

Miquilino, A. R.; Luz, G. H.; Shibata, V. H.

**PCS2501 - Projeto de Formatura
Sistema de Monitoramento de Impactos aplicado ao
Futebol Americano - SiMI**

São Paulo
2015, v-1.0

Miquilino, A. R.; Luz, G. H.; Shibata, V. H.

**PCS2501 - Projeto de Formatura
Sistema de Monitoramento de Impactos aplicado ao
Futebol Americano - SiMI**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo

Área de Concentração:
Engenharia Elétrica - Ênfase em Computação

Orientador: Bruno de Carvalho Albertini

São Paulo
2015, v-1.0

Miquilino, A. R.; Luz, G. H.; Shibata, V. H.

PCS2501 - Projeto de Formatura

Sistema de Monitoramento de Impactos aplicado ao Futebol Americano - SiMI/
Miquilino, A. R.; Luz, G. H.; Shibata, V. H. – São Paulo, 2015, v-1.0-

Orientador: Bruno de Carvalho Albertini

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de São Paulo – USP

Escola Politécnica

Graduação, 2015, v-1.0.

I. Bruno de Carvalho Albertini. II. Universidade de São Paulo. III. Faculdade de
Engenharia. IV. Sistema de Monitoramento de Impactos

Miquilino, A. R.; Luz, G. H.; Shibata, V. H.

**PCS2501 - Projeto de Formatura
Sistema de Monitoramento de Impactos aplicado ao
Futebol Americano - SiMI**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
à Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo

Trabalho aprovado. São Paulo, ____ de _____ de 2015:

Bruno de Carvalho Albertini
Orientador

Professor

Professor

São Paulo
2015, v-1.0

Agradecimentos

Os agradecimentos são direcionados a todos os nossos professores, parentes, colegas e técnicos da escola politécnica.

*“Não vos amoldeis às estruturas deste mundo,
mas transformai-vos pela renovação da mente,
a fim de distinguir qual é a vontade de Deus:
o que é bom, o que Lhe é agradável, o que é perfeito.
(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)*

Resumo

Este documento tem como objetivo apresentar o meio no qual será aplicado o projeto do Sistema de Monitoramento de Impactos Aplicado ao Futebol Americano (SiMI). Este projeto foi concebido pensando-se numa aplicação que pretende auxiliar a medicina esportiva, ao fornecer dados relativos a impactos e potenciais lesões causadas pela simples prática do esporte, quer ela seja em nível amador quanto em nível profissional. O SiMI foi elaborado por meio do uso de acelerômetros para captação de impactos, de um microcontrolador Arduino Nano para processamento de dados e de um Software para análise dos dados e identificação de impactos que possam causar concussões em um jogador de futebol americano. Além disso, neste documento, pretende-se ilustrar quais tecnologias estudadas pelo grupo serão aplicadas tanto no desenvolvimento do software quanto do hardware, a integração entre estes módulos, os estudos realizados acerca do que já se conhece sobre o impacto de acelerações e forças aplicadas sobre o corpo de atletas, as decisões de projeto tomadas pelo grupo e os testes realizados.

Abstract

This document aims to present the details of the project SiMI (Impacts Monitoring System applied to football). This project design an application that helps sports medicine, to provide data on the impacts and potential injuries caused by the simple practice of sports, whether it is on amateur level and professional level. The SiMI was prepared through the use of accelerometers to capture impacts, an Arduino Nano microcontroller for data processing and a software for data analysis and identification of impacts that cause concussions in a football player. In addition, this document is intended to illustrate what technologies studied by the group will be applied both in the development of software and hardware, the integration of these modules, studies of what is already known about the impact of accelerations and forces applied to the body of athletes, the design decisions taken by the group and the tests performed.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Fluxo da funcionalidade do sistema	26
Figura 2 – Arduino Uno (à esquerda) e shield do acelerômetro MMA 7361; não estão em escala	27
Figura 3 – Output de testes do Acelerômetro (na tela menor) ativado pelo código no loader do Arduino.	28
Figura 4 – Gráficos Simulação Movimento Linear	30
Figura 5 – Gráficos Erro Incremental	31
Figura 6 – Decomposição da Gravidade	32
Figura 7 – Gráficos rotação	33
Figura 8 – Modelo do boneco que representará o movimento captado	34
Figura 9 – Modelo Celular para testes	34
Figura 10 – Diagrama de blocos	34
Figura 11 – Árvore de Requisitos	36
Figura 12 – Descrição do Sistema em Alto Nível	36
Figura 13 – Descrição do Sistema em Baixo Nível	37
Figura 14 – Diagrama de Fluxo do Software Embarcado	38
Figura 15 – Gráficos Gerados com a Correção da Gravidade	39
Figura 16 – Diagrama de Fluxo do Software no Computador	40
Figura 17 – Diagrama de Fluxo do Software no Computador	41
Figura 18 – Diagrama de Fluxo da Arquitetura do Hardware	42
Figura 19 – Armação da caixa com os componentes de monitoramento	43
Figura 20 – Distribuição de impactos e suas acelerações, PELLMAN et al., 2003 . .	48
Figura 21 – Modelo do ferramental o jogador	51

Lista de tabelas

Tabela 1 – Impactos no Levantamento Finlandês, KARPAKKA, 1993	45
Tabela 2 – Impactos no Levantamento Alemão, BALTZER et al, 1997	46
Tabela 3 – Impactos e sua classificação, PETERSON et al., 2000	47
Tabela 4 – Impactos e sua classificação em g, GSI e HSI, PELLMAN et al., 2003 .	48

Sumário

1	INTRODUÇÃO	19
2	MOTIVAÇÃO	21
3	OBJETIVO	23
4	METODOLOGIA	25
4.1	Abordagem Gráfica	25
4.1.1	Hardware	27
4.1.2	Movimento Humano e o Acelerômetro	28
4.1.3	Software	28
4.1.4	Tratamento de Dados	29
4.1.5	Posição	29
4.1.6	Rotação	32
4.1.7	Animação 3D e Diagrama de Blocos	33
4.2	Abordagem Analítica	35
4.2.1	Software	37
4.2.2	Hardware	42
5	PREPARAÇÃO DA PESQUISA	45
5.1	Estudo de Impactos	45
5.1.1	Locais de Impactos	45
5.1.2	Tipos de Impactos e Classificação	47
5.2	Aplicações de acelerômetros	48
5.2.1	Outros Esportes	48
5.2.2	Outros	48
6	RESULTADOS	51
7	CONCLUSÃO	53
	Referências	55
8	APÊNDICE	57
8.1	Datasheets	57

1 Introdução

O Futebol Americano é um esporte que surgiu nos Estados Unidos em meados do século XIX, numa época em que a fronteira que o separava do Rugby e do futebol de campo como o conhecemos hoje não era clara. Era um esporte sem muitas regras, e era incomum que alguém que disputasse uma partida saísse sem ao menos um leve ferimento. Hoje, podemos definir futebol americano como um esporte de contato onde duas equipes se enfrentam, uma com a posse da bola oval que tenta atravessar o campo adversário por meio de passes e corridas, enquanto que o outro time defende seu campo impedindo o avanço. A defesa é feita por marcação de jogadores para impedir o recebimento de passes e/ou por restrição de movimentos do jogador portador da bola com um movimento típico, o "Tackle", movimento de contato onde o jogador defensor se projeta em direção ao tronco e pernas do jogador portador da bola derrubando-o no chão por um grande impacto, envolvendo tronco, pescoço, cabeça e braços, muito perigoso se mal executado tanto para o jogador defensor quanto o atacante, causador de fatalidades no esporte por lesões na cabeça e no pescoço, [MUELLER; COLGATE, 2012](#)

Com o desenvolvimento das regras do esporte ao longo dos anos, sempre mostrou-se preocupação em evitar lesões graves nos atletas, especialmente após várias mortes que ocorreram no início do século XX que ameaçaram o banimento da modalidade. Dessa forma, a tecnologia e o esporte andam de mãos dadas há mais de um século, sendo um terreno ideal para o desenvolvimento de novos produtos que garantam a segurança e a integridade dos jogadores.

