

Diego Ricardo Páez Ardila

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO *WEARABLE*
APLICADO PARA APOIO AO TREINAMENTO EM TIRO COM
ARCO**

Dissertação submetida ao Programa de
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
da Universidade Federal de Santa
Catarina para a obtenção do Título de
Mestre em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum
Marques, PhD

Coorientador: Prof. Emílio Takase,
PhD

Florianópolis
2015

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Paez Ardila, Diego Ricardo

Desenvolvimento de um dispositivo wearable aplicado
para apoio ao treinamento em tiro com arco / Diego Ricardo
Paez Ardila ; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques ;
coorientador, Emilio Takase. - Florianópolis, SC, 2015.
141 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica.

Inclui referências

1. Engenharia Elétrica. 2. Engenharia Biomédica . 3.
Avaliação Tiro com Arco. 4. Desenvolvimento Dispositivo
Wearable. 5. Variabilidade da Frequência Cardíaca. I.
Marques, Jefferson Luiz Brum . II. Takase, Emilio . III.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós
Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

Diego Ricardo Páez Ardila

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO WEARABLE
APLICADO PARA APOIO AO TREINAMENTO EM TIRO
COM ARCO**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre” e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Florianópolis, 23 de novembro de 2015.

Prof. Carlos Galup Montoro, Dr.
Coordenador do Curso

Prof. Jefferson L. B. Marques, PhD.
Orientador – UFSC / IEB-UFSC

Prof. Emilio Takase, PhD.
Co-orientador – UFSC / CFH

Banca Examinadora:

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr
Membro – UFSC / IEB-UFSC

Prof. Daniela Ota Hisayasu, Dr^a.
Membro – UFSC / IEB-UFSC

Eng^a Christine Fredel Boos, Dr^a
Membro – UFSC

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Membro – UFSC / CDS

Este trabalho é dedicado à minha
família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa é fruto de uma equipe e de um grande Professor que possibilitou conhecimento e tecnologias capazes de aprimorar métodos de trabalho e de possibilitar novas visões de intervenção para contribuir na saúde humana.

Gostaria de prestar meus agradecimentos à Universidade Federal de Santa Catarina e ao Instituto de Engenharia Biomédica pela oportunidade de realizar este trabalho, à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte, aos meus professores orientadores pelo auxílio, e aos colegas pelas sugestões.

Por trás desta oportunidade de estudar, de desenvolver este trabalho e de participar desta equipe anteriormente citada, está minha família, minha companheira e sempre parceria de trabalho.

Sou muito agradecido a todos os meus familiares, especialmente aos meus amados pais, Roque Páez e Zaida Ardila, e meus irmãos, Diana e Hector - que com carinho infinito, paciência e apoio são sempre presentes, estimulando minha determinação e equilíbrio. Ao meu amor, Laura, uma doce companheira e parceira de trabalho que me transmite força e confiança! São a estas pessoas que dedico este trabalho.

"O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis"

(José de Alencar)

RESUMO

Tiro com arco é um dos esportes mais antigos da humanidade ainda praticados e está estreitamente ligado ao desenvolvimento da civilização. Na atualidade, o tiro com arco é um esporte olímpico que consiste na habilidade de usar um arco para atirar flechas em um alvo com precisão, controle, foco, repetitividade e determinação. As principais habilidades para atingir alta performance em tiro com arco são: o controle de fatores psicofisiológicos, como ansiedade, estresse e frequência cardíaca e a repetitividade da técnica de tiro, que pode ser observada na ativação dos músculos do antebraço dominante no tiro e na repetição de uma posição postural entre cada tiro. O objetivo deste trabalho está focado no desenvolvimento de um dispositivo *wearable open source* e *open hardware* para o apoio ao treinamento e avaliação de atletas da modalidade de tiro com arco, utilizando o registro da Variabilidade de Frequência Cardíaca, Envoltório da Eletromiografia e Posições Posturais do atleta durante o treinamento. A motivação deste projeto encontra-se na necessidade de pesquisadores e esportistas de terem acesso a dispositivos que possam monitorar e avaliar a evolução das habilidades dos atletas. São apresentados tanto o projeto, quanto a prototipação do dispositivo desde a etapa da concepção teórica até a aplicação do teste piloto com atletas voluntários. O dispositivo portátil foi configurado para estabelecer uma comunicação Wi-Fi com um PC de controle e assim gerenciar por meio de uma interface gráfica a coleta e registro dos sinais eletrofisiológicos e biomecânicos durante o treinamento do atleta. O sistema está preparado para armazenar os sinais registrados em arquivos de texto. Um teste piloto foi aplicado para avaliar o funcionamento do dispositivo durante o treinamento de atletas. O teste demonstrou que o dispositivo desenvolvido é uma ferramenta promissora para apoiar e avaliar o treinamento de atletas da modalidade de tiro com arco.

Palavras-chave: Variabilidade da Frequência Cardíaca, Tiro com Arco, Wearable, Repetitividade.

ABSTRACT

Archery is one of the oldest and still practiced sports in human history that is closely linked to the development of civilization. Nowadays, archery is an Olympic sport that consists in the ability to use a bow to shoot arrows at a target with precision, control, focus, repeatability and determination. The key skills to achieve high performance in archery are the control of psychophysiological factors such as anxiety, stress and heart rate and repeatability of the shooting technique, which can be observed in the activation of the forearm dominant muscles at shoots and the repetition of a postural position during each shot. The aim of this work was to develop a wearable open source and open hardware device to support the training and evaluation of athletes shooting technique with arch. It is based on the registration of Heart Rate Variability, Linear electromyogram Envelope and postural positions of the athlete during training. This project was motivated by the needs of the researchers and athletes to benefit from devices that could monitor and evaluate the development of the skills of athletes during training. This work presents the design and prototyping of the device from the stage of theoretical conception to implementation of pilot testing with volunteer athletes. The portable device is configured to establish a Wi-Fi link with a PC control and thus manage by means of a graphical interface to collect and record the electrophysiological and biomechanical signals during the athlete's training. The pilot test was applied to assess the functioning of the device during athletes' training sessions. The pilot tests demonstrated that the developed device is a promising tool to support and evaluate the training of athletes shooting technique and performance.

Keywords: Heart Rate Variability, Archery, Wearable Device, Repeatability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 — Equipamento e Pontuação no Esporte Tiro Com Arco.	28
Figura 2 — Principais Posições no Esporte Tiro Com Arco.	29
Figura 3 — Demonstração do posicionamento dos vetores conforme são feitas as mudanças no posicionamento do acelerômetro.	37
Figura 4 — Valores de aceleração para cada posição de um acelerômetro de 3 eixos ortogonais.	39
Figura 5 — Eixos de sensibilidade rotacional do giroscópio em 3D.	40
Figura 6 — Exemplo da aceleração Coriolis.	40
Figura 7 — Ângulos de Tait–Bryan.	42
Figura 8 — Diagrama de blocos do funcionamento do sistema.	46
Figura 9 — Diagrama de blocos geral do protótipo.	49
Figura 10 — Placa de desenvolvimento BeagleBone Black, desenvolvida pela Texas Instruments.	50
Figura 11 — Comparação das plataformas de desenvolvimento.	50
Figura 12 — Diagrama de blocos do submódulo de registro e análise do ECG.	52
Figura 13 — Diagrama em blocos do CI AD8232.	53
Figura 14 — Placa ECG <i>front-end</i> e configuração monitor cardíaco do AD8232.	53
Figura 15 — Diagrama de blocos do submódulo de EMG.	54
Figura 16 — Diagrama de blocos da placa de controle dos sensores IMU.	55
Figura 17 — Esquema placa de controle dos sensores IMU (Parte 1).	55
Figura 18 — Esquema placa de controle dos sensores IMU (Parte 2).	56
Figura 19 — Placa de desenvolvimento GY-521 e diagrama de blocos do MPU6050.	57
Figura 20 — Diagrama de conexão Wi-Fi e acesso ao sistema de gerenciamento da coleta.	58
Figura 21 — Projeto das Fontes de Alimentação do Circuito.	59
Figura 22 — Interface de controle do sistema.	59
Figura 23 — Diagrama de fluxo do <i>firmware</i> BeagleBone Black.	61
Figura 24 — Diagrama de fluxo do subprocesso de detecção de intervalos RR e ângulos das IMUs.	62
Figura 25 — Diagrama de fluxo do subprocesso Coleta EMG-e.	63
Figura 26 — Diagrama de fluxo do <i>firmware</i> da placa de controle das IMUs.	63
Figura 27 — Detecção dos intervalos RR a partir do módulo de ECG.	64
Figura 28 — Espectro de frequência do sinal de HRV. As cores representam as frequências VLF, LF e HF.	68
Figura 29 — Etapas do Processamento do Sinal de EMG.	69
Figura 30 — Exemplo de sinal de EMG-e de uma sessão de treinamento com 10 Tiros.	70

Figura 31 — Exemplo do sinal de EMG-e filtrado e com limiar.	70
Figura 32 — Sinais de EMG-e enquadrados, correspondentes a 10 tiros de uma sessão de treinamento.	71
Figura 33 — Distribuição das IMUs no corpo do atleta. Cada sensor encontra-se posicionado num ponto de referência do movimento da técnica de tiro.	72
Figura 34 — Etapas da técnica de tiro e a variação dos ângulos de duas IMUs entre cada etapa.	73
Figura 35 — Diagrama da classe de análises da VFC.	74
Figura 36 — Sinal de VFC com limites superior e inferior para filtragem. Onde $Q_{superior}$ e o $Q_{inferior}$ são os limites interquartílicos que excluem os valores atípicos da sequência de dados.	75
Figura 37 — diagrama de fluxo do funcionamento do <i>software</i> de análise da VFC.	76
Figura 38 — Diagrama da classe de análises EMG-e.	76
Figura 39 — diagrama de fluxo do funcionamento do <i>software</i> de análise de EMG-e.	77
Figura 40 — Medição de consumo energético do dispositivo em modo espera e modo ativo.	78
Figura 41 — Diagrama do protocolo geral para avaliação do sistema desenvolvido.	81
Figura 42 — Distribuição dos eletrodos no corpo do atleta. A esquerda encontra-se a distribuição para o ECG de acordo com o Triângulo de Einthoven. Na direita a distribuição para o EMG sobre o músculo flexor superficial dos dedos.	82
Figura 43 — Dispositivo final, disposto em caixa de acrílico de proteção, bateria, IMUs nas fitas elásticas e a placa de gerenciamento das IMUs.	83
Figura 44 — Dispositivo colocado na veste.	84
Figura 45 — VFC medições de laboratório Nexus 4 vs. dispositivo <i>Wearable</i> (Beagle-RR).	85
Figura 46 — Gráfico da dispersão Nexus 4 vs. dispositivo <i>Wearable</i> (Beagle). (Coeficiente de correlação $r = 0.89$).	86
Figura 47 — Envolvimento EMG (EMG-e) vs Tempo. (a) sem sincronização, (b) sincronizado. O VR é apresentado na lateral esquerda de cada ensaio.	87
Figura 48 — Posições do teste feito em laboratório. Os pontos vermelhos representam as IMUs.	88
Figura 49 — Padrões posturais após a análises das posições posturais coletadas.	88
Figura 50 — Sinal de VFC Basal e análises em frequência do profissional.	89
Figura 51 — Sinal de EMG-e com o marcador de posição de mira.	91

Figura 52 — Sinas de EMG-e enquadradas e sincronizados, correspondentes a uma sessão de treinamento de 10 tiros.	91
Figura 53 — Seção de 4 segundos do EMG-e para análise de VR de uma sessão de treinamento de 10 tiros.	92
Figura 54 — Padrão postural referente aos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta profissional na posição de mira. em uma sessão de treinamento de 10 tiros.	93
Figura 55 — Média e desvio padrão dos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta profissional na posição de mira, em uma sessão de treinamento de 10 tiros.	93
Figura 56 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta amador.	95
Figura 57 — Sinal de EMG-e com o marcador de posição de mira do atleta amador.	96
Figura 58 — Sinas de EMG-e enquadradas e sincronizados, correspondentes a uma sessão de treinamento de 6 tiros.	96
Figura 59 — Seção de 4 segundos do EMG-e para análise de VR de uma sessão de treinamento de 6 tiros.	97
Figura 60 — Padrão postural referente aos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta amador.	98
Figura 61 — Média e SD dos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta amador na posição de mira, numa sessão de treinamento de 8 tiros.	98
Figura 62 — Diferenças da análise do sistema vs. <i>Kubios</i> dos parâmetros apresentados na tabela 13 de duas sessões de treinamento do atleta profissional.	100
Figura 63 — Envolvimento EMG (EMG-e) vs tempo de (A) atleta profissional, (B) atleta amador. O VR está na lateral esquerda.	101
Figura 64 — VRs de Atleta Profissional e Amador. A linha horizontal representa a média das sessões.	102
Figura 65 — Média e desvio padrão dos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta profissional na posição de mira em 40 tiros do treinamento.	103
Figura 66 — Média e desvio padrão dos ângulos <i>Pitch</i> e <i>Roll</i> das IMUs do atleta amador na posição de mira em 40 tiros do treinamento.	104
Figura 67 — Circuito regulador e inversor de tensão.	123
Figura 68 — Circuito da eletromiografia (Parte 1)	123
Figura 69 — Circuito da eletromiografia (Parte 2)	124
Figura 70 — Circuito da eletromiografia (Parte 3)	125
Figura 71 — Circuito da eletromiografia (Parte 4)	126
Figura 72 — Circuito do eletrocardiograma (Parte 1).....	127
Figura 73 — Circuito do eletrocardiograma (Parte 2).....	128
Figura 74 — Circuito do BeagleBone Black (BBB).....	129
Figura 75 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta profissional.	131

Figura 76 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 1 do treinamento do tiro do atleta profissional.	131
Figura 77 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 2 do treinamento do tiro do atleta profissional.	132
Figura 78 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 3 do treinamento do tiro do atleta profissional.	132
Figura 79 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 4 do treinamento do tiro do atleta profissional.	133
Figura 80 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 5 do treinamento do tiro do atleta profissional.	133
Figura 81 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 6 do treinamento do tiro do atleta profissional.	134
Figura 82 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 7 do treinamento do tiro do atleta profissional.	134
Figura 83 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta amador.	135
Figura 84 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 1 do treinamento do tiro do atleta amador.	135
Figura 85 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 2 do treinamento do tiro do atleta amador.	136
Figura 86 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 3 do treinamento do tiro do atleta amador.	136
Figura 87 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 4 do treinamento do tiro do atleta amador.	137
Figura 88 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 5 do treinamento do tiro do atleta amador.	137
Figura 89 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 6 do treinamento do tiro do atleta amador.	138
Figura 90 — VFC das medições de laboratório Nexus 4 vs. dispositivo Wearable (Beagle-RR).....	139
Quadro 1— Índices da VFC no Domínio do Tempo.....	33
Quadro 2— Índices da VFC no Domínio da Frequência.	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 — Comparação das plataformas de desenvolvimento.....	51
Tabela 1 — Principais parâmetros do MPU6050.....	57
Tabela 2 — Especificações de consumo energético do sistema.....	79
Tabela 3 — Testes qualidade de conexão.	80
Tabela 4 — Características Mecânicas e Elétricas Do Dispositivo.....	84
Tabela 5 — Resultados das análises de tempo e frequência da VFC coletadas com Nexus 4 vs. Beagle RR.....	86
Tabela 6 — Resultado análises VFC em tempo e frequência do treinamento de atleta profissional.	90
Tabela 7 — Resultados de VR do atleta profissional em 5 sessões, 10 tiros cada.....	92
Tabela 8 — Resultado da média e desvio padrão do padrão postural sessão 1 do treinamento do atleta profissional.....	94
Tabela 9 — Resultado das análises VFC em tempo e frequência do treinamento do atleta amador.	95
Tabela 10 — Resultados de <i>Variance Ratio</i> do atleta amador em 5 sessões de 6 tiros cada.....	97
Tabela 11 — Resultado da média e desvio padrão do padrão postural sessão 1 do treinamento do atleta amador.....	98
Tabela 12 — Resultado comparativa da análise da VFC no domínio do tempo e frequência entre o sistema desenvolvido e o <i>software Kubios</i>	99
Tabela 13 — Resultado das diferenças para a comparação sistema vs. <i>Kubios</i> de duas sessões de treinamento do atleta profissional.	100
Tabela 14 — Análises de VR para o atleta profissional vs. amador.	102
Tabela 15 — Resultado identificação de padrão postural em 40 tiros do treinamento do atleta profissional.....	103
Tabela 16 — Resultado identificação de padrão postural em 40 tiros do treinamento do atleta amador.	103
Tabela 17 — Custos aproximados na fabricação do protótipo.....	141

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Três Dimensões
ADC – *Analog to Digital Converter* (Conversor Analógico-Digital)
BBB – BeagleBone Black
CI – Circuito integrado
DMP – *Digital Motion Processor*
DPS – *Degree Per Second*
EMG – Eletromiografia
EMG-e – Envoltório EMG
EMG-s – EMG de superfície
FC – Frequência Cardíaca.
FCTA – Federação Catarinense de Tiro com Arco
FITA – Federação Internacional de Tiro com Arco
FMAF – Federação Mineira de Arco e Flecha
FCETARCO – Federação Cearense de Tiro com Arco
GUI – Interface Gráfica
HRV – *Heart Rate Variability*.
HDMI – *High-Definition Multimedia Interface*
HF – *High Frequency*
I2C – *Inter-Integrated Circuit* (Circuito Inter-integrado)
IEB-UFSC – Instituto de Engenharia Biomédica – UFSC
IMU – *Inertial Measurement Unit* (Unidade de Medida Inercial)
IP – *Internet Protocol*
I/O – *In/Out* (Entrada/Saída)
LF – *Low Frequency*
LF/ HF – É a razão de LF e HF
LSB – *Least Significant Bit*
MEMS – Sistema Micro-Eletromecânico
MF – Frequência média
MOCAP – *Motion Capture*
PC – *Personal Computer* (Computador Pessoal)
PCB – *Printed Circuit Board*
PDE – Plataforma de Desenvolvimento Embarcado
PSD – *Power Spectral Density*
R-R – Intervalo de tempo
RMS – Root Mean Square
rMSSD – *Root Mean Square Successive Differences* (Raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos.)
SO – Sistema Operacional
SPI – *Serial Interface Peripheral* (Interface Periférica Serial)

SNA – Sistema Nervoso Autônomo

SNC – Sistema Nervoso Central

SNP – Sistema Nervoso Parassimpático

SNS – Sistema Nervoso Simpático

UART – *Universal asynchronous receiver/transmitter* (Protocolo de comunicação serial assíncrona)

USB – *Universal serial bus* (protocolo de comunicação serial assíncrona)

VFC – Variabilidade da Frequência Cardíaca

VLf – *Very Low Frequency*

VR – *Variance Ratio*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	23
1.1 OBJETIVOS.....	25
1.1.1 <i>Objetivo Geral</i>	25
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i>	25
1.2 MOTIVAÇÃO.....	25
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	27
2.1 ESPORTE TIRO COM ARCO.....	27
2.1.1 <i>Técnica de Tiro com Arco</i>	29
2.2 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	30
2.3 ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	33
2.5 UNIDADE DE MEDIÇÃO INERCIAL	35
2.5.1 <i>Acelerômetros</i>	36
2.5.2 <i>Giroscópios</i>	39
2.5.3 <i>Ângulos de Tait–Bryan</i>	41
3 MATERIAIS E MÉTODOS	45
3.1 SISTEMA DE APOIO AO TREINAMENTO, CONDICIONAMENTO E AVALIAÇÃO EM TIRO COM ARCO .	45
3.2 SOFTWARES USADOS PARA CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO.....	47
3.3 PROTÓTIPO	48
3.3.1 <i>Principais Componentes Usados</i>	49
3.3.2 <i>Hardware</i>	58
3.3.3 <i>Firmware</i>	59
3.4 MÉTODOS DE ANÁLISE DA VARIABILIDADE DE FREQUÊNCIA CARDÍACA	64
3.4.1 <i>Detecção dos intervalos RR</i>	64
3.4.2 <i>Análise da VFC no domínio do tempo</i>	64
3.4.4 <i>Análise da VFC no domínio da frequência</i>	66
3.5 MÉTODO DE ANÁLISES DA ELETROMIOGRAFIA.....	68
3.5.1 <i>Registro do Envoltório da Eletromiografia</i>	68
3.5.2 <i>Análise da Repetitividade do Sinal de EMG-e</i>	69
3.6 MÉTODO DE REGISTRO E ANÁLISE DAS POSIÇÕES POSTURAIS	71
3.6.1 <i>Registro das Posições Posturais</i>	71

3.7 SOFTWARE.....	73
3.7.1 Algoritmo de Análise da Variabilidade de Frequência Cardíaca	74
3.7.2 Software de Análise do Envoltório da Eletromiografia	76
3.8 TESTES DE BANCADA E AVALIAÇÃO DO PROTOTIPO....	78
3.9 PROTOCOLO PARA TESTES COM ESPORTISTAS.....	80
3.10 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA...;ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.	
4 RESULTADOS.....	83
4.1 O PROTÓTIPO	83
4.1.1 Medições dos Sinais no Laboratório	85
4.2 TESTE PILOTO COM ESPORTISTAS	89
4.2.1 Treinamento com Atleta Profissional.....	89
4.2.2 Treinamento com Atleta Amador	94
4.3 AVALIAÇÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS	99
4.3.1 Variabilidade da Frequência Cardíaca.....	99
4.3.2 Envoltório da Eletromiografia.....	101
4.3.3 Padrões Posturais.....	102
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	105
6 TRABALHOS FUTUROS.....	111
REFERÊNCIAS	113
APÊNDICE A- DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA PLACA DESENVOLVIDA PARA BBB.....	123
APÊNDICE B- GRÁFICOS CORRESPONDENTES A TODAS AS SESSÕES DE TIRO FEITOS EM UM TREINAMENTO NA ETAPA DE TESTES COM ESPORTISTAS	131
APÊNDICE C- GRÁFICOS CORRESPONDENTES ÀS COMPARAÇÕES FEITAS ENTRE OS DOIS DISPOSITIVOS.	139
APÊNDICE D- CUSTOS OBTIDOS COM A PROTOTIPAÇÃO DO SISTEMA.....	141

1 INTRODUÇÃO

O tiro com arco é um dos esportes mais antigos da humanidade que ainda se pratica e está estreitamente ligado ao desenvolvimento da civilização. Como esporte olímpico tem por objetivo utilizar um arco para atirar flechas em um alvo com precisão, controle, foco, repetitividade e determinação (JOGOS OLÍMPICOS LONDRES, 2012; WORLD ARCHERY FEDERATION, 2008). As olimpíadas são o maior evento esportivo internacional e multidisciplinar que envolve atletas de alto rendimento do mundo inteiro. Nesse contexto, o desenvolvimento de sistemas e metodologias que sirvam de apoio ao treinamento de esportistas de elite é uma ocorrência natural, que objetiva melhorar as habilidades e desempenho dos atletas.

A maior parte do treinamento de tiro com arco é baseado em habilidades e se concentra em aperfeiçoar a técnica. Arqueiros são obrigados a disparar consistente e precisamente a várias distâncias por longos períodos de tempo. Essa habilidade leva muito tempo para se adquirir, melhorar e manter. Um arqueiro de elite treina de três e seis horas por dia, cinco dias por semana. O treinamento normalmente é feito em duas sessões durante o dia e pode envolver atirar mais de 250 flechas no dia (AUSTRALIAN SPORTS COMMISSION, 2009).

Se um arqueiro habilidoso usa uma estratégia particular e consegue o seu melhor tiro, consegue ele repetir a mesma estratégia? As principais habilidades para a alta performance em tiro com arco são o controle de fatores psicofisiológicos e a repetitividade da técnica de tiro. (ERTAN; SOYLU; KORKUSUZ, 2005; HUNG; TANG; SHIANG, 2009; SOYLU; ERTAN; KORKUSUZ, 2006a). Os métodos não invasivos, apresentados a seguir, permitem a avaliação dos três fatores mencionados previamente.

A frequência cardíaca (FC) é um dos parâmetros não invasivos mais utilizado na análise e valoração da atividade cardíaca. Em uma pessoa saudável, em estado de repouso, os batimentos cardíacos são produzidos com uma frequência variável. Ou seja, o tempo, em milissegundos, entre dois batimentos muda a cada batimento. Isto representa o conceito de variabilidade da frequência cardíaca (CAPDEVILA; NIÑEROLA, 2006).

A Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) é o resultado das interações entre o sistema nervoso autônomo (SNA), com o seu balanço simpático-parassimpático e o sistema cardiovascular (KLEIGER; STEIN; BIGGER, 2005). A análise adequada da VFC permite o estudo de forma indireta e não invasiva do SNA. A atividade do SNA baseia-se

no balanço entre o sistema nervoso simpático (SNS) e o sistema nervoso parassimpático (SNP). Em um estado de repouso predomina a estimulação vagal (SNP) e em estados de ansiedade, estresse e exercício físico predomina a estimulação do SNS.

A Eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para o registro da atividade elétrica produzida pelos músculos esqueléticos (HENNEBERG, 2006; LESLIE; BRONZINO, 2000). Os sinais de EMG do antebraço foram identificados com sucesso por Ertan; Soylu e Korkusuz (2005) como um indicador para estimar o desempenho de atletas de tiro com arco. Esses sinais, após o processamento correto, foram utilizados por Soylu *et al.* (2006) para comparar a repetitividade do sinal de EMG entre um grupo de atletas de tiro com arco, composto por não atletas, atletas amadores e profissionais. O método utilizado para quantificar a repetitividade foi a *Variance Ratio* (VR), que calcula a variação dos sinais adquiridos em uma sessão de treinamento repetitivo. Um VR com valor 0 indica que as formas de ondas analisadas são idênticas. VR unitário indica que as formas de onda analisadas são aleatórias.

Sistemas de captura de movimento ou *Motion Capture* (MOCAP) são amplamente utilizados para melhorar o rendimento de atletas em diferentes esportes. Existem duas classes principais de sistemas de MOCAP, os baseados em câmeras e os baseados em Sensores Inerciais ou *Inertial Measurement Units* (IMU). Os mais conhecidos são os baseados em câmeras que registram o movimento e seguem marcações posicionadas no corpo do indivíduo a ser analisado. Uma das grandes desvantagens desse sistema é que normalmente só podem ser utilizados em ambientes fechados e com luz controlada, tornando-se inconveniente para estudar atletas ou sujeitos que precisam treinar em campos abertos. É nesse ponto, então, que surgem os sistemas baseados em sensores inerciais, uma tecnologia recente que está se convertendo em uma ferramenta interessante no contexto das tecnologias de análise de movimentos. Essa tecnologia se baseia em acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, os quais são fabricados em um pequeno circuito integrado (COCKCROFT; SCHEFFER; DILLON, 2010)

Desta forma, define-se a proposta do presente trabalho como o desenvolvimento de um dispositivo *wearable open source e open hardware* com o intuito de auxiliar no treinamento e posterior avaliação da performance de atletas de tiro com arco. Para tanto, será utilizado o registro da Variabilidade da Frequência Cardíaca, o Envoltório da Eletromiografia e posições posturais.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho objetiva desenvolver um dispositivo *wearable* aplicado para o apoio ao treinamento e avaliação de atletas da modalidade de tiro com arco, utilizando o registro da Variabilidade da Frequência Cardíaca, o Envoltório da Eletromiografia e posições posturais do atleta durante o treinamento.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver o *hardware* para o registro de sinais de eletrocardiograma, eletromiografia e ângulos rotacionais provenientes de sensores inerciais.
- Integrar o *hardware* com uma plataforma de desenvolvimento integrada para gerenciar a coleta, registro e análise dos sinais.
- Desenvolver o *firmware* necessário para gerenciar o treinamento do atleta e registrar os sinais mencionados por meio de uma interface gráfica.
- Desenvolver o *software* de processamento e análise dos sinais de Variabilidade da Frequência Cardíaca, Envoltório da Eletromiografia e Posições Posturais do atleta.
- Desenvolver o sistema geral implementando suas funcionalidades utilizando ferramentas *open source* e *open hardware*.

1.2 MOTIVAÇÃO

O Tiro com arco, como modalidade olímpica, tem por finalidade observar a precisão, controle, foco, repetitividade e determinação do desportista ao atirar flechas em um alvo. Por isso, visando a melhora na performance do atleta, surge a necessidade de pesquisadores e atletas de terem acesso a dispositivos que possam monitorar e avaliar tais habilidades. Além disso, a maioria dos produtos que poderiam ser utilizados para aprimoramento da técnica do atleta apresentam funcionalidades distintas, tornando necessária a aquisição de diversos módulos para compor um programa de treinamento. Nesse sentido, surge a necessidade de desenvolvimento de sistemas compostos de

hardware e software *open source*, integrando uma série de funcionalidades que atendam um dado objetivo.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo abordará a fundamentação teórica necessária para atingir o objetivo do presente trabalho. Inicialmente é feita uma descrição do esporte tiro com arco. Na sequência, são apresentados a VFC e o EMG, assim como os métodos utilizados para analisá-los. Finalmente, são descritos o princípio de funcionamento dos sensores inerciais e os ângulos utilizados para registrar as posições posturais do atleta.

2.1 ESPORTE TIRO COM ARCO

O tiro com arco é descrito como um esporte estático que precisa de força e resistência da parte superior do corpo para executar a técnica adequadamente (SOYLU; ERTAN; KORKUSUZ, 2006b). O alto desempenho em competições é definido como a habilidade que o arqueiro tem para atirar uma flecha em um alvo com alta exatidão e precisão. Considerando que em competições o arqueiro executa no dia da classificação 72 tiros, é de grande importância que o movimento de atirar do arqueiro seja altamente reproduzível (GANTER et al., 2010).

Alta performance no tiro com arco é definida como a capacidade de disparar uma flecha em um determinado alvo com precisão (LEROYER; VAN HOECKE; HELAL, 1993; MARTIN; SILER; HOFFMAN, 1990). Na literatura, o tiro com arco é descrito como um movimento de três fases: a postura, o armamento, e o avistamento (LEROYER; VAN HOECKE; HELAL, 1993; MARTIN; SILER; HOFFMAN, 1990; PEKALSKI, 1990). Nishizono *et al.* (1987) apresentam o tiro em seis etapas: prensar o arco, armar o arco, ancor, mirar e expandi, largada e continuação do tiro (FMAF, 2013). Cada uma dessas fases representa uma sequência estável de todo o movimento. Assim, a tarefa de atirar uma flecha inicia-se ao segurar o arco e termina com os movimentos da continuação do tiro.

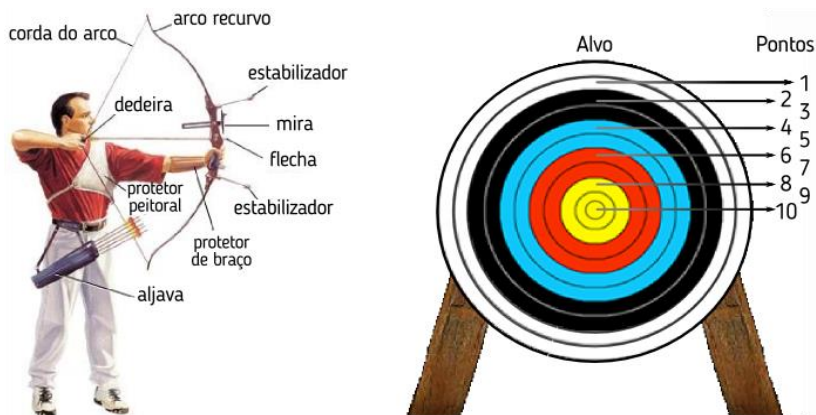
Quando o esportista solta a corda do arco, ele utiliza pequenos grupos musculares para realizar o disparo, particularmente as ações coordenadas dos flexores e extensores dos dedos responsáveis de segurar e soltar a corda na fase “armar o arco”. O atleta contrai o músculo extensor e relaxa os músculos flexores no antebraço para liberar a corda do arco com precisão (ERTAN; SOYLU; KORKUSUZ, 2005). Dessa forma, o arqueiro pode produzir um equilíbrio *pull-push* entre a fase “armar o arco” e “prensar o arco”, e realizar um lançamento consistente (NISHIZONO et al., 2008).

