UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO

Kayla Chaves

Análise Dos Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos Do Salto Por Meio De Um Sistema Embarcado Para Fins Esportivos

Vitória-ES

Julho/2018

Kayla Chaves

Análise Dos Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos Do Salto Por Meio De Um Sistema Embarcado Para Fins Esportivos

Parte manuscrita do Projeto de Graduação da aluna Kayla Chaves, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Vitória-ES

Julho/2018

Kayla Chaves

Análise Dos Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos Do Salto Por Meio De Um Sistema Embarcado Para Fins Esportivos

Parte manuscrita do Projeto de Graduação da aluna Kayla Chaves, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Eng. Letícia Munhoz Avellar
Instituto Federal do Espírito Santo
Coorientadora

Prof. Dr. André Ferreira
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

M.Sc Laura Vargas
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinadora

Vitória-ES

Julho/2018

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer à Deus, que sem o Seu amparo e cuidado nada disto seria possível. Aos professores e funcionários, presentes nesta longa caminhada de 6 anos de curso, a compreensão e dedicação no ensino. Ao Anselmo e a Letícia pela confiança no meu objetivo, ajudando-me nas dificuldades e desafios no decorrer deste trabalho. De maneira especial, agradecer à minha família, aos meus pais, aminha irmã e ao meu namorado, que durante este curso mostraram-se pacientes, amáveis e que me deram palavras de incentivo e conforto nos momentos de desespero. Aos meus amigos e colegas de curso, que em todo momento mostraram suporte e paciência, compartilhando momentos alegres, de diversão, de sufoco e de finalmente o fim de mais uma etapa. À todos vocês, o meu muito obrigada!

RESUMO

Atualmente busca-se o monitoramento de diversos parâmetros de rendimento dos atletas nas mais variadas modalidades esportivas. Com o advento dos sensores inerciais, abriu-se a possibilidade da estimação de parâmetros cinéticos e cinemáticos de modo portátil e de mais baixo custo. Nesta perspectiva, este Projeto de Graduação teve como objetivo utilizar uma placa de sensores inerciais, uma bateria de LiPo e um módulo *Bluetooth* para a estimação de parâmetros relevantes no salto com Contra-Movimento (CMJ), tanto em atletas quanto em não atletas, buscando um viés de baixo custo e portátil. Através de *Scripts* desenvolvidos no *Matlab*, foi realizada a comunicação entre a placa de sensores embarcada e o computador. Estes *Scripts*, também realizaram o processamento de sinais e computação dos parâmetros de interesse, os quais foram validados pelo uso de uma plataforma de força. Os resultados dos testes mostraram-se satisfatórios, o erro percentual para o tempo de voo (T_{voo}) apresentou de modo geral valores inferiores ao erro percentual da força máxima ($F_{máx}$), além disto algumas relações entre os parâmetros puderam ser realizadas e também indicação de características dos saltos dos dois grupos estudados. Em síntese, com estes resultados, o Projeto cumpriu com os objetivos iniciais, mostrando-se capaz de prover dados confiáveis e de interesse do salto.

Palavras-chave: Desempenho do salto; CMJ; sensores inerciais; esportes.

ABSTRACT

Nowadays, in a large variety of sports it is desired to monitor performance parameters. With the advent of the inertial sensors, it is possible to obtain kinetic and kinematic parameters in a portable and low cost approach. In this perspective, this Senior Project aimed to use an Inertial Measurement Unit (IMU), a LiPo battery and a Bluetooth module to estimate relevant parameters of the Counter-Movement Jump (CMJ), performed by athletes and non athletes, pursuing portability and low cost. Scripts in Matlab were developed in order to stablish the communiation between the IMU and the computer. These scripts also performed signal processing and calculated the parameters, which were validated using a force platform. The results were found to be acceptable, where the percentual error for the time of flight (T_{voo}) resulted in lower values than the percentual error of the maximum force ($F_{máx}$), moreover it was possible to stablish correlations between the parameters and comparisons between the two groups. In summary, the results met the Project's inicial objectives, proving to provide reliable and important information about the jump.

Keywords: Jumping performance; CMJ; inertial sensors; sports.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Soluções para análise de salto: (a) *G-WALK*, (b) Plataforma de força e (c) *Myotest PRO*. 16
Figura 2 – Eixos de referência do corpo humano. 18
Figura 3 – Fases do salto CMJ (a- posição vertical, d- preparação com agachamento, f- ação de extensão, g- recuperação no ar , h-recuperação no pouso). . 19
Figura 4 – Movimentos no Plano Sagital (a)Flexão e extensão, (b) Dorsiflexão e Flexão Plantar. 19
Figura 5 – Exemplo de sensor inercial comercial, G-WALK (BTS Bioengineering, Italy). 21
Figura 6 – Exemplo de plataforma de força, do fabricante EMG System do Brasil 22
Figura 7 – Exemplo de aplicação do sistema Vicon de câmeras de rastreamento óptico 23
Figura 8 – Diagrama do projeto. 25
Figura 9 – Placa de sensores inerciais, usando BNO055, LIS3MDLTR e LSM6DS33. 26
Figura 10 – Diagrama de fluxo dos algoritmos. 27
Figura 11 – Diagrama do algoritmo da Interface Gráfica. 29
Figura 12 – Janela inicial da sub-rotina principal da Interface Gráfica. 30
Figura 13 – Janela gerada pela sub-rotina secundária que gera os gráficos das acelerações tri-axiais. 31
Figura 14 – Janela gerada pela sub-rotina secundária que gera os gráficos das velocidades angulares tri-axiais. 31
Figura 15 – Diagrama do algoritmo de Processamento Offline. 32
Figura 16 – Descrição do alinhamento realizado por matriz de rotação. 33
Figura 17 – Movimento executado pelo tronco durante o salto CMJ, mostrando a inclinação β sobre o sistema de referência global G. 34
Figura 18 – Cinto desenvolvido. 36
Figura 19 – Disposição do sensor e plataforma de força. 37
Figura 20 – Arranjo experimental do teste de salto com o sensor inercial e plataforma de força. 38
Figura 21 – Gráfico da força obtida pelo sensor inercial após processamento e plataforma de força após correção inicial e ângulo β. 39
Figura 22 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A1. 48
Figura 23 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A2. 48
Figura 24 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A3. 49
Figura 25 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A4. 49
Figura 26 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S1. 50

Figura 27 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S2. 50
Figura 28 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S3. 51
Figura 29 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S4. 51
Figura 30 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A1. 52
Figura 31 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A2. 52
Figura 32 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A3. 53
Figura 33 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A4. 53
Figura 34 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S1. 54
Figura 35 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S2. 54
Figura 36 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S3. 55
Figura 37 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S4. 55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela Síntese dos Parâmetros de Interesse das Atletas. 40
Tabela 2 – Tabela Síntese dos Parâmetros de Interesse das Mulheres Não Atletas. 40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFES	*Universidade Federal do Espírito Santo*
CMJ	*Counter-Movement Jump*
IMU	*Inertial Measurement Unit*
GPS	*Global Positioning System*
TWI	*Two Wire Interface*
SPP	*Serial Port Profile*
IC	*Integrated Circuit*
COP	*Center of Pressure*
UART	*Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*
NS	*Network Systems*
CEFD	*Centro de Educação Física e Desportos*
NUPEM	*Núcleo de Pesquisa e Extensão em Ciências do Movimento*

LISTA DE SÍMBOLOS

α_0	Ângulo de roll inicial
β_0	Ângulo pitch inicial
t_0	Instante de tempo Inicial
S	Sistema local de referência
G	Sistema global de referência
S'	Orientação de S com respeito a G
${}^{G}R_S$	Matriz de rotação de S com respeito a G
${}^{S}\omega$	Velocidade angular com respeito a S
${}^{S}a$	Aceleração com respeito a S
${}^{S'}\omega$	Vetor de velocidade ângular com respeito a S'
${}^{S'}a$	Aceleração com respeito a S'
a_z	Aceleração vertical absoluta compensada da rotação do tronco sobre o plano sagital
a_v	Aceleração vertical absoluta sem a contribuição da aceleração da gravidade
ϵ	Bias rate error
θ	Erro angular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO . . . 13
1.1 Motivação . . . 13
1.2 Objetivos . . . 14
1.2.1 Objetivo Geral . . . 14
1.2.2 Objetivos Específicos . . . 14
1.3 Justificativa . . . 15

2 REFERENCIAL TEÓRICO . . . 17
2.1 Conceitos e Terminologias . . . 17
2.2 O salto vertical . . . 17
2.2.1 Biomecânica do salto vertical . . . 18
2.3 Sistemas de Análise de Salto . . . 20
2.3.1 Sensores Inerciais . . . 20
2.3.2 Plataforma de Força . . . 22
2.3.3 Processamento de Imagem . . . 23

3 MATERIAIS E MÉTODOS . . . 25
3.1 Diagrama do Projeto . . . 25
3.2 Sensor Utilizado . . . 25
3.3 Plataforma de Força . . . 26
3.4 Rotinas Computacionais . . . 27
3.4.1 Interface Gráfica . . . 28
3.4.2 Processamento Offline . . . 30
3.5 Cinto Elástico para Fixação do Sensor . . . 35
3.6 Protocolo Experimental . . . 36

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO . . . 38
4.1 Resultados dos Testes . . . 38
4.2 Discussões . . . 39
4.2.1 Discussão dos Resultados das Mulheres Atletas . . . 39
4.2.2 Discussão dos Resultados da Mulheres Não Atletas . . . 41
4.2.3 Discussão Geral . . . 41

5 CONCLUSÃO . . . 43

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS . . . 45

A APÊNDICE A 48

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

Em diversos esportes como no voleibol, no basquete e no atletismo, a habilidade na realização do salto vertical é um fator importante e determinante no desempenho, e que está diretamente relacionado a habilidade de produzir uma grande potência com as pernas (RICHTER et al., 2012). O salto com contra-movimento (CMJ, do inglês *Counter-Movement Jump*) é um dos protocolos mais utilizados para avaliação do salto, como por exemplo em suas características explosivas, tanto em atletas de alto rendimento, quanto em indivíduos sedentários (BOSCO; KOMI, 1979; BOSCO; KOMI, 1980). O movimento realizado está relacionado com movimentos e fundamentos que são normalmente executados durantes os jogos das modalidades citadas anteriormente(VANEZIS; LEES, 2005).

De acordo com Sheppard et al. (2008), existem diversas características relacionadas com a força, a potência e as medidas antropométricas dos atletas de alto rendimento que contribuem para o desempenho do salto e outros fundamentos. Além disso, a potência muscular explosiva é de importância crucial para maximizar o rendimento explosivo do atleta, de forma que no salto, este índice aponta para duas propriedades musculares. Sendo elas a habilidade de desenvolver força em um período curto de tempo e a habilidade muscular em produzir grande força enquanto a velocidade de encurtamento reduz (NEWTON; KRAEMER, 1994). Dessa maneira, a coleta segura e confiável desses índices é de grande relevância no acompanhamento do rendimento desses atletas.

Ademais, cabe pontuar que em função da alta taxa de incidência dos movimentos de rápida aceleração, atletas apresentam os quadros de lesão mais críticos (HEIDERSCHEIT et al., 2010). Dufek e Bates (1991), destaca que esportes que consistem na realização de saltos constantes (voleibol, basquetebol, ginástica, dança aeróbica, corrida, entre outros), apresentam lesões muito comuns nos joelhos e tornozelos. Da mesma forma, um estudo realizado por Gerberich et al. (1987) apontou que 90% das lesões associadas com atividades do voleibol estavam concentradas nas extremidades inferiores, o que sugere a natureza crítica da sequência salto-pouso. Concluiu-se, no estudo citado, que os riscos associados às diferenças entre a força nos indivíduos (particularmente nos membros inferiores) e os efeitos do treino de força, são de grande relevância para o melhor entendimento e para a prevenção de lesões. Além disso, Heiderscheit et al. (2010) constatou que em um terço dos atletas com distensões isquiotibiais, tiveram a recorrência da lesão em dentro de um ano

após o retorno ao esporte. Isto sugere que as lesões atrapalham o rendimento tanto de imediato, quanto em longo prazo, o que demonstra a necessidade do acompanhamento do atleta para evitar estas lesões e diminuir o risco de recorrências.

Neste contexto, este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema que apresente informações relevantes sobre o salto para o ambiente esportivo e também exponha as diferenças entre os parâmetros do salto de atletas e não atletas. De como a possuir caráter portátil e de simples utilização, a fim de contribuir para a melhora do desempenho de atletas de alto rendimento.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Este Projeto de Graduação tem como objetivo principal a análise dos parâmetros cinéticos e cinemáticos do salto, entre eles o tempo de voo (T_{voo}), força máxima (F_{max}), e o ângulo da coluna sobre plano sagital (β) de forma acessível e portátil, por meio de um sistema baseado em sensores inerciais.

1.2.2 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos, este Projeto de graduação contemplará os seguintes pontos descritos a seguir.

- Desenvolver o sistema físico do protótipo do cinto para fixação da IMU (do inglês *Inertial Measurement Unit*) no usuário;
- Desenvolver uma interface para apresentação dos dados;
- Desenvolver um protocolo de teste para o salto, utilizando o CMJ;
- Realizar testes para validação do sistema.

1.3 Justificativa

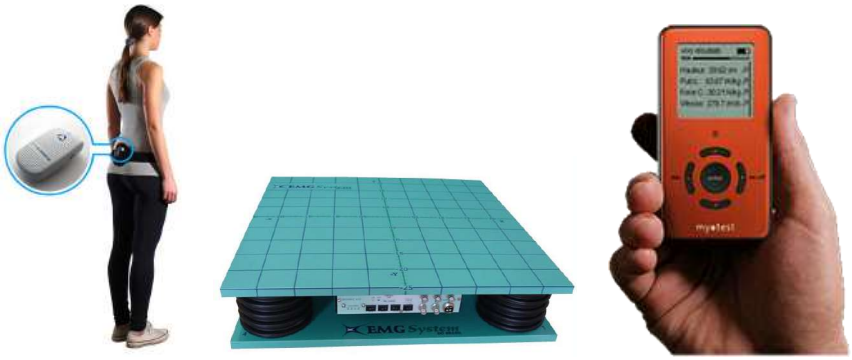
Segundo Milosevic e Farella (2015) o estudo do salto é muito realizado e necessário, e são implementadas atualmente diversas técnicas de obtenção dos parâmetros cinéticos e cinemáticos. Essas medidas geralmente são realizadas com instrumentação de alto custo e requerem especialistas para a sua correta utilização. Com o desenvolvimento de um sistema confiável e de baixo custo, pode-se ampliar o monitoramento de diversos parâmetros importantes nas áreas esportivas (acompanhamento do nível de rendimento e progresso de treinos) e também nas áreas médicas de reabilitação. Desse modo, os dados dos indivíduos analisados poderiam ser transmitidos em tempo real para o técnico ou fisioterapeuta, para uma análise posterior de forma segura.