Neste trabalho buscamos fazer o uso de sensores de aceleração própria (acelerômetros), de modo a coletar dados durante treinos, que serão filtrados e analisados para produzir informações sobre os impactos e a partir do módulo das acelerações lineares, teremos indicadores de possíveis lesões e/ou concussões nos jogadores de futebol americano.

2 Motivação

Como entusiastas de um esporte que vem crescendo muito no país, e que no grupo temos dois jogadores da equipe da USP e um jornalista que cobre o esporte, identificamos uma necessidade fundamental no sentido de auxiliar no desenvolvimento de uma tecnologia nacional que atendesse à uma necessidade dos times brasileiros, que é monitorar os movimentos dos jogadores com relação aos impactos - que são parte inerente ao esporte - a fim de compilar dados e extrair informações que possam ser úteis para técnicos e jogadores se aprimorarem e elevar o nível do esporte no país. Dados foram coletados em diversos artigos acadêmicos e estudos [DUMA et al., 2005](#) [KING et al., 2003](#) [PETERSON et al., 2000](#) [KARPAKKA, 1993](#) , onde é feita a relação de intensidades de impactos em esportistas e suas possíveis lesões muitas vezes de forma qualitativa, ou não focando na causa da lesão. Hoje, muitos estudos americanos são feitos na análise de impactos no futebol americano voltados a impactos na cabeça e não tratam de impactos em outras regiões do corpo. Tal tecnologia poderia preencher essa lacuna e trazer prestígio aos estudos brasileiros sobre o esporte.

3 Objetivo

Desenvolver um produto que por meio da análise dos dados coletados por acelerômetros, mostre de forma simples os impactos que jogadores são submetidos e que permitam a um treinador, totalmente leigo a parte tecnológica, seja capaz de averiguar impactos em seus jogadores e assim estar ciente das condições físicas de cada um, podendo assim intervir de forma a prevenir possíveis complicações na saúde dos atletas.

4 Metodologia

Houve duas abordagens de estudo para o SiMI, a abordagem gráfica e a abordagem analítica, onde a primeira encontrou dificuldades que serão explicadas posteriormente:

4.1 Abordagem Gráfica

Como ideias iniciais, foi adotado que o SiMI proveria uma reconstrução gráfica do movimento do jogador logo antes de sofrer um impacto e, para tanto, utilizaria das seguintes tecnologias e processos:

- Acelerômetros - Serão utilizados como os principais sensores para coleta de dados;
- Arduino - processador para geração do protótipo inicial;
- Modelagem 3D simples - Reproduzirá através dos dados coletados e filtrados o movimento do atleta.
- Filtragem e processamento de dados - diminuir os ruídos gerados pela coleta dos dados dos acelerômetros.
- DSP (Digital Signal Processor) - Linha de processadores que substituirá a placa Arduino para o produto embarcado, devido suas dimensões reduzidas e melhor processamento de amostragem de dados.
- Construção de circuitos impressos - Utilizado para a confecção do produto final que deverá ser colocado em um atleta.

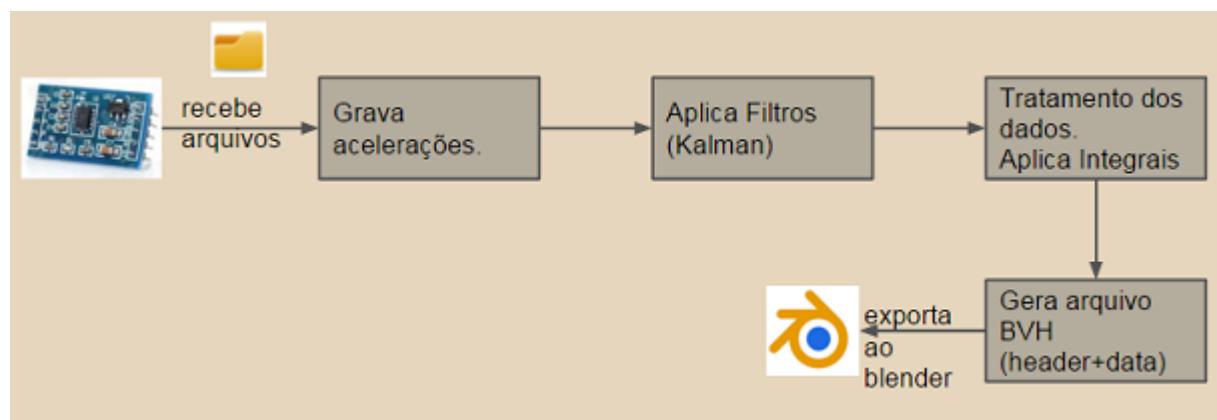


Figura 1 – Fluxo da funcionalidade do sistema

4.1.1 Hardware

Em termos de Hardware, a equipe decidiu utilizar como base os chips da linha ATmega328 da Atmel, utilizados no microcontrolador Arduino Uno (que é o coração do primeiro protótipo); esse chip foi escolhido devido tanto às suas especificações (32 kB de memória flash, taxa de operação de até 20 MHz, seis pinos de entrada analógica, permitindo a inclusão de até dois acelerômetros por chip) quanto pelo fato de que o chip, sendo o componente principal da placa Arduino, possui uma grande comunidade online e um vasto suporte, que permite uma aquisição mais fácil de conhecimento sobre o funcionamento do hardware e uma probabilidade maior de sanar dúvidas e superar obstáculos caso estes surjam.

Quanto à captura dos dados, decidiu-se utilizar um acelerômetro da família MMA, que é o modelo 7361; buscávamos um acelerômetro que ao mesmo tempo que fosse acessível (em termos de custo e aquisição) e atendesse à especificação de ter uma resolução de no mínimo 5g para o tipo de aplicação que o grupo pretende (O acelerômetro tem dois modos, de 1.5g e 6g). Além disso, este acelerômetro já conta com uma biblioteca desenvolvida para uso conjunto com o Arduino, reduzindo significativamente o tempo necessário para se efetuar a codificação necessária para a obtenção dos dados, sendo mais um fator que pesou na escolha do modelo da Figura 2.

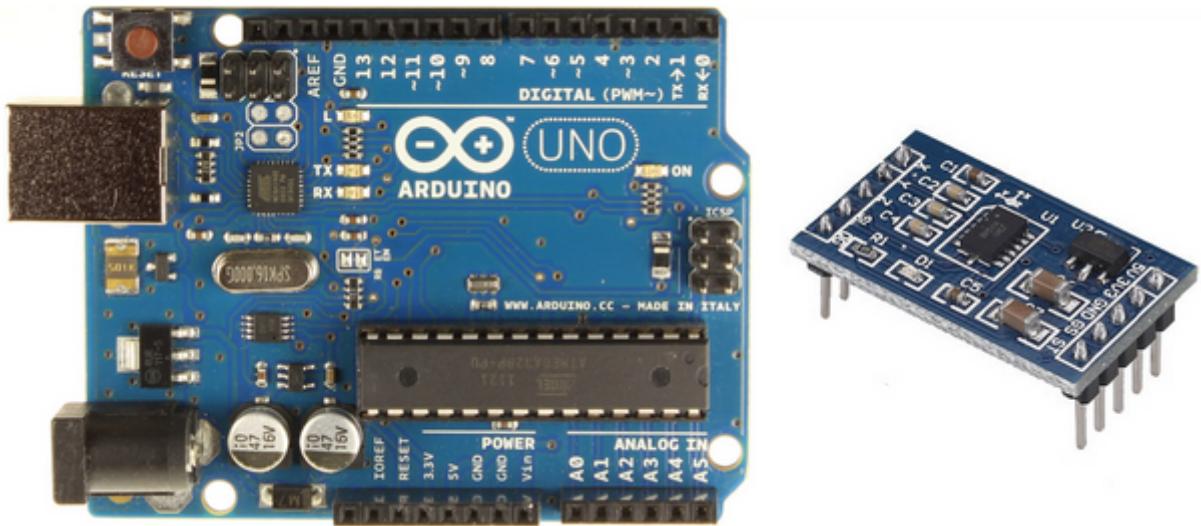


Figura 2 – Arduino Uno (à esquerda) e shield do acelerômetro MMA 7361; não estão em escala