Segundo a Federação Catarinense de Tiro com Arco (FCTA), o tiro com arco é um esporte que possibilita inúmeros benefícios para os praticantes, promovendo o desenvolvimento da concentração, disciplina, visualização, motricidade global e fina, percepção corporal, equilíbrio físico e mental, postura, respiração, controle da ansiedade, ganhos musculares localizados, entre outros (FCTA, 2013).

O objetivo do esporte é acertar as flechas em um alvo para marcar o maior número de pontos possível. A pontuação varia de 1 a 10 pontos, de acordo com o local onde a flecha acertar o alvo, ilustrado na Figura 1. A zona mais central do alvo, demarcada por um círculo de cor amarela e equivale a 10 pontos e o aro mais externo equivale a 1 ponto e possui a cor branca. O alvo ainda é constituído de aros com cores diversas, a saber vermelha, azul e preta, com outras pontuações. Além disso, na Figura 1 mostra-se as partes constituintes do equipamento básico: o arco recurvo, estabilizador, mira, protetor de braço, flecha, entre outros (FCTA, 2013).

Segundo a FCTA e a Federação Mineira de Arco e Flecha (FMAF), o tiro com arco pode ser disputado em ambientes abertos ou fechados, posicionando o alvo a uma distância de 18 a 90 metros dependendo da modalidade (FMAF, 2013).

Figura 1 — Equipamento e Pontuação no Esporte Tiro Com Arco.



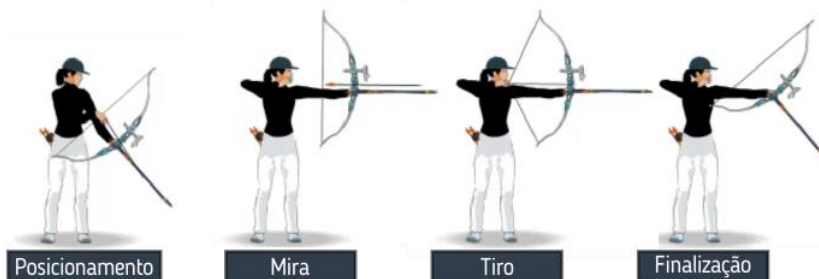
Fonte: Adaptado de: Federação Catarinense De Tiro Com Arco (2013).

Ilustração: Próprio autor.

2.1.1 Técnica de Tiro com Arco

Segundo a FCTA, em quinze segundos, o arqueiro posiciona a flecha, mira, atira e deixa o arco na posição correta na finalização do movimento. A Figura 2 traz as principais posições do atleta no esporte (JOGOS OLÍMPICOS LONDRES, 2012).

Figura 2 — Principais Posições no Esporte Tiro Com Arco.



Fonte: Adaptado de: Olympic Archery – London (2012).

Segundo a Federação Cearense de Tiro com Arco (FCETARCO), a prática e a repetitividade do tiro são fundamentais para melhorar o nível dos arqueiros, mas não suficientes. Repetir os erros não vai aprimorar a qualidade da técnica, por isso é importante conhecer a técnica do esporte. No Brasil, as ferramentas para o tiro com arco ainda são bastante escassas, o que dificulta os treinos dos esportistas (FCETARCO, 2015).

O Manual “Forma de Atirar com Arco Recurvo”, do “Coach’s Manual – Nível Intermediário”, disponibilizado pela *World Archery Federation*, descreve as técnicas da modalidade com arco recurvo recomendadas para pessoas com um conhecimento mínimo do esporte. Na primeira seção deste manual são expostas as técnicas e dicas de postura, preparação para o tiro e princípios básicos para posicionamento dos dedos na corda. Na segunda parte, há lições sobre como empunhar o arco de forma adequada, a puxada, a ancoragem e puxada completa. Em seguida são apresentadas as técnicas de extensão, largada e *follow through*. A última parte da publicação apresenta dicas de respiração e a melhor forma de atirar enfrentando os ventos, reduzindo a sua interferência na qualidade do tiro (WORLD ARCHERY FEDERATION, 2008).

2.2 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Como descrito anteriormente na seção 2.1, o uso do registro de sinais fisiológicos, tal como a Variabilidade da Frequência Cardíaca, pode contribuir para a análise indireta do sistema nervoso autônomo.

A Variabilidade da Frequência Cardíaca descreve a oscilação no intervalo de tempo entre batimentos cardíacos consecutivos, o que pode ser usado como um indicador da atividade do sistema nervoso autônomo (SNA) e o sistema cardiovascular (KLEIGER; STEIN; BIGGER, 2005). Por esse motivo, a VFC é considerada uma importante ferramenta para fornecer informações sobre o balanço do sistema nervoso simpático (SNS) e o sistema nervoso parassimpático (SNP).

Em um *playoff*¹ os atletas são submetidos a estresse devido a fatores externos, como outros competidores, expectadores, clima, entre outros. Esses fatores originam efeitos psicoemocionais e fisiológicos que influenciam no desempenho do atleta durante a competição. Por isso, o arqueiro deve manter a concentração para cada tiro, executando continuamente a mesma técnica. Por ter consciência de que cada tiro tem um valor importante na soma geral de pontos, torna-se importante fortalecer o treinamento do controle de fatores psicofisiológicos do atleta (HUNG; TANG; SHIANG, 2009).

De acordo com a definição proposta por Kivikangas, Nacke e Ravaja (2011) o comportamento do Sistema Nervoso engloba três componentes interligados: a experiência subjetiva, o comportamento expressivo e as alterações fisiológicas. As alterações fisiológicas que ocorrem durante um estímulo podem ser mensuradas através da frequência cardíaca, da resposta galvânica da pele, da temperatura periférica e das alterações nos padrões da atividade elétrica do cérebro (TOLENTINO et al., 2009).

O modelo de integração neurovisceral de Thayer e Lane (2000) propõe uma ligação recíproca entre desempenho das funções executadas e os processos fisiológicos e sugere a VFC como mediador entre processos fisiológicos e os psicológicos (THAYER, LANE, 2000).

A VFC funciona como mecanismo informativo, não invasivo, sobre parâmetros cardiovasculares relacionados à saúde. Esses parâmetros podem ser utilizados para fins clínicos, como marcador de

¹ Competições esportivas (em inglês "playoff") é todo sistema em que cada dupla de competidores disputa um certo número de partidas entre si, até que um deles seja considerado vencedor e é promovido à próxima fase do torneio.

estresse ou para a prescrição de exercício nas áreas da medicina, psicologia e educação física (RUMENIG et al., 2011).

A VFC é um indicador da atividade do SNA que é responsável por inúmeras funções de controle no corpo humano o que inclui as respostas emocionais associadas às ações voluntárias (KOLB, WHISHAW, 2002). O sistema nervoso autônomo regula os recursos fisiológicos de um indivíduo conforme a demanda exigida pelo ambiente.

Nesse contexto, considera-se que o registro da VFC durante o treinamento dos atletas de tiro com arco é um fator importante para reduzir ao máximo possível, as oscilações fisiológicas do corpo que se manifestam durante a realização da atividade.

Dentre os diversos métodos de registro de atividade do SNA (*e.g.*, resposta galvânica da pele, temperatura periférica, pupilometria, dentre outros) nos atendimentos da NeuroAcademia² utiliza-se o monitoramento da VFC devido a sua praticidade não-invasiva, seu baixo custo e a literatura contendo informações e aplicações sobre a utilização desta variável psicofisiológica (CHOI; GUTIERREZ-OSUNA, 2011; DESCHÊNES; DUGAS; GOUIN, 2016; GERGELYFI et al., 2015; GOUIN et al., 2015; KIEMA et al., 2014; LEVY, 2014; LUMMA; KOK; SINGER, 2015; MANN et al., 2015; MCDUFF; GONTAREK; PICARD, 2014; NUGENT et al., 2011; SAHADAT; CONSUL-PACAREU; MORSHED, 2013; USUI; NISHIDA, 2015; VALENZA et al., 2015; VANDERLEI et al., 2009).

A quantificação do funcionamento autonômico ocorre pela aquisição dos intervalos de tempo R-R consecutivos e sua análise com métodos no domínio do tempo, frequência e não-linear, contanto que o tempo de coleta seja igual ou superior a 1,5 minutos (TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY, 1996). Segundo Thayer e Lane (2009), o índice de adaptabilidade de um indivíduo frente a uma situação pode ser indicado pela VFC, sendo que o seu aumento indica eficiência do controle homeostático pelo SNA em dimensões físicas, emocionais e cognitivas.

A relação entre VFC e desempenho cognitivo se dá através do modelo neurovisceral, no qual o córtex orbito-frontal e medial inibem a amígdala via neurotransmissores GABAérgicos, ou seja, pode-se realizar inferências sobre o funcionamento da região frontal a partir da

² Projeto de extensão da UFSC que tem como objetivo estimular o cérebro com jogos cognitivos.

análise da inibição do Sistema Nervoso Simpático e ativação do Sistema Nervoso Parassimpático. Caso esta regulação esteja funcionando bem, o córtex frontal está exercendo seu papel e, conseqüentemente, o desempenho em atividades cognitivas será otimizado (AHS et al., 2009).

Baixos índices de VFC sugerem uma ativação simpática e pouca modulação parassimpática. Elevados índices de VFC são observados em condições de saúde e cognição preservada. Sujeitos com níveis significativos de ansiedade estresse possuem maior tendência à diminuição da VFC o que indica uma possível disfunção da regulação autonômica, em especial da enervação vagal (MEERSMAN, STEIN, 2007). Vanderlei *et al.* (2009) afirmaram que baixos índices de VFC relacionam-se com maiores índices de morbidade e mortalidade cardiovascular, com presença de disfunção fisiológica do organismo.

Várias pesquisas relacionaram o desempenho cognitivo à VFC (ACHTEN, JEUKENDRUP, 2003; FAIRCLOUGH, VENABLES; TATTERSALL, 2005; HANSEN, JOHNSEN, THAYER, 2003; HANSEN *et al.*, 2004, 2007; LUFT, TAKASE, DARBY, 2009; PAGANI *et al.*, 1997; PARK, LEE, JEONG, 2007; SANDERCOCK, 2007; ZHONG *et al.*, 2005). De maneira geral, essas pesquisas relataram que sujeitos com maiores índices de VFC possuíam melhores desempenhos em tarefas executivas³.

As métricas para a análise da VFC mais comuns e reconhecidas pelo *Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology* (1996) são apresentadas no Quadro 1 e Quadro 2.

³ As tarefas executivas são atividades mentais complexas nas quais são utilizadas as funções executivas necessárias para planejar, organizar, guiar, revisar e monitorar o comportamento necessário para alcançar metas.

Quadro 1— Índices da VFC no Domínio do Tempo.

Variável	Definição
RR [ms]	Média dos intervalos RR
SDNN [ms]	Desvio-padrão da média dos intervalos RR.
rMSSD [ms]	Raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos.
NN50	Número de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50 ms
pNN50 [%]	Porcentagem de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50 ms.

Fonte: Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996).

Quadro 2— Índices da VFC no Domínio da Frequência.

Variável	Definição
TP [ms ²]	<i>Total Power</i> . Representa o espectro geral. É a variância de todos os componentes dos intervalos RR entre 0,003 a 0,4 Hz.
VLF [ms ²]	<i>Very Low Frequency</i> , faixa de frequências de 0,003 a 0,04 Hz. Representa as influências hormonais, vasomotoras e termorreguladoras.
LF [ms ²]	<i>Low Frequency</i> , faixa de frequências de 0,04 a 0,15 Hz. Índice é relacionado ao nível de ativação do SNS.
HF [ms ²]	<i>High Frequency</i> , faixa de frequências de 0,15 a 0,4 Hz. Índice é relacionado ao nível de ativação do SNP.
LF/HF	Razão dentre LF e HF. Cujo valor permite estimar o equilíbrio simpático-vagal.

2.3 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para registrar a atividade elétrica produzida pelos músculos esqueléticos (HENNEBERG, 2006). Recentemente, a eletromiografia tem sido realizada principalmente para fins exploratórios ou de diagnóstico. No entanto, com o avanço da tecnologia de registro e análise de sinais bioelétricos, a eletromiografia também se tornou uma ferramenta fundamental para a consecução de controle artificial de movimentos dos membros, ou seja, a estimulação elétrica funcional e de reabilitação (HENNEBERG, 2006).

De acordo com Marchetti e Duarte (2006) os principais parâmetros de aquisição do sinal de EMG são a frequência de amostragem, o tipo de eletrodos utilizados, os amplificadores, os filtros e o local de armazenamento. Para Ribeiro *et al.* (2005) a interpretação (análise) do sinal de EMG é feita a partir de três características: duração da atividade, amplitude e frequência do sinal.

A duração da atividade de EMG corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível de variação da atividade elétrica e varia com a intensidade de atividade elétrica detectada no músculo, fornecendo informação sobre a ativação muscular. O valor *RMS* (*Root Mean Square* – raiz quadrática média), valor médio, valor de pico e valor pico a pico são formas de avaliar a amplitude do sinal (KONRAD, 2005). A frequência pode ser entendida como a taxa de excitação da célula muscular. A distribuição das frequências do sinal de EMG deve-se a um conjunto amplo de fatores como a composição do músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas, os processos de coordenação intramuscular, as propriedades dos eletrodos e o local onde os eletrodos são colocados no músculo (RIBEIRO *et al.*, 2005).

Os sinais de EMG do antebraço foram identificados com sucesso por Ertan, Soyly e Korkusuz (2005) como um indicador para estimar o desempenho de atletas de tiro com arco. Esses sinais, após o processamento adequado, foram utilizados por Soyly *et al.* (2006) para comparar a repetitividade do sinal de EMG entre um grupo de praticantes de tiro com arco constituído por atletas e não atletas, atletas amadores e profissionais. O método utilizado para quantificar a repetitividade foi o *Variance Ratio*. O VR já foi descrito detalhadamente por Granata *et al.* (2005), Hershler e Milner (1978) e Soyly, Ertan, Korkusuz (2006).

Variance Ratio calcula a variação dos sinais adquiridos numa sessão de treinamento repetitivo. Um VR igual a 0 indica que as formas de ondas analisadas são idênticas, VR igual a 1 indica que as formas de onda analisadas são aleatórias. A Equação 1 descreve o cálculo do VR. (GRANATA, PADUA, ABEL, 2005).

$$VR = \frac{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E}_i)^2 / m(n-1)}{\sum_i \sum_j (E_{ij} - \bar{E})^2 / (mn-1)} \quad (1)$$

Onde, $i = 1...m$ é o índice temporal em cada sinal de EMG (EMG-e), $j = 1...n$ é o número de execuções ou ensaios, E_{ij} é o valor do

EMG-para o ensaio j no índice i , \bar{E}_i é o valor médio do EMG-e em cada iteração i em todos os ensaios e $\bar{E} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \bar{E}_i$.

2.4 UNIDADE DE MEDIÇÃO INERCIAL

Diversos esportes utilizam o sistema de captura de movimento (MOCAP) com o intuito de melhorar o rendimento dos seus atletas. O sistema de MOCAP mais conhecido baseia-se na utilização de câmeras de vídeo que registram o movimento e seguem marcadores posicionados no corpo do indivíduo sob estudo. A principal desvantagem desse sistema é a necessidade de um ambiente fechado e com luz controlada para sua utilização, o que dificulta o estudo de atletas ou sujeitos que precisam campos abertos para realizar sua atividade esportiva.

Os sensores inerciais ou *Inertial Measurement Units* (IMUs) são dispositivos MEMS (*Micro Electro-Mechanical System*) compostos normalmente por dois tipos de sensores, o acelerômetro e o giroscópio. As IMUs são capazes de monitorar variações de velocidade e aceleração, linear ou angular, direta ou indiretamente, através da conversão de forças inerciais em alguma mudança física conhecida que possa ser capturada por um transdutor correspondente e convertida em um sinal elétrico. As IMUs são dispositivos portáteis, leves, de baixo custo e de baixo consumo energético que cada vez são mais utilizados em análise de movimento. (ANALOG DEVICES, 2009; O'REILLY, WEINBERG, 2010).

O uso de IMUs tem se evidenciado por ser um método não invasivo que pode ser utilizado nas seguintes áreas:

- Estimativa da velocidade de caminhada (MANNINI; SABATINI, 2014);
- Estimativa em tempo real da cinemática do corpo durante exercícios físicos (BONNET et al., 2013);
- Monitoramento do movimento de balanço no golfe (NAM; KANG; SUH, 2014);
- Determinação de trajetória vertical de objetos (ZIHAJEZHSADEH et al., 2015);
- Avaliação do equilíbrio e da postura de indivíduos portadores da doença de Parkinson (DUTRA et al., 2007);
- Reconhecimento de padrões em esporte (SEIFERT et al., 2014);
- Análise de movimento em esporte (KONDO; DOKI; HIROSE, 2013);

A IMU é composta por dois sensores que serão descritos nos subcapítulos a seguir.

2.4.1 Acelerômetros

O acelerômetro é um dispositivo eletromecânico que transforma um sinal mecânico, neste caso a aceleração estática e/ou dinâmica, em um sinal elétrico. A aceleração é uma característica física de um sistema e pode ser usada como entrada de alguns tipos de sistemas de controle, por exemplo, para corrigir as mudanças nas condições dinâmicas do sistema.

Aceleração é a taxa da variação da velocidade ou a derivada da velocidade em função do tempo. Também pode ser dada pela derivada ao quadrado do deslocamento em função do tempo ao quadrado. Essas definições são descritas na Equação 2 (HALLIDAY, RESNICK, WALKER, 2012):

$$\alpha = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} \quad (2)$$

Onde α é a aceleração, v a velocidade e x o deslocamento.

Nas unidades do sistema internacional (SI), a aceleração é medida em metros por segundo ao quadrado (m/s^2), mas também pode ser medida na unidade g , sendo a relação da gravidade da Terra ao nível do mar de $1g = 9,8 m/s^2$.

O funcionamento dos acelerômetros está fundamentado na Segunda Lei de Newton (VIBY-MOGENSEN et al., 1988), a qual relaciona a aceleração de um corpo com a força aplicada sobre o mesmo. Na Equação 3 é apresentada esta Lei, na forma vetorial. Considerando que a massa “ m ” do corpo a ser instalado no transdutor não sofrerá variações, esta equação demonstra que a aceleração “ \vec{a} ” é linearmente correlacionada à força “ \vec{F} ” sobre o corpo.

$$\vec{F} = m \vec{a} \quad (3)$$

Sob outra perspectiva, certos parâmetros principais definem a aplicabilidade de um acelerômetro e devem ser considerados em um projeto, como segue:

- Número de eixos ortogonais de mensuração variando entre um e três eixos;

- Sensibilidade dada tipicamente por mV/g para acelerômetros com saída analógica ou por mg/dig (mili-g por dígito binário) para acelerômetros com saída digital (onde g corresponde a uma base de medida de aceleração, $1g \cong 9,81 m/s^2$ - aceleração da gravidade ao nível do mar);
- Precisão; a faixa de aceleração do dispositivo (em g) – que pode ser fixa ou variável, conforme o acelerômetro usado; e a banda de frequência em Hertz (ANALOG DEVICES, 2008; TEXAS INSTRUMENTS, 2005).

Outra parâmetro que deve ser considerado em um projeto é a linearidade, que é descrita como o máximo desvio da curva de calibração de uma linha reta, dada por (TEXAS INSTRUMENTS, 2005):

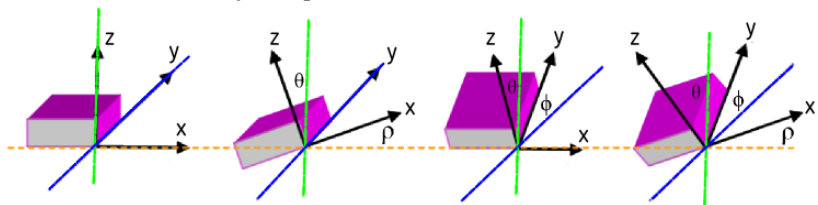
$$Linearidade = V_{out,0g} - \frac{1}{2}(V_{out,+1g} + V_{out,-1g}) \quad (4)$$

A sensibilidade é a medida que quantifica as mudanças na saída do sensor conforme a mudança na entrada da aceleração, dada por mV/g (analógico) ou $mV/dígito$ (digital).

$$Sensibilidade = \frac{\Delta V_{out}}{\Delta g} = \frac{V_{out,+1g} + V_{out,-1g}}{2g} \quad (5)$$

Além da demonstração da aplicação das fórmulas dadas, pode-se evidenciar na Figura 3, como a variação da leitura de tensão de saída para a posição que indica 0 g. Por exemplo, na posição 0g com um valor diferente do teórico irá apresentar variação maior ainda na leitura de outras acelerações.

Figura 3 — Demonstração do posicionamento dos vetores conforme são feitas as mudanças no posicionamento do acelerômetro.



Fonte: Texas Instruments (2005).

Para diferentes posições de um acelerômetro de três eixos, são definidos três ângulos que podem ser calculados através de ρ , ϕ e θ , descritos nas Equações 6, 7 e 8.

$$\rho = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (6)$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (7)$$

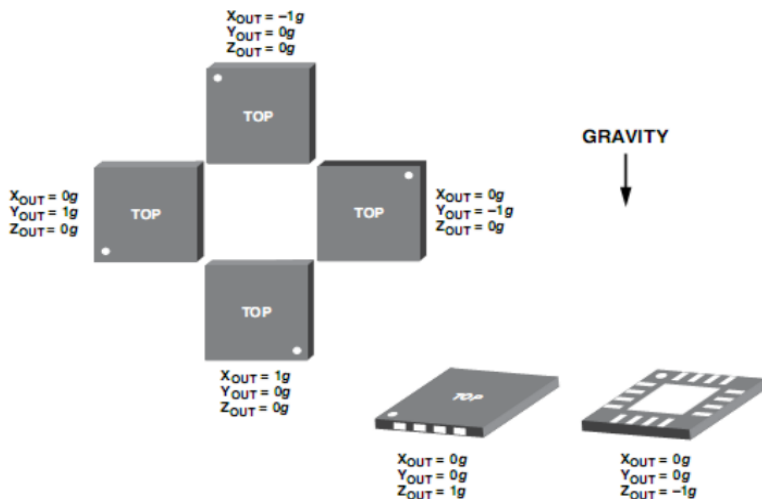
$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right) \quad (8)$$

O ângulo ρ é o ângulo medido entre o eixo x positivo e a resultante da aceleração no eixo x (A_x), o ângulo ϕ é o ângulo medido entre o eixo y positivo e a resultante da aceleração no eixo y (A_y) e, o ângulo θ é o ângulo medido entre o eixo z positivo e a resultante da aceleração no eixo z (A_z). Por fim, a Equação 9, descreve a aceleração estática, que independentemente da posição em que se encontra o acelerômetro, é sempre $1g$.

$$\vec{a}_{x,y,z} = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} = 1g \quad (9)$$

Como exemplo na Figura 4, são apresentados os valores-padrão estáticos para as posições dos acelerômetros da *Analog Devices*.

Figura 4 — Valores de aceleração para cada posição de um acelerômetro de 3 eixos ortogonais.



Fonte: *Analog Devices* (2008).

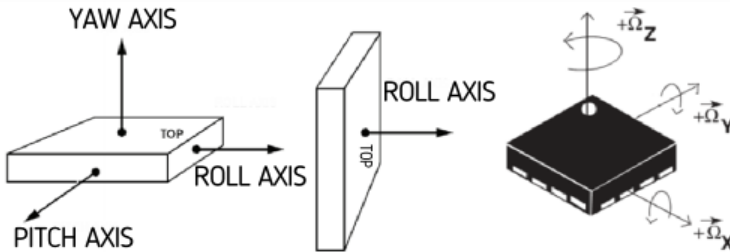
2.4.2 Giroscópios

O giroscópio é um transdutor que transforma um sinal mecânico, neste caso a variação angular, em um sinal elétrico. A rotação é uma característica física de um sistema e pode ser usada como entrada em alguns tipos de sistemas de controle. A rotação é representada pela taxa da variação angular em função do tempo, conforme a Equação 10.

$$\Omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (10)$$

Os giroscópios são usados para medir a velocidade angular ($^{\circ}/s$), ou seja, o quão rápido um objeto gira. A rotação é tipicamente medida com referência a um dos três eixos: *yaw* (eixo Z), *pitch* (eixo X) ou *roll* (eixo Y). A Figura 5 mostra um diagrama de representação tridimensional (3D) de cada eixo de sensibilidade em relação ao giroscópio sobre uma superfície plana.

Figura 5 — Eixos de sensibilidade rotacional do giroscópio em 3D.

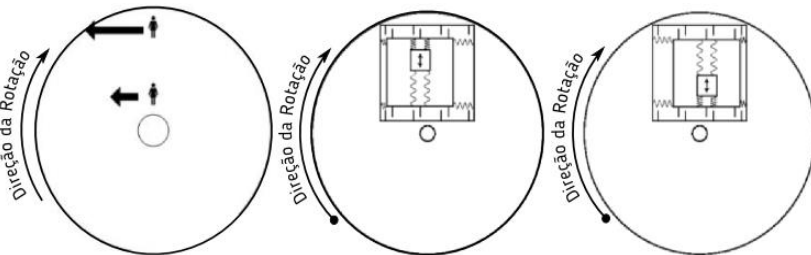


Fonte: *Analog Devices* (2008) e *InvenSense Inc.* (2011).

Uma das características mais importantes para utilizar um giroscópio é a capacidade do dispositivo para fornecer de forma confiável uma taxa de saída de sinal angular preciso, mesmo na presença de choque e vibração oriundos da aceleração linear.

A velocidade angular pode ser medida em um giroscópio em função da aceleração Coriolis. O efeito Coriolis, ilustrado na Figura 6, pode ser explicado da seguinte forma: considerando que uma pessoa está em pé sobre uma plataforma giratória, perto do centro, a velocidade em relação ao solo possui uma intensidade, se essa pessoa se desloca para um ponto próximo da borda exterior da plataforma, a velocidade em relação ao solo aumenta (NASCIMENTO, 2014). A taxa de aumento da velocidade tangencial provoca a velocidade radial, a qual é chamada aceleração de Coriolis, pois foi definida por um matemático francês chamado Gaspard G. de Coriolis (1792-1843).

Figura 6 — Exemplo da aceleração Coriolis.



Fonte: Adaptado de *Analog Devices* (2008).

O giroscópio tem a vantagem de utilizar o efeito descrito por meio de uma massa ressonante análoga ao objeto que se move para fora e para dentro sobre uma plataforma rotativa. A massa é uma micromáquina de polisilício e fixa-se a uma estrutura de polisilício que pode ressoar ao longo de uma direção, apresentada na Figura 6.

As características mais importantes que devem ser consideradas na escolha do giroscópio ideal são: o número de eixos ortogonais, a sensibilidade, a precisão, a faixa de velocidade angular e a banda de frequência.

O fundo de escala da velocidade angular medida em graus por segundo ($^{\circ}/s$ ou *dps*, *degree per second*) no giroscópio é definido pelo valor máximo que o giroscópio pode medir quando o sinal de saída está saturado. A sensibilidade medida em (mV/dps) define a relação entre $1^{\circ}/s$. Em um giroscópio digital, a sensibilidade é medida em miligraus por segundo por LSB (mdps/LSB).

A tensão de saída de um giroscópio é diretamente proporcional à velocidade angular, determinada pela sensibilidade do sensor. O máximo valor a ser medido da velocidade angular do giroscópio (Equação 11) vai depender do valor de fundo de escala da tensão e da sensibilidade.

$$\Omega = \frac{V_{out_{max}} - V_{out_{min}}}{Sensibilidade} \quad (11)$$

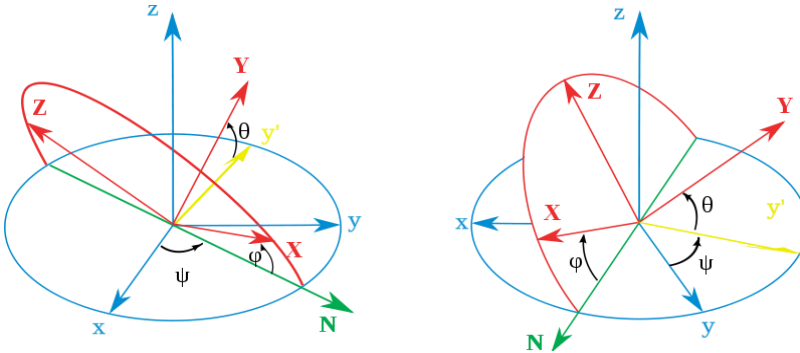
2.4.3 Ângulos de Tait–Bryan

Um objeto no espaço pode ser rotacionado de várias formas diferentes. Para descrever a posição de um objeto, são necessários três números, um para cada dimensão do espaço. Os ângulos de Euler foram formulados por Leonard Euler para descreverem a orientação de um corpo rígido girante em um espaço Euclidiano tridimensional, ou seja, são uma forma de descrever qualquer rotação através do uso de três ângulos.

Os Ângulos de Tait–Bryan, nomeados a partir de Peter Guthrie Tait e George Bryan, são provenientes dos ângulos de Euler, tendo aplicações aeroespaciais com o intuito de definir a orientação do aeroplano. Portanto, este método utiliza três ângulos para descrever a rotação geral no espaço Euclidiano tridimensional, através de três rotações sucessivas em torno dos eixos do sistema. Tais ângulos são definidos como arfagem (*pitch* ou θ , eixo X), guinada (*yaw* ou ψ , eixo

Z) e rolamento (*roll* ou φ , eixo Y). A Figura 7 apresenta um diagrama de representação de cada eixo (VIEIRA LIMA et al., 2014).

Figura 7 — Ângulos de Tait–Bryan.



Fonte: VIEIRA LIMA et al., 2014.

1. Rotação ao redor de \vec{Z}_l : a primeira rotação ocorre ao redor do eixo \vec{Z}_l , e o ângulo de movimentação se refere à guinada (ψ)

$$\begin{bmatrix} X'_l \\ Y'_l \\ Z'_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (12)$$

2. Rotação ao redor de \vec{Y}'_l : o segundo movimento é realizado em torno do novo eixo \vec{Y}'_l , e o ângulo de movimentação se refere à arfagem (θ).

$$\begin{bmatrix} X''_l \\ Y''_l \\ Z''_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X'_l \\ Y'_l \\ Z'_l \end{bmatrix} \quad (13)$$

3. Rotação ao redor de \vec{X}''_l : o terceiro movimento é a rotação que corresponde ao ângulo de rolagem (φ), realizado em torno do novo eixo, que move o quadricóptero para a posição final.

$$\begin{bmatrix} X_l \\ Y_l \\ Z_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & \sin \varphi \\ 0 & -\sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X''_l \\ Y''_l \\ Z''_l \end{bmatrix} \quad (14)$$

Dessa forma, na Equação 15, obtemos as matrizes de rotação que representam a orientação do corpo rígido em cada um dos seus eixos.

$$\left\{ \begin{array}{l} R(x_B, \varphi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & \sin \varphi \\ 0 & -\sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \\ R(y_B, \theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \\ R(z_B, \psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{array} \right. \quad (15)$$

A posição postural do atleta é definida pela integração de dois ângulos de Tait–Bryan (*pitch* e *roll*) gerados pelos sensores de inercia, os quais se encontram distribuídos na parte superior do corpo do atleta.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta o processo de desenvolvimento do sistema, o seu funcionamento, os *softwares* que foram utilizados para a concepção do protótipo e o próprio protótipo construído.

3.1 SISTEMA DE APOIO AO TREINAMENTO, CONDICIONAMENTO E AVALIAÇÃO EM TIRO COM ARCO

Após uma revisão da literatura foi possível identificar que a repetitividade da execução da técnica de tiro e o controle de parâmetros psicofisiológicos são fatores importantes no treinamento do atleta de tiro com arco. Conhecendo a relevância dos fatores mencionados previamente para o treinamento de atletas, foi desenvolvido um dispositivo *wearable* de apoio ao treinamento por meio da identificação dos seguintes fatores:

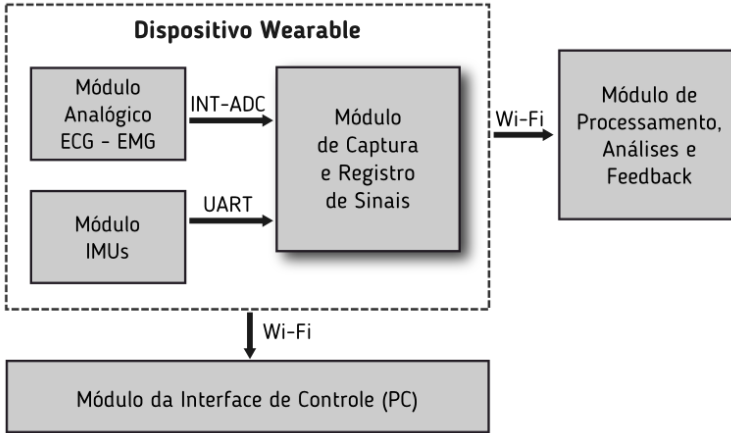
- *Variance Ratio*, parâmetro relacionado com a repetitividade, e calculado comparando os sinais de EMG-e coletados em cada tiro do treinamento;
- Variabilidade de Frequência Cardíaca, que tem relação direta com parâmetros psicofisiológicos, tais como, níveis de estresse, ansiedade e humor. É calculada a partir do sinal de ECG coletado em cada seção do treinamento;
- Captura de padrões posturais que está relacionado com a repetitividade da execução da técnica de tiro. Os padrões posturais são determinados pela integração dos ângulos de Tait-Bryan coletados de 7 sensores inerciais distribuídos no corpo do atleta.