Algumas das soluções mais usadas para análise do salto são as Redes de Sensores Corporais vestíveis (do inglês *Body Sensor Networks*), como acelerômetros, giroscópios ou a combinação destes: as IMUs. Além destes, câmeras de alta definição são usadas, como por exemplo câmeras da Vicon (Vicon Motion Systems, Reino Unido) para adquirir grandezas cinemáticas do salto. Já para a mensuração de grandezas cinéticas do salto, plataformas de força com alto nível de precisão são utilizadas (PAYNE; SLATER; TELFORD, 1968; HOUEL et al., 2011; LINTHORNE, 2001; MILOSEVIC; FARELLA, 2015).

Dentre os trabalhos desenvolvidos para a análise de salto pesquisadas, está aquela desenvolvida por Milosevic e Farella (2015), que usa uma IMU para análise do desempenho do salto. Um outro exemplo se trata da solução comercial *G-WALK* (BTS Bioengineering, Italy) com alto grau de confiabilidade, o qual utiliza vários sensores inerciais e protocolos para a realização de testes clínicos (BTS-BIOENGINEERING, 2018). Tais testes garantem parâmetros relacionados a marcha, corrida e salto, amplamente aplicados no âmbito de reabilitação. O *Myotest Pro Sensor* (Myotest, Switzerland), também comercial, foi outra solução vestível para medir o movimento humano para treinamento de esportes, tendo sua precisão e confiabilidade testadas para análise de salto com agachamento (HOUEL et al., 2011). Houel et al. (2011) explica que o *Myotest Pro Sensor*, possui alto custo e é orientado para uso clínico e profissional. A Figura 1 ilustra alguns dos exemplos descritos anteriormente.

Tendo em vista os pontos descritos anterioremente, como o alto custo das soluções já existentes e a inviabilidade para uso não laboratorial, este Projeto de Graduação consiste em desenvolver localmente um sistema prático e de baixo custo para a obtenção de variáveis relevantes para o salto.

Figura 1 – Soluções para análise de salto: (a) *G-WALK*, (b) Plataforma de força e (c) *Myotest PRO*.



(a) (b) (c)

Fonte: Adaptado, BTS Bioengineering, emed®, Myotest

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Conceitos e Terminologias

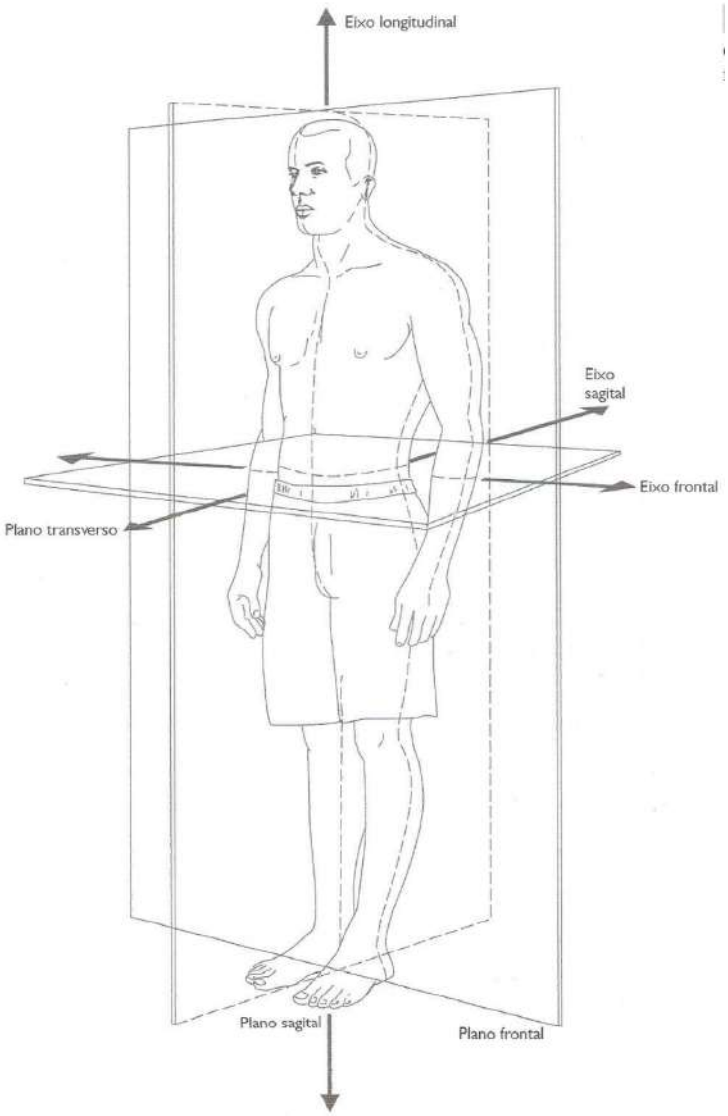
Para melhor entendimento de alguns conceitos usados no decorrer deste trabalho, estes serão explicados a seguir. Floyd (2011) explica que a contração excêntrica é o alongamento do músculo que encontra-se sob tensão, esta ação muscular é responsável por controlar o movimento com a força da gravidade ou com uma força de resistência, e é usada para desacelerar ou parar o movimento de um segmento corporal. Já o movimento antagonista a este citado, ou a contração concêntrica, é o encurtamento do músculo e acontece quando o músculo gera força suficiente para vencer a resistência aplicada, agindo como movimento contra a força da gravidade ou contra uma força de resistência (FLOYD, 2011).

Quanto aos eixos corporais, o eixo sagital pode ser descrito como uma linha imaginária que atravessa o corpo de frente para trás, o eixo frontal seria uma linha imaginária que atavessa o corpo de lado a lado e o eixo logitudinal a linha imaginária que passa através do corpo de cima para baixo (HALL, 2016). A Figura 2, ilustra os principais eixos de referência acima descritos.

2.2 O salto vertical

Segundo Jenkins (2009) o salto é normalmente caracterizado como um movimento balístico, que subdivide-se em três fases: preparação, ação e recuperação. No CMJ, a partir da posição vertical, a preparação é a fase de agachamento com flexão dos joelhos e quadris, a qual coloca o corpo em uma posição vantajosa para a fase de ação (extensão) e armazena energia elástica na contração excêntrica dos músculos. Já a fase de ação (contração concêntrica dos músculos), todas as juntas da perna estendem e flexionam o plantar simultaneamente. Por fim, a fase de recuperação acontece tanto no ar quanto na aterrisagem controlada, que se dá através da contração excêntrica dos músculos da perna. A Figura 3 ilustra as fases do salto CMJ.

Figura 2 – Eixos de referência do corpo humano.

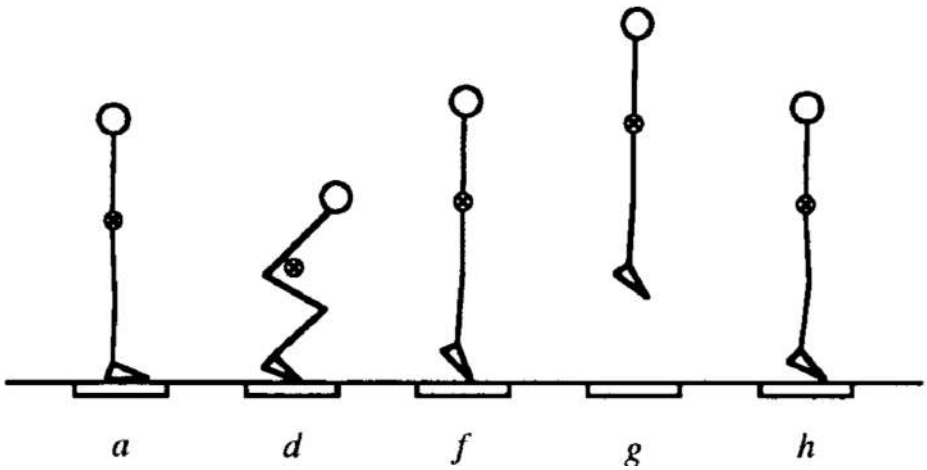


Fonte: Adaptado, (HALL, 2016).

2.2.1 Biomecânica do salto vertical

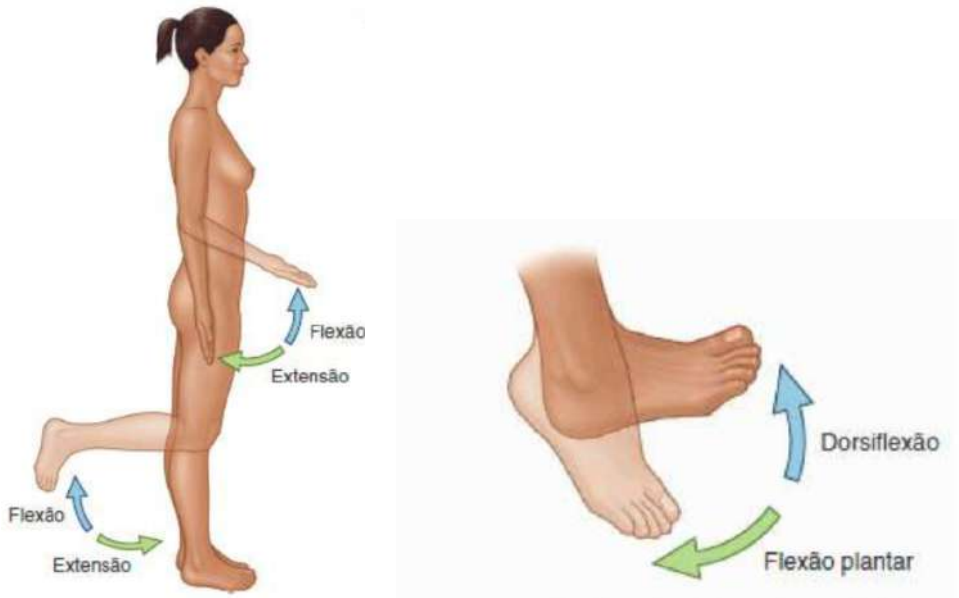
O salto vertical é descrito por movimentos que ocorrem no plano sagital e sobre o eixo frontal. De maneira geral, em um salto vertical o corpo exerce a flexão e extensão, onde no primeiro o ângulo entre dois segmentos do corpo diminui e o segundo por sua vez é o retorno da flexão (JENKINS, 2009). Jenkins (2009) explica que dorsiflexão e flexão plantar são movimentos no plano sagital da articulação do tornozelo, onde na dorsiflexão o pé se move para a cima e na flexão plantar o pé se move para baixo, movimentos característicos que ocorrem durante o salto vertical. A Figura 4 ilustra esses movimentos que são inerentes do salto vertical.

Figura 3 – Fases do salto CMJ (a- posição vertical, d- preparação com agachamento, f- ação de extensão, g- recuperação no ar , h-recuperação no pouso).



Fonte: Adaptado, (LINTHORNE, 2001).s

Figura 4 – Movimentos no Plano Sagital (a)Flexão e extensão, (b) Dorsiflexão e Flexão Plantar.



(a) (b)

Fonte: Adaptado, (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Na fase de preparação do salto CMJ, os músculos extensores dos quadris e dos joelhos e os plantares flexores do tornozelo contraem excentricamente para permitir que os quadris e os joelhos flexionem e os tornozelos dorsiflexionem simultaneamente. Já a fase de ação envolve simultaneamente a extensão dos quadris e joelhos, e a flexão plantar dos tornozelos por meio da contração dos músculos que promovem a extensão ou a flexão plantar das articulações, as quais levam o corpo a se deslocar verticalmente para cima. Para um salto rápido e potente, é requerido que seja executado um movimento coordenado com os braços e pernas. O salto pode ser ou não associado ao uso dos braços, sendo que este melhora o desempenho daquele (BARTLETT et al., 1997).

Para este projeto, os parâmetros de interesse avaliados serão Tempo de Voo ($Tvoo$) e Força Máxima (F_{max}) e o ângulo β que caracteriza a inclinação do tronco sobre o plano sagital. Segundo Pupo, Detanico e Santos (2011), a altura do salto é a principal indicadora de desempenho e diretamente relacionada a este índice está a força máxima (F_{max}, maior valor da força obtida na fase concêntrica do salto). Este parâmetro foi calculado pelo uso dos sensores incerciais usados neste trabalho e teve seu valor validado pela plataforma de força.

Nesta mesma perspectiva, Linthorne (2001) propõe diferentes métodos para o cálculo da altura do salto, sendo um deles calculado por meio do parâmetro tempo de voo (T_{voo}). Assim, neste trabalho o tempo de voo também foi estimado pelo uso dos sensores inerciais e validado pela plataforma de força. Por fim, o ângulo de inclinação do tronco sobre o plano sagital (β), em cada salto, foi estimado a fim de obter a aceleração vertical absoluta. Em virtude das rotações realizadas pelo tronco sobre o plano sagital durante a execução do salto CMJ, é importante realizar a compensação deste desalinhamento, pela projeção dos eixos do acelerômetro tri-axial como será explicado posteriormente (PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2010).

2.3 Sistemas de Análise de Salto

2.3.1 Sensores Inerciais

La-Herran, Garcia-Zapirain e Mendez-Zorrilla (2014) descrevem que sensores inerciais são equipamentos eletrônicos que medem e reportam dados de um objeto como velocidade, aceleração, orientação e força gravitacional, por meio de algoritmos de fusão dos dados de sensores como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. A lei fundamental de Newton do movimento, explica que a aceleração de um corpo/objeto é proporcial ao módulo

das forças que nele agem, deste modo sabendo-se a massa do corpo e as forças agindo sobre ele, é possível calcular sua aceleração. Com os dados obtidos do acelerômetro e do giroscópio nos três eixos de orientação, é possível obter a aceleração e a velocidade angular. Integrando a aceleração obtém-se a velocidade que, mais uma vez integrada, provê as posições referidas nos três eixos. A integral da velocidade angular garante o ângulo de flexão (LA-HERRAN; GARCIA-ZAPIRAIN; MENDEZ-ZORRILLA, 2014).