Tal configuração proveria dados de uma forma simples para tratamento, na forma de simples acelerações nos eixos cartesianos, como na Figura 3

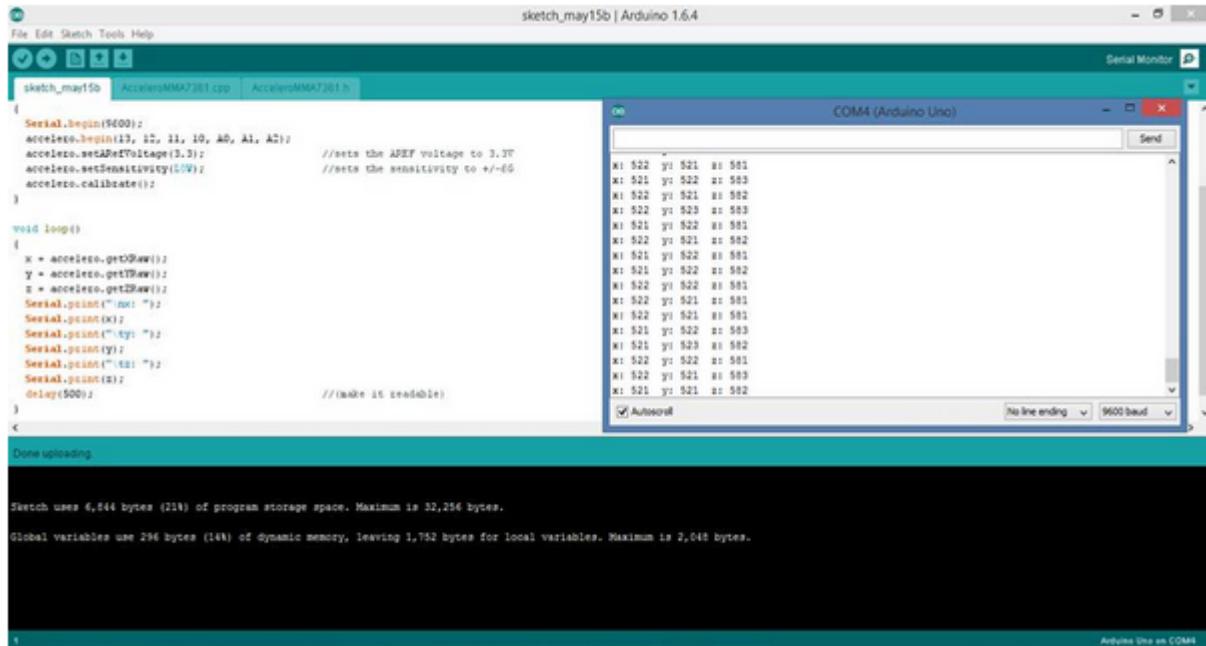


Figura 3 – Output de testes do Acelerômetro (na tela menor) ativado pelo código no loader do Arduino.

4.1.2 Movimento Humano e o Acelerômetro

Devido a anatomia humana, a reprodução de seus movimentos pode ser muito bem retratada pela sua posição espacial, e a partir dela, representar os demais movimentos de seus membros através de rotações em suas articulações. Para isso, serão convertidos os dados de aceleração capturados pelo acelerômetro nos parâmetros discutidos. Um acelerômetro possui três eixos de liberdade, podendo coletar as acelerações (em g) resultantes de forças externa em cada um dos eixos , além disso o acelerômetro também coleta uma aceleração de módulo constante (1g) devido a força da gravidade, sempre apontada para o centro da Terra.

O principal desafio para a reconstituição dos movimentos será conseguir separar a aceleração devida a força da gravidade, das demais acelerações. Com esses dados separados, utilizaremos a variação do vetor gravidade entre os 3 eixos para achar os ângulos de rotação para cada eixo, sabendo que ela está sempre apontada para o centro da Terra e a aceleração das demais forças será utilizada para calcular o posicionamento do corpo.

4.1.3 Software

Para a simulação do movimento humano através dos dados obtidos dos sensores, foi escolhido o Blender, um programa de computador de código aberto, desenvolvido pela Blender Foundation, para modelagem, animação, texturização, composição, renderização, edição de vídeo e criação de aplicações interativas em 3D. O Blender a partir de arquivos

Biovision Hierachy, é capaz de reproduzir movimentos humanos pré-capturados. Os arquivos Biovision Hierarchy, ou BVH, são arquivos de animação desenvolvidos pela Biovision. Ele é composto por duas partes, um cabeçalho que descreve a hierarquia de suas juntas, seu offset inicial de esqueleto e o número de ‘canais’ que irão comandar seus movimentos e também uma segunda parte que contém parâmetros de posição ou rotação para cada junta do esqueleto. Esse arquivo pode ser exportado ao Blender que irá reproduzir os movimentos descritos.

4.1.4 Tratamento de Dados

No projeto, foi adotado o Filtro Kalman, [JULIER; UHLMANN, 1997](#) por suas inúmeras aplicações na tecnologia. Uma aplicação comum é de orientação, navegação e controle de veículos, particularmente aviões e naves espaciais. Além disso, o filtro de Kalman é um conceito amplamente aplicado na análise de séries temporais utilizado em áreas como processamento e econometria sinal. Filtros de Kalman são também um dos principais tópicos na área de planejamento e controle de movimento robótico, e às vezes são incluídos na otimização de trajetória.

Dada a natureza do tratamento de dados, foi adotado o filtro Kalman, que utiliza predição de valores para as medidas para reduzir ruidos causados por interferências externas. Após receber um valor medido, um valor estimado é calculado e comparado com o próximo valor medido, e é pesado um valor médio para o valor adotado e o processo se repete. A linguagem de programação C foi escolhida para facilitar a implementação no arduino mais futuramente. Ensaios foram realizados utilizando os acelerômetros de celular com um movimento periódico e a filtragem obteve resultados satisfatórios ilustrados no gráfico a seguir.

4.1.5 Posição

Para estudos iniciais, podemos considerar que inicialmente o corpo se encontra parado, ou seja, o acelerômetro está apenas indicando os valores devido a aceleração da gravidade, então podemos isolá-la e ficar apenas com a parcela da aceleração responsável pelo deslocamento do corpo. Para se calcular o deslocamento do corpo foi aplicado o métodos de integral discreto, implementado em Python, para obter a integral dupla discreta dos dados. O conceito se baseia na média de valores de velocidade a partir de aceleração e na média de valores de posição a partir da velocidade. Foram adotadas as seguintes equações de movimento:

$$velocidade = velocidade_0 + aceleração * tempo$$

$$posicao = posicao_0 + velocidade * tempo + (aceleracao * tempo^2)/2$$

Onde, o tempo é o intervalo entre as capturas do acelerômetro, o inverso de sua frequência de captura.

Para consolidar a teoria proposta até agora, e para não comprometer o desenvolvimento do projeto, altamente dependente dos dados coletados pelos acelerômetros, foi utilizado o acelerômetro presente no celular, através de um aplicativo gratuito (SensorLog), que captura diversos dados do acelerômetro e os salva em um arquivo de extensão csv (dados separados por um marcador), foi criado um script em Python, capaz de selecionar apenas os dados referentes a aceleração, para então tratá-los.

Os gráficos da Figura 4, foram gerados a partir de um movimento simples aonde o celular foi a partir do repouso, deslocado com uma força aplicada somente no eixo Y, até seu repouso.



