



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS

DANIELA AMORIM DE SÁ

**PROJETO DE HARDWARE DE BAIXO CUSTO PARA MAPEAMENTO DE
PRESSÃO DA PISADA**

Recife

2020

DANIELA AMORIM DE SÁ

**PROJETO DE HARDWARE DE BAIXO CUSTO PARA MAPEAMENTO DE
PRESSÃO DA PISADA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Departamento de
Eletrônica e Sistemas da Universidade
Federal de Pernambuco, como requisito
parcial para a obtenção do título de
Engenheira Eletrônica.

Orientador: Profº. Hermano Cabral

Recife

2020

Catálogo na fonte:

Bibliotecária Sandra Maria Neri Santiago, CRB4-1267

Folha reservada para ficha catalográfica que deve ser elaborada após a defesa e alterações sugeridas pela banca examinadora.

Para solicitar a ficha catalográfica do trabalho, o usuário deve entrar em contato com a Biblioteca Setorial do Centro Acadêmico ao qual o Programa de Pós-graduação está vinculado.

DANIELA AMORIM DE SÁ

**PROJETO DE HARDWARE DE BAIXO CUSTO PARA MAPEAMENTO DE
PRESSÃO DA PISADA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Departamento de
Eletrônica e Sistemas da Universidade
Federal de Pernambuco, como requisito
parcial para a obtenção do título de
Engenheira Eletrônica.

Aprovado em: ____/____/____.

BANCA EXAMINADORA

Professor Hermano Cabral
Universidade Federal de Pernambuco

Daniel de Filgueiras Gomes
Universidade Federal de Pernambuco

Recife

2020

AGRADECIMENTOS

Talvez seja incomum começar com um agradecimento assim, mas primeiro agradeço a mim. Agradeço por ter insistido mesmo quando achei que já não poderia, insisti na minha vida, insisti em merecer e me reconhecer. Muitos anos se passaram desde que pisei a primeira vez nessa Universidade e tantas foram as lições que aprendi, as crises existenciais que vivi, os amigos que fiz, os colegas que encontrei, os risos e choros que passei, as despedidas que enfrentei.

Aqui encontrei muitas versões de mim, senti-me pequenina e senti-me gigante, virei adulta, mas sempre com a leveza de uma criança. Foi tanto tempo e tantas pessoas que é até difícil resumir os agradecimentos. Todos deixaram um pedacinho aqui. Os professores, os amigos, os colegas de turma e de corredor, os funcionários, os vendedores das proximidades, até mesmo os cachorros e gatinhos do CTG, todos eles vão ficar no meu coração. O aprendizado vem de muitos lugares e as variadas inteligências são encantadoras.

Em especial, quero agradecer minha mãe Geísa que já não está mais aqui, mas certamente estaria orgulhosa e meu pai Dênis que inspirou essa trajetória. Meus irmãos Gabriela e Danilo que construíram uma conexão de amor muito valiosa para mim. Minha chiquérrima vó Absemar, minha linda tia Jaíra e família, e todos as pessoas queridas que torciam por mim. Agradeço minhas grandes amigas Érica e Katlen por fazerem minha vida mais especial e serem um porto seguro em qualquer lugar do planeta. Aos professores que tiveram paciência comigo e acreditaram em mim, minha mais sincera gratidão, pois graças a vocês eu tentei até o fim. Em especial ao orientador deste trabalho que salvou minha vida nesse curso, Hermano Cabral.

Por fim, mas não menos importante, agradeço ao destino por me presentear com o amor nesse curso. Com certeza atrasei muito a conclusão, mas ter conhecido Vágner, conviver com ele, sentir o nascer e força desse sentimento foi especial demais. Tenho muito orgulho do homem que ele é e me sinto muito honrada em estar ao seu lado. Agradeço a ele por todo amor, compreensão, parceria e puxões de orelha que eu mereci levar. Há pessoas nessa vida que nos fazem melhores, esteja sempre perto delas.

“To keep your balance, you must keep moving”
Albert Einstein

RESUMO

O presente projeto apresenta o desenvolvimento de um sistema de hardware para medir a pressão plantar de forma dinâmica durante o movimento de uma pessoa. A solução descreve os componentes e circuitos necessários, assim como faz um estudo de viabilidade econômica visando um baixo custo.

O primeiro passo tomado para raciocinar como poderia se realizar essa aplicação foi entender como se dá a mecânica do ciclo de marcha e pesquisar o mercado e os equipamentos já disponíveis. Assim foi possível traçar uma estratégia para construir um bom sistema de captação sem fio.

O hardware proposto possui uma palmilha com sensores de pressão piezoelétricos que mapeiam pontos importantes na superfície do pé humano. Esses sensores precisam de um condicionamento para que a leitura de seu sinal esteja num nível adequado e posteriormente, as informações são enviadas de forma serial para um dispositivo que se queira. O número de sinais captados é suficiente para fazer uma boa análise numa posterior solução de software, segundo o que foi pesquisado na teoria, e os testes realizados mostram um bom desempenho do circuito de condicionamento.

Palavras-chave: Pressão plantar. Sistema de Hardware. Pé humano. Estudo de caso.

ABSTRACT

The project here presented shows the development of a hardware system to measure the plantar pressure dynamically during a person's movement. The solution describes the components and circuits needed, as well as study the economic viability aiming for low production cost.

The first step taken to imagine the realization of this application was to understand the mechanical cycle of stepping and research the market and already available products. This way, it was possible to trace a strategy as to how to build a good wireless measurement system.

The proposed hardware is composed of an insole with piezoelectric pressure sensors that map important points in a human foot's surface. These sensors need a conditioning of their outputs so that the signals are on an adequate range and later, the information is sent in serial form to a target device. The amount of signals captured is sufficient for a good analysis in a later software solution, as was researched in the theory, and the tests realized show good performance in the conditioning circuit.

Keywords: Plantar pressure. Hardware system. Human foot. Case study.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Mapa mental descrevendo o que é necessário para desenvolver uma palmilha instrumentada de baixo custo.....	17
Figura 2 –	Estrutura anatômica do conjunto de ossos do pé humano.....	20
Figura 3 –	Regiões funcionais do pé humano consideradas neste trabalho.....	21
Figura 4 –	Fases de apoio e balanço do ciclo da marcha.....	22
Figura 5 –	Representação ilustrativa da locomoção simulando a estrutura óssea humana.....	23
Figura 6 –	Distribuição tridimensional da pressão plantar de um indivíduo na velocidade de 4 m/s.....	24
Figura 7 –	Palmilha instrumentada e plataforma de pressões	25
Figura 8 –	Sistema Pedar	26
Figura 9 –	Exibição de dados da palmilha Pedar	26
Figura 10 –	Características do projeto da smart insole Runvi	27
Figura 11 –	Características da smart insole Moticon SCIENCE	28
Figura 12 –	Características da smart insole Safety	29
Figura 13 –	(a) distribuição da pressão plantar de um indivíduo correndo descalço; (b) redução em cerca de 50% da pressão quando ele corre calçado.....	30
Figura 14 –	Tipos de pés: normal, plano, cavo	31
Figura 15 –	Tipos de desalinhamento de joelhos: (a) varo; (b) valgo.....	32
Figura 16 –	Tipos básicos de pisada e distribuição de pressão em cada caso.....	32
Figura 17 –	Palmilhas para correção de pisada pronada ou supinada.....	33
Figura 18 –	Áreas de risco para úlceras em pés diabéticos.....	34
Figura 19 –	Esquema de composição do medidor.....	35
Figura 20 –	Posições dos sensores em um sistema de aquisição de dados: o sensor 1 é sem contato, os sensores 2 e 3 são passivos, o sensor 4 é ativo e o sensor 5 é interno ao sistema.....	36
Figura 21 –	Representação em blocos de um sistema de medição biomédica.....	37

Figura 22 –	Esquema de condicionamento de sinal analógico antes da conversão A/D.....	37
Figura 23 –	(a) strain gauge; (b) ponte de Wheatstone com compensação para mudanças de temperatura.....	39
Figura 24 –	(a) posição dos piezoresistores no diafragma de silicone; (b) elemento piezoresistivo descompensado do sensor de pressão Motorola MPX	
Figura 25 –	(a) Deflexão central de diafragmas planos e corrugados dos mesmos tamanhos sob tensões de tração na placa; (b) Sensor de pressão desmontado para monitor de pressão arterial; (c) circuito interno de um sensor capacitivo de pressão.....	40
Figura 25–	(a) Deflexão central de diafragmas planos e corrugados dos mesmos tamanhos sob tensões de tração na placa; (b) Sensor de pressão desmontado para monitor de pressão arterial; (c) circuito interno de um sensor capacitivo de pressão.....	41
Figura 26 –	Efeito piezoelétrico em um cristal de quartzo.....	42
Figura 27 –	(a) Sensor piezoelétrico comercial; (b) ações impostas; (c) resposta elétrica.....	42
Figura 28 –	Sinal obtido de um sensor piezoelétrico de 15mm em função da aplicação de impulsos.....	43
Figura 29 –	Palmilha instrumentada com a identificação dos sensores e regiões plantares, sistema desenvolvido por (a) Vieira et al. (2016); (b) Junior et al. (2018).....	44
Figura 30 –	(a) equações do condicionamento de sinal; (b) topologia do sistema.....	46
Figura 31 –	Diagrama do projeto completo.....	47
Figura 32 –	Diagrama de blocos do hardware.....	47
Figura 33 –	Placa Arduino Mega 2560.....	49
Figura 34 –	(a) Módulo RS232 HC-05; (b) exemplo de esquema de montagem.....	50
Figura 35 –	Distribuição dos sensores na palmilha e o que seus valores indicam.....	51
Figura 36 –	Circuito individual para cada sensor (amplificador de carga passa-faixa).....	52
Figura 37 –	Layout do circuito impresso de condicionamento para os 14 sensores...	53
Figura 38 –	Diagrama do circuito de condicionamento completo.....	54

Figura 39 –	Esquema de ligação entre o Arduino e o módulo Bluetooth.....	55
Figura 40 –	Projeto de hardware da palmilha inteligente.....	56
Figura 41 –	Possível encaixe do sistema usando uma braçadeira no tornozelo.....	57
Figura 42 –	Esquema ilustrativo de alimentação externa do sistema.....	58
Figura 43 –	Circuito da fonte negativa para alimentar VCC- simulado no Proteus...	59
Figura 44 –	Montagem do circuito de condicionamento para sensor piezoelétrico...	59
Figura 45 –	Gráfico dos sinais obtidos sem aplicação de pressão no piezo de 20 mm.....	60
Figura 46 –	Gráfico dos sinais obtidos sem aplicação de pressão no piezo de 15 mm.....	60
Figura 47 –	Gráfico dos sinais obtidos com a aplicação de impacto rápido no piezo de 20 mm.....	61
Figura 48 –	Gráfico dos sinais obtidos com uma sequência de aplicações de impactos rápidos no piezo de 20 mm.....	62
Figura 49 –	Gráfico dos sinais obtidos com a aplicação de impacto rápido no piezo de 15 mm.....	62
Figura 50 –	Gráfico dos sinais obtidos com uma sequência de aplicações de impactos rápidos no piezo de 15 mm.....	63
Figura 51 –	Sinal de entrada do circuito de condicionamento com aplicação de pisada contínua (leve) no piezo de 20mm de diâmetro.....	66
Figura 52 –	Sinal de saída do circuito de condicionamento com aplicação de pisada contínua (leve) no piezo de 20mm de diâmetro.....	67
Figura 53 –	Diagrama de blocos para rotina sugerida de avaliação de dados.....	70
Figura 54 –	Modelo de possível exibição gráfica usando variação de cor (padrão RGB) para avaliar a distribuição de pressão plantar.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Lista de materiais para o projeto de baixo custo.....	64
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CES	Consumer Electronics Show
CI	Circuito Integrado
CPU	Central Processing Unit
DC(CC)	Direct Current(Corrente Contínua)
DCE	Data Circuit-terminating Equipment
DTE	Data Terminal Equipment
EVA	Ethylene Vinyl Accelerate
LED	Light Emitting Diode
PC	Personal Computer
PWM	Pulse Width Modulation
RAM	Random-Access Memory
ROM	Read-Only Memory
USB	Universal Serial Bus

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS	16
1.1.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
1.2	METODOLOGIA.....	17
1.3	DESCRIÇÃO DOS CAPÍTULOS.....	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	O PÉ HUMANO.....	20
2.2	O CICLO DA MARCHA.....	21
2.3	PRESSÃO PLANTAR.....	23
2.3.1	TÉCNICAS DE MEDIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR.....	24
2.3.2	APLICAÇÕES DA MEDIDA DE PRESSÃO PLANTAR.....	30
2.4	TEORIA DE HARDWARE.....	34
2.4.1	OS SENSORES E TRANSDUTORES.....	35
2.4.2	PRESSÃO E SENSORES APROPRIADOS PARA PALMILHAS.....	38
2.4.3	POSIÇÃO DOS SENSORES E CRITÉRIOS DA PALMILHA INSTRUMENTADA.....	43
2.4.4	CONDICIONAMENTO DO SINAL ELÉTRICO DO SENSOR.....	45
2.4.5	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE.....	46
2.4.6	MICROCONTROLADOR.....	48
2.4.7	TRANSMISSÃO DE DADOS.....	49
3	PROJETO.....	51
3.1	CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO.....	52
3.2	CIRCUITO DE COMUNICAÇÃO SERIAL VIA BLUETOOTH.....	54
3.3	PROJETO DO HARDWARE E MONTAGEM.....	55
3.4	ALIMENTAÇÃO DO SISTEMA.....	57
3.5	VERIFICAÇÃO DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO...	58
4	ESTUDO DE VIABILIDADE DO PROJETO.....	64
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
6	CONCLUSÃO.....	69
7	ANEXO.....	71
8	REFERÊNCIAS	74

1 INTRODUÇÃO

Classificado como uma estrutura biomecânica complexa, o pé humano possui muitos ossos que formam uma unidade funcional. A formação permite a distribuição do peso sobre uma larga plataforma para que seja possível manter o equilíbrio na posição em pé, o ajuste e adaptação às variações do terreno e a absorção de choque. Conforme necessidade, o pé transfere o peso do calcanhar para sua parte anterior. Desse modo, constitui-se uma base estável e eficiente para o corpo humano na fase de apoio e no ciclo de marcha (dividida em fases de balanço e apoio) (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

A locomoção humana baseia-se no contato dos pés com uma superfície e uma pressão é exercida em reação a eles, intitulada pressão plantar. A medida dessa pressão em tempo real fornece informações críticas para o entendimento da mecânica da marcha e tem uma ampla gama de aplicações, desde diagnósticos médicos, reabilitação e fisioterapia, desempenho esportivo, prevenção de lesões, segurança do trabalho, reconhecimento de padrões entre faixas etárias, entre outras. A forma como ocorre a pisada pode impactar negativamente a estrutura óssea dos pés e quadril, ocasionando lesões. Por isso, o acompanhamento das características da pisada é proveitoso para todos indivíduos, uma vez que esses impactos podem ser atenuados com a correção de postura da pessoa e/ou uso de artifícios ortopédicos personalizados para solucionar o caso em análise (TAN et al., 2015; JUNIOR et al., 2018).

As medidas de pressão plantar podem ser realizadas de forma estática ou dinâmica. Para o primeiro caso, geralmente o equipamento utilizado é uma plataforma localizada em ambiente controlado. Os métodos de plataforma envolvem o indivíduo seguindo um caminho designado com sensores de pressão embutidos e limita o estudo a um laboratório ou espaço clínico confinado. Para o segundo caso, os sistemas chamados *in-shoe*, sensores são instalados na base ou palmilha do calçado do indivíduo, permitindo avaliação dinâmica nas mais diversas situações. As palmilhas instrumentadas, portanto, tratam-se de um sistema portátil e garantem liberdade para coleta de dados. Os sistemas de plataforma costumam ser mais precisos, porém a falta de portabilidade favorece a

procura e aplicabilidade dos calçados com sensores embutidos, abrindo caminho inclusive para um mercado de dispositivos *wearables* (tornando essa avaliação pessoal cada vez mais acessível e disseminada) (TAN et al., 2015; VIEIRA et al., 2016).

O sistema *in-shoe* é baseado na medição da pressão plantar entre o pé e a sola do calçado. Para que essa operação seja feita de forma apropriada, alguns requisitos precisam ser observados, tais como: conforto, mobilidade, baixa quantidade de dados, leveza (peso inferior a 300g) e baixo consumo de energia visando maior autonomia (VIEIRA et al., 2016). De forma geral, independentemente do tipo de medida utilizada, há uma estrutura base obedecida:

- Sistema de medição – Envolve um sensor discreto ou uma matriz de múltiplos sensores, encarregados da medição da força normal exercida em cada sensor quando o pé está em contato com a superfície. A magnitude da pressão plantar na região é obtida do resultado da divisão do valor de força medido pela área abrangida pelo sensor correspondente.

- Computador – Realiza a aquisição, armazena e analisa os dados recebidos. A informação pode ser processada de variadas maneiras de acordo com os objetivos estipulados para a aplicação. Graficamente é interessante a visualização do pé dividido em regiões anatômicas pertinentes com um esquema de cores sinalizando as variações de pressão plantar na estrutura.

- Sistema de representação – plataforma para exibição dos dados e análises (monitor do computador, tela do celular, entre outros)

A definição dos parâmetros a serem lidos pelo sistema de medida de pressão plantar varia com o objetivo do usuário. Usualmente, os que possuem maior interesse de

estudo são o pico de pressão, a média das pressões, a força e a área de contato (TÁBUAS, 2011). Para o caso da palmilha instrumentada até já existem poucos modelos no mercado que usam essa tecnologia e outros em potencial desenvolvimento, porém com valores bastante elevados. Com a finalidade de desenvolver um dispositivo mais acessível, este trabalho se propõe a utilizar sensores piezoelétricos de baixo custo.

1.1 OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho é elaborar um sistema de medição dinâmica de pressão plantar através de uma palmilha instrumentada de baixo custo, aumentando a acessibilidade a esse tipo de avaliação.

1.1.1 Objetivos Específicos

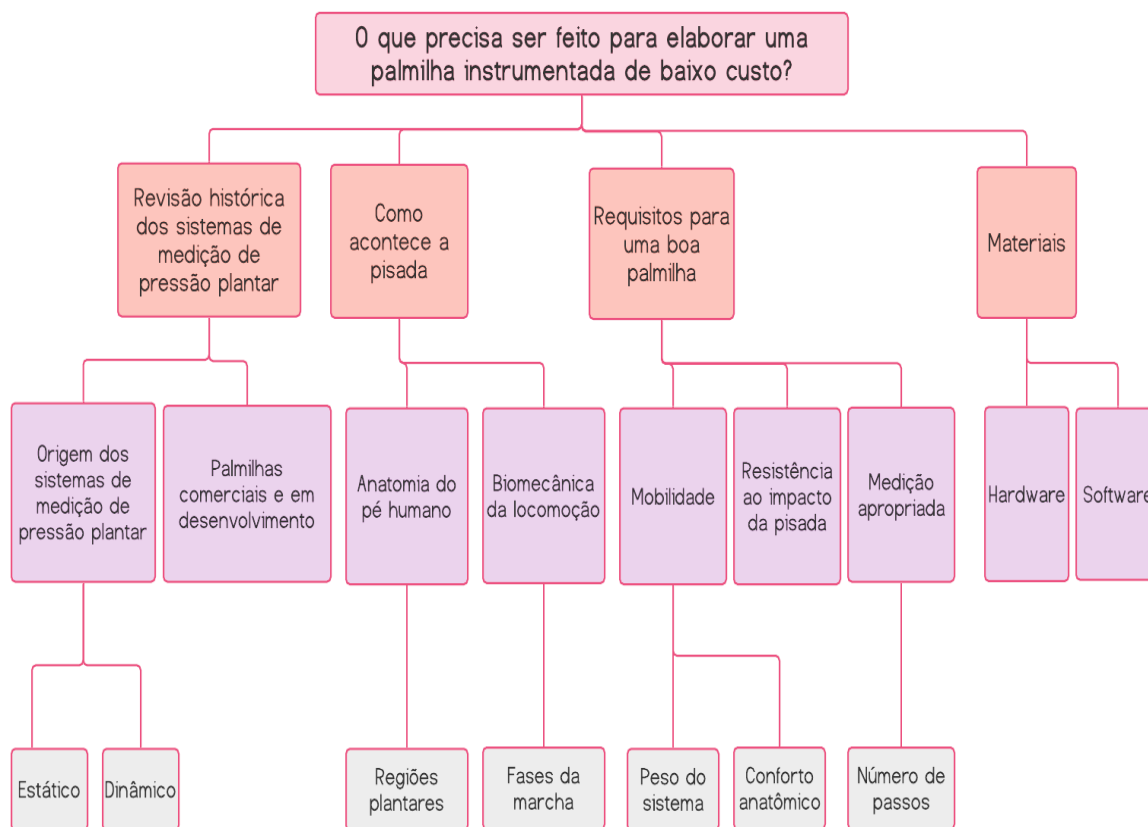
Adiante são listados os objetivos específicos deste trabalho:

- a) Definir os requisitos apropriados para realizar medições satisfatórias;
- b) Elaborar um sistema embutido para aquisição, armazenamento e transmissão dos dados de medição dinâmica de pressão plantar durante o ciclo de marcha;
- c) Desenvolver testes que verifiquem a viabilidade do sistema;

1.2 METODOLOGIA

Uma boa visualização gráfica pode facilitar o entendimento do caminho para elaboração deste projeto. A Figura 1 exibe um mapa mental que foi desenvolvido a fim de descrever a linha de pesquisa bibliográfica e a proposta da palmilha de baixo custo.

