



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO 2

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM
MONITOR POSTURAL ELETRÔNICO**

Por,
Fernanda Bose de Oliveira

Brasília, 24 de Junho de 2019

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO 2

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM
MONITOR POSTURAL ELETRÔNICO**

POR,

Fernanda Bose de Oliveira

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro Eletricista.

Banca Examinadora

Prof. Adson Ferreira da Rocha
UnB/ ENE-FT (Orientador)

Luciana Roberta Tenório Peixoto
UnB/PPGEB-FGA

Otávio Sérgio de Araújo e Nogueira
UnB/PPGEA/ENE-FT

Brasília, 29 de Junho de 2019

Dedicatória(s)

Dedico este trabalho à minha família e a todos os meus amigos pelo apoio e suporte durante minha jornada na UnB.

Fernanda Bose de Oliveira

Agradecimentos

Agradeço primeiramente ao professor Adson Rocha pela confiança e pela oportunidade que me foi concedida no desenvolvimento deste projeto. Agradeço à minha mãe, meu pai e meu irmão pelo apoio e suporte durante os testes e ao meu namorado, Felipe, pelo companheirismo e suporte emocional durante todo o desenvolvimento desta pesquisa.

Fernanda Bose de Oliveira

RESUMO

O presente texto apresenta o estudo e uma proposta para um monitor postural eletrônico com o intuito de mitigar os danos causados à comunidade usuária de cadeiras de rodas provenientes de problemas de postura. Para tal, foi realizada uma revisão bibliográfica acerca dos problemas comumente acarretados por desvios de postura e, posteriormente, o desenvolvimento de um protótipo de um monitor postural eletrônico com a utilização de um microcontrolador e sensores de carga.

ABSTRACT

The present text presents the study and a proposal for an electronic postural monitor with the purpose of mitigating the damages caused to the wheelchair user community due to posture problems. For this, a bibliographical review was performed on the problems commonly caused by deviations of posture and, later, the development of a prototype of an electronic postural monitor with the use of a microcontroller and load sensors.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
1.1 ASPECTOS GERAIS	8
1.2 ÚLCERAS DE PRESSÃO	9
1.2. DISTRIBUIÇÃO DE PESO PARA PESSOAS SENTADAS	11
1.3 ESTUDO DE ANTERIORIDADE	12
3 OBJETIVO	14
4 DESENVOLVIMENTO	15
4.1 SOLUÇÃO PROPOSTA	15
4.2. PESQUISA DE VIABILIDADE	15
4.3 AQUISIÇÃO DE DADOS	16
4.4. AMPLIFICAÇÃO E TRATAMENTO DE SINAIS	17
4.5. MÉTODO.....	19
5 RESULTADOS OBTIDOS	23
5.1. PRIMEIRA ETAPA: DIFERENÇA NA DISTRIBUIÇÃO DE PESO ENTRE OS DOIS LADOS DA REGIÃO ISQUIAL23	
5.2. SEGUNDA ETAPA: AQUISIÇÃO DE DADOS EM CADA UM DOS SENSORES SEPARADAMENTE	28
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	32
ANEXOS	34

LISTA DE FIGURAS

1.1	Apoios da pelve sobre almofada: tuberosidades isquiáticas	8
1.2	Mapa de pressão obtido durante ciclo de propulsão	11
2.1	Transdutores de pressão e manômetro para leitura da pressão	12
4.1	Pesquisa de viabilidade.....	15
4.2	Pesquisa de preço.....	16
4.3	Células de carga utilizadas.....	17
4.4	Diagrama de blocos de uma aplicação típica de balança de peso.....	18
4.5	Definição da postura P1M	19
4.6	Definição da postura P1R.....	19
4.7	Definição da postura P1L.....	20
4.8	Definição da postura P2.....	20
4.9	Definição da postura P3.....	21
4.10	Configuração de assento utilizada para testes	21
5.1	Configuração utilizada para primeira etapa dos testes	22
5.2	Pessoa utilizada no Teste 01	23
5.3	Pessoa utilizada no Teste 02	24
5.4	Pessoa utilizada no Teste 03	24
5.5	Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 01	25
5.6	Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 02	25
5.7	Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 03	26
5.8	Configuração utilizada para segunda etapa dos testes	27
5.9	Dados obtidos para postura P1M	28
5.10	Definição da postura P1R.....	28
5.9	Dados obtidos para postura P1L	29
5.10	Definição da postura P2.....	29
5.10	Definição da postura P3.....	30

INTRODUÇÃO

1.1 ASPECTOS GERAIS

De acordo com o censo realizado pelo IBGE, 4% da população brasileira com 18 anos ou mais de idade utilizam cadeiras de rodas para se locomover (14). As demandas fisiológicas geradas pela necessidade de operar uma cadeira de rodas são maiores do que geralmente é suposto.

Lesões de pressão são danos localizados na pele e/ou tecidos moles subjacentes muito comuns em pacientes com lesão na medula espinal. A aplicação de pressão na região sacral de cadeirantes associada a diminuição do fluxo sanguíneo nesta área são algumas das causas destas lesões. Além do desconforto causado pela imobilização e deformação da coluna vertebral e na pele, há necessidade de mudanças de posição para aliviar a pressão sob as tuberosidades isquiáticas (Figura 1.1) e coxas, facilitando a circulação sanguínea (6).

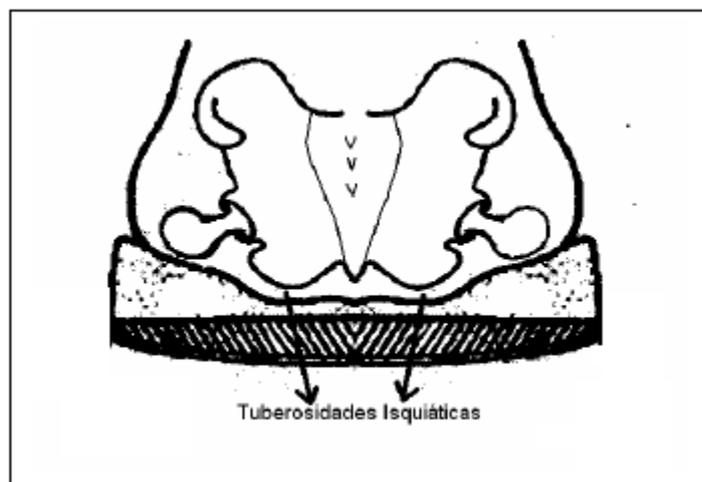


Figura 1.1 - Apoios da pelve sobre almofada: tuberosidades isquiáticas (desenho adaptado de (8))

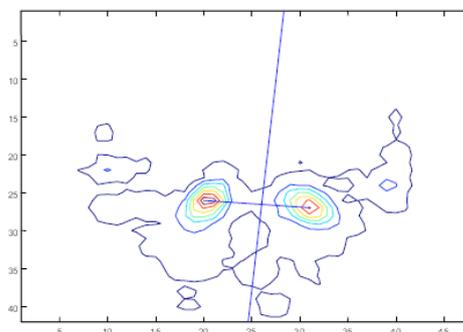


Figura 1.2 - Mapa de pressão obtido em (1) durante ciclo de propulsão.

Diversas de especificações são importantes na escolha de uma almofada para o assento de uma cadeira de rodas. Deve ser levada em conta a troca de calor e umidade que ela possibilita ao usuário, a estabilidade do material utilizado, o peso da almofada e o seu custo. Porém, sem sombra de dúvidas, a característica mais importante a ser levada em conta nesta escolha é a distribuição de pressão que a mesma proporciona ao usuário para prevenção de isquemia tecidual (16).

Assentos de cadeiras de rodas não tem como principal função o conforto, mas sim a distribuição de pressão adequada que leva a uma redução do risco de aparecimento de lesões ocasionada por pressão. A escolha da almofada é importante para a manutenção de um bom alinhamento postural do usuário de cadeiras de roda. Ela tem como objetivo o alívio da pressão na região dos glúteos e a diminuição da chance de aparecimento de lesões devido a postura inadequada, como as escaras (7).

Atingindo 30 minutos na postura sentada o tecido em torno dos vasos diminui de espessura, na tentativa de manter os vasos sanguíneos abertos, uma vez que a pressão da gravidade inibe a circulação, isto desencadeia um aumento de concentração de ácido láctico nos músculos locais que pode gerar desconforto e dor (9).

1.2 ÚLCERAS DE PRESSÃO

Definem-se úlceras por pressão, ou escaras, como lesões causadas por pressão prolongada ou pressão em combinação com fricção e cisalhamento. Esse tipo de lesão tem origem basicamente na isquemia tecidual prolongada, ou seja, uma deficiência ou ausência de suprimento sanguíneo e, conseqüentemente, de oxigênio, em determinado tecido ou órgão (3). A causa mais comum para o surgimento deste tipo de lesão é a falta de alívio de pressão que danifica tecidos (13).

Em 1961, Kosak (18) conduziu experimentos com ratos submetidos a uma variedade de regimes de aplicação de pressão em diversos períodos com o intuito de definir um limiar de pressão a partir do qual havia a formação de úlceras de pressão. Com este estudo, ele chegou à conclusão de que a isquemia de tecidos sob ossos era apenas uma questão de tempo, ou seja, a aplicação de uma pressão, sem alívio temporário, de 40 mmHg era suficiente para conduzir os tecidos à isquemia (18).

Existem diversos fatores que podem indicar uma predisposição para um alto risco de desenvolvimento de úlceras de pressão. Estes podem ser divididos em fatores externos internos.

Os externos incluem a magnitude da pressão aplicada, o tempo de aplicação, a temperatura e a umidade do local onde acontece a aplicação. Os fatores internos determinam o nível de carga tolerável por tecidos antes que ocorra lesão. Estes fatores podem ser afetados por doenças como diabetes e algumas condições neurológicas que tornam os tecidos mais susceptíveis a lesões (17).