Um sistema comercial baseado em sensores inerciais é o *Myotest PRO* (Myotest, Suíça). Esse sistema contempla o uso do acelerômetro tridimensional, medindo a aceleração do corpo. Para a análise do salto vertical ele mede a potência, a força e a velocidade do movimento. Houel et al. (2011) mostrou que *Myotest PRO* subestimou os valores para o tempo de voo (T_{voo}) e apresentou baixa confiança para a velocidade anterior ao salto, também pressupôs que isto se dá pelo fato de que o sensor está localizado na lateral do quadril e não no centro de massa do corpo (valores comparados com o padrão ouro - a plataforma de força).

Outro sistema comercial, é o *G-WALK* (BTS Bioengineering, Italy), que além do acelerômetro possui giroscópio e magnetômetro triaxiais, e também GPS (do inglês *Global Positioning System*) e memória interna. Para análise de salto, o *G-WALK* (BTS Bioengineering, Italy) é capaz de estimar parâmetros cinemáticos, elasticidade, coordenação, resistência dos diferentes tipos de salto (BTS-BIOENGINEERING, 2018). O *G-WALK*, contudo, é de alto custo e é recomendável que seja manipulado por especialistas, o que torna sua utilização e aquisição mais restritas. A figura 5, representa o *G-WALK*.

Figura 5 – Exemplo de sensor inercial comercial, G-WALK (BTS Bioengineering, Italy).

Fonte: BTS Bioengineering.

2.3.2 Plataforma de Força

A plataforma de força é uma placa de metal retangular, com dimensões entre 0,4m x 0,6m, com transdutores piezoelétricos ou sensores extensômetros, cuja resistência varia com a força aplicada, alocados em cada aresta para gerar uma saída elétrica proporcional à força aplicada na placa (LINTHORNE, 2001).

Durante o salto vertical, o indivíduo deve superar o seu peso corporal e a força resultante que age sobre o centro de massa do corpo. De modo geral, as plataformas de força resgistram forças de reação do solo em direção vertical, lateral e anteroposterior, de acordo com a terceira lei de Newton do movimento (LINTHORNE, 2001; HALL, 2016).

A plataforma de força mede os parâmetros cinéticos do salto, que juntamente com a sua alta taxa de aquisição e sensibilidade dos sensores, esses dados são obtidos com alta precisão. Esse sistema de análise provê curvas de *força - tempo*, *força - deslocamento*, *acelereção - tempo*, *velocidade - tempo* e *deslocamento - tempo*, que são apresentadas utilizando-se uma interface com um computador. Além destes, podem ser gerados também mapas gráficos ou digitais da pressão por meio das superfícies plantares dos pés (HALL, 2016).

As limitações associadas à plataforma de força são relativas ao uso restrito em laboratórios, a possíveis dificuldades correlacionadas ao controle consciente da plataforma pelo usuário e seu alto custo de aquisição (HALL, 2016). A figura 6, é um exemplo de plataforma de força comercial brasileira.

Figura 6 – Exemplo de plataforma de força, do fabricante EMG System do Brasil

Fonte: EMG System Brasil.

2.3.3 Processamento de Imagem

O sistema padrão ouro, que consiste em multi-câmeras com rastreamento óptico em alta taxa e resolução, permite, com estimação precisa, a análise do movimento (MILOSEVIC; FARELLA, 2015). Esse sistema utiliza diversos algoritmos e calibrações das câmeras com sensores infravermelhos, para realizar medidas entre distâncias das variadas trajetórias do corpo (MERRIAUX et al., 2017).

Um bom exemplo é o *Vicon* (Vicon Motion Systems, Reino Unido), que é, hoje em dia, usado em várias aplicações como em biomecânica e esportes, em ciências clínicas, no rastreamento de objetos e em realidade virtual (VICON, 2017). Uma das maneira como o movimento pode ser capturado foi descrita por Palazzi, Williams e Bourdon (2001), onde marcadores retrorreflectivos passivos foram usados no corpo para análise cinemática referencial do deslocamento do centro de massa. A Figura 7 mostra uma das aplicações usando os marcadores no corpo do atleta.

Uma vez que a maior parte do movimento do corpo humano não se restringe a um único plano, geralmente é necessário o uso de várias câmeras (entre seis e oito), ao redor da área de interesse e em pontos estratégicos, que permitam a constituição de representações tridimensionais, para que garanta-se a captura de todos os movimentos de forma acurada para uma análise detalhada (HALL, 2016). O que foi descrito aponta a limitação deste sistema de rastreamento óptico, que requer o uso de uma área considerável e várias câmeras, posicionadas de maneira correta e precisa.

Figura 7 – Exemplo de aplicação do sistema Vicon de câmeras de rastreamento óptico

Fonte: Vicon Motion Systems.

Tendo em vista as soluções apresentadas, neste projeto foi escolhida a de sensores inerciais pela sua praticidade, versatilidade e portabilidade. Os parâmetros de interesse estimados foram o Tempo de Voo ($Tvoo$), Força Máxima (F_{max}) e o ângulo β.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Diagrama do Projeto

O sistema utilizado para o desenvolvimento deste trabalho consiste de uma placa de sensores inerciais desenvolvida por um aluno mestrando da UFES (SCHNEIDER et al., 2018), um módulo *Bluetooth* HC-05, uma bateria de LiPo de 3,7V, e um cinto feito de elástico, velcro e uma peça impressa em uma impressora 3-D. Este cinto foi utilizado para a fixação dos componentes e o uso em testes pelos usuários. O diagrama da Figura 8, ilustra este projeto e pode-se observar a utilização da placa de sensores incerciais para captação dos dados, que através de uma interface *Matlab* realizou a comunicação *online*, recebimento de entradas iniciais da coleta e geração dos gráficos iniciais. Objtivou-se com esta interface computacional uma melhor interação usuário-código e visualização dos resultados. Por fim a realização de uma rotina *offline* para processamento de sinais e geração de gráficos comparativos.

Figura 8 – Diagrama do projeto.

Fonte: Próprio autor.

3.2 Sensor Utilizado

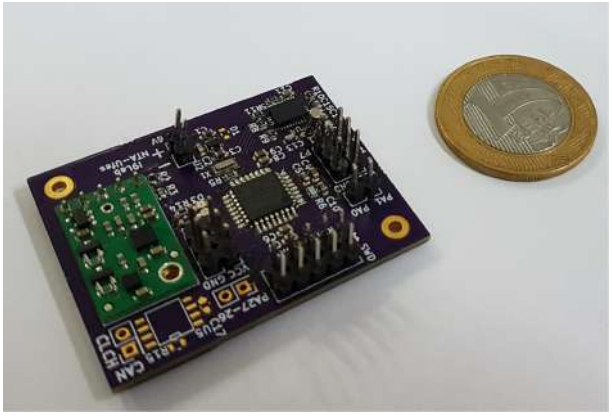
A placa de sensores utilizada possui dimensões de 46x36mm, com um microcontrolador embarcado Cortex M0+ (ATSAMC21E18A, Atmel) de 32 bits, programado em C, com taxa de processamento de dados em 48MHz. O microcontrolador se comunica por dois diferentes periféricos TWI (Two Wire Interface) com o sensor de orientação BNO055 (Bosh), magnetômetro LIS3MDLTR (STMicroelectronics) e acelerômetro e giroscópio, estes no IC (do inglês *Integrated Circuit*) LSM6DS33. Como ilustrado na Figura 8, os dados coletados pelos sensores são transferidos *online* para um servidor utilizando o protocolo SPP (do inglês *Sequenced Packet Protocol*), através de um módulo *Bluetooth* HC-05 que

através de uma interface gráfica em *Matlab* armazena e gera os gráficos dos dados puros sem nenhum processamento. As análises, como integrais e cálculo dos parâmetros são feitas *offline*, por meio de um algoritmo para o processamento dos dados.

É relevante ressaltar que o IC LSM possui taxa de aquisição máxima de 1kHz, a qual foi aplicada neste projeto objetivando realizar a captação dos dados do salto numa frequência muito maior do que a usada nos artigos analisados anteriormente (variando entre 100Hz-300Hz) e também identificar as vantagens do uso de altas frequências neste tipo de aplicação. Esse sistema composto por componentes de alta eficiência energética, o leva a ter vantagens como baixo consumo de energia, tamanho reduzido e também baixo custo (STMICROELECTRONICS, 2017; ARM, 2018).

A placa de sensores inerciais pode ser visualizada na Figura 9.

Figura 9 – Placa de sensores inerciais, usando BNO055, LIS3MDLTR e LSM6DS33.



Fonte: Próprio autor.

Para este projeto serão utilizados apenas os dados provenientes do acelerômetro e do giroscópio, pois com estes dois sensores é possível realizar a medição da aceleração do centro de massa e da velocidade angular do tronco durante o salto. A partir desses dados é possível encontrar os parâmetros de interesse, como o tempo de voo, força máxima e ângulo de inclinação do tronco sobre o plano sagital.

3.3 Plataforma de Força

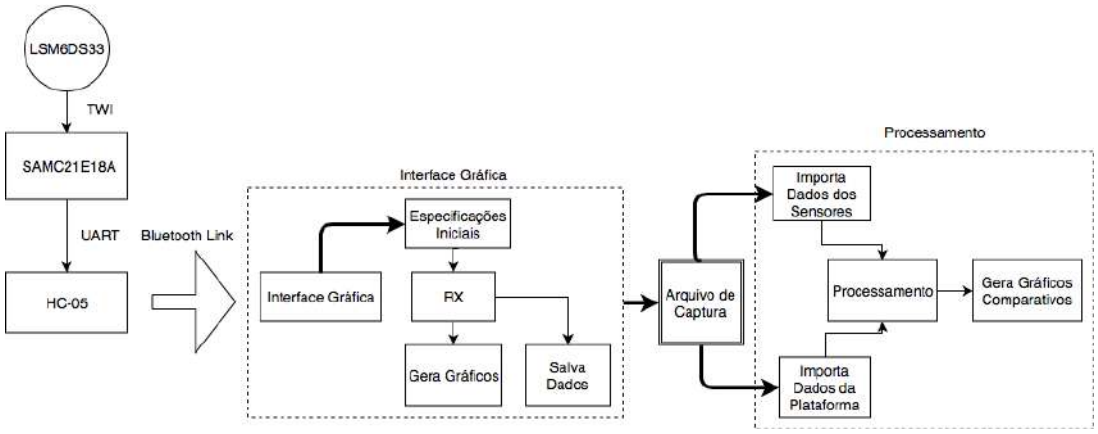
Para a validação dos parâmetros de interesse Tempo de Voo (T_{voo}) e Força Máxima (F_{max}), foi utilizada uma plataforma de força tri-axial versão BIOMEC400-810 (EMG System do

Brasil, Brasil)[1]. Esta plataforma é capaz de quantificar a distribuição de força em três eixos, realiza análise de equilíbrio da marcha e salto, quantificação do *COP* (do inglês *center of pressure*) e área de deslocamento. Possui também filtros com faixa de frequência entre 0 e 35Hz e frequência de amostragem programável de até 50kHz. A plataforma é composta de transdutores do tipo *strain gauge*, que é um componente elétrico cuja resistência elétrica varia em função da deformação mecânica aplicada sobre ele (BARELA; DUARTE, 2011). Para os testes realizados, o software utilizado foi o fornecido pelo fabricante, EMGlab2 versão 3.03 (EMG System do Brasil, Brasil).

3.4 Rotinas Computacionais

O desenvolvimento deste trabalho subdivide-se em dois algoritmos principais, o da Interface Gráfica e o de Processamento. O diagrama da Figura 10, ilustra o modo como o sistema coleta os dados e transfere essas informações para o computador e as processa. Inicialmente a placa de sensores inerciais, mais especificamente o IC LSM, coleta os dados do giroscópio e acelerômetro que em seguida transfere via protocolo TWI para o microcontrolador ATSAMC. Em seguida, via protocolo UART (do inglês *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*), o microcontrolador envia os dados para o *Bluetooth* HC-05, que transfere os dados para o computador sobre um perfil SPP.

Figura 10 – Diagrama de fluxo dos algoritmos.



Fonte: Próprio autor.

O script da Interface Gráfica, é responsável por receber do usuário as especificações iniciais, como nome do indivíduo, peso, frequência de aquisição e tempo de coleta dos dados. Em seguida realizar a recepção dos dados da IMU, salvar o dados recebidos em um arquivo de captura do tipo ".mat" e gerar seus os gráficos como a aceleração tri-axial coletada e velocidade angular tri-axial.

[1] http://www.emgsystem.com.br/produtos/plataforma-de-forca

Após a execução da Interface Gráfica, o script do Processamento realiza a rotina *offline*. Recebe-se o arquivo de captura ".mat" criado anteriormente e realiza a importação dos dados, tanto dos sensores inerciais, quanto o do arquivo dos dados da plataforma (o qual foi salvo separadamente quando os testes dos saltos foram realizados). Logo após, é realizado o processamento dos dados que irão gerar os gráficos de interesse da força do sensor e da plataforma de força e também do ângulo de inclinação do tronco.

Para a coleta dos dados, três protocolos de comunicação foram utilizados, e são eles o *TWI, UART e SPP*. A comunicação entre o IC que capta a aceleração e velocidade angular e o microcontrolador foi feita usando o TWI. Este protocolo, de maneira geral, permite a comunicação entre um único mestre controlando um único escravo, ou múltiplos escravos. O protocolo UART ou *Universal Asynchronous Receiver Transmitter*, é um circuito integrado (IC) dedicado associado a comunicação serial e é usado para a comunicação entre o microcontrolador ATSAMC e o módulo *Bluetooth* HC-05. Por fim o protocolo *SPP ou (Serial Port Profile)*, foi implementado entre o módulo *Bluetooth* e o *Matlab*, baseada em comunicação por rádio-frequência, caracteriza-se por emular o *Link Bluetooth* como uma porta serial.

