

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE TECNOLOGIA
CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO**

**PROJETO DE CAMA INTELIGENTE PARA
ATENDIMENTO DOMICILIAR**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Franthiescolly Vieira de Carvalho

Santa Maria, RS, Brasil

2016

PROJETO DE CAMA INTELIGENTE PARA ATENDIMENTO DOMICILIAR

Por

Franthiescolly Vieira de Carvalho

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação
Engenharia de Controle e Automação, da Universidade Federal de Santa Maria
(UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia de Controle e Automação

Orientador: Prof. Rodrigo da Silva Guerra, Ph.D.

Santa Maria, RS, Brasil

2016

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Tecnologia
Curso de Engenharia de Controle e Automação**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova o Trabalho de Conclusão de Curso

**PROJETO DE CAMA INTELIGENTE PARA ATENDIMENTO
DOMICILIAR**

Elaborado por
Franthiescolly Vieira de Carvalho

como requisito parcial para obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia de Controle e Automação

Comissão Examinadora

Prof. Rodrigo da Silva Guerra, Ph.D. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Prof. Luciano Schuch, Dr. (UFSM)

Prof. Amara Lucia Holanda Tavares Battistel, Ma. (UFSM)

Santa Maria, 05 de Fevereiro de 2016

Dedico este trabalho aos meus queridos pais, Rita Farlei e Cláudio.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus pais Cláudio Campo de Carvalho e Rita Farlei Vieira de Carvalho, minhas irmãs Katherlly Vieira de Carvalho e Francielly Vieira de Carvalho e meu eterno irmão Benhur Retzlaff Rodrigues, por terem me dado todo o apoio, auxílio e conselhos os quais me mantiveram em pé nos momentos mais difíceis.

Também agradeço ao professor Rodrigo da Silva Guerra, que acompanhou de perto a evolução do presente trabalho, concedendo-me um espaço no laboratório do PRO+E, além de ceder, sempre quando precisei, um pouco de seu tempo para me orientar.

Por fim, agradeço, à todos os meus professores por terem passado o conhecimento o qual adquiri. Além de agradecer aos amigos que sempre me apoiaram, em especial ao meu grande amigo Adriano Marques Jaime.

RESUMO

Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Tecnologia
Curso de Engenharia de Controle e Automação

PROJETO DE CAMA INTELIGENTE PARA ATENDIMENTO DOMICILIAR

Autor: Franthiescolly Vieira de Carvalho
Orientador: Prof. Rodrigo da Silva Guerra, Ph.D.
Data e local de defesa: Santa Maria, 05 de Fevereiro de 2016

O presente projeto objetiva a criação de uma cama inteligente para atendimento domiciliar, que tem por finalidade, a medição do peso, além da qualidade do sono de pessoas com disfunções físicas ou que possuem dificuldade de locomoção, geralmente caracterizados em pessoas com idade mais avançada. Levando isto em consideração, o sistema fará estas medições relacionadas à saúde da pessoa, utilizando um sistema de computação pervasiva, que coletará dados através de um software, que disponibilizará no computador um gráfico para análise. Neste gráfico, será possível observar e analisar as etapas do sono da pessoa em questão, e identificar problemas relacionados ao peso. As medições de peso e qualidade do sono serão feitas através de quatro células de cargas, distribuídas nos pés da cama e um acelerômetro, cuja captação dos movimentos está relacionada à uma das fases do sono profundo conhecida como *rapid eye movement* (REM), que é caracterizada por uma aceleração dos movimentos de globo ocular acompanhada por uma notável diminuição da atividade muscular. Ou seja, caso o acelerômetro registre pouca movimentação, a pessoa entrou em REM. Ao final, espera-se que o projeto possua um baixo custo devido à utilização de componentes de baixo valor comercial.

Palavras-chave: Computação ubíqua; Ambientes pervasivos; Sistemas ciberfísicos; Instrumentação; Atendimento domiciliar.

ABSTRACT

Tecnology Center
Control and Automation Engineering Course
Federal University of Santa Maria

PROJECT OF INTELLIGENT BED FOR HOUSEHOLD CARE

Author: Franthiescolly Vieira de Carvalho
Advisor: Prof. Rodrigo da Silva Guerra, Ph.D.
Date and defense site: Santa Maria, February 05, 2016

This project aims to create an intelligent bed for home care, which measure the weight, and the quality of sleep of people with physical disorders or who have limited mobility, usually characterized in people over age. Taking this into account, the system will make these measurements related to the health of the person using a pervasive computing system that will collect data through software, which will provide a graph on the computer for analysis. In this graph, one can observe and analyze the stages of sleep of the person concerned, and identify problems related to weight. Sleep quality and weight measurements are made using four load cells distributed in the bed feet and acelerometer whose captured movements are related to whether or not the person entered a stage of deep sleep called *rapid eye movement* (REM), which is characterized by an acceleration of the eyeball movements accompanied by a marked decrease in muscle activity. That is, if the accelerometer captures low quantity of movement, the person entered REM. At the end, it is expected that the design will have low cost due to the use of low commercial value components.

Keywords: Ubiquitous computing; Pervasive environments; Cyberfísics systems; Instrumentation; Home care

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Trecho de 30 segundos de vigília em traçado polissonográfico.	20
Figura 2 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio I do sono NREM.	20
Figura 3 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio II do sono NREM.	21
Figura 4 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio III do sono NREM.	22
Figura 5 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio IV do sono NREM.	22
Figura 6 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em sono REM.	24
Figura 7 – Acelerômetro MPU 6050 implementado no módulo GY-521.	25
Figura 8 – Relação de pinos do módulo GY-521.	26
Figura 9 – Módulo amplificador/conversor HX711.	27
Figura 10 – Diagrama de blocos internos do módulo HX711 (Fonte: AVIA Semiconductor).	28
Figura 11 – Resistores pull-up nas linhas de um barramento I ² C.	29
Figura 12 – Condições relacionadas à transmissão em um barramento I ² C.	30
Figura 13 – Ciclo de escrita.	31
Figura 14 – Ciclo de leitura.	31
Figura 15 – A) Valor de tensão correto no medidor. B) Valor de tensão incorreto lido pelo instrumento.	32
Figura 16 – Ponte de Wheatstone.	33
Figura 17 – Célula de carga utilizada no trabalho.	36
Figura 18 – Circuito interno da célula de carga.	36
Figura 19 – Implementação das células de carga junto ao HX711.	37
Figura 20 – Plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560.	37
Figura 21 – Implementação final da balança do sistema.	38
Figura 22 – Exemplo de circuito de condicionamento de sinal.	39
Figura 23 – Modelo de comunicação de leitura de 1 byte de dados.	40
Figura 24 – Implementação do acelerômetro MPU 6050 no Arduino.	41

Figura 25 – Gráfico dos resultados do sistema subdividido em etapas que simulam o sono da pessoa.	43
Figura 26 – Interface primária do sistema supervisorio desenvolvido.	45
Figura 27 – Amostragem dos dados no sistema supervisorio.	46
Figura 28 – Vista inferior do sistema.	47
Figura 29 – Célula de carga fixada no pé da cama.	48
Figura 30 – Acelerômetro junto à cabeceira da cama.	49
Figura 31– Vista frontal do sistema.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Cronograma do trabalho.	50
---	----

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A – Código para o MPU 6050 / Arduino	51
Apêndice B – Código para o MPU 6050 / Matlab	53
Apêndice C – Código para o HX711 / Arduino	54
Apêndice D – Código para o HX711 / Matlab	56
Apêndice E – Código usado para captura dos dados	58

Sumário

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Descrição do problema	13
1.2 Objetivo	15
1.3 Hipóteses.....	15
2 PROJETOS SIMILARES.....	16
2.1 Sistema de monitoramento da função respiratória.....	16
2.2 Aplicativo Sleep by MotionX para iPhone	16
2.3 Aplicativo Sleep Cycle para iPhone	17
2.4 Projeto de cama inteligente – Luna Smart bed	17
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICO.....	18
3.1 Caracterização do sono	18
3.1.1 Classificação dos estágios de sono	19
3.2 Acelerômetro	25
3.2.1 Relação de pinos e endereçamento do acelerômetro MPU 6050.....	26
3.3 Módulo conversor/amplificador HX711	26
3.4 Protocolo I ² C.....	28
3.4.1 Endereçamento I ² C	29
3.4.2 Transmissão I ² C	29
3.5 Ponte de Wheatstone.....	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS DE IMPLEMENTAÇÃO UTILIZADOS.....	35
4.1 Implementação das células de carga/balança.....	35
4.2 Implementação do acelerômetro utilizado	40
5 RESULTADOS.....	42
5.1 Resultados da simulação do sistema	42
5.2 Sistema Supervisório para a análise dos dados.....	44
5.3 Montagem final do projeto	47
6 CRONOGRAMA.....	50
7 CONCLUSÃO.....	52
APÊNDICES	53
BIBLIOGRAFIA.....	61

1 INTRODUÇÃO

1.1 Descrição do problema

O cotidiano de qualquer pessoa é constituído por muitas atividades que são desempenhadas em diversos contextos e diferentes níveis de complexidade. Isto inclui desde as Atividades da Vida Diária (AVD), como o simples ato de alimentar-se, fazer compras ou usar o computador, às Atividades da Vida de Trabalho (AVT) e Atividades de Vida de Lazer (AVL) (TAKAYAMA, L.; PANTOFARU, C., 2009). Frequentemente pessoas com disfunções físicas, geralmente idosos, apresentam limitações no desempenho de atividades básicas e necessitam de adaptações em roupas e/ou do próprio domicílio, bem como nas atividades escolares e acadêmicas, a fim de executar suas tarefas de forma satisfatória. Nesse contexto, o uso de tecnologia assistiva pode facilitar o cotidiano dessas pessoas para que desenvolvam suas atividades com mais autonomia e independência (TAKAYAMA, L.; PANTOFARU, C., 2009). Além disto a população brasileira envelhece hoje em uma velocidade maior que a dos países desenvolvidos, tendo em vista que esta população necessita destes cuidados especiais. Segundo o IBGE, nos próximos 20 anos, a população brasileira com mais de 60 anos de idade vai mais que triplicar, passando para 88,6 milhões de pessoas (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2010). Uma das alternativas instituídas pelo Governo Federal é a oferta de serviços de saúde atuantes em domicílio, buscando maior qualidade na atenção prestada (MINISTERIO DA SAÚDE, 2013).

Alterações relacionadas à idade ocorrem praticamente em todas as partes do corpo, trazendo diversas mudanças funcionais ao organismo idoso. Dentre elas, a redução da massa magra, aumento do tecido adiposo corpóreo e a menor eficiência de bombeamento do coração, podendo haver diminuição do fluxo sanguíneo. Também, o olfato e o paladar podem tornar-se menos agudos, a mastigação se tornando difícil devido à perda dos dentes, a menor secreção de ácido clorídrico e bile dificultando a digestão e a perda do tônus do trato gastrointestinal levando à constipação (BUENO, J. M., MARTINO, H. S. D., FERNANDES, M. F. S., COSTA, L. S., SILVA, R. R., 2005).

Assim, o idoso tem grande chance de desenvolver desnutrição, uma das doenças mais comuns em idades avançadas, que além de contribuir para o aumento da mortalidade, devido a

estas alterações do estado nutricional, predispõe a uma série de complicações graves, incluindo tendência à infecção, deficiência de cicatrização de feridas, falência respiratória, insuficiência cardíaca, diminuição da síntese de proteínas a nível hepático com produção de metabólitos anormais, diminuição da filtração glomerular e da produção de suco gástrico (ACUÑA, K., CRUZ, T., 2004).

Por outro lado, o sobrepeso e a obesidade, são fatores de risco para variado número de agravos à saúde, dos quais os mais frequentes são doença isquêmica do coração, hipertensão arterial, acidente vascular cerebral, diabetes mellitus tipo 2, colelitíase, osteoartrite (especialmente de joelhos), neoplasia maligna de mama pós-menopausa e de endométrio, esofagite de refluxo, hérnia de hiato e problemas psicológicos (ACUÑA, K., CRUZ, T., 2004).

Outro fator importante na saúde do idoso é a qualidade do seu sono, pois pode estar diretamente relacionado a dificuldades em manter a atenção, redução da velocidade de resposta, prejuízos da memória, da concentração e do desempenho. Além disso, a mortalidade devido a causas comuns em idosos (doença cardiovascular, acidente vascular encefálico e câncer, por exemplo) é cerca de duas vezes maior em pessoas com distúrbios do sono do que naqueles com sono de boa qualidade (MUGEIRO, M. J. C., 2010).

Nesse contexto, pode-se concluir que variações de peso e distúrbios do sono têm particular relevância na saúde dos idosos. Entretanto, são dados difíceis de medir e acompanhar de forma consistente e periódica. Dependendo do quadro do paciente, há restrições de mobilidade, fragilidade óssea, obesidade, e outras dificuldades motoras diversas que prejudicam a estimação frequente do peso corporal do paciente idoso. A qualidade do sono é também difícil de ser avaliada por exigir acompanhamento contínuo e consistente do paciente ao longo das suas diversas horas de repouso. Há, portanto, a proposta de desenvolvimento de um sistema ubíquo, hoje inexistente no mercado, que possibilitará, através de técnicas de computação pervasiva, um acompanhamento contínuo de diversos indicadores de saúde, colhendo e compilando informações sobre a saúde do idoso, buscando não afetar a rotina de sua vida diária, e oferecendo acesso rápido e seguro às informações dos pacientes internados no domicílio. Para isto, o ambiente possuirá uma série de sensores que farão um monitoramento constante do idoso gerando informações sobre o estado de saúde do mesmo, através de medições do peso, da qualidade e da quantidade do sono.

1.2 Objetivo

O presente trabalho consiste em uma cama equipada com sensores inerciais, células de carga, e um sistema de computação capaz de estimar e coletar informações relevantes, referentes à saúde do idoso, compilando estes dados de forma a integrar uma rede ubíqua de sensores interconectados.

Uma das fases do sono profundo, conhecida como *rapid eye movement* (REM), é caracterizada por uma aceleração dos movimentos de globo ocular acompanhada por uma notável diminuição da atividade muscular. A fim de avaliar a quantidade de sono profundo do idoso, será utilizado um acelerômetro acoplado à cama. O objetivo desse acelerômetro é detectar a quantidade de movimentos da pessoa durante a noite e com isso detectar a fase de sono profundo (sono REM), computando desta forma a quantidade, duração e intermitência de sono profundo durante seu período de repouso noturno.