Figura 4 – Gráficos Simulação Movimento Linear

Analizando os dados referentes a aceleração do eixo Y, podemos notar uma aceleração positiva, devido a retirada do celular do estado de repouso, e depois uma aceleração negativa, devido a volta do celular ao estado de repouso. O gráfico da velocidade acompanha o mesmo raciocínio, nota-se uma inclinação positiva brusca, um período central onde ela se mantém quase constante, seguido de uma inclinação negativa brusca, até o estado de repouso. O gráfico da posição apenas consolida a teoria, aonde era esperado uma reta de inclinação positiva. Um problema ainda a ser resolvido para esse método está no acumulo incremental do erro, justamente por realizar somas sucessivas, o erro aumenta de forma exponencial como na Figura 5

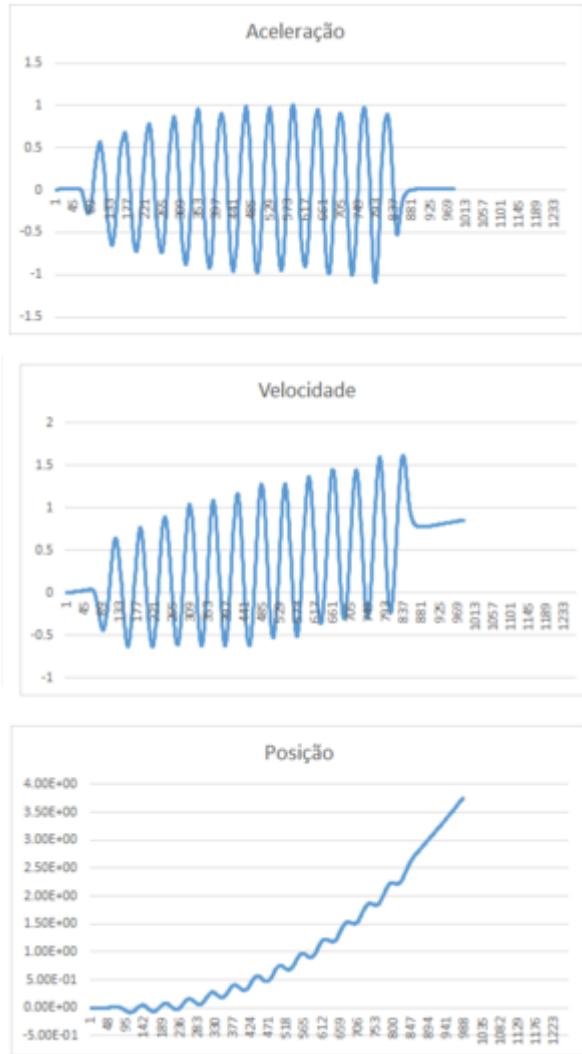


Figura 5 – Gráficos Erro Incremental

4.1.6 Rotação

A segunda frente de estudo é a obtenção das rotações a partir da análise do vetor aceleração gravitacional. Podemos afirmar que ele sempre aponta para a mesma direção, o centro da Terra, para efeitos iniciais de estudo, consideramos que o vetor gravidade esteja totalmente no eixo Z ($az = 1g$), ao realizarmos uma rotação qualquer, aparecerão componentes da gravidade nos demais eixos, lembrando sempre que o módulo deverá permanecer constante igual a $1g$. Podemos obter os ângulos de rotação pela aplicação de funções trigonométricas sobre as projeções da gravidade em cada eixo, lembrando que a terceira rotação é obtida por meio de uma função entre os dois ângulos, sabendo que o raio é sempre 1.

$$\theta = \arctan(g_x / g_z)$$

$$\phi = \arctan(g_y / g_z)$$

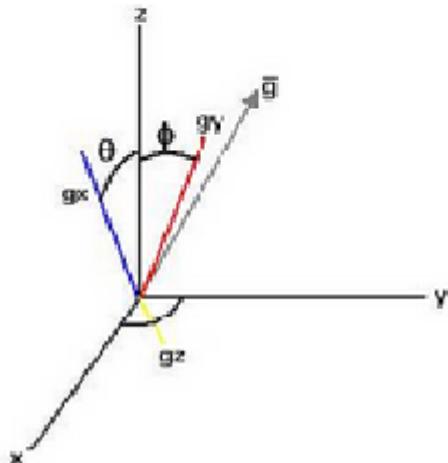


Figura 6 – Decomposição da Gravidade

Para a consolidação teórica foi realizado o seguinte teste, o celular inicialmente deitado, ou seja, com $a_z = 1 \text{ g}$ e as demais zeradas, foi levantado até a posição vertical, $a_y = 1 \text{ g}$. Os resultados podem ser vistos nos gráficos da Figura 7:

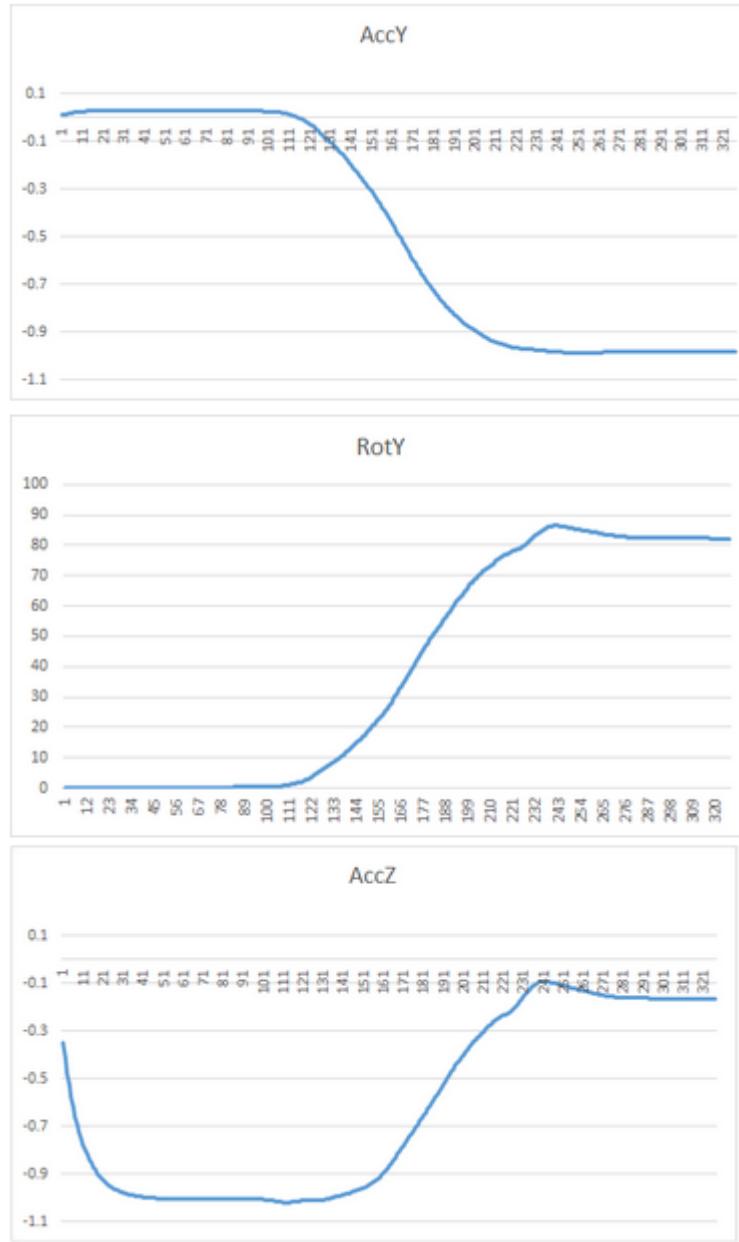


Figura 7 – Gráficos rotação

Verificamos que gravidade diminui no eixo Z , na mesma proporção em que aumenta no eixo Y . E assim como esperado realiza uma rotação de 90° no eixo Y .

Problemas a serem solucionados nessa área, se dão na forma como serão separadas as acelerações provenientes da gravidade, quando houverem impactos no corpo de estudo.