Úlceras de pressão tem a propensão de se formar em regiões que possuem tecido vivo e protuberâncias ósseas em contato com superfícies ou suportes rígidos. Nestas situações o material rígido é responsável por comprimir e impedir a circulação sanguínea para os tecidos podendo causar a morte e a necrose dos tecidos em questão. Os locais mais frequentes para o desenvolvimento deste tipo de lesão incluem as regiões sacra, calcâneas, trocânteres, isquiática, tronco, cotovelos e região posterior da cabeça (2).

Escaras são feridas causadas pela falta de irrigação de sangue em partes do corpo que ficam pressionadas constantemente. Dependendo da profundidade da lesão, as úlceras de pressão podem levar a complicações como a osteomielite (inflamação no osso) e a septicemia (infecção no sangue) podendo levar o paciente a óbito.

Cadeirantes se encontram num grupo de risco relacionado à formação de úlceras de pressão, devido à alta pressão geralmente aplicada ininterruptamente sob os ossos do ísquio e à estagnação de suor na pele e o contato entre a pele e o tecido do assento. Isto ocorre pois entre os determinantes críticos para o aparecimento de úlceras de pressão tem-se a intensidade e a duração prolongada de pressão sobre os tecidos e a tolerância da pele e das estruturas adjacentes para suportá-la. Estes aspectos estão diretamente relacionados à mobilidade do paciente, à habilidade em remover qualquer pressão em áreas da pele/corpo promovendo a circulação e à percepção sensorial que implica no nível de consciência e reflete a capacidade do indivíduo em perceber estímulos dolorosos ou desconforto em reagir efetuando mudanças de posição ou solicitando auxílio para realizá-las (5).

A lesões relacionadas ao aparecimento de úlceras de pressão podem ser classificadas de acordo com sua gravidade em quatro graus diferentes. Lesões de primeiro grau atingem as camadas superficiais da pele, que permanece íntegra porem com uma mancha avermelhada que costuma desaparecer algum tempo após o alívio da pressão aplicada. Lesões de segundo grau podem ser identificadas por isquemia, ou seja, o ferimento compromete todas as camadas da pele e o tecido subcutâneo podendo apresentar uma bolha ou esfoladura na área afetada. As lesões de terceiro grau são marcadas pela presença de necrose. Atingindo o tecido muscular, as

feridas podem apresentar, neste estágio, coloração arroxeadada. Lesões de quarto grau são marcadas pela ulceração, ou seja, destruição da pele e dos músculos (2).

Existem, basicamente, apenas duas formas associadas a pressão em que a superfície de suporte pode operar com o intuito de reduzir a probabilidade de desenvolvimento de úlceras de pressão. Primeiramente, existem sistemas estatísticos que buscam minimizar a interface de pressão aumentando a área de contato. Também existem sistemas dinâmicos que produzem ações alternadas que submetem os tecidos a períodos de alta pressão seguidos de períodos de baixa pressão durante os quais espera-se que a pressão aplicada no local em questão seja baixa o suficiente para permitir que o fluxo sanguíneo volte a circular (17).

1.2. DISTRIBUIÇÃO DE PESO PARA PESSOAS SENTADAS

Durante grande parte do tempo, o corpo humano tem que se ajustar à gravidade para manter seu equilíbrio. Com esse intuito, é definido o controle postural como a capacidade contínua do indivíduo manter-se ereto contra a ação da gravidade na busca de estabilidade corporal (11).

Assumindo a posição sentada o ser humano apoia cerca de 75% de todo o peso se seu tronco sobre suas tuberosidades isquiáticas (Figura 1), cuja área não passa de 26cm², o que pode gerar uma compressão sobre a área caudal da nádega, de 6 a 7 kg/cm² (9).

O estudo relacionado em (1) foi realizado com usuários de cadeiras de roda com o intuito de identificar a distribuição de pressão em acentos de cadeiras de rodas durante ciclos de propulsão. Durante os testes, foi obtido o mapa de pressão referenciado na Figura 1.2. É possível identificar neste mapa as regiões de tuberosidades isquiáticas como as áreas onde houve uma maior magnitude de pressão aplicada.

Um indivíduo sentado, posição esta que pode ser considerada como posição de constrangimento muscular, gera uma série de reação fisiológicas de defesa em seus tecidos à pressão exercida pela gravidade em seus membros posteriores. Imediatamente, a gordura e o tecido muscular em contato com as tuberosidades isquiáticas (Figura 1) se deslocam com o intuito de fugir da área de pressão óssea, permitindo que os ossos do ísquio pressionem a pele. Ao se persistir nesta posição, os capilares que irrigam a pele sob os ossos são forçados a se fechar e a pele começa a necrosar, ponto esse atingido entre 10 e 15 minutos (8).

2 ESTADO DA ARTE

Diversas técnicas de pesquisa foram desenvolvidas com o intuito de quantificar a pressão aplicada na interface entre o corpo humano e a superfície de contato. O foco das pesquisas apresentadas a seguir estava na quantificação da pressão entre uma pessoa sentada e o subestrutura que a suporta. Foram realizados esforços para estabelecer um valor limite acima do qual a pessoa submetida estaria numa faixa de risco para a formação de úlceras de pressão.

Um estudo desenvolvido em 1971 por Vert Mooney (16) descreveu o design de uma célula pneumática de PVC flexível (15) com o intuito de realizar um teste de capacidade de distribuição de pressão de diversas almofadas. Para tal, se fez necessário o desenvolvimento de um sensor baseado em uma célula de pressão pneumática (Figura). Neste estudo, foi confirmado o fato de que a maior pressão observada no contato entre para pessoas e seus assentos é obtida abaixo das tuberosidades isquiáticas (16).

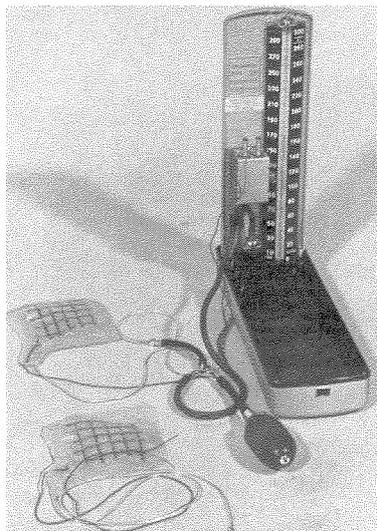


Figura 2.1 – Transdutores de pressão e manômetro para leitura da pressão. Fonte: (16)

Ferguson-Pell, em 1976, delimitou o critério de design para um medidor de pressão em superfície (*interface-pressure-measurement*) transdutor para aquisição de dados referentes à diferentes níveis de pressão em superfícies disformes (15). Para tal, sua pesquisa dividia os dispositivos de medição de pressão em três grandes categorias (16). Primeiramente, alguns dispositivos consistiam em finas camadas de diversos materiais tratados com substâncias químicas ou tintas. Neste caso, eram observadas variações de cor e formato nos moldes de acordo com a pressão aplicada nos mesmos. O segundo grupo consistia em dispositivos

formadas por células pneumáticas onde a pressão causada pelo ar comprimido fornecia medidas de pressão aplicada. O terceiro grupo era composto por dispositivos que utilizavam transdutores diafragmáticos de *strain-gauge*.

Os resultados da pesquisa conduzida por Ferguson-Pell são válidos até hoje. Estes inferem que os sensores a serem utilizados para a aquisição de dados referentes à diferentes níveis de pressão em superfícies disformes devem ter uma mínima dependência temporal, devem ser menores que o raio de curvatura da área corporal a ser investigada e que a problemática que envolve a calibração deve ser levada em conta sendo dada a grossura do transdutor e a confiabilidade dos dados sendo obtidos (16).

Garber e Krouskop descreveram o design e o uso clínico de uma matriz 12x12 de transdutores, denominado comercialmente como Time Interface Pressure Evaluator (TIPE).

Bader e Hawkins relataram o desenvolvimento do dispositivo denominado *Oxford Pressure Monitoring* (OPM) baseado no princípio desenvolvido por O'Leary e Lyddy.

3 OBJETIVO

A avaliação da postura sentada costuma ser realizada de forma qualitativa na prática clínica. Esta avaliação é realizada, atualmente, com base na experiência dos terapeutas responsáveis pelo procedimento e é baseada em parâmetros tais quais a avaliação visual e a comparação entre os hemisférios do corpo do paciente com o intuito de identificar a simetria entre eles (11).

Considerando que o usuário sentado sobre uma cadeira de rodas por muito tempo muitas vezes permanece em uma postura inadequada por muito tempo. É conhecido o fato de que uma grande luta dos fisioterapeutas inclui o desenvolvimento de uma consciência postural nos seus pacientes. A proposta de um monitor postural eletrônico partiu da hipótese de que grande maioria da população cadeirante não tem consciência postural acerca de sua distribuição de peso na cadeira de rodas e tendo conhecimento do fato de que doenças como escaras e úlceras de pressão são recorrentes na população de usuários de cadeiras de rodas.

Baseado nesta hipótese propõe-se desenvolver um sistema eletrônico de monitoramento postural que fornece alertas ao usuário acerca de seu posicionamento mediante uma interface amigável. Este dispositivo foi desenvolvido com enfoque nas necessidades de pessoas com lesões na coluna espinal ou pessoas portadoras de deficiência física.

Ian Swain (16) determina que dois fatores principais devem ser levados em conta quando são realizadas medições de pressão aplicadas a interfaces. Particularmente os sensores devem ser posicionados corretamente abaixo de proeminências ósseas relevantes e sua presença não deve inserir erros nas medidas a serem realizadas. Para atender estes requisitos, a pessoa precisa estar sentada numa superfície de 50cmx50cm equipada com uma matriz de quatro sensores de carga. Estes sensores devem ser posicionados em duas linhas rentes à região onde está posicionada a região isquial do indivíduo.