Para análise do peso do idoso, serão colocadas células de carga nos quatro pés da cama, além de um sistema inteligente que consiga detectar o peso de uma forma dinâmica, mesmo frente as variações como: a quantidade de roupa de cama, travesseiros, etc. Combinando com a detecção de quantidade de movimento pode-se estimar o peso real do indivíduo que se deita sobre a cama.

1.3 Hipóteses

Para a realização do presente trabalho foram consideradas algumas hipóteses, relacionadas abaixo:

- Pressupõe-se o congelamento dos movimentos da pessoa em sono profundo REM.
- Na medição do peso, serão ignorados o peso referente aos acessórios de vestimenta, ou seja, pressupõe-se que a pessoa durma geralmente, em média, com as mesmas roupas.
- As medições serão realizadas, apenas, no caso de uma única pessoa ou indivíduo sobre a cama, ou seja, levamos em consideração que a pessoa durma sozinha.

2 PROJETOS SIMILARES

Nesta seção serão mostradas algumas tecnologias existentes no mercado atual, que se assemelham em alguns quesitos em relação ao presente trabalho.

2.1 Sistema de monitoramento da função respiratória

Este sistema de monitoramento da função respiratória, basicamente, possibilita a avaliação da respiração normal ou patológica de um indivíduo, através do uso de acelerômetros integrados, além de avaliar a ocorrência de movimento dos olhos enquanto o paciente dorme, quantidade de microacordadores e mudanças de fase (sono REM, sono NÃO-REM, Vigília), fornecendo a posição e a condição ergonômica do paciente quando o mesmo apresentar ou não transtornos respiratórios durante o sono.

O dito sistema constitui-se de uma cama, com oito ou mais acelerômetros dispostos pelo menos nas seguintes localizações: região periorbital (um par), aletas nasais (um par), pescoço, apêndice xifoide e hipogástrio (PATENTES ONLINE, 2007).

2.2 Aplicativo Sleep by MotionX para iPhone

O aplicativo Sleep by MotionX é capaz de simular um actígrafo com o acelerômetro do iPhone para testar a qualidade de sono.

A partir de uma avaliação feita durante a noite de sono, o aplicativo é capaz de configurar o alarme para tocar somente quando o usuário estiver no estágio mais leve do sono, fazendo com que ele não acorde incomodado e cansado.

Para usar o aplicativo o usuário deve selecionar o horário que deve acordar e clicar sobre botão “Start Sleep” antes de se deitar. É preciso que o smartphone seja colocado em cima da cama ou em uma braçadeira para ter mais efetividade na avaliação do sono e no alarme.

Há, ainda, um relatório que informa a quantidade de horas dormidas por dia, porcentagem de acerto do aplicativo, e até o tempo de sono profundo e leve durante a noite (EDITORA ABRIL, 2012).

2.3 Aplicativo Sleep Cycle para iPhone

Sleep Cycle é um aplicativo despertador capaz de identificar e ativar o alarme quando o indivíduo estiver em um estágio de sono mais leve. De forma análoga ao aplicativo Sleep by MotionX, as vibrações são captadas pelo acelerômetro do dispositivo móvel utilizado, interpretando e correlacionando-as com o estágio de sono *rapid eyes movment* (REM) (EDITORA ABRIL, 2012).

2.4 Projeto de cama inteligente – Luna Smart bed

A Luna smart bed é interligada ao smartphone e a qualquer outro equipamento eletrônico equipado com o sistema de comunicação Bluetooth. Ela faz coisas que se esperam de uma cama inteligente, como manter a temperatura ajustada para o conforto do casal (e isso contempla ajustes diferentes para cada um dos lados da cama) (PME.ESTADAO, 2015).

Mas há alguns atributos menos lógicos, como acompanhar a qualidade do sono do usuário, produzindo uma série de gráficos e métricas por meio de um aplicativo dentro do celular (PME.ESTADAO, 2015).

Mas é realmente na intercomunicação com outros gadgets que a cama inteligente vai além. Ela percebe que o usuário caiu no sono e desliga luzes, aparelhos de som ou TVs. Quando o usuário entra naquela faixa de sono próxima ao despertar, ele vai preparando a casa, como colocar a cafeteira para funcionar, aquecer a água para o banho e etc (PME.ESTADAO, 2015).

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção serão abordados, de forma detalhada, cada estágio do ciclo Vigília-sono de um indivíduo, dando ênfase na última fase de sono profundo, ou seja, o *rapid eyes movement* (REM) cujos conceitos formam a base principal utilizada para a idealização do sistema de monitoramento de sono deste trabalho.

Serão explicados também os conteúdos utilizados no embasamento para a implementação do acelerômetro, além de alguns conceitos básicos relacionados aos demais componentes utilizados no presente trabalho

3.1 Caracterização do sono

As pesquisas científicas modernas sobre o padrão de sono e os mecanismos envolvidos na indução e manutenção deste fenômeno iniciaram-se no século XIX, com o desenvolvimento de ferramentas eletrofisiológicas necessárias ao estudo de biopotenciais de pequena amplitude. Em 1875, Caton registrou a atividade elétrica espontânea de cérebros de coelhos, gatos e macacos. Entretanto, os biopotenciais cerebrais de humanos foram registrados somente em 1929 por Berger, que estudou a atividade elétrica do córtex exposto de pacientes com tumor cerebral. O resultado deste registro foi denominado eletroencefalograma ou EEG (BAKER, T. L., 1985).

Em 1937, Harvy e Loomis realizaram o registro de EEG durante a noite toda em humanos. Eles demonstraram que o sono consiste de alternância de estágios que poderiam ser diferenciados pelo seu padrão de EEG, e que estes estágios aparecem espontaneamente sob orientação de algum mecanismo regulatório do sistema nervoso central. Estes autores criaram o primeiro sistema de classificação dos estágios de sono e também descreveram várias características importantes do EEG que são usadas no atual sistema de classificação dos estágios do sono (KLEITMAN, N., 1987). Atualmente, estes estágios do sono identificados por Loomis, são chamados de estágios I, II, III e IV do sono (TUFIK, S., 2000).

Somente em 1953 foi identificado o último dos estágios de sono que atualmente se conhecem. Aserinsky e Kleitman observaram um novo padrão de EEG de sono consistindo de baixa voltagem e atividade rápida do EEG associada à movimentos rápidos dos olhos. Estes

autores ainda reconheceram que este fenômeno estava associado com os sonhos. Este estágio foi então chamado de sono *rapid eye movement* (REM), que se alterna regularmente com os estágios descritos por Loomis, que em contrapartida foi chamado de não-REM (NREM) (MARTINS, P. J. F.; MELLO, M. T.; TUFIK, S., 2001).

3.1.1 Classificação dos estágios de sono

Os parâmetros eletrográficos essenciais usados para a determinação dos estágios do sono são o eletroencefalograma (EEG), eletrooculograma (EOG) responsável pela captação do movimento do globo ocular, e o eletromiograma (EMG), responsável pelo registro das correntes elétricas geradas em um músculo ativo (RECHSTCHAFFEN, A.; KALES, A., 1968).

A classificação dos estágios de sono é realizada em intervalos de registro entre 20 e 60 segundos, denominados de época (RECHSTCHAFFEN, A.; KALES, A., 1968). As épocas podem ser classificadas da seguinte forma:

- Vigília;
- Sono NREM;
 - Estágio I do sono;
 - Estágio II do sono;
 - Estágio III do sono;
 - Estágio IV do sono;
- **Sono REM.**

No sono NREM, há relaxamento muscular comparativamente à vigília, porém, mantém-se sempre alguma tonicidade basal. O EEG exhibe aumento progressivo de ondas lentas, conforme se avança do estágio I para o estágio IV do sono NREM (FERNANDES, R. M. F., 2006).

Durante a vigília, predomina o ritmo alfa, uma atividade elétrica cerebral em frequência de 8 a 13 ciclos por segundo (Figura 1), que passa a se fragmentar, surgindo em menos de 50% dos trechos analisados, conforme se inicia a sonolência superficial, a qual já se caracteriza como estágio I do sono NREM. Em seguida, o ritmo alfa desaparece, dando lugar a uma atividade mista nas faixas de frequência teta (4 a 7 ciclos por segundo) e beta (acima de 13 ciclos por segundo), com poucas componentes delta de média amplitude, surgindo as Ondas Agudas do

Vértex, que marcam a sonolência profunda, ainda designada ao estágio I do sono NREM, onde podemos observar este fato na Figura 2 (FERNANDES, R. M. F., 2006).

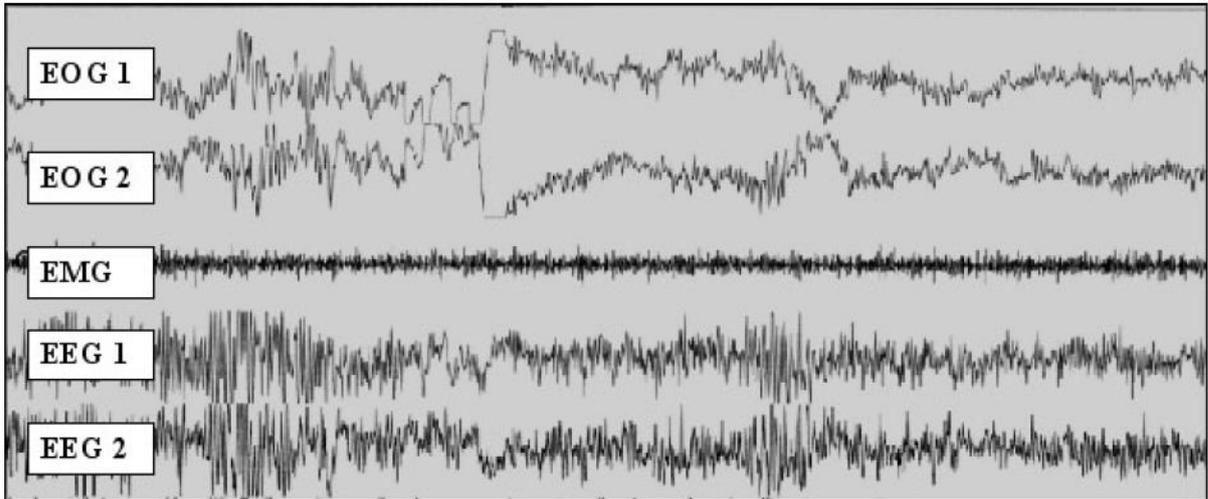


Figura 1 – Trecho de 30 segundos de vigília em traçado polissonográfico.

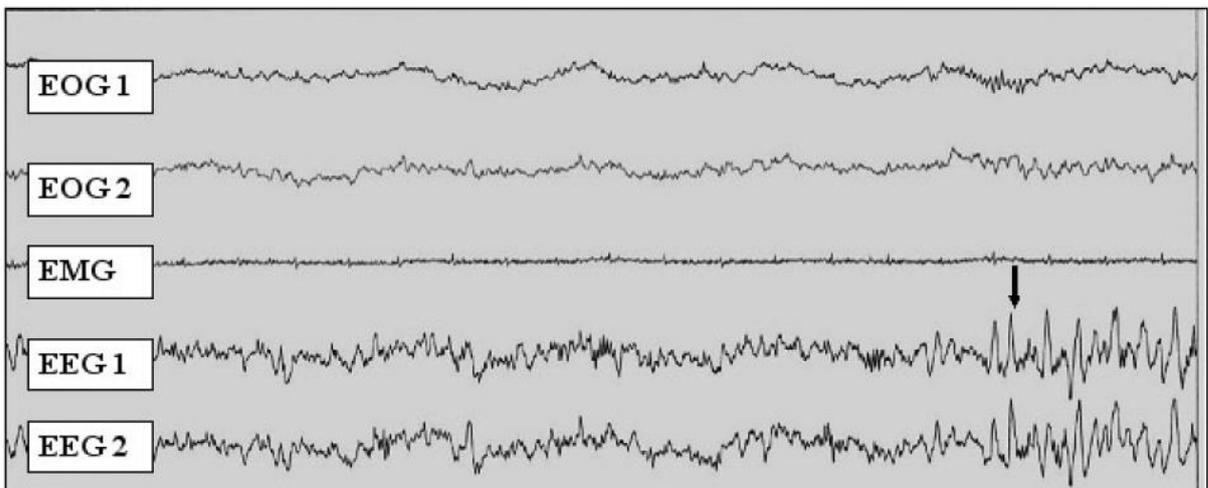


Figura 2 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio I do sono NREM.

Ao analisarmos as Figuras 1 e 2, notamos que EOG 1, o EOG 2 e o EMG estão relacionados, respectivamente ao eletrooculograma do olho esquerdo, ao eletrooculograma do olho direito e ao eletromiograma referente ao músculo submentoniano, localizado na região do pescoço. Além disto, na Figura 2, evidencia-se, na seta escura, as Ondas Agudas do Vértex.

Com o aprofundamento para o estágio II, além de um certo aumento na componente de ondas delta no traçado, surgem os Fusos de Sono (surto de atividade rítmica de 12 a 14 ciclos por segundos, com duração média entre 1 e 5 segundos) e os Complexos K (ondas lentas bifásicas de alta amplitude, acompanhadas, ou não, de fusos do sono, ambos registrados na região do vértex e frontal sagital). Podemos notar este ocorrido na Figura 3 (FERNANDES, R. M. F., 2006).

