

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**  
**DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA**  
**CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA**

**LUCAS MEDEIROS SOUZA DO NASCIMENTO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE PLATAFORMA DE  
PARTIDA**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**PONTA GROSSA**

**2017**

**LUCAS MEDEIROS SOUZA DO NASCIMENTO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE PLATAFORMA DE  
PARTIDA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica, do Departamento Acadêmico de Eletrônica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sergio Luiz Stevan Jr.

**PONTA GROSSA**

**2017**



Ministério da Educação  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Ponta Grossa

Departamento de Eletrônica  
Engenharia Eletrônica



---

## TERMO DE APROVAÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE PLATAFORMA DE PARTIDA  
por

LUCAS MEDEIROS SOUZA DO NASCIMENTO

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado em 17 de Novembro de 2017 como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. Os candidatos foram arguidos pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

---

Dr. Sergio Luiz Stevan Jr  
Prof. Orientador

---

Prof. Msc Felipe Mezzadri  
Membro titular

---

Prof. Msc. José Jair Mendes Alves Jr  
Membro titular

- O Termo de Aprovação assinado encontra-se na Coordenação do Curso -

À Deus em primeiro lugar, pois sem Ele  
nada seria possível

Aos meus pais pela paciência e suporte

Aos meus avôs que sempre me  
inspiraram

À minha namorada pelo companheirismo

Aos meus amigos por sempre  
caminharem comigo

*Lucas M. Souza do  
Nascimento*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por ter me acompanhado, me guardado durante os anos, ter me dado força, sabedoria para enfrentar as dificuldades encontradas o qual sem a sua graça nunca seriam vencidas e pelo seu imprescindível amor.

Dedico meus esforços em memória do meu avô Benedicto Medeiros, fonte de inspiração e exemplo de criatividade aquele que me despertou a paixão pela área, certamente estaria orgulhoso.

Aos meus avós que me inspiraram eu agradeço, o qual por meio de suas histórias me motivaram a correr atrás do meu sonho e batalhar por ele, sempre com justiça, honestidade e cuidando dos meus, sempre carregando vocês comigo. Agradeço a minha família, por todo seu suporte e pela dedicação em me acompanharem durante os desafios, crises encontradas, das horas de conversas e momentos alegres nessa jornada. Agradeço também por suas orações e pelo carinho.

A minha namorada e amigos por andarem comigo lado a lado durante a minha graduação, pelos momentos de diversão, pelos momentos de dificuldade, mas também pela amizade que com certeza permanecerá.

Agradeço meu orientador Dr. Sergio Luiz Stevan Jr. por guiar em todas as etapas, servindo de referência, sendo dedicado, profissional e impecável em suas ações, acreditando no nosso potencial máximo.

Os estudos apresentados contaram com a colaboração parcial do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná representado na pessoa do Professor Doutor Luciano e de seus alunos.

Eu te amo, ó SENHOR, força minha. O  
SENHOR é a minha rocha, a minha  
cidadela, o meu libertador; o meu Deus, o  
meu rochedo em que me refúgio; o meu  
escudo, a força da minha salvação, o meu  
baluarte.

Bíblia Sagrada, Salmos 18:1-2

## RESUMO

NASCIMENTO, Lucas Medeiros Souza do. **Desenvolvimento de um protótipo de plataforma de partida**. 2017. 78. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2017

A avaliação de desempenho de atletas durante a realização de suas atividades é de suma importância devido a concepção de um banco de dados das suas atividades e da evolução do indivíduo em relação aos treinamentos. Atualmente, a medição de características biomecânicas é aplicada em atletas de alto rendimento, pois são demasiadamente custosos os sistemas capazes de mensurar essas características não sendo acessível a toda comunidade praticante. Neste escopo, este trabalho tem como objetivo desenvolver um protótipo de uma plataforma de partida instrumentada para avaliação de desempenho aplicado ao atletismo. O desenvolvimento do protótipo foi realizado com o estudo de sensores de força provendo um método de avaliação da resposta da atividade motora do atleta de corridas. As fases do trabalho foram a escolha da técnica sensora (extensometria) para a medição de força, desenvolvimento dos circuitos (condicionamento de sinais, aquisição dos dados, processamento, comunicação sem fio para a transmissão dos dados) e desenvolvimento de ferramentas de instrumentação virtual para o processamento digital dos dados. As medições de força foram realizadas exercendo uma força vertical sob a plataforma e analisando estatisticamente a sua resposta para a obtenção da equação característica que correlaciona a tensão elétrica e a força aplicada. O resultado alcançado decorrido das medições realizadas em laboratório avaliou a curva de resposta do sensor em relação da tensão (mV) com a força peso (N) obtendo um valor de semelhança de 99,41% ( $R^2$  de 0,9941) e 99,73% ( $R^2$  de 0,9973) para os apoios de 3 mm e 5 mm, respectivamente. Conclui-se então que o objetivo deste trabalho foi alcançado e que seus resultados foram satisfatórios para o desenvolvimento do protótipo.

**Palavras-chave:** Instrumentação; Extensometria; Atletismo de velocidade.

## ABSTRACT

NASCIMENTO, Lucas Medeiros Souza do. **Development a Start Block prototype.** 2017. 78. Completion of course work (Bachelor's degree in Electronic Engineering) - Federal Technological University of Paraná. Ponta Grossa, 2017.

The performance evaluation of athletes during the execution of their activities is extremely important due to the demand to design a database containing information about the performed activities and the individual evolution related to the training applied by the physical education professional. Currently, the measurement of biomechanical characteristics is applied to high performance athletes, since the systems capable of measuring these aspects are too expensive, which limits its application to the other practicing community. Measurements of the biomechanical variables are not affected by external interferences related to the sport. For this reason, the performance evaluation of an athlete can provide data in a more complete and integrated way, supporting the development of its activity. In this context, this work aims to develop a prototype of an instrumented starting block for performance evaluation applied to track and field. The development of the prototype was carried out with the study of force sensors to provide a more accurate method to evaluate the motor activity of the race athlete. The main phases of the study were the choice of the sensing technique (strain gauging) for measuring force, development of the necessary circuitry (signal conditioning, data acquisition, digital processing, and wireless communication for data transmission), and development of a virtual instrumentation for the digital data processing. The force measurements were performed applying a vertical force under the platform and doing a statistical analysis to obtain the equation that correlates the electric tension and the applied force. The results obtained after the measurements performed in the laboratory, regarding the response curve and correlation between weight and force, was a value of 99.41% ( $R^2$  of 0.9941) and 99.73% ( $R^2$  of 0.9973) for the 3 mm and 5 mm supports, respectively. It is concluded that the objective of this work to develop a prototype was achieved and its results were satisfactory.

**Keywords:** Instrumentation; Extensometry; Sprinter.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Gráfico de força de reação para diferentes modalidades do atletismo.....	15
Figura 2 - Fluxograma de funcionamento de uma plataforma de partida instrumentado comercial .....	17
Figura 3 – Modelo de plataforma de partida do fabricante Ômega .....	18
Figura 4– Modelos de plataforma de partida do fabricante Kistler .....	19
Figura 5 – Janela de gráfico do sistema ASC3 .....	19
Figura 6 – Software BioWare® .....	20
Figura 7 – Etapas de largada .....	26
Figura 8 – Gráfico de força resultante sobre o bloco de partida durante a largada...	27
Figura 9 – Extensômetro .....	31
Figura 10 – Esquema de ponte de Wheatstone .....	32
Figura 11 – Esquema de instalação .....	33
Figura 12 – Esquema de instalação .....	34
Figura 13 – Esquema do INA 128 .....	36
Figura 14 – Arduino Leonardo.....	37
Figura 15 – Módulo Bluetooth HC-06 .....	39
Figura 16 - Diagrama de funcionamento do protótipo .....	41
Figura 17 – Requisitos do protótipo.....	43
Figura 18 – Simulação de estresse do apoio podal do protótipo.....	47
Figura 19 – Simulação de esforço sobre o apoio podal do protótipo: Deformação e tensão. ....	48
Figura 20 – Extensômetros instalados. ....	50
Figura 21 – Esquemático do filtro passivo de primeira ordem.....	51
Figura 22 - Foto da vista superior da placa com o circuito eletrônico.....	54
Figura 23 - Placa com o circuito eletrônico e o extensômetro instalado.....	55
Figura 24 - Placa com o circuito eletrônico e o extensômetro instalado.....	56
Figura 25 – Interface gráfica.....	57
Figura 26 – Esquemático do método de correlação entre tensão e força .....	58
Figura 27 – Tensão e força para 20 coletas de cada peso padrão do apoio podal de 3 mm. ....	59
Figura 28 – Tensão e força para 20 coletas de cada peso padrão do apoio podal de 5 mm. ....	60
Figura 29 – Esquemático das etapas de largada válida para análise de 3mm .....	62
Figura 30 – Interface gráfica.....	63
Figura 31 – Gráficos de avaliação.....	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores dos componentes para o filtro passa baixa. ....	52
Tabela 2 – Valores da força peso dos pesos padrões utilizados.....	61

## LISTA DE SIGLAS

EEPROM	<i>Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
GFSK	<i>Gaussian frequency-shift keying</i>
IIC	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
GF	<i>Fator Gage</i>
AD	<i>Analógico digital</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transformer</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
PWM	<i>Pulse Wave Modulation</i>
SIG	<i>(The Bluetooth Special Interest Group)</i>

## LISTA DE ACRÔNIMOS

LabVIEW	<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench</i>
---------	--

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	15
1.2 ESTADO DA ARTE .....	17
1.3 REQUISITOS DO SISTEMA .....	21
1.4 OBJETIVO GERAL .....	22
1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	22
<b>2 METODOLOGIA</b> .....	<b>23</b>
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>25</b>
3.1 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DE AVALIAÇÃO FÍSICA BASEADA EM PLATAFORMA DE PARTIDA .....	25
3.2 EXTENSOMETRIA .....	29
3.3 CONDICIONAMENTO DO SINAL .....	31
3.4 AMPLIFICAÇÃO DO SINAL .....	34
3.5 MICROCONTROLADOR .....	36
3.5.1 Sistema microcontrolado .....	36
3.6 COMUNICAÇÃO BLUETOOTH .....	38
3.7 INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL .....	39
<b>4 DESENVOLVIMENTO</b> .....	<b>40</b>
4.1 ESTUDO MECÂNICO .....	42
4.1.1 Definição dos requisitos .....	43
4.1.2 Construção .....	46
4.2 DETERMINAÇÃO DO LOCAL DE FIXAÇÃO DOS SENSORES .....	47
4.3 ESTUDO ELETRÔNICO .....	49
4.3.1 Escolha da ponte utilizada .....	49
4.3.2 Estágio de Filtragem .....	50
4.3.3 Estágio de Amplificação .....	52
4.3.4 Digitalização do sinal .....	52
4.3.5 Comunicação e transmissão de dados .....	53
4.3.6 Montagem experimental .....	53
4.4 INSTRUMENTAÇÃO E INTERFACE .....	56
4.4.1 Instrumentação e apresentação dos dados .....	56
4.4.2 Visualização dos dados .....	57
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>57</b>
5.1 CALIBRAÇÃO .....	58
5.2 INFORMAÇÃO APRESENTADA NA INTERFACE GRÁFICA .....	62
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	<b>65</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>67</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A prática esportiva nas mais diferentes modalidades normalmente tem um conjunto comum de exercícios e movimentos, como corridas, saltos e mudança de direção de deslocamento (futebol, atletismo, basquete, voleibol e entre outros). Para cada caso, um mesmo exercício pode ser desenvolvido de formas diferentes, buscando aprimorar o desempenho do atleta naquela modalidade.

A avaliação de desempenho de um atleta em atividades de deslocamento pode ocorrer utilizando equipamentos auxiliares que permitam a avaliação de forças aplicadas nele pelo atleta. Estas forças podem ser correlacionadas com outras grandezas físicas e assim auxiliar nos estudos das áreas de melhoria de desempenho, avaliação dos padrões do movimento e até a prevenção ou mesmo o tratamento de lesões durante a prática esportiva (KERWIN, 1997).

O esporte de uma maneira geral é um grande campo para aplicação de equipamentos tecnológicos em todos seus segmentos. A busca por melhores resultados exige cada vez mais preparo dos atletas e de suas equipes, demandando conhecimentos científicos mais específicos, fomentando assim o desenvolvimento tecnológico nos âmbitos esportivos competitivos. Atualmente, os esportes têm buscado avançar agregando cada vez mais tecnologia e estudos, seja por meio de equipamentos para análise de desempenho quanto para as técnicas empregadas pelos atletas durante a prática da modalidade (SILVA, 2007).

Para a avaliação de condicionamento físico e desempenho, os avanços nos estudos fisiológicos e antropométricos têm permitido aos treinadores ampla possibilidade na busca de diferentes estratégias de treinamento, o desenvolvimento de novas tecnologias para o auxílio e a facilitação da obtenção dos dados necessários para estes tipos de avaliação tem evoluído junto com os esportes (OLIVEIRA *et al*, 2010).

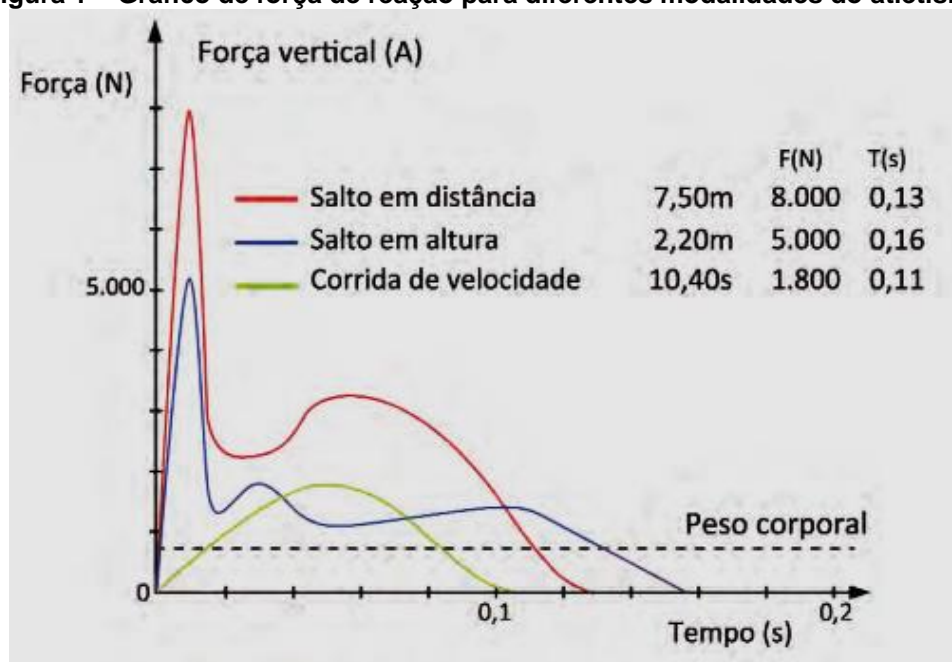
Segundo Pereira e Navarro (2008), um treinador deve buscar medidas e ferramentas capazes de analisar o desempenho dos atletas, acompanhar a evolução e estabelecer uma forma para que o mesmo esteja cada vez mais preparado. A obtenção de dados consequentes da atividade serve para a evolução da prática esportiva, auxiliando os atletas a direcionarem os seus esforços por meio da aquisição dos sinais, construindo um banco de dados com informações relevantes sobre a eficácia dos treinamentos para as diferentes práticas esportivas. Sendo assim o

treinador em posse das variáveis de desempenho pode elaborar a composição dos treinamentos buscando suprir as necessidades do atleta, sejam elas técnicas ou físicas.

A realidade da maioria dos treinadores esportivos é resumida na utilização de métodos simplórios de coleta de dados. Um exemplo disso é o processo de avaliação de tempo de deslocamento o qual normalmente utiliza apenas um cronômetro. O que pode causar incertezas de medição sistemáticas ocasionados pelo fator humano devido o tempo de reação do treinador ao observar o movimento do atleta (VUOLO, 1996).

Além do tempo, a força aplicada por um atleta com os pés durante o seu deslocamento também é uma grandeza importante para avaliação do deslocamento. Por meio dela, é possível avaliar impulso, saltos, mudança de direção, entre outras grandezas. A força de reação do solo exercida por um atleta na superfície de contato durante a fase de largada é a responsável por sua movimentação, sendo representado por um vetor em função do tempo (AMADIO; SERRÃO, 2007), o qual é influenciado pela preparação, treinamento e a modalidade praticada. Para ilustrar, a Figura 1 apresenta um gráfico com três curvas de força em função do tempo, para três esportes diferentes: salto em distância, salto em altura e corrida em velocidade. Percebesse que, conforme o objetivo do exercício, a força vertical aplicada pelo atleta tem intensidade e durações diferente, o que pode ser analisado durante o treinamento, desde que existam equipamentos que se possam coletar estas informações.

Figura 1 – Gráfico de força de reação para diferentes modalidades do atletismo.



Fonte: BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO, 2013.

Para atletas de corrida, plataforma de partida são utilizados para prover melhor arranque dos atletas. Estes acessórios, podem conter sensores que permitem a coleta de informações como instante de arranque, força aplicada, aceleração e entre outros. As plataformas de partida instrumentados já estão disponíveis aos atletas profissionais, sendo eles empregados em competições oficiais para detectar largadas incorretas ou adiantadas (PHILPOTT et al, 2014).

### 1.1 JUSTIFICATIVA

O atletismo de velocidade possui fases durante a sua execução, que são o tempo de reação na largada, aceleração ou saída da plataforma de partida, transição, velocidade máxima e desaceleração (CLARO; SANTOS, 2012). Das 5 fases mencionadas 2 fases são relacionadas a plataforma de partida, sendo devido as essas fases que o treinador deve possuir conhecimento de diversas técnicas de treinamento para auxiliar o atleta a desenvolver seu potencial máximo. Segundo Claro e Santos (2012) quando o treinamento está incorreto, ou a fisiologia é o impeditivo de progredir, reflete imediatamente no desempenho nos rankings.

O estudo da biomecânica tem como principal objetivo estudar padrões da execução dos movimentos, buscando melhorar os resultados, aprendizado e

melhoramento da saúde. A aplicação de estudos no esporte de alto rendimento, busca-se atuar na prevenção de lesões, reabilitação, correção do modo de execução da atividade (FUNDAÇÃO VALE, 2013).

O conhecimento da teoria permite estabelecer as habilidades, podendo ser por meio da observação e/ou mensuração das mais diversas variáveis biomecânicas. O conhecimento desses mecanismos favorece os profissionais que por meio dos dados conseguem diferenciar as características técnicas, estilo e vivência do atleta para que se possa realizar correções e/ou adaptações modificando o treino a realidade e necessidade do atleta (FUNDAÇÃO VALE, 2013)

Na maioria dos eventos esportivos o sucesso está atrelado ao desempenho dos músculos do atleta, seja em função do nível de força eles podem fornecer, do tempo e potência que eles podem exercer durante a realização da atividade. A potência máxima que os músculos de um atleta treinado podem chegar é cerca de 7000 k-m/min nos primeiros 8 a 10 segundos atingindo surtos durante curtos períodos, como exemplo do atletismo na corrida de 100 metros (GUYTON; HALL, 2006).

Em eventos de corrida curtas, o desempenho inicial tem um grande impacto no resultado final (WILLWACHER *et al*, 2013). Por este motivo o estudo da avaliação das características de desempenho do arranque do atleta pode ser aprimorado.

Baseado nisso, a utilização de sensores e dispositivos eletrônicos pode permitir a avaliação do movimento do atleta. Quando sensores de força/pressão são utilizados em plataforma de partida, os dados coletados podem prover informações importantes com relação ao arranque do atleta. A utilização de uma plataforma de partida instrumentado visa auxiliar o profissional a criar uma base científica de dados, permitindo que se possa analisar informações sobre a movimentação do atleta para que alguma tomada de decisão em relação à orientação de como o exercício está sendo executado possa seja mais ágil. Assim, o uso de um equipamento como este beneficia tanto o trabalho do técnico quanto o próprio atleta, ajudando-o a evitar lesões devido uma quantidade elevada de carga nos treinamentos ou execução incorreta da técnica, a qual em um extremo poderia inclusive o levar a incapacidade permanente para a atividade esportiva.

Entretanto, estes equipamentos sem instrumentação possuem um valor comercial na ordem de alguns milhares de reais, tendo o modelo instrumentado maior valor o que algumas vezes limita o uso dele na maioria dos atletas, deixando-o quase que exclusivamente utilizado em atletas com melhor suporte.



