

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Francisco das Chagas Mendes de Sousa

**DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS
PRÁTICAS ESPORTIVAS**

Taubaté – SP
2021

Francisco das Chagas Mendes de Sousa

**DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS
PRÁTICAS ESPORTIVAS**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo curso de Mestrado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.

Área de Concentração: Controle e Dinâmica de Sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Luis Filipe de Faria Pereira Wiltgen Barbosa

Taubaté – SP

2021

FRANCISCO DAS CHAGAS MENDES DE SOUSA

**DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS
ESPORTIVAS**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo curso de Mestrado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.
Área de Concentração: Controle e Dinâmica de Sistemas.
Orientador: Prof. Dr. Luis Filipe de Faria Pereira Wiltgen Barbosa

Data: 14 de maio de 2022.

Resultado: APROVADO.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luis Filipe de Faria Pereira Wiltgen Barbosa – Orientador Universidade de Taubaté

Assinatura:



Prof. Dr. Francisco Carlos Parquet Bizarria – Membro Interno Universidade de Taubaté

Assinatura:



Prof. Dr. Gustavo Pompeo de Camargo Leme – Membro Externo UNESP-Guaratinguetá

Assinatura:



**Grupo Especial de Tratamento da Informação - GETI
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBi
Universidade de Taubaté - Unitau**

S725d Sousa, Francisco das Chagas Mendes de
Dispositivo de monitoramento de impacto nas práticas esportivas /
Francisco das Chagas Mendes de Sousa. -- 2022.
151 f. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade de Taubaté, Pró-reitoria de
Pesquisa e Pós-graduação, Taubaté, 2021.

Orientação: Prof. Dr. Luis Filipe de Faria Pereira Wiltgen Barbosa,
Departamento de Pesquisa e Pós-graduação.

1. Impacto. 2. Prática esportiva. 3. Sensores. 4. Protótipo físico.
5. Monitoramento. I. Universidade de Taubaté. Departamento de
Engenharia Mecânica. Mestrado em Engenharia Mecânica. II. Título.

CDD – 621.381

Dedico essa pesquisa aos meus filhos Juan Victor e Wallace, que são minhas fontes de inspiração, que me dão forças para continuar as batalhas da vida.

À minha esposa Maria de Lourdes por todo o apoio, incentivo e compreensão pelos períodos de ausência longe de todos.

Dedico a minha mãe Raimunda Mendes de Sousa que ao seu modo, do seu jeito, enquanto presente em nossas vidas, proporcionou todo o apoio necessário para seguir minha caminhada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela vida, saúde e por permitir a realização dessa pesquisa.

Ao Prof. Dr. Filipe Wiltgen, pela habilidade e presteza com que me orientou para realização da pesquisa.

Ao amigo Rogério Ferezin Raposo, pela disposição e dedicação em me ajudar com as pesquisas do dispositivo protótipo.

Ao amigo Laszlo Szabados Júnior, pela ajuda na construção e utilização das ferramentas gráficas da qualidade da pesquisa.

Ao amigo Prof. Me. Jorge Mariano dos Santos, pela leitura e correções de escrita desta dissertação.

Aos amigos da ETEC Jorge Street que trabalharam efusivamente para possibilitar meu afastamento das aulas, me concedendo tempo hábil de estudo e a conclusão do mestrado.

À Universidade de Taubaté, por ceder seu espaço e os materiais para encontros e estudos.

“O que você sabe não tem valor, o valor está no que você faz com o que sabe”.

Bruce Lee

RESUMO

A prática de esportes por amadores ou profissionais está sujeita a impactos, podendo com o tempo, devido à intensidade e movimentos repetitivos ocasionar lesões com o afastamento das atividades, que em algumas modalidades são mais frequentes nos membros inferiores. A sociedade de modo geral melhora os hábitos da prática de atividades físicas e esportivas, seja por lazer, por necessidade de uma saúde física ou simplesmente por razões de estética. Geralmente as atividades esportivas praticadas por atletas amadores não têm a mesma intensidade quando praticadas por profissionais, sobretudo todos estão sujeitos às ações e reações de impacto e susceptíveis às lesões. Existem modalidades esportivas com alto índice de impacto, principalmente nos membros inferiores. As lesões aparecem podendo afastar os atletas de suas atividades físicas e esportivas por longos períodos, seja por razões cirúrgicas e/ou fisioterápicas. Obter a informação da dinâmica durante a prática esportiva com a utilização de equipamentos eletrônicos integrados a sensores, pode ajudar no monitoramento dos impactos durante a execução de exercícios, com o intuito de evitar e/ou minimizar a ocorrência de lesões. Os parâmetros ambientais são importantes para auxiliar na determinação das condições de treino, estratégia competitiva e métodos de execução das atividades. O objetivo dessa pesquisa científica foi desenvolver, integrar componentes e testar um protótipo físico de um dispositivo funcional capaz de monitorar, mapear e armazenar dados relativos aos parâmetros ambientais e da prática esportiva. Trata-se de um dispositivo portátil, leve, de baixo custo, de baixo consumo de energia e que possa ajudar os atletas a reduzir as lesões por impacto e a determinar as melhores condições para treino e prática esportiva. O dispositivo foi desenvolvido como um protótipo experimental e objeto de pesquisa, este é constituído de duas partes, uma com o módulo de sensores inerciais a ser fixado na perna da pessoa e outro com o sistema de controle e demais sensores, a ser fixado no calçado do atleta junto ao cadarço. No protótipo foi utilizado uma plataforma com microcontrolador de tamanho compacto e um conjunto de sensores embarcados, com sistemas de comunicação sem fio e de localização via GPS. O dispositivo é capaz de captar sinais convertendo-os em dados, que em posterior análise e com aplicação de equação matemática, será possível monitorar os principais impactos acumulados durante a prática esportiva e mostrar com os dados coletados (ambientais e físicos), a intensidade de impacto na pessoa que utilizou o dispositivo. Os testes práticos realizados com o protótipo desenvolvido mostram que o dispositivo é capaz monitorar o pico aceleração positiva da tíbia inerente ao impacto.

Palavras Chaves: Impacto. Prática Esportiva. Sensores. Protótipo Físico. Monitoramento.

ABSTRACT

The practice of sports by amateurs or professionals is subject to impacts, and over time, due to the intensity and repetitive movements, it may cause injuries with the removal of activities, which in some modalities are more frequent in the lower limbs. Society in general, improves the habits of practicing physical and sports activities, whether for leisure, physical health needs or simply for aesthetic reasons. Generally, sports activities practiced by amateur athletes do not have the same intensity when practiced by professionals, above all, everyone is liable to impact actions and reactions and susceptible to injuries. There are sports modalities with a high impact index, mainly in the lower limbs. Injuries appear and can keep athletes away from their physical and sports activities for long periods, either for surgical and/or physical therapy reasons. Obtaining information on the dynamics during sports practice using electronic equipment integrated with sensors can help in monitoring impacts during exercise performance, in order to avoid and/or minimize the occurrence of injuries. Environmental parameters are important to help determine training conditions, competitive strategy and methods of carrying out activities. The objective of this scientific research was to develop, integrate components and test a physical prototype of a functional device capable of monitoring, mapping and storing data related to environmental parameters and sports practice. It is a portable, lightweight, low-cost, low-energy device that could help athletes reduce impact injuries and determine the best conditions for training and sports. The device was developed as an experimental prototype and research object. It consists of two parts, one with the module of inertial sensors to be fixed on the person's leg and the other with the control system and other sensors, to be fixed on the athlete's shoes next to the shoelace. In the prototype, a platform with a compact size microcontroller and a set of embedded sensors was used, with wireless communication systems and GPS location. The device is capable of capturing signals converting them into data, which in later analysis and with the application of a mathematical equation, it will be possible to monitor the main impacts accumulated during sports practice and show, with the collected data (environmental and physical), the intensity impact on the person who used the device. The practical tests have carried out with the developed prototype show that the device is capable of monitoring the peak positive acceleration of the tibia inherent to the impact.

Keywords: Impact. Sports Practice. Sensors. Physical Prototype. Monitoring.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Modelo em V de ESR utilizado nessa pesquisa de mestrado.....	22
Figura 1.2 – Etapas do desenvolvimento da pesquisa.....	23
Figura 1.3 – Tipos de documentos utilizados nas referências bibliográficas.....	24
Figura 1.4 – Ano das referências bibliográficas por período.....	25
Figura 1.5 – Tipos de assuntos pesquisados.....	25
Figura 2.1 – Modelo dinâmico representativo (A) e modelo de duas massas (B).....	31
Figura 2.2 – Força de reação vertical em corrida.....	32
Figura 3.1 – Esquema do sistema de controle em malha aberta sem realimentação	36
Figura 3.2 Esquema de sistema de controle em malha fechada com realimentação	37
Figura 3.3 Diagrama resumido de um microcontrolador.....	39
Figura 4.1 - Estrutura do desenvolvimento desta pesquisa de mestrado.....	55
Figura 4.2 – Posição e instalação do dispositivo.....	57
Figura 4.3 – Diagrama parâmetros ambientais e de funcionamento do DIPE.....	58
Figura 4.4 – Conexões na Plataforma Arduino Pro Mini.....	59
Figura 4.5 – Integração do DIPE.....	59
Figura 4.6 – Integração da IMU, RTC DS3231 e gravador de <i>microSD</i> ao microcontrolador	61
Figura 4.7 – Teste de integração da IMU no <i>monitor serial</i> IDE do Arduino	62
Figura 4.8 – Teste de integração da <i>IMU, RTC DS3231</i> e gravador <i>microSD</i>	63
Figura 4.9 – Integração da estação meteorológica BMP/BME 280 e módulo DHT22	64
Figura 4.10 – Teste de integração do BMP/BMB 280.....	65
Figura 4.11 – Integração do Módulo de posicionamento global GPS.....	66
Figura 4.12 – Teste de integração do módulo de posicionamento global GPS GY- NEO-6MV2.....	66
Figura 4.13 – Teste de integração do módulo de posicionamento global <i>GPS</i>	67
Figura 4.14 – Integração do módulo de frequência cardíaca	68
Figura 4.15 – Teste de integração do módulo de frequência cardíaca	69
Figura 4.16 – Integração do Módulo <i>Bluetooth</i> HC-05.....	69
Figura 4.17 – Recebimento de dados via módulo <i>Bluetooth</i> HC-05.....	70

Figura 4.18 – Composição e integração total do DIPE.....	71
Figura 4.19 – Teste de integração do módulo de bússola digital.....	71
Figura 4.20 – Integração da bateria de Lítio SD 604060.....	72
Figura 4.21 – Posição de verificação do sensor acelerômetro	74
Figura 4.22 – Sinal de verificação do acelerômetro.....	75
Figura 5.0 – Sinal do pico de aceleração positiva da tibia medido com o DIPE.....	76
Figura 5.1 – Diagrama DIPE.....	79
Figura 5.2 – Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportivas – DIPE.....	79
Figura 5.3 – Fixação do DIPE na perna do atleta.....	80
Figura 5.4 – Sinal de impacto medido com o DIPE corrida apoio com retropé.....	81
Figura 5.5 – Sinal de impacto medido com o DIPE corrida apoio com antepé.....	82
Figura 5.6 – Exemplo de aplicação do filtro de Kalman.....	83
Figura 5.7 – Teste do DIPE em caminhada na grama.....	83
Figura 5.8 – Sinais de impacto medidos com o DIPE em caminhada na grama.....	84
Figura 5.9 – Teste do DIPE em salto na grama.....	85
Figura 5.10 – Sinais de impacto medidos com o DIPE em saltos na grama.....	86
Figura 5.11 – Teste do DIPE caminhada em piso de asfalto.....	86
Figura 5.12 – Sinais de impacto medidos com o DIPE caminhada em piso de asfalto	87
Figura 5.13 – Sinais de impacto medido com o DIPE saltos em piso de asfalto.....	88
Figura 5.14 – Teste do DIPE com Esteira Instrumentada com Plataforma de Força.....	89
Figura 5.15 – Câmara climática calibração <i>DHT22</i>	91
Figura 5.16 – Ambiente de leitura e verificação de pressão atmosférica <i>BME/BMP280</i>	92
Figura 5.17 – Calibração de oxímetro e sensor de batimentos cardíaco <i>MAX30102</i>	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Índice de lesões no tornozelo no basquetebol e futebol.....	29
Tabela 2.2 – Índice de lesões no voleibol.....	29
Tabela 2.3 – Pesquisa de campo com ~90 atletas masculinos de corrida de rua.....	33
Tabela 2.4 – Pesquisa de campo com ~80 atletas de corrida de rua no treinamento...	33
Tabela 2.5 – Índice de lesões em corredores de rua.....	34
Tabela 3.1 – Especificações técnicas da plataforma Arduino Uno.....	42
Tabela 3.2 – Propriedade de detecção dos sensores.....	45
Tabela 3.3 – Especificações técnicas do módulo de temperatura e umidade relativa.....	47
Tabela 3.4 – Especificações técnicas do módulo sensores inerciais.....	48
Tabela 3.5 – Especificações técnicas do módulo GPS.....	49
Tabela 3.6 – Especificações técnicas do módulo frequência cardíaca.....	50
Tabela 3.7 – Especificações técnicas do módulo estação meteorológica.....	51
Tabela 3.8 – Especificações técnicas do módulo bússola digital.....	52
Tabela 3.9 – Especificações técnicas do módulo Bluetooth.....	54
Tabela 4.1 – Verificação do acelerômetro – Aceleração x Resolução equivalente...	74
Tabela 5.1 – Dados do exemplo aplicado.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS

a.C	Antes de Cristo
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
BL	Bateria de Lítio
CD	<i>Compact Disk</i>
CICTED	Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento
CS	<i>Chip Select</i>
d.C	Depois de Cristo
<i>DIPE</i>	Dispositivo de Monitoramento de Impacto nas Práticas Esportivas
DOF	Graus de Liberdade
DP1	Dispositivo Protótipo 1
DP2	Dispositivo Protótipo 2
DPF	Dispositivo Protótipo Funcional
<i>DT&E</i>	<i>Developmental Test and Evaluation</i>
<i>DVD</i>	<i>Digital Video Disk</i>
ESR	Engenharia de Sistemas e Requisitos
FRS	Força de Reação com o Solo
FTDI	<i>Future Technology Devices International</i>
GPS	Sistema de Posicionamento Global
HD	<i>Hard Disk</i>
I ² C	Circuito Inter Integrado
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
IMU	Unidade de Medição Inercial
MEMS	<i>Microelectromechanical System</i>
MISO	Entrada no Mestre e Saída do Escravo
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
MOSI	Saída do Mestre e Entrada no Escravo
MPU	Unidade de Processamento de Movimento
<i>NTC</i>	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
<i>OT&E</i>	<i>Operational Test and Evaluation</i>
PAPT	Pico de Aceleração Positiva da Tíbia
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
<i>PTC</i>	<i>Positive Temperature Coefficient</i>),

<i>RDT&E</i>	<i>Research, Development, Test & Evaluation</i>
<i>RTC</i>	<i>Real Time Clock</i>
<i>RTD</i>	<i>Resistive Temperature Detector)</i>
<i>RX</i>	<i>Receiver</i>
<i>SCK</i>	<i>Serial Clock</i>
<i>SCL</i>	<i>Serial Clock</i>
<i>SCLK</i>	<i>Serial Clock</i>
<i>SD</i>	<i>Secure Digital</i>
<i>SDA</i>	<i>Serial Data</i>
<i>SPI</i>	Interface Periférica Serial
<i>SS</i>	<i>Slave Select</i>
<i>SWOT</i>	Força, Fraqueza, Oportunidade e Ameaça
<i>TRL</i>	Nível de Maturidade Tecnológica
<i>TX</i>	<i>Transmitter</i>
<i>UART</i>	Transmissor Universal de Receptor Assíncrono

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 Objetivo Geral da Pesquisa.....	19
1.2 Motivação e Justificativa	19
1.3 Delimitação da Pesquisa.....	19
1.4 Estrutura e Organização da Dissertação.....	20
1.5 Metodologia Aplicada.....	21
1.6 Levantamento e Estudo Bibliográfico	23
1.7 Artigos Publicados	26
2 IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS	27
2.1 Cuidados Necessários para a Prática Esportiva.....	27
2.2 Atividades Físicas e Práticas Esportivas	28
2.3 Esportes com Elevado Impacto com o Solo	29
2.4 Lesões em Práticas Esportivas	33
3 SISTEMA DE CONTROLE ELETRÔNICO E SENSORES	36
3.1 Sistema de Controle Eletrônico	36
3.2 Sensores.....	37
3.3 Controle Eletrônico e Partes	38
3.3.1 Programação de Microcontroladores	38
3.3.2 Plataforma Arduino e Sistemas Embarcados	40
3.3.3 Filtragem Digital e Condicionamento de Sinais	43
3.3.4 Transmissão, Coleta e Armazenamento de Dados	44
3.3.5 Fontes de Alimentação Elétrica.....	44
3.4 Tipos de Sensores.....	45
3.4.1 Sensor de Temperatura e de Umidade Relativa Ambiente.....	46
3.4.2 Sensores do Tipo Acelerômetro e Giroscópio	47
3.4.3 Sistemas de Localização Global (GPS).....	48
3.4.4 Sensor de Frequência Cardíaca e Oxímetro	49
3.4.5 Sensor de Altitude.....	50
3.4.6 Sensor de Orientação Bússola Digital.....	51
3.5 Coleta e Armazenamento de Dados	52
3.6 Sistema de Transmissão de Dados Sem Fio	53
4 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS (DIPE)	55
4.1 Elaboração do Projeto Conceitual DIPE.....	56

4.2 Desenvolvimento de Protótipo	57
4.2.1 Integração dos Módulos MPU-6050, RTC DS 3231 e Leitor Gravador <i>MicroSD</i> ao Microcontrolador	60
4.2.2 Integração do Módulo Estação Meteorológica BMP/BME 280 e Módulo de Temperatura DHT22	63
4.2.3 Integração do Módulo GPS GY-NEO-6MV2.....	65
4.2.7 Integração do Módulo de Frequência Cardíaca Max 30102	67
4.2.8 Integração do Módulo de Comunicação <i>Bluetooth HC-05</i>	69
4.2.9 Integração do módulo bússola digital <i>HMC5883L</i>	70
4.3 Integração da Bateria de Lítio SD 604060.....	72
4.4 Finalização da Integração do DIPE.....	72
4.5 Verificação Estática do Acelerômetro Triaxial MPU-6050	73
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS TESTES DO DIPE.....	76
5.1 Integração do DIPE para teste de impacto.....	78
5.2 Testes do DIPE.....	80
5.2.1 Testes de Caminhada na Grama	83
5.2.2 Testes de Salto Vertical na Grama.....	85
5.2.3 Testes de Caminhada no Asfalto	86
5.2.4 Testes de Salto Vertical em Piso de Asfalto	87
5.2.5 Comprovar os Testes de Forças de Impacto.....	89
5.3 Testes dos Sensores em Ambientes Controlados.....	90
5.4 Testes do Módulo Sensor DHT22	90
5.5 Testes do Módulo Pressão Atmosférica BME/BMP 280	92
5.6 Testes do Módulo Frequência Cardíaca e Oxímetro MAX30102.....	93
6 CONCLUSÃO	94
REFERÊNCIAS.....	95
APÊNDICE A.....	104
APÊNDICE B.....	105
APÊNDICE C.....	106
APÊNDICE D.....	107
APÊNDICE E.....	108
APÊNDICE F.....	109
APÊNDICE G.....	110
APÊNDICE H.....	111

1 INTRODUÇÃO

Atividades esportivas praticadas por atletas (amadores ou profissionais) estão sujeitas aos impactos, e podem com o tempo, ou com a intensidade ocasionar lesões.

De modo geral a população opta por realizar atividades esportivas de baixo custo, que não requer equipamentos especiais e que podem ser praticadas sem a necessidade de locais próprios para uso.

A corrida de rua é uma dessas práticas esportivas que teve um aumento significativo de adeptos a sua prática, no qual, a faixa etária que mais cresceu, é a de idosos (FUKUCHI *et al.*, 2008).

O crescimento de adeptos a essa prática, principalmente em atletas amadores, trouxe também, um aumento das lesões ocasionadas pela prática da atividade esportiva sem um acompanhamento adequado, e sem orientações de um profissional qualificado.

Existem modalidades esportivas que são mais susceptíveis aos impactos físicos do que outras, principalmente nos membros inferiores, como as corridas de rua, maratonas, handball, voleibol, basquetebol e futebol (SANTOS *et al.*, 2007; ALMERON *et al.*, 2009).

Movimentos repetitivos com alto índice de impacto podem propiciar o surgimento de lesões. No caso de acúmulo de impactos físicos nos membros inferiores, pode afastar os atletas de suas atividades esportivas por longos períodos, prejudicando o condicionamento físico e o rendimento dos atletas amadores e profissionais.

Obter informação de impacto físico sobre os membros inferiores durante as práticas esportivas pode evitar que as lesões sejam agravadas, ou que se tornem rotineiras.

Conhecer os parâmetros relativos aos impactos físicos nos membros inferiores e os parâmetros ambientais locais, são importantes para determinar as condições ideais de treinamento e definir estratégias de execução nas atividades esportivas para prevenir lesões.

O uso da tecnologia pode proporcionar aos praticantes de esportes o monitoramento da prática esportiva. No caso de atletas profissionais, permite

planejar estratégias em treinos, também, durante as competições a fim de minimizar os afastamentos devido à ocorrência de lesões.

- Desenvolver e produzir um protótipo físico e funcional do dispositivo para monitorar e medir o pico aceleração positiva da tíbia inerente ao impacto nas práticas esportivas (DIPE) em tamanho e escala real, de modo a coletar parâmetros através dos sensores, armazenar em cartão de memória *microSD* e transmitir *online* via *Bluetooth* para um aparelho de telefone celular.
- Na fabricação o DIPE foi dividido em dois módulos, o primeiro módulo é composto pelo sistema de controle e o segundo módulo foi feito apenas com os sensores inerciais, acelerômetro e giroscópio da MPU-6050 interligada ao sistema de controle por *flat cable*.
- Desenvolver o DIPE em duas camadas controle e sensores, utilizando microcontrolador e sensores da plataforma Arduino, de modo a ficar ao alcance de todos os praticantes de atividades físicas e esportivas que queiram monitorar o pico de aceleração positiva da tíbia (PAPT) e calcular o impacto ocorrido durante prática.
- Integrar os sensores ao microcontrolador para captar sinais das forças de impacto e parâmetros ambientais durante a prática de atividades esportivas, assim como, inclinação do solo, verificar batimentos cardíacos e oxigenação sanguínea com sensor de dedo conectado por cabo ao sistema de controle, temperatura e percentual de umidade relativa do ambiente, altitude, geoposição do dispositivo, ou seja, a localização do atleta para auxiliar na estratégia de treinos e competições.
- O tamanho reduzido do DIPE facilita a acomodação e fixação do módulo de sensores inerciais acima do tornozelo medial anterior lado interno da perna e amarrar o módulo de controle no cadarço do calçado.
- O DIPE foi desenvolvido com tecnologia atualmente disponível no mercado, tem o intuito de auxiliar atletas amadores ou profissionais na prevenção de lesões ocasionadas por impactos dos membros inferiores com o solo.

1.1 Objetivo Geral da Pesquisa

O objetivo geral dessa pesquisa é desenvolver um dispositivo microcontrolado e multi sensoriado para coletar parâmetros ambientais e dados referentes aos impactos físicos ocasionados nas práticas esportivas. Em particular, nas atividades que têm impacto físico dos membros inferiores com solo como resultado das ações esportivas e, que possa auxiliar atletas amadores e profissionais, de qualquer idade, no monitoramento eletrônico das atividades esportivas e auxiliá-los na prevenção de lesões futuras.

1.2 Motivação e Justificativa

Pesquisar e propor diagramas para definição sistêmica de dispositivo eletrônico de monitoramento de impacto em práticas esportivas e realizar testes de partes pertinentes. Utilizando recursos de *software* e *hardwares* abertos (*open source*) disponível atualmente no mercado, para monitorar atividades esportivas de praticantes amadores ou profissionais, possibilitar planejar estratégias de treino e principalmente evitar lesões.

Apresentar informações relevantes obtidas pelo funcionamento do dispositivo durante a prática esportiva para análise quanto a possibilidade de estresse pós exercícios.

1.3 Delimitação da Pesquisa

Esta pesquisa consiste em levantar parâmetros relevantes à prática esportiva, pesquisar, desenvolver, integrar componentes, testar e analisar os resultados de um protótipo funcional (incluindo os invólucros para condicionamento dos circuitos eletrônicos, microcontrolador, fonte de energia e sensores) do dispositivo para testes em ambiente controlado (*DT&E – Developmental Test and Evaluation*). Apresentar a análise dos resultados de funcionamento e discutir novas etapas de pesquisa.

1.4 Estrutura e Organização da Dissertação

Este documento de pesquisa consiste em seis capítulos divididos conforme o assunto na seguinte disposição:

No primeiro capítulo, tem-se a introdução do assunto e as definições do tema da pesquisa. Contextualizando os objetivos da pesquisa, fatores motivacionais e justificativa, assim como, a delimitação da pesquisa e abrangência do estudo.

No segundo capítulo, apresenta uma breve abordagem acerca da evolução temporal das práticas esportivas que proporcionam significativos impactos físicos nos membros inferiores dos atletas e conseqüentemente ocasionando problemas. Na sua continuidade são apresentados breve histórico das atividades esportiva se influência das lesões ocasionadas nas práticas esportivas.

No terceiro capítulo, são apresentadas as partes e elementos que compõem o sistema de controle eletrônico, microcontrolador, comunicação de dados, fonte de alimentação elétrica e sensores utilizados. Em cada tópico são apresentadas as características técnicas e princípios de funcionamento de cada elemento.

No quarto capítulo, é apresentado o desenvolvimento do Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportivas (DIPE) com seus requisitos operacionais (Apêndice A) a concepção física do desenvolvimento e realização do protótipo físico para testes.

No quinto capítulo, são apresentados os testes realizados e as análises dos resultados obtidos com o protótipo do DIPE em ambiente controlado de laboratório (*DT&E*) conforme as diretrizes formuladas no procedimento de testes do DIPE (Apêndice B).

No sexto capítulo, é apresentado a discussão e a conclusão da pesquisa em função dos resultados obtidos e avaliação dos testes realizados com o dispositivo protótipo do DIPE, e a continuidade dessa pesquisa.

Nos Apêndices desse documento de pesquisa têm-se: O levantamento dos requisitos para o desenvolvimento do dispositivo DIPE (Apêndice A). A apresentação das diretrizes do Plano de Pesquisa, Desenvolvimento, Teste e Avaliação (*RDT&E*) (Apêndice B). Apresentação das principais bibliotecas utilizadas na integração de sensores (*Shields*) utilizados com o dispositivo. (Apêndice C). A apresentação e detalhamento do DIPE com a técnica IDEF0 de Engenharia de Sistemas & Requisitos mostrando todo o sistema do DIPE (Apêndice D). Apresentação de

fluxograma sintético do programa do dispositivo de monitoramento (Apêndice E). E por fim, os artigos científicos publicados em revistas e congressos relacionados a esta pesquisa (Apêndices F, G e H).

1.5 Metodologia Aplicada

A pesquisa realizada é de natureza aplicada, iniciada com um levantamento bibliográfico a respeito de lesões ocorridas por impacto dos membros inferiores com o solo na prática de atividades físicas e esportivas.

Entender as causas e efeitos de lesões e como minimizar os afastamentos das atividades físicas e esportivas. Abordar tópicos sobre sistema para quantificar e coletar o valor acumulado dos impactos durante as práticas esportivas para análises posterior e tomada de decisão. Para essa pesquisa foram escolhidas quatro etapas:

- *Etapa 1: Estudo do impacto em práticas esportivas;*
- *Etapa 2: Integrar partes para um protótipo funcional e realizar testes pertinentes;*
- *Etapa 3: Análise dos testes em ambiente controlado;*
- *Etapa 4: Resultados obtidos e planejamento de novas etapas.*

•Etapa 1

Nessa primeira etapa, foi utilizada a metodologia de natureza aplicada, iniciada com o estudo bibliográfico do problema para encontrar soluções técnicas. Foi realizada uma pesquisa para a determinação das forças de reação acumuladas principalmente de impacto físico como solo nas práticas esportivas. Por fim, são escolhidas as referências bibliográficas importantes na pesquisa do problema em estudo.

•Etapa 2

Nessa etapa, com informações necessárias e conhecimentos adquiridos para as definições de conceitos técnicos de Engenharia de Sistemas & Requisitos (ESR) com aplicação das técnicas, a fim de direcionar e estruturar a pesquisa, como pode ser visto na Figura 1.1 com a técnica do Modelo em V sobre o escopo do

desenvolvimento da pesquisa no ambiente do domínio do problema e ambiente do domínio da solução (WILTGEN, 2020B). O que permitiu um estudo de forma clara para conduzir a pesquisa.

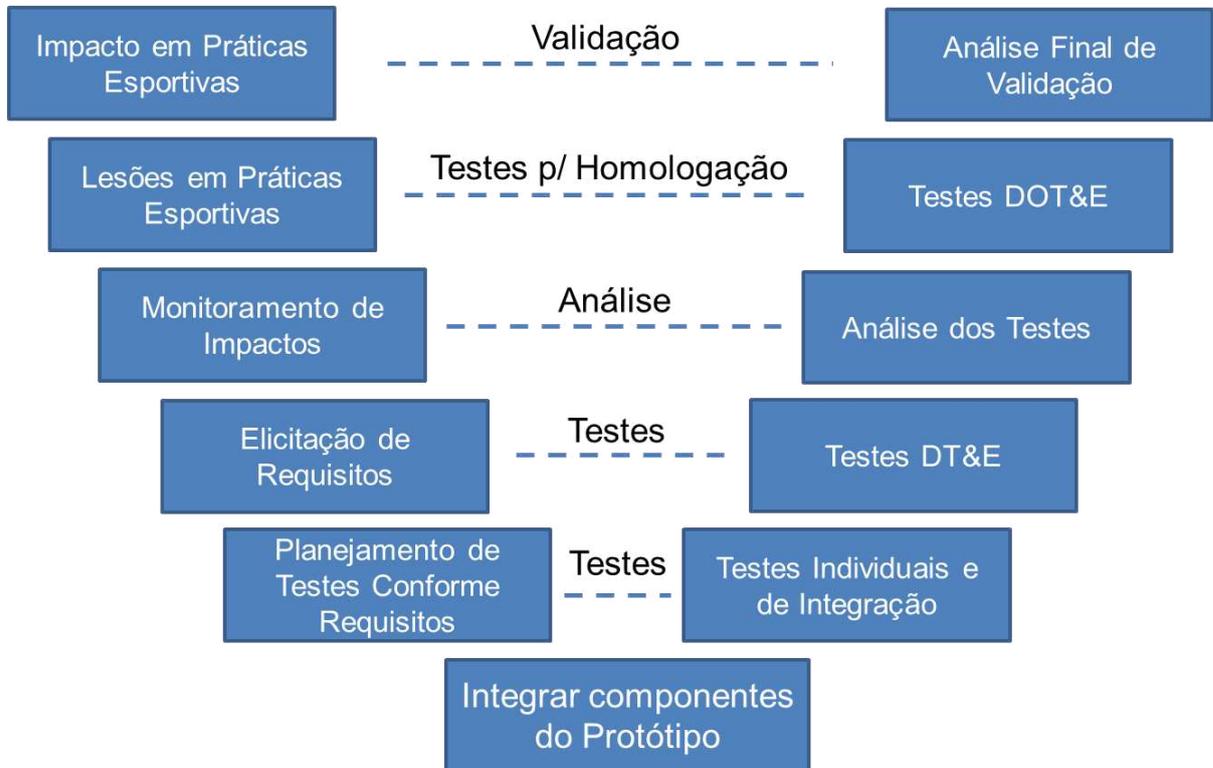


Figura 1.1 – Modelo em V de ESR utilizado nessa pesquisa de mestrado.

Fonte: Próprio autor

Desta forma, foi delineado o desenvolvimento do DIPE, contando o plano de Pesquisa, Desenvolvimento, Teste e Avaliação (*RDT&E – Research, Development, Test & Evaluation*) que permitem agrupar e realizar testes em um laboratório sob condições restritas e controladas Ensaios e Testes em Ambiente Controlado em Laboratório (*DT&E – Developmental Test and Evaluation*), diferentemente dos Ensaios e Testes em Ambiente Relevante em Campo (*OT&E – Operational Test and Evaluation*) (WILTGEN, 2020B).

Essa pesquisa se restringiu apenas aos Testes em Ambiente Controlado em Laboratório (*DT&E*), serão necessários os testes em Ambiente Relevante de Campo (*OT&E*) para que sejam concluídas todas as etapas e dar continuidade ao desenvolvimento.

• Etapa 3

Nessa terceira etapa, conhecendo os resultados dos testes em ambiente controlado (*DT&E*), proceder às análises e formular hipóteses para a continuidade da pesquisa como pode ser observado na Figura 1.2 e conforme apresentado nos Capítulos 5 e 6.

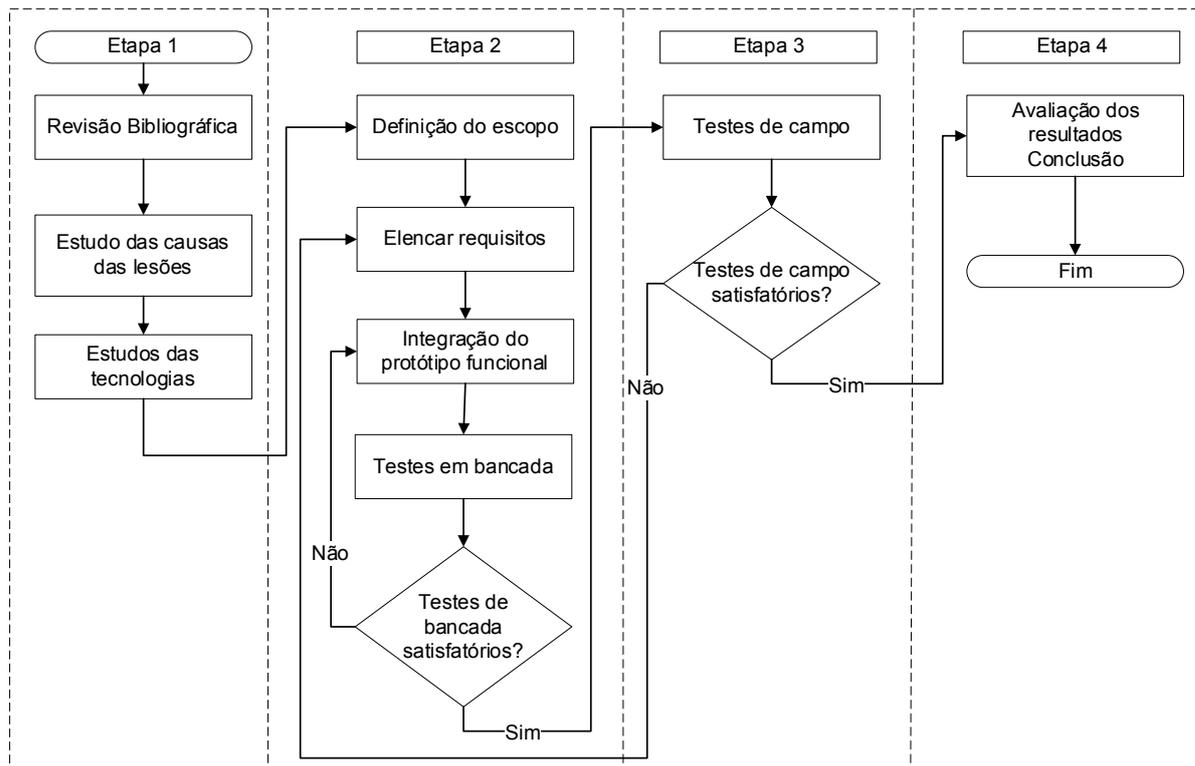


Figura 1.2 – Etapas do desenvolvimento da pesquisa.
Fonte: Próprio autor.

• Etapa 4

Na quarta e última etapa, são apresentadas as considerações finais inerentes aos resultados obtidos nos testes a respectiva conclusão da pesquisa e proposta de próximos passos para sua continuidade.

1.6 Levantamento e Estudo Bibliográfico

Os estudos bibliográficos têm como premissa apresentar material teórico com base científica que fundamenta e embasa os estudos dessa dissertação.

•Tipos de Documentos Utilizados nas Referências Bibliográficas

Para o conhecimento científico a respeito do assunto pesquisado na dissertação foram utilizados artigos científicos, dissertações, teses e livros. Conforme pode ser visto na Figura 1.3 com a porcentagem referente a cada tipo de referência bibliográfica utilizada.

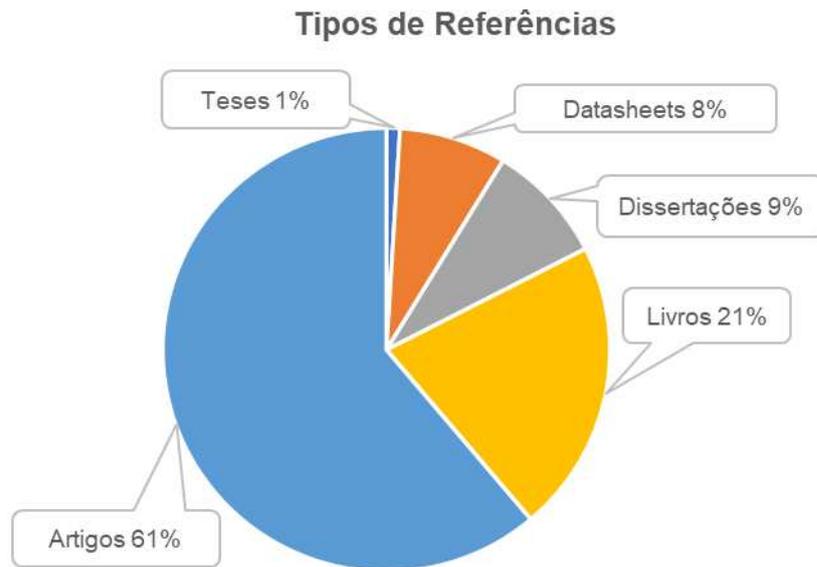


Figura 1.3 – Tipos de documentos utilizados nas referências bibliográficas
Fonte: Próprio autor.

•Ano de Publicação das Referências Bibliográfica por Período

A distribuição da pesquisa quanto levantamento bibliográfico por período, evidencia uma relevante consideração com os assuntos mais recentes referentes ao tema de pesquisa dessa dissertação, como pode ser visto na Figura 1.4.

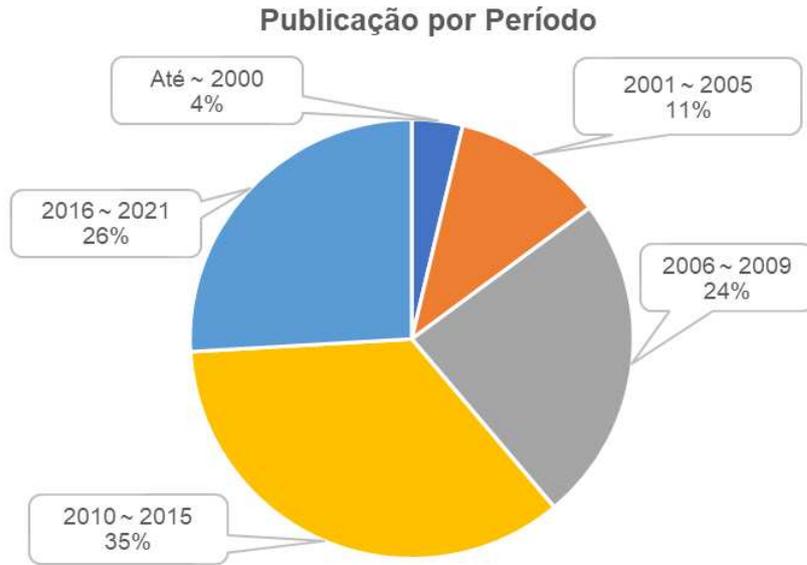


Figura 1.4 – Ano das referências bibliográficas por período

Fonte: Próprio autor.

• Tipos de Assuntos Pesquisado

Na Figura 1.5 podem ser observados os tipos de assuntos científicos pesquisados para fundamentar cientificamente esta dissertação.

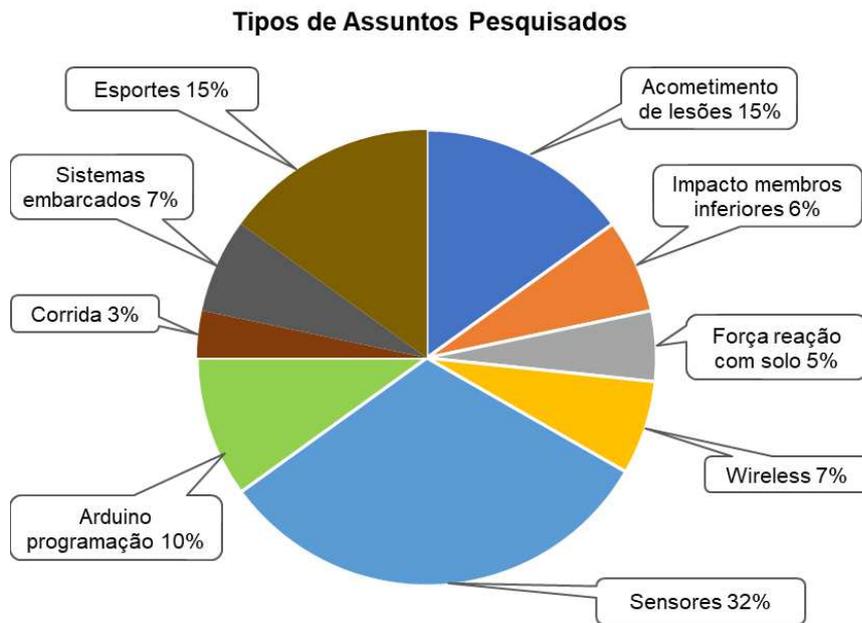


Figura 1.5 – Tipos de assuntos pesquisados

Fonte: Próprio autor.

1.7 Artigos Publicados

É apresentado no **Apêndice F** desta dissertação, um resumo de uma investigação realizada para evidenciar o quão importante é o monitoramento de atletas amadores ou profissionais na realização das atividades esportivas, para minimizar ou evitar lesões, pesquisa apresentada no 8º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED) realizado na Universidade de Taubaté (UNITAU) em 2019.

DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

No **Apêndice G** dessa dissertação, tem-se um link com a apresentação da aplicação da técnica IDEF0 em projetos de qualquer natureza, pesquisa apresentada no formato de vídeo no 9º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED) realizado pela Universidade de Taubaté (UNITAU) em 2020, pela qual, a apresentação é intitulada:

UTILIZANDO A TÉCNICA IDF0 EM PROJETOS

É apresentado no **Apêndice H** dessa dissertação de mestrado um artigo com planejamento e forma estruturada para realizar ensaios em ambiente controlado, usando um dispositivo voltado a medir a intensidade e acúmulo de impacto em um atleta quando realiza práticas esportivas. O artigo foi submetido à Revista Mundi e publicado na edição de dezembro de 2021, com o nome:

ENSAIOS EM AMBIENTE CONTROLADO COM O DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

2 IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

2.1 Cuidados Necessários para a Prática Esportiva

Descrição de atividades físicas humanas registram seu surgimento na China em 5.000 a.C. (HERNANDEZ, 2012) e na Índia em 1550 a.C. (DE ROSE, 1997). Os gregos desenvolveram os jogos olímpicos modernos em 1896 e posteriormente observada a importância da atividade física na saúde (NAHAS *et al.*, 2014).

No início do século XX alguns intelectuais brasileiros se opuseram à ideia da prática da educação física pelos jovens, chamando-a de “deseducação” física, por entenderem que exercícios físicos causariam um suposto afastamento dos jovens aos estudos (GOMES *et al.*, 2011), felizmente isso não prosperou.

No Brasil no final dos anos 30, surgiu a medicina desportiva o que ajudou na orientação correta de recuperação de lesões esportivas. Na década de 70, o Brasil conquistou o tricampeonato de futebol, considerada a equipe mais bem preparada fisicamente na competição (NAHAS *et al.*, 2014).

Em meados do século XIX fisiologistas comparam o corpo humano a uma máquina que consome e despende energia, capaz de realizar atividades físicas rigorosas, sugerindo que os exercícios físicos sejam padronizados e realizados de modo ordenado e sem levar a exaustão ou dor física (GOMES *et al.*, 2011).

O treinamento físico associado a estrutura corporal do homem não é recente, tem sua origem no século II (d.C.), com a finalidade de aumentar a força e a velocidade humana (ROSCHEL *et al.*, 2011). A maioria dos esportes necessita de atletas com saúde perfeita para extrair ao máximo de desempenho, ou seja, exige toda a capacidade física do indivíduo (ARMSTRONG, 2007).

Para prevenir lesões alguns atletas têm recorrido habitualmente ao uso de equipamentos de proteção individual adequados às práticas esportivas, esse tipo de cuidado aumenta a estabilidade mecânica que associada as orientações de não sobrecarregar nos exercícios físicos, podem reduzir o número de lesões significativamente (ALMERON *et al.*, 2009).

É relevante o conhecimento da quantidade e a magnitude das forças de impacto ocorridas durante os treinos ou competição, podendo o atleta ou treinador proporcionar melhores condições de treinos prevenindo de lesões (SANTOS *et al.*, 2007).

2.2 Atividades Físicas e Práticas Esportivas

A prática de exercícios físicos e atividades esportivas trazem benefícios a saúde, principalmente aos idosos evitando hipertrofia muscular, porém, as corridas de modo geral podem provocar lesões (FUKUCHI *et al.*, 2008).

Ao planejar a execução das atividades físicas de um atleta, deve-se levar em consideração a modalidade esportiva praticada, idade, condicionamento físico prévio, grupos de músculos mais exigidos, condição de metabolismo, desempenho físico e força física. Com o avanço tecnológico no esporte é possível avaliar a capacidade física de um atleta submetido a um treinamento esportivo, buscando melhorar seu desempenho pessoal (ROSCHEL *et al.*, 2011).

A modalidade esportiva do futebol que é muito difundida no país é uma das práticas esportivas que acarreta várias lesões devido aos impactos físicos (CRUZ-FERREIRA *et al.*, 2015; SOUSA *et al.*, 2015; PIUCCO *et al.*, 2009).

O voleibol é uma modalidade esportiva que tem o salto vertical como indicador de alto rendimento, porém, com alto índice de lesões nos joelhos, tornozelos e lombar, ocorridas pela repetição de salto vertical nos treinos e competição de voleibol, essas repetições acarretam durante as aterrissagens repetidos impactos dos membros inferiores com o solo, provocando lesões crônicas (SANTOS *et al.*, 2007; PIUCCO *et al.*, 2007; ALMERON *et al.*, 2009).

É significativo saber a magnitude das forças de impacto dos pés com o solo durante a prática esportiva, no caso da corrida de rua de longa distância se torna mais relevante, principalmente quando há a necessidade de reduzir as forças de reação com solo devido à sobrecarga, pois um descontrole ou o desajuste das cargas das atividades físicas praticadas, podem desenvolver lesões crônicas (BIANCO *et al.*, 2011).

É importante o uso de equipamentos para monitorar e identificar as forças de reação dos membros inferiores com solo, avaliar habilidades motoras e a biomecânica dos atletas como altura e tempo de voo, instante temporal do início e aterrissagem, intensidade do impacto, auxiliando profissionais da área esportiva como voleibol, futebol, basquetebol, handebol, entre outras, na análise de parâmetros e tomada de decisões com base científica (SANTOS *et al.*, 2016; SILVA *et al.*, 2005).

2.3 Esportes com Elevado Impacto com o Solo

Esportes que têm o fundamento no salto, como o voleibol, basquetebol, ginástica olímpica, entre outros, deixam os praticantes mais susceptíveis aos impactos físicos e com isso o surgimento de lesões (SANTOS *et al.*, 2007).

No basquetebol quando os limites biológicos cotidianos são ultrapassados, podem gerar lesões significativas durante o crescimento (GUEDES *et al.*, 2014).

Em uma partida de voleibol um atleta pode saltar ~300 (trezentas) vezes, sendo que em uma partida de voleibol ~60% (sessenta por cento) dos movimentos realizados são saltos. Isso leva a alarmantes ~90% (noventa por cento) das lesões ocorrerem nos joelhos dos atletas. Nas Tabelas 2.1 e 2.2 é possível observar que a maior parte do tempo de afastamento de atletas é devido às lesões nos joelhos e tornozelos (SANTOS *et al.*, 2007).

É marcante um índice de ~45% (quarenta e cinco por cento) de todas as lesões ocorridas serem nos tornozelos, principalmente em esportes que têm o salto como indicador de desempenho, pelo qual ~25% (vinte e cinco por cento) dessas lesões de tornozelos são responsáveis por afastamentos de atletas de suas atividades esportivas.

Tabela 2.1 – Índice de lesões no tornozelo no basquetebol e futebol.

Índice por modalidade esportiva	% de Lesões no Tornozelo
Basquetebol (masculino e feminino)	21% a 53%
Futebol (masculino e feminino)	17% a 29%

Fonte: Adaptado de Santos *et al.* (2007).

Em estudo realizado com equipes de voleibol amador o índice de lesões nos joelhos e tornozelos foi de ~54 (cinquenta e quatro) lesões para equipe masculina e de ~34 (trinta e quatro) lesões para equipe feminina, estes índices são apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Índice de lesões no voleibol.

Índice de lesões no voleibol	Joelhos	% Joelhos	Tornozelos	%Tornozelos
Equipe feminina	5/34	14,7	20/34	58,8
Equipe masculina	8/54	14,8	22/54	40,7

Fonte: Adaptado de Santos *et al.* (2007).

O arremesso em suspensão é uma das técnicas mais utilizada por atletas do handebol, com rápida desaceleração ao aterrissar e colidir com a superfície do solo, submetendo o corpo a impactos físicos, distribuindo toda força de reação no sistema esquelético e muscular, podendo prejudicar cartilagens das articulações, com efeitos degenerativos devido a movimentos repetitivos de impacto (SANTOS *et al.*, 2009).

A corrida de rua é um esporte que pode ser praticado por pessoas de qualquer idade, classe social e em qualquer lugar, o que torna popular sua prática por pessoas inexperientes, e quase sempre sem a orientação adequada o que pode provocar lesões (OLIVEIRA *et al.*, 2012). Cargas excessivas e repetitivas durante as atividades físicas são as principais causas de lesões nos joelhos e tornozelos. Em corredores a maior ocorrência de lesões é na região do joelho, calcanhar, tíbia e fásia plantar, devido a absorção dos impactos (SOUZA *et al.*, 2013).

Em atividades esportivas com saltos e aterrissagens frequentes, é elevado o índice de lesões e fraturas nos membros inferiores, sendo que o maior risco de lesão é durante a aterrissagem, no qual um único impacto pode chegar mais de cinco vezes à massa corpórea (MANN *et al.*, 2010).

Outras atividades como as artes marciais, também são bastante susceptíveis a lesões nos membros inferiores, caso da luta do tipo *Taekwondo* cujo número de chutes e repetições em curto intervalo de tempo é muito grande, afetando o pé, o que provoca elevado índice de fadiga (MANN *et al.*, 2010).

Na dinâmica das corridas de rua, são observados três tipos diferentes de padrões de pisadas: o apoio com o retropé, ou seja, um apoio com o calcanhar o que representa uma aterrissagem iniciada com a região calcânea; a pisada realizada com o mediopé, cuja aterrissagem é feita com o apoio simultâneo da lateral do pé, ou seja, calcanhar e região abaixo do quinto metatarso, região lateral externa do pé, que entram em contato simultâneo com o solo; a última forma de pisada é a aterrissagem com o antepé, ou seja, pisada iniciada com a ponta do pé apoiando somente até a metade do pé (LEME, 2018).

Os diferentes tipos de pisadas ocorrem geralmente em condições adversas do atleta, dependendo do tipo de solo e calçado. A biomecânica das corridas fez com que calçados fossem desenvolvidos especificamente para atletas corredores. Os tênis desenvolvidos para corrida associados à dinâmica dos pés durante as corridas, podem absorver grande parte do impacto com solo, prevenindo os atletas das lesões (LEME, 2018).

Pesquisas baseadas em controle dinâmico do corpo humano, permitem explorar o comportamento do efeito do impacto durante a corrida (CLARK *et al.*, 2017). A proposta de utilizar um modelo dinâmico representativo de uma pessoa correndo baseado na utilização de dois diferentes sistemas mecânicos, ou seja, duas diferentes partes do corpo como elementos de estudo, perna e todo o corpo, permite simular de forma correta o efeito do comportamento do impacto na estrutura corporal. Elementos mecânicos do tipo mola-massa-amortecedor permitem representar de forma coerente os efeitos das forças de impacto com o solo. O detalhamento das forças de impacto, em virtude das diferentes acelerações dos componentes e elementos mecânicos representativos do corpo humano podem ser vistos na Figura 2.1.

Um modelo computacional baseado na utilização da massa corporal distribuída em duas regiões diferentes (1 e 2) conforme representado na Figura 2.1, apresenta como Massa 1 (cor vermelha) a parte que representa parte da perna até o joelho com 8% (oito por cento) do total da massa corporal. A Massa 2 (cor verde) representa toda a massa corporal restante com 92% (noventa e dois por cento) da massa corporal. Note que a aceleração do membro inferior e velocidade da Massa 1 é maior que a aceleração e a velocidade da Massa 2 antes de tocar o solo.

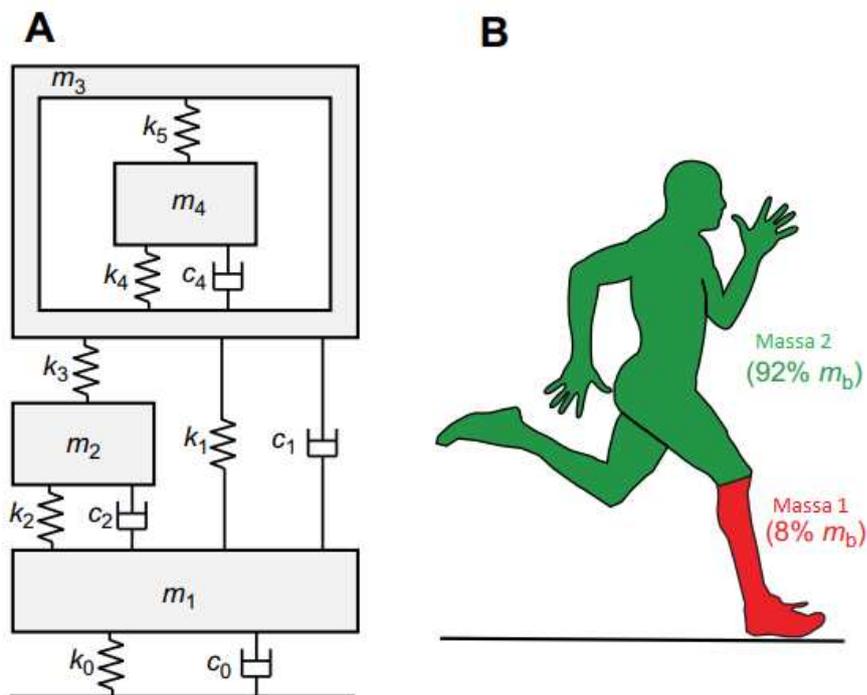


Figura 2.1 – Modelo dinâmico representativo (A) e modelo de duas massas (B)

Fonte: Adaptado de Clark *et al.* (2017).

O modelo dinâmico é capaz de prever a forma de onda do impacto dos membros inferiores com solo durante uma corrida, representando a borda de subida, mas sem prever a borda de descida. Com o modelo baseado em duas massas possibilita verificar toda forma de onda do impacto com o solo, a borda de subida e descida (CLARK *et al.*, 2017).

O sinal referente ao impacto observado na Figura 2.2, foi obtido com a realização de testes de corrida humana com velocidade de $\sim 5\text{m/s}$ e aterrissagem com o calcanhar. O impacto (J1) representa a desaceleração da Massa 1 (pé até o joelho – linha tracejada em vermelho na Figura 2.2). O intervalo de tempo (Δt_1) representa o tempo em que a Massa 1 atinge a posição vertical com a velocidade reduzindo para zero. O impacto (J2), representa aceleração da Massa 2 (resto da massa corporal – linha tracejada em verde na Figura 2.2). Observa-se que os impactos de J1 e J2 são a resultante da soma dos impactos (representado pela linha contínua em azul), ou seja, o impacto total (CLARK *et al.*, 2018).

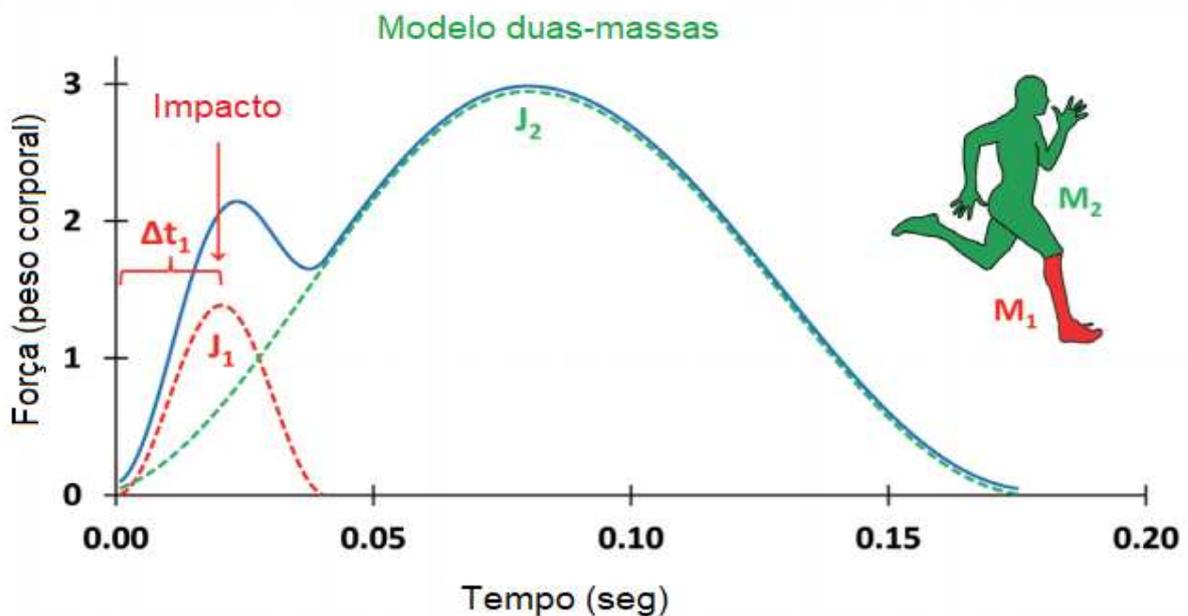


Figura 2.2 – Força de reação vertical em corrida

Fonte: Adaptado de Clark *et al.* (2018).

2.4 Lesões em Práticas Esportivas

As pesquisas realizadas com a participação de corredores de rua amadores mostram que ~32% (trinta e dois por cento) apresentam lesões, e que os joelhos são os mais afetados (OLIVEIRA *et al.*, 2012).

Estudos sugerem que os esforços repetitivos associados ao incremento de grandes distâncias percorridas são relevantes para o surgimento de lesões. Com o aumento da distância percorrida, aumenta também, a frequência das passadas e consequentemente aumenta a intensidade, velocidade e impacto na estrutura física do corredor, podendo provocar lesões com maior incidência nos membros inferiores, especificamente nos joelhos (ISHIDA *et al.*, 2013).

Pode ser observado na Tabela 2.3 com os parâmetros de treinos e preparo para provas de corridas de rua de 10 km realizado com 94 (noventa e quatro) atletas masculinos, no qual é possível perceber que o índice de lesões em treinos e competições é de ~22% (vinte e dois por cento) (ISHIDA *et al.*, 2013).

Tabela 2.3 - Pesquisa de campo com ~90 atletas masculinos de corrida de rua.

Variáveis	Valores
Tempo (médio) de treino semanal (min);	196
Frequência de treinos por semana (dias);	3,3
Tempo participação em corridas (anos);	6,9
Prova de corrida de 10 km;	55,3%
Local de treino em ruas, rodovias e estradas;	62,7%
Lesões em competições e treinos;	21,9%

Fonte: Adaptado de Ishida *et al.* (2013).

Na Tabela 2.4 é possível notar os parâmetros de testes realizados com corredores de rua correlacionados ao tempo e condições de treino no qual ressalta que o acréscimo da carga de treino semanal pode estar diretamente ligado ao índice de lesões nos atletas (OLIVEIRA *et al.*, 2012).

Tabela 2.4 - Pesquisa de campo com ~80 atletas de corrida de rua no treinamento.

Treino semanal	n	%	Duração do treino ao dia (min)	n	%
1 a 2	14	18,2	Até 120	56	72,7
3 a 4	37	48,1	De 121 a 180	12	15,6
5 a 6	16	20,8	De 181 a 240	5	6,5
7	10	13	Acima de 240	4	5,2

Fonte: Adaptado de Oliveira *et al.* (2012).

Pode ser observado na Tabela 2.4 dados correlacionados quanto à prática de treinos e carga horária semanal realizados pelos atletas em corrida de rua, pelo qual a coluna “n” representa o número de atletas e a coluna de “%”, a porcentagem do total de atletas que participaram da pesquisa.

Pesquisa com atletas amadores experientes na prática de corrida de rua, apontam que durante o ano ~32% (trinta e dois por cento) dos participantes, são acometidos por lesões, no qual os joelhos são os mais atingidos e responsáveis por ~14% (quatorze por cento) dessas lesões, como pode ser visto na Tabela 2.5.

Tabela 2.5 – Índice de lesões em corredores de rua.

Índice de lesões nos últimos 12 meses	n	%
Joelho	11	14,3
Coluna lombar	3	3,9
Pé	1	1,3
Parte posterior da perna	6	7,8
Parte anterior da perna	4	5,2
TOTAL	25	32,5

Fonte: Adaptado de Oliveira *et al.* (2012).

Em esportes que envolvem saltos é comum as lesões de tornozelo que correspondem de ~15% (quinze por cento) a ~45% (quarenta e cinco por cento) de todas as lesões. Quase sempre responsáveis pelo afastamento de atletas de suas atividades esportivas (PIUCCO *et al.*, 2007). A prática de esportes coletivos apresenta maior probabilidade de lesões do que as atividades esportivas praticadas individualmente, devido ao frequente contato físico entre os atletas em diferentes esportes como acontece no futebol que representa de 50% (cinquenta por cento) a 60% (sessenta por cento) de todas as lesões ocasionadas nesta prática (FONSECA *et al.*, 2007; ALMERON *et al.*, 2009).

É alto o índice de lesões e fraturas por estresse na tíbia em atividades de marcha e corrida de recrutas em treinamento militar (CROWELL *et al.* 2011). Os treinamentos estão sujeitos aos impactos nos membros inferiores, podendo ser agravado pelo uso de botas de assalto com salto rígido, calçado não adequado para absorção de impacto (DIXON *et al.* 2002).

Na execução das atividades foram notados picos de desaceleração de 28g no que concerne ao impacto dos membros inferiores com o solo, sugerindo alta intensidade comparado com testes realizados com uso de tênis de corrida variando de 9g a 15g (DIXON, 2007).

Estudos realizados quanto aos tipos, quantidades e partes do corpo do atleta que mais sofrem lesões durante a prática de atividade física e esportiva, reforça o estereótipo da necessidade de monitorar atletas durante os treinos ou competições.

O monitoramento da biomecânica dos gestos esportivos, pode proporcionar parâmetros substanciais para melhorar o controle das condições e ações nos treinos e competições, condicionando os atletas ao ambiente e a carga de treino. Exercícios que têm as pernas como principal sistema locomotor, são os mais propensos a ocasionar lesões nos joelhos e tornozelos, por causa das forças de reação do solo, pelo qual, requer cuidados específicos no momento do impacto com o solo.

Para auxiliar atletas e profissionais da área esportiva, é fundamental concluir os estudos e desenvolvimento de um dispositivo portátil para monitorar atletas, determinar o acúmulo de impacto proveniente de treino ou competição, com o qual, coletar parâmetros, analisar, definir estratégias para treinos e competições, sobretudo para evitar lesões, contudo, seguem os estudos no Capítulo 3 desta dissertação referente aos sistemas de controle eletrônico e sensores que é concernente a aplicação do Controle e Dinâmica de Sistemas.

3 SISTEMA DE CONTROLE ELETRÔNICO E SENSORES

3.1 Sistema de Controle Eletrônico

A engenharia traz benefícios à comunidade, valendo-se do conhecimento do controle de materiais e ação das forças da natureza. O conhecimento e controle são parte integrante do dia a dia da sociedade moderna e contemporânea, sendo aplicada em diversas áreas que estão ao nosso redor, seja com sistema moderno simples ou complexo (DORF *et al.*, 2001; NISE, 2012).

A engenharia de controle é fundamentada em teorias de retroação e análise de sistemas lineares com integração da teoria de circuitos, com aplicação de componentes elétricos, mecânicos e químicos (DORF *et al.*, 2001).

Um sistema de controle é formado por subsistemas e processos. Um sistema é desenvolvido para obter resultado e desempenho almejado na saída, conforme especificação da entrada, na qual a saída desejada é representada pelo valor de entrada (NISE, 2012).

A configuração de um sistema de controle concerne a componentes interconectados produzindo um efeito desejado, fundamentado na relação dos sinais de entrada e saída (DORF *et al.*, 2001), com o objetivo específico de amplificar potência, exercer controle de modo remoto, conveniência da forma de alimentação da entrada e compensação de perturbações do sistema (NISE, 2012).

Um sistema de controle pode ser do tipo malha aberta ou malha fechada. O controle do tipo malha aberta cujo diagrama é observado na Figura 3.1, controla o processo diretamente comandado somente pelo valor da entrada, atuador/controlador e controle sem retroalimentação, não realizando correções no sistema por efeito de perturbações (DORF *et al.*, 2001; NISE, 2012).



Figura 3.1 Esquema do sistema de controle em malha aberta sem realimentação

Fonte: Próprio Autor.

Um controle a malha fechada cujo diagrama está representado na Figura 3.2, usa uma medida adicional de saída real, sinal de realimentação para comparar a saída desejada, que permite controlar processo com maior exatidão, principalmente quando aplicado à sistema de controle complexo de multivariáveis (DORF *et al.*, 2001, NISE, 2012).

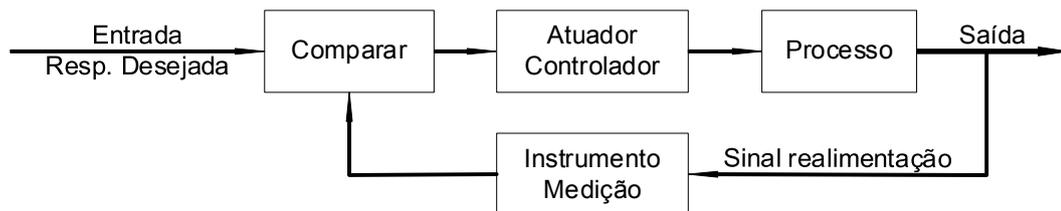


Figura 3.2 Esquema de sistema de controle em malha fechada com realimentação

Fonte: Próprio Autor.

A evolução dos sistemas de controle acompanhou o desenvolvimento da sociedade e suas importantes invenções, como o controlador de temperatura de Cornelis Drebbel (século XVII), assim como, de James Watt (século XVIII) aplicado no controle de velocidade de máquina a vapor (Governor) na primeira revolução industrial (DORF *et al.*, 2001).

Durante a Segunda Guerra Mundial houve um maior empenho em aplicar teoria e prática de sistema de controle eletrônico com realimentação. Motivados pela necessidade de fabricar um tipo de piloto automático para aeronaves e outros dispositivos militares (DORF *et al.*, 2001).

Os sistemas de controle são encontrados atualmente em muitas aplicações, são usados na orientação e navegação de embarcações, no controle dos mais diversos veículos e equipamentos do dia a dia (DORF, *et al.*, 2001; NISE, 2012).

3.2 Sensores

Sensores são dispositivos que respondem de modo específico aos fenômenos de princípios físicos, químicos e biológicos (WILTGEN 2019). Estes são utilizados na detecção de um determinado parâmetro físico. Os sinais lidos pelos sensores podem ser do tipo analógico e/ou digital (NISE, 2012; ARENY, 1999; FRADEN, 2016).

Sensor é um elemento que converte a medida de uma grandeza qualquer em outra, normalmente em uma grandeza elétrica mensurável, seja em impedância,

resistência ôhmica, corrente elétrica ou tensão elétrica. Como princípio físico os sensores podem ser caracterizados como elétricos, mecânicos, magnéticos, ópticos, nucleares, térmicos e acústicos (WILTGEN, 2019).

Sensores com princípios químicos são usados em soluções e dispositivos, para identificação de pH, concentração e composição de solução. Existem inúmeros tipos de sensores com princípio de funcionamento biológico, que são usados principalmente pelos animais. Os sensores mais comuns usados pelos animais os do tipo magnéticos de orientação espacial e sensorial (bússola), de contato direto ou indireto, olfato, luz no espectro de cores visíveis e som no espectro de infra-sons (WILTGEN, 2019).

Sensores são dispositivos usados para identificar movimento, medir aceleração, inclinação, temperatura, umidade relativa, comprimento, localização espacial, cor, som etc. (WILTGEN, 2019).

3.3 Controle Eletrônico e Partes

3.3.1 Programação de Microcontroladores

Desde a década de 50, as linguagens de programação começaram a surgir em grande quantidade (SEBESTA, 2018).

A linguagem C desenvolvida por Dennis Ritchie teve sua publicação em 1978, tendo como vantagem a declaração de novas funções com acréscimo de argumentos, definição de biblioteca, estruturas alocadas, programação e compiladores, *hardwares* mais sofisticados, as quais iniciaram a derivação e evolução de uma nova linguagem denominada C++ (AGUILAR, 2011; KERNIGHAN *et al.*, 1988; SICKLE, 2001).

A linguagem de programação C é conhecida por não estar associada a qualquer sistema operacional, e desta forma, podendo se tornar uma linguagem de programação universal (AGUILAR, 2011; SEBESTA, 2018). Em 1983 o Comitê Norte Americano do Instituto Nacional de Padronização Americano *ANSI (American National Standards Institute)*, apresentou um padrão de uma nova Linguagem C não ambígua, independentemente do tipo de máquina, chamado de padrão *ANSI C* (KERNIGHAN *et al.*, 1988).

Programas têm a função de facilitar a comunicação do usuário com a máquina. A programação é realizada de modo que as máquinas consigam entender por meio de tradutores. Os tradutores são programas especiais chamados de compiladores ou interpretadores que convertem ou traduzem os comandos em instruções de linguagem de máquina. Os comandos são escritos por um usuário na forma de programa em diversos tipos de linguagens (AGUILAR, 2011; SICKLE, 2001; PEREIRA, 2009).

Microcontrolador é um dispositivo de dimensões reduzidas e de alta capacidade de integração. Um microcontrolador é constituído de Unidade Central de Processamento (*CPU - Central Processing Unit*), áreas de memórias para programa e dados, portas de entradas/saídas e portas de comunicação conforme ilustrado no diagrama da Figura 3.3 (MIYADAIRA, 2009).

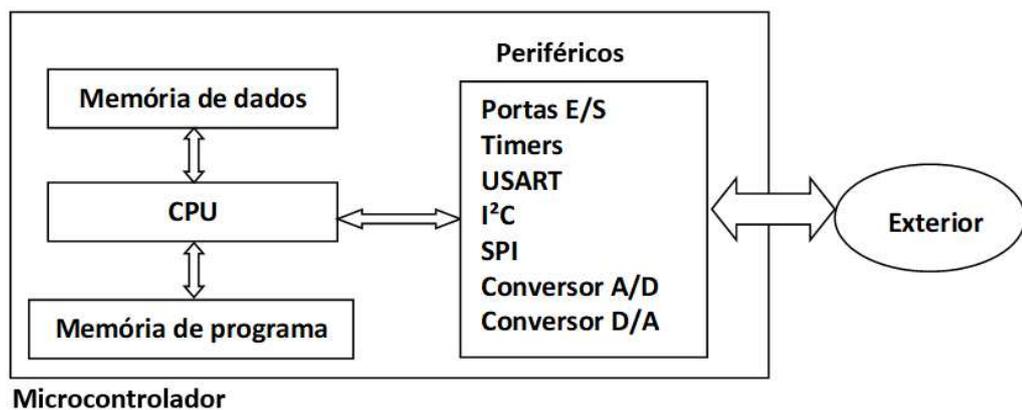


Figura 3.3 Diagrama resumido de um microcontrolador

Fonte: Adaptado de Miyadaira (2009).

A velocidade de processamento de um microcontrolador, assim como, o consumo de energia, está relacionada à frequência de funcionamento do oscilador que define o sincronismo do microcontrolador, ou seja, quanto maior a frequência, maior a velocidade de processamento e, conseqüente aumento no consumo de energia (MIYADAIRA, 2009).

Os microcontroladores têm em sua constituição memórias específicas para armazenamento de variáveis e código do programa. Memória volátil ou memória de acesso aleatório denominada *RAM (Random Access Memory)*, é um dos meios de armazenamento de dados, no qual, variáveis podem ser lidas e alteradas em

endereços específicos, assim sendo, todo o conteúdo armazenado é perdido quando a memória é desenergizada (DORF, 2001; MIYADAIRA, 2009; RAFIQUZZAMAN, 2014).

A memória só de leitura também denominada *ROM (Read-Only Memory)*, por suas características específicas é destinada para a gravação de programas permanentes, instruções e dados. A *ROM* é conhecida como memória não volátil, ou seja, retém o código do programa armazenado mesmo com alimentação desligada, ou seja, com a memória desenergizada (DORF, 2001; MIYADAIRA, 2009; RAFIQUZZAMAN, 2014).

O código do programa gravado no microcontrolador é escrito em um ambiente de desenvolvimento integrado, chamado *IDE (Integrated Development Environment)*. O ambiente *IDE* de programação do microcontrolador é capaz de compilar, gravar, simular, testar e fazer a transferência do programa (*Firmware*).

O código do programa é escrito em um ambiente de desenvolvimento integrado *IDE* instalado em um microcomputador. O programa escrito no *IDE* é compilado, ou seja, convertido para linguagem de máquina e transferido para o microcontrolador (DORF, 2001; MIYADAIRA, 2009; RAFIQUZZAMAN, 2014).

3.3.2 Plataforma Arduino e Sistemas Embarcados

Microcontroladores são dispositivos desenvolvidos para realizar monitoramento e controle. Um microcontrolador dispõe de componentes embarcados que lhe permite funcionar de forma autônoma, como um processador, diversos módulos de entradas/saídas digitais e analógicas, diversos módulos de memórias, interfaces de comunicação, conversores A/D (Analogico/Digital) e D/A (Digital/Analógico), controladores de interrupção, temporizadores entre outros (GRIDLING *et al.*, 2007).

A plataforma Arduino é um sistema com *hardware* e *software*. Arduino é uma plataforma computacional embarcada que processa entradas e saídas entre os dispositivos e componentes periféricos externos interconectados. O programa para a plataforma Arduino é elaborado e executado em um ambiente de desenvolvimento integrado do tipo *IDE* (MCROBERTS, 2011; GALANTE *et al.*, 2014).

Em 2005, surgiu na Itália um novo conceito baseado em plataformas eletrônicas microcontroladas para desenvolvimento e controle de protótipos, projetos

de automação e robótica. Essa plataforma recebeu o nome de Arduino, é baseada no microcontrolador da *Atmel AVR*, com uma combinação de microprocessador *Atmel* incluindo áreas de memórias e canais de entradas e saídas. O microcontrolador deve ser carregado com o *Bootloader* Arduino para habilitar a comunicação com o IDE do Arduino (MCROBERTS, 2011).

Há uma grande variedade de modelos de plataformas Arduino com diferentes configurações. Algumas diferenças entre os modelos delas estão no dimensional, no número de entradas e saídas, capacidade de memória e velocidade de processamento. As plataformas do tipo Arduino operam em velocidades de 8MHz, 16MHz e 32MHz, combinação variada de entradas e saídas reconfiguráveis conforme necessidade (MCROBERTS, 2011, SCHUBERT *et al.*, 2013; D'AUSILIO, 2012).

A versatilidade das placas da plataforma Arduino permite usá-las em diversas aplicações, desde obras de arte interativas até controle de sistemas complexos (SCHUBERT *et al.*, 2013; D'AUSILIO, 2012).

O ambiente *IDE* de programação do Arduino é um *software* de utilização de código aberto simples e intuitivo para aprendizagem e aplicação em projetos. A linguagem de programação utilizada para escrita do código do Arduino é uma variante da linguagem C. Ao fazer o código do programa (*sketch*) no *IDE* do Arduino, deve-se considerar na estrutura de programação duas funções fundamentais e obrigatórias, as funções *setup* e *loop*. Após o código do programa realizado, faz-se o *download* na placa do Arduino selecionada e configurada (D'AUSILIO, 2012).

O Arduino UNO é um dos modelos de plataforma que utiliza um microcontrolador *ATMega328*. Esse microcontrolador *ATMega328* suporta a comunicação via protocolo *I²C (Inter-Integrated Circuit)* e *SPI (Serial Peripheral Interface)*, possui entradas/saídas digitais configuráveis, pelas quais, seis podem ser usadas como saídas por modulador de largura de pulso (*PWM Pulse Width Modulation*). Dispõe de entradas analógicas de (0-5Vcc) e resolução de 10 *bits* cada e, pinos para porta de comunicação serial *UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter - RX e TX)*, como pode ser visto na Tabela 3.1. A placa da plataforma Arduino Uno ainda poderá ser alimentada via ligação *USB* ou uma fonte externa de alimentação (D'AUSÍLIO, 2012).

Tabela 3.1 – Especificações técnicas da plataforma Arduino Uno.

Descrição da Plataforma Arduino UNO	
Microcontrolador	ATmega328P
Tensão de operação	5 Vcc
Tensão de Entrada (recomendada)	7-12 Vcc
Limites de Tensão de Entrada	6-20 Vcc
Pinos E/S digital	14 podendo 6 saídas PWM
Pinos E/S PWM Digital	6
Entradas Analógicas	6
Corrente por pino E/S	20 mA
Corrente para pino 3.3 Vcc e GND para Shields	50 mA
Memória <i>Flash</i> (ATmega328P)	32 KB / 0.5 KB <i>Bootloader</i>
<i>SRAM</i>	2 KB (ATmega328P)
<i>EEPROM</i>	1 KB (ATmega328P)
Processador	16 MHz
<i>RAM</i>	2048 Bytes
Máxima corrente microcontrolador pinos Vcc e GND	200 mA

Fonte: Adaptado de D'Ausílio (2012).

Geralmente, sistemas embarcados são desenvolvidos e dedicados com tamanho reduzido. Sistemas embarcados são usados desde o início da década de 1970, sem muita visibilidade e considerados apenas como pequenos computadores, porém, atualmente pesquisadores têm dado uma maior importância e visibilidade. Sistemas e dispositivos têm embarcados em sua arquitetura componentes usados em sistemas de controle de computadores pessoais, aparelho de telefone celular, eletrodomésticos, robôs, comandam processos industriais, sistemas de transporte ferroviário, rodoviário, náutico, aeronáutico e aeroespacial (LEE, *et al.*, 2017; GONÇALVES *et al.*, 2016; PIGATTO, 2012; VALVANO, 2014).

Um sistema embarcado tem finalidade específica e diferente dos propósitos de uso de um computador pessoal de uso geral, que possui diversos sistemas embarcados em sua construção (VALVANO, 2014).

A popularidade dos sistemas embarcados proporcionou uma grande variedade e diversidade de aplicações, contudo, em muitas aplicações se faz necessário o armazenamento de informações e dados em memórias retentivas e voláteis. Tendo em vista essa necessidade, os sistemas de controle necessitam de baterias de *backup*, para manutenção das informações gravadas e salvas nas áreas memórias dos microcontroladores parte integrante dos sistemas embarcados (LEE, *et al.*, 2017).

3.3.3 Filtragem Digital e Condicionamento de Sinais

De modo geral, sensores captam ruídos de baixa e alta frequência, uma das maneiras de eliminar esses tipos de ruídos é aplicar filtros matemáticos (OLIVEIRA *et al.*, 2017; WELCH *et al.*, 2006). Filtros matemáticos ou eletrônicos podem ser usados no condicionamento de sinais analógicos atenuando ou eliminando sinais ruidosos e indesejáveis. O condicionamento de sinais analógicos foi desenvolvido na amplificação de sinal de tensão, conversão analógico/digital, modulação de frequência, filtro passa alta e passa baixa, ou seja, reduzir as distâncias entre os valores de picos máximos e mínimos (PALLAS-ARENY, 1999; PALLAS-ARENY, *et al.*, 2000; CHEEKE, 2007).

Para filtrar os sinais ruidosos de alta frequência pode-se utilizar filtros digitais, cada tipo de filtro é destinado a um intervalo e intensidade relativos às baixas e altas frequências espectrais. Uma alternativa de filtro digital é utilizar o filtro de *Kalman*. (PALLAS-ARENY, 1999; PALLAS-ARENY, *et al.*, 2000; CHEEKE, 2007).

O filtro de *Kalman* realiza filtragem através de um conjunto de equações matemáticas de modo a estimar o estado de um processo, minimizando os erros de médias quadráticas, proporcionando estimativas de estado de processos no passado, presente e futuro, mesmo em modelagem de sistema desconhecido (WELCH *et al.*, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2017; BUSARELLO *et al.*, 2019).

A estimativa realizada pelo filtro de *Kalman* usa como meio de controle do processo o retorno de informações de medidas. Em um dado momento, o filtro estima o estado do processo e obtém retorno de valores ruidosos. A filtragem tem como base sistema de equação de atualização de tempo e equação de atualização de medida. A equação de atualização de tempo faz uma projeção no tempo do estado atual, estimando covariância de erro para obter estimativa subsequente da próxima etapa de tempo (KALMAN *et al.*, 1961; WELCH *et al.*, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2017).

A equação de atualização de medida é responsável pelo retorno, incorporando uma nova medida na estimativa para obter uma subsequente estimativa melhorada. A equação de atualização de medida também é considerada como equação de previsão, enquanto a medida da equação de atualização pode ser considerada equação de correção do filtro de *Kalman* (KALMAN *et al.*, 1961; WELCH *et al.*, 2006).

3.3.4 Transmissão, Coleta e Armazenamento de Dados

Dados coletados por dispositivo eletrônico microcontrolado, podem ser armazenados em um sistema computacional com *software* e interface de comunicação (GALANTE, *et al.*, 2014). Para maior autonomia do sistema os dados podem ser coletados e armazenados em dispositivos (*datalogger*) ou transmitidos de modo *online* a outro dispositivo através de sistema de comunicação e transmissão.

Um sistema de comunicação e transmissão complexo é resultado da arquitetura e do ambiente em que este sistema é aplicado, para operar com elevada potência e alta taxa de transmissão de dados é necessário que o sistema de comunicação e transmissão se utilize de meios modernos (KADDOUM, 2016).

O sistema de comunicação e transmissão de dados sem fio como o *Bluetooth*, é uma opção de baixo custo e baixo consumo de energia. A tecnologia *Bluetooth* é um padrão de comunicação e transmissão de curto alcance para dados digitais. A tecnologia *Bluetooth* geralmente é utilizada em dispositivos microcontrolados portáteis e/ou de grande porte como exemplo os eletrodomésticos (MARTINCOSKI, 2003).

Os dados captados pelos sensores são fornecidos ao microcontrolador da plataforma Arduino que podem ser armazenados em cartão de memória tipo *SD*. Os dados podem ser empilhados no cartão de memória *SD* na forma de arquivos no formato de texto (.txt), tendo a capacidade de armazenamento vinculada a capacidade do cartão de memória *SD* (ARRUDA, *et al.*, 2017).

3.3.5 Fontes de Alimentação Elétrica

Historicamente a transformação e o impacto causados ao meio ambiente estão relacionados ao desenvolvimento humano. Há uma insistente procura por fontes de energia para atender à crescente demanda da sociedade no consumo de variados tipos de energia (REIS, 2011; KAGAN, *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2007).

Baterias são dispositivos para armazenamento de energia elétrica do tipo contínua (Corrente Contínua – CC). Baterias são constituídas de uma ou mais células eletroquímicas que convertem energia química em energia elétrica contínua. Elas podem ser classificadas como dispositivos mecânicos, térmicos, eletroquímicos, elétricos ou químicos. A alta demanda de eletroportáteis e carros elétricos é

proporcional a aplicação de novas tecnologias na fabricação de baterias, porém, a que apresenta melhor relação de carga e descarga são as baterias de Íons de Lítio (ZHAI, 2018).

Um sistema autônomo quase sempre é constituído de uma fonte de energia elétrica, assim como, o uso de bateria torna um sistema móvel. A vida útil de uma bateria elétrica é inversamente a intensidade de carga e de descarga elétrica, quanto mais corrente elétrica é drenada (descarga) ou injetadas (carga) menor é a vida útil da bateria elétrica (CAVALCANTE *et al.*, 2005; VERA, 2004; IMHOFF, 2007; ZHAI, 2018).