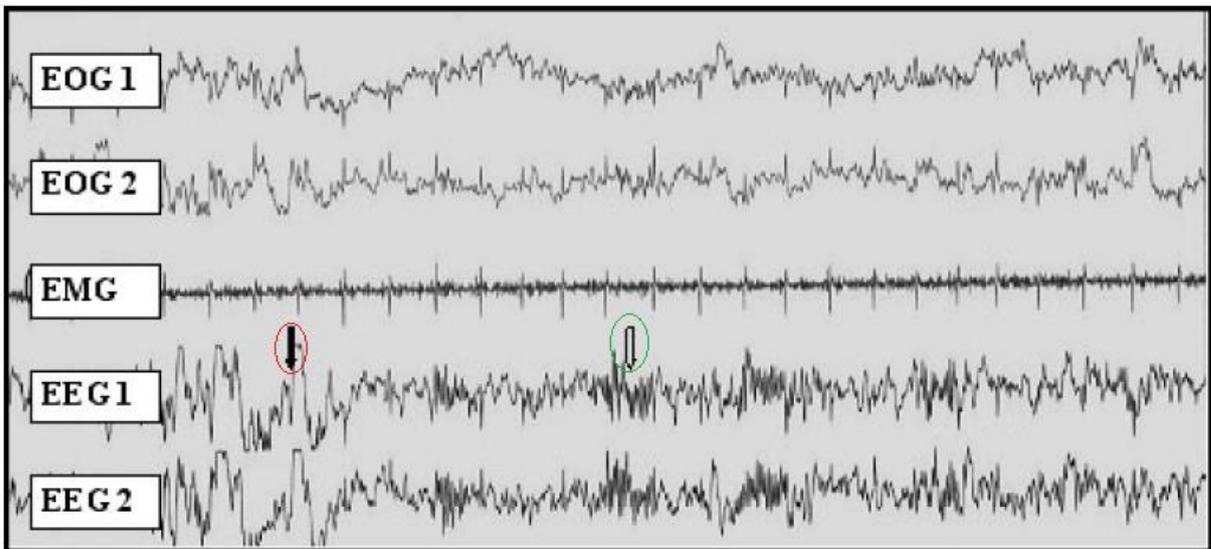


Figura 3 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio II do sono NREM.

Na Figura 3, nota-se duas marcações, onde a seta escura representa o complexo K e a seta clara está relacionada com o fuso de sono.

As fases III e IV compõem o chamado sono delta ou de ondas lentas, devido ao elevado teor de ondas na faixa de frequência delta (0,5 a 3,5 ciclos por segundo) de alto potencial (> 70 microvolts). No estágio III, o EEG é ocupado por 20 a 50% destas ondas, como é mostrado na Figura 4, e passam a se registrar em mais de 50% do traçado no estágio IV, este ocorrido, por sua vez, evidenciado na Figura 5, sendo esta a fase mais profunda do sono NREM (FERNANDES, R. M. F., 2006).

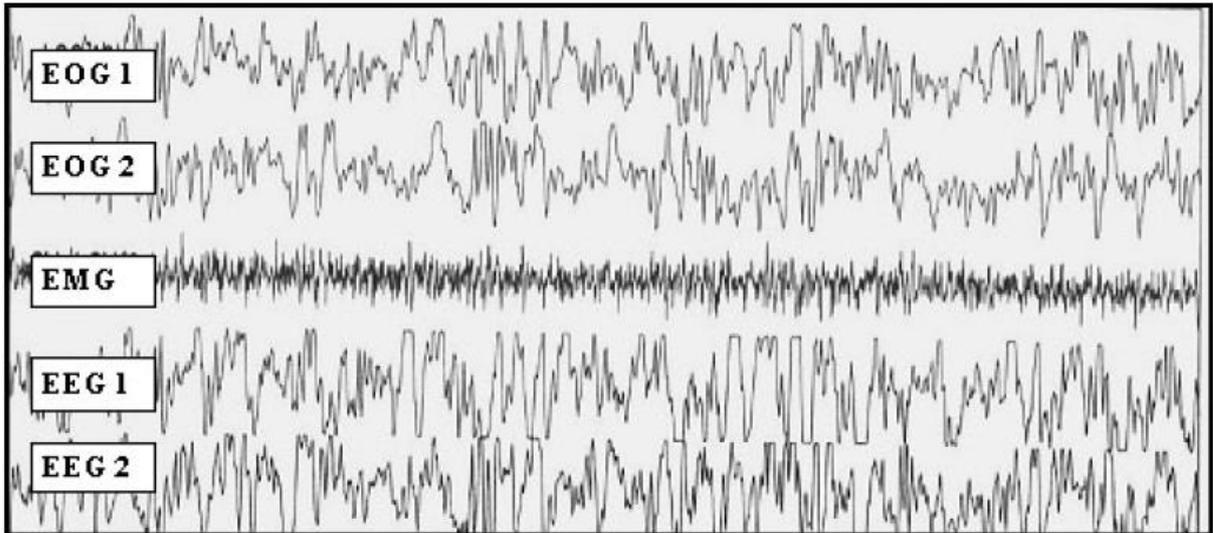


Figura 4 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio III do sono NREM.

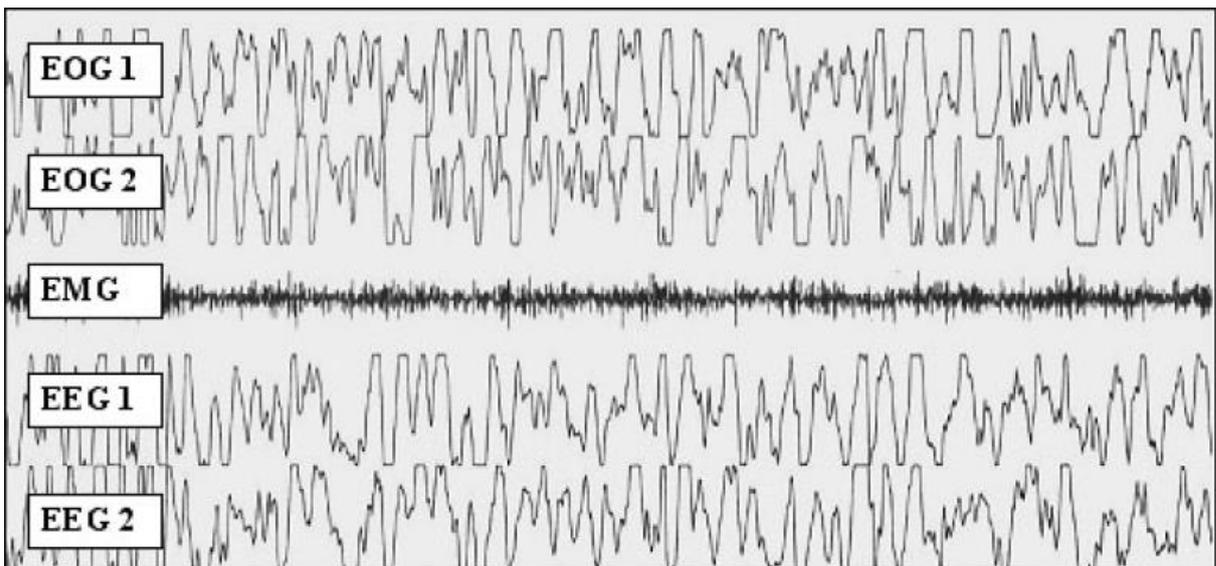


Figura 5 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em estágio IV do sono NREM.

Diante destas afirmações, podemos ressaltar as características gerais do sono NREM resumindo-as abaixo:

- Relaxamento muscular com manutenção do tônus;
- Progressiva redução de movimentos corporais;
- Aumento progressivo de ondas lentas no EEG (20 a 50% de ondas delta em sono III; Mais de 50% em sono IV).
- Ausência de movimentos oculares rápidos.

- Respiração e eletrocardiograma regulares.

Em 1953, Kleitman e Aserinsky causaram uma verdadeira revolução no estudo do sono. Com o objetivo de observar se os movimentos oculares lentos que ocorrem no início poderiam reaparecer em outros períodos do sono, estes pesquisadores avaliaram o sono de crianças, que também dormem durante o dia, e observaram inicialmente que os movimentos oculares lentos do início do sono eram substituídos por movimentos oculares rápidos, semelhantes aos movimentos oculares da vigília, apesar dos sujeitos estarem dormindo (LAVIE, P., 1996). De posse destes achados, Dement e Kleitman realizaram um estudo em que os sujeitos eram acordados durante os movimentos oculares rápidos e em seguida questionavam-se se estavam sonhando. Concluíram que, apesar dos movimentos oculares semelhantes aos da vigília, os sujeitos estavam dormindo e sonhando. Em vista deste paradoxo, alguns autores preferem classificar este estágio de sono como “sono dos sonhos”, “sono paradoxal”, ou ainda “sono ativo” (LAVIE, P., 1996).

O sono REM recebe também a denominação de sono dessincronizado. Apesar de ser um estágio profundo no tocante à dificuldade de despertar o indivíduo nesta fase, exibe padrão eletroencefalográfico que se assemelha ao da vigília com olhos abertos, ou mesmo do sono NREM superficial (estágio I), sendo este um dos seus aparentes paradoxos (FERNANDES, R. M. F., 2006).

Além disto, apesar da atonia muscular que acompanha este estágio, observam-se movimentos corporais fásicos e erráticos, de diversos grupamentos musculares, principalmente na face e nos membros, bem como, emissão de sons. Ou seja, mesmo em meio a inibição motora, há liberação fásica de atividade muscular de localização multifocal, outro aparente paradoxo (FERNANDES, R. M. F., 2006).

O padrão predominantemente rápido e de baixa tensão das ondas cerebrais neste sono justifica o termo dessincronizado para o mesmo, como é visto na Figura 6. Encontram-se nesta fase as chamadas ondas em dente de serra, atividade rítmica na faixa delta a teta (habitualmente, 2 a 5 ciclos/segundo) de aspecto serrilhado, que são uma das marcas do EEG no sono REM. As características gerais do sono REM são descritas abaixo:

- Hipotonia ou atonia muscular;
- Movimentos fásicos e mioclonias multifocais (espasmos durante o sono) / emissão de sons;
- Movimentos oculares rápidos;

- EEG com predomínio de ritmos rápidos e de baixa tensão;
- Respiração e eletrocardiograma irregulares;
- Sonhos.

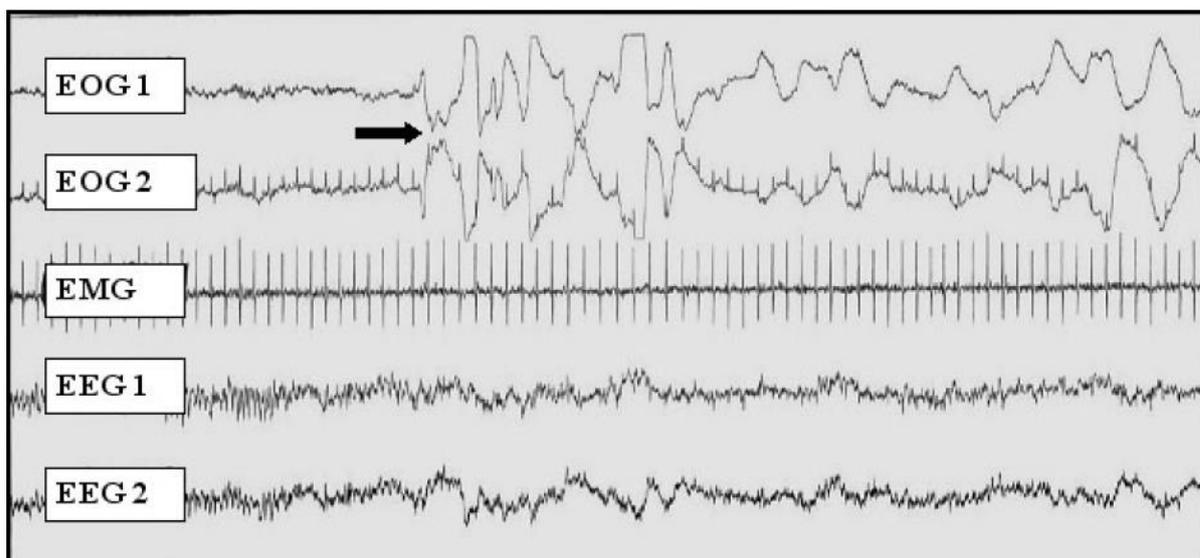


Figura 6 – Trecho de derivações EEGráficas (EEG 1 e EEG 2) em sono REM.

Ao analisar a Figura 6, nota-se pela indicação da flecha, os movimentos oculares rápidos.

No sono REM, a atividade metabólica, avaliada por métodos funcionais e de medida de fluxo sanguíneo cerebral encontra-se aumentada em comparação com a da vigília, em diversas áreas do encéfalo. Além disto a respiração é regular a partir da fase II do sono NREM, atingindo-se máxima regularidade cardiorrespiratória no sono profundo de ondas lentas, fase IV. Por outro lado, o sono REM é marcado por irregularidades do padrão respiratório, (FERNANDES, R. M. F., 2006).

Isto demonstra que o sono não pode ser entendido necessariamente como um estado de repouso, para economia energética, em comparação com a vigília, como se postulava inicialmente (FERNANDES, R. M. F., 2006).

Diante deste quadro, o presente trabalho objetiva, através do uso de um acelerômetro, permitir a análise, em torno do ciclo Vigília-sono de um determinado paciente, de dois casos referentes ao sono desta pessoa, ou seja, se a mesma está ou não está na fase mais profunda de seu sono, ou seja, na fase *rapid eyes movment* (REM). Levando em consideração que nesta fase

a atividade muscular do indivíduo atinge os níveis mais baixos em relação aos outros estágios. Isto significa que se o acelerômetro captar poucas vibrações e, portanto, pouca movimentação, a pessoa entrou na fase, caso contrário, situa-se em um dos estágios anteriores ao *rapid eyes movement*.

3.2 Acelerômetro

O dispositivo acelerômetro é, basicamente, um componente capaz de medir as acelerações, dinâmicas e estática (gravidade), de um objeto. Ao medir a aceleração estática, as medições irão retratar o ângulo de inclinação deste componente. Esta inclinação se dá pelo fato de que a força gravitacional atua com maior intensidade em uma região no acelerômetro. Já a força de aceleração dinâmica é gerada pelas variações de velocidade neste dispositivo, sendo esta, relacionada à força aplicada ao gerar o movimento.

O acelerômetro utilizado no presente trabalho é um MPU 6050, implementado no módulo GY-521. Pode-se analisar em detalhes este módulo, na Figura 7.