Neste contexto, este trabalho propõe a construção e instrumentação de uma plataforma de partida, o qual permita a extração de dados de atletas com objetivo de prover a melhoria da prática esportiva.

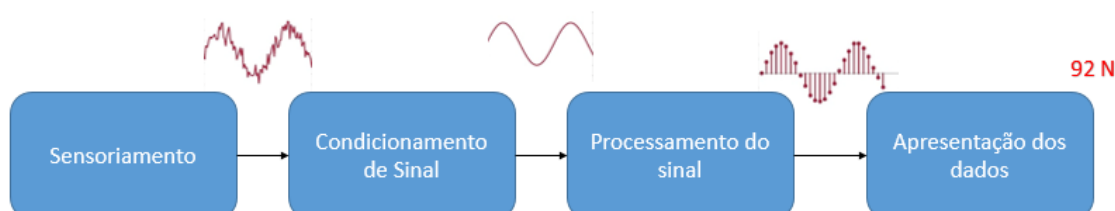
As atividades de pesquisa foram iniciadas dentro do projeto de inovação com auxílio financeiro da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (edital PROREC 04/2016), o qual gerou um artigo e o mesmo foi apresentado no Seminário de Extensão e Inovação 2017 da UTFPR, na cidade de Londrina (ver Apêndice A).

## 1.2 ESTADO DA ARTE

A plataforma de partida é um equipamento utilizado no atletismo para permitir ao atleta um melhor posicionamento no momento da largada, sendo comercialmente encontrados sob duas classes convencionais: módulo de treinamento e módulo de competição. Com o objetivo somente fornecer o apoio ele pode ser encontrado com apoio fixo ou variável e quando instrumentados pode-se encontrar com sensores de medição de força ou de contato.

Os sistemas comerciais para plataforma de partida instrumentados possuem um funcionamento parecido embora sejam destinados a objetivos diferente, mas basicamente necessitam das mesmas etapas para obterem seus resultados e apresentarem aos seus usuários este processo de funcionamento pode ser dividido como é apresentado no fluxograma da Figura 2.

**Figura 2 - Fluxograma de funcionamento de uma plataforma de partida instrumentado comercial**



**Fonte: Autoria própria.**

Entre algumas das marcas encontradas comercialmente dos modelos de equipamentos capazes de mensurar variáveis de desempenho para o atletismo

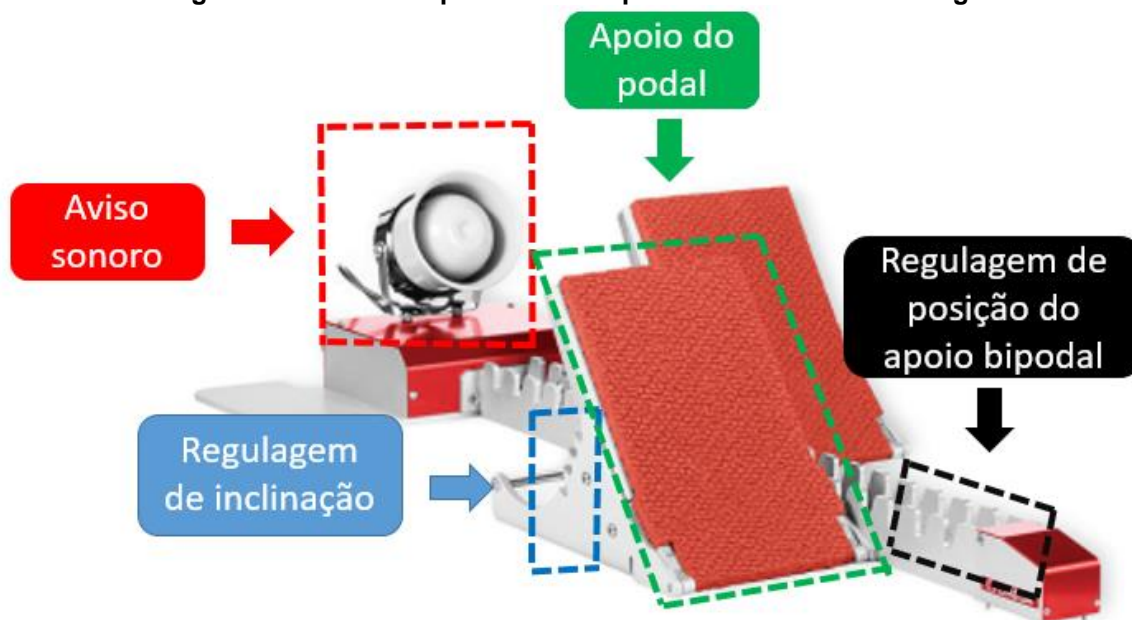
podem ser divididos entre duas categorias como os de competição (para avaliação de falsa largada, como a Ômega) e de treinamento (Kistler Group).

a) Exemplo de modelo de competição (Ômega)

O modelo da fabricante Ômega (apresentado na Figura 3), como é utilizado competitivamente, possui os apoios podais que dão o suporte e aderência para que o atleta realize a largada de forma adequada, tendo ajustes de nível angular e distância entre os pés. Ele apresenta uma tecnologia não informada pelo fabricante, porém é capaz de analisar as respostas de força resultante e pode-se detectar a falsa largada do atleta, os quais são apresentados ao usuário utilizando um *software* de análise fornecido pelo fabricante.

Como a plataforma de partida é um sistema individual, os demais equipamentos são opcionais, podendo formar um conjunto para competição. O sistema também pode ser composto por diversos subsistemas como o de detecção de falsa largada, a pistola eletrônica e os sinais sonoros são alguns desses opcionais (SWISS TIMING, 2015).

Figura 3 – Modelo de plataforma de partida do fabricante Ômega



Fonte: Adaptado SWISS TIMING, 2015.

b) Exemplo de modelo de treinamento (Kistler Group)

O modelo da fabricante Kistler (apresentado na Figura 4) é similar aos modelos competitivos em sua mecânica, tendo ajuste longitudinal entre os apoios podais e ajuste de nível angular. Entretanto, possui sensores de pressão

piezoelétricos que o permitem ser capaz de medir três componentes de forças, que possa observar a direção da força, o tempo de reação do atleta ao sinal sonoro, o contato com a plataforma e outros parâmetros que combinados podem auxiliar o educador físico a avaliar a movimentação do atleta. O equipamento possui acessórios que são ferramentas opcionais como sistema de aquisição e *software* da própria empresa (KISTLER, 2013).

**Figura 4– Modelos de plataforma de partida do fabricante Kistler**



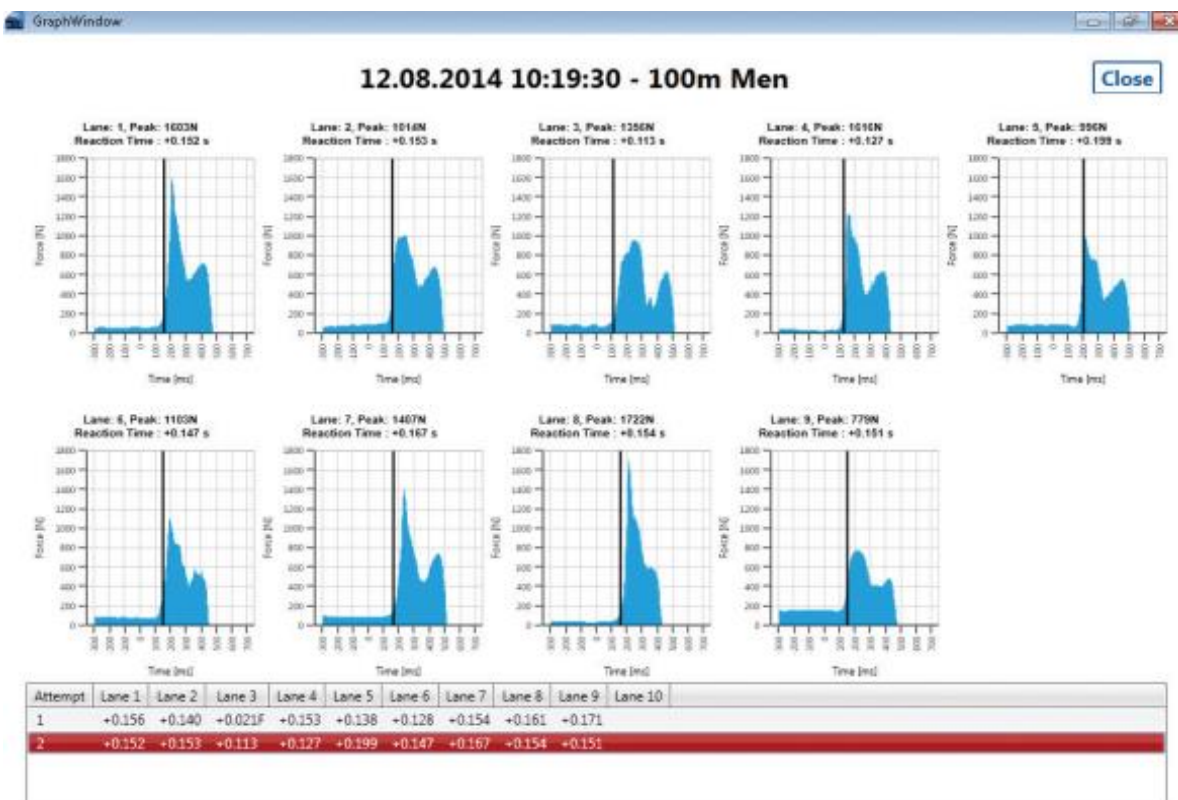
**Fonte: KISTLER, 2013.**

c) Interfaces de visualização de dados

A interface gráfica de cada um dos dois sistemas citados apresenta características voltadas para os seus objetivos, sendo a diferença entre eles dada a suas aplicações.

Alguns gráficos fornecidos pela interface do fabricante Ômega podem ser apresentados na Figura 5. Eles ilustram alguns sinais de força obtidos pelo apoio podal conectado ao sistema de detecção de falsa largada, onde o eixo Y representa a força resultante (Newton) e o eixo X representa o tempo (milissegundos). A falsa largada é sinalizada quando é detectado o movimento antes de um 100 ms após o disparo de partida. O sinal captado de força é obtido através da resultante das componentes exercidas em cada um dos apoios podais e sobrepostos. Observando a imagem, verificam-se as componentes, observadas através dos dois picos de força em tempos diferentes presentes em todas os gráficos.

**Figura 5 – Janela de gráfico do sistema ASC3**

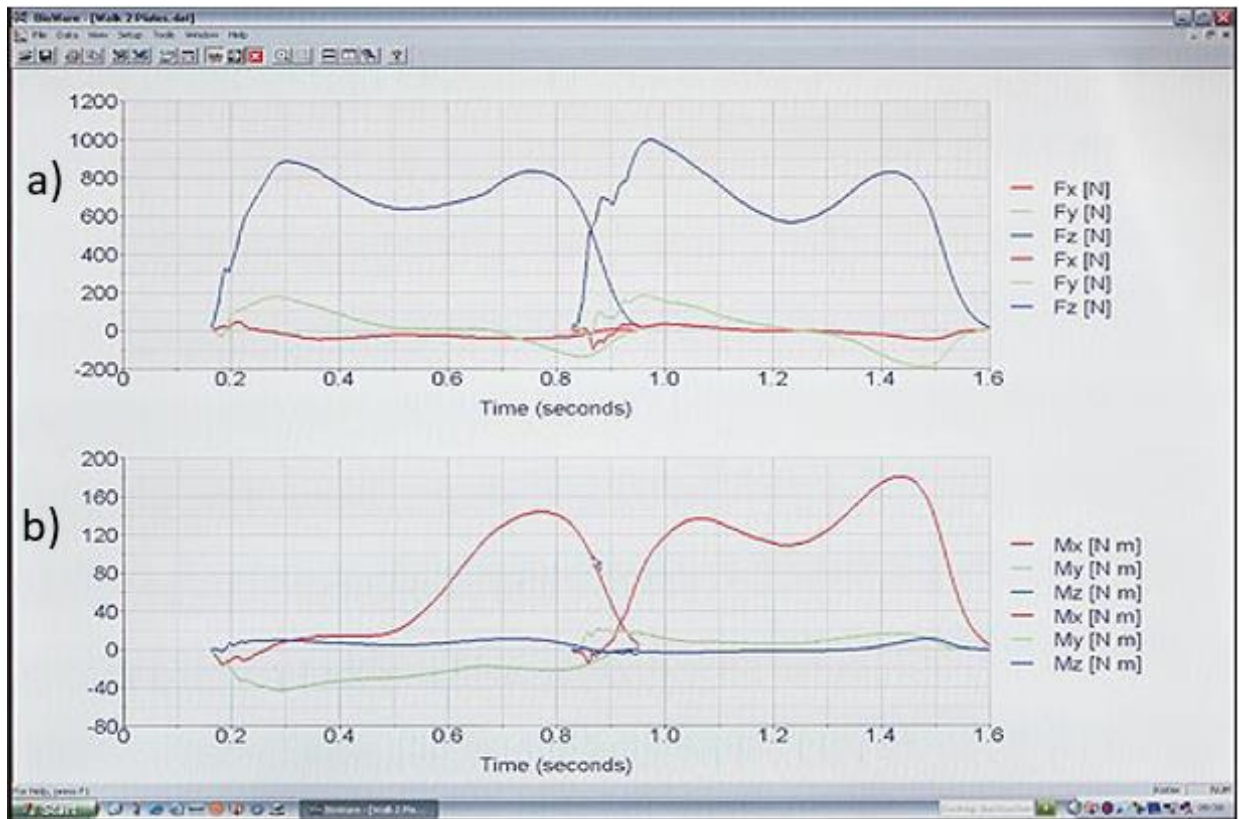


Fonte: SWISS TIMING, 2015.

O fabricante Kistler disponibiliza um *software* denominado BioWare®, utilizado para a aquisição de dados e com interface gráfica das plataformas de forças que permitem ao indivíduo obter uma análise estatística, filtros digitais, análise de frequência (FFT) e aquisição de parâmetros (força, centro de pressão, momento, gradiente de força, entre outros), sendo o item (a) da Figura 6 referente a componentes de força captadas pelo sistema de aquisição do plataforma de partida ou de alguma plataforma de força da fabricante e o item (b) são os momentos para cada uma das componentes em que são apresentados na Figura 6.

Figura 6 – Software BioWare®

a) Sinal de força da plataforma e b) Momento correspondentes dos sinais de força.



Fonte: KISTLER, 2013.

### 1.3 REQUISITOS DO SISTEMA

Para o desenvolvimento do bloco de partida instrumentado, elencou-se os seguintes requisitos desejáveis:

- Possuir a menor quantidade de componentes buscando sempre o menor custo do protótipo;
- Utilizar alimentação do sistema por bateria(s) analisando a correlação entre menor volume em função da maior autonomia (circuitos de baixo consumo), facilitando a utilização em testes *outdoor*;
- Realizar a transmissão dos dados utilizando tecnologia de comunicação sem fio;
- O sistema de visualização dos dados deve ser de fácil entendimento e fácil utilização;
- O sistema de visualização dos dados deve fornecer um método para que os dados sejam salvos em algum formato que permita a análise posterior de dados por outros softwares de análise numérica.

#### 1.4 OBJETIVO GERAL

Construir uma plataforma de partida com instrumentação eletrônica que permita fazer a aquisição de parâmetros de desempenho para posteriormente prover dados de força e tempo para as possíveis análises da potência de membros inferiores para esportistas de atletismo de velocidade que utilizem o equipamento.

#### 1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar o referencial teórico;
- Construir uma plataforma de partida, baseado em chapas de alumínio;
- Instrumentar os apoios com extensômetros;
- Desenvolver circuitos de condicionamento e aquisição de sinais para os sensores instalados;
- Analisar o sinal de deformação do material da plataforma de partida;
- Dimensionar um circuito de condicionamento de sinais para cada plataforma;
- Desenvolver uma interface para a interação com o usuário;
- Desenvolver uma rotina de apresentação de resultados e salvá-los; e
- Analisar os dados.

## 2 METODOLOGIA

O desenvolvimento deste trabalho empregou uma metodologia em 4 fases: pesquisa bibliográfica; análise mecânica; instrumentação eletrônica e análise dos dados obtidos.

Primeiramente, foi realizado um estudo aprofundado sobre o atletismo e sobre a área eletrônica, o qual permitiu identificar as principais características do movimento, das variáveis buscadas para a avaliação de desempenho observadas pelos treinadores e/ou pesquisadores da área, aspectos da modelagem numérica, os materiais e componentes viáveis para a construção do sistema. O estudo da modalidade de corrida do atletismo apresenta movimento característicos durante a realização da atividade que permite a análise por meio de variáveis que têm relação ao desempenho no instante da largada. Também foi observado como obter o maior número de variáveis relevantes com a utilização de um único dispositivo.

Optou-se pela construção de um protótipo, iniciando pela investigação das características mecânicas empregadas em modelos comerciais. O estudo mecânico julgou as características do material a ser utilizado e o seu formato averiguando a viabilidade do emprego do sensor extensômetro, em que por meio da simulação em software específico pode ser observado e a elaboração de um projeto para a sua execução.

Com base nos estudos sobre a eletrônica envolvida permitiu-se levantar os parâmetros necessários para a escolha do tipo de sensor. Pode-se dividir em escolha do modelo, local de aplicação, técnica de aplicação e condicionamento do sinal. As características estudadas do sensor escolhido necessitaram serem validadas a partir do seu funcionamento, sendo um processo de calibração realizado que consistiu em dispor pesos-padrão sobre a plataforma de partida e repetindo 20 vezes para cada valor de massa e assim correlacionar os valores obtidos na coleta de dados se utilizando de uma metodologia que consiste na deformação realizada no material de apoio por meio de força peso aplicada devido a ação do peso padrão exercendo uma variação de resistências expressa pelos sensores extensômetros o qual é sensível a tensão mecânica permitindo assim analisar estatisticamente e obter a sua equação correspondente de funcionamento.

Um microcontrolador é responsável pela leitura analógica do sinal de tensão obtido em função da resposta de deformação elástica da plataforma. Também é responsável por controlar a comunicação sem fio entre sistema e um dispositivo (PC, celular e entre outros).

A interface gráfica foi realizada por meio do *software* LabVIEW™ de instrumentação virtual qual permitiu realizar a integração dos sistemas (físico e virtual) por meio da leitura de uma entrada serial (USB) analisando os dados recebidos, processando de maneira digital e preparando uma interface para o profissional que utilizará nas atividades, além de salvar os dados para análises posteriores.

Uma análise estatística foi realizada para verificar a correlação das variáveis dentre os dados obtidos, linearidade e a sua repetibilidade. O comportamento do sinal obtido é avaliado também do ponto de vista de verificar se as características do movimento da largada são replicáveis durante a execução e operação do sistema.



### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Uma plataforma de partida pode sofrer uma deformação elástica do seu material devido à aplicação de uma força mecânica em sua superfície pelo atleta. Por ocasião dessa deformação elástica, o uso de extensômetros instalados no equipamento podem oferecer a variação da grandeza resistência elétrica de forma diretamente proporcional à deformação mecânica (GYADAGNINI; ROCHA; ELISABETH, 2011).

Por meio de circuitos de condicionamento, a variação de resistência elétrica deve ser traduzida em variação de tensão elétrica, permitindo a sua leitura por um sistema microcontrolado e sendo digitalmente correlacionado com a força mecânica aplicada. Estes circuitos são necessários para apresentar um sinal elétrico que possa ser interpretado pelo sistema microcontrolado realizando essas tarefas por meio da excitação, transdução, amplificação e/ou delimitação (STEVAN JR; SILVA, 2015).

Uma vez que os dados sejam adquiridos pelo microcontrolador, os mesmos precisam ser transmitidos para poderem ser processados e apresentados, permitindo assim a atuação do treinador sobre os dados de desempenho do atleta.

Baseado nisso, a sessão 3.1 vai descrever as definições acerca das variáveis de desempenho que permitem ser observadas durante desenvolvimento esportivo sobre uma plataforma de partida instrumentado como o proposto, enquanto as demais sessões tratarão do sensor e dos dispositivos eletrônicos propriamente dito.