Figura 1 – Mapa mental descrevendo o que é necessário para desenvolver uma palmilha instrumentada de baixo custo.



Fonte: Acervo da autora.

Inicialmente, foi observado que seria importante verificar e compreender como se deu a medida da pressão plantar ao longo dos anos. Esse tipo de exame é relativamente recente e muitos sistemas ainda estão em potente desenvolvimento, principalmente os de cunho dinâmico, pois exibem maior dificuldade em obter a precisão que os sistemas estáticos confinados ao laboratório apresentam. Porém, a portabilidade justifica a crescente demanda por aplicações que podem ser utilizadas onde quer que o usuário esteja, trazendo informações pertinentes de acordo com o que ocorre em situações variadas.

Em seguida, o estudo do ciclo de marcha e suas fases, juntamente com a anatomia do pé humano, mostrou-se fundamental para entender as variações que ocorrem na distribuição de pressão plantar ao longo da pisada. A divisão por regiões facilita a compreensão visual dos pontos de pressão e suas intensidades, levando a diversos caminhos de análise, desde classificação do padrão de pisada, correção de postura, nível de fadiga, entre outros.

Por fim, a parte de elaboração da palmilha em si, envolve os requisitos para um bom funcionamento e medição, observando a resistência do sistema e o conforto do usuário, além da definição dos materiais que serão empregados no seu desenvolvimento. O foco desse trabalho se concentrará na parte de hardware do projeto.

1.3 DESCRIÇÃO DOS CAPÍTULOS

O escopo desse trabalho foi organizado de modo que o primeiro capítulo realiza a introdução do projeto tratado; o segundo capítulo fará uma revisão teórica dos conhecimentos pertinentes ao desenvolvimento do dispositivo em questão, a caracterização de conceitos acerca do ciclo de marcha, as tecnologias desenvolvidas para medição da distribuição de pressão plantar até as patologias e avaliações que podem tirar proveito dessas informações, incluindo os parâmetros mais interessantes para os usuários do sistema dinâmico. Além disso, também serão revisados aspectos referentes aos materiais que irão compor a arquitetura do hardware.

O terceiro capítulo se encarrega do projeto eletrônico em si, descrevendo o sistema de sensores que é proposto e trazendo os resultados e discussões provenientes do trabalho, elencando as dificuldades e possibilidades que o projeto trouxe. São feitos testes e medidas para avaliar o comportamento dos sensores. No capítulo seguinte há um breve estudo de viabilidade com a lista dos materiais e o preço final do sistema.

Por fim, o quinto e último capítulo mostra as conclusões, reunindo os aspectos mais importantes tratados e as observações relevantes à proposta da palmilha instrumentada de baixo custo.

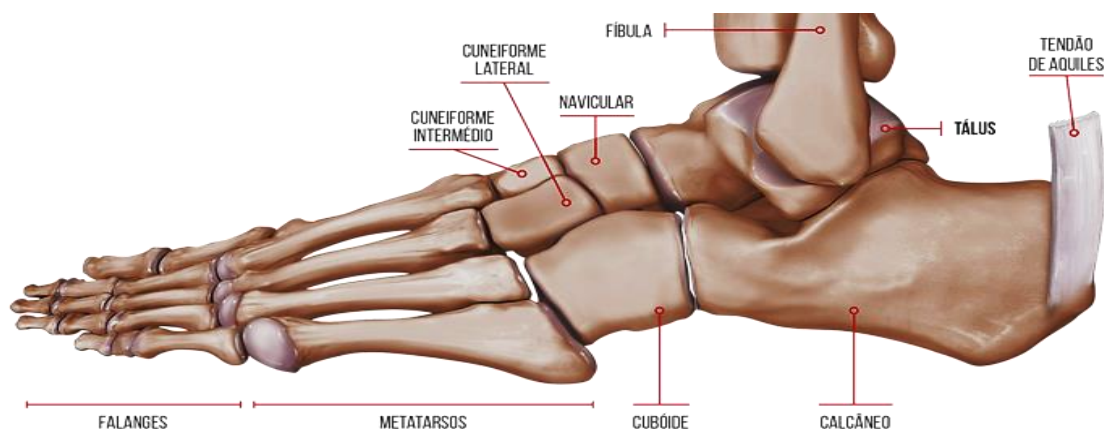
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 O PÉ HUMANO

O pé é a parte distal do membro inferior humano. Ele se caracteriza como uma estrutura anatômica complexa, responsável por promover o suporte do corpo e a locomoção, receber e distribuir cargas, além de ser adaptável a superfície de contato. A região do pé é composta por 26 ossos (7 tarsais, 5 metatarsais e 14 falanges) e são eles que formam uma unidade funcional dividida em três partes (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014):

- Retropé (parte posterior do pé): tálus e calcâneo;
- Mediopé (parte média do pé): navicular, cuboide e cuneiformes;
- Antepé (parte anterior do pé): metatarsais e falanges.

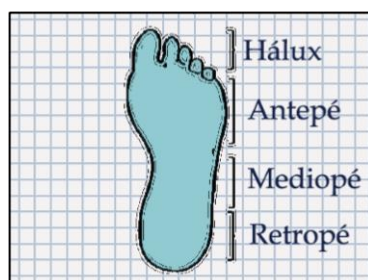
Figura 2 – Estrutura anatômica do conjunto de ossos do pé humano



Fonte: Adaptado de (RUNNING MAG, 2015)

Classifica-se o primeiro dedo como hálux e algumas literaturas o incluem na divisão funcional das regiões, contabilizando um total de quatro (este trabalho adotará essa distribuição) (SHU et al., 2010; VIEIRA et al., 2016). A figura 3 ilustra a divisão funcional descrita.

Figura 3 – Regiões funcionais do pé humano consideradas neste trabalho.



Fonte: Acervo da autora

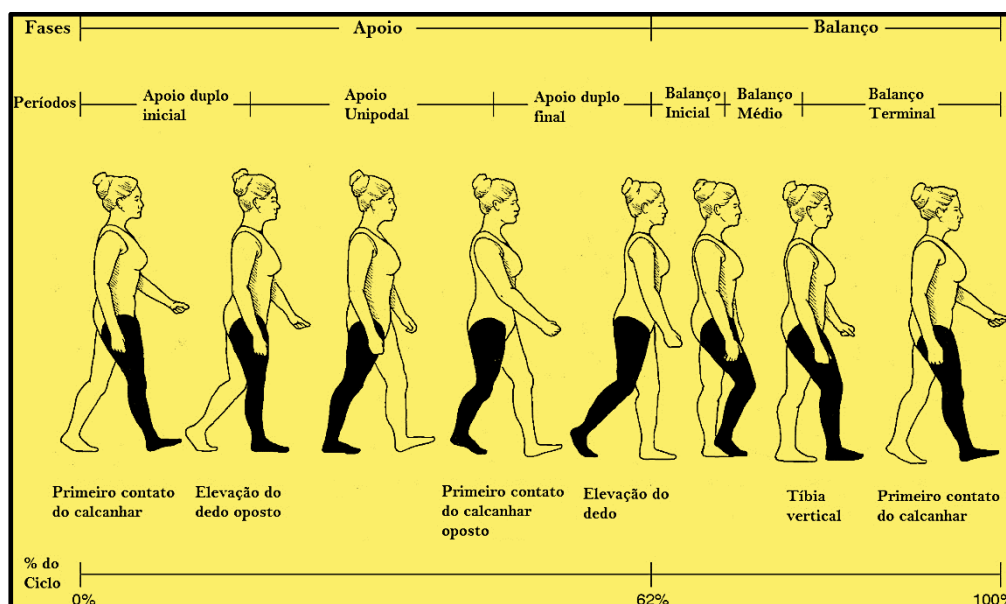
Duas são as posturas de pé em humanos: a plantígrada (todo o pé toca o solo durante a locomoção) e a digitígrada (somente os dedos tocam o solo enquanto o tornozelo e pulso se elevam). O movimento de caminhada geralmente é realizado com a primeira postura (a segunda é extremamente forçosa e mais comum em outras espécies de mamíferos) e se dá em duas fases: balanço e apoio (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; THE EDITORS OF ENCYCLOPAEDIA BRITANNICA, 2019).

2.2 O CICLO DA MARCHA

Dividido em duas fases alternadas, o movimento dos membros inferiores durante a marcha em superfície plana se caracteriza em apenas um ciclo de balanço e apoio por membro. O toque do calcâneo no solo inicia a fase de apoio, nesse momento ele começa a sustentar o peso do corpo (resposta à carga) e finaliza na saída da parte anterior do pé (propulsão), efeito resultante da flexão plantar.

Depois que os dedos saem do solo (propulsão), inicia-se a fase de balanço, finalizada quando o calcanhar toca o solo novamente. A fase de apoio corresponde a cerca de 60% do movimento do ciclo de marcha e a de balanço, 40%. A primeira é mais longa que a segunda, pois começa e termina com períodos menores (cerca de 10% do ciclo cada) de apoio duplo (ambos os pés tocam o solo), à medida que o peso é transferido de um lado para o outro, com um intervalo maior de apoio único intermediário (somente um pé no solo sustenta o peso todo do corpo), enquanto o membro contralateral segue o movimento. No caso da corrida, o período de apoio duplo não ocorre, logo o percentual e o tempo do ciclo de marcha na fase de apoio são menores (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Figura 4 – Fases de apoio e balanço do ciclo da marcha



Fonte: Adaptado de (INSTITUTO FORTIUS, 2015)

O exercício de andar é frequente na rotina do ser humano e é considerado uma das principais habilidades de um indivíduo. Dessa forma, avaliar a caracterização desse movimento é necessário, afinal deseja-se resultados positivos dessa atividade. Para que as circunstâncias da marcha se deem de forma benéfica, aspectos como postura durante o andar, ação muscular dos membros e tensões aplicadas devem ser analisadas e trabalhadas

junto a profissionais, de modo que seja alcançada uma melhora na qualidade de vida das pessoas. Um estudo para levantamento de padrões e características desse movimento mostra-se importante. Uma forma de analisar e qualificar os aspectos da locomoção é o estudo da distribuição de pressão plantar de forma estática ou dinâmica (SANTOS; VIEIRA; STEVAN JR., 2016).

2.3 PRESSÃO PLANTAR

A movimentação humana consiste no contato dos pés com o solo e a reação dessa atividade ocasiona pressões numa certa disposição na região plantar. Esse efeito é chamado de pressão plantar e normalmente não se dá de modo uniforme, seja pela individualidade da pessoa, do calçado que ela veste, do ritmo variável imposto no movimento ou pelas particularidades do terreno (JUNIOR et al., 2018).

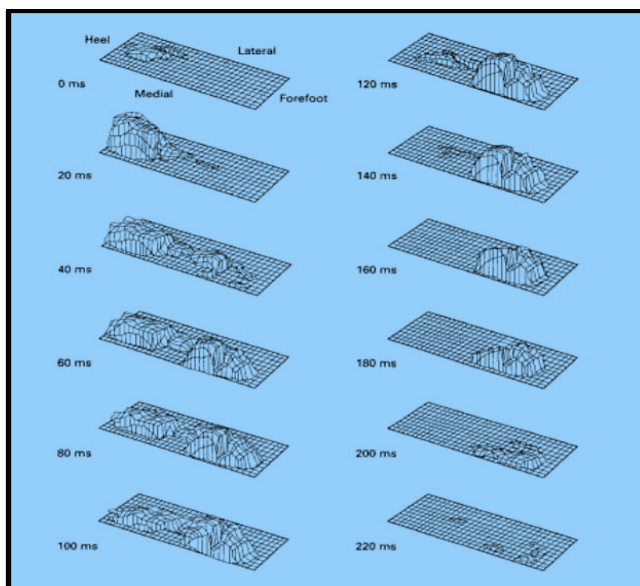
Figura 5 – Representação ilustrativa da locomoção simulando a estrutura óssea humana



Fonte: Adaptado de (LOUGHBOROUGH PHYSIOTHERAPY & SPORTS INJURIES CLINIC, 2018)

A pressão plantar expressa uma caracterização de como as forças são distribuídas sobre o pé humano, além de trazer também informações acerca da estrutura e postura do indivíduo. Com o avanço do tempo, cada vez mais tecnologias foram desenvolvidas em diferentes tipos de sistemas capazes de medir essa distribuição e por ser um tipo de avaliação relativamente recente, muitos equipamentos encontram-se em pesquisa e desenvolvimento (TÁBUAS, 2011; TAN et al., 2015).

Figura 6 – Distribuição tridimensional da pressão plantar de um indivíduo na velocidade de 4 m/s



Fonte: Adaptado de (HAWLEY, 2000)

A técnica da medição da pressão plantar é definida como a tecnologia que faz uso de um instrumento de medição de pressão com a finalidade de fornecer parâmetros mecânicos, geométricos e temporais da pressão plantar exercida em estado estático ou dinâmico. Ao realizar essa análise, avalia-se as características de distribuição e a função de diferentes pressões plantares. Alguns parâmetros merecem destaque, como a força máxima (força máxima de reação do solo que a região plantar ou a sola resistem em direção perpendicular) e o pico de pressão (pressão máxima de todos os pontos da sola). Os pés suportam o peso todo do corpo e a força de impacto das variações de postura do indivíduo. A força de ação contrária do solo pode ser reduzida alterando o formato da sola do calçado, assim, é possível ajustar a distribuição da pressão no pé (QIU; GU, 2011).

2.3.1 TÉCNICAS DE MEDIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Para examinar as áreas do pé em que as forças são concentradas durante a fase de apoio, por exemplo, são necessárias informações sobre a distribuição da pressão sobre a superfície de contato, a fim de aprimorar o design do tênis de corrida. Os dispositivos que medem a pressão plantar consistem em um conjunto de transdutores de força com uma

pequena área de contato sobre a qual a pressão média para essa área é calculada (lembrando, $\text{pressão} = \text{força} / \text{área}$). A região plantar pode ser então dividida em subáreas e sensores individuais se responsabilizam por medir as pressões correspondentes, configurando assim uma distribuição. Essa abordagem traz alguns problemas, tais como a escolha dos locais apropriados, a quantidade e o movimento dos sensores durante a atividade em estudo. A avaliação da pressão plantar pode ser feita de forma estática ou dinâmica. Essas duas abordagens são amplamente classificadas em métodos de plataforma e sistemas internos *in-shoe*, respectivamente (BARTLETT, 2014).

Figura 7 – Palmilha instrumentada e plataforma de pressões



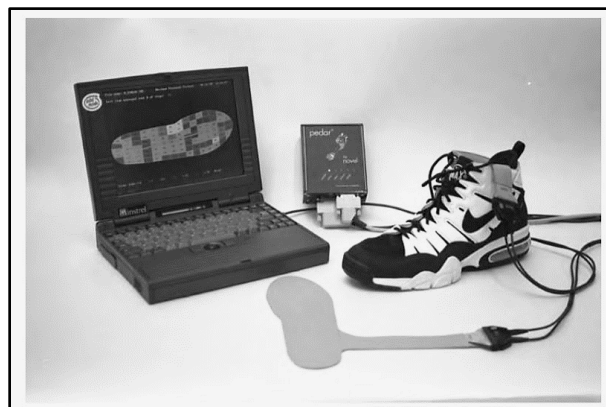
Fonte: Adaptado de (TÁBUAS, 2011)

Os métodos de plataforma costumam proceder de modo que o indivíduo siga um caminho designado com sensores de pressão embutidos, limitando a avaliação ao ambiente de controle do laboratório. Essa característica da medida estática faz com que se obtenha resultados mais precisos, porém eles nem sempre refletem o que se presencia nas atividades de rotina da pessoa, uma vez que elas podem apresentar diversas variações (ritmo de caminhada, escolha do calçado, deformidades no solo) (TAN et al., 2015).

Os sistemas *in-shoe* contam com sensores dentro da base do calçado ou como vem se popularizando, nas palmilhas. Palmilhas instrumentadas permitem uma liberdade bem maior para as medidas, uma vez que são portáteis e podem ser inseridas em diversos sapatos, avaliando assim as condições para uma situação específica que se queira.

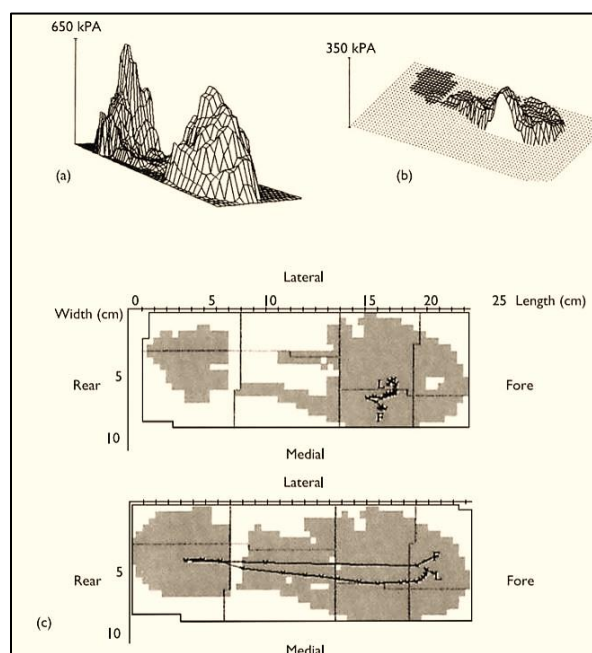
Um dos primeiros sistemas a se consolidar como boa alternativa para a avaliação dinâmica da pressão plantar trata-se do Pedar, que oferece várias maneiras de monitorar as cargas locais entre o pé e o calçado, podendo ser conectado a um PC via cabo de fibra ótica ou USB (além da opção *bluetooth* ou armazenamento dos dados em cartão SD). É possível adquirir diferentes níveis de software de medida, otimizando a escolha para a aplicação desejada. Todos esses recursos tornam o dispositivo atraente, mas seu custo é altamente elevado e o acesso incomum (BARTLETT, 2014).

Figura 8 – sistema Pedar



Fonte: Adaptado de (BARTLETT, 2014)

Figura 9 – Exibição de dados da palmilha Pedar: distribuição tridimensional (a) dos picos de pressão, (b) distribuição da pressão em uma amostra de tempo, (c) caminho dos centros de pressão



Fonte: Adaptado de (BARTLETT, 2014)

Atualmente, há mais opções comerciais e novos projetos em desenvolvimento. Fatores como a miniaturização dos sensores, o consumo de energia e o custo comprometem a viabilidade de bons dispositivos *in-shoe*. Além disso, a espessura e peso da palmilha podem interferir na distribuição da pressão. A espessura é uma variável importante para durabilidade dos sensores, quanto maior mais durável, porém aumentam os danos mecânicos e a interferência (TÁBUAS, 2011; BARTLETT, 2014). A seguir, alguns exemplos de equipamentos *in-shoe* e seus recursos:

-RUNVI: Desenvolvida em Berlim desde 2015 e autointitulada como um “treinador digital”, é um dispositivo *wearable* e conta com um aplicativo em IOS para monitorar a pressão plantar e vários parâmetros relacionados. Ela possui 30 sensores de pressão, 2 acelerômetros e um medidor de energia que envia feedback da corrida.