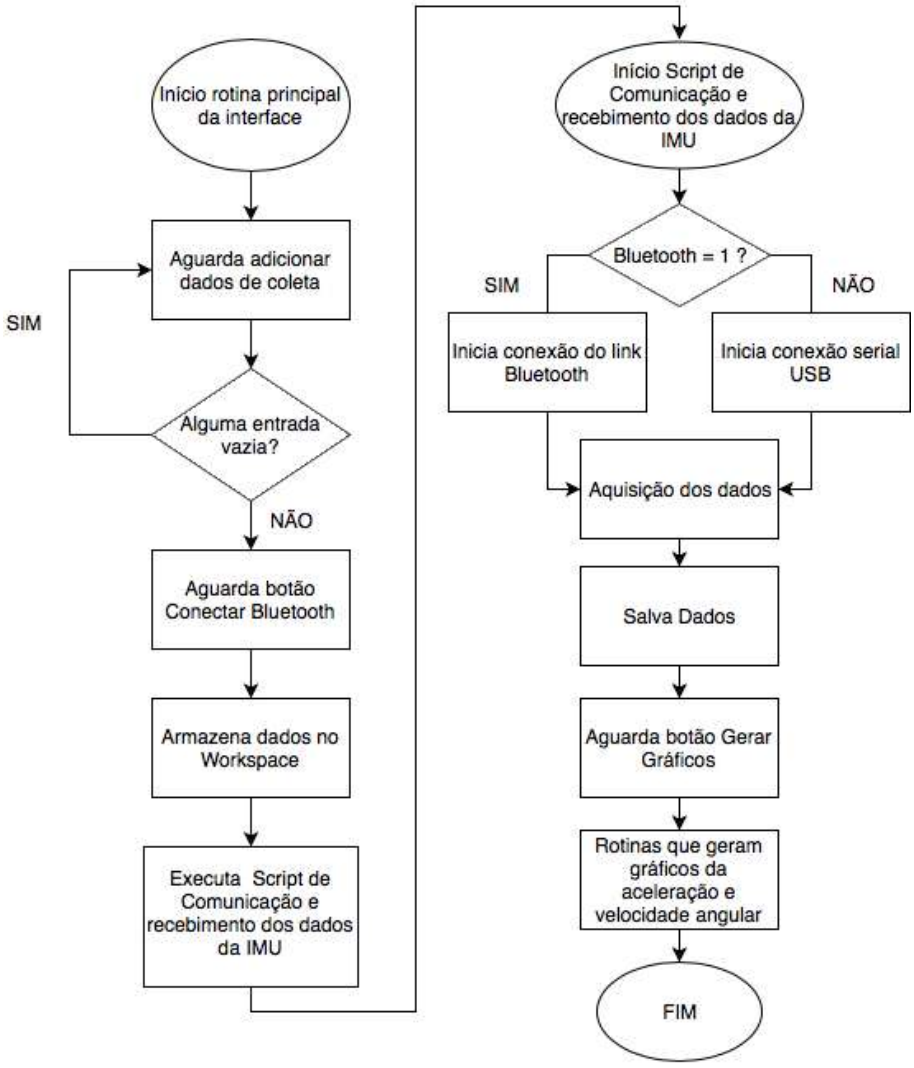
3.4.1 Interface Gráfica

Este código engloba rotinas computacionais cujas principais funções são facilitar a interação usuário-código, que inclui receber os dados de entrada das especificações da coleta, sendo eles o nome do indivíduo, peso, frequência de aquisição e tempo de coleta dos dados. Além disto, inicializar a conexão *Bluetooth* com o módulo do sensor no corpo do usuário, realizar a coleta dos dados do IC LSM, salvar dados em arquivo ".mat " e gerar gráficos dos três eixos do acelerômetro e giroscópio. O fluxograma que detalha a rotina da Interface Gráfica pode ser observada da Figura 11.

A interface gráfica deste sistema foi feita com o auxílio da interface gráfica disponível no *Matlab* chamada *GUIDE*. A sub-rotina principal, é responsável por gerar a janela gráfica apresentada na Figura 12. Esta janela é usada para a definição de parâmetros da comunicação e também identificação do usuário, permanecendo aberta até o botão "Gerar Gráficos" ser pressionado, e é composta de um campo chamado "Status", onde a descrição do status do programa é atualizada, de "Aguardando dados" (estado onde espera todos os campos serem preenchidos), para "Início da conexão"(quando botão Conectar Bluetooth é pressionado) e "Fim coleta" (quando é finalizado a coleta dos dados).

Os dados de entrada necessários são:

Figura 11 – Diagrama do algoritmo da Interface Gráfica.



Fonte: Próprio autor.

Atleta: Necessário para posterior identificação do autor do salto;

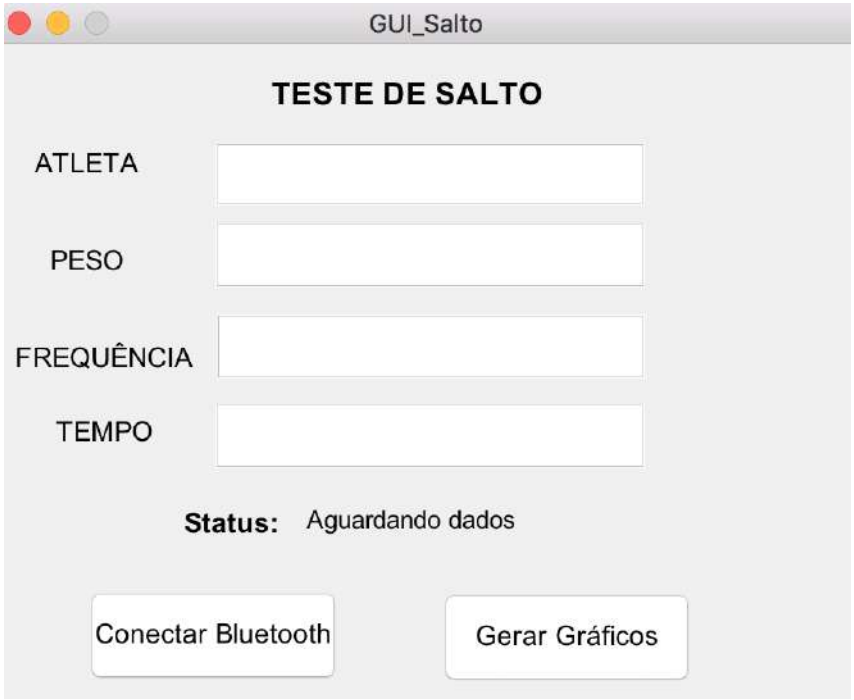
Peso: Dado necessário para processamento offline e comparação com dados da plataforma de força;

Frequência: De amostragem, sendo na faixa de 100-1000 Hz;

Tempo: Duração da coleta dos dados dada em [s];

Caso não seja dada a entrada em todos os campos, o programa abre uma janela de erro, solicitando que seja completo todos os dados solicitados. Após o botão "Conectar Bluetooth" ser pressionado, os dados que foram coletados são salvos em variáveis que são adicionadas no *workspace*, para utilização posterior. Em seguida a sub-rotina responsável

Figura 12 – Janela inicial da sub-rotina principal da Interface Gráfica.



Fonte: Próprio autor.

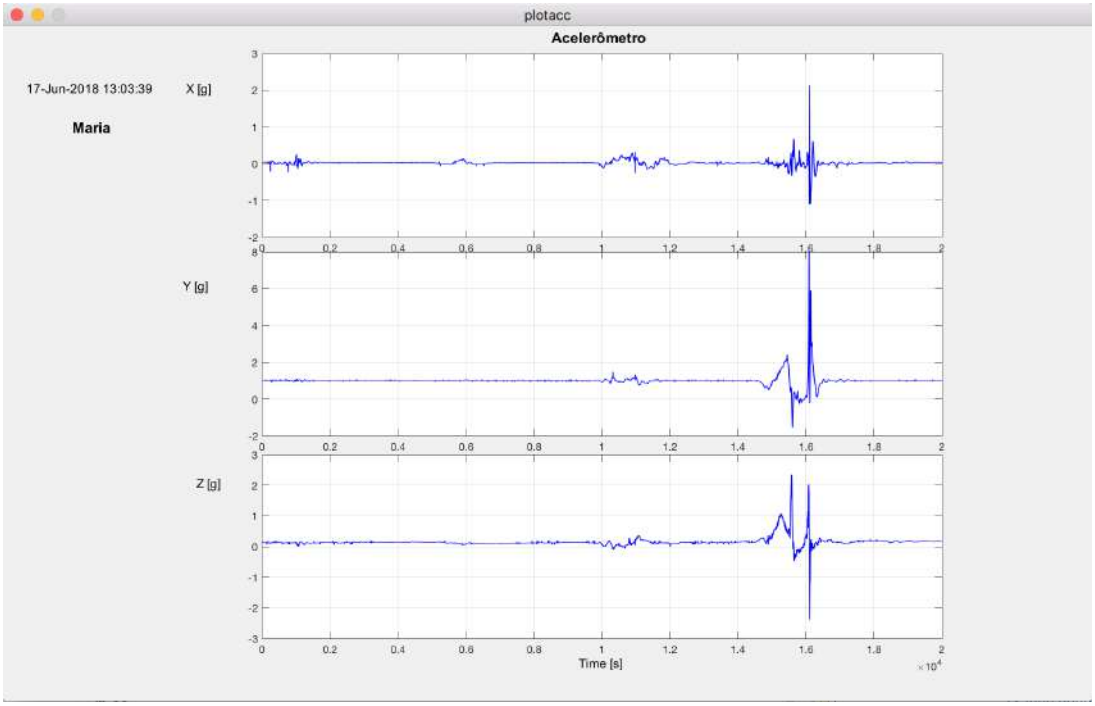
pela comunicação e recebimento dos dados da IMU é chamada. É verificada se a opção de comunicação *Bluetooth* foi selecionada, e em seguida a realização da comunicação *Bluetooth-Matlab* e o início do recebimento do stream de bytes. Quando finalizado, as variáveis no workspace são salvas num arquivo ".mat".

Por fim, após pressionado o botão "Gerar Gráficos" a sub-rotina principal chama duas sub-rotinas secundárias, que foram criadas com ajuda da *GUIDE* , responsáveis por gerar os gráficos do acelerômetro nos três eixos, em curvas de aceleração (g) por segundo e do giroscópio nos três eixos, em curvas de velocidade angular (graus por segundo). Essas curvas são geradas sem nenhum processamento e são importantes para a verificação de que a coleta foi válida e dada sem erros de acumulação de ruídos iniciais ou perda de amostras. A coleta dos dados do acelerômetro teve o limite de g como ±8g e o giroscópio limite de ± 1000dps. Nas Figuras 13 e 14 visualizam-se as janelas geradas por estas sub-rotinas secundárias.

3.4.2 Processamento Offline

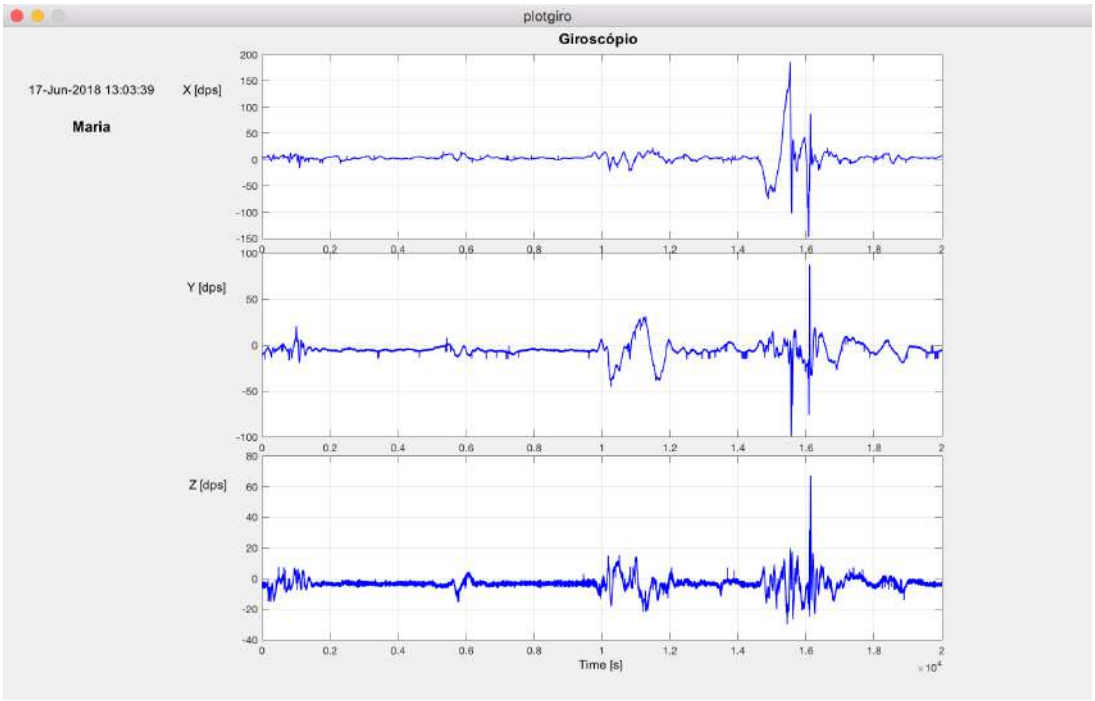
O processamento dos dados obtidos pelo IC LSM é realizada *offline*, pois existem informações que precisam ser adicionadas ao código para a execução do processamento de

Figura 13 – Janela gerada pela sub-rotina secundária que gera os gráficos das acelerações tri-axiais.



Fonte: Próprio autor.

Figura 14 – Janela gerada pela sub-rotina secundária que gera os gráficos das velocidades angulares tri-axiais.

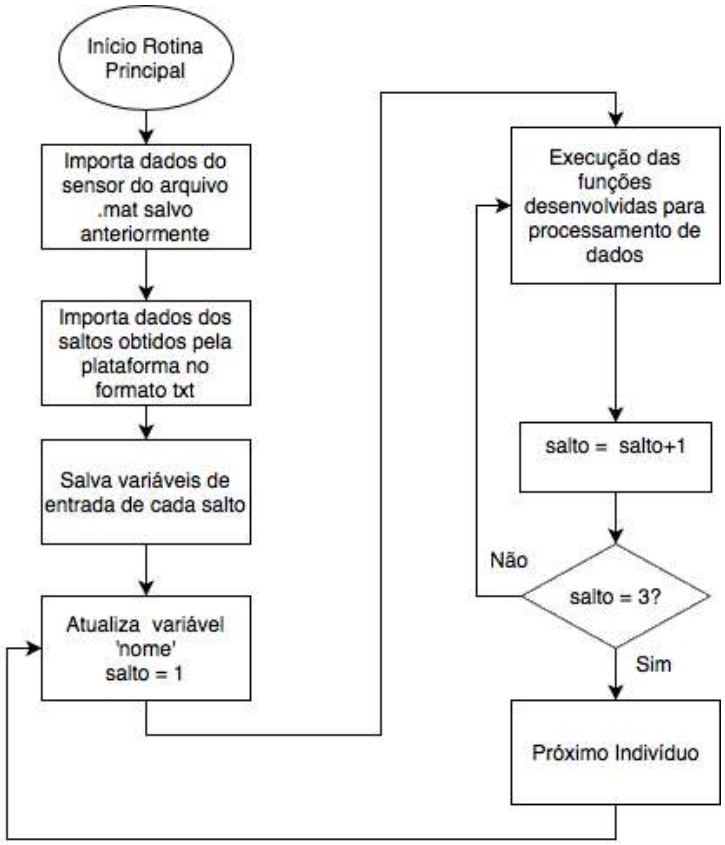


Fonte: Próprio autor.

sinais, estas que são obtidas somente após a realização de análises iniciais dos dados sem processamento. O diagrama do algoritmo de processamento, é descrito na Figura 15.