#### 3.1 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DE AVALIAÇÃO FÍSICA BASEADA EM PLATAFORMA DE PARTIDA

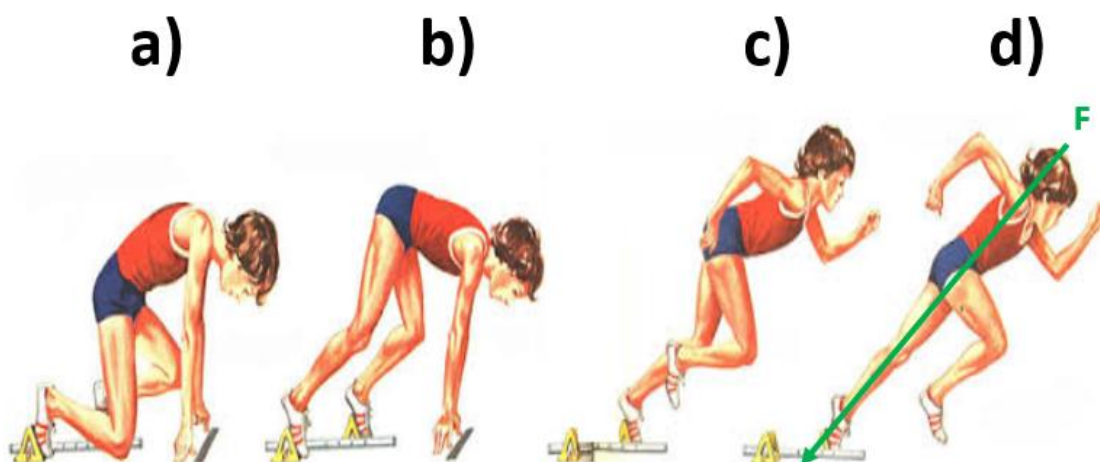
As variáveis de avaliação física permitem quantificar por meio de grandezas envolvidas durante a atividade em informações disponíveis ao treinador durante a análise. Segundo Ávila et al (2002) para se ter uma boa avaliação dos movimentos esportivos, destaca-se as fases que compõem todo o processo como medição, descrição, monitoramento e análise. Logo, a medição deve ser algo palpável para o técnico conseguir realizar as etapas subsequente tornando o equipamento um aparato técnico de suporte científico em apoio ao desenvolvimento da pratica esportiva. Esta seção tratará de quais as variáveis que podem ser obtidas partindo do sistema

montado e como são caracterizadas essas variáveis e em função de quem elas são obtidas.

O movimento de largada (apresentado na Figura 7) é composto basicamente por 4 fases:

- a) O posicionamento inicial é o momento em que os atletas recebem o comando do arbitro “as suas marcas” e se posicionam com um dos joelhos tocando o chão;
- b) Ao receber o sinal de “prontos” os atletas levantam os quadris entrando na posição de largada conforme a sua técnica;
- c) Somente após o disparo é autorizado a largada e a perna dianteira inicia o alongamento da musculatura projetando o corpo para frente com auxílio da perna traseira até que a mesma perca o contato com o apoio; e
- d) Quando realiza o alongamento máximo é o instante de pico de força da perna dianteira, progredindo para que o atleta deixe de ter contato com a plataforma de partida.

**Figura 7 – Etapas de largada, onde: a) é o posicionamento inicial; b) é o instante imediatamente anterior à largada; c) é o instante imediatamente posterior à largada; ed) é o instante de maior alongamento na largada.**

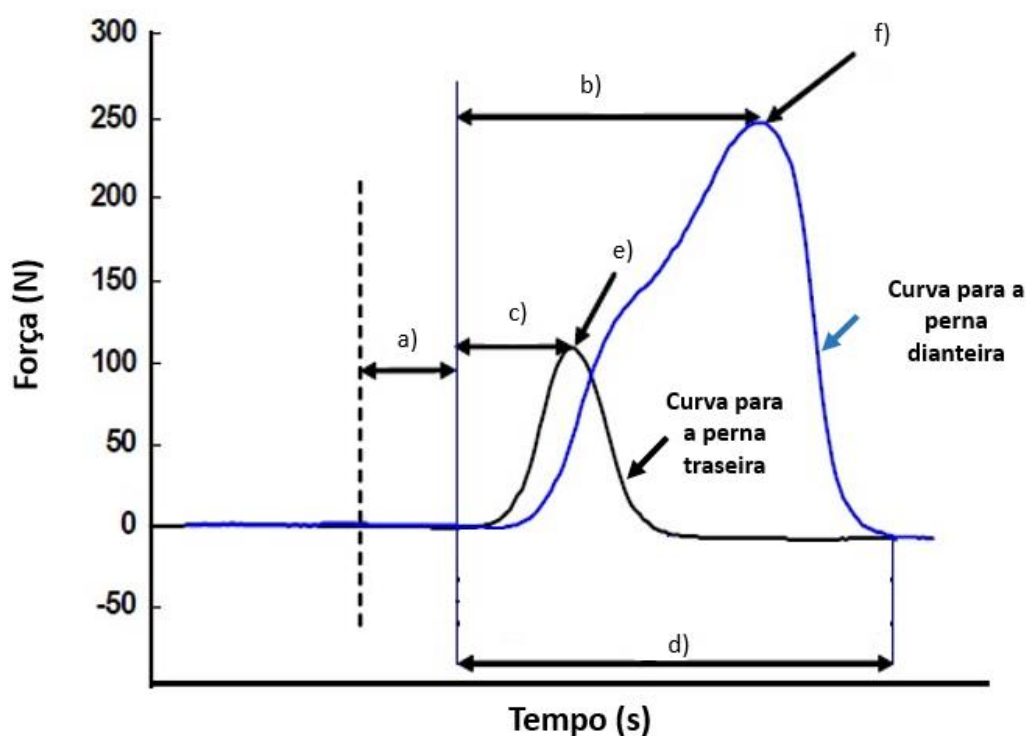


Fonte: Adaptado (SOBRAL, 2017)

As fases apresentadas pela Figura 7 se captadas por um sistema que seja capaz de realizar a medição de força, ela poderia ser representada pela Figura 8.

O item (a) da Figura 8 representa o tempo de reação para ambas as pernas. Os itens (b) e (c) da Figura 8 é o tempo de subida que é o intervalo de tempo que o atleta levou para atingir o pico de força, sendo para perna dianteira característico pelo alongamento da perna caracterizado pelo item (d) da Figura 7. Para item (d) da Figura 8 é o intervalo de tempo desde a largada até o momento em que o atleta deixa de ter contato com a plataforma de partida que é o tempo para realizar todas as etapas representadas na Figura 7. Os itens (e) e (f) da Figura 8 representam os instantes de máximos níveis de força atingidos para cada uma das pernas durante o movimento de largada.

**Figura 8 – Gráfico de força resultante sobre o bloco de partida durante a largada**  
 a) Tempo de reação, b) Tempo de subida da perna dianteira, c) Tempo de subida da perna traseira, d) Tempo de bloco, e) Pico de força da perna traseira, f) Pico de força da perna dianteira.



Fonte: Adaptado (FORTIER et al., 2005)

#### a) Tempo de reação

O tempo de reação é o intervalo de tempo que o corpo leva para receber um estímulo externo e realizar o primeiro movimento detectável da parte desejada, o que apresenta uma maior chance de sucesso durante a atividade desenvolvida. O tempo de reação varia de acordo com o tipo de estímulo. Entre os tipos de estímulos, destacam-se: acústico, que varia entre 130 e 170 milissegundos; visual, de 200 a 250 milissegundos; ou tátil, que varia entre 150 a 160 milissegundos. O tempo de

reação é dividido em dois momentos, chamados pré-motor e motor. O momento pré-motor é definido pela diferença de tempo do estímulo para o sinal de ativação muscular enquanto o motor é definido pelo tempo do sinal de ativação muscular até o primeiro movimento detectável (MYAMOTO; MEIRA JÚNIOR,2004).

b) Tempo de plataforma

O tempo de plataforma é o intervalo de tempo que decorre desde o momento em que é emitido o sinal de estímulo de largada até o momento em que o atleta deixa de ter completamente o contato com a plataforma de partida. Segundo Willwacher (2013), atletas que desempenham maior força durante essa fase acabam possuindo menores números de tempo nesse parâmetro, sendo assim apresentando uma forte correlação entre as duas variáveis.

c) Tempo de subida

O tempo de subida de força é o intervalo de tempo em que ocorre o sinal de estímulo da largada e o acontecimento do pico de força detectável pelo apoio. Este parâmetro permite observar quão rápido o corpo consegue entender o estímulo e disponibilizar a maior potência muscular na realização do movimento de largada, refletindo diretamente no tempo em contato com a plataforma.

d) Pico de força

Pico de força é o máximo de força aplicada sobre a superfície do apoio. Força horizontal e força vertical são observadas durante o pico de força da plataforma de partida após normalizado o peso do corpo, observando o comportamento na fase do bloco de partida que está sujeito a variação da posição do atleta sob o bloco (HUBERT et al, 2005).

e) Impulso

O impulso é determinado pela quantidade de força aplicada nos primeiros 100 ms após o primeiro sinal detectado resultante do contato com a plataforma, podendo servir também para observa a taxa de desenvolvimento de força (WILSON et al,1995).

É possível avaliar outras grandezas se acoplar outros equipamentos a estrutura de avaliação, cruzando informações entre diferentes sensores avaliando grandezas secundárias como sensores inerciais, acelerômetros, tapetes de contato ou até mesmo sistemas de análise vídeo.

### 3.2 EXTENSOMETRIA

Os extensômetros são transdutores sensíveis a deformação mecânica do material, podendo ser alumínio, aço, concreto e outros. A deformação mecânica resulta na variação da resistência elétrica. Por meio da deformação relativa de um objeto submetido a esforço mecânico, é possível realizar a leitura da variável de resistência elétrica. Os extensômetros são capazes para este tipo de aplicação, pois possuem característica que dependem razoavelmente das condições para a precisão, tamanho, peso, facilidade de manipulação, instalação, em ambientes hostis como os submersos em água ou em atmosfera corrosiva e tempo de resposta de eventos dinâmicos (JAVAREZ; MARTINS,2012). O custo não deve ser incorporado como requisito de escolha, pois devido a aplicação o custo total do sistema pode ser reduzido se a escolha do modelo, tanto como a escolha do local de aplicação e o número de componentes relevantes for devidamente observada pelo projetista (MICROMEASUREMENTS,2014).

Comercialmente existem diferentes configurações de extensômetros, podendo ser uniaxial, biaxial, rosetas ou especiais, cada tipo específico para um tipo de projeto, pois a escolha inadequada poderá resultar na falha de leitura dos dados (JAVAREZ; MARTINS, 2012). Os valores de resistência base encontrados comercialmente mais comuns podem ser de 120Ω, 350Ω, 700Ω e 1kΩ de acordo com as informações apresentadas nas páginas das fabricantes HBM, Ômega e Excel Sensores.

O extensômetro foi concebido a partir das descobertas realizadas por Lord Kelvin no ano de 1856, o qual percebeu que a resistência elétrica é dependente da deformação do condutor. A partir desse princípio, o extensômetro é composto de um condutor fino entre placas também finas que servem de suporte e terminais de conexão disposto no sentido do qual o mesmo sofrerá a deformação (VALIDO; SILVA,1997). As descobertas de Robert Hooke em 1678 o permitiram relacionar a deformação resultante com a tensão gerada (conhecida como a Lei de Hooke) que analisa a deformação do material enquanto se encontra na região elástica (GRANTE, 2004) e é dada pela Equação 1:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1)$$

em que:

$\sigma$  é a tensão gerada no material [Pa];

$E$  é o módulo de elasticidade [GPa]; e

$\varepsilon$  é a deformação resultante do material [adimensional].

A utilização deste elemento é dada com o propósito de obter a resposta de força aplicada por meio da deformação do material, devendo ser resistente a fadiga provocada de repetitivos usos e segundo Javarrez e Martins (2012) o mesmo deve possuir uma grande sensibilidade longitudinal e que essas características são dependentes da liga do filamento utilizado na construção.

A resistência elétrica é o princípio que o extensômetro expressa a sua grandeza que é dado pela equação 2.

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (2)$$

Em que:

$R$  é a resistência elétrica [ $\Omega$ ];

$A$  é a área do condutor [ $m^2$ ];

$L$  é o comprimento [m]; e

$\rho$  é a resistividade elétrica [ $\Omega/m$ ].

Derivando parcialmente a equação 2 e dividindo também pela mesma equação tem-se:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} \quad (3)$$

Em comparação a variação do comprimento, a variação da área é relativamente mínima a equação é reduzida:

$$\frac{\Delta R}{R} \sim \frac{\Delta L}{L} \quad (4)$$

Sendo a deformação apresentada pela equação 5.

$$\frac{\Delta L}{L} = \varepsilon \quad (5)$$

O *gage fator* ( $GF$ ) ou fator de sensibilidade é a medida com que o filamento varia a sua resistência elétrica enquanto o material é alongado. Quanto maior a sua variação maior a sua sensibilidade, sendo o mesmo expresso pela Equação 6 (AGILENT,1999).

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = \frac{\Delta R}{R \varepsilon} \quad (6)$$

em que:

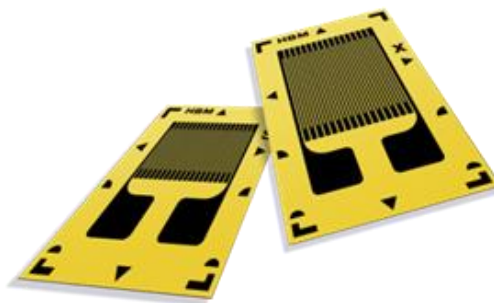
$R$  é a resistência elétrica [ $\Omega$ ];

$L$  é o comprimento [m]; e

$\varepsilon$  representa a deformação resultante do material [adimensional].

O extensômetro, apresentado na Figura 9 é um elemento sensível a variação devido os efeitos da temperatura causado pela dilatação do filamento metálico, variando a resistência e o GF do elemento. Comercialmente existem, extensômetros que possuem compensação de temperatura para determinados tipos de material, evitando que tenham que ser utilizados outros extensômetros para realizar a compensação, o que acaba evitando deixar a aplicação mais onerosa (AGILENT,1999).

**Figura 9 – Extensômetro**



Fonte: Hottinger Baldwin Messtechnik (1986).

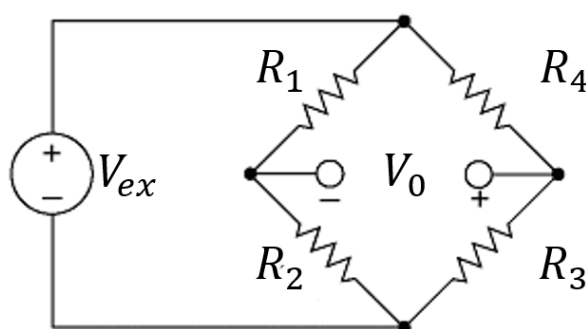
Um extensômetro comercial pode chegar a ter uma variação de alongamento entre 2% até 10% o que se reflete diretamente proporcional a resistência elétrica (HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK,1986).

### 3.3 CONDICIONAMENTO DO SINAL

O extensômetro tem sua resposta em forma de variação de resistência. Entretanto, os sistemas amplamente utilizados captam a variação de tensão ou corrente e por este motivo a realização de uma ponte resistiva conhecida como ponte de Wheatstone é necessária (EKAWITA; KHAIRURRIJAL; MUNIR, 2013).

A ponte de Wheatstone possui diferentes configurações que dependem do tipo de aplicação em que é submetida podendo ser  $\frac{1}{4}$  de ponte,  $\frac{1}{2}$  ponte ou ponte completa. A ponte de Wheatstone é composta de quatro elementos distribuídos em dois braços cada um com dois elementos em série, sendo o sistema composto por quatro nós, onde dois servem para alimentar o sistema e outros dois para obtenção de um nível de tensão que representa balanceamento do circuito, como apresentado na Figura 10 (HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK, 1986). Se os Resistores forem idênticos, o circuito diz-se equilibrado e a tensão  $V_o$  é 0V; entretanto, se houver alguma variação de uma das resistências,  $V_o$  será diferente de zero, identificando o desbalanceamento dos braços.

Figura 10 – Esquema de ponte de Wheatstone



Fonte: National Instruments.

A saída  $V_o$  é representada pela Equação 7.

$$V_o = \left( \frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \cdot V_{ex} \quad (7)$$

Em que:

$R$  é a resistência elétrica [ $\Omega$ ];

$V_o$  é a tensão de saída [V]; e

$V_{ex}$  é a tensão de entrada [V].

A resistência de base é quando não há alongamento ou compressão, quando se possui as resistências do circuito iguais e o sistema tem a sua tensão de saída ( $V_o$ ) igual a zero, pois o sistema está em equilíbrio. Na prática é extremamente difícil, pois os resistores possuem as suas variações, logo não terão suas resistências nominais ao mesmo tempo.



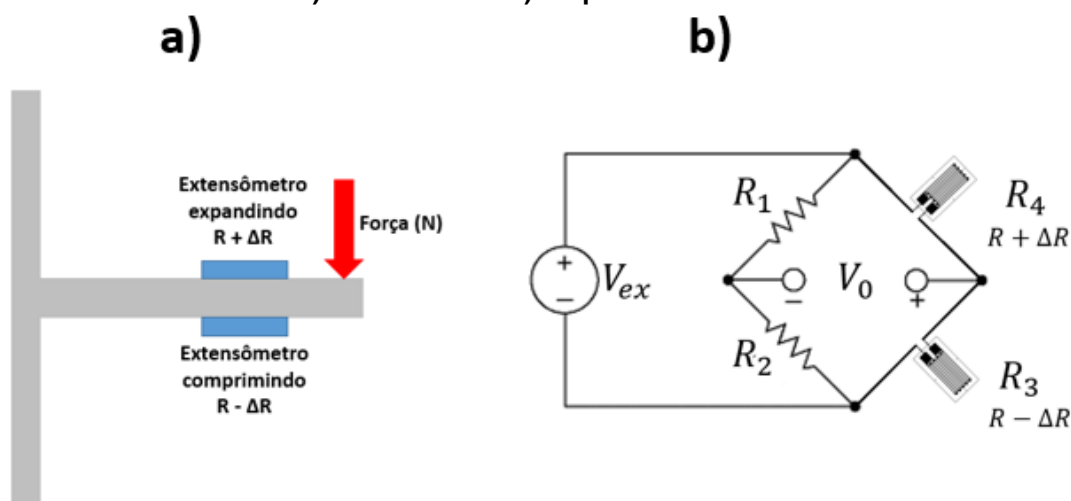
O extensômetro varia sua resistência elétrica de forma proporcional ao seu alongamento, o que ocorre em um desbalanceamento da ponte por este motivo a disposição do extensômetro dentro do circuito e o seu modo de instalação afetam a forma da tensão de saída podendo prejudicar a análise do sinal.

Na configuração de  $\frac{1}{4}$  de ponte, tem-se somente um elemento ativo alterando a estrutura, obtendo a tensão de saída diferente de zero. Por isso, se substituir o elemento  $R_4$  por um extensômetro (representado por  $R + \Delta R$ ) devido a deformação do material que sofre alongamento alterando a resistência de maneira positiva o qual substituindo na Equação 8 tem-se que:

$$V_o = \left( \frac{-\Delta R}{2(2R + \Delta R)} \right) \cdot V_{ex} \quad (8)$$

Na configuração  $\frac{1}{2}$  ponte, o circuito apresentará dois elementos ativos alterando a estrutura da ponte, comumente utilizado no lugar do  $R_3$ , tendo uma compressão reduzindo a resistência, enquanto  $R_4$  sofre um alongamento tendo sua resistência aumentada. Sendo ambas da mesma grandeza aumentando o nível de desbalanceamento da ponte a forma de instalação no corpo de prova se dá como apresentado na Figura 11.

