Sinal	Tipo de filtro	Freq. amostragem/Freq. corte	Frequência de corte (Hz)
EOG	Passa altas	0,00015	0,06
ECG	Passa altas	0,0005	0,20
Acelerômetro X	Passa-baixas	0,25	10
Acelerômetro Y	Passa-baixas	0,25	10
Acelerômetro Z	Passa-baixas	0,25	10

Fonte: O próprio autor.

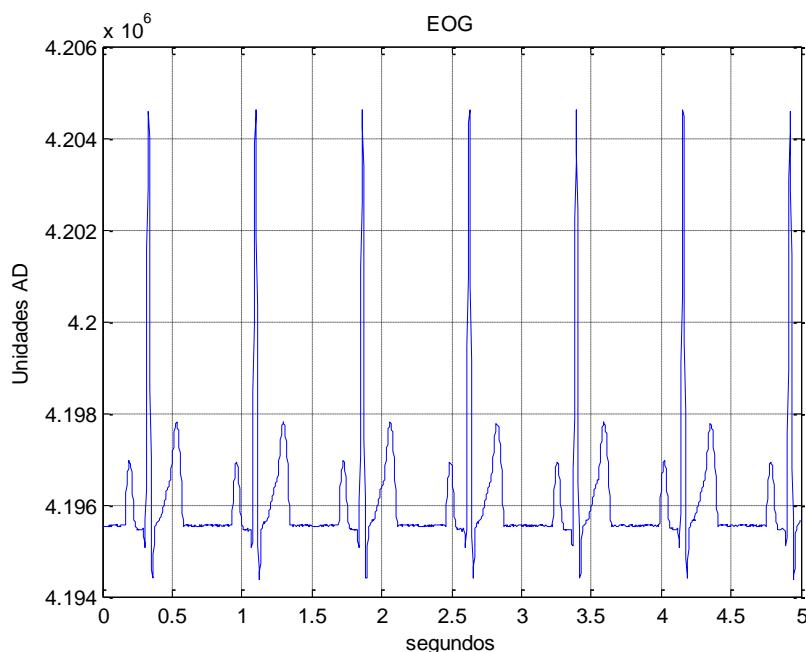
## 6 COLETA DE DADOS POR PARTE DOS MÓDULOS

### 6.1 COLETAS DE PRETESTES

Antes de utilizar os módulos durante uma noite de sono, deve-se testar os módulos de diversas maneiras a fim de avaliar a imunidade ao ruído, capacidade da bateria, realizar a calibração dos sinais analógicos, configurar os filtros digitais das variáveis analógicas e avaliar a resposta e a coerência de todos os sensores.

Os primeiros parâmetros avaliados foram a aquisição dos sinais de EOG e ECG, utilizando os cabos confeccionados pelo autor deste trabalho. Os módulos foram conectados individualmente ao simulador de ECG certificado *HS-14* da *R&D Medio*, o qual pode simular sinais padrão de ECG, ondas quadradas, senoides e rampas de diferentes frequências. Os módulos não apresentaram problemas durante esta fase de testes. Um recorte de 5 segundos de aquisição de um sinal de ECG com ritmo de 80 bpm sem a utilização de filtros digitais é exibido na Figura 37. O MD-ECG obteve resultado semelhante ao da Figura 37.

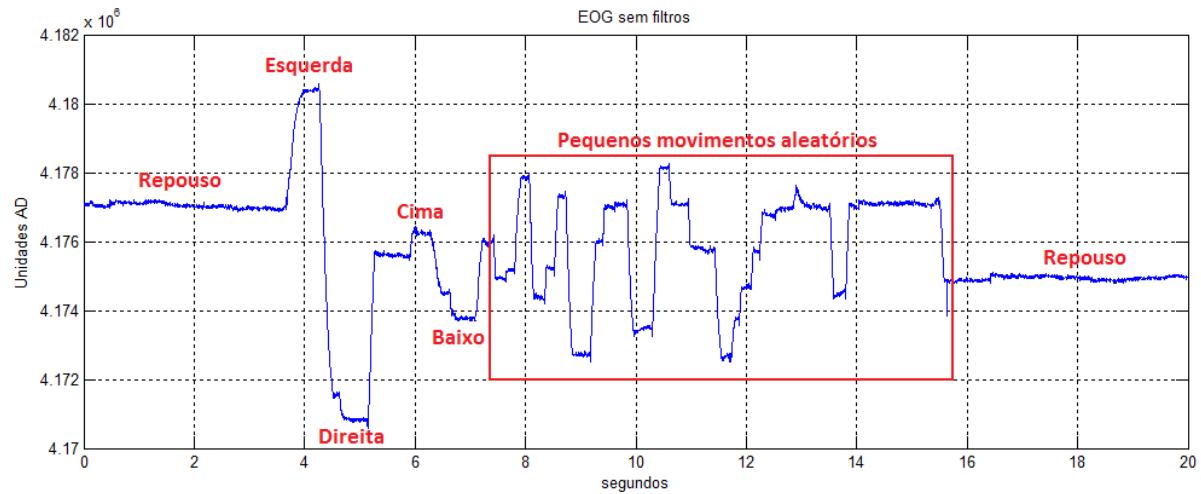
Figura 37: Resultado da aquisição de sinal de ECG proveniente do simulador *HS-14* pelo módulo EOG.



Fonte: O próprio autor.

Após comprovação de que os sinais capturados pelos ADS1293 dos MD-EOG e MD-ECG eram compatíveis com os sinais gerados pelo simulador, o autor deste trabalho testou a captura de sinais bioelétricos reais a partir de sinais capturados em seu próprio corpo com a utilização de eletrodos descartáveis de Ag/AgCl e gel sólido de KCl. O primeiro sinal amostrado foi o de EOG como exibe a Figura 38.

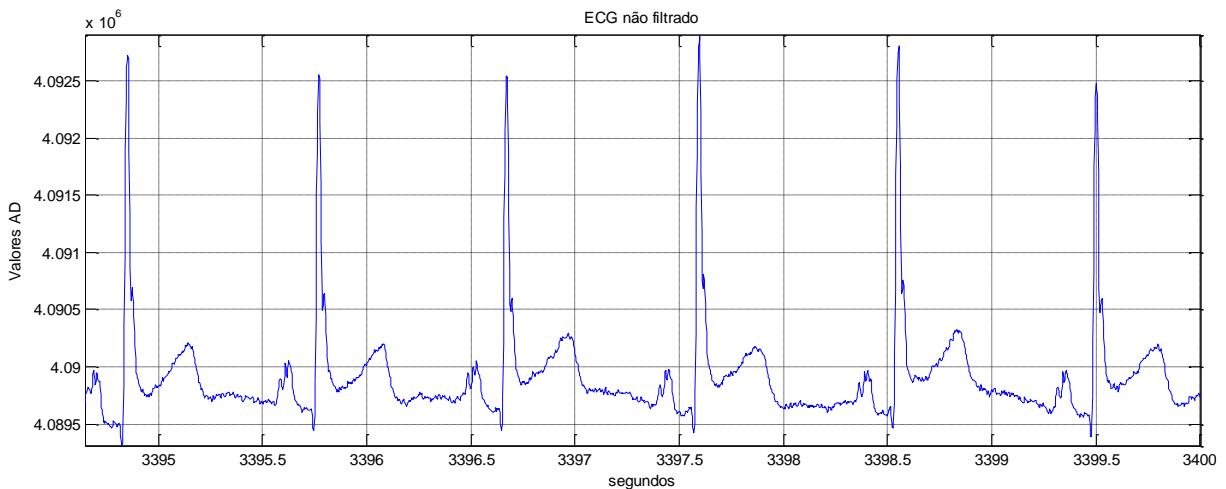
Figura 38: Sinal de EOG obtido do autor deste trabalho sem a utilização de filtros digitais. O texto em vermelho apresenta a ação que foi realizada em cada instante.