Figura 10 – Características do projeto da *smart insole* Runvi



Fonte: Adaptado de (KICKSTARTER, 2018)

A inteligência artificial da Runvi fornece instruções personalizadas para otimizar a marcha, observando se há perigo de fadiga ou lesão. Também é feito o armazenamento dos dados via Bluetooth, para que o histórico seja acompanhado. A palmilha fica em modo de suspensão até que o acelerômetro detecte movimento, o que auxilia na duração da bateria (RUNVI, 2019).

-MOTICON: A Moticon SCIENCE é consolidada como um produto de bom desempenho. Ela analisa a marcha e movimento, sendo uma solução voltada para pesquisa clínica e esporte. O dispositivo é sem fio e os dados podem ser analisados via software ou aplicativo próprio, medindo pressão, forças, equilíbrio, temperatura e padrões de movimento no pé humano.

Figura 11 – Características da *smart insole* Moticon SCIENCE

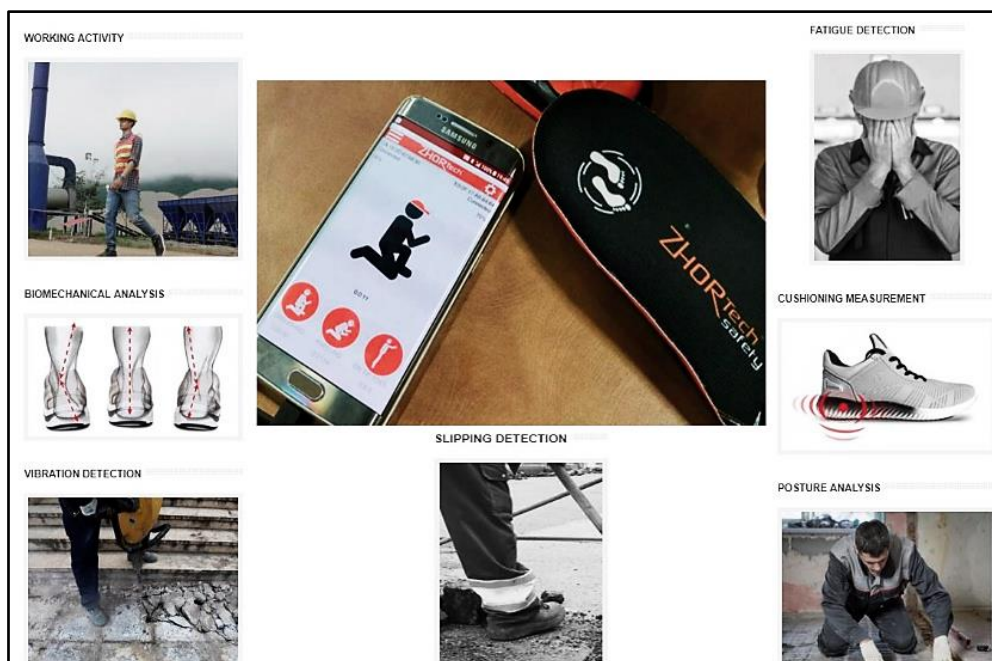


Fonte: Adaptado de (MOTICON, 2019)

As palmilhas ultrafinas do sensor SCIENCE podem operar completamente independentes (armazenando os dados em um USB) ou transmitir os dados em tempo real para um PC ou smartphone (MOTICON, 2019).

-SAFETY: Apresentada na feira profissional CES (*Consumer Electronics Show*) 2018, a palmilha inteligente Safety é um projeto desenvolvido pela empresa Zhor Tech. Integrada ao smartphone, o dispositivo analisa hábitos diários e dados do usuário tais como sua postura e nível de cansaço, oferecendo essas informações via aplicativo. Ela foi planejada especialmente para trabalhadores que possuem rotinas com alta demanda de esforço físico, tais como os funcionários do setor de construção civil (traz recursos como detecção de tremores próximos da área onde o usuário se encontra ou notifica caso ele tenha sofrido uma queda, enviando um alerta para o supervisor). A Safety ainda avalia o nível de fadiga e a postura, que podem ser lidos através da distribuição de peso do indivíduo ao longo das atividades, permitindo a correção da marcha e da postura. Atualmente, os planos são de venda apenas para ambientes de trabalho (OLHAR DIGITAL, 2018; ZHOR TECH, 2019).

Figura 12 – Características da *smart insole* Safety

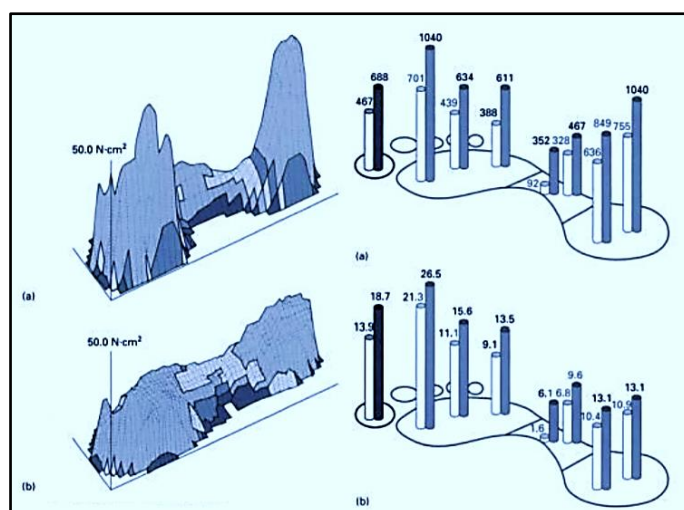


Fonte: Adaptado de (OLHAR DIGITAL, 2018; ZHOR TECH, 2019)

2.3.2 APLICAÇÕES DA MEDIDA DE PRESSÃO PLANTAR

A medição da pressão plantar pode render diversas aplicações e o uso de calçados exerce uma função importante: reduzir a pressão sobre o pé (HAWLEY,2000). A figura 13 mostra uma comparação da distribuição para o caso descalço e calçado.

Figura 13 – (a) distribuição da pressão plantar de um indivíduo correndo descalço; (b) redução em cerca de 50% da pressão quando ele corre calçado



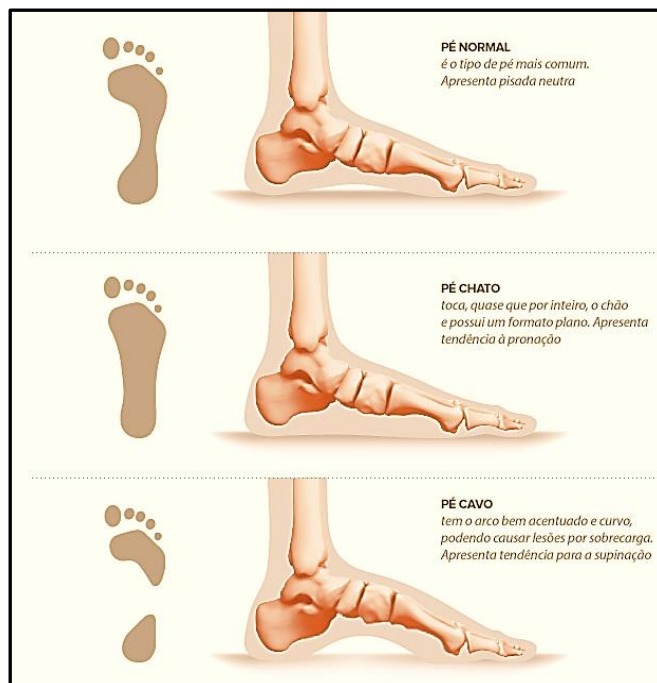
Fonte: Adaptado de (HAWLEY,2000)

Uma das utilidades mais conhecidas da avaliação da pressão plantar é a determinação de padrões de movimento e observação de condições anatômicas, tais como tipo de pisada, padrão de pisada, tipo de pé, entre outras. A correta identificação desses parâmetros permite que sejam geradas soluções adequadas para prevenção e melhoria de diversos problemas de saúde (MANN et al., 2016; VIEIRA et al., 2016).

A ortopedia classifica 3 tipos de pés: normal, plano e cavo. O pé normal é o mais comum, neste a carga é distribuída da forma mais equilibrada. O pé plano ou pé chato, possui um formato reto e toca praticamente por inteiro o solo. Já o pé cavo possui um

arco bem acentuado e curvado, de modo que a planta do pé quase não toca o solo (TÁBUAS, 2011; VIEIRA et al., 2016).

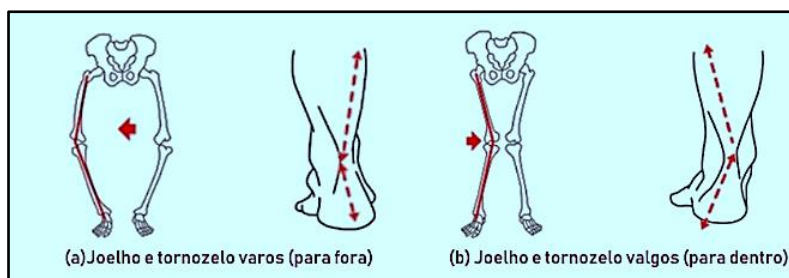
Figura 14 – Tipos de pés: normal, plano, cavo



Fonte: Adaptado de (EU ATLETA, 2019)

Os tipos cavo e chato possuem uma tendência maior em causar certas lesões. O pé cavo pisa em dois apoios (calcâneo e antepé) e tende a desenvolver dores nessas regiões e tendinites na lateral. O pé chato normalmente ocasiona tendinite do lado de dentro do tendão tibial e pode gerar a barra óssea (deformação que bloqueia a flexibilidade dos pés). A disposição dos joelhos influencia também a pisada, existem dois tipos de desalinhamento: o joelho varo e o joelho valgo. O joelho varo exibe um arqueamento das pernas, de modo que ocorre projeção das articulações para fora. O joelho valgo apresenta uma aproximação das articulações e afastamento dos pés (pernas para dentro). O caso mais natural é o alinhamento neutro, no qual as forças de cada pisada são aplicadas igualmente, de modo que nenhum lado do pé sofre sobrecarga.

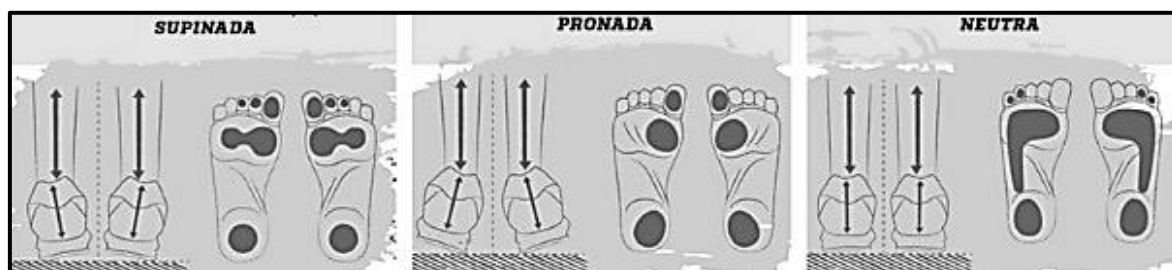
Figura 15 – Tipos de desalinhamento de joelhos: (a) varo; (b) valgo



Fonte: Adaptado de (PÉS SEM DOR, 2015)

O tipo de alinhamento tem papel importante na pisada do indivíduo. A literatura costuma usar 3 classificações básicas (que podem apresentar alterações para um maior detalhamento da estrutura anatômica). A pisada neutra é a ideal, pois representa um padrão sem grandes movimentos para dentro ou para fora. O alinhamento varo é ligado a pisada para fora, caracterizando a pisada supinada. Já no alinhamento valgo a pisada é para dentro, de modo que temos a pisada pronada. O problema em questão é o excesso de supinação e pronação na marcha, pois isso acarreta um mal amortecimento dos impactos sobre o pé e o deixa vulnerável a dores e lesões variadas. Normalmente, os erros na pisada se devem a alterações anatômicas que levam a pressões indevidas na parte interna ou externa do pé, o que pode causar condições como fascite plantar, canelite, entre outras.

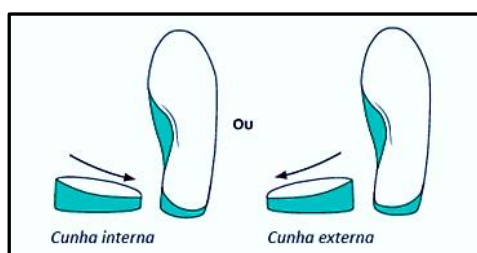
Figura 16 – Tipos básicos de pisada e distribuição de pressão em cada caso



Fonte: Adaptado de (ATIVO, 2019)

Uma vez descoberta o tipo de pisada e averiguada uma necessidade de correção, é possível reparar o desvio com o uso de palmilhas sob medida. No caso pronado, a palmilha possui uma elevação na parte interna do calcanhar e no caso supinado, a elevação é feita de forma a jogar o pé para dentro. Também é possível incluir uma adaptação para o tipo de pé através de um suporte de arco plantar, para corrigir um pé plano, por exemplo.

Figura 17 – Palmilhas para correção de pisada pronada ou supinada



Fonte: Adaptado de (PÉS SEM DOR, 2015)

Além de detectar esses padrões básicos anatômicos e de movimento, a medida da distribuição de pressão plantar possui aplicações em diversos estudos nas áreas de medicina, sendo um artifício para pesquisa de patologias (JUNIOR et al., 2018).

É possível identificar deformidades plantares como também verificar a influência de certos tratamentos e cirurgias. Por exemplo, a contribuição da disfunção muscular dos membros inferiores na alteração da distribuição da pressão plantar e consequente ulceração do pé em diabéticos. Cerca de 347 milhões de pessoas em todo o mundo são diagnosticadas com diabetes e a prevenção eficaz de úlceras nos pés pode ser alcançada com o uso do calçado adequado, principalmente para os que apresentam fatores de risco como neuropatia, doença vascular periférica, deformidades do pé, entre outros. No geral, 50%-86% das amputações de membros inferiores em pacientes com diabetes são precedidas por úlceras nos pés que são frequentemente causadas por calçados mal ajustados (TÁBUAS, 2011; TANG et al., 2014).

Figura 18 – Áreas de risco para úlceras em pés diabéticos



Fonte: Adaptado de (ESPAÇO DIABETES, 2014)

Um calçado terapêutico, portanto, age redistribuindo a pressão plantar a fim de aliviar as regiões com risco de ulceração. Usando o sistema Pedar para avaliar a pressão plantar de forma dinâmica em 30 pacientes diabéticos, Arts e Bus (2011) verificaram que são necessários em média 12 passos para obter dados válidos e confiáveis para fabricar sapatos sob medida adequados para diabéticos. Além do tratamento da condição do pé diabético, pode-se estudar a influência da obesidade isolada e associada ao processo de sarcopenia em mulheres pós-menopausa, as variações na distribuição de pressão plantar após tratamento de reconstrução da articulação do tornozelo com artrite, a comparação de dados entre indivíduos saudáveis, pacientes ou algum grupo de controle (entre os gêneros, diferentes faixas etárias, obesos e obesos após cirurgia bariátrica), dentre tantas outras aplicações que tenham ligação com a região do membro inferior (TÁBUAS, 2011).

2.4 TEORIA DE HARDWARE

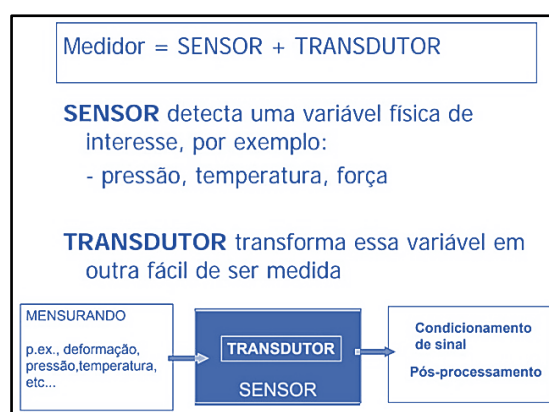
O hardware do sistema possui três módulos. O primeiro módulo é formado pelos sensores analógicos responsáveis pela medição dinâmica da pressão plantar, o segundo módulo é um condicionamento do sinal para que eles sejam enviados adequadamente para o terceiro módulo, que se trata de um microcontrolador encarregado de realizar a conversão dos dados analógicos para digitais e transmitir as informações obtidas.

2.4.1 OS SENSORES E TRANSDUTORES

A instrumentação biomédica voltada para o esporte utiliza em sua grande maioria sistemas baseados em transdutores condutivos, capacitivos e piezoelétricos. Esse dispositivo é um tipo de sistema que transforma duas formas de energia a fim de obter medidas (BOLTON, 2009; BARTLETT, 2014).

O termo sensor deve ser distinguido do transdutor. Este último é um conversor de qualquer tipo de energia ou propriedade para outro tipo de energia ou propriedade, enquanto o primeiro converte-o em sinal elétrico. Um exemplo que evidencia essa diferença é um auto-falante que converte sinal elétrico em um campo magnético variável e depois em ondas acústicas. Essa ação não tem a ver com sensoriamento ou percepção. Além disso, transdutores também podem ser atuadores, o que seria o oposto do sensor, uma vez que ele converte sinal elétrico em energia normalmente não-elétrica (como um motor elétrico, por exemplo) (FRADEN, 2016).

Figura 19 – Esquema de composição do medidor



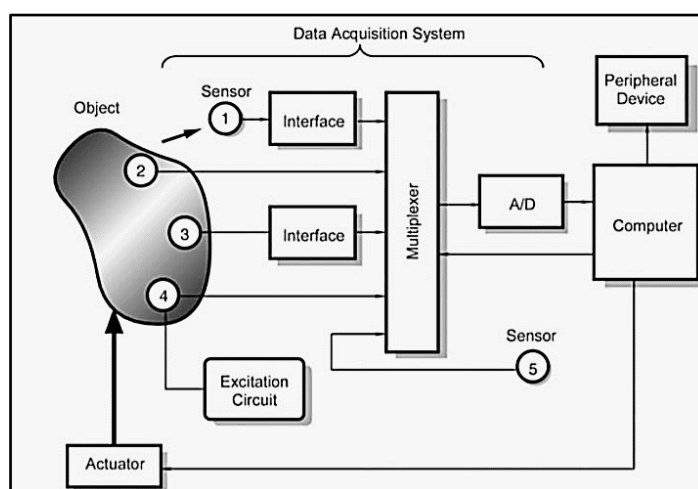
Fonte: Acervo da autora

Existem dois tipos de sensores: diretos e híbridos. O direto converte um estímulo em um sinal elétrico ou modifica um sinal elétrico fornecido externamente, enquanto um

sensor híbrido também precisa de um ou mais transdutores antes que um sensor direto possa ser empregado para gerar uma saída elétrica. Um sensor não funciona sozinho, é sempre parte de um sistema maior que pode incorporar muitos outros detectores, condicionadores de sinal, processadores, dispositivos de memória, gravadores de dados e atuadores. Pode ser posicionado na entrada de um dispositivo para perceber os efeitos externos e informar o sistema sobre variações nos estímulos externos ou pode ser uma parte interna que monitore o estado dos dispositivos para causar o desempenho adequado.

Um sensor é sempre parte de algum tipo de sistema de aquisição de dados. Para ilustrar o lugar dos sensores em um sistema maior, a figura 20 mostra um diagrama de blocos de um dispositivo de aquisição e controle de dados. Qualquer objeto material pode se tornar interesse de algum tipo de medição ou controle (FRADEN, 2016).

Figura 20 – Posições dos sensores em um sistema de aquisição de dados: o sensor 1 é sem contato, os sensores 2 e 3 são passivos, o sensor 4 é ativo e o sensor 5 é interno ao sistema.