**Figura 11 – Esquema de instalação**  
a) Vista lateral e b) Esquemático do circuito.



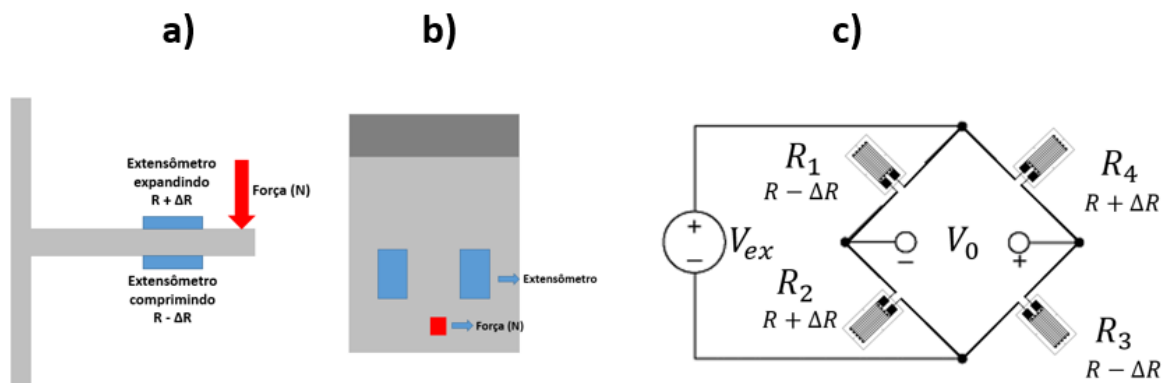
Fonte: Autoria própria.

Com isso a resposta apresentada na tensão de saída do circuito é representada pela Equação 9:

$$V_o = \frac{-\Delta R}{2R} \cdot V_{ex} \quad (9)$$

Na configuração ponte completa o circuito apresentará todos elementos ativos, alterando a estrutura da ponte. São instalados  $R_1$  e  $R_3$  na mesma face do corpo e no mesmo sentido no corpo de prova e igualmente para  $R_2$  e  $R_4$ , mas sendo postos na face oposta do corpo como apresentado na Figura 12.

**Figura 12 – Esquema de instalação**  
a) Vista lateral do sistema físico, b) Vista superior do sistema físico  
c) Esquemático do circuito.



Fonte: Adaptado de: National Instruments.

Com isso a resposta apresentada na tensão de saída do circuito é representada pela Equação 10:

$$V_o = \frac{-\Delta R}{R} \cdot V_{ex} \quad (10)$$

### 3.4 AMPLIFICAÇÃO DO SINAL

O amplificador operacional é um elemento ativo capaz de amplificar sinais, possuindo diversas aplicações (PERTENCE, 2003). Devido a utilização de um microcontrolador para realizar a leitura do extensômetro que possui baixas variações de resistência na ordem de miliVolts que resulta em pequenos sinais de tensão é necessária a realização de uma etapa em que haja à amplificação do sinal.

O amplificador de instrumentação é um tipo de amplificador diferencial que possui características que o tornam especial, sendo elas resistência de entrada elevada, CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) Rejeição em Modo Comum mais elevado que os demais tipos de amplificadores operacionais, ganho elevado em malha aberta e *drift* reduzido. Para obtenção de pequenos sinais, os quesitos que o diferenciam se tornam importantes, como o CMRR, que é a propriedade de rejeitar sinais iguais nos terminais de entrada (como ruídos do ambiente) amplificando somente o sinal requerido e o ganho variável por meio de um resistor em função de um sinal de referência.

O circuito de amplificação utiliza um amplificador de instrumentação como o circuito integrado INA 128 (Figura 13) devido às características do sinal estudado, como baixa amplitude e a diferença de potencial entre os braços da ponte, o qual pode ser modificado para adaptar um sistema que utilize uma ponte de Wheatstone com configuração  $\frac{1}{4}$  ponte. Alternativamente, pode ser utilizado o INA 126 se pensar somente na utilização da configuração  $\frac{1}{2}$  ponte. Este amplificador de instrumentação possui nível de CMRR suficiente para atender as necessidades da aplicação e baixo nível de tensão para a alimentação do circuito o qual atende da alimentação do circuito por meio de baterias.

O circuito integrado INA128 é um amplificador de instrumentação diferencial, possui uma resistência de entrada de  $100\text{ G}\Omega$ , para um ganho de malha aberta máximo de 1000, o CMRR se encontra na ordem de 120 dB. O próprio fabricante disponibiliza a equação do ganho em malha aberta ( $G$ ) como pode ser vista na Equação 11.

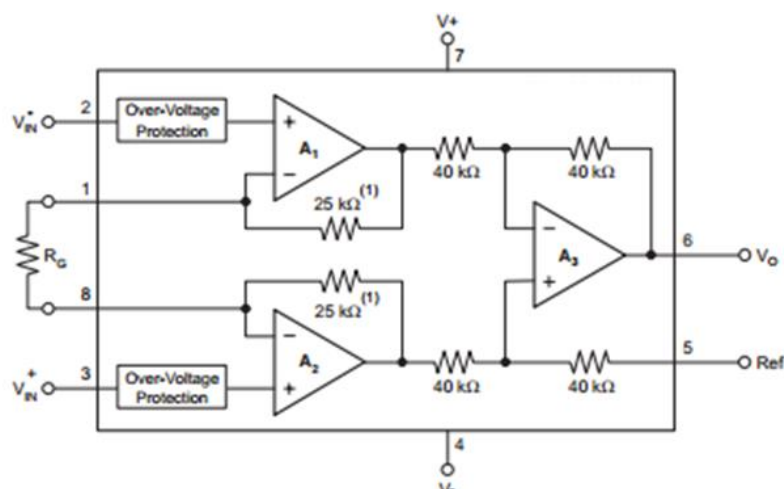
$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{Rg} \quad (11)$$

Em que:

$Rg$  Resistência de ganho [ $\Omega$ ]; e

$G$  Ganho em malha aberta.

Figura 13 – Esquema do INA 128



Fonte: Texas Instruments.

### 3.5 MICROCONTROLADOR

Sistemas eletrônicos atuais costumam basear-se em um *hardware* programado por um *software* que é o responsável por determinar seu fluxo de trabalho. Um microcontrolador é a utilização de um único *chip* para uma aplicação específica, sendo muito empregado no controle de periféricos (TOOLEY,2007).

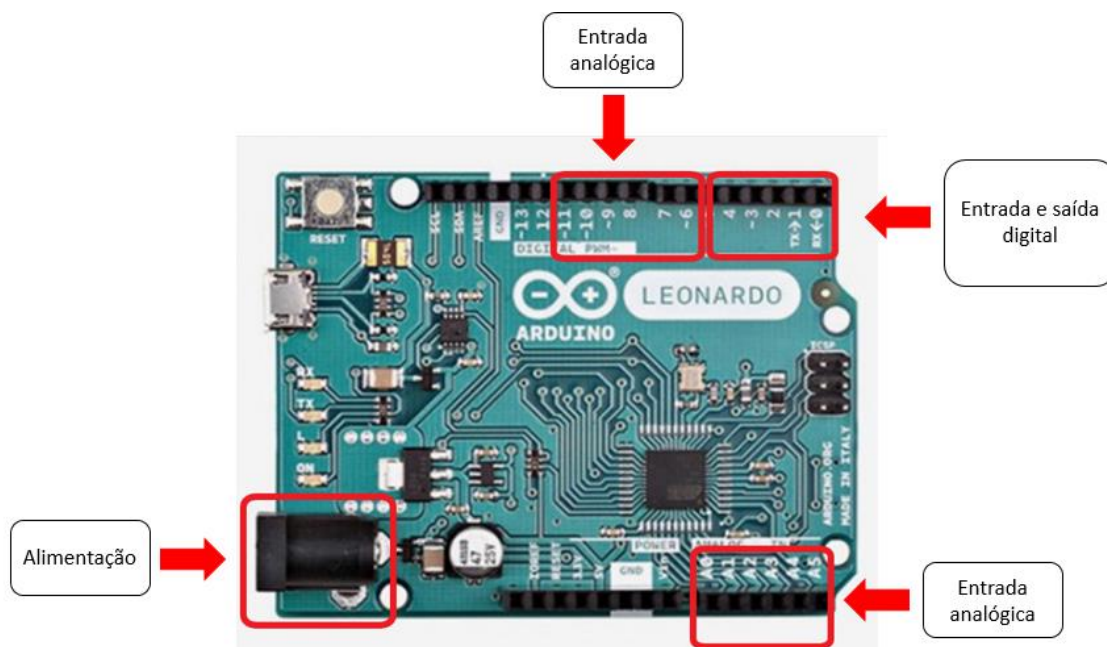
Segundo VIERA e GONÇALVES (2015) os microcontroladores são mecanismos inteligentes com capacidade de processamento com entradas, saídas e memória que permitem uma aplicação diferenciada levando em consideração a sua capacidade de armazenamento, velocidade de operação baseado em um sistema de *clock* e alimentação.

#### 3.5.1 Sistema microcontrolado

O microcontrolador é um dispositivo que permite que funções lógicas sejam desempenhadas através de programação interna. Para o desenvolvimento rápido de projetos microcontrolado, diversos projetos de prototipagem rápida estão disponíveis no mercado, oferecendo rapidez e confiabilidade no desenvolvimento de protótipos. Em especial, a plataforma Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica de código aberto que permitem por meio de um *hardware* e *software* flexível podendo ser

adaptado as necessidades do usuário. Entre as diversas opções disponíveis, a versão Arduino Leonardo utiliza o microcontrolador Atmel ATmega32u4.

**Figura 14 – Arduino Leonardo**



Fonte: Arduino.

A alimentação do circuito pode ser por fonte externa ou USB, sendo a seleção realizada de maneira automática. Ele possui 20 pinos de entradas e saídas digitais, sendo 7 canais de PWM (*Pulse Wave Modulation*) com capacidade de corrente de 40 mA, possui também 12 pinos de entrada analógica e *clock* de 16MHz.

Os 12 pinos de entrada analógica conhecidos para esse propósito são A0-A5, sendo as outras 6 entradas denominadas A6 a A11 e os pinos digitais, sendo 4, 6, 8, 9, 10 e 12. O conversor AD do ATmega32u4 possui resolução de 10 bits e sua referência está ligada internamente a 5V, ou seja, quando a entrada estiver com 5V o valor da conversão analógica digital será 1023, mas o valor de tensão de referência pode ser alterado por meio do pino AREF.

O sistema microcontrolado ATmega32u4 possui memória de 32 KB, além de 2,5 KB de memória SRAM e 1KB de memória EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*). O protocolo de comunicação serial presente no Arduino é *Inter-Integrated Circuit* (IIC), o funcionamento de um barramento de comunicação serial que utiliza apenas dois fios com modelo mestre-escravo, sendo o mestre que controla e envia os requisitos de resposta aos escravos que retornam as

informações de dados solicitadas e os escravos devem possuir o mesmo protocolo de comunicação, seja pelo próprio *hardware* ou por circuito integrado específico.

O sistema microcontrolado ATmega32u4 quando mudado o seu *prescaler* pode ser capaz de atingir uma frequência de leitura na ordem de 125 kHz, mas sendo recomendado para uma resolução de 10 bits uma frequência de 50 kHz.

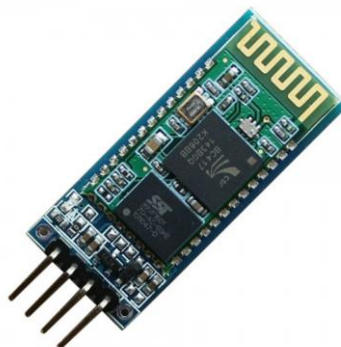
### 3.6 COMUNICAÇÃO BLUETOOTH

A tecnologia *Bluetooth* é o sistema de comunicação de dados baseado em rádio frequência para curta distância, desenvolvida para substituir a comunicação via cabos, sendo uma plataforma aberta e suportada pela maioria dos computadores e indústria de celulares (SAIRAM; GUNASEKARAN; REDDY,2002). O *Bluetooth* foi inventado em 1994 por L.M. Ericson, o qual junto a IBM, Intel, Nokia e Toshiba fundaram o Grupo de Interesse Especial em *Bluetooth* (SIG, do inglês: *The Bluetooth Special Interest Group*). Teve suas características definidas com a conexão a curtas distâncias (SAIRAM; GUNASEKARAN; REDDY,2002). O desenvolvimento do *Bluetooth* buscou atingir um custo menor, nível de transmissão confiável e velocidade da transmissão, sendo a primeira tentativa de fazer um único chip operar na banda 2,4 GHz ISM (Industrial, Científica e Medicinal) (BHAGWAT, 2001).

O módulo *Bluetooth* HC-06 apresentado na Figura 15 é exclusivamente capaz de agir como dispositivo escravo. Ele possui modulação multi-nível GFSK (*Gaussian Frequency Shift Keying*) com capacidade de range de 2 Mbps ou 3Mbps, o *baud rate* (Taxa de transmissão) de até 1382400 bps, sendo o padrão 9600 bps e alcance entre 20 e 30 metros sem barreiras (JACOB; ZAKARIA; TOMARI, 2015).

O módulo apresenta grandes vantagens e segurança para aplicações de baixo consumo, facilidade na integração com a plataforma Arduino, sistema consolidado, bem difundido aumentando, possibilita a integração entre sistemas de diferentes fabricantes e é economicamente desejável apresentando as características necessárias para o projeto (VIERA; GONÇALVES, 2015).

**Figura 15 – Módulo Bluetooth HC-06**



**Fonte: BUILD BOT (2017).**

### 3.7 INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

A ferramenta de instrumentação virtual LabVIEW™ (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é desenvolvida e disponibilizada pela empresa *American National Instruments* (NI), sendo uma ferramenta virtual para a criação de aplicações em engenharia que permite a coleta de dados, processamento de sinais, controle nas diversas áreas e com diversas vantagens como a simplicidade da sua estrutura de programação, implementação por meio do diagrama de blocos (HASSAN;RADMAN;GAO, 2011) e uma grande gama de ferramentas disponíveis em seu sistema.

Um dos motivos do qual se opta pelo uso do LabVIEW™ é a sua disponibilidade de criar uma interface em qual o usuário final pode observar o sinal processado ou interagir com o ambiente virtual conforme o desenvolvedor da aplicação permitir (LIU et al, 2016).

O sistema de construção permite a realização de testes de maneira mais acelerada que outros métodos observando o resultado prático, economizando tempo de desenvolvimento de protótipos físicos e realizando esse processo via software (HASSAN; RADMAN; GAO, 2011).

## 4 DESENVOLVIMENTO

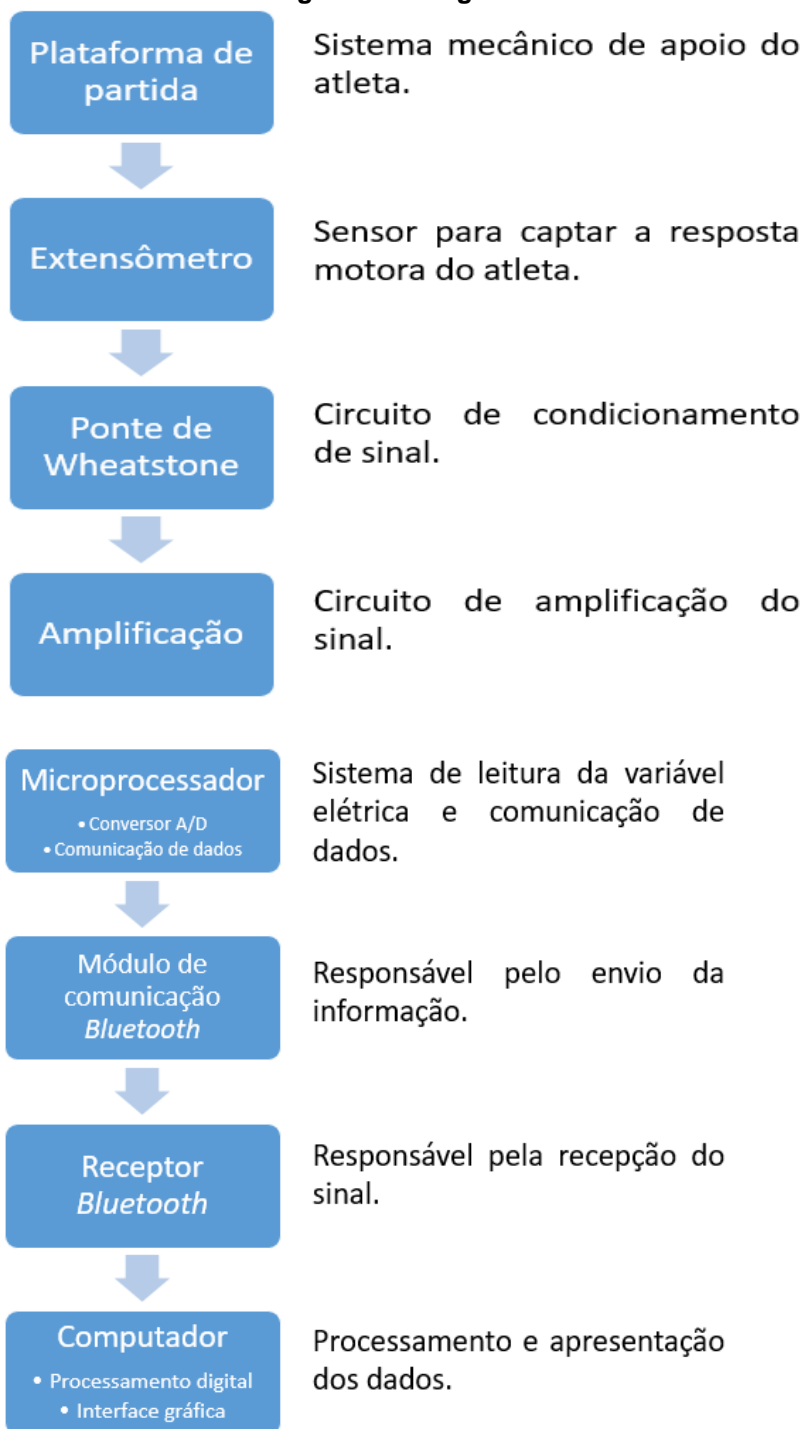
Para o funcionamento pleno de um sistema de coleta foram definidos os objetivos a serem avaliados durante a execução da atividade definindo: os requisitos do circuito, os sensores e os demais elementos necessários para atingir o objetivo proposto que é o desenvolvimento de uma plataforma de partida capaz de fornecer dados para a avaliação de um atleta.

Para a conclusão dos objetivos, o sistema deverá ser capaz de sensoriar a grandeza necessária, possuir um circuito capaz de traduzir esse sinal em forma de tensão confiável, um sistema capaz de obtê-los, transmiti-los confiavelmente para que possa ser apresentado ao usuário no local de execução da atividade ou posteriormente e que seu tamanho facilite o seu transporte, podendo ser acoplado ao sistema de apoios.

O diagrama em blocos da Figura 16 apresenta uma visão geral que o sistema deve exercer, sendo estes detalhes técnicos e teóricos abordados durante a execução do projeto. Foi considerado na escolha dos componentes analisando as folhas de dados, manuais e outros documentos apresentados nos meios de pesquisa, buscando atingir os objetivos de funcionamento e verificados por meio de análises teóricas, simulações e testes de bancada.



**Figura 16 - Diagrama de funcionamento do protótipo**



**Fonte: Autoria própria**

## 4.1 ESTUDO MECÂNICO

Esta seção apresenta os requisitos e os resultados obtido para o sistema mecânico, como métodos e cálculos para o cumprimento do objetivo referente ao projeto. Este tópico é de suma importância, pois assegura por meio dos resultados as condições em que o equipamento pode ser submetido durante a realização dos testes de operação.

Com o estudo percebeu-se uma classificação dos principais componentes essenciais encontrados nos modelos comerciais tanto os instrumentados como os não instrumentados e podendo ser dividido em: Apoio podal; Régua de ajuste; e Pinos de fixação.

A construção é necessária devido ao alto custo na ordem de algumas unidades de milhares de reais para obtenção de um modelo comercial. Logo pensou-se em utilizar a própria estrutura (laboratórios, equipamentos, materiais de consumo e entre outros) que a instituição oferece para construir um equipamento que se enquadre nos requisitos do projeto.

Alguns modelos comerciais analisados têm suas dimensões especificadas em sua folha de dados fornecida pelos seus respectivos fabricantes em que os suportes podais tinham um comprimento de 114 mm de largura por 222 mm de altura. O ângulo de ajuste variável do suporte é possibilitado no intervalo entre 50° a 70° com variações de 5° dentro deste intervalo o que permite um melhor conforto do atleta. A distância máxima entre os apoios podais é de 400 mm, podendo ser ajustado conforme o desejo do atleta.

O material definido para a construção foi o alumínio devido as suas propriedades como: a resistência ao clima em que a plataforma pode ser exposta, a maleabilidade e ser a leveza em comparação a outros materiais, sendo mais barato que os seus substitutos utilizados em plataformas de partida que são submetidos alto grau de umidade e temperaturas razoáveis.