A sub-rotina principal do Processamento Offline é iniciada com a importação do arquivo ".mat" salva pela rotina da Interface Gráfica e o arquivo ".txt" com os dados coletados pela plataforma de força. Variáveis com dados de processamento são adicionadas e são executadas as funções elaboradas para processamento de sinais e apresentação dos parâmetros de interesse. Estas funções desenvolvidas neste projeto foram baseadas na teoria apresentada por Picerno, Camomilla e Capranica (2010) e será descrita a seguir em forma de um conjunto de passos, para visualização do caminho realizado para a obtenção de cada um dos parâmetros de interesse.

Figura 15 – Diagrama do algoritmo de Processamento Offline.

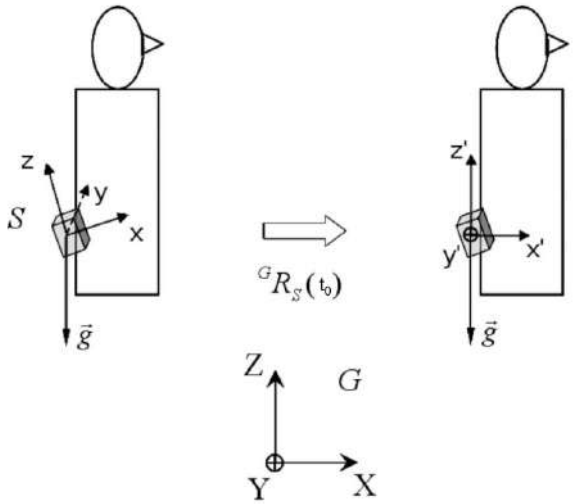


Fonte: Próprio autor.

Segundo o artigo Picerno, Camomilla e Capranica (2010), é aplicado um filtro passa-baixa de quarta ordem do tipo *Butterworth* com frequências de corte em 20 e 15 Hz, respectivamente para a aceleração e velocidade angular, sendo este o *passo 1* do processamento de sinais.

Como pode ser observado na Figura 16, o sistema local de referência S, possui uma rotação sobre o eixo global X (ou o ângulo de Euler *roll*, α) e sobre o eixo global Y (*pitch*, β). Para o eixo global Z (*yaw*, $\gamma = 0$), assume-se que não há rotação do eixo de referência local.

Figura 16 – Descrição do alinhamento realizado por matriz de rotação.



Fonte: Adaptado, (PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2010)

Durante a posição ereta do tronco no início do salto, sabe-se que os sensores então estáticos, havendo somente ação da aceleração da gravidade (g). Pode-se, dessa forma, extrair os ângulos de *roll* e *pitch* iniciais aplicando as relações trigonométricas das Equações 3.1 e 3.2 (*passo 2*).

$$\alpha_0 = tan^{-1}(a_y(t_0)/a_z(t_0)) \tag{3.1}$$

$$\beta_0 = tan^{-}1\left(a_x(t_0)/\sqrt{a_x(t_0)^2 + a_y(t_0)^2 + a_z(t_0)^2}\right) \tag{3.2}$$

Mesmo que o sensor tenha sido afixado na região lombar, que é próxima do centro de massa do corpo, o tronco tende a ter alguma rotação sobre o plano sagital (LINTHORNE, 2001). Para corrigir esta inclinação foi realizada uma alinhamento através do uso de uma matriz de rotação. Conforme a Figura 16, multiplicando-se a matriz de rotação, dada pela Equação 3.3, pelos dados do sensor, há o alinhamento do sistema de referência local S para o sistema de referência global G.

$$^{G}R_S(t_0) = \begin{bmatrix} cos\beta_0 & sin\alpha_0.sin\beta_0 & -cos\alpha_0.sin\beta_0 \\ 0 & cos\alpha_0 & sin\alpha_0 \\ sin\beta_0 & -sin\alpha_0.cos\beta_0 & cos\alpha_0.cos\beta_0 \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

Na referêncial global G, o eixo Z é definido pela gravidade, o eixo X corresponde ao eixo localizado sobre o plano sagital do indivíduo e por fim o eixo Y é definido como ortogonal ao plano ZX. O salto CMJ, foi considerado como um salto planar, G foi definido de maneira que dois de seus eixos estejam sobre o plano sagital do indivíduo.

Conforme será explicado na seção do Protocolo Experimental, houve um intervalo de tempo após o início da coleta dos dados, antes da execução do salto, o qual foi expresso como t_0. Após o cálculo dos ângulos iniciais α_0 e β_0, pode-se calcular a matriz ${}^{G}R_S$, onde ${}^{G}R_S(t_0)$ expressa a orientação S com respeito a G no instante inicial t_0, dada pela Equação 3.3 (*passo 3*).

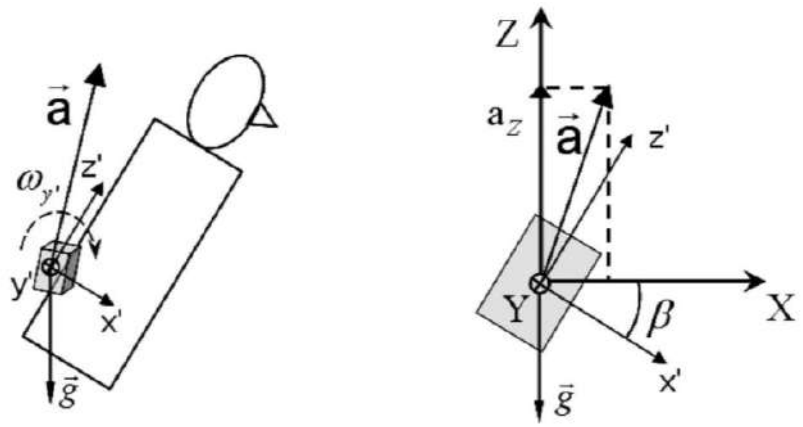
A multiplicação da matriz ${}^{G}R_S(t_0)$, sobre os vetores da aceleração e da velocidade angular é representada pela Equação 3.4 e 3.5 (*passo 4*).

$$ {}^{S'}\omega = \begin{bmatrix} \omega_{x'} & \omega_{y'} & \omega_{z'} \end{bmatrix} = {}^{G}R_S(t_0).{}^{S}\omega \tag{3.4} $$

$$ {}^{S'}a = \begin{bmatrix} a_{x'} & a_{y'} & a_{z'} \end{bmatrix} = {}^{G}R_S(t_0).{}^{S}a \tag{3.5} $$

Durante o salto CMJ, o tronco inclina-se fazendo com que z' seja desviado do eixo da gravidade, conforme Figura 17 (rotação do plano z'x' local com repeito ao plano ZX global). O ângulo que representa a inclinação do tronco ($\beta(t)$) é calculado como a integral da velocidade angular da componente sobre o eixo y'(*passo 5*), conforme a Equação 3.6.

Figura 17 – Movimento executado pelo tronco durante o salto CMJ, mostrando a inclinação β sobre o sistema de referência global G.



Fonte: Adaptado, (PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2010)

$$ \beta(t) = \int_{início}^{t} \omega_{y'}(t).dt \tag{3.6} $$

Sabe-se que a integral da velociade angular possui um erro inerente do processo, devido à presença de *bias* (um *offset* da saída em relação ao seu valor original). Este *bias rate error* (ϵ), quando integrado, gera um erro angular que cresce linearmente com o tempo ($\theta(t) = \epsilon.t$) (WOODMAN, 2007).

Entretanto, como o tempo de duração do salto é curto (aproximadamente 1.5s) e devido à alta taxa de amostragem, o impacto do erro de integração é minimizado, o que permite o seu uso para uma estimativa de β de forma precisa (MILOSEVIC; FARELLA, 2015; PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2010). O tempo de integração selecionado, compreende o início do movimento do salto até o seu pouso.

Logo após, é realizada a projeção do vetor aceleração $\vec{a}$ sobre os eixos Z e X, para a obtenção da aceleração vertical absoluta compensada da rotação do tronco sobre o plano sagital, conforme Equação 3.7 (*passo 6*).

$$a_z(t) = a_{x'}(t).sin\beta(t) + a_{z'}(t).cos\beta(t) \tag{3.7}$$

Por fim é retirada a contribuição da aceleração da gravidade ($g = 9.8m/s^2$) da componente da aceleração expressada sobre o eixo Z global segundo a Equação 3.8 (*passo 7*).

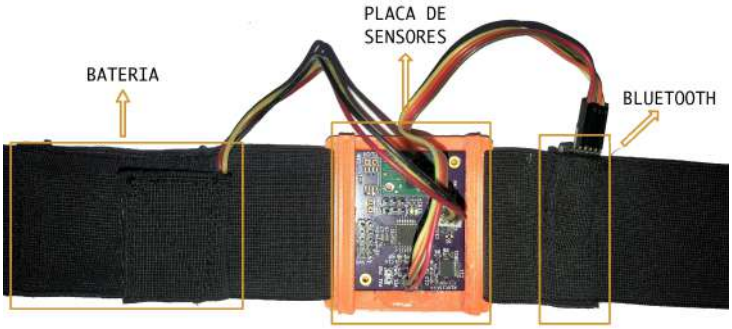
$$a_v(t) = a_Z(t) - g \tag{3.8}$$

Todos os 7 passos, foram realizados para encontrar o parâmetro T_{voo} e F_{max}, o primeiro compreende o intervalo no qual a aceleração vertical a_v (Equação 3.8), foi igual ou menor que a aceleração gravitacional. O segundo foi encontrado usando a aceleração vertical a_v, que encontra-se em unidades de g, convertida para m/s^2 multiplicada pelo fator $g = 9.8m/s^2$ e em seguida pela massa do indivíduo. O parâmetro β foi encontrado no passo 5.

3.5 Cinto Elástico para Fixação do Sensor

Para a realização dos testes nos voluntários, foi desenvolvido um cinto elástico, para a alocação da placa de sensores inerciais, o módulo *bluetooth* HC-05 e a bateria de LiPo de 3,7V, que são necessários para a aquisição de dados em modo sem fio. O cinto possui bolsos feitos de elástico e velcro os quais sustentam a bateria e o módulo *bluetooth*. Estes bolsos foram costurados na fita de elástico principal. A placa de sensores inerciais, por sua vez, foi afixada em uma peça impressa em uma impressora 3-D e colada com fita dupla face, a fita elástica passa por duas fendas nessa estrutura plástica. Nas partes finais do elástico, foram costuradas fitas de velcro, as quais permitem o ajuste do cinto na cintura do indivíduo. É possível observar o cinto na Figura 18.

Figura 18 – Cinto desenvolvido.



Fonte: Próprio autor.

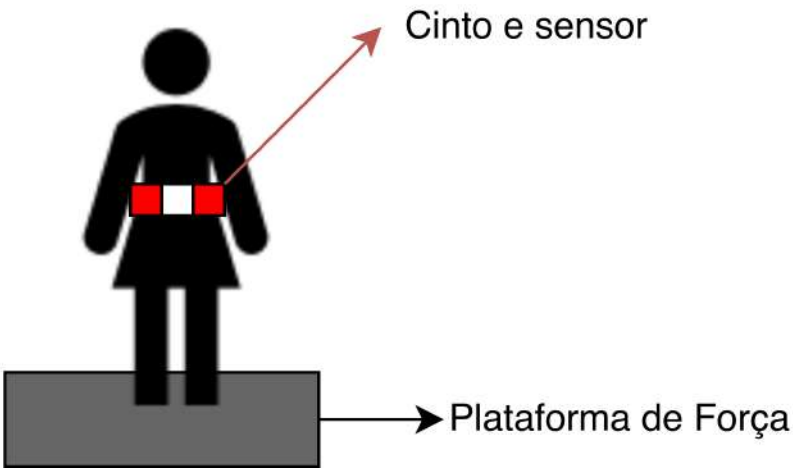
3.6 Protocolo Experimental

Para a realização desse trabalho será utilizado o protocolo de salto CMJ descrito por Linthorne (2001), que compreende o salto que inicialmente parte da posição vertical e com as mãos no quadril e em seguida executa o agachamento, o salto e o pouso controlado. Foram submetidos aos testes de salto dois grupos de 4 indivíduos, composto por mulheres atletas de voleibol de praia (19,7 ± 1,2 anos; 69,8 ± 10,2 kg; 1,72m ± 0,04 m) e mulheres não atletas (24,5 ± 4 anos; 54,7 ± 5 kg; 1,62 ± 0,05 m). Todas as participantes do experimento foram orientadas quanto ao movimento a ser realizado no salto, quanto ao procedimento do teste e quanto a realizar um pequeno aquecimento (saltos de aquecimento ou alongamento). Foram coletados o peso e a altura das participantes.

O salto CMJ foi realizado sem o uso dos braços com as mãos apoiadas nos quadris, não foi orientado o quanto deveria ser agachado. O procedimento consistitiu em conectar o sensor ao computador via *Bluetooth* e iniciar a coleta da IMU. Em seguida, estabeleceu-se a coleta da plataforma de força, com o indivíduo no solo. Após alguns segundos, o indivíduo subiu na plataforma e aguardou uns instantes e logo após foi realizado apenas 1 salto. O indivíduo aguardou sobre a plataforma até o fim a coleta do sensor. Este procedimento teve como objetivo a calibração da plataforma, realizada pela rotina *offline*. Foi notado que a plataforma não apresentava força igual a 0N nestes instantes iniciais e anteriores ao indivíduo pisar sobre ela. Por esta razão, foi realizada a média das amostras até o evento de subida na plataforma, e em seguida esse valor foi subtraído de todas as amostras. O protocolo anteriormente explicado foi repetido 3 vezes por indivíduo. Na Figura 19 é possível observar a disposição do sensor e da plataforma de força.

Os testes com a plataforma de força e o sensor inercial, tiveram o apoio do CEFD/UFES (Centro de Educação Física e Desportos) e NUPEM (Núcleo de Pesquisa e Extensão

Figura 19 – Disposição do sensor e plataforma de força.



Fonte: Próprio autor.