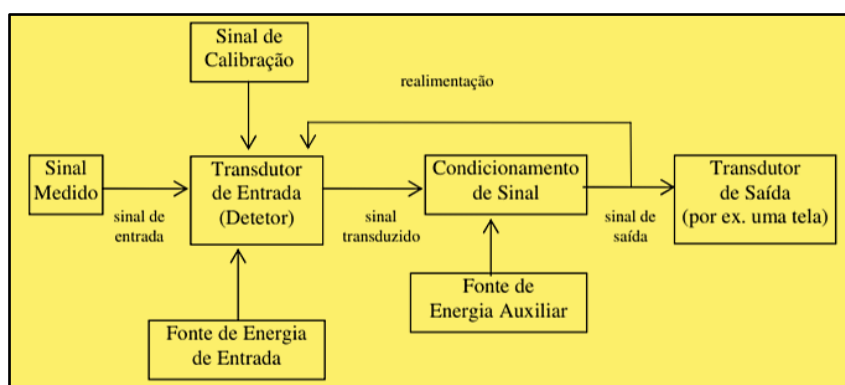
Fonte: Adaptado de (FRADEN, 2016)

Sensores analógicos normalmente fornecem uma tensão proporcional ao estímulo medido e esse sinal pode ser convertido para digital através de um conversor A/D antes do processamento. A conversão do sinal analógico em digital segue uma sequência de 4 passos: amostragem, retenção (*sample-and-hold*), quantificação e codificação. Além

disso, antes do conversor existe uma sequência de processos de condicionamento do sinal, tais como amplificação, filtragem e multiplexação. (WEBSTER, 2011; DU, 2015).

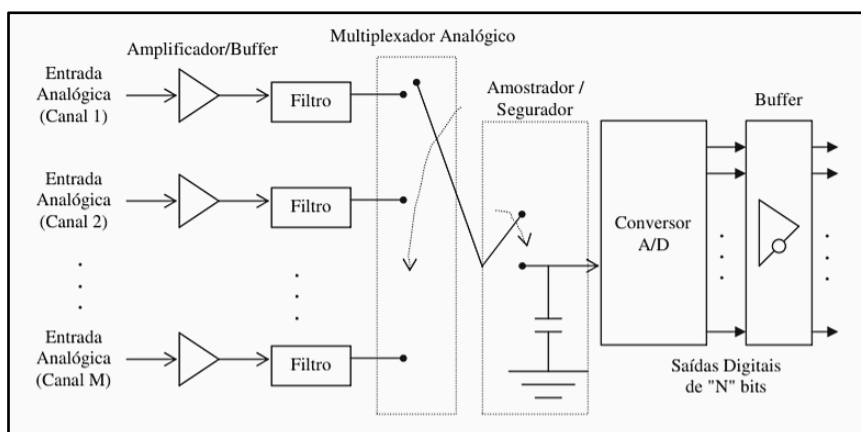
Do ponto de vista da instrumentação biomédica, é possível resumir um sistema de medição conforme é exibido na figura 21. Já na figura 22 é possível ver um esquema dos processos envolvidos para o tratamento do sinal antes da conversão A/D.

Figura 21 – Representação em blocos de um sistema de medição biomédica



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2011)

Figura 22 – Esquema de condicionamento de sinal analógico antes da conversão A/D



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2011)

2.4.2 PRESSÃO E SENSORES APROPRIADOS PARA PALMILHAS

A pressão P pode ser definida como:

$$P = \frac{dF}{dA} \quad \text{Eq.1}$$

Em que F é força exercida perpendicularmente em uma área de unidade A de uma superfície limitada. Como segue da equação 1, a pressão é distribuída por força sobre a área. No Sistema Internacional, a unidade de pressão é o Pascal: $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$, ou seja, a força de newton uniformemente distribuída em um metro quadrado de superfície (FRADEN, 2016).

Um sensor de pressão é complexo, pois mais de um passo da conversão de energia é necessário antes que a pressão possa ser exibida como um sinal elétrico resultante. O funcionamento de muitos sensores de pressão é baseado na conversão de um resultado do esforço de pressão em um elemento sensível com uma área superficial definida. Desse modo, uma medição de pressão pode ser resumida em uma medida de uma deformação ou deslocamento resultante da aplicação de uma força. Segundo a literatura, a maioria das palmilhas instrumentadas faz uso de sensores piezoresistivos, capacitivos ou piezoelétricos para medir a distribuição de pressão (FRADEN, 2016; JUNIOR et al., 2018).

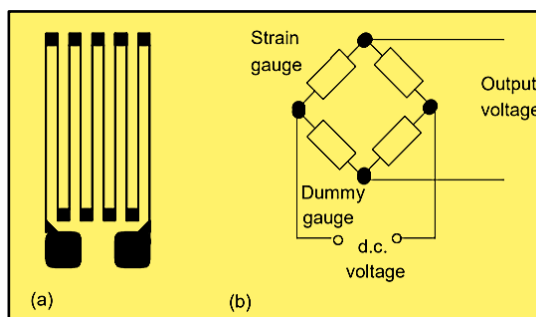
Normalmente, os sensores de pressão são tipos de fole (forma de sanfonas que possuem molas internas) e diafragma (disco fino de metal ou plástico fixado em suas bordas). Quando há diferença de pressão entre os lados do diafragma, seu centro desvia e esse valor se relaciona com a quantidade de deflexão (que pode ser detectada por medidores de tensão acoplados) ou por uma mudança na capacitância entre ele e uma placa fixa paralela ou usando a deflexão para apertar um cristal piezoelétrico (BOLTON, 2009).

-Sensores piezoresistivos: O efeito piezoresistivo é a mudança da resistência elétrica em resposta ao estresse ou à deformação do material. Um resistor sensível a tensão/deformação (*strain gauge*) pode ser incorporado a uma estrutura mecânica, de modo que ao calcular a mudança de resistência e a quantidade de deformação, é possível obter uma relação. A sensibilidade G de um elemento piezoresistivo é quantificada como “fator de medida” (*gauge factor*), definido como a variação relativa na resistência por unidade de tensão ε (BOLTON, 2009)

$$G \times \varepsilon = \frac{\Delta r}{r} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta\left(\frac{l}{a}\right)}{\frac{l}{a}} \quad \text{Eq.2}$$

Onde ρ é a resistividade específica, l é o comprimento e a é uma área de seção transversal do resistor de detecção. Uma mudança na resistividade é proporcional ao estresse aplicado e, subsequentemente, à pressão aplicada. Para metais, o fator G é aproximadamente 2 e para semicondutores é 100. A mudança na resistência do *strain gauge*, quando sujeita a tensão, é geralmente convertida em um sinal de tensão pelo uso de uma ponte de Wheatstone. Um problema que ocorre é que a resistência do medidor de tensão também muda com a temperatura e, portanto, alguns meios de compensação de temperatura têm que ser usados para que a saída da ponte seja apenas uma função da deformação (BOLTON, 2009; FRADEN, 2016).

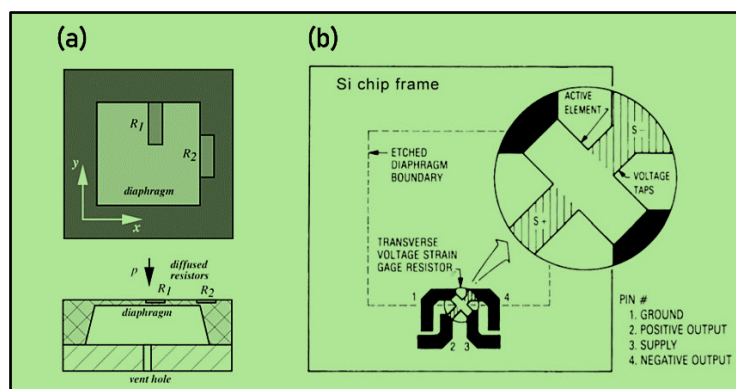
Figura 23 – (a) *strain gauge*; (b) ponte de Wheatstone com compensação para mudanças de temperatura



Fonte: adaptado de (BOLTON, 2009)

Um sensor de pressão (figura 24.a) requer um detector de deflexão e um componente flexível (com uma área sobre a qual a força é distribuída). O silício é um material que apresenta boa resposta para esse tipo de dispositivo, que consiste num diafragma com área A (como material flexível) e os resistores piezoresistivos. A saída do circuito é da ordem de centenas de milivolts e requer um condicionador de sinal. Outra abordagem foi usada no chip do sensor de pressão Motorola MPX (figura 24.b), onde o elemento piezoresistivo é implantado em um diafragma de silício fino. A corrente de excitação passa longitudinalmente através dos pontos 1 e 3, enquanto a pressão é aplicada em um ângulo reto no diafragma. O estresse estabelece um campo elétrico transversal que é detectado como voltagem em 2 e 4. O uso deste elemento elimina combinar de perto as quatro tensões e resistências sensíveis à temperatura que formam uma ponte de Wheatstone, simplificando os circuitos adicionais de calibração e compensação de temperatura (DU, 2015; FRADEN, 2016).

Figura 24 – (a) posição dos piezoresistores no diafragma de silicone; (b) elemento piezoresistivo descompensado do sensor de pressão Motorola MPX

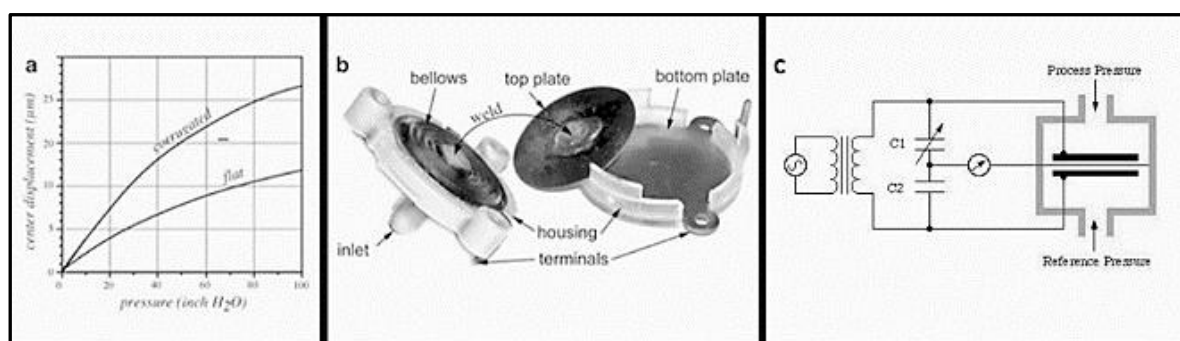


Fonte: Adaptado de (FRADEN, 2016)

-Sensores capacitivos: Um diafragma também pode ser usado com um sensor capacitivo. Neste, seu deslocamento modula a capacitância em relação a placa de referência e esse tipo de sensor é especialmente eficaz para medir baixas pressões. Todo o sistema pode ser fabricado a partir de uma peça sólida de silício, maximizando sua estabilidade operacional. O diafragma capacitivo pode ser desenhado para produzir até 25% de

variação de capacitância em uma faixa completa e ser protegido da sobrepressão incluindo paradas mecânicas próximas a cada lado. A mesma estratégia não é eficiente para piezoresistivos, que possuem geralmente pressão de ruptura não superior a dez vezes a classificação em escala total, enquanto os capacitivos com proteção podem lidar com mil vezes a pressão nominal total. Isto se mostra importante para aplicações de baixa pressão, onde podem ocorrer picos relativamente altos ocasionalmente. Uma desvantagem desse sensor é a baixa estabilidade de temperatura, limitando seu uso à condição ambiente (FRADEN, 2016).

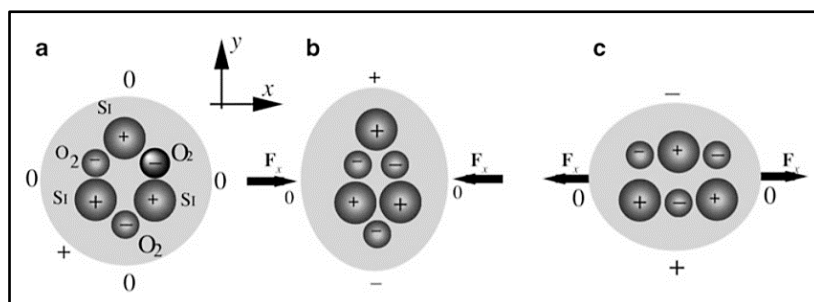
Figura 25 – (a) Deflexão central de diafragmas planos e corrugados dos mesmos tamanhos sob tensões de tração na placa; (b) Sensor de pressão desmontado para monitor de pressão arterial; (c) circuito interno de um sensor capacitivo de pressão



Fonte: Adaptado de (RAZAK, 2012; FRADEN, 2016)

-Sensores piezoelétricos: São caracterizados por apresentar uma alteração de carga elétrica proporcional a direção em que o estresse mecânico foi aplicado, assim como o contrário ocorre, a aplicação de um campo elétrico acarreta uma deformação proporcional. É recorrente o uso como sensor dinâmico de força, pressão, vibração, toque, entre outros. Quando um cristal piezoelétrico é espremido, existe um deslocamento relativo de cargas positivas e negativas dentro do cristal e as superfícies externas ficam carregadas, aparecendo uma diferença de potencial (BOLTON, 2009; VIEIRA et al., 2016).

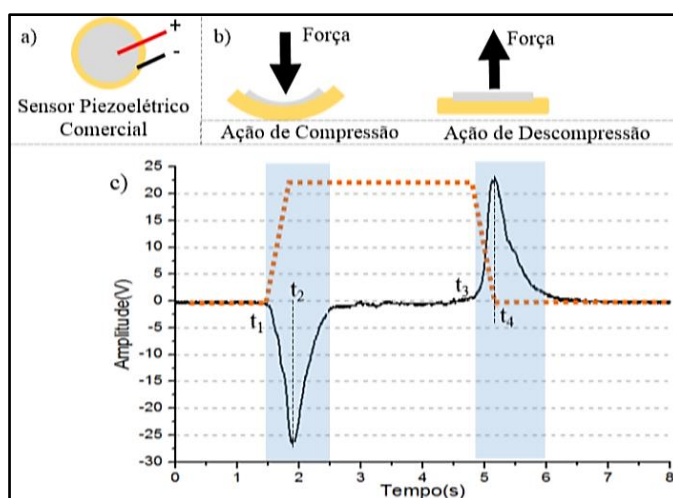
Figura 26 – Efeito piezoelétrico em um cristal de quartzo



Fonte: Adaptado de (FRADEN, 2016)

A figura 27 exibe o sensor piezoelétrico comercial e seu sinal de acordo com a ação do movimento. A força é aplicada de t_1 a t_2 e provoca um pico de tensão. Caso essa força seja mantida, o sinal volta ao valor de repouso (entre t_2 e t_3). Quando para a aplicação da força em t_3 , ocorre uma resposta de amplitude oposta em t_4 , um pico abrupto, com o sistema voltando ao repouso em seguida (após t_4). Para forças estáticas o sistema segue na tensão de repouso, porém em diferenças de forças há a mudança no valor de tensão. Assim, a resposta do piezoelétrico acontece de modo dinâmico e só pode ser usado em sistemas de medição desse tipo (VIEIRA et al., 2016).

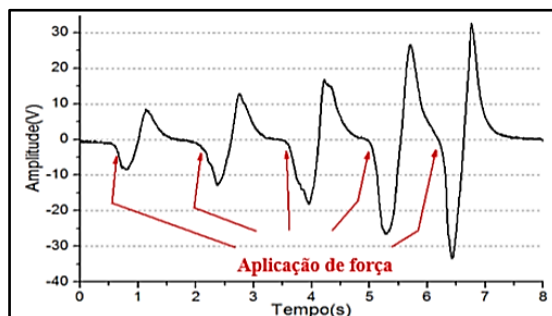
Figura 27 – (a) Sensor piezoelétrico comercial; (b) ações impostas; (c) resposta elétrica



Fonte: Adaptado de (VIEIRA et al., 2016)

A Figura 28 exibe uma aquisição de sinais resultantes de um sensor piezoelétrico de 15 mm através de um osciloscópio. Foram aplicados impulsos crescentes de força usando um material de apoio, com o sensor inserido na parte inferior do material. Foi possível concluir que a tensão resultante do sensor é dependente da força e quanto menor a força, menor a amplitude da tensão (assim como o contrário). Além disso, de acordo com o valor da força, a amplitude pode atingir altos valores, por isso é necessário um condicionamento do sinal.

Figura 28 - Sinal obtido de um sensor piezoelétrico de 15mm em função da aplicação de impulsos



Fonte: Adaptado de (VIEIRA et al., 2016)

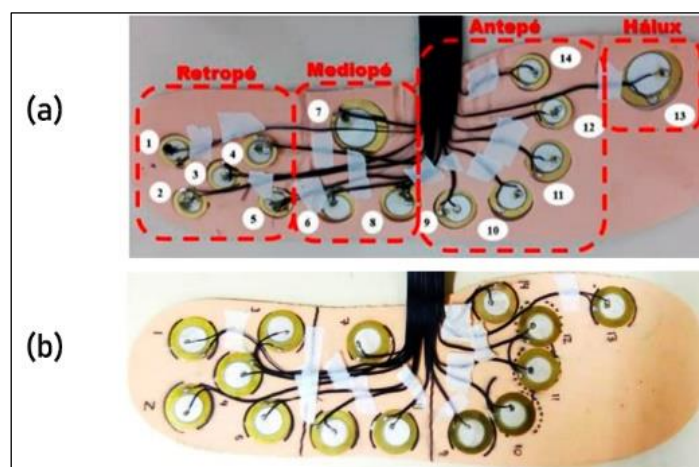
Em resumo, as vantagens do sensor piezoelétrico para medir pressão são o tempo rápido de resposta, seu tamanho pequeno, a faixa de pressões medidas (de 0.7 kPa a 70 MPa) e sua boa aplicação para medições dinâmicas. Por esses fatores e seu baixo custo comercial, foi o escolhido para detecção da distribuição de pressão plantar neste projeto.

2.4.3 POSIÇÃO DOS SENSORES E CRITÉRIOS DA PALMILHA INSTRUMENTADA

Não há uma concordância em relação ao posicionamento dos sensores em sistemas *in-shoe*, as pesquisas e aplicações procuram distribuir de forma suficiente entre as regiões do pé (figura 3) a quantidade de sensores adequada para as análises que se

queira fazer. Por exemplo, na região do retropé, para medição apenas da pressão, um único ponto que cubra essa área é necessário, já para verificar o tipo de pisada (neutra, supinada ou pronada) são necessários pelo menos dois pontos e assim para todas regiões plantares. Vieira et al. (2016) determinou uma distribuição tal que foram considerados quatro tipos de pisada: supinador (em que a pisada é para fora, forçando a parte externa do pé), neutra, pronador (em que a pisada é deslocada para dentro, forçando a parte interna do pé) e pronador acentuado (intensificação do pronador, onde a pisada também é torta para dentro, com maior ângulo de deformação). Foram colocados 14 sensores: 5 no retropé, 3 no mediopé, 5 no antepé e 1 no hálux (figura 29).

Figura 29 - Palmilha instrumentada com a identificação dos sensores e regiões plantares, sistema desenvolvido por (a) Vieira et al. (2016); (b) Junior et al. (2018)



Fonte: Adaptado de (VIEIRA et al., 2016; JUNIOR et al., 2018)

Analisando essa geometria é possível notar a função de alguns sensores de acordo com a sua localização. O sensor 7, por exemplo, pode detectar o pé chato (plano), já os sensores 6 e 8 medem a intensidade de pés pronados ou supinados e os sensores 1,2,4 e 5 são usados para medições de pisadas tortas com o calcanhar, entre outras. Cada sensor verifica a intensidade da pressão plantar em sua região, definindo a característica de pisada da pessoa (VIEIRA et al., 2016; JUNIOR et al., 2018).

A medição em tempo real dos parâmetros naturais da marcha requer que os sensores sejam móveis, sem restrições, possam ser colocados na sola do sapato e possam ser amostrados efetivamente no ambiente alvo. Os principais requisitos de tais sensores são os seguintes (RAZAK, 2012):

-Mobilidade: Para que um sensor seja móvel, ele deve ser leve e de tamanho geral pequeno, o dispositivo de montagem de sapato sugerido deve ser de 300 g ou menos.

-Cabeamento limitado: Um sistema plantar deve ter uma fiação limitada para garantir uma marcha confortável, segura e natural.

-Baixo custo: Para se beneficiar de componentes eletrônicos produzidos em massa e de baixo custo.