Com o intuito de reduzir a possibilidade de formação de úlceras de pressão e escaras, o dispositivo proposto fornece feedback visual para o indivíduo quando há ocorrência de uma postura que leva a uma distribuição de pressão nociva e um alerta para que o mesmo alivie a pressão no local trocando de posição. Este procedimento deve ser explicado pelo fisioterapeuta, bem como a conduta correta para que o mesmo consiga manter uma distribuição mais uniforme de seu peso em relação à superfície de contato.

4 DESENVOLVIMENTO

4.1 SOLUÇÃO PROPOSTA

Com o intuito de gerar o alívio necessário para a pele que está em constante contato com a pressão do peso do corpo, cadeirantes precisam ser reposicionados com frequência. As úlceras de decúbito tendem a curar-se por si mesmas nos primeiros estágios, logo que a pressão sobre a pele seja removida.

O método de adequação postural em cadeira de rodas teve início na década de 60 com o intuito de proporcionar mais conforto aos indivíduos usuários de cadeiras de rodas, até que, mais afrente, direcionou-se para aqueles indivíduos com alterações sensitivas acometidos pelas úlceras de pressão (11).

O protocolo correto a ser utilizado em pacientes para a prevenção do surgimento de úlceras de pressão é a realização do reposicionamento frequente para o alívio dos pontos de pressão. Pessoas confinadas ao leito devem ser viradas no mínimo de 2 em 2 horas e, quando estiverem de lado, devem ser colocadas em um ângulo em relação ao colchão que evite a pressão direta sobre os quadris. Pessoas que necessitam de cadeiras de rodas devem ser reposicionadas de hora em hora e incentivadas a mudar de posição sozinhas a cada 15 minutos (7).

4.2. PESQUISA DE VIABILIDADE

Para realizar uma pesquisa acerca da viabilidade de realização deste projeto foi aplicada uma pesquisa via *GoogleForms* distribuído numa comunidade de usuários de cadeiras de rodas no *Facebook*. Após a distribuição do formulário foram obtidas 22 respostas.

Você sente dor, desconforto e/ou problemas posturais relacionados ao uso prolongado na cadeira de rodas?

22 respostas

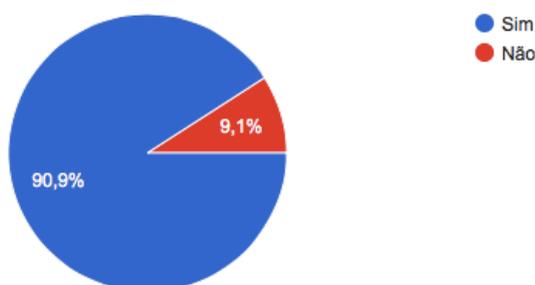


Figura 4.1 – Pesquisa de viabilidade

Além disso, a proposta do projeto desenvolvida inclui um baixo custo. Os materiais utilizados estão relacionados a seguir com seu preço.

- Microcontrolador: R\$ 40,00
- Sensores: R\$ 39,60
- Amplificadores: R\$ 20,00

O preço final para o protótipo foi de R\$ 99,60. Com o intuito de justificar a produção foi aplicada uma pesquisa acerca de quanto os usuários estariam dispostos a pagar (Figura 4.2).

Qual a faixa de preço que você estaria disposto a pagar ?

22 respostas

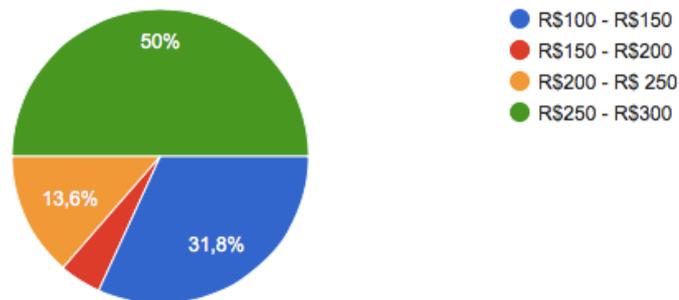


Figura 4.2 – Pesquisa de preço

4.3 AQUISIÇÃO DE DADOS

As células de carga, ou transdutores de peso, são dispositivos eletromecânicos responsáveis por realizar a conversão da força aplicada em determinada superfície em sinais elétricos. O tipo mais usual é a célula de carga é formada por um corpo metálico com a disposição de um ou mais sensores do tipo *strain-gauge* para 50kg. O princípio de funcionamento de um *strain-gauge* se baseia na mudança na resistência elétrica fornecida pelo sensor ser proporcional a uma determinada pressão ou força aplicada a ele.



Figura 4.3 – Células de carga utilizadas

O sensor *strain-gauge* mais comum é feito com fios muito pequenos organizados em um determinado padrão, geralmente em forma de uma ponte de Wheatstone, permitindo que pequenas deformações no corpo da célula de carga, que geram pequenas variações na resistência desses sensores, possam ser traduzidos em sinais elétricos (4).

Devido ao fato de que as deformações provocadas pela aplicação de uma força ou pressão externa são muito pequenas neste tipo de sensor, são provocadas variações na escala de décimos de ohms tornando necessário o uso de um amplificador de sinais.

A célula de carga utilizada é um sensor de meia ponte, ou seja, utiliza uma meia-ponte de Wheatstone com uma resistência de referência e um elemento sensor cuja resistência varia conforme a pressão aplicada.

A célula de carga que vamos usar possui capacidade para 50kg, uma margem de erro de 0,2% e uma tensão de excitação que será fornecida pelo próprio microcontrolador de 5 a 10 volts.

4.4. AMPLIFICAÇÃO E TRATAMENTO DE SINAIS

Baseado na tecnologia patenteada de semicondutores avia, o chip HX711 é um conversor analógico digital de precisão desenvolvido para balanças de peso e aplicações de controle industrial para realizar uma interface direta com sensores em ponte.

Neste chip, o multiplexador de entrada seleciona a entrada diferencial do Canal A ou a entrada do Canal B para o amplificador de ganho programável (PGA) de baixo ruído presente no chip. O canal A pode ser programado com um ganho de 128 ou 64, correspondendo a uma

escala diferencial completa de uma entrada de 20mV ou 40mV respectivamente, quando é fornecida uma tensão de 5V ao pino de fornecimento analógico (AVDD). O canal A pode ser programado para possuir uma taxa de saída selecionável de 10 amostras por segundo ou 80 amostras por segundo (12).

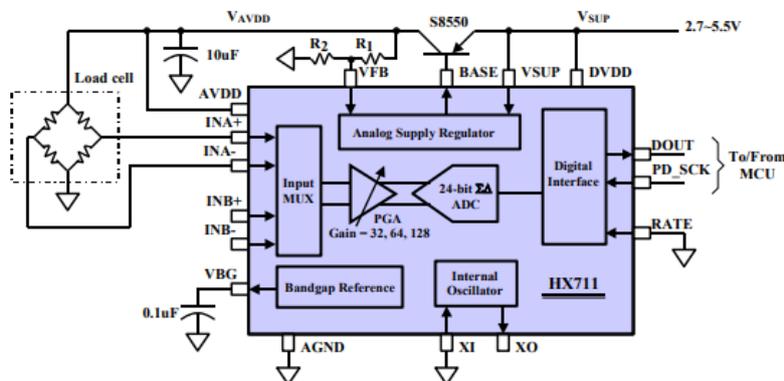


Figura 4.4 - Diagrama de blocos de uma aplicação típica de balança de peso (Fonte:12)

Os valores de ganho referentes aos sinais tratados neste chip são necessários para acomodar as saídas pequenas provenientes dos sensores. Quando é fornecido 5V ao pino AVDD, esses ganhos correspondem a uma escala completa diferencial de entrada entre $\pm 20\text{mV}$ e $\pm 40\text{mV}$ respectivamente.

Para este projeto foi usada uma referência externa como *clock*, o que permitiu a utilização de uma taxa de dados de saída diretamente proporcional à frequência de oscilação do cristal usado. Usando um *clock* de 11.0592MHz é obtido uma taxa de 10 amostras por segundo (RATE=0) ou 80 amostras por segundo (RATE=1) para os dados de saída.

A saída é dada em 24 bits e no formato de complementos de 2. Quando a entrada diferencial excede o limite de 24bits a saída é saturada em 800000h (MIN) ou 7FFFFFFh (MAX) até que o sinal de entrada se adeque ao limite de 24 bits.

Quando os pinos PD_SCK e DOUT são usados para recuperação de dados, a saída digital DOUT deve estar em nível alto. A entrada de *clock* serial PD_SCK deve estar em nível baixo. Quando DOUT entra em nível baixo é uma indicação de que os dados estão prontos para a recuperação. Aplicando 25~27 pulsos de *clock* no PD_SCK os dados são transferidos do DOUT para o pino de output. Cada pulso do PD_SCK altera um bit começando pelo mais significativo (MSB) até que todos os 24 bits sofram alteração. O 25º pulso na entrada de PD_SCK leva DOUT de volta para o nível alto (Figura 2).

A seleção de ganho é controlada pelo número de pulsos do input PD_SCK. O número de pulsos de clock desta entrada deve estar entre 25 e 27 no período de conversão para evitar erro na comunicação serial do sistema.

4.5. MÉTODO

Os testes realizados para comprovar o funcionamento do esquema proposto para o monitor postural eletrônico se divide em duas partes. Na primeira etapa foram realizados testes com três perfis diferentes de pessoas e foram analisados os dados referentes à distribuição de peso entre os dois lados da região isquiática. Na segunda etapa foi realizado um teste aferindo dados de cada um dos quatro sensores separadamente para um indivíduo sentado nas posições mostradas nas figuras a seguir.

A posição definida na Figura 4.5 é caracterizada por uma postura neutra em relação à linha média do corpo. O indivíduo em questão deve estar com as costas em contato com o encosto. A pelvis deve estar o mais próxima do encosto quanto for possível e os braços devem estar posicionados acima das coxas.