4.1.7 Animação 3D e Diagrama de Blocos

Para fins de teste, foi construído um boneco 3D capaz de receber os movimentos descritos nos arquivos BVH, no software Blender, para melhor visualização dos movimentos capturados, além também de um modelo de celular simples.

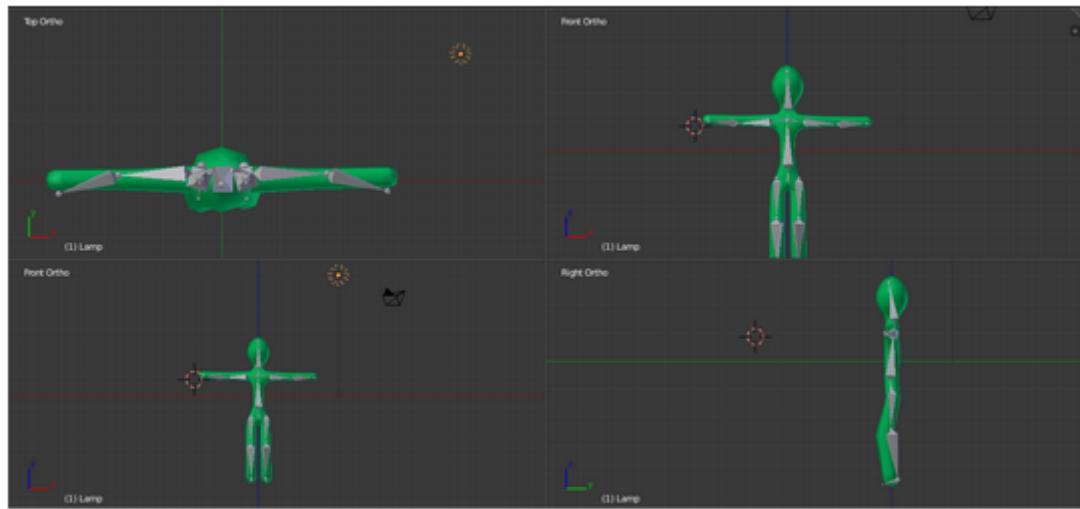


Figura 8 – Modelo do boneco que representará o movimento captado

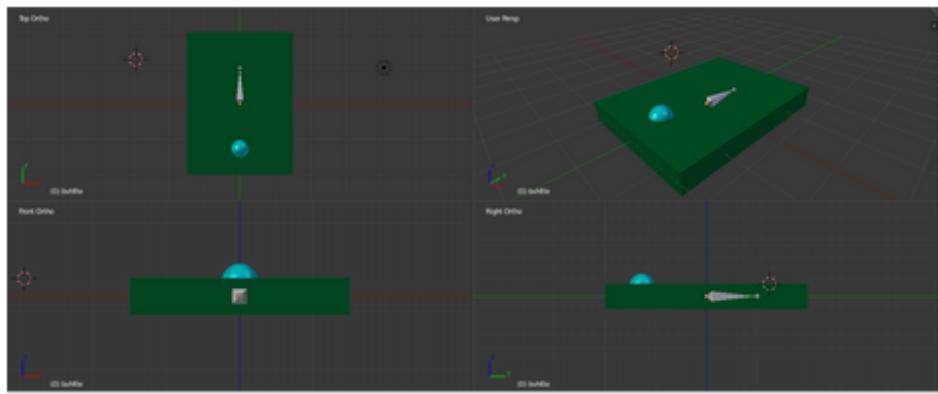


Figura 9 – Modelo Celular para testes

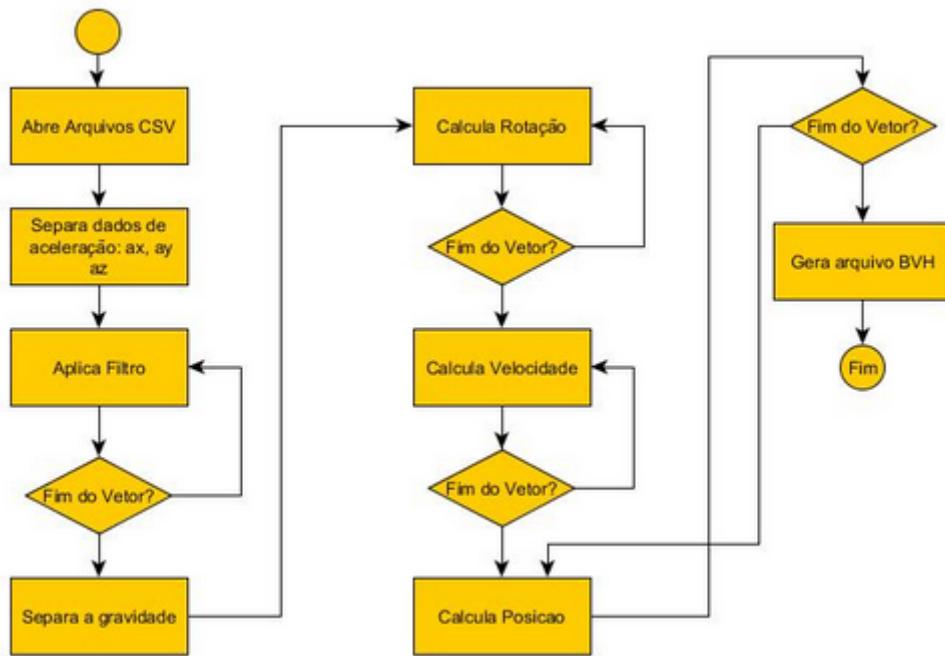


Figura 10 – Diagrama de blocos

Infelizmente, esses modelos não puderam ser utilizados com dados reais de impactos devido a dois problemas. O primeiro foi a limitação dos acelerômetros até então adquiridos, que tinha alcance de apenas 10g, bom para estudar pequenos movimentos, mas ineficaz para estudar impactos (que se manifestam em acelerações de até 150 g). O segundo problema foi o erro incremental antes apresentado que limitou a simulação a poucos segundos que, devido a alta amostragem, já apresenta grandes divergências da realidade. Uma possível solução seria o emprego de girômetros para correção do erro, mas por serem imprecisos (Sabe-se da existência de girômetros de precisão, porém não conseguimos encontrá-los no mercado. Nosso orientador descartou a possibilidade de obtê-los pois são componentes controlados pelo exército devido à sua possível utilização em direção balística), e caros, inviabilizaram o projeto.

4.2 Abordagem Analítica

A partir da abordagem anterior, pudemos amadurecer o conceito e perceber que poderíamos analisar impactos através de softwares, e detectar possíveis impactos apenas com o módulo de acelerações e frequência. Alteramos o escopo do projeto para prover dados sobre o comportamento das acelerações de um impacto na forma de gráficos, que permite que alguém leigo ao esporte, possa observar os dados de uma forma intuitiva. Os requisitos do projeto seriam os seguintes:

- Range - medir entre 10 e 100 g de aceleração. Peso 10
- Conforto - adaptar-se e ser agradável ao atleta Peso 3
 - Usabilidade - poder ser usado em diversas partes do corpo/equipamento, como capacete, joelheira, pulseira, cintura, costas e etc. Peso 2
 - Peso - Não ser incômodo para o atleta, pesando até 100 gramas os acelerômetros e 500 gramas o arduino. Peso 0,5
 - Dimensões - Não ser incômodo para o atleta, medindo até 5cm x5cm x5cm. Peso 0,5
- Resistência mecânica - Suportar altas acelerações (50g) Peso 10
 - Fios - Para suportar medidas de impactos, os conectores que ligam o acelerômetro ao arduino Peso 5
 - Arduino/acelerômetro - suportar impactos e serem aderentes às suas superfícies. Peso 5
- Amostragem - Fornecer dados de qualidade Peso 10

- Frequência - Amostra valores com frequência na faixa de até 1kHz Peso 6
- Ruído - Permitir discernir acelerações rápidas com qualidade de até 0.91515 dB (10% de ruído) Peso 4

Sintetizando todas essas ideias em uma árvore obtemos a [Figura 11](#)