O método de construção escolhido para a plataforma de partida é a conformação que consiste em imprimir uma chapa metálica na forma desejada. Este permite com que se mantenha as mesmas dimensões, mas o ângulo de ajuste não é possível ser variado e foi estabelecido o ângulo de 60°.

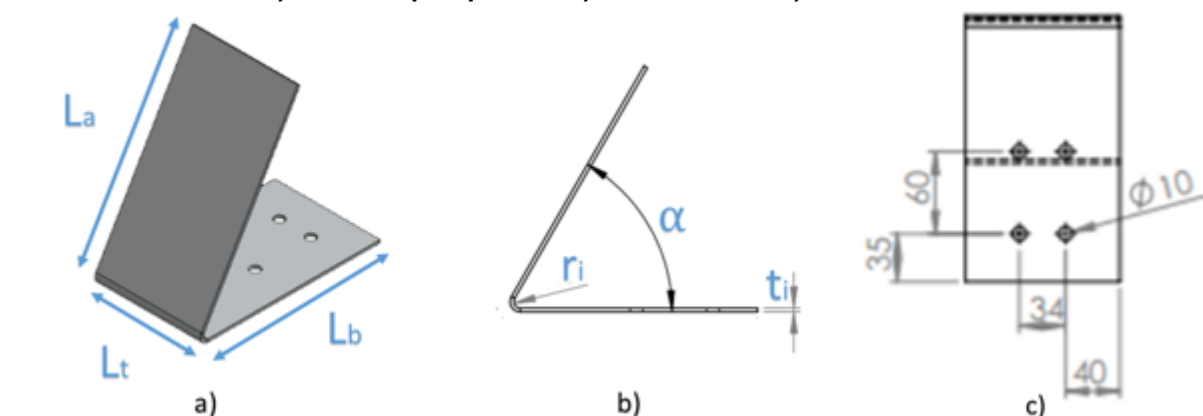
#### 4.1.1 Definição dos requisitos

A plataforma sofre um esforço mecânico devido a força aplicada pelo atleta em sua superfície no momento da largada, onde ela apresenta deformações elástica e plástica como consequência. O comportamento elástico é quando o material submetido a esforços não apresenta deformação permanente, enquanto o comportamento plástico observa-se sobre tensões mais elevadas que por resultado, o material não retorna a forma original devido ao deslizamento dos planos dos átomos uns sobre os outros. Esse estudo é necessário para descobrir qual o máximo de tensão para ocorrer a mudança de estado elástico para o plástico definindo o limite suportado pela plataforma.

Uma das principais características dos materiais metálicos é o coeficiente de Young ou módulo de elasticidade que é o parâmetro mecânico que quantifica a rigidez de um material sólido. Este módulo apresenta uma correlação da tensão e da deformação, ou seja, o grau até o ponto em que a estrutura se deforma e quanto maior esse valor mais rígido o material (CALLISTER, 2002). Para exemplificar valores, o aço inoxidável possui valor médio de 200-207 GPa, enquanto o alumínio possui um valor aproximado de 71 GPa.

Os requisitos foram estabelecidos e demonstrados no memorial de cálculo, sendo as dimensões da plataforma conhecidas anteriormente apresentados na Figura 17.

**Figura 17 – Requisitos do protótipo.**  
a) Vista em perspectiva b) Vista lateral e c) Vista frontal



Fonte: Autoria própria

Os requisitos de comprimento são dados:

$$L_t = 422 \text{ mm}$$

$$L_a = 222 \text{ mm}$$

$$L_b = 200 \text{ mm}$$

em que  $L_i$  Comprimento [mm].

As dimensões referentes a dobra são especificadas para que possa se ajustar e conhecer as alterações apresentadas no material durante a realização do processo de construção, essas dimensões são:

$$t_1 = 2; t_2 = 3; t_3 = 5$$

$$r_1 = 3; r_2 = 5; r_3 = 8$$

$$\alpha_1 = 120^\circ$$

em que:

$t_i$  Espessura da chapa [mm];

$r_i$  Raio de conformação [mm]; e

$\alpha_1$  Ângulo de conformação [graus].

Devido ao modo de realização e mudança da microestrutura do material durante a execução são utilizados cálculos para realizar a correção das medidas que se alteram durante a execução e conhecer os efeitos ao fim do processo. O fator de correção é calculado por meio da Equação 12:

$$f = 0,5 + \frac{0,45 \cdot r}{4 \cdot t} \quad (12)$$

em que:

$f$  Fator de correção;

$t_i$  Espessura da chapa [mm]; e

$r_i$  Raio de conformação [mm].

Devido ao método e ao estresse aplicado sobre o material ele também sofre um alongamento sendo apresentado na Equação 13:

$$l_0 = L_t + \left( \frac{\alpha \cdot \pi}{180} \right) \cdot \left( r + \frac{t \cdot f}{2} \right) + L_a \quad (13)$$

em que:

$l_0$  Comprimento inicial da chapa [mm];

$L_a$  Comprimento do lado A [mm];

$L_t$  Comprimento total [mm]; e

$\alpha$  Ângulo de conformação [graus].

Para os requisitos de conformação é necessário prever o comportamento no momento de execução, sendo necessário conhecer se a máquina que realizará a atividade está dentro dos requisitos exigidos pela peça.

A força necessária para realizar a mudança de região do material permitindo que saia da região de deformação elástica para a deformação plástica é calculada por meio da equação da carga de dobramento apresentado na Equação 14 que também permite conhecer qual o limite de força suportado pelo material durante a sua utilização.

$$P = \left( \frac{4 \cdot B \cdot t^2}{3 \cdot d} \right) \cdot \vartheta_f \quad (14)$$

Em que:

- $P$  Carga de dobramento [kN];
- $B$  Largura da tira [mm];
- $t_i$  Espessura da chapa [mm];
- $\vartheta_f$  Tensão radial; e
- $d$  Distância do apoio [mm].

$$M_b = \frac{P \cdot d}{4} \quad (15)$$

Em que:

- $M_b$  Momento da peça [kN.mm];
- $P$  Carga de dobramento [kN]; e
- $d$  Distância do apoio [mm].

O retorno elástico na fabricação de peças conformadas é importante para a determinação da sua dimensão final, pois determina a sua forma e qualidade (MARTINS; SCHAEFFER, 2017). O fator de retorno elástico é calculado por meio da Equação 16, sendo a largura da tira ( $B$ ) igual ao comprimento  $L_t$ .

$$K = 1 - \frac{12 \cdot M_b \cdot (r + 0,5 \cdot t)}{E \cdot B \cdot t^3} \quad (16)$$

Em que:

- $K$  Fator de retorno elástico;
- $r$  Raio de conformação [mm];
- $t_i$  Espessura da chapa [mm];
- $M_b$  Momento da peça [kN.mm];

$E$  Módulo de elasticidade [GPa]; e

$B$  Largura da tira [mm].

O ângulo de execução sempre é maior durante a operação do que o definido no projeto da peça, pois a recuperação da deformação elástica faz com que a peça se recupere e tenda a retornar a um ponto diferente do projeto, sendo usualmente utilizado a compensação adotando um ângulo de execução maior (BRESCIANI FILHO et al, 2011). A relação entre o ângulo de execução e o de conformação é expressa pela Equação 17.

$$\alpha' = \frac{\alpha_1}{K} \quad (17)$$

Em que:

$\alpha'$  Ângulo de execução [graus];

$\alpha_1$  Ângulo de conformação [graus]; e

$K$  Fator de retorno elástico.

#### 4.1.2 Construção

Em posse dos dados técnicos necessários para a realização da construção da plataforma foram realizadas as etapas do processo construtivo que foi dividido em:

- Separação das chapas;
- Corte das chapas;
- Furação dos pontos de apoio; e
- Dobra;

Todas as etapas foram realizadas dentro do ambiente da Universidade Tecnológica Federal do Paraná campus Ponta Grossa utilizando os laboratórios e seguindo os procedimentos de segurança necessários para manter a integridade dos indivíduos envolvidos no processo e com a devida autorização e supervisão.

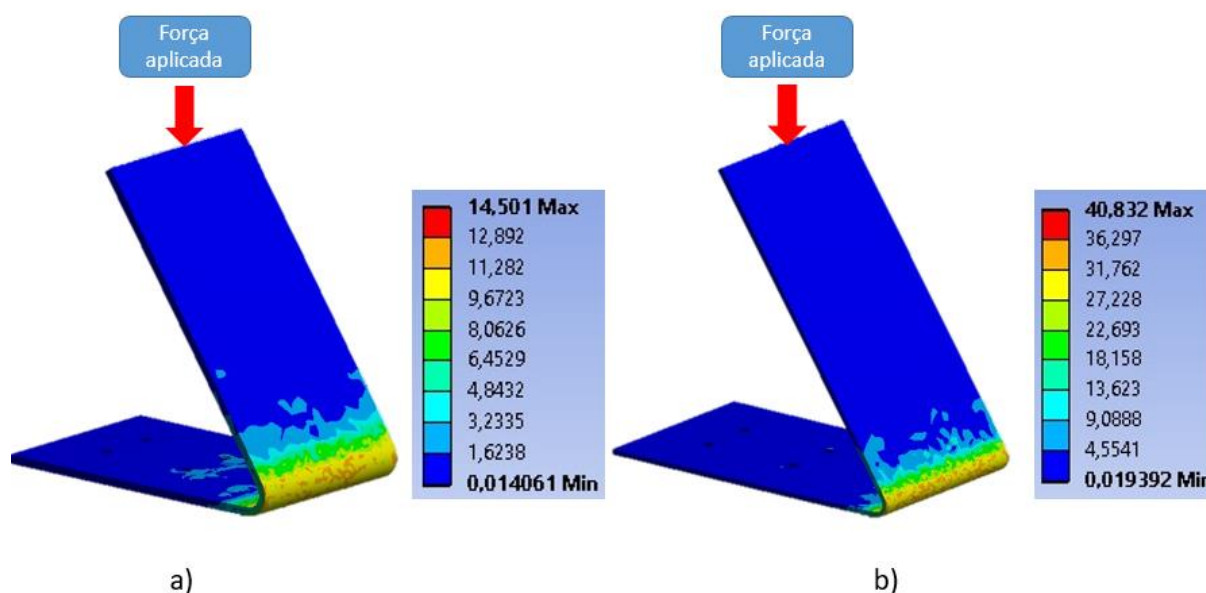
Na separação das chapas foram analisados o material e as suas dimensões, buscando a quantidade de material necessária para abranger a área e a espessura posta no memorial de cálculo apresentado no Anexo B, sendo escolhido o alumínio para realização do projeto.

A realização dos furos para os pontos de apoio foi seguindo as especificações do projeto.

Durante a realização da dobra do ângulo necessário requerido em projeto observou-se que não poderia ser alcançado totalmente na máquina de dobra devido a configuração da ferramenta disponível para o uso, sendo finalizada na máquina manual também disponível.

A simulação realizada no *software Ansys* foi necessária para analisar os pontos em que ocorre a maior deformação, que é necessária posteriormente para a instalação do sensor em sua superfície. Para questões de estudo considerou-se uma força vertical sob a extremidade do apoio de 98,1N o qual apresentou uma resposta presente na Figura 18.

**Figura 18 – Simulação de estresse do apoio podal do protótipo.**  
a) Apoio de 3mm de espessura. b) Apoio de 5 mm de espessura



**Fonte: Autoria própria**

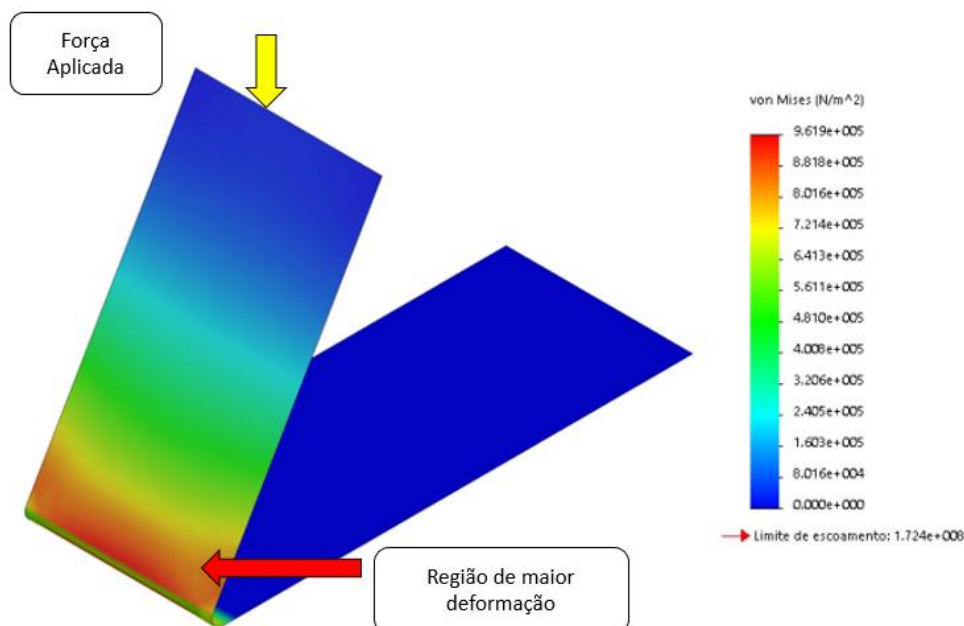
Foram realizados a simulação para duas espessuras de apoios que foram os de 3 mm e 5 mm. Houve certa insatisfação com o apoio de 2 mm, pois a mudança da microestrutura na região da curva afetou demasiadamente a sua resistência permitindo com que a força necessária para a região plástica.

#### 4.2 DETERMINAÇÃO DO LOCAL DE FIXAÇÃO DOS SENSORES

O local de aplicação do extensômetro deve apresentar um nível de deformação necessário para abranger a resposta do movimento, no caso apresentado

do atletismo o movimento é aplicado uma força sobre o apoio bipodal. A exemplificação por meio da simulação apresentada na Figura 19 a resposta dessa força sobre o apoio apresentando níveis de deformação ao longo do apoio. O ponto de maior deformação é um ponto ideal para a aplicação do extensômetro neste caso devido uma maior variação do alongamento dentro da região plástica.

**Figura 19 – Simulação de esforço sobre o apoio podal do protótipo: Deformação e tensão.**



**Fonte: Autoria própria**

O procedimento de instalação e fixação do material segundo Javarez Júnior (2012) consiste em um processo de instalação dividido em 5 etapas: apresentadas pelo autor como desengraxe da superfície, lixamento da superfície, criação linhas de referência, condicionamento da superfície e neutralização da superfície. O processo de fixação somente é dividido em duas etapas, sendo posicionamento e aplicação.

A etapa de desengraxe está na utilização da solução de limpeza para a retirada de qualquer substância oleosa que possa prejudicar a instalação. A etapa de lixamento consiste de retirar camadas de tintas ou outras substâncias que impeçam o contato direto com a superfície da peça e também prepara a superfície para ter uma rugosidade adequada, devendo ser realizada embebida em solução condicionadora. A criação das linhas de referência serve para guiar durante a instalação, pois devido o modelo do extensômetro a direção de instalação afeta a obtenção dos resultados. O condicionamento da superfície serve para a retirada dos resíduos das etapas anteriores para as periferias das áreas demarcada na etapa anterior preparando a



superfície para a instalação. A neutralização é a aplicação da solução de neutralização para que a química dos produtos utilizados não deteriore o sensor, sendo necessário a utilização de algodão ou panos limpos para secar a superfície realizando esse movimento em sentido único.

Para o processo de instalação a etapa de posicionamento é recomendado utilizar uma fita adesiva para evitar o contato com as mãos e contaminar a superfície, além de evitar que o mesmo seja posto na direção irregular. A aplicação é espalhar cola de secagem rápida sobre a superfície e por meio da fita colocar o extensômetro e pressionar até a fixação total.

### 4.3 ESTUDO ELETRÔNICO

Esta seção apresenta a escolha da metodologia, os requisitos e a forma de construção do sistema elétrico e os resultados obtidos, como métodos e cálculos para o cumprimento do objetivo. A importância deste tópico é devido a permitir a aquisição de um sinal elétrico com maior confiabilidade assegurando por meio dos resultados as condições em que o equipamento pode ser submetido durante a realização dos testes e verificar a sua funcionalidade.

#### 4.3.1 Escolha da ponte utilizada

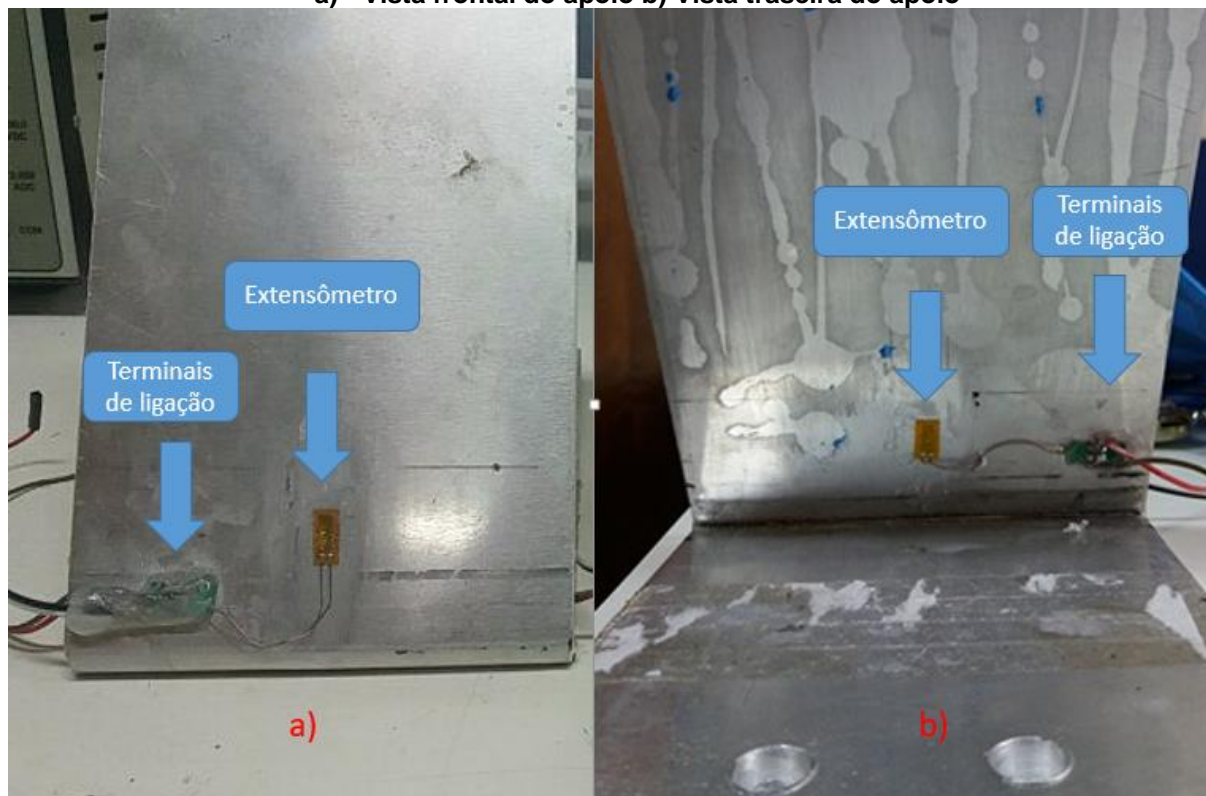
Para que o sistema pudesse realizar a medição de força utilizando da extensometria foi definido o uso da configuração  $\frac{1}{2}$  que oferece melhor precisão e sendo fixado em lados oposto observa-se uma maior variação de resistência com a mesma deformação elástica como apresentado na simulação do estudo mecânico, sendo utilizado para as plataformas de 3 mm e de 5 mm.

Os extensômetros instalados conforme a Figura 20 possuem uma resistência nominal de  $120\Omega$  e dois resistores de  $120\Omega \pm 1\%$ . O extensômetro escolhido foi o da fabricante Excel Sensores do modelo PA - 13 - 250BA - 120 - LEN, tendo ele revestimento de poliamida com filme metálico de constantan e compensação de temperatura para alumínio. A sua dimensão é de 250 micro polegadas de comprimento ativo e fator Gage de 2,11, sendo escolhido devido as suas

características construtivas e a sua compensação de temperatura para o material utilizado.