Em projetos cuja alimentação é feita por baterias elétricas recarregáveis, quase sempre há necessidade de utilizar carregadores específicos para os variados tipos de baterias. É necessário conhecer o correto ciclo de carga e descarga da bateria elétrica, assim como, a capacidade de carga e descarga para a correta seleção do carregador (PASSOLD *et al.*, 2006).

3.4 Tipos de Sensores

Por definição, sensor é um dispositivo que transmite informações por meio das variações de grandezas físicas. Um transdutor recebe um sinal e o transforma em outra grandeza (GOMES, 2007).

Sensores são dispositivos que recebem diversos tipos de sinais ou estímulos do ambiente, seja por princípio físico, químico ou biológico, convertendo os estímulos em um tipo de sinal elétrico, comumente tensão ou corrente. Os variados tipos de aplicações dos sensores definem a classificação quanto à função e ao meio aplicado, ou seja, sensores de propriedades térmicas, ópticas, magnéticas, mecânicas e químicas, como pode ser observado na Tabela 3.2 (PATEL, *et al.*, 2020).

Tabela 3.2 – Propriedade de detecção dos sensores.

Tipos de sensores	Propriedades
Térmico	Temperatura, calor, fluxo de calor etc.
Elétrico	Resistência, corrente, tensão elétrica, indutância etc.
Magnético	Fluxo magnético, momento magnético etc.
Óptico	Intensidade de luz, comprimento de onda, polarização etc.
Químico	Composição, pH, concentração etc.
Pressão	Pressão, força etc.

Vibração	Deslocamento, aceleração, velocidade etc.
Chuva e umidade	Água, umidade etc.
Inclinação	Ângulo de inclinação etc.
Velocidade	Velocidade, distância etc.

Fonte: Adaptado de Patel *et al.* (2020).

Os sensores normalmente são desenvolvidos para aplicações específicas e não para uso geral (PATEL, *et al.*, 2020).

3.4.1 Sensor de Temperatura e de Umidade Relativa Ambiente

Sensor de temperatura é um dispositivo usado para medir a quantidade de energia térmica de um corpo ou sistema. Sensores de temperatura podem ser usados em várias aplicações com e sem contato, na calibração de temperatura ambiente, corpórea, em veículos automotivos, instrumentos médicos etc. (PATEL, *et al.*, 2020, WILTGEN, 2019).

Há muitos tipos de sensores usados na medição de temperatura de acordo com as características técnicas requeridas às aplicações. Entre os variados tipos de sensores de temperatura estão os termóstatos, termistor (*NTC - Negative Temperature Coefficient* e *PTC - Positive Temperature Coefficient*), detector resistivo de temperatura (*RTD - Resistive Temperature Detector*), termopar, entre outros (PATEL, *et al.*, 2020, WILTGEN, 2019).

A água contida no ar atmosférico em forma de umidade, faz com que parâmetros do elemento sensor se alterem, como a impedância, resistência ôhmica e capacitância. A umidade pode ser quantificada por vários tipos de sensores, como o higrômetro resistivo, higrômetro capacitivo, refratômetro de micro-ondas, higrômetro de óxido de alumínio e higrômetro de cristal.

O sensor utilizado nesta pesquisa para medir temperatura e percentual de umidade relativa do ar atmosférico ambiente, é o módulo sensor *DHT22* fabricado pela empresa *Aosong*, cujas especificações técnicas podem ser vistas na Tabela 3.3. O *DHT22* é um sensor digital que tem como elemento sensível polímero capacitivo conectado a um chip, cujo sinal de saída é digital (LIU, 2010).

Tabela 3.3 – Especificações técnicas do módulo de temperatura e umidade relativa.

Modelo	DHT22	
Alimentação	3,3 – 6,0 Vcc.	
Corrente de alimentação	1,5 mA	
Sinal de saída	Sinal digital	
Elemento sensível	Polímero capacitivo	
Faixa operacional	%UR 0 – 100%	Temperatura -40°C ~ 80°C
Exatidão	%UR +/- 2%	Temperatura +/- 0,5°C
Resolução	%UR +/- 0,1%	Temperatura +/- 0,1°C
Período de atualização	2 segundos	

Fonte: Adaptado de Liu (2010).

3.4.2 Sensores do Tipo Acelerômetro e Giroscópio

A cinemática é o estudo responsável pelo movimento dos corpos, pelas medidas de velocidades e variações em relação ao tempo, assim como, pode medir a aceleração instantânea de um corpo em movimento (KIRKWOOD, *et al.*, 2007; AMADIO, *et al.*, 2011).

O sensor conhecido como acelerômetro é um dispositivo eletromecânico que mede deslocamento linear e força, usado indiretamente na medida da aceleração quando uma força é aplicada a um de seus três eixos X, Y e Z (FAISAL *et al.*, 2020; DADAFSHAR, 2014; ROCHA *et al.*, 2013; PATEL, *et al.*, 2020; YANG, *et al.*, 2010).

O sensor tipo acelerômetro também pode ser usado para medir inclinação, contudo a obtenção do resultado com a coleta de dados é mais lenta, tornando a utilização do sensor tipo acelerômetro mais indicada para leitura feitas por longo período (FILIPPESCHI, *et al.*, 2017, YANG, *et al.*, 2010).

Giroscópio é um dispositivo usado para medir velocidade angular e ângulo de inclinação, sendo mais vantajoso o uso do giroscópio na medida de inclinação em curto espaço de tempo (FAISAL, *et al.*, 2020; DADAFSHAR, 2014).

Giroscópio é utilizado em orientação de embarcações marítimas, aeronaves, espaçonaves e robótica. Em robótica sua principal aplicação é na detecção de movimentos de rolagem (rotação no eixo X) e arfagem (rotação no eixo Y) em sistemas de estabilidade horizontal de plataformas (OLIVEIRA *et al.*, 2008).

Uma unidade de medida inercial (*IMU - Inertial Measurement Unit*) geralmente é composta por um acelerômetro e um giroscópio, podendo em alguns casos utilizar um magnetômetro (bússola digital) (FILIPPESCHI, *et al.*, 2017).

Os sensores do tipo acelerômetro e giroscópio usados nesta pesquisa, são do tipo *MEMS* (*Microelectromechanical System*). Os sensores do tipo acelerômetro e giroscópio estão embarcados em um chip do módulo de medida inercial MPU-6050 composto por três eixos *X*, *Y* e *Z* para acelerômetro e giroscópio totalizando seis graus de liberdade (ISMAIL, *et al.*, 2014; FIRMAN, 2016). O módulo MPU-6050 usado na pesquisa é compatível com a plataforma Arduino, cujas principais especificações técnicas podem ser vistas na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Especificações técnicas do módulo sensores inerciais.

Modelo	MPU-6050
Alimentação	2,375 – 3,6 Vcc.
Corrente de operação	4,1 mA
Comunicação serial	I ² C (SDA/SCL)
Escala acelerômetro	±2g, ±4g, ±8g, ±16g
Escala giroscópio.	±250, ±500, ±1000, ±2000°/seg

Fonte: Adaptado da folha de dados da Invensense (2013).

3.4.3 Sistemas de Localização Global (GPS)

Definir posição de um corpo no espaço físico não é difícil, basta atribuir-lhe os parâmetros relacionados às coordenadas de Latitude, Longitude e Altitude. Atualmente, é mais fácil ainda com o uso do *GPS* (*Global Positioning System*) via transmissão de dados por satélites artificiais (MONICO, 2000; PEREZ, *et al.*, 2003; TABIBI, *et al.*, 2015).

O *GPS* é um sistema de posicionamento por meio de ondas de rádio emitidas por uma rede de satélites distribuídos na órbita terrestre a um ângulo de 55° da linha do equador. O posicionamento angular de cada satélite a 55° da linha do Equador, garante a cobertura de pelo menos quatro satélites em qualquer ponto terrestre. O posicionamento preciso é dado através de coordenadas de Latitude, Longitude e Altitude por um sistema de triangulação de satélites com o receptor *GPS* de posicionamento (MONICO, 2000; PEREZ, *et al.*, 2003; TABIBI, *et al.*, 2015).

Em virtude da alta tecnologia aplicada nos sistemas receptores de sinais de *GPS*, há muitos usuários civis surgindo em diversos segmentos. O *GPS* pode ser aplicado em sistemas agrícolas, controle de frota, navegação, posicionamento geodésico etc. (MONICO, 2000; SANTOS, *et al.*, 2011).

O receptor usado nesta pesquisa é o módulo *GPS GY-NEO6MV2*, utilizado com a plataforma Arduino e interconectados através de comunicação serial UART (RX e TX), cujas especificações podem ser vistas na Tabela 3.5, as coordenadas lidas são do tipo decimal. O módulo receptor tipo *GPS GY-NEO6MV2* tem excelente desempenho de navegação, arquitetura miniaturizada, baixo consumo de energia, ideal para uso em dispositivos móveis que têm baterias como fonte de alimentação (U-BLOX-6, 2011).

Tabela 3.5 – Especificações técnicas do módulo GPS.

Modelo GPS	GY-NEO6MV2
Alimentação operação	2,7 – 3,6 Vcc.
Corrente de alimentação	45 mA
Protocolo de comunicação	UART (Rx/Tx)
Acurácia de Posição horizontal	2,5 m
Número de canais	50
Taxa de atualização	1Hz
Velocidade operacional máxima	500 m/s
Tempo de pulso	1 segundo

Fonte: Adaptado da folha de dados U-blox-6 (2011).

3.4.4 Sensor de Frequência Cardíaca e Oxímetro

Monitorar sinais vitais por métodos não invasivos se tornou fundamental na medição do nível de saturação de oxigênio no sangue, batimento cardíaco e pressão arterial. A evolução da tecnologia de sensores fez aumentar o interesse nos sensores de medição dos sinais vitais por princípios ópticos (MARTINS, 2010).

A saturação de oxigênio no sangue é detectada de modo não invasivo, usando sensor de oximetria. A técnica por princípio óptico utilizada atualmente foi desenvolvida no ano de 1972, por Takuo Aoyagi. A oximetria óptica baseia-se na diferença dos espectros luminosos absorvido pela corrente sanguínea (HAAHR, *et al.*, 2008).

A técnica de oximetria óptica foi aplicada durante a prática de atividade física, para medida de saturação de oxigenação sanguínea muscular e cerebral de atleta. O método aplicado com a técnica de oximetria óptica procurava apurar possível desgaste físico dos atletas, normalmente feito com oxímetro sem fio (FERRARI, *et al.*, 2012).

A aptidão física de um atleta que faz alguma modalidade esportiva pode ser identificada através do monitoramento de variáveis fisiológicas, é uma prática que vem se tornando mais frequente, assim como, a calibração da frequência cardíaca que pode ser feita com uso de um frequencímetro digital (MIRANDA, *et al.*, 2005).

O dispositivo utilizado nesta pesquisa de mestrado para medição de saturação da oxigenação sanguínea e frequência cardíaca, é o sensor *MAX30102*. O módulo *MAX30102* cujas características técnicas podem ser vistas na Tabela 3.6, tem o funcionamento embasado em princípios ópticos com comprimento de onda no infravermelho e totalmente ajustável via software. A integração do módulo com microcontrolador é feita através do protocolo de comunicação I²C (MAXIM, 2018).

Tabela 3.6 – Especificações técnicas do módulo frequência cardíaca.

Modelo do Módulo	MAX30102
Alimentação operação	3,1 – 5,0 Vcc.
Corrente de alimentação	0,6 – 1,2 mA
Protocolo de Comunicação	I ² C (SDA/SCL)
Faixa espectral do comprimento de onda	600 - 900 nm
Potência de irradiação	6,5 mW
Taxa amostragem	10,24 MHz

Fonte: Adaptado da folha de dados Maxim Integrated (2018).

3.4.5 Sensor de Altitude

Altímetro é um dispositivo usado na medida de altura ou altitude, usando como meio de medida a pressão atmosférica. A pressão atmosférica tem uma relação inversamente proporcional à altitude, ou seja, quanto maior a pressão menor a altitude (LONGHINI, 2009; PATEL, *et al.*, 2020).

A pressão atmosférica pode ser monitorada por sensor, pelo qual, o tipo mais comum é baseado em extensômetro. Quando o sensor é submetido a uma pressão, sofre uma deformação que provoca variação na resistência elétrica proporcional a pressão aplicada, convertendo pressão em sinal elétrico (PATEL, *et al.*, 2020).

O módulo sensor para medir pressão atmosférica utilizado nesta pesquisa é o sensor *BME/BMP280*, um módulo sensor de pressão atmosférica combinado com sensores de temperatura e umidade relativa (BOSCH-SENSETEC, 2018).

O módulo sensor *BME/BMP280* tem tamanho miniaturizado, possui alto desempenho, alta acurácia, precisão, abrange ampla faixa de temperatura e pode

ser integrado ao microcontrolador através do barramento de comunicação I²C, cujos dados técnicos podem ser vistos Tabela 3.7 (BOSCH-SENSORTEC, 2018).

Tabela 3.7 – Especificações técnicas do módulo estação meteorológica.

Modelo do Módulo	BME/BMP280
Alimentação operação	1,7 – 3,6 Vcc.
Corrente operação	0,7 mA
Protocolo de Comunicação	I ² C (SDA/SCL)
Faixa pressão barométrica	300 ~ 1100 hPa
Faixa temperatura	-40°C ~ 85°C
Faixa umidade relativa	0 ~ 100%

Fonte: Adaptado da folha de dados Bosch-Sensortec (2018).

3.4.6 Sensor de Orientação Bússola Digital

Uma bússola é capaz de encontrar a posição espacial de acordo com os eixos das direções norte, sul, leste e oeste, sendo bússola magnética ou bússola solar. A bússola magnética descreve a orientação espacial deslocando-se o polo norte da agulha para o polo norte da terra (ACZEL, 2002; JÚNIOR, 2010).

O desenvolvimento da bússola magnética é histórico e revolucionário. A bússola magnética é um dispositivo confiável, entretanto, alguns fatores podem influenciar em seu desempenho. O uso de mapas científicos e tabelas faz-se necessário para correções precisas de pequenos erros de desvio entre o polo norte magnético da Terra com o Polo Norte geográfico. Embarcações que transportam objetos metálicos podem ter desvios de orientação em relação ao norte magnético da Terra, porém, podem ser facilmente corrigidos (ACZEL, 2002).

O sensor magnetômetro bússola digital *HMC5883L* utilizado nesta pesquisa é um dispositivo para detectar campo magnético de baixa intensidade. O módulo sensor converte o campo magnético detectado em saída de tensão diferencial em três diferentes direções, de acordo com os eixos X, Y e Z, indicando as direções norte, sul, leste e oeste. O módulo bússola digital *HMC5883L* pode ser integrado a microcontroladores através de comunicação serial pelo barramento I²C (PARALLAX, 2011).

O sensor magnetômetro bússola digital *HMC5883L* é um sensor magneto-resistivo anisotrópico e pode ter seu desempenho comprometido por ser sensível à aproximação de objetos metálicos. A instalação do dispositivo requer o nivelamento,

pois o módulo *HMC5883L* não dispõe de compensação de inclinação, entretanto pode-se corrigir com o uso de um acelerômetro. Características técnicas do módulo podem ser vistas na Tabela 3.8 (PARALLAX, 2011; HONEYWELL, 2013).

Tabela 3.8 – Especificações técnicas do módulo bússola digital.

Modelo do Módulo	HMC5883L
Alimentação operação módulo	2,7 – 6,5 Vcc.
Alimentação operação sensor	2,7 – 3,6 Vcc.
Corrente operação módulo	10 mA
Comunicação serial	I ² C (SDA/SCL)

Fonte: Adaptado da folha de dados Parallax (2011).

O dispositivo magnetômetro pode ser utilizado para determinar altitude local em relação ao campo magnético da Terra. O sensor magnetômetro tem precisão na faixa de 0,5 a 3,0 graus. O uso de filtros matemáticos como o filtro de Kalman, pode melhorar a acurácia do sistema de determinação da altitude convergindo os valores angulares relativos ao campo magnético (SEARCY, 2011).

3.5 Coleta e Armazenamento de Dados

Sistema automatizado e multisensorizado pode gerar um grande volume de dados, podendo exceder a capacidade de análise e processamento com as tecnologias e arquiteturas convencionais embarcadas. Para um grande volume de dados gerados e atualizados em curto espaço de tempo e que não podem ser processados, se faz necessário utilizar de ferramentas específicas compostas por *hardware* e *software* para aquisição e armazenamento de dados para uma análise posterior (FÜHR, et al., 2014).

Sistemas de aquisição de dados podem coletar e armazenar em variados tipos de dispositivos. Os dados podem ser coletados e gravados em *hardwares* cujos módulos usados são do tipo *datalogger*, memória *flash*, *pen drive*, *hard disk* (HD), *compact disk* (CD), *digital video disk* (DVD) (PALMIERI, 2009).

O protótipo funcional desenvolvido a partir desta pesquisa de mestrado, é um dispositivo eletrônico construído com uma placa da plataforma Arduino. O dispositivo multisensorizado empilha um grande volume de dados captados pelos sensores, que devem ser armazenados para uma análise posterior.

Dados coletados são gravados e armazenados em um módulo leitor e gravador de cartão de memória *microSD* da plataforma Arduino, cuja capacidade de armazenamento fica atrelada à capacidade do cartão de memória *microSD*.

3.6 Sistema de Transmissão de Dados Sem Fio

Sistema de transmissão sem fio não é contemporâneo, nasceu no início do século XIX. Em meados do ano de 1893 o padre brasileiro Roberto Landell de Moura desenvolveu no Brasil o primeiro sistema de transmissão de mensagens de voz sem fio, ou seja, um sistema de comunicação por ondas eletromagnéticas por radioemissão (ROCHOL, 2018).

Atualmente há uma grande variedade de sensores e sistemas de controle, pelo qual, o sistema de transmissão sem fio ganha uma grande proporção (MARTINS, 2017).

A transmissão sem fio deve ser suportada por sistemas de redes sem fio específicas como as redes pessoais, de sensores, locais, telefonia celular, metropolitana, regional, rádio de alcance ponto a ponto e sistema de satélite. O suporte dado por esses sistemas deverá permitir aplicá-los em transmissão de sinais de dados, GPS, sinais de TV e sistemas de telefonia (ROCHOL, 2018; SACCOL, *et al.*, 2007).

O *Bluetooth* é um padrão de conexão e transmissão sem fio, sistema simples, com tecnologia de baixo custo, robusto e de baixa potência. Esse sistema pode ser usado em conexões típicas e específicas de telefonia celular, periféricos de computador pessoal como *mouse*, teclado, *joystick*, câmera, impressora, *headset*, receptor estéreo (SANTOS, 2007; BONATTO, *et al.*, 2007).

O sistema de conexão e transmissão por *Bluetooth* tem uma arquitetura com baixo consumo e economia de energia. É um sistema de curto alcance, com distância máxima de 100 metros. O *Bluetooth* pode ser conectado ponto a ponto ou em sistema de uma pequena rede chamada *piconet* (SANTOS, 2007; LOUREIRO, *et al.*, 2003).

Esta pesquisa de mestrado tem como base a conexão do dispositivo protótipo via *Bluetooth* com um aparelho de telefone celular, para transmitir de modo online dados de testes por comunicação sem fio.

Na conexão do dispositivo protótipo com o aparelho de telefonia celular foi usado o módulo *Bluetooth HC-05* integrado a placa da plataforma Arduino pela porta serial UART (Rx/Tx).

O módulo *Bluetooth HC-05* tem antena integrada, é configurável e pode funcionar como mestre ou escravo em sistema de comunicação em rede. Características técnicas do módulo podem ser vistas na Tabela 3.9 (ITEADSTUDIO, 2010).

Tabela 3.9 – Especificações técnicas do módulo Bluetooth.

Modelo do Módulo	Bluetooth HC-05
Alimentação operação módulo	1,8 – 3,6 Vcc.
<i>Baude Rate</i>	9600 ~ 460800
Modulação	2,4GHz
Protocolo de Comunicação	UART (Rx/Tx)

Fonte: Adaptado da folha de dados Iteadstudio (2010).

As pesquisas realizadas evidenciaram a necessidade de monitoramento de atletas nas práticas esportivas para melhor condicionamento das cargas de treinos e competições. A biomecânica das atividades físicas e esportivas com alto índice de impacto nos membros inferiores, requer uma atenção quanto as causas das lesões nos joelhos e tornozelos pelos impactos dos membros inferiores com solo.

Usar de tecnologias para auxiliar atletas e profissionais da área esportiva com o monitoramento das cargas de treino e competições, forças de impacto e coleta de parâmetros ambientais, requer aplicação de sensores integrados a um sistema de controle eletrônico embarcado.

A proposta desta pesquisa foi produzir um dispositivo compacto utilizando de tecnologias atualmente disponíveis no mercado, com sensores embarcados, cujo desenvolvimento e integração ao sistema de controle é apresentado no capítulo 4 (quatro) desta dissertação, referente ao desenvolvimento do Dispositivo de monitoramento de Impacto nas Práticas Esportivas (DIPE).

4 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS (DIPE)

O desenvolvimento do Dispositivo de monitoramento de Impacto nas Práticas Esportivas (DIPE) está compreendido na integração do sistema de controle com sensores embarcados concernente na área de concentração de Controle e Dinâmica de Sistemas, pelo qual foi integrado em 3 (três) fases. Neste capítulo também foi tratado a ideia de integração dos sensores embarcados ao sistema de controle do DIPE e testes preliminares das fases de integração, sendo.

A primeira fase foi constituída por uma pesquisa científica detalhada quanto a revisão bibliográfica de autores relevantes no meio científico. A revisão bibliográfica concerne no entendimento do problema e proposição de uma solução plausível.

A segunda fase consistiu-se pela elaboração do projeto conceitual do dispositivo proposto, preparação de sensores e sistemas de controle pesquisados para construção do protótipo, realizar testes em bancada e ambientes controlados.

Na terceira fase foi proposta a apresentação e discussão dos resultados, seguida da conclusão. De modo geral, o desenvolvimento do DIPE foco desta pesquisa, foi realizado conforme estrutura proposta e apresentada na Figura 4.1.

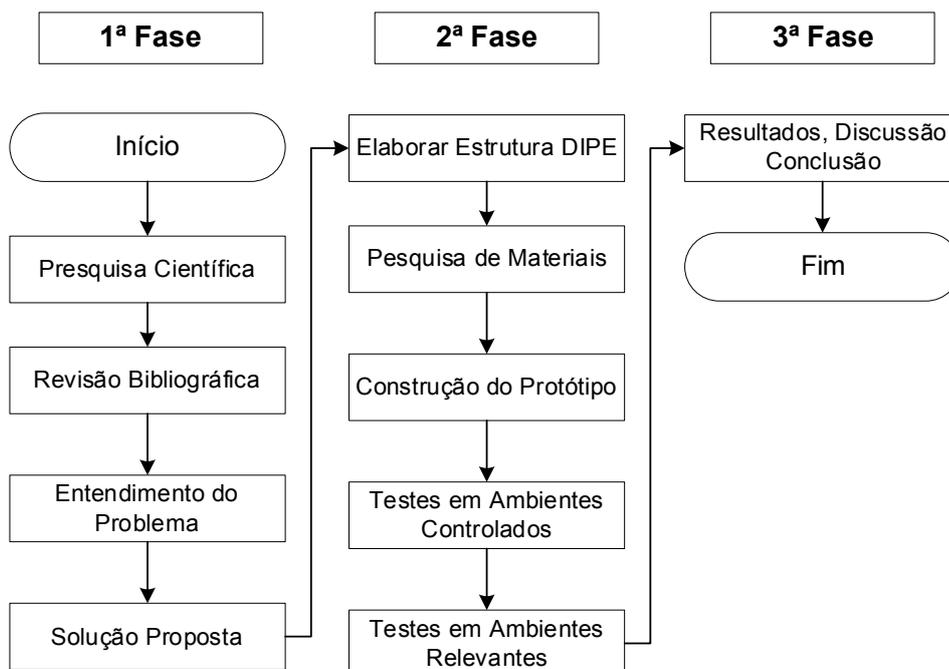


Figura 4.1 - Estrutura do desenvolvimento desta pesquisa de mestrado.

Fonte: Próprio Autor.

4.1 Elaboração do Projeto Conceitual DIPE

O desenvolvimento do protótipo visa uma pesquisa para a compreensão das causas e problemas de lesões existentes com atletas que praticam atividades físicas e esportivas.

As lesões que são causadas pelo efeito das forças de impacto que ocorrem devido à reação do solo com os membros inferiores, principal meio locomotor na prática de algumas modalidades esportivas.

O desenvolvimento de um dispositivo capaz de monitorar e medir o PAPT, é essencial para auxiliar praticantes amadores ou profissionais a se prevenirem de lesões por impacto nos membros inferiores. Em análise dos dados captados pelo dispositivo, determinar por meio de equações matemáticas as forças e o acúmulo de impacto durante a prática esportiva.

O projeto conceitual DIPE foi proposto para monitorar e medir o PAPT, e com isso, calcular o impacto na prática de atividades esportivas que executa movimentos de saltos verticais ou na execução de corrida em treinos ou competições, pelo qual, sensores e controle podem ser observados na Figura 4.2 nas posições de instalação e fixação.

O módulo de sensores inerciais fixado no tornozelo medial anterior (tíbia) do atleta, é capaz de captar movimentos nos eixos X , Y e Z .

Na dinâmica de execução de gestos técnicos de corrida e salto vertical, a aceleração (g) negativa e positiva da tíbia, são captadas pelo sensor acelerômetro.

A intensidade de impacto causada no momento da aterrissagem do atleta, é proporcional ao produto do sinal captado e convertido pelo sensor acelerômetro correspondente ao PAPT em (g) pela massa do atleta, e conseqüente cálculo das forças de reação com o solo.

Os sinais convertidos pelos sensores são enviados ao sistema de aquisição fixado no calçado de treino, que os processam e os enviam para serem gravados em um cartão de memória *microSD* e/ou em um aparelho de telefonia celular por meio de aplicativo dedicado via *Bluetooth*.

O desenvolvimento do DIPE conceitual foi dividido em duas etapas, sendo módulo de controle e módulo de sensores.

A primeira etapa consiste no módulo de controle do dispositivo e a segunda etapa no módulo de sensores do dispositivo.

Separar a Unidade de Medida Inercial (*IMU*) do módulo de controle teve o intuito de reduzir a captação de ruído pelos sensores, pois quanto menor a massa incorporada a *IMU*, menor será a possibilidade de captação de ruídos (DADAFSHAR, 2014), que podem distorcer os resultados dos testes, dificultando as análises dos dados coletados.

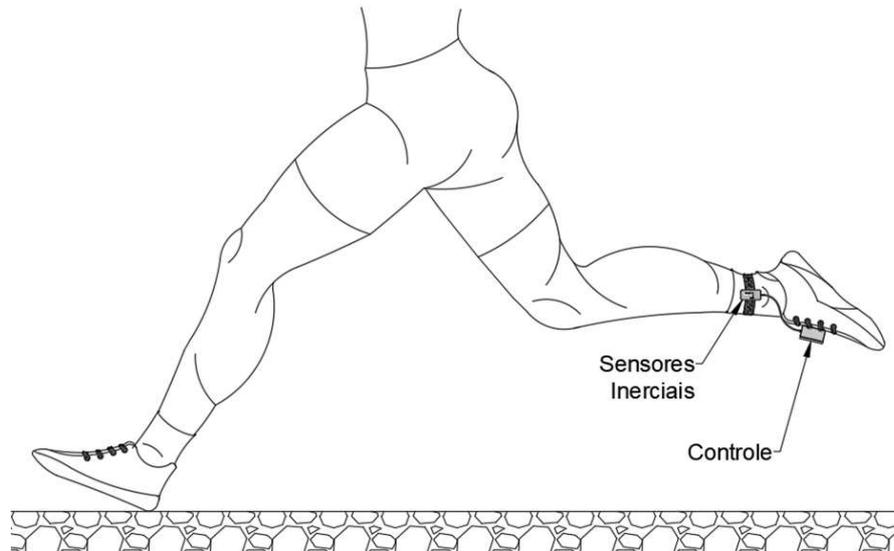


Figura 4.2 – Posição e instalação do dispositivo no atleta.

Fonte: Próprio Autor.

Os sensores acelerômetro e giroscópio da *IMU* são fixados ligeiramente acima do tornozelo medial anterior (tíbia), ou seja, fixado no lado interno anterior da perna e o módulo de controle pode ser fixado no calçado de treino como pode ser visto na Figura 4.2.

4.2 Desenvolvimento de Protótipo

A montagem do sistema DIPE segue o proposto no diagrama apresentado na Figura 4.3, hierarquizado de acordo com a Tabela 1 do item 2 do Procedimento de Testes do Apêndice B.

O sistema composto por microcontrolador e estrategicamente integrado com seus subsistemas dá origem ao dispositivo para monitoramento de impactos nas práticas esportivas, por meio de detecção do PAPT.

Os sensores são responsáveis pela captação de movimento, registro de data e hora, pressão atmosférica, batimentos cardíacos, temperatura e porcentagem de umidade relativa do ambiente e localização geográfica.

O microcontrolador recebe e processa os dados enviados pelos sensores, os quais são enviados para armazenamento em um cartão de memória *microSD* e/ou transmitidos via *Bluetooth* a um aparelho de telefone celular. Por meio de um aplicativo específico e com informações *online* dos dados referentes ao PAPT, poderá calcular a intensidade de impacto das pernas com o solo e apresentar os parâmetros ambientais direto na tela do celular.

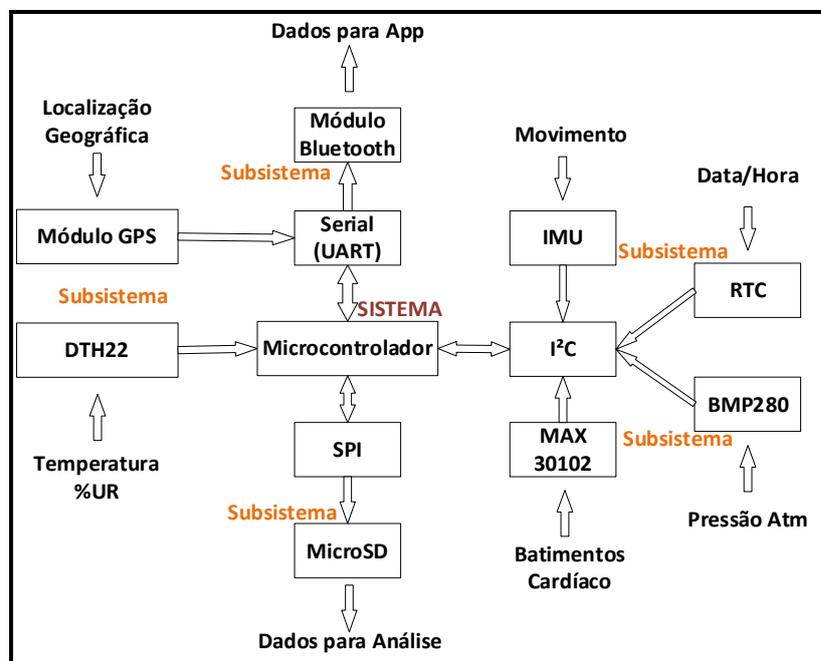


Figura 4.3 – Diagrama de blocos para integração do DIPE.

Fonte: Próprio Autor.

O dispositivo protótipo é baseado no microcontrolador Pro Mini da plataforma Arduino *ATmega328P* a 8MHz e tensão de operação de 3,3Vcc, que dispõe de 14 (quatorze) pinos de conexões configuráveis para entradas/saídas digitais. Possui também, 6 (seis) pinos de conexões configuráveis de entradas analógicas/digitais, protocolo de comunicação com barramento *I²C*, *SPI* e *UART* para conexões de sensores e módulos auxiliares, pinos de conexão serial para programação do microcontrolador com uso de conversor *FTDI* (*Future Technology Devices*

International), como pode ser visto na Figura 4.4. Na Figura 4.5 a integração completa do DIPE.

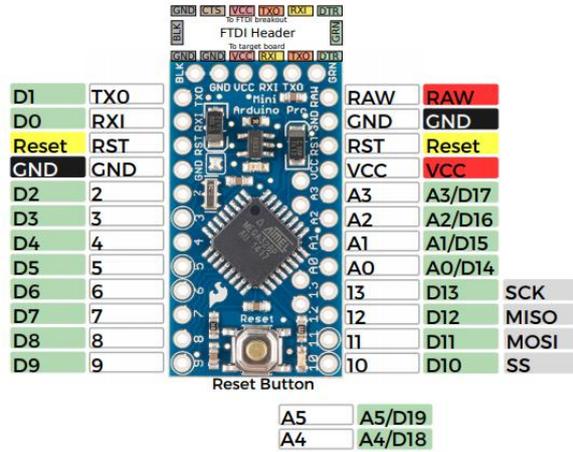


Figura 4.4 – Conexões na Plataforma Arduino Pro Mini.
 Fonte: Adaptado Sparkfun (2019).



Figura 4.5 – Integração do DIPE.
 Fonte: Próprio Autor

4.2.1 Integração dos Módulos MPU-6050, RTC DS 3231 e Leitor Gravador *MicroSD* ao Microcontrolador

Para captar sinais referentes ao PAPT oriundos das forças de impacto, foi utilizado um módulo eletrônico com sensores inerciais, acelerômetro e giroscópio, ou seja, unidade de medida inercial (*IMU*) de modelo *MPU-6050*. Em posterior análise dos dados captados referente a aceleração e desaceleração dos movimentos e por meio da aplicação de equações, será possível determinar as conseqüentes forças de impacto.

O módulo eletrônico MPU-6050 de tecnologia MEMS foi o primeiro sistema sensor a ser integrado ao microcontrolador. Seguindo a hierarquia de integração do *Procedimento de Testes para o Desenvolvimento do Equipamento DIPE* que pode ser visto no Apêndice B, o módulo relógio digital de precisão *RTC DS3231* foi o segundo componente a ser integrado, pelo qual, confere ao sistema informação de hora, minuto e segundo, dia, mês e ano ao ser ligado e inicializado.

O módulo para ler e gravar dados do sistema em cartão de memória *microSD*, foi o terceiro componente a ser integrado a placa Pro Mini da plataforma Arduino, no qual, este tem função de armazenar os dados captados pelos sensores.

Para interligação dos subsistemas foram utilizados cabos *flat*, os quais foram soldados para evitar mau contato nas conexões de alimentação 3,3Vcc, GND e comunicação da *MPU-6050* e *RTC DS3231* por meio dos terminais *SDA* e *SCL* do protocolo *I²C*, respectivamente aos pinos A4 e A5 do microcontrolador Arduino Pro Mini.

A integração do módulo eletrônico de gravar dados em cartão de memória *microSD*, foi realizada com cabo *flat* soldado nas conexões de alimentação 3,3Vcc, GND e protocolo de comunicação via barramento *SPI*, através dos pinos *CS*, *MOSI*, *MISO* e *SCK*, respectivamente aos pinos 10, 11, 12 e 13 do microcontrolador da placa Pro Mini da plataforma Arduino.

A operacionalidade da placa Pro Mini da plataforma Arduino com os módulos MPU-6050, RTC DS3231 e o gravador de cartão de memória *microSD*, ocorre simultaneamente e ao mesmo tempo, ou seja, funcionam juntos, como pode ser observado na Figura 4.6.

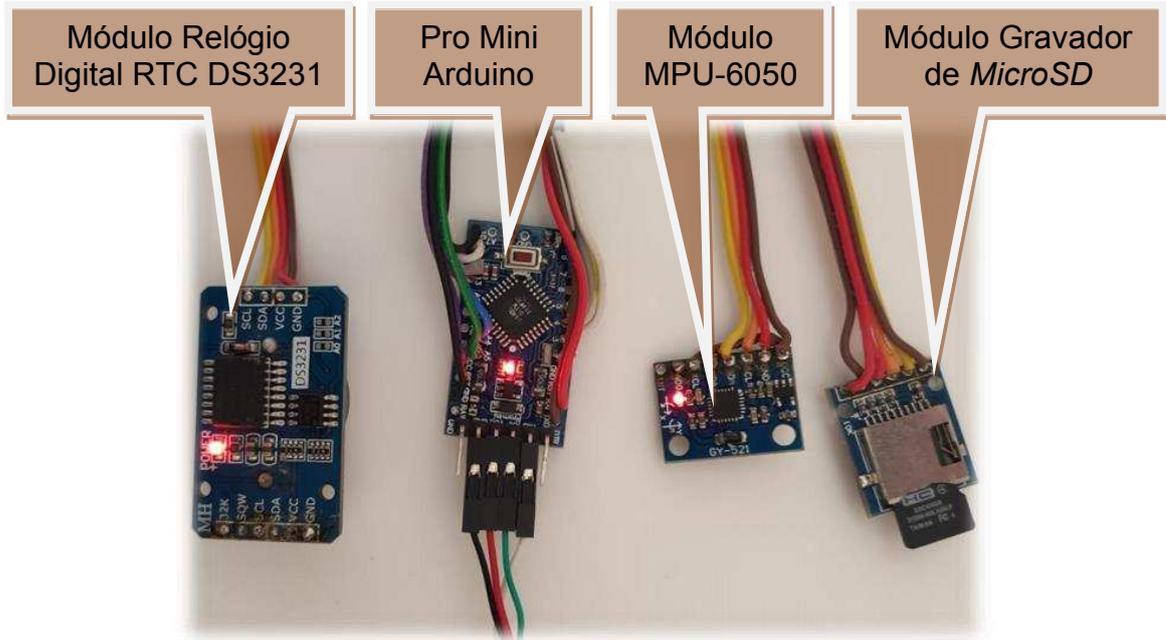


Figura 4.6 – Integração da IMU, RTC DS3231 e gravador de *microSD* ao microcontrolador

Fonte: Próprio Autor.

Por se tratar de conexões com protocolo em barramento I^2C , cada módulo de sensor tem um endereçamento específico normalmente definido na biblioteca, para a *MPU-6050* é definido o endereço em “0x68” com AD0 do módulo em nível baixo, porém, quando em nível alto, o endereço passa a ser “0x69”. Com o pino AD0 conectado ao pino de 3,3Vcc define nível alto e quando desconectado define nível baixo.

Com os módulos *MPU-6050*, *RTC DS3231* e leitor gravador de *microSD* integrados ao microcontrolador e usando a *IDE* da plataforma Arduino, a biblioteca de cada módulo do sistema deve ser baixada, organizada e devidamente carregada, como as dos barramentos de comunicação I^2C e *SPI* via a biblioteca “*wire.h*” e biblioteca “*SPI.h*”.

Para testes dos módulos foi seguido o Procedimento de Testes do Apêndice B, utilizando a interface do *Monitor Serial* da plataforma Arduino observado na Figura 4.6, fazendo a leitura de dados nos eixos do acelerômetro (*AcX*, *AcY* e *AcZ*) e giroscópio (*GyX*, *GyY* e *GyZ*).

Saindo com o módulo *MPU-6050* do repouso, foram realizadas variações físicas submetendo-o a movimentos aleatórios para teste de funcionamento, notado através da captação dos movimentos e geração de sinal. Dados coletados na fase

repouso (azul) estão com pequenas variações de valores nos eixos X, Y e Z dos sensores acelerômetro e giroscópio. Na fase em movimento (vermelho) há grandes variações dos valores nos eixos X, Y e Z dos sensores, como pode ser observado na Figura 4.7, sendo a área demarcada por um retângulo azul a fase de repouso e a de retângulo vermelho, a fase dos sensores inerciais em movimento, evidenciando o funcionamento correto do sistema.

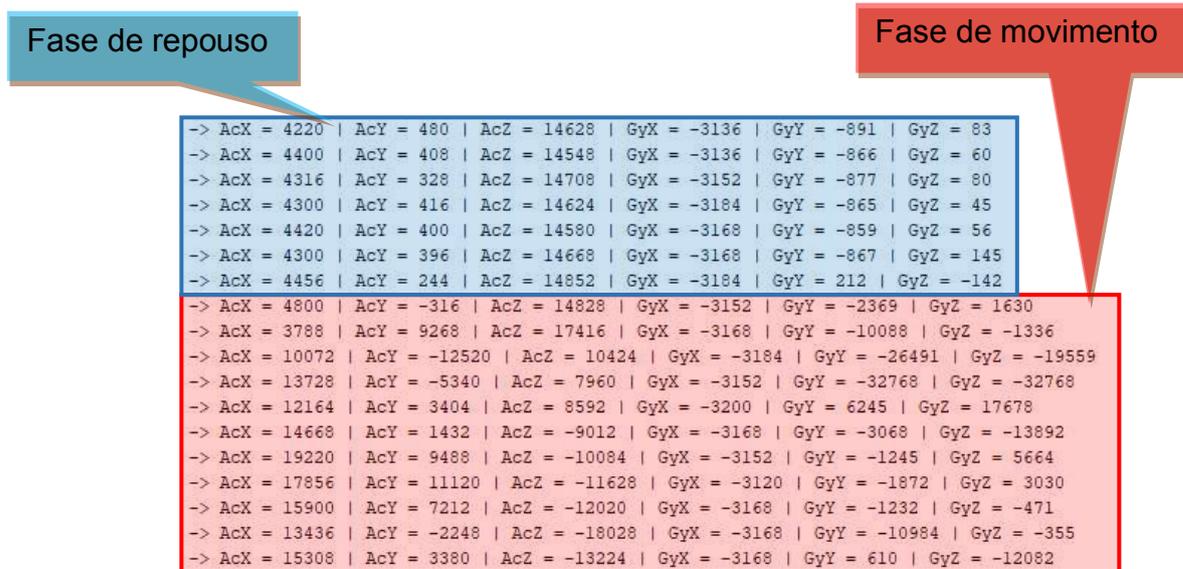


Figura 4.7 – Teste de integração da IMU no *monitor serial IDE* do Arduino.

Fonte: Próprio Autor.

O funcionamento adequado do leitor e gravador de cartão de memória *microSD* é evidenciado na Figura 4.8, com a gravação e leitura dos dados do relógio digital RTC DS3231 indicado em vermelho, dados da MPU-6050 referente aos eixos X, Y e Z do sistema sensor acelerômetro e giroscópio respectivamente e temperatura, indicado em azul.

Valores referentes ao ciclo de leitura do sistema e gravação de dados no cartão de memória *microSD*, são evidenciados na coluna “CICLO” da Figura 4.8, tarjada de verde. Os dados são gravados no cartão de memória *microSD* em formato de texto, na extensão “.txt”.

