

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DO RIO
GRANDE DO NORTE**

C.A.P.A: COLCHÃO DE AUXÍLIO A PACIENTES ACAMADOS

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte
Rua Brusque, 2926, Conj. Santa Catarina, Potengi, Natal-RN, CEP 59112-490

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DO RIO
GRANDE DO NORTE**

Estudantes:

Macial Freire Filho

Pedro Cardoso Carvalho

Orientador:

Arthur Salgado de Medeiros

AGRADECIMENTOS

Agradecemos primeiramente ao nosso orientador, Arthur Salgado, que nos forneceu total apoio acadêmico e pessoal para o desenvolvimento desse projeto e também a todos os professores por nos proporcionarem o conhecimento não apenas intelectual, mas a manifestação do caráter e afetividade da educação no processo de formação profissional, por tanto que se dedicaram a nós, não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender. A palavra mestre, nunca fará justiça aos professores dedicados aos quais sem nominar terão os meus eternos agradecimentos.

Aos amigos, que entre os parágrafos de cada texto renovaram nossas forças, nos apoiaram e nos motivaram trazendo momentos felizes e inesquecíveis em nossas vidas, tornando-se pessoas fundamentais para a construção do saber e da felicidade.

RESUMO

O hospital, apesar de ter como principal objetivo executar as atividades de prestação de serviços médico-assistenciais, pode se tornar um ambiente propício a problemas de saúde em decorrência de situações corriqueiras acarretadas pela convivência em seu espaço, como as lesões por pressão, ocasionadas pela referente pressão entre a maca e o paciente. As medidas preventivas para a lesão por pressão, também conhecidas pela sua sigla, LPP, rodeiam movimentações periódicas do paciente e aparatos para colchões que buscam aliviar o contato entre a pessoa e a maca. Com os adventos tecnológicos nas diversas áreas sociais, como também na médica, viu-se necessária uma modernização técnica na área paliativa da doença, que pode gerar complicações graves causando o óbito do paciente. O projeto C.A.P.A – Colchão de auxílio a pacientes acamados – opera da seguinte maneira, a partir da análise de informações obtidas por sensores eletrônicos acoplados a regiões de proeminência óssea o equipamento irá, por meio de motores em operação linear, movimentar áreas que entram em contato direto com o acamado, para que em conjunto de microcontroladores aliviar zonas de grande pressão, buscando evitar o surgimento das LPP sem a cooperação periódica humana e fornecer dados mais minuciosos a respeito do paciente.

Palavras chaves: Lesão por pressão; Medidas preventivas; Pacientes acamados; Úlcera por pressão; Colchão hospitalar.

ABSTRACT

The main function of the hospital is the provision of medical care services, but can also be a propitious environment for clinical problems because of common situations brought about by the acquitanceship in this space, as pressure wounds, caused by the pressure between the bed and the patient. The preventive measures for pressure wounds, also known by the abbreviation, LPP, include periodical patient movements and mattress that tries to alleviate the contact between the person and the bed. Technologic inventions in diversified social areas, as also medical, was necessary a technical modernization in the sickness palliative area, that can start complications causing the patient death. The C.A.P.A project – aid mattress for bedridden patients – will work in that way: starting from the analysis of information that come from electronic sensors placed in areas of bony prominence, the equipment will, using engines in linear operation, moving areas that are in direct contact with the bedridden. In that way there will be an alleviation of areas of pressure, looking for prevent the appearance of LPP without the constant human presence and for produce information more thorough for the patient.

Key words: Injury pressure; Preventive measures; bedridden patients; Pressure ulcer; hospital mattress.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

A.....	Ampère
CC.....	Corrente Contínua
CI	Circuito Integrado
Cm.....	Centímetro
F	Força
G.....	Aceleração da gravidade
I.....	Corrente
k	Quilo
m	Mili
M	Massa
R	Resistência
LPP	Lesão por pressão
V.....	Volt
Ω	Ohm

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estrutura do Motor CC.....	15
Figura 2: Circuito de um motor DC.	16
Figura 3: Plataformas Arduino.	18
Figura 4: Célula de Carga.....	18
Figura 5: Circuito da célula de carga.Fonte: Elaborada pelos autores.	19
Figura 6: Circuito da célula de carga equilibrado.....	19
Figura 7: Princípios dos termosensores.	20
Figura 8: Sensor de temperatura infravermelho.	21
Figura 9: Chaveamento da ponte H.....	22
Figura 10: Esquema do projeto.	23
Figura 11: Circuito da célula de carga com o amplificador e conversor A/D.....	24
Figura 12: Sensor CJMCU-IR.....	25
Figura 13: Conexão do sensor com o Arduino.	26
Figura 14: Conversor analógico - digital.	27
Figura 15: Microcontrolador Arduino Uno.	28
Figura 16: Motor CC GW370.....	29
Figura 17: Circuito de ligação do motor CC.....	29
Figura 18: Estrutura do protótipo.	30
Figura 19: Circuito da célula de carga conectada ao Arduino.	33
Figura 20: Sensor de temperatura montado.	35
Figura 21: Circuito de sensoriamento térmico.	36
Figura 22: Protótipo de sensoriamento térmico.	37
Figura 23: Protótipo em miniatura construído.....	38

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.1 Objetivos	12
1.1.1 Objetivo geral	12
1.1.2 Objetivos específicos	12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 Lesão por pressão	13
2.2 Motor CC	15
2.3 Arduino	16
2.4 Célula de carga	18
2.5 Sensor de Temperatura	20
2.6 Circuito Ponte H	21
3 METODOLOGIA	23
3.1 Mecânicas do Projeto	24
3.1.1 Sistema de sensoriamento de pressão	24
3.1.2 Sistema de sensoriamento de temperatura	24
3.1.3 Sistema de conversão de sinal	26
3.1.4 Controlador	27
3.1.5 Sistema de Movimentação	28
3.2 Estrutura do protótipo	29
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	31
4.1 Configurações	31
4.2 Dados	31
4.2.1 Alívio de Pressão	31
4.2.2 Sensoriamento de Pressão	33
4.2.3 Sensoriamento de temperatura	35
4.3 Estrutura	37
5 CONCLUSÃO	39
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40
APÊNDICE A	42
APÊNDICE B	50

1 INTRODUÇÃO

A teoria evolucionista nos diz que, a todo momento, a nossa espécie está em busca de uma maior adaptação ao ambiente. Porém, apesar de milênios de aperfeiçoamento biológico, nós ainda somos acometidos por um problema bastante antigo, a doença, cujo nome deriva do latim *dolentia*, que significa *doer* ou *sentir dor*. Esse problema acompanha os organismos vivos desde os primeiros espécimes complexos da história evolutiva.

Mesmo assim, o desenvolvimento gradual dos eletroeletrônicos junto a áreas médicas na atualidade é mais uma evidência da evolução humana. Os avanços biotecnológicos, frutos da racionalidade humana, impulsionaram-nos a um patamar diferenciado das outras criaturas, fazendo com que o *homo sapiens*, socialmente, criasse instituições integradas, os hospitais, cuja função básica consiste em oferecer à população assistência médico-sanitária completa, tanto curativa como preventiva, sob quaisquer regimes de atendimento. Essas organizações sociais buscam proporcionar a seus pacientes a redução das consequências patológicas ou até mesmo a cura, através da investigação e uso das técnicas médicas. Nem sempre, porém, tais métodos são suficientes para impedir resultados prejudiciais, como, por exemplo, lesões por pressão, consequência da pressão associada à fricção da pele humana no decúbito da maca, o que é comumente observado nos hospitais.

A utilização de novos tratamentos clínicos e cirúrgicos, assim como de novos fármacos e equipamentos médicos, possibilita, mesmo que artificialmente, o prolongamento da vida de indivíduos gravemente debilitados, imobilizados e muitas vezes definitivamente inconscientes. Tais fatores, associados ao aumento da expectativa de vida da população,—tornaram possível a sobrevivência de pacientes com doenças graves e anteriormente letais, as quais foram transformadas em doenças extenuantes. Portanto, uma maior quantidade de indivíduos está exposta aos fatores de riscos do acamamento, o que justifica o crescente número de acometidos por acidentes vasculares encefálicos e por hipertensão arterial (FREITAS, 2011), assim como a expansão do aparecimento de lesões por pressão nos últimos anos.

A lesão por pressão, também conhecida por LPP, dentro do amplo espectro das contusões, pode ser definida como uma lesão causada por uma pressão não

aliviada, cisalhamento ou fricção entre a pele e uma superfície, e pode resultar em morte tecidual, sendo frequentemente localizada nas regiões de proeminências ósseas (WADA, 2010). O acometimento decorre de possíveis complicações em pessoas em situação de fragilidade, principalmente naquelas com restrição de mobilidade e idade avançada.

Apesar de ser um tema que recebe grande atenção no âmbito médico e enfermagem, estudos mostram que a incidência e a prevalência mundial permanecem elevadas (MEDEIROS, 2009). A incidência de lesões por pressão é estimada entre 0,4% a 38% em pacientes internados em serviços de atendimento de emergência. Entre os pacientes com paraplegias crurais, cerca de 25% a 85% desenvolveram alguma lesão por pressão em algum momento de suas vidas (WADA, 2010). Por diferenças sociais, o acometimento de tal patologia é diferenciado em diversas localidades do globo. No Brasil, os valores de incidência são similares aos relatados na literatura mundial, com uma ocorrência de 39,8% em pacientes de risco, internados em hospitais universitários (WADA, 2010). Costa et al. (2005), em estudo sobre a ocorrência das LPP em internados no Instituto de Ortopedia do HC-FMUSP, verificaram que a grande maioria dos pacientes é do sexo masculino, vítima de lesão medular (100%), com lesões avançadas (67% alcança grau 4 na escala *Braden*), localizadas predominantemente na cintura pélvica (32% sacrais, 32% trocântéricas, 16% isquiáticas).