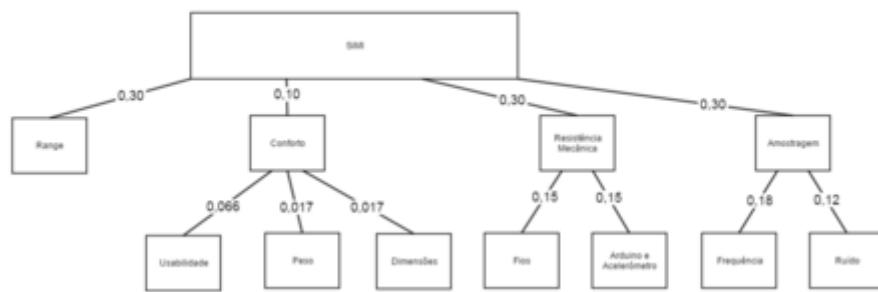


Figura 11 – Árvore de Requisitos

A novo processo agora descarta a reconstrução gráfica, mas dá maior ênfase aos gráficos gerados, como na [Figura 12](#) e [Figura 13](#). No projeto, um acelerômetro amostra as acelerações e passa os dados ao Arduino Nano que é responsável em alertar o usuário por meio do acionamento de um LED, caso o impacto sofrido pelo jogador passe do limite de segurança, e trata os dados e os transfere a uma memória microSD que pode ser retirada para visualização de gráficos para se estudar o comportamento das acelerações que os jogadores são submetidos.



Figura 12 – Descrição do Sistema em Alto Nível

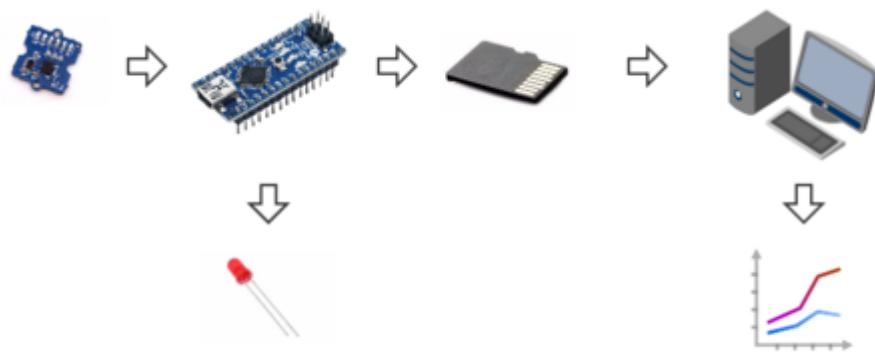


Figura 13 – Descrição do Sistema em Baixo Nível

4.2.1 Software

O software do sistema foi dividido em duas partes, a primeira trata-se do software embarcado, ele opera em tempo real e será responsável em alertar o usuário por meio do acionamento de um LED, caso o impacto sofrido pelo jogador passe do limite de segurança. A segunda parte é o software que ficará em um computador externo, e será responsável por gerar gráficos que possam ser analisados por profissionais da área.

Devido as dificuldades encontradas durante a fase de pesquisa, o escopo do projeto foi alterado, o que influenciou em algumas mudanças na parte de software. O sistema de software foi dividido em duas partes, a primeira o software embarcado, escrito em linguagem interpretada pelo Arduino (.ino), será responsável por alertar os jogadores, por meio de um LED, caso o jogador sofra um impacto que tenha grandes chances de se tornar uma lesão, ou seja, na prática caso o jogador sofra um impacto com uma força maior do que um valor pré-definido em unidade de gravidade, o LED irá ascender, alertando os treinadores e o próprio jogador, de que o impacto sofrido pode levar a contusões mais sérias e o mesmo deverá ser retirado do treino.

Como pode ser visto na [Figura 14](#), o tratamento e eliminação da gravidade continuam sendo a principal dificuldade do projeto.

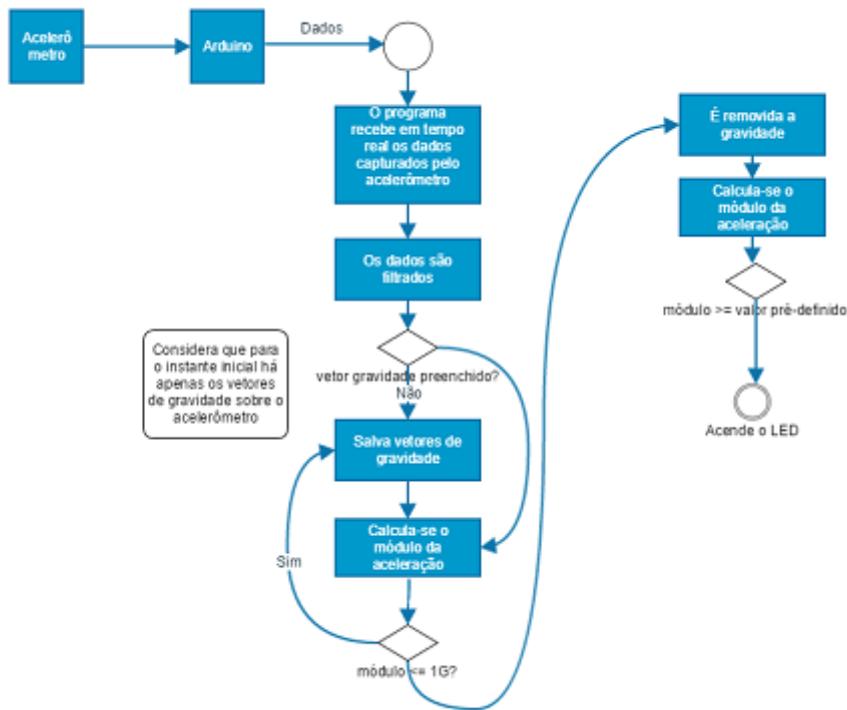


Figura 14 – Diagrama de Fluxo do Software Embarcado

Para o software de reconstrução de movimentos, a maior dificuldade era a correta remoção da gravidade nos dados finais, o problema persiste para esse software, porém um método diferente de tratamento de gravidade foi adicionado, o sistema ao analisar os dados, verifica sempre o seu módulo, caso ele detecte que um valor próximo a 1G se repita por algumas medições, ele conclui que há apenas a gravidade no objeto, e então atualiza seus vetores de gravidade com essa nova abordagem os valores obtidos mostraram melhorias significativas nos gráficos gerados, como podem ser vistos na [Figura 15](#), para a representação de um movimento linear.