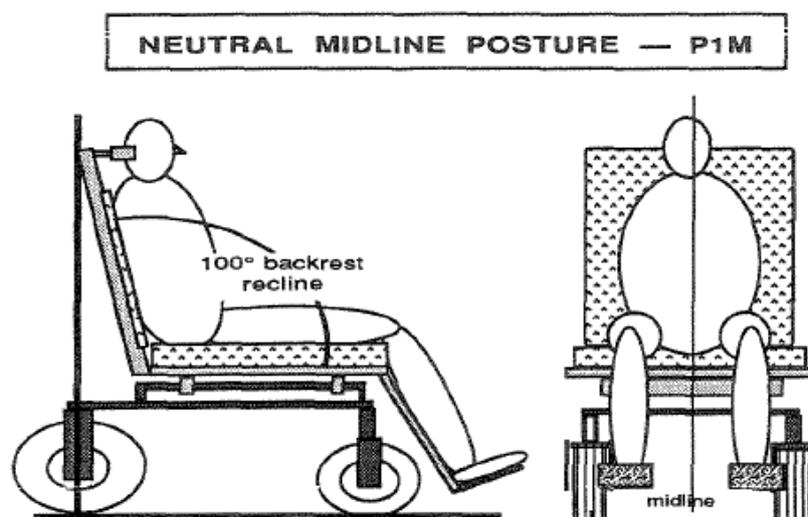


Figura 4.5 – Definição da postura P1M. Fonte: (15)

As posições definidas nas Figura 4.6 e 4.7 são caracterizadas como variações da postura P1M, mostrada anteriormente, com inclinações de aproximadamente 15° em relação a linha média para a direita e para a esquerda.

LATERAL BEND RIGHT—P1R

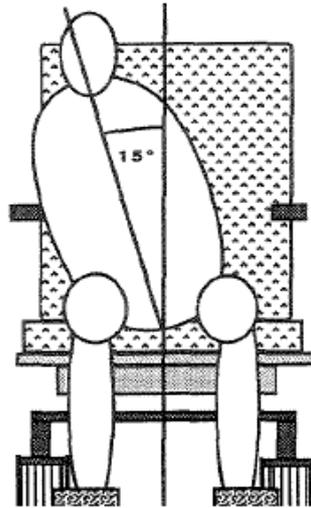


Figura 4.6 – Definição da postura P1R. Fonte: (15)

LATERAL BEND LEFT—P1L

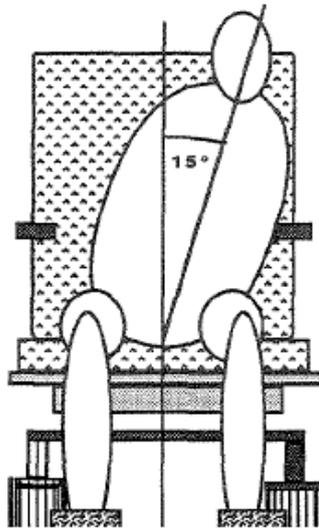


Figura 4.7 – Definição da postura P1L. Fonte: (15)

As posições definidas nas Figura 4.7 e 4.8 são caracterizadas como variações da postura P1M, mostrada anteriormente, com inclinações de aproximadamente 30° e 50° em relação a linha média para frente.

FORWARD FLEXION 30°— P2

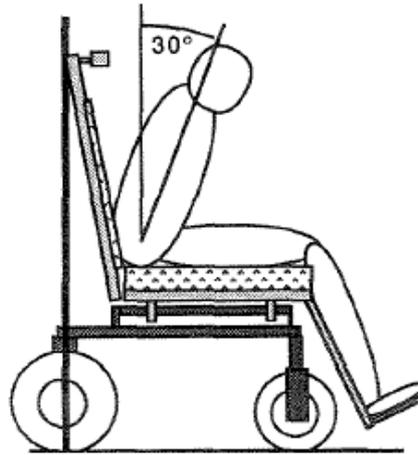


Figura 4.8 – Definição da postura P2. Fonte: (15)

FORWARD FLEXION 50°— P3

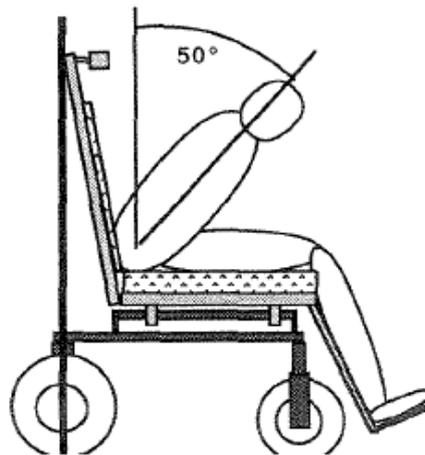


Figura 4.9 – Definição da postura P3. Fonte: (15)

Para a realização dos testes, foi utilizado um assento composto por uma camada de espuma d28 de 3cm espessura e duas tábuas de madeira compensadas de 1,5cm de espessura (Figura 4.10).



Figura 4.10 – Configuração de assento utilizada para testes.

5 RESULTADOS OBTIDOS

5.1. PRIMEIRA ETAPA: DIFERENÇA NA DISTRIBUIÇÃO DE PESO ENTRE OS DOIS LADOS DA REGIÃO ISQUIAL

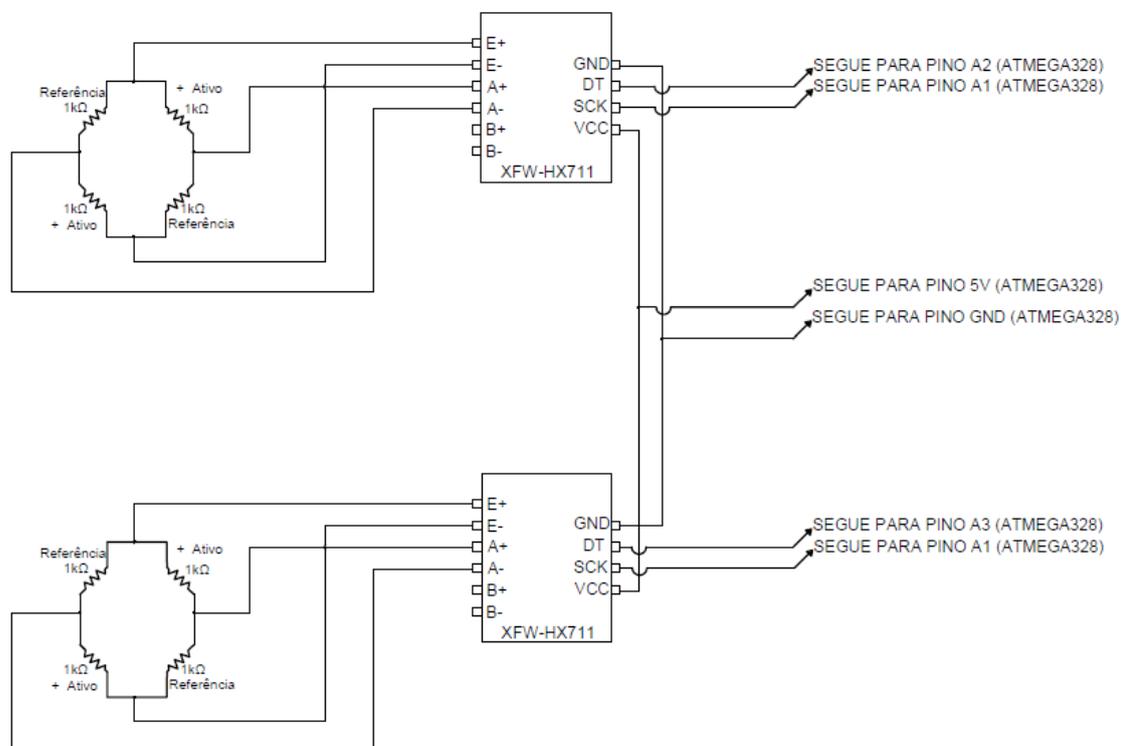


Figura 5.1 – Configuração utilizada para realizar a análise de dados da primeira etapa dos testes.

Cada um dos arranjos de sensores é montado como uma ponte completa de Wheatstone. São utilizados dois amplificadores HX711, conforme apresentado. As saídas dos amplificadores são ligadas às entradas analógicas do Arduino UNO.

O código referente ao programa utilizado para a aquisição de dados é apresentado em detalhes no Anexo 1. A lógica escolhida para o programa utiliza ciclos de medição que duram 7 segundos. Cada uma das amostras fornecida e apresentada no monitor serial é uma média de 5 amostras. Esta lógica foi utilizada com o intuito de aumentar a confiabilidade do sistema.

A hipótese a ser corroborada nesta etapa do projeto é a de que apenas quatro sensores de carga posicionados abaixo de um assento podem identificar posições que envolvem uma distribuição nociva de peso entre os dois lados da região isquial. Para tal, foram realizados testes em três pessoas de peso, idade e altura diferentes (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Dados das pessoas voluntárias para a aquisição de dados.

	SEXO	IDADE	PESO	ALTURA
TESTE 01	Feminino	45 anos	68kg	1,72m
TESTE 02	Masculino	19 anos	90kg	1,80m
TESTE 03	Masculino	65 anos	71kg	1,58m

Para cada um dos testes realizados as pessoas foram instruídas a permanecerem na posição P1M (Figura 4.5) e depois se movimentarem livremente alternando as posições P1R (Figura 4.6) e P1L (Figura 4.7) com o intuito de realizar uma verificação da ocorrência das mesmas na aquisição de dados.

As figuras 5.2, 5.3 e 5.4 mostram imagens das pessoas utilizadas para a aquisição de dados.