Fonte: O próprio autor.

O sinal de ECG também foi amostrado em separado a partir de sinais cardíacos do autor deste trabalho quando este estava em repouso como é exibido na Figura 38.

Figura 39: Sinal de ECG proveniente do corpo do autor em repouso sem a utilização de filtros digitais.



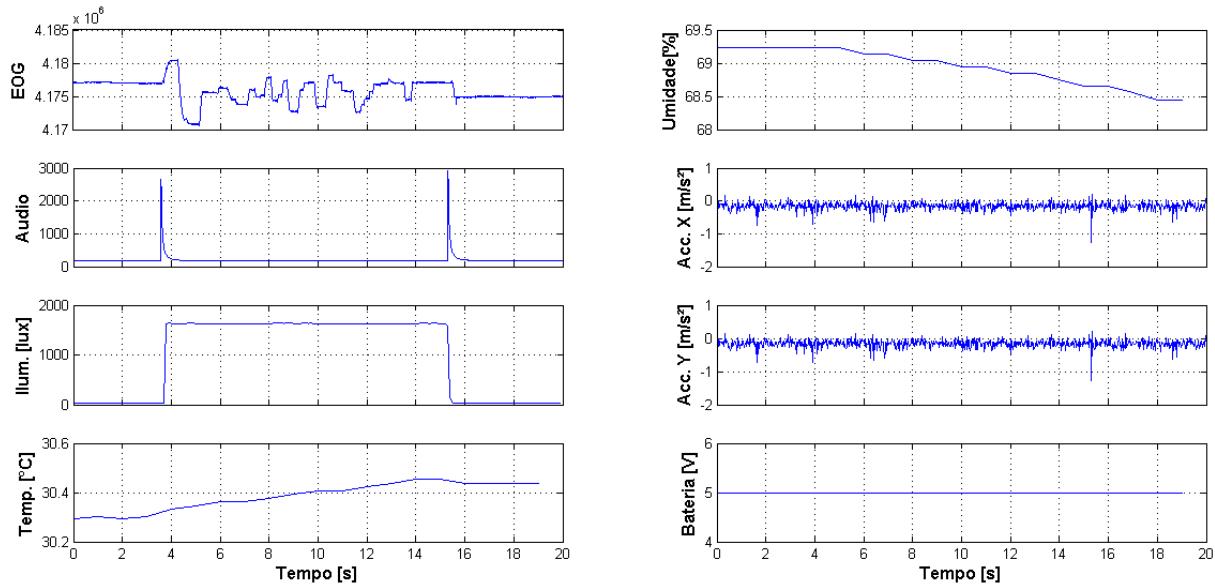
Fonte: O próprio autor.

É importante ressaltar que as medições apresentadas nas Figura 38 e Figura 39 foram realizadas com os módulos alimentados por baterias. A alimentação proveniente da rede “suja” os sinais de ECG e EOG.

Testes extras foram realizados com o autor em movimento e praticando atividades cotidianas, os resultados foram promissores e o nível de ruído no sinal de ECG não foi elevado ao ponto de impossibilitar a reconstrução do sinal.

Com o objetivo de validar a coleta de dados pelo MD-EOG, uma luminária equipada com lâmpada dicroica de 50 W foi posicionada próximo à placa. Após aproximadamente 4 segundos seu interruptor foi acionado, causando além do incremento luminoso, elevação da temperatura da placa, ruído sonoro e variação da umidade local. Após 12 segundos do acionamento da luminária, ela foi desligada. O resultado é apresentado na Figura 40.

Figura 40: Teste em laboratório do MD-EOG realizando a leitura e armazenamento de múltiplos parâmetros.



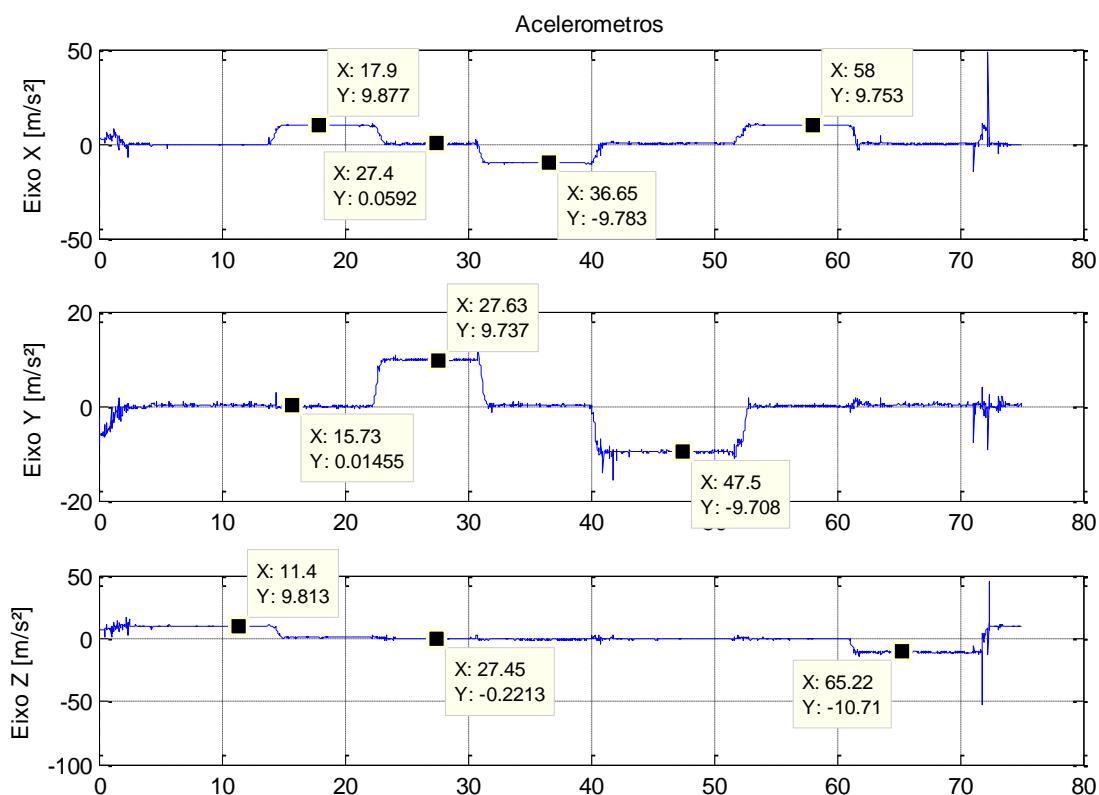
Fonte: O próprio autor.

O LDR e o LM35, cujos sinais não foram exibidos na Figura 40 apresentam comportamento compatível aos sensores OPT3001 (luminosidade) e HDC1050 (umidade e temperatura), e podem ser calibrados futuramente com a utilização destes sensores digitais.

Quanto aos acelerômetros, eles foram calibrados individualmente utilizando a aceleração da gravidade ( $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ ), para tal posicionou-se os módulos em

repouso de forma que cada eixo sofresse a aceleração da gravidade por um longo período de tempo, em seguida o acelerômetro foi posicionado de forma que esse eixo não sofresse ação da gravidade assim como é exibido na Figura 41. Calculou-se a média dos valores AD destes dois intervalos e uma redução linear foi realizada para encontrar os coeficientes de *span* e *offset* desse eixo específico. Esse procedimento foi repetido para cada eixo dos 3 acelerômetros utilizados neste trabalho.

Figura 41: Resultados da calibração dos acelerômetros do MD-ACC.