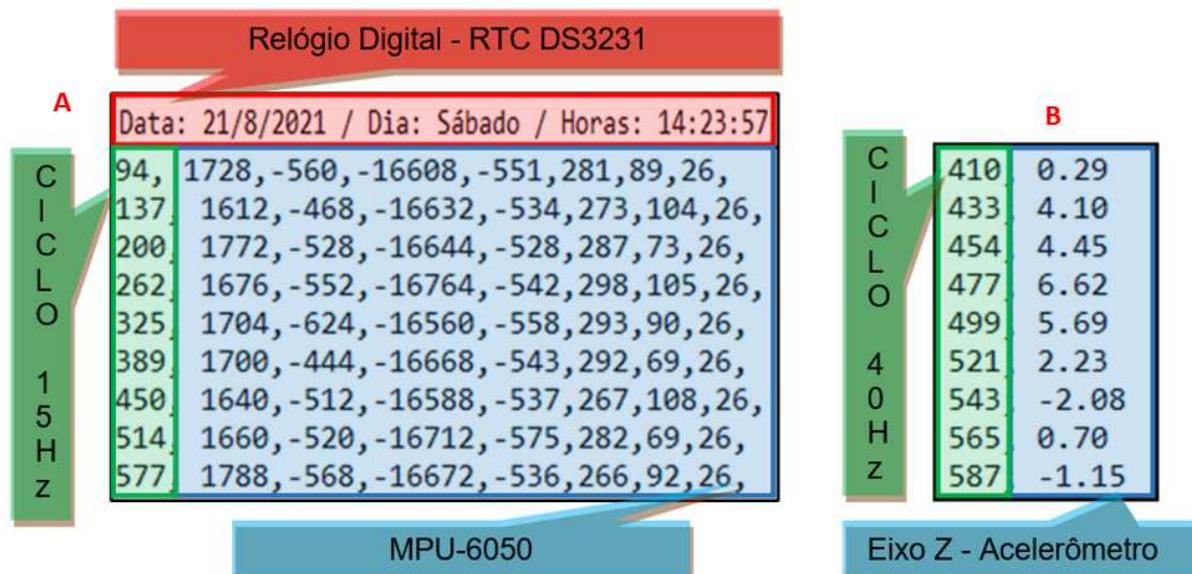


Figura 4.8 – Teste de integração da IMU, RTC DS3231 e gravador *microSD*.

Fonte: Próprio Autor.

Ao analisar os dados parte “A” da Figura 4.8, nota-se que o “CICLO” de leitura do sistema microcontrolador integrado aos módulos MPU-6050, RTC DS3231 e gravador de cartão de memória *microSD*, é de aproximadamente 64 milissegundo, portanto, conclui-se que os testes realizados com o DIPE na detecção do PAPT têm uma frequência de aproximadamente 15,5 Hz.

Para determinar o PAPT somente são necessários dados do eixo “Z” do acelerômetro, no qual, foi realizada uma coleta habilitando apenas o eixo “Z” do acelerômetro da MPU-6050 e o gravador de cartão de memória *microSD* integrados ao sistema microcontrolador, contudo, o sistema operou com frequência de ~40 Hz, que atende ao propósito de detecção dos movimentos durante os testes, como pode ser visto na parte “B” da Figura 4.8.

4.2.2 Integração do Módulo Estação Meteorológica BMP/BME 280 e Módulo de Temperatura DHT22

A estação meteorológica *BMP/BME 280* é o subsistema responsável por obter os parâmetros ambientais e fornecer dados ao microcontrolador para determinar pressão atmosférica e altitude local.

O módulo *DHT22* tem a função de medir temperatura e porcentagem de umidade relativa do ambiente e fornecer dados ao microcontrolador.

A interligação dos módulos *BMP/BME 280* e *DHT22* ao microcontrolador foi realizada conforme observado na Figura 4.9.

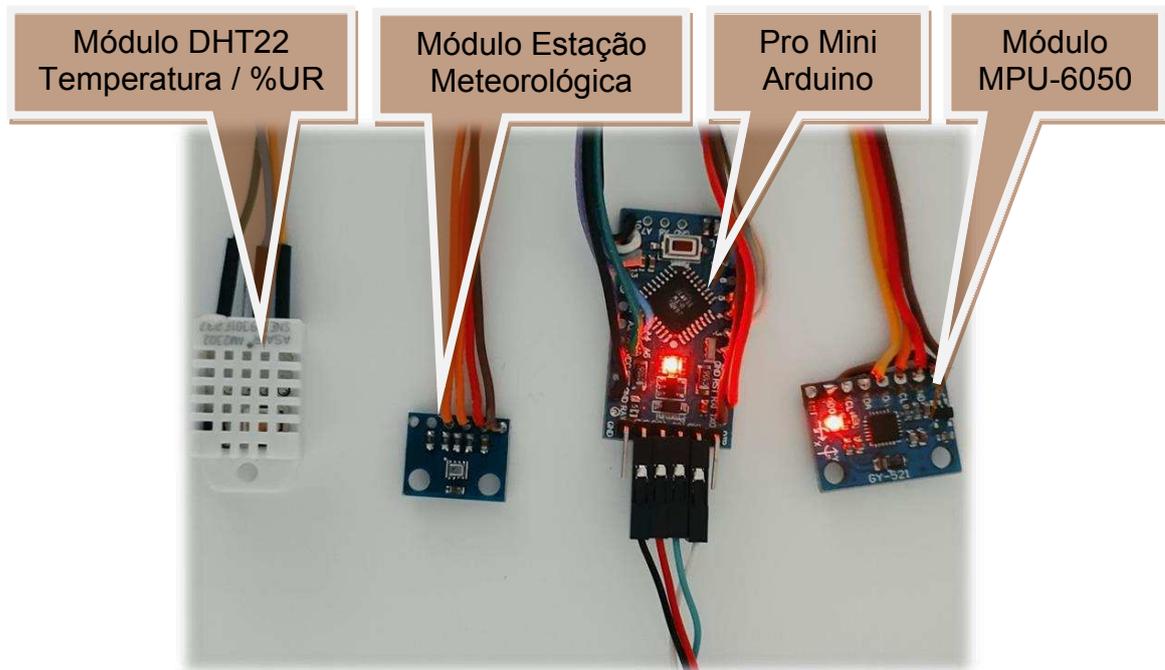


Figura 4.9 – Integração da estação meteorológica *BMP/BME 280* e módulo *DHT22*.

Fonte: Próprio Autor.

Para melhor acomodação dos componentes a ligação entre os módulos foi realizada com cabo *flat*, soldados nos terminais de alimentação 3,3Vcc, GND. A comunicação do subsistema *BMP/BME 280* de protocolo I²C, foi realizada por meio de conexão dos pinos *SDA* e *SCL* respectivamente aos pinos *A4* e *A5* do microcontrolador, entretanto, a comunicação do subsistema *DHT22* foi feita por meio do pino 7 de entrada digital do microcontrolador da placa Pro Mini Arduino.

O funcionamento do módulo *DHT22* para medir temperatura e porcentagem de umidade relativa do ambiente, valores do acelerômetro e giroscópio referentes aos eixos X, Y e Z, assim como, temperatura do módulo *MPU-6050* e dados da estação meteorológica *BMP/BME 280* com indicação de pressão atmosférica e altitude local, operando todos ao mesmo tempo, foi verificado respectivamente na leitura dos dados no *Monitor Serial* da *IDE* do Arduino como pode ser observado no bloco em evidência da Figura 4.10.

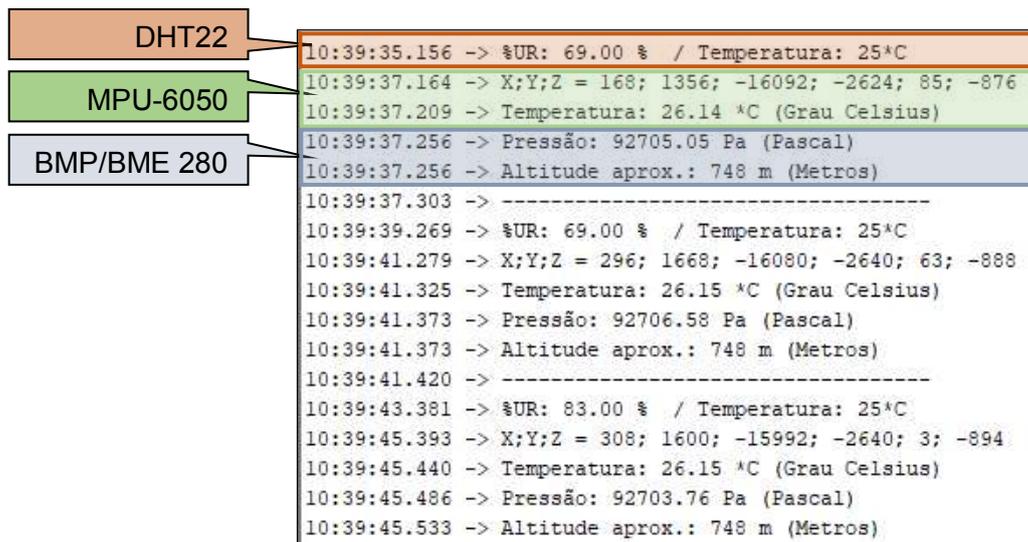


Figura 4.10 – Teste de integração do BMP/BMB 280.

Fonte: Próprio Autor.

4.2.3 Integração do Módulo GPS GY-NEO-6MV2

O módulo de posicionamento global é um subsistema que capta por meio de triangulações de satélite o posicionamento do atleta na superfície terrestre, através de coordenadas geográficas decimal representadas por Latitude e Longitude (MONICO, 2002; EL-RABBANY, 2002), fornecendo parâmetros ao microcontrolador.

Com leitura de parâmetros de latitude, longitude, número de satélites conectados e armazenamento de sucessivas coordenadas captadas em intervalo de tempo relativamente curto de menos de um segundo, possibilitará traçar o itinerário percorrido pelo atleta, como os dados podem ser observados na Figura 4.12.

A integração única do módulo de *GPS GY-NEO-6MV2* ao microcontrolador foi realizada conforme a Figura 4.11, ou seja, somente o módulo GPS foi conectado ao microcontrolador, por meio de um cabo *flat* soldado nos terminais de alimentação 3,3Vcc, GND e comunicação do subsistema de posicionamento global *GPS GY-NEO-6MV2* nos terminais RX/TX, respectivamente aos pinos TX/RX do microcontrolador Arduino Pro Mini.

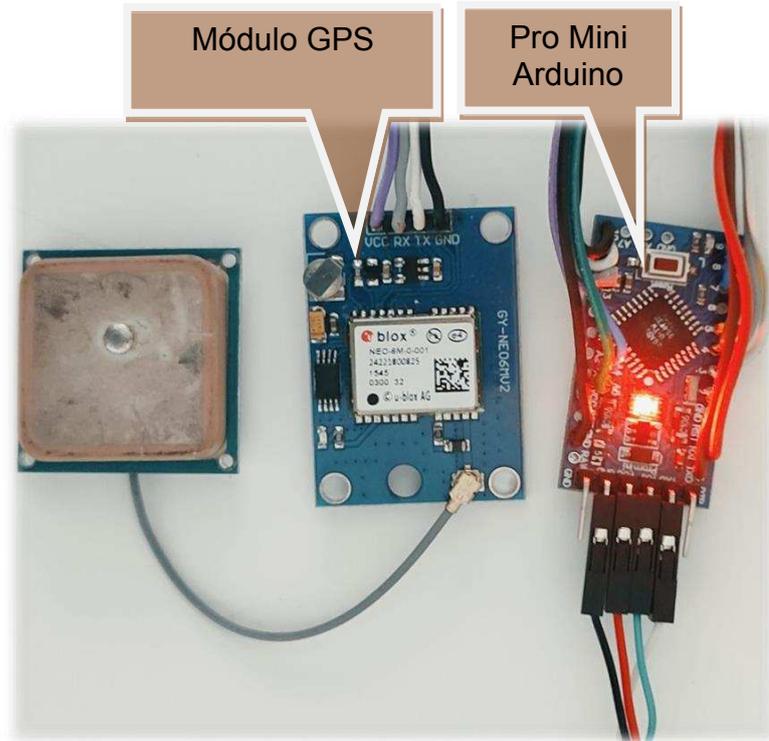


Figura 4.11 – Integração do Módulo de posicionamento global GPS

Fonte: Próprio Autor.

O funcionamento do módulo GPS GY-NEO-6MV2 de posicionamento global pode ser observado na Figura 4.12, evidenciado pela leitura das coordenadas de latitude e longitude no *Monitor Serial* da *IDE* do Arduino com o sistema em teste.

```

11:06:52.780 -> Latitude: -23.637300
11:06:52.780 -> Longitude: -46.577980
11:06:52.843 -> Velocidade: -1.00
11:06:52.843 -> Satelites: 8
11:06:52.843 ->
11:06:55.058 -> --14:6:46--0/0/0--
11:06:55.105 -> Latitude: -23.637304
11:06:55.167 -> Longitude: -46.577999
11:06:55.167 -> Velocidade: -1.00
11:06:55.167 -> Satelites: 9
11:06:55.229 ->
11:06:57.351 -> --14:6:46--0/0/0--
11:06:57.351 -> Latitude: -23.637304
11:06:57.413 -> Longitude: -46.577999
11:06:57.413 -> Velocidade: -1.00
11:06:57.413 -> Satelites: 9

```

Figura 4.12 – Teste de integração do módulo de posicionamento global GPS GY-NEO-6MV2.

Fonte: Próprio Autor.

As coordenadas de Latitude e Longitude em escala decimal obtidas pelo módulo de posicionamento global *GPS Gy-NEO-6MV2*, são lidas através da interface *Monitor Serial* da *IDE* do Arduino e armazenados em cartão de memória *microSD* e foram transferidas para um programa de computador *Google Earth*, determinando o posicionamento lido pelo módulo com a posição real, observada na Figura 4.13.

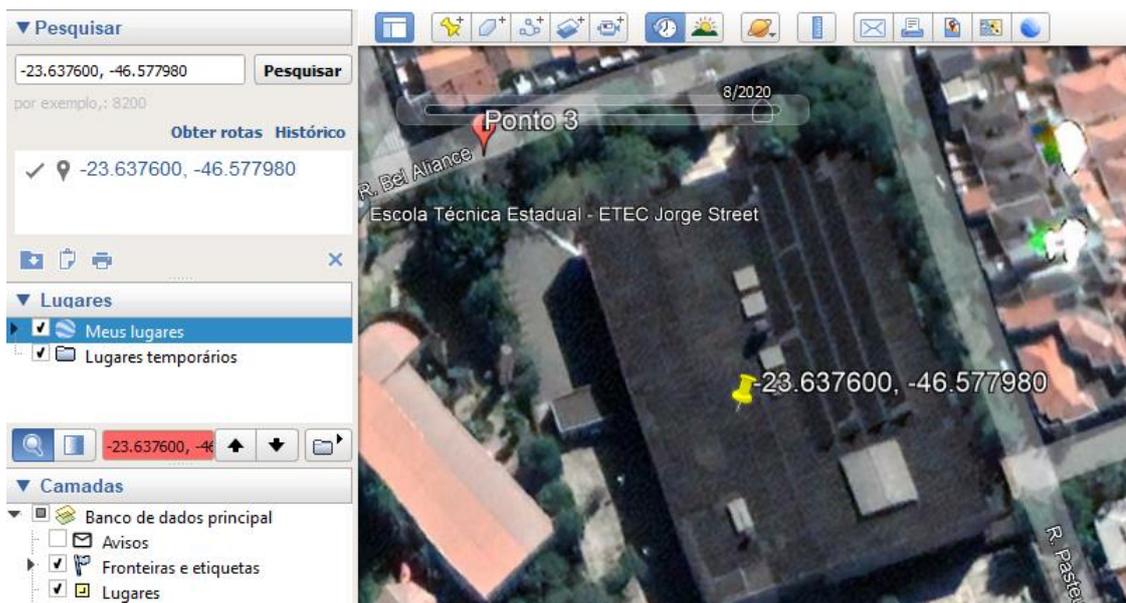


Figura 4.13 – Teste de integração do módulo de posicionamento global GPS.

Fonte: Próprio Autor.

4.2.7 Integração do Módulo de Frequência Cardíaca Max 30102

Para obter a frequência dos batimentos cardíacos e a saturação de oxigênio no sangue (oximetria) dos atletas utiliza-se o módulo *Max 30102*.

A interligação do módulo *Max 30102* ao microcontrolador, foi realizado de acordo com a Figura 4.14, pelo qual foi interligado com um cabo *flat* soldado nos terminais de alimentação 3,3Vcc, GND e comunicação do módulo *Max 30102* através do barramento *SDA* e *SCL* de protocolo *I²C*, respectivamente aos pinos A4 e A5 do microcontrolador Arduino Pro Mini, ou seja, somente o módulo *Max 30102* está conectado ao microcontrolador.

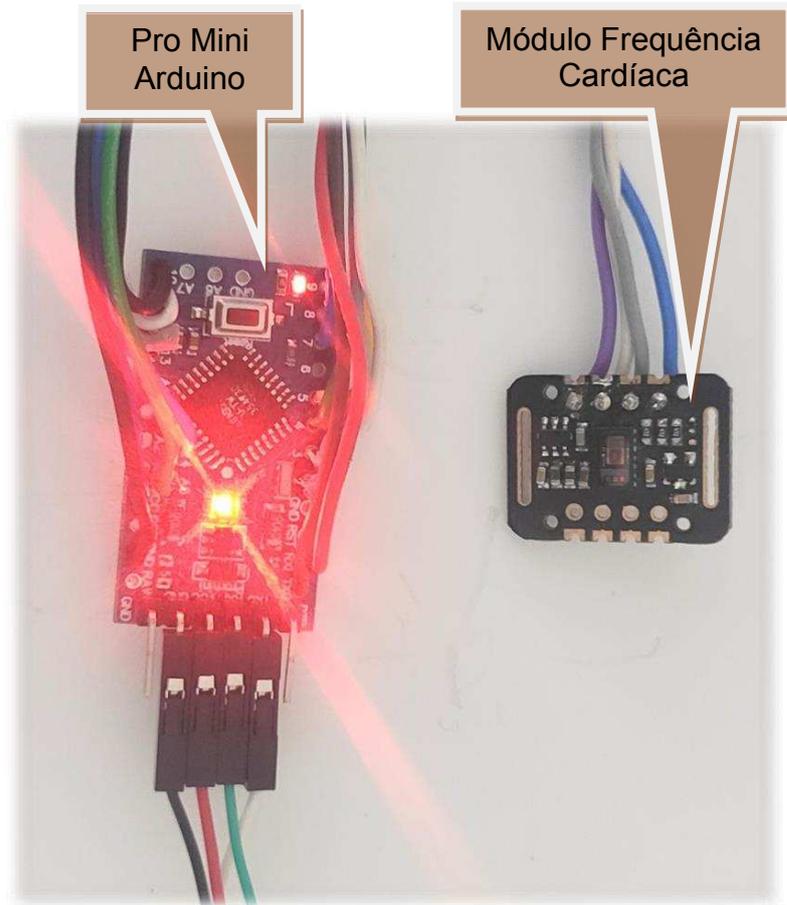


Figura 4.14 – Integração do módulo de frequência cardíaca

Fonte: Próprio Autor.

O bom funcionamento do módulo é observado na leitura dos sinais coletados no *Monitor Serial* da IDE do Arduino que pode ser visto na Figura 4.15.

```

13:13:48.356 -> red=17297, ir=53597, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.450 -> red=17321, ir=53525, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.544 -> red=17432, ir=53804, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.684 -> red=17645, ir=53881, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.731 -> red=17545, ir=53720, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.872 -> red=17717, ir=54027, HR=125, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
13:13:48.964 -> red=17898, ir=54039, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.057 -> red=17992, ir=54144, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.150 -> red=18162, ir=54152, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.289 -> red=18140, ir=54166, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.335 -> red=18039, ir=54231, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.474 -> red=17984, ir=53980, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.567 -> red=17818, ir=54082, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.660 -> red=18155, ir=54356, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.753 -> red=18234, ir=54272, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.894 -> red=18162, ir=54338, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1
13:13:49.940 -> red=18272, ir=54243, HR=166, HRvalid=1, SPO2=94, SPO2Valid=1

```

Figura 4.15 – Teste de integração do módulo de frequência cardíaca.

Fonte: Próprio Autor.

4.2.8 Integração do Módulo de Comunicação *Bluetooth HC-05*

O módulo *Bluetooth HC-05* é o subsistema que proporciona a comunicação do DIPE com sistemas periféricos através da tecnologia de rede sem fio de curta distância, o *Bluetooth*, como aparelho de telefone celular com uso de um aplicativo dedicado. Dados recebidos e processados pelo microcontrolador são transmitidos e enviados pelo DIPE a um aparelho de telefone celular.

A interligação do módulo *Bluetooth HC-05* ao microcontrolador foi realizada conforme a Figura 4.16, pelo qual foram interconectados com um cabo *flat* soldado nos terminais de alimentação 3,3Vcc, GND e comunicação do subsistema *Bluetooth HC-05* através dos terminais *RX/TX* da porta de comunicação serial *UART*, respectivamente aos pinos 0 e 1 do microcontrolador Arduino Pro Mini.

O DIPE pode comunicar, transmitir e receber dados via *Bluetooth* com uso de um aparelho celular e um aplicativo específico. O aplicativo utilizado para o teste é o MIT App Inventor, fonte aberta (*open source*), disponível na rede mundial de computadores (*internet*) o qual utiliza sistema operacional *Android*, sendo que a sua interface é apresentada na Figura 4.17.

Com o programa *MIT App Inventor* a transmissão de dados pode ser feita em via dupla, ou seja, do dispositivo para o aparelho celular como do aparelho celular para o dispositivo.

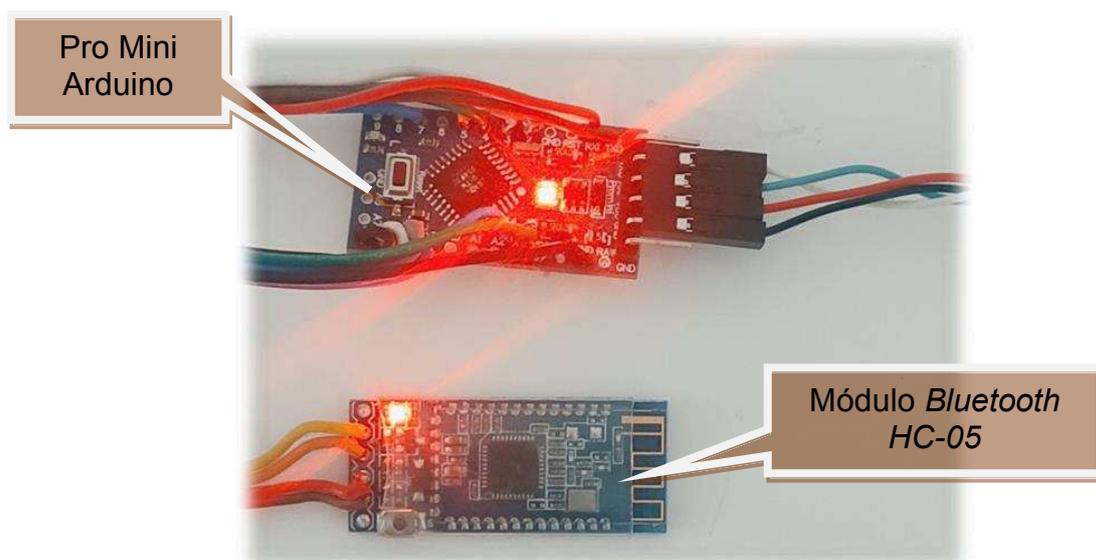


Figura 4.16 – Integração do Módulo Bluetooth HC-05

Fonte: Próprio Autor

Dada a importância pode ser observado na Figura 4.17 dados conceituais que podem ser transmitidos do DIPE para um aparelho de telefone celular, como valores de temperatura e porcentagem de umidade relativa do ambiente, dados dos eixos X, Y, e Z dos sensores acelerômetro e giroscópio, pressão atmosférica, altitude, latitude e longitude local, por meio de um aplicativo dedicado.

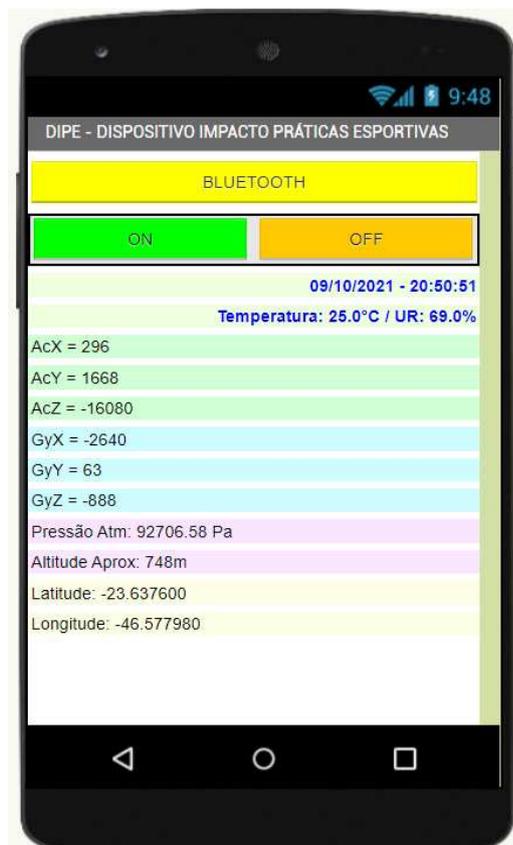


Figura 4.17 – Recebimento de dados via módulo *Bluetooth HC-05*.

Fonte: Próprio Autor.

4.2.9 Integração do módulo bússola digital *HMC5883L*

Para conhecer a direção geográfica percorrida pelo atleta durante a prática esportiva, foi utilizado o módulo bússola digital de modelo HMC5883L.

A interligação do módulo *HMC5883L* ao microcontrolador, foi realizado de acordo com a Figura 4.18, pelo qual foi interligado com um cabo *flat* soldado nos terminais de alimentação 3,3Vcc, GND e comunicação do módulo *HMC5883L* através do barramento SDA e SCL de protocolo I²C, respectivamente aos pinos A4 e A5 do microcontrolador Arduino Pro Mini.

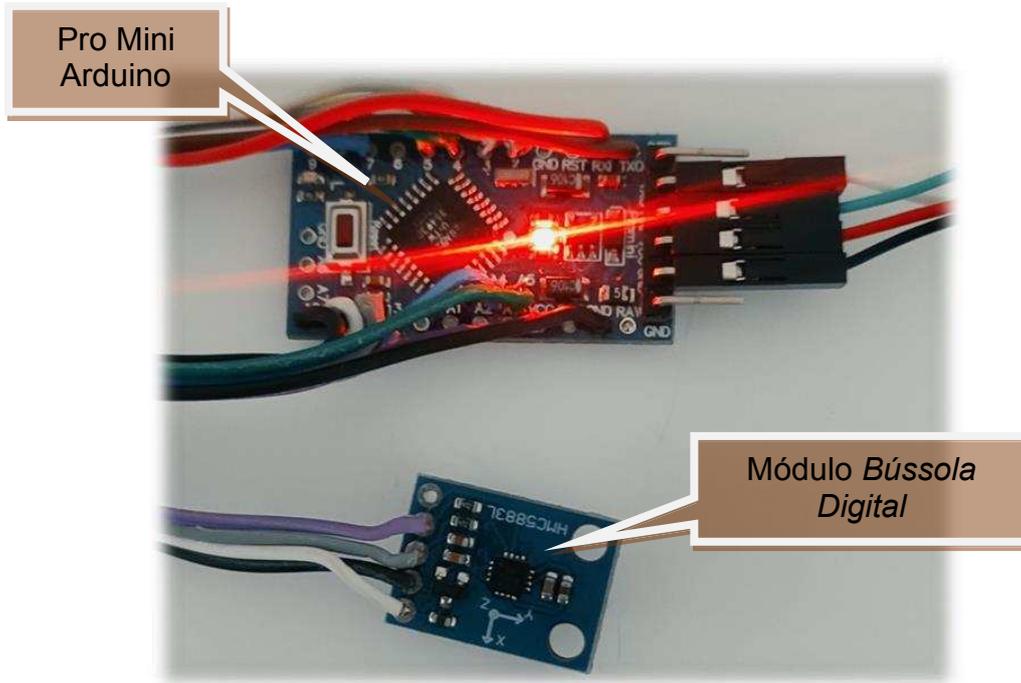


Figura 4.18 – Composição e integração total do DIPE.

Fonte: Próprio Autor.

Valores e direção geográfica em relação ao norte magnético da terra emitidos pelo módulo bússola digital, foram extraídos do *Monitor Serial* da IDE do Arduino e podem ser vistos na Figura 4.19.

```

15:23:49.141 -> Nordeste
15:23:49.657 -> Direcao:26
15:23:49.657 -> Nordeste
15:23:50.158 -> Direcao:18
15:23:50.158 -> Norte
15:23:50.658 -> Direcao:313
15:23:50.658 -> Noroeste
15:23:51.158 -> Direcao:304
15:23:51.158 -> Noroeste
15:23:51.641 -> Direcao:19
15:23:51.641 -> Norte
15:23:52.141 -> Direcao:349
15:23:52.141 -> Norte
15:23:52.676 -> Direcao:220
15:23:52.676 -> Suldoste
15:23:53.141 -> Direcao:251
15:23:53.141 -> Oeste
15:23:53.658 -> Direcao:300
15:23:53.658 -> Noroeste

```

Figura 4.19 – Teste de integração do módulo de bússola digital.

Fonte: Próprio Autor.

4.3 Integração da Bateria de Lítio SD 604060

O DIPE foi desenvolvido para captar parâmetros de testes e ambientais durante a prática de atividades físicas e esportivas, porém há necessidade de que o sistema de controle e sensores disponham de uma fonte de alimentação autônoma, ou seja, que tenha uma fonte de energia independente para alimentar o dispositivo durante a prática de atividades físicas e esportivas em campo.

Foi integrado ao DIPE como fonte de energia autônoma uma bateria de Lítio de modelo *DS604060* recarregável, para alimentar o sistema de controle e sensores. Para maior comodidade e eficiência do sistema, em conjunto com a bateria foi instalado um módulo carregador de bateria de modelo *TP4056* com conexão via cabo micro *USB*, a integração da bateria foi realizada conforme pode ser visualizado na Figura 4.20, pelo qual foi conectado ao *flat cable* soldado nos terminais de alimentação 3,3Vcc e GND do sistema.

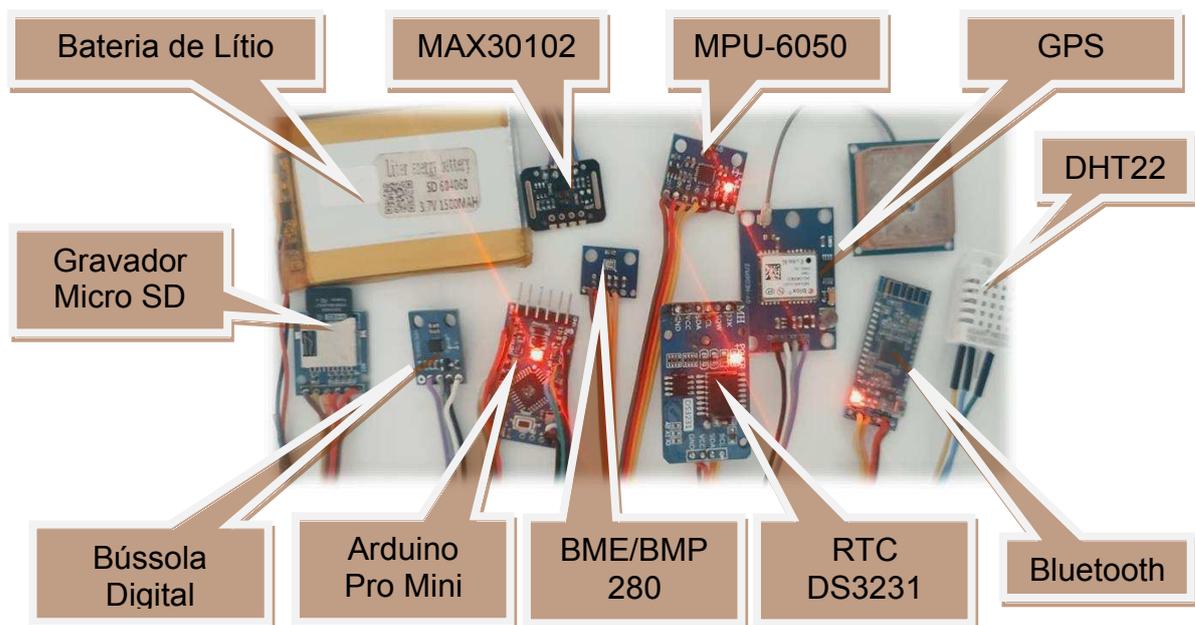


Figura 4.20 – Integração da bateria de Lítio SD 604060.

Fonte: Próprio Autor.

4.4 Finalização da Integração do DIPE

Ao finalizar a montagem do dispositivo de monitoramento de impacto nas práticas esportivas DIPE e realizar os testes de bancada durante o processo de

integração dos componentes, conforme Procedimento de Testes disposto no Apêndice B, foi iniciado a sequência de testes do DIPE em ambientes controlados¹.

Os testes realizados com o DIPE em ambientes controlados, são apresentados e discutido no quinto capítulo desta dissertação, baseado no Procedimento de Testes do DIPE.

Na Figura 4.20 está representada uma ideia conceitual de integração total do DIPE com microcontrolador, módulos de sensores inerciais, relógio digital, leitor e gravador de cartão de memória *microSD*, estação meteorológica, temperatura e umidade relativa, *GPS*, frequência cardíaca, comunicação *Bluetooth*, e fonte de alimentação.

No que pese a arquitetura conceitual do DIPE representada na Figura 4.20, a integração de todos os módulos funcionando juntos e ao mesmo tempo conforme o proposto, não foi possível com sistemas de controle atualmente disponível no mercado. No período desta pesquisa compreendido do ano de 2019 ao ano de 2021, não foi percebido sistemas de controle tecnológico e compacto.

Conceitualmente, após finalizar a integração dos sensores ao sistema de controle do DIPE, foi realizado teste preliminar de funcionamento do dispositivo protótipo funcional. Foram feitos testes de campo em ambientes controlados conforme procedimento de teste do DIPE do Anexo B.

Para iniciar os testes é necessário referenciar o eixo da componente vertical do sistema sensor do acelerômetro, eixo de medida do PAPT.

4.5 Verificação Estática do Acelerômetro Triaxial MPU-6050

Para iniciar o processo de verificação estática, o sistema sensor triaxial módulo MPU-6050, um módulo relógio digital RTC DS3231 e um módulo leitor e gravador de cartão de memória *microSD* foram conectados à uma placa Pro Mini da plataforma Arduino. O sistema opera simultaneamente com os módulos e ao mesmo tempo, para fazer aquisição dos dados convertidos dos captados pelo sistema sensor inercial.

¹ Ambientes controlados (*OT&E*) para testes do DIPE, trata-se apenas dos tipos de pisos a serem realizados os testes e consequente controle dos gestos e movimentos desenvolvidos no processo de execução.

Os dados coletados e armazenados no cartão de memória *microSD* durante a verificação estática do acelerômetro, foram transferidos para um PC com *software* de análise de dados. Para cada ponto foram extraídas três leituras das médias dos períodos de aquisição, entretanto, as médias das três leituras podem ser vistas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Verificação do acelerômetro – Aceleração x Resolução equivalente.

Aceleração	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
-1,0 (g)	-2041	-2044	-2045	-2043
0,0 (g)	-5	-1	5	0
1,0 (g)	2043	2045	2044	2044

Fonte: Próprio Autor.

A relação de impacto entre os eixos tem a componente vertical como predominante das forças de reação vertical com solo (LEME, 2018), assim sendo, somente o eixo Z do acelerômetro será analisado.

A verificação foi realizada com acelerômetro estático, pelo qual, os valores proporcionais de saída de sinal convertidos em dados foram correlacionados à aceleração da gravidade (LEME, 2018).

De modo estático o acelerômetro foi apoiado e alinhado horizontalmente em uma base, ilustrado na posição (A) da Figura 4.21, no qual, o valor proporcional lido é equivalente a (0g).

Com o sensor posicionado na vertical conforme indicado na posição B1 da Figura 4.21, com a gravidade o valor proporcional encontrado foi equivalente a (1g).

Ao inverter a orientação do sensor acelerômetro em relação à gravidade visto na posição B2 da Figura 4.21, o valor do proporcional lido foi equivalente a (-1g).

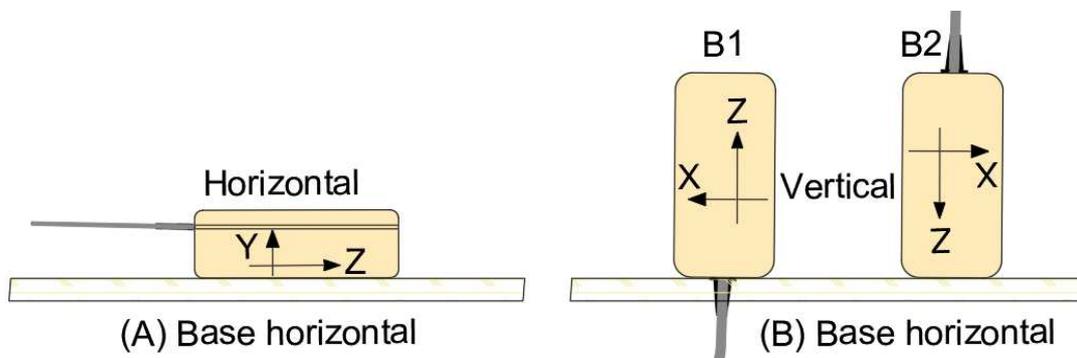


Figura 4.21 – Posição de verificação do sensor acelerômetro.

Fonte: Próprio Autor.

O processo foi desenvolvido com três leituras para cada posição, com aquisição de dados por um minuto e intervalo de três minutos entre elas, no qual, as respectivas médias podem ser encontradas na Tabela 4.1, sendo que, os sinais de verificação podem ser vistos na plotagem da Figura 4.22.

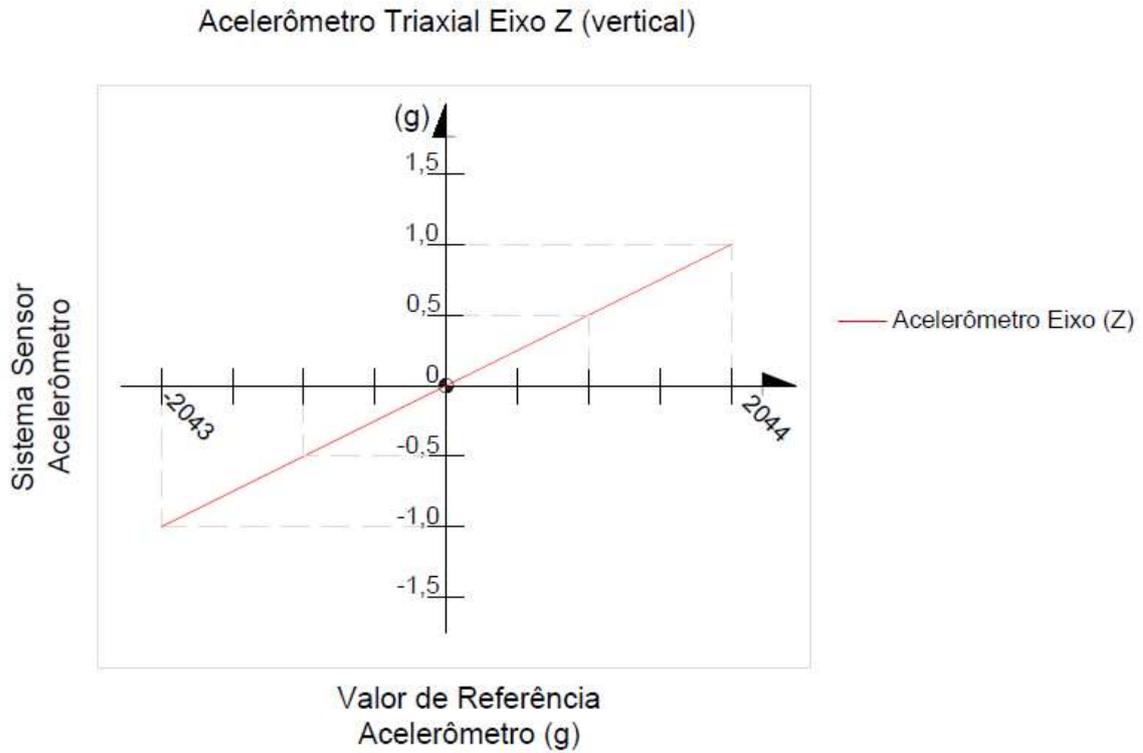


Figura 4.22 – Sinal de verificação do acelerômetro.

Fonte: Próprio Autor.

Após verificação do sistema sensor acelerômetro testes e resultados do DIPE referente aos parâmetros ambientais e ao pico de aceleração para determinação das forças impacto dos membros inferiores com o solo estão descritos e apresentados de modo conceitual no capítulo 5 desta dissertação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS TESTES DO DIPE

Neste capítulo são apresentados os resultados referentes aos testes dos sensores na obtenção dos parâmetros ambientais e de movimentos para determinar as forças de impacto dos membros inferiores com o solo na prática esportiva.

No exemplo da Figura 5.0 é possível observar um recorte gráfico de um sinal captado pelo sensor acelerômetro fixado na tíbia da pessoa referente ao PAPT, obtido na execução de testes individuais com o DIPE, também, determinar as forças de impacto acumuladas em sucessiva sequência de saltos.



Figura 5.0 – Sinal do pico de aceleração positiva da tíbia medido com o DIPE.

Fonte: Próprio Autor

Para determinar as forças de impacto e a velocidade de aterrissagem, foram aplicadas a Equação 1 e Equação 2 respectivamente.