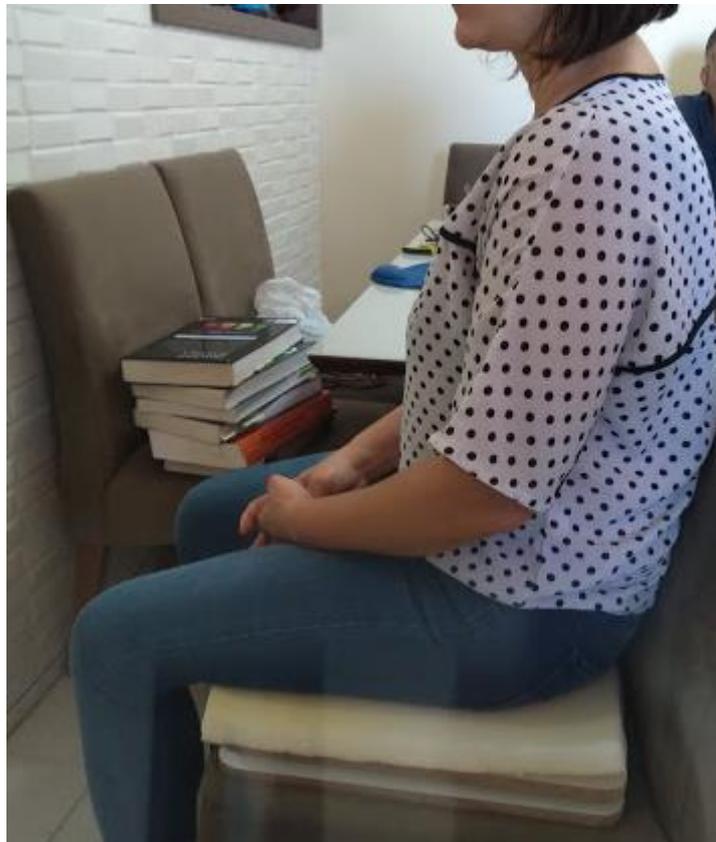


Figura 5.2 – Pessoa utilizada no Teste 01



Figura 5.3 – Pessoa utilizada no Teste 02



Figura 5.4 – Pessoa utilizada no Teste 03

Os dados obtidos nos testes realizados são apresentados a seguir em gráficos que relacionam os valores de carregamento obtidos na saída de cada um dos amplificadores, em kg por tempo, medido em ciclos de medição.

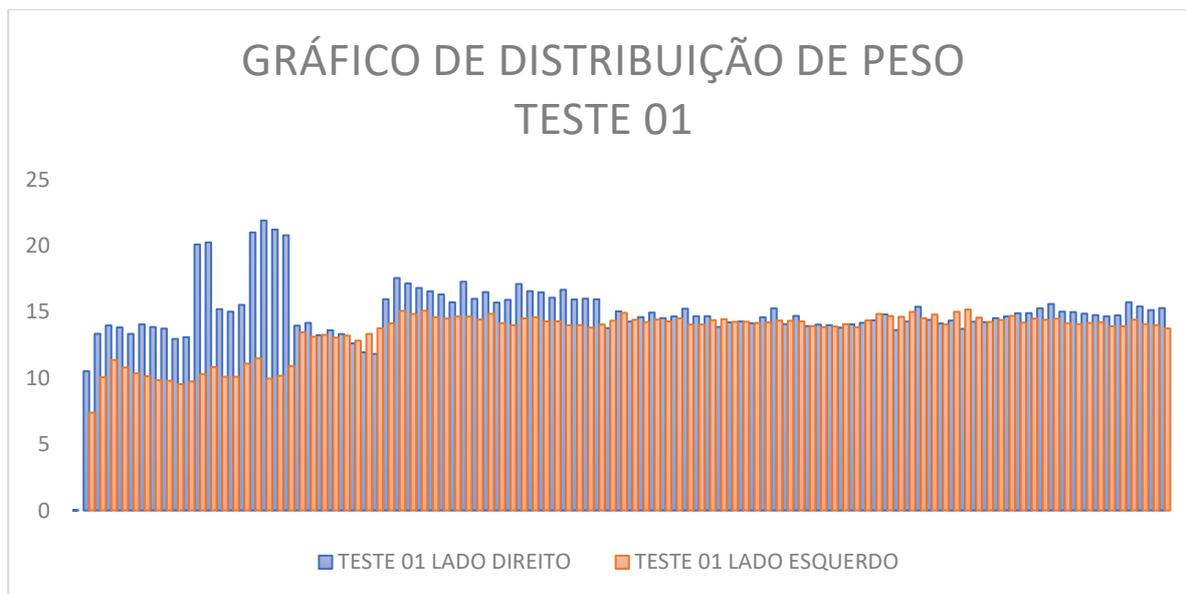


Figura 5.5 – Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 01.

O gráfico mostrado na Figura 5.5 relacionam os valores obtidos para uma mulher de 45 anos e 68kg. É possível inferir a partir dos dados obtidos que logo no início das medições a pessoa sentada apresentava uma inclinação mais voltada para seu lado direito mas que, passando metade do período de amostra, a mesma permaneceu numa posição próxima a P1M. Essa análise leva a crer que quase não houve movimentação suficiente por parte da pessoa sendo testada para gerar um desequilíbrio significativo entre os dois lados da região isquial na segunda metade do tempo de amostra.

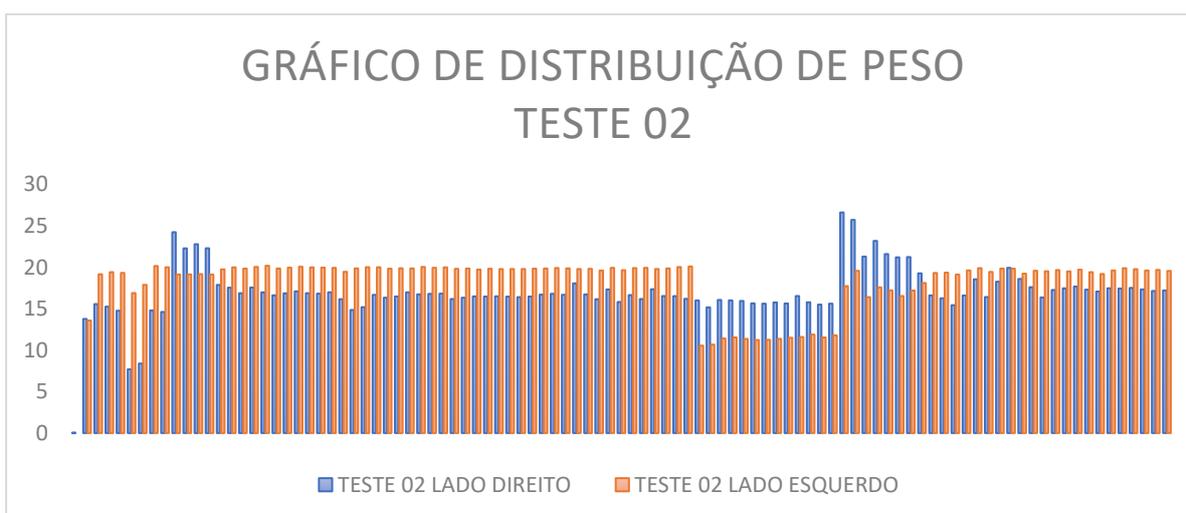


Figura 5.6 – Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 02.

O gráfico mostrado na Figura 5.6 relacionam os valores obtidos para um homem de 19 anos e 90kg. É possível inferir a partir dos dados obtidos que houve uma tendência a uma inclinação mais voltada para o lado esquerdo da pessoa em questão, ou seja, uma tendência à posição P1L.

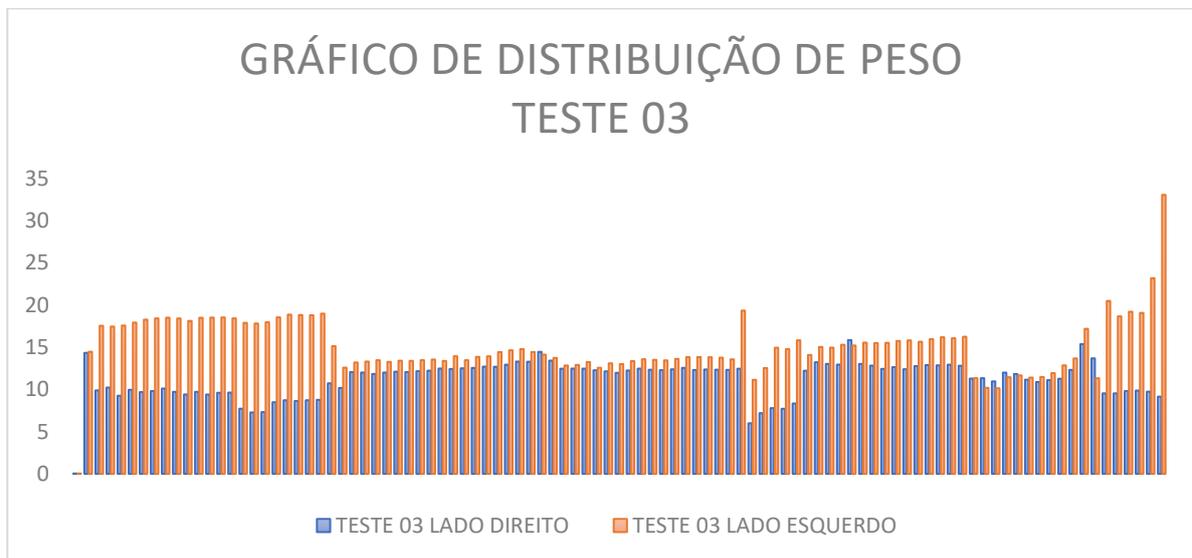


Figura 5.7 – Representação gráfica dos dados obtidos no Teste 03.

O gráfico mostrado na Figura 5.7 relacionam os valores obtidos para um homem de 19 anos e 90kg. É possível inferir a partir dos dados obtidos que houve uma tendência a uma inclinação mais voltada para o lado esquerdo da pessoa em questão, ou seja, uma tendência à posição P1L.

É possível inferir a partir dos gráficos apresentados que medições com a utilização de quatro sensores acoplados ao assento de uma cadeira podem sim fornecer dados referentes à postura dos indivíduos em contato com eles.