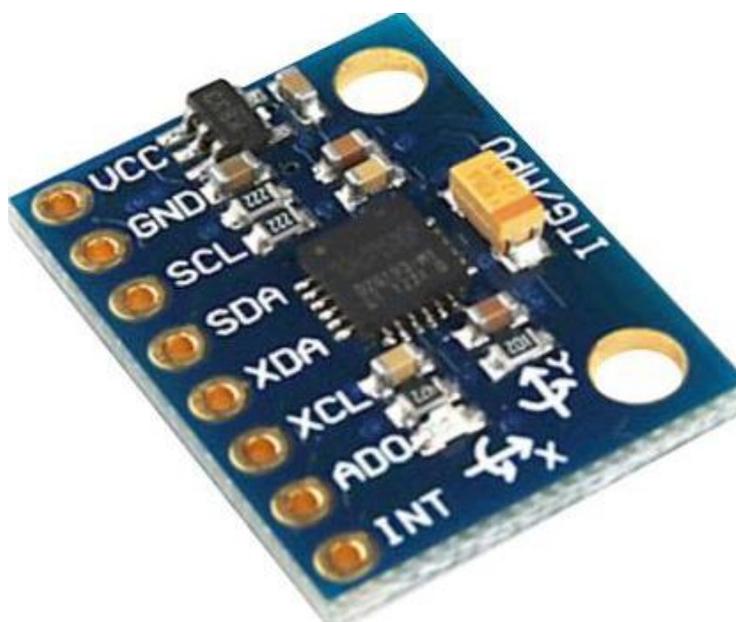


Figura 7 – Acelerômetro MPU 6050 implementado no módulo GY-521.

O MPU 6050 é um dispositivo que contém um acelerômetro e um giroscópio no mesmo chip, cada qual disponibilizando sua orientação à 3 eixos (x, y, z), ou seja, são 3 eixos para o

acelerômetro e 3 eixos para o giroscópio, sendo assim, possibilitando 6 graus de liberdade para este sensor.

3.2.1 Relação de pinos e endereçamento do acelerômetro MPU 6050

A comunicação deste dispositivo com o respectivo microcontrolador se dá, via protocolo de comunicação I²C. Levando isto em consideração, este componente oferece, além das linhas SDA e SCL, (sendo estas necessárias para a transmissão I²C, com maiores detalhes no capítulo 3.4), canais auxiliares, XDA e XCL, possibilitando, desta maneira, a inserção de outros dispositivos I²C.

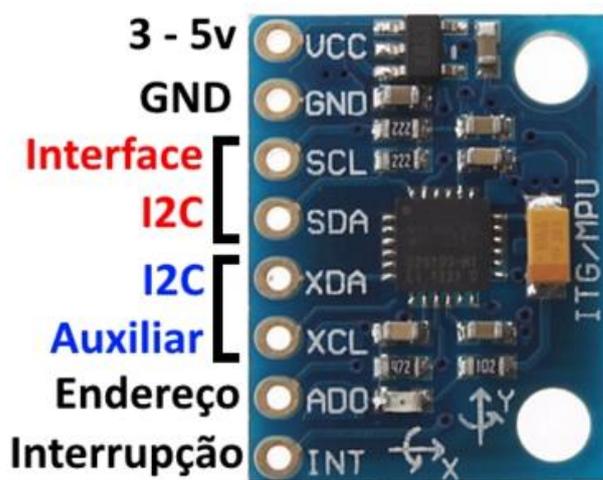


Figura 8 – Relação de pinos do módulo GY-521.

3.3 Módulo conversor/amplificador HX711

O módulo conversor/amplificador HX711 é utilizado como conversor A/D para o sinal extraído das células de carga do sistema, além de amplificá-lo. Esta conversão/amplificação é necessária, para que o sinal esteja adequadamente condicionado aos pinos do microcontrolador, cuja transmissão de dados com este componente se dá de forma serial, via protocolo I²C.

Além das vantagens da não necessidade de um cálculo prévio de ganhos, utilizando amplificadores operacionais, este dispositivo proporciona leituras precisas das alterações de

peso impostas no sistema, devido à alta resolução de 24 bits do conversor A/D. Este componente pode ser visto, com maiores detalhes, de acordo com a Figura 9.

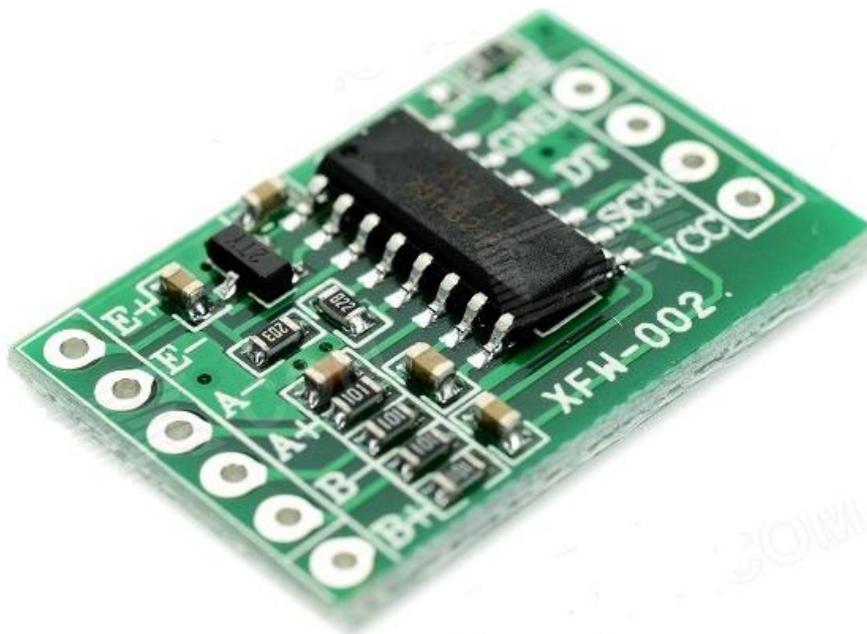


Figura 9 – Módulo amplificador/conversor HX711.

O grande diferencial deste componente, é que o mesmo segue uma implementação padrão para o projeto de balanças, com maiores detalhes no Capítulo 4, onde as alterações futuras, como calibração por exemplo, serão manipuladas a nível de software, proporcionando agilidade e versatilidade de projeto.

Como nota-se na Figura 9, este componente possui dois canais de amplificação, o canal A, que oferece um ganho variável de 128 ou 64, e o canal B, com um ganho fixo de 32. Além destes pinos, nota-se a presença de dois canais de comunicação (DT e SCK), seguindo o protocolo de comunicação serial I²C, onde, por sua vez, DT é responsável pelo envio dos dados digitais ao microcontrolador, e SCK é referente ao canal de sincronização de clock. Abaixo, na Figura 10, exemplifica-se um diagrama de blocos interno deste componente.

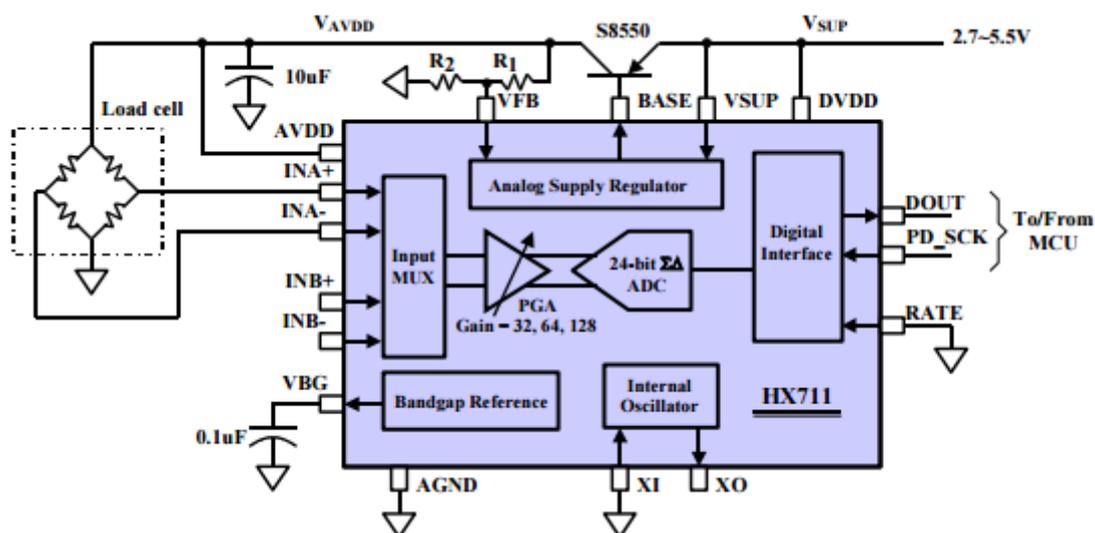


Figura 10 – Diagrama de blocos internos do módulo HX711 (Fonte: AVIA Semiconductor).

3.4 Protocolo I²C

Tanto o acelerômetro, quanto o módulo HX711, comunicam-se com o microcontrolador seguindo a padronização I²C. Deste modo, todos os conceitos referentes a este protocolo serão explicados nesta seção.

O protocolo I²C é uma padronização de comunicação serial síncrona que foi desenvolvido pela Philips Semiconductors nos anos 80, tendo se tornado um padrão mundialmente conhecido e amplamente utilizado em projetos eletrônicos. Sua principal finalidade é permitir a comunicação entre dispositivos onboard, ou seja, dispositivos que estão instalados na mesma placa de circuito impresso. Isso nada impede a comunicação via barramento I²C entre dispositivos instalados em placas distintas, desde que estejam próximas fisicamente. Se ao contrário, ou seja, se os circuitos se encontrarem em longa distância, será necessária a utilização de um circuito integrado Extensor de Barramento I²C.

Este barramento é composto por duas linhas, a *serial data line* (SDA), por onde trafegam os dados e os endereços, e a *serial clock line* (SCL), onde se aplica o sinal de clock que irá sincronizar a transmissão. Além disto, é baseado na padronização mestre (*Master*) /escravo (*Slave*), ou seja, um dispositivo escravo só irá transmitir no barramento quando receber uma requisição do mestre da rede. Deste modo a forma mais básica de se implementar um barramento I²C é escolhermos um dispositivo mestre, geralmente o microcontrolador em questão, e os demais deixarmos como escravos.

3.4.1 Endereçamento I²C

Como toda padronização mestre/escravo necessita de endereçamento dos dispositivos, ao iniciar uma transmissão, o mestre escreve na linha SDA o endereço do dispositivo escravo, formando uma sequência de 8 bits, sendo destes, os primeiros 7 bits, o endereço do dispositivo, e o oitavo bit define a direção do fluxo dos dados, ou seja, se a comunicação será de escrita ou leitura.

Outra possibilidade de endereçamento, seria com o mestre enviando 2 bytes (16bits) na linha SDA, neste caso, as informações relacionadas ao endereço do escravo, seriam enviadas pelo mestre nos 10 primeiros bits.

3.4.2 Transmissão I²C

As linhas deste protocolo são bidirecionais e devem estar ligadas à tensão de alimentação por meio de resistores pull-up, sendo estes responsáveis pela mudança do nível lógico das linhas, de 0 para 1, ou seja, os resistores elevam a tensão na respectiva linha, até a tensão relacionada ao nível lógico alto do sistema em questão. Estes, por sua vez, são relativamente fracos (alta resistência) o suficiente, ao ponto de qualquer dispositivo, ao rebaixar a tensão da linha novamente à zero, ela permanecerá em zero. A Figura 11 esquematiza a utilização destes resistores.

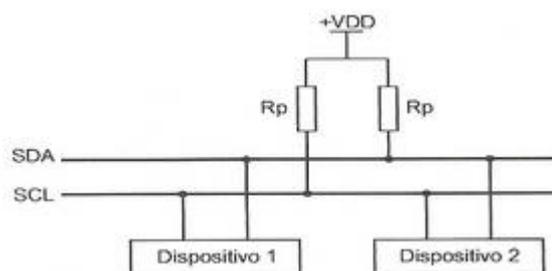


Figura 11 – Resistores pull-up nas linhas de um barramento I²C.

Ao relacionarmos esta ideia dos resistores pull-up à transmissão, é perceptível que o barramento estará ocioso quando as linhas SDA e SCL estiverem em nível lógico alto. Levando

isto em consideração, uma comunicação só terá início quando o barramento atingir uma condição START, ou seja, quando a linha SDA mudar seu nível lógico de 1 para 0 enquanto a linha SCL mantiver seu estado em nível alto.

Após esta condição, o mestre inicia o sinal de sincronização dos bits, ou seja, o sinal de clock na linha SCL, sendo que, cada bit, enviados um a um, a partir do bit mais significativo, deverá atingir seu valor correto, enquanto a linha SCL estiver em nível logico baixo, e além disto, a leitura dos dados, só será interpretada pelo receptor enquanto esta mesma linha mantiver seu valor em nível logico alto, período em que o bit presente na linha SDA deve se manter obrigatoriamente estável.

Ao término da transmissão, o barramento entrará em uma condição STOP, onde, a mudança de nível lógico na linha SDA, será de 0 para 1, mantendo o nível de tensão SCL em alto. Deste modo, o barramento ficará novamente ocioso, e conseqüentemente, aceitando a possibilidade de outra transmissão. Podemos notar na Figura 12, a situações descritas acima.

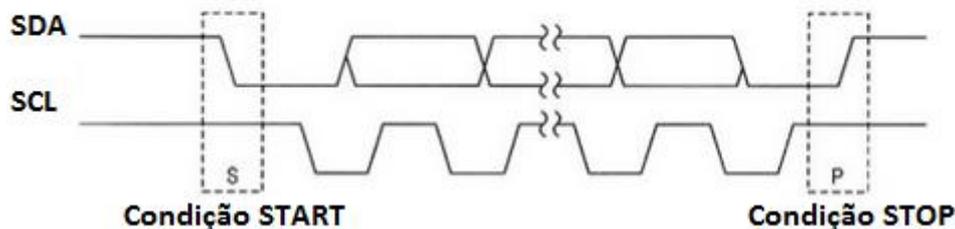


Figura 12 – Condições relacionadas à transmissão em um barramento I²C.

Seja uma comunicação de escrita ou uma comunicação de leitura, os dados, propriamente ditos, só serão transmitidos na linha SDA após o dispositivo mestre ter enviado o endereço de 7 bits correspondente ao dispositivo escravo requisitado à comunicação, além do bit relacionado à direção do fluxo dos dados. Este por sua vez, será 0, caso a comunicação seja apenas a leitura dos dados do escravo, ou 1 quando o mestre requisitar uma escrita no mesmo.