Os dados coletados pelo sistema são armazenados localmente. O dispositivo desenvolvido conta com uma interface de controle remota que permite gerenciar a coleta e registro de dados durante o treinamento. A interface de controle é transmitida por uma rede sem fio a um PC ou dispositivo de controle. Após o treinamento, os dados são transferidos a um computador para serem analisados. Com os resultados obtidos depois da análise é possível observar os fatores de repetitividade e os parâmetros psicofisiológicos do atleta durante o treinamento. Essa informação é então encaminhada à equipe do atleta para que estes analisem e tomem as decisões necessárias sobre o treinamento.

Uma visão geral do funcionamento do sistema é apresentada na Figura 8. Percebe-se que o sistema foi dividido em: módulo analógico, módulo de sensores inerciais, módulo de captura e registro de sinais,

módulo da interface de controle e o módulo de processamento, análises e *feedback*.

Figura 8 — Diagrama de blocos do funcionamento do sistema.



Fonte: Próprio autor.

Estes módulos são descritos conforme segue:

Módulo Analógico cumpre a função de coleta e processamento analógico dos sinais de ECG e EMG do atleta. As saídas desse módulo são um trem de pulsos formado dos picos R e o sinal de EMG-e.

Módulo de Sensores Inerciais foi composto por 7 IMUs distribuídos por pontos de referência da técnica de tiro. Os sensores são gerenciados por um microprocessador externo programado para realizar leituras contínuas dos ângulos de Tait-Bryan por meio da porta de comunicação (I2C). Os valores dos ângulos medidos ficam disponíveis para serem transferidos pela porta (UART).

Módulo de Captura e Registro de Sinais foi fundamentado em uma plataforma de desenvolvimento embarcado (PDE) com sistema operacional Linux. A plataforma dispõe de conversor A/D para a leitura do sinal de EMG-e, pinos de propósito geral GPIO configuráveis para detectar as interrupções externas provenientes dos pulsos R, e porta de comunicação UART para coletar os dados dos IMUs. O fato da PDE encontrar-se baseada no sistema operacional Linux, é o que habilita um grande número de funcionalidades correspondentes ao sistema operacional. Uma das funcionalidades relevante no desenvolvimento do

dispositivo foi a possibilidade de configurá-lo como um servidor que gera uma rede de comunicação Wi-Fi. A rede gerada permite o acesso ao dispositivo desde um PC (cliente) remoto utilizando o protocolo de comunicação SSH, o qual permite controle total sobre a PDE.

Módulo da Interface de Controle é executado em PC com sistema operacional Linux, OS X ou Windows. Para inicializar a interface de controle o primeiro passo é acessar a rede Wi-Fi gerada pela PDE. Depois de estabelecer a conexão é inicializada uma sessão SSH com servidor X habilitado. Finalmente o usuário pode acessar o endereço do *software* de gerenciamento e executá-lo para que na tela do PC apareça a interface de controle. Após a finalização do treinamento do atleta os dados coletados pelo sistema são transferidos ao PC por meio do protocolo SSH.

O módulo de processamento, análises e *feedback* é baseado em um *software* desenvolvido para PC. O que tratará e analisará os dados coletados utilizando análises de tempo e frequência aplicados à VFC. Este módulo também filtra, enquadra e sincroniza os sinais de EMG-e para calcular o parâmetro VR. Além disso, os ângulos coletados são comparados está para determinar as variações entre eles e identificar possíveis padrões posturais. Finalmente, o *software* gera um relatório com os resultados das análises realizadas, o qual é apresentado ao treinador e ao atleta como *feedback*.

3.2 SOFTWARES USADOS PARA CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

Para desenvolver e implementar o hardware, firmware e software, fez-se uso dos seguintes programas: Eric Python IDE, Spyder Scientific Python IDE, Komodo Edit, terminal ou console Linux, Filezilla, EAGLE PCB Design Software.

O *Eric Python IDE* foi utilizado para a implementação da interface de controle da PDE em linguagem Python. Encontra-se baseado na biblioteca Qt (THE QT COMPANY, 2015) sua respectiva versão de Python PyQt (RIVERBANK, 2015). Esse *software* apresenta uma interface de fácil interação para o desenvolvimento de interfaces gráficas.

O *Spyder Scientific Python IDE* é um sistema de desenvolvimento que providencia ferramentas científicas para processamento de sinais. Entre as principais, encontram-se as bibliotecas do pacote de código aberto Scipy (SCIPY.ORG, 2015), que disponibilizam algoritmos

matemáticos, facilitando a análise, processamento e visualização de sinais (RAYBAUT, 2009).

O Console Linux é o *software* que permite acessar a PDE e ter um controle total sobre o sistema operacional. É utilizado para instalação de *softwares*, configuração de funções do Sistema Operacional (SO) e execução de aplicações.

O *Filezilla*, é um cliente *File Transfer Protocol* (FTP) de código aberto que suporta o protocolo *SSH File Transfer Protocol* (SFTP). É utilizado para transferir os arquivos que contêm os dados coletados da PDE ao PC onde é feita a análise e processamento dos dados.

O *EAGLE PCB Design Software* é o *software* utilizado na geração do diagrama esquemático e o *layout* da placa de circuito impresso que inclui os módulos analógicos e a placa de gerenciamento dos sensores inercias.

3.3 PROTÓTIPO

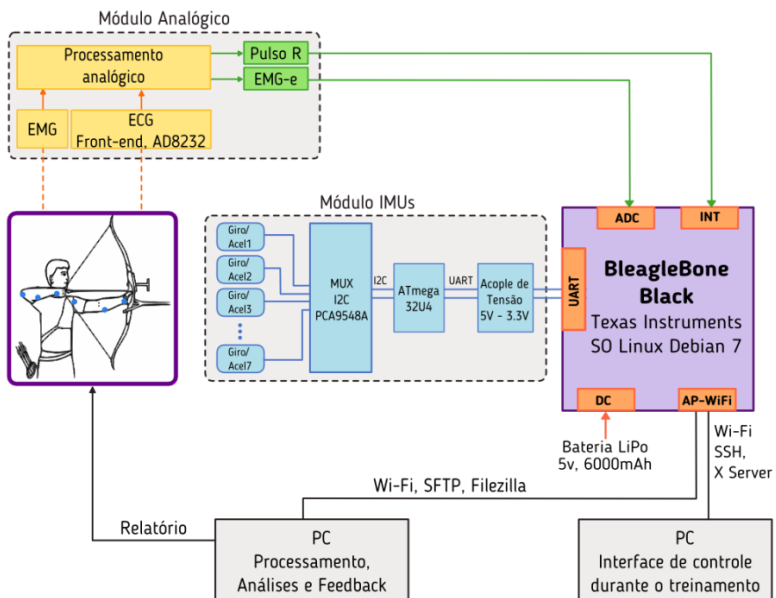
A partir da visão geral apresentada na Sessão 3.1, foi criado um diagrama de blocos apresentado na Figura 9 com todos os periféricos e rotinas de *firmware* e *software* do protótipo final.

O diagrama de blocos descreve o funcionamento do sistema e do *hardware* implementado para atender os requisitos já expostos. A placa de desenvolvimento embarcado Beaglebone Black (BBB) (Sitara XAM3359AZCZ100 Cortex A8 ARM da Texas Instruments), através do *firmware* criado, recebe os sinais dos circuitos de EMG-e de ECG em uma porta ADC e um pino de propósito geral configurado para detectar interrupções. A placa também recebe em um canal UART os dados provenientes do micro controlador ATmega32U4, o qual gerencia as sete IMUS (MPU6050 da InvenSense) com o *firmware* específico. A BBB, configurada como servidor, gera uma rede Wi-Fi. Dessa forma, basta utilizar um PC para acessar uma interface gráfica para gerenciar a coleta de dados durante o treinamento. Após o treinamento, os dados são transferidos para um PC. O *software* no PC processa os dados recebidos e gera um relatório como *feedback* para a equipe do atleta. A alimentação do circuito é provida através de uma bateria recarregável de polímero de lítio (LiPo) com uma tensão nominal de 5V e capacidade de 6000 mAh.

Para complementar o sistema, e pensando na mobilidade do atleta durante o treinamento, foi construída uma caixa para proteger os módulos conectados ao dispositivo e também uma vestimenta na qual

são encaixados os sensores, a caixa e a bateria. A veste foi criada para facilitar a utilização do sistema com os atletas, uma vez que pode ser adaptada ao tamanho do usuário, não interferindo, dessa forma, com os movimentos do atleta durante o treinamento. A veste é composta de quatro fitas elásticas ajustáveis utilizadas para colocar as IMUs nos braços do atleta.

Figura 9 — Diagrama de blocos geral do protótipo.



Fonte: Próprio autor.

3.3.1 Principais Componentes Usados

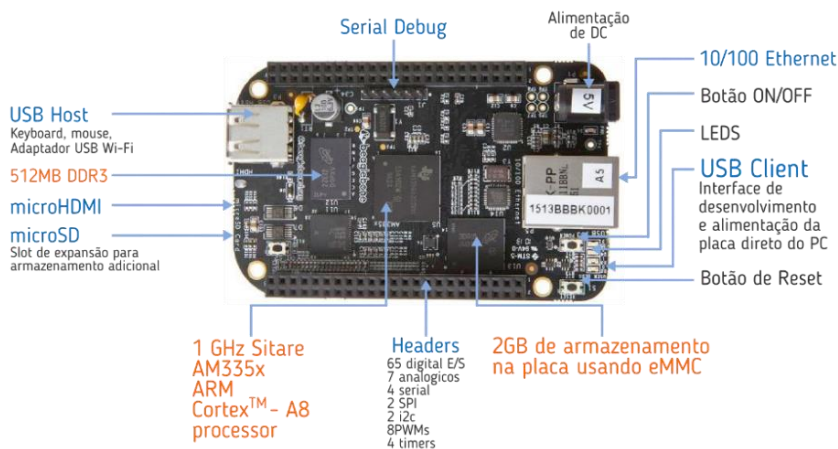
A *BeagleBone Black* apresentada na Figura 10 é fabricada pela *Texas Instruments* (TEXAS INSTRUMENTS, 2012) e foi escolhida como plataforma de desenvolvimento após a realização de uma comparação das especificações desta com outras plataformas de desenvolvimento baseadas em Linux.

Na Figura 11 são apresentadas as especificações dos dispositivos que foram comparados. A BBB conta com SO Linux Debian 7,

facilitando a instalação de compiladores e linguagens de programação como C/C++, Python, Ruby, Node.js, Perl, entre outros.

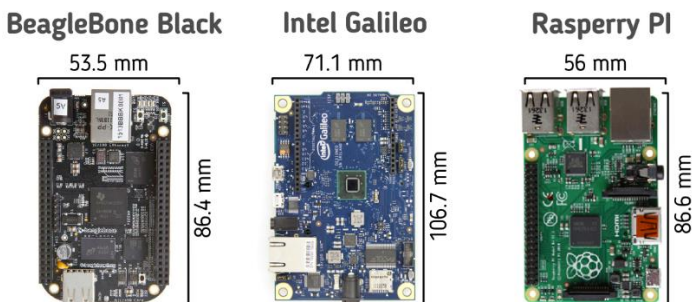
As características mencionadas previamente fazem da BBB uma ferramenta versátil para o desenvolvimento do sistema proposto. Portanto, chegou-se à conclusão de que essa placa apresenta a melhor relação custo/benefício para cumprir os objetivos técnicos do projeto (Figura 11).

Figura 10 — Placa de desenvolvimento BeagleBone Black, desenvolvida pela Texas Instruments.



Fonte: Próprio autor.

Figura 11 — Comparação das plataformas de desenvolvimento.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 1 — Comparação das plataformas de desenvolvimento.

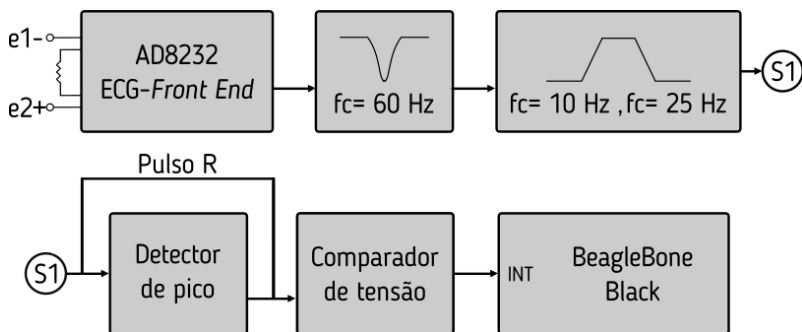
Parâmetros	BeagleBone Black	Intel Galileo	Raspberry Pi
SoC	Texas Instrument AM3358	Intel Quark X1000	IBroadsom BCM2835
CPU	ARM Cortex - A8	Intel X1000	ARM1176
Arquitetura	ARMv7	i586	ARMv6
Velocidade	1GHz	400MHz	700MHz
Memória RAM	512 MB	256 MB	512 MB
Armazenamento	2GB	8MB	Não possui
Networking	Sim	Sim	SD Card
Fonte de Energia	Header pin 5V mini USB e Jack 2.1 mm	Header pin 5V do Jack 2.1 mm	Header pin 5V mini USB
Peso	40 g	50 g	50 g
Pinos Digitais E/S	65	14	17
Alimentação E/S	3.3 V	3.3V ou 5V	3.3 V
Entrada Analógica	7 (12-bit)	6 (12-bit)	Não possui
UART	4	2	1
i2C	2	1	1
USB Host	1 standart A	1 micro AB	2 standart A
USB Client	1 mini B	1 micro B	Não possui
Preço	USD \$ 55	USD \$ 80	USD \$ 80

Fonte: Próprio autor.

Dados: Texas Instruments (2013), Intel (2013) e Raspberry Pi (2012).

O módulo analógico, está dividido em dois submódulos. O primeiro é responsável pela coleta e processamento do sinal de ECG e o segundo coleta e processa o sinal de EMG superficial. O sinal de ECG é obtido através de eletrodos superficiais posicionados no tórax do indivíduo de acordo com o triângulo de Einthoven. Introduce-se então, o sinal em uma placa de ECG *Front-End*, o qual é filtrado em uma faixa de 10 Hz a 25 Hz para isolar o pico R de cada complexo QRS. Após a filtragem, aplica-se um detector de picos para estabelecer um nível de referência adaptativo, utilizado para detectar as ondas R do ECG por meio de um circuito comparador de tensão. Os pulsos R resultantes são aplicados à plataforma embarcada para o processamento local necessário que calcula os intervalos RR a e FC. O diagrama de blocos correspondente ao submódulo de ECG pode ser observado na Figura 12.

Figura 12 — Diagrama de blocos do submódulo de registro e análise do ECG



Fonte: Próprio autor.

A placa de ECG *Front-End* utilizada é, da empresa *SparkFun*, é baseada no CI AD8232 da *Analog Devices*. Normalmente, o circuito de aquisição do eletrocardiograma é composto por um amplificador de instrumentação, um filtro de condicionamento do sinal e um amplificador de realimentação ou circuito de perna direita. O AD8232 integra tudo isso em um único CI. Desse modo, é possível reduzir o tamanho do circuito sem perder a qualidade no sinal.

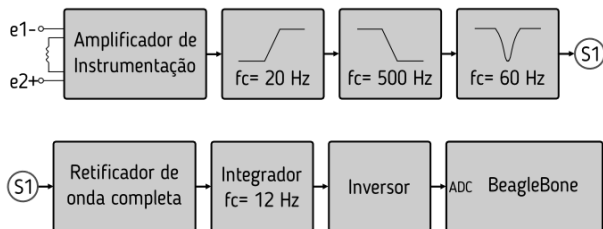
O AD8232 é projetado para captar, amplificar e filtrar biopotenciais de baixa amplitude na presença de ruído. O CI pode ser implementado com filtros passa-altas para eliminar sinais provenientes do movimento muscular e do eletrodo. Filtros passa-baixas são usados para remover ruídos adicionais de alta frequência. É possível configurar as frequências de corte dos filtros por meio de componentes externos. Na Figura 13 tem-se o diagrama de blocos do AD8232, ilustrando de forma detalhada os componentes internos deste CI.

A configuração utilizada na placa de *Sparkfun* ilustrada na Figura 14 é a indicada pelo fabricante (*Analog Devices*) para um monitor cardíaco, com um filtro passa-alta de 0.5 Hz seguido de um filtro passa-baixas de 40 Hz, sendo os dois de segunda ordem. Também utiliza-se um circuito de realimentação da perna direita para otimizar a rejeição de modo comum.

analogico o EMG-e é registrado pela plataforma embarcada por um canal ADC de 12 bit com uma frequência de amostragem de 250 Hz.

A Figura 15 mostra o diagrama de blocos correspondente ao submódulo de EMG

Figura 15 — Diagrama de blocos do submódulo de EMG.

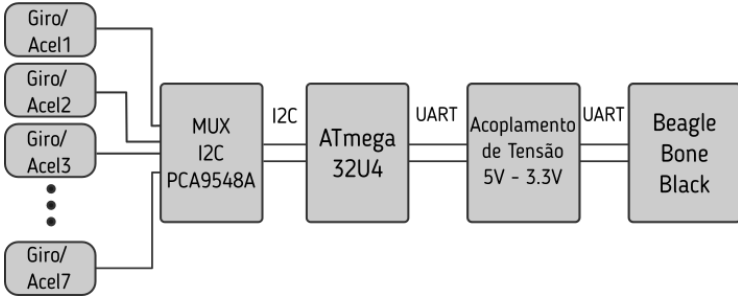


Fonte: Próprio autor.

Para o módulo de gerenciamento dos sensores inerciais foi desenvolvida uma placa de controle que pode controlar até 8 IMUs. A placa foi baseada no microcontrolador ATmega32U4 (ATMEL, 2014) gravado com o *bootloader* do Arduino e com um *firmware* desenvolvido para selecionar, inicializar, verificar conexão, calibrar, ler e imprimir a informação de cada um dos sensores.

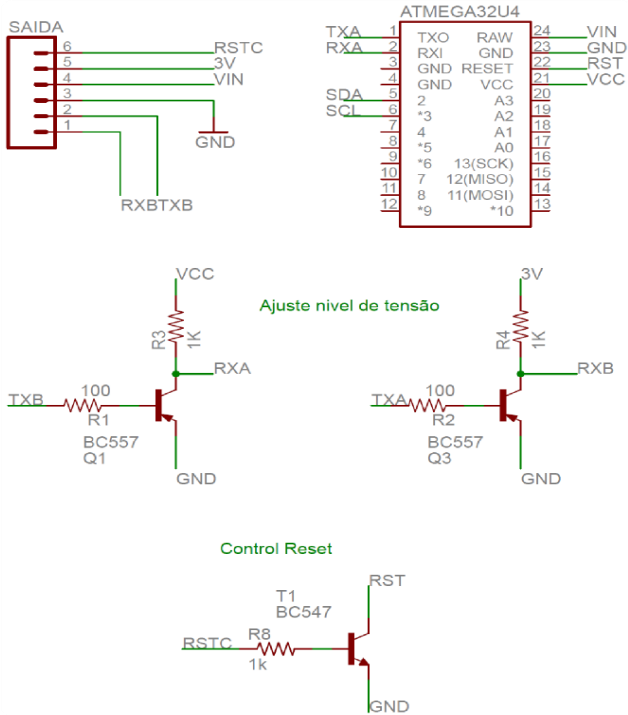
A comunicação do microcontrolador com os sensores é feita por meio de um multiplexador I2C PCA9548A (TEXAS INSTRUMENTS, 2015), pois cada IMU dispõe de só dois endereços. Os dados coletados dos sensores são disponibilizados via interface serial pelo ATmega32U4. Para estabelecer a comunicação serial entre o microcontrolador e a BBB, foi necessário um acoplamento de tensão, uma vez que o nível de tensão operacional do ATmega32U4 é de 5 V e da BBB de 3.3 V para o ATmega32U4 (ATMEL, 2014; TEXAS INSTRUMENTS, 2012). O diagrama de blocos da placa de controle é apresentada na Figura 16 e o esquema é apresentado na Figura 17 e Figura 18.

Figura 16 — Diagrama de blocos da placa de controle dos sensores IMU.



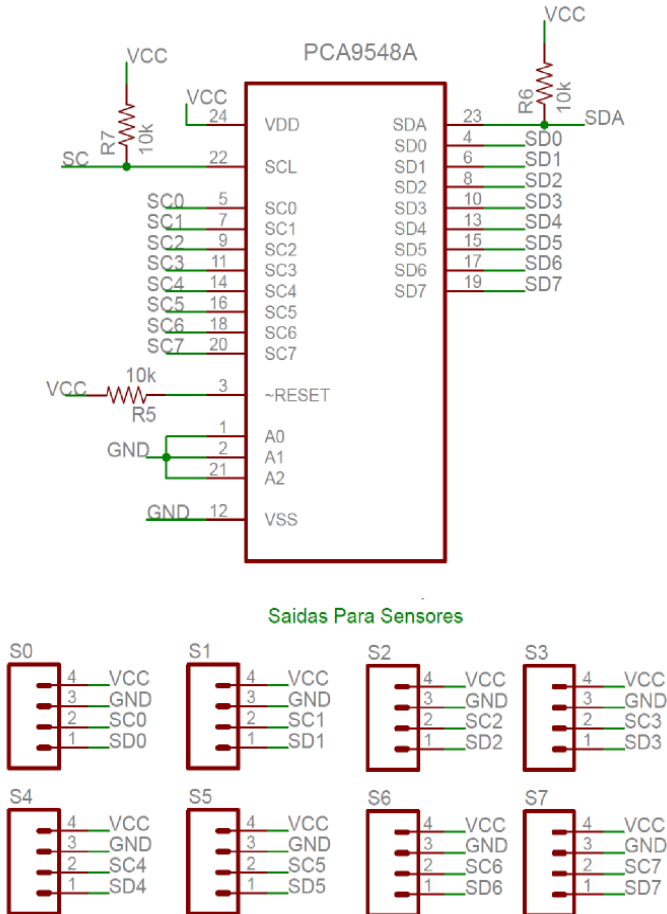
Fonte: Próprio autor.

Figura 17 — Esquema placa de controle dos sensores IMU (Parte 1).



Fonte: Próprio autor.

Figura 18 — Esquema placa de controle dos sensores IMU (Parte 2).

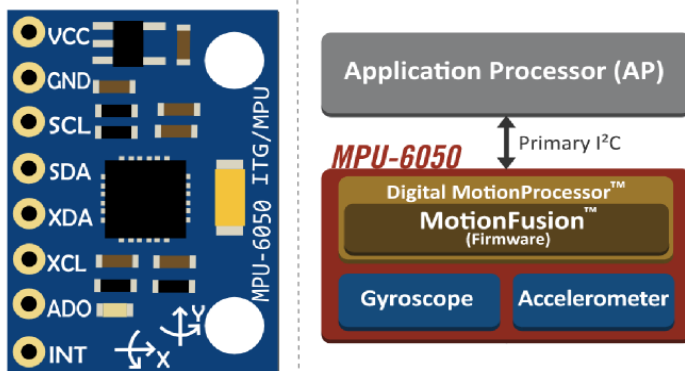


Fonte: Próprio autor.

A IMU utilizada no protótipo foi a MPU6050 (*InvenSense Inc.*, 2011), em uma placa de desenvolvimento GY-521. A Figura 19 apresenta a placa GY-521 e o diagrama de blocos do MPU6050. Pode-se observar que este sensor conta com um DMP (*Digital Motion Processor*) interno que combina os dados do acelerômetro e do giroscópio para calcular os ângulos de Tait-Bryan. O acesso ao *firmware* do DMP é feito via interface I2C através do protocolo estabelecido no

datasheet do sensor. Esse protocolo baseia-se no endereçamento, leitura e gravação de registradores que contêm informação de configuração e dados das medidas. Na Tabela 2 são exibidas as principais características da IMU utilizada.

Figura 19 — Placa de desenvolvimento GY-521 e diagrama de blocos do MPU6050.



Fonte: Fritzing (2015) e *InvenSense Inc.* (2011).

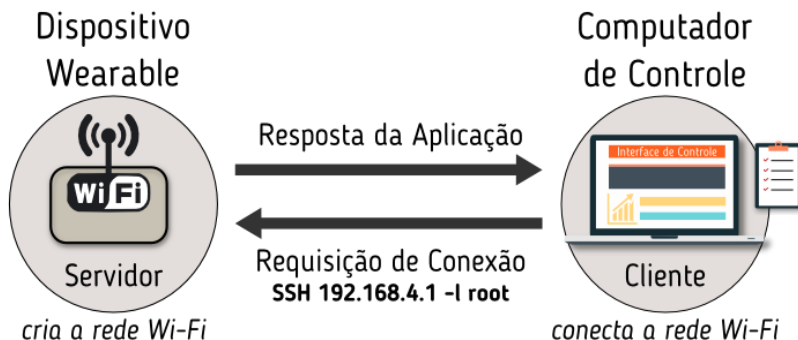
Tabela 2 — Principais parâmetros do MPU6050.

Parâmetro	Descrição
Número de eixos ortogonais do acelerômetro e giroscópio.	3 (X, Y, Z)
Fundo de escala do acelerômetro (g)	± 2 g, ± 4 g, ± 8 g e ± 16 g
Fundo de escala do giroscópio (dps)	± 250 , ± 500 , ± 1000 , e ± 2000
Interface de comunicação	I2C
Bits de representação	16-bit
Tensão de alimentação (V)	2.375-3.46
Consumo máximo de corrente em modo normal (mA)	3.9 mA
Princípio de transdução	Capacitivo
Frequência <i>Digital Motion Processor</i>	100 Hz Estavel

Fonte: *InvenSense Inc.* (2011).

Para efetuar a comunicação Wi-Fi entre o PC e o dispositivo *wearable*, utiliza-se um adaptador *USB/Wi-Fi* com *chipset Ralink RT3070* ou *RT5370* na porta *USB HOST* da BBB, escolhidos por possuir *drivers* para o SO Linux Debian 7. A comunicação está baseada na arquitetura cliente-servidor como se vê na Figura 20. O dispositivo *wearable* está configurado como servidor e tem a função de criar a rede Wi-Fi e gerenciar as requisições feitas pelos clientes, nesse caso o PC de controle. A conexão com o SO do servidor é feita por meio do protocolo SSH, acessando o endereço IP que identifica o sistema.

Figura 20 — Diagrama de conexão Wi-Fi e acesso ao sistema de gerenciamento da coleta.



Fonte: Próprio autor.

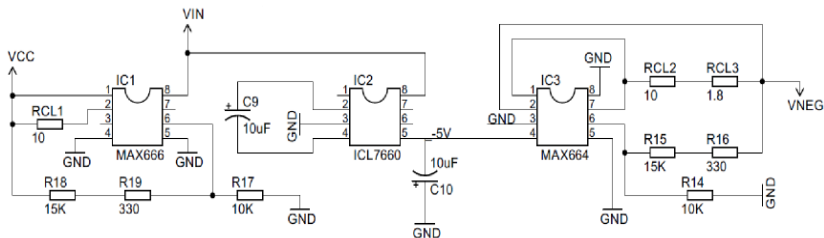
3.3.2 Hardware

Concluída a etapa de definição, desenvolvimento e aquisição dos componentes que fazem parte da configuração básica do *hardware*, procedeu-se com o desenho e implementação do circuito eletrônico auxiliar que integra os módulos do sistema. Após testar o funcionamento individual de cada módulo em uma placa padrão, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso que realiza as conexões entre os periféricos descritos no diagrama de blocos do protótipo e a BBB. O diagrama esquemático dessa placa encontra-se no apêndice A.

A alimentação do sistema é dada por uma bateria recarregável LiPo de 5 V e 6000 mAh, cuja tensão pode ser reduzida para 3.3 V através do regulador de tensão interno da BBB e também é ajustado a ± 3.3 V através do circuito integrado na placa de circuito impresso desenvolvida, ilustrada na Figura 21. A tensão da bateria é reduzida e

também invertida para fornecer a tensão bipolar necessária, a qual se utiliza nos amplificadores da etapa de filtragem do módulo analógico.

Figura 21 — Projeto das Fontes de Alimentação do Circuito.

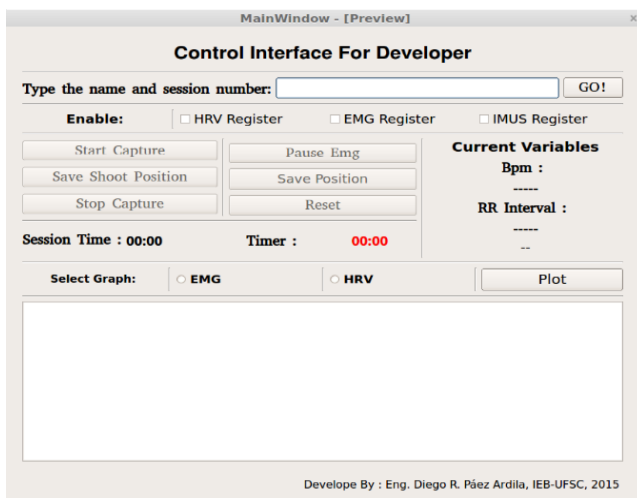


Fonte: Próprio autor.

3.3.3 Firmware

A BBB foi programada para gerenciar a medida da VFC, EMG-e e Posições Posturais durante o treinamento do atleta de tiro com arco. Esses dados são observados por meio de uma interface gráfica ilustrada na Figura 22 e transmitidos via Wi-Fi a um PC de controle.

Figura 22 — Interface de controle do sistema.



Fonte: Próprio autor.

O fluxograma de funcionamento principal do *firmware* é apresentado na Figura 23. Primeiramente, são incluídas as bibliotecas utilizadas durante a execução do programa, depois, inicializadas as variáveis necessárias para o funcionamento do código, em seguida, configuram-se os pinos de E/S. Posteriormente, ativa-se a comunicação serial, reiniciado o microcontrolador externo e estabelecendo um enlace com a placa de controle dos IMUs. Já com as variáveis inicializadas verifica-se se a conexão das IMUs foi estabelecida corretamente. Por último é inicializada a interface gráfica (GUI).

A GUI solicitará ao usuário inserir o nome do atleta e o número da sessão para criar uma pasta contendo os dados registrados; depois o usuário pode escolher os módulos de coleta a serem utilizados. Com os módulos ativados a coleta de dados pode ser iniciada. Quando a coleta inicia são também inicializados os três eventos principais da coleta: a função que detecta as interrupções externas proveniente do trem de pulsos RR, o *timer* de leitura da porta ADC com uma frequência de amostragem de 250 Hz e o *timer* de leitura dos IMUs com uma frequência de amostragem de 50 HZ.