Fonte: O próprio autor.

Com os acelerômetros calibrados, o autor deste trabalho movimentou todos os módulos individualmente, com o objetivo de verificar se todos os eixos de todos os acelerômetros respondiam bem aos estímulos. Os resultados foram positivos. Por falta de um mecanismo para testes mais complexos, os testes dos acelerômetros foram encerrados nesta etapa.

Todos as coletas das etapas preliminar e da coleta noturna estão disponíveis online no mesmo link do código fonte<sup>16</sup>.

## 6.2 COLETA NOTURNA REALIZADA DURANTE O SONO

Para a realização dos testes noturnos, bolsas para a acomodação e fixação dos módulos no corpo do paciente foram desenvolvidas e são apresentadas na Figura 42. Elas são compostas por 4 camadas de tecido grosso de algodão cujo objetivo é isolar os terminais expostos das placas do paciente, e proporcionar conforto ao paciente uma vez que um número elevado de camadas suaviza as bordas das placas. As bolsas contam ainda com uma tira larga de material elástico o que distribui a força necessária para a fixação e alivia a pressão no local.

Figura 42: Suporte fabricado especialmente para a acomodação do MD-ECG e MD-ACC.



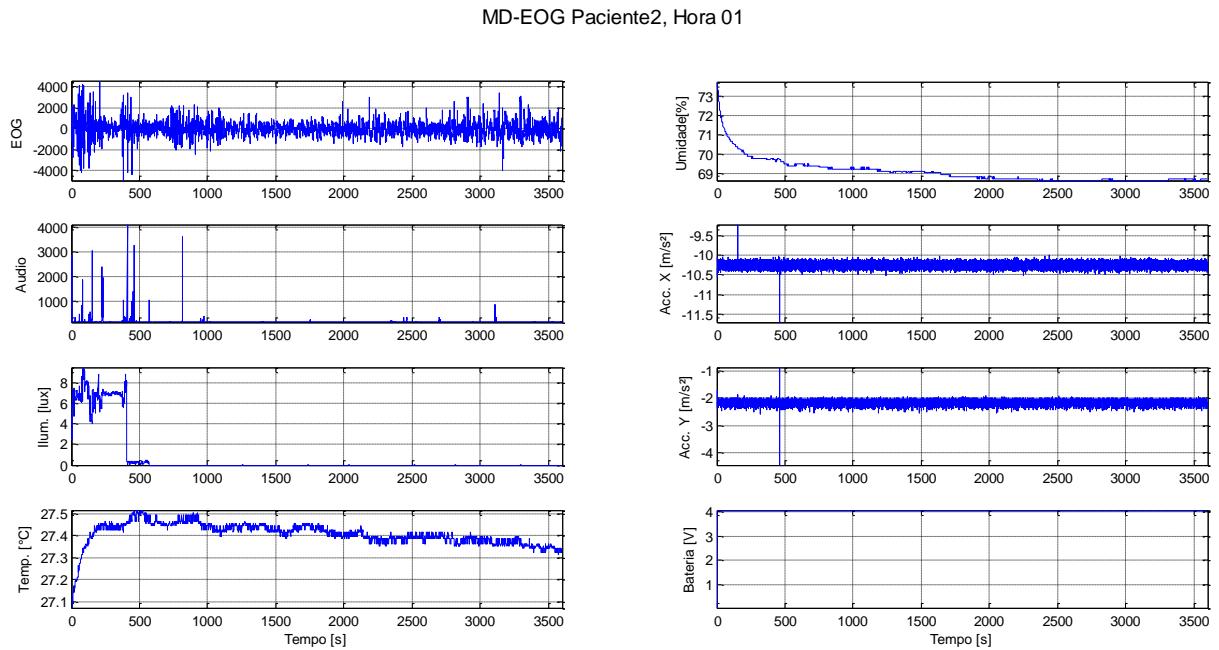
Fonte: O próprio autor.

Com os módulos conectados as baterias, os cabos de EOG e de ECG foram conectados aos eletrodos de Ag/AgCl, os quais já se encontravam na pele do autor deste trabalho. O autor conectou as placas como fora explicado na seção 5.1.2.1 e pressionou a botoeira de sincronismo, deu-se então o início da coleta de dados. As placas foram inseridas nas bolsas. O período inicial pode ser descartado sem prejuízo à análise dos dados.

O resultado da primeira hora de sono é exibido na Figura 43, a qual exibe também o padrão de formatação dos resultados do MD-EOG.

Todos os dados coletados durante esta noite de sono estão disponíveis online através do mesmo link que disponibiliza o código<sup>16</sup>.

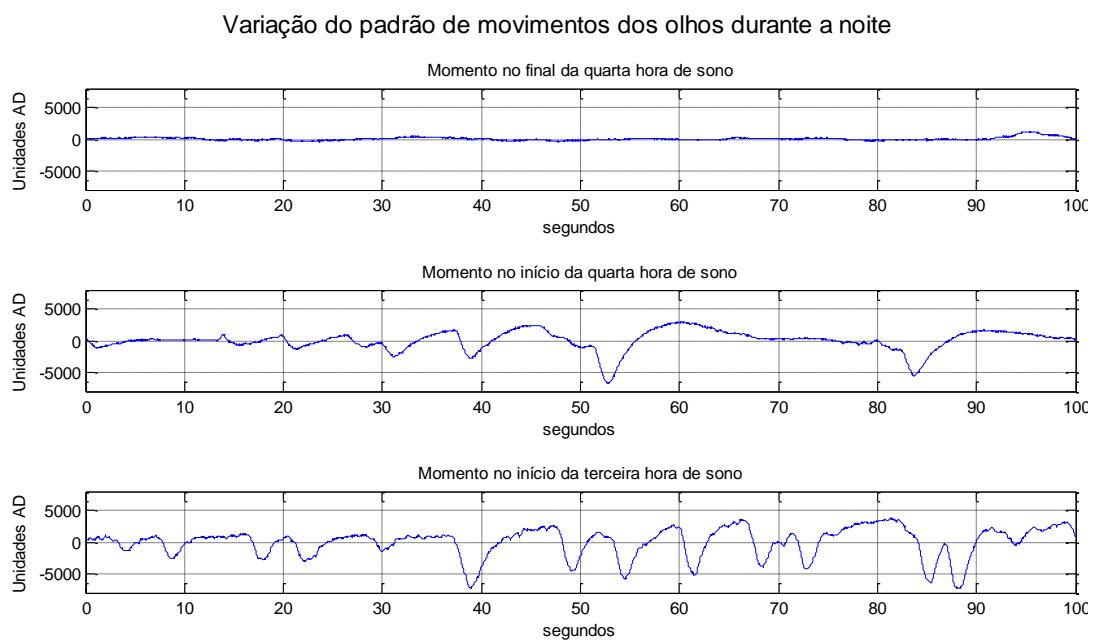
Figura 43: Primeira hora de aquisição do MD-EOG em teste noturno.



Fonte: O próprio autor.

Com o objetivo de exibir a diferença entre o padrão de movimentação do olho durante uma noite de sono a Figura 44 fora criada. Ela exibe intervalos de 100 segundos de sono de diferentes instantes durante uma noite. Tomou-se o cuidado de preservar as escalas dos eixos iguais para os 3 gráficos.