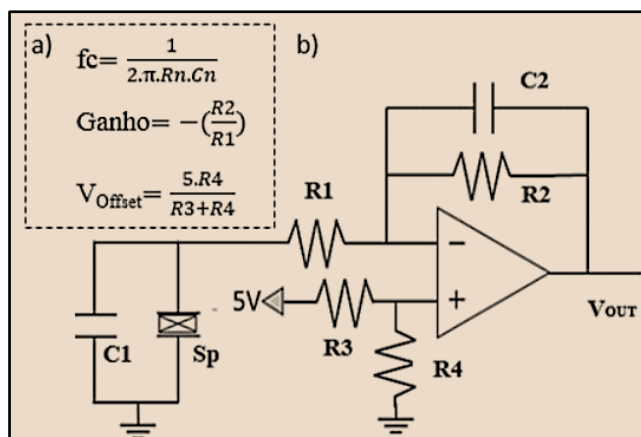
-Baixo consumo de Energia: Deve exibir baixo consumo de energia de forma que a energia de uma pequena bateria seja suficiente para coletar e registrar os dados necessários.

2.4.4 CONDICIONAMENTO DO SINAL ELÉTRICO DO SENSOR

Os sensores piezoelétricos possuem alta impedância e dependendo da força executada o sinal elétrico pode assumir altas amplitudes, como pode ser visto nas figuras 27 e 28. Logo, é necessário um condicionamento desse sinal analógico para enquadrá-lo na faixa de leitura do microcontrolador. Uma solução interessante é usar um amplificador de carga que realize uma atenuação do valor da tensão e este sistema proposto atua como um filtro passa-faixa ativo. Cerca de 99% das componentes de força de caminhada possuem frequência abaixo de 15 Hz, então essa é uma boa aproximação para frequência de corte superior (RAZAK, 2012; VIEIRA et al., 2016; JUNIOR et al., 2018).

Na figura 30.a são vistas algumas relações matemáticas características do amplificador de carga sugerido e a figura 30.b exibe o diagrama do sistema.

Figura 30 – (a) equações do condicionamento de sinal; (b) topologia do sistema



Fonte: Adaptado de (VIEIRA et al., 2016)

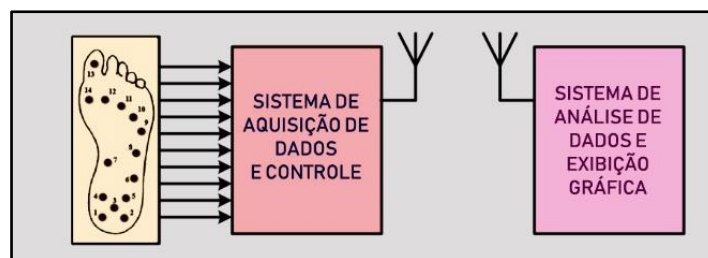
O filtro passa-altas é composto por R1 e C1, enquanto o filtro passa-baixas é composto por R2 e C2. Para uma banda de frequência de aproximadamente 1.59 a 15.9 Hz, uma escolha de componentes comerciais seria: R1 igual a 1M Ω , C1 igual a 100 nF, R2 igual a 100 k Ω e C2 igual a 100 nF. Vale notar que a associação dos resistores R3 e R4 faz com que o *offset* do sinal não fique em 0 V, mas sim o valor da queda de tensão em R4. Usando R3 igual a 220 k Ω , R4 igual a 270 k Ω e uma alimentação de 5 V, essa queda de tensão é cerca de 2.70 V (deixando o *offset* mais da metade do valor total de alimentação). A escolha desse valor é vantajosa, pois a aplicação de força acarreta em uma tensão mais abrupta que a saída de tensão em um sensor na região plantar. Assim, os estágios seguintes de aquisição não sofrerão problemas de saturação e sobretensão com o ganho de 0.1.

Por fim, como se tratam de 14 sensores analógicos, é necessária a confecção de uma placa para acomodar o circuito de condicionamento de todas as entradas adequadamente.

2.4.5 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE

O sistema completo do projeto pode ser representado da seguinte forma:

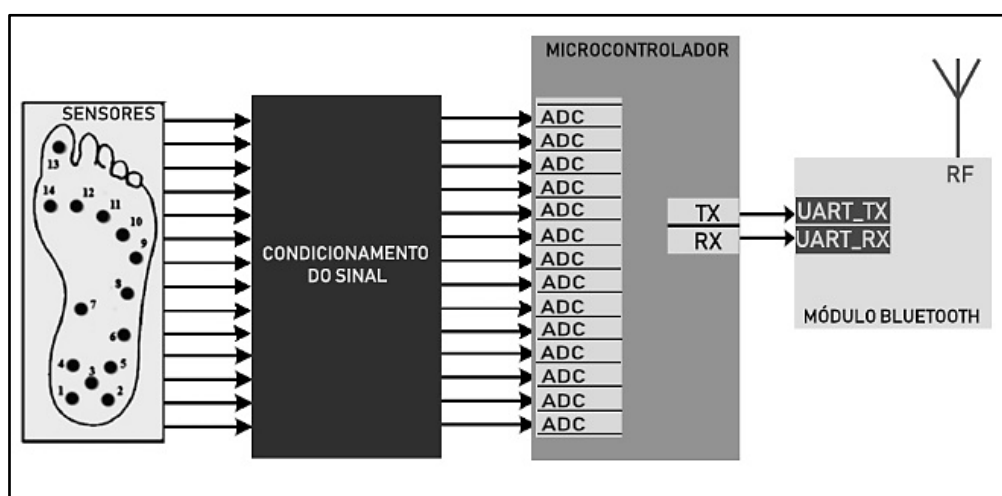
Figura 31 – Diagrama do projeto completo



Fonte: Acervo da autora

O hardware é composto pelos sensores e pelo sistema de aquisição de dados e controle. Para este projeto foi pensado um sistema de aquisição sem fio como interface eletrônica para os sensores piezoelétricos. Os sinais elétricos gerados por eles passam pelo circuito de condicionamento e em seguida são enviados para os canais analógicos do microcontrolador, que executa a conversão A/D. Os valores da tensão digital são transmitidos sem fio para um receptor remoto através de um módulo Bluetooth usando comunicação serial, que é uma boa opção por ter fácil acessibilidade em computadores, smartphones, entre outros. Para uma boa transmissão de dados, é necessário que o usuário se encontre a uma distância curta do receptor (<10 m).

Figura 32 – Diagrama de blocos do hardware



Fonte: acervo da autora

2.4.6 MICROCONTROLADOR

Além dos sensores, a parte de hardware conta com um microcontrolador. Ele é responsável por algumas tarefas importantes no projeto, dentre elas receber os sinais dos sensores, realizar a conversão A/D e transmitir essas informações (via comunicação serial) para que posteriormente um software possa fazer uma análise de acordo com a intenção desejada. Microcontroladores são aplicados em variados equipamentos eletrônicos. Tratam-se basicamente de circuitos integrados que executam um programa do usuário, geralmente usados para controle de algum dispositivo, otimizando espaço, confiabilidade e custo. Possuem uma unidade de processamento central (CPU), memória RAM, memória ROM, entrada/saída, temporizadores, porta serial e paralela, conversor analógico/digital, entre outros periféricos de acordo com o modelo.

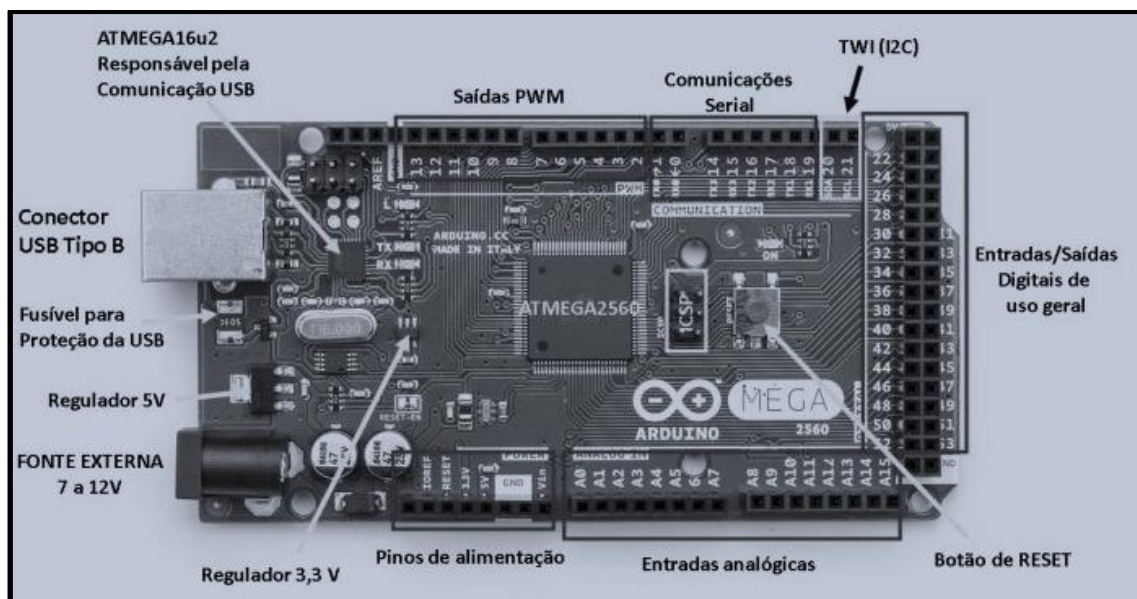
Nesse projeto é escolhido o Arduino Mega 2560 para desempenhar a função de controle do hardware. Ele apresenta diversas vantagens para essa aplicação da palmilha de baixo custo, pois é um dispositivo acessível e relativamente amigável para programação. Dessa forma, com base no que foi proposto aqui, outras pessoas podem reproduzir o sistema de medição de pressão e aplicar da maneira que for conveniente.

Conhecido largamente como uma plataforma de prototipagem eletrônica e *open-source*, o Arduino é fundamentado em software e hardware simples de utilizar de variadas maneiras. Por sua flexibilidade, pode ser empregado por diversos profissionais ou quem puramente queira criar objetos/sistemas interativos. Através da análise de sensores de entrada, o Arduino pode *ler* o ambiente e interagir com ele realizando o controle de dispositivos de saída. Para programar o microcontrolador, é usada a linguagem de programação *Arduino* (baseada na linguagem *Wiring*, fundamentalmente C/C++) e o ambiente de desenvolvimento *Arduino* (baseado no ambiente *Processing*). De placa única e projetado com o microcontrolador *Atmel AVR* de 8 bits, o Arduino possui suporte de entrada/saída embutido, além de uma interface serial ou *USB* para se conectar a um hospedeiro usado para interagir com ele em tempo real.

O modelo Mega 2560 possui 16 portas analógicas com 10 bits de resolução (o projeto proposto conta com 14 sensores de entrada, então são mais que suficientes), 4 portas com comunicação serial e a tensão de funcionamento da placa é de 5 V, podendo

ser alimentada via cabo USB pelo PC ou com uma bateria externa com um regulador de tensão (recomenda-se que esse valor de fonte externa esteja no intervalo de 7 a 12 V). A figura 33 resume a placa do dispositivo:

Figura 33 – Placa Arduino Mega 2560



Fonte: acervo da autora

2.4.7 TRANSMISSÃO DE DADOS

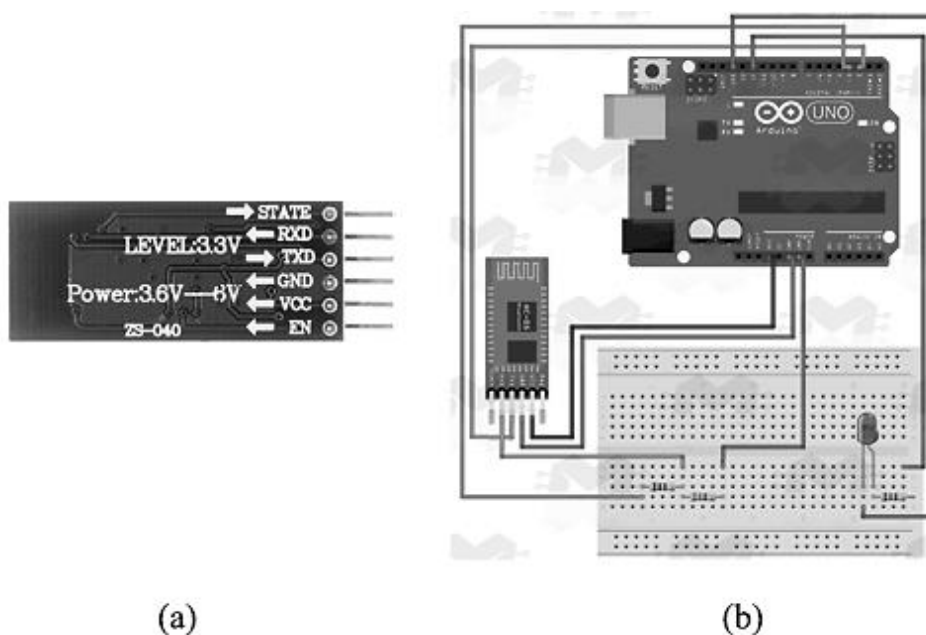
A transmissão de dados no projeto pode se dar via porta USB ou porta serial. Priorizando a mobilidade do projeto, o mais indicado é usar comunicação sem fio do sistema para o computador, desse modo um módulo Bluetooth pode ser conectado para enviar as informações obtidas.

O módulo Bluetooth RS232 HC-05 para Arduino é uma boa alternativa no mercado para implementar a transmissão de dados, seu alcance vai até 10 metros, que é uma boa distância para captar os dados de pressão numa caminhada. Ele trabalha na tensão de 3.3 V, enquanto a placa trabalha a 5 V, portanto é necessário um divisor de

tensão no pino RX do módulo. Usando dois resistores, um de $1k\Omega$ e um de $2k\Omega$, temos uma tensão de aproximadamente 3.33 V. A placa do Arduino possui um pino de 3.3 V que pode alimentar o pino VCC do HC-05.

A figura 34 apresenta um esquema de montagem desse módulo usando um LED para ilustrar a operação.

Figura 34 – (a) Módulo RS232 HC-05; (b) exemplo de esquema de montagem



Fonte: Acervo da autora

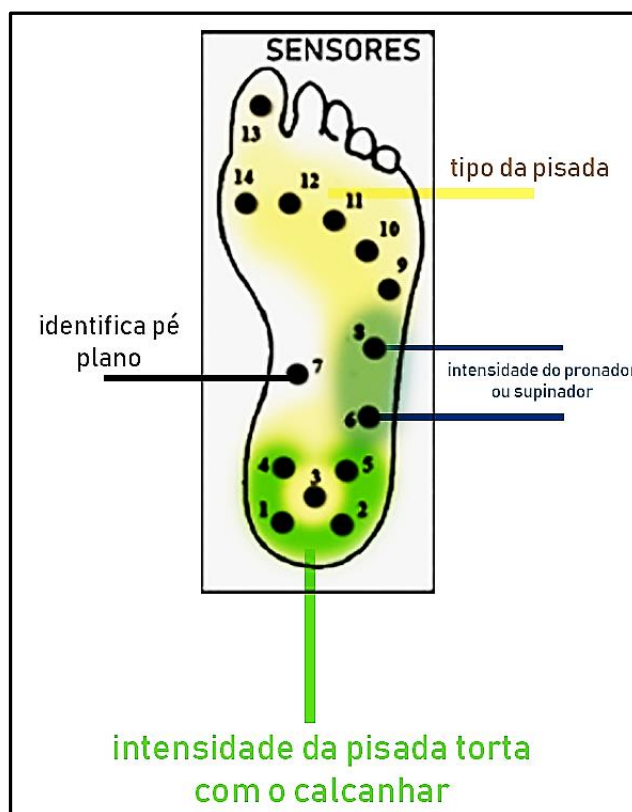
O padrão RS232 (conhecido também por EIA RS-232C ou V.24) é um padrão de protocolo para troca série de dados binários entre um terminal de dados (DTE) e um comunicador de dados (DCE), comumente usados nas portas seriais dos PCs.

Nesse padrão de comunicação, os caracteres são enviados como um conjunto de bits, um a um por vez. Normalmente, a codificação mais empregada é *start-stop assíncrono*, que usa um bit de início seguido por 8 bits de dados, eventualmente um bit de paridade e 1 a 2 bits de *paragem*, sendo preciso então pelo menos 10 bits para que se envie um caractere. A taxa de transmissão é, portanto, dividida por um fator de 10 para obter a velocidade de transmissão de dados.

3 PROJETO

O projeto desenvolvido concentra-se na parte de hardware do sistema completo de medição de pressão dinâmica (Figuras 31 e 32). A palmilha conta com 14 sensores piezoelétricos de baixo custo que tem seus sinais tratados na placa de condicionamento e daí esses valores chegam no controlador e é feita a conversão analógico/digital. Os resultados obtidos podem ser transmitidos serialmente usando o padrão RS232 através de um módulo Bluetooth e assim, tratados posteriormente no computador por meio de alguma solução adequada, como MATLAB, Excel, entre outras. A distribuição dos sensores e o que cada área indica estão exibidas na figura 35.

Figura 35 - Distribuição dos sensores na palmilha e o que seus valores indicam

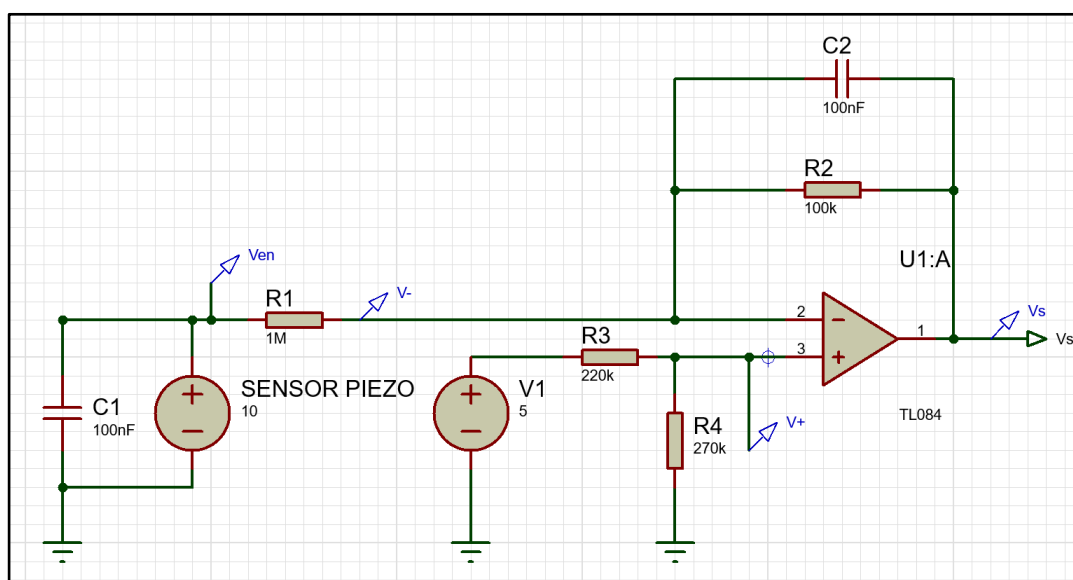


Fonte: acervo da autora

3.1 CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO

O condicionamento dos sinais é feito replicando o circuito da Figura 30 para todos os 14 sensores. O sensor piezoelétrico requer um acoplamento de alta impedância para adequar seu sinal (que pode gerar picos abruptos muito altos de tensão). Para condicionar essa tensão elétrica, foi pensado o seguinte amplificador de carga:

Figura 36 – Circuito individual para cada sensor (amplificador de carga passa-faixa)



Fonte: acervo da autora

Onde V_{en} é a tensão de resposta do piezo (tensão de entrada no circuito de condicionamento), V_- é a entrada inversora do amplificador, V_+ é a entrada não- inversora do amplificador e V_s é a saída do circuito que vai ser convertida para sinal digital. O sensor piezo pode ser simulado através de uma fonte de tensão linear para saber a resposta de cada estímulo. Na análise DC, os capacitores estão em aberto e, portanto, a tensão de saída pode ser calculada como segue:

$$\frac{V_{en} - V_-}{R_1} = \frac{V_- - V_s}{R_2}$$

Fazendo $R_2/R_1 = 0.1 = G = \text{ganho em malha aberta}$:

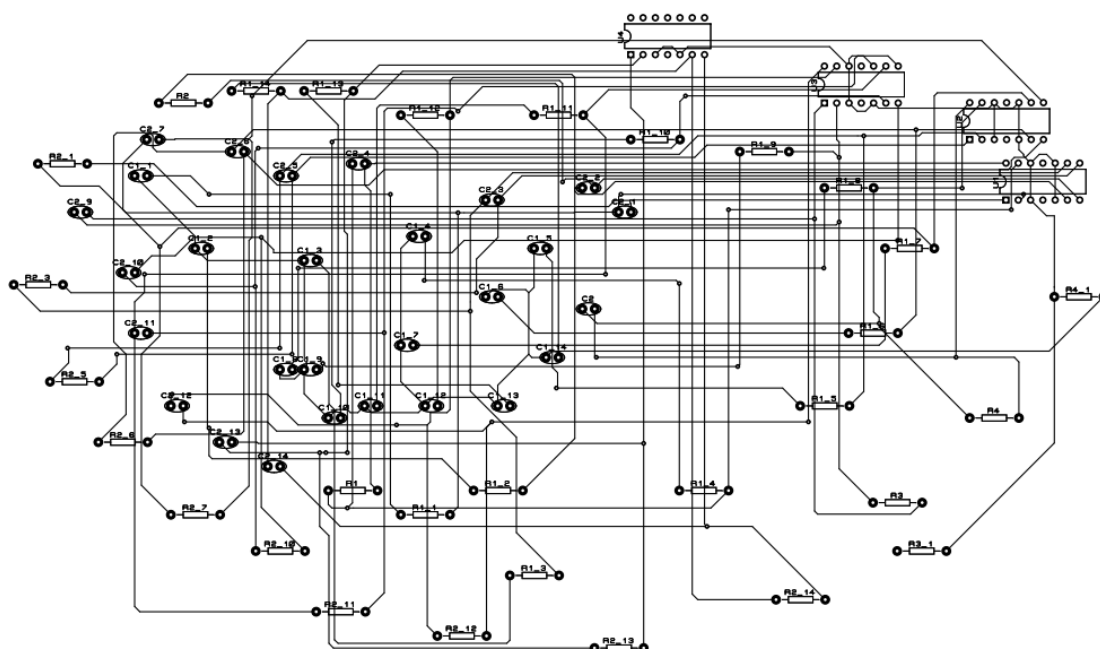
$$V_s = ((1+G) \times V_-) - G \times V_{en} \quad \text{e} \quad V_{en} = 10 \times (1.1V. - V_s)$$

Com essa relação, é possível saber o valor de tensão no sensor piezo conhecendo a saída medida do circuito de condicionamento. O valor de V_+ é aproximadamente igual ao de V_- (divisor de tensão com R_4 e R_3):

$$V_- = V_+ = V_{cc} \times \frac{R_4}{R_3 + R_4}$$

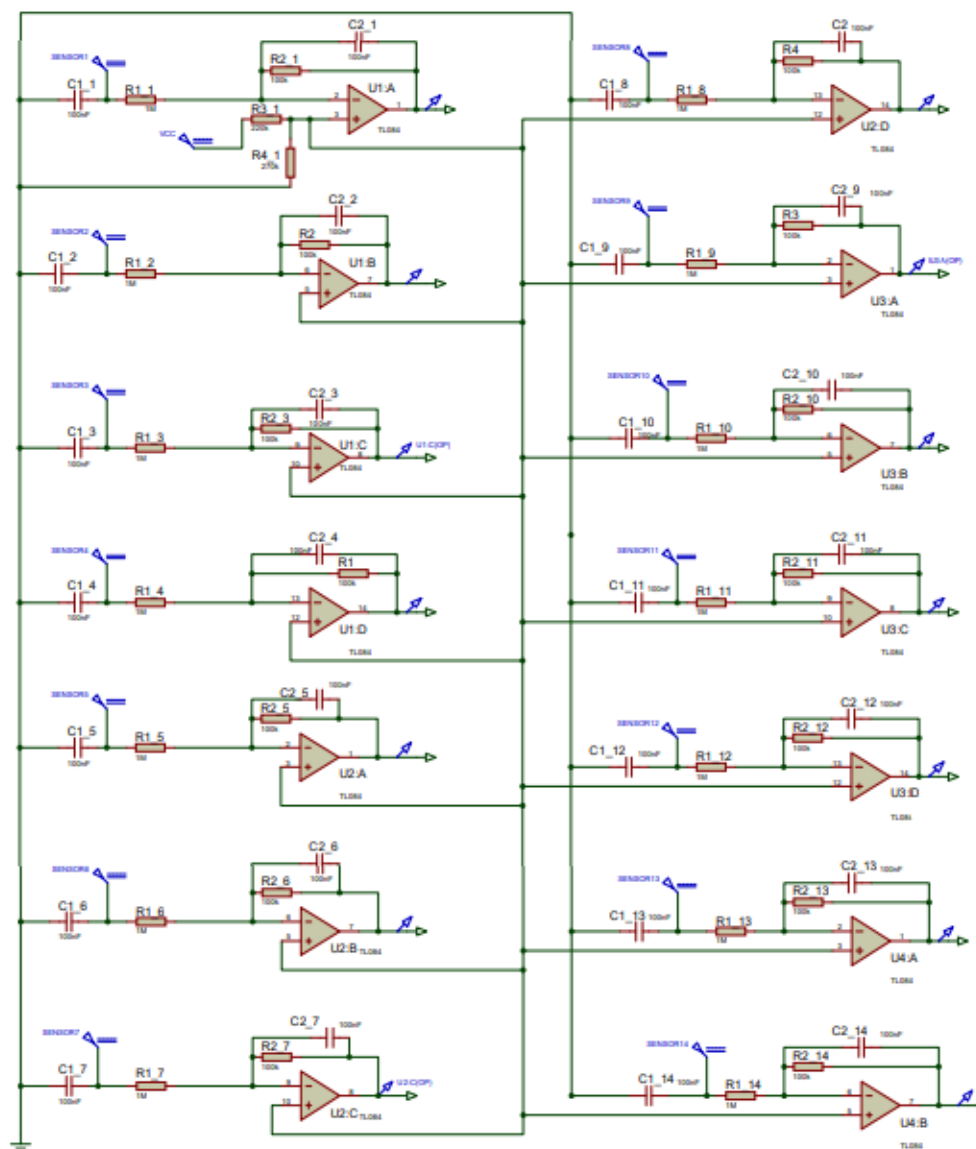
No projeto, $V_{cc} = 5 \text{ V}$; $R_3 = 220\text{k}\Omega$ e $R_4 = 270 \text{ k}\Omega$; assim $V_- \approx 2.755 \text{ V}$. O TL084 é uma boa opção de CI, pois conta com 4 amplificadores e assim, usando 4 deles seria suficiente para o circuito de condicionamento completo dos 14 sensores. Usando o software Proteus, foi realizado o desenho da placa de circuito impresso conforme exibido nas Figuras 37 e 38.

Figura 37 – Layout do circuito impresso de condicionamento para os 14 sensores



Fonte: acervo da autora

Figura 38 – Diagrama do circuito de condicionamento completo

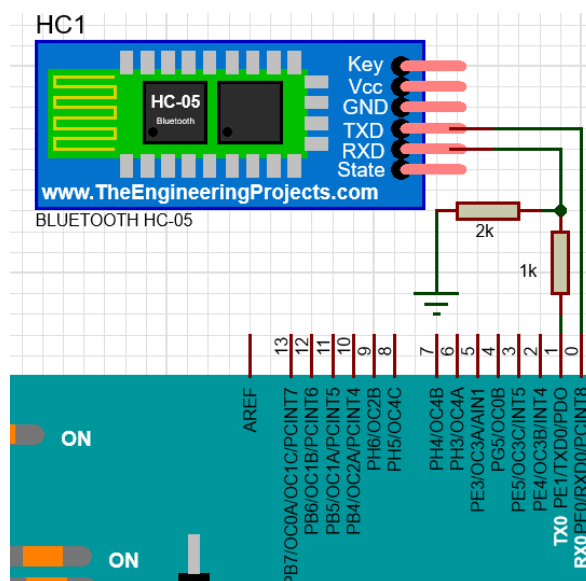


Fonte: acervo da autora

3.2 CIRCUITO DE COMUNICAÇÃO SERIAL VIA BLUETOOTH

A figura 39 exibe um zoom no circuito onde é possível ver a ligação feita entre o controlador e o módulo HC-05. Esse esquema foi feito no Proteus e nele podemos notar o divisor de tensão adequando os sinais. Os pinos GND e VCC (alimentação do módulo) devem ser respectivamente conectados no terra do circuito e no pino de 5 V do Arduino.

Figura 39 – Esquema de ligação entre o Arduino e o módulo Bluetooth



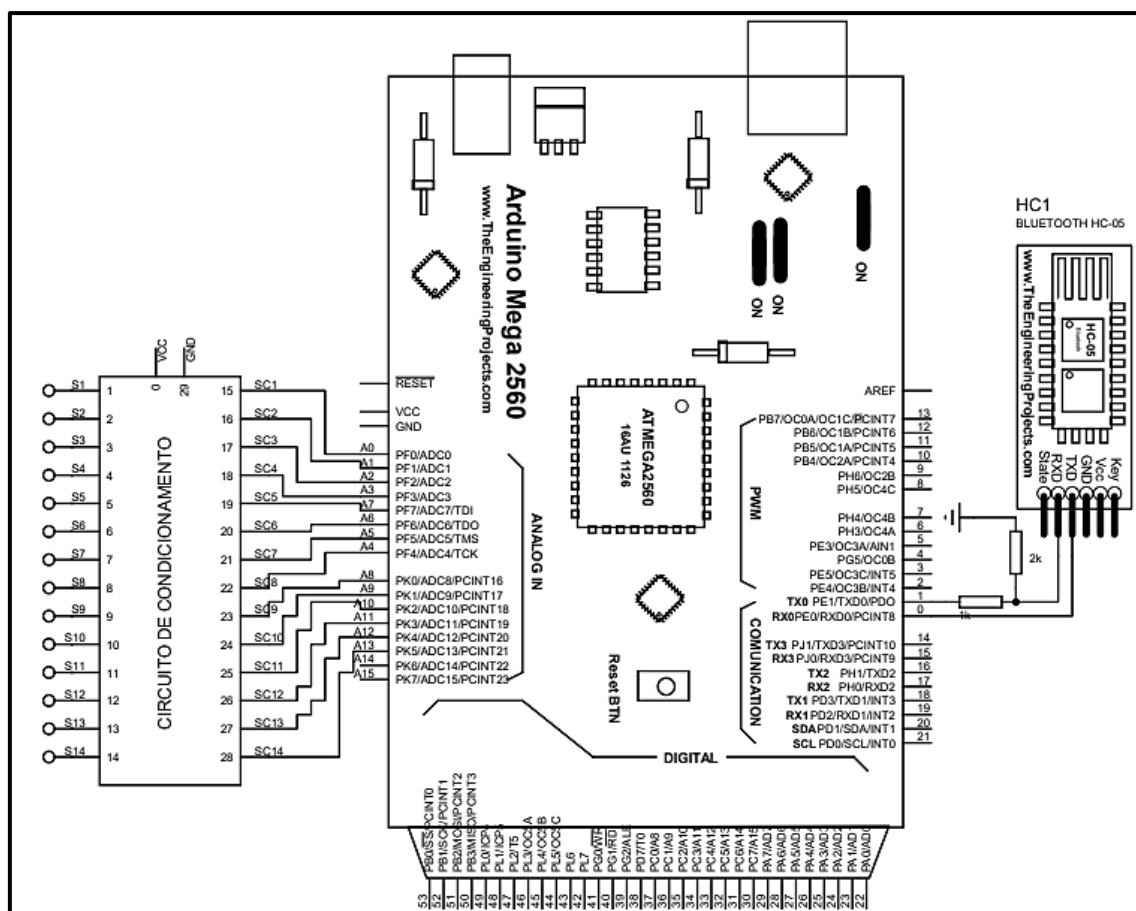
Fonte: acervo da autora

3.3 PROJETO DO HARDWARE E MONTAGEM

De acordo com o que foi visto até agora, é possível esquematizar o circuito completo do projeto de hardware para a palmilha inteligente. A figura 41 reúne todas as partes que compõem o sistema, exceto pela bateria externa que alimentaria o conjunto.

Visando o conforto do usuário, o indicado é usar uma palmilha de material ortopédico no tamanho do seu pé. Nela seriam colados os 14 sensores piezoelétricos (enumerados de S1 a S14) e mais uma palmilha em cima para proteger do contato direto e evitar danos. A solda dos sensores sendo feita de cabos flat facilita a montagem e o encaixe com a placa de condicionamento (que pode ser acoplada ao Arduino usando uma estrutura tipo *shield*). O tamanho dos piezos pode ser escolhido de acordo com o tamanho da palmilha, dessa forma pés maiores requerem maior área, usando diâmetros maiores.

Figura 40 – Projeto de hardware da palmilha inteligente

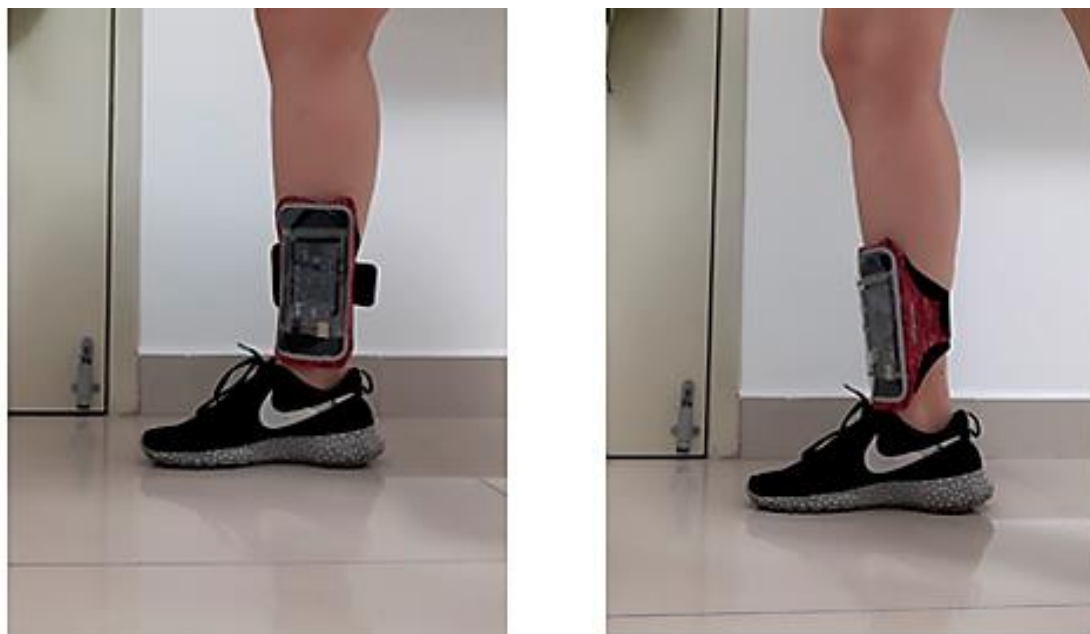


Fonte: acervo da autora

Todo o sistema poderia ser encapsulado em uma leve caixa de acrílico alocada num encaixe tipo tornozeleira, configurando um sistema “vestível”, seguro e confortável para o usuário.

Atualmente no mercado existem braçadeiras porta-celular que poderiam ser usadas nessa aplicação, colocando-se a caixa de acrílico com o sistema dentro e prendendo a estrutura no tornozelo conforme pode ser visto na figura 41, em que essa solução é ilustrada com o Arduino colocado. Além disso, esse projeto sendo adaptado para microcontroladores menores, facilita mais ainda a compactação do hardware.

Figura 41 – Possível encaixe do sistema usando uma braçadeira no tornozelo



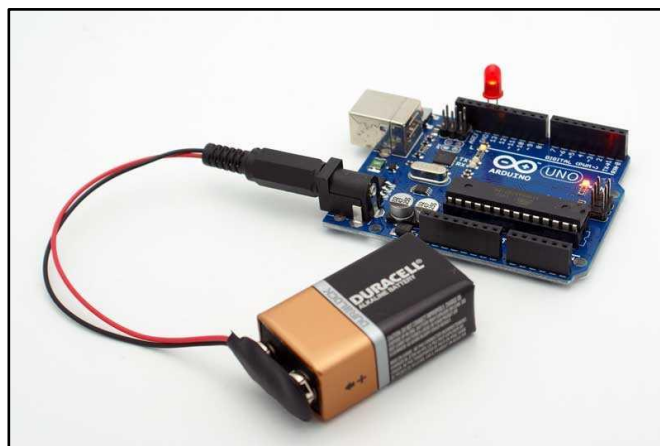
Fonte: acervo da autora

3.4 ALIMENTAÇÃO DO SISTEMA

A alimentação do hardware pode ser feita através de uma bateria externa conectada no controlador. O Arduino por sua vez possui pinos de saída que podem ser programados para fornecer 5 V e assim alimentar a placa de condicionamento e o módulo Bluetooth. Idealmente ele trabalha bem na faixa de 7 a 12 V de alimentação, então uma bateria de 9 V seria uma boa escolha. Para ligar o sistema seria necessário conectar o pino positivo da bateria no pino Vin e o negativo em algum pino de *ground*. Outra opção que facilitaria a montagem é usar um adaptador de alimentação para Arduino, essa ideia seria mais adequada para o sistema montado na caixa de acrílico, a bateria seria conectada no momento que se deseja realizar as medidas e depois poderia ser facilmente desligada.

A figura 42 ilustra como seria feita a alimentação do sistema (a imagem mostra a construção para um Arduino Uno, mas o modelo Mega 2560 é montado analogamente).

Figura 42 – Esquema ilustrativo de alimentação externa do sistema



Fonte: Adaptado de (URS LABS, 2019)

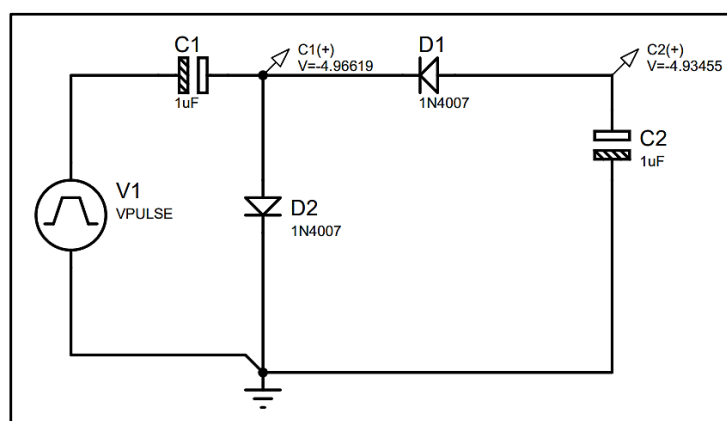
3.5 VERIFICAÇÃO DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO

Esta seção tem como objetivo testar o circuito de condicionamento elaborado para o sensor piezoelétrico. Como todo dispositivo, o sinal do piezo apresenta certo nível de ruído e além disso, recebendo altas cargas de pressão ele gera altos picos de voltagem, por isso um condicionamento se faz necessário para adaptar a leitura dos dados no controlador de forma segura e eficiente. Para verificar como o piezo se comporta, foi montado o mesmo circuito da Figura 37 em uma Protoboard, sendo que o amplificador usado foi o CI UA741CN. Para alimentar o circuito e obter os resultados, foi implementada uma rotina no Arduino (em anexo) que lê os sinais analógicos do sensor piezoelétrico e da saída condicionada.

Além disso, o amplificador requer as alimentações VCC_+ e VCC_- , a primeira foi puxada do próprio Arduino, enquanto no caso da segunda foi necessário um circuito auxiliar para gerar a fonte negativa. O esquema para esse circuito está mostrado na Figura 44. Basicamente o esquema usa 2 capacitores, 2 diodos e um sinal oscilatório (que virá de um pino PWM do Arduino, também parte da rotina desse experimento).

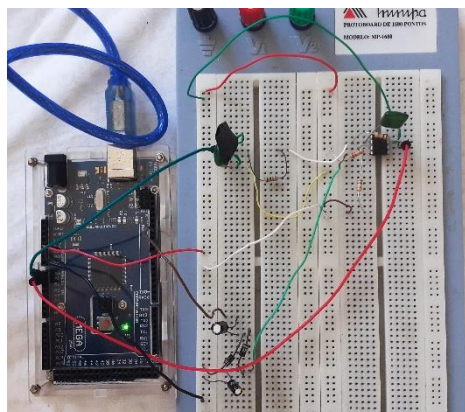
O pulso gerado pelo pino tem amplitude positiva de 5V e no primeiro momento ele carrega o capacitor C1 e polariza o diodo D1. Quando o pulso vai para 0 V, C1 precisa gerar uma tensão negativa para balancear o circuito novamente e nesse momento o diodo D2 é polarizado, ocasionando o armazenamento de tensão negativa no capacitor C2. Essa tensão foi usada para alimentar o pino VCC. do UA741CN. Na teoria esse sinal teria 5V de amplitude, mas na prática o valor acaba sendo menor. Usando um multímetro foi verificado que a tensão negativa é de cerca de -3.4 V, o que é suficiente para o funcionamento dessa aplicação (a montagem completa está mostrada na Figura 44).