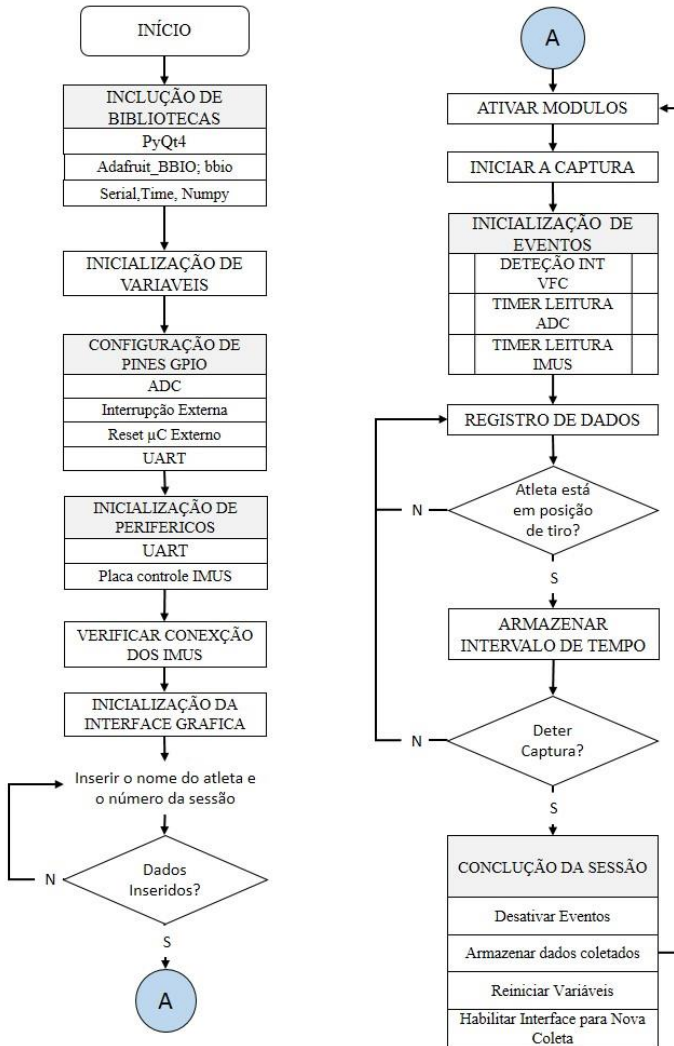
Após a inicialização dos eventos inicia-se o registro dos dados. O usuário aciona o botão de *trigger* de tiro quando o arqueiro se encontra na posição de mira, assim que o botão é acionado, o sistema armazena o tempo que transcorreu até o momento do tiro. O processo se repete até que o usuário pressione o botão para parar a coleta e concluir a sessão. Na

Figura 24 e Figura 25 são apresentados os subprocessos correspondentes às funções de cálculo dos intervalos RR, a leitura dos ângulos provenientes dos IMUs e a leitura da porta ADC para coleta do EMG-e.

Para a placa de controle das IMUs foi desenvolvido um *firmware* para o microcontrolador ATmega32U4 com Arduino *bootloader*. O programa é baseado nas bibliotecas de acesso ao DMP do MPU6050 *I2Cdevlib* desenvolvida por Jeff Rowberg (ROWBERG, 2014). O diagrama que detalha o funcionamento do *firmware* é apresentado na Figura 26 e descrito a seguir. Inicialmente, são incluídas as bibliotecas que facilitam o acesso ao DMP das IMUs, depois é realizada a inicialização das variáveis usadas no programa. Em seguida, são inicializados os dispositivos de comunicação e os sete sensores inerciais. Assim que todos os processos são inicializados, procede-se à validação do enlace com a BBB. Quando o enlace é ratificado o programa entra em um *loop* infinito. Durante o *loop*, as funções principais são: a leitura dos ângulos dos sensores e atendimento das requisições feitas pela BBB.

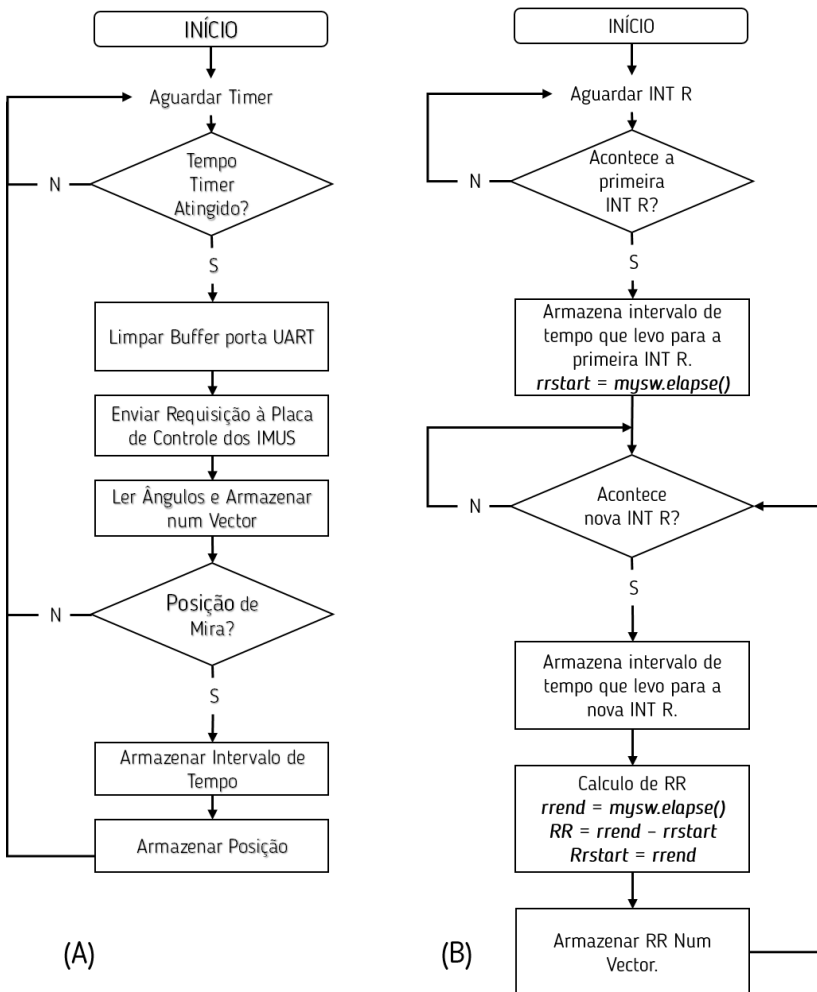
A primeira consiste em avaliar e enviar o estado da conexão das IMUs à BBB e a segunda, em enviar um vetor com os ângulos coletados. O processo só finaliza quando a placa é reiniciada ou desligada.

Figura 23 — Diagrama de fluxo do *firmware* BeagleBone Black.



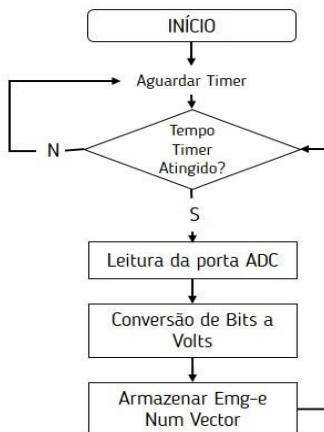
Fonte: Próprio autor.

Figura 24 — Diagrama de fluxo do subprocesso de detecção de intervalos RR e ângulos das IMUs.



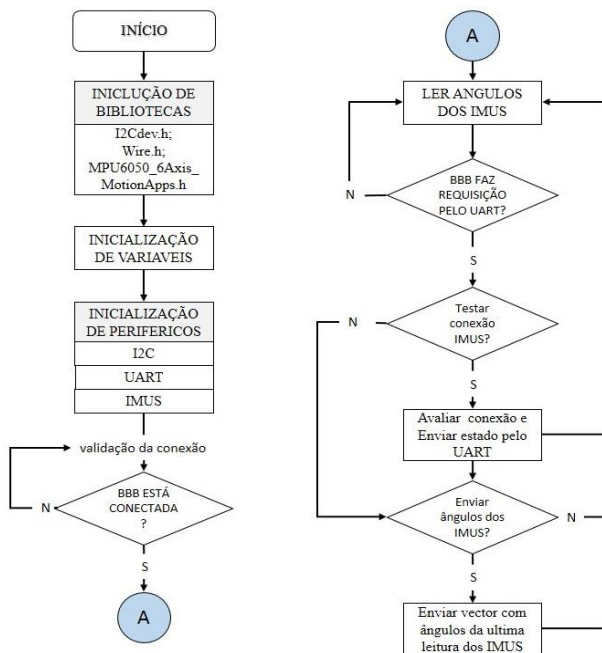
Fonte: Próprio autor.

Figura 25 — Diagrama de fluxo do subprocesso Coleta EMG-e.



Fonte: Próprio autor.

Figura 26 — Diagrama de fluxo do *firmware* da placa de controle das IMUs.



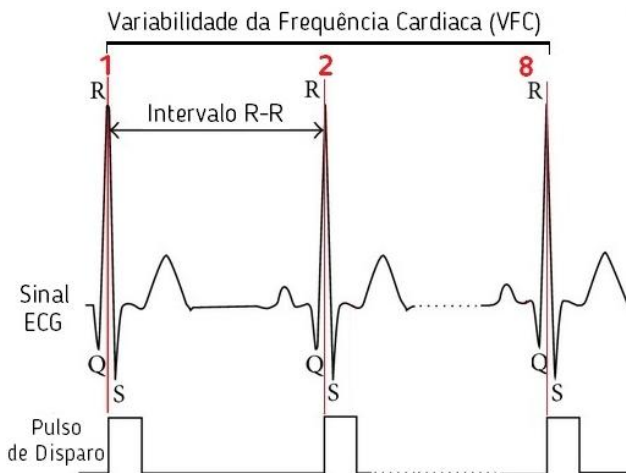
Fonte: Próprio autor.

3.4 MÉTODOS DE ANÁLISE DA VARIABILIDADE DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

3.4.1 Detecção dos intervalos RR

A detecção dos intervalos RR é feita por meio do módulo descrito na seção 3.3.1. Nesse módulo, o sinal de ECG do atleta é processado analogicamente; e gera-se um pulso cada vez que o pico R do sinal de ECG é detectado, como ilustrado na Figura 27.

Figura 27 — Detecção dos intervalos RR a partir do módulo de ECG.



Fonte: Próprio autor.

3.4.2 Análise da VFC no domínio do tempo

As variáveis no domínio do tempo são definidas como os diferentes parâmetros estatísticos que resultam da medição eletrocardiográfica dos intervalos RR normais. Esses intervalos RR normais são analisados estatística e matematicamente para obter os distintos parâmetros. Os parâmetros mais utilizados e que aportam maior informação são os seguintes:

- Média RR [ms]: Valor médio de todos os intervalos RR obtido por meio da equação 16, na qual RR_i representa o valor de cada um dos intervalos RR e K é o número total dos intervalos.

$$\overline{RR} = \frac{\sum_{i=1}^K RR_i}{K} \quad (16)$$

- **SDNN [ms]**: Desvio padrão da média de todos os intervalos RR. Esta medida reflete todas as componentes cíclicas responsáveis do período do registro. SDNN é calculado utilizando a equação 17, na qual RR_i representa o valor de cada um dos intervalos RR e \overline{RR} é o valor médio de todos os intervalos. K é o número total dos intervalos.

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^K (RR_i - \overline{RR})^2}{K-1}} \quad (17)$$

- **RMSSD [ms]**: Desvio padrão das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes, este parâmetro informa sobre as variações a curto prazo dos intervalos RR e é utilizado para observar a influência do SNP sobre o sistema cardiovascular. RMSSD é obtido através da equação 18, na qual RR_i representa o valor de cada um dos intervalos RR e RR_{i-1} é o valor RR anterior. K é o número total dos intervalos.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{K-1} (RR_i - RR_{i-1})^2}{K-1}} \quad (18)$$

- **NN50 [n]**: Número de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50 ms. NN50 é obtido da equação 19, na qual RR_i representa o valor de cada um dos intervalos RR e RR_{i-1} é o valor RR anterior. K é o número total dos intervalos.

$$NN50 = \sum_{i=1}^{K-1} [(RR_i - RR_{i-1}) > 50ms] \quad (19)$$

- **pNN50% [%]**: Percentagem de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração que excedem 50 ms. pNN50 é obtido pela equação 20, na qual K é o número total dos intervalos. Um valor elevado de pNN50 proporciona informação das variações altas espontâneas da frequência cardíaca.

$$pNN50 = \frac{NN50}{K-1} * 100 \quad (20)$$

3.4.4 Análise da VFC no domínio da frequência

A medida do espectro de frequências da VFC é comumente obtida utilizando a Transformada de Fourier, a qual permite decompor a energia (potência) do sinal RR em diferentes componentes de frequências. As componentes espectrais correlacionam-se com os diferentes componentes do sistema nervoso autônomo. A maior parte da potência do sinal encontra-se na faixa de 0,003 a 0,4 Hz. As variáveis calculados são os seguintes:

- Total Power [ms^2/Hz]: Potência total. Representa o espectro geral. É a variância de todos os componentes dos intervalos RR na faixa 0,003 a 0,4 Hz.
- VLF [ms^2]: *Very Low Frequency*, está na faixa de frequências de 0,003 a 0,04 Hz. Mostra as influências hormonais, vasomotoras e termorreguladoras.
- LF [ms^2]: *Low Frequency*, na faixa de frequências de 0,04 a 0,15 Hz. O índice é relacionado ao nível de ativação do SNS com alguma contribuição do SNP.
- HF [ms^2]: *High Frequency*, na faixa de frequências de 0,15 a 0,4 Hz. O índice é relacionado ao nível de ativação do SNP.
- LF/HF: É a razão de LF e HF. Seu valor permite estimar o equilíbrio simpático-vagal.

O método utilizado é o Periodograma de Welch (1967), que é baseado no método de periodograma desenvolvido por Bartlett (1948). O método de Bartlett consiste em dividir uma sequência de N pontos em K segmentos, sendo então calculados os periodogramas de cada um dos K segmentos. A estimativa do espectro de potência de Bartlett é dada pela média dos periodogramas de cada um dos K segmentos.

O método desenvolvido por Welch introduziu a sobreposição aos segmentos e o uso de uma janela em cada um dos segmentos da sequência original. A descrição matemática do método de Welch é feita a seguir. Dada uma sequência $x[n]$ com N pontos, cada um dos L segmentos de Welch é descrito por:

$$x_i[n] = x[n + iD] \quad n = 0, 1, \dots, M - 1 \quad (21)$$

$$i = 0, 1, \dots, L - 1$$

Onde iD é o ponto inicial do segmento em questão e D é responsável pela sobreposição entre os segmentos. Se o valor de $D = M$ os segmentos não se sobrepõem, e se o valor de $D = M/2$ então há 50 % de sobreposição entre os segmentos (GUPTA; MEHRA, 2013; STOICA; MOSES, 2005). Nesse método, cada segmento extraído é multiplicado por uma função de janela, resultando em um periodograma modificado conforme é descrito na equação 22.

$$\tilde{P}_{xx}^{(i)}(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (22)$$

Onde $i = 0, 1, \dots, L - 1$, f é a frequência, M é o número de amostras contidas em cada segmento extraído, $w(n)$ é a função de janela utilizada. U (equação 23) é um fator de compensação para corrigir as perdas causadas pelas funções de janela.

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (23)$$

Onde M é o número de amostras contidas em cada segmento extraído e $w(n)$ é a função de janela utilizada.

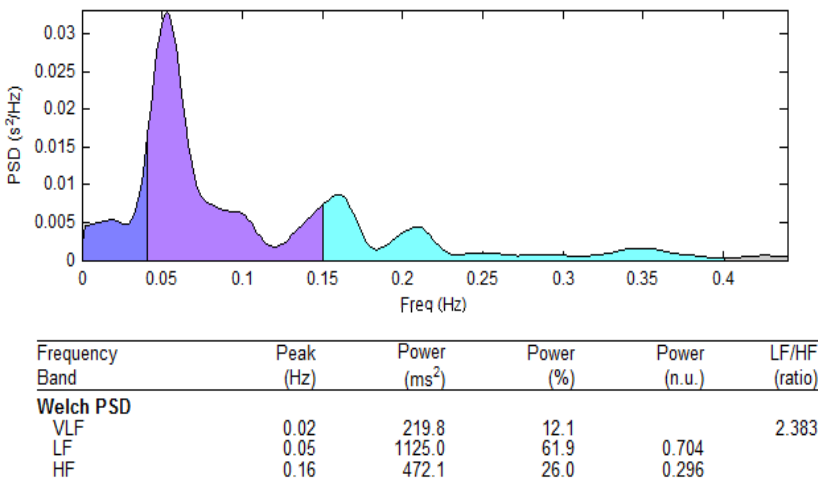
Finalmente, a estimativa do periodograma de Welch é a média dos periodogramas modificados conforme estabelecido na equação 24.

$$P_{xx}^{(W)}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \tilde{P}_{xx}^{(i)}(f) \quad (24)$$

Onde $i = 0, 1, \dots, L - 1$, f é a frequência e $\tilde{P}_{xx}^{(i)}$ são os periodogramas modificados.

A Figura 28 apresenta um exemplo do resultado da decomposição do sinal de VFC em frequência.

Figura 28 — Espectro de frequência do sinal de HRV. As cores representam as frequências VLF, LF e HF.



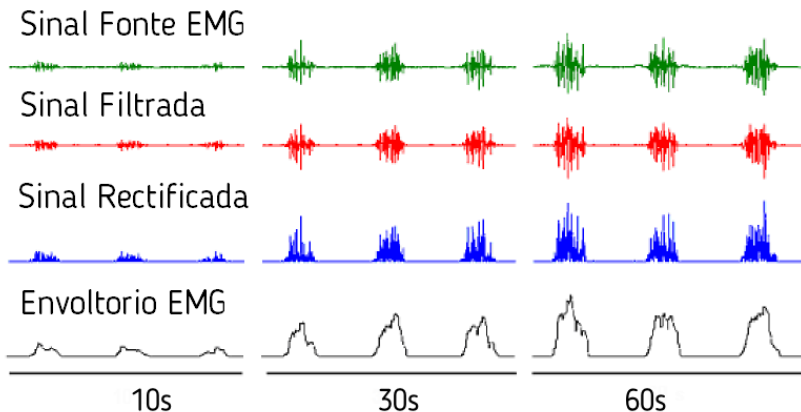
Fonte: HRVAS- HRV Analysis Software (RAMSHUR, 2014).

3.5 MÉTODO DE ANÁLISES DA ELETROMIOGRAFIA

3.5.1 Registro do Envoltório da Eletromiografia

O registro do envoltório da EMG foi feito a partir do módulo descrito na seção 3.3.1 e do o *firmware* descrito na Seção 3.3.3. Nesse módulo, o sinal de EMG do atleta é registrado e processado analogicamente. A Figura 29 apresenta as diferentes etapas do processamento; pode-se observar o sinal fonte de EMG, o sinal após a filtragem na faixa de 20 a 500 Hz, o sinal retificado, e finalmente o sinal envoltório da eletromiografia (EMG-e).

Figura 29 — Etapas do Processamento do Sinal de EMG.

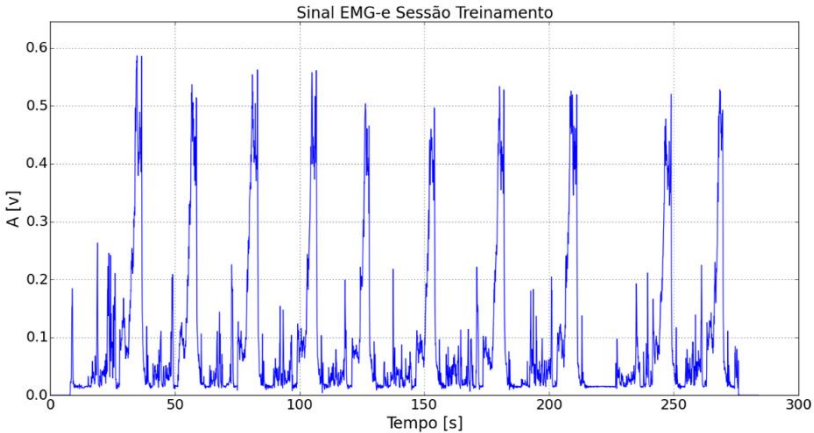


Fonte: Próprio autor.

3.5.2 Análise da Repetitividade do Sinal de EMG-e

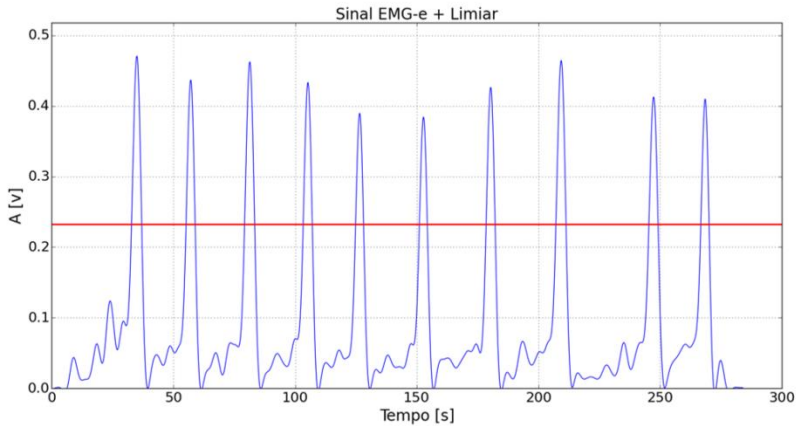
Para medir a repetitividade do sinal EMG-e registrado durante cada sessão do treinamento do atleta utiliza-se o método descrito na Seção 2.4 *Variance Ratio* (VR). Na Figura 30 é possível verificar o sinal de EMG-e coletado durante uma sessão de treinamento com 10 tiros. Para calcular o VR é necessário extrair do sinal original de EMG-e os sinais correspondentes a cada tiro. Para isso, foi utilizado um limiar posicionado na média do valor mínimo e máximo do sinal de EMG-e como é mostrado na Figura 31.

Figura 30 — Exemplo de sinal de EMG-e de uma sessão de treinamento com 10 Tiros.



Fonte: Próprio autor.

Figura 31 — Exemplo do sinal de EMG-e filtrado e com limiar.

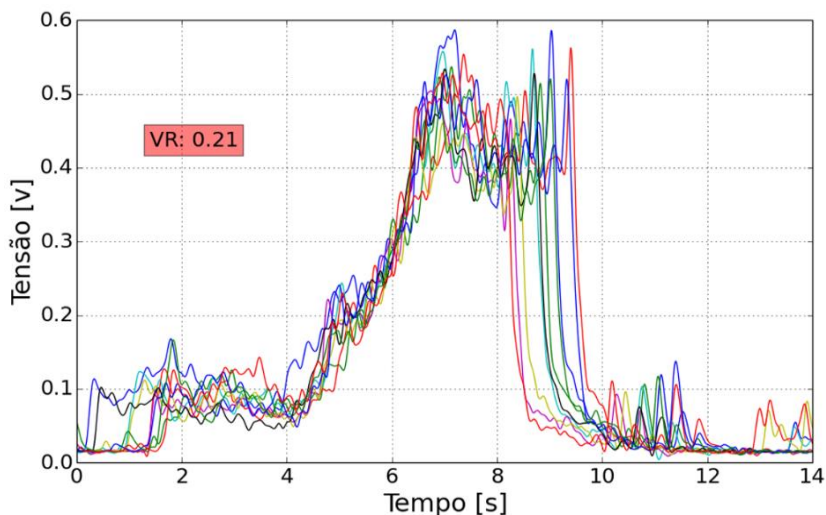


Fonte: Próprio autor.

Considerando a média do sinal, foram encontrados os pontos de corte que permitem registrar de forma independente o sinal correspondente cada tiro. Para evitar erros devidos às oscilações do sinal registrado na detecção dos pontos de corte, foi aplicado um filtro passa baixas *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 2 Hz no sinal, conseguindo assim o sinal apresentado na Figura 31. A Figura 32 representa o enquadramento dos sinais correspondentes a cada tiro a

partir dos pontos de corte. Nessa mesma figura pode-se observar o resultado do cálculo do VR.

Figura 32 — Sinais de EMG-e enquadrados, correspondentes a 10 tiros de uma sessão de treinamento.



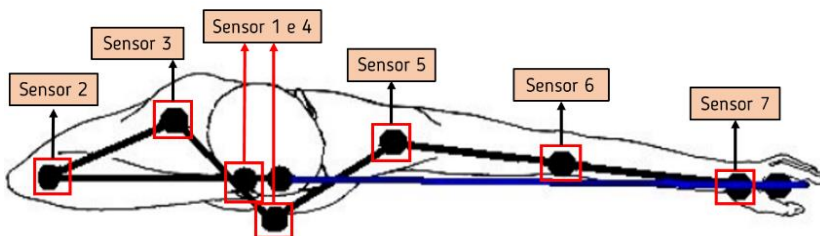
Fonte: Próprio autor.

3.6 MÉTODO DE REGISTRO E ANÁLISE DAS POSIÇÕES POSTURAIS

3.6.1 Registro das Posições Posturais

O movimento do atleta durante a execução da técnica de tiro no treinamento é rastreado por sete sensores inerciais, o funcionamento dos sensores é explicado na seção 2.5. A posição postural do atleta é definida pela integração dos ângulos de Tait-Bryan (*Pitch e Roll*) gerados pelos sensores inerciais, os quais se encontram distribuídos na parte superior do corpo do atleta. A distribuição é feita seguindo os pontos de referência da técnica de tiro apresentados na Figura 33. A definição desses pontos foi baseada na biomecânica do tiro com arco (ARCHERY AUSTRALIA INC., 2007).

Figura 33 — Distribuição das IMUs no corpo do atleta. Cada sensor encontra-se posicionado num ponto de referência do movimento da técnica de tiro.



Fonte: Adaptado de: *Archery Australia*.

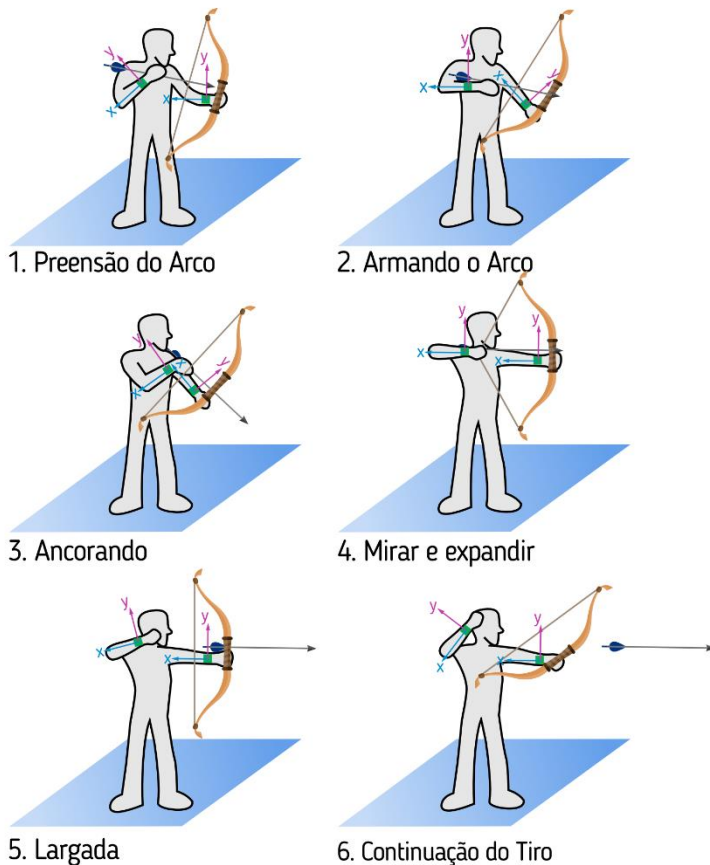
A Figura 34 ilustra as etapas da técnica de tiro e a variação dos ângulos de duas IMUs entre cada etapa. Segundo a etapa, na qual o atleta se encontra, o vetor no qual são armazenados os ângulos tem um grupo de valores únicos. A partir desses valores define-se a posição postural atual do atleta.

Os ângulos que compõem uma posição são coletados implementando o módulo descrito na seção 3.3.1. O módulo encarregado do gerenciamento dos sensores disponibiliza o resultado das leituras para a plataforma de controle, a qual faz requisições para a leitura dos ângulos a cada 20 ms (50 Hz). O funcionamento do *firmware* que gerencia a coleta dos ângulos é descrito na seção 3.3.3.

O registro das posições posturais é feito utilizando a interface gráfica descrita na seção 3.3.3. A interface tem um botão (*Save Position*) que, ao ser acionado pelo usuário (gerenciador da coleta), armazena os ângulos da posição do atleta em um arquivo de texto. Nesse caso, são registrados os ângulos na etapa número quatro da técnica de tiro apresentada na Figura 34. O processo é repetido durante todos os tiros do treinamento.

Para identificar se existe um padrão postural na posição prévia ao tiro, as posições posturais registradas durante o treinamento são tabuladas e comparadas no *software* de análises estatístico de dados *GraphPad* (GRAPHPAD SOFTWARE, 2015). É feita uma análise estatística para observar a dispersão existente entre todas as posições registradas; sendo assim, uma dispersão pequena entre todos os ângulos *Pitch* e *Roll* demonstra a existência ou ausência de um padrão postural.

Figura 34 — Etapas da técnica de tiro e a variação dos ângulos de duas IMUs entre cada etapa.



Fonte: Próprio autor.

Dados: SOYLU et al. (2006) e FMAF (2013).

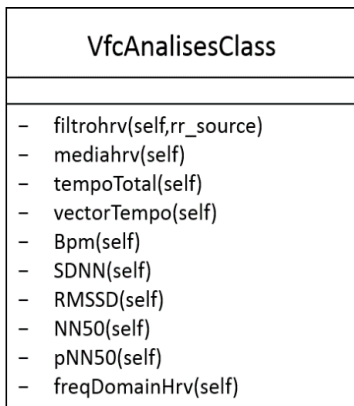
3.7 SOFTWARE

Para realizar o processamento e análises dos sinais coletados foram criados *scripts* no *software* de desenvolvimento *Spyder Scientific Python IDE*. Este *software* conta com as bibliotecas científicas *Open Source Numpy* e *Scipy*, as quais dispõem das ferramentas necessárias para a implementação dos algoritmos utilizados no processamento e análise dos sinais.

3.7.1 Algoritmo de Análise da Variabilidade de Frequência Cardíaca

O algoritmo desenvolvido para analisar o sinal de VFC implementa os métodos expostos na seção 3.4. O algoritmo foi baseado em uma classe desenvolvida para esse sistema que inclui os métodos descritos na Figura 35. Desses métodos, o processo de filtragem e a análise no domínio da frequência do sinal são descritos com maior detalhe. Os métodos de análises no domínio do tempo consistem na implementação das equações apresentadas na seção 3.4.2.

Figura 35 — Diagrama da classe de análises da VFC.



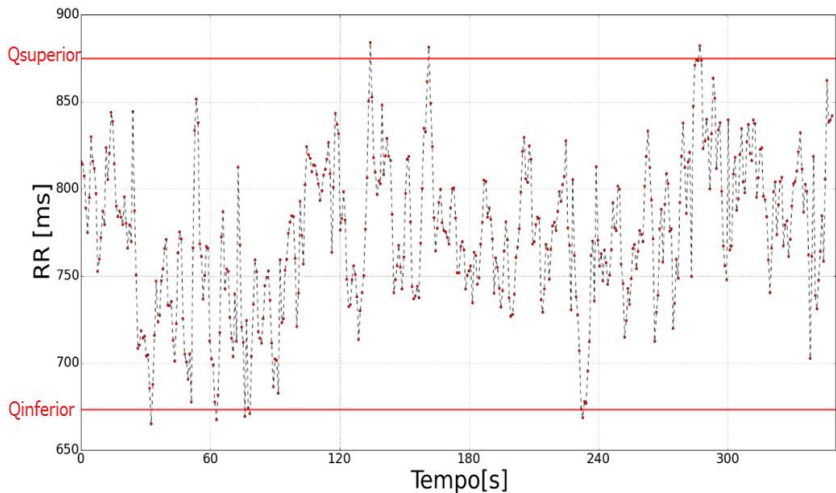
Fonte: Próprio autor.

O processo de filtragem do sinal inicia com a reamostragem do sinal de VFC para um sinal uniformemente amostrado de 1 Hz, já que como foi descrito na seção 3.3.2, o sinal de VFC registrado não possui um intervalo de amostragem constante. Após a reamostragem são descartados os intervalos RR que se encontram fora dos limites superior e inferior, como visto na Figura 36. Os limites são calculados a partir da média calculada do sinal de VFC e da amplitude interquartílica da mesma.

A análise em frequência do sinal é realizada utilizando o método de periodograma de *Welch* apresentado na seção 3.4.4. Para implementar o método foi utilizada a função da biblioteca *Scipy Welch* (SCIPY.ORG, 2013). Para calcular o espectro de frequências da VFC, o sinal foi preparado fazendo uma reamostragem da mesma a uma

frequência de 4 Hz. Com o sinal de VFC preparado foi aplicada a função *welch* utilizando uma janela de *Hanning* de 256 pontos com uma sobreposição do 50% e FFT de 1024 pontos.