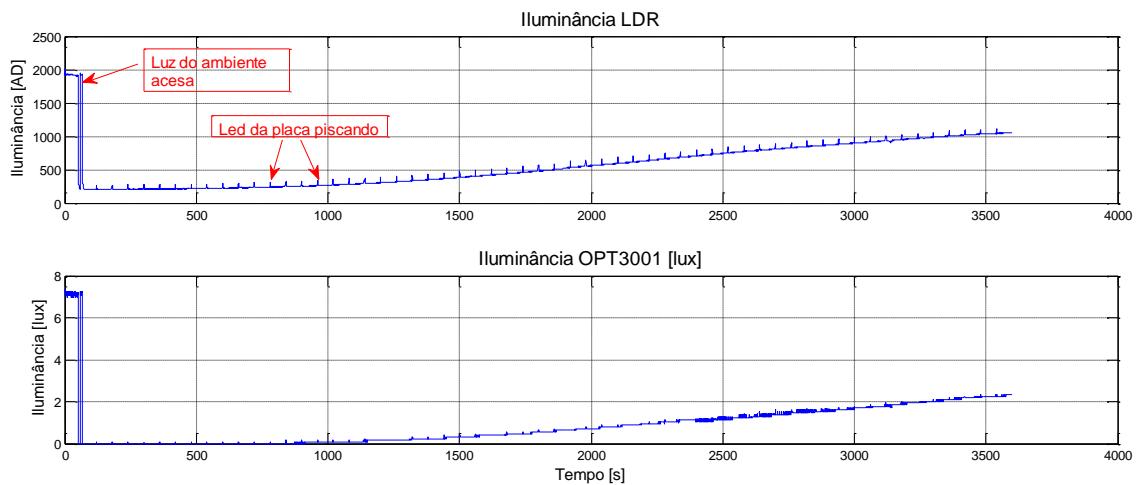
Figura 44: Diferença da movimentação do olho para três diferentes fases de sono.



Fonte: O próprio autor.

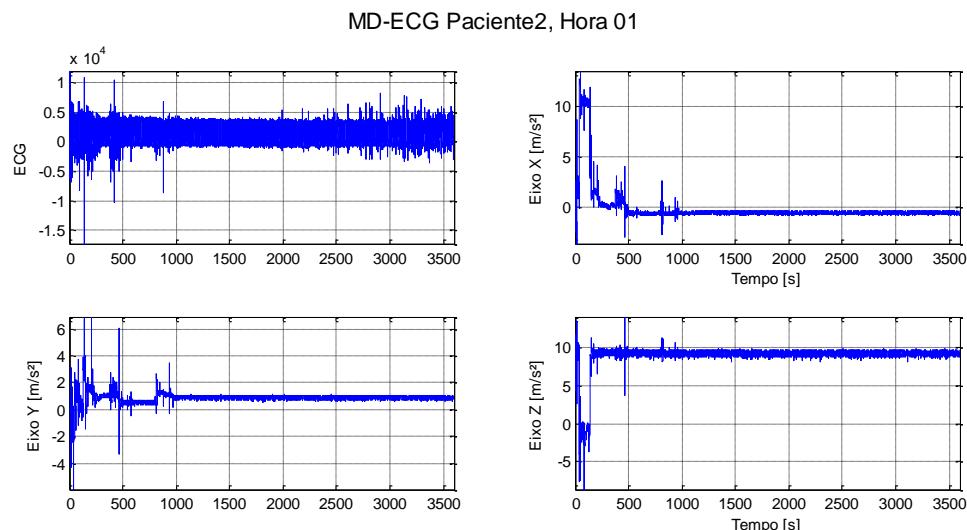
Outros sensores também tiveram a sua performance testada, um exemplo são o LDR e o OPT3001, a Figura 45 exibe a captura do clarear do dia acontecendo simultaneamente pelo LDR e pelo OPT. Esta imagem demonstra ainda a sensibilidade dos dois sensores ao capturar a luz gerada pelo *led* da própria placa, o qual pisca por 1 segundo a cada 1 minuto.

Figura 45: Captura da sétima hora de sono com o dia amanhecendo.



Os outros dois módulos produziram mais resultados. A Figura 46 exibe o resultado da coleta da primeira hora de sono pelo MD-ECG. Nela é possível observar, através da leitura dos dados do acelerômetro, que o paciente mudou de posição no início da coleta: ele estava sentado (eixo x expressa a aceleração da gravidade) e após alguns segundos o paciente se deitou (eixo z apresenta a aceleração da gravidade).

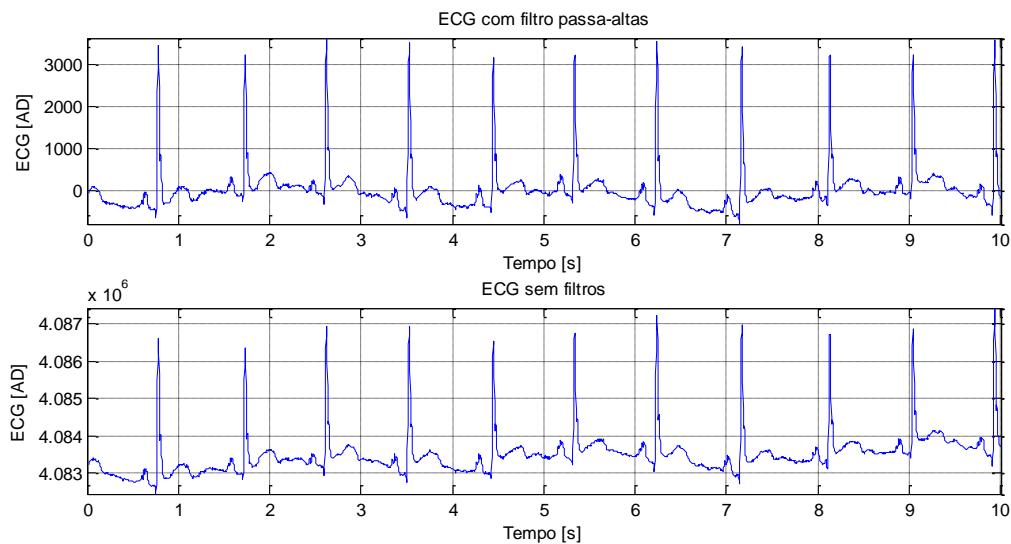
Figura 46: Primeira hora de aquisição do MD-ECG em teste noturno.



Fonte: O próprio autor.

Para possibilitar a visualização do sinal de ECG amostrado pelo MD-ECG, a figura 47 apresenta um recorte de 10 segundos dos dados coletados da primeira hora de sono do paciente, exibindo o sinal com e sem filtro passa alta com frequência de corte de 0,20 Hz.

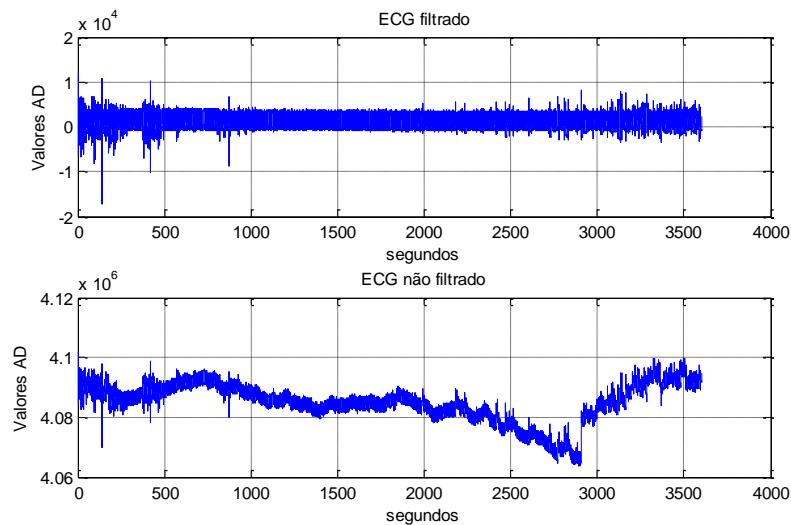
Figura 47: Recorte de 10 segundos da coleta de ECG.