Na busca por uma melhor qualidade de assistência nos serviços de saúde, é importante reconhecer a LPP como um problema capaz de interferir nessa qualidade. Isso porque, como o ambiente hospitalar é propício à proliferação de bactérias e vírus, a LPP pode gerar complicações graves, como infecções hospitalares, ao estado do paciente. É necessário, portanto, que não só os enfermeiros, mas toda a equipe multiprofissional esteja envolvida e estimulada a conhecer e entender o que é LPP, suas causas e fatores de risco, a fim de implementarem ações efetivas de prevenção e tratamento.

A identificação de pacientes com risco de desenvolver LPP torna-se necessária diante da realidade dos custos financeiros – que podem variar de 2.000 a 70.000 dólares por lesão em paciente internado – relacionados a medidas medicativas para

tratar as lesões, além de possibilitar intervenções paliativas e preventivas adequadas (WADA, 2010). Bergstrom (1987), em seu artigo sobre a escala *Braden*, afirma que programas preventivos baseados em pesquisas guiadas pela avaliação do risco do paciente podem simultaneamente reduzir a incidência em até 60% e diminuir o custo da prevenção. A escala de *Braden* já foi traduzida para vários idiomas. No Brasil, Paranhos e Santos (1999) a adaptaram para a língua portuguesa e testaram sua validade preditiva com a aplicação em clínica em pacientes da UTI, concluindo que a escala de *Braden* tem alto valor preditivo nessa população.

Além dos custos financeiros do tratamento, sabe-se que a carga de trabalho da equipe de enfermagem aumenta cerca de 50% quando o paciente desenvolve LPP (COSTA, 2003). Por outro lado, as medidas preventivas a lesões por pressão são tecnicamente simples e relativamente pouco dispendiosas. A medida básica mais importante é a mudança periódica de posicionamento do paciente. O alívio da pressão sobre uma proeminência óssea por 5 minutos a cada 2 horas permite a adequada recuperação do tecido à agressão isquêmica e evita, muitas vezes, a formação da lesão. É importante atentar para, durante a mudança posicional do paciente, evitar movimentos que possam causar fricção e/ou cisalhamento da pele com a superfície do colchão (WADA, 2010).

As elevadas taxas de incidência e prevalência mundial das lesões por pressão (MEDEIROS, 2009) e toda a problemática aqui exposta justificam a necessidade de novas pesquisas que visem a aperfeiçoar medidas preventivas e terapêuticas de auxílio a pacientes e seus cuidadores, sejam estes acompanhantes ou enfermeiros.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Reduzir a quantidade de casos de acometimento das lesões por pressão sob os pacientes acamados e/ou inconscientes, que é diretamente causada pela pressão periódica em zonas de proeminência óssea.

1.1.2 Objetivos específicos

- Realizar a construção de um protótipo que através de sensores de pressão e atuadores lineares reduza drasticamente a pressão sob zonas de proeminência óssea;
- Por meio do protótipo, reduzir o trabalho e esforço incumbido aos enfermeiros ou acompanhantes de realizar as medidas preventivas recomendadas, podendo assim efetuar a diminuição de pressão com mais eficiência.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Lesão por pressão

Lesão por pressão é um dano localizado na pele e/ou tecidos moles subjacentes, geralmente sobre uma proeminência óssea, resultante de pressão, ou pressão associada a cisalhamento e/ou fricção. A lesão pode se apresentar em pele íntegra ou como úlcera aberta e pode ser dolorosa (SOBEST, 2016).

A lesão por pressão ocorre quando a pressão externa excede a pressão de fechamento capilar, originando uma deficiência de perfusão capilar através da obstrução do fluxo sanguíneo e impedindo o transporte de nutrientes ao tecido caracterizando zonas de isquemia tecidual. Esta situação é mais comum em áreas de proeminências ósseas, onde o osso e a superfície de contato do paciente se apoia (cama ou cadeira) exercem uma maior pressão sobre a pele e tecidos. Quando esta isquemia tecidual gerada pela pressão aplicada nos tecidos é mantida por um tempo maior do que o necessário à recuperação do tecido frente à isquemia, ocorre a liberação de fatores inflamatórios (KUIINCHTNER, 2012). Wada et. al. acrescenta que os fatores inflamatórios alteram a permeabilidade vascular, gerando edema e piorando a isquemia caso a pressão intersticial permaneça aumentada. A isquemia a nível celular leva à morte das células, gerando a liberação de mais fatores inflamatórios e fatores de necrose tecidual. Com a continuidade deste estado inflamatório, ocorre uma redução das proteínas necessárias à proteção de tecidos lesados. Desta forma, o ciclo de destruição tecidual se intensifica, e a pressão mantida torna a lesão progressivamente maior e mais intensa.

A classificação das lesões por pressão baseia-se na relação direta com a profundidade do ferimento. Inicialmente foram estabelecidos 4 estágios, e posteriormente, pelo National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP), em 2007, acrescentadas duas novas categorias: Lesão tissular profunda e não classificável. Conforme a Sobest, associação brasileira de estomaterapia, a classificação atual fica da seguinte forma:

- Lesão por Pressão Estágio 1: Pele íntegra com eritema que não embranquece.

Pele íntegra com área localizada de vermelhidão que não embranquece e que pode parecer diferente em pele de cor escura.

- Lesão por Pressão Estágio 2: Perda da pele em sua espessura parcial com exposição da derme.

Perda da pele em sua espessura parcial com exposição da derme. O leito da ferida é viável, de coloração rosa ou vermelha, úmido e pode também apresentar-se como uma bolha intacta ou rompida. O tecido adiposo e tecidos profundos não são visíveis.

- Lesão por Pressão Estágio 3: Perda da pele em sua espessura total.

Perda da pele em sua espessura total na qual a gordura é visível e, frequentemente, tecido de granulação e epíbole (lesão com bordas enroladas) estão presentes.

- Lesão por pressão Estágio 4: Perda da pele em sua espessura total e perda tissular.

Perda da pele em sua espessura total e perda tissular com exposição ou palpação direta da fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem ou osso.

- Lesão por Pressão Não Classificável: Perda da pele em sua espessura total e perda tissular não visível.

Perda da pele em sua espessura total e perda tissular na qual a extensão do dano não pode ser confirmada porque está encoberta pelo esfacelo ou escara.

- Lesão por Pressão Tissular Profunda: descoloração vermelho escura, marrom ou púrpura, persistente e que não embranquece.

Pele intacta ou não, com área localizada e persistente de descoloração vermelha escura, marrom ou púrpura que não embranquece ou separação

epidérmica que mostra lesão com leito escurecido. Dor e mudança na temperatura frequentemente precedem as alterações de coloração da pele.

As lesões por pressão e os fatores de risco que contribuem para o seu desenvolvimento têm sido estudados por quase 50 anos, mas a combinação de fatores de risco que melhor predizem a incidência das LPP's ainda é pouco compreendida (KUINCHTNER, 2012).

2.2 Motor CC

Os motores de corrente contínua (CC) ou motores de corrente direta (DC), como também são eventualmente chamados, são dispositivos que convertem energia elétrica em energia mecânica operando através das forças eletromagnéticas de atração e repulsão por eletroímãs e ímãs permanente.

O funcionamento dos geradores e motores de CC e de CA depende simplesmente da interação de campos magnéticos e condutores percorridos por corrente elétrica. No caso dos motores CC essa interação ocorre na relação do rotor (enrolamento de armadura) e estator (enrolamento de campo ou ímã permanente) aproveitando, assim, as forças de atração e repulsão geradas por eletroímãs e ímãs permanentes.

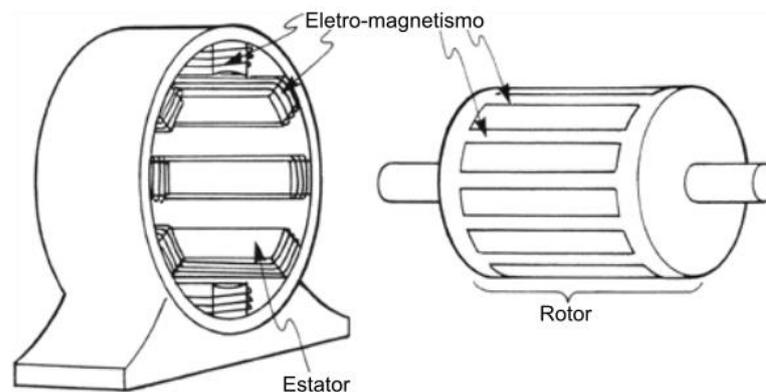


Figura 1: Estrutura do Motor CC.

Fonte: Elaborada pelos autores.

O estator é a parte fixa ou componente estático do motor (também chamado de indutor) nele temos: o suporte do cilindro central que também funciona como um caminho de retorno para o fluxo magnético do rotor e do ímã permanente, o ímã

permanente que fornece um campo magnético uniforme ao enrolamento do rotor ou armadura, de modo que ele interage com o campo formado pelo enrolamento, o movimento do rotor se origina como resultado da interação desses campos, as escovas que transmitem a tensão e a corrente da fonte de alimentação para o coletor, além do enrolamento do rotor.

O rotor é a parte móvel do motor composta por um eixo que fornece o movimento produzido, o núcleo (ao redor do eixo) que proporciona um campo magnético entre os pólos para o fluxo magnético do enrolamento circular, o conjunto de enrolamentos ligados ao coletor e o coletor que recebe a tensão produzida pelo enrolamento induzido, transmitindo-o ao circuito por meio das escovas.