Para melhor entendimento da estimativa das forças de impacto dos membros inferiores com o solo, é importante conhecer parâmetros de testes complementares com características específicas da dinâmica das atividades, como podem ser observados na Tabela 5.1.

$$\text{Força de impacto} \Rightarrow \sum \vec{F} = m\vec{a} = m \frac{d\vec{v}}{dt} \quad F = (m \cdot a) \text{ [N]} \Leftrightarrow F = (m \times v^2) / (2 \times d) \text{ [N]} \quad (1)$$

Aplicando a Equação 2, determinar velocidade de aterrissagem.

$$\text{Velocidade de aterrissagem} \Rightarrow \int dv = \int g \cdot dt = g \times t \text{ [m/s]} \Rightarrow v = a \times t \text{ [m/s]} \quad (2)$$

$$v = (a \times t) \text{ [m/s]} \Rightarrow v = (9,8 \text{ m/s}^2 \times 0,33 \text{ s}) \Rightarrow v \simeq 3,2 \text{ m/s} \quad (2.1)$$

F = Força de impacto (N);

m = Massa do atleta (kg);

a = Aceleração (m/s²);

Tabela 5.1 – Dados do exemplo aplicado

Descrição	Valor
Sinal acelerômetro - tempo entre ("A" e "B")	~0,33 seg.
Massa do atleta	~60 kg
Altura do salto vertical	~0,40 m
Velocidade de aterrissagem	~3,2 m/s
Força de impacto	~3.840 N
Pico de aceleração positiva da tíbia - PAPT	~11,6 g
Número de saltos similares	10 saltos
Força de impacto acumulada	~116 g
Deslocamento de amortecimento equivalente	0,08m

Fonte: Próprio Autor.

Com parâmetros adquiridos do sinal do acelerômetro, foi possível determinar o tempo de desaceleração da perna do atleta na aterrissagem, o PAPT do atleta de aproximadamente 11,6g entre os pontos "A" e "B" da Figura 5.0 com um tempo de 0,33s.

Caso uma pessoa com massa ~60kg executar um salto vertical de 0,40m de altura, atinge o solo a uma velocidade ~3,2m/s. Admitindo um deslocamento de amortecimento equivalente a ~0,08m, faz com que os membros inferiores sejam submetidos a um impacto de ~3.840N.

Em análise, um treinamento no qual o atleta realiza 10 saltos similares, isso é o mesmo que submeter o corpo do atleta (membros inferiores) a um acúmulo de carga de ~116g, medidos na tíbia.

Aplicando a Equação 1, determinar força de impacto.

$$F = (m \times v^2) / (2 \times d) \text{ [N]} \quad (1)$$

$$F = (60 \times 3,2^2) / (2 \times 0,08) = 3.840 \text{ [N]} \quad (1.1)$$

Convertendo força de Newton [N] para quilograma força [kgf]

$$F \simeq 3.840 \text{ [N]} \text{ em } F \simeq 384 \text{ [kgf]} \quad (1.2)$$

Em análise a Equação 1, a estimativa de força de impacto exercida nos membros inferiores durante a aterrissagem do atleta na execução de cada salto, é ligeiramente maior que seis vezes a massa do próprio corpo.

Para aquisição de parâmetros do sensor acelerômetro, demonstrar e elucidar de forma clara e efetiva a aplicação da Equação 1 na determinação das forças de impacto, foi desenvolvido e construído um dispositivo específico com integração simplificada.

5.1 Integração do DIPE para teste de impacto

Durante a integração dos componentes (sensores) ao módulo de controle Pro Mini da plataforma Arduino, foram realizados os primeiros testes com o dispositivo protótipo. Na realização de todos os testes foi mantido um padrão seguindo o método hierarquizado conforme Procedimento de Testes do DIPE apresentado no Apêndice B desta dissertação.

Com objetivo de aplicar os conceitos na determinação das forças de reação e realizar testes de impacto dos membros inferiores com o solo, foi desenvolvido e construído um dispositivo para monitoramento de impacto na prática esportiva específico por meio do PAPT, integrado de acordo com o diagrama da Figura 5.1.

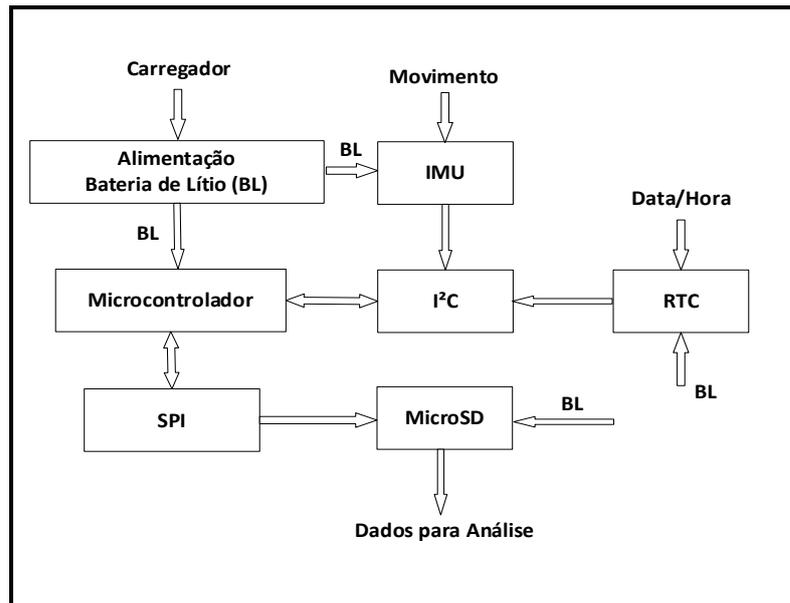


Figura 5.1 – Diagrama DIPE.

Fonte: Próprio Autor.

O dispositivo foi desenvolvido e construído somente com o módulo de controle Pro Mini da plataforma Arduino, módulo MPU-6050, módulo RTC DS3231, módulo gravador de cartão de memória *microSD* e bateria de Lítio como fonte de alimentação. Todo o sistema foi acomodado em compartimento específico produzido em polímero biodegradável o PLA ácido Polilático, pelo processo de manufatura aditiva, cujo conjunto é composto por dois módulos controle e sensores, que pode ser visto na Figura 5.2.

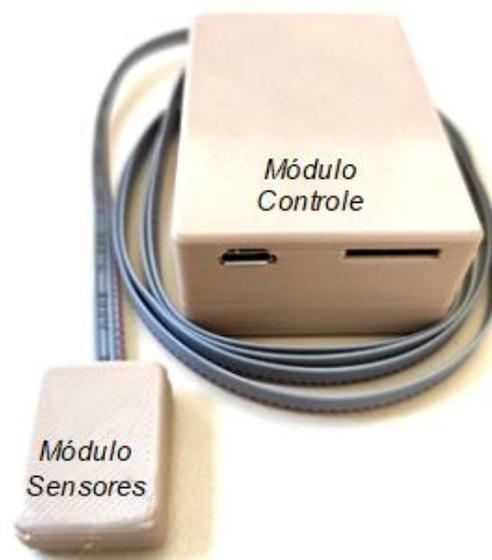


Figura 5.2 – Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportivas – DIPE.

Fonte: Próprio Autor.

A realização dos testes do DIPE em ambiente controlado foi sob a dinâmica de corrida em piso asfáltico com velocidade moderada, caminhada e saltos verticais em piso de grama natural e piso asfáltico.

A fixação dos sensores ao atleta para os testes, foi feita no tornozelo medial anterior parte ossea (tíbia) para que não haja deslocamento involuntário do sensor, como descrito no Procedimento de Testes do DIPE do Apêndice B desta dissertação, pelo qual a fixação do dispositivo pode ser observada na Figura 5.3, .

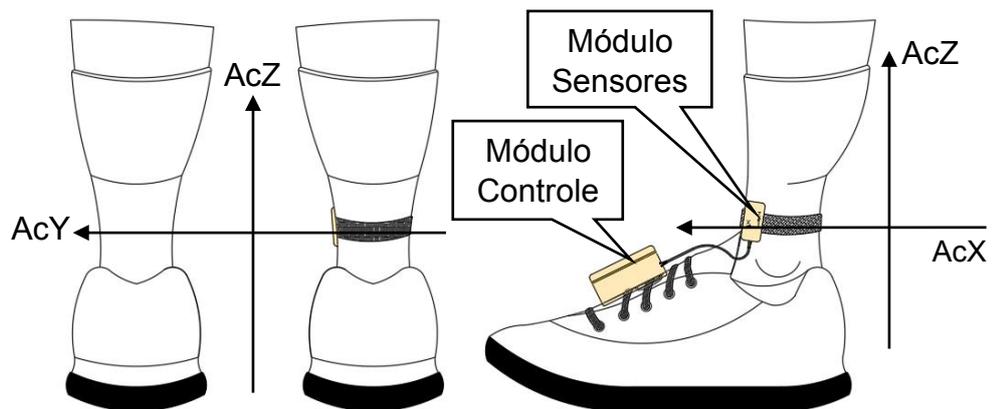


Figura 5.3 – Fixação do DIPE na perna do atleta.

Fonte: Próprio Autor.

5.2 Testes do DIPE

Para melhor entendimento dos resultados é importante identificar o correto posicionamento dos eixos do sensor acelerômetro triaxial durante a fixação na pessoa que praticará a atividade.

Vale ressaltar que o movimento do eixo AcX é correspondente ao movimento no eixo sagital ântero-posterior. O movimento do eixo AcY é congruente ao movimento do eixo transversal látero-lateral e o movimento do eixo AcZ é concordante ao movimento do eixo longitudinal crânio-caudal, como pode ser visto na Figura 5.3.

Para melhor entendimento da mecânica das forças de impacto durante os testes com DIPE na dinâmica de corrida, foram realizados testes de acordo com o Procedimento de Testes do DIPE do anexo B desta dissertação, orientado pela Engenharia de Sistemas & Requisitos.

Dados e parâmetros referentes aos PAPT gerados em todos os testes com DIPE são salvogurados em cartão de memória *microSD* para posterior análise, transferindo os dados para um microcomputador com *software* de análise, contudo, determinar por meio de equações as forças de impacto.

Foi feito recorte dos sinais referente aos picos de aceleração positiva da tíbia oriundos de impacto captados pelo dispositivo durante a dinâmica de corrida em piso asfáltico. Os sinais de impacto apresentados na Figura 5.4 e Figura 5.5 foram captados de uma sequência de movimentos de corrida em velocidade moderada desenvolvidos em ambiente controlado, com apoio do retropé e apoio do antepé respectivamente durante aterrissagem.

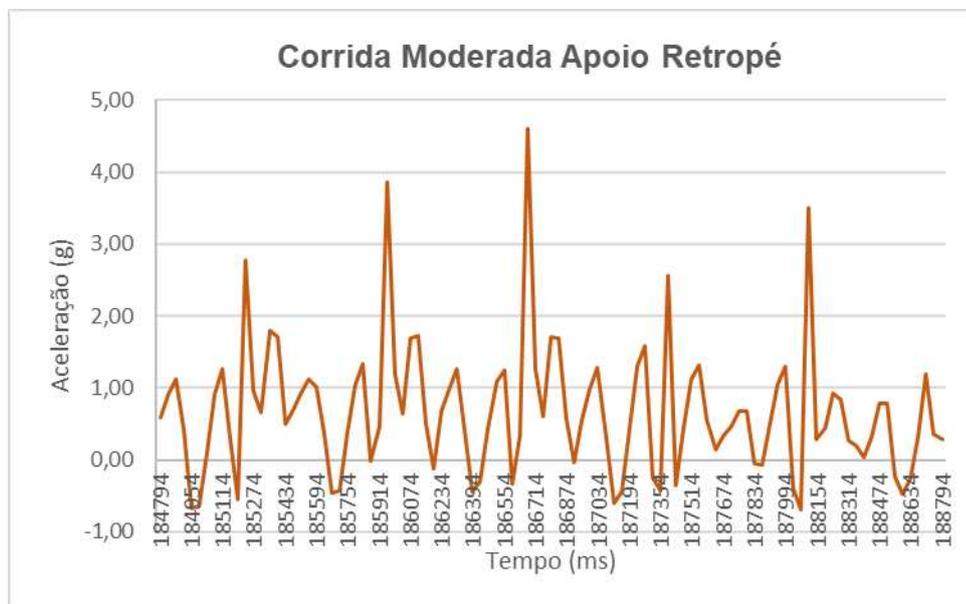


Figura 5.4 – Sinal de impacto medido com o DIPE corrida apoio com retropé.

Fonte: Próprio Autor.

Em análise dos sinais oriundos de impacto referente a execução dos movimentos de corrida, observa-se PAPT com maior intensidade na aterrissagem feita com o retropé Figura 5.4, que quando realizada com o antepé Figura 5.5. Observa-se uma diferença entre os gráficos da Figura 5.4 e Figura 5.5, que evidencia um amortecimento de impacto durante corrida quando aterrissagem realizada com o antepé, como pode ser observado um menor valor no PAPT apresentado no gráfico da Figura 5.5.

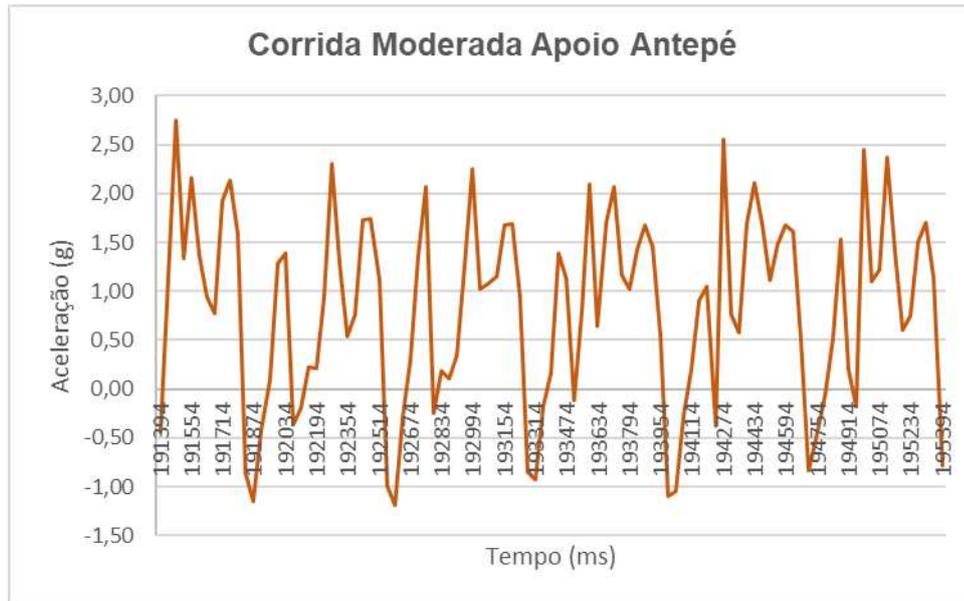


Figura 5.5 – Sinal de impacto medido com o DIPE corrida apoio com antepé.

Fonte: Próprio Autor.

A unidade de sensores inerciais com acelerômetro e giroscópio aplicada nesta pesquisa, normalmente capta sinais ruidosos referente a dinâmica dos movimentos.

É possível observar na Figura 5.5 um comportamento semelhante com pequenas diferenças no PAPT, muito provavelmente por pequenas mudanças na pisada durante a aterrissagem.

Os dados dos sinais de impacto captados, armazenados e apresentados na Figura 5.4 e na Figura 5.5, são dados puros, ou seja, sem percepção de ruídos significativos e sem necessidade de aplicação de filtros para análise dos dados.

Normalmente é utilizada uma equação na filtragem de dados com variação do coeficiente de correção de “0 ~ 100%”, é a equação de atualização ou simplesmente equação de previsão, considerado algoritmo de correção do filtro de *Kalman* para sistemas não lineares, caracterizado por etapas de previsão, correção e atualização, como pode ser visto no exemplo da Figura 5.6 sendo dados apresentados com ruídos e dados tratados e filtrados.

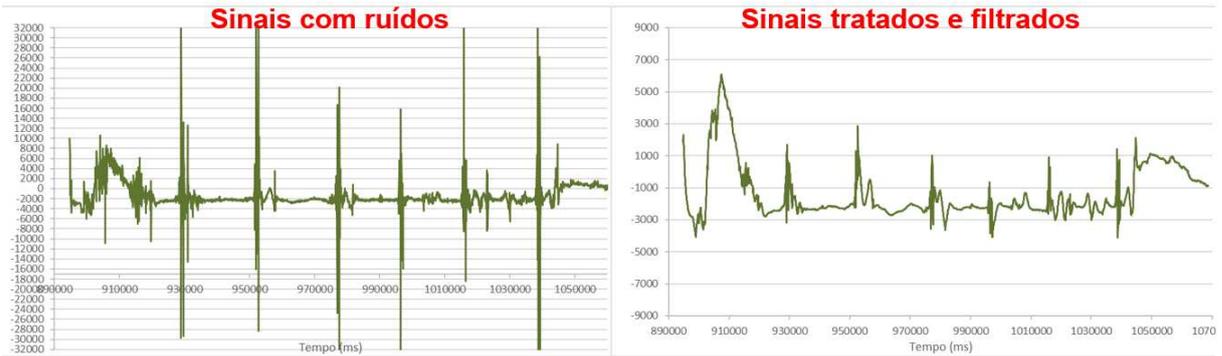


Figura 5.6 – Exemplo de aplicação do filtro de Kalman.

Fonte: Próprio Autor.

Para realização dos testes de PAPT com o DIPE, foram utilizadas bibliotecas “Adafruit_sensor.h” e “Adafruit_MPU6050.h” configurada para MPU-6050 operar com 16g, no qual, com o sistema operando em 40Hz os dados saem sem ruídos significativos não havendo a necessidade de utilizar o filtro de Kalman.

Para uma análise mais detalhada do PAPT na determinação das forças de impacto com DIPE, testes comparativos em diferentes pisos foram realizados, conforme descrito nos subtítulos subsequentes deste capítulo.

5.2.1 Testes de Caminhada na Grama

O primeiro teste realizado com o DIPE foi o de caminhada em piso de grama natural. O teste foi conduzido de forma sistêmica, garantindo um padrão de passo e passada com postura adequada. Na dinâmica da caminhada à aterrissagem utilizou-se do apoio do retropé, ou seja, com o calcanhar, como pode ser observado na Figura 5.7.

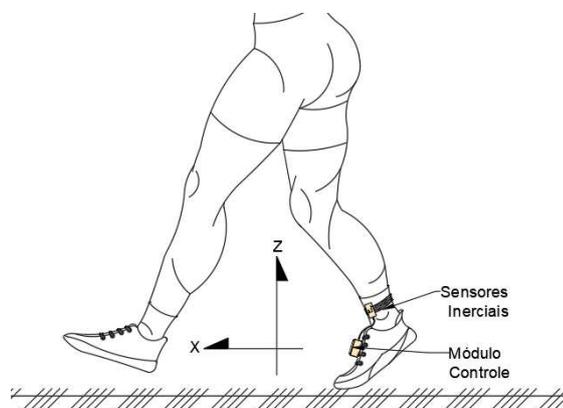


Figura 5.7 – Teste do DIPE em caminhada na grama.

Fonte: Próprio Autor

Dados de testes foram armazenados em cartão de memória *microSD*, ou seja, parâmetros referentes ao PAPT proveniente do impacto com o solo. Dados e parâmetros captados proporcionaram a elaboração de curvas gráficas que correspondem aos movimentos e impactos ocasionados na aterrissagem com apoio do retropé.

A dinâmica de caminhada no piso de grama natural, foi realizada em ciclo com os pés descalços e com os pés calçados com tênis apropriados para corrida.

Para melhor elucidar e simplificar as análises dos dados, foram feitos recortes dos gráficos, ilustrando apenas um trecho significativo da curva gerada, como pode ser visto na Figura 5.8.

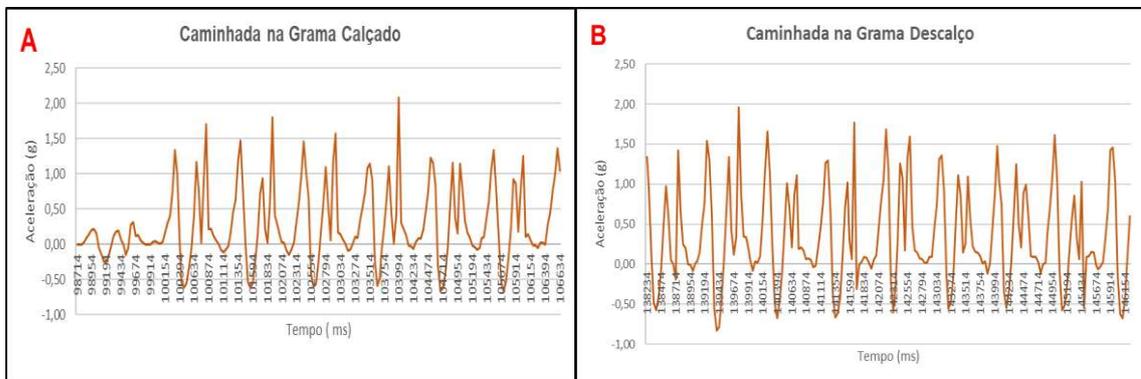


Figura 5.8 – Sinais de impacto medidos com o DIPE em caminhada na grama.

Fonte: Próprio Autor.

Devido à superfície macia, o solo de grama natural tem como característica proporcionar o amortecimento de impacto, entretanto, apesar do amortecimento do solo com os membros inferiores na dinâmica de caminhada e saltos verticais, parte do impacto é transferido para o corpo do atleta.

Na Figura 5.8, podem ser observados sinais de impacto referentes à dinâmica de caminhada em solo de grama natural, calçado com tênis apropriado para corrida parte A e descalço parte B.

As partes A e B da Figura 5.8 apresentam um comportamento semelhante quanto ao PAPT, que em análise sugere um piso capaz de amortecer impacto. Pequena e pontual diferença na intensidade do PAPT foi notada, sendo ligeiramente menor no teste realizado calçado com tênis parte A, que no realizado descalço parte B, reduzindo as cargas de impacto distribuídas na estrutura musculoesquelética da pessoa quando calçado.

5.2.2 Testes de Salto Vertical na Grama

Os testes de saltos foram conduzidos de forma sistêmica garantindo um padrão postural para cada salto realizado com os pés descalços e calçados com tênis indicados e adequados para corrida. Na dinâmica dos saltos, a aterrissagem foi feita com duplo apoio do antepé, ou seja, usando as pontas dos pés para maior amortecimento de impacto na aterrissagem.

A posição inicial ligeiramente antes da impulsão para o salto, posição aérea das pernas na execução do salto durante o vôo e consequente posição de contato inicial na aterrissagem, podem ser vistos na Figura 5.9. Na figura também podem ser visualizados respectivos ângulos de posicionamento de aproximadamente $\sim 55^\circ$ da tibia e $\sim 150^\circ$ do fêmur em referência ao plano horizontal, ou seja, em relação ao piso.

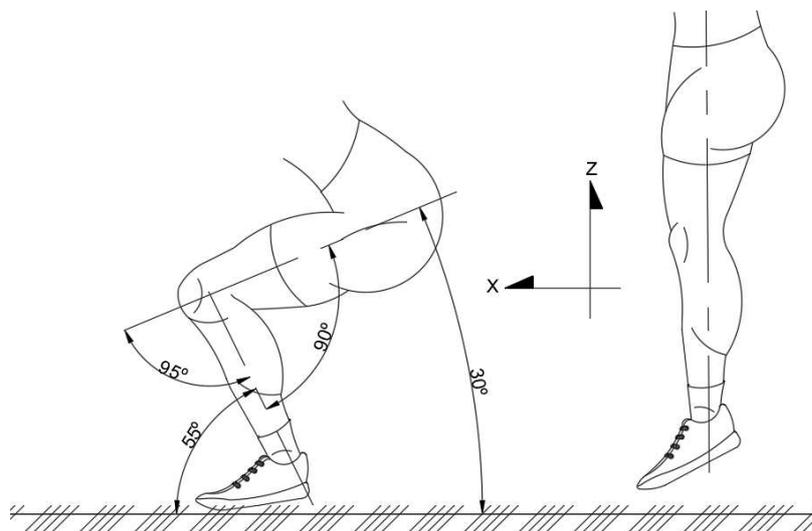


Figura 5.9 – Teste do DIPE em salto na grama.

Fonte: Próprio Autor.

Os dados captados e armazenados na dinâmica de salto em piso de grama natural, proporcionaram a elaboração e a geração das curvas gráficas correspondentes aos movimentos e aos impactos ocasionados com o apoio do pé durante a aterrissagem.

Para melhor elucidar e simplificar as análises dos dados, foram feitos recortes dos gráficos, ilustrando apenas um trecho significativo da curva gerada, como pode ser visto na Figura 5.10.

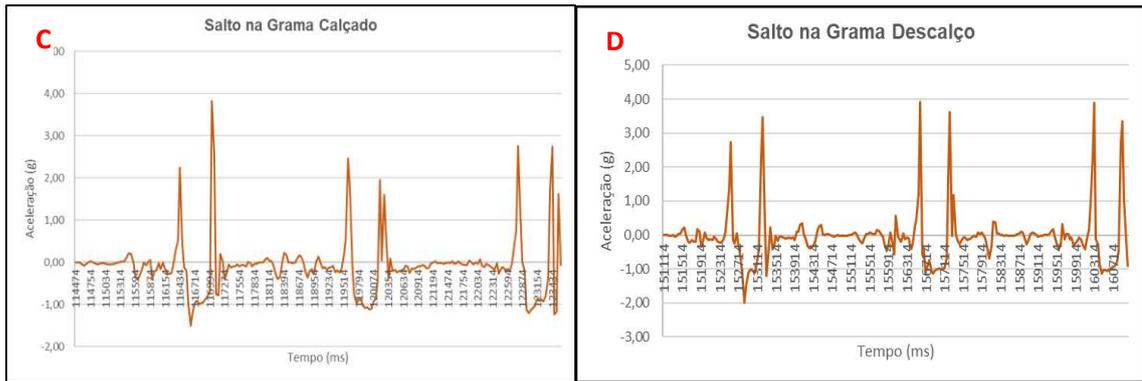


Figura 5.10 – Sinais de impacto medidos com o DIPE em saltos na grama. (calçado e descalço).

Fonte: Próprio Autor.

As regiões C e D da Figura 5.10 apresentam um comportamento semelhante quanto aos picos de aceleração, sugerindo um piso com boa capacidade de amortecimento pela intensidade do PAPT, porém, não havendo diferença significativa nos PAPT. Contrariando a ideia de que o uso do tênis irá amortecer qualquer impacto, porém, a aterrissagem foi realizada com a parte mais fina do tênis, a parte do antepé. Em análise, as cargas de impacto são distribuídas na estrutura musculoesquelética da pessoa na mesma intensidade.

5.2.3 Testes de Caminhada no Asfalto

O teste foi realizado em piso asfáltico, de forma sistêmica a garantir um padrão de passo e passada com postura adequada. Na dinâmica da caminhada a aterrissagem foi feita com apoio do retropé, ou seja, apoio com o calcanhar, como pode ser observado na Figura 5.11.

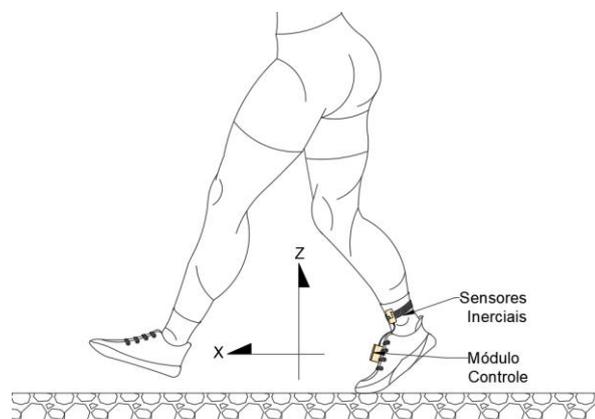


Figura 5.11 – Teste do DIPE caminhada em piso de asfalto.

Fonte: Próprio Autor

Dados referentes ao PAPT foram captados e armazenados em cartão de memória *microSD* para posterior análise e determinar as forças de impacto referente a dinâmica de caminhada.

Os testes foram realizados em ciclos com os pés descalços e com os pés calçados com tênis apropriados para corrida.

Para melhor elucidar e simplificar as análises dos dados, foram feitos recortes dos gráficos, sendo ilustrado apenas um pequeno trecho significativo na Figura 5.12.

Ao analisar as regiões “E” e “F” da Figura 5.12, não foi observado uma diferença significativa na intensidade do PAPT quando teste realizado calçado região E, que quando realizado descalço região F, contraindo as expectativas.

A intensidade do PAPT notado no gráfico, sugere um tipo de solo rígido, duro, pelo qual, os impactos ocorridos durante a caminhada têm comportamento similar, porém, o esperado era uma maior diferença no PAPT em testes realizados descalço.

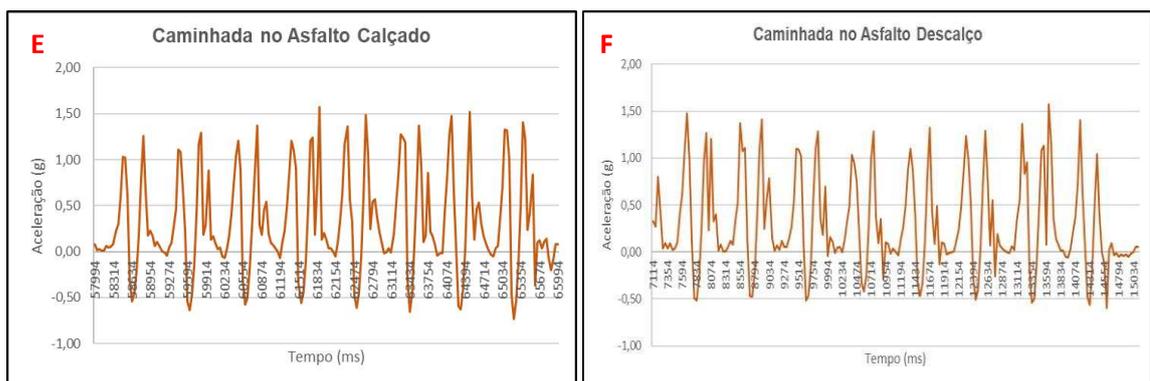


Figura 5.12 – Sinais de impacto medidos com o DIPE caminhada em piso de asfalto. (calçado e descalço).

Fonte: Próprio Autor.

5.2.4 Testes de Salto Vertical em Piso de Asfalto

Os saltos foram conduzidos de forma sistêmica garantindo um padrão postural para cada salto realizado com os pés descalços e calçados com tênis indicados e adequados para corrida. Na dinâmica dos saltos, a aterrissagem foi feita com duplo apoio do antepé, ou seja, usando as pontas dos pés para maior amortecimento de impacto na aterrissagem.

A posição inicial ligeiramente antes da impulsão para o salto, posição aérea das pernas na execução do salto durante o voo e consequente posição de contato inicial na aterrissagem, podem ser vistos na Figura 5.9. Na figura também podem ser visualizados respectivos ângulos de posicionamento de aproximadamente $\sim 55^\circ$ da tíbia e $\sim 150^\circ$ do fêmur em referência ao plano horizontal, ou seja, em relação ao piso.

Parâmetros de testes foram captados e armazenados em cartão de memória *microSD* para posterior análise, dados correspondentes aos sinais do PAPT provocados pelos impactos dos membros inferiores com solo.

Ao analisar os dados foram feitos recortes dos gráficos ilustrando apenas um trecho significativo da curva gerada, podendo ser visto na Figura 5.13 como resultado de testes realizados com DIPE.

Em análise, nota-se um comportamento semelhante no tocante a intensidade dos PAPT nas regiões G (teste calçado) e H (teste descalço) da Figura 5.13. Os sinais gráficos apresentados têm características de fortes impactos durante a aterrissagem na execução dos saltos, devido a intensidade e rápida desaceleração.

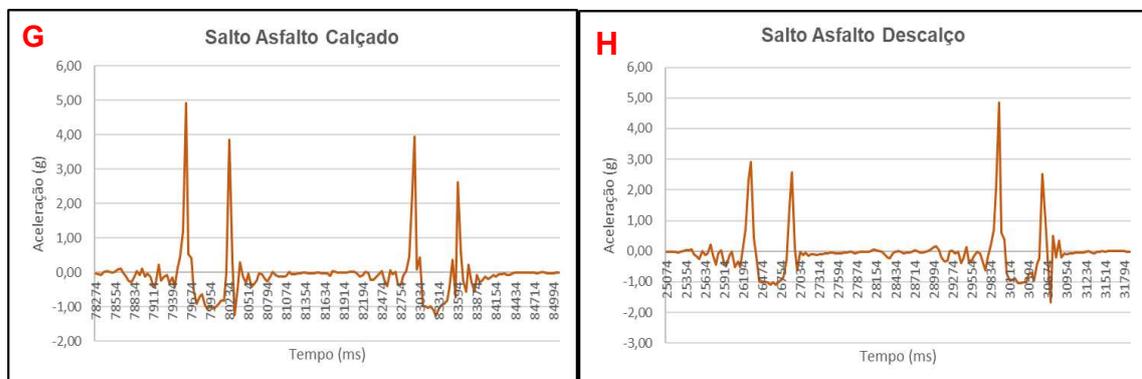


Figura 5.13 – Sinais de impacto medido com o DIPE saltos em piso de asfalto. (calçado e descalço).

Fonte: Próprio Autor.

Análise dos sinais PAPT emitidos pelo sensor acelerômetro do dispositivo durante a realização dos testes, sugere um ligeiro amortecimento das forças de impacto quando o atleta realiza a prática de atividade calçado. Essa ligeira diferença no amortecimento era esperado, porém, deve ser ressaltado que a fadiga é um fator

acumulativo na realização de atividades esportivas, principalmente nas que geram grandes cargas de impacto.

5.2.5 Comprovar os Testes de Forças de Impacto

De acordo com o procedimento de testes do Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportivas (DIPE), é necessário conduzir os testes de forma sistêmica e hierarquizado, de modo a atender aos requisitos do projeto e componentes do sistema.

Os testes orientados pela Engenharia de Sistemas & Requisitos, seguindo o Procedimento de Testes em Ambiente Controlado (*DT&E*), ou seja, testes realizados em ambiente de laboratório de modo a conduzir os Testes em Ambientes Relevantes (*OT&E*), ou seja, os testes realizados em campo e consequente sua comprovação.

Realizar testes de impacto em laboratório com o DIPE, usando esteira instrumentada com plataforma de força e meio de comunicação com periférico com ou sem fio, como referência e instrumento padrão. A comunicação entre o DIPE e a esteira é uma forma de pareamento para realizar as medições de impacto no mesmo instante temporal. Poder correlacionar parâmetros de referência da esteira instrumentada com os parâmetros do dispositivo de impacto nas práticas esportivas durante os testes, aumenta a confiabilidade dos resultados ressaltando o aumento do nível de maturidade tecnológica (*TRL - Technology Readiness Level*), o esquema para realizar teste com o DIPE e esteira instrumentada pode ser visto na Figura 5.14.

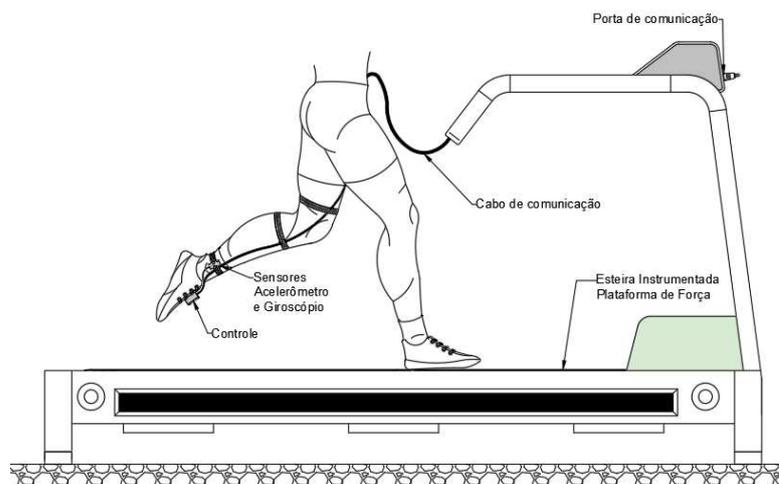


Figura 5.14 – Teste do DIPE com Esteira Instrumentada com Plataforma de Força.

Fonte: Próprio Autor.

5.3 Testes dos Sensores em Ambientes Controlados

Testar e comprovar os valores medidos nos sensores utiliza-se das informações do técnicas do fabricante contidas em catálogos e manuais.

Calibrar sensores como os de indicação de temperatura e percentual de umidade relativa, faz-se necessário a utilização de sistema de calibração padrão em um ambiente controlado.

É comum a aplicação de calibradores eletrônicos como padrão para calibração de sensores, principalmente os sensores que têm como princípio físico grandezas elétricas, aplicados na indicação de temperatura e percentual de umidade relativa.

O uso de câmara climática como controle de ambiente para calibração de sensores é uma prática comum, tendo em vista a situação de calibração por comparação dos sensores de controle da câmara com os sensores a serem calibrados. Conceitualmente, está apresentado neste capítulo desta dissertação a aplicação do Procedimento de Testes do DIPE para calibração dos sensores e sistema de indicação.

5.4 Testes do Módulo Sensor DHT22

Para testar e calibrar os sensores do módulo *DHT22* de indicação de temperatura e percentual de umidade relativa do ar ambiente, faz-se uso de uma câmara climática com controle de temperatura e umidade relativa. Normalmente câmara climática tem seus sensores e sistema de controle calibrados com rastreabilidade. O módulo sensor *DHT22* é submetido às condições internas no ambiente de testes da câmara durante o processo de controle, como pode ser observado na ilustração da Figura 5.15.

É recomendado que o sistema de controle e sensores do equipamento usado para calibração, seja no mínimo de mesma precisão ou superior a do módulo a ser calibrado. Para o processo de calibração do módulo *DHT22* são sugeridos como referência valores de fundo de escala dos sensores extraídos do *datasheet*, para temperatura a faixa operacional é ($\sim -40^{\circ}\text{C}$ - $\sim 80^{\circ}\text{C}$) com precisão de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$, para percentual de umidade relativa a faixa operacional é (0% ~ 100%) com precisão de 2% ~ 5%.

De acordo com o Procedimento de Testes do DIPE do Apêndice B desta dissertação, os valores de referência convergidos para calibração dos sensores de temperatura e percentual de umidade relativa, somente temperatura a 0°C, demais valores 23°C/50%UR; 50°C/60%UR e 70°C/80%UR. No processo de calibração é normal ocorrer desvio ou erro em zero, ou seja, divergência entre o valor de referência e o valor de comparação. A correção do desvio em processo de calibração pode ser realizada com *Offset* como um fator de compensação. *Offset* é um valor constante obtido da diferença entre o valor medido e o valor real.

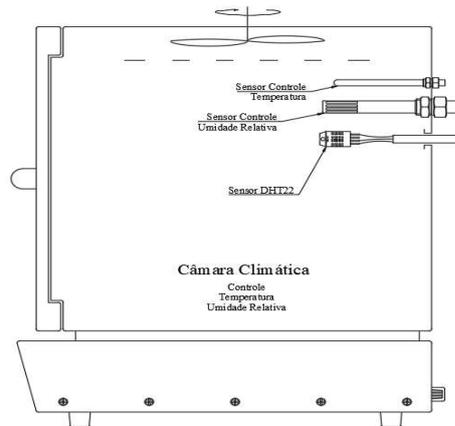


Figura 5.15 – Câmara climática calibração *DHT22*.

Fonte: Próprio Autor.

Equação geral da reta:

$$Y = Wx + Z$$

(4)

Sendo:

Y = Variável dependente;

W = Coeficiente angular;

x = Variável independente;

Z = Coeficiente linear.

5.5 Testes do Módulo Pressão Atmosférica BME/BMP 280

O teste do módulo sensor estação meteorológica BME/BMP 280, ocorre ao submeter o sensor a condição de pressão atmosféricas mais alta, ou seja, fazer a tomada de pressão ao nível do mar, local de referência com menor altitude.

Em seguida, o módulo sensor deve ser submetido à pressão atmosférica no ponto mais alto, ou seja, de maior altitude, como exemplo, no estado de São Paulo, no Morro do Elefante, na Cidade de Campos do Jordão, com aproximadamente 1700m de altitude, conseqüentemente local de menor pressão atmosférica, como ilustrado na Figura 5.16.

Considerando os valores extremos como mínimo e máximo para leitura de pressão atmosférica e altitude, medidas intermediárias são feitas considerando o sinal do módulo sensor BME/BMP 280 linear.

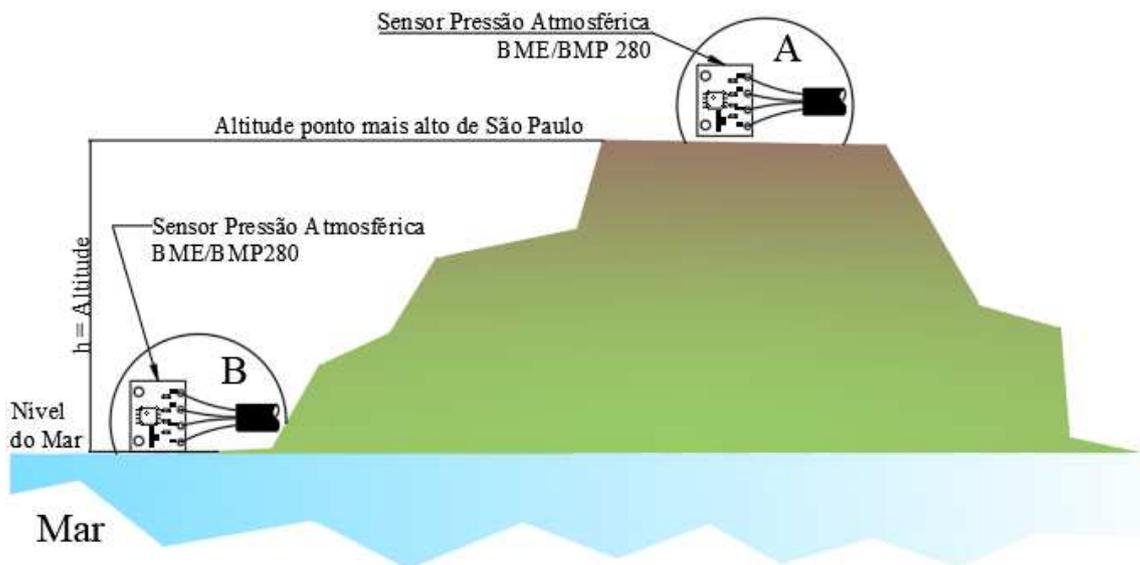


Figura 5.16 – Ambiente de leitura e verificação de pressão atmosférica *BME/BMP280*.

Fonte: Próprio Autor.

A fim de adequar limites das leituras de pressão atmosférica do ambiente e leituras feitas pelo sensor BME/BM P280 de modo convergente ou divergente, poderá ser usada equação geral da reta, Equação 4.

5.6 Testes do Módulo Frequência Cardíaca e Oxímetro MAX30102

Realizada medições dos batimentos cardíacos (BPM) e nível de oxigenação sanguínea (SpO_2) com equipamento sensor padrão de referência, sem alterações de movimentos físicos fazer leitura do percentual de oxigenação sanguínea e batimentos cardíaco com o sensor *MAX30102* como pode ser visto no exemplo apresentado na Figura 5.17. Ajuste e adequação de valor poderão ser feitos na base de integração da biblioteca do módulo do dispositivo.