Fonte: O próprio autor.

Este filtro, aparentemente, não distorce o sinal de ECG, porém ele exerce uma importante tarefa ao remover a polarização CC do sinal, como demonstra a Figura 48.

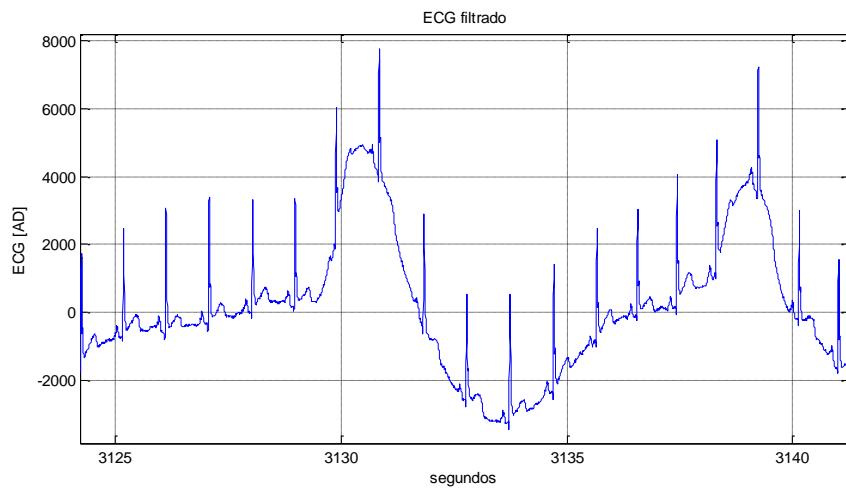
Figura 48: Sinal de ECG com (superior) e sem (inferior) filtro passa altas, coletado a partir da primeira hora de sono.



Fonte: O próprio autor.

O filtro porém não é capaz de limpar o sinal de ECG por completo, há momentos em que o paciente (no caso o autor deste trabalho) se movimentava durante a noite, e o sinal de ECG flutua devido a mudança da polarização no local. Tal acontecimento é ilustrado pela Figura 49, a qual é um recorte dos segundos 3125 ao 3140 do sinal de ECG apresentado na Figura 46.

Figura 49: Exemplo de ECG com ruído de baixa frequência devido à movimentação do paciente.

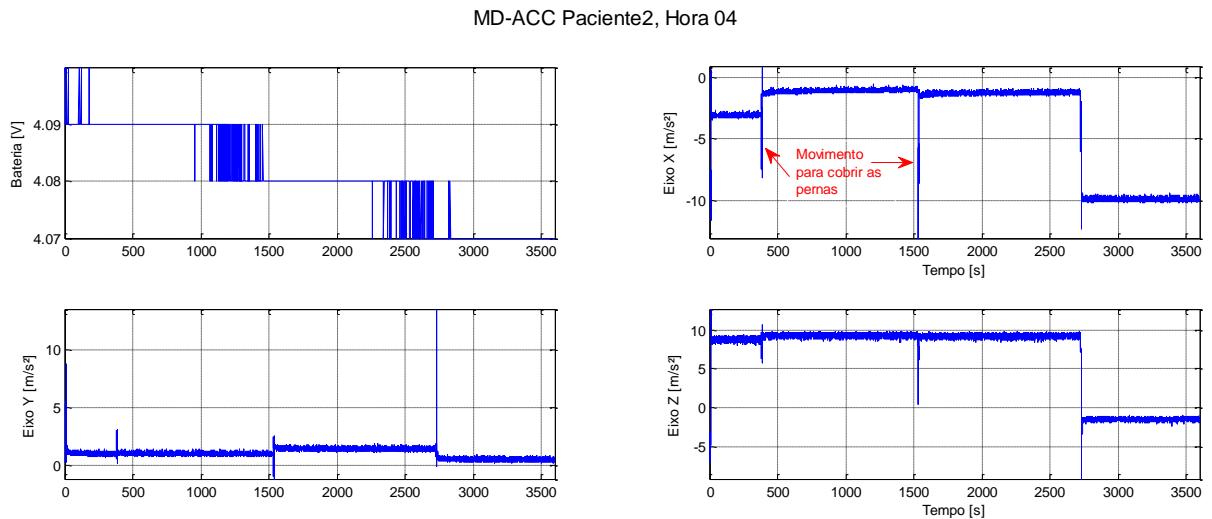


Fonte: O próprio autor.

O módulo MD-ACC também produziu dados durante toda a noite, registrando o movimento das pernas do autor deste trabalho. Não produziu nenhum desconforto ao paciente e aparenta ser robusto o suficiente para suportar uma noite de sono ou um dia de monitoramento.

A Figura 50 apresenta a coleta de dados da quarta hora de sono do autor, fica evidente afloramentos do sono, quando esse se movimenta e busca cobrir as pernas. As duas ações em destaque possuem duração aproximada de 5 segundos.

Figura 50: Padrão de coleta de dados do MD-ACC, com apresentação da tensão da bateria e a aceleração amostrada pelo acelerômetro.



Fonte: O próprio autor.

Quanto ao consumo dos módulos, uma bateria de 240 mAh foi o suficiente para fornecer energia para o MD-EOG por aproximadamente 4 horas, para o MD-ECG por 5 horas e para o MD-ACC por 7 horas. Durante os testes apresentados nessa seção, baterias de 1 Ah foram utilizadas e suportaram os testes, que duraram aproximadamente 9 horas, sem problemas.

### 6.3 GASTOS

Os valores gastos durante a execução deste trabalho são apresentados na , não estão inclusos os gastos com fretes, desembaraço aduaneiro ou impostos decorrentes de produtos importados. Foram considerados os preços dos produtos em dólar com cotação do dia 26/06/2016, a qual era de 3,38 reais para 1 dolar.

Foram considerados os preços de produtos comprados em pequenas quantidades, portanto o custo total deve ser reduzido em caso de produção em larga escala.

, não estão inclusos os gastos com fretes, desembaraço aduaneiro ou impostos decorrentes de produtos importados. Foram considerados os preços dos produtos em dólar com cotação do dia 26/06/2016, a qual era de 3,38 reais para 1 dolar.

Foram considerados os preços de produtos comprados em pequenas quantidades, portanto o custo total deve ser reduzido em caso de produção em larga escala.

Tabela 6: Descritivo dos gastos efetuados durante a execução deste trabalho.

Item	Descrição	Comprador	Qnt.	Preço um. (\$)	Total (\$)*	Total (\$)**
Placa de circuito impresso (PCB)	Manufatura de placa de circuito impresso	CNPq	1	29,59	29,59	29,59
ATXMEGA128A1U	μC	CNPq	2	5,77	11,54	11,54
ATXMEGA128A4U	μC	CNPq	1	5,28	5,28	5,28
CSTCE16M0V53-R0	Cristal de 16MHz	CNPq	1	0,48	0,48	0,48
ECS-110.5-20-5PX-TR	Cristal de 4,096Mhz	CNPq	2	0,41	0,82	0,82
ADS1293CISQ	Analog front end	Amostra	2	11,96	-	23,92
Gabos ECG	Cabos com conector <i>snap-in</i>	Autor	6	1,18	7,10	7,10
Conektor P2	para cabo	Autor	6	5,89	35,33	35,33
Conektor P2-Placa	SMD	Autor	6	0,33	1,98	1,98
OPT3001DNPR	Sensor de luminosidade	Amostra	1	3,84	-	3,84
HDC1000YPAT	Sensor de Umidade e temperatura	Amostra	1	6,03	-	6,03
TPS71733DCKR	Regulador de tensão	Amostra	3	1,03	-	3,09
TPS71727DCKR	Regulador de tensão	Amostra	3	1,03	-	3,09
LM2665M6	Dobrador de tensão 3,7V, 750mAh	Amostra	1	0,91	0,91	0,91
Bateria de Lipo		CNPq	3	11,10	33,30	33,30
LM35	Sensor de temperatura	Autor	2	0,99	1,98	1,98
LDR	Sensor de luminosidade	Autor	1	0,20	0,20	0,20
ADXL335	Acelerômetro	Autor	3	1,83	5,49	5,49
conector uSD	-	Autor	3	3,64	10,92	10,92
Mic. Eletreto	6mm	Autor	1	0,52	0,52	0,52
Leds SMD	0603 - Azul	CNPq	8	0,13	1,06	1,06
Capacitores SMD	Diversos valores	CNPq	-	-	10,06	10,06

Resistores SMD	Diversos valores	CNPq	-	-	2,72	2,72
			<b>Total</b>	<b>159,28*</b>	<b>199,25**</b>	

Fonte: O próprio autor. (\*) representa os custos dos componentes excluindo aqueles que foram adquiridos através de amostras distribuídas pela Texas Instruments. (\*\*) inclui-se aqui os custos das amostras.