**Figura 20 – Extensômetros instalados.**

a) Vista frontal do apoio b) Vista traseira do apoio



Fonte: Autoria própria

Devido a tolerância dos componentes utilizados e os fios necessários para realizar as ligações do sensor com o circuito dificilmente a ponte se encontrará em desequilíbrio, pois os fios acabam representando uma associação de resistores em série, tendo assim um valor diferente de zero. A resposta do circuito pode atingir 0V por meio da realização de circuito de *offset*, mas se optou por realizar o *offset* do sinal no processamento digital.

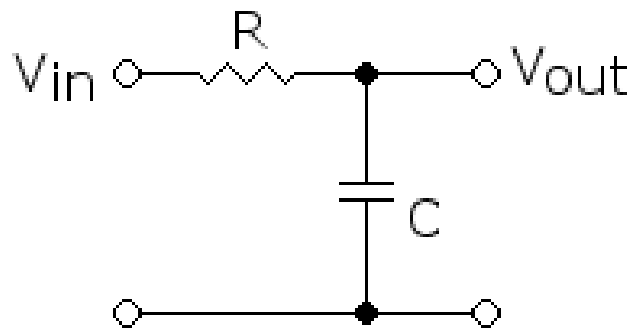
#### 4.3.2 Estágio de Filtragem

Devido a aquisição de pequenos sinais e a sua amplificação, busca-se a aquisição de um sinal mais estabelecido para mensurar e interpretar, sendo realizado a construção de um filtro, pois quando amplificado os pequenos sinais também se amplifica os ruídos contidos por modo foi elaborado o projeto de um passa-baixa. O filtro passa-baixa é um sistema que tem a sua resposta como atenuador de sinais que se encontram acima da sua frequência de corte, sendo a sua ordem o determinante

para o ganho/atenuação da resposta da frequência. Algumas vantagens dessas estruturas são devidas a sua facilidade de implementação com poucos componentes.

Optou-se por um filtro de primeira ordem passivo RC apresentado na Figura 21 com frequência de corte na ordem de 100 Hz, pois está acima do valor de frequência de ressonância dos músculos dos membros inferiores que se encontram na ordem de 20Hz (SOEIRO; MELO; OHANA, 2011). Os filtros passivos são circuitos elétricos projetados utilizando os componentes passivos que o compõem, ou seja, componentes que não necessitam de excitação para sua operação.

**Figura 21 – Esquemático do filtro passivo de primeira ordem.**



Fonte: Autoria própria

O filtro passa-baixa RC é um filtro passivo com aproximação Butterworth de primeira ordem como tem o seu ganho dado pela Equação 18.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{Z_c}{R + Z_c} = \frac{1}{j\omega RC + 1} \quad (18)$$

Em que:

$V_{out}$  Tensão de saída [V];

$V_{in}$  Tensão de entrada [V];

$Z_c$  Reatância capacitiva [ $\Omega$ ];

$\omega$  Frequência angular [rad];

$R$  Resistência [ $\Omega$ ]; e

$C$  Capacitância [F].

A frequência de corte é dada pela Equação 19.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (19)$$

Em que:

$f_c$  Frequência de corte [Hz].

Os cálculos foram realizados e ajustado para que se aproximassem dos valores comerciais disponíveis, os componentes apresentados na tabela apresentam os valores encontrados por meio dos cálculos e os comerciais disponíveis na faixa de erro considerado regular.

**Tabela 1 – Valores dos componentes para o filtro passa baixa.**

Variável	Valor Teórico	Valor Comercial
$f_c$	100 Hz	30 Hz
$\omega$	628,31 rad	–
$R$	15 k $\Omega$	10 K $\Omega \pm 5\%$
$C$	100 $\mu F$	100 $\mu F \pm 5\%$

Fonte: autoria própria

#### 4.3.3 Estágio de Amplificação

Devido a utilização do Arduino Leonardo limitou-se a tensão aos níveis de leitura suportado pelo sistema microcontrolado, os quais se encontram entre 0 V a 5 V. Dessa forma o ganho não deveria extrapolar os limites do amplificador instrumental e nem de forma que ficasse fora dos limites de medição do sistema microcontrolado.

Sabendo que a variação de resistência do extensômetro não é elevada, o que não representaria grandes variações na ponte, era esperado uma variação na ordem de unidades milivolts. Sendo assim utilizou um resistor de 330  $\Omega \pm 5\%$  o qual apresentou um ganho de malha aberta no amplificador instrumental no valor de 152,51, esse valor foi obtido por meio de equação fornecida pelo próprio fabricante, buscando enquadrar dentro da faixa de operação do microcontrolador analisando os efeitos até o limite suportado pelo apoio poderia ser otimizado o horizonte

#### 4.3.4 Digitalização do sinal

O sistema microcontrolado ATmega32u4 utiliza uma resolução de 10 bits e uma faixa dinâmica de 5V, em que a menor quantidade convertida dentro dessa faixa dinâmica de entrada é o valor de 4,88 mV.

De acordo com o teorema de Nyquist para amostrar o sinal, é necessário pelo menos o dobro da frequência do sinal original que se deseja captar. Os sistemas comerciais chegam a operar com até 4kHz, mas optou-se por utilizar uma frequência de amostragem de 1 kHz que apresenta um valor suficiente para a frequência do movimento humano, sendo o sinal amostrado em intervalos fixos de tempo.

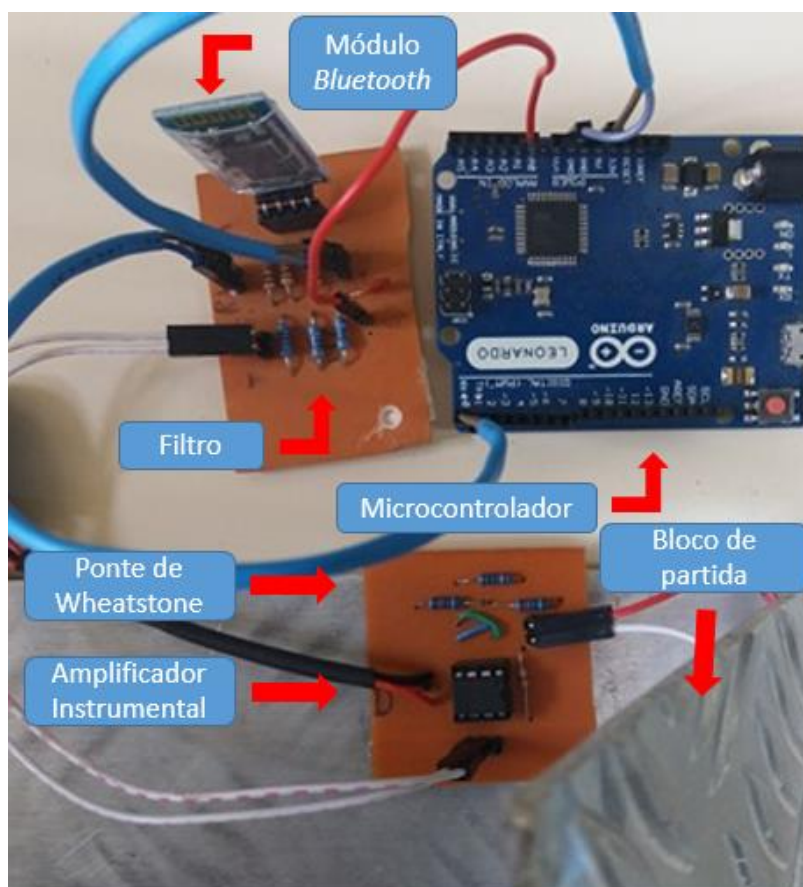
#### 4.3.5 Comunicação e transmissão de dados

Para a implementação do sistema de comunicação teve que ser respeitado os requisitos de corrente na entrada do módulo, o qual se realizou um divisor de tensão. O módulo *Bluetooth* HC-06 foi utilizado o *baud rate* de 9600, como *default*, podendo ser modificado este valor, pois o mesmo suporta. O Arduino Leonardo tem por necessidade informar por meio do seu código que a saída serial utilizada é encontrada nos pinos 1 e 2, sendo conectados o RX do módulo *Bluetooth* com o TX do microcontrolador e o TX do módulo com o RX do microcontrolador.

#### 4.3.6 Montagem experimental

O circuito elétrico final (apresentado na Figura 22) deu a sua construção com base nos requisitos estabelecido para o protótipo inerente a parte física, como: quantidade mínima de componentes, alimentação por baterias, transmissão de dados por comunicação sem fio, menor dimensão possível. A escolha desses requisitos de componentes e materiais por meio da pesquisa e estudos das características que cada elemento apresenta e a necessidade do projeto para o melhor modo de operação.

Figura 22 - Foto da vista superior da placa com o circuito eletrônico

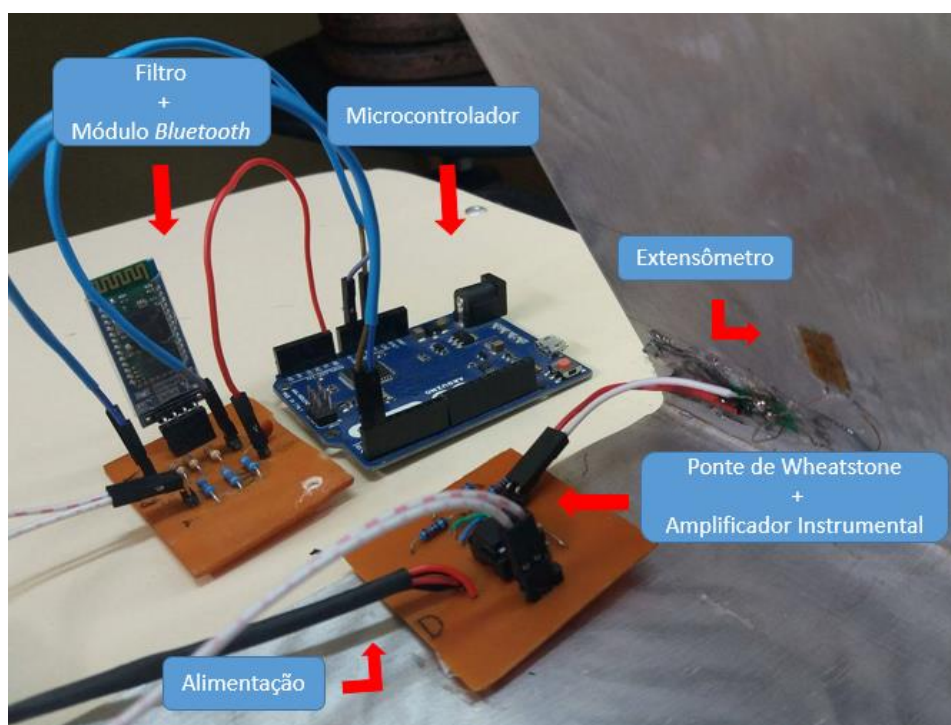


Fonte: Autoria própria

- Posição de Instalação da Placa:

A placa foi posicionada na parte de trás do suporte de modo a não atrapalhar o atleta na execução do movimento, como apresentado na Figura 23, sendo necessário estar perto do extensômetro. Para a utilização durante a atividade esportiva o circuito deverá ser protegido por uma caixa plástica que manterá acondicionado e o sensor deverá estar por baixo de um material antiderrapante que auxiliará o atleta durante a largada.

Figura 23 - Placa com o circuito eletrônico e o extensômetro instalado

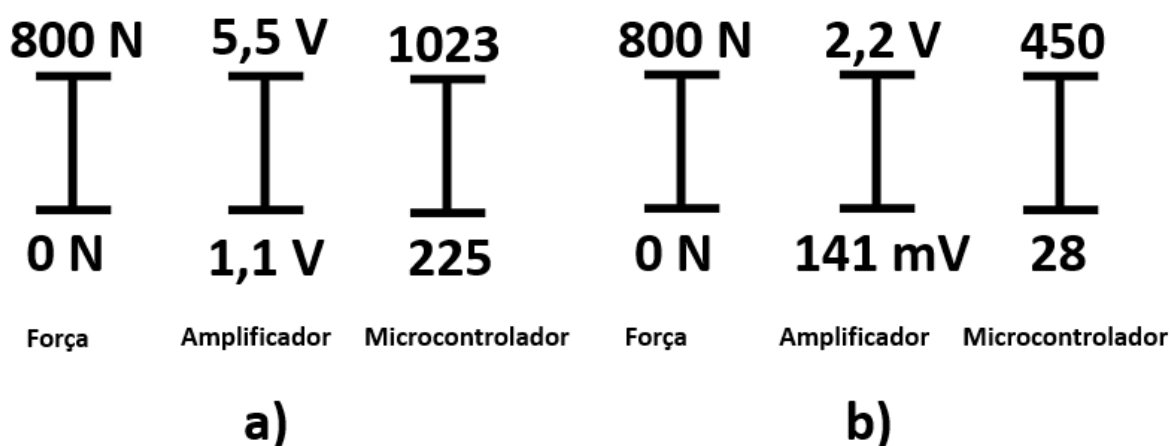


Fonte: Autoria própria

#### 4.4.2 Evolução do sinal

A curva “mV” apresenta os valores coletados por meio do método utilizado, possuindo características lineares como apresentado nas diversas literaturas utilizadas. O valor da entrada analógica do Arduino possuirá valores entre 0 e 1023 devido a utilização do seu conversor AD com resolução de 10 bits como mencionado anteriormente. O sistema possui um *offset* para diferentes os apoios, em que é relacionado os seguintes valores para a força exercida, a tensão média e o valor da entrada analógica.

Figura 24 - Placa com o circuito eletrônico e o extensômetro instalado.  
a) Para o apoio de 3mm, b) Para o apoio de 5mm



Fonte: Autoria própria

#### 4.4 INSTRUMENTAÇÃO E INTERFACE

A apresentação dos dados assim como o seu processamento, são realizados por meio do *software* de instrumentação virtual LabVIEW™ que permite a construção de uma rotina de programação em diagramas de blocos e a realização de uma executável que tem o seu funcionamento independente do *software* estar instalado no PC.

A criação de uma interface gráfica foi pensada para facilitar a análise de dados em campo pelo avaliador técnico de maneira que pudesse ser observado o comportamento do movimento executado, amplitudes e os tempos respectivos. Além disso foram implementados botões de comando e a possibilidade de se salvar as informações para se gerar um banco de dados para uma análise posterior de evolução.

##### 4.4.1 Instrumentação e apresentação dos dados

A aquisição de dados é realizada pelo microcontrolador ATmega32u4 em uma plataforma Arduino, o qual recebe os dados em forma de tensão na sua entrada analógica, digitaliza-os, processa-os e envia os dados pela sua saída serial para o módulo *Bluetooth*. O sinal é transmitido para um receptor conectado a um computador, permitindo que por meio da sua entrada USB, o mesmo seja lido e processado pela



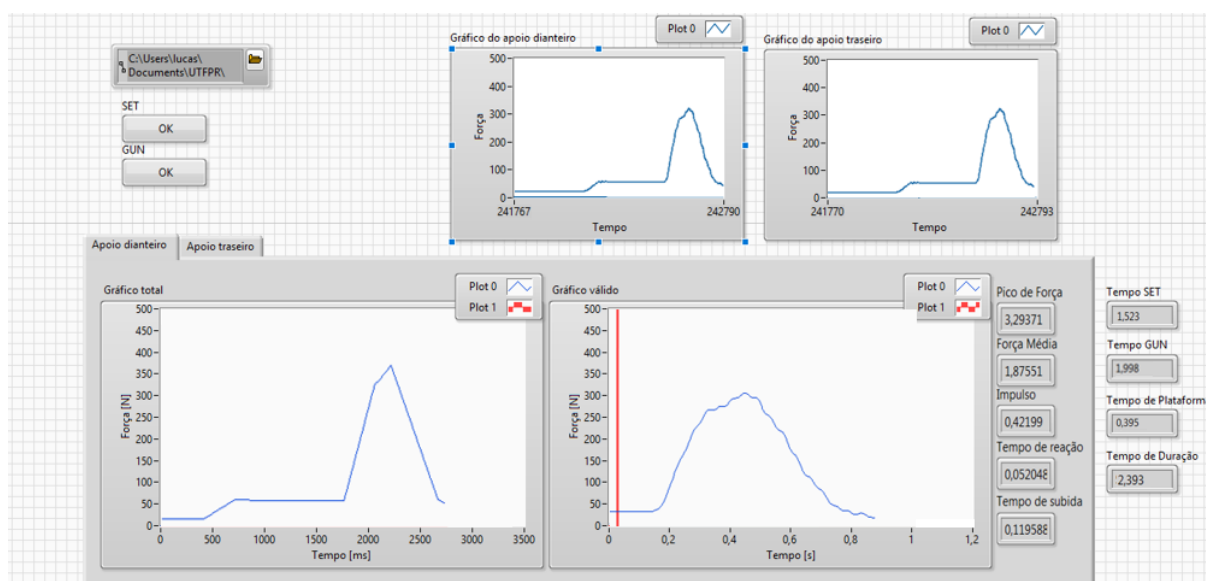
ferramenta de instrumentação virtual obtendo as características necessárias para apresentar ao usuário

#### 4.4.2 Visualização dos dados

O painel de dados ou a interface do usuário permite com que estejam disponíveis elementos de apresentação de resultados, assim como comandos compatíveis como entrada de dados e botões, que servem para o devido funcionamento do sistema.

A interface do usuário (apresentado na Figura 25) é composta por gráficos dinâmicos, ou seja, que apresentam o seu comportamento durante a realização da atividade e gráficos de análise que realizam a seleção válida dos testes a partir dos comandos disponíveis.

**Figura 25 – Interface gráfica**



**Fonte: Autoria própria**

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

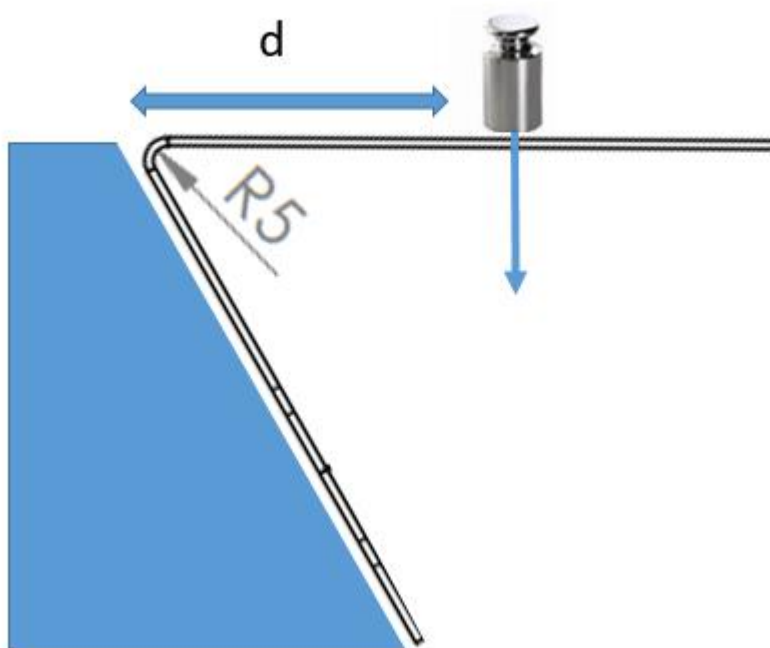
Os resultados e discussões foram obtidos visando verificar o cumprimento dos objetivos especificados anteriormente. As análises apresentadas e os valores foram obtidos durante os testes e o desenvolvimento do protótipo de forma a esclarecer a sua capacidade e desempenho durante estas fases.

## 5.1 CALIBRAÇÃO

A medição de força resultante está diretamente ligada a intensidade de outras variáveis ou por meio dela reconhecer etapas de atuação de outras, sendo extremamente necessário analisar o sinal em função da resposta motora do atleta. A resposta motora do atleta está em função da tensão fornecida pelo circuito, mas é necessário mensurar a variável de força que está sendo exercida sobre a plataforma. Devido a plataforma ser constituída de um plano inclinado e os pesos padrão possuírem diversos tamanhos, aplicou-se um método concebido para a sua caracterização afim de correlacionar a variável de tensão com a força de forma com que o peso padrão pudesse ser igualmente distribuído sobre o ponto de aplicação.

O método consiste em aplicar uma força vertical sobre a face do apoio, sendo fixado a um plano inclinado em que a força exercida sobre a face é aproximadamente a força peso do peso padrão, o qual buscou posicionar central da face para a melhor distribuição do peso com uma distância variável em função da análise de força do pé como apresenta a Figura 26.