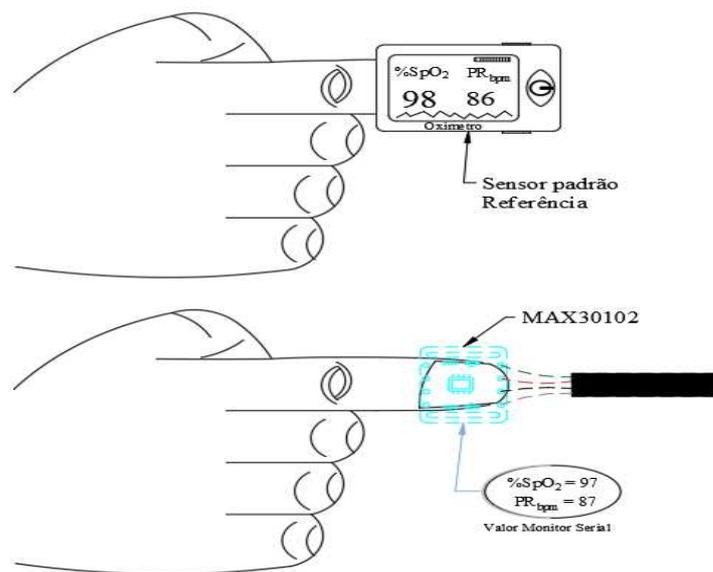


Figura 5.17 – Calibração de oxímetro e sensor de batimentos cardíaco *MAX30102*.

Fonte: Próprio Autor.

6 CONCLUSÃO

É imprescindível compreender as necessidades de praticantes de atividades físicas e esportivas, para que lesões ocasionadas por sobrecarga e/ou esforços excessivos nos membros inferiores sejam minimizadas.

O entendimento dessas necessidades, aliado à aplicação de recursos tecnológicos, que estão disponíveis aos praticantes de atividades físicas e esportivas, permitem verificar por meio PAPT as forças de impacto dos membros inferiores com o solo em relação à massa do atleta, cuja finalidade é auxiliar na prevenção de lesões.

É importante dispor de um equipamento capaz de quantificar os PAPT durante a prática esportiva, com isso, por meio de análise dos dados, poder contabilizar os impactos acumulados durante período de treinamento e/ou competição, podendo atuar na prevenção de lesões futuras.

Os resultados apresentados corroboram as expectativas técnicas e científicas, na adoção de um sistema de monitoramento capaz de detectar e armazenar em campo parâmetros referentes aos PAPT inerentes as forças de impacto nos membros inferiores.

Em pesquisa bibliográfica, realizada entre os anos de 2019 e 2021, não foram identificados sistemas com as mesmas características do dispositivo proposto nesta pesquisa.

Portanto, esta pesquisa científica contribui para a sociedade em auxiliar pessoas na prevenção de lesões com o monitoramento em campo dos picos de aceleração positiva da tíbia, proveniente dos impactos durante a prática de atividades físicas e esportivas.

Como melhorias futuras para o DIPE, sugere-se a inserção de um bipe e sinal luminoso para quando o atleta nas práticas esportivas atingir e/ou ultrapassar um limite pré-determinado do PAPT, alertando o atleta do limite de impacto como condição de segurança para preservação do mesmo.

Para futuras pesquisas sugere-se aprofundar estudo na medição de impactos nos membros inferiores, desenvolvimento e aperfeiçoamento para aplicação do DIPE em contribuição desta pesquisa científica a outras práticas.

REFERÊNCIAS

- ACZEL, A. D. **Bússola: A Invenção que Mudou o Mundo**. 1ª Ed., Editora Zahar, 2002. 136p.
- AGUILAR, L. J. **Fundamentos de Programação. Algoritmos, Estruturas de Dados e Objetos**, 3ª Ed., MCGraw Hill, 2008. 690p.
- ALMERON, M. M.; PACHECO, A. M.; PACHECO, I. **Relação Entre Fatores de Risco Intrínsecos e Extrínsecos e a Prevalência de Lesões em Membros Inferiores em Atletas de Basquetebol e Voleibol**. Revista Ciência & Saúde, v.2(02), pp.58-65, 2009.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. **A Biomecânica em Educação Física e Esporte**. Rev. Bras. Educ. Fís. Esporte, v.25, p.15-24, 2011.
- ARMSTRONG, S. **Wireless Connectivity for Health and Sports Monitoring: A Review**. PubMed, British Journal of Sports Medicine, v.41(05), p. 285-289, 2007.
- ARRUDA, L. E. V.; FIGUEIREDO, V. B.; LEVIEN, S. L. A.; MEDEIROS, J. F. **Desenvolvimento de um Tensiômetro Digital com Sistema de Aquisição e Armazenamento de Dados**. Irriga & Inovagri, Edição Especial, pp.11-20, 2017.
- BIANCO, R.; AZEVEDO, A. P. S.; FRAGA, C. H. W.; ACQUESTA, F. M.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. **The Influence of Running Shoes Cumulative Usage on the Ground Reaction Forces and Plantar Pressure Responses**. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, v.25(04), pp.583-591, 2011.
- BONATTO, A.; DO CANTO, D. O. **Bluetooth Technology (IEEE 802.15)**. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul PUCRS 2007, pp.1-11, Porto Alegre - RS, 2007.
- BOSCH-SENSORTEC. **BMP Barometric Pressure Sensors BMP280**. Downloads Media Bosch-Sensortec Datasheet.BST-BMP280-DS001-19 Rev. 1.19. 2018.
- BUSARELLO, T. D.; SIMÕES, M. G. **A Tutorial on Implementing Kalman Filters with Commonly Used Blocks**. IECON 2019 – 45th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society. pp.1-8, 2019.
- CAVALCANTE, A. W. A.; CARVALHO, P. C.; LIMA, L. C. **Célula Combustível e Bateria Integrados à Sistema Fotovoltaico**. **Rev. Tecnol., Fortaleza**, v.26(02), pp. 196-206, 2005.
- CHAGAS, F.; WILTGEN, F. **Dispositivo de Monitoramento de Impacto em Práticas Esportivas**, In:8º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED), Taubaté - SP, UNITAU, 23 a 25 de outubro, 2019.

CHAGAS, F.; WILTGEN, F. Ensaio em Ambiente Controlado com o Dispositivo de Monitoramento de Impacto em Práticas Esportivas. **Revista Mundi Engenharia, Tecnologia e Gestão**. v.6(4), pp.1-17, 2021.

CHAGAS, F.; WILTGEN, F. **Utilizando a Técnica IDFO em Projetos**, In:9º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED), Taubaté - SP, UNITAU, 21 a 23 de outubro, 2020. Disponível: <<https://youtu.be/ZOxiuXDqKZA>>.

CHEEKE, D. **Sensor Signal Conditioning**. Sensors & Transducers Journal, v.82(03), pp.1381-1388, 2007.

CLARK, K. P.; RYAN, L. J.; WEYAND, P. G. **A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces**. Journal of Experimental Biology, v.220, pp.247-258, 2017.

CLARK, K. P.; UDOFA, A. B.; RYAN, L. J.; WEYAND, P. G. **Running impact forces: from half a leg to holistic understanding**. Current Issues in Sport Science, v.3, pp.20-23, 2018.

CROWELL, H. P.; DAVIS, I. S. **Gait Retraining to Reduce Lower Extremity Loading in Runners**. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.26(1): pp. 78–83, 2011.

CRUZ-FERREIRA, A.; Marujo, A.; FOLGADO, H.; FILHO, P. G.; FERNANDES, J. **Programas de Exercício na Prevenção de Lesões em Jogadores de Futebol: Uma Revisão Sistemática**. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.21(03), pp.236-241, 2015.

DADAFSHAR, Majid. **Accelerometer and Gyroscopes Sensors: operation, Sensing and Application**. Application note 5830, Download Maxim Integrated, pp.1-11, 2014.

D'AUSILIO, A. **Arduino: A Low-Cost Multipurpose Lab Equipment**. Behav Res, v.44, pp.305–313, 2012.

DE ROSE, E. H. **Medicina do Esporte: Passado, Presente e Futuro, Buscando Melhorar a Qualidade de Vida Através da Atividade Física**. Revista Brasileira de Medicina Esportiva, v.3(03), pp.73-74, 1997.

DIXON, S. J.; WATERWORTH, C.; SMITH, C. V.; HOUSE, C. M. **Biomechanical Analysis of Running in Military Boots with New and Degraded Insoles**. Medicine & Science in Sports & Exercise, v.35(3), pp.472-479, 2003.

DIXON, S. J. **Influence of a Commercially Available Orthotic Device on Rearfoot Eversion and Vertical Ground Reaction Force When Running in Military Footwear**. Military Medicine, v.172(4), pp.446-450, 2007.

DORF, R. C.; BISHOP, R. H. **Sistemas de Controle Modernos**. Editora LTC, 8ª Ed. 2001. 680p.

EL-RABBANY, A. **Introduction to GPS The Global Positioning System**. ARTECH HOUSE, INC, 2002. 194p.

FAISAL, I. A.; PURBOYO, T. W.; ANSORI, A. **A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture**. Journal of Engineering and Applied Sciences, v.15(03), pp.826-829, 2020.

FERRARI, M.; QUARESIMA, V. **Near infrared brain and muscle oximetry: from the discovery to current applications**. J. Near Infrared Spectrosc, v.20, pp.1–14, 2012.

FILIPPESCHI, A.; SCHMITZ, N.; MIEZAL, M.; BLESER, G.; RUFFALDI, E.; STRICKER, D. **Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion**. MDPI Journal Sensors, 01 June 2017, v.17(06), pp.1-40, 2017.

FIRMAN, B. **Implementasi Sensor IMU MPU6050 Berbasisserial I²C Pada Self-Balancing Robot**. Jurnal Teknologi Technoscientia, v.9(01), 2016.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; BRICIO, R. S.; COSTA, C. A.; WANNER, L. L. **Caracterização da Performance Muscular em Atletas Profissionais de Futebol**. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.13(03), pp.143-147, 2007.

FÜHR, B. E.; FRANZEN, E. **Desenvolvimento de uma Ferramenta de Coleta e Armazenamento de Dados Disponíveis em Redes Sociais**. Revista Destaques Acadêmicos, v.6(4), pp.19-30, 2014.

FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. **Análise Cinemática Comparativa da Fase de Apoio da Corrida em Adultos e Idosos**. Fisioterapia e Pesquisa, v.15(01), pp. 40-46, 2008.

GALANTE, A. C.; GARCIA, R. F. **Sistema de Aquisição de Dados de Sensores de Baixo Custo Baseado no Arduino**. Congresso Brasileiro de Agricultura de Precisão, ConBAP 2014, SBEA, São Pedro-SP, 14 a 17 setembro, pp.1-6, 2014.

GOMES, A. C. V.; DALBEN, A. **O Controle Médico-Esportivo no Departamento de Educação Física do Estado de São Paulo: Aproximações entre Esporte e Medicina nas Décadas de 1930 e 1940**. História, Ciências, Saúde de Manguinhos, v.18(02), pp.321-335, 2011.

GOMES, R. C. **Estudo de um Sistema para Análise ad Marcha Humana Utilizando Sensores de Contato**. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual Paulista – SP, Brasil, 2007. 75p.

GONÇALVES, R.Y.L.; COSTA, W.L. B.; BATISTA, F. W. P.; MOREIRA, L. R.; ALBUQUERQUE, V. H. C.; BEZERRA, J. C. C.; MEIRELES, A. M. R. **Frequência Cardíaca com Uso de Hardware Livre e Integração Mobile**. Revista Mundi Engenharia, Tecnologia e Gestão, v.1(01), pp.5.1-5.19, 2016.

GUEDES, P. F.; JOÃO, S. M. A. **Postural Characterization of Adolescent Federation Basketball Players**. Journal of Physical Activity and Health, v.11(07), pp.1401-1407, 2014.

GRIDLING, G.; WEIS, B. **Introduction to Microcontrollers - Courses 182.064 & 182.074**. Vienna University of Technology, Institute of Computer Engineering, Embedded Computing Systems Group, 2007. Version 1.4. 175p.

HAAHR, R. G.; DUUN, S.; THOMSEN, E. V.; HOPPE, K.; BRANEBJERG, J. **A Wearable “Electronic Patch” for Wireless Continuous Monitoring of Chronically Diseased Patients**. Medical Devices and Biosensors. International Summer School and Symposium. 5th 2008, Hong Kong – CN, June 1-3, v.1, p.66-70, 2008.

HERNANDEZ, A. J. **Perspectivas Profissionais da Medicina do Esporte**. Rev Med São Paulo, v.91(01), pp.9-13, 2012.

HONEYWELL, Advanced Information. **3-Axis Digital Compass IC HMC5883L**. Honeywell International Inc, Rev. E, 2013.

IMHOFF, J. **Desenvolvimento de Conversores Estáticos para Sistemas Fotovoltaicos Autônomos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria – RS – Brasil, 2007. 146p.

INVENSENSE, **MPU-6000/6050**. Revision 3.4. Sunnyvale (CA), 2013. Download Invensense Products Datasheet MPU-6050, 2013.

ISHIDA, J. C.; TURI, B. C.; PEREIRA-DA-SILVA, M.; AMARAL, S. L. **Presença de Fatores de Risco de Doenças Cardiovasculares e de Lesões em Praticantes de Corrida de Rua**. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, v.27(01), pp.55-65, 2013.

ISMAIL, M. I. M.; DZIYAUDDIN, R. A.; AHMAD, N. A. **Water Pipeline Monitoring System Using Vibration on Sensor**. IEEE Conference on Wireless Sensors ICWiSE 2014, Subang-MY, October 26-28, pp.79-84, 2014.

ITEADSTUDIO, Make Innovation Easier. **HC-05 Bluetooth to Serial Port Module**, jun,2010, Download Components 101. Componentes Datasheet HC-05, 2010.

JÚNIOR, O. P. **Modelo causal dos primórdios da ciência do magnetismo**. Scientiae Studia, v.8(02), pp.195-212, 2010.

KADDOUM, G. **Wireless Chaos-Based Communication Systems: A Comprehensive Survey**. IEEE Access, v.4, pp.2621-2648, 2016.

KAGAN, N.; OLIVEIRA, C. C. B.; ROBBA, E. J. **Introdução aos Sistemas de Distribuição de Energia Elétrica**. Editora Edgard Blucher, 2ª Ed. 2010. 328p.

KALMAN, R. E.; BUCY, R. S. **New Results in Linear Filtering and Prediction Theory**. Journal of Basic Engineering, pp.95-108, 1961.

- KERNIGHAN, B. W. C.; RITCHIE, D. M. **C Programming Language**. Prentice Hall, 2nd ed, 1988. 274p.
- KIRKWOOD, R. N.; GOMES, H. A.; SAMPAIO, R. F.; CULHAM, E.; COSTIGAN, P. **Análise Biomecânica das Articulações do Quadril e Joelho Durante a Marcha em Participantes Idosos**. Acta Ortop Bras v.15 (05), pp.267-271, 2007.
- LEE, E. A.; SESHIA, S. A. **Introduction to Embedded Systems - A Cyber-Physical Systems Approach**. Second Edition, MIT Press, 2017. 585p.
- LEME, G. P. C. **Desenvolvimento de Palmilhas Instrumentadas para Retreinamento de Corrida com Biofeedback em Tempo Real**. Tese de Doutorado, Universidade Estadual Paulista - SP, Brasil, 2018. 118p.
- LIU, T. **Digital-output relative humidity & temperature sensor/module**. Aosong Electronics Co.,Ltd, 2010. 10p.
- LONGHINI, M. D. **Como Age a Pressão Atmosférica? Algumas Situações-Problema Tendo como Base a História da Ciência e Pesquisas na área**. Cad. Bras. Ens. Fís., v.26(01), pp.7-23, 2009.
- LOUREIRO, A.; NOGUEIRA, J. M. S.; RUIZ, L. B.; MINI, R. A. D. F.; Nakamura, E. F.; FIGUEIREDO, C. M. S. **Redes de Sensores Sem Fio**. XXI Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores SBRC, Natal - RN, 19 a 23 de maio 2003, pp.179–226, 2003.
- MANN, L.; KLEINPAUL, J. F.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. **Modalidades Esportivas: Impacto, Lesões e a Força de Reação do Solo**. Revista da Educação Física da Universidade Estadual de Maringá, v.21(03), pp. 553-562, 2010.
- MARTINCOSKI, D. H. **Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth**. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Santa Catarina – SC, Brasil, 2003. 113p.
- MARTINS, G. D. **Automação do Controlo da Frequência de Ressonância de um Sistema de Transmissão de Energia Sem Fios**. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT, Universidade Nova de Lisboa – Portugal, 2017. 94p.
- MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopleletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Coimbra - PT, 2010. 114p.
- MAXIM INTEGRATED. MAX30102, **High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health**, Download Maxim Integrated Products Interface sensor interface Datasheet, Rev.1, out., 2018.
- MCROBERTS, M. **Arduino Básico**. Novatec Editora, 2011. 456p.

MIRANDA, H.; SIMÃO, R.; LEMOS, A.; DANTAS, B. H. A. BAPTISTA, L. A.; NOVAES, J. **Análise da Frequência Cardíaca, Pressão Arterial e Duplo-produto em Diferentes Posições Corporais nos Exercícios Resistidos.** Rev Bras Med Esporte, v.11 (5), pp.295-298, 2005.

MIYADAIRA, A. N. **Microcontroladores PIC18 - Aprenda e Programe em Linguagem C.** 1ª Edição, Editora Erica, 2009. 400p.

MONICO, J. F. G. **Posicionamento pelo NAVSTAR-GPS, Descrição, Fundamentos e Aplicações.** Editora UNESP, 2000. 287p.

NAHAS, R.; DAHER, S. S.; FREITAS, H. F. G.; HARDT, F. **A História da Medicina Esportiva: Mudanças Significativas ao Longo dos Anos.** Boletim Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte, v.1(01), pp.1-8, 2014.

NISE, N. S. **Engenharia de Sistemas de Controle.** Ed.6 – Editora LTC, 2012. 1285p.

OLIVEIRA, D. G.; ESPÍRITO-SANTO, G.; SOUZA, I. S.; FLORET, M. **Prevalência de Lesões e Tipo de Treinamento de Atletas Amadores de Corrida de Rua.** Corpus et Scientia, v.8(01), pp. 51-59, 2012.

OLIVEIRA, E. J. L.; SILVA, F. R.; WILTGEN, F (BARBOSA, L. F. W.). **Dispositivo Inercial Baseado em Giroscópio para Aplicação em Robótica.** XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VIII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba LRA/FEAU/UNIVAP 2008, Jacareí-SP, 16 outubro, pp.1-4, 2008.

OLIVEIRA, W. S.; GONÇALVES, E. N. **Implementação em C: Filtro De Kalman, Fusão de Sensores para Determinação de Ângulos.** ForScience Revista Científica do Instituto Federal Minas Gerais, v.5(03), pp.1-18, 2017.

PALLAS-ARENY, R. **Sensor and Signal Conditioning.** CRC Press LLC, pp.1-76, 1999.

PALLAS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. **Amplifiers and Signal Conditioners.** Second Edition, CRC Press LLC, 2000. 578p.

PALMIERI, A. M. **Desenvolvimento de Sistema Automatizado de Baixo Custo para Coleta e Armazenamento de Dados de Variáveis Climáticas: Aplicações no Ambiente Agrícola.** Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo - SP, Brasil, 2009. 101p.

PARALLAX, INC. **Compass Module 3-Axis HMC5883L.** v.1, pp.1-6, 2011.

PASSOLD, F., POSSA, P. R. **Recarregador inteligente de Baterias.** Conferência Internacional de Aplicações Industriais. INDUSCON, Recife-PE, 2006. Proceedings, p.1-6, 2006.

PATEL, B. C.; SINHA, G. R.; GOEL, N. **Introduction to Sensors**. Iopscience, pp.1-21, 2020.

PEREIRA, F. **Microcontroladores PIC: Programação em C**. 7ª Ed. Editora Erica, 2009. 360p.

PEREZ, J. A. S.; MONICO, J.F.A.; CHAVES, J. C. **Velocity Field Estimation Using GPS Precise Point Positioning: The South American Plate Case**. Journal of Global Positioning Systems, v.2 (02), p.90-99, 2003.

PIGATTO, D. F. **Segurança em Sistemas Embarcados Críticos, Utilização de Criptografia para Comunicação Segura**. Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo - SP, Brasil, 2012. 88p.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G.; PACHECO, A. G.; SOUZA, P. D.; REIS, D. C. **Magnitude dos Impactos Durante as Aterrissagens no Basquete Associado com Lesões nos Membros Inferiores**. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica CBB 2007, Rio Claro – SP, 30 maio a 02 junho, pp.1-6, 2007.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G. **Relação Entre Percentual de Gordura Corporal, Desempenho no Salto Vertical e Impacto nos Membros Inferiores em Atletas de Voleibol**. Fit Perf J, v.8(01), pp.9-15, 2009.

RAFIQUZZAMAN, M. **Fundamentals of Digital Logic and Microcontrollers**. 6ª Ed. John Wiley & Sons, 2014. 486p.

REIS, L. B. **Geração de Energia Elétrica**. 2ª Ed. Editora Manole, 2011. 480p.

ROCHA, F. S.; MARRANGHELLO, G. F. **Propriedades de um acelerômetro eletrônico e possibilidades de uso no ensino de mecânica**. Latin-American Journal of Physics Education, v.7(01), pp.37-46, 2013.

ROCHOL, J. **Sistema de Comunicação sem Fio - Conceitos e Aplicações**. Editora Bookman, 1ª Ed. 2018. 500p.

ROSCHER, H.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. **Treinamento Físico: Considerações Práticas e Científicas**. Rev. Bras. Educ. Fís. Esporte, v.25, pp.53-65, 2011.

SACCOL, A. Z.; REINHARD, N. **Tecnologias de Informação Móveis, Sem Fio e Ubíquas: Definições, Estado-da-Arte e Oportunidades de Pesquisa**. RAC, v.11 (4), pp.175-198, 2007.

SANTOS, C. P.; NASCIMENTO, L. M. S.; VIEIRA, M. E. M.; JÚNIOR, S. L. S. **Plataforma de Força de Baixo Custo para Medição da Potência Anaeróbica dos Membros Inferiores em Avaliações Físicas Utilizando Sensores Piezoelétrico**. 11º Encontro de Engenharia e Tecnologia dos Campos Gerais 2016, Ponta Grossa – PR, 24 a 26 agosto, pp.1-14, 2016.

SANTOS, M. S. T.; AMARO, V. E. SOUTO, M. V. S. **Metodologia Geodésica para Levantamento de Linha de Costa e Modelagem Digital de Elevação de Praias Arenosas em Estudos de Precisão de Geomorfologia e Dinâmica Costeira.** Revista Brasileira de Cartografia, v.63 (5), pp. 663-681, 2011.

SANTOS, S. G.; DETANICO, D.; GRAUP, S.; REIS, D. C. **Relação Entre Alterações Posturais, Prevalência de Lesões e Magnitudes de Impacto nos Membros Inferiores em Atletas de Handebol.** Fitness&Performance Journal, v.6(6), pp.388-393, 2007.

SANTOS, S. G.; DETANICO, D.; REIS, D. C. **Magnitudes de Impacto e Cinemática dos Membros Inferiores no Arremesso em Suspensão no Handebol.** Revista Brasileira Cineantropometria e Desempenho Humano, v.11(3), pp.326-333, 2009.

SANTOS, S. G.; PIUCCO, T.; REIS, D. C. **Fatores que Interferem nas Lesões de Atletas Amadores de Voleibol.** Revista Brasileira de Cineantropometria Desempenho Humano, v.9(2), pp.189-195, 2007.

SANTOS, S. T. **Redes de Sensores Sem Fio em Monitoramento e Controle.** Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, Rio de Janeiro – Brasil, 2007. 87p.

SCHUBERT, T. W.; D'AUSILIO, A.; CANTO, R. **Using Arduino Microcontroller Boards to Measure Response Latencies.** Behavior Research Methods, v.45(04), pp.1332-1346, 2013.

SEARCY, J. D. **Magnetometer-Only Attitude Determination with Application to the M-Sat Mission.** Master Dissertation, Missouri University of Science and Technology – Missouri – USA, 2011. 108p.

SEBESTA, R. W. **Conceitos de Linguagem de Programação.** Universidade do Colorado em Colorado Springs. Editora: Mariana Belloti Cunha, 2018. 734p.

SICKLE, T. V. **Programming Microcontrollers in C.** Second Edition, LLHT Technology, 2001. 470p.

SILVA, K. R.; MAGALHÃES, J.; GARCIA, M. A. C. **Desempenho do Salto Vertical sob Diferentes Condições de Execução.** Arquivos em Movimentos, Revista Eletrônica da Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro, v.1(01), pp.17-24, 2005.

SILVA, V. M. L.; MURADÁS, J. L. M.; BARBOSA, L. F. W. **Circuito Regenerador de Energia Elétrica para a Recarga de Baterias de um Futuro Triciclo Híbrido Movido a Tração Humana e Elétrica.** XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba, 2007, pp. 789-792, 2007.

SOUSA, S.; RODRIGUES, E. Q. **Diferenças de Desempenho nos Saltos Verticais Entre os Atletas de Diferentes Posições no Futebol.** Revista Brasileira de Futsal e Futebol, v.7(24), pp.186-190, 2015.

SOUZA, C. A. B.; AQUINO, F. A. O.; CALDAS, M. L.; ALVAREZ, R. B. T.; TURIENZO, T. T. **Principais Lesões em Corredores de Rua**. Revista UNILUS Ensino e Pesquisa, v.10(20), pp.35-43, 2013.

TABIBI, S.; NIEVINSKI, F. G.; DAM, T. V.; J. F. G. MONICO. **Assessment of Modernized GPS L5 SNR for Ground-based Multipath Reflectometry Applications**. Advances in Space Research, v.55(04), pp.1104-1116, 2015.

U-BLOX-6. **GPS Modules NEO-6**, Datasheet 2011, Download u-blox, products, Documents, NEO-6, Data Sheet, 2011.

VALVANO, J. W. **Embedded Systms: Real-Time Interfacing to ARM Cortex – M Microcontroller**. Editora Jonatha Valvano, v.2, 4^a Ed., 2014. 771p.

VERA, L. H. **Programa Computacional para Dimensionamento e Simulação de Sistemas Fotovoltaicos Autônomos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS, Brasil, 2004. 187p.

WELCH, G.; BISHOP, G. **An Introduction to the Kalman Filter**. University of North Carolina at Chapel Hill, TR 95-041, July 24, pp. 1-16, 2006.

WILTGEN, F. Notas da disciplina de Engenharia de Sensores ministrada na Universidade de Taubaté Programa de Mestrado em Engenharia, 2019.

WILTGEN, F. **Técnica de Ensaios de Sistemas Complexos com Metodologia de Engenharia de Sistemas & Requisitos**. Interfaces Científicas - Exatas e Tecnológicas, v.4(01), pp. 51-60, 2020.

YANG, C. C.; HSU, Y. L. **A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring**. MDPI Journal Sensors (Basel), August 2010, v.10(08), pp.7772-7788, 2010.

ZHAI, Y. **Handbook on Battery Energy Storage System**. Asian Development Bank, 2018. 97p.

APÊNDICE A

RESUMO: REQUISITOS DO DIPE (DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS)

REQUISITOS DO DIPE (DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS)

O dispositivo para monitoramento de impacto nas práticas esportivas, deve operar em frequência mínima de 25Hz e ser capaz de:

- Armazenar dados do sistema em cartão de memória *microSD* captados pelos sensores.
- Captar e registrar dados de relógio calendário do módulo RTC DS3231, referente a data, hora, minuto e segundo.
- Captar e armazenar dados referentes aos sensores inerciais (MPU-6050) oriundos da captação de movimentos nos três eixos X, Y e Z.
- Captar e armazenar dados de Latitude e Longitude do GPS GY-NEO6MV2 referente ao posicionamento global.
- Captar e armazenar dados do módulo estação meteorológica BME/BMP280 referente à pressão atmosférica e altitude.
- Captar e armazenar dados do módulo DHT22 referente a temperatura e porcentagem de umidade relativa do ar atmosférico.
- Captar e armazenar dados do módulo sensor de frequência cardíaca MAX30102, referentes aos batimentos cardíacos e porcentagem de SPO₂, oxigenação sanguínea.
- Armazenar dados dos pontos cardeais captados pelo módulo magnetômetro HMC5883L indicando as direções norte, sul, leste e oeste, referente ao norte magnético da terra.
- Transmitir os principais dados de modo *online* por *Bluetooth* módulo HC-05 para um aparelho de telefone celular.
- Realizar no mínimo de sete leituras por segundo na captação de dados do módulo de sensores inerciais, acelerômetro e giroscópio.

APÊNDICE B

RESUMO: PROCEDIMENTO DE TESTE DO DIPE (DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS)

PROCEDIMENTO DE TESTES PARA O DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO DIPE (DISPOSITIVO DE IMPACTOS EM PRÁTICAS ESPORTIVAS)

Para realizar os testes individuais de componentes e integrados em sistemas simples ou complexos é sempre necessário ser metódico e exaustivo com os requisitos e sequências de procedimentos com listas de verificação para que as análises dos limites operacionais, panes e falhas sejam bem documentadas.

Os procedimentos de testes devem ser completos e descrever em detalhes os requisitos de cada teste a ser realizado, em sua forma, sequência, montagens (equipamentos e dispositivos necessários para os experimentos) e como serão coletados os dados obtidos nos testes para análise detalhada dos resultados encontrados em cada teste.

O procedimento de teste deve ser conduzido de forma a atender um projeto do componente (micro) ao sistema (macro) e diferenciando os Testes em Ambiente Controlado (*DT&E - Developmental Test and Evaluation*), ou seja, aqueles realizados em laboratório dos outros Testes em Ambiente Relevante (*DOT&E - Developmental Operational Test and Evaluation*), ou seja, aqueles realizados em campo.

Seja no ambiente que for, laboratório ou em campo, os testes devem sempre serem conduzidos de forma individual e depois integrado passo-a-passo em partes para permitir investigar o funcionamento progressivo dos subsistemas até o sistema completo, ou seja, a integração completa.

É muito comum realizar testes individuais em componentes durante os testes em ambiente controlado de laboratório, e aos poucos integrar os componentes no sistema. Após a realização das análises de funcionamento em laboratório, com o sistema integrado e respondendo da forma como descrito no documento de procedimento, passar para a próxima fase de testes. Nesta fase com o sistema integrado, serão realizados novos testes e verificar como é o comportamento do funcionamento do sistema em um ambiente relevante em campo.

Esse procedimento de testes segue as orientações da Engenharia de Sistemas & Requisitos utilizando a estrutura da técnica IDFO para conduzir as etapas e verificar a integração.

1. Testes em Ambiente Controlado ou Laboratório (DT&E - Developmental Test and Evaluation)

Os testes em ambiente controlados são sempre progressivos, testa-se todos os componentes baseados nas informações técnicas dos fabricantes e verificação dos parâmetros relativos aos resultados obtidos nos testes.

O dispositivo protótipo padrão foi construído com componentes eletrônicos tradicionais e com a tecnologia MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*), ou seja, tecnologia de sistemas micro eletromecânicos.

As bibliotecas principais de controle do dispositivo devem ser testadas antes de realizar o procedimento de integração, e vários programas (*firmwares*) específicos para realização dos testes devem ser desenvolvidos.

1.1. Procedimento para Testes Individuais dos Componentes no DIPE

• Sensor de Temperatura e Umidade Relativa DHT22

Os testes com os sensores de indicação de temperatura e percentual de umidade relativa do ar com o (*módulo DHT22*) em ambiente controlado, passa por um processo de aferição que deve ser usado uma câmara com controle de temperatura e umidade relativa, como exemplo, uma câmara climática, deve submeter o (*módulo DHT22*) às condições internas das áreas de testes da câmara durante o controle. O equipamento a ser usado para aferição dos sensores, deve ser de no mínimo de mesma precisão ou superiora do módulo DHT22 e que esteja aferida.

No processo de aferição considerado percentual de umidade relativa apenas para os valores de temperatura positiva a partir de 15°C por ser considerado como menor valor de temperatura de um clima padrão, ou seja, 23°C ± 5°C, sendo umidade relativa na faixa de 50% ±10%, de acordo com a Norma DIN 50014, também uma condição de conforto térmico. Para aferição dos sensores do *módulo DHT22*, o ambiente de referência (câmara climática / estufa) deve estarem conformidade de acordo com os pontos de controle de temperatura e percentual de umidade relativa (Somente temperatura 0°C; 23°C/50%; 50°C/60%; 70°C/80%).

Deve-se ajustar valores e considerar um tempo de estabilização de 10 minutos para realizar a leitura de cada ponto ajustado, os valores do dispositivo podem ser lidos usando *monitor serial* da IDE do Arduino com o dispositivo conectado à um computador, ou gravados e armazenado sem um cartão de memória *micro SD* do próprio dispositivo.

• **Módulo de Localização Geográfica GPS GY-NEO-6MV2**

Para realizar os testes com o módulo GPS GY-NEO-6MV2 para determinar a localização do atleta com o dispositivo, será necessário coletar e armazenar parâmetros de latitude e longitude no cartão de memória micro SD. O módulo GPS GY-NEO-6MV2 recebe o sinal do satélite que a interpreta em coordenadas decimais em relação ao ponto em que se encontra.

Existem dois tipos de coordenadas, as sexagesimais e decimais, anotar o ponto de referência terrestre (endereço) em que se encontra o DIPE e anotar as coordenadas em decimal dadas em valores de latitude e longitude, como no exemplo (Latitude -23.6669194 e Longitude -46.5594944) interpretados pelo módulo GPS GY-NEO-6MV2 Arduino que correspondem em coordenadas sexagesimais de (latitude 23°40'00.91"S e longitude 46°33'34.18"O). Para verificar as coordenadas, deve-se inseri-las em um software adequado como no *Google Earth*, pelo qual mostrará a posição correspondente às coordenadas no qual se encontrava o "atleta" com o dispositivo.

Repetir o procedimento para mais dois pontos distintos com distância mínima de 50 metros entre eles. Repetir a leitura nos mesmos pontos para verificar a repetibilidade do sinal e valores de coordenadas.

Os valores das coordenadas poderão ser obtidos do Monitor Serial do prompt da IDE do Arduino com dispositivo conectado à um computador ou cartão de memória micro SD do dispositivo.

• **Módulo Pressão Atmosférica - BME/BMP 280**

O teste individual de funcionamento do módulo BME/BMP 280 para medida de pressão atmosférica deve ser realizado medindo uma determinada condição de pressão atmosférica ao nível do mar (referencial), e depois em outras pressões atmosféricas e altitudes conhecidas. A variação deve ser testada e conferida no mínimo em 10 diferentes locais com diferentes altitudes e pressões atmosféricas. Comparadas com um instrumento calibrado, e verificar o erro na medição. Se necessário ajustar esse valor de erro na função de integração *void loop* do sistema de controle do microcontrolador. Cada sensor deve ter características diferentes um do outro e de acordo com as características técnicas do fabricante do módulo BME/BMP280 da BOSCH-SENSETEC.

• **Módulo de Medição de Frequência Cardíaca - MAX30102**

O teste com o módulo MAX30102 de medição de frequência cardíaca e quantidade de oxigênio no sangue, a aferição do dispositivo foi realizada através do sistema de comparação com um instrumento calibrado para medida de pressão arterial e batimentos cardíacos. A medida de funcionamento do módulo de medição de frequência cardíaca, deve ser realizada na base da função *void loop* e comparada com os

resultados apresentados no instrumento de comparação. Devem ser realizadas com duas pessoas diferentes e conferidas no mínimo em 10 testes em repouso e após a coleta dos dados, verificar o erro na medição. Se necessário ajustar esse valor de erro na função de integração do módulo *void loop* do sistema de controle do microcontrolador. Cada sensor deve ter características diferentes um do outro e de acordo com as características técnicas do fabricante do módulo MAX30102 da MH-ET Live.

• **Módulo de Impacto com Sensores Inerciais MPU-6050**

O componente MPU-6050, módulo de impacto com sensores inerciais faz uso de dois sensores simultaneamente. Sensor acelerômetro para medir aceleração nos três eixos X, Y e Z (AcX , AcY e AcZ) e o sensor giroscópio para medir o deslocamento angular nos três planos X, Y e Z (GyX , GyY e GyZ), além de um sensor de temperatura do ambiente.

O MPU-6050 é um componente que captura sinais que são interpretados com ruído dado a sensibilidade do sensor. Estes sinais espúrios são facilmente eliminados com uso de filtros.

O software do dispositivo dispõe de função que gera e armazenar parâmetros de testes da plataforma para posterior análise e geração de gráfico no mesmo instante temporal da plataforma/dispositivo.

Com os parâmetros dispostos e curva para obtenção dos dados característicos de testes, utiliza-se as equações 1, 2, e 3 para determinação das forças de reação.

- *Equações 1 para determinar a força de impacto com solo:*

$$\sum \vec{F} = m\vec{a} = m \frac{d\vec{v}}{dt} \quad F = m.a [N] \quad \Leftrightarrow \quad F = (m.v^2)/(2.d) [N] \quad (1)$$

No qual tem-se:

F - Força de reação com solo na aterrissagem [N];

m - Massa do indivíduo [kg];

a - Aceleração (g) [m/s^2];

v - Velocidade de aterrissagem;

d - Deslocamento de amortecimento relativo;

- *Equação 2 determina a velocidade de impacto com solo:*

$$\int dv = \int g.dtv = g.t [m/s] \quad (2)$$

No qual tem-se:

v - Velocidade em que o corpo atinge o solo quando em queda livre [m/s];

g - Aceleração da gravidade [m/s²];

t - Tempo de aterrissagem do indivíduo [s].

- *Equação 3 determina a altura de um salto:*

$$h = \frac{g \cdot t^2}{2} \text{ [m]} \quad (3)$$

No qual tem-se:

h - Altura do salto [m];

g - Aceleração da gravidade [m/s²];

t - Tempo de aterrissagem do indivíduo [s].

• **Módulo de Comunicação Bluetooth HC-05**

O sistema de comunicação *Bluetooth* é a maneira mais sensata para conectar e comunicar dispositivos por meio sem fio de curto alcance, que passa por melhorias e atualizações contínuas visando sempre melhorar os processos de comunicação entre sistemas em rede de mestre e escravos, mesmo com dispositivos de diferentes fabricantes.

Para testar o sistema de comunicação com o módulo Bluetooth, deve-se usar um dispositivo com essa tecnologia de comunicação e um aplicativo livre para aparelho de celular como exemplo o *App Blynk*, *MIT App Inventor* ou um computador para realizar a comunicação para verificar a comunicação e transmissão de dados.

• **Módulo Relógio Digital de Precisão RTC DS3231**

A função do módulo relógio digital de precisão modelo DS3231 é utilizado para registrar data e hora das ocorrências. Para realizar os testes de funcionamento desse módulo pode ser usado o Monitor Serial do Arduino, que irá evidenciar o registro de data e hora, em caso de necessidade de ajustes, ajustar o relógio calendário no *firmware* do módulo.

• **Cartão de Memória micro SD**

O leitor e gravador de cartão de memória micro SD, tem a função de armazenar parâmetros do microcontrolador que forem obtidos pelos sensores do dispositivo durante a execução de atividades, para realizar testes do cartão de memória *micro SD*, deve-se iniciar o processo de gravação e executar movimentos aleatórios para obter diferentes parâmetros.

Para verificar o resultado do teste, remover o cartão de memória Micro SD do módulo e inserir em um leitor de um computador para verificar os dados do arquivo que deverão ter a extensão ".txt".

• **Bateria de Lítio SD604060**

Para autonomia no uso do dispositivo é necessário o uma fonte de energia independente e sem conexão com o ponto fixo como uma tomada de parede ou conectada à um computador, ou seja, usar uma bateria de Lítio recarregável modelo SD 604060 para uma alimentação autônoma do dispositivo. Para testes com a bateria, deve-se conectar a bateria ao DIPE e ligá-lo, desconectando-o do computador. Analisar se o DIPE está ligado e se funcionando normalmente, deixar ligado e monitorando a tensão elétrica da bateria, para observar a vida útil.

2. Procedimento para Testes de Integração do Sistema DIPE

Os testes de integração devem ser realizados com a inserção de cada componente integrado ao microcontrolador Arduino Pro Mini de 8 MHz, seguindo uma ordem cronológica para montagem como pode ser visto na Tabela 1.

A cada componente montado, ou seja, integrado ao microcontrolador, testes de funcionamento devem ser realizados utilizando as bibliotecas de teste adequadas.

Tabela 1 – Ordem de montagem e integração dos componentes do DIPE.

ITEM	DESCRIÇÃO	FUNÇÃO
1	Microcontrolador Arduino Pro Mini 8MHz	Integrar, processar e controlar todos os sinais dos módulos
2	Módulo de Impacto MPU 6050	Capta a aceleração dos movimentos para determinar as forças de impacto e inclinação do terreno
3	Módulo Relógio Digital de Precisão RTC DS3231	Mostrar data e hora das atividades executadas
4	Cartão de Memória micro SD	Armazenar dados de testes
5	Módulo de Estação Meteorológica BME/BMP 280	Captar altitude, pressão atmosférica
6	Módulo de Temperatura DHT22	Captar temperatura e umidade relativa do ambiente
7	Módulo Posicionamento Global GPS GY-NEO-6MV2	Posicionamento e trajeto percorrido durante atividade
8	Módulo de Frequência Cardíaca Max30102	Medir a frequência cardíaca e oxigenação sanguínea durante atividade
9	Módulo de Comunicação Bluetooth HC-05	Comunicar o DIPE com aparelho celular e computador para obtenção de dados
10	Bateria de Lítio SD604060	Alimentação autônoma do DIPE

2.1. Procedimento de Integração DIPE

A integração dos módulos ao microcontrolador deve seguir uma cronologia.