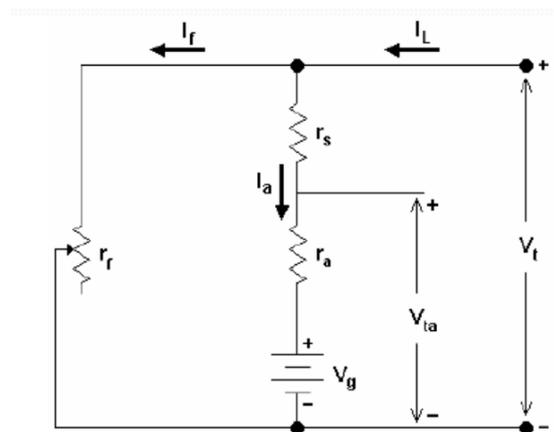


Figura 2: Circuito de um motor DC.

Fonte: Elaborada pelos autores.

O circuito da figura 2 é a forma simplificada de demonstrar o esquema de um motor DC e a partir de sua análise é possível obter os cálculos de velocidade e torque do motor, duas importantes variáveis para determinar a escolha de qual tipo ou modelo será utilizado no projeto.

2.3 Arduino

O Arduino é uma placa microcontrolada de placa única e um conjunto de software para programá-lo. O hardware basicamente é uma plataforma com um microcontrolador e processador Atmel AVR e estruturas de entrada/saída. Em termos práticos, um Arduino é um pequeno computador que você pode programar para processar entradas e saídas entre o dispositivo e os componentes externos

conectados a ele. O Arduino é o que chamamos de plataforma de computação física ou embarcada, ou seja, um sistema que pode interagir com seu ambiente por meio de hardware e software (MCROBERTS, 2011).

O Arduino é composta de um microcontrolador Atmel AVR, um cristal ou oscilador (relógio simples que envia pulsos de tempo em uma frequência especificada, para permitir sua operação na velocidade correta), um regulador linear de 5 volts e uma porta USB - permitindo a conexão a um computador. A placa expõe os pinos de entrada/saída do microcontrolador, para que você possa conectá-los a outros circuitos ou sensores (MCROBERTS, 2011).

O Arduino não possui recursos de rede, mas pode ser combinada com outros Arduinos criando extensões chamadas de *shields*. A fonte de alimentação recebe energia externa por uma tensão de, no mínimo, 7 volts e máximo de 35 volts com corrente mínima de 300mA. A placa e demais circuitos funcionam com tensões entre 3,3 e 5 volts. Embutido no Arduino há ainda um firmware – que combina memória ROM para leitura e um programa gravado neste tipo de memória – carregado na memória da placa controladora, que aceita Windows, Linux e Mac OS X. Em termos de software, o microcontrolador Atmel AVR pode ter funcionalidades desenvolvidas com a linguagem de programação Arduino (desenvolvida sobre uma biblioteca que simplifica a escrita da programação em C/C++), que é baseada na linguagem Wiring e seu ambiente de desenvolvimento é baseado no Processing., que utiliza uma interface gráfica escrita em Java.

O Arduino consiste em uma plataforma Open-source baseada em hardware e software para as áreas de automação e robótica. Nela podem-se adicionar diversos tipos de componentes eletrônicos direcionados e programados para uma determinada atividade.

A placa microcontroladora pode ser encontrada em diversas formas e com variáveis modelos de diferentes especificações. O Arduino que será utilizado dependerá da necessidade do projeto. As opções vão das mais comuns, como o Arduino Uno e suas 14 portas digitais e 6 analógicas, passando por placas com maior poder de processamento, como o Arduino Mega, com microcontrolador ATmega2560 e 54 portas digitais, e o Arduino Due, baseado em processador ARM de 32 bits e 512 Kbytes de memória.

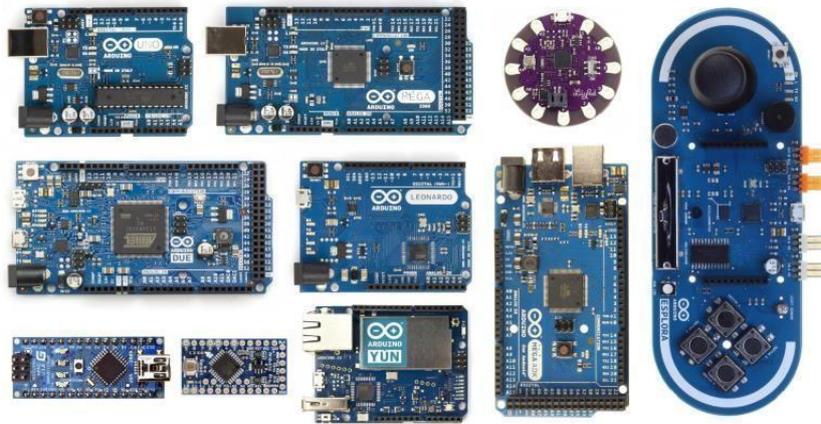


Figura 3: Plataformas Arduino.

Fonte: Filipe flop.

2.4 Célula de carga

A Célula de Carga é um transdutor de força, o qual transforma uma grandeza física, a força, em um sinal elétrico. O uso de células de carga como transdutores de medição de força abrange hoje uma vasta gama de aplicações (HOFFMANN, 1989).



Figura 4: Célula de Carga.

Fonte: blog sobre componentes eletrônicos¹.

O princípio de funcionamento desse equipamento (Figura 4) baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor denominado extensômetro, quando

¹ Disponível em: < <http://www.eletrogate.com/pd-2b3cb5-celula-de-carga-50-kg-sensor-de-peso.html>>. Acesso em ago. 2017.

submetido a uma deformação. Utiliza-se comumente em células de carga quatro extensômetros, dois em sua estrutura (figura 5) e 2 ligados entre si conforme a ponte de Wheatstone (figura 6). O circuito da célula de carga é composto por 3 terminais, 2 de alimentação, onde se estabelecerá o *ground* e a fonte, e um da tensão de saída proporcional a força aplicada, como estabelecido na figura abaixo como pontos A e B e C respectivamente.

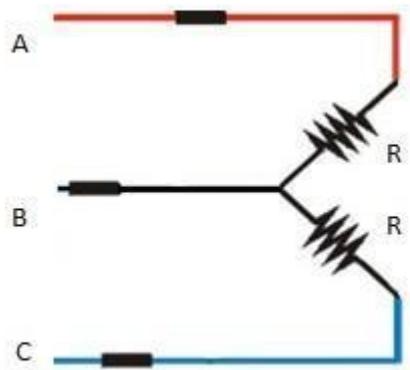


Figura 5: Circuito da célula de carga. Fonte: Elaborada pelos autores.

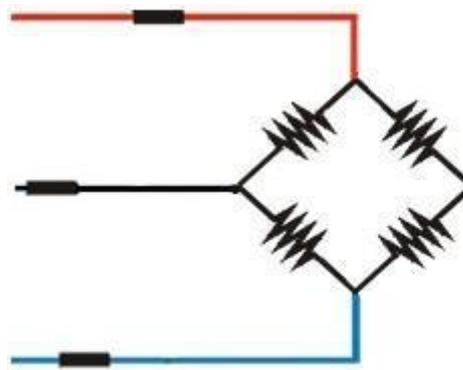


Figura 6: Circuito da célula de carga equilibrado.

Fonte: Elaborada pelos autores.

Os extensômetros são fixados em uma peça metálica, denominada corpo da célula de carga e inteiramente ligado à sua deformação, como situado na figura 4. A força atua, portanto, sobre o corpo da célula de carga e a sua deformação é transmitida aos extensômetros, que por sua vez medirão sua intensidade.

A ponte consiste em dois ramos de circuito contendo dois resistores cada um e interligados por uma carga. Todo conjunto deve ser ligado a uma fonte de tensão

elétrica. Esse circuito é ideal para medir as alterações de resistência que ocorrem nos extensômetros. Esta ponte recebendo uma alimentação de 10 a 12V e o desbalanceamento da mesma, em virtude da deformação dos extensômetros, é proporcional à força que a provoca.

2.5 Sensor de Temperatura

Assim como outros transdutores, o sensor de temperatura é um equipamento que converte energia mecânica, ou uma variável analógica, em energia elétrica, fornecendo dados e informações a respeito daquele local ou objeto verificado.

O princípio básico utilizado nos medidores de temperatura mais convencionais é a variação da dilatação dos materiais que compõem o componente, são termômetros baseados em bimetal, como se pode observar na figura abaixo. Quando dois metais com coeficientes de dilatação diferentes são soldados um ao outro e fixados em uma das extremidades, um aumento de temperatura fará com que um metal se dilate mais do que o outro provocando um deslocamento na extremidade livre (TAGLIAFERRO, 2017), proporcionando assim a possibilidade de medição da temperatura.

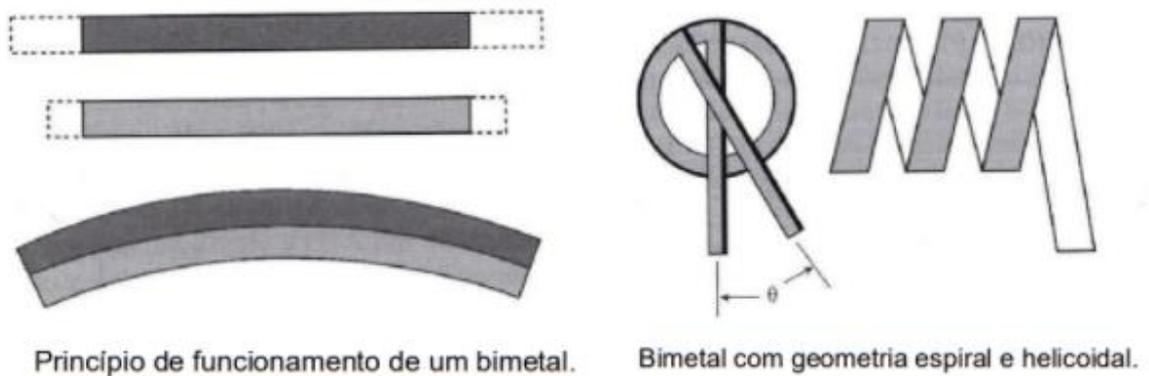


Figura 7: Princípios dos termosensores.