Uma típica transmissão de escrita neste protocolo é determinada quando ao receber 1 byte, sejam eles de dados ou endereçamento, o dispositivo escravo envia, na linha SDA, um bit de reconhecimento (*acknowledge* - ACK), informando ao mestre o recebimento do respectivo byte. Este bit é interpretado pelo mestre de tal forma que, quando o escravo em questão muda

o nível lógico da linha SDA para 0, levando em consideração que ao final de cada byte o mestre faça a transição desta linha para nível alto, e como no barramento I²C, o nível lógico baixo predomina sobre o nível lógico alto, prevalecerá, na linha, o nível lógico baixo aplicado por este escravo.

O mestre pode finalizar a transmissão após a recepção de um pulso ACK, impondo no barramento uma condição STOP. A transmissão também será finalizada com uma condição STOP caso o dispositivo mestre receba um pulso NACK após a transmissão de um byte. Neste caso o pulso NACK indica que o dispositivo escravo não recebeu o byte enviado, o que significa que ocorreu um erro na transmissão. O dispositivo mestre pode, após gerar uma condição STOP, dar início a uma nova transmissão e reenviar os dados ao dispositivo escravo.

Caso a transmissão seja apenas a leitura dos dados do dispositivo escravo, ou seja, o mestre sendo o dispositivo receptor, este pulso NACK terá como finalidade, informar ao escravo, que a transmissão será finalizada. Após o pulso NACK o dispositivo mestre encerra a transmissão impondo uma condição STOP no barramento. De maneira geral, esta é a única diferença entre um ciclo de escrita, Figura 13, e um ciclo de leitura, Figura 14, no barramento I²C.



Figura 13 – Ciclo de escrita.

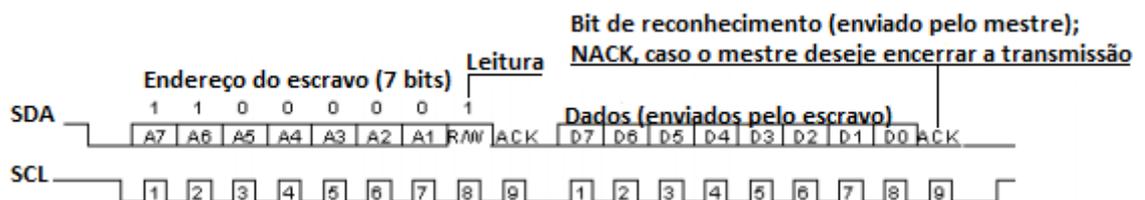


Figura 14 – Ciclo de leitura.

3.5 Ponte de Wheatstone

Um dos problemas ocorridos quando introduzimos um instrumento de medida em um circuito sem qualquer tipo de auxílio de uma ponte, é que o mesmo, por possuir uma certa resistência interna, acarreta um desvio de parte da corrente envolvida no processo, ocasionando um erro de medição. Além disso, o circuito pode ter alterações sensíveis em decorrência da temperatura em que este sistema se encontra. Um exemplo simples pode ser visto nos circuitos da Figura 15.

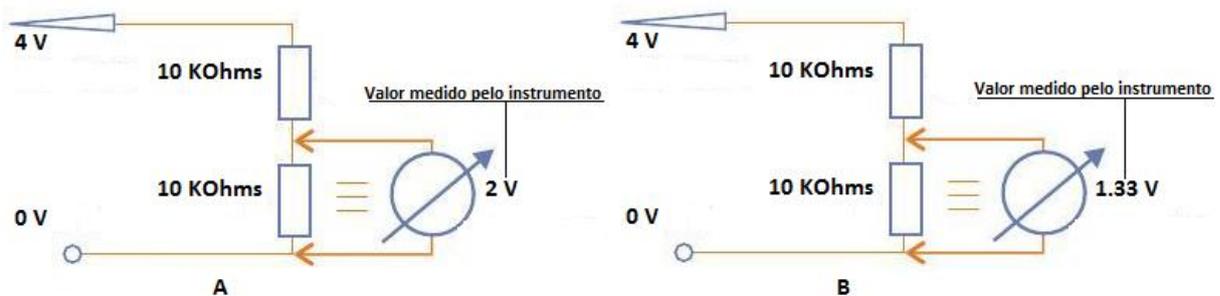


Figura 15 – A) Valor de tensão correto no medidor. B) Valor de tensão incorreto lido pelo instrumento.

Ao analisar a Figura 15 acima, é perceptível que a tensão medida pelo instrumento, ao posicioná-lo sobre o componente no qual deseja-se medir, seria, teoricamente, de 2V. No entanto, tendo em vista que o mesmo possui uma resistência interna, o resultado real da medição, disponibilizado no instrumento terá, incorretamente, o valor mostrado na Figura 15-B, ou seja, 1.33 V.

Para a resolução de tal problema, é necessário que no sistema em questão, haja uma ponte, que nada mais é que um circuito onde rearranjamos os componentes deste sistema, de tal forma que sua distribuição iniba os defeitos de medição ocasionados pela temperatura e pelo instrumento de medida.

A ideia por trás de seu funcionamento está relacionada com o fato da possibilidade de não haver passagem de corrente pelo instrumento, caracterizando um ponto de equilíbrio. Caso isto ocorra, e tomando as hipóteses de que os componentes do circuito tenham uma certa

correlação de valores, e conhecendo três destes componentes, podemos facilmente calcular o quarto utilizando equações básicas das leis de Ohm.

A ponte de Wheatstone é o circuito mais conhecido dentre estas pontes, sendo bastante utilizada em sistemas de medição. Por estas razões, utilizaremos seus conceitos e métodos de implementação no presente trabalho. A Figura 16 evidencia uma configuração básica da ponte de Wheatstone.

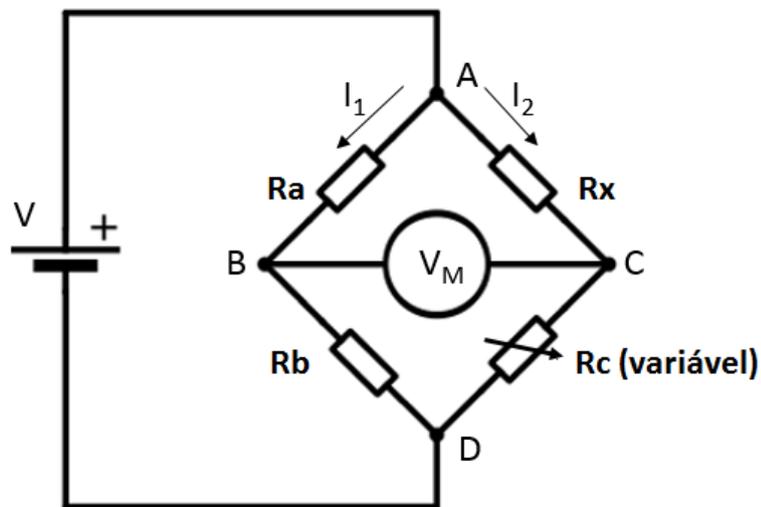


Figura 16 – Ponte de Wheatstone.

Os resistores R_a e R_b seguem uma relação de valores que dependem das resistências que desejamos medir. Para efeito prático, e com isso, facilitando as explicações, considera-se que $R_a = R_b$. R_c é um resistor variável e R_x é o resistor cuja resistência pretende-se medir.

Na entrada da ponte aplica-se uma tensão contínua e em sua parte central, na junção dos quatro elementos, liga-se um detector de corrente contínua, que pode ser, por exemplo, um micro amperímetro, uma lâmpada, etc.

É fácil observar que, pela Figura 16, para que não circule corrente pelo instrumento de medida, é necessário que a tensão no ponto C seja igual a tensão no ponto B. Caso a tensão do ponto C fosse maior do que a tensão do ponto B, a corrente circularia de C para B. Caso a tensão do ponto C fosse menor do que a tensão no ponto B, a corrente circularia de B para C. Portanto, para que as tensões B e C sejam iguais, e com isso não haja corrente circulando, basta que R_a seja igual a R_b e que R_c seja igual a R_x .

A equação do circuito de uma ponte de Wheatstone pode ser facilmente deduzida se considerarmos que R_a e R_b formam um divisor de tensão e que, R_c e R_x formam outro. Igualando as tensões nos divisores obteremos a relação indicada pela Equação 1.

$$V_o = \left(\frac{R_a}{R_a + R_b} - \frac{R_x}{R_x + R_c} \right) \cdot V_{in} \quad (1)$$

4 MATERIAIS E MÉTODOS DE IMPLEMENTAÇÃO UTILIZADOS

Nesta seção será explicado a implementação de todos os componentes usados no presente trabalho. Mencionando conceitos fundamentais sobre o funcionamento dos mesmos, complementando, deste modo, explicações de capítulos anteriores, além de mostrar uma rápida análise da vantagem de se usar o módulo HX711 ao invés de um circuito de condicionamento de sinal, utilizando amplificadores operacionais. Caso o projetista opte pela não utilização deste módulo, esta seção terá uma breve explicação de como pode ser projetado um circuito de condicionamento para balanças.

4.1 Implementação das células de carga/balança

Uma das mais variadas aplicações para o uso da ponte de Wheatstone, é na medição de pressão utilizando *strain gauges* (resistor variável por pressão), deste modo, usaremos este conceito para que indiretamente seja calculado o peso exercido sobre o sistema.

As células de carga propostas para o seguinte trabalho, estão implementadas em meia ponte à três fios, ou seja, tem-se duas resistências variáveis, cada uma de 1k Ohm, que correspondem aos *strain gauges*, cujos fios preto e azul, são utilizados para o terra e tensão de alimentação (5V a 10V), respectivamente, e o fio vermelho é onde obtém-se o sinal de tensão de saída.

Cada um destes dispositivos suporta um peso máximo de 50kg, e como serão utilizadas quatro células, o sistema atual suportará uma capacidade total de 150kg.

O funcionamento de uma célula de carga se dá de tal forma que ao posicionar qualquer objeto sobre este componente, tem-se uma variação na resistência dos *stran gauges*, sendo que um deles sofre um acréscimo no valor atual de sua resistência, este por sua vez, é proporcional à deformação que este objeto aplica neste dispositivo, e o outro strain gauge tem um decréscimo em seu valor. Desta maneira, medindo-se a tensão diferencial da ponte (ponto C - ponto B, ou vice-versa, indicados na Figura 16), onde fora posto o instrumento de medida, tem-se um certo valor de tensão, dado em milivolts e proporcional ao peso colocado. Observa-se a célula de carga e seu circuito interno nas Figuras 17 e 18, respectivamente.



Figura 17 – Célula de carga utilizada no trabalho.



Figura 18 – Circuito interno da célula de carga.

Para que seja possível a implementação das células de carga, sem a necessidade do uso de amplificadores operacionais, foi utilizado o módulo conversor/amplificador HX711. Como mencionado em capítulos anteriores, os conceitos de ponte de Wheatstone são fundamentais para a montagem da balança do sistema. Abaixo na Figura 19, tem-se uma ideia básica da implementação da ponte, juntamente com o módulo HX711.

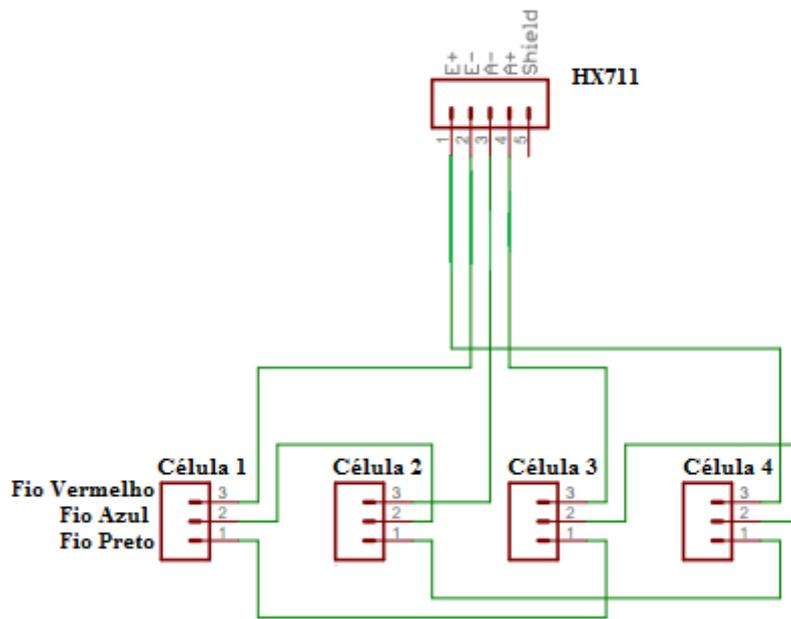


Figura 19 – Implementação das células de carga junto ao HX711.

Além da célula de carga, serão utilizadas plataformas de desenvolvimento, responsáveis pela comunicação entre o sistema como um todo e o computador, ou seja, microcontroladores. Mais precisamente, de modelo Arduino Mega 2560, mostrado na Figura 20.

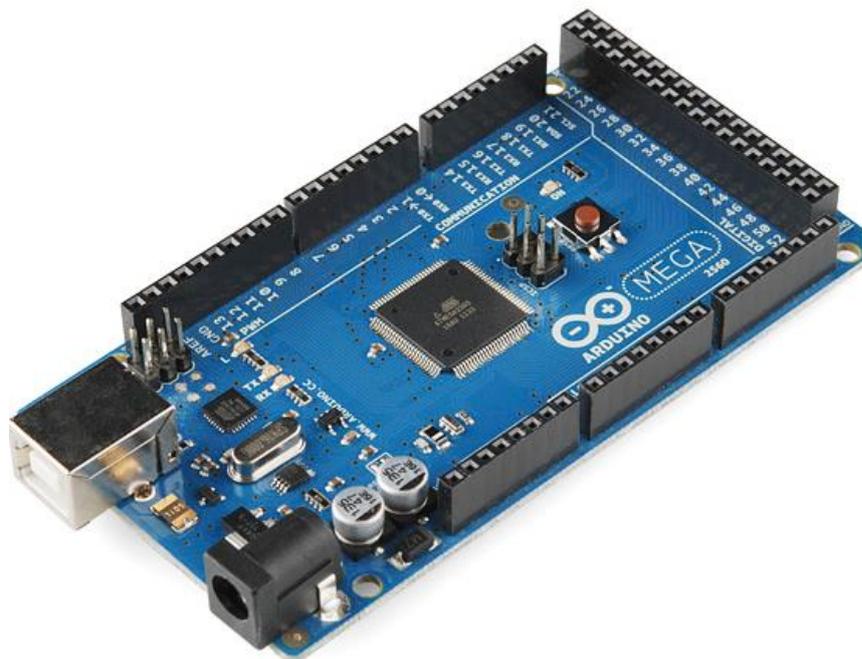


Figura 20 – Plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560.