- O primeiro módulo a ser integrado é a MPU6050 de sensores inerciais acelerômetro e giroscópio, faz-se a ligação da alimentação e dos pinos "SCL e SDA" do barramento do protocolo de comunicação I²C da MPU-6050 aos pinos de entradas analógicas "A4 e A5" do microcontrolador. O endereço I²C do módulo MPU-6050 com AD0 em nível baixo é (0x68) e com AD0 em nível alto (3,3Vcc) o endereço I²C é (0x69). Com uso de um computador abrir a IDE do Arduino e parametrizá-la, carregar a biblioteca adequada da MPU-6050 e integrá-la ao sistema e descarregar no microcontrolador, abrir o Monitor Serial e observar se haverá variação nos valores dos eixos de "AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ e no valor da Temp" com movimento aleatório do módulo MPU-6050. Caso não seja notado variação nos valores ou todos os valores sejam zero, verificar endereçamento do módulo, ligação nos pinos de alimentação e do barramento I²C "SCL e SDA" e de nível alto, como pode ser visualizado na Figura 1, poderá haver falha na conexão.
- O módulo RTC DS3231 é o segundo módulo a ser integrado, com a MPU-6050 em funcionamento, conectar os pinos de alimentação e os pinos "SCL e SDA" no barramento do protocolo de comunicação I²C, descarregar as bibliotecas integradas dos módulos, abrir o Monitor Serial e verificar valores do acelerômetro, giroscópio, temperatura e os valores do relógio digital, caso necessite de ajustes data e hora, ajustar na configuração e integração do RTC e descarregar novamente.
- O leitor e gravador de cartão de memória micro SD é o terceiro módulo a ser integrado, pelo qual será gravado e armazenado os dados gerados de testes. A integração consiste em alimentar o módulo de gravar o micro SD e conectar os pinos (MISO; MOSI; SCK e CS) respectivamente aos pinos (12; 11; 13 e 10) do microcontrolador, correspondente ao barramento de protocolo comunicação "SPI" como pode ser visto na Figura 1. Certo do funcionamento dos módulos MPU-6050 e RTC, descarregar o sistema de bibliotecas integradas da IMU, RTC e módulo leitor e gravador de cartão de memória micro SD, inserir o cartão de memória no módulo gravador de micro SD, realizar movimentos na MPU-6050, abrir o Monitor Serial e verificar variação de dados com registro de data e hora, aguardar aproximadamente 60 segundos, remover o cartão de memória e inseri-lo no leitor de cartão de memória de um computador, observar a criação de uma pasta com arquivo de armazenamento em extensão ".txt" com os dados observados no Monitor Serial. Caso não tenha criado a pasta com o arquivo de armazenamento de dados, verificar as ligações físicas entre módulo de gravação de micro SD e microcontrolador,

endereçamento do módulo na função *void setup* de integração da biblioteca e verificar a formatação do cartão de memória se está formatado em FAT32.

- O módulo BME/BMP 280 sensor de pressão atmosférica, será o quarto módulo a ser integrado ao microcontrolador, uma vez sendo certificado que os módulos da MPU-6050, RTC DS3231 e o leitor gravador de cartão de memória micro SD estão funcionando corretamente, conectar os pinos de alimentação "Vcc e GND" e os pinos "SCL e SDA" no barramento do protocolo de comunicação I²C como pode ser visto na Figura 1, descarregar o *firmware* no microcontrolador, abrir o Monitor Serial e verificar os valores relativos a pressão atmosférica, caso seja necessário de ajustes, alterar na função de integração do módulo BME/BMP 280 *void loop* e descarregar novamente. Os dados gerados deverão ser gravados e armazenados no cartão de memória micro SD do dispositivo.
- O módulo MAX30102 sensor para medir frequência cardíaca, será o quinto módulo a ser integrado ao microcontrolador, uma vez sendo certificado que os módulos MPU-6050, RTC DS3231, o leitor gravador de cartão de memória micro SD, BME/BMP 280 estão funcionando corretamente, conectar os pinos de alimentação "Vcc e GND" e os pinos "SCL e SDA" no barramento do protocolo de comunicação I²C como pode ser visto na Figura 1, descarregar as bibliotecas integradas ao microcontrolador, abrir o Monitor Serial e verificar os valores relativos aos batimentos cardíacos e a oxigenação do sangue, caso necessite ajustar, alterar na base de integração da biblioteca do sensor MAX 30102 e descarregar novamente, colocar o sensor no dedo indicador e verificar pelo Monitor Serial se há alteração dos valor relativos aos batimentos cardíacos e oxigenação sanguínea, caso não haja variação, verificar ligação e endereçamento no *void setup*. Os dados obtidos deverão ser gravados e armazenados no cartão de memória micro SD do dispositivo.
- O módulo DHT22 sensor de temperatura e percentual de umidade relativa, será o sexto módulo a ser integrado ao microcontrolador, com a certificação que os módulos MPU-6050, RTC DS3231, leitor gravador de cartão de memória micro SD, BME/BMP 280 e MAX30102 estão funcionando adequadamente, conectar os pinos de alimentação "Vcc e GND" e os pinos "SCL e SDA" no barramento do protocolo de comunicação I²C como pode ser visto na Figura 1, descarregar as bibliotecas no microcontrolador, abrir o *Monitor Serial* e verificar os valores relativos à temperatura e ao percentual de umidade relativa do ar, caso seja necessário, ajustar na base de configuração da função *void loop* do módulo sensor DHT22 e descarregar novamente, fechar o sensor na mão e observar pelo Monitor Serial da IDE do Arduino se há alteração dos valores lidos de temperatura e percentual de umidade relativa do ar, caso não haja

- variação, verificar ligação e endereçamento na função *void setup*. Os dados obtidos deverão ser gravados e armazenados no cartão de memória micro SD do dispositivo.
- O módulo de localização geográfica GPSGY-NEO-6MV2 usado para interpretar os sinais de satélite dados em coordenadas decimal da localização do dispositivo, será o sétimo módulo a ser integrado ao microcontrolador, com a certificação de que os módulos MPU-6050, RTC DS3231, leitor gravador de cartão de memória micro SD, BME/BMP 280 e MAX30102, DHT22, estão funcionando corretamente, conectar os pinos de alimentação "Vcc e GND" e os pinos "RX e TX" protocolo de comunicação serial como pode ser visto na Figura 1, descarregar as bibliotecas no microcontrolador, abrir o *Monitor Serial* e verificar os valores relativos às coordenadas de localização, caso seja necessário, ajustar nas configurações da função *void loop* do sensor GPS GY-NEO-6MV2 e descarregar novamente, monitorar pelo *Monitor Serial* da IDE do Arduino copiar um par de coordenadas, abrir o *Google Earth*, inserir as coordenadas de localização do dispositivo e comparar com o local que se encontra o dispositivo, em caso de não registrar as coordenadas, verificar ligação e endereçamento na função *void setup*. Os dados obtidos deverão ser gravados e armazenados no cartão de memória micro SD do dispositivo.
 - O módulo *Bluetooth* HC-05 usado para comunicação entre dispositivos com essa tecnologia, é o oitavo módulo a ser integrado ao microcontrolador, certo de que os módulos MPU-6050, RTC DS3231, leitor gravador de cartão de memória micro SD, BME/BMP 280 e MAX30102, GPS GY-NEO-6M estão funcionando corretamente, conectar os pinos de alimentação "Vcc e GND" e os pinos "TX e RX" do módulo *Bluetooth* aos pinos da comunicação serial do microcontrolador "RX0 e TX1" respectivamente, como pode ser visto na Figura 1, descarregar as bibliotecas no microcontrolador, abrir o modo de configuração da conexão *Bluetooth* de um telefone celular, selecionar o modo de acesso do dispositivo e entrar com a senha, verificar conexão ativa, caso não conectar, verificar ligação e endereçamento na função *void setup*. Os dados obtidos poderão ser gravados, armazenados no cartão de memória micro SD do dispositivo ou transmitido direto via *Bluetooth* à um dispositivo com um aplicativo específico.
 - A bateria SD604060 de 3,7 Vcc recarregável como fonte de alimentação, será o nono item a ser integrado ao microcontrolador e ao sistema como um todo, uma vez que todo o sistema está em funcionamento correto, conectar os polos positivo e negativo da bateria aos pinos de alimentação "Vcc e GND" do microcontrolador que pode ser visto na Figura 1, ligar e observar se o sistema continua em funcionamento, com uso de um multímetro fazer as medições de tensão da bateria enquanto em funcionamento para verificar possível condição de subtensão em detrimento do uso em função do tempo. O carregador de bateria TP4056 de 4,2Vcc como fonte de alimentação, será o décimo módulo a ser integrado à bateria de alimentação do

microcontrolador, para carregar a bateria basta conectar a mini USB à uma do computador ou a uma de tensão compatível, como pode ser visto na Figura 1, ligar e observar se o sistema continua em funcionamento, com uso de um multímetro fazer as medições de tensão da bateria para verificar possível um acréscimo na tensão elétrica e consequente subida no nível de energia da bateria. Para realizar os testes de impacto, o circuito com o microcontrolador utiliza o módulo MPU-6050, o módulo RTC DS3231, o módulo cartão de memória micro SD, bateria de Lítio recarregável SD604060 e o carregador de bateria TP4056, conforme pode ser observado na Figura 2.

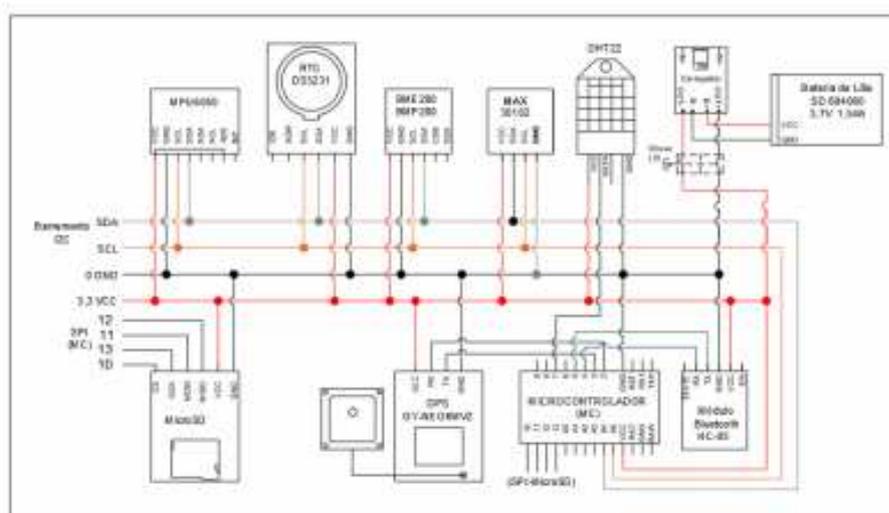


Figura 1 - Teste de integração completa do dispositivo DIPE.

Módulos e sensores apresentados como exemplo de testes e integração completa do dispositivo DIPE vistos no diagrama da Figura 1, não operam todos juntos e ao mesmo tempo com o módulo de controle Pro Mini da plataforma Arduino, entretanto, em que pese a representação de tudo interligado ao mesmo tempo, faz-se as combinações de testes previstas e executadas no Capítulo 4 desta dissertação.

De acordo com a folha de dados do microcontrolador ATmega 328P, tem baixa capacidade de memória para comportar e organizar as principais bibliotecas e sua corrente máxima de drenagem nos pinos Vcc e GND é da ordem de 200 mA, também podendo ser um fator limitador para integração e funcionamento ao mesmo tempo de todos os módulos integrados.

Observação:

Módulos e sensores do exemplo de circuito para teste de impacto do dispositivo DIPE apresentados no diagrama da Figura 2, operam juntos e ao mesmo tempo com o módulo de controle Pro Mini da plataforma Arduino, seguindo as combinações de testes previstas no Capítulo 4.

Os sinais oriundos dos movimentos captados pelo módulo de sensores inerciais (MPU-6050) são transmitidos ao sistema de controle Pro Mini da plataforma Arduino, convertidos em dados dos eixos X, Y

e Z (acelerômetro & giroscópio) e temperatura, armazenados em cartão de memória *microSD*, juntamente com parâmetros de data e hora fornecido pelo módulo relógio digital (RTC DS 3231).

Os dados armazenados no cartão de memória *microSD* são transferidos para um computador de análise e por meio de um *software* com interface gráfica os dados são tratados e analisados para obtenção de parâmetros substanciais à aplicação de cálculo para determinar a intensidade das forças de impacto.

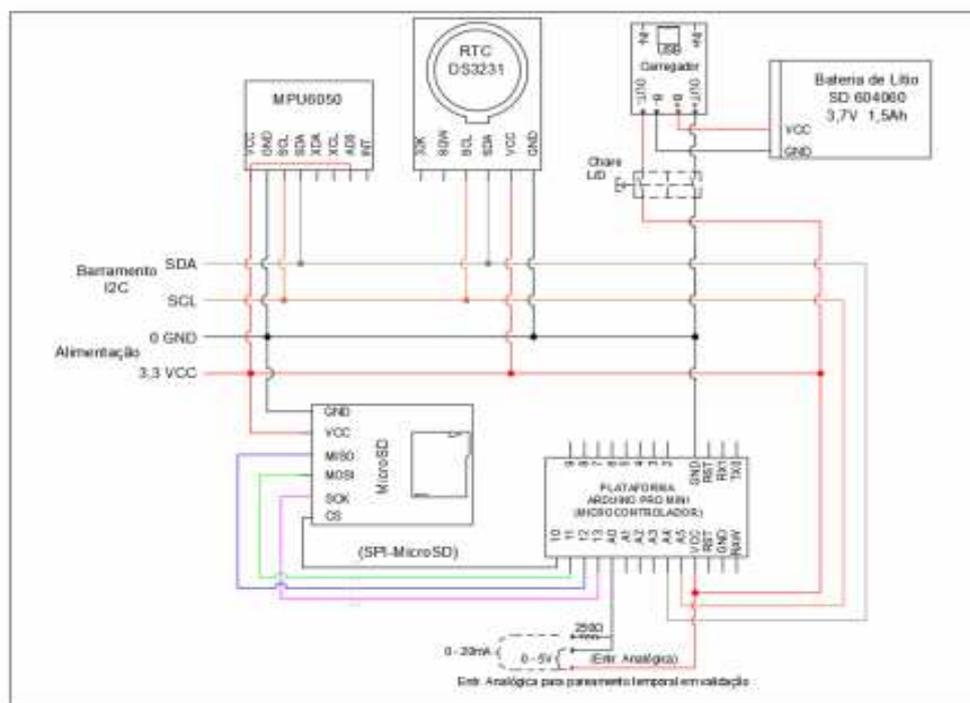


Figura 2 - Circuito para teste de impacto do dispositivo DIPE.

3. Testes em Ambiente Relevante Operacional ou em Campo (DOT&E – Developmental Operational Test and Evaluation)

Com o DIPE fixado no calçado e no tornozelo da pessoa a executar os testes, conforme pode ser visto na Figura 3, os testes devem ser realizados nos modos caminhada, corrida (resistência e velocidade) e saltos verticais.

Durante os testes no modo de corrida devem ser realizados de duas formas diferentes de pisadas na aterrissagem. No modo de corrida de resistência com pisada forte (pronada normal ou supinada), no qual há o apoio do retopé (calcanhar). No modo de corrida de velocidade com apoio plantar do pé, ou seja, apoiar com a (ponta de pé).

O teste no modo de caminhada deve ser realizado em piso asfáltico ou de concreto, preferencialmente piso nivelado ou com inclinação máxima de 5° em relação a horizonte. Depois devem

ser conduzidos testes em subidas (active) e descidas (declive) com inclinação igual ou superior à $+15^\circ$ ou -15° em relação ao horizonte, respectivamente.

Por último, deve ser realizado o teste no modo salto, no qual devem ser executados uma sequência de 10 (dez) saltos verticais com aterrissagem em ante pé, partindo de um ângulo tibial de $\sim 55^\circ$ e femoral de $\sim 150^\circ$ em relação ao solo (horizontal plano).

No Apêndice C, tem-se a organização e apresentação das principais bibliotecas utilizadas na integração de sensores (Shields) com o dispositivo para realização dos testes.



Figura 3 - Local de instalação do DIPE no calçado (sistema de aquisição de dados) e na perna do atleta (sensores)

APÊNDICE C

RESUMO: BIBLIOTECA UTILIZADA NO TESTE DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS

Bibliotecas Utilizadas no Teste

```
1 #include <Wire.h>
2 #include "DS3231.h"
3 #include <SPI.h>
4 #include <SD.h>
5 #include "I2Cdev.h"
6 #include "MPU6050.h"
7 RTCLib RTC;
8 int decsegl=0;
9 int seg1 = 0;
10 int decseg2=0;
11 int seg2 = 0;
12 int cnt_seg = 0;
13 long tempoAtual, tempoInicial,tempo, aquis;
14 const int chipSelect = 10;
15 const int MPU=0x69;
16 int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ, Temp;
17 File myFile;
18 void mpu_AG;
19 void rtc;
20 void gravar;
21
22 void setup () {
23   Serial.begin(9600);
24   Wire.begin();
25   while (!Serial) { ; }
26
27   Serial.print("Initializing SD card...");
28   if (!SD.begin(chipSelect)) {
29     Serial.println("Card failed, or not present");
30     while (1);
31
32     Serial.println("Initializing I2C devices...");
33
34
35     Serial.println("Testing device connections...");
36 }
37
38 void loop () {
39   tempoInicial = millis ();
40   cnt_seg ++;
41   for (cnt_seg<0; cnt_seg>=100; cnt_seg=0)
42     if (cnt_seg >= 100);
43     else (cnt_seg=0);
44     mpu_AG();
45     rtc();
46     gravar ();
47     tempoAtual = millis();
48
49     delay(10);
50 }
51 void rtc();
52 {
53   DateTime now = RTC.now();
54   // Serial.print("Data: ");
55   Serial.print(now.day(), DEC);
56   Serial.print('/');
57   Serial.print(now.month(), DEC);
58   Serial.print('/');
59   Serial.print(now.year(), DEC);
60   // Serial.print("Hora:");
61   Serial.print(' ');
62   Serial.print(now.hour(), DEC);
63   Serial.print(':');
64   Serial.print(now.minute(), DEC);
65   Serial.print(':');
66   Serial.print(now.second(), DEC);
67   Serial.print('.');
68   Serial.print(cnt_seg);
69   Serial.println();
70   delay(10);
71 }
72
73 void gravar(); {
74   myFile = SD.open("test.txt", FILE_WRITE);
75
76   // if the file opened okay, write to it:
77   if (myFile) {
78     Serial.print("Writing to test.txt...");
79     myFile.println("testing 1, 2, 3.");
80     // close the file:
81     myFile.close();
82     Serial.println("done.");
83   } else {
84     // if the file didn't open, print an error:
85     Serial.println("error opening test.txt");
86   }
87
88   // re-open the file for reading:
89   myFile = SD.open("test.txt");
90   if (myFile) {
91     Serial.println("test.txt:");
92
93     // read from the file until there's nothing else in it:
```

```

94   while (myFile.available()) {
95       Serial.write(myFile.read());
96   }
97   // close the file:
98   myFile.close();
99   } else {
100      // if the file didn't open, print an error:
101      Serial.println("error opening test.txt");
102  }
103  }
104
105  void mpu_AG(): {
106  Wire.beginTransmission(MPU);
107  Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
108  Wire.endTransmission(false);
109
110  //Solicita os dados do sensor
111  Wire.requestFrom(MPU,14,true);
112
113  //Armazena o valor dos sensores nas variaveis correspondentes
114  AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
115  AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
116  AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
117  Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
118  GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
119  GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
120  GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
121
122  //Mostra os valores na serial
123  Serial.print("Acel. X = "); Serial.print(AcX);
124  Serial.print(" | Y = "); Serial.print(AcY);
125  Serial.print(" | Z = "); Serial.print(AcZ);
126  Serial.print(" | Gir. X = "); Serial.print(GyX);
127  Serial.print(" | Y = "); Serial.print(GyY);
128  Serial.print(" | Z = "); Serial.print(GyZ);
129  Serial.print(" | Temp = ");
130  Serial.println(Tmp/340.00+36.53);
131
132  //Aguarda 300 ms e reinicia o processo
133  Wire.endTransmission(true);
134  //delay(300);
135  Serial.println();
136  }

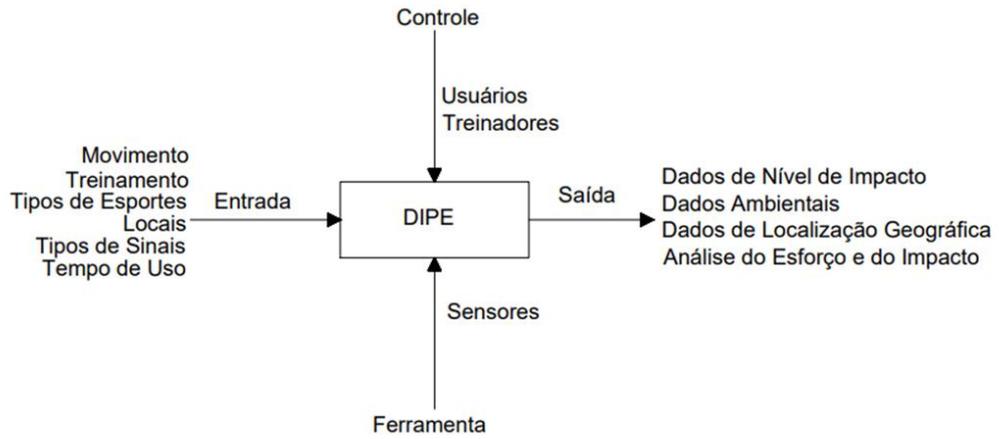
```

Biblioteca utilizada no teste com ciclo de máquina na frequência de ~40Hz.

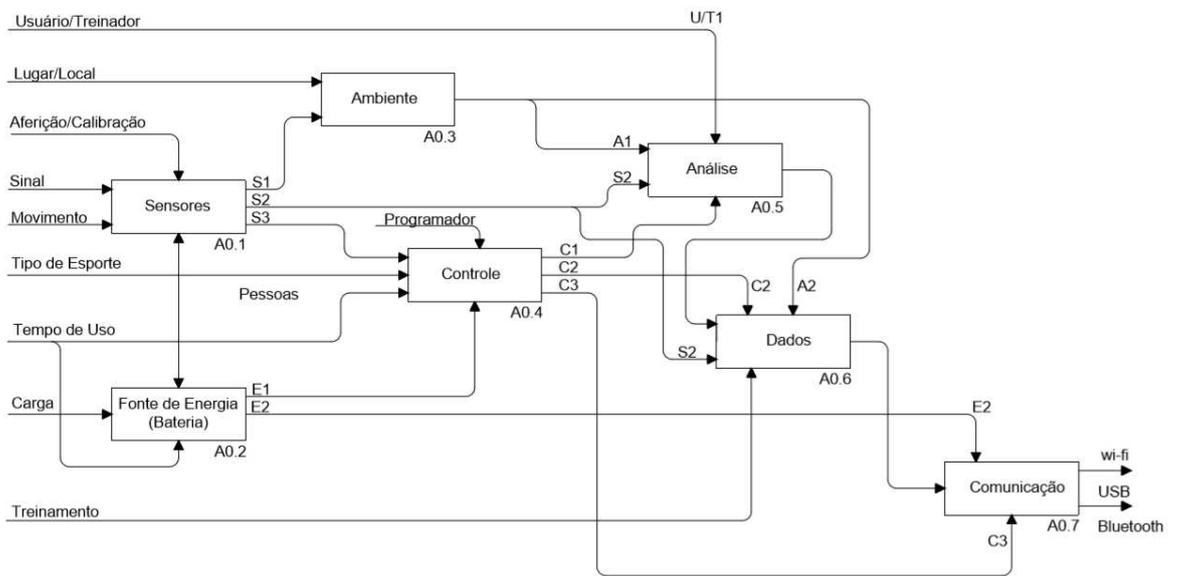
```
1 #include <Adafruit_MPU6050.h>
2 #include <Adafruit_Sensor.h>
3 #include <Wire.h>
4 Adafruit_MPU6050 mpu;
5 #include <SPI.h>
6 #include <SD.h>
7 const int chipSelect = 10;
8 long int tmp;
9
10 void setup(void) {
11   Serial.begin(9600);
12   while (!Serial)
13     Serial.println("Adafruit MPU6050 test!");
14   if (!mpu.begin()) {
15     Serial.println("Failed to find MPU6050 chip");
16   }
17   Serial.println("MPU6050 Found!");
18   mpu.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_16_G);
19   mpu.setGyroRange(MPU6050_RANGE_500_DEG);
20   mpu.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_21_HZ);
21 {
22   if (!SD.begin(chipSelect))
23   {
24     return;
25   }}
26
27 void loop() {
28   tmp = millis();
29   sensors_event_t a, g, temp;
30   mpu.getEvent(&a, &g, &temp);
31 {
32   unsigned long currentMillis = millis();
33   File dataFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);
34   if (dataFile)
35   {
36     dataFile.print(tmp);
37     dataFile.print("; ");
38     //dataFile.print(a.acceleration.x);
39     //dataFile.print("; ");
40     dataFile.println(a.acceleration.z);
41     //dataFile.print("; ");
42     //dataFile.println(a.acceleration.y);
43     dataFile.close();
44   }}
```

APÊNDICE D

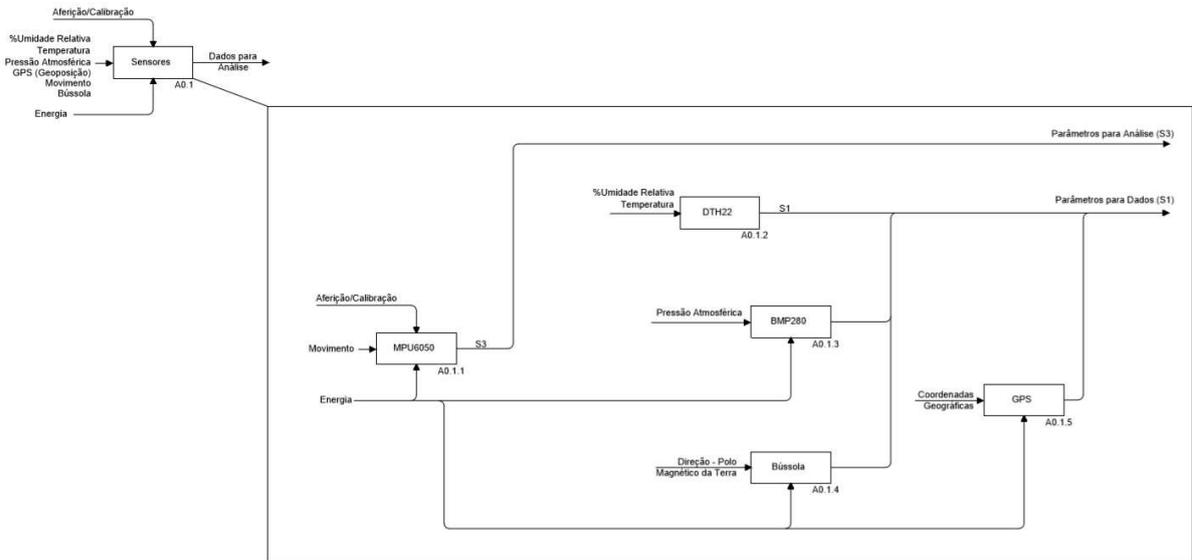
RESUMO: IDEF0 COMPLETO DO DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO NAS PRÁTICAS ESPORTIVAS - DIPE



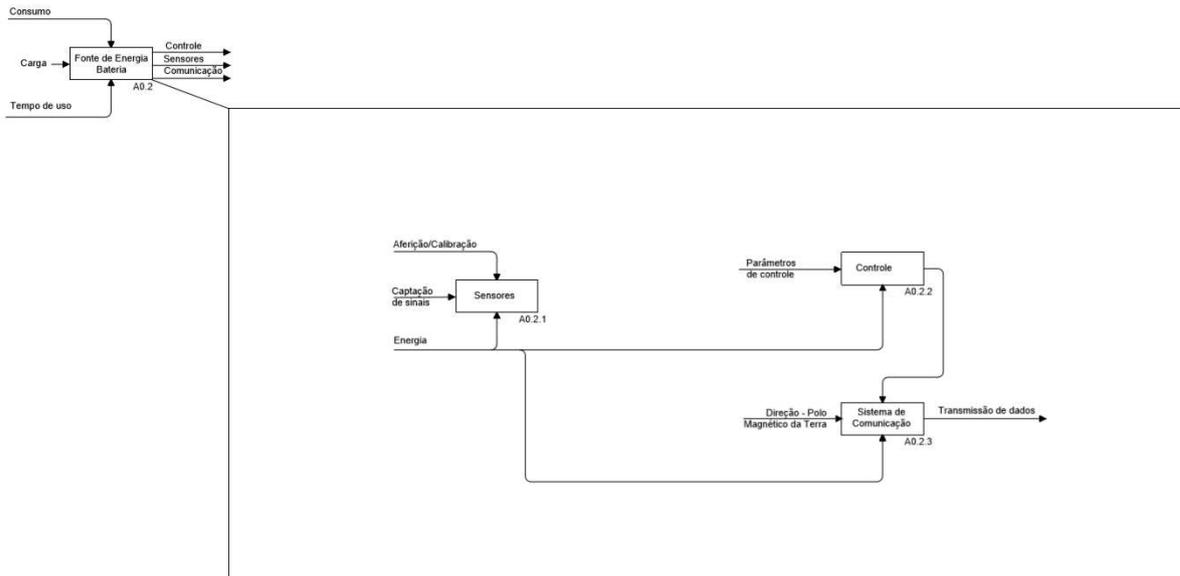
A0	Bloco Pai - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)
----	--



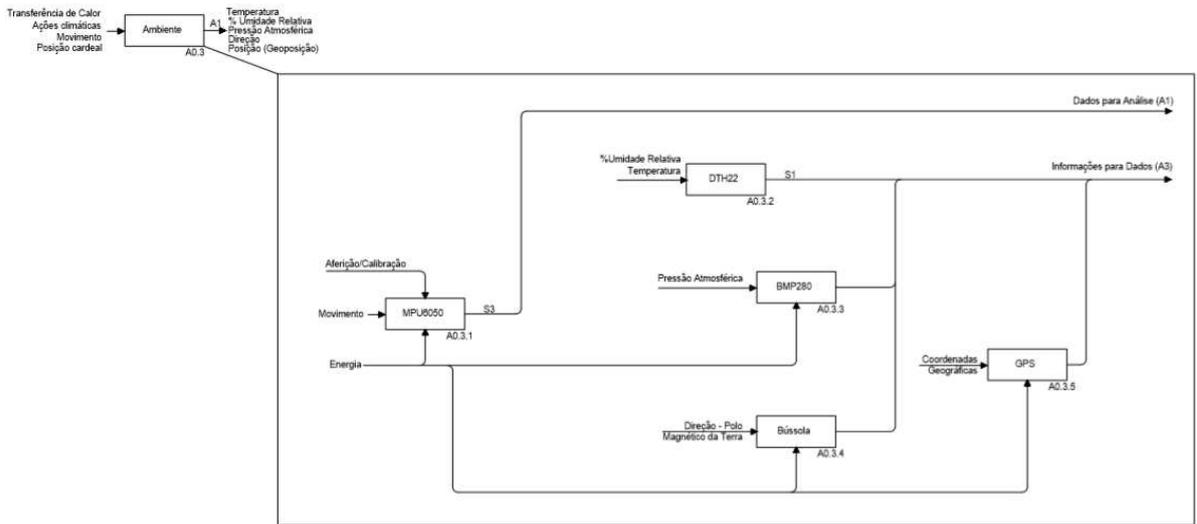
A0.0	Blocos Filhos - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)
------	--



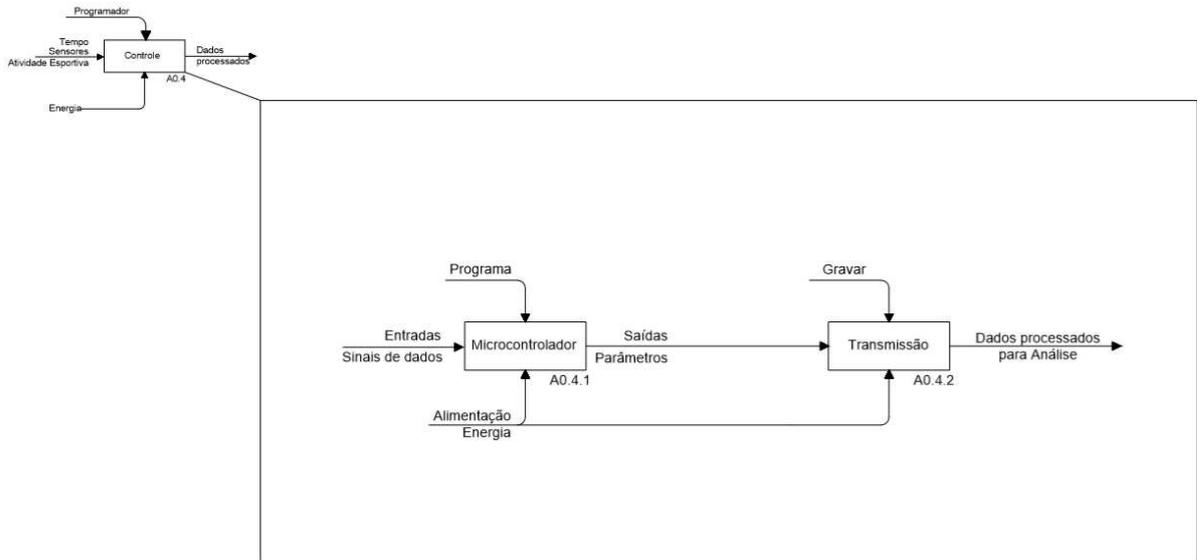
A0.1 Sensores - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)



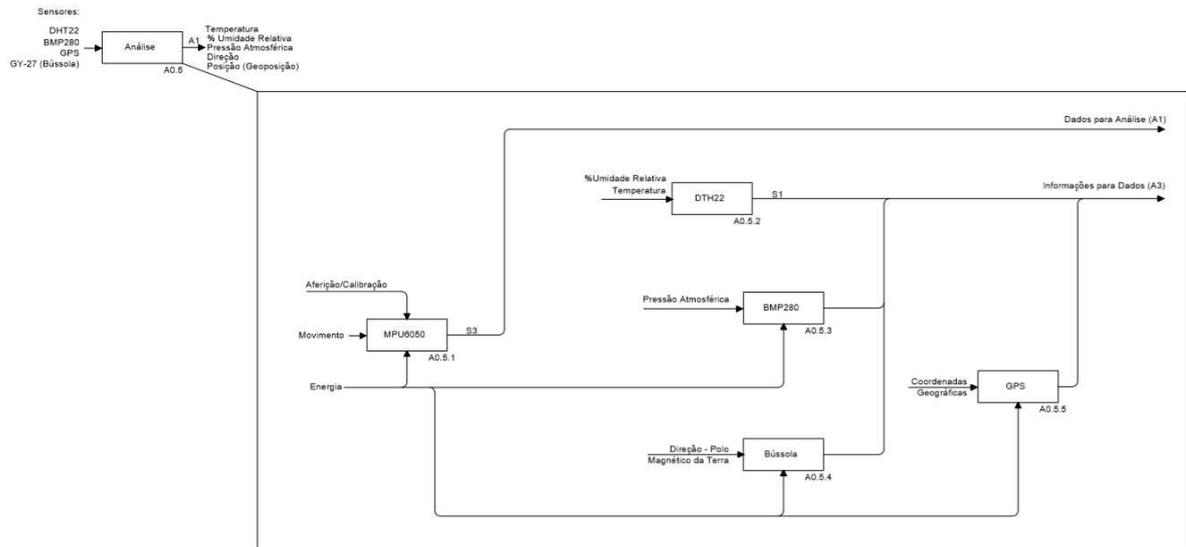
A0.2 Energia - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)



A0.3 Ambiente - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)



A0.4 Controle - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)

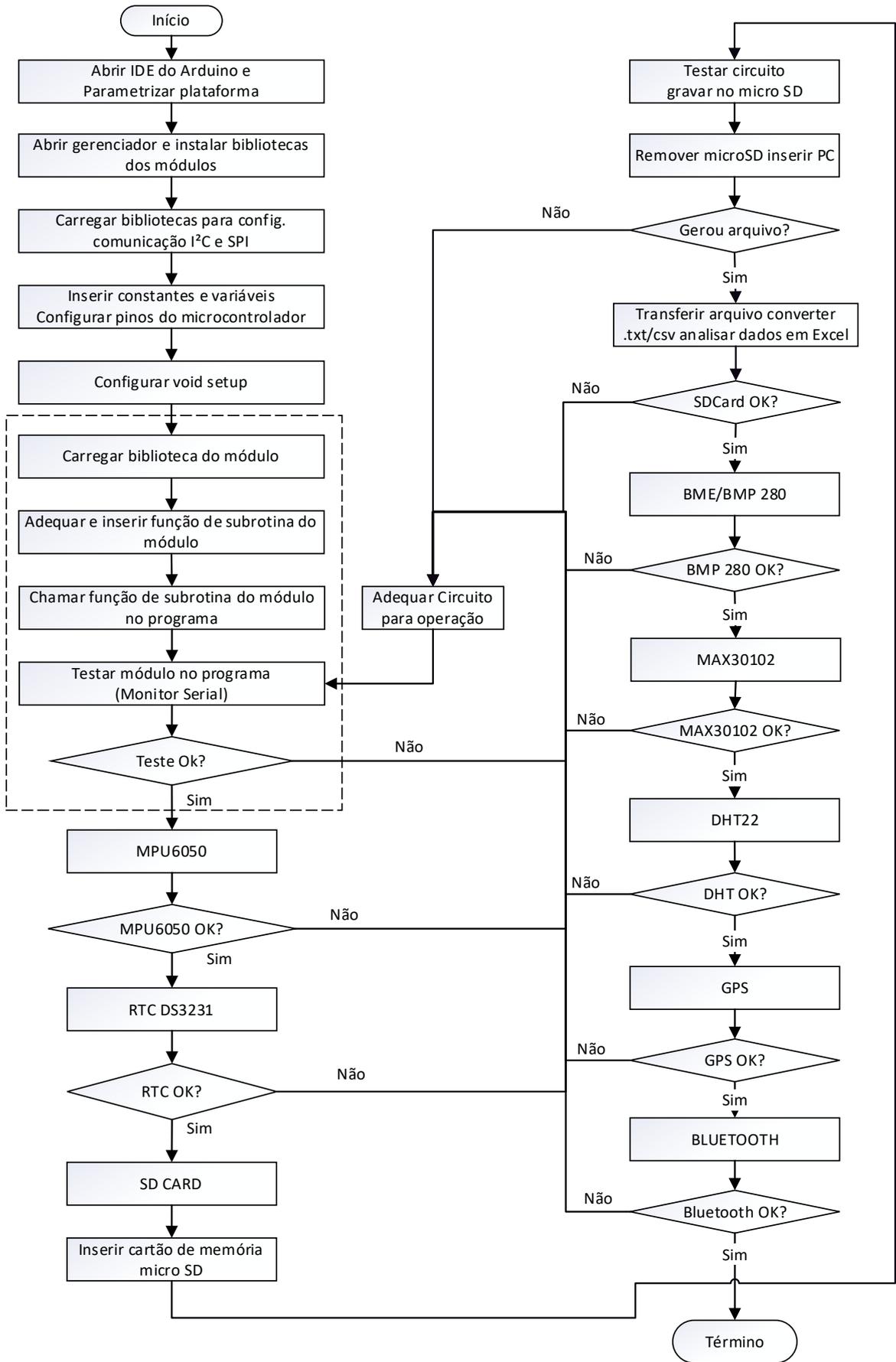


A0.5

Análise - Dispositivo de Impacto nas Práticas Esportiva (DIPE)

APÊNDICE E

RESUMO: FLUXOGRAMA SINTÉTICO DO PROGRAMA DE CONTROLE



APÊNDICE F

RESUMO: DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

AUTORES: Francisco das Chagas Mendes de Sousa e Filipe Wiltgen

CONGRESSO: 8º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED) – UNITAU

ANO: 2019

DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

Francisco das Chagas Mendes de Sousa – Estudante de Mestrado em Eng. Mecânica na Universidade de Taubaté
chagas.jwmendes@gmail.com

Prof. Dr. Filipe Wiltgen – Professor do Programa de Mestrado em Eng. Mecânica na Universidade de Taubaté
lfvbarbosa@gmail.com

Introdução

Atividades esportivas praticadas por atletas (amadores ou profissionais) estão sujeitas aos impactos e, podem com o tempo, ou com a intensidade ocasionar lesões. Existem modalidades esportivas mais suscetíveis a impactos, principalmente nos membros inferiores. Movimentos repetitivos, de qualquer natureza, propiciam o surgimento de lesões ocasionadas por impacto que podem afastar atletas de suas atividades por longos períodos prejudicando muito seu rendimento e condicionamento físico. Obter informação de impacto durante a prática esportiva pode prevenir que as lesões sejam agravadas, ou mesmo rotineiras. Os parâmetros de impacto e ambientais são importantes para poder determinar as condições ideais de treinamento, e estratégias de execução nas atividades esportivas.

Objetivo

O objetivo é apresentar os resultados iniciais de um protótipo físico real capaz de monitorar os parâmetros de impacto do atleta com o solo e, enviá-los por comunicação sem fio para um telefone celular com um aplicativo específico que permite analisar o esforço físico acumulado no treinamento do atleta. O dispositivo deverá monitorar as medidas de impactos em uma das pernas dos atletas.

Metodologia

A prática de atividades esportivas torna o atleta suscetível à lesões, como mostra um corredor de rua na Figura 1 com uma aparente lesão de joelho. O protótipo do dispositivo de monitoramento de impactos para atletas em desenvolvimento, vai possuir um microcontrolador pequeno e de baixo consumo de energia elétrica, para realizar controle e o gerenciamento de múltiplos sensores para medir: inclinação, aceleração, temperatura (corpórea e atmosférica), pressão, umidade, altitude e batimento cardíaco. Na Figura 2 pode ser vista a disposição interna dos componentes e as características físicas do dispositivo protótipo. Na Figura 3, é possível notar as opções de fixação do dispositivo e do sensor de impacto, estas opções de fixação serão decididas após os testes operacionais. O aplicativo de análise e acompanhamento para telefones celulares deverá ser desenvolvido em Android sendo capaz de armazenar e apresentar os dados em tempo real. No gráfico (Figura 4) pode ser observada a evolução de um sinal de impacto no tempo. No cálculo da força de impacto ($F = ((m \cdot g \cdot h)/d)$ [N]), observa-se que a massa do corpo (m), aceleração da gravidade (g), altura do corpo em queda livre (h) e o deslocamento do centro de massa por (d) representam a força de impacto do atleta com o solo. Com estes valores é possível determinar a força de impacto acumulada de um atleta em treinamento, e desta forma, analisar o esforço e o estresse sofrido pelas pernas do atleta. A análise detalhada destes esforços podem ser utilizadas para determinar o tempo necessário para descanso e/ou recuperação do condicionamento físico do atleta a fim de evitar lesões.