Fonte: TAGLIAFERRO,2017.

Um variado conceito utilizado para fabricação de instrumentos de medição de temperatura é a termoresistência, característica presente nos metais e semimetais

que possibilita a construção de um elemento eletrônico que varia sua resistência a partir da temperatura do local.

Devido aos avanços tecnológicos, houve o surgimento de outros métodos de coletas informacionais, assim como os sensores infravermelhos, como se pode observar na imagem 8. O termômetro infravermelho pode medir a temperatura de superfície de objeto opaco. Seu dispositivo óptico capta a energia infravermelha concentrada na área de visibilidade, permitindo uma análise de dados com um maior detalhamento para determinados projetos um espectro ou uma foto térmica.



Figura 8: Sensor de temperatura infravermelho.

Fonte: Loja de vendas do sensor².

2.6 Circuito Ponte H

Como observado anteriormente, os motores CC possuem dois terminais de conexão, positivo e negativo. Quando alimentamos o mesmo de forma direta, ou seja, conectamos os mesmos terminais da fonte com os do motor (positivo - positivo; negativo - negativo), proporciona uma transformação da energia elétrica em mecânica, de tal forma que o alinhamento do campo eletromagnético do interior do motor o faz girar no sentido horário. No entanto, quando se há a conexão entre fonte e motor de forma inversa (positivo - negativo; positivo - negativo) ocorre a geração de energia mecânica, porém, o sentido do giro do motor será anti-horário. A partir desses conceitos e da necessidade de obter um funcionamento rápido e sem a modificação manual dos terminais de motor e fonte, foi esquematizado um circuito denominado de Ponte H, no qual permite a utilização do motor nos dois sentidos somente com o controle de chaves. O circuito funcionará da determinada maneira:

² Disponível em: < <https://www.sparkfun.com/products/9570>>. Acesso em ago. de 2017.

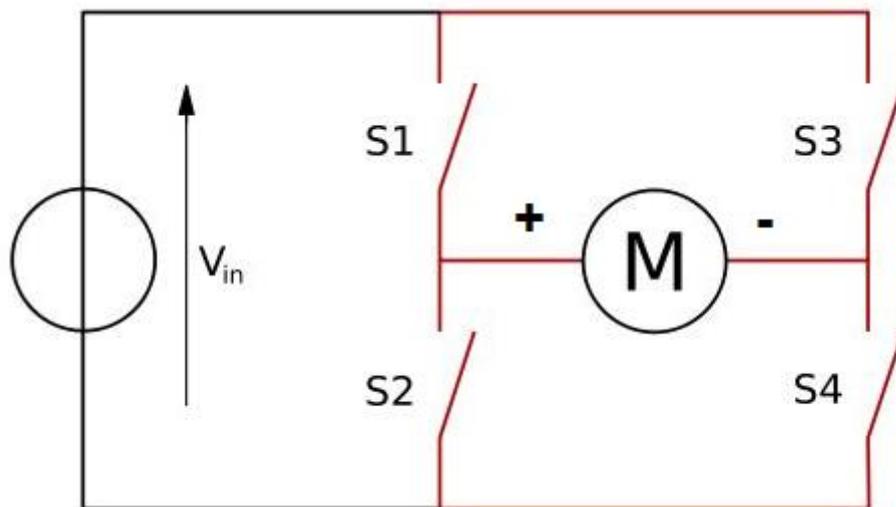


Figura 9: Chaveamento da ponte H.

Fonte: Site sobre ponte H³.

- Com as chaves S1 e S4 fechadas, S2 e S3 abertas: A corrente passa pelo motor em um sentido, do pólo positivo ao negativo, fazendo-o girar na direção horária.
- Com as chaves S1 e S4 abertas, S2 e S3 fechadas: A corrente passa pelo motor no sentido inverso, do pólo negativo ao positivo, fazendo-o girar na direção contrária, anti-horária.
- Com as chaves S1 e S3 abertas: O motor não gira, pois não há fluxo de corrente por ele.

Assim, com base nesta teoria, é possível incrementar um circuito digital capaz de controlar o motor a partir do acionamento ou não das chaves, controlando o motor de tal que ele gire em ambos os sentidos e podendo ser utilizado em diversos projetos e aplicações, desde um atuador linear a outros circuitos.

³ Disponível em :< <http://www.arduinoecia.com.br/2014/04/control-de-motor-cc-com-o-l293d-ponte-h.html> >. Acesso em ago. de 2017.

3. 3 METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentada a metodologia adotada durante a execução do projeto “C.A.P.A –Colchão de auxílio a pacientes acamados” na etapa de construção do protótipo. O projeto de pesquisa de engenharia é realizado no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte, Campus Natal Zona Norte, e teve início no dia 23 de maio de 2016.

O diagrama da figura a seguir expõe, de forma geral e simplificada, a integração entre os circuitos eletrônicos aplicados na construção do protótipo:

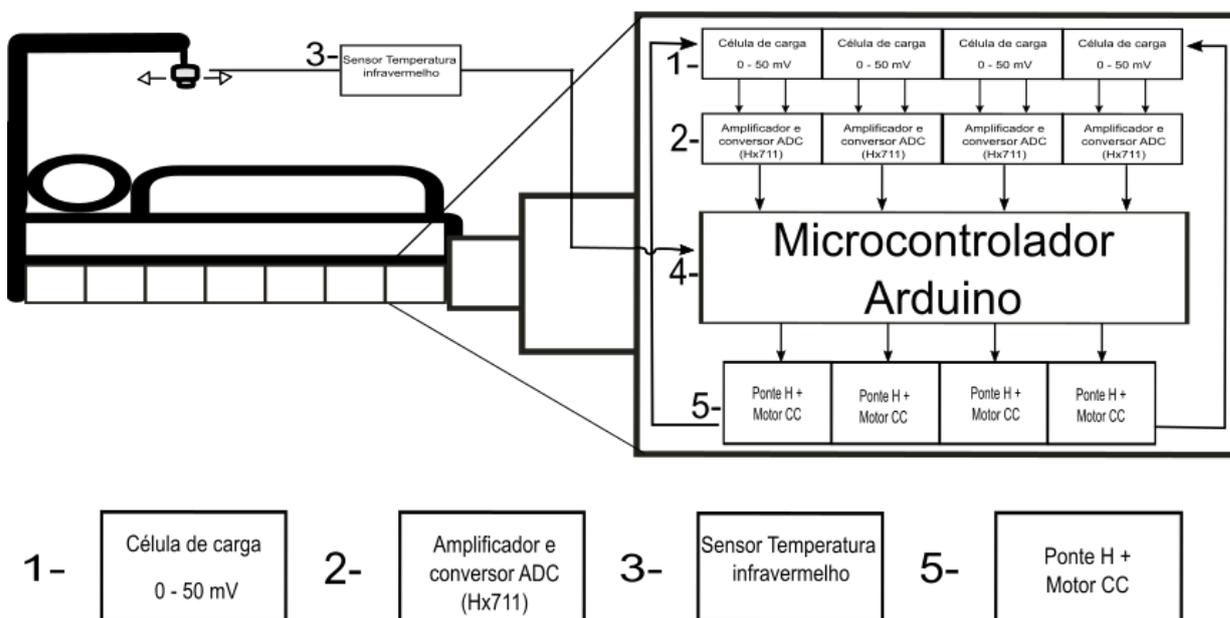


Figura 10: Esquema do projeto.

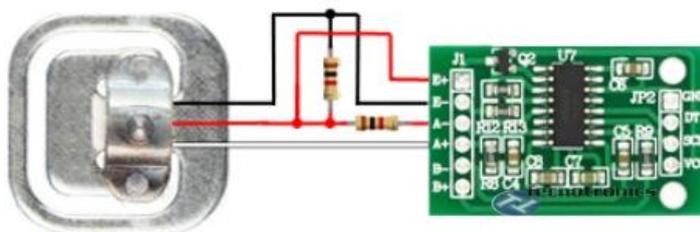
Fonte: Elaborada pelos autores.

3.1 Mecânicas do Projeto

3.1.1 Sistema de sensoriamento de pressão

Buscando desenvolver um protótipo que apresenta em pequena escala o que seria o projeto real, foi necessária a utilização de alguns equipamentos sensoriais para verificar a mudança leve de pressão nas zonas de proeminência óssea. A figura a seguir mostra a célula de carga, conhecida pelo usual nome de célula de peso, constituída por suportes metálicos e um circuito interno cujo funcionamento trabalhará atuando semelhante a meia ponte de wheatstone.

Para chegarmos ao equilíbrio do circuito interno da célula de carga completamos a ponte de wheatstone utilizando dois resistores de $1k\Omega$ cada. Os valores medidos através da diferença entre os lados da ponte de wheatstone no multímetro resultaram em 0 V , e, com a aplicação de força na superfície da célula constatou-se valores próximos a 10mV . Esses sensores são vantajosos por possuírem valores fixos e concisos de medições de forças aplicadas, no entanto, possuem variações pequenas necessitando de amplificação para se obter um dado mais seguro e de melhor análise.



do paciente, visando comparar e analisar os dados para melhor atuação dos atuadores lineares. Dentre os diversos modelos de sensores eletrônicos, o MLX 90614 funciona a partir dos princípios de infravermelho, absorvendo a luz nesse determinado espectro e gerando um sinal equivalente a temperatura.



Figura 12: Sensor CJMCU-IR.

Fonte: site de venda do sensor⁴.

A conexão é feita de acordo com a figura 13. O circuito, montado em conjunto ao Arduino, possui duas entradas de tensão, 3,3V e 5V, junto a duas saídas analógicas, a SDA e a SCL, direcionadas às entradas 4 e 5 do Arduino. Tal arranjo proporciona uma leitura correta e precisa da temperatura do objeto, possibilitando uma análise mais detalhada e agregada para a prevenção da lesão por pressão.