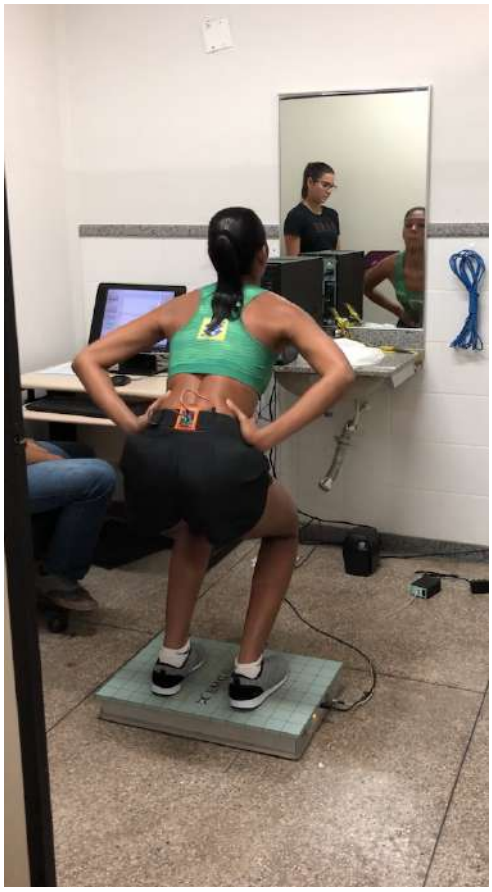
em Ciências do Movimento). Os testes ocorreram no laboratório NUPEM, que cedeu a plataforma de força e computador usado para a coleta dos dados da mesma.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Resultados dos Testes

Como resultado inicial a Figura 20, ilustra o arranjo experimental dos testes de salto.

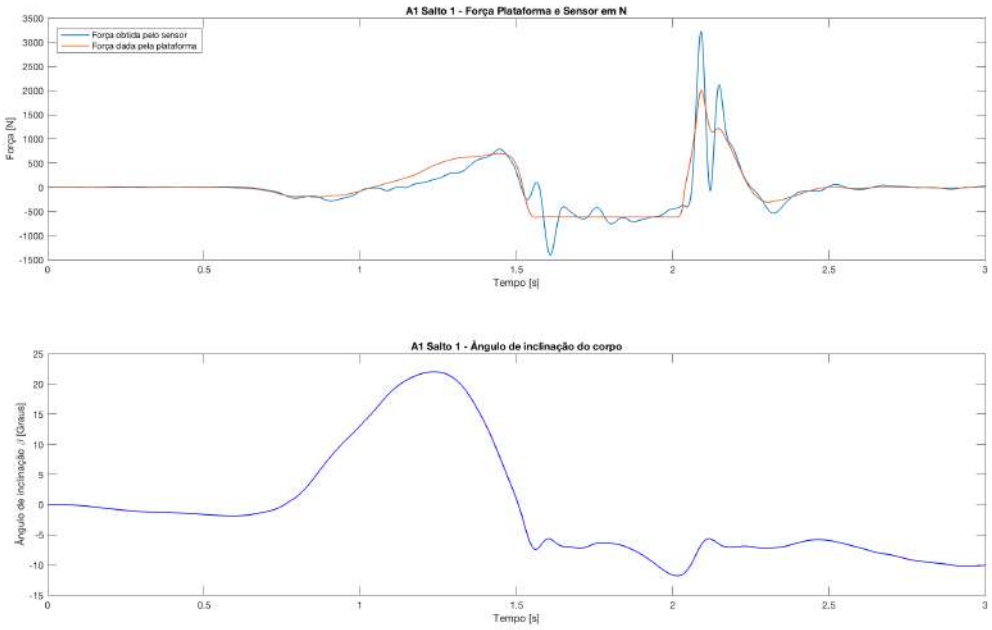
Figura 20 – Arranjo experimental do teste de salto com o sensor inercial e plataforma de força.



Fonte: Próprio autor.

A Figura 21 representa o gráfico da força obtida pelo sensor inercial, após os 7 passos de processamento *offline* e força obtida pela plataforma de força após correção inicial. E o gráfico abaixo, o ângulo de inclinação do tronco sobre o plano sagital calculado. Como se pode observar na Figura 21 no gráfico de β, é possível identificar o momento em que o indivíduo agachou antes do salto, entretanto percebe-se que o ângulo não se aproxima de 0 após a aterrisagem, o que sugere um erro acumulado em virtude da integração. Também é notável que a alta taxa de aquisição dos sensores permitiu a visualização minuciosa da aceleração durante o voo, o que pode ser causada por vibrações do sensor e também das

Figura 21 – Gráfico da força obtida pelo sensor inercial após processamento e plataforma de força após correção inicial e ângulo β.



Fonte: Próprio autor.

características elásticas do cinto, observadas no intervalo de tempo aproximado entre 1,5s e 2s.

As Tabelas 1 e 2 sintetizam os valores encontrados para os parâmetros de interesse de cada salto (F_{max}, T_{voo} e β) das mulheres atletas e não atletas. As atletas foram identificadas de A1 até A4, enquanto as não atletas de S1 até S4. Além dos valores dos parâmetros de cada salto, é explicitado o erro percentual para os parâmetros comparados com os obtidos pelo sistema de validação, sendo eles o erro percentual do tempo de voo E_{Tvoo} e erro percentual da força máxima $E_{Força}$.

Os resultados de todos os testes podem ser encontrados no Apêndice A.

4.2 Discussões

4.2.1 Discussão dos Resultados das Mulheres Atletas

O E_{Tvoo} mostrou-se inferior a 10% para todos os saltos, com exceção ao salto 1 de A2, onde o erro foi de 18.48%, isso se mostra de acordo com os resultados também constatados no

Tabela 1 – Tabela Síntese dos Parâmetros de Interesse das Atletas.

		Sensor			Plataforma de Força		Erros Percentuais	
Indivíduo	Salto	β	F_{max}	T_{voo}	F_{max}	T_{voo}	$E_{Força}$ (%)	E_{Tvoo} (%)
A1	1	21.99	787.2	0.508	698.9	0.462	12.63	9.95
	2	21.38	668.5	0.453	709.4	0.467	5.76	3.00
	3	23.46	678	0.464	736.4	0.451	7.93	2.88
A2	1	29.52	961.9	0.545	663.6	0.460	44.95	18.48
	2	29.69	960.9	0.523	734	0.528	30.91	0.94
	3	26.78	972.2	0.513	737.2	0.528	31.87	2.84
A3	1	30.62	612.5	0.416	713.9	0.384	14.2	8.33
	2	32.54	673	0.391	690.6	0.385	2.54	1.56
	3	31.96	642.4	0.395	690.1	0.365	6.91	7.12
A4	1	20.95	626.1	0.390	641.5	0.380	2.40	2.63
	2	26.07	577.4	0.382	727.1	0.397	20.58	3.78
	3	22.79	748.4	0.422	680.3	0.428	10.01	1.401

Tabela 2 – Tabela Síntese dos Parâmetros de Interesse das Mulheres Não Atletas.

		Sensor			Plataforma de Força		Erros Percentuais	
Indivíduo	Salto	β	F_{max}	T_{voo}	F_{max}	T_{voo}	$E_{Força}$ (%)	E_{Tvoo} (%)
S1	1	18.48	528	0.379	479.7	0.337	10.06	12.46
	2	24.73	480.5	0.317	498.8	0.342	3.66	7.31
	3	24.04	546.5	0.359	483.7	0.358	13.21	0.28
S2	1	23.81	640.6	0.390	534.2	0.365	19.91	6.84
	2	27.91	572.9	0.408	518	0.376	10.59	8.51
	3	35.5	297.7	0.410	523.7	0.396	43.15	3.53
S3	1	23.26	467.6	0.396	531.7	0.352	12.05	12.50
	2	22.9	492.9	0.355	450.7	0.307	9.36	15.63
	3	19.18	483.2	0.351	590.3	0.338	18.14	3.84
S4	1	24.04	414	0.354	389.1	0.332	6.55	6.62
	2	27.65	534.1	0.375	408	0.362	30.90	3.59
	3	29.14	561.4	0.325	381.4	0.359	47.19	9.47

trabalho de Picerno, Camomilla e Capranica (2010). Para $E_{Força}$, entretanto, apresentaram-se valores acima de 20% para 4 saltos, sendo três deles no salto da atleta A2 e um salto da atleta A4. Os restantes dos saltos apresentaram erros percentuais inferiores a 14%. As atletas A1 e A2, exerceram as maiores forças imediatamente antes ao salto, e alcançaram maiores tempo de voo. A atleta A2, que obteve os saltos mais longos, teve também os maiores erros percentuais da força, o que leva a acreditar que a rápida variação do movimento que ela implicou pode ter gerado vibração na placa de sensores nos instantes de decolagem. A atleta A3 possui a maior massa corporal e apresentou no gráfico da força apresentado na Figura 24, grandes vibrações durante toda a execução do salto. Acredita-se que isto é devido à fixação do sensor sobre tecidos moles, que juntamente com a alta taxa de aquisição estas vibrações foram explicitadas com maior nitidez (FORNER-CORDERO et al., 2008). Não foi encontrada relação de maior tempo de voo, com o valor de β, e este

apresentou valores na faixa de 20.95 graus até 32.54 graus, mostrando uma similaridade com o trabalho de Picerno, Camomilla e Capranica (2010).

4.2.2 Discussão dos Resultados da Mulheres Não Atletas

O E_{Tvoo} apresentou valores inferiores a 9%, com exceção do salto 1 de S1 e salto 1 e 2 de S3, assim como o resultado das mulheres atletas e de acordo com o trabalho de Picerno, Camomilla e Capranica (2010). O $E_{Força}$, apresentou valores inferiores a 13.2% para a maioria dos saltos com exceção dos saltos 1 e 3 de S2, salto 3 de S3 e saltos 2 e 3 de S4. O T_{voo} não ultrapassou 0.39s de duração segundo a referência, e as forças não ultrapassaram 591N. O ângulo de inclinação β foi maior para S2 e S4 e também apresentaram maior T_{voo}, e o valor de β apresentou valores na faixa de 18.48 graus até 35.5 graus, também mostrando similaridade como trabalho de Picerno, Camomilla e Capranica (2010).

4.2.3 Discussão Geral

Foi observado que em alguns saltos, os gráficos da aceleração e velocidade angular apresentaram grande ruído (incompatível com a curva esperada), por essa razão estes saltos foram descartados e foram repetidos. Isso poderia ter sido causado, uma vez que o protocolo de comunicação com *Bluetooth* está no seu limite da frequência de aquisição. Se o receptor e transmissor não estiverem relativamente próximos e com visada direta pode ocorrer perda de pacotes e com isso o erro na aquisição dos dados.

De maneira geral, as atletas apresentaram maiores valores de F_{max}, T_{voo}, o que se leva a concluir a relação entre a força praticada imediatamente anterior ao salto e a duração do salto CMJ, de acordo com o trabalho de Pupo, Detanico e Santos (2011). Foi observado também maiores $E_{Força}$ nas não atletas que nas atletas. O β foi maior para as atletas, mas não implicou em saltos com maior duração do tempo de voo em todos os casos, como por exemplo salto 1 de S2 teve β inferior ao do salto 3 de A3, mas obteve o mesmo valor de T_{voo}. Foi possível identificar também, o aumento do T_{voo} a medida que os saltos eram realizados pelos indivíduos A2, A3, A4, S1 e S2, o que pode ter sido causado por uma melhor consciência corporal do movimento e procedimento a ser realizado. Nas curvas das força, no intervalo de voo, é possível observar uma grande variação no valor dado pelo sensor, o que pode ser causado por pequenos movimentos do sensor sobre os tecidos moles da coluna lombar e também o próprio movimento executado pelo indivíduo. Foi possível constatar um menor E_{Tvoo} que $E_{Força}$ em ambos os grupos, o que mostra que o algoritmo proposto por Picerno, Camomilla e Capranica (2010) e aplicado neste Projeto,

foi efetivo para a obtenção do T_{voo} (objetivo principal do artigo em questão). Uma possível causa do erro de E_{Tvoo}, pode ser devido à identificação da fase de voo do sinal medido pelo acelerômetro. Ao contrário da plataforma de força, esta fase é muito bem definida quando a plataforma mede zero no momento em que o participante sai do solo, já o sensor continua fazendo medidas da aceleração e também de vibrações do sensor sobre a pele. Sendo assim, não foi fácil identificar o instante exato em que o participante sai do solo e o participante toca o solo, como o é na plataforma de força.

Nos gráficos das curvas de β (podem ser visualizadas no apêndice A), foi possível observar a variação de 0 para o valor máximo de β, imediatamente anterior ao salto, mas em alguns indivíduos foi identificado o aumento da inclinação após a aterrisagem. Isso é devido ao movimento do pouso do indivíduo, que no impacto o tronco tende a se inclinar para frente novamente. Este fenômeno foi observado tanto nas atletas quanto nas mulheres saudáveis.

5 CONCLUSÃO

Havendo diferentes sistemas de alta confiabilidade para a análise de saltos verticais, este trabalho propôs uma aplicação de uma placa de sensores inerciais para esta finalidade, caracterizando um sistema mais econômico, portátil e capaz de estimar alguns parâmetros do salto vertical de interesse.

A IMU, que estima os dados do acelerômetro e giroscópio possibilitou a combinação destes dados para adquirir parâmetros cinéticos e cinemáticos do salto CMJ. Os dados do giroscópio integrados garantiram o ângulo de inclinação do corpo sobre o plano sagital, e a soma das componentes da aceleração projetadas sobre os eixos Z e X, permitiu a obtenção do valor absoluto da aceleração vertical compensada da rotação do tronco sobre o plano sagital. Apesar dos testes terem sido realizados em um laboratório que foi limitado pelo sistema de referência, em um cenário de uso real este sistema poderia ser usado em vários outros tipos de ambientes.

Os dados mostraram-se condizentes com os valores esperados de acordo com a referência e as curvas com aquelas encontradas em artigos de referência. Foi possível observar diferenças entre os parâmetros das atletas e não atletas, assim como certas relações entre os parâmetros. Dessa maneira, o sistema realizou a aquisição de dados relevantes e é apto para ser usado em testes de análise de salto CMJ.

No decorrer do projeto foram encontradas algumas dificuldades, como por exemplo a disponibilidade do uso da plataforma de força na NUPEM. Por esta razão o teste com atletas homens e homens saudáveis não foi realizado.