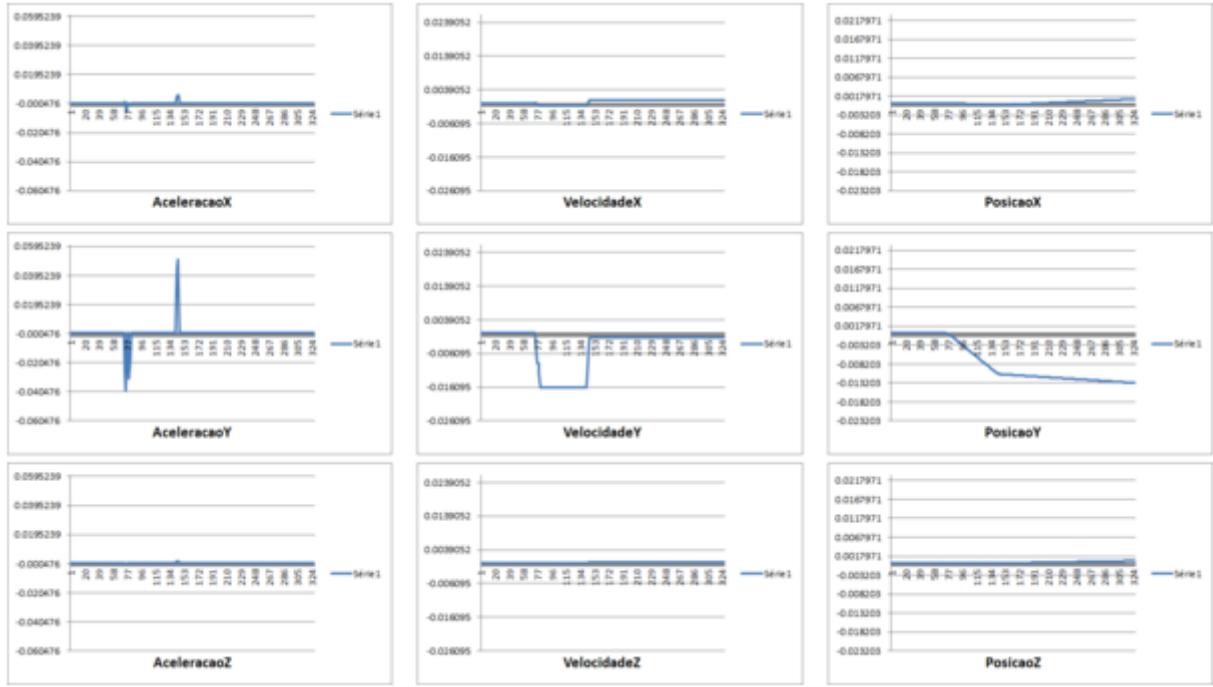


Figura 15 – Gráficos Gerados com a Correção da Gravidade

Essa segunda parte de software é muito semelhante ao software que reconstituiria os movimentos de um jogador, porém sem a geração dos arquivos responsáveis pelo movimento do modelo em 3D e com uma interface visual para o usuário final, [Figura 17](#), descrito na [Figura 16](#).

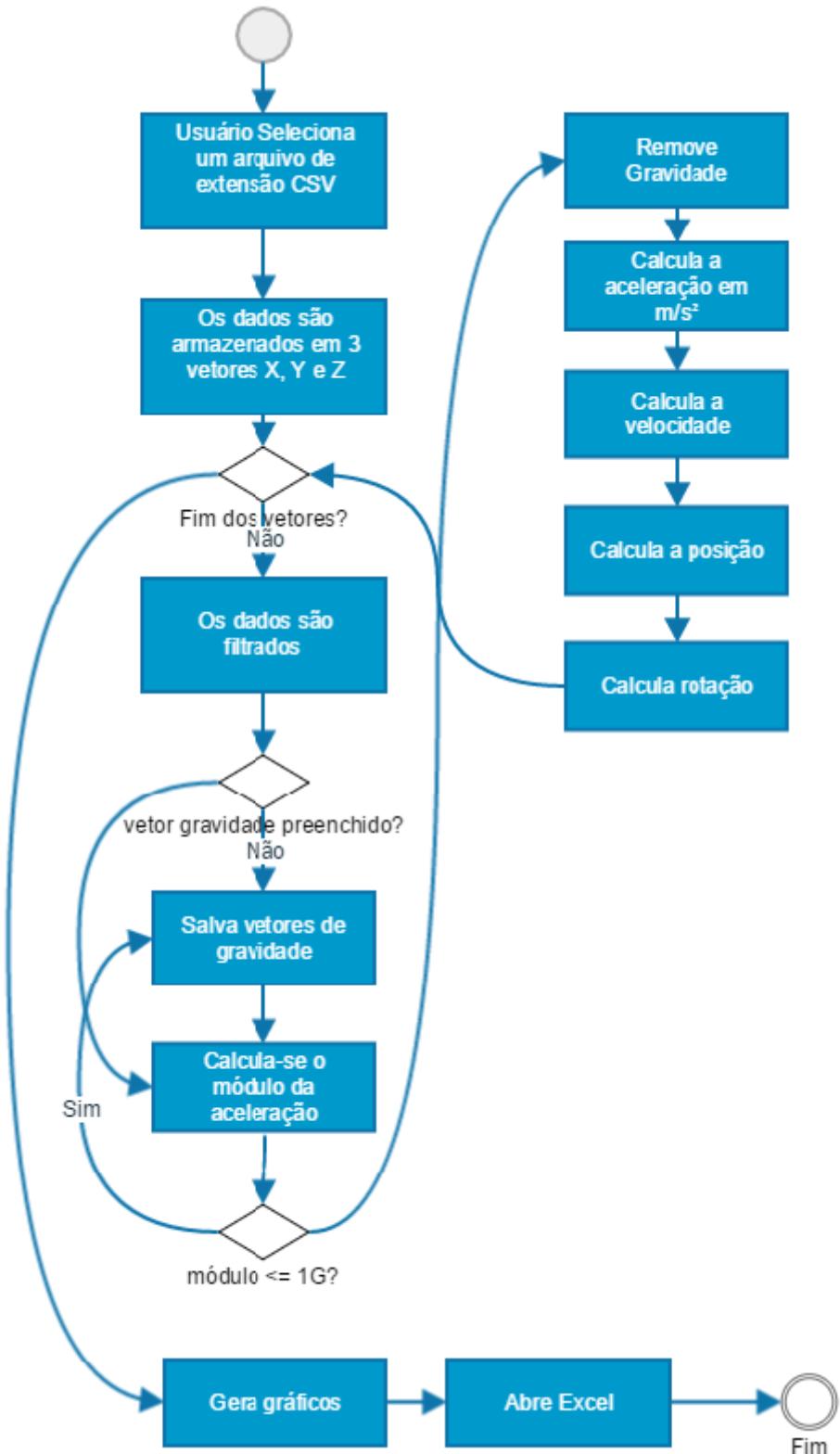


Figura 16 – Diagrama de Fluxo do Software no Computador

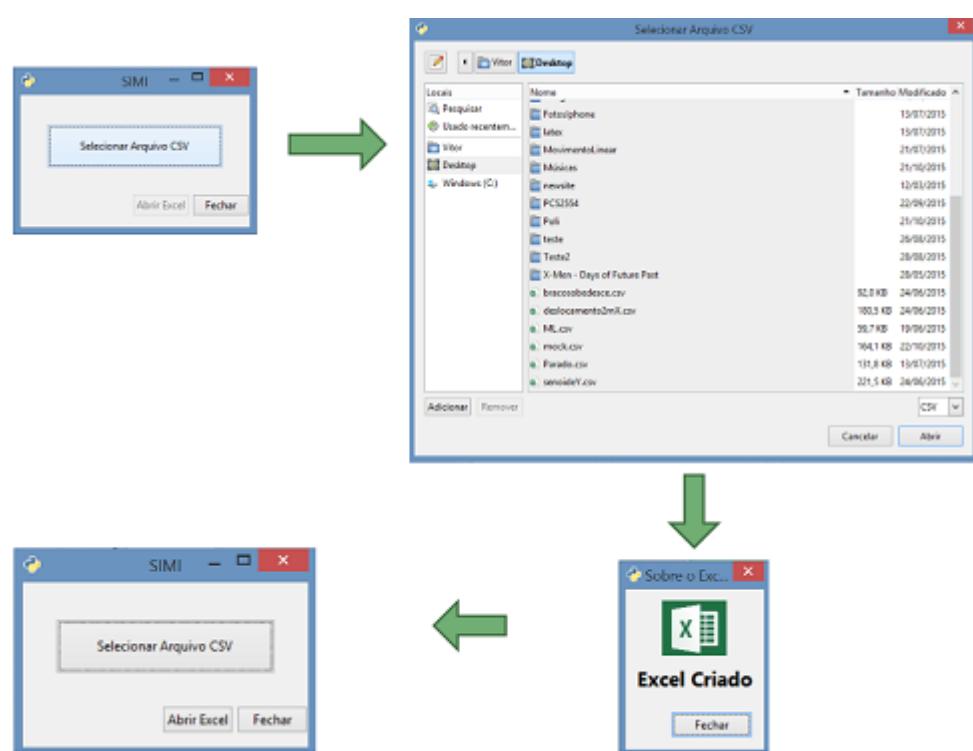


Figura 17 – Diagrama de Fluxo do Software no Computador

4.2.2 Hardware

Devido a problemas que tivemos com a instalação dos acelerômetros de alto alcance (100-400g) que havíamos proposto para o projeto originalmente, optamos por reverter a escolha pelos acelerômetros de baixo alcance (6g) e com amostragem de 200 Hz que havíamos originalmente adquirido para a primeira prototipagem do projeto, pelo fácil acesso e baixo custo. Com isso, o projeto aumentou de tamanho, e para acomodá-lo de modo que pudéssemos fazer consertos e ajustes, escolhemos acomodá-lo em uma caixa de modo a realizar a demonstração do seu funcionamento.