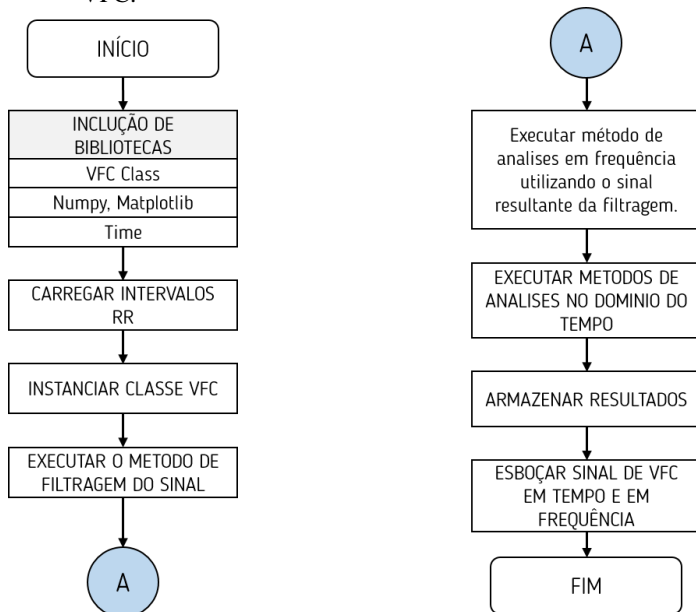
Figura 36 — Sinal de VFC com limites superior e inferior para filtragem. Onde $Q_{superior}$ e o $Q_{inferior}$ são os limites interquartílicos que excluem os valores atípicos da sequência de dados.



Fonte: Próprio autor.

O diagrama de fluxo apresentado na Figura 37 expõe o funcionamento do *software* de análise da VFC. Neste diagrama, pode-se observar que inicialmente são carregadas as bibliotecas – entre elas a de análise da VFC – posteriormente, são carregados os arquivos que contêm os intervalos RR, para depois instanciar a classe de análise da VFC. Com a classe instanciada executa-se o método de filtragem do sinal de variabilidade. Com o sinal filtrado se executa o método de análise em frequência e os métodos de análise no domínio no tempo. Finalmente são armazenados os resultados em um arquivo de texto e faz-se o gráfico do sinal de VFC no tempo e o espectro de frequência do sinal.

Figura 37 — diagrama de fluxo do funcionamento do *software* de análise da VFC.

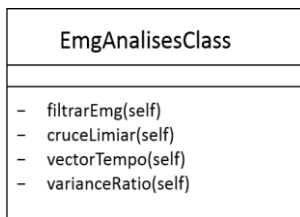


Fonte: Próprio autor.

3.7.2 Software de Análise do Envoltorio da Eletromiografia

O algoritmo desenvolvido para analisar a EMG-e implementa os métodos apresentados na seção 3.5.2 O algoritmo foi baseado em uma classe desenvolvida para este sistema que inclui os métodos descritos na Figura 38.

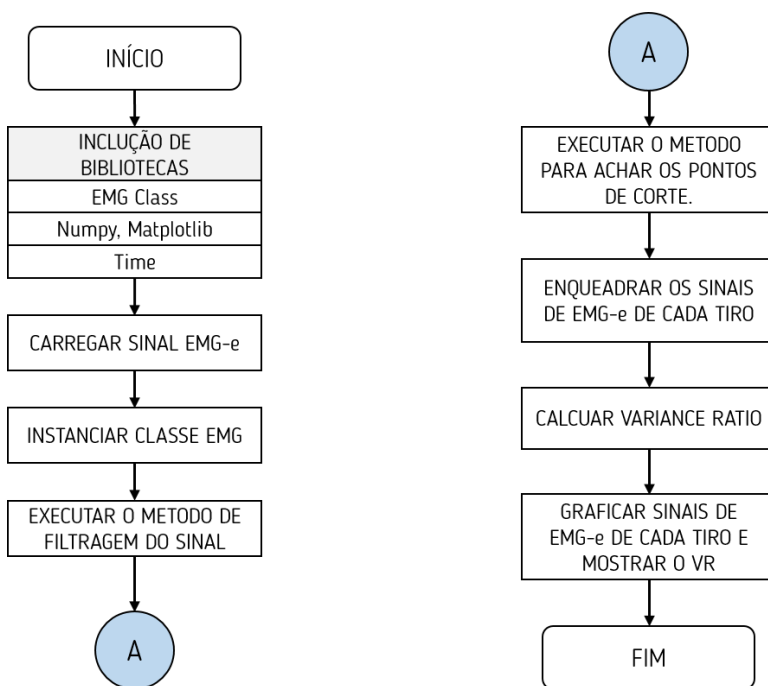
Figura 38 — Diagrama da classe de análises EMG-e.



Fonte: Próprio autor.

O diagrama de fluxo apresentado na Figura 39 expõe o funcionamento do algoritmo de análises do EMG-e. Nesse diagrama pode-se observar que inicialmente são carregadas as bibliotecas – entre elas a de análise do EMG-e – posteriormente são carregados os arquivos que contêm os sinais de EMG-e, para depois instanciar a classe de análise de EMG-e. Com a classe instanciada se procede a execução do método de filtragem do sinal de EMG-e. Com o sinal filtrado, se executa o método que encontra os pontos de corte do sinal com o limiar traçado (seção 3.5.2). A partir dos pontos de corte é feito o enquadramento dos sinais de EMG-e de cada tiro para, então, aplicar o método de cálculo de VR. Finalmente o resultado do cálculo do VR é apresentado em um gráfico que contém os sinais de EMG-e de cada tiro.

Figura 39 — diagrama de fluxo do funcionamento do *software* de análise de EMG-e.



Fonte: Próprio autor.

3.8 TESTES DE BANCADA E AVALIAÇÃO DO PROTÓTIPO

Concluída a etapa de desenvolvimento do protótipo do dispositivo *wearable* prosseguiu-se à caracterização do equipamento. Por se tratar de um dispositivo portátil, alimentado por bateria e com transmissão sem fio, foi importante analisar o consumo energético e também o alcance mínimo de transmissão. Além dessas características foi importante determinar o peso e a temperatura ideal de operação do dispositivo.

Para verificar o consumo de energia utilizou-se tanto um voltímetro, e um amperímetro. Foi medida a corrente de consumo do sistema em modo de espera e em modo ativo, ou seja, quando o sistema realizando a coleta de sinais. Com os dados obtidos nesse teste, foi possível estimar a duração da bateria. Tal parâmetro foi calculado utilizando carga elétrica consumida considerando o tempo de operação do dispositivo *wearable*.

A medição foi realizada simplesmente conectando o dispositivo de medida à porta USB de saída da bateria e o *wearable* à porta USB de saída do mensurador como ilustrado na Figura 40.

Figura 40 — Medição de consumo energético do dispositivo em modo espera e modo ativo.



Fonte: Próprio autor.

A estimativa do tempo de duração da bateria foi feita ao se dividir a capacidade da bateria pelo valor de corrente medido nas duas situações descritas acima. O cálculo foi feito com a equação 17, proposta por Irwin (2005), e na qual o tempo (Δt) é definido pela razão de variação da carga (Q) entre a corrente média (I_{med}).

$$i(t) = \frac{d}{dt} q(t) \rightarrow \Delta t = \frac{\Delta Q}{I_{med}} \quad (17)$$

Os resultados das medições apresentados na Tabela 3 indicam que a bateria tem um tempo de duração em modo ativo de 15 h e em modo de espera de 17 h e 09 min.

Tabela 3 — Especificações de consumo energético do sistema.*

Características	Modo Espera	Modo Ativo
Tensão bateria	5V	5V
Corrente carga bateria	6000mAh	6000mAh
Corrente consumida	350mA	400mA
Potência consumida	1.8W	1.9W
Tempo de duração	17h09m	15h

*Acurácia Eq. de medição: Tensão = $\pm 0.3\%$; Corrente = $\pm 0.5\%$.

Fonte: Próprio autor.

Para determinar o alcance máximo de transmissão de dados do equipamento foi realizado um teste em campo aberto. Durante o teste foram avaliados o nível de qualidade do sinal de enlace entre o PC e o dispositivo *wearable*, e a transmissão dos dados coletados no percurso de 70 metros (FMAF, 2013).

Inicialmente foram colocados marcadores a cada 10 metros e o equipamento configurado com um adaptador *USB/Wi-Fi* com antena externa que promove um ganho de sinal de 6 dBi (conversor). Em seguida, foram obtidos os dados de qualidade de enlace através do *software* de monitoramento *Wi-Fi Open Source Wavemon* (TECH-FAQ, 2014) e também verificou-se a continuidade na transmissão de dados pelo equipamento.

Os resultados do teste apresentados na Tabela 4 indicam que: O enlace é mantido durante os 70 m, ainda que a qualidade do sinal diminua após 60 m a transmissão de dados é perdida.

Tabela 4 — Testes qualidade de conexão.

Distância [m]	Qualidade do Enlace [%]
0	100
10	94
20	60
30	44
40	40
50	36
60	34
70	32

Fonte: Próprio autor.

O peso total do dispositivo é 320 g e foi determinado utilizando uma balança com uma incerteza definida pelo fabricante de ± 20 gramas. Além disso, o dispositivo completo com a veste e a bateria pesam 820 g. A temperatura de operação varia de 0 a 60°C, sendo definida a partir das faixas de operação indicadas pelos fabricantes dos componentes eletrônicos principais do equipamento.

3.9 PROTOCOLO PARA TESTES COM ESPORTISTAS

Com o protótipo desenvolvido, definiu-se o protocolo para testar o sistema durante o treinamento de esportistas de tiro com arco. Os testes durante o treinamento foram realizados em campo aberto conforme definições do treinador do atleta. Isso significa que as sessões de tiros e a quantidade de tiros por sessão não foram determinadas pelo protocolo de testes.

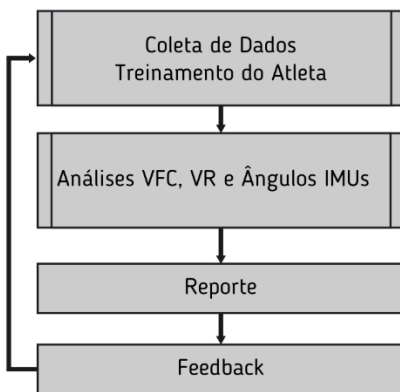
Foi solicitada uma emenda do protocolo de uma pesquisa em andamento, essa emenda foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC, sob o número 116778/2014.

Para a realização do estudo participaram dois esportistas de tiro com arco, do sexo masculino, com idade de 33 e 18 anos. Os participantes da amostra foram informados antecipadamente sobre o protocolo de pesquisa e tiveram orientação prévia.

Na Figura 41 ilustra-se o protocolo geral para avaliação do sistema. O sistema foi gerenciado o tempo todo pelo usuário com o

objetivo de caracterizar o atleta, ou seja, registro de posições posturais (*trigger de disparo*) foi feito manualmente quando o atleta está na posição de mira e em paralelo foi feita a captura e registro dos sinais VFC e EMG-e fornecidos pelo módulo analógico. Após a coleta, os sinais do módulo analógico foram processados e analisados. As posições posturais foram classificadas e analisadas para identificar se existiam ou não padrões posturais característicos. Concluídas as duas etapas anteriores foi gerado um relatório como *feedback* para a equipe de treinamento do atleta, completando-se, assim, o protocolo.

Figura 41 — Diagrama do protocolo geral para avaliação do sistema desenvolvido.



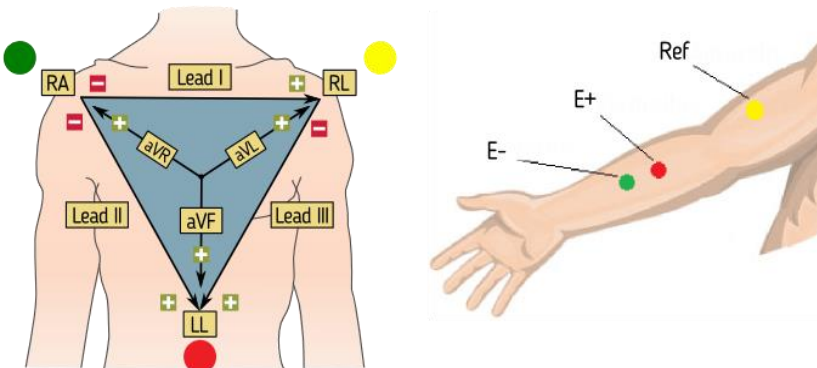
Fonte: Próprio autor.

Com o protocolo geral descrito, se enumeram as etapas resumidas que são necessárias para colocar o sistema em funcionamento durante o treinamento.

1. Entregar o termo de consentimento livre e esclarecido ao voluntário e apresentar o dispositivo *wearable* (A);
2. Preparar a captação dos sinais: conectar os eletrodos segundo a Figura 42 e colocar a vestimenta no atleta;
3. Inicializar o sistema (A) e conectar o computador de controle (B) à rede Wi-Fi gerada pelo sistema (A);
4. Inicializar o *software* via protocolo SSH;
5. Registrar o período basal durante 3 minutos: na interface gráfica, inserir o nome do atleta seguido da palavra basal,

- ativar o módulo de coleta de VFC e pedir para o atleta aguardar durante três minutos em estado de relaxamento;
6. Registrar a sessão: na interface gráfica (GUI), inserir o nome do atleta seguido do número da sessão; ativar os módulos de registro de VFC, EMG-e e IMUS; iniciar a coleta, ativando o botão *start capture* na GUI;
 7. *Trigger* de disparo e registro das posições posturais: Na GUI, ativar o botão *save throw position* quando o atleta está na posição de mira;
 8. Repetir a etapa 7 durante os tiros da sessão em andamento.
 9. Finalizar a sessão: Na GUI, ativar o botão *stop capture*. Para ver o resultado da sessão, selecionar o gráfico desejado e ativar o botão *plot*;
 10. As etapas 6, 7, 8 e 9 são repetidas para cada sessão do treinamento;
 11. Ao finalizar o treinamento, desconectar o sistema (B) do (A) e retirar o sistema (A) do atleta;
 12. Extrair os arquivos registrados durante o treinamento do dispositivo *wearable* utilizando o *software filezilla*;
 13. Processar e analisar os dados coletados, utilizando os *scripts* de processamento de dados de HRV e EMG-e desenvolvidos.

Figura 42 — Distribuição dos eletrodos no corpo do atleta. A esquerda encontra-se a distribuição para o ECG de acordo com o Triângulo de Einthoven. Na direita a distribuição para o EMG sobre o músculo flexor superficial dos dedos.



Fonte: Próprio autor.

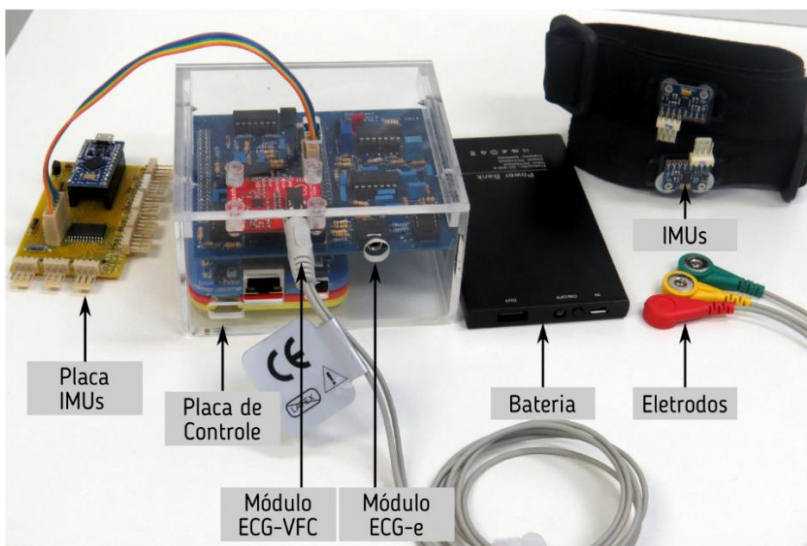
4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos referentes ao que foi apresentado na seção de Materiais e Métodos, isto é, estado atual do protótipo do dispositivo *wearable* em relação as características gerais e requisitos mínimos para o funcionamento do *hardware* atual e, finalmente, os testes realizados para verificação da aplicabilidade do sistema em estudos específicos na modalidade de tiro com arco.

4.1 O PROTÓTIPO

Na Figura 43 é apresentado o protótipo proposto na seção 3.3. O dispositivo possui um conector de 6 pinos para acoplar a placa de gerenciamento das IMUs, dois conectores plug P2 tipo fêmea para conectar os cabos que ligam os eletrodos com o módulo analógico; também possui um plug tipo P4 para conectar a bateria e uma porta USB para o adaptador de Wi-Fi. A placa de gerenciamento das IMUs possui 8 conectores de 4 pinos para ligar as IMUs à placa.

Figura 43 — Dispositivo final, disposto em caixa de acrílico de proteção, bateria, IMUs nas fitas elásticas e a placa de gerenciamento das IMUs.



Fonte: Próprio autor.

A Figura 44 apresenta a veste confeccionada para colocar o dispositivo no atleta durante o treinamento.

Figura 44 — Dispositivo colocado na veste.



Fonte: Próprio autor.

As características gerais do dispositivo, mecânicas e elétricas, e os requisitos básicos para o seu correto funcionamento são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 — Características Mecânicas e Elétricas Do Dispositivo.

Parâmetro	Dado do Protótipo
Tensão de operação	5 V
Corrente mínima de operação	400 mA
Tempo operação modo espera	Com Bateria de 6000 mAh / 17h
Tempo operação modo ativo	Com Bateria de 6000 mAh / 15h
Faixa máxima de enlace Wi-Fi	80 m
Faixa máxima de transmissão de dados	60 m
Peso	320 g
Dimensões	11x6x10 cm
Temperatura de operação	0-60°C
Chipset Wi-Fi	Ralink RT3070, RT5370 ou Atheros AR9271

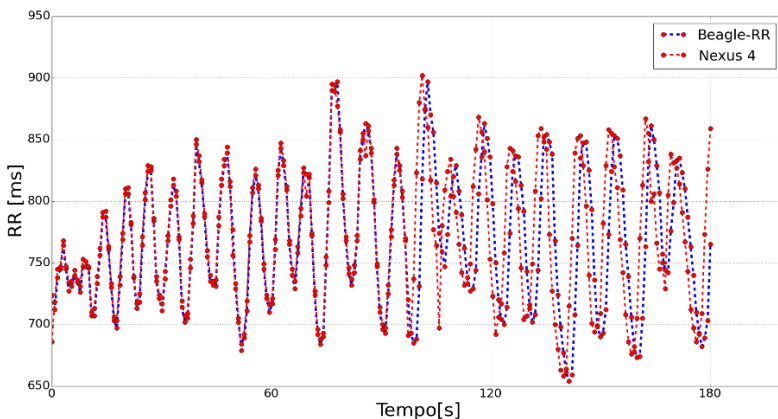
Fonte: Próprio autor.

4.1.1 Medições dos Sinais no Laboratório

Com o protótipo finalizado foram feitas as seguintes medições para avaliar o funcionamento do dispositivo em um ambiente controlado.

- Variabilidade de Frequência Cardíaca: Foram feitas medições em paralelo da VFC, utilizando o dispositivo *wearable* desenvolvido e utilizando um dispositivo comercial (NeXus-4, by Mind Media BV, Herten, Países Baixos). Para esse teste, os eletrodos foram posicionados um do lado do outro e o sujeito ficou sentado durante o tempo do teste. Na Figura 45 é apresentado o resultado das duas medições.

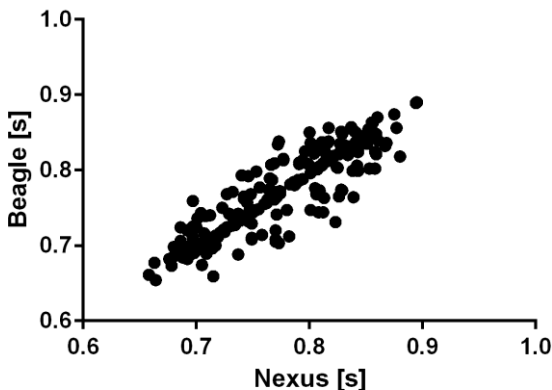
Figura 45 — VFC medições de laboratório Nexus 4 vs. dispositivo *Wearable* (Beagle-RR).



Fonte: Próprio autor.

O coeficiente de correlação entre os dois sinais coletados de VFC é $r = 0.89$, indicando uma forte correlação entre os sinais. Na Figura 46 pode-se observar o resultado do gráfico de dispersão. Após calcular a correlação existente entre os sinais foi feita a análise da VFC no domínio de tempo e frequência para comparar os resultados, que são apresentados na Tabela 6.

Figura 46 — Gráfico da dispersão Nexus 4 vs. dispositivo *Wearable* (Beagle).
(Coeficiente de correlação $r = 0.89$).



Fonte: Próprio autor.

Tabela 6 — Resultados das análises de tempo e frequência da VFC coletadas com Nexus 4 vs. Beagle RR.

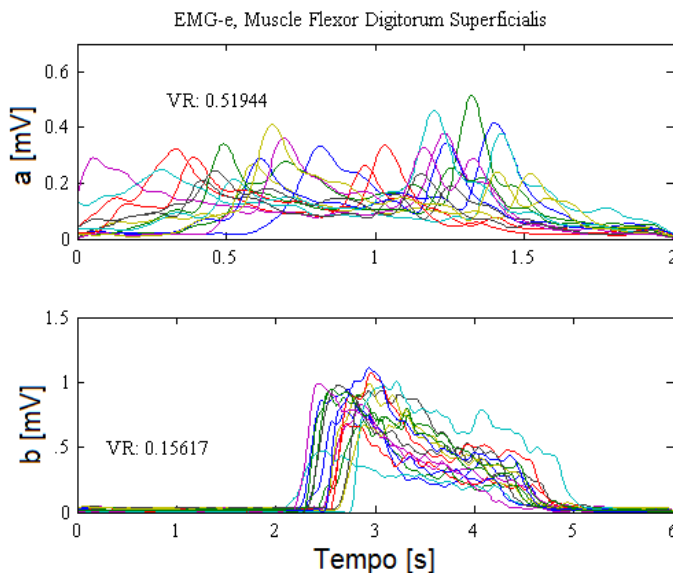
Variáveis	Beagle-RR	Nexus 4
RR [ms]	768	772
bpm	78	77
SDNN [ms]	54,7	55,2
RMSSD [ms]	31,7	33,4
NN50	25	30
pNN50 [%]	10	12
VLF [ms ²]	57,9	44,9
LF [ms ²]	2337,1	2287,7
HF [ms ²]	280,8	336
VLF [%]	2,2	1,7
LF [%]	87,4	85,7
HF [%]	10,5	12,6
LF/HF	8,3	6,8
Total Power [ms²]	2675	2668

Fonte: Próprio autor.

- *Variance Ratio* EMG-e: Dois ensaios – (a) e (b) – são apresentados na Figura 47, para avaliar a repetitividade dos sinais EMG-e. Os resultados do VR, em cada um dos ensaios são correspondentes com

os resultados dos sinais registrados. Quando os ensaios são sincronizados no tempo, como em (b), o VR tem tendência à 0, e quando são dessincronizados a tendência do VR se afasta de 0 significativamente como acontece no ensaio (a).

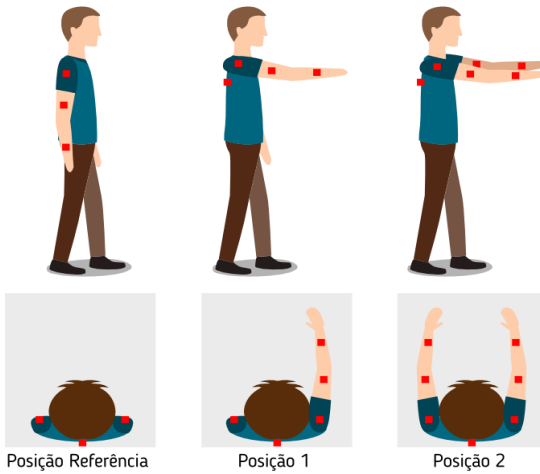
Figura 47 —Envolvório EMG (EMG-e) vs Tempo. (a) sem sincronização, (b) sincronizado. O VR é apresentado na lateral esquerda de cada ensaio.



Fonte: Próprio autor.

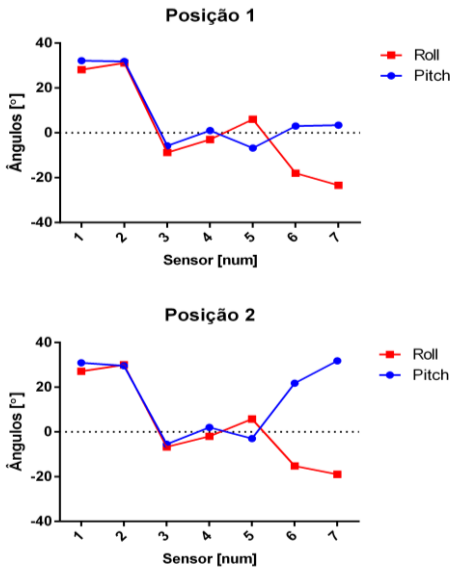
- Registro de posições posturais e identificação de padrões posturais: foram registradas vinte posições posturais de duas posições (10-10), as quais são apresentadas na Figura 48. O sujeito muda da posição inicial para a segunda posição, nesse momento são registrados os ângulos de Tait Bryan de cada um dos sensores inercias que a representam utilizando a interface de controle desenvolvida. Posteriormente o atleta vai da posição dois para a três e os ângulos são novamente armazenados. Finalmente, o usuário volta para a posição inicial e repete o movimento vinte vezes. A Figura 49 apresenta o resultado dos padrões obtidos. Nessa Figura, pode-se observar que existe uma diferença entre os ângulos dos sensores (5,6,7) que são movimentados entre a posição 1 e 2.

Figura 48 — Posições do teste feito em laboratório. Os pontos vermelhos representam as IMUs.



Fonte: Próprio autor.

Figura 49 — Padrões posturais após a análises das posições posturais coletadas.



Fonte: Próprio autor.

4.2 TESTE PILOTO COM ESPORTISTAS

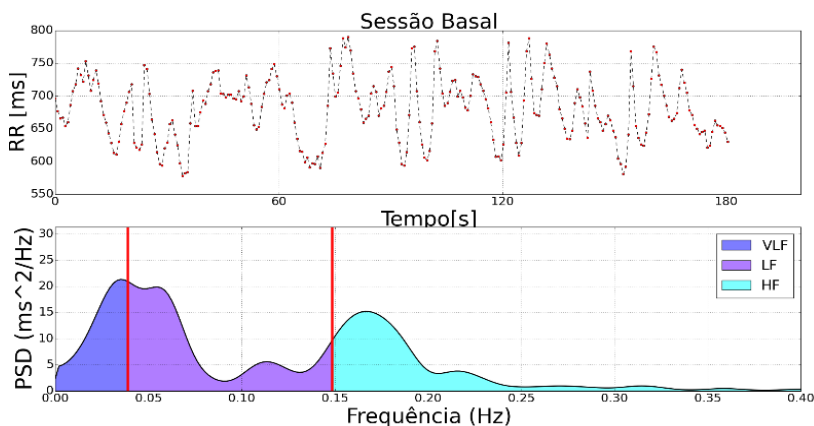
Nesta seção são apresentados os resultados correspondentes à coleta feita durante treinamento de um atleta profissional e um amador.

4.2.1 Treinamento com Atleta Profissional

O atleta para o presente estudo está entre os quinze melhores arqueiros masculinos do Brasil (CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE TIRO COM ARCO, 2015) e entre os cinco melhores do Ranking Catarinense de Tiro com Arco Outdoor (FCTA, 2015), os dois reconhecimentos são na modalidade Arco Recurvo Masculino Adulto e o participante é voluntário desta pesquisa. O atleta tem 33 anos, mede 172 cm e pesa 89 kg e pratica o esporte há aproximadamente 3,5 anos. O treinamento que o voluntário realiza atualmente têm um máximo de 7 sessões com 70 tiros, com o alvo posicionado a uma distância de 70 metros. Neste ponto é aplicado o protocolo descrito na seção 3.6 que gera como resultado os gráficos e tabelas que são apresentados a seguir.

O primeiro gráfico da Figura 50 corresponde ao sinal de VFC basal do atleta durante três minutos, adquirido antes do início do treinamento. O gráfico inferior é o resultado da análise em frequência do sinal de VFC. No apêndice A são apresentados os gráficos correspondentes às sessões de tiro.

Figura 50 — Sinal de VFC Basal e análises em frequência do profissional.



Fonte: Próprio autor

Os sinais de VFC registrados nas diferentes sessões do treinamento têm uma duração maior do tempo registrado em relação ao basal (três minutos). Por conta disso, a análise é realizada tendo por base os primeiros três minutos de cada uma das sessões. O resultado obtido da análise em tempo e frequência dos sinais de VFC de cada sessão do treinamento é apresentado na Tabela 7.

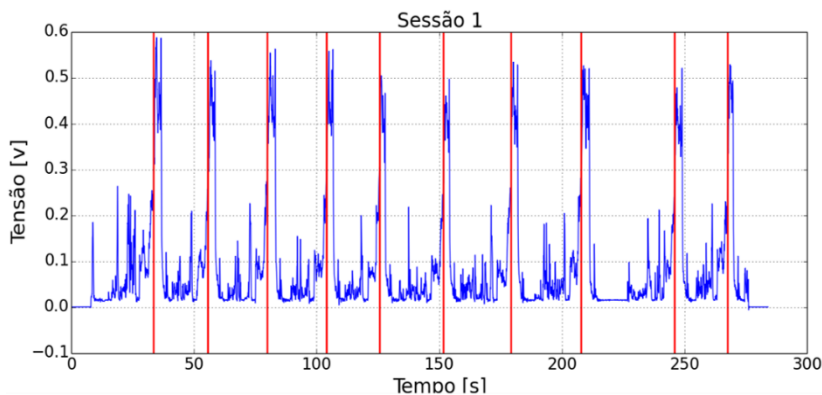
Tabela 7 — Resultado análises VFC em tempo e frequência do treinamento de atleta profissional.

Variáveis	Basal	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão 4	Sessão 5
RR [ms]	679	643	618	596	605	624
bpm	88	93	97	100	99	96
SDNN [ms]	49,1	48,1	54,8	41,9	44,3	57,1
RMSSD [ms]	30,6	24,3	39,3	29,9	26,7	31,5
NN50	23	12	37	21	15	26
pNN50 [%]	8	4	12	6	5	9
VLF [ms²]	570,3	267,9	664,2	166,2	225,6	326,4
LF [ms²]	1021,6	1701,5	1333,5	1070,9	1060,1	1506,9
HF [ms²]	919,1	491,6	513,7	286,6	386,8	594,4
VLF [%]	22,7	10,9	26,4	10,9	13,5	13,4
LF [%]	40,7	69,1	53,1	70,3	63,4	62,1
HF [%]	36,6	20,0	20,5	18,8	23,1	24,5
LF/HF	1,11	3,46	2,6	3,74	2,74	2,53
TP [ms²]	2511	2460	2511	1523	1672	2427

Fonte: Próprio autor.

A Figura 51 corresponde ao sinal de EMG-e registrado durante uma sessão. Nesse gráfico, é possível ver a ativação do músculo flexor superficial dos dedos da mão dominante do atleta quando ele está atirando. As linhas verticais presentes no gráfico são o ponto de sincronismo para enquadrar e comparar os sinais e assim calcular VR.

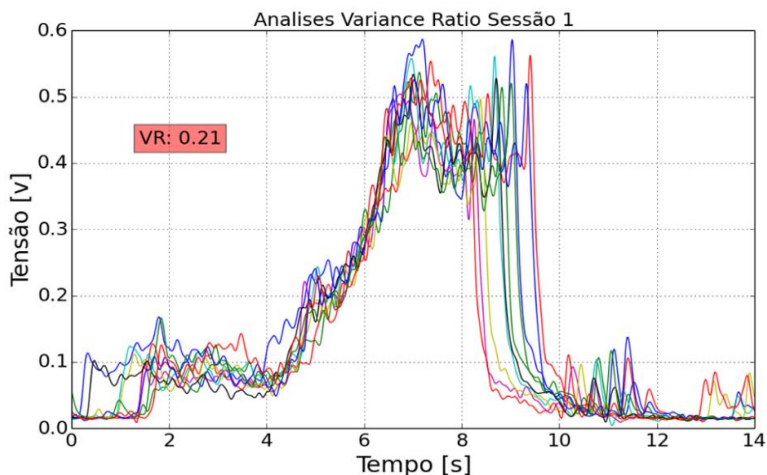
Figura 51 — Sinal de EMG-e com o marcador de posição de mira.