As portas do Arduino onde serão conectados os pinos DT e SCK do HX711, serão escolhidas pelo projetista. No caso do presente trabalho, o pino DT foi posto na porta 20 do Arduino, e a porta SCK ligada à porta 21 do mesmo. A Figura 21 dará uma ideia de como ficará a implementação final da balança do projeto em questão.

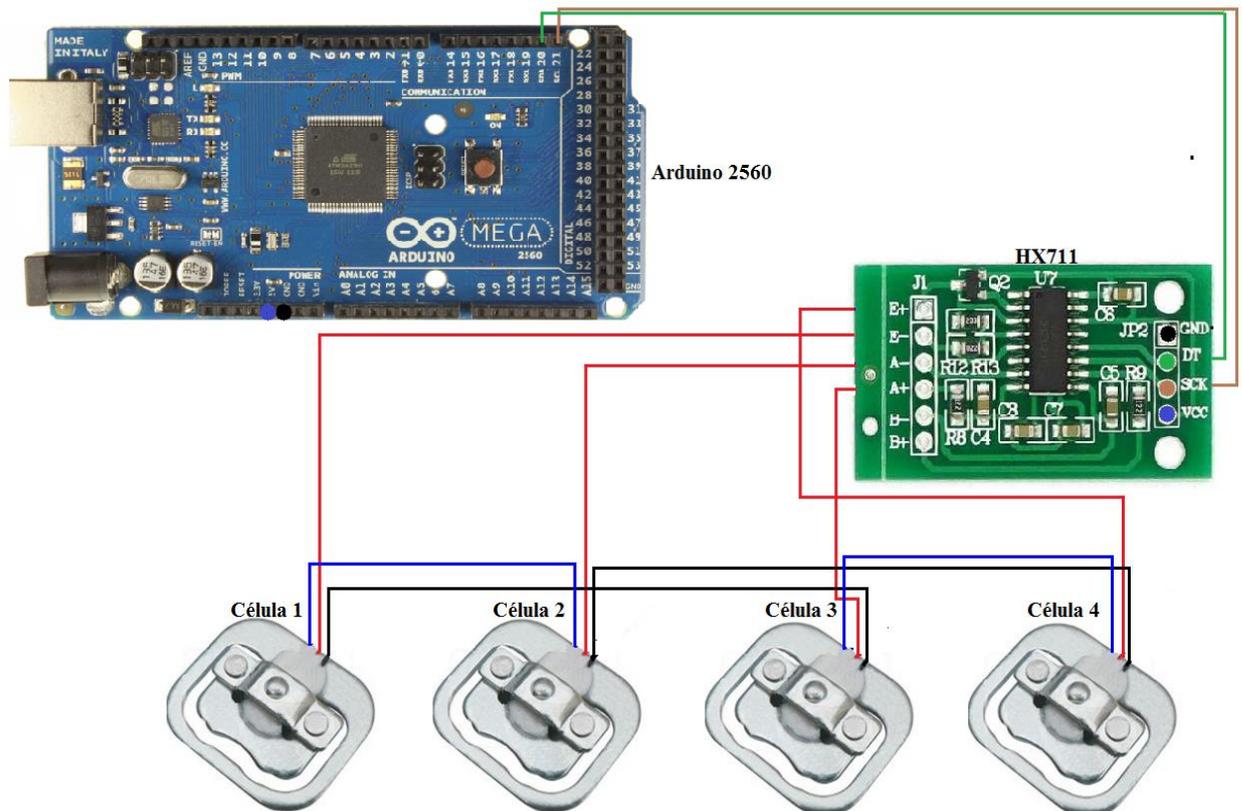


Figura 21 – Implementação final da balança do sistema.

O Arduino é conectado ao computador através de sua porta serial, onde o mesmo envia sequencialmente 10 bits de dados a uma taxa definida pelo projetista. Sendo assim, este modelo de microcontrolador opera com uma faixa de trabalho de 0 a 1024, tendo como resolução mínima de leitura, $5V/1024$. Desta maneira, se a escolha do projetista for de não incluir o módulo HX711 no projeto, o mesmo terá que substituí-lo por um circuito, via amplificadores operacionais, para que o sinal da balança esteja perfeitamente condicionado à esta resolução. Ainda assim, este método é extremamente desvantajoso em relação ao HX711, pois, mesmo que as simulações deste circuito de condicionamento estejam corretas, esta não leva em

consideração problemas reais referentes ao uso de amplificadores operacionais, como saturação de sinal por exemplo.

Utilizando valores reais de resistores, tanto das células de carga do projeto, como de resistores comerciais, a Figura 22 destaca um exemplo de circuito de condicionamento de sinal.

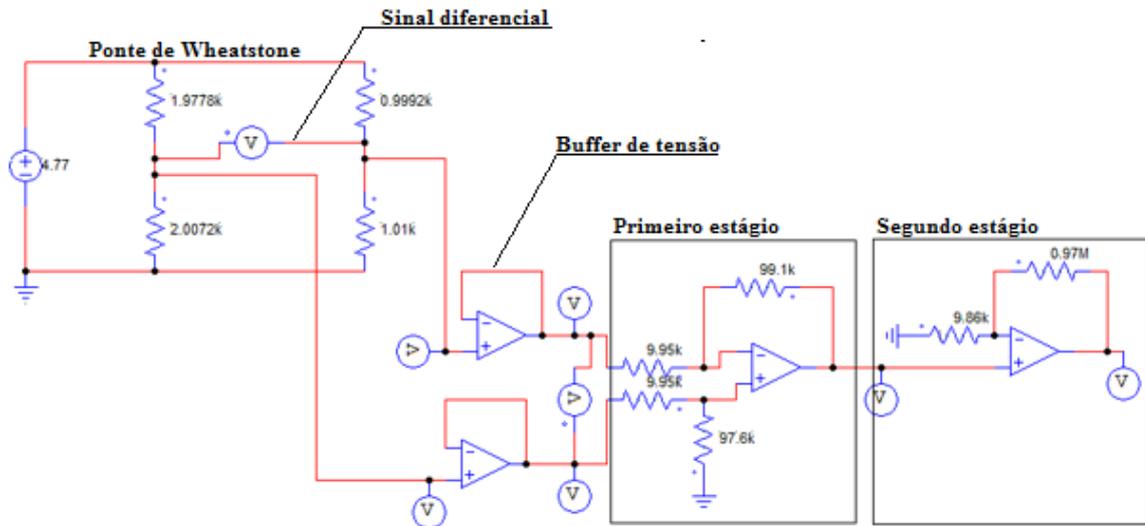


Figura 22 – Exemplo de circuito de condicionamento de sinal.

De acordo com explicações referentes aos capítulos anteriores, o sinal diferencial medido da ponte, é lido em uma faixa de milivolts. Sendo assim, o circuito da Figura 22 tem de amplificá-lo, no mínimo, por um fator de 1000 (este é subdividido em dois estágios de amplificação para evitar algum tipo de saturação de sinal, devido ao elevado fator de ganho), já que a resolução de leitura dos pinos do microcontrolador é dado em volts.

Além da função de amplificador de sinal, este circuito deve assegurar a isolação da balança, ou seja, nenhum outro componente irá drenar corrente da mesma, ocasionando seu desequilíbrio. Para que isto seja possível, faz-se o uso de implementações de buffer de tensão para o sinal diferencial da ponte.

4.2 Implementação do acelerômetro utilizado

A comunicação do acelerômetro MPU 6050 com o Arduino segue a padronização I²C. Sendo assim, de acordo com este protocolo, o mestre da rede será o Arduino, tendo em vista que o único dispositivo escravo cujo mestre fará a comunicação será representado pelo acelerômetro.

A transmissão será feita de acordo com um endereço de referência relacionado ao dispositivo acelerômetro. Tal endereço se encontra em um formato (b110100x) cujo bit mais significativo (b), indica se a comunicação será de escrita ou leitura, sendo este, determinado pelo mestre. Já o bit x, depende do nível lógico do pino AD0 do acelerômetro, ou seja, caso a ligação deste pino esteja em curto com VCC e, portanto, em nível lógico alto, este bit será 1, caso contrário será 0, e sua ligação será aterrada, ou seja, ligado ao GND. Esta solução nos permite conectar e endereçar dois diferentes acelerômetros no mesmo barramento I²C. Infelizmente, esta escolha não cabe ao projetista informar, já que o módulo GY-521, já garante que o pino AD0 esteja em nível lógico baixo. Desta maneira, o Arduino terá duas possibilidades de formato de dados que serão transmitidos na linha SDA, ou seja, 11101000 (0xE8), para uma transmissão de escrita em algum registrador do acelerômetro, ou 01101000 (0x68), caso a transmissão seja apenas a leitura dos mesmos.

Como visto em capítulos anteriores, os dados via protocolo I²C, são transmitidos de byte em byte, de forma sequencial, porém o MPU6050 possui uma resolução de 16 bits, ou seja, para as leituras de suas saídas, é necessário que o mesmo possua dois registradores internos para cada eixo, referentes às partes alta (8bits) e baixa (8bits) dos dados.

Como a transmissão Arduino / acelerômetro se resume em apenas a leitura dos dados dos registradores que informam os valores da posição do componente em relação aos eixos x, y e z, o código do Arduino (APÊNDICE A) teve embasamento em um dos modelos de comunicação de leitura padrão do protocolo I²C, como mostra a Figura 23.

Master	ST	SAD + W		SUB		SR	SAD + R			MAK
Slave			SAK		SAK			SAK	DATA	

Figura 23 – Modelo de comunicação de leitura de 1 byte de dados.

Na representação da Figura 23, pode-se notar que ST, está relacionado com a condição START no barramento I²C, além disso, SAK significa que o byte foi recebido corretamente pelo escravo ou pelo mestre, sendo que MAK seria uma indicação de finalizar a transmissão enviado pelo mestre ao respectivo escravo. Analogamente seria equiparado ao pulso NACK explicado anteriormente.

É importante observar que mesmo não sendo uma operação de escrita, o mestre da rede envia o endereço do escravo juntamente com o bit 0, caracterizando uma transmissão de escrita (SAD + W), pois, de fato, em um primeiro momento, para a realização da comunicação, o mestre tenha que escrever na linha SDA, o endereço do escravo o qual queira a leitura dos registradores. A leitura dos dados só será efetuada depois que o mestre enviar um subendereço (SUB) relacionado com o registrador interno do dispositivo escravo, além de, novamente, o envio do endereço deste escravo mais o bit 1, evidenciando uma transmissão de leitura (SAD + R), onde SR serve apenas para indicar, na imagem, o começo desta transmissão. A Figura 24 mostra como o acelerômetro MPU6050 foi implementado juntamente à plataforma Arduino.

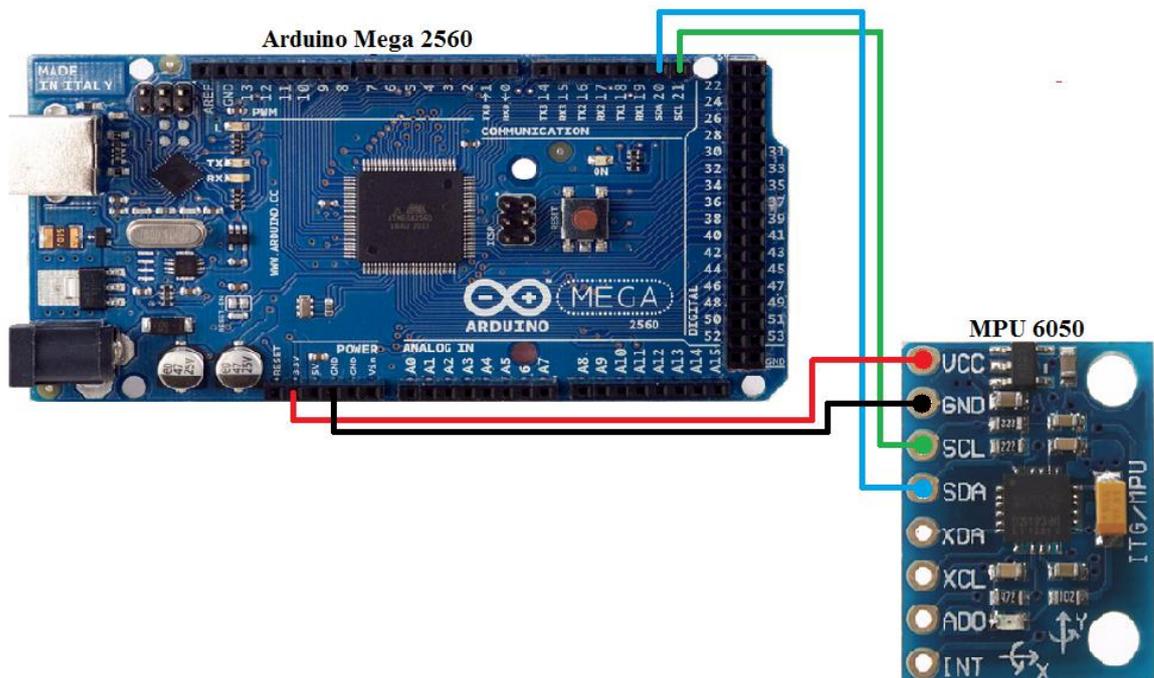


Figura 24 – Implementação do acelerômetro MPU 6050 no Arduino.

5 RESULTADOS

Nesta seção serão abordadas explicações referente a simulação em relação ao sistema como um todo, interpretando os resultados obtidos pela balança e o dispositivo acelerômetro. Também serão explicados o sistema supervisorio desenvolvido para amostragem dos dados e a montagem final do trabalho.

5.1 Resultados da simulação do sistema

Para maior agilidade na captação dos resultados e auxílio na explicação da ideia chave do presente trabalho, o circuito da célula de carga foi simulado, utilizando uma fonte CC conectada a um pino analógico do Arduino, onde de acordo com a tensão de alimentação dos pinos do Arduino, foram lidos valores entre 0V a 5V, sendo o peso mínimo e o peso máximo representados, respectivamente, por estes valores de tensão.