Figura 1 – Lesão por impacto na prática esportiva.
Fonte: www.iotrs.com.br

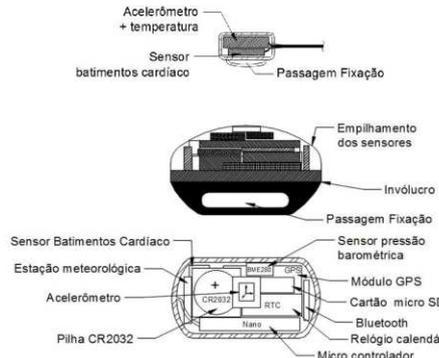


Figura 2 – Projeto construtivo do protótipo físico do dispositivo de monitoramento de impacto e os sensores para fixação no tornozelo.
Fonte: Próprio autor.



Figura 3 – Opções para a fixação do dispositivo protótipo
Fonte: Próprio autor.

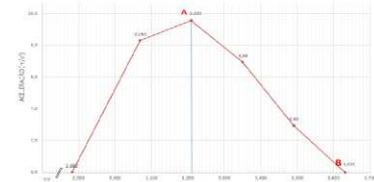


Figura 4 – Sinal de impacto medido com o dispositivo de monitoramento durante os testes individuais.
Fonte: Próprio autor

Resultados Preliminares

Ao realizar os testes preliminares com o dispositivo de monitoramento de impactos fixados no tornozelo foram observados alguns sinais do sensor acelerômetro, como pode ser visto na Figura 3. Com os parâmetros fornecidos pelo acelerômetro foi possível determinar o valor medido entre os pontos "A" e "B" da Figura 3 que é de $-0,4$ s. Assim sendo, se um atleta com massa de ~ 60 kg, com um salto de $\sim 0,8$ m de altura na vertical, atingindo o solo a uma velocidade de ~ 4 m/s, admitindo um deslocamento de amortecimento equivalente a $\sim 0,1$ m e com uma deformação no calçado esportivo de $\sim 0,01$ m, fará com que os membros inferiores sejam submetidos à uma força de impacto de ~ 4 N que equivale a aceleração de $\sim 0,4$ g. Ou seja, em um treinamento qualquer no qual este atleta venha a realizar 25 saltos similares, isso equivale a submeter o corpo do atleta (membros inferiores) a uma força acumulada de ~ 10 g.

Conclusão

A pesquisa mostra que é importante monitorar atletas durante as práticas esportivas com uso de tecnologia, o que no futuro permitirá melhorar inclusive o desempenho dos atletas. Estudos científicos mostram que identificar os riscos de lesão em atletas pode reduzir as lesões, além de auxiliar na identificação do limite de aceleração que cada atleta pode realizar em cada treinamento. Forças de reação do atleta com o solo são um dos principais fatores para um elevado índice de lesões que acarretam em afastamento das atividades. O dispositivo de monitoramento de impactos proposto, permite gerenciar os esforços os quais os atletas estão submetidos durante as práticas esportivas, e assim, ajudar a evitar lesões e afastamentos (cirúrgicos e/ou para fisioterapias).

APÊNDICE G

RESUMO: UTILIZANDO A TÉCNICA IDF0 EM PROJETOS

AUTORES: Francisco Chagas e Filipe Wiltgen

CONGRESSO: 9º Congresso Internacional de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento (CICTED) – UNITAU

ANO: 2020

Participação no congresso feita por vídeo.

Link: <https://youtu.be/ZOxiuXDqKZA>

APÊNDICE H

ARTIGO: ENSAIOS EM AMBIENTE CONTROLADO COM O DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

AUTORES: Francisco Chagas e Filipe Wiltgen

REVISTA: Revista Mundi – Engenharia, Tecnologia e Gestão

ANO: 2021

ENSAIOS EM AMBIENTE CONTROLADO COM O DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DE IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVAS

TESTS IN CONTROLLED ENVIRONMENT WITH IMPACT MONITORING DEVICE IN SPORTS PRACTICES

Francisco Chagas¹ 

Filipe Wiltgen² 

Resumo: Este artigo apresenta o planejamento e a forma estruturada para realizar ensaios em ambiente controlado de um dispositivo voltado a medir a intensidade e acúmulo de impacto em um atleta quando realiza práticas esportivas. O dispositivo funciona como uma tecnologia do tipo vestível no qual o atleta prende o dispositivo no tênis e na perna. Seu tamanho reduzido permite utilizar sensores alimentados por bateria que não interferem no desempenho do atleta. Apesar da simplicidade física deste dispositivo é a complexidade de programação que necessita de ensaios e testes individuais e de integração para que seu funcionamento ocorra da forma planejada em seus requisitos. Testes em ambientes controlados quase sempre são realizados em laboratórios, e seu procedimento engloba a realização de testes individuais de componentes e validação de funcionamento conforme a recomendação dos fabricantes e depois o processo de testes de integração seguindo as recomendações da Engenharia de Sistemas & Requisitos. No artigo existe uma descrição do equipamento proposto, porque se preocupar com impacto em práticas esportiva, a descrição do procedimento de ensaios baseado em DT&E (*Development Test & Environment*), e por fim, a análise dos resultados obtidos com os ensaios realizados com o dispositivo após a integração do sistema.

Palavras-chave: Impacto. DT&E. Teste. Tecnologia Vestível. Engenharia de Sistemas & Requisitos.

Abstract: This paper presents planning and structured way to perform tests in a controlled environment of a device aimed at measuring intensity and impact accumulation of an athlete when performing sports practices. The device acts as a wearable type technology in which athlete attaches device shoe and leg. Its small size allows use of battery sensors that do not interfere with the athlete's performance. Despite physical simplicity of this device, it is programming complexity that requires individual tests and tests and integration so that its operation occurs as planned in your requirements. Tests in controlled environments are almost always carried out in laboratories, and their procedure includes performance of individual component tests and validation of operation according to manufacturers' recommendation and then integration testing process following recommendations of Systems & Requirements Engineering. In paper there is a description of proposed equipment, why worry about impact on sports practices, description testing procedure based on DT&E (*Development Test & Environment*), and finally, analysis of the results obtained with tests performed with device after system integration.

¹ Tecnólogo Mecânico, FATEC-SP chagas.jwmendes@gmail.com

² Doutor e Mestre em Engenharia de Fusão Termonuclear Controlada e Eletrônica, ITA LFWBarbosa@gmail.com ou Filipe.Wiltgen@unitau.br

Keywords: Impact. DT&E. Test. Wearable Technology. Systems & Requirements Engineering.

1 INTRODUÇÃO

As tecnologias de monitoramento esportivo ajudam nas práticas de atividades esportivas como corrida de rua, voleibol, basquetebol, handebol, futebol, provoca impactos sucessivos do solo com os membros inferiores dos atletas profissionais ou amadores (MCCARTHYA *et al.*, 2013).

A motivação à prática de atividades físicas está relacionada à melhora do condicionamento físico, benefícios à saúde, diminuição da ansiedade elevando a autoestima (LIPPERTS *et al.*, 2017). A corrida de rua é uma dessas atividades adequadas cuja a biomecânica da corrida pode ajudar a evitar lesões (OLIVEIRA *et al.*, 2012).

Pesquisa realizada com um grupo de atletas amadores e corredores de rua, nota-se que quanto maior a carga de treinamento, maior é o número de lesões apresentadas independentemente do sexo, se recebeu ou não orientações de profissionais para a prática de corrida (OLIVEIRA *et al.*, 2012).

Nos últimos anos o esporte tem passado por mudanças importantes, pelas quais, o nível de exigência física e competitiva tem se aproximado dos limites da exaustão dos atletas. Treinos e em competições, tem aumentado a predisposição ao acometimento de lesões, que em alguns casos podem ser evitadas reduzindo os fatores de riscos com diagnósticos precoces e prognósticos assertivos quanto a condição do atleta (KLEINPAUL *et al.*, 2010).

Fazer monitoramento e avaliar atletas durante a prática de atividade em tempo real (*online*), é de interesse dos treinadores, assim como, dos atletas. Entretanto, é necessário a utilização de um sistema com sensores embarcados em um dispositivo de monitoramento sem fio, de modo a não interferir no rendimento esportivo do atleta (MCCARTHY *et al.*, 2013).

O acúmulo de impacto gerado na prática de algumas modalidades esportivas pode ser diagnosticado com monitoramento adequado, pelo qual se faz necessário conceber e construir um dispositivo portátil para monitoramento de impacto nas práticas esportivas embarcado no atleta.

Esse dispositivo deve mostrar e armazenar os parâmetros de impacto e o valor acumulado das cargas atuantes nos membros inferiores durante as práticas de atividades físicas e esportivas de todos os tipos, mas principalmente no voleibol, handebol, basquetebol, futebol e corrida de rua.

Para os testes do dispositivo é necessário realizar um procedimento de testes em um ambiente controlado (*DT&E – Development Teste & Environment*), conforme orienta a Engenharia de Sistemas & Requisitos (ESR) (WILTGEN, 2020; WILTGEN, 2021).

Geralmente os testes realizados em atletas (físico ou de desempenho), em laboratórios permite condições controladas as quais as características dinâmicas dos atletas são avaliadas através de monitoramento por equipamentos instrumentados com vários dispositivos e sensores eletrônicos, não podendo ser utilizado em campo de treino ou de competição (JAMES, 2006). No ambiente controlado não existem problemas e defeitos que podem conduzir a resultados diferentes como na condição natural, isso sem dúvida ajuda com a obtenção de comparação de condições ideais e não ideais (WILTGEN, 2020; ESKOFIER *et al.*, 2008).

Os primeiros testes a serem realizados em sistemas complexos são os testes em ambientes controlados (*DT&E*), individuais e integrados, no qual, a execução requer atenção e planejamento, aplicar e utilizar técnicas de Engenharia de Sistemas & Requisitos (ESR). Ensaio e testes complementares ou ciclos testes prolongados podem ser necessários e seus resultados devem levar aos objetivos traçados no documento de procedimento de testes (WILTGEN, 2020).

O nível de maturidade no desenvolvimento de um projeto complexo aumenta quando são aplicadas as técnicas sistemáticas e metódicas de testes e ensaios. O aumento do nível de maturidade tecnológica (*TRL – Technology Readiness Level*) só será alcançado com a realização de testes em ambiente controlado (*DT&E*) e em ambiente relevante ou de campo (*OT&E – Operational Test Environment*) se aplicados conforme planejado no procedimento de

ensaios e testes seguindo o documento de requisitos do sistema (WILTGEN, 2020; WILTGEN, 2021).

Este artigo tem o objetivo de apresentar e elucidar a necessidade de se realizar exaustivos ensaios e testes de modo sistêmico e hierarquizado, possibilitando elevar o nível de maturidade tecnológica (*TRL*) no desenvolvimento de um projeto. Nessa pesquisa a metodologia de ensaios e testes foi aplicada no dispositivo para monitoramento de impacto em práticas esportivas.

As análises realizadas a partir dos resultados dos testes objetiva avaliar e comparar os sinais obtidos durante as ações esportivas de caminhadas e de saltos verticais, observando sempre a comparação entre intensidade de força reação, e em diferentes tipos de solo e se o atleta está calçado e descalço.

2 EFEITO DO ACÚMULO DE IMPACTOS EM ATLETAS

As lesões nos tornozelos de atletas são responsáveis por 25% (vinte e cinco por cento) dos afastamentos de suas atividades esportivas no qual o salto como indicador de desempenho como no voleibol, basquetebol, ginástica olímpica, judô, entre outros (PIUCCO *et al.*, 2007; SANTOS *et al.*, 2007).

Com o qual, joelhos e coluna são afetados com lesões devido ao acúmulo de impactos inerentes a sucessivas repetições de saltos devido a massa corpórea do atleta está diretamente relacionada com as forças de reação com solo (FRS) (SANTOS *et al.*, 2011).

Em atividades esportivas com saltos e aterrissagens frequentes, é alto o índice de lesões e fraturas nos membros inferiores, principalmente durante a aterrissagem, momento que o impacto com o solo pode chegar a mais de cinco vezes à massa corpórea (MANN *et al.*, 2010). Cargas excessivas e repetitivas em atividades físicas, são as principais causas de lesões nos joelhos de corredores (SOUZA *et al.*, 2013).

Quando os limites biológicos do cotidiano são ultrapassados na prática esportiva, lesões quase sempre poderão ocorrer (GUEDES *et al.*, 2012).

É importante conhecer a magnitude das forças de impacto com o solo durante a prática esportiva, em corrida de rua, principalmente de longa distância, é necessária a redução das forças de impacto com o solo devido à sobrecarga, que poderá levar a lesões crônicas (BIANCO *et al.*, 2011).

3 IMPACTO EM PRÁTICAS ESPORTIVA

Novas tecnologias aplicadas ao esporte têm proporcionado uma melhor compreensão das respostas fisiológicas humanas nos treinos e competições, ajudando a determinar o limiar de cada atleta e sua carga de treinamento adequada, proporcionando maior eficiência física aos atletas (MARINS *et al.*, 2014). A aceleração instantânea é uma grandeza física que pode ser medida com uso de sensores do tipo acelerômetros (NG *et al.*, 2016). Este sensor pode ser utilizado nas mais diversas aplicações (biomecânica, navegação inercial, robótica, jogos eletrônicos, telefonia celular, entre muitos outros) (OLIVEIRA *et al.*, 2008; ROCHA *et al.*, 2012).

O dispositivo acelerômetro é um elemento eletromecânico que é capaz de medir a força, usado indiretamente a medição da aceleração de uma força aplicada a um de seus eixos (DADAFSHAR, 2014).

Geralmente chamado de Unidade de Medida Inercial (*IMU – Inertial Measurement Unit*) é composta por um sensor do tipo acelerômetro e um sensor do tipo giroscópio, em alguns casos pode incorporar também um sensor do tipo magnetômetro (FAISAL, *et al.*, 2019).

As primeiras pesquisas no movimento humano com uso de acelerômetros ocorreram em meados de 1950 (YANG *et al.* 2010), mas foi apenas na década de 70 que houve o aprimoramento dos sensores acelerômetros tornando-os menores e mais fáceis de serem utilizados com o advento da técnica de micro eletromecânica (*MEMS – Microelectromechanical System*). A utilização de *MEMS* traz diversas vantagens, as mais importantes

são o tamanho reduzido e o baixo consumo de energia elétrica (ARIFFIN *et al.*, 2018; YANG; HSU, 2010; GUAN *et al.*, 2012).

Os sensores do tipo giroscópio são utilizados para medir velocidade angular em orientação de veículos. Comumente utilizados na robótica, principalmente como aplicação de sensores na detecção de movimentos de rolagem, arfagem e guinada.

Em aplicações militares são utilizados em torretas de tiro como sistemas de estabilidade horizontal nas plataformas mecânicas e em robôs especiais (OLIVEIRA *et al.*, 2008; OLSSONA *et al.*, 2016).

Os impactos com o solo estão relacionados tanto com a massa do corpo que exerce a força, assim como, o tipo de piso no qual ocorre a força de reação (rígido, semi rígido ou macio).

São comuns corridas em asfalto cujo piso rígido aumenta a reação do solo e aumenta o impacto, pisos como terra, areia e grama são semi rígidos ou macios e ajudam na dissipação da energia, e assim diminuem o impacto nas pernas, pois grande parte da energia fica distribuída no solo (ROSOKY *et al.*, 2000).

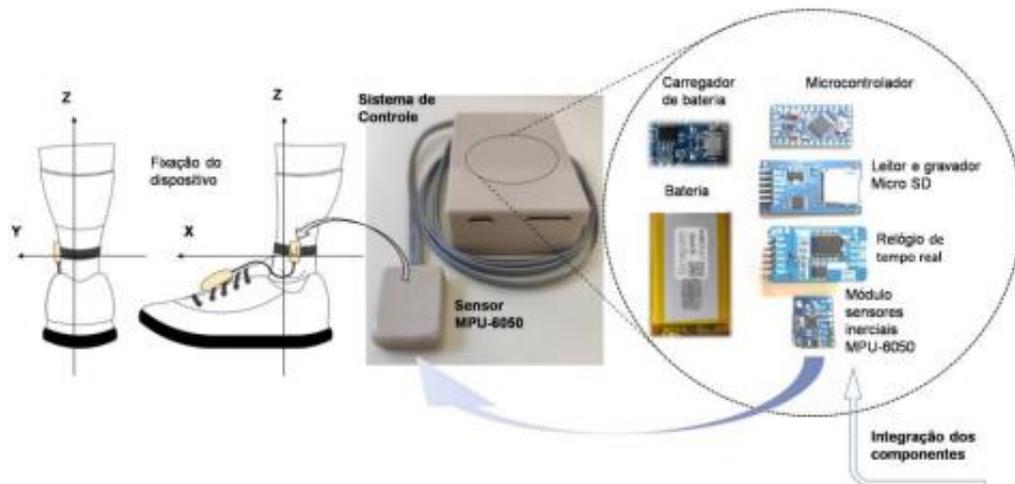
4 INTEGRAÇÃO DO SISTEMA DE MONITORAMENTO DE IMPACTO

O sistema de monitoramento de impactos é composto por um microcontrolador Pro Mini da plataforma Arduino *ATmega328P* a 8MHz e tensão de operação de 3,3Vcc, uma unidade de medida inercial *IMU* composta por sensor do tipo acelerômetro e sensor do tipo giroscópio, a *MPU-6050*, um leitor gravador de cartão de memória *microSD* para armazenamento de dados coletados pelo dispositivo.

O relógio de tempo real do tipo *RTC DS3231* para registro de data e hora, ou seja, relógio calendário, foi integrado ao sistema, assim como foi incorporada uma bateria de Lítio recarregável para alimentação e autonomia do

dispositivo sistema de controle e sensores com um carregador de baterias. Controle e sensores são acomodados em dois compartimentos fabricados de polímero de ácido Polilático *PLA*, por manufatura aditiva, para proteção e fixação do sensor e controle, como pode ser visto na Figura 1.

Figura 1 - Integração do Sistema de Monitoramento de Impacto.



Fonte: Próprios Autores.

A integração de cada parte do sistema depende basicamente da realização de testes básicos de funcionamento de cada componente que faz parte do sistema. É comum realizar estes testes ou ensaios em um ambiente controlado de laboratório (*DT&E*), podendo sempre ser dividido em subsistemas para compor um sistema, se assim for necessário (WILTGEN, 2020; WILTGEN, 2021).

Como o dispositivo de monitoramento de impacto proposto é muito simples. A integração é realizada apenas pelo conjunto de componentes (módulos), os quais na verdade são pequenos subsistemas completos com sensores e transdutores eletrônicos juntos, os quais são tratados como componentes ou módulos.

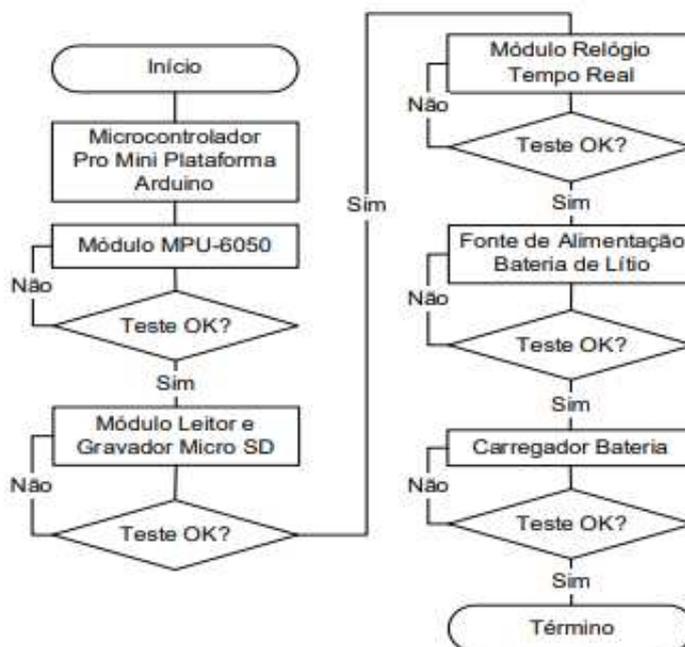
Cada um destes módulos (componentes) deve ser testado individualmente e em conjunto com o sistema de controle com o microcontrolador escolhido para essa função.

Para a integração o sistema de controle deve operar cada módulo sozinho, depois é selecionada a ordem ou sequência de integração de cada módulo com o sistema de controle.

A cada novo módulo integrado ao sistema de controle deve funcionar apresentando os mesmos sinais medidos quando os módulos foram testados separadamente. Se alguma mudança ocorrer, o teste deve ser repetido e verificado até que possa ser validado.

A sequência de integração dos módulos ao sistema de controle que compõem o dispositivo de monitoramento de impacto nas práticas esportivas (DIPE), pode ser observada na Figura 2.

Figura 2 – Fluxograma de ensaio de integração do DIPE.



Fonte: Próprios Autores.

A integração só estará completa e validada quando o último módulo do sistema estiver sido testado com os outros módulos e todos ligados ao

microcontrolador utilizado como sistema de controle e seus sinais assim como de todos os outros módulos corresponder aos sinais de referência obtidos com os testes realizados separadamente com cada módulo antes da integração.

O módulo de impacto *MPU-6050* possui os sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio), o movimento do módulo junto ao sistema de controle foi testado aplicando-se a variação crescente e decrescente dos valores nos eixos do sensor acelerômetro *AcX*, *AcY* e *AcZ*, assim como, do sensor giroscópio *GyX*, *GyY* e *GyZ* em conjunto com o microcontrolador do sistema de controle.

O módulo *RTC DS3231* relógio de tempo real que fornece parâmetros de relógio de precisão integrado tipo calendário (dia, mês, ano, hora, minuto e segundo) foi testado individualmente e o registro das informações foi confirmado em conjunto com o microcontrolador do sistema de controle.

O teste do módulo gravador de cartão de memória *microSD*, responsável pelo armazenamento de dados do sistema, foi comprovado com a gravação e leitura de um arquivo *.txt* em conjunto com o microcontrolador.

O último módulo testado individualmente foi a fonte de energia autônoma via uma bateria recarregável de Lítio (~3,7 Vcc e ~1,500 mA) é capaz de alimentar o sistema de controle proporcionando liberdade e autonomia ao atleta nas práticas esportivas, durante a realização dos testes em conjunto com o microcontrolador do sistema de controle funcionou em carga e descarga.

O sistema de controle é baseado no uso da plataforma Arduino Pro Mini, usando o microcontrolador *ATmega328*.

5 TESTES EM AMBIENTE CONTROLADO

Para a realização dos testes do sistema junto ao atleta, é preciso fixar o dispositivo no calçado e na perna do atleta. O sensor deve ficar bem fixado à perna do atleta devido e da precisão na coleta de sinais pelo sensor. O importante é garantir a não ocorra movimentação do sensor em relação ao ponto de fixação da própria perna do atleta. O módulo de controle (dispositivo)

deve ficar fixado no cadarço do calçado de treino, para a realização dos testes em piso asfáltico e solo com grama natural.

Os testes e ensaios foram executados de acordo com o procedimento descrito e apresentado neste artigo, baseado em Engenharia de Sistemas & Requisitos e no procedimento *DT&E* (WILTGEN, 2020; WILTGEN 2021).

O procedimento para execução dos testes e ensaios é baseado em realizar caminhadas com percursos estabelecidos de 100 metros de distância e saltos verticais com deslocamento definido em até 0,4 metro de altura, para comparação de desempenho os testes foram realizados com calçado de treino e descalço.

Os testes com o dispositivo de monitoramento de impacto nas práticas esportivas, foi executado por um jovem adolescente e atleta amador de 14 anos idade com ~1,75 m de altura e peso de ~61 kg, com experiência de um ano de prática esportiva (frequência de treino de três vezes por semana).

O primeiro teste teve início com uma caminhada em solo de grama natural e calçado, cujo percurso de ida e volta em 50 metros de distância e velocidade moderada de ~6,3 km/h, percorrendo o total de 100 metros, com retorno em curva à direita com raio de ~1,5 metros e sem parada.

O segundo teste foi realizado com uma caminhada em solo de grama natural e descalço, percurso de 50 metros ida e volta percorrendo 100 metros no total com velocidade moderada mantendo ~6,3 km/h, retornando em curva com raio de ~1,5 metros, logo após trinta minutos de descanso da realização do primeiro teste.

O terceiro teste consistiu na realização de uma sequência de cinco saltos verticais, após descansar por trinta minutos do término do segundo teste. A sequência de saltos deve ter um alcance vertical ~0,4 metro em relação ao solo, com o atleta descalço em piso de grama natural, mantendo as pernas estendidas verticalmente mantendo o corpo ereto, e em suspensão no ar durante a realização dos saltos.

Ao finalizar a terceira fase de testes, o atleta descansou por cinco minutos. Após o descanso foi realizado o quarto teste com uma sequência de

cinco saltos na vertical calçado em piso de grama natural, atingindo uma altura de ~0,40 metros, mantendo as pernas estendidas verticalmente na fase de salto. Com o término das fases de testes na grama natural, descansar por trinta minutos e iniciar o quinto teste em piso asfáltico, iniciando uma caminhada calçado e percorrendo a distância linear de 100 metros, com velocidade moderada de ~6,3 km/h.

O sexto teste repetiu a mesma caminhada, porém descalço.

Para realizar o sétimo e o oitavo testes após descanso de trinta minutos, realizado uma sequência de cinco saltos verticais, com os pés descalços e mantendo as pernas estendidas verticalmente na fase na execução do salto. Após o descanso de cinco minutos, o teste foi repetido com o atleta calçado.

Nas fases de testes da sequência de saltos verticais, há um intervalo de tempo de 10 segundos entre os saltos. Ao concluir toda a sequência de testes, o atleta terá percorrido e equivalente a 400 metros, sendo 100 metros percorridos na grama natural calçado com tênis, 100 metros de distância percorrida na grama descalço, 100 metros percorridos no asfalto calçado e 100 metros percorridos no asfalto descalço.

O total de testes com saltos verticais correspondeu a 20, sendo 5 saltos realizados na grama descalço, 5 saltos realizados na grama natural calçado, 5 saltos e descalço no piso asfáltico e 5 saltos realizados calçado no piso de asfalto. Os dados referentes ao deslocamento e números de saltos verticais, podem ser observados na Tabela 1.

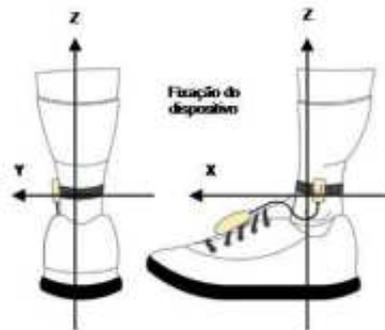
Tabela 1 – Testes de Corrida e de Saltos.

<i>Caminhada e Saltos</i>	<i>Distância Percorrida (m)</i>	<i>Nº de Saltos Verticais</i>
<i>Grama calçado</i>	<i>100</i>	<i>5</i>
<i>Grama descalço</i>	<i>100</i>	<i>5</i>
<i>Asfalto calçado</i>	<i>100</i>	<i>5</i>
<i>Asfalto descaço</i>	<i>100</i>	<i>5</i>
TOTAL	400	20

Fonte. Próprios Autores.

A Figura 3 apresenta a fixação do dispositivo no calçado e a fixação do sensor de impacto na perna do atleta. O sensor fica fixado por uma fita adesiva e uma tira elástica ajustada apenas para manter o sensor no local adequado para a realização dos ensaios em ambiente controlado.

Figura 3 – Fixação do Dispositivo para Testes.



Fonte: Próprios Autores.

6 ANÁLISE DOS RESULTADOS DOS TESTES

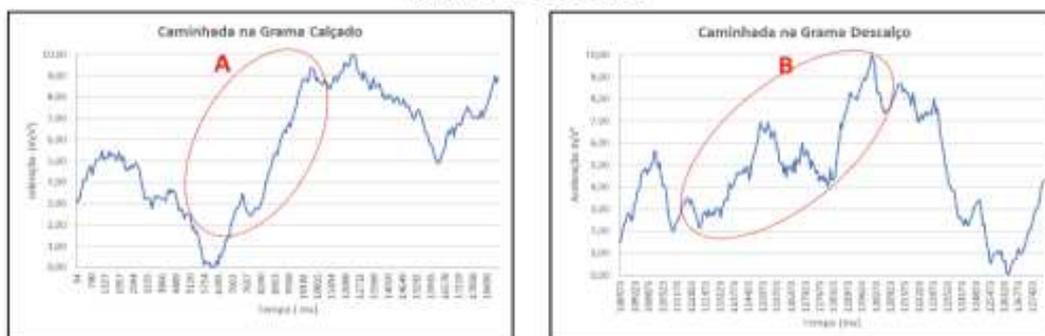
Ao analisar os sinais de impacto, foram observadas regiões referentes à dinâmica de caminhada e saltos verticais, em piso do tipo grama natural, e também, no piso do tipo asfáltico, ambos com os pés calçados e descalços.

A fim de atenuar o impacto com o solo, os saltos foram realizados com as pernas estendidas. Durante as aterrissagens dos saltos, os mesmos foram realizados com ponta do pé e posteriormente o calcanhar para amortizar o impacto, garantindo iguais condições nos testes.

O solo com grama natural, tem dentre suas características proporciona o amortecimento devido a sua superfície macia. Porém, na caminhada e nos saltos verticais, apesar do amortecimento do solo com os membros inferiores, parte do impacto é transferido para estrutura musculoesquelético do atleta.

Na Figura 4, podem ser observados os sinais de impacto referentes a uma caminhada em solo do tipo grama natural.

Figura 4 – Sinais de impacto durante o teste de caminhada no piso do tipo grama (calçado e descalço).

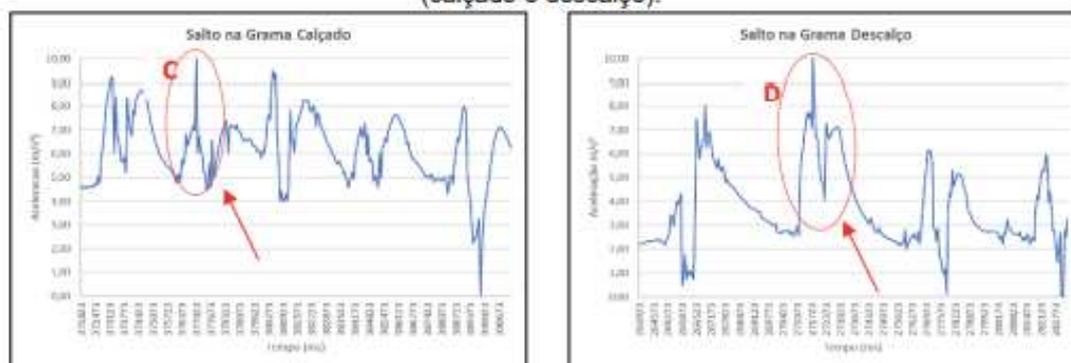


Fonte: Próprios Autores.

Na região "A" na Figura 4, tem-se o sinal referente a caminhada calçado. Esses sinais representam uma diluição do impacto, visto que não mostram que sinais de alta frequência referentes a impacto. Na região "B" na Figura 4, tem-se o sinal referente a caminhada descalço. Estes sinais representam maior absorção de impacto pelo membros inferiores, caracterizado por apresentar sinais de alta frequência referentes a impactos.

Na Figura 5, é possível ver os sinais de impacto nos saltos realizados em um piso do tipo grama natural tanto calçado, quanto descalço. Na região "C" na Figura 5, pode ser observado uma rápida subida referente ao impacto na aterrissagem nos saltos calçado. O comportamento do sinal indica um impacto amortecido. A análise no sinal na região "D" na Figura 5, com o teste de saltos descalços representa forte impacto nos membros inferiores do atleta.

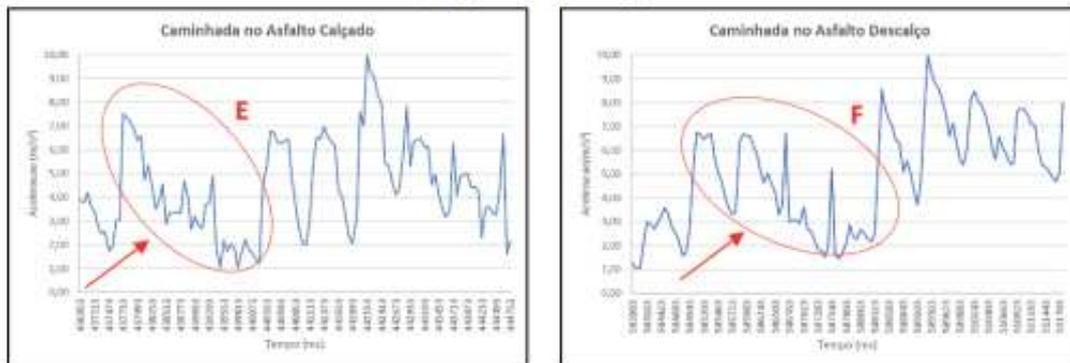
Figura 5 – Sinais de impacto durante o teste de saltos no piso do tipo grama (calçado e descalço).



Fonte: Próprios Autores.

A caminhada em piso asfáltico com os pés calçados e descalços, podem ser vistos nas regiões "E" e "F" na Figura 6. É possível observar que sem o calçado e devido ao tipo do solo, os impactos ocorridos durante a caminhada têm comportamento similar, porém é fácil notar que descalço sem o amortecimento do calçado, os impactos foram mais severos (maior magnitude).

Figura 6 – Sinais de impacto durante o teste de caminhada no piso do tipo asfalto (calçado e descalço).

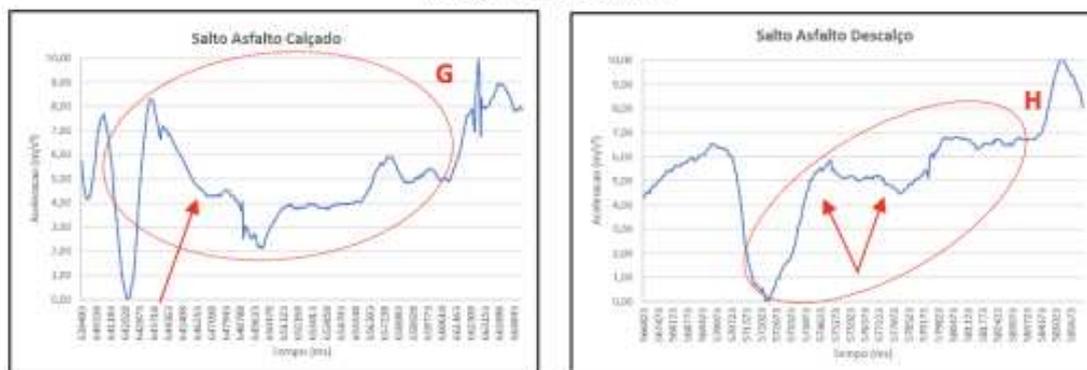


Fonte: Próprios Autores.

Na Figura 7 é possível notar os sinais de saltos verticais realizados em piso do tipo asfáltico calçado e descalço.

A região "G" na Figura 7, é possível observar que ocorrem oscilações, sendo que a primeira representada pela seta é mais acentuada devido ao impacto do pé com o solo durante aterrissagem de um salto vertical calçado, e na sequência sugere um ligeiro amortecimento com absorção do impacto pelo calçado do atleta.

Figura 7 – Sinais de impacto durante o teste de saltos no piso do tipo asfalto (calçado e descalço).



Fonte: Próprios Autores.

Na região "H" na Figura 7, nota-se um sinal referente a um salto descalço, sugerindo que ocorre um comportamento de forte impacto, diferente do sinal que ocorreu na análise na região "G" com salto calçado.

Análise dos sinais obtidos com os sensores de impacto do dispositivo durante a realização dos testes, sugere um maior amortecimento das forças de impacto durante aterrissagem sempre que o atleta está calçado, o que de fato era o esperado, porém nota-se que a amplitude dos impactos deve ser monitorada devido a fadiga acumulativa na realização das práticas esportivas.

7 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Para alcançar a maturidade tecnológica (*TRL*) de um projeto novo, é fundamental a realização de testes que além de comprovar e melhorar o desenvolvimento do produto permitem avançar de forma significativa nos requisitos necessários para o propósito do projeto.

A análise dos impactos acumulados em práticas esportivas se mostra importante para a saúde dos atletas, como pode ser visto nas análises dos testes em ambiente controlado (*DT&E*) realizados nesta pesquisa.

Um dispositivo portátil capaz de monitorar o acúmulo de impactos em atletas durante a execução das práticas esportivas em treinamentos deve

ajudar a avaliar o limite individual de cada atleta. Isso conforme foi apresentado nas análises dos testes realizados mostra que mesmo quando calçados com tênis específicos para práticas esportivas, ainda assim, os impactos transferidos para as pernas dos atletas é muito significativo.

Realizar outros testes, com diferentes atletas, diferentes calçados e em diferentes solos podem ajudar a entender melhor os efeitos dos impactos a longo prazo, e assim permitir que atletas possam avaliar o tempo e a intensidade de seus treinamentos.

Os resultados apresentados neste artigo podem ser utilizados para melhorar o equipamento de monitoramento, mas sobretudo mostra que os impactos podem ser significativos para o afastamento de atletas por lesões.

É fato que dispor de um aparelho que possa realizar o monitoramento dos sinais de treinamento esportivo, sem que a presença do mesmo interfira com o desempenho do atleta tem importância ímpar no futuro próximo das atividades esportivas tanto profissionais, quanto amadoras.

REFERÊNCIAS

ARIFFIN, N. H.; ZAKARIA, I. R. I.; ARSAD, N.; BAKAR, A. A. B.; BAIS, B.; ZAN, M. S. D. Autonomous MEMS Gyroscope and Accelerometer for North Finding System. **UTeM Open Journal System**, v.10(01), p.13-17, 2018.

DADAFSHAR, M. Accelerometer and Gyroscopes Sensors: operation, Sensing and Application. **Application note 5830**, p.1-11, 2014.

ESKOFIER, B. M; HARTMANN, E.; KÜHNER, P.; GRIFFIN, J.; SCHLARB, H.; SCHMITT, M.; HORNEGGER, J. Real Time Surveying and Monitoring of Athletes Using Mobile Phones and GPS, **International Journal of Computer Science in Sport**, Chicago, v.7(01), p.18-27, 2008.

FAISAL, I. A.; PURBOYO, T. W.; ANSORI. A. A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture. **Journal of Engineering and Applied Sciences**, v.15(03), p.826-829, 2020.

GUAN, T.; CEYSSENS, F.; PUERS, R. Polymer MOEMS accelerometer. **Procedia Engineering**, v.47, p.120-123, 2012.

JAMES, D. A. The Application of Inertial Sensors in Elite Sports Monitoring, **The Engineering of Sport** 6, v.7, p.289-294, 2006.

KLEINPAUL, J. F.; MANN, L.; SANTOS, S. G. Lesões e Desvios Posturais na Prática de Futebol em Jogadores Jovens. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.17(03), p.236-241, 2010.

LIPPERTS, M.; LAARHOVEN, S. V.; SENDEN, R.; HEYLIGERS, I.; GRIMM, B.; Clinical Validation of a Body-Fixed 3D Accelerometer and Algorithm for Activity Monitoring in Orthopaedic Patients. **Journal of Orthopaedic Translation**, v.11, p.19-29, 2017.

MARINS, J. C. B.; FERNANDES, A. A.; MOREIRA, D. G.; SILVA, F. S.; COSTA, C. M. A.; PIMENTA, E. M.; SILLERO-QUINTANA, M. Thermographic profile of soccer players' lower limbs. **Rev Andal Med Deporte**, v.7(01), p.1-6, 2014.

MCCARTHIA, M. W.; JAMES, D. A.; ROWLANDSA, D. D. Smartphones: Feasibility for real-time sports monitoring. **Procedia Engineering**, v.60, p.409-414, 2013,

NG, K. M.; NGUYEN, P.; GAN, S. K. VibraTilt: Accelerometer & Gyroscope measurement App. **Scientific Phone Apps and Mobile Devices**, v.2(05), p.1-3, 2016.

OLIVEIRA, D. G.; ESPÍRITO-SANTO, G.; SOUZA, I. S.; FLORET, M. Prevalência de Lesões e Tipo de Treinamento de Atletas Amadores de Corrida de Rua. **Corpus et Scientia**, v.8(01), p.51-59, 2012.

OLIVEIRA, E. J. L.; SILVA, F. R.; WILTGEN, F (BARBOSA, L. F. W.). Dispositivo Inercial Baseado em Giroscópio para Aplicação em Robótica. **XII Encontro Latino-Americano de Iniciação Científica e VIII Encontro Latino-Americano de Pós-Graduação**. Universidade do Vale do Paraíba, Jacareí, 16 outubro, p.1-4, 2008.

OLSSONA, F.; KOK, M.; HALVORSEN, K.; SCHÖN, T. B. Accelerometer Calibration Using Sensor Fusion with a Gyroscope. **IEEE Statistical Signal Processing Workshop**, Palma de Mallorca, 6-29 June, p.660-664, 2016.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G. Relação Entre Percentual de Gordura Corporal, Desempenho no Salto Vertical e Impacto nos Membros Inferiores em Atletas de Voleibol. **Fit. Perf. Journal**, v.8(01), p.9-15, 2009.

PIUCCO, T.; SANTOS, S. G.; PACHECO, A. G.; SOUZA, P. D.; REIS, D. C. Magnitude dos Impactos Durante as Aterrissagens no Basquete Associado com Lesões nos Membros Inferiores. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica CBB 2007**, Rio Claro, 30 maio a 02 junho, p.1-6, 2007.

ROCHA, F. S.; MARRANGHELLO, G. F. Propriedades de um acelerômetro eletrônico e possibilidades de uso no ensino de mecânica. **Latin-American Journal of Physics Education**, v.7(01), p.37-46, 2013.

ROSOKY, R. M. A.; WOLOSKER, N.; MURACO-NETTO, B.; PUECH-LEÃO, P. Ground Reaction Force Pattern in Limbs with Intermittent Claudication. **Eur. J. Vasc Endovasc. Surg.**, v.20, p.254–259, 2000.

SANTOS, S. G.; DETANICO, D.; PIUCCO, T. Fatores que Interferem nas Magnitudes de Impacto na Recepção ao Solo no Remate em Suspensão do Handebol. **Revista Motricidade**, v.7, n.2, p.65-72, 2011.

WILTGEN, F. Técnica de Ensaios de Sistemas Complexos com Metodologia de Engenharia de Sistemas & Requisitos, **Exatas e Tecnológicas - Interfaces Científicas**, v.4(01), p.51–60, 2020.

WILTGEN, F. Testing Plan in Systems & Requirements Engineering for Strategic Engineering Areas. **26° International Congress of Mechanical Engineering (COBEM)**, Curitiba, 22 a 26 de novembro, p.1–10, 2021.

YANG, C. C.; HSU, Y. L. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. **MDPI Journal Sensors (Basel)**, v.10, n.8, p.7772-7788, 2010.

Enviado em: 04 jun. 2021.

Aceito em: 18 out. 2021.

Editor responsável: Mateus das Neves Gomes.