Fonte: Próprio autor.

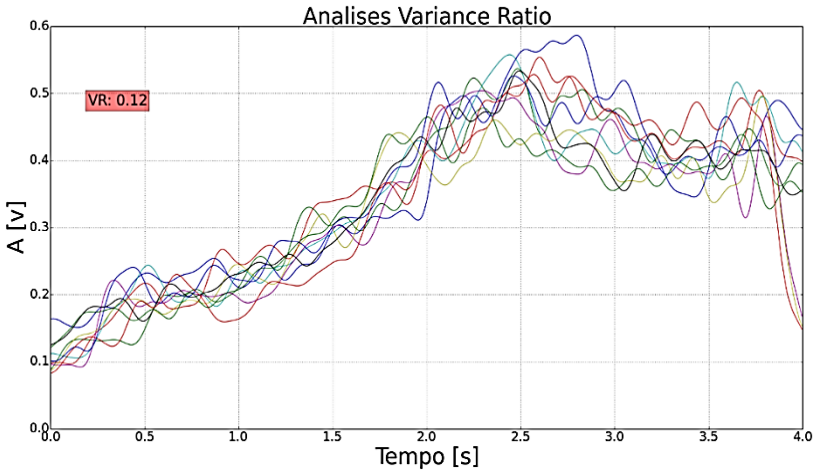
Na Figura 52, pode-se observar os sinais de EMG-e correspondentes a cada tiro da sessão enquadrados e sincronizados. O método de VR é aplicado sobre um intervalo de quatro segundos na área de maior ativação muscular dos sinais da Figura 52, os sinais resultantes são apresentados na Figura 53. O resultado da análise de VR de todas as sessões é apresentado na Tabela 8.

Figura 52 — Sinas de EMG-e enquadradas e sincronizados, correspondentes a uma sessão de treinamento de 10 tiros.



Fonte: Próprio autor.

Figura 53 — Seção de 4 segundos do EMG-e para análise de VR de uma sessão de treinamento de 10 tiros.



Fonte: Próprio autor.

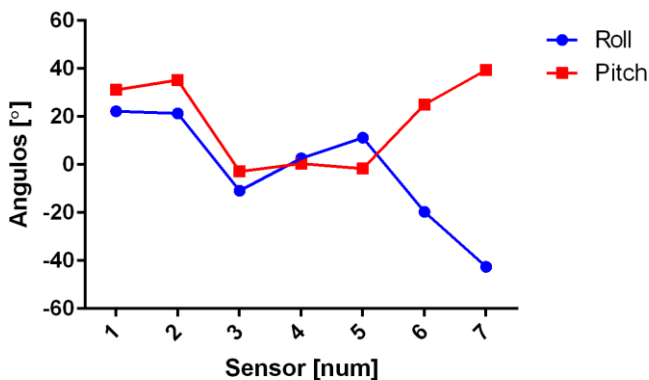
Tabela 8 — Resultados de VR do atleta profissional em 5 sessões, 10 tiros cada.

Profissional	Variance Ratio
Sessão 1	0,12
Sessão 2	0,16
Sessão 3	0,29
Sessão 4	0,35
Sessão 5	0,36
Media ± SD	0,256 ± 0,1

Fonte: Próprio autor.

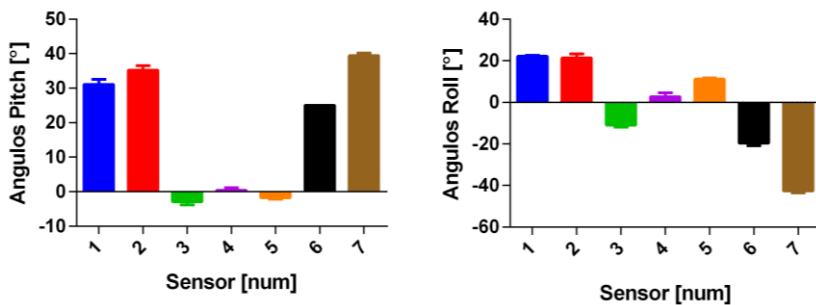
A Figura 54 apresenta o padrão postural obtido na primeira sessão do treinamento do atleta profissional. Na Figura 55, é apresentada a média e o desvio padrão (SD) dos ângulos *Pitch* e *Roll* obtidos de cada sensor em dez tiros na posição de mira. O eixo X contém os sete sensores dispostos no corpo do atleta conforme a seção 3.6 e apresentado na Figura 33. O resultado da análise que permite identificar o padrão postural é apresentado na Tabela 9.

Figura 54 — Padrão postural referente aos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta profissional na posição de mira, em uma sessão de treinamento de 10 tiros.



Fonte: Próprio autor.

Figura 55 — Média e desvio padrão dos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta profissional na posição de mira, em uma sessão de treinamento de 10 tiros.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 9 — Resultado da média e desvio padrão do padrão postural sessão 1 do treinamento do atleta profissional.

Sensores	\overline{Pitch}	SD	\overline{Roll}	SD
Sensor 1	22,22	0,44	31,11	1,45
Sensor 2	21,33	2,06	35,22	1,30
Sensor 3	-10,88	1,05	-2,88	0,92
Sensor 4	2,66	1,93	0,44	0,72
Sensor 5	11,22	0,66	-1,66	0,50
Sensor 6	-19,66	1,11	25,00	0,00
Sensor 7	-42,55	1,01	39,44	0,72

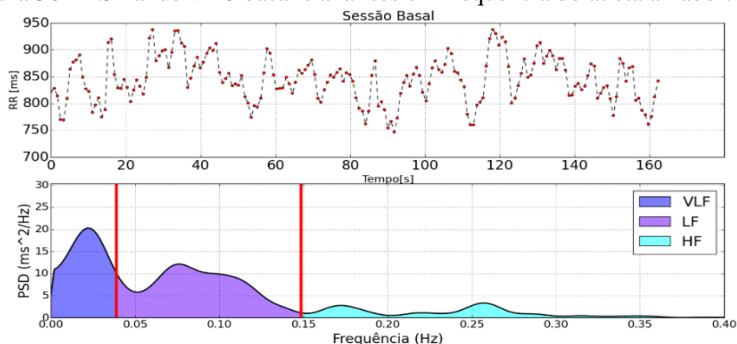
Fonte: Próprio autor.

4.2.2 Treinamento com Atleta Amador

O atleta amador participante voluntário desta pesquisa tem um ano e meio de treinamento, dois dias por semana. Ele tem 18 anos, mede 170 cm e pesa 66 kg. Atualmente ele faz um máximo de 7 sessões com uma média de 70 tiros, com o suporte do alvo posicionado a uma distância de 30 metros. Nesse ponto é aplicado o protocolo descrito na seção 3.6 que gera como resultado os gráficos e tabelas que são apresentados a seguir.

O gráfico superior da Figura 56 corresponde ao sinal de VFC basal do atleta durante dois minutos e trinta segundos, antes do início do treinamento. O gráfico inferior é o resultado da análise em frequência do sinal de VFC. O apêndice C apresenta os gráficos correspondentes às outras sessões de tiro.

Figura 56 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta amador.



Fonte: Próprio autor.

Os sinais de VFC registrados nas diferentes sessões do treinamento têm uma duração máxima na faixa de 140 a 180 segundos devido ao comportamento do atleta amador. Dessa forma, a análise é realizada considerando os primeiros 140 segundos (dois minutos e trinta segundos) de cada uma das sessões assim, a análises de VFC sempre é feita sobre o mesmo período de tempo. O resultado obtido da análise em tempo e frequência dos sinais de VFC de cada sessão do treinamento é apresentado na Tabela 10.

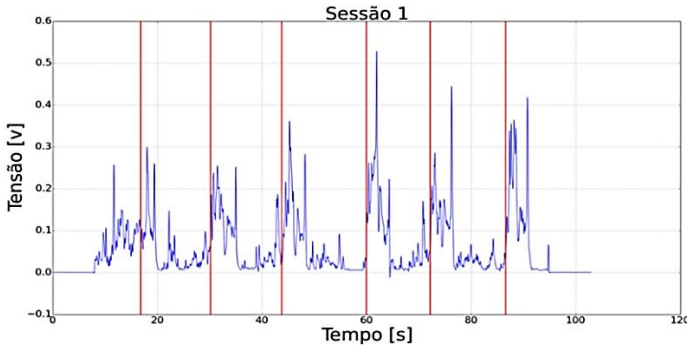
Tabela 10 — Resultado das análises VFC em tempo e frequência do treinamento do atleta amador.

Variáveis	Basal	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão 4	Sessão 5
RR [ms]	844	672	653	664	656	655
bpm	71	89	91	90	91	91
SDNN [ms]	42,5	58	55,4	56,7	49,6	54,3
RMSSD [ms]	28,7	35,2	34	39,3	32,1	31,4
NN50	16	25	34	25	21	22
pNN50 [%]	8	9	13	11	9	8
VLF [ms²]	538,1	888,5	239,8	441,7	256,6	1116,2
LF [ms²]	725,7	2235,7	1546,5	1426,6	1006,4	1149,3
HF [ms²]	225,1	244,8	304,6	372,8	645,4	284,6
VLF [%]	36,2	26,4	11,5	19,7	13,4	43,8
LF [%]	48,8	66,4	74,0	63,7	52,7	45,1
HF [%]	15,1	7,3	14,6	16,6	33,8	11,2
LF/HF	3,2	9,1	5,1	3,8	1,6	4,0
TP [ms²]	1488	3368	2090	2241	1908	2550

Fonte: Próprio autor.

A Figura 57 corresponde ao sinal de EMG-e registrado durante uma sessão. Nesse gráfico, é possível ver a ativação do músculo flexor superficial dos dedos da mão dominante do atleta quando esta atirando. A linha vermelha do gráfico indica o ponto de sincronismo para enquadrar e comparar os sinais e assim calcular a VR.

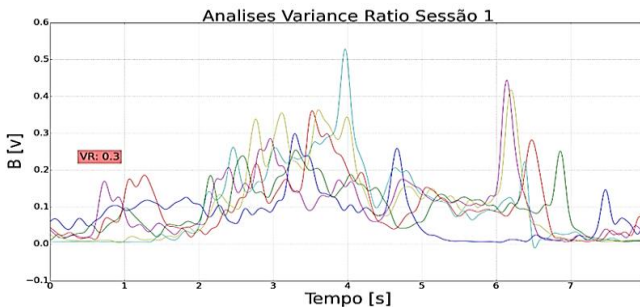
Figura 57 — Sinal de EMG-e com o marcador de posição de mira do atleta amador.



Fonte: Próprio autor.

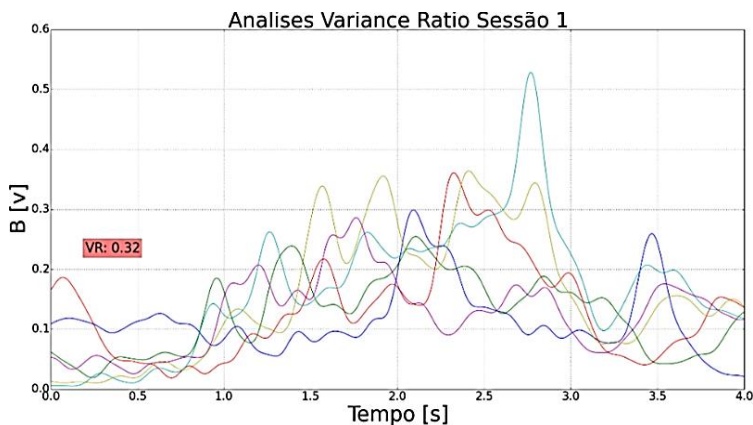
Na Figura 58 observam-se os sinais de EMG-e correspondentes a cada tiro da sessão enquadrados e sincronizados. O método de VR é aplicado sobre um intervalo de quatro segundos na área de maior ativação muscular dos sinais da Figura 58, os sinais resultantes são apresentados na Figura 59. O resultado da análise da VR de todas as sessões é apresentado na Tabela 10.

Figura 58 — Sinais de EMG-e enquadradas e sincronizados, correspondentes a uma sessão de treinamento de 6 tiros.



Fonte: Próprio autor.

Figura 59 — Seção de 4 segundos do EMG-e para análise de VR de uma sessão de treinamento de 6 tiros.



Fonte: Próprio autor

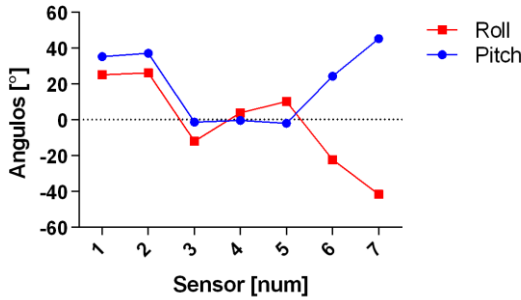
Tabela 11 — Resultados de *Variance Ratio* do atleta amador em 5 sessões de 6 tiros cada.

Amador	<i>Variance Ratio</i>
Sessão 1	0,32
Sessão 2	0,3
Sessão 3	0,38
Sessão 4	0,47
Sessão 5	0,45
Medía ± SD	0,384 ± 0,07

Fonte: Próprio autor.

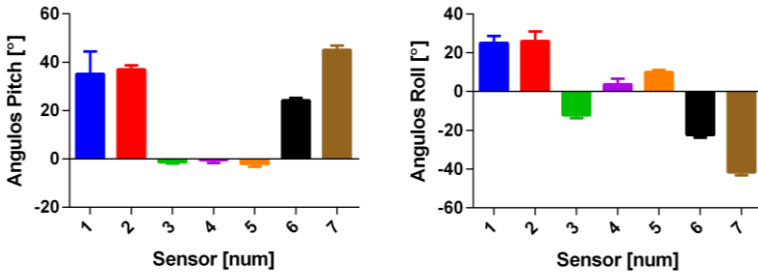
A Figura 60 apresenta o padrão postural obtido na primeira sessão do treinamento. Posteriormente, na Figura 61, apresenta-se a média e SD dos ângulos *Pitch* e *Roll* obtidos de cada um dos sensores em oito tiros na posição de mira. O eixo X contém os sete sensores dispostos no corpo do atleta como explicado na seção 3.4 e apresentado na Figura 33. O resultado da análise que permite identificar o padrão postural é apresentado na Tabela 12.

Figura 60 — Padrão postural referente aos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta amador.



Fonte: Próprio autor.

Figura 61 — Média e SD dos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta amador na posição de mira, numa sessão de treinamento de 8 tiros.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 12 — Resultado da média e desvio padrão do padrão postural sessão 1 do treinamento do atleta amador.

Sensores	<i>Pitch</i>	SD	<i>Roll</i>	SD
Sensor 1	35,12	9,32	25,00	3,58
Sensor 2	37,00	1,69	26,00	5,09
Sensor 3	-1,37	0,51	-12,12	1,64
Sensor 4	-0,50	1,19	3,75	2,86
Sensor 5	-2,12	1,12	10,00	1,19
Sensor 6	24,25	1,03	-22,37	1,30
Sensor 7	45,12	1,72	-41,62	1,50

Fonte: Próprio autor.

4.3 AVALIAÇÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS

Nas subseções anteriores foram apresentados os gráficos e tabelas com os resultados dos testes feitos em campo com um atleta profissional e outro amador. Nas subseções seguintes são analisados os resultados dos sinais registrados da VFC, EMG-e e as posições posturais.

4.3.1 Variabilidade da Frequência Cardíaca

Para avaliar os resultados da VFC, primeiramente, foi avaliado o desempenho dos algoritmos desenvolvidos no sistema, comparando-os com o *software* de análises de VFC *Kubios* (BIOSIGNAL ANALYSIS AND MEDICAL IMAGING GROUP, 2010). O processo foi feito utilizando os sinais adquiridos com o sistema desenvolvido. A Tabela 13 traz os resultados obtidos após a análise no domínio do tempo e frequência de duas sessões de treinamento do atleta profissional.

Para observar onde se encontram as maiores diferenças entre os dois resultados foi aplicado um teste *t-student* (GOSSET, 1908), e os resultados das medições são apresentados tanto na Tabela 14, quanto na Figura 62.

Tabela 13 — Resultado comparativa da análise da VFC no domínio do tempo e frequência entre o sistema desenvolvido e o *software Kubios*.

Variáveis	Sistema	Kubios	Sistema	Kubios
RR [ms]	679	680	643	643
bpm	88	88	93	94
SDNN [ms]	49,1	49,1	48,1	48,1
RMSSD [ms]	30,6	30,6	24,3	24,4
NN50	23	23	12	13
pNN50 [%]	8	9	4	5
VLF [ms ²]	570,3	527,9	267,9	191,0
LF [ms ²]	1021,6	1053,4	1701,5	2023,3
HF [ms ²]	919,1	1161,6	491,6	393,68
VLF [%]	22,7	19,2	10,9	7,3
LF [%]	40,7	38,4	69,1	77,6
HF [%]	36,6	42,33	20	15,09
LF/HF	1,11	0,91	3,46	5,14
TP [ms ²]	2511	2743	2461	2608

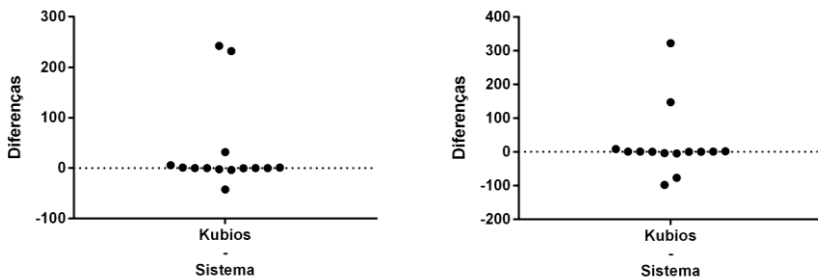
Fonte: Próprio autor.

Tabela 14 — Resultado das diferenças para a comparação sistema vs. *Kubios* de duas sessões de treinamento do atleta profissional.

Variáveis	Sistema - Kubios	Sistema - Kubios
RR [ms]	1,00	0,00
bpm	0,00	1,00
SDNN [ms]	0,00	0,00
RMSSD [ms]	0,02	0,02
NN50	0,00	1,00
pNN50 [%]	1,0	1,00
VLF [ms^2]	-42,4	-76,9
LF [ms^2]	31,8	321,8
HF [ms^2]	242,5	-978
VLF [%]	-3,46	-3,58
LF [%]	-2,31	8,47
HF [%]	5,73	-4,91
LF/HF	-0,20	1,68
TP [ms^2]	232	147

Fonte: Próprio autor.

Figura 62 — Diferenças da análise do sistema vs. *Kubios* dos parâmetros apresentados na tabela 13 de duas sessões de treinamento do atleta profissional.



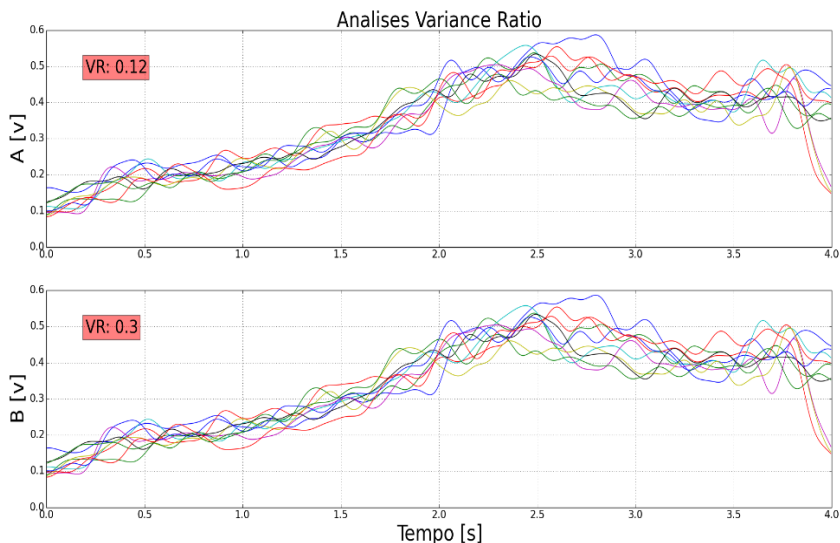
Fonte: Próprio autor

4.3.2 Envoltório da Eletromiografia

O gráfico apresentado na Figura 63 corresponde à análise de VR aplicado aos sinais de EMG-e coletados durante uma sessão do treinamento de um atleta profissional (A) e outro amador (B). O gráfico mostra um intervalo de 4 segundos da ativação do músculo flexor superficial dos dedos da mão dominante do atleta quando executa a técnica de tiro. Nesse gráfico, também pode-se observar na parte superior esquerda o resultado do VR calculado.

Na Tabela 15 é apresentada a comparação entre o resultado da análise de VR do atleta profissional e do amador durante cinco sessões de treinamento. A Figura 64 mostra que o atleta profissional apresenta maior índice de repetitividade em comparação com o amador, o que pode ser visto nos resultados de VRs menores para o atleta profissional e maiores para o amador. Durante o treinamento, o atleta profissional relatou que está em processo de aprendizado de uma nova técnica. Este processo de aprendizado leva-o a um estado de cansaço prematuro durante o treinamento, isso se reflete no índice de repetitividade que diminui durante o treinamento.

Figura 63 —Envoltório EMG (EMG-e) vs tempo de (A) atleta profissional, (B) atleta amador. O VR está na lateral esquerda.



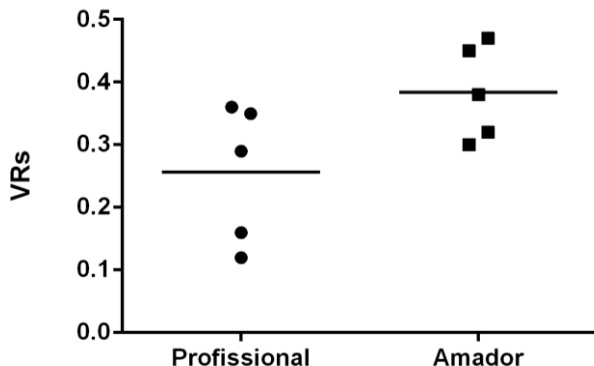
Fonte: Próprio autor.

Tabela 15 — Análises de VR para o atleta profissional vs. amador.

Sessão	Variance Ratio [A]	Variance Ratio [B]
Sessão 1	0,12	0,30
Sessão 2	0,16	0,32
Sessão 3	0,29	0,38
Sessão 4	0,35	0,47
Sessão 5	0,36	0,45
Media \pm SD	0,256 \pm 0,10	0,384 \pm 0,07

Fonte: Próprio autor.

Figura 64 — VRs de Atleta Profissional e Amador. A linha horizontal representa a média das sessões.



Fonte: Próprio autor

4.3.3 Padrões Posturais

Para a análise estatística das posições posturais, foram tomadas 40 posições do atleta profissional e 40 do amador. Na Tabela 16 e Tabela 17 e Figura 65 e Figura 66 são apresentados os resultados da análise das posições posturais registradas, as média dos ângulos *Pitch* e *Roll* e desvio padrão (SD).

Tabela 16 — Resultado identificação de padrão postural em 40 tiros do treinamento do atleta profissional.

Sensores	\overline{Pitch}	SD	\overline{Roll}	SD
Sensor 1	30,43	4,91	23,86	2,38
Sensor 2	35,43	2,80	22,51	6,62
Sensor 3	-3,081	1,09	-10,57	1,24
Sensor 4	1,00	0,97	3,87	2,50
Sensor 5	-1,00	0,66	11,84	1,12
Sensor 6	25,16	2,20	-19,54	2,59
Sensor 7	38,68	1,70	-42,65	2,10

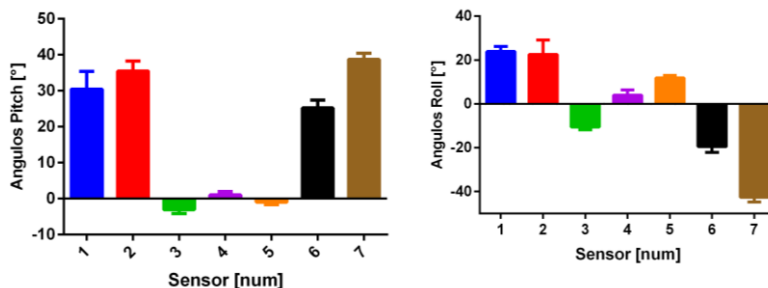
Fonte: Próprio autor.

Tabela 17 — Resultado identificação de padrão postural em 40 tiros do treinamento do atleta amador.

Sensores	\overline{Pitch}	SD	\overline{Roll}	SD
Sensor 1	34,33	8,64	26,75	5,82
Sensor 2	38,35	1,85	25,25	4,37
Sensor 3	-1,70	0,82	-11,40	1,85
Sensor 4	-0,33	0,73	3,05	2,44
Sensor 5	-0,90	1,01	10,15	1,17
Sensor 6	24,13	0,76	-21,10	1,48
Sensor 7	45,05	1,40	-41,28	1,59

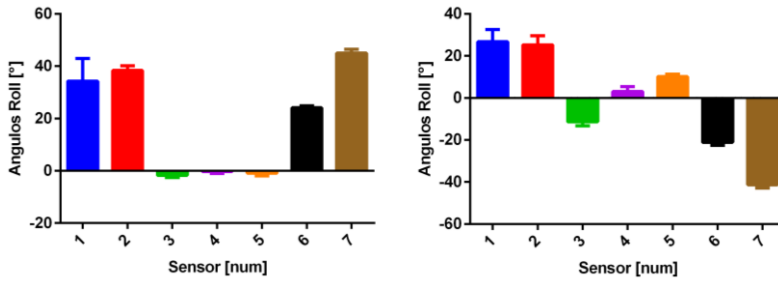
Fonte: Próprio autor.

Figura 65 — Média e desvio padrão dos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta profissional na posição de mira em 40 tiros do treinamento.



Fonte: Próprio autor.

Figura 66 — Média e desvio padrão dos ângulos *Pitch* e *Roll* das IMUs do atleta amador na posição de mira em 40 tiros do treinamento.



Fonte: Próprio autor.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo desenvolvido como uma ferramenta *open source* e *open hardware* tem as características necessárias para ser implementado como um sistema de apoio ao treinamento de atletas de tiro com arco. O fato do dispositivo ser desenvolvido utilizando apenas ferramentas *open source* e *open hardware* contribuem para a sua versatilidade, já que tanto o *software* como o *hardware* podem ser modificados e atualizados segundo as necessidades específicas do pesquisador e/ou usuário (desde que tenham conhecimento para tal).

O tempo de duração do treinamento varia dependendo do atleta, mas o período máximo é de 12 horas, das quais 8 horas são executando tiros com o arco. Desta forma, o desempenho energético do dispositivo em conjunto com a bateria usada é considerado adequado para acompanhar um treinamento diário, uma vez o dispositivo pode ser utilizado por até 15 horas continuamente.

A veste confeccionada para colocar o dispositivo no atleta durante o treinamento suporta o peso do dispositivo e a bateria, e serve como base para os sensores colocados nos ombros e nas costas do atleta. O peso do dispositivo e suas dimensões não dificultam os movimentos do atleta durante o treinamento, o que é uma característica importante, pois não obstrui a tarefa em desenvolvimento.

A faixa máxima de transmissão de dados testada no campo de treinamento foi de 60 metros e a de enlace de 80 metros. Mesmo com essa margem de alcance, percebeu-se que, algumas vezes, o atleta se desloca alguns metros a mais para buscar flecha que não acertou no alvo. Por isso, para melhorar a transmissão de dados e manter o enlace de conexão é necessário utilizar uma antena externa de maior alcance no PC de controle.

Na subseção 4.1.1 foram feitos testes que mostraram o desempenho do dispositivo em um ambiente controlado. A análise comparativa feita do registro do sinal de VFC, entre o sistema desenvolvido e o Nexus 4 (MIND MEDIA B.V., 2009b) mostrou uma correlação forte entre os dois sinais registrados. No apêndice C são apresentados os resultados de mais três comparações feitas entre os dois dispositivos. Esses resultados avaliam o bom funcionamento do registro de VFC pelo sistema desenvolvido.

Para avaliar o desempenho do registro do sinal de EMG-e foram feitos dois ensaios simulando um movimento repetitivo 10 vezes e um aleatório pela mesma quantidade de vezes. Os resultados obtidos estão

em acordo com os resultados de Granata *et al.* (2005) e Soyly *et al.* (2006) acerca do funcionamento do método de VR para medir repetitividade entre sinais repetitivos.

A comparação entre a VFC do sistema desenvolvido e um dispositivo comercial foi feita colocando os eletrodos dos dois equipamentos um ao lado do outro. Assim, foi possível coletar o sinal de ECG do indivíduo para depois ser processado e finalmente obter a VFC. Utilizar o mesmo método para coletar o sinal de EMG não foi viável, uma vez que os eletrodos fossem colocados um ao lado do outro, coletariam sinais de EMG de diferentes grupos de fibras musculares, gerando assim uma resposta diferente nos dois sinais. Tal fato seria, então, considerado um método pouco preciso para uma análise comparativa.

Para avaliar o funcionamento da obtenção de dados de posições posturais, foram registradas duas posições estáticas diferentes apresentadas na Figura 48, esse teste permite observar as mudanças que existem entre duas posições. No experimento, quando o sujeito se encontra na posição 1 com o braço direito levantado e o esquerdo na posição de referência, se observa no resultado que os sensores 6 e 7 correspondentes ao braço esquerdo tem valores diferentes dos registrados pelos mesmos sensores na posição 2, onde os dois braços são elevados. Outro ponto a observar nesse experimento é que ao registrar cada posição, o valor dos sensores se mantém fixo até não sofrer nenhum movimento e que, após trocar de posição e voltar a ponto de origem, os sensores retornam corretamente ao seu valor inicial.

Na seção 4.2 são abordados os resultados correspondentes aos testes feitos com os atletas profissional e amador durante o treinamento de tiro com arco. Os resultados correspondentes a VFC, incluem o gráfico do sinal, gráfico de análise em frequência, a tabela com os resultados das análises em tempo e frequência do estado basal coletado e as diferentes sessões.

Os resultados correspondentes ao EMG-e, mostram a evolução no processamento do sinal coletado até o cálculo do VR. Na Figura 51 pode-se observar o sinal coletado durante o treinamento, para diminuir o ruído, os filtros utilizados no processamento digital do sinal são ajustados até obter o melhor resultado para a análise. Na Figura 52 se observam os sinais enquadrados após o processamento digital, e na Figura 53 se observa o resultado do cálculo de VR em uma sessão de 10 tiros. Além dos gráficos, são apresentados na Tabela 8 os resultados do VR em cinco sessões de treinamento do atleta profissional e na Tabela 10 do atleta amador. Também pode-se observar o tempo que os atletas

precisam para executar a técnica de tiro. Essa variável pode ser tomada como outro indicador de repetitividade. Os resultados do registro das posições posturais mostram, respectivamente, na Figura 54 e Figura 55, as posições durante uma sessão do treinamento e a dispersão que tem cada um dos ângulos. Os resultados permitem identificar um padrão postural em uma sessão de treinamento de 10 tiros.

Os resultados descritos previamente mostram a capacidade do sistema para identificar fatores relacionados com a repetitividade da técnica de atletas de tiro com arco.

A seção 4.3 apresenta a avaliação dos resultados obtidos. Na subseção 4.3.1, foi aplicado um teste para identificar se existem diferenças entre os resultados das análises em tempo e frequência obtidos através dos algoritmos desenvolvidos para o sistema e o *software Kubios*. O resultado do teste indica que as maiores diferenças se encontram nos resultados da análise em frequência. Porém, as tendências nos resultados são mantidas. Os métodos e parâmetros utilizados para a análise em frequência por ambos *softwares* são os mesmos, por isso, considera-se que as diferenças existem devido à implementação de ferramentas diferentes no processamento dos sinais. *Kubios* encontra-se baseado em *Matlab* um *software* proprietário e o *software* desenvolvido para o sistema baseia-se nas bibliotecas *Scipy* e *Numpy*, as quais como foi mencionado previamente são *open source*.