Com o intuito de utilizar esta informação para reduzir o risco de aparecimento de úlceras de pressão foi adicionado ao programa um contador que é incrementado a cada ciclo que é observada uma diferença entre o peso medido do lado direito e esquerdo da região isquial. A partir do momento que o contador é incrementado até serem atingidos 15 minutos é emitido um alerta visual com a utilização de dois LEDs ligados a duas saídas digitais do Arduino. Estes LEDs alertam o usuário a respeito das correções a serem realizadas na postura.

5.2. SEGUNDA ETAPA: AQUISIÇÃO DE DADOS EM CADA UM DOS SENSORES SEPARADAMENTE

Nesta etapa do processo de aquisição de dados cada um dos quatro sensores utilizados é montado de forma a fornecer um valor referente à pressão aplicada em sua superfície de contato. Para tal foi montada uma matriz de sensores da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}$$

Com o intuito de realizar a aquisição de dados de cada um dos sensores separadamente a montagem foi realizada como demonstrado na Figura 5.8.

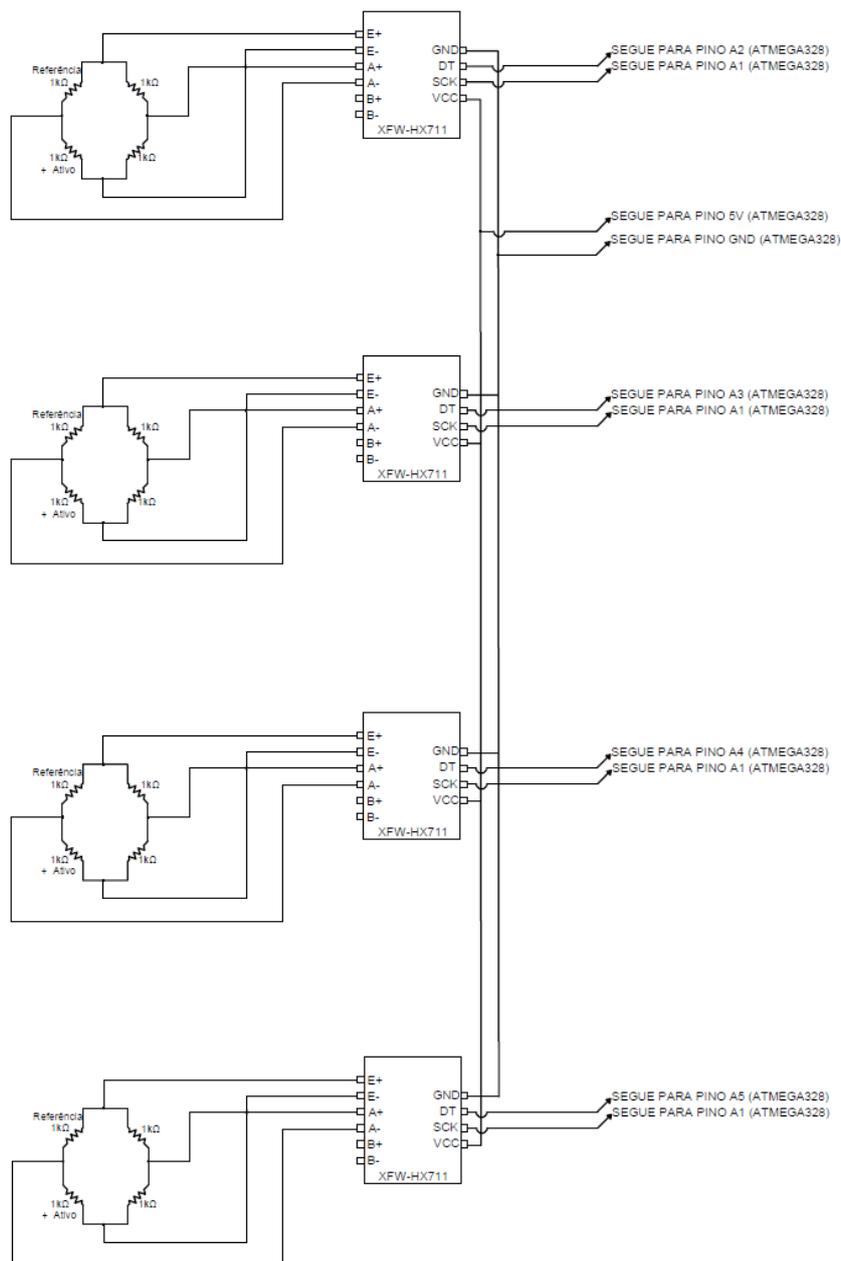


Figura 5.8 – Diagrama de montagem para segunda etapa.

A pessoa utilizada nesta etapa dos testes foi uma mulher de 45 anos, 68kg e 1,61m de altura. A aquisição de dados foi realizada em 5 etapas, cada uma delas com o intuito de notar a diferença percebida para cada um dos sensores enquanto a mulher assumia cada uma das posições citadas no Tópico 4.5. Os resultados obtidos foram representados em gráficos para uma melhor compreensão da distribuição de peso.

O gráfico representado na Figura 5.9 foi obtido em 5 ciclos de medição do código apresentado como Anexo 2. Para a obtenção destes dados foi pedido para que a pessoa submetida às medições ficasse com as costas em contato com o encosto da cadeira e uma postura reta em relação à sua linha média.

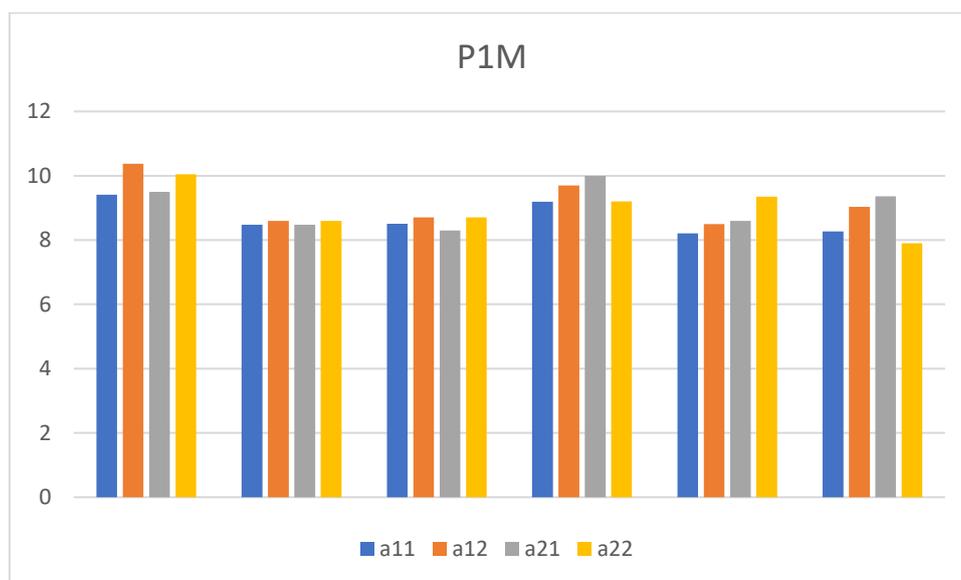


Figura 5.9 – Dados obtidos para postura P1M.

É possível inferir a partir do gráfico apresentado na Figura 5.9 uma distribuição uniforme entre os quatro sensores, aqui referidos como a_{11} , a_{12} , a_{21} e a_{22} .

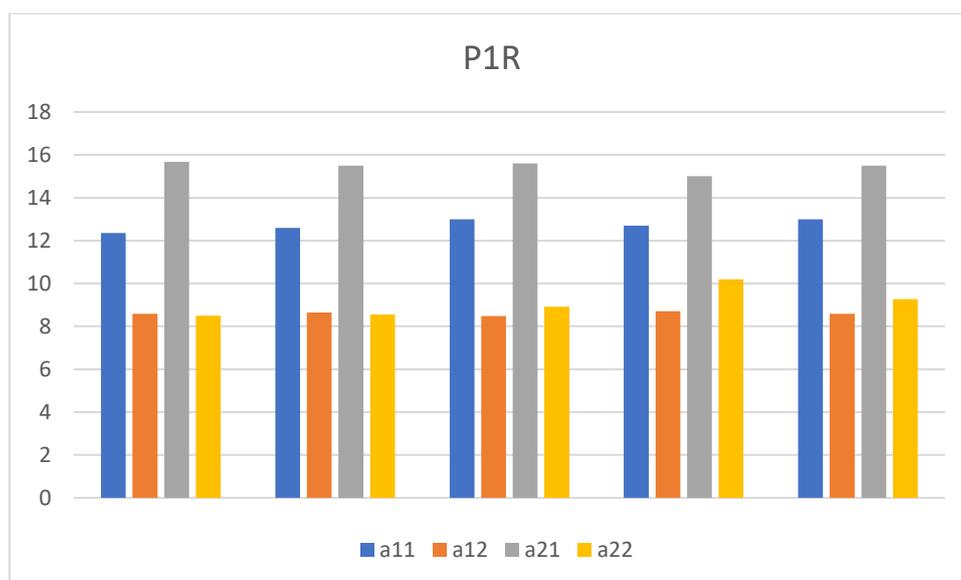


Figura 5.10 – Dados obtidos para postura P1R.

Em um segundo momento, foi pedido para que a mulher assumisse a posição P1R (Figura 4.6) e foram obtidos os dados mostrados na Figura 5.10. É possível notar que os dados obtidos apontam um carregamento mais intenso nos sensores a_{11} e a_{21} , que estão posicionados abaixo do lado esquerdo da região isquial do paciente em questão. Isto corrobora o esperado para o perfil postural P1R.