## 7 CONCLUSÃO

Analisando os resultados obtidos após um longo período de monitoramento, não foi observado danos ao sistema nem a perda de dados coletados, pelo contrário, os sinais são coerentes e caracterizam eventos reais nos momentos em que eles aconteceram. A rotina em ambiente computacional foi capaz de decodificar todas as amostras, implementar filtros essenciais à análise e apresentá-las temporalmente com a possibilidade de zoom, conforme apresenta as figuras da seção 6.2.

Quanto à qualidade dos sinais coletados, destaca-se a boa compatibilidade eletromagnética e a imunidade dos sinais coletados ao ruído provocado pela rede elétrica, cuja principal característica é a frequência de 60 Hz. Isto se deve a utilização de componentes de qualidade somada a um bom projeto do PCB.

Os testes realizados, mesmo que em um número excepcionalmente baixo de voluntários (autor e orientador), demonstraram que o sistema distribuído não causa grandes distúrbios ao sono do paciente. Entretanto a principal conclusão à qual se pode chegar é que o sistema distribuído, aqui desenvolvido, é robusto o suficiente para suportar uma noite de sono sem sofrer danos a sua integridade física ou aos dados coletados. Abrindo assim a possibilidade de que outros pesquisadores utilizem os *hardwares* e *softwares* aqui desenvolvidos.

A solução modular apresentada pode ser adaptada para atender as necessidades de um monitoramento mais ou menos complexo, sem problemas. Para o caso de elevação da complexidade, pode-se adicionar à presente solução novos módulos que realizariam outras funções tais como eletroencefalograma (EEG) ou eletromiograma (EMG), uma vez que cada módulo é totalmente autônomo e salva as informações em cartões µSD individuais. Para isto se faz necessário o desenvolvimento rotinas computacionais, semelhantes as já desenvolvidas, para decodificação dos novos arquivos. Para o caso de menor complexidade a retirada de algum módulo é possível pois isto não afeta os demais.

Ademais, a relativa simplicidade do sistema e a elevação da mobilidade e conforto do paciente cria a possibilidade para que um indivíduo comum monitore a qualidade do

seu sono de maneira segura e confiável, o que vem de encontro com tendências como *wellness* e *healthness*.

Relativo a trabalhos futuros propõem-se:

- A implementação de relatório de erros gerados pelos módulos quanto à inicialização das funções particulares de cada um.
- Adição de um módulo SpO2 com *datalogger*, de dimensões reduzidas, à solução.
- Adição de novos módulos que monitorem o EEG e a análise do fluxo respiratório.
- Comparação entre os resultados obtidos por esta solução modular e um polissonógrafo certificado
- Comparação dos custo de fabricação desta solução e o custo de um polissonógrafo comercial.
- Implementar a transferência de dados por um dispositivo sem fio com baixo consumo de energia.
- Analisar a qualidade do sono mediante a diferentes situações internas ou externas ao paciente como temperatura ambiente, luminosidade, consumo de bebida alcoólica, etc.

Relativo a áreas diferentes à polissonografia e utilizando os módulos desenvolvidos neste trabalho:

- Pode-se realizar estudos que demandam uma longa utilização de ECG ou eletromiograma.
- Estudar o efeito de filtros digitais nos sinais provenientes de variáveis biológicas.
- Análise de movimentação de um paciente ou atletas durante o dia, como por exemplo pedômetro, número de pedaladas, acelerações máximas impostas ao corpo, etc.

## REFERÊNCIAS

AAST, A. A. O. S. T. **Sleep Technology: Technical Guideline. Standard Polysomnography.** Illinois, USA: AAST 2012.

ARAUJO, M. F. et al. Health indicators associated with poor sleep quality among university students. **Rev Esc Enferm USP**, v. 48, n. 6, p. 1085-92, 2014. ISSN 0080-6234 (Print)0080-6234. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/s0080-623420140000700017> >.

ATMEL. **8-bit Atmel XMEGA A Microcontroller: XMEGA A Manual** 2012.

\_\_\_\_\_. **8/16-bit Atmel XMEGA A1U Microcontroller: ATxmega128A1U / ATxmega64A1U:** 216 p. 2014a.

\_\_\_\_\_. **Atmel ATmega640/V-1280/V-1281/V-2560/V-2561/V:** Atmel 2014b.

\_\_\_\_\_. **SAM4S ARM Cortex M4 MCUs.** 2016. Disponível em: < <http://www.atmel.com/products/microcontrollers/arm/sam4s.aspx> >. Acesso em: 13/01/2016.

CALDWELL, J. **Single-Supply, Electret Microphone Pre-Amplifier Reference Design:** Texas Instruments: 23 p. 2015.

CALIFORNIA, U. O. Mouth Guard Monitors. 2015-08-31 2015. Disponível em: < <http://www.wirelessdesignmag.com/news/2015/08/mouth-guard-monitors-health-markers-transmits-information-wirelessly-smart-phone> >. Acesso em: 23/06/2016.

CHAN, E. FatFs - Generic FAT File System Module. 2016. Disponível em: < [http://elm-chan.org/fsw/ff/00index\\_e.html](http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html) >. Acesso em: 04/01/2016.

CHANG, D.-W. et al. Design and Implementation of a Modularized Polysomnography System. **Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on**, USA, v. 61, n. 7, p. 1933-1944, 2012. ISSN 0018-9456.

CHEN, R. Windows Confidential: A Brief and Incomplete History of FAT32. 2008. Disponível em: < <https://technet.microsoft.com/en-us/magazine/2006.07.windowsconfidential.aspx> >. Acesso em: 04/01/2016.

CHOUDHURY, S. R. et al. Design and Development of a Novel EOG Biopotential Amplifier. **International Journal of Bioelectromagnetism**, v. 7, n. 1, p. 271-274, 2005. Disponível em: <<http://ijbem.ws.hosei.ac.jp/volume7/number1/pdf/071.pdf>>.

CUIINC. **CMA-4544PF-W Datasheet**: 2 p. 2013.

DAS, D.; VEDANARAYANAN. Identification Of Obstructive Sleep Apnea Through SpO<sub>2</sub> And ECG Signal Features By Using An Efficient Neural Network System. **International Journal of Advanced Research in Computer Science and Electronics Engineering**, v. 2, n. 2, p. 145-153, 2013. ISSN 2277-9043. Disponível em: <<https://doaj.org/article/565fcccc61e43c795e09f3fcda27c>>.

DEVICES, A. **Small, Low Power, 3-Axis ±3 g, Accelerometer ADXL335**. One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A: 16 p. 2010.