Algumas melhorias que poderiam ser feitas afim de aprimorar o projeto, como a sincronização externa para aquisição do sensor com o sistema de referência. Outra sugestão é o desenvolvimento de um algoritmo específico para a estimação da F_{max} e implementação da fusão dos sensores giroscópio e acelerômetro para a obtenção do ângulo β com maior exatidão. Nesta mesma perspectiva, seria ideal o desenvolvimento de um cinto mais robusto feito com material não elástico, objetivando melhor fixação dos componentes e que não se movimente ou desloque durante a execução do salto.

Finalmente, o projeto cumpriu com o objetivo do trabalho e foi apto em apresentar dados relevantes sobre o salto vertical CMJ como o tempo de voo, força máxima e ângulo de inclinação do tronco sobre o plano sagital, através de um sistema de baixo custo, portátil

e confiável, cumprindo com os requisitos iniciais exigidos no projeto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARM. *Cortex-M0+*. 2018. Disponível em: <https://developer.arm.com/products/processors/cortex-m/cortex-m0-plus>. Acesso em: 25 junho de 2018. Citado na página 26.

BARELA, A.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Braz J Mot Behav*, v. 6, n. 1, p. 56–61, 2011. ISSN 1980-5586. Disponível em: <http://demotu.org/pubs/BJMB11.pdf>. Citado na página 27.

BARTLETT, R. et al. Introduction to Sports Biomechanics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 2, p. 67–81, 1997. ISSN 1747-9541. Disponível em: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3047http://www.tandfebooks.com/action/showBook?doi=10.4324/9780203462027>. Citado na página 20.

BOSCO, C.; KOMI, P. V. Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta physiologica Scandinavica*, v. 106, n. 4, p. 467–72, 1979. ISSN 0001-6772. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/495154>. Citado na página 13.

BOSCO, C.; KOMI, P. V. Physiology Influence of Aging on the Mechanical Behavior. *European Journal of Applied Physiology*, v. 219, n. 8318, p. 209–219, 1980. Citado na página 13.

BTS-BIOENGINEERING. *G-Walk, Wearable system for the functional analysis of movement*. 2018. Disponível em: <http://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/#1484563864244-b4f349cd-6353>. Acesso em: 14 março de 2018. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 21.

DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Biomechanical Factors Associated with Injury During Landing in Jump Sports. *Sports Medicine*, v. 12, n. 5, p. 326–337, 1991. ISSN 11792035. Citado na página 13.

FLOYD, R. T. *Manual de cinesiologia estrutural, 16a Ed.* [S.l.: s.n.], 2011. ISBN 978-85-204-2626-5. Citado na página 17.

FORNER-CORDERO, A. et al. Study of the motion artefacts of skin-mounted inertial sensors under different attachment conditions. *Physiological Measurement*, p. 29, 2008. Citado na página 40.

GERBERICH, S. G. et al. Analysis of Severe Injuries Associated with Volleyball Activities. *The Physician and Sportsmedicine*, v. 15, n. 8, p. 75–79, 1987. ISSN 0091-3847. Citado na página 13.

HALL, S. J. *Biomecânica Básica, 7a Ed.* [S.l.: s.n.], 2016. v. 1. 65-69 p. ISBN 978-85-277-2868-3. Citado 4 vezes nas páginas 17, 18, 22 e 23.

HEIDERSCHEIT, B. C. et al. Hamstring Strain Injuries: Recommendations for Diagnosis, Rehabilitation, and Injury Prevention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 2, p. 67–81, 2010. ISSN 0190-6011. Disponível em: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3047>. Citado na página 13.

HOUEL, N. et al. Accuracy and reliability of the Myotest Pro system to evaluate a squat jump. *Procedia Engineering*, v. 13, p. 434–438, 2011. ISSN 18777058. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 21.

JENKINS, S. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns, 2nd Ed.* [S.l.: s.n.], 2009. v. 3. 141–145 p. ISSN 1747-9541. ISBN 1134298730. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.

LA-HERRAN, A. Muro-de; GARCIA-ZAPIRAIN, B.; MENDEZ-ZORRILLA, A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. p. 3362–3394, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.

LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, v. 69, n. 11, p. 1198–1204, 2001. ISSN 0002-9505. Disponível em: <http://aapt.scitation.org/doi/10.1119/1.1397460>. Citado 6 vezes nas páginas 15, 19, 20, 22, 33 e 36.

MERRIAUX, P. et al. *A Study of Vicon System Positioning Performance.* [S.l.]: Sensors 2017, 2017. 18 p. Citado na página 23.

MILOSEVIC, B.; FARELLA, E. Wearable Inertial Sensor for Jump Performance Analysis. *Proceedings of the 2015 workshop on Wearable Systems and Applications - WearSys '15*, p. 15–20, 2015. Disponível em: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2753509.2753512>. Citado 3 vezes nas páginas 15, 23 e 35.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. *Anatomia Orientada para a Clínica, 7a Ed.* [S.l.: s.n.], 2014. 50 p. ISBN 978-85-277-2584-2. Citado na página 19.

NEWTON, R. U.; KRAEMER, W. J. *Developing Explosive Muscular Power: Implications for a Mixed Methods Training Strategy.* [S.l.]: 1994 National Strength & Conditioning Association, 1994. 20–31 p. Citado na página 13.

PALAZZI, D. A. .; WILLIAMS, B. K.; BOURDON, P. C. Accuracy an precision of the kinetic analysis of counter movement jump performance. *ISBS-Conference Proceedings*, n. 155, p. 1–4, 2001. Disponível em: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5281>. Citado na página 23.

PAYNE, A. H.; SLATER, W. J.; TELFORD, T. The use of a force platform in the study of athletic activities. a preliminary investigation. *Ergonomics*, 1968. ISSN 13665847. Citado na página 15.

PICERNO, P.; CAMOMILLA, V.; CAPRANICA, L. *Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit.* Rome: Journal of Sports Sciences, 2010. 139–146 p. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2010.523089>. Citado 7 vezes nas páginas 20, 32, 33, 34, 35, 40 e 41.

PUPO, J. D.; DETANICO, D.; SANTOS, S. G. dos. *Parâmetros cinéticos determinantes do desempenho nos saltos verticais.* Florianópolis: [s.n.], 2011. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 41.

RICHTER, A. et al. Countermovement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique. *European Journal of Sport Science*, 2012. ISSN 17461391. Citado na página 13.

SCHNEIDER, F. B. A. et al. Automated Time Up and Go Test with Redundant IMU System. *ENEBI, 6o Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, n. 2013, p. 1–6, 2018. Citado na página 25.

SHEPPARD, J. M. et al. Relative importance of strength,power and anthropometric measures to jump performance of elite volleyball players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 22, n. 3, 2008. Citado na página 13.

STMICROELECTRONICS. *Data Sheet IC LSM6DS33*. 2017. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lsm6ds33.pdf>. Acesso em: 25 junho de 2018. Citado na página 26.

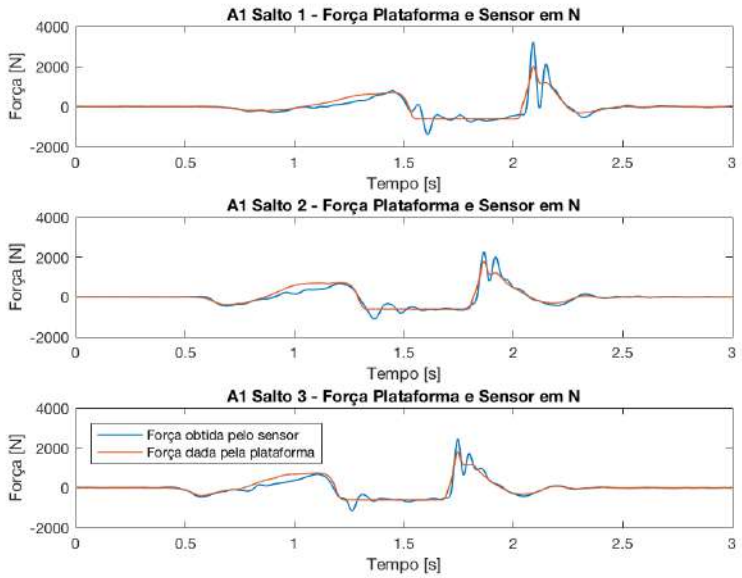
VANEZIS, A.; LEES, A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. In: *Ergonomics*. [S.l.: s.n.], 2005. ISBN 0014-0139 (Print). ISSN 00140139. Citado na página 13.

VICON. *What is Motion Capture?* 2017. Disponível em: <https://www.vicon.com/what-is-motion-capture>. Acesso em: 20 março de 2018. Citado na página 23.

WOODMAN, O. J. *An introduction to inertial navigation*. [S.l.]: Technical Report n.696, Computer Laboratory, University of Cambridge, 2007. Citado na página 34.

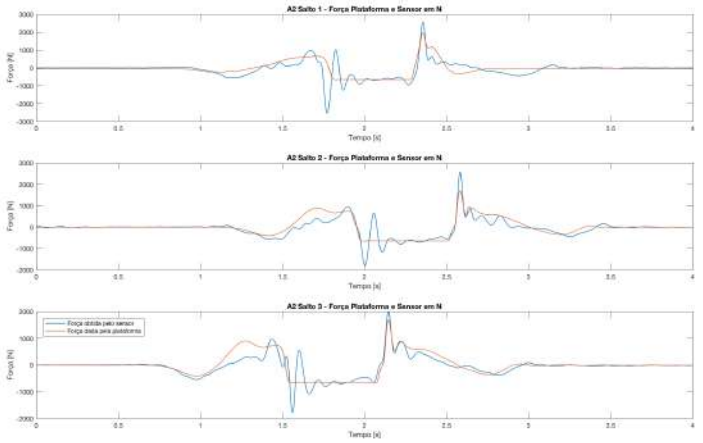
A APÊNDICE A

Figura 22 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A1.



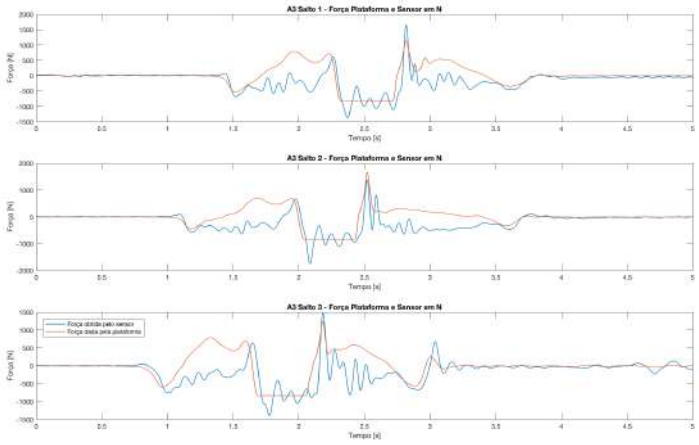
Fonte: Próprio autor.

Figura 23 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A2.



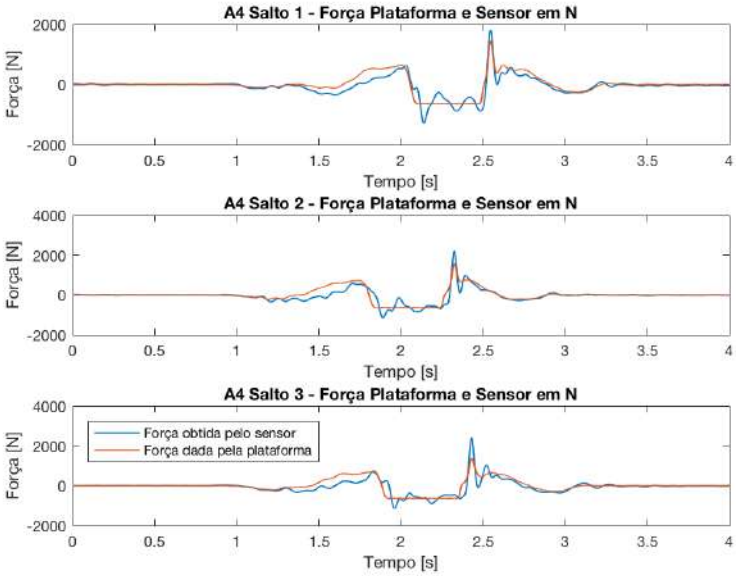
Fonte: Próprio autor.

Figura 24 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A3.



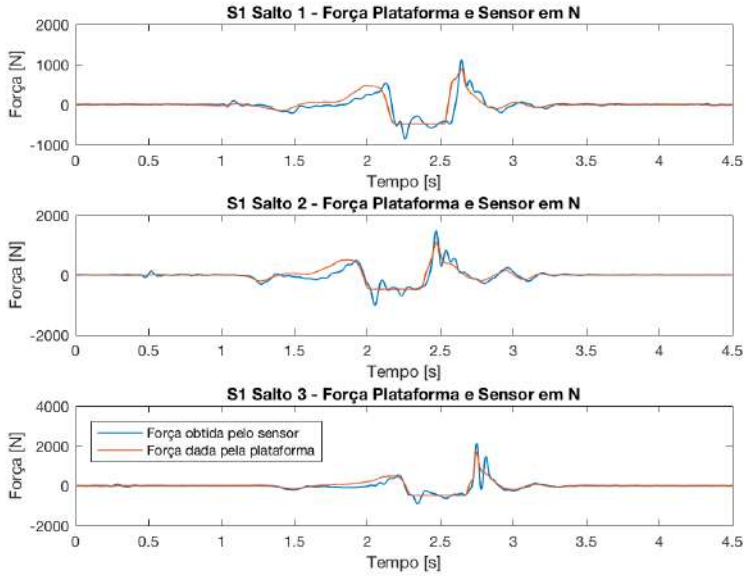
Fonte: Próprio autor.

Figura 25 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo A4.



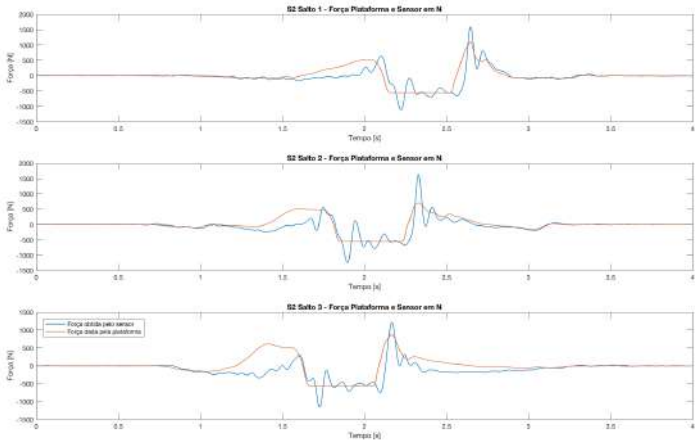
Fonte: Próprio autor.