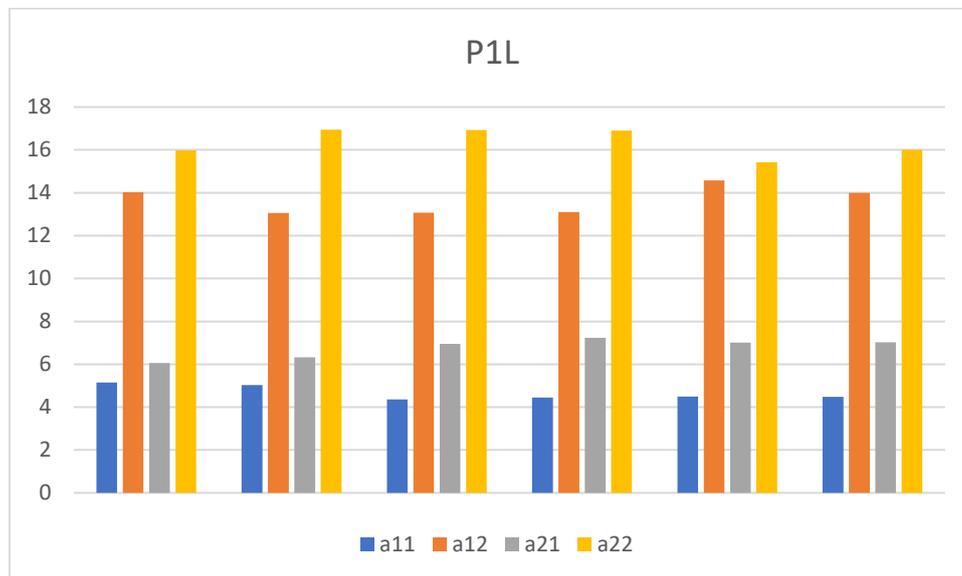


Figura 5.11 – Dados obtidos para postura P1L.

Para as medições realizadas para a obtenção dos dados mostrados na Figura 5.11 a pessoa assumiu a posição P1L, mostrada na Figura 4.7. É possível notar que para esta posição os sensores a_{12} e a_{22} apresentam valores de maior magnitude, ou seja, o lado esquerdo do paciente aplica mais pressão que o lado direito.

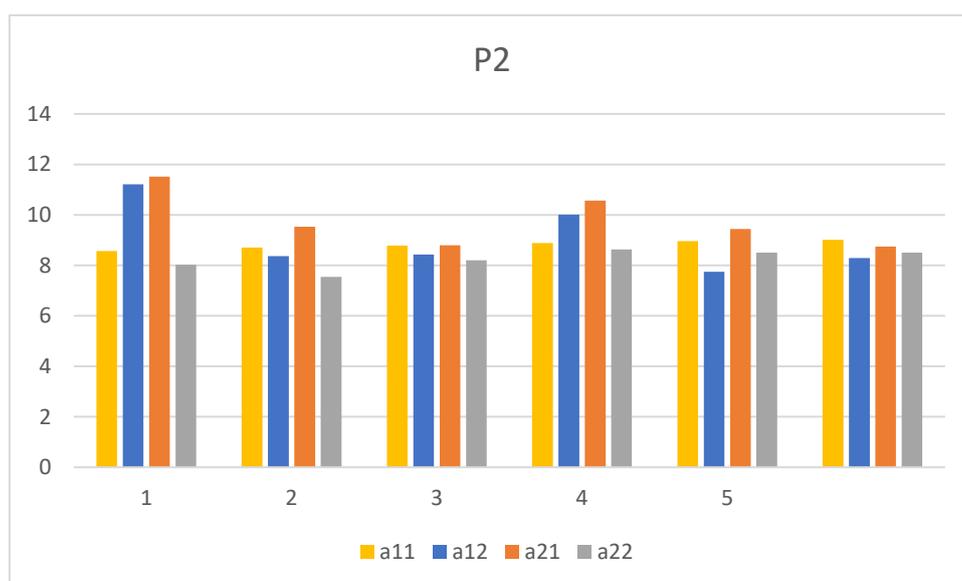


Figura 5.12 – Dados obtidos para postura P2.

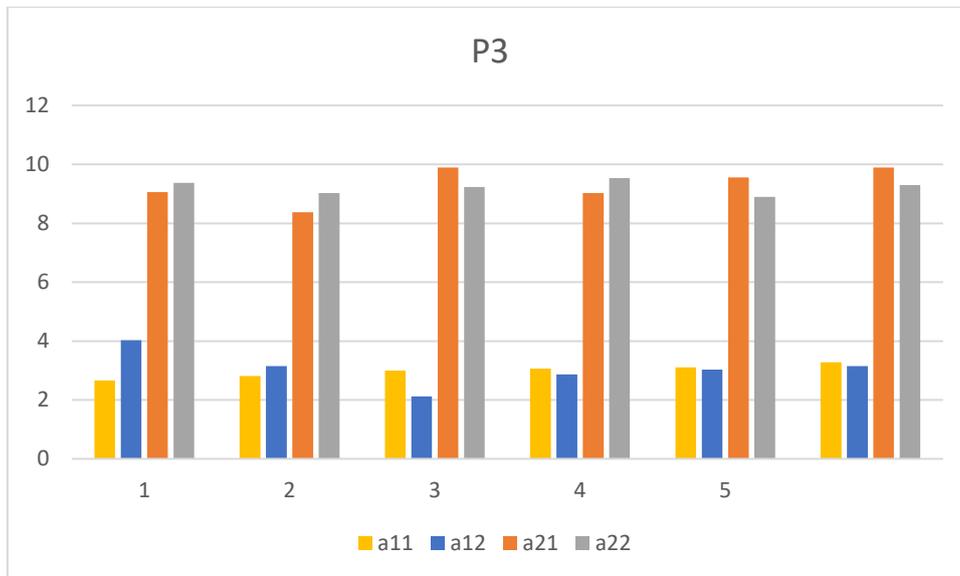


Figura 5.13 – Dados obtidos para postura P3.

Os dados apresentados nas Figuras 5.12 e 5.13 são referentes às posições P2 (Figura 4.8) e P3 (Figura 4.9). É possível inferir a partir do gráfico apresentado na Figura 5.12 uma pequena diferença entre os valores obtidos pelos sensores a_{11} e a_{12} e os dados obtidos pelos sensores a_{21} e a_{22} . Esta diferença é acentuada no gráfico referente à posição P3, já que nela o corpo da pessoa em questão está mais inclinado para frente.

Finalmente, é possível afirmar que os dados obtidos na segunda etapa da aquisição de dados correspondem ao esperado e corroboram a hipótese de que a medição realizada pelos quatro sensores de carga podem sim identificar o perfil postural do paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- (1) Andreoni Giuseppe, Pedotti Antonio. **Pressure distribution on wheelchair cushion in static sitting and during manual propulsion.** Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol. 1, No. 1 (2001)
- (2) Sousa, Rafael Gomes de, Oliveira, Tania Lopes de, Lima, Luciano Ramos de, Stival, Marina Morato. **Fatores associados à úlcera por pressão (UPP) em pacientes críticos: revisão integrativa da literatura.** Universitas: Ciências da Saúde. Brasília, V.14 (2016)
- (3) Oliveira, Vanessa Rodrigues. **A importância da prevenção de úlceras por pressão em pacientes acamados.** Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Sul. 2014
- (4) Junior, Sérgio Luiz Martins, Vieira, Johann Schmittlinger, Vandresen, Leandro Schwartz, Silveira, Jony Laureano. **STEPE – Sistema Telemétrico de Pesagem Automotiva.** Revista Ilha Digital, Vol. 4. (2013)
- (5) Anselmi, Maria Luiza, Peduzzi, Marina, Junior, Ivan França. **Incidência de úlcera por pressão e ações de enfermagem.** Escola Paulista de Enfermagem, Universidade Federal de São Paulo (2008)
- (6) Almeida Sérgio A, Espírito Santo Patrícia F do, Silveira Maiko Moura, Openheimer Diego Guimarães, Dutra Rosimar Aparecida Paulo Vinicius Braga Mendes, Luma Carolina Câmara Gradim, Natália Sanches Silva, Ana Luiza Caltabiano Allegretti, Débora Couto De Melo Carrijo & Daniel Marinho Cezar da Cruz (2018): **Pressure distribution analysis in three wheelchairs cushions of subjects with spinal cord injury, Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, DOI: 10.1080/17483107.2018.1463399.
- (7) Sonenblum SE, Vonk TE, Janssen TW, et al. **Effects of wheelchair cushions and pressure relief maneuvers on ischial interface pressure and blood flow in people with spinal cord injury.** Arch Phys Med Rehabil. 2014;95:1350–1357.
- (8) Huet Mariana, Moraes Anamaria de. **Medidas de pressão sob a pelve na postura sentada em pesquisas de ergonomia.** Fisioterapia Brasil – Volume 4 Número 6, 2003.
- (9) Pequini, Suzi Mariño. **Ergonomia aplicada ao Design de produtos: Um estudo de caso sobre o Design de bicicletas.** FAU/USP Volume 1, 2005.