Os dados referentes à esta simulação, foram captados utilizando o código relacionado no APÊNDICE E, recebendo, simultaneamente, sinais do acelerômetro e da fonte de tensão que simula uma célula de carga com capacidade de 50kg, onde os mesmos foram salvos em um arquivo de formato de texto.

Os resultados estão dispostos em um gráfico, Figura 25, que está subdividido em 3 etapas básicas referentes às ações de qualquer pessoa, sobre o sistema, que tenha por finalidade o descanso noturno, ou seja, em um primeiro momento a pessoa adiciona acessórios de cama e posteriormente se posiciona acima deste sistema, iniciando o ato de dormir. A partir deste instante, o sistema começa a medição do peso da pessoa e de acordo com estas análises gráficas, o cuidador informa quando esta entra ou deixa o estágio de sono REM, através de observações em determinados intervalos de tempo, correlacionando os sinais de saída do acelerômetro e da célula de carga.

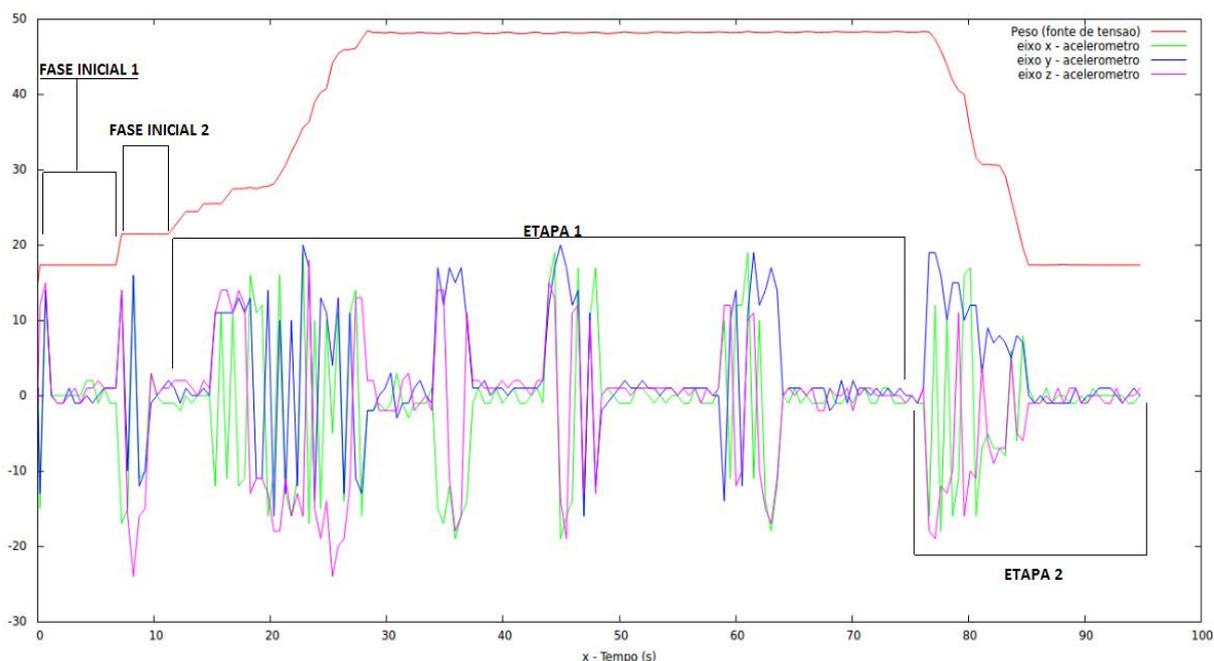


Figura 25 – Gráfico dos resultados do sistema subdividido em etapas que simulam o sono da pessoa.

Definir o sono não é tarefa simples, seja sob o ponto de vista fisiológico, seja com base na descrição comportamental do indivíduo que dorme. Assim, como visto anteriormente, algumas fases do sono mostram características eletrofisiológicas semelhantes às da vigília (no eletroencefalograma, no padrão respiratório, na presença de movimentos oculares e de alguns movimentos corporais), diferindo de outras etapas do sono, em que há completa quietude e elevado teor de ondas lentas no eletroencefalograma (EEG). Isto evidencia a natureza não homogênea de diferentes etapas do sono, quando avaliado por registros poligráficos, dificultando uma definição simplista deste estado. Deste modo, vale ressaltar que nesta simulação, as etapas evidenciadas na Figura 25, não estão relacionadas com os estágios de sono. Sendo assim, esta subdivisão é necessária apenas para exemplificação e explicação.

A etapa Inicial 1 mostrada na Figura 25, está relacionada, ao peso da cama vazia, sem quaisquer acessórios, tais como, colchão, travesseiro, dentre outros.

A medida que se coloca tais objetos sobre o sistema, a célula de carga identifica este peso extra, e o acelerômetro capta as vibrações impostas no sistema devido as ações do indivíduo. Analisamos este ocorrido na Fase Inicial 2.

A etapa onde os estudos referentes a qualidade do sono do idoso, além da medição de seu peso, será mostrada a partir da Etapa 1, onde nota-se uma súbita alteração no sinal da balança, indicando que há um indivíduo sobre o sistema, além de variações bruscas da saída do

acelerômetro, evidenciando que a pessoa em questão, entra ou deixa a fase do sono profundo relacionada ao REM.

Um sono de boa qualidade está diretamente relacionado com o intervalo de tempo onde a pessoa mantém seu sono no estágio REM, o que não acontece neste caso, pois ao analisar o gráfico da Figura 25, a partir da Etapa 1, o acelerômetro tem variados casos onde sua resposta muda subitamente no decorrer do tempo, levando em consideração que a função deste dispositivo é detectar se a pessoa está em sono profundo ou não, através destas repentinas alterações. Neste caso, significa que a pessoa sai desta fase do sono várias vezes durante seu descanso, afetando diretamente a qualidade do mesmo.

A Etapa 2 é referente ao caso em que a pessoa esteja acordando, ou seja, as vibrações aumentam conforme a pessoa se movimenta na cama, e diminuem quando a mesma deixa este sistema. Além disto, o peso decai aos mesmos valores da Fase inicial 2, tomando a hipótese que a pessoa não troque os acessórios da cama.

5.2 Sistema Supervisório para a análise dos dados

Para que o cuidador possa analisar os dados lidos pelo sistema e com isso tirar alguma conclusão referente ao paciente, foi desenvolvido um sistema supervisório, utilizando a ferramenta Matlab, que amostra os dados do acelerômetro e da célula de carga em dois gráficos distintos. Estes dados só serão amostrados para o cuidador, quando o sistema identificar, de forma autônoma, a presença de um indivíduo sobre o mesmo.

Na Figura 26 nota-se a interface primária do sistema supervisório, caracterizando a situação de um sistema vazio.



Figura 26 – Interface primária do sistema supervisorio desenvolvido.

Ao clicar no botão (INICIAR ANÁLISE), o supervisorio aguarda a identificação do paciente antes de começar a amostragem.

Obviamente que esta autonomia teve origem através de um algoritmo (APÊNDICE D), cujo funcionamento é baseado no cálculo da média aritmética e desvio padrão de cinco pontos consecutivos de leitura da balança do sistema. Levando isto em consideração, o sistema só identificará o indivíduo, quando os dados de leitura não estiverem dentro de uma faixa aceitável, caracterizada pelas relações entre a média, o desvio e o último ponto informado, ou seja, este ponto tem de ser maior que a subtração da média pelo desvio padrão, e paralelamente menor do que a adição entre estas mesmas variáveis. Mesmo desta maneira, haveria certos problemas de detecção de dados, como o caso de um indivíduo ao colocar um objeto com um peso relativamente considerável, ao ponto de alterar a variância dos dados lidos pelo sistema, e com isto, o desvio padrão, e o sistema interpretar esta ocorrência como sendo um paciente. Para solucionar este problema, basta limitar esta condição de autonomia, para que o sistema informe ao cuidador, somente quando o valor de leitura estiver acima de um peso padrão, imposto pelo projetista. É evidente que este peso padrão, não deve ser muito baixo, para que a autonomia do sistema não esteja muito sensível perante aos objetos colocados sobre ele, tão pouco com um valor muito elevado, evitando a situação contrária. O peso padrão utilizado no presente trabalho foi de 15 quilogramas.

Na Figura 27, pode-se observar um exemplo de amostragem dos dados lidos do sistema, quando o mesmo identifica um paciente.

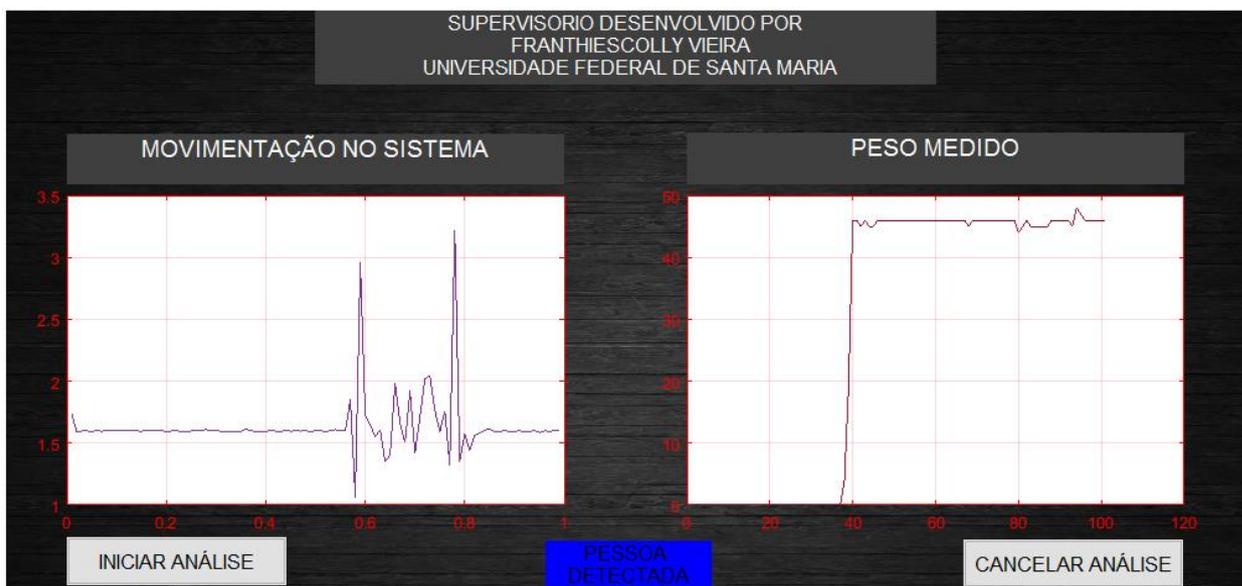


Figura 27 – Amostragem dos dados no sistema supervisorio.

Utilizando a mesma lógica descrita acima, o sistema possui uma característica de autocalibragem do zero da balança, ou seja, caso a leitura estiver fora da faixa aceitável, explicada anteriormente, e, ainda assim, for menor que o valor do peso padrão, referencia-se a este ponto lido, o valor médio das últimas cinco leituras. Caso contrário, este ponto receberá seu valor atual subtraído pela média destas últimas cinco leituras. Isto permite ao usuário a possibilidade de colocar acessórios ou objetos adicionais sobre a cama, sem que haja uma interferência direta nos resultados finais.

Os dados de saída do acelerômetro são lidos de seus registradores internos, sendo os códigos para este dispositivo, tanto no Arduino, quanto no Matlab, relacionados, respectivamente, em APÊNDICE A e APÊNDICE B. Já os dados transmitidos pelo HX711, cujos códigos estarão disponíveis em APÊNDICE C e APÊNDICE D, são lidos diretamente da porta serial do Arduino, já que, em seu datasheet, não possui nenhuma informação relacionada ao seu endereçamento padrão via I²C.

É importante ressaltar, que o sistema possui dois momentos de calibração, ou seja, a calibração referente ao valor medido no terminal diferencial da ponte de Wheatstone, e, após

isto, a autocalibragem do sistema, que auxilia na distinção entre o paciente e demais objetos colocados sobre o sistema.

5.3 Montagem final do projeto

Para a montagem final do sistema, foram utilizados dois microcontroladores, sendo um destes, responsável pela interpretação dos sinais da célula de carga, e o outro, dedicado à interpretação dos sinais do acelerômetro. Optou-se por esta escolha de implementação, devido à não disponibilidade do endereço padrão do HX711, sem o qual, não é possível o desenvolvimento de uma rede I²C utilizando apenas um microcontrolador. Na Figura 28, observa-se os microcontroladores junto ao sistema.



Figura 28 – Vista inferior do sistema.

As células de cargas foram colocadas diretamente nos pés da cama, nos quais foram criados rebaixos, necessários para a atuação deste componente. A Figura 29 ilustra como as células de carga foram fixadas junto aos pés da cama.



Figura 29 – Célula de carga fixada no pé da cama.

O acelerômetro foi colocado junto à região da cabeceira da cama, para que o mesmo possa ser colocado abaixo do travesseiro do paciente. Isto permite ao cuidador analisar casos de pacientes com disfunções físicas mais severas, como algumas pessoas tetraplégicas, por exemplo, as quais possuem seus movimentos limitados à região do pescoço, além de melhorar a performance de análise referente a identificação do sono profundo destes indivíduos. A Figura 30 e Figura 31, ilustram, respectivamente, o local onde foi colocado o acelerômetro e a vista frontal do sistema.



Figura 30 – Acelerômetro junto à cabeceira da cama.



Figura 31– Vista frontal do sistema.

6 CRONOGRAMA

Para a determinação do tempo necessário para a execução do projeto, e que tarefas demandaram mais tempo, foi feito um cronograma relatando a execução do trabalho. A Tabela 1 mostra este cronograma.

Tabela 1 – Cronograma do trabalho.

	09/2015	10/2015	12/2015	01/2016
Revisão Bibliográfica	✓	✓		
Compra de Componentes	✓	✓		
Projeto	✓	✓		
Programação		✓	✓	
Montagem		✓	✓	
Testes			✓	✓

Observa-se que pela Tabela 1 houve um estudo mais elaborado com a relação à revisão bibliográfica, pois, de fato, não se tinha muito conhecimento na área da saúde para dar suporte ao presente trabalho, na questão de como a cama inteligente ajudaria no atendimento domiciliar de uma pessoa idosa, ou seja, se seria possível, a partir de observações relacionadas ao peso e à qualidade do sono, detectar certas doenças previamente.