DICTIONARY, T. F. Definition of fitness. 2016. Disponível em: <<http://www.thefreedictionary.com/fitness>>. Acesso em: 23/06/2016.

EXAME. Disponível em: <<http://exame.abril.com.br/tecnologia/noticias/camiseta-smart-japonesa-ajuda-a-melhorar-condicao-fisica>>. Acesso em: 23/06/2016.

\_\_\_\_\_. Camiseta "smart" japonesa ajuda a melhorar condição física. 2016. Disponível em: <<http://exame.abril.com.br/tecnologia/noticias/camiseta-smart-japonesa-ajuda-a-melhorar-condicao-fisica>>. Acesso em: 23/06/2016.

FARLEX. The Free Dictionary. Disponível em: <<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/microshock>>. Acesso em: 30/03/2016.

GARG, S.; KAHRE, V. Classification of Sleep Stages Using Neural Network Based on EEG and EOG signals - ProQuest. 2014. Disponível em: <<http://search.proquest.com/openview/8c752addfed0a8095bca557dbe39d2a2/1?pq-origsite=gscholar>>.

GRANDNER, M. A.; PACK, A. I. Sleep disorders, public health, and public safety.(Editorial). **JAMA, The Journal of the American Medical Association**, v. 306, n. 23, p. 2616, 2011. ISSN 0098-7484.

HABA-RUBIO, J.; KRIEGER, J. Evaluation Instruments for Sleep Disorders: A Brief History of Polysomnography and Sleep Medicine. In: CHIANG, R. P.-Y. e KANG, S.-

C. J. (Ed.). **Introduction to Modern Sleep Technology**: Springer Netherlands, 2012. p.19-31. ISBN 978-94-007-5470-6.

**INSTRUMENTS, T. 1.8-V MICROPOWER CMOS OPERATIONAL AMPLIFIER ZERO-DRIFT SERIES - OPA2333-HT**: 7-8 p. 2013.

\_\_\_\_\_. **ADS1293 Low-Power, 3-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**. Dallas, Texas: TI 2014a.

\_\_\_\_\_. **OPT3001 Ambient Light Sensor (ALS)**. INSTRUMENTS, T. 2014b.

\_\_\_\_\_. **LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors** 2016.

**INVENSENSE. MPU-6000 and MPU-6050**

**Product Specification**

**Revision 3.4.** 1197 Borregas Ave, Sunnyvale, CA 94089 U.S.A 2013.

JAFARI, B.; MOHSENIN, V. **Polysomnography**. Clinics in Chest Medicine, 2010. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.ccm.2010.02.005> >.

KAWADA, T. Acute myocardial infarction and sleep apnea. **International Journal of Cardiology**, v. 187, p. 486, 2015. ISSN 0167-5273.

**KUMAR, S.; DASH, A.; MUKUL, M. K. Design and Development of Low-Cost EOG Acquisition Circuit for HMI Application. 2nd International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)**. Noida: IEEE: 192-197 p. 2015.

LOKAVEE, S. et al. **Sensor pillow and bed sheet system: Unconstrained monitoring of respiration rate and posture movements during sleep. Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2012 IEEE International Conference on**. Seoul: IEEE: 1564 - 1568 p. 2012.

LOOMIS, A. L.; HARVEY, E. N.; HOBART, G. A. Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials. **Journal of Experimental Psychology**, v. 21, n. 2, p. 127, Aug 1937 1937. ISSN 0022-1015 (Print). Disponível em: < <http://psycnet.apa.org/journals/xge/21/2/127> >. Disponível em: < <http://psycnet.apa.org/journals/xge/21/2/127.html> >. Disponível em: < <http://psycnet.apa.org/journals/xge/21/2/127.pdf> >.

LUBECKE, V. M.; BORIC-LUBECKE, O. **Wireless Technologies in Sleep Monitoring.** Radio and Wireless Symposium, 2009. RWS '09. IEEE: IEEE: 135 - 138 p. 2009.

MAYO-CLINIC. Hypoxemia (low blood oxygen). 2015. Disponível em: < <http://www.mayoclinic.org/symptoms/hypoxemia/basics/definition/sym-20050930> >. Acesso em: 29/12/2015.

OKSENBERG, A. et al. Association of Body Position With Severity of Apneic Events in Patients With Severe Nonpositional Obstructive Sleep Apnea. **CHEST Journal**, v. 118, n. 4, p. 1018-1024, 2000. ISSN 0012-3692. Disponível em: < <http://journal.publications.chestnet.org/data/Journals/CHEST/21953/1018.pdf> >.

PENZEL, T. et al. Digital Analysis and Technical Specifications. **Journal of Clinical Sleep Medicine**, v. 3, p. 109-120, 2007. Disponível em: < [https://www.researchgate.net/profile/Thomas\\_Penzel/publication/6280309\\_Digital\\_analysis\\_and\\_technical\\_specifications/links/0912f5097fc05de155000000.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Thomas_Penzel/publication/6280309_Digital_analysis_and_technical_specifications/links/0912f5097fc05de155000000.pdf) >.

RACHIM, V. P. L., GANG; CHUNG, W. Y. Sleep apnea classification using ECG-signal wavelet-PCA features **Bio-Medical Materials and Engineering**, v. 24, p. 2875–2882, 2014.

RAMOS, A. R.; GANGWISCH, J. E. Is sleep duration a risk factor for stroke? **Neurology**, v. 84, n. 11, p. 1066-1067, 2015. ISSN 00283878.

RESEARCH, I. O. M. U. C. O. S. M. A. **Sleep Disorders and Sleep Deprivation.** National Academies Press (US), 2006. ISBN 0-309-10111-5. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK19960/> >.

**ROCHA, M. M.; SALES, G. S. Impacto dos transtornos do sono sobre o funcionamento diário e a qualidade de vida. Estudos de Psicologia**, 2007. ISSN 1982-0275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-166X2007000400011> >.

SILBER, M. H. et al. The Visual Scoring of Sleep in Adults. **Journal of Clinical Sleep Medicine**, v. 3, 2007. Disponível em: < <http://www.aasmnet.org/jcsm/articles/030203.pdf> >.

SONO, I. B. D. Movimento periódico das pernas. Disponível em: < [http://www.institutobrasileirodosono.com.br/index.php?option=com\\_content&view=article&id=86&Itemid=166](http://www.institutobrasileirodosono.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=86&Itemid=166) >. Acesso em: 29/12/2015.

VALHAM, F. et al. Ambient Temperature and Obstructive Sleep Apnea: Effects on Sleep, Sleep Apnea, and Morning Alertness. **Sleep**, v. 35, n. 4, p. 513-517, 2012. ISSN 0161-8105 (Print)1550-9109 (Electronic). Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.5665/sleep.1736> >.

ZHANG, Z. et al. Emotion recognition based on customized smart bracelet with built-in accelerometer. 2016-01-14 2016. ISSN 2167-9843. Disponível em: < <https://peerj.com/preprints/1650.pdf> >.Disponível em: < <https://peerj.com/preprints/1650> >.