Figura 26 – Esquemático do método de correlação entre tensão e força



Fonte: Autoria própria

As componentes de força presentes ao plano inclinado são duas componentes em relação ao apoio, sendo uma no sentido paralelo do apoio e outra de forma perpendicular. Foram realizadas as coletas de 20 amostras com os pesos padrão de  $505 \pm 1$  gramas,  $995 \pm 1$  gramas;  $1785 \pm 1$  gramas;  $3055 \pm 1$  gramas,  $4275 \pm 1$  gramas,  $4705 \pm 1$  gramas,  $5835 \pm 1$  gramas,  $8950 \pm 1$  gramas,  $18070 \pm 1$  gramas,  $23395 \pm 1$  gramas e  $28100 \pm 1$  gramas. Obtendo a relação entre as duas variáveis por meio da expressão da força peso que é representada na Equação 20.

$$F_p = m \cdot g \quad (20)$$

Em que:

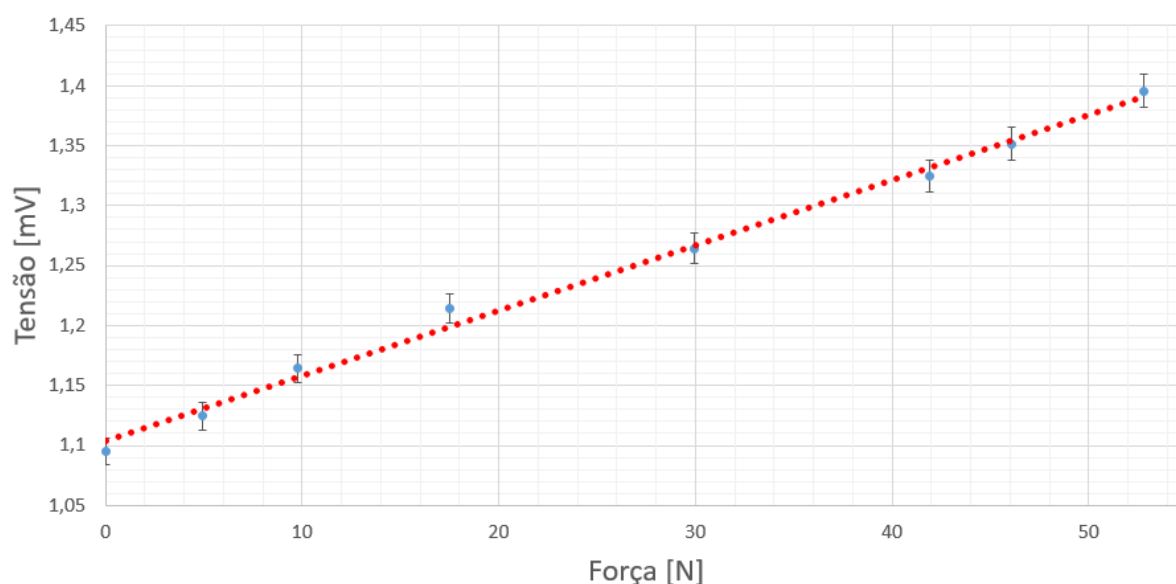
$F_p$  Força peso [N];

$m$  Massa [Kg]; e

$g$  Aceleração da gravidade [ $m/s^2$ ].

A força peso aplicada sobre um ponto da plataforma de partida permite relacionar valores conhecidos de força com valores de tensão produzidos como resposta do sistema. Após a obtenção das respostas foi analisado as informações para cada uma das plataformas de partida, e por meio da construção de gráficos, apresenta-se no Figura 27 a massa em relação ao sinal de tensão para a plataforma de partida de 3 mm.

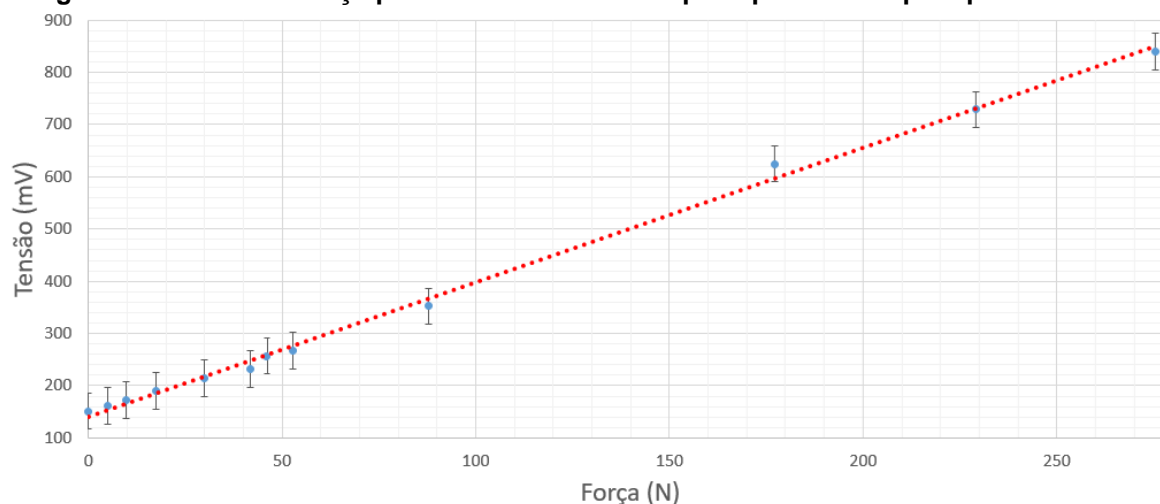
**Figura 27 – Tensão e força para 20 coletas de cada peso padrão do apoio podal de 3 mm.**



**Fonte: Autoria própria**

Após a obtenção das respostas as informações avaliadas da coleta da massa em relação ao sinal de tensão para plataforma de partida de 5 mm são apresentadas no Figura 28.

**Figura 28 – Tensão e força para 20 coletas de cada peso padrão do apoio podal de 5 mm.**



**Fonte: Autoria própria**

A curva apresentada no Figura 27 e Figura 28 representam os resultados coletados com o método mencionado anteriormente, em que ambos apresentam características lineares, devido a característica do sensor. A curva foi comparada com uma curva perfeitamente linear, sendo possível analisar a sua tendência de linearidade.

As médias das curvas apresentadas obtiveram um coeficiente de proximidade do  $R^2$  em que os resultados apresentam uma resposta tendendo a lineariedade entre a força peso e a diferença de potencial na saída do sistema. A semelhança apresentada pela média dos dados é de 99,41% ( $R^2$  de 0,9941) e 99,73% ( $R^2$  de 0,9973) para os apoios de 3 mm e de 5 mm respectivamente, podendo se afirmar que a semelhança entre elas.

Os valores coletados durante os testes foram analisados em razão dos valores de valor médio de tensão em função da massa aplicada e do valor do desvio padrão (mV), ambos analisados pelo sinal de tensão expresso na entrada de tensão do Arduino, que é o mesmo ponto de saída do filtro passa-baixa.

Tabela 2 – Valores da força peso dos pesos padrões utilizados para a plataforma de 3 mm.

Massa (g)	Força peso (N)	Apoio de 3 mm		Apoio de 5 mm	
		Média (mV)	Desvio Padrão (%)	Média (mV)	Desvio Padrão (%)
505	4,95	1,1245	0,44	162,05	1,09
995	9,75	1,1645	0,43	171,95	0,49
1785	17,49	1,2145	0,41	189,85	0,56
3055	29,94	1,2645	0,39	214,95	0,53
4275	41,90	1,3245	0,38	231,75	0,37
4705	46,11	1,3515	0,48	256,90	0,64
5385	52,77	1,3955	0,35	266,55	0,40
8950	87,71	-	-	352,00	0,60
18070	177,08	-	-	624,90	0,30
23395	229,27	-	-	728,65	0,19
28100	275,38	-	-	840,45	0,18

Fonte: autoria própria

Como apresentado nos gráficos anteriores que as relações entre as respostas são fortemente lineares representados pela equação 21 para o apoio de 3 mm e equação 22 para o apoio de 5 mm, sendo diretamente proporcional ao coeficiente angular com relação a espessura de cada um dos apoios.

$$F = (V_{mv} - 1,1035).181,82 \quad (21)$$

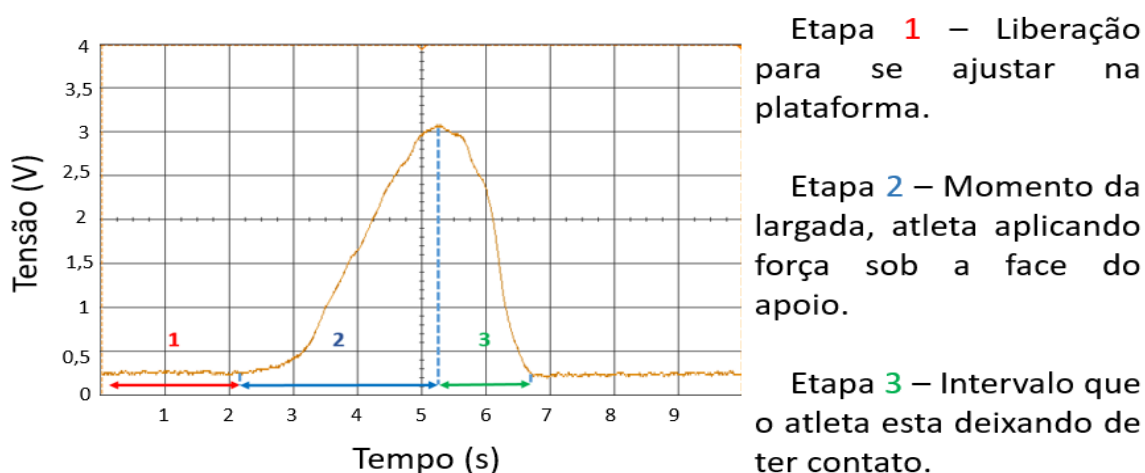
$$F = (V_{mv} - 141,13).0,39 \quad (22)$$

Por isso se propôs compensar os valores considerando os efeitos mecânicos. Após a apresentação dos valores, observa-se que o maior desvio padrão para os apoios de 3 mm e de 5 mm, respectivamente, resultando em um erro de aproximadamente 0,44% e 1,09% do valor da amostra para cada um dos apoios. Esse é aceitável para o protótipo aqui desenvolvido, considerando que esse valor é utilizado como variável de entrada no cálculo da potência.

## 5.2 INFORMAÇÃO APRESENTADA NA INTERFACE GRÁFICA

Os gráficos de análise selecionam somente os instantes válidos, ou seja, somente aqueles que serão mensurados e constituem as etapas da largada permitindo que os dados presentes sejam avaliados e enviados aos indicadores como apresentado na Figura 29, obtido pela simulação de uma resposta motora do apoio.

**Figura 29 – Esquemático das etapas de largada válida para análise de 3mm**



**Fonte: Autoria própria**

Os indicadores apresentam os valores numéricos das variáveis analisadas e disponíveis no painel. A primeira etapa ela representa a preparação para a realização da atividade, sendo o momento em que o atleta é autorizado a se posicionar e se ajeitar sobre a plataforma de partida. A segunda etapa consiste do momento em que foi autorizada a largada e o atleta está impulsionando aplicando uma força sobre a plataforma até atingir o alongamento máximo da perna representado pela amplitude de 3V.

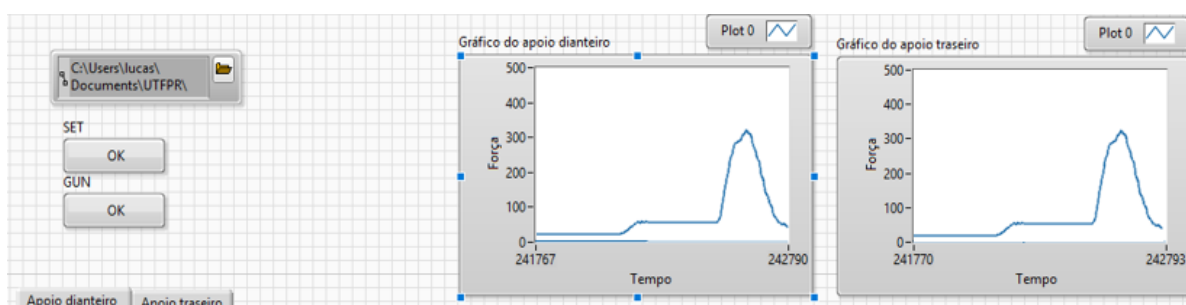
A terceira etapa é o instante que o atleta começa a reduzir a força sobre o apoio, pois está se afastando devido a força da etapa anterior que o projetou a frente e, acumulado com esse movimento, o próprio apoio tende a retornar para a posição inicial. O apoio retorna para a posição inicial devido a força aplicada proporcionar uma deformação elástica.

O tempo da etapa 3 é menor que a etapa 2 devido a quantidade de força necessária para retirar o material da sua posição inicial que o respectivo retorno do material sem ter uma força sendo aplicado sobre o apoio.

Foi realizado uma simulação utilizando um potenciômetro o qual serviu para expressar uma variação de resistência representando a resposta motora do sistema.

Os gráficos dinâmicos (como o exemplo ilustrado na Figura 30) realizam a função de apresentar os dados selecionados durante a execução permitindo observar toda a etapa que antecede a realização da atividade. Os botões de comando também estão presente assim como a área para escolher o diretório em que será salvo os testes.

**Figura 30 – Interface gráfica**

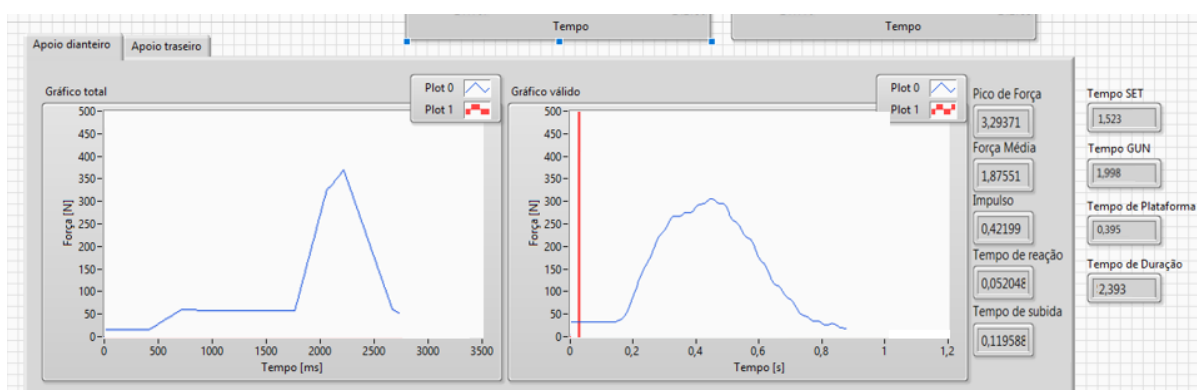


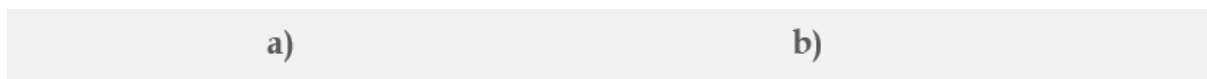
**Fonte: Autoria própria**

Os gráficos e informações apresentados na Figura 31 demonstram o intervalo válido captado e os valores dos resultados avaliados durante o período de cada variável, logo após encerrar o movimento e o sistema captar a ausência de contato do atleta com a plataforma.

**Figura 31 – Gráficos de avaliação**

**a) Gráfico total b) Gráfico válido**





**Fonte: Autoria própria**

A Figura 31 (a) representa todo o movimento a partir do primeiro comando em que o arbitro autoriza a preparação sobre a plataforma de partida. A Figura 31 (b) apresenta somente o instante válido para a realização da avaliação, sendo demarcado o instante que mostra a partir de que instante o movimento é permitido, representado pelo traço vertical e o sinal de força se desloca pelo gráfico desde o sinal de largada até o apoio retornar ao repouso.



## 6 CONCLUSÃO

A busca por novas tecnologias que auxiliem no desenvolvimento tanto do atleta como do esporte possuem grande relevância no cenário, pois permite que por meio das necessidades encontradas pelos pesquisadores os técnicos e profissionais estabeleçam banco de dados úteis para o melhoramento e a qualidade do treinamento.

A medição de força aplicada na plataforma para atleta de corrida foi executada pelo método apresentado, em que se selecionou as massas dispondo-as sobre a apoio podal, devido a inclinação do próprio apoio esse método foi proposto para analisar a resposta de tensão elétrica e a sua relação com um valor de força conhecido, sendo fixado sobre um plano inclinado com angulação igual ao interno do suporte permitindo que a face sensora do apoio ficasse paralela ao solo. A análise quantitativa foi responsável pela caracterização do sensor, obtida por meio de equação de funcionamento dos extensômetros em função da força aplicada sobre apoio.

Os componentes do sistema são aplicados com o intuito de coletar, processar, analisar e apresentar algumas das características de desempenho apresentadas pelo atleta, desde o instante em que é aplicado a força, sendo os dados transmitidos para um computador em que realizará o processamento, os cálculos de força aplicada durante a atividade esportiva e apresentar os resultados obtidos ao usuário.

A medição dos demais valores são realizados com base no sinal de força transmitido e com a utilização das ferramentas disponíveis pelo LabVIEW™, sendo essas funções específicas para a leitura desse tipo de variável.

Com base nos valores de força obtidos em laboratório, serve para calcular valores de impulso, tempo de reação e outras variáveis referente aos mesmos períodos de coletas. Tendo esses valores de força coletados em 20 amostras para cada plataforma de partida que totalizaram 40 amostras, foram apresentados os valores de tens média, e o desvio padrão para cada plataforma, visualizando o resultado obtido com o protótipo.

Após todas as análises realizadas e a apresentação dos valores obtidos no laboratório, pode-se concluir que os objetivos do trabalho foram alcançados de maneira satisfatória, finalizando a presente etapa do projeto como um todo.

Os testes atingiram somente parcialmente a curva alcançada pelo sensor e suportada pelo apoio, pois se houvesse a possibilidade de analisar os efeitos até o limite suportado pelo apoio poderia ser otimizado o horizonte de ganho expresso, sendo o atual trabalhando com uma faixa de no máximo 42% do captado pelo sistema microcontrolado e apresentando um desvio padrão de no máximo 1,4%.

Os próximos passos deste projeto são: otimização e profissionalização do equipamento, além de obter dados coletados em treinos e competições.

## REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; SERRÃO, Júlio Cerca. **Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento - fundamentos, métodos e aplicações para análise a técnica esportiva**. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, p. 61-85, 2007.

ÁVILA, AOV, AMADIO, AC, GUIMARÃES, ACS, DAVID, AC, MOTA, CB, BORGES, DM, et al. **Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET)**. *Rev Bras Biom*, v.3, n. 4, pp.57-67, 2002

AGILIENT TECHNOLOGIES (Estados Unidos da América). **Practical Strain Gage Measurement**. Santa Clara: Agilent Technologies Inc., 1999. 37 p.

ARDUINO. **ARDUINO LEONARDO WITH HEADERS**. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-leonardo-with-headers>>. Acesso em: 28 nov. 2017.

BHAGWAT, P.. Bluetooth: technology for short-range wireless apps. **IEEE Internet Computing**, [s.l.], v. 5, n. 3, p.96-103, 2001. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/4236.935183>.

BRESCIANI, Ettore et al. **CONFORMAÇÃO PLÁSTICA DOS METAIS**. 6. ed. São Paulo: *Ed. Dig*, 2011. 258 p.

BUILDBOT. **Configuração do módulo bluetooth HC-06 com Arduino**. Disponível em: <<http://buildbot.com.br/blog/configuracao-do-modulo-bluetooth-hc-06-com-arduino/>>. Acesso em: 06 dez. 2017.

CALLISTER, W. D., **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. John Wiley & Sons, Inc., 2002

CLARO, Rogers Figueiredo; SANTOS, Aguinaldo Souza dos. Análise dos tempos e idades do ranking da prova dos 100 metros masculino. **Colloquium Vitae**, Presidente Prudente, v. 4, n. Especial, p.259-264, dez. 2012. Semestral.

EKAWITA, Riska; KHAIRURRIJAL; MUNIR, Muhammad. M.. A comprehensive characterization of a linear deformation sensor for applications in triaxial compression tests. **2013 International Conference On Computer, Control, Informatics And Its Applications (ic3ina)**, [s.l.], p.191-195, nov. 2013. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/ic3ina.2013.6819172>.