Figura 26 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S1.



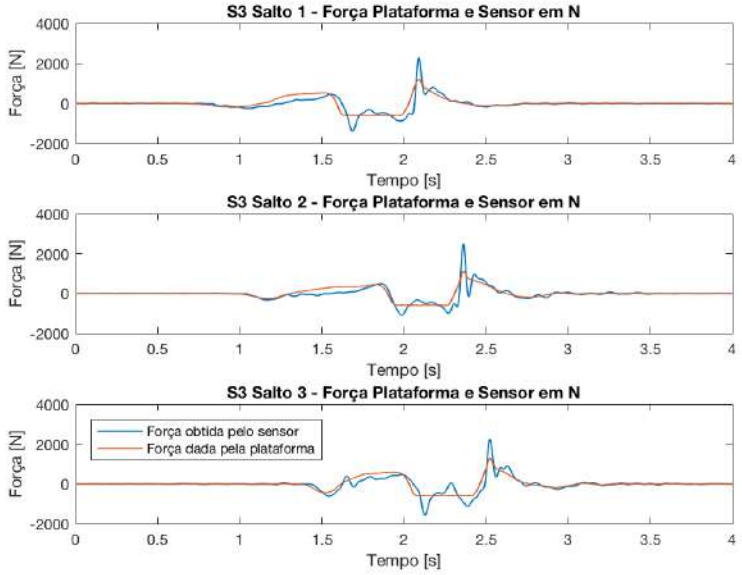
Fonte: Próprio autor.

Figura 27 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S2.



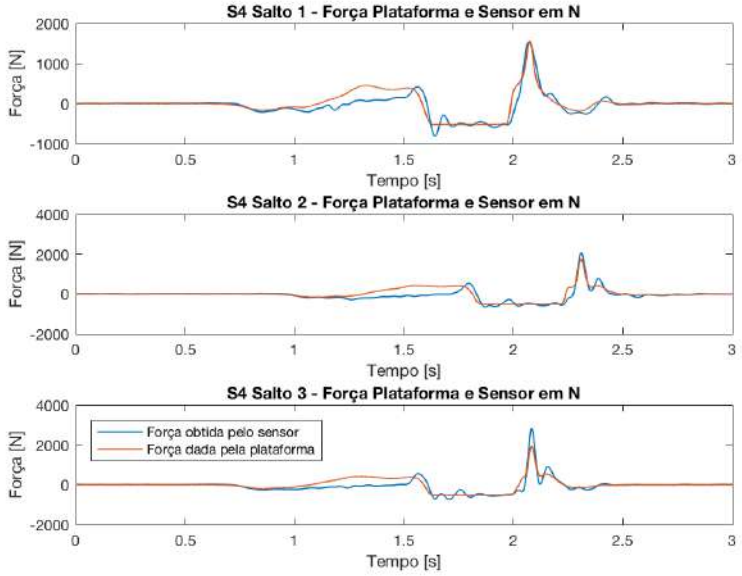
Fonte: Próprio autor.

Figura 28 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S3.



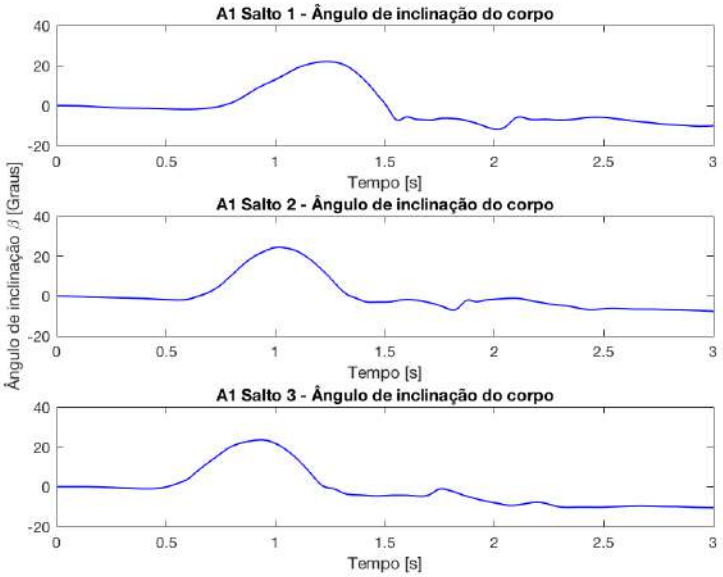
Fonte: Próprio autor.

Figura 29 – Força obtida pela plataforma e sensor do indivíduo S4.



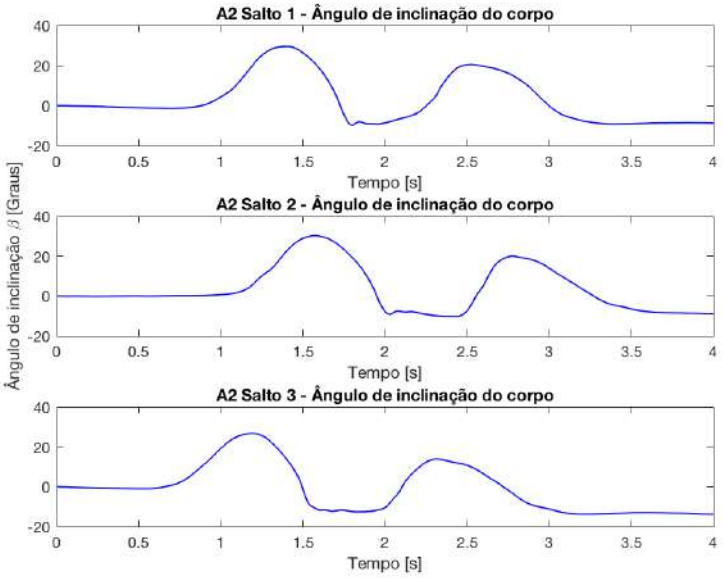
Fonte: Próprio autor.

Figura 30 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A1.



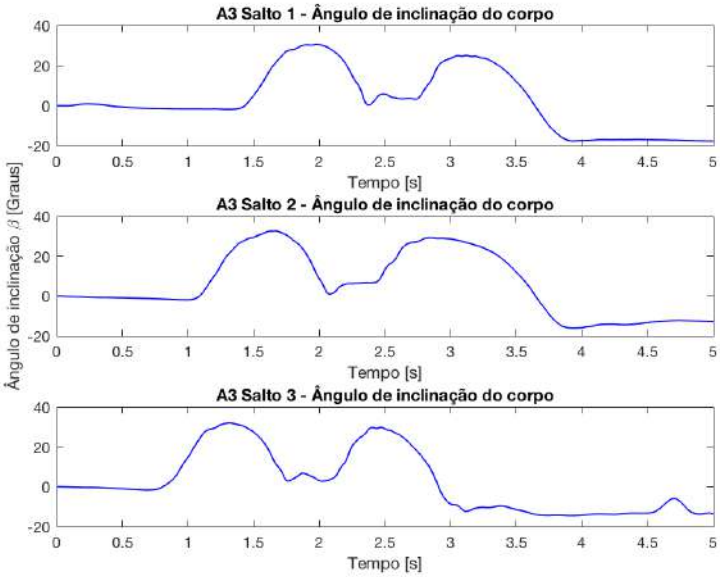
Fonte: Próprio autor.

Figura 31 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A2.



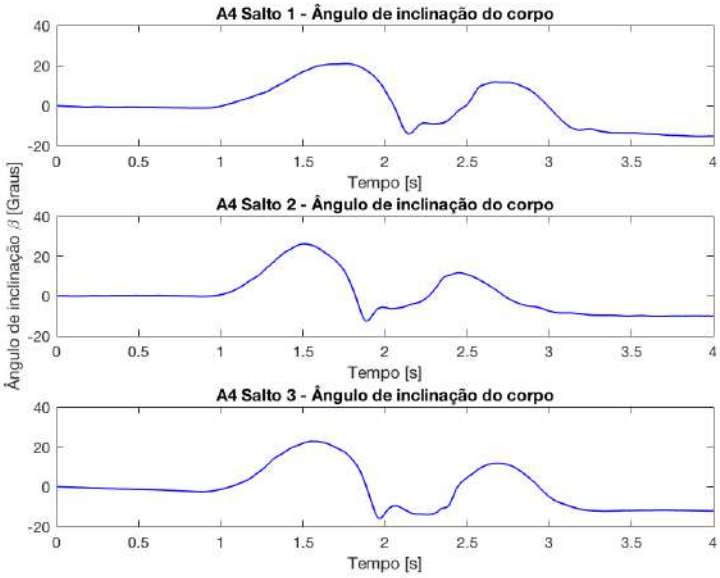
Fonte: Próprio autor.

Figura 32 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A3.



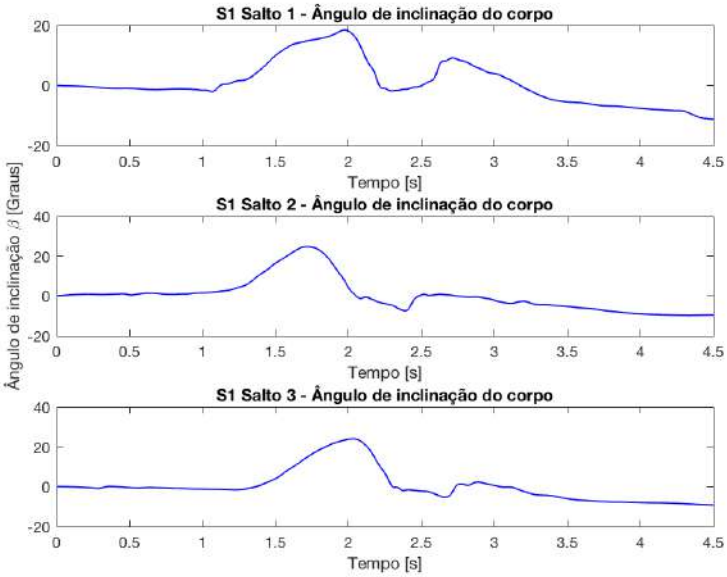
Fonte: Próprio autor.

Figura 33 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo A4.



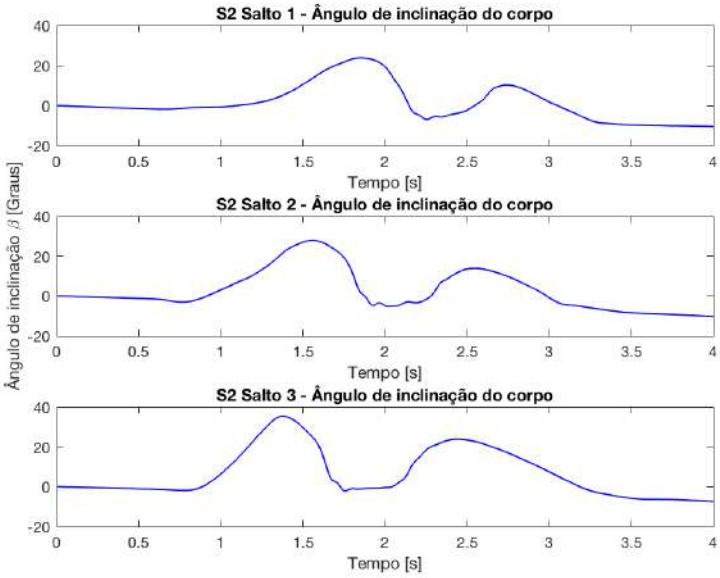
Fonte: Próprio autor.

Figura 34 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S1.



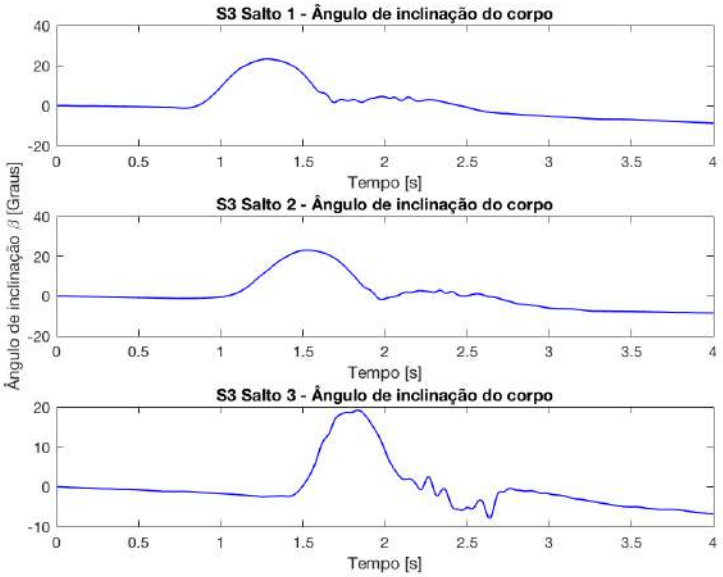
Fonte: Próprio autor.

Figura 35 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S2.



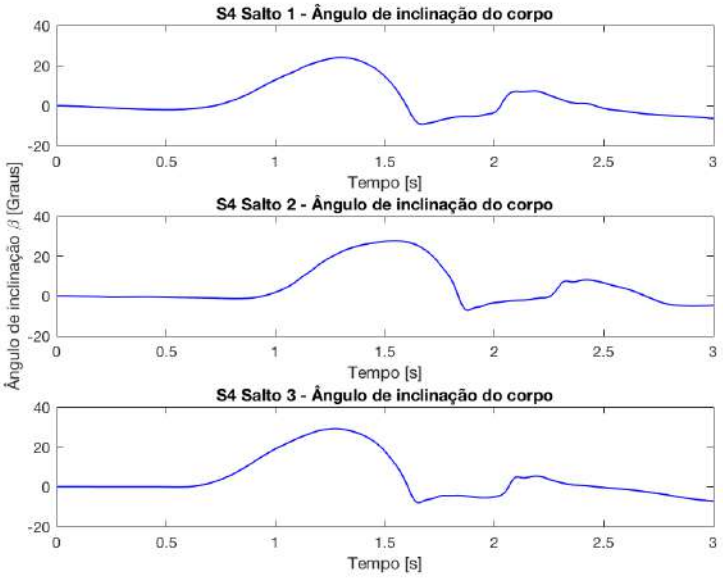
Fonte: Próprio autor.

Figura 36 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S3.



Fonte: Próprio autor.

Figura 37 – Ângulo de inclinação do corpo β do indivíduo S4.



Fonte: Próprio autor.