Figura 43 – Circuito da fonte negativa para alimentar VCC. simulado no Proteus



Fonte: acervo da autora

Figura 44 – Montagem do circuito de condicionamento para sensor piezoelétrico



Fonte: acervo da autora

Para testar os piezos foram usadas pastilhas de 15 e 20 mm de diâmetro em que foram soldados os terminais. O primeiro teste realizado foi quanto ao ruído presente nos sinais quando não há pressão exercida no piezo. Usando a rotina implementada no Arduino e os dados do plotter serial, foram obtidos os seguintes gráficos através do Excel (foram medidas 500 amostras em um intervalo de 10 segundos):

Figura 45 - Gráfico dos sinais obtidos sem aplicação de pressão no piezo de 20 mm

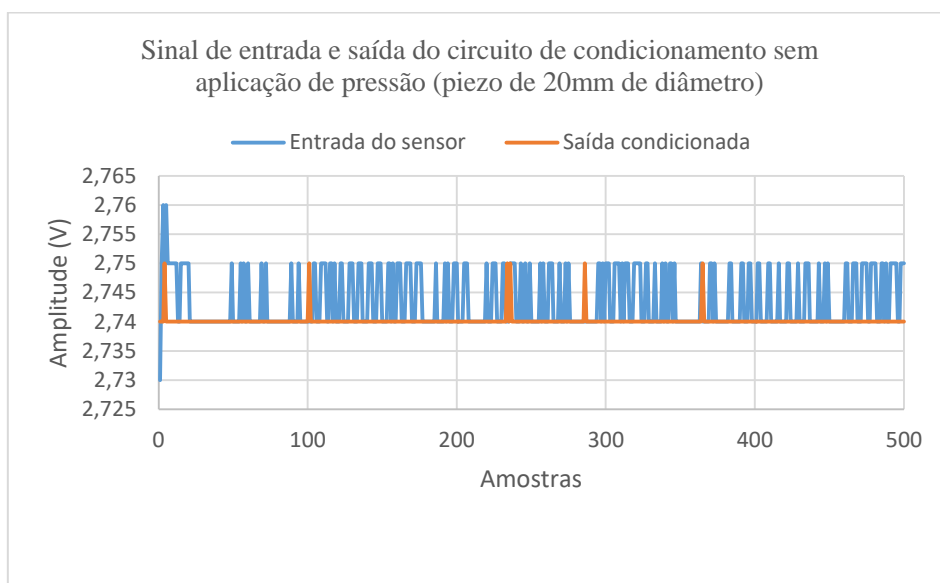
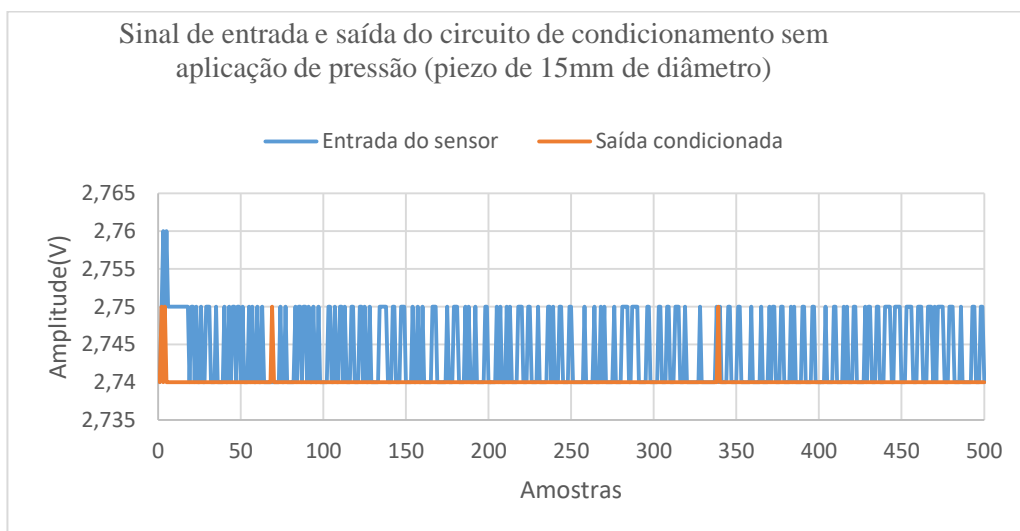


Figura 46 – Gráfico dos sinais obtidos sem aplicação de pressão no piezo de 15 mm



Os gráficos mostram que o ruído intrínseco produzido pelos piezos varia de forma mínima em relação ao diâmetro da pastilha, de forma que o tamanho escolhido deve ser pensado em relação ao tamanho da palmilha usada no sistema. Uma vez estabilizada a medida, ela oscila em torno de aproximadamente o valor do offset, nota-se que a amplitude máxima dos ruídos é cerca de 0.01 V e notavelmente o sinal condicionado é bem mais limpo que a entrada do sensor sem pressão.

O próximo passo é averiguar como o circuito se comporta quando é realizado apenas um impacto rápido e uma sequência de aplicações de pressão. A primeira medida foi feita com 1000 amostras e a segunda com 2000 amostras.

Figura 47 – Gráfico dos sinais obtidos com a aplicação de impacto rápido no piezo de 20 mm

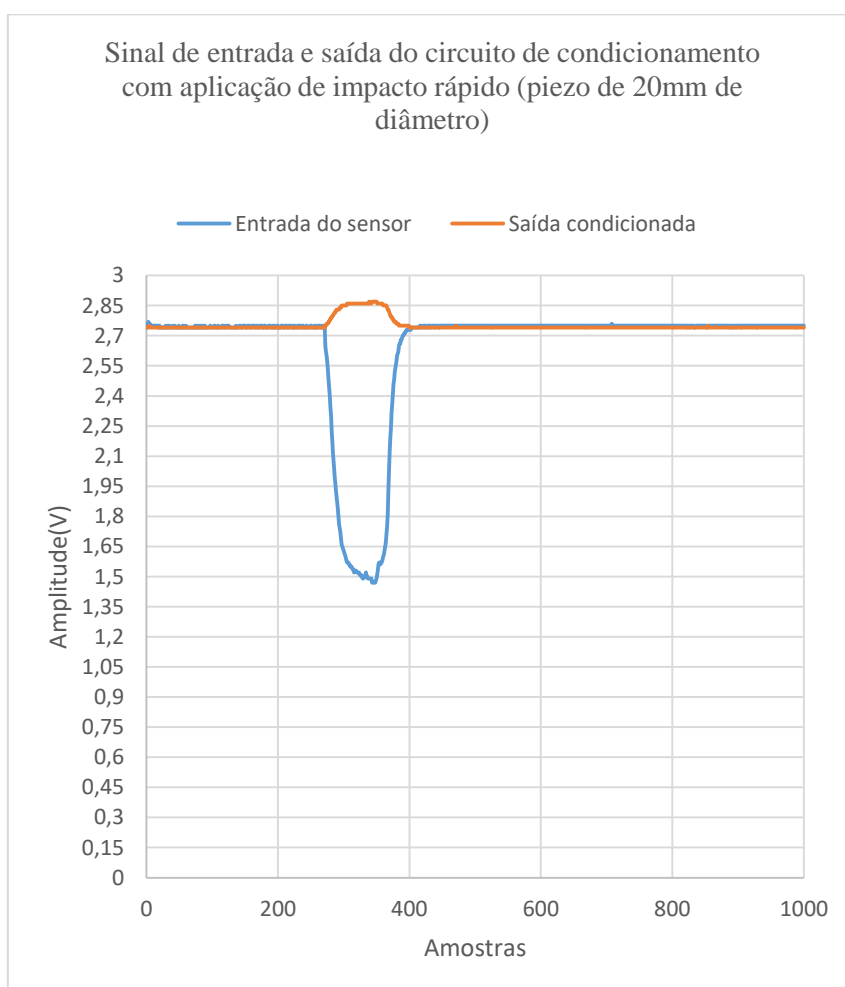


Figura 48 – Gráfico dos sinais obtidos com uma sequência de aplicações de impactos rápidos no piezo de 20 mm

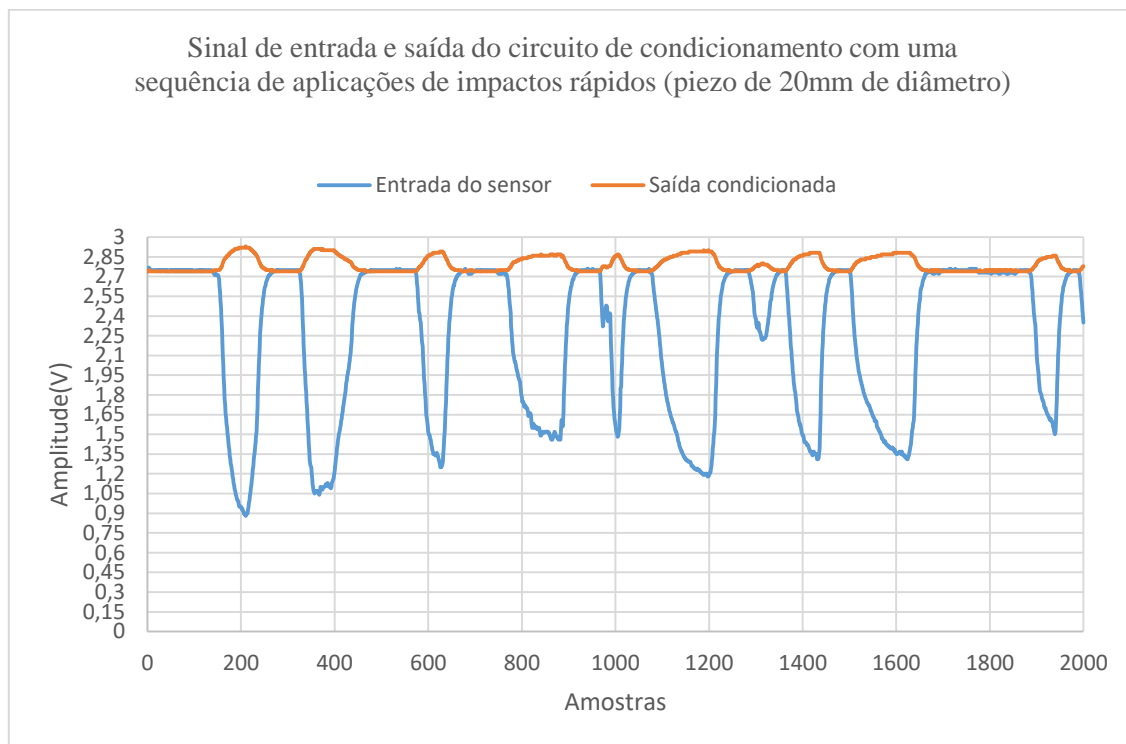


Figura 49 – Gráfico dos sinais obtidos com a aplicação de impacto rápido no piezo de 15 mm

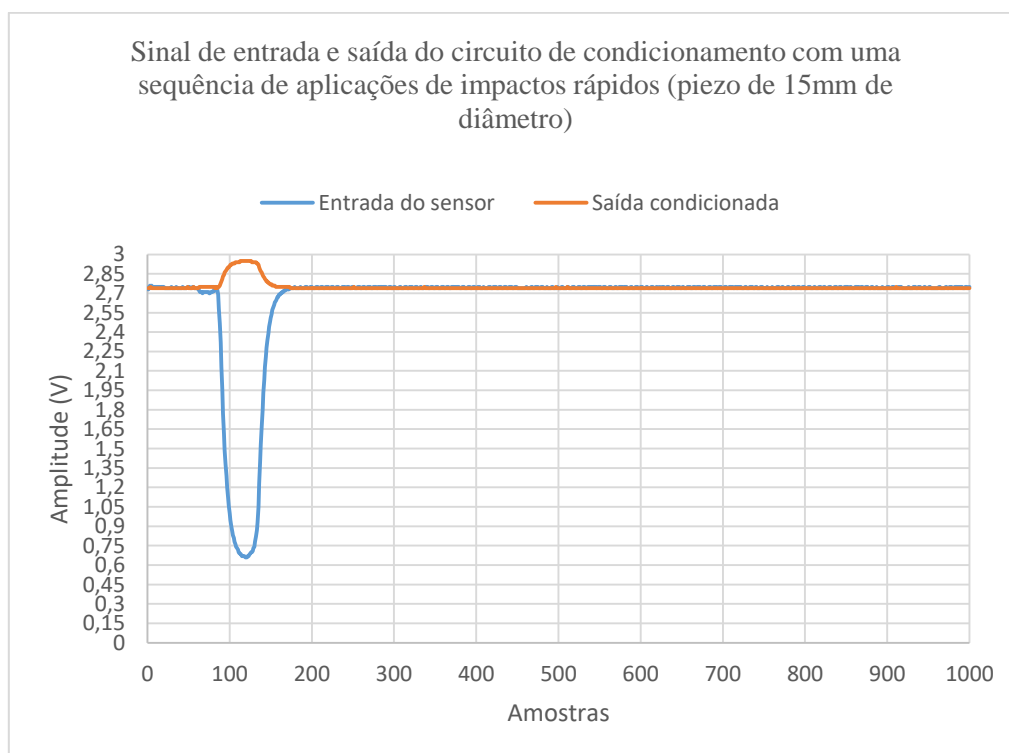
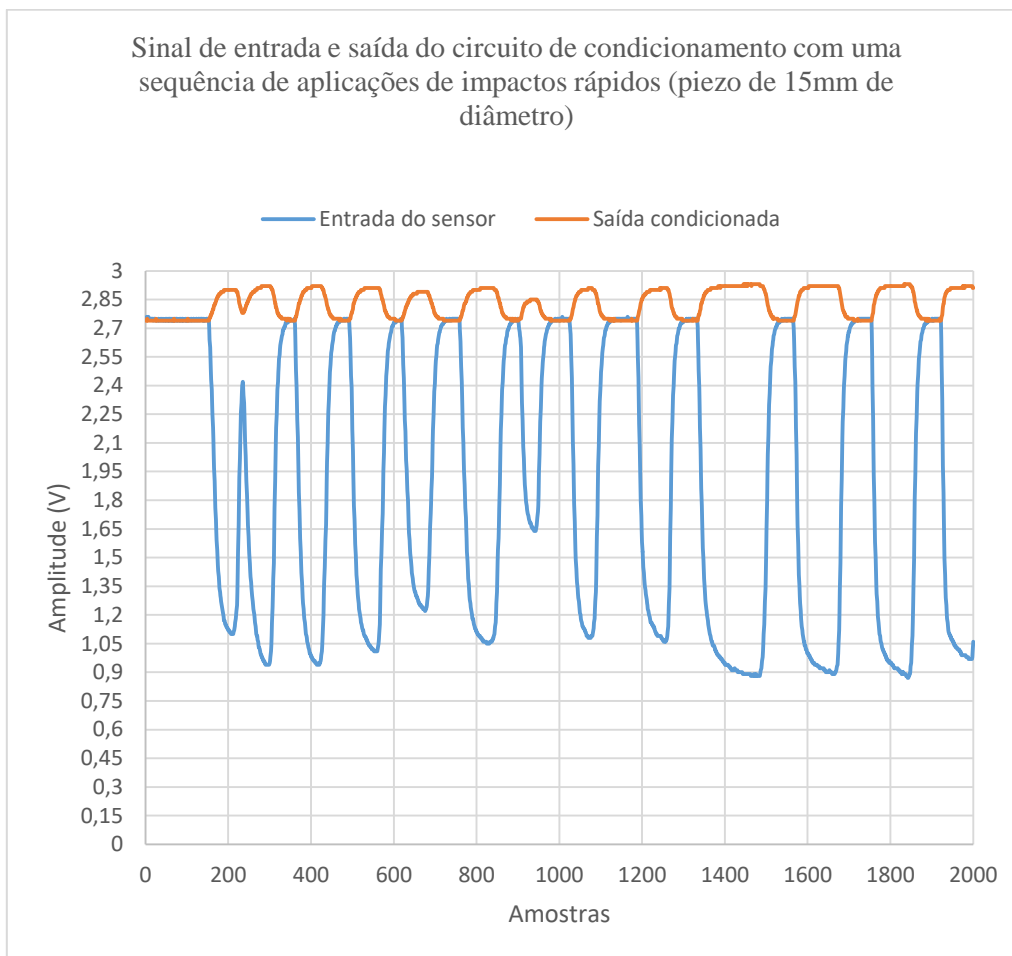


Figura 50 – Gráfico dos sinais obtidos com uma sequência de aplicações de impactos rápidos no piezo de 15 mm



Visualmente observando os gráficos, pode-se notar a importância do circuito de condicionamento e sua eficiência. Os dados foram obtidos ao realizar aplicações de força muito fracas, apenas apertando o sensor levemente, e é visto o comportamento do piezo: ao ser pressionado ele gera um pico de tensão negativa e logo depois volta a se estabilizar em torno do valor do offset. Para aplicação da palmilha, em que são aplicadas pressões muito mais altas, o circuito condicionador adapta o sinal para um nível que pode ser lido em segurança pelo controlador.

Além disso, com as relações desenvolvidas na seção 3.1 é possível posteriormente através de um software calcular as tensões aplicadas originalmente. Os picos de tensão permitem mapear os pontos de maiores pressões no pé, visto que a relação é aproximadamente proporcional.

4 ESTUDO DE VIABILIDADE DO PROJETO

Essa seção traz a lista de materiais necessária para montagem do sistema de hardware usando o projeto elaborado aqui.

Tabela 1 – Lista de materiais para o projeto de baixo custo

ITEM	PREÇO
14 sensores piezo com terminais de cabo flat	R\$37,80
Fita adesiva para fixar piezos	R\$2,90
2 palmilhas ortopédicas de EVA	R\$6,00
Arduino MEGA 2560	R\$49,47
Módulo Bluetooth	R\$21,90
1 resistor de 1 k Ω	R\$0,07
1 resistor de 2 k Ω	R\$0,07
Bateria 9 V	R\$15,90
Adaptador de bateria para Arduino	R\$9,99
Caixa de acrílico para sistema	R\$13,90
Braçadeira porta-celular para prender o sistema no usuário	R\$ 30,00
Shield para circuito de condicionamento	R\$16,90
2 diodos 1N4007	R\$0,14
2 capacitores de 1uF	R\$0,18
14 resistores de 1M Ω	R\$0,98
28 capacitores de 100 nF	R\$2,24

28 resistores de 220 k Ω	R\$1,96
28 resistores de 270 k Ω	R\$1,96

Custo total do projeto do sistema de hardware para palmilha: R\$ 212,36.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após estudar o comportamento dos piezoelétricos e montar o circuito que condiciona o sinal, foi possível ver na prática através dos gráficos o que era esperado e a vantagem de se usar essa solução. A leitura do sinal fica mais clara para captar os picos de pressão que são proporcionais aos picos de tensão produzidos no sensor.