Na Tabela 7 e Tabela 10 são apresentados os resultados da análise de VFC de 5 sessões de treinamento do atleta profissional e amador. Esses dados podem ser interpretados para obter informação dos estados psicofisiológicos dos atletas. Pode-se observar nessas tabelas que o índice de HF, que está relacionado com o sistema parassimpático e denota mais relaxamento e menos estresse, é maior para o atleta profissional que para o amador durante o treinamento. É possível dizer que os resultados mostram que o sistema desenvolvido é capaz de gerar indicadores relacionados aos fatores psicofisiológicos de atletas de tiro com arco.

A subseção 4.3.2 traz uma análise comparativa dos resultados de VR entre os dois atletas. A partir dessa análise é possível observar que há diferença entre os dois atletas (profissional e amador). O VR do atleta profissional é sempre menor que o VR do atleta amador em cada uma das seções, correspondendo ao status de cada um dos atletas avaliados. Também pode-se observar, na Tabela 15, que a repetitividade diminui quanto maior é a quantidade de tiros executados; e.g., na sessão 5 do atleta profissional após 50 tiros o VR é três vezes maior que na primeira sessão. O atleta amador apresenta mesmo comportamento, após 40 tiros,

o VR é 1.5 vezes maior que na primeira sessão. Os resultados obtidos estão em acordo com os apresentados por Soyly *et al.* (2006), demonstrando assim o valor do método de VR para avaliar a repetitividade da ativação muscular de atletas de tiro com arco.

Na subseção 4.3.3, são analisadas 40 posições posturais registradas de cada atleta durante a execução da técnica de tiro com arco na posição de mira ou prévia ao tiro. Essa análise é significativa para demonstrar a existência de um padrão postural em cada atleta quando está no momento prévio ao tiro, ou seja, o atleta sempre faz a mira com a parte superior do corpo aproximadamente na mesma posição. A dispersão observada entre os ângulos de cada sensor se manteve em valores reduzidos. A biomecânica do tiro com arco (ARCHERY AUSTRALIA INC., 2007) expõe o fato de que cada atleta deve ser analisado individualmente já que todos os corpos são diferentes. Por isso, não é feita uma comparação entre os atletas.

Para obter sucesso no desenvolvimento do sistema, teve-se a participação de um atleta profissional durante o desenvolvimento do dispositivo. Por conta disso, foram feitos diversos testes para avaliar o desempenho dos módulos do dispositivo de forma individual. O sistema foi evoluindo com cada um dos testes, e com o *feedback* do atleta participante foi possível atualizar o *software* até obter a uma versão final que conseguisse apoiar o treinamento e a evolução dos atletas.

O desenvolvimento de um dispositivo *open source* implica que pode ser modificado segundo as necessidades dos pesquisadores. O sistema foi idealizado de forma modular, ou seja, os módulos podem ser utilizados de forma individual. Assim, se um pesquisador tem interesse em fazer um estudo sobre VFC, o dispositivo desenvolvido pode ser implementado. Também podem ser implementados métodos de análises dos sinais em tempo real, agregando novos métodos ao *software* e *firmware* desenvolvidos, ou criando um *software* totalmente novo que aproveite os módulos de *hardware* já desenvolvidos.

Os resultados dos testes aplicados mostram o dispositivo desenvolvido como uma ferramenta promissora para o apoio ao treinamento em tiro com arco. Com ela, se pode registrar a VFC e de forma indireta estudar a adaptação do SNA às demandas do corpo durante o treinamento. Também pode ser registrada a EMG-e, o qual permite avaliar a repetitividade da ativação muscular do braço dominante do atleta por meio de métodos como VR. Finalmente, o dispositivo pode registrar os ângulos de rotação *Pitch* e *Roll* de sete pontos da parte superior do corpo. Assim, pode-se avaliar a

repetitividade na posição prévia ao tiro e determinar a existência de padrões posturais que possam ser associados ao desempenho do atleta.

Considera-se que os objetivos propostos neste trabalho foram alcançados de maneira satisfatória. O dispositivo *wearable* desenvolvido possui a capacidade de registrar sinais de Variabilidade da Frequência Cardíaca, Envoltório da Eletromiografia e Posições Posturais do atleta durante o treinamento. O mesmo conta com um *software* necessário para gerenciar a coleta dos sinais no treinamento do atleta, além de dispor do *software* de processamento e análise dos sinais registrados. O dispositivo é complementado por uma caixa de acrílico feito sob medida, que serve como proteção para o *hardware* interno. Também dispõe de uma veste confeccionada para se ajustar ao corpo e carregar o dispositivo sem interferir nos movimentos do atleta.

Portanto, pode-se concluir que o sistema desenvolvido é uma ferramenta promissora para apoiar e avaliar o treinamento de atletas da modalidade de tiro com arco e também é passível de ser adaptada para aplicação com outras modalidades esportivas que utilizam o registro e análise de sinais fisiológicos.

6 TRABALHOS FUTUROS

Na continuidade do trabalho, a realização de testes adicionais com o sistema desenvolvido seria conveniente. Com a otimização do sistema seria possível acompanhar os atletas durante torneios. Além disso, desenvolvimento de uma nova interface que seja de fácil acesso ao atleta permitiria que ele mesmo gerenciasse a e análise de dados.

Com os ângulos de rotação calculados e coletados de vários pontos de corpo, a implementação de um modelo cinemático do corpo humano poderia gerar maior e melhor informação sobre o movimento do atleta durante o treinamento, podendo-se assim desenvolver um sistema de rastreamento 3D.

Por ser o primeiro protótipo de um dispositivo idealizado para ser *wearable*, ele foi criado utilizando ferramentas versáteis que permitiram um processo de desenvolvimento sem limites para o sistema. Desta forma, o protótipo atual tem um tamanho maior do que o desejado. Para prosseguir com a evolução do dispositivo, seria necessário desenvolver uma nova versão com tamanho reduzido, menor peso e menor consumo energético. Desta forma, a usabilidade do dispositivo seria aperfeiçoada e o atleta poderia ser autônomo durante toda uma sessão de treinamento, no que tange a coleta de dados.

As medições realizadas pelo dispositivo desenvolvido mostram-no como uma ferramenta viável para ser aplicado em outras modalidades esportivas, como na modalidade de tiro esportivo. Nesse contexto, seria interessante avaliar as necessidades de outras modalidades esportivas para implementar o sistema desenvolvido.

REFERÊNCIAS

- ACHTEN, J.; JEUKENDRUP, A. E. Heart rate monitoring: applications and limitations. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 33, n. 7, p. 517–38, jan. 2003.
- AHS, F. et al. High-frequency heart rate variability and cortico-striatal activity in men and women with social phobia. **NeuroImage**, v. 47, n. 3, p. 815–20, set. 2009.
- ANALOG DEVICES. **Linear Circuit Design Handbook**. 1st. ed. USA: Newnes, 2008.
- ANALOG DEVICES. **The Five Motion Senses: Using MEMS Inertial Sensing to Transform Applications**. Disponível em: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/white-papers/The_Five_Motion_Senses.pdf>. Acesso em: 15 jul. 2015.
- ARCHERY AUSTRALIA INC. **Shooting Techniques Biomechanics**. Disponível em: <<http://www.pioneerarchers.com/MemberPortal/Info/Biomechanics.pdf>>. Acesso em: 5 ago. 2015.
- ATMEL. **ATmega32U4**. Disponível em: <<http://www.atmel.com/devices/atmega32u4.aspx>>. Acesso em: 15 jul. 2015.
- AUSTRALIAN SPORTS COMMISSION. **Archery: Characteristics of the Sport**. Disponível em: <<http://www.ausport.gov.au/ais/nutrition/factsheets/sports/archery>>. Acesso em: 11 set. 2015.
- BARTLETT, M. S. **Smoothing Periodograms from Time-Series with Continuous Spectra**. Disponível em: <<http://www.nature.com/nature/journal/v161/n4096/abs/161686a0.html>>. Acesso em: 27 nov. 2015.
- BIO SIGNAL ANALYSIS AND MEDICAL IMAGING GROUP. **Biosignal Analysis and Medical Imaging Group - Kubios HRV**. Disponível em: <<http://kubios.uef.fi/>>. Acesso em: 11 ago. 2015.
- BONNET, V. et al. Real-time estimate of body kinematics during a planar squat task using a single inertial measurement unit. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 60, n. 7, p. 1920–6, jul. 2013.
- CAPDEVILA, L.; NIÑEROLA, J. **Evaluación psicológica en deportistas** (E. Garcés, Ed.)Deporte y Psicología. **Anais...**Murcia: E. Garcés, 2006
- CHOI, J.; GUTIERREZ-OSUNA, R. Removal of Respiratory Influences

From Heart Rate Variability in Stress Monitoring. **IEEE Sensors Journal**, v. 11, n. 11, p. 2649–2656, nov. 2011.

COCKCROFT, J.; SCHEFFER, C.; DILLON, E. Evaluating Inertial Motion Capture Systems for Sports Performance Analysis: A Case Study in the Measurement of Road Cycling Kinematics. **Test and Measurement Conference**, p. 149–159, 2010.

CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE TIRO COM ARCO. **Ranking Nacional Brasil: Tiro com Arco**. Disponível em: <<http://tirocomarco.esp.br/ranking.php>>. Acesso em: 8 jul. 2015.

DESCHÊNES, S. S.; DUGAS, M. J.; GOUIN, J.-P. Intolerance of uncertainty, worry catastrophizing, and heart rate variability during worry-inducing tasks. **Personality and Individual Differences**, v. 90, p. 199–204, fev. 2016.

DUTRA, A. D. et al. Avaliação da postura e do equilíbrio estático de indivíduos portadores da doença de Parkinson através da cifolordometria e da oscilometria. **Revista de saúde da UCPEL**, v. 1, n. 1, p. 60–65, 2007.

ERTAN, H.; SOYLU, A. R.; KORKUSUZ, F. Quantification the relationship between FITA scores and EMG skill indexes in archery. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 15, n. 2, p. 222–7, abr. 2005.

FAIRCLOUGH, S. H.; VENABLES, L.; TATTERSALL, A. The influence of task demand and learning on the psychophysiological response. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 56, n. 2, p. 171–84, maio 2005.

FCETARCO. **Técnicas de tiro com arco: postura, preparação e encaixe de dedos na corda**. Disponível em: <<http://arcoeflece.com/2015/03/03/tecnicas-de-tiro-com-arco-parte-1-postura-preparacao-e-encaixe-do-dedo-na-corda/>>. Acesso em: 12 jul. 2015.

FCTA. **Arco e Flecha**. Disponível em: <<http://www.fcta.com.br/>>. Acesso em: 13 jun. 2015.

FEDERAÇÃO CATARINENSE DE TIRO COM ARCO. **Ranking Catarinense de Tiro com Arco Outdoor**. Disponível em: <<http://www.fcta.com.br/#!ranking/camu>>. Acesso em: 23 jul. 2015.

FEDERAÇÃO MINEIRA DE ARCO E FLECHA. **Aspectos Técnicos**. Disponível em: <<http://www.arcoflecha.org.br/o-esporte-aspectos-tecnicos>>. Acesso em: 20 jun. 2015.

FMAF. **O Arco e Flecha**. Disponível em:

<<http://www.arcoeflecha.org.br/o-esporte-o-arco-e-a-flecha>>. Acesso em: 20 jun. 2015.

FRITZING FOUNDATION; IXDS. **Fritzing: Open-Source Hardware Initiative**. Disponível em: <<http://fritzing.org/home/>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

GANTER, N. et al. Comparing three methods for measuring the movement of the bow in the aiming phase of Olympic archery. **Procedia Engineering**, v. 2, n. 2, p. 3089–3094, jun. 2010.

GERGELYFI, M. et al. Dissociation between mental fatigue and motivational state during prolonged mental activity. **Frontiers in behavioral neuroscience**, v. 9, p. 176, jan. 2015.

GOSSET, W. S. **William Sealy Gosset Biography**. Disponível em: <<http://www-history.mcs.st-andrews.ac.uk/Biographies/Gosset.html>>. Acesso em: 11 ago. 2015.

GOUIN, J.-P. et al. High-frequency heart rate variability during worry predicts stress-related increases in sleep disturbances. **Sleep Medicine**, v. 16, n. 5, p. 659–664, maio 2015.

GRAPHPAD SOFTWARE, I. **GraphPad Software**. Disponível em: <<http://www.graphpad.com/>>. Acesso em: 11 ago. 2015.

GUPTA, H.; MEHRA, R. Power Spectrum Estimation using Welch Method for various Window Techniques. **Ijsret.Org**, v. 2, n. 6, p. 389–392, 2013.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física: Mecânica**. 9 ed. ed. Rio de Janeiro, RJ – Brazil: LTC – Livros Técnicos e Científicos, 2012.

HANSEN, A. L. et al. Heart rate variability and its relation to prefrontal cognitive function: the effects of training and detraining. **European journal of applied physiology**, v. 93, n. 3, p. 263–72, dez. 2004.

HANSEN, A. L. et al. Facets of psychopathy, heart rate variability and cognitive function. **Journal of personality disorders**, v. 21, n. 5, p. 568–82, out. 2007.

HANSEN, A. L.; JOHNSEN, B. H.; THAYER, J. F. Vagal influence on working memory and attention. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 48, n. 3, p. 263–74, jun. 2003.

HENNEBERG, K.-Å. Principles of Electromyography. In: **Biomedical Engineering Fundamentals**. 3rd Editio ed. New York, USA: CRC Press,

2006. p. 1560.

HERSHLER, C.; MILNER, M. An optimality criterion for processing electromyographic (EMG) signals relating to human locomotion. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 25, n. 5, p. 413–20, set. 1978.

HUNG, T.; TANG, W.; SHIANG, T. A case study of integrated sport sciences for an olympic archer. **Journal of Medical and Biological Engineering**, p. 2–9, 2009.

INTEL. **Placa de Desenvolvimento Intel® Galileo**. Disponível em: <<http://www.intel.com.br/content/www/br/pt/do-it-yourself/galileo-maker-quark-board.html>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

INVENSENSE INC. **Product Specification MPU-6000 and MPU-6050**. Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Components/General/IC/PS-MPU-6000A.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

JOGOS OLÍMPICOS LONDRES. **Tiro com Arco**. Disponível em: <<http://esportes.terra.com.br/jogos-olimpicos/londres-2012/esportes/0,,tiro-com-arco.html>>. Acesso em: 1 jul. 2015.

KIEMA, H. et al. The Connection between Skilled Counseling and Client's Heart Rate Variability. **Procedia - Social and Behavioral Sciences**, v. 159, p. 802–807, dez. 2014.

KIVIKANGAS, M. J.; NACKE, L.; RAVAJA, N. Developing a triangulation system for digital game events, observational video, and psychophysiological data to study emotional responses to a virtual character. **Entertainment Computing**, v. 2, n. 1, p. 11–16, jan. 2011.

KLEIGER, R. E.; STEIN, P. K.; BIGGER, J. T. Heart rate variability: measurement and clinical utility. **Annals of noninvasive electrocardiology : the official journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc**, v. 10, n. 1, p. 88–101, jan. 2005.

KOLB, B.; WHISHAW, I. **Neurociência Do Comportamento**. São Paulo: Manole, 2002.

KONDO, A.; DOKI, H.; HIROSE, K. Motion Analysis and Joint Angle Measurement of Skier Gliding on the Actual Snow Field Using Inertial Sensors. **Procedia Engineering**, v. 60, p. 307–312, 2013.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**. Boston: Noraxon EMG & Sensor Systems, 2005.

LEROYER, P.; VAN HOECKE, J.; HELAL, J. N. Biomechanical study of

the final push-pull in archery. **Journal of sports sciences**, v. 11, n. 1, p. 63–9, fev. 1993.

LESLIE, A. G.; BRONZINO, J. D. Historical Perspectives: Electromyography. In: **Biomedical Engineering Handbook 2**. 2. ed. USA: Springer Science & Business Media, 2000. p. 1408.

LEVY, B. Illness severity, trait anxiety, cognitive impairment and heart rate variability in bipolar disorder. **Psychiatry research**, v. 220, n. 3, p. 890–5, 30 dez. 2014.

LUFT, C. D. B.; TAKASE, E.; DARBY, D. Heart rate variability and cognitive function: effects of physical effort. **Biological psychology**, v. 82, n. 2, p. 164–168, out. 2009.

LUMMA, A.-L.; KOK, B. E.; SINGER, T. Is meditation always relaxing? Investigating heart rate, heart rate variability, experienced effort and likeability during training of three types of meditation. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 97, n. 1, p. 38–45, jul. 2015.

MANN, S. L. et al. Integrating affective and cognitive correlates of heart rate variability: A structural equation modeling approach. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 98, n. 1, p. 76–86, out. 2015.

MANNINI, A.; SABATINI, A. M. Walking speed estimation using foot-mounted inertial sensors: Comparing machine learning and strap-down integration methods. **Medical Engineering & Physics**, v. 36, n. 10, p. 1312–1321, out. 2014.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia** Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte São Paulo, Brasil Universidade de São Paulo, , 2006. Disponível em: <<http://demotu.org/pubs/EMG.pdf>>. Acesso em: 13 jul. 2015

MARTIN, P. E.; SILER, W. L.; HOFFMAN, D. Electromyographic analysis of bow string release in highly skilled archers. **Journal of sports sciences**, v. 8, n. 3, p. 215–21, jan. 1990.

MCDUFF, D.; GONTAREK, S.; PICARD, R. Remote measurement of cognitive stress via heart rate variability. **Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 2014, p. 2957–60, jan. 2014.

MEERSMAN, R. E.; STEIN, P. K. Vagal modulation and aging. **Biological psychology**, v. 74, n. 2, p. 165–73, fev. 2007.

MIND MEDIA B.V. **NeXus-4**. Disponível em:

<<http://www.mindmedia.info/CMS2014/products/systems/nexus-4>>.

Acesso em: 11 set. 2015a.

MIND MEDIA B.V. **NeXus-4**. Disponível em:

<<http://www.mindmedia.info/CMS2014/products/systems/nexus-4>>.

Acesso em: 11 set. 2015b.

NAM, C. N. K.; KANG, H. J.; SUH, Y. S. Golf Swing Motion Tracking Using Inertial Sensors and a Stereo Camera. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 63, n. 4, p. 943–952, abr. 2014.

NISHIZONO, H. et al. **Analysis of Archery Shooting Techniques by Means of Electromyography** (L. Tsarouchas, Ed.) International Society of Biomechanics in Sports. **Anais...** Athens, Greece: Proceedings, 1 jan. 2008

NUGENT, A. C. et al. Heart rate variability during motor and cognitive tasks in females with major depressive disorder. **Psychiatry research**, v. 191, n. 1, p. 1–8, 30 jan. 2011.

O'REILLY, R.; WEINBERG, H. **The Five Motion Senses: MEMS Inertial Sensing to Transform Applications**. Disponível em:

<<http://www.sensorsmag.com/sensors/acceleration-vibration/the-five-motion-senses-mems-inertial-sensing-transform-appli-6533?print=1>>.

Acesso em: 15 jul. 2015.

PAGANI, M. et al. Relationship between spectral components of cardiovascular variabilities and direct measures of muscle sympathetic nerve activity in humans. **Circulation**, v. 95, n. 6, p. 1441–8, 18 mar. 1997.

PARK, S. B.; LEE, B. C.; JEONG, K. S. Standardized tests of heart rate variability for autonomic function tests in healthy Koreans. **The International journal of neuroscience**, v. 117, n. 12, p. 1707–17, dez. 2007.

PEKALSKI, R. Experimental and theoretical research in archery. **Journal of sports sciences**, v. 8, n. 3, p. 259–79, jan. 1990.

RAMSHUR, J. T. **HRVAS: HRV Analysis Software**. Disponível em:

<<http://sourceforge.net/projects/hrvas/>>. Acesso em: 5 ago. 2015.

RASPBERRY PI FOUNDATION. **Raspberry Pi - Model B rev 2**.

Disponível em:

<<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Dev/RaspberryPi/RPiB+datasheet.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

RAYBAUT, P. **Spyder - Documentation**. Disponível em:

<<https://pythonhosted.org/spyder/>>. Acesso em: 21 jul. 2015.

RIBEIRO, D. C. et al. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 13, n. 4, p. 189–193, 2005.

RIVERBANK. **Software PyQt: What is PyQt?** Disponível em: <<http://www.riverbankcomputing.co.uk/software/pyqt/intro>>. Acesso em: 21 jul. 2015.

ROWBERG, J. **MPU-6050 6 -Axis Accelerometer/Gyroscope**. Disponível em: <<http://www.i2cdevlib.com/devices/mpu6050#source>>. Acesso em: 5 ago. 2015.

RUMENIG, E. et al. Capacidade de trabalho físico e máximo estado estável da frequência cardíaca. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 3, p. 171–178, 1 jan. 2011.

SAHADAT, M. N.; CONSUL-PACAREU, S.; MORSHED, B. I. **Wireless ambulatory ECG signal capture for HRV and cognitive load study using the NeuroMonitor platform** 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). **Anais...IEEE**, nov. 2013

SANDERCOCK, G. Normative values, reliability and sample size estimates in heart rate variability. **Clinical science (London, England : 1979)**, v. 113, n. 3, p. 129–30, ago. 2007.

SCIPY.ORG. **Scipy Signal Welch - Reference Guide**. Disponível em: <<http://docs.scipy.org/doc/scipy-dev/reference/generated/scipy.signal.welch.html#r211>>. Acesso em: 5 ago. 2015.

SCIPY.ORG. **SciPy library**. Disponível em: <<http://www.scipy.org/scipylib/index.html>>. Acesso em: 21 jul. 2015.

SEIFERT, L. et al. Pattern Recognition in Cyclic and Discrete Skills Performance from Inertial Measurement Units. **Procedia Engineering**, v. 72, p. 196–201, 2014.

SOYLU, A. R.; ERTAN, H.; KORKUSUZ, F. Archery performance level and repeatability of event-related EMG. **Human movement science**, v. 25, n. 6, p. 767–74, dez. 2006a.

SOYLU, A. R.; ERTAN, H.; KORKUSUZ, F. Archery performance level and repeatability of event-related EMG. **Human movement science**, v. 25, n. 6, p. 767–74, dez. 2006b.

STOICA, P.; MOSES, R. L. **Spectral analysis of signals**. [s.l.: s.n.].

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY.

Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. **Circulation**, v. 93, n. 5, p. 1043–1065, 1 mar. 1996.

TECH-FAQ. **Wi-Fi Software Tools**. Disponível em: <<http://www.tech-faq.com/wi-fi-software-tools.html>>. Acesso em: 20 jul. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. **Accelerometers and Accelerometers and How they Work**. Disponível em: <<http://www2.usfirst.org/2005comp/Manuals/Acceler1.pdf>>. Acesso em: 13 jul. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. **BeagleBone Black - Rev B**. Disponível em: <<https://www.adafruit.com/products/1278>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. **BeagleBone Black opensource Linux™ computer unleashes innovation**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/wp/spry235/spry235.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. **PCA9548A Low Voltage 8-Channel I2C Switch With Reset**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pca9548a.pdf>>. Acesso em: 20 jul. 2015.

THAYER, J. F.; LANE, R. D. A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation. **Journal of affective disorders**, v. 61, n. 3, p. 201–16, dez. 2000.

THAYER, J. F.; LANE, R. D. Claude Bernard and the heart-brain connection: further elaboration of a model of neurovisceral integration. **Neuroscience and biobehavioral reviews**, v. 33, n. 2, p. 81–8, fev. 2009.

THE QT COMPANY. **Qt - Developer Resources**. Disponível em: <<http://www.qt.io/developers/>>. Acesso em: 21 jul. 2015.

TOLENTINO, G. et al. **Usabilidade de jogos virtuais e frequência cardíaca de usuários. Um estudo comparativo** VIII Brazilian Symposium on Games and Digital Entertainment. **Anais...**Rio de Janeiro, RJ – Brazil: Proceedings, 2009

USUI, H.; NISHIDA, Y. Relationship between physical activity and the very low-frequency component of heart rate variability after stroke. **Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association**, v. 24, n. 4, p. 840–3, abr. 2015.

VALENZA, G. et al. Characterization of depressive States in bipolar patients using wearable textile technology and instantaneous heart rate variability assessment. **IEEE journal of biomedical and health informatics**, v. 19, n. 1, p. 263–74, jan. 2015.

VANDERLEI, L. C. M. et al. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 24, n. 2, p. 205–217, jun. 2009.

VIBY-MOGENSEN, J. et al. Measurement of acceleration: a new method of monitoring neuromuscular function. **Acta anaesthesiologica Scandinavica**, v. 32, n. 1, p. 45–8, jan. 1988.

VIEIRA LIMA, G. et al. **Modelagem dinâmica de um veículo aéreo não tripulado do tipo quadricóptero** Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica. **Anais...**Uberlândia - MG, Brasil: Proceedings, 2014

WELCH, P. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. **IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics**, v. 15, n. 2, p. 70–73, 1 jun. 1967.

WORLD ARCHERY FEDERATION. **FITA Coach's Manual - Intermediate Level**. [s.l.: s.n.].

ZHONG, X. et al. Increased sympathetic and decreased parasympathetic cardiovascular modulation in normal humans with acute sleep deprivation. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 98, n. 6, p. 2024–32, jun. 2005.

ZIHAJEHZADEH, S. et al. Integration of MEMS Inertial and Pressure Sensors for Vertical Trajectory Determination. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 64, n. 3, p. 804–814, mar. 2015.

APÊNDICE A- Diagrama esquemático da placa desenvolvida para BBB

Figura 67 — Circuito regulador e inversor de tensão.

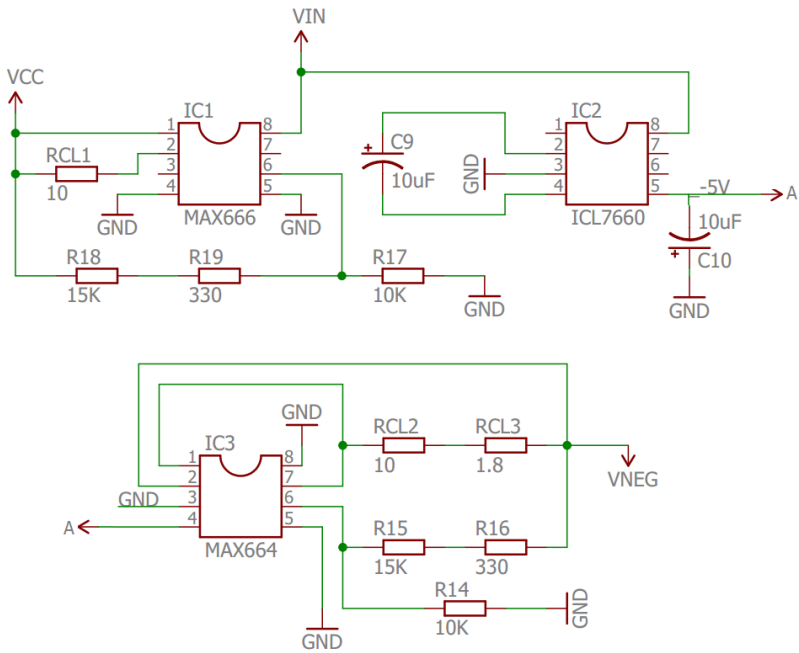


Figura 68 — Circuito da eletromiografia (Parte 1)

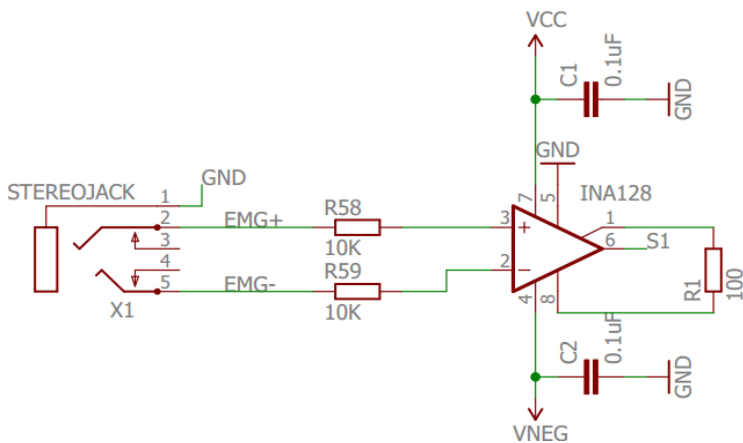


Figura 69 — Circuito da eletromiografia (Parte 2)

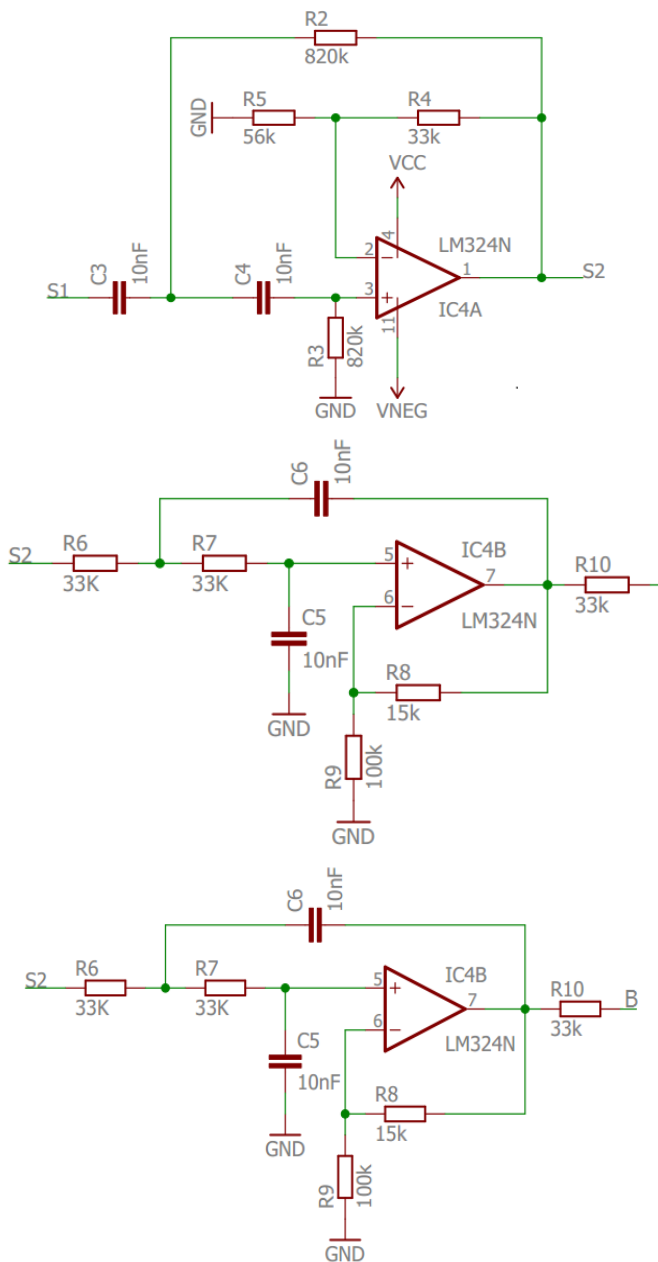


Figura 70 — Circuito da eletromiografia (Parte 3)