FORTIER, Silvie et al. Starting Block Performance in Sprinters: A Statistical Method for Identifying Discriminative Parameters of the Performance and an Analysis of the Effect of Providing Feedback over a 6-Week Period. **Journal Of Sport Science & Medicine**, [s.i], v. 4, n. 2, p.134-143, 1 jun. 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3880880/>>. Acesso em: 30 nov. 2017.

FUNDAÇÃO VALE (Brasília) (Org.). **Biomecânica do movimento humano**. Brasília: Unesco, 2013. 36 p.

GYADAGNINI, Paulo Henrique; ROCHA, Fábio Saraiva da; ELISABETH, Vania. Projeto de um sensor eletrônico baseado em extensometria para medição de força. **Latin American Journal Of Physics Education**. [s.i], p. 753-762. dez. 2011. Disponível em: <[http://www.lajpe.org/dec11/LAJPE\\_590\\_Paulo\\_Guadagnini\\_preprint\\_corr\\_f.pdf](http://www.lajpe.org/dec11/LAJPE_590_Paulo_Guadagnini_preprint_corr_f.pdf)>. Acesso em: 01 dez. 2017.

GRANTE. **Apostila de Extensometria**. Florianópolis: Ufsc, 2004. 46 p.  
INSTRUMENTS, National. **Medições de deformação com strain gages**. 2013. Disponível em: <<http://www.ni.com/tutorial/7130/pt/>>. Acesso em: 20 jul. 2017.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.

HASSAN, R.; RADMAN, G.; GAO, D.. User-friendly LabView tool to study effects of partial shading on PV characteristics. **2011 Proceedings Of IEEE Southeastcon**, [s.l.], p.64-67, mar. 2011. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/secon.2011.5752907>.

HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK (Darmstadt). **Applying the Wheatstone Bridge Circuit**.3. ed. Darmstadt, 1986.

HUBERT, Marcel et al. Comportamento de variáveis biomecânicas da saída na natação: comparação de diferentes técnicas e nados. **Efdeportes.com**, Buenos

Aires, v. 10, n. 91, p.1-7, dez. 2005. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd91/natacao.htm>>. Acesso em: 20 jul. 2017.

KERWIN, David G. **Force plate analyses of human jumping**. 1997. Tese (Doutorado) - Curso de Filosofia, Loughborough University, Loughborough, 1997

KISTLER GROUP(Suiça). **Starting Blocks: Multicomponent Force Measurement for Sprint Starts**. Winterhur: Kistler, 2013. 2 p.

K. HOFFMAN. **Applying the Wheatstone Bridge Circuit**. 3. ed. Darmstadt: Hbm, 1986. 25 p.

JACOB, Alvin; ZAKARIA, Wan Nurshazwani Wan; TOMARI, Mohd Razali Bin Md. Implementation of Bluetooth Communication in Developing a Mobile Measuring Device To Measure Human Finger Movement. **Arpn Journal Of Engineering And Applied Sciences**. Islamabade, p. 1-5. out. 2015.

JAVAREZ JÚNIOR, Laercio; MARTINS, Camila Almeida. **Extensometria básica**. Ponta Grossa: Laercio Javarez Junior, 2012. 70 p.

LIU, Yanmei et al. Nonlinear characteristics measurement of piezoelectric ceramics actuator based on LabVIEW. **2016 Chinese Control And Decision Conference (ccdc)**, [s.l.], p.4760-4763, maio 2016. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/ccdc.2016.7531845>.

MARTINS, M.S; SCHAEFFER, Lirio. **Avaliação do Retorno Elástico em Chapas de Aço Bifásicos através do Processo de Dobramento**. [s.l.]. Disponível em: <[http://www.ufrgs.br/ldtm/publicacoes/Artigo\\_Avaliação\\_do\\_retorno\\_elástico\\_em\\_chapas\\_de\\_aço\\_Dual\\_Phase\\_atraves\\_do\\_processo\\_de\\_dobramento\\_atualizado.pdf](http://www.ufrgs.br/ldtm/publicacoes/Artigo_Avaliação_do_retorno_elástico_em_chapas_de_aço_Dual_Phase_atraves_do_processo_de_dobramento_atualizado.pdf)>. Acesso em: 30 out. 2017.

MICRO-MEASUREMENT. **Strain Gages and Instruments: Strain Gage Selection: Criteria, Procedures, Recommendations**. 2014. 16 p.

MIYAMOTO, Renata J.; MEIRA JUNIOR, Cássio M.. Tempo de reação e tempo das provas de 50 e 100 metros rasos do atletismo em federados e não federados. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, [s.l.], v. 2004, n. 3, p.42-48, 2004. Faculdade de Desporto. <http://dx.doi.org/10.5628/rpcd.04.03.42>.

OLIVEIRA, Liliam Fernandes de et al. Perfil antropométrico e funcional de velejadores da classe "Optimist". **Rev. Bras. Educ. Fís. Esporte**, São Paulo, v. 25, n. 1, p.173-179, 17 nov. 2010. Trimestral.

PEREIRA, Tiago; NAVARRO, Francisco. Relação entre impulsão vertical e performance em atletas de natação. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, São Paulo, p.555-563, set./out. 2008. Bimestral. Disponível em: <[www.ibpefex.com.br](http://www.ibpefex.com.br)>. Acesso em: 15 jul. 2016.

PERTENCE JÚNIOR A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 6ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2003.

PHILPOTT, Lydia K. et al. Assessing wireless inertia measurement units for monitoring athletics sprint performance. **IEEE Sensors 2014 Proceedings**, [s.l.], p.2199-2202, nov. 2014. Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/icsens.2014.6985476>.

SAIRAM, K.v.s.s.s.s.; GUNASEKARAN, N.; REDDY, S.r.. Bluetooth in wireless communication. **IEEE Communications Magazine**, [s.l.], v. 40, n. 6, p.90-96, jun. 2002. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/mcom.2002.1007414>.

SILVA, António José. A importância da abordagem científica no treino e competição de nadadores de alto nível na natação pura desportiva: exemplo do salto de partida. **Motricidade**, Ribeira de Pena, v. 2, n. 4, p.221-229, 27 fev. 2007. Trimestral.

STEVAN JÚNIOR, Sergio Luiz; SILVA, Rodrigo Adamshuk. **Automação e instrumentação industrial com Arduino: Teoria e projetos**. São Paulo: Saraiva, 2015. 296 p.

SOBRAL. ADALBERTO PEREIRA DA SILVA. (Org.). **Atletismo**. 2017. Disponível em: <<http://md.intaead.com.br/geral/atletismo/#/corrida-partida>>. Acesso em: 12 dez. 2017.

SOEIRO, N. S.; MELO, G. S. V.; OHANA, G. J. Vibrações e o Corpo Humano: uma avaliação ocupacional. **Acústica e Vibrações**, Belém, v. 1, n. 43, p.53-62, 28 dez. 2011. Anual.

SWISS TIMING (Suiça). **ASC3 False Detection System**. Corgémont: Swiss Timing Ltd, 2015. 3 p.

TEXAS INSTRUMENTS. **INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers**, Texas Instruments, 1995. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>>. Acesso em: 28 nov. 2017

TOOLEY, Mike. **Circuitos eletrônicos: fundamentos e aplicações**. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2007. 417 p. Tradução Luiz Cláudio de Queiroz Faria.

VALIDO, Aníbal; SILVA, J. Duarte. **Introdução à extensometria eléctrica de resistência**. Sétubal: [S.I.], 1997. 29 p.

VIEIRA, Mário Elias M. GONÇALVES, Victor Camargo. **Medidor de Potência Fisiológica para Ciclistas: Desenvolvimento do protótipo**. 2015. 68. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2015

VUOLO, José Henrique. **Fundamentos da teoria de erros**. 8. ed. São Paulo: *Blucher*, 1996. 249 p.

WILLWACHER, Steffen et al. Start block kinetics: **What the best do different than the rest**. In: CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS IN SPORTS, 31., 2013, Taipei. **Conference paper**. Taipei: [s.i], 2013. p. 1 - 5. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/258047036\\_START\\_BLOCK\\_KINETICS\\_WHAT\\_THE\\_BEST\\_DO\\_DIFFERENT\\_THAN\\_THE\\_REST](https://www.researchgate.net/publication/258047036_START_BLOCK_KINETICS_WHAT_THE_BEST_DO_DIFFERENT_THAN_THE_REST)>. Acesso em: 28 nov. 2017.

WILSON, Greg J. et al. Assessing Dynamic Performance: A Comparison of Rate of Force Development Tests. **The Journal Of Strength And Conditioning Research**, [s.l.], v. 9, n. 3, p.176-182, 1995. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). [http://dx.doi.org/10.1519/1533-4287\(1995\)0092.3.co;2](http://dx.doi.org/10.1519/1533-4287(1995)0092.3.co;2).

**APÊNDICE A** – Banner apresentado no Seminário de Extensão e Inovação.





## 70 SEMINÁRIO DE EXTENSÃO E INOVAÇÃO DA UTFPR



### DESENVOLVIMENTO DE PLATAFORMAS PARA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO APLICADO AO ESPORTE

EQUIPE DO PROJETO: NASCIMENTO, Lucas<sup>1</sup>, STEVAN JR, Sergio<sup>1</sup>

<sup>1</sup>UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ/PONTA GROSSA, ENGENHARIA ELETRÔNICA

#### INTRODUÇÃO

O desenvolvimento e os avanços dos estudos biomecânicos têm permitido uma maior gama de opções estratégicas para o desenvolvimento do treinamento, auxiliando e facilitando o processo de aprendizagem e conexão da técnica visando melhores resultados. Atualmente, o avanço em análise de desempenho tem crescido em equipes esportivas, avançando o estudo e desenvolvimento de novos equipamentos e técnicas.

A inovação de produto está em desenvolver um sistema completo utilizando sensores de baixo custo, inovando na apresentação das variáveis, na construção do tubo compatível com estudo que visa uma melhor acessibilidade. O impacto gerado pelo equipamento é incremental uma vez que busca uma maior quantidade de variáveis a ser apresentada ao usuário facilitando o seu processo de treinamento.

O projeto não está encoberto no hotel tecnológico, sendo o mesmo desenvolvido dentro do Centro De Instrumentação em Engenharia Biomédica e Esportiva (CIEBE).

Este trabalho apresenta uma breve introdução dos conceitos que permitem mensurar variáveis de desempenho aplicado ao atletismo, o desenvolvimento do protótipo e seus resultados, finalizando com a conclusão e consideração das atividades.



#### APLICAÇÃO NO ESPORTE

A prática esportiva possui movimentos comuns entre as modalidades. A avaliação de desempenho permite que por meio da força aplicada em um equipamento capaz de observar as grandezas que podem impulsionar o desenvolvimento e estudos das áreas de prevenção, tratamento de lesões, desempenho e padrões de movimento. Os modelos instrumentados são capazes de analisar e mensurar variáveis de desempenho, sendo a proposta uma adaptação de um modelo competitivo.

#### DESENVOLVIMENTO

O desenvolvimento do protótipo iniciou com o estudo das sensores existentes e as necessidades do projeto poderiam ser atendidas. O extensômetro é um transdutor construído com um filamento de liga metálica, sendo de baixo custo e com resposta dinâmica.

A resposta do extensômetro é dada como variação de resistência elétrica e os sistemas utilizados para ler e processar os dados realizam a leitura na forma de tensão ou corrente, sendo assim se tem uma etapa de condicionamento de sinal, filtro, processamento comunicação e interface gráfica apresentada na Figura 01.



Figura 01- Esquema do sistema desenvolvido.  
Fonte: Autoria própria.

#### RESULTADOS E DISCUSSÕES

A fim de correlacionar a tensão com a força exercida, foram coletadas 10 amostras de cada peso padrão para a análise estatística. Para a realização da deformação do material foi posto o peso padrão na extremidade do apoio pedal, que são 500 ± 1 gramas, 1000 ± 1 gramas; 1700 ± 1 gramas; 3000 ± 1 gramas e 3000 ± 1 gramas. Obtendo a correlação entre as variáveis, a repetibilidade e a linearidade das respostas como apresentado no Gráfico 1.

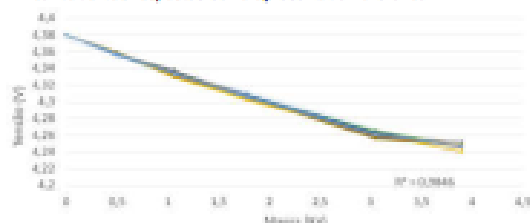


Gráfico 01- Correlação entre massa e tensão.  
Fonte: Autoria própria.

#### CONCLUSÕES

Os resultados tiveram o comportamento desejado. A interface gráfica está funcionando adequadamente, sendo necessário a conversão para as unidades de medidas, pois se encontram em nível de tensão interface.

#### AGRADECIMENTOS

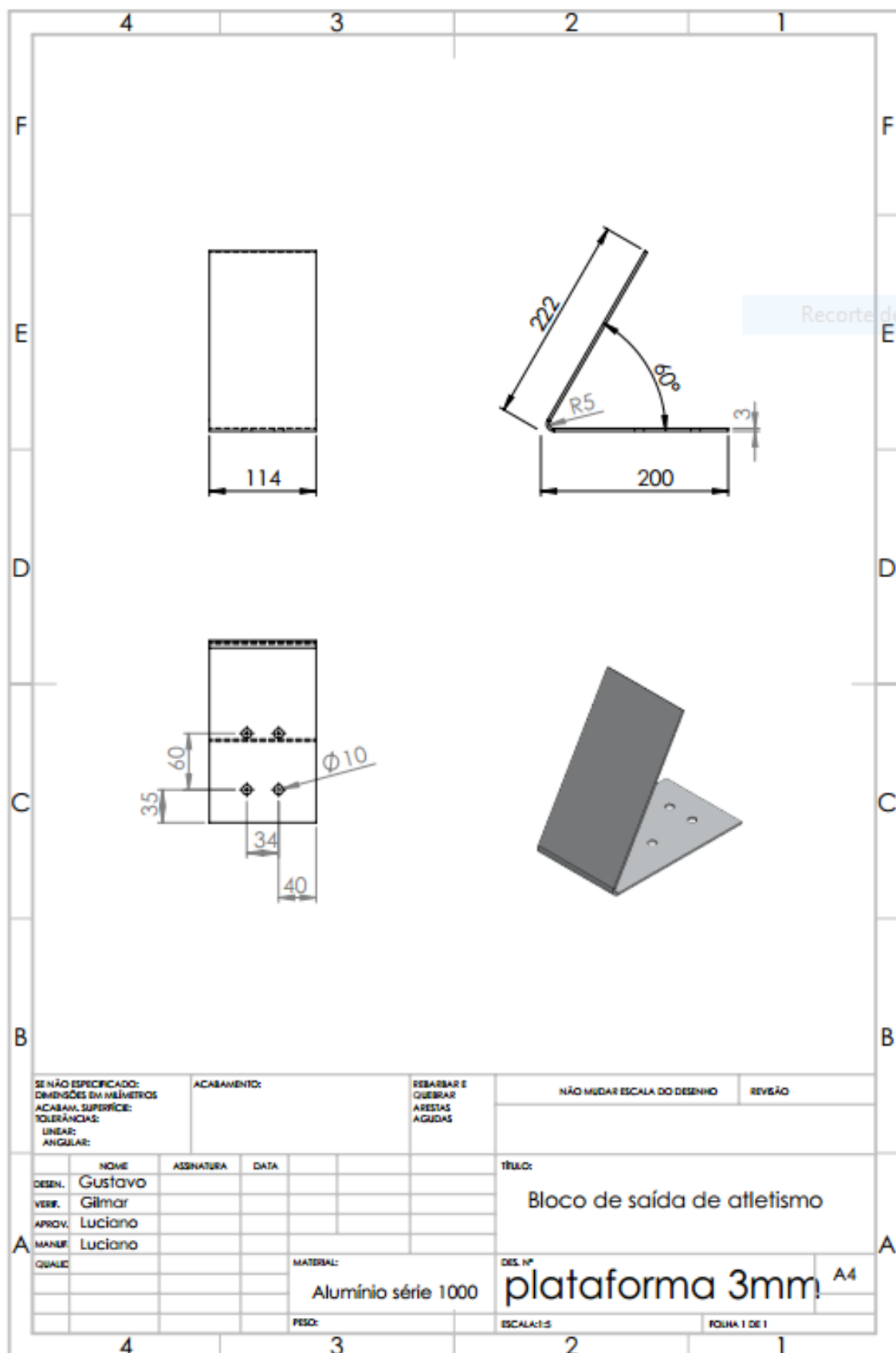
Agradeço ao auxílio financeiro recebido da Universidade Tecnológica Federal do Paraná durante a execução do projeto.

Ministério da  
Educação




**UTFPR**  
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

**ANEXO A** – Projeto de execução das plataforma de partida.



**ANEXO B** – Memória de cálculo das plataformas de partida.

	MEMÓRIA DE CÁLCULO	Nº: Peça 01	REV.: 00
	TÍTULO: Plataforma de atletismo		Nº do página 01

### 1. ESPECIFICAÇÕES DA PEÇA

$$L_t = 422 \text{ mm} \quad t = 3 \text{ mm} \quad \sigma = 179 \text{ Mpa} \quad E = 65,5 \text{ GPa}$$

$$L_x = 222 \text{ mm} \quad r = 5 \text{ mm} \quad B = 114 \text{ mm}$$

$$L_d = 200 \text{ mm} \quad d = 32 \text{ mm} \quad \alpha = 120^\circ$$

### 2. DIMENSÕES DA CHAPA

- FATOR DE CORREÇÃO

$$f = 0,5 + \frac{0,45 \times r}{4 \times t} \quad f = 0,688$$

- ALONGAMENTO DA CHAPA

$$l_0 = L_t + \left(\frac{\pi \times \alpha}{180}\right) \times \left(r + \frac{t \times f}{2}\right) + L_d \quad l_0 = 434,63 \text{ mm}$$

### 3. FORÇA DO DOBRAMENTO

- CARGA DE DOBRAMENTO

$$P = \frac{4 \times B \times t^2}{3 \times d} \times \sigma f \quad P = 7,652 \text{ kN}$$

### 4. ÂNGULO DO DOBRAMENTO

- MOMENTO NA PEÇA


$$M_b = \frac{P \times d}{4} \quad M_b = 61,216 \text{ kN} \cdot \text{mm}$$

- FATOR DE RETORNO ELÁSTICO

$$K = 1 - \frac{12 M_b \times (r + 0,5 \times t)}{E \times B \times t^3} \quad K = 0,976$$

- ÂNGULO DE EXECUÇÃO

$$\alpha' = \frac{\alpha_1}{K} \quad \alpha' = 122,95^\circ$$

 <small>UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ</small>	MEMÓRIA DE CÁLCULO	Nº: Peça 03	REV.: 00
	TÍTULO:	Plataforma de atletismo	Nº do página 01

## 1. ESPECIFICAÇÕES DA PEÇA

$$\begin{array}{llll}
 L_c = 422 \text{ mm} & t = 5 \text{ mm} & \sigma = 179 \text{ Mpa} & E = 65,5 \text{ GPa} \\
 L_a = 222 \text{ mm} & r = 8 \text{ mm} & B = 114 \text{ mm} & \\
 L_b = 200 \text{ mm} & d = 50 \text{ mm} & \alpha = 120^\circ & 
 \end{array}$$

## 2. DIMENSÕES DA CHAPA

- FATOR DE CORREÇÃO

$$f = 0,5 + \frac{0,45 \times r}{4 \times t} \qquad f = 0,680$$

- ALONGAMENTO DA CHAPA

$$l_0 = L_a + \left( \frac{\pi \times \alpha}{180} \right) \times \left( r + \frac{t \times f}{2} \right) + L_b \qquad l_0 = 442,316 \text{ mm}$$

## 3. FORÇA DO DOBRAMENTO

- CARGA DE DOBRAMENTO

$$P = \frac{4 \times B \times t^2}{3 \times d} \times \sigma f \qquad P = 13,604 \text{ kN}$$

## 4. ÂNGULO DO DOBRAMENTO

- MOMENTO NA PEÇA

$$M_b = \frac{P \times d}{4} \qquad M_b = 170,05 \text{ kN}$$

- FATOR DE RETORNO ELÁSTICO

$$K = 1 - \frac{12 M_b \times (r + 0,5 \times t)}{E \times B \times t^3} \qquad K = 0,977$$

- ÂNGULO DE EXECUÇÃO

$$\alpha' = \frac{\alpha_1}{K} \qquad \alpha' = 122,82^\circ$$