## APÊNDICE A

### Caracterização de um microcontrolador

Definição de um uC

Definição de um periférico

Descritivos de alguns periféricos como UART, SPI, I2C, Timers e ADCs

## APÊNDICE B

**Plataforma de desenvolvimento integrada Atmel Studio e manutenção do código**

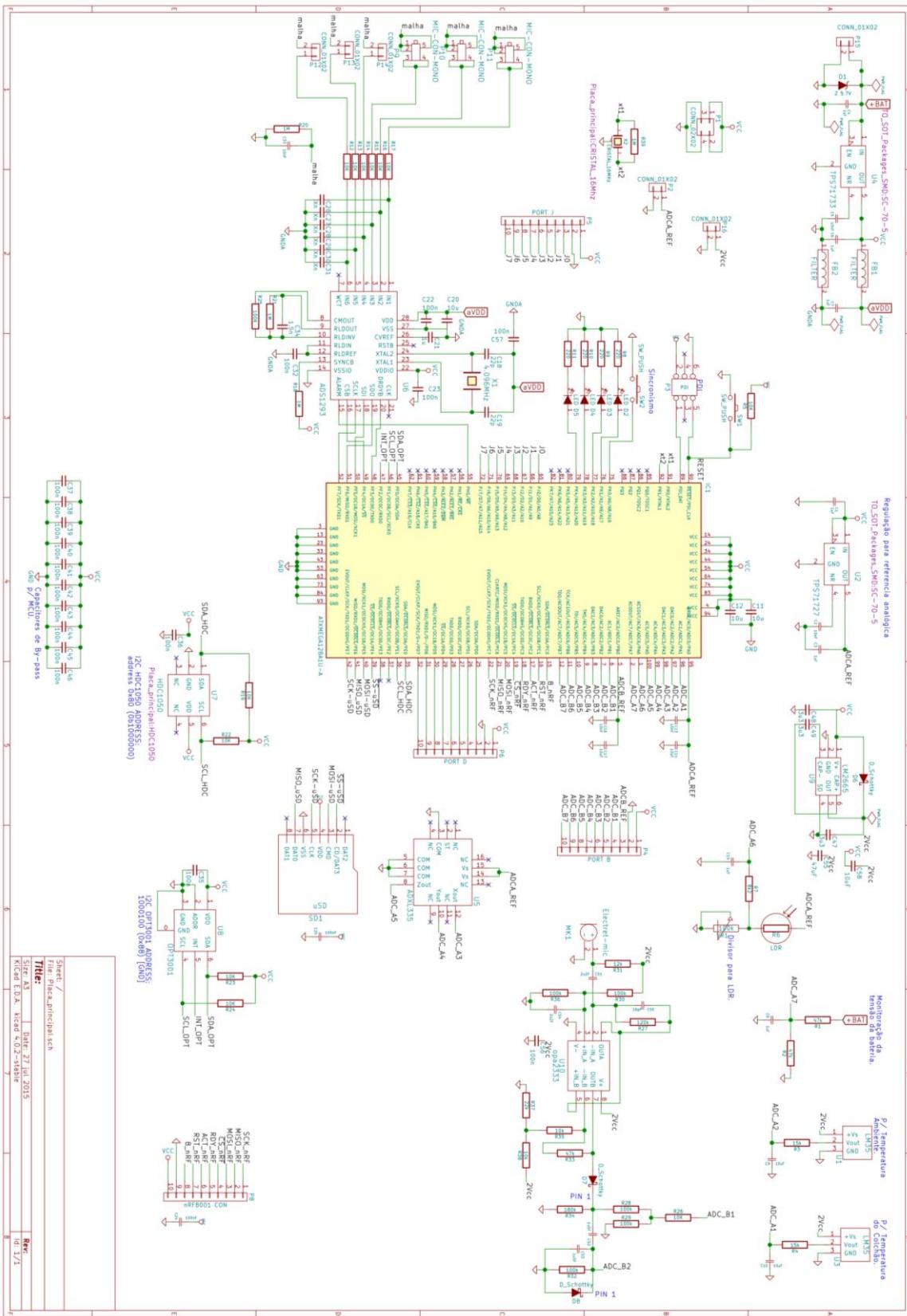
## APÊNDICE C

### MATLAB

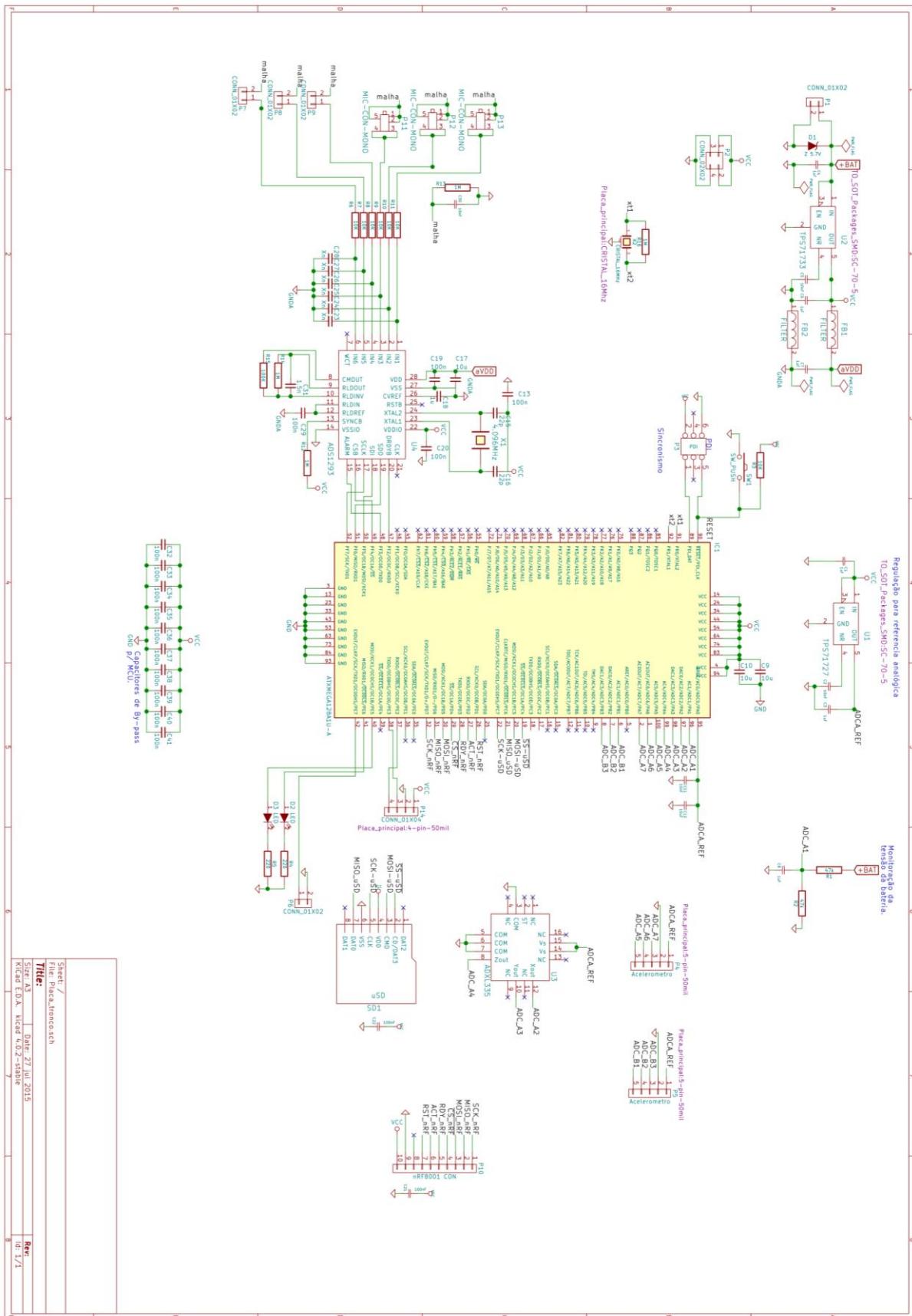
[http://www.mathworks.com/help/matlab/learn\\_matlab/product-description.html](http://www.mathworks.com/help/matlab/learn_matlab/product-description.html)

## **APENDICE D**

### **Esquemático placas – MD-EOG**



## Esquemático placas – MD-ECG



## **Esquemático placas – MD-ACC**