⁴ Disponível em: < <https://alexnl.com/product/cjmcu-mlx90614-aaa-non-contact-human-body-infrared-ir-thermometer-serial-output-module-for-arduino/> >. Acesso em ago. de 2017.

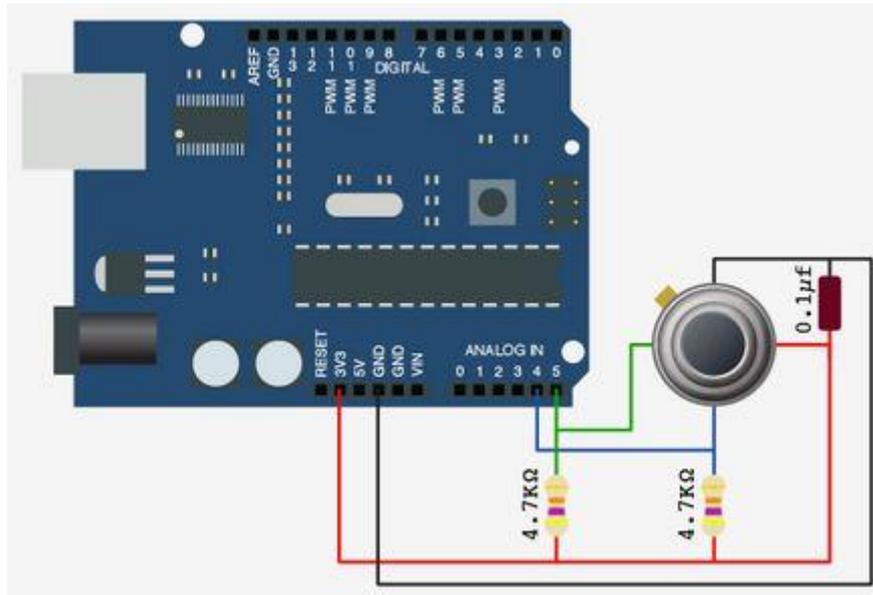


Figura 13: Conexão do sensor com o Arduino.

Fonte: Elaborada pelos autores.

3.1.3 Sistema de conversão de sinal

A partir da coleta dos dados de pressão pelo transdutor, a célula de carga, as informações recém-obtidas serão convertidos de sinais analógicos para digitais, a escala binária. Para realizar tal função foi utilizado o módulo conversor HX711 (figura 14), um equipamento conversor e amplificador específico para célula de carga, comumente associada às células de peso de 50 kg. O módulo conversor trabalha em uma tensão e corrente de operação de 4,8 a 5,5V DC e 1,6 mA. Sua saída é de 24 bits, exibindo a grande capacidade de amostragem dos detalhes de medição, e sendo conectada direto ao Arduino, o microcontrolador, onde os resultados serão analisados e operados.



Figura 14: Conversor analógico - digital.

Fonte: Site de vendas do conversor⁵.

3.1.4 Controlador

A placa microcontrolada Arduino foi escolhida por ser uma plataforma open source de baixo custo e oferecer inúmeras possibilidades de controlar funções programáveis com uma ótima eficiência. A função atribuída ao Arduino como central de controle do protótipo é de analisar os dados amplificados, que por sua vez foram obtidos através da mudança de pressão aplicada na célula de carga. Após a análise, o Arduino calculará uma melhor forma de modificação de pressão nas áreas de proeminência óssea e enviar os comandos de atuação dos motores de passo que aplicarão as modificações de posições nas áreas indicadas pelo controlador.

Por fazer-se necessário a utilização de muitas portas de entrada/saída para o funcionamento do protótipo, optou-se pela utilização do microcontrolador Arduino Uno (Figura 15).

⁵ Disponível em:< <https://www.filipeflop.com/produto/modulo-conversor-hx711-para-sensor-de-peso/> >. Acesso em ago.2017.

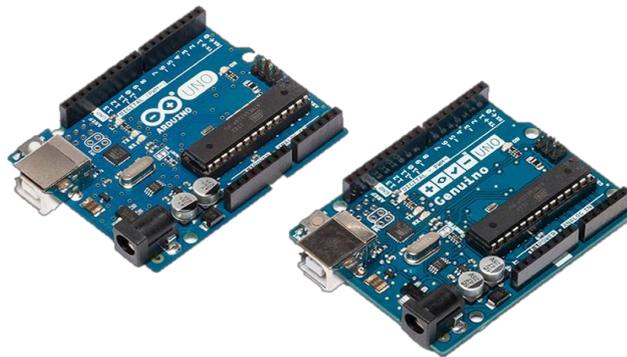


Figura 15: Microcontrolador Arduino Uno.

Fonte: Site Arduino⁶.

3.1.5 Sistema de Movimentação

A estrutura de atuação linear ficou por conta do motor CC GW 370 (figura 16). O dispositivo é posicionado em cima do sensor e é acionado por meio do CI L293d, um circuito integrado equivalente ao funcionamento de controle da Ponte H, possuindo dois circuitos Ponte H em seus 16 pinos, estando conectado às duas entradas de sinais, positivo e negativo, do motor CC, e sendo de extrema importância para a movimentação do sistema. O CI, por sua vez, receberá os comandos específicos da movimentação de atuação, estando inteiramente conectado ao Arduino e controlando a execução do motor pelos canais, que induzirão as chaves acionadas da Ponte H, indicando a movimentação do giro do motor a partir do tempo de ligação do chaveamento. Resultando assim em um desempenho exato e preciso de todo o equipamento, que aliviará as zonas de maior pressão em áreas de proeminência óssea.

⁶ Disponível em:< <https://www.arduino.cc/en/main/arduinoboarduno>>. Acesso em ago. de 2017.



Figura 16: Motor CC GW370.

Fonte: Site de vendas do motor⁷.

Na figura 17 localiza-se o circuito de ligação do motor:

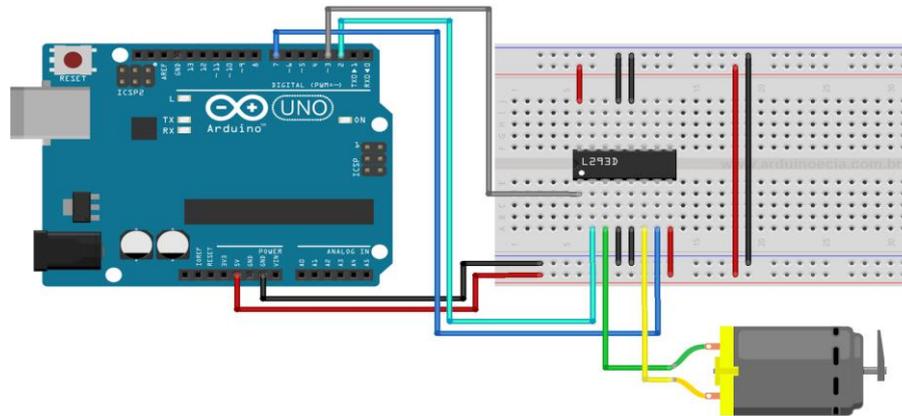


Figura 17: Circuito de ligação do motor CC.

Fonte: Blog de estudos⁸.

3.2 Estrutura do protótipo

A figura a seguir mostra um designer da estruturação de atuação do protótipo:

⁷ Disponível em :< https://pt.aliexpress.com/store/product/8RPM-DC-Worm-Reduction-Geared-motor-80N-cm-GW370-12V-0-3A-low-speed-Electric-Motor/318640_1555838381.html >. Acesso em ago. de 2017.

⁸ Disponível em:< <http://www.arduinoocia.com.br/2014/04/control-de-motor-cc-com-o-l293d-ponte-h.html> >. Acesso em ago. de 2017

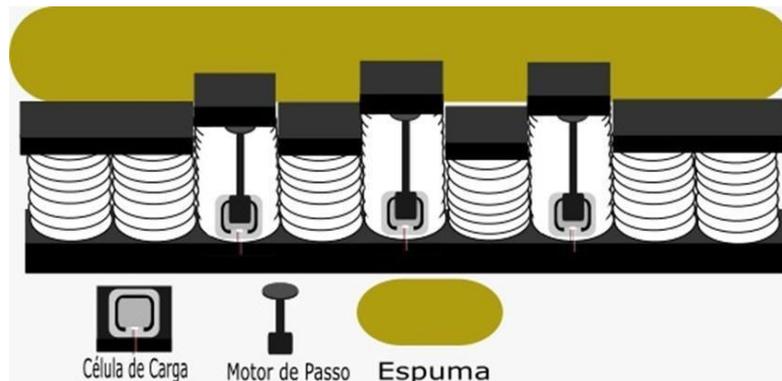


Figura 18: Estrutura do protótipo.

Fonte: Elaborada pelos autores.

As localizações dos componentes no protótipo estão entrando de acordo com as limitações de cada item. O arranjo entre o sensor de pressão - célula de carga – e o atuador linear – motor CC – estão sujeitos a grande robustez da célula de carga, quebrando o diferencial resistivo na estrutura metálica do sensor, que por sua vez possui grande rigidez (figura 4). A arrumação e posicionamento do motor CC em cima da célula de carga no sistema proporciona uma solução para ambas problemáticas, utilizando o peso do motor para agregar força na célula e aliviando o peso da célula no funcionamento do motor. O circuito completo protótipo agregará todos os componentes junto a suas ligações, célula de carga e HX711, assim como suas conexões com o Arduino e motores.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Configurações

A construção do protótipo permitiu obtenção de resultados a partir de experimentos, envolvendo os circuitos eletrônicos (células de carga, ponte de wheatstone, conversão, amplificação e leitura de sinal, sistema de monitoramento e movimentação do sensor térmico e atuador linear.) bem como os pesos aplicados nos sensores de pressão.