Logo após foram realizadas as primeiras compras, tendo em vista que alguns imprevistos contribuíram na necessidade da compra de novos componentes.

O projeto em si, foi realizado nos meses de setembro e outubro, levando em consideração o surgimento de novas ideias, que influenciaram na demora desta etapa.

Posteriormente, foi idealizado o projeto em si, ou seja, concretizando as ideias de como seria feita cada etapa de montagem, programação e testes.

A etapa de programação não demandou muito tempo, porém houveram maiores complicações na implementação da lógica de identificação autônoma do paciente utilizando a interface gráfica do Matlab.

7 CONCLUSÃO

O presente trabalho apresentou um sistema inovador, do qual espera-se um baixo custo, tendo em vista que os componentes utilizados não possuem um alto valor comercial.

Para trabalhos futuros deseja-se criar um suporte para as células de carga, para que as mesmas estejam devidamente inseridas nos pés da cama, auxiliando em sua fixação, e, assim, evitando a exposição do equipamento, que poderia ocasionar a danificação do mesmo frente à descuidos do usuário. Espera-se, também, o desenvolvimento de um aplicativo Android para acompanhamento remoto, cujo objetivos principais serão a acessibilidade e a integração com os dispositivos móveis.

Tendo em vista a computação ubíqua, deseja-se também, a eliminação do cabeamento de comunicação do sistema, ou seja, a comunicação entre a o acelerômetro e a balança ao microcontrolador serão feitas utilizando rádio frequência, além de um sistema de monitoramento de frequência cardíaca, que daria suporte a detecção do sono profundo REM, e ainda sim, paralelamente, auxiliaria, previamente, na descoberta de problemas cardiorrespiratórios.

Mesmo sem estes recursos informados acima, o trabalho se mostra bastante satisfatório, devido aos resultados apresentados em laboratório, referentes a autonomia do sistema em detectar o paciente, além da capacidade de autocalibragem, informando, ao cuidador, o peso e a movimentação do sistema com uma elevada precisão.

APÊNDICE A – CÓDIGO PARA O MPU 6050 / ARDUINO

Segundo a configuração I²C, o MPU 6050 possui um endereço padrão para que a comunicação com o Arduino seja realizada. O endereço em questão está definido como 0x68, para este dispositivo, como indica a linha 2, no código abaixo. O bit relacionado a direção do fluxo dos dados, ou seja, que define se a transmissão será de escrita ou se a transmissão será de leitura, é posto automaticamente, junto a este endereço, pelas funções da biblioteca Wire do Arduino.

Dentro do escopo da função setup, serão realizadas as configurações referentes as inicializações da porta serial e da comunicação com o MPU, onde, respectivamente, estão indicadas na linha 5 e linha 7 do código.

Como o objetivo do acelerômetro é a detecção de movimentos no sistema, é de melhor entendimento para o cuidador, que os dados dos registradores internos do MPU sejam amostrados utilizando o valor da norma dos mesmos.

Já que o MPU possui dois registradores para guardar os valores lidos em um determinado eixo, e a porta serial do Arduino, envia, no máximo, 10 bits de dados, é necessário, para que o valor lido seja representado integralmente (2 bytes de dados), o deslocamento de 1 byte de dados destes registradores (linhas 18, 19 e 20).

Outra observação importante é que para a realização do seguinte código, foi utilizado como referência a Figura 23, pois como mostra o escopo da função loop, escrevemos no barramento o endereço do escravo, ou seja, do acelerômetro, e posteriormente, o subendereço do registrador em questão.

```
1 #include<Wire.h>
2 #define MPU 0x68
3 int AcX,AcY,AcZ,Tmp;
4 void setup() {
5     Serial.begin(9600);
6     Wire.begin();
7     Wire.beginTransmission(MPU);
8     Wire.write(0x6B);
```

```
9    Wire.write(0);
10   Wire.endTransmission(true);
11 }

12 void loop() {

13     int norma;
14     Wire.beginTransmission(MPU);
15     Wire.write(0x3B);
16     Wire.endTransmission(false);
17     Wire.requestFrom(MPU,14,true);
18     AcX=Wire.read()<<8|Wire.read();
19     AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
20     AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
21     Serial.print("Valores de x:");
22     Serial.print(AcX);
23     Serial.print(" ");
24     Serial.print("Valores de y:");
25     Serial.print(AcY);
26     Serial.print(" ");
27     Serial.print("Valores de z:");
28     Serial.println(AcZ);
29     norma = sqrt(pow(AcX,2)+pow(AcY,2)+pow(AcZ,2));
30     Serial.println(norma);
31     delay(500);
32 }
```

APÊNDICE B – CÓDIGO PARA O MPU 6050 / MATLAB

Utilizando a ferramenta Matlab, que oferece a possibilidade de leitura dos dados, via protocolo I²C, e seguindo o mesmo princípio do código apresentado no APÊNDICE A, foi desenvolvido o código abaixo.

É notável que este código, informa ao cuidador valores lidos em uma faixa de 100 ciclos, porém, este valor pode ser alterado, em decorrência da necessidade do cuidador.

```
1 a = arduino('COM3', 'Mega2560', 'Libraries', 'I2C');
2 accel = i2cdev(a, '0x68');
3 accelx = zeros();
4 accely = zeros();
5 accelz = zeros();
6 norma = zeros();
7 b = 1;
8 while(b<100)
9     accelx(b) = readRegister(accel, 59, 'int16');
10    accely(b) = readRegister(accel, 61, 'int16');
11    accelz(b) = readRegister(accel, 63, 'int16');
12    norma(b) =
sqrt(((accelx(b))^2)+((accely(b))^2)+((accelz(b))^2))/10000;
13    plot(norma);

14    drawnow
15    grid on
16    hold on
17    b = b+1;

18    end
```

APÊNDICE C – CÓDIGO PARA O HX711 / ARDUINO

O código utilizado para a leitura dos dados da célula de carga está sendo disponibilizado pelo site da Sparkfun Electronics, onde o mesmo necessita da utilização da biblioteca “HX711.h”, que está disponível em <https://github.com/bogde/HX711>.

Uma importante observação referente a este código, é que todas as ações realizadas pelo projetista, referente a calibragem do “zero” e a faixa de trabalho da balança, são realizadas neste código, através das modificações em duas diferentes variáveis: `calibration_factor` e `zero_factor`. Esta calibragem tem início no momento em que o projetista, ao colocar um peso conhecido sobre a balança, e, alterando estas variáveis, adequa o valor de leitura ao peso correspondente.

```

1 #include "HX711.h"
2 float calibration_factor = -27948.00;
3 float zero_factor = 7985000.00 ;

4 #define DOUT  20
5 #define CLK  21
6 HX711 scale(DOUT, CLK);
7 void setup() {
8     Serial.begin(9600);
9     scale.set_scale(calibration_factor);
10    scale.set_offset(zero_factor);
11 }

12 void loop() {
13    Serial.println(scale.get_units()-26, 3);
14    delay(500);
15    if (Serial.available()){
16        char fator1;
17        fator1 = Serial.read();
18        if (fator1 == 'z'){
19            calibration_factor = calibration_factor + 1000;}

```

```
20     if(fator1 == 'x'){
21         calibration_factor = calibration_factor - 1000;}
22     if(fator1 == 'c'){
23         zero_factor = zero_factor + 100;}
24     if(fator1 == 'v'){
25         zero_factor = zero_factor - 100;}
26     }
27 }
```

APÊNDICE D – CÓDIGO PARA O HX711 / MATLAB

```

1 delete(instrfindall);
2 s = serial('COM4');
3 set(s, 'InputBufferSize', 256);
4 set(s, 'FlowControl', 'hardware');
5 set(s, 'BaudRate', 9600);
6 set(s, 'Parity', 'none');
7 set(s, 'DataBits', 8);
8 set(s, 'StopBit', 1);
9 set(s, 'Timeout',10);

10 fopen(s);
11 t = 1;
12 bool = 0;
13 ponto = 1;
14 x = 0;
15 x1 = 0;
16 x2 = 0;
17 x3 = 0;
18 x4 = 0;
19 x5 = 0;

20 while(t<=100)
21     readData=fscanf(s, '%d');
22     x =[x readData]
23     if(ponto == 1)
24         x1 = readData
25     elseif(ponto == 2)
26         x2 = readData
27     elseif(ponto == 3)
28         x3 = readData
29     elseif(ponto == 4)
30         x4 = readData
31     elseif(ponto == 5)
32         x5 = readData
33     media = (x1+x2+x3+x4+x5)/5
34     desvio = sqrt((((x1 - media)^2)+((x2 - media)^2)+((x3 -
media)^2)+((x4 - media)^2)+((x5 - media)^2))/4)
35     if ((media-desvio)>readData || readData>(media+desvio))
&& (readData > 15))
36         bool = 1;
37         readData = media;
37         set(handles.text8,'string','PESSOA DETECTADA');
38         set(handles.text8,'BackgroundColor','blue');
39     else
40         readData = readData - media;

```

```
41     end
42     ponto = 0;
43 end
44 if (bool == 1)
45     plot(x)
46     grid on
47     hold on
48     readData=0;
49     drawnow;
50 end
51 t=t+1
52 ponto = ponto + 1;
53 end
54 fclose(s);
```

APÊNDICE E – CÓDIGO USADO PARA CAPTURA DOS DADOS

O código abaixo, escrito em python, foi utilizado para a captação dos dados do sistema de simulação salvando-os em um arquivo de formato de texto, para posteriormente, analisa-los em um gráfico, que por sua vez, é mostrado na Figura 26.

O código em questão é relativamente simples, sendo que ao criarmos um arquivo de texto, linha 4, captamos os dados transmitidos pelo Arduino através da porta serial, linha 3. Após este ocorrido, salvamos cada linha lida no arquivo criado, linhas 8 e 9, e igualmente o instante em que estes dados foram lidos, linhas 7 e 10, através da função *time.time()*

```
1 from serial import Serial
2 import time
3 s = Serial('/dev/ttyACM0',9600)
4 a = open('dados.txt','w')
5 t0 = time.time()
6 for i in range(200)
7     tempo = time.time() - t0
8     p = s.readline()
9     a.write(p[:-2])
10    a.write(str(tempo))
11    a.write('\n')
12 s.close()
13 a.close()
```

BIBLIOGRAFIA

TAKAYAMA, L.; PANTOFARU, C., Influences on Proxemic Behaviors in Human-Robot Interaction, IEEE/RSJ. **International Conference on Intelligent Robots and Systems**, p. 5495-5502, 2009.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). *Censo Demográfico 2010: Resultados Gerais da Amostra por áreas de ponderação*, disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/resultados_gerais_amostra_areas_ponderacao/default.shtm>, acessado em: 10/06/2015.

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria 963, de 27 de maio de 2013. **Portaria que redefine a Atenção Domiciliar no âmbito do Sistema Único de Saúde.** <http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt0963_27_05_2013.html>, acessado em 10/06/2015.

BUENO, J. M., MARTINO, H. S. D., FERNANDES, M. F. S., COSTA, L. S., SILVA, R. R., **Avaliação nutricional e prevalência de doenças crônicas não transmissíveis em idosos pertencentes a um programa assistencial**, UNATI-UNIFAL-MG. 2005.

ACUÑA, K., CRUZ, T., **Avaliação do estado nutricional de adultos e idosos e situação nutricional da população brasileira**, Universidade Federal da Bahia. 2004.

MUGEIRO, M. J. C., **“Qualidade do sono nos idosos,”** INSTITUTO POLITÉCNICO DE VISEU, 2010.

Patentes online, **“ Sistema de monitoramento da função respiratória”**, disponível em <<http://www.patentesonline.com.br/sistema-de-monitoramento-da-fun-o-respirat-ria-96458.html>>, acessado em 08/07/2015.

Editora Abril, “**6 aplicativos para dormir melhor**”, disponível em <http://info.abril.com.br/noticias/blogs/download-da-hora/iphone/6-aplicativos-para-dormir-melhor/> >, acessado em 08/07/2015.

PME.Estadão, “**cama inteligente levanta quase US\$ 1 milhão de financiamento na internet**”, disponível em <http://pme.estadao.com.br/noticias/noticias,cama-inteligente-levanta-quase-us-1-milhao-de-financiamento-na-internet,5548,0.htm>>, acessado em 09/07/2015.

BAKER, T. L.,” **Introduction to sleep and disorders**”, Med Clin North Am, 1985.

KLEITMAN, N., “**Sleep and wakefulness**”, London: Midway Reprint, 1987.

TUFIK, S., “**Sono: aspectos básicos**”, São Paulo, Instituto do Sono-Unifesp, 2000:1-25.

MARTINS, P. J. F.; MELLO, M. T.; TUFIK, S., “**Exercício e sono**”, Departamento de Psicobiologia da Universidade Federal de São Paulo Instituto do Sono – Unifesp, 2001.

RECHSTCHAFFEN, A.; KALES, A., “**Current perspectives on the function of sleep**”, Perspect Biol Med, 1968.

FERNANDES, R. M. F., “**O sono normal**”, Departamento de Neurologia, Psiquiatria e Psicologia Médica, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, 2006.

LAVIE, P., “The enchanted world of sleep”, New Haven, Yale University Press, 1996.

AMORIM, C. A. P., **Amplificadores Operacionais, Colégio Técnico Industrial de Guaratinguetá**, UNESP.2010.

SIQUEIRA, C., Sensores para medições de Vibrações Mecânicas – Acelerômetros.

MACIEL, B. K., SOARES, L. B., AGUIAR, Y. Q., **Barramento seial I²C e SPI**, FURG-Centro de ciências computacionais. 2008.

Mundo dos rackers, “**Arduino, o que é, para que serve**”, disponível em <<http://www.mundodoshackers.com.br/o-que-e-e-para-que-serve-o-arduino>>, acessado em 24/06/2015.

Sparkfun Eletronics “**Getting started with load cells**”, disponível em https://learn.sparkfun.com/tutorials/getting-started-with-load-cells?_ga=1.153705275.205922109.1445989807, acessado em 12/12/2015.