Ademais, dado que o grupo não terá mais acesso aos acelerômetros de alto alcance, os testes originalmente propostos de impacto foram descartados e substituídos por equivalentes que envolvem acelerações muito menores do que as envolvidas num cenário realístico do esporte, de modo a permitir a demonstração do seu correto funcionamento.

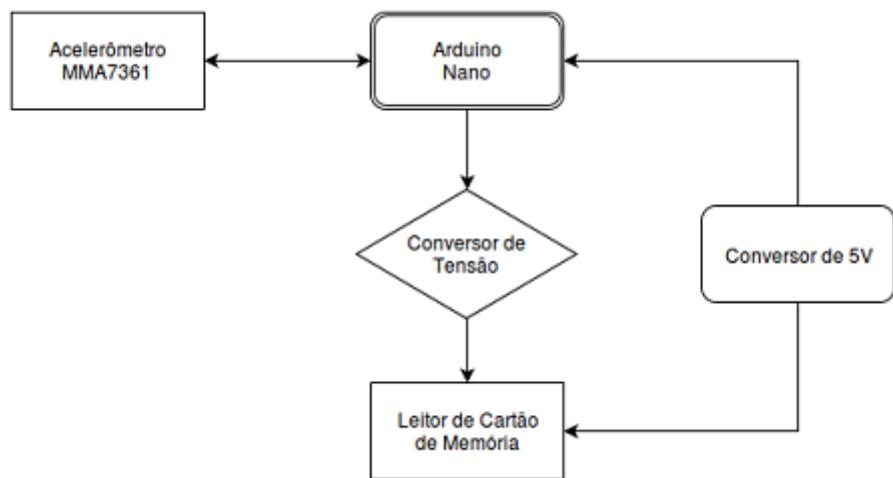


Figura 18 – Diagrama de Fluxo da Arquitetura do Hardware

O interior da caixa contem acelerômetro, Arduino, protoboard, a memória microSD, como na [Figura 19](#)

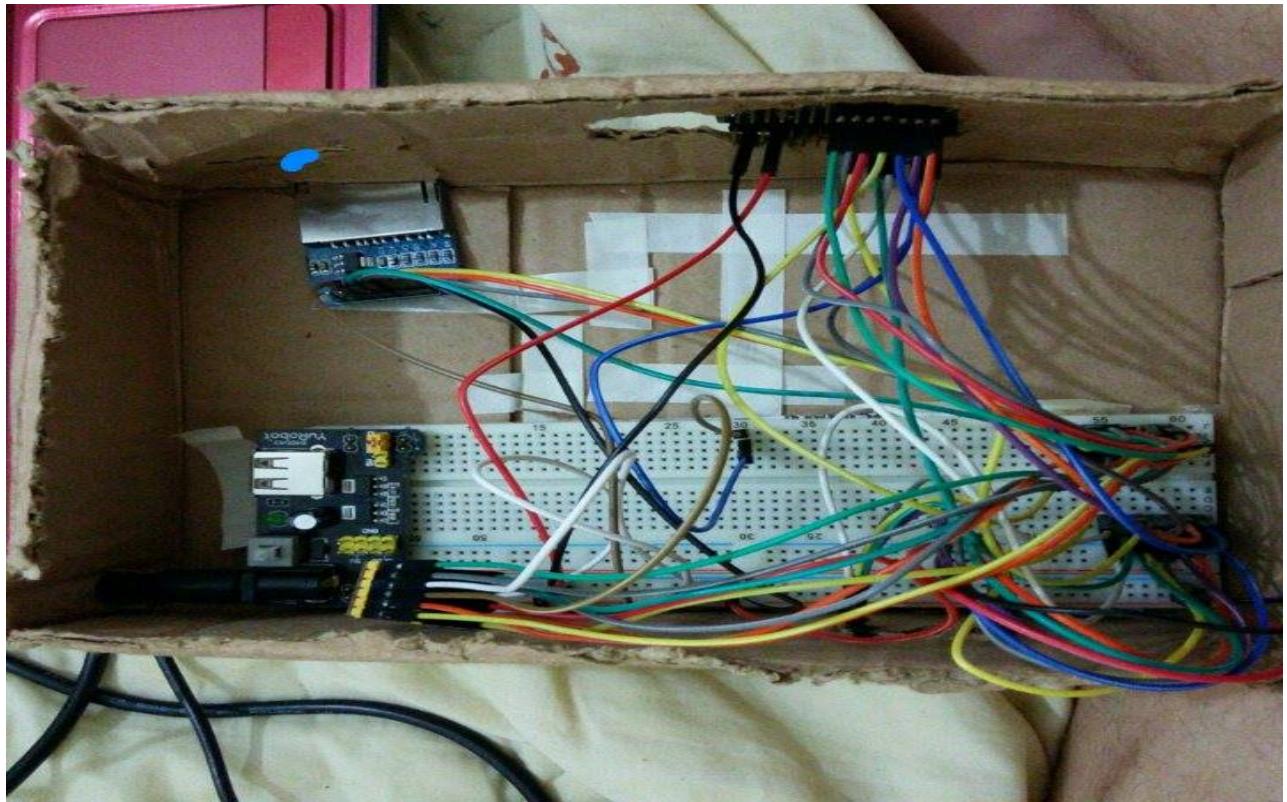


Figura 19 – Armação da caixa com os componentes de monitoramento

A alimentação do arduino será feita pelo cabo USB que será conectado ao computador. Tal arranjo pode ser alterado para uma montagem sem fios, com a inclusão de baterias, permitindo melhor mobilidade e conforto ao jogador que efetua os testes, mas a própria limitação de alcance do acelerômetro não permite muita movimentação por parte do jogador, então a implementação se atreve ao arranjo mais simples.

A memória microSD permite o armazenamento de dados dos impactos, que quando aliada à uma alimentação livre de fios, também melhora a mobilidade e conforto do jogador que pode ter os dados descarregados e analisados no fim do treino, para análise dos impactos. A transcrição dos dados coletados para a memória microSD se utiliza das bibliotecas disponíveis para o Arduino (SDFat) e através da porta serial, efetua a escrita para o cartão.

5 Preparação da pesquisa

5.1 Estudo de Impactos

Este capítulo permite entendermos melhor os locais que mais sofrem impactos em esportes (em particular o futebol americano), os tipos de impactos e sua classificação.

5.1.1 Locais de Impactos

Um levantamento de estudos sobre impactos e lesões no futebol americano, nos forneceu informações sobre os locais e quantidade de lesões por impacto em equipes da Alemanha [BALTZER et al., 1997](#) e Finlândia [KARPAKKA, 1993](#) onde a maioria das lesões ocorrem na parte inferior do corpo, normalmente os tornozelos e joelhos ([Tabela 1](#) e [Tabela 2](#)).

Local da Lesão	Moderadas	Graves	%
Joelho(32)	12	20	28.6
Tornozelo(18)	8	10	16.1
Ombro(12)	10	2	10.7
Coxa(9)	4	5	8
Costas(6)	2	4	5.4
Mão(6)	0	4	3.6
Punho(6)	1	3	3.6
Clavícula(4)	2	0	1.8
Costelas(4)	2	0	1.8
Cabeça(2)	0	2	1.8
Pescoço(2)	0	2	1.8
Cintura(2)	0	2	1.8
Cotovelo(2)