O algoritmo de controle dos motores de passo foi produzido na plataforma IDE do Arduino e funcionou atendendo as características, movimentando com alta precisão e continuidade com independência entre os motores, como mostras os apêndices A e B.

Para a elaboração dos testes em laboratório foram utilizadas as células de carga já supracitadas aqui das seguintes especificações:

Tabela 1: Configurações da célula de carga.

Fonte: Elaborada pelos autores.

NOME:	CÉLULA DE CARGA
CAPACIDADE MÁXIMA:	50kg
CONEXÃO:	3 fios
DIMENSÕES:	34 x 34 x 7mm

4.2 Dados

4.2.1 Alívio de Pressão

Os resultados adquiridos a partir de testes empíricos indicam que a mudança de posicionamento da superfície de contato do motor de passo modifica a força induzida nas zonas de proeminência óssea, reduzindo assim a pressão nas áreas de incidência das lesões por pressão.

O teste foi realizado com 3 células de carga e os dados adquiridos foram calculados para resultarem na escala de quilograma por força.

Tendo conhecimento empírico, realizado através de experimentos isolados, de que a cada 0,01 mV variado na célula de carga equivalia a 100 g aplicados na mesma.

Baseando-se nos valores primários que obtemos no multímetro adicionamos um peso de 2,5 kg apoiado nos três sensores e comparamos quanto de força cada um recebeu. Após períodos de 15 minutos fizemos uma movimentação do motor, modificando em 1 cm a altura dos sensores e verificamos a força que cada um estava recebendo. Os dados resultantes estão expostos no gráfico:

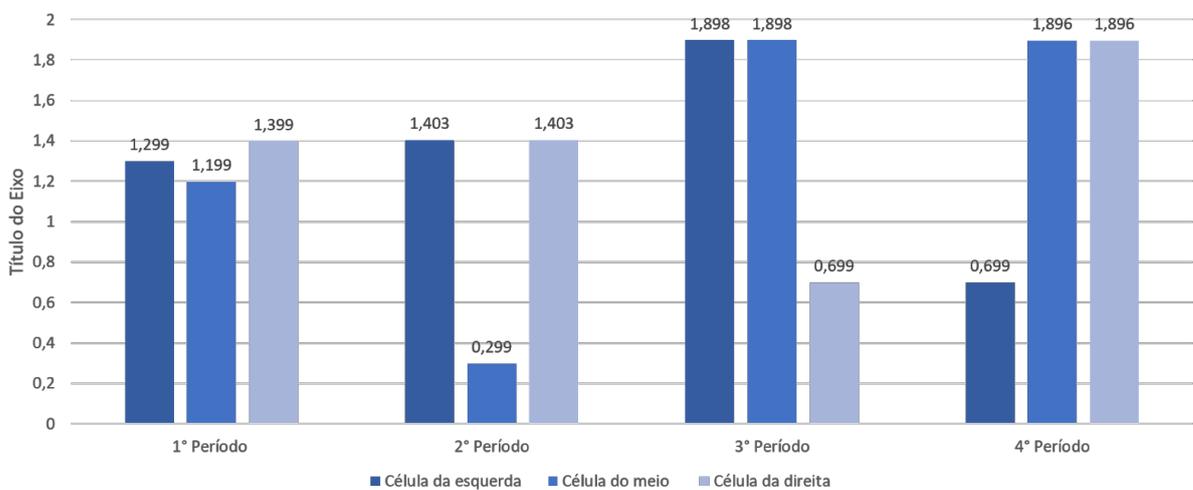


Gráfico 1: Resultados dos valores de força aplicados nas células de carga.

Fonte: Elaborada pelos autores.

No 1º período de 15 minutos não houve movimentação de motores, todos estavam em mesmo nível então tivemos força próximas entres os sensores.

No 2º período elevamos as duas células das laterais e obtemos um alívio de força enorme no centro indo de 1,199 kg/f para 0,29 kg/f.

No 3º período temos a elevação das células da esquerda e meio trazendo um alívio no lado direito.

No 4º período temos a elevação das células do meio e direita obtendo o alívio do lado esquerdo.

Os resultados dos testes realizados assinalaram mudanças de forças aplicadas nas zonas modificadas, possibilitando assim a aplicação de tais modificações a zonas de proeminência óssea, aliviando a pressão e possibilitando a circulação sanguínea, fatores estes cruciais na prevenção de lesões por pressão.

4.2.2 Sensoriamento de Pressão

A partir da construção do circuito descrito abaixo, conectando a junção célula de carga e HX711 ao Arduino e passando pela análise do código anexado ao Apêndice B, obtivemos dados de medição baseados na gramatura real, fazendo a conversão completa da pressão.

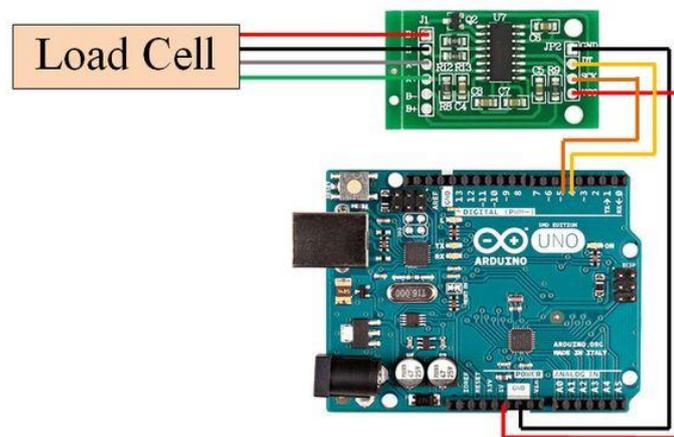


Figura 19: Circuito da célula de carga conectada ao Arduino.

Fonte: Site de vendas do HX711⁹.

Dentro do mesmo circuito foram coletados dados mais específicos da medição, resultados da comparação de pesos reais com a saída digital do sensor, retratado na tabela 2 abaixo. Com base na metodologia matemática transcrita para a programação descrita na Fórmula 1 criada para obter uma maior precisão, foi possível obter as informações do peso na escala do Grama. A lógica utilizada foi da utilização de um *Offset* como valor padrão de medição, este, extraído da média dos

⁹ Disponível em: <<http://www.instructables.com/id/How-to-Interface-HX711-Balance-Module-With-Load-Ce/>>. Acesso em ago. de 2017.

50 primeiros dados do circuito célula-HX711. Como segunda etapa, tendo conhecimento do valor digital por cada grama, é feita uma divisão, exibindo o valor em peso do objeto posicionado em cima da célula de carga.

Fórmula 1: Cálculo de Grama.

Fonte: Elaborada pelos autores.

$$A = \text{MÉDIA} (A1:A50)$$

$$Vg = (S - A) / 73,29$$

A = Média dos 50 primeiros valores; Vg = Valor em Gramas da leitura; S = Valor do sensor

Tabela 2: Variação a cada 100 grama.

Fonte: Elaborada pelos autores.

Valor real do peso	Variação digital
100 gramas	7329
200 gramas	13054
300 gramas	19430.5

Para encontrar esses valores fizemos uma análise dos 50 primeiros resultados da saída de uma célula de carga sem nenhum peso, com 100 gramas, 200 gramas e 300 gramas, calculamos suas respectivas médias e subtraímos do valor médio sem nenhum peso.

Tabela 3: Valores médios.

Fonte: Elaborada pelos autores.

	Sem nada	100 gramas	200 gramas	300 gramas
Valor Médio	10562324.5	10569653.5	10575378.5	10581755

4.2.3 Sensoriamento de temperatura

Também obtivemos resultados gratificantes na medição de temperatura. A primeira etapa para elaboração de uma câmera térmica. Realizamos os testes com o sensor próximo ao ferro de solda, o valor predefinido com base, a partir deste medimos no sensor MLX90614. A partir da descrição na metodologia, representado na Figura 13, foi construído o circuito do sensor de temperatura, como se pode observar na Figura 20, e que foi base para os testes. Após o teste obtivemos a construção da tabela 4 onde é mostrado o valor nominal do ferro de solda e ao lado o valor médio das medidas obtidas pelo sensor.

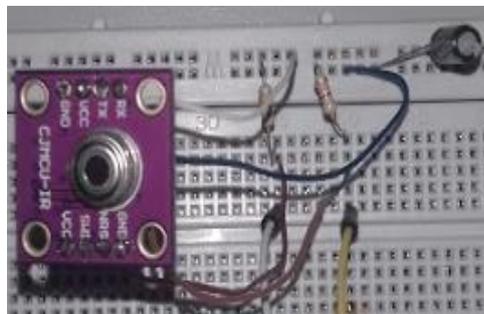


Figura 20: Sensor de temperatura montado.

Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 4: Dados de temperatura.

Fonte: Elaborada pelos autores.

Valor base	Valor medido
200 °C	194,51 °C
250 °C	233,37 °C
300 °C	279,06 °C

Prosseguindo com o desenvolvimento da câmera térmica, construímos um circuito para fazer a movimentação do sensor de temperatura com objetivo de coletar os dados em toda a área do corpo do paciente. Utilizando servos motores para a movimentação horizontal e vertical, um laser para realizar a calibração e localização do ponto onde está direcionado o sensor e um conversor de nível lógico para auxiliar na resolução e comunicação com o arduino, assim baseado no esquemático da figura 21 conseguimos a construção de um protótipo de análise térmica mostrado na figura 22. Tal protótipo utiliza o código mostrado no apêndice A para realizar a análise térmica de toda a área em sua frente.