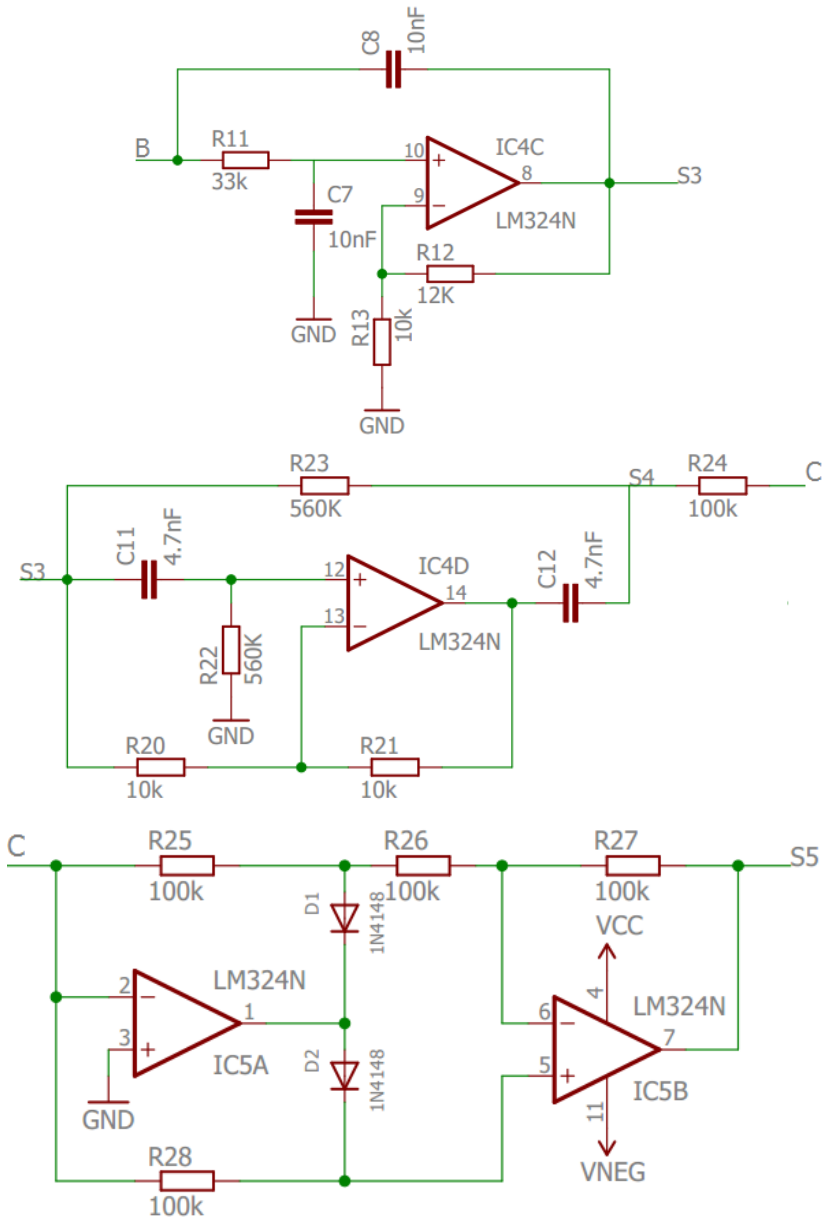


Figura 71 — Circuito da eletromiografia (Parte 4)

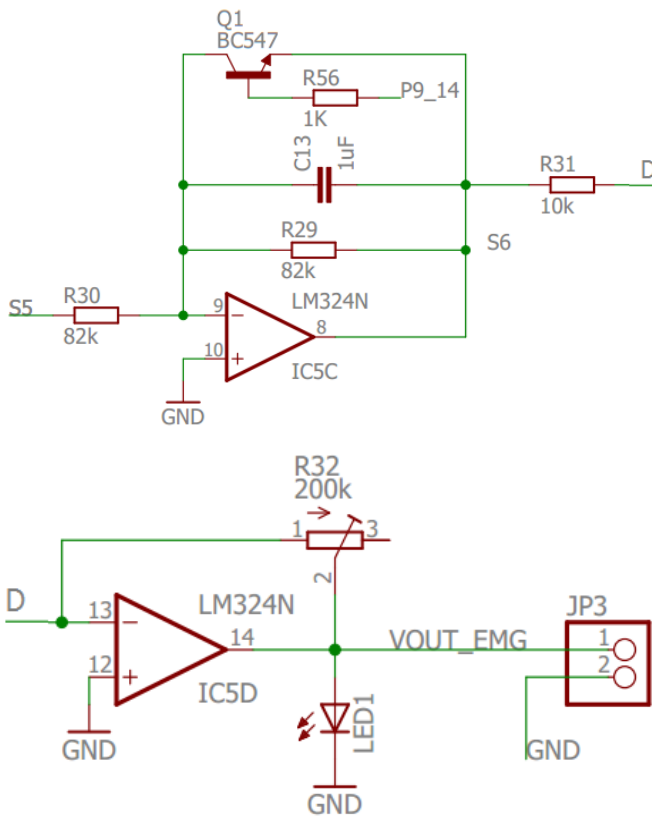


Figura 72 — Circuito do eletrocardiograma (Parte 1)

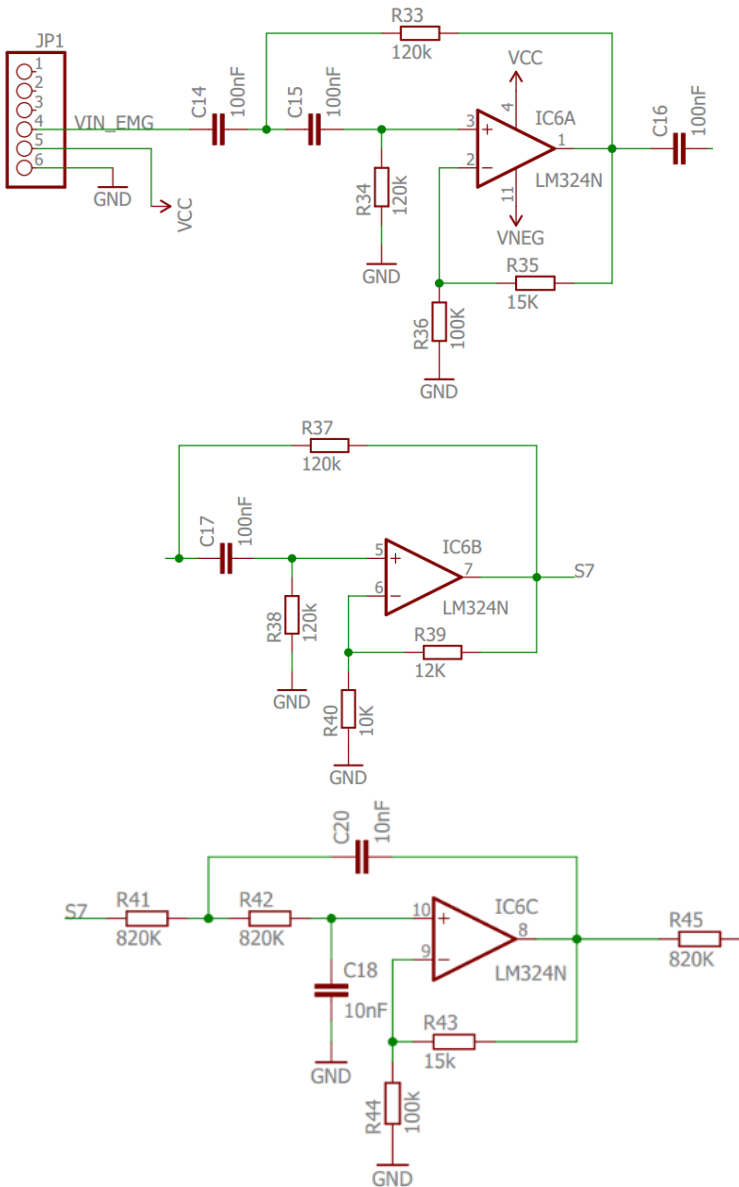


Figura 73 — Circuito do eletrocardiograma (Parte 2)

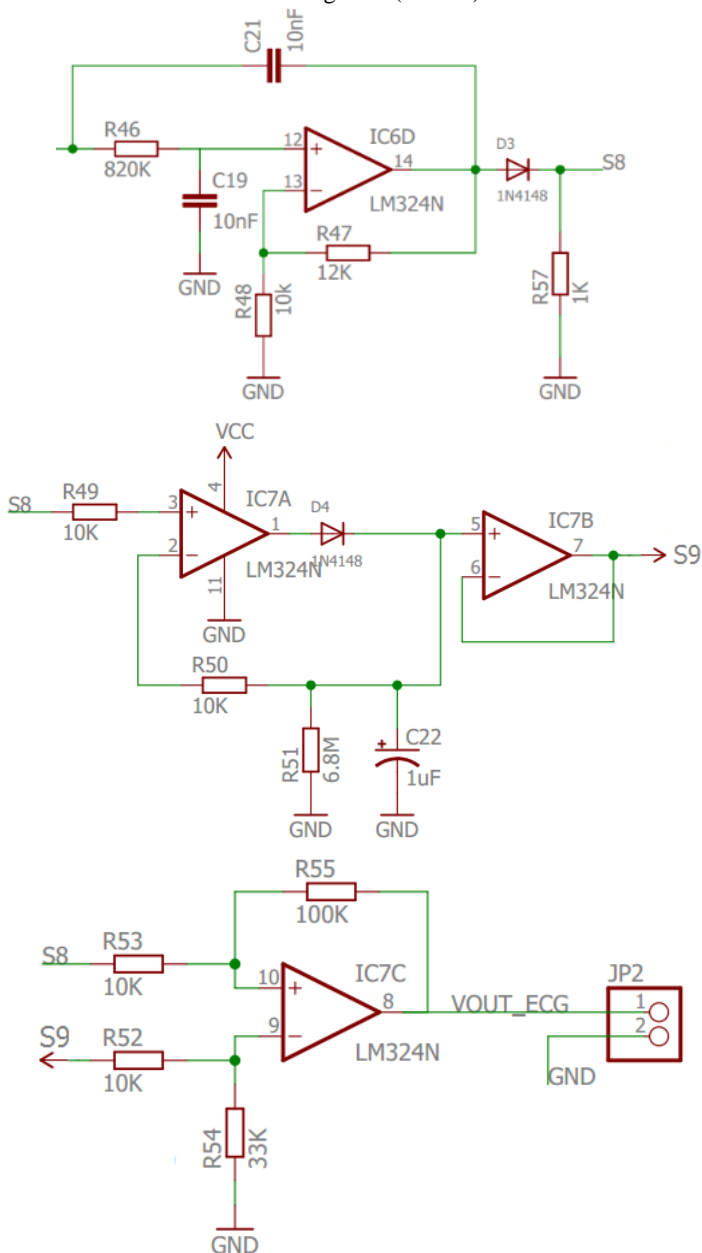
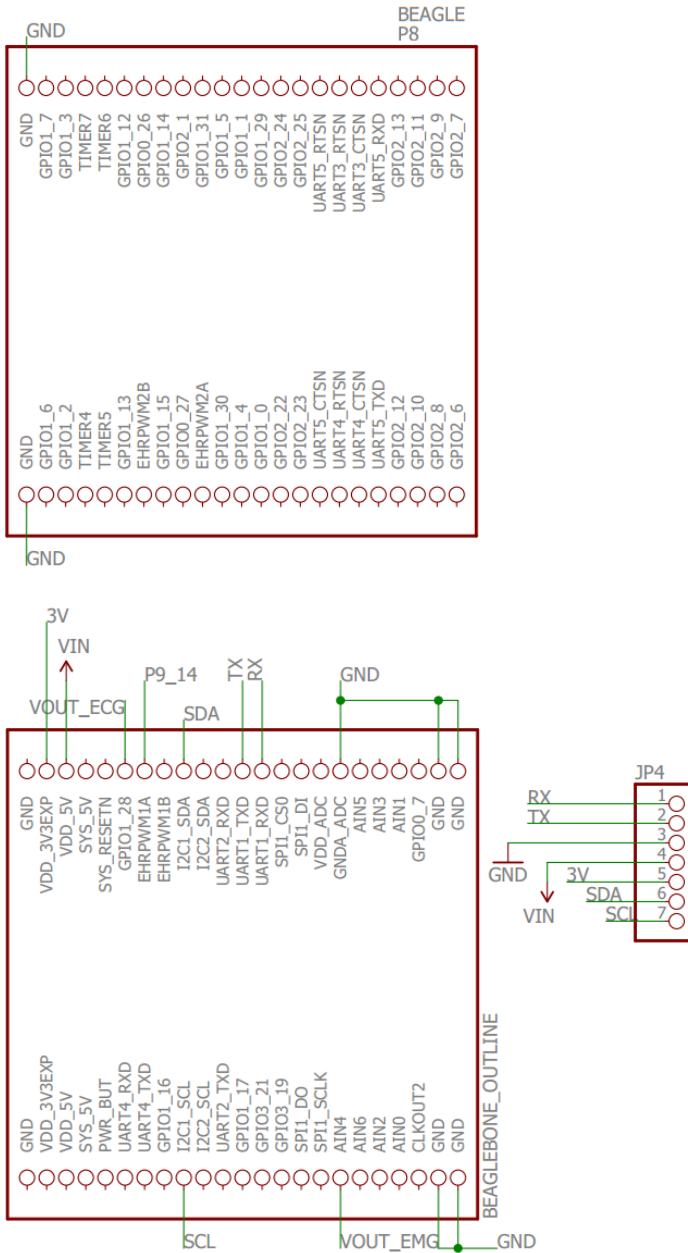


Figura 74 — Circuito do BeagleBone Black (BBB)



APÊNDICE B- Gráficos correspondentes a todas as sessões de tiro feitos em um treinamento na etapa de testes com esportistas

Figura 75 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta profissional.

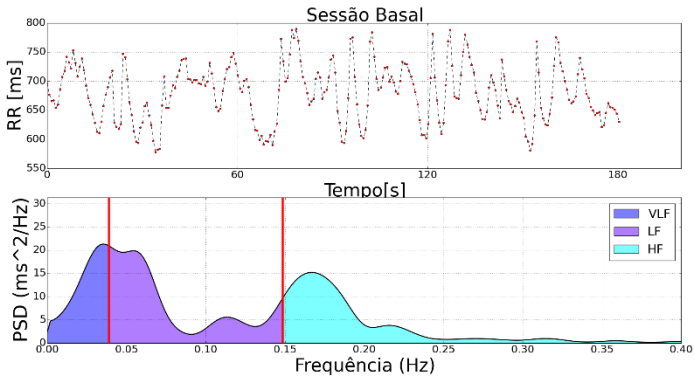


Figura 76 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 1 do treinamento do tiro do atleta profissional.

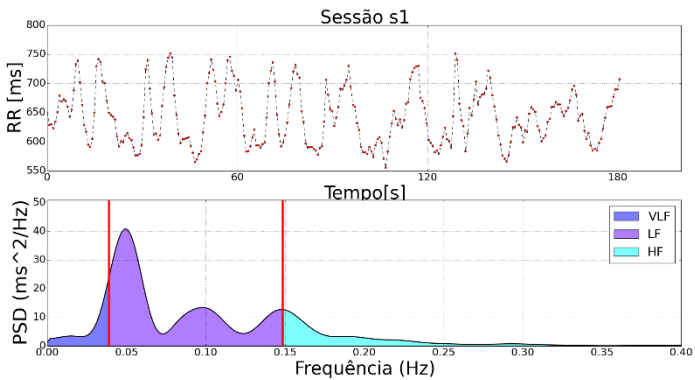


Figura 77 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 2 do treinamento do tiro do atleta profissional.

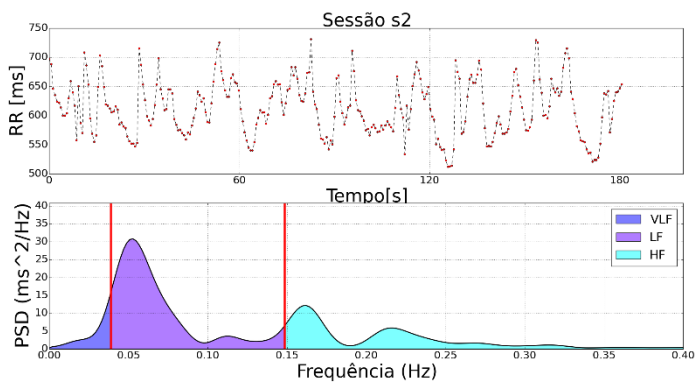


Figura 78 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 3 do treinamento do tiro do atleta profissional.

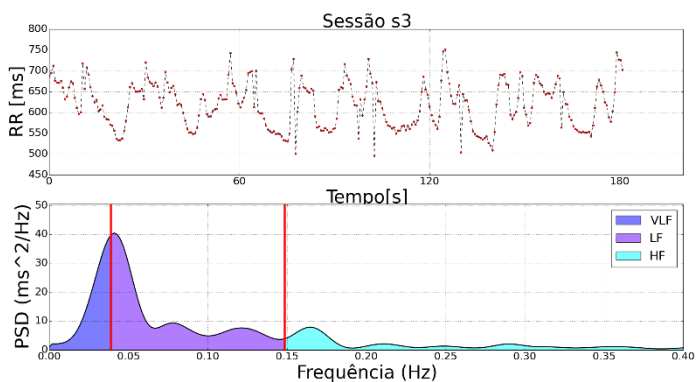


Figura 79 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 4 do treinamento do tiro do atleta profissional.

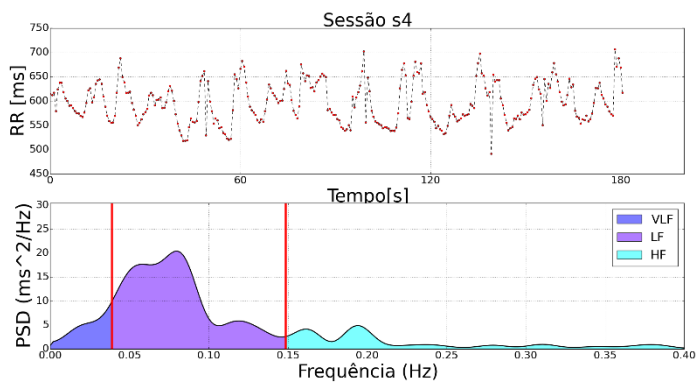


Figura 80 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 5 do treinamento do tiro do atleta profissional.

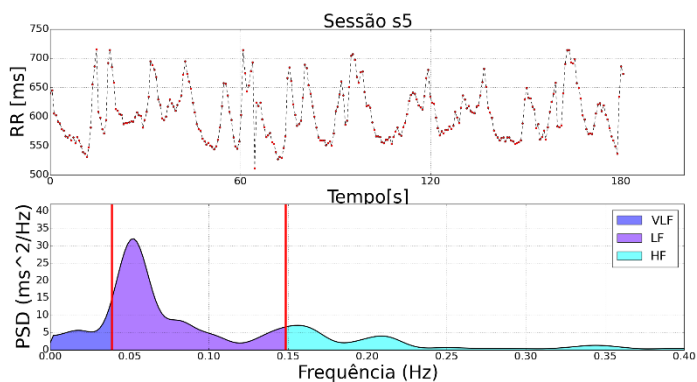


Figura 81 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 6 do treinamento do tiro do atleta profissional.

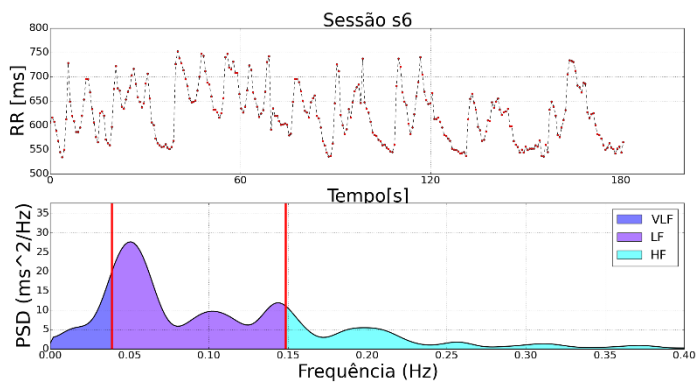


Figura 82 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente a sessão 7 do treinamento do tiro do atleta profissional.

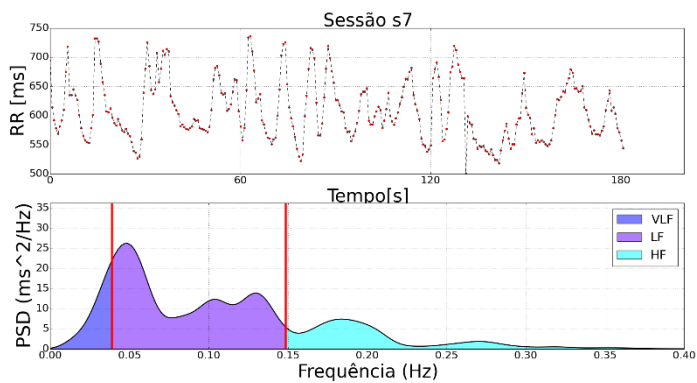


Figura 83 — Sinal de VFC basal e análises em frequência do atleta amador.

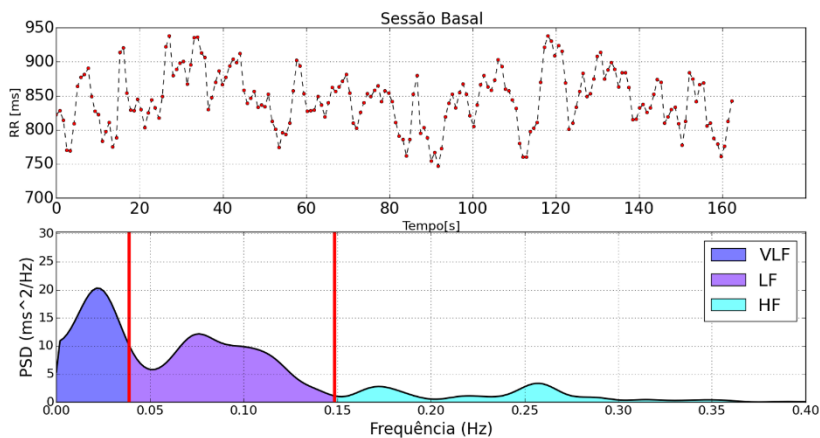


Figura 84 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 1 do treinamento do tiro do atleta amador.

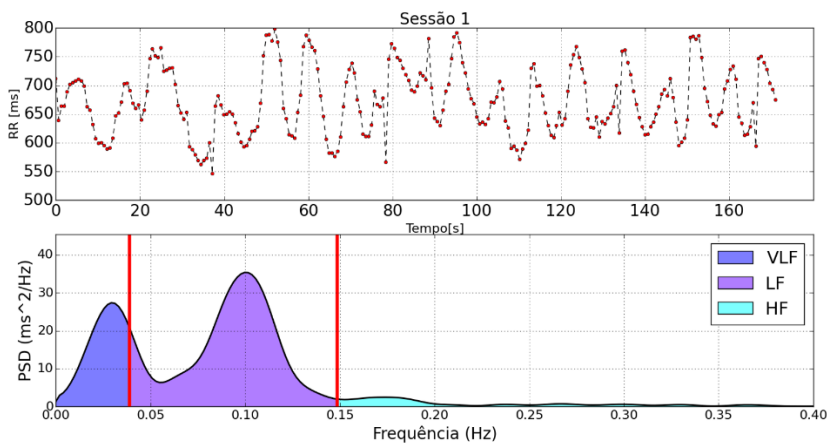


Figura 85 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 2 do treinamento do tiro do atleta amador.

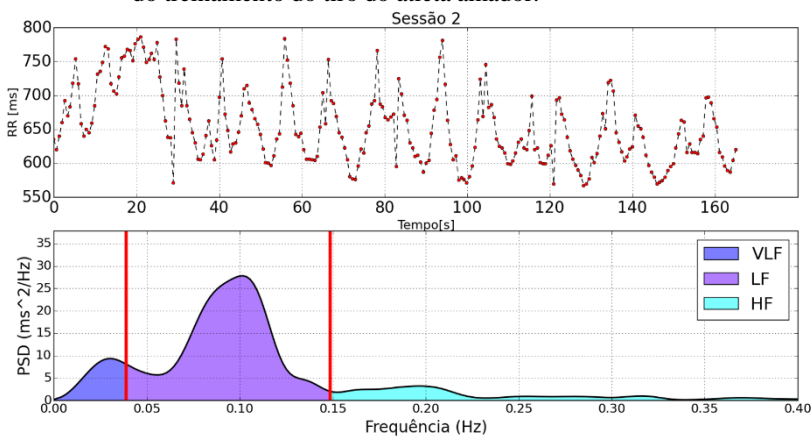


Figura 86 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 3 do treinamento do tiro do atleta amador.

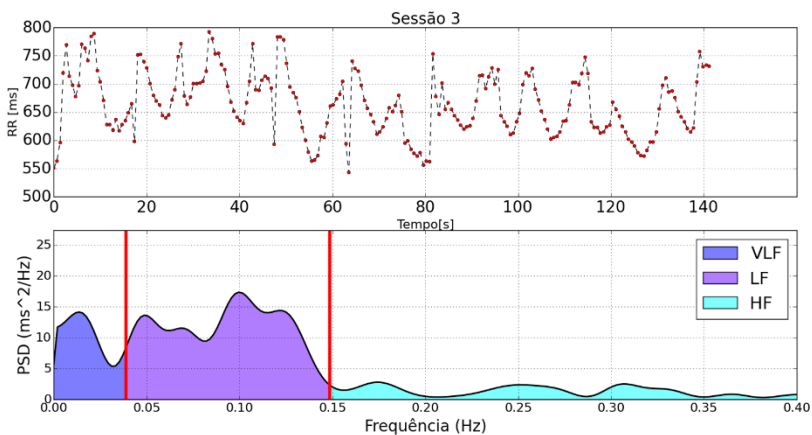


Figura 87 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 4 do treinamento do tiro do atleta amador.

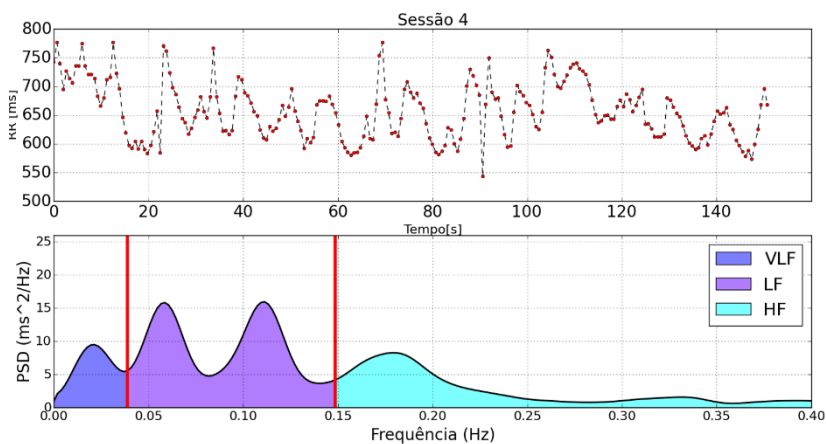


Figura 88 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 5 do treinamento do tiro do atleta amador.

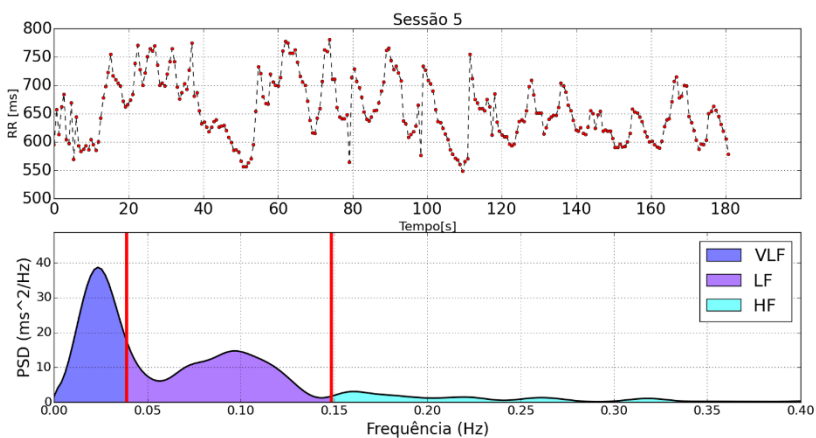
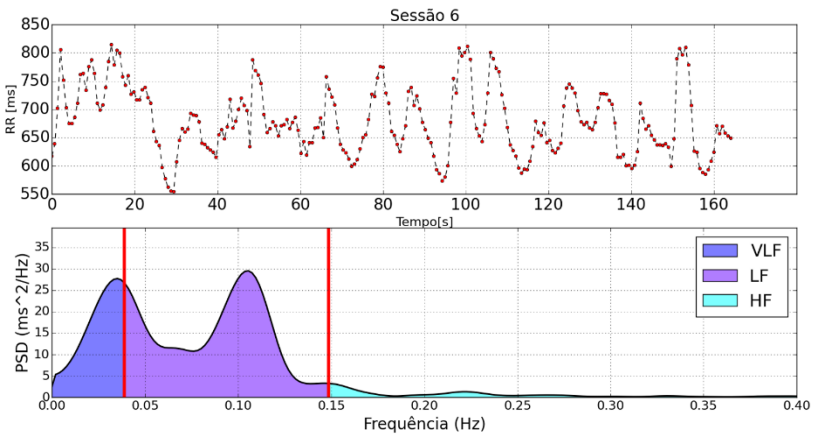
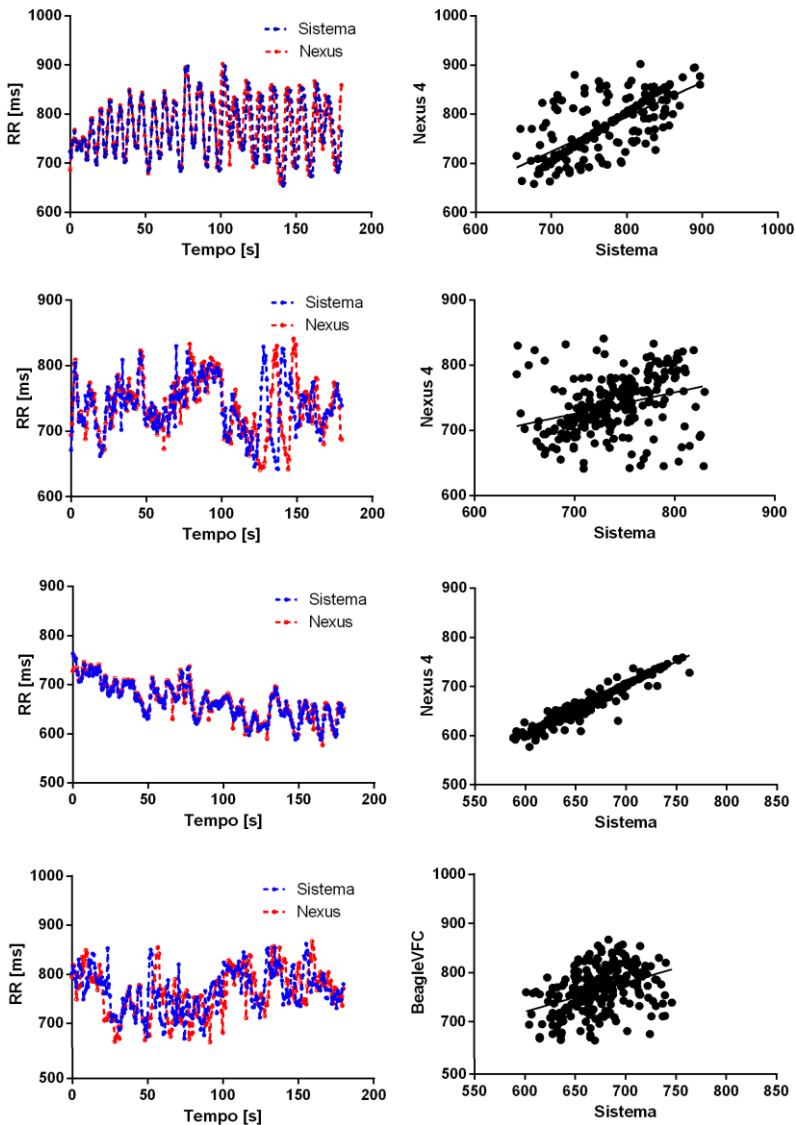


Figura 89 — Sinal de VFC e análises em frequência correspondente à sessão 6 do treinamento do tiro do atleta amador.



APÊNDICE C- Gráficos correspondentes às comparações feitas entre os dois dispositivos.

Figura 90 — VFC das medições de laboratório Nexus 4 vs. dispositivo Wearable (Beagle-RR).



APÊNDICE D– custos obtidos com a prototipação do sistema

Tabela 18 — Custos aproximados na fabricação do protótipo.

Descrição	Quantidade	Custo Unidade	Custo Total
Sensores	8	R \$ 25	R \$ 200
Cabos	10	R \$ 25	R \$ 250
Desing PCB	2	R\$ 500	R\$ 1000
Montagem PCB	2	R\$ 500	R\$ 1000
Printed Circuit Board (PCB)	25	R \$ 24	R\$ 600
AD8232 Heart Rate Monitor	1	R\$ 250	R\$ 250
Custos na confecção da veste	1	R\$ 500	R\$ 500
Beagle Bone Black (BBB)	1	R\$ 300	R\$ 300
Bateria	1	R\$ 100	R\$ 100
Cabo Extensão USB	2	R\$ 50	R\$ 100
Componentes da placa	-	R\$ 100	R\$ 100
TOTAL			R\$ 4.400