- (10) Rangel, Elaine Maria Leite, Caliri, Maria Helena Larcher. **Uso das diretrizes para tratamento da úlcera por pressão por enfermeiros de um hospital geral.** Revista Eletrônica de Enfermagem. UFG, 2008 .
- (11) Abreu, Caroline Gomes de. **Análise da Postura de Indivíduos Cadeirantes em Assentos de Diferentes Densidades por meio da Fotogrametria Computadorizada.** Tese de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica. 2012
- (12) Avia Semicondutor. **Datasheet: HX711** 24 Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weight Scales. Electronic Publication.
- (13) Gavin-Dreschnack, Deborah. **Efects of Wheelchair Posture on Patient Safety.** Rehabilitation Nursing, Nov 2004 pg. 221
- (14) Censo IBGE 2010. Disponível em: < <https://censo2010.ibge.gov.br/>>
- (15) Hobson, Douglas A. **Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface.** School of Health and Rehabilitation Sciences. University of Pittsburgh. Journal of Rehabilitation Reserach and Development Vol.29, 1992
- (16) Mooney, Vert, Einbund, Michael J., Rogers, John E., Stauffer, E. Shannon. **Comparison of Pressure Distribution Qualities in Seat Cushions.** Bull Prosthet Res, 1971
- (17) Swain, Ian. **The measurement of Interface Pressure.** “Pressure Ulcer Research: Current and Future Perspectives”. Cap. 5 Heidelberg, 2005
- (18) Kosiak, M. **Etiology of decubitus ulcers.** Arch Phys med Rehab, 1961

ANEXOS

		Pág.
Anexo I	Programa utilizado na primeira etapa de aquisição de dados	34
Anexo II	Programa utilizado na segunda etapa de aquisição de dados	38

```
#include "HX711.h"          // Biblioteca HX711

//define clock
#define CLK A1              // HX711 SCK IN = pino A1 do Arduino

// define entrada das balanças
#define D1OUT A2            // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino ESQUERDA
#define D2OUT A3            // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino DIREITA
#define num_loop 3          // número de capturas realizadas. É usado também como divisor da média
#define limite 3            //limite de tempo permitido na posição incorreta
// instancias da balança
HX711 balanca1;            // define instancia balança HX711
HX711 balanca2;            // define instancia balança HX711

//Peso: 0.008 kg   Fator de Calibração: -117999800.00 fornecido no programa de calibração
float calibration_factor = 42130; // fator de calibração aferido na Calibração
int n, i, j = 0;
float amostrasB1[49];
float amostrasB2[49];
//ind_xxx são contadores que averigam por quantos ciclos mediaBX é maior ou menor que mediaBY.
ind_n_ciclos é a variável limite.
int ind_n_ciclos = 3;
int ind_esquerda =0;
int ind_direita =0;

float somatorioB1 = 0.0;
float somatorioB2 = 0.0;
float somatorio_geral = 0.0;

float mediaB1 = 0.0;
float mediaB2 = 0.0;
float media_geral = 0.0;

float value1 = 0;
float value2 = 0;

void setup()
```

```

{
  // setup balanca - 1
  Serial.begin(9600);
  balanca1.begin(D1OUT, CLK); // inicializa a balança
  Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
  Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
  balanca1.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
  balanca1.tare(); // zera a Balança

  // setup balanca - 2
  Serial.begin(9600);
  balanca2.begin(D2OUT, CLK); // inicializa a balança
  Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
  Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
  balanca2.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
  balanca2.tare(); // zera a Balança

  Serial.println("Escala: ");
  Serial.println(balanca1.get_scale());
  Serial.println(balanca2.get_scale());

  pinMode(2, OUTPUT); //ESQUERDA
  pinMode(3, OUTPUT); //DIREITA
}

void loop()
{
  //loop de leitura de dados
  while(i < num_loop){
    // Recebe em value os valores capturados nas balanças correspondentes.
    value1 = balanca1.get_units();
    value2 = balanca2.get_units();
    //printa no Monitor serial os valores capturados acima.
    Serial.print("value esquerda = ");
    Serial.print(value1, 5);
    Serial.println(" kg");
    Serial.print("value direita = ");
    Serial.print(value2, 5);
    Serial.println(" kg");
    somatorioB1+=abs(value1);
  }
}

```

```

somatorioB2+=abs(value2);
i++;          //incrementa o contador i
delay(500);
}

//cálculo das médias dentro do loop de leitura de dados que acabou de ocorrer
mediaB1=somatorioB1/num_loop;
mediaB2=somatorioB2/num_loop;
Serial.print("Somatório B1: ");
Serial.println(somatorioB1,5);
Serial.print("Somatório B2: ");
Serial.println(somatorioB2,5);
Serial.print("Média B1: ");
Serial.println(mediaB1);
Serial.print("Média B2: ");
Serial.println(mediaB2);

/* Rotina que verifica se mediaBX>mediaBY e, quando ind_xxx>ind_n_ciclos, acende o led
correspondente. */
if(mediaB1 > mediaB2){
    ind_esquerda++;
    ind_direita=0;
    Serial.println("Esquerda+1");
    if(ind_esquerda>ind_n_ciclos){
        digitalWrite(2, HIGH);
        delay(1000);
        digitalWrite(2, LOW);
    }
}
else{
    ind_esquerda=0;
    ind_direita++;
    Serial.println("Direita+1");
    if(ind_direita>=ind_n_ciclos){
        digitalWrite(3, HIGH);
        delay(1000);
        digitalWrite(3, LOW);
    }
}
}
/*FIM Rotina*/

```

```

Serial.print("Número de iterações realizadas: ");
Serial.println(j);
j++;

//prepara para o próximo loop
somatorioB1=0;
somatorioB2=0;
i=0;

delay(5000); // atraso de 5 segundos

Serial.println("-----");

if (Serial.available()) // se a serial estiver disponível
{
char temp = Serial.read(); // lê o caractere da serial
if (temp == 't' || temp == 'T') // se pressionar t ou T
{
balanca1.tare(); // zera a balança - 1
balanca2.tare(); // zera a balança - 2
Serial.println(" Balança zerada"); // imprime no monitor serial
}
}
}

```

```
#include "HX711.h"          // Biblioteca HX711

//define clock
#define CLK A1             // HX711 SCK IN = pino A1 do Arduino

// define entrada das balanças
#define D11OUT A2         // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino ESQUERDA
#define D12OUT A3         // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino DIREITA
#define D21OUT A4         // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino ESQUERDA
#define D22OUT A5         // HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino DIREITA
#define num_loop 3        // número de capturas realizadas. É usado também como divisor da média
#define limite 3          //limte de tempo permitido na posição incorreta
// instancias da balança
HX711 balanca11;         // define instancia balança HX711
HX711 balanca12;         // define instancia balança HX711
HX711 balanca21;         // define instancia balança HX711
HX711 balanca22;         // define instancia balança HX711

//Peso: 0.008 kg   Fator de Calibração: -117999800.00 fornecido no programa de calibração
float calibration_factor = 42130; // fator de calibração aferido na Calibração
int n, i, j = 0;
float amostrasB11[49];
float amostrasB12[49];
float amostrasB21[49];
float amostrasB22[49];
//ind_xxx são contadores que averiguam por quantos ciclos mediaBX é maior ou menor que mediaBY.
ind_n_ciclos é a variável limite.
int ind_n_ciclos = 3;
int ind_esquerda =0;
int ind_direita =0;

float somatorioB11 = 0.0;
float somatorioB12 = 0.0;
float somatorioB21 = 0.0;
float somatorioB22 = 0.0;
float somatorio_geral = 0.0;
```

```

float mediaB11 = 0.0;
float mediaB12 = 0.0;
float mediaB21 = 0.0;
float mediaB22 = 0.0;
float media_geral = 0.0;

float value11 = 0;
float value12 = 0;
float value21 = 0;
float value22 = 0;

void setup()
{
  // setup balanca - 11
  Serial.begin(9600);
  balanca11.begin(D11OUT, CLK); // inicializa a balança
  Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
  Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
  balanca11.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
  balanca11.tare(); // zera a Balança

  // setup balanca - 12
  Serial.begin(9600);
  balanca12.begin(D12OUT, CLK); // inicializa a balança
  Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
  Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
  balanca12.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
  balanca12.tare(); // zera a Balança

  // setup balanca - 21
  Serial.begin(9600);
  balanca21.begin(D21OUT, CLK); // inicializa a balança
  Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
  Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
  balanca21.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
  balanca21.tare(); // zera a Balança

  // setup balanca - 22
  Serial.begin(9600);
  balanca22.begin(D22OUT, CLK); // inicializa a balança

```

```

Serial.println("Balança com HX711 - celula de carga 50 Kg");
Serial.println("Pressione t para Tara"); // imprime no monitor serial
balanca22.set_scale(calibration_factor); // ajusta fator de calibração
balanca22.tare(); // zera a Balança

Serial.println("Escala: ");
Serial.println(balanca11.get_scale());
Serial.println(balanca12.get_scale());
Serial.println(balanca21.get_scale());
Serial.println(balanca22.get_scale());

pinMode(2, OUTPUT); //ESQUERDA
pinMode(3, OUTPUT); //DIREITA
}

void loop()
{
//loop de leitura de dados
while(i < num_loop){
// Recebe em value os valores capturados nas balanças correspondentes.
value11 = balanca11.get_units();
value12 = balanca12.get_units();
value21 = balanca21.get_units();
value22 = balanca22.get_units();
somatorioB11+=abs(value11);
somatorioB12+=abs(value12);
somatorioB21+=abs(value21);
somatorioB22+=abs(value22);
i++; //incrementa o contador i
delay(500);
}

//cálculo das médias dentro do loop de leitura de dados que acabou de ocorrer
mediaB11=somatorioB11/num_loop;
mediaB12=somatorioB12/num_loop;
mediaB21=somatorioB21/num_loop;
mediaB22=somatorioB22/num_loop;
Serial.print("Média B11: ");

```

```

Serial.println(mediaB11);
Serial.print("Média B12: ");
Serial.println(mediaB12);
Serial.print("Média B21: ");
Serial.println(mediaB21);
Serial.print("Média B22: ");
Serial.println(mediaB22);
Serial.print("Número de iterações realizadas: ");
Serial.println(j);
j++;

//prepara para o próximo loop
somatorioB11=0;
somatorioB12=0;
somatorioB21=0;
somatorioB22=0;
i=0;

delay(5000); // atraso de 5 segundos

Serial.println("-----");

if (Serial.available()) // se a serial estiver disponivel
{
char temp = Serial.read(); // le carcter da serial
if (temp == 't' || temp == 'T') // se pressionar t ou T
{
balanca11.tare(); // zera a balança- 11
balanca12.tare(); // zera a balança - 12
balanca21.tare(); // zera a balança- 21
balanca22.tare(); // zera a balança - 22

Serial.println(" Balança zerada"); // imprime no monitor serial
}
}
}

```