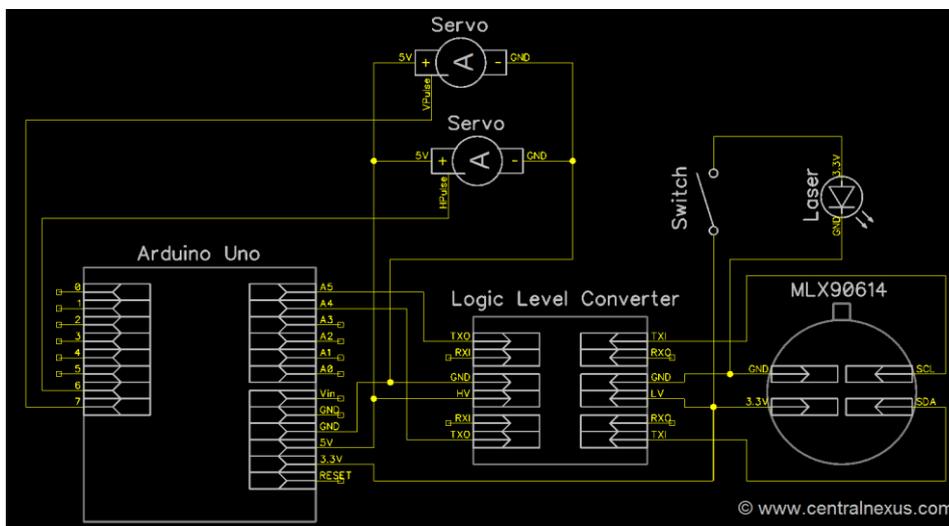


Figura 21: Circuito de sensoriamento térmico.

Fonte: Central nexus¹⁰.

¹⁰ Disponível em: <<http://www.centralnexus.com/thermal/>>. Acesso em ago. de 2017.

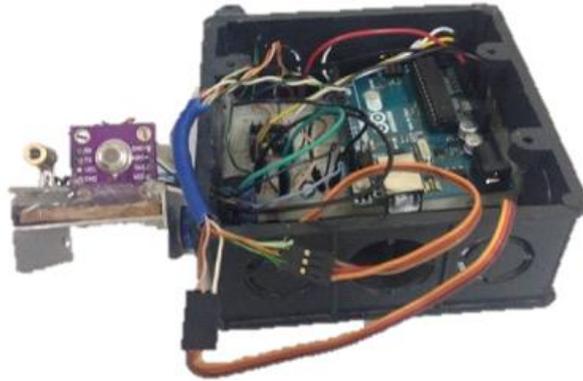


Figura 22: Protótipo de sensoriamento térmico.

Fonte: Elaborada pelos autores.

4.3 Estrutura

A estrutura e o conjunto de sustentações utilizadas permitiram um deslocamento de até 3cm para fora dos níveis da cama. Medindo 18 cm de largura, 10 cm de altura, 38 cm de comprimento e pesando 1 Kg, o protótipo é capaz de levantar até 100 g. As células de carga por seu porte robusto de 50 Kg foram posicionadas embaixo dos motores, que por sua vez, estão em contato direto com a maca, realizando a movimentação determinada pelo Arduino a partir dos dados de sensoriamento (Figura 23). O sensor térmico ficou fora a estrutura, localizado primordialmente em cima, exibindo informações nas áreas de proeminência óssea.

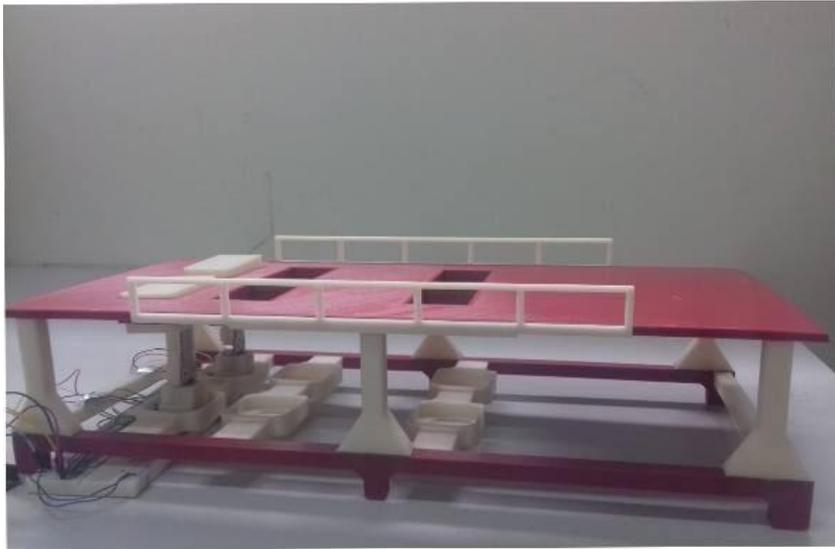


Figura 23: Protótipo em miniatura construído.

Fonte: Elaborada pelos autores.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou um colchão de auxílio periódico e intensivo a pacientes acamados com a finalidade de inibir o surgimento de lesões por pressão. Com objetivo de demonstrar a eficácia do projeto e adquirir bases teóricas e práticas, foi construído o protótipo.

A configuração escolhida das células de carga e dos sensores de temperatura forneceram as informações necessárias para a análise de dados por parte do microcontrolador e os demais circuitos presentes no protótipo, assim como também o motor, fizeram-se necessários para a execução do equipamento. Os resultados dos testes realizados indicaram que a variação de altura do motor de passo modificava a força aplicada naquela área, o que prova a eficiência do projeto.

Espera-se que a engenharia do colchão maior proporcione aos enfermos uma melhor prevenção, de forma confortável por intermédio de medidas efetivas, as lesões por pressão e possibilite uma melhor qualidade de vida.

Nas próximas etapas pretendemos incrementar novos equipamentos ao protótipo, modificar os motores para versões mais robustas, os atuadores lineares, e adicionar um sistema de arrefecimento para controle térmico do paciente. O passo futuro será estruturar e montar uma câmara térmica que possa analisar a temperatura das costas do paciente, podendo assim reduzir os fatores de risco para o surgimento da lesão por pressão.

A perspectiva futura é dar continuidade dimensionando o projeto para escala maior, pois a falta de medidas mais eficazes no combate a lesão por pressão é uma problemática relevante e tem interferência direta na vida dos pacientes acamados.

Como fruto de nosso trabalho, fomos premiados em algumas feiras e mostras científicas. Em novembro de 2016 recebemos o terceiro lugar na categoria Engenharia, na feira Mocitec-ZN, assim como uma credencial para Infomatrix Guadalajara. Em março de 2017, na feira científica no México, fomos premiados com Ouro Superior na classificação geral e em novembro do mesmo ano recebemos o primeiro lugar em Engenharia pela Mocitec-ZN.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

MEDEIROS, Adriana Bessa Fernandes; LOPES, Consuelo Helena Aires de Freitas; JORGE, Maria Salete Bessa. Análise da prevenção e tratamento das úlceras por pressão propostos por enfermeiros. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 43, n. 1, p. 223-228, 2009.

BERGSTROM, Nancy et al. The Braden Scale for predicting pressure sore risk. **Nurs res**, v. 36, n. 4, p. 205-210, 1987.

CELULA DE CARGA, Célula de carga- como funciona?. Disponível em: <http://www.celuladecarga.com.br/portal/?page_id=8>. Acesso em 20 de julho de 2016.

COSTA, Idevânia Geraldina. **Incidência de úlcera de pressão e fatores de risco relacionados em pacientes de um Centro de Terapia Intensiva**. 2003. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2003.

COSTA, Márcio Paulino et al. Epidemiologia e tratamento das úlceras de pressão: experiência de 77 casos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 13, n. 3, 2005.

EMBARCADOS. Amplificador operacional de instrumentação- como funciona? <<http://www.embarcados.com.br/amplificador-operacional-amplificador-de-instrumentacao/>>. Acesso em 30 de julho de 2016.

FREITAS, Maria Célia de et al. Úlcera por pressão em idosos institucionalizados: análise da prevalência e fatores de risco. **Revista Gaúcha de Enfermagem**, v. 32, n. 1, p. 143, 2011.

KUINCHTNER, Gabriela Castro. Úlceras de pressão fatores preditivos de risco pela escala de Braden. 2012.

HOFFMANN, Karl. **An introduction to measurements using strain gages**. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, 1989.

MCROBERTS, Michael. **Arduino básico**. São Paulo: Novatec, 2011.

PARANHOS, Wana Yeda; SANTOS, V. L. C. G. Avaliação de risco para úlceras de pressão por meio da escala de Braden, na língua portuguesa. **Rev esc enferm USP**, v. 33, n. 1, p. 191-206, 1999.

TAGLIAFERRO, Geronimo Virgínio. **Instrumentos de temperatura**. Disponível em: <<https://sistemas.eel.usp.br/docentes/arquivos/5840921/208/Aula4.InstrumentosdeTemperatura.pdf>>. Acesso em: 19 set. 2017.

SOBEST, Classificação das lesões por pressão – Consenso NPUAP 2016 – adaptada culturalmente para o Brasil < <http://www.sobest.org.br/textod/35>> Acesso em 15 de dezembro de 2016.

WADA, Alexandre, Nuberto Teixeira Neto, and Marcus Castro Ferreira. "Úlceras por pressão." *Revista de Medicina* 89.3/4 (2010): 170-177.