Na seção 3 foram plotados gráficos com estímulos diferentes, porém de pressão muito baixa, apenas com a força dos dedos apertando o sensor. Foi feito posteriormente um teste em que foram soldados fios bem maiores na pastilha piezoelétrica, de modo que foi possível realizar o teste de pisar nela continuamente variando a pressão (pisada leve) com uma taxa de 50 amostras/s:

Figura 51: Sinal de entrada do circuito de condicionamento com aplicação de pisada contínua (leve) no piezo de 20mm de diâmetro

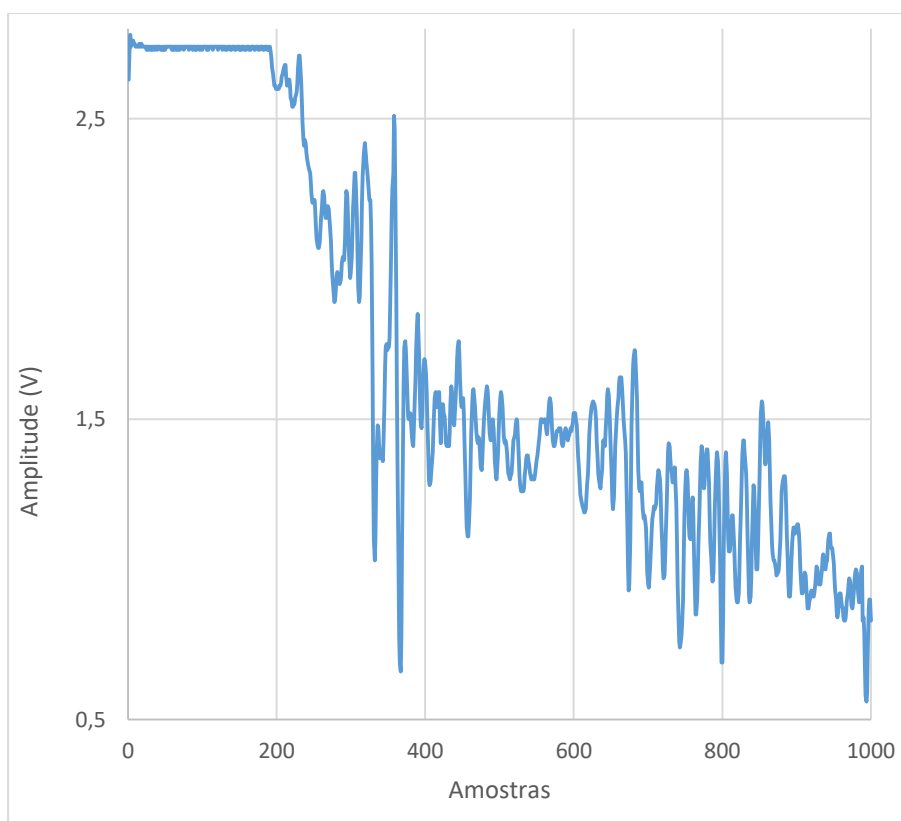
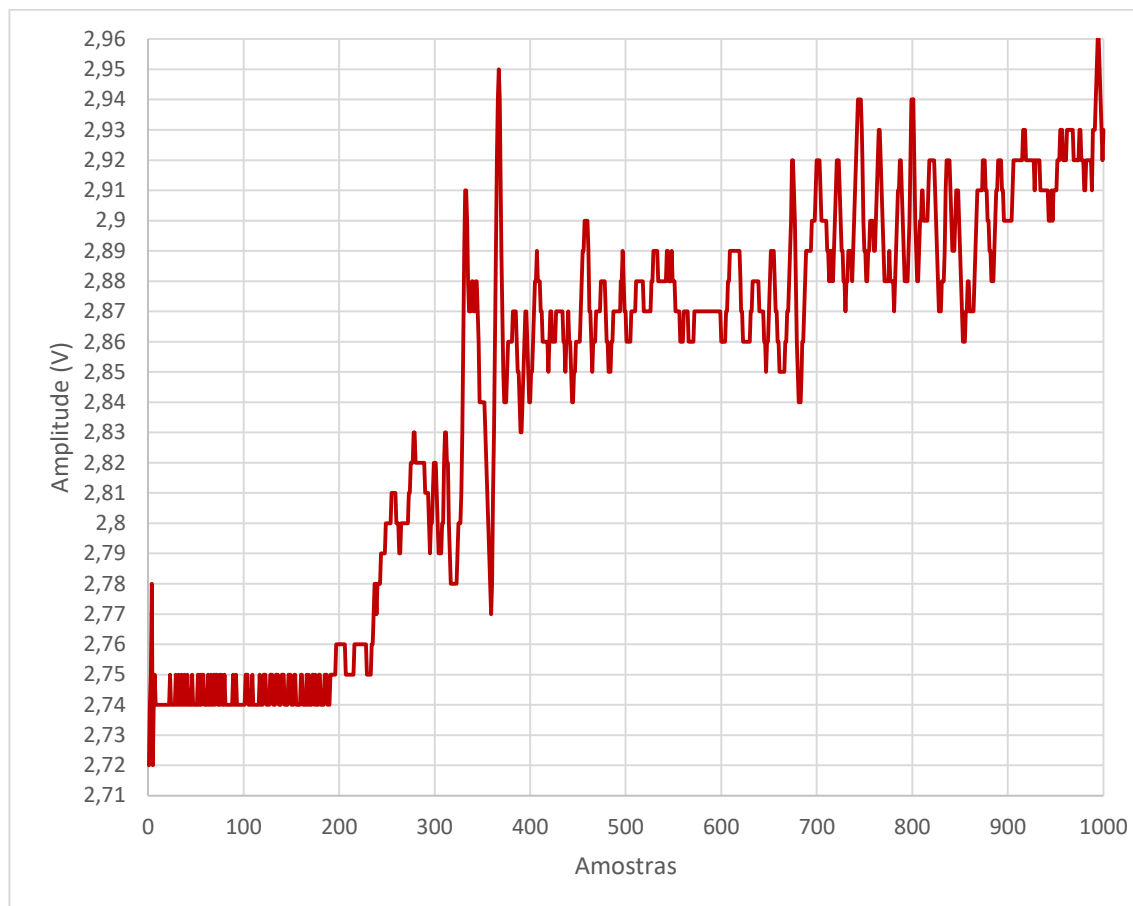


Figura 52 - Sinal de saída do circuito de condicionamento com aplicação de pisada contínua (leve) no piezo de 20mm de diâmetro



Observando os gráficos das figuras 51 e 52 é possível notar como a variação no sinal condicionado é bem menor, uma relação de aproximadamente 10 mV de variação na saída para uma variação de 1 V na entrada.

Isso é vantajoso pois considerando o peso de uma pessoa que é bem maior e que gera picos maiores de pressão, assegura que o circuito será capaz de medir sem saturar. Além disso, considerando o equilíbrio do circuito de condicionamento em cerca de 2.74 V e um ruído natural de 0.01 V, é mais simples avaliar os picos de pressão nas amostras do sinal condicionado, o que facilita um posterior trabalho de manipulação dos dados via software (que pode recuperar os valores originais usando as relações vistas na seção 3.1). Uma desvantagem que é válida lembrar é que isso acarreta uma certa perda de resolução

por conta da forma que a medida foi feita no controlador, mas considerando os picos de tensão que podem ser gerados, conforme a Figura 28, a vantagem ainda é muito maior.

O estudo de viabilidade também mostrou que a proposta desse sistema tem um custo bastante amigável dado a quantidade de componentes e como envolve elementos de acesso mais fácil como o Arduino, por exemplo, torna-se um projeto que pode ser replicado para essa função em estudo ou até mesmo adaptado a outras aplicações que precisem do mapeamento de pressão dinâmica de alguma superfície.

6 CONCLUSÃO

Após todo o estudo e revisão realizados para entender a mecânica do pé e como seria possível mapear sua distribuição de pressão, foi possível o desenvolvimento do presente projeto que foca no sistema de hardware, visando um equipamento de baixo custo e eficiente. Como consequência desses fatores, o sistema também resultou em uma estrutura amigável ao usuário, pois usa componentes de fácil acesso que podem ser encapsulados em um sistema embarcado como foi mostrado.

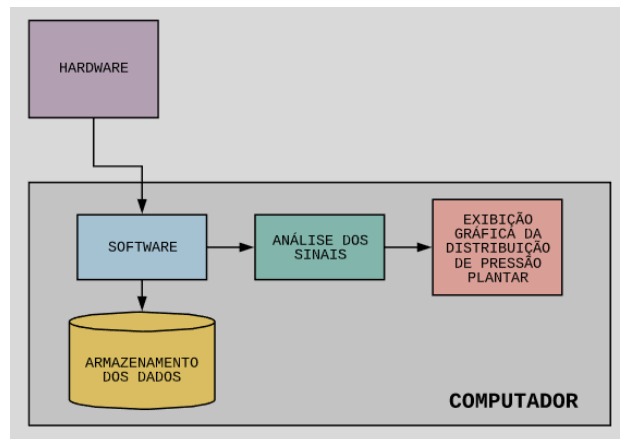
O número de sensores sugerido é suficiente para realizar uma análise adequada da estrutura do pé humano e como a comunicação proposta é transmitir os dados sem fio em vez de armazená-los em alguma memória muito limitada, as informações podem ser enviadas para um computador ou celular tanto quanto se queira. Isso permite que as aquisições sejam feitas da maneira que se deseja, caminhadas rápidas ou caminhadas mais longas, desde que o raio de proximidade com o dispositivo receptor esteja dentro dos 10 metros permitidos. Numa possível futura aplicação com celular, isso inclusive deixaria de ser uma questão pois a própria pessoa pode segurar o dispositivo receptor. O controlador se mostrou eficaz nos testes realizados e um futuro trabalho poderia tratar da manipulação dos números obtidos através desse sistema proposto, implementando uma solução que exibisse gráficos com o mapeamento da pressão, relatórios e outras análises pertinentes.

Algumas sugestões para melhorar o projeto elaborado são então desenvolver um software que apresente graficamente as medidas de pressão plantar e aprimorar o hardware escolhendo elementos mais compactos que reduzem ainda mais o tamanho do sistema embarcado (por exemplo, componentes SMD para placa de condicionamento e um microcontrolador tal como o MSP-430).

Na primeira sugestão, uma ideia, por exemplo, é estabelecer uma rotina de software que leia as amostras periodicamente de forma a analisar os picos de tensão e exibir um mapa do pé com uma escala de cores identificando os pontos de maior pressão plantar (que são proporcionais aos picos de tensão). Esse tipo de análise pode ser útil na

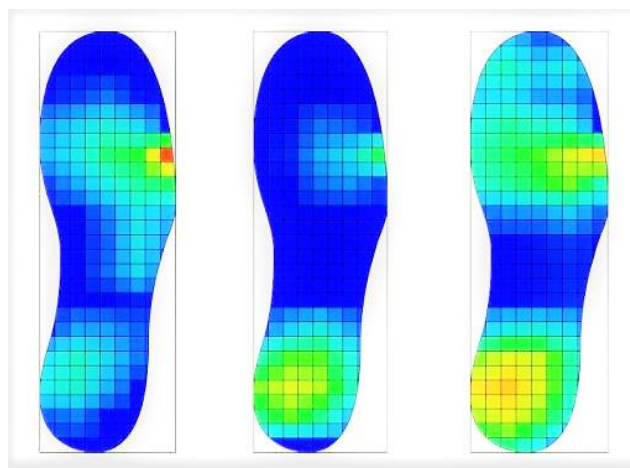
identificação do tipo de pisada do indivíduo e seguiria um diagrama de blocos da seguinte maneira:

Figura 53 – Diagrama de blocos para rotina sugerida de avaliação de dados



Fonte: acervo da autora

Figura 54 – Modelo de possível exibição gráfica usando variação de cor (padrão RGB) para avaliar a distribuição de pressão plantar



Fonte: acervo da autora

Esses dados poderiam então ser associados a um usuário e salvos num banco de dados para consulta.

7 ANEXO

A rotina implementada para leitura dos sinais no circuito condicionador para um sensor foi a seguinte (usando o Arduino e compilador):

```
//PROGRAMA PARA MEDIR ENTRADA E SAÍDA DO CIRCUITO
```

```
const int piezoPin = A0; // Piezo no pino A0 (entrada)
```

```
const int piezosaidaPin = A1; // Saída condicionada no pino A1
```

```
const unsigned long deltaT1=1000;
```

```
const unsigned long deltaT2=1000;
```

```
unsigned long t=0;
```

```
unsigned long t1=0;
```

```
unsigned long t2=0;
```

```
unsigned int ndt=0;
```

```
//Wakeup the Serial Monitor
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
//oscilador pwm para tensão negativa alimentando o amp op
```

```
pinMode(11, OUTPUT);
```



```
analogWrite(11,128);
```

```
Serial.begin(9600);
```

```
}
```

```
void loop()
```

```
{
```

```
  t = millis();
```

```
  if(((t-t1)<=deltaT1)and ndt<deltaT2){
```

```
    ndt++;
```

```
    Serial.print(ndt);
```

```
    Serial.print(" ");
```

```
    //lê entrada e saída do circuito
```

```
    float reading_entrada= analogRead(piezoPin);
```

```
    float reading_saida= analogRead(piezosaidaPin);
```

```
    float entrada = (reading_entrada *5)/1023;
```

```
    float saida = (reading_saida *5)/1023;
```

```
    //imprime valor em volts no monitor serial
```

```
    //Serial.print(reading_entrada);
```

```
    Serial.print(" ");
```

```
    Serial.print(entrada);
```

```
Serial.print(" ");
```

```
Serial.println(saida);
```

```
t1=t;
```

```
}
```

```
}
```

8 REFERÊNCIAS

- BARTLETT, Roger. **Introduction to Sports Biomechanics : Analysing Human Movement Patterns**. London, United Kingdom: Routledge, 2014.
- MOORE, Keith L. ; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M.R. **Anatomia orientada para a clínica**. Tradução: Claudia Lucia Caetano de Araujo. 7. ed. Rio de Janeiro: Koogan, 2014.
- THE EDITORS OF ENCYCLOPAEDIA BRITANNICA. **Foot**. Encyclopaedia Britannica, 14 fev. 2019. Disponível em: <https://www.britannica.com/science/foot>. Acesso em: 6 maio 2019.
- FRADEN, Jacob. **Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications**. 5. ed. [S. l.]: Springer, 2016.
- DU, Winncy Y. **Resistive, Capacitive, Inductive, and Magnetic Sensor Technologies**. Boca Raton: CRC Press, 2015.
- VIEIRA, Mario Elias Marinho *et al.* DISPOSITIVO PARA ANÁLISE DE PRESSÃO PLANTAR EM PALMILHAS UTILIZANDO PIEZOELÉTRICOS DE BAIXO CUSTO. *In: XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA*, 2016, Foz do Iguaçu. **Anais [...]**. [S. l.: s. n.], 2016. p. 536-539.
- SHU, Lin *et al.* In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. **IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE**, [S. l.], v. 14, n. 3, p. 767-775, 2010.
- BOOTH, Brian G. *et al.* An assessment of the information lost when applying data reduction techniques to dynamic plantar pressure measurements. **Journal of Biomechanics**, [S. l.], v. 87, p. 161-166, 2019.
- JUNIOR, J.J.A. Mendes *et al.* IDENTIFICAÇÃO DE TIPO DE PISADA POR PRESSÃO PLANTAR COM SENSORES PIEZOELÉTRICOS CERÂMICOS E REDE NEURAL. *In: V CONGRESSO BRASILEIRO DE ELETROMIOGRAFIA E CINESIOLOGIA E X SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA*, 2018, Uberlândia. **Anais [...]**. [S. l.: s. n.], 2018. p. 563-566.
- GHAZALI, Aina Mardhiyah M. *et al.* An Accurate Wireless Data Transmission and Low Power Consumption of Foot Plantar Pressure Measurements. *In: 2015 IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ROBOTICS AND INTELLIGENT SENSORS*, 2015, Langkawi. **Anais [...]**. [S. l.]: Elsevier, 2015. p. 302-307.
- TAN, Adin Ming *et al.* Design of Low Cost Smart Insole for Real Time Measurement of Plantar Pressure. **Procedia Technology**, [S. l.], v. 20, p. 117-122, 2015.

QIU, Qin-er ; GU, Yao-dong. Experimental study on plantar pressure of basic step in aerobics sports. **Procedia Engineering**, [S. l.], v. 15, p. 4622 – 4625, 2011.

TANG, Ulla Hellstrand *et al.* Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers – A two-year, randomized trial. **Journal of Clinical & Translational Endocrinology**, [S. l.], v. 1, ed. 4, p. 121-132, 2014.

ARTS, M.L.J. ; BUS, S.A. Twelve steps per foot are recommended for valid and reliable in-shoe plantar pressure data in neuropathic diabetic patients wearing custom made footwear. **Clinical Biomechanics**, [S. l.], v. 26, ed. 8, p. 880-884, 2011.

ALMEIDA, Matheus Oliveira de *et al.* Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners?. **Physical Therapy in Sport**, [S. l.], n. 16, p. 29-33, 2015.

MANN, Robert *et al.* Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. **Gait & Posture**, [S. l.], v. 47, p. 1-9, 2016.

STALLINGS, William. **Arquitetura e Organização de computadores**. São Paulo: Pearson Prattice Hall, 2010.

DEBASTIANI, Carlos Alberto. **Definindo Escopo em Projetos de Software**. São Paulo: Novatec, 2015.

BOLTON, W. **Programmable Logic Controllers, Fifth Edition**. Newnes, 2009.

SOUZA, David José de. **Desbravando o Pic - Ampliado e Atualizado para Pic16f628a**. São Paulo: Érica, 2005.

SOUZA, David José de; LAVÍNIA, Nicolás César. **Conectando o PIC. Recursos Avançados**. São Paulo: Érica, 2007.

TÁBUAS, Carolina Sofia Dias. **Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - FEUP, Porto, Portugal, 2011.

SANTOS, Caroline P. ; VIEIRA, Mário E. M.; STEVAN JR., Sérgio L. SENSORES INERCIAIS APLICADOS À MARCHA HUMANA NO ESPORTE. *In: SEA-SEMINÁRIO DE ELETRÔNICA E AUTOMAÇÃO*, 2016, Ponta Grossa, 2016.

LIMA, Thiago. **Retropé, mediopé ou antepé**. [S. l.], Julho 2018. Disponível em: <https://corridanossadodiaadia.blogspot.com/2018/07/retrope-mediopé-ou-antepe.html>. Acesso em: 30 abr. 2019.

RUNNING MAG. **PÉ ANTE PÉ**. [S. l.], 2015. Disponível em: <https://www.runningmag.pt/pe-ante-pe/>. Acesso em: 6 maio 2019.

INSTITUTO FORTIUS. **Contato do Calcanhar no Solo**. Porto Alegre, 2015. Disponível em: <https://fortius.com.br/contato-do-calcanhar-no-solo/>. Acesso em: 6 maio 2019.

LOUGHBOROUGH PHYSIOTHERAPY & SPORTS INJURIES CLINIC. **Foot Biomechanics**. [S. l.], 2018. Disponível em: <http://www.loughboroughphysio.com/foot-biomechanics/>. Acesso em: 6 maio 2019.

RUNVI. **Runvi - WELCOME TO THE FUTURE OF RUNNING**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://runvi.io/>. Acesso em: 8 maio 2019.

KICKSTARTER. **RUNVI - YOUR ADVANCED DIGITAL RUNNING COACH**. [S. l.], 2018. Disponível em: <https://www.kickstarter.com/projects/runvi/runvi-the-worlds-most-advanced-digital-running-coa/description>. Acesso em: 8 maio 2019.

MOTICON. **Moticon SCIENCE**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://www.moticon.de/science/>. Acesso em: 8 maio 2019.

OLHAR DIGITAL. **Empresa cria palmilha inteligente que ajuda usuário a corrigir sua postura**. [S. l.], 2018. Disponível em: https://olhardigital.com.br/fique_seguro/noticia/empresa-cria-palmilha-inteligente-que-ajuda-usuario-a-corrigir-sua-postura/73298. Acesso em: 8 maio 2019.

ZHOR TECH. **SMART SAFETY FOOTWEAR**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://zhortech.com/safety/>. Acesso em: 8 maio 2019.

EU ATLETA. **Pé cavo e pé chato: descubra a diferença entre os tipos de pisada**. Rio de Janeiro, 2019. Disponível em: <http://globoesporte.globo.com/eu-atleta/saude/guia/pe-cavo-e-pe-chato-descubra-diferenca-entre-os-tipos-de-pisada.html>. Acesso em: 8 maio 2019.

PÉS SEM DOR. **Tipos de pisada**. [S. l.], 2015. Disponível em: <https://www.pesemdor.com.br/blog/tipos-de-pisada/>. Acesso em: 8 maio 2019.

ESPAÇO DIABETES. **Pé Diabético**. Belo Horizonte, 2014. Disponível em: <http://espacodiabetes.com.br/plus/modulos/conteudo/?tac=pe-diabetico>. Acesso em: 9 maio 2019.

ATIVO. **Qual seu tipo de pisada: neutra, pronada ou supinada?**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://www.ativo.com/corrida-de-rua/treinamento-de-corrida/tipos-de-pisada-neutra-pronada-supinada/>. Acesso em: 6 maio 2019.