APÊNDICE A

Código do sensor de temperatura:

```
#define servo1 10 //servo1 ligado no pino digital 33
#define servo2 9

// --- Protótipo das Funções Auxiliares ---
void servo0graus();
void servo90graus();
void servo180graus();
void servo60graus();
void servo70graus();
void servo80graus();
#include <Wire.h> //Biblioteca para I2C
#include <SparkFunMLX90614.h> //Biblioteca SparkFunMLX90614

IRTherm therm;
// --- Configurações Iniciais ---
void setup()
{
    Serial.begin(9600); //Inicializa comunicação serial em 9600 de baud
rate
    therm.begin(); //Inicializa sensor de temperatura infravermelho
    therm.setUnit(TEMP_C); //Seleciona temperatura em Celsius
    pinMode(servo1, OUTPUT); //saída para o servo1
    pinMode(servo2, OUTPUT); //saída para o servo1
} //end setup

// --- Loop Infinito ---
void loop()
{
    servo260graus();
    servo60graus();
}
```

```
    if (therm.read())// Em caso de sucesso, read () retornará 1, na falha 0. {
// Use as funções objeto () e ambiente () para pegar o objeto e o ambiente
// temperaturas.
// Eles serão float, calculados para a unidade que você configurou com
setUnit ().
```

```
    Serial.print("Object:      "      +      String(therm.object(),      2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.print("Ambient:      "      +      String(therm.ambient(),      2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.println();
}
delay(1000);
servo70graus();
if (therm.read())
{

    Serial.print("Object:      "      +      String(therm.object(),      2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.print("Ambient:      "      +      String(therm.ambient(),      2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.println();
}
delay(1000);
servo80graus();
if (therm.read())
{
```

```

Serial.print("Object:    " + String(therm.object(), 2));
Serial.write('°');        // Degree Symbol
Serial.println("C");

Serial.print("Ambient:  " + String(therm.ambient(), 2));
Serial.write('°');        // Degree Symbol
Serial.println("C");
  Serial.println();
}
delay(1000);
servo90graus();          //move o servo para a posição 90°
if (therm.read() > 30)
{
  Serial.print("Object:    " + String(therm.object(), 2));
  Serial.write('°');        // Degree Symbol
  Serial.println("C");
  Serial.print("Ambient:  " + String(therm.ambient(), 2));
  Serial.write('°');        // Degree Symbol
  Serial.println("C");
  Serial.println();
}
delay(1000);
servo270graus();
servo80graus();
if (therm.read() > 30)
{
  Serial.print("Object:    " + String(therm.object(), 2));
  Serial.write('°');        // Degree Symbol
  Serial.println("C");
  Serial.print("Ambient:  " + String(therm.ambient(), 2));
  Serial.write('°');        // Degree Symbol
  Serial.println("C");
}

```

```

    Serial.println();
}
delay(1000);
servo70graus();
if (therm.read() > 30)
{
    Serial.print("Object: ");
    Serial.print(String(therm.object(), 2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.print("Ambient: ");
    Serial.print(String(therm.ambient(), 2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.println();
}
delay(1000);
servo60graus();
if (therm.read() > 30)
{
    Serial.print("Object: ");
    Serial.print(String(therm.object(), 2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.print("Ambient: ");
    Serial.print(String(therm.ambient(), 2));
    Serial.write("°");
    Serial.println("C");
    Serial.println();
}
delay(1000);
servo280graus();
servo70graus();
mostragem();
servo80graus();

```

```

mostragem();
servo90graus();
mostragem();
servo290graus();
servo80graus();
mostragem();
servo70graus();
mostragem();

} //end loop

// --- Desenvolvimento das Funções Auxiliares ---
void mostragem(){
  if (therm.read())// Em caso de sucesso, read () retornará 1, na falha 0. {
  // Use as funções objeto () e ambiente () para pegar o objeto e o ambiente
  // temperaturas.
  // Eles serão float, calculados para a unidade que você configurou com
  setUnit ().
  Serial.print("Object: " + String(therm.object(), 2));
  Serial.write("°");
  Serial.println("C");
  Serial.print("Ambient: " + String(therm.ambient(), 2));
  Serial.write("°");
  Serial.println("C");
  Serial.println();
  delay(1000);
}

}

void servo0graus() //Posiciona o servo em 0 graus
{

```

```

digitalWrite(servo1,    HIGH);           //pulso    do    servo
delayMicroseconds(600);           //0.6ms
digitalWrite(servo1,    LOW);           //completa periodo do servo
for(int                  i=0;i<32;i++)delayMicroseconds(600);
//                20ms                =                20000us
//    20000us    -    600us    =    19400us
//                19400/600                =                ~~32
} //end                servo0graus

```

```

void servo90graus()           //Posiciona o servo em 90 graus
{
digitalWrite(servo1,    HIGH);           //pulso    do    servo
delayMicroseconds(1500);           //1.5ms
digitalWrite(servo1,    LOW);           //completa periodo do servo
for(int                  i=0;i<12;i++)delayMicroseconds(1500);
//                20ms                =                20000us
//    20000us    -    1500us    =    18500us
//                18500/1500                =                ~~12
} //end                servo0graus

```

```

void servo180graus()           //Posiciona o servo em 180 graus
{
digitalWrite(servo1,    HIGH);           //pulso    do    servo
delayMicroseconds(2400);           //2.4ms
digitalWrite(servo1,    LOW);           //completa periodo do servo
for(int                  i=0;i<7;i++)delayMicroseconds(2400);
//                20ms                =                20000us
//    20000us    -    2400us    =    17600us
//                17600/2400                =                ~~7
} //end                servo0graus

```

```

void servo60graus()
{

```

```

digitalWrite(servo1, HIGH);
delayMicroseconds(1200);
digitalWrite(servo1, LOW);
for(int i=0;i<15;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo70graus()
{
digitalWrite(servo1, HIGH);
delayMicroseconds(1300);
digitalWrite(servo1, LOW);
for(int i=0;i<14;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo80graus()
{
digitalWrite(servo1, HIGH);
delayMicroseconds(1400);
digitalWrite(servo1, LOW);
for(int i=0;i<13;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo260graus()
{
digitalWrite(servo2, HIGH);
delayMicroseconds(1200);
digitalWrite(servo2, LOW);
for(int i=0;i<15;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo270graus()
{

```

```

digitalWrite(servo2, HIGH);
delayMicroseconds(1300);
digitalWrite(servo2, LOW);
for(int i=0;i<14;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo280graus()
{
digitalWrite(servo2, HIGH);
delayMicroseconds(1400);
digitalWrite(servo2, LOW);
for(int i=0;i<13;i++)delayMicroseconds(1500);
}
void servo290graus()
{
digitalWrite(servo2, HIGH); //pulso do servo
delayMicroseconds(1500); //1.5ms
digitalWrite(servo2, LOW); //completa periodo do servo
for(int i=0;i<12;i++)delayMicroseconds(1500);
// 20ms = 20000us
// 20000us - 1500us = 18500us
// 18500/1500 = ~~12
}
//end servo0graus

```

APÊNDICE B

Código do sensoriamento de pressão:

```
/* Teste do funcionamento do CI HX711          Conversor AD para célula
de                                              carga*/
int PinoVelocidade = 3; //Ligado ao pino 1 do L293D
int Entrada1 = 2; //Ligado ao pino 2 do L293D
int Entrada2 = 7; //Ligado ao pino 7 do L293D
int incomingByte = 0; // for incoming serial data
// --- Mapeamento de Hardware ---
#define ADDO 5 //Data Out
#define ADSK 6 //SCK
// --- Protótipo das Funções Auxiliares ---
unsigned long ReadCount(); //conversão AD do HX711

// --- Variáveis Globais ---
unsigned long convert;
unsigned long limpo;
unsigned long a;
unsigned long acum;
int i,v;
unsigned long media;

// --- Configurações Iniciais ---
void setup()
{
    pinMode(PinoVelocidade, OUTPUT);
    pinMode(Entrada1, OUTPUT);
    pinMode(Entrada2, OUTPUT);
    pinMode(ADDO, INPUT_PULLUP); //entrada para receber os dados
    pinMode(ADSK, OUTPUT); //saída para SCK
    for (i = 0; i < 50; i++){
```

```

a          =          ReadCount();
  acum=acum  +          a          ;
}
media=          acum/50;
  Serial.begin(9600);

}          //end          setup

//          ---          Loop          Infinito          ---
void          loop()
{
  int          velocidade          =          500;
  analogWrite(PinoVelocidade,          velocidade);
  //  envia  dados  apenas  quando  recebe  dados:
  if          (Serial.available()          >0)          {
  //  ler  o  byte  de  entrada:
  incomingByte          =          Serial.read();
  }

  convert          =          ReadCount();
  //Serial.println(convert);
  if(convert          >          media){
  limpo=          (convert-media)/73,29;
  Serial.print(limpo);
  Serial.println("gramas");
  }
  if          (media>          convert){
  limpo=          (media-convert)/73,29;
  Serial.print("-");
  Serial.print(limpo);
  Serial.println("gramas");

```

```

}
Serial.print("valor          digital:");
Serial.println(convert);
if ((1000 > limpo) & (limpo > 700)){
    horario();
    delay(1000);
    para_motor();
}
if ((200 > limpo) & (limpo > 140)){
    horario();
    delay(300);
    para_motor();
}
if ((1700 > limpo) & (limpo > 1100)){
    horario();
    delay(1600);
    para_motor();
}
if ((limpo < 130)){
    antihorario();
    delay(1000);
    para_motor();
}
delay(500);
} //end loop

// --- Funções ---
unsigned long ReadCount()
{
    unsigned long Count = 0;
    unsigned char i;

```

```

digitalWrite(ADSK, LOW);

while(digitalRead(ADDO));

for(i=0;i<24;i++)
{
    digitalWrite(ADSK, HIGH);
    Count = Count << 1;
    digitalWrite(ADSK, LOW);
    if(digitalRead(ADDO)) Count++;
} //end for

digitalWrite(ADSK, HIGH);
Count = Count^0x800000;
digitalWrite(ADSK, LOW);

return(Count);
} //end ReadCount
void para_motor()
{
    digitalWrite(Entrada1, LOW);
    digitalWrite(Entrada2, LOW);
    delay(100);
}
void horario(){
    digitalWrite(Entrada1, LOW);
    digitalWrite(Entrada2, HIGH);
}
void antihorario(){
    digitalWrite(Entrada1, HIGH);

```

```
digitalWrite(Entrada2,  
}
```

```
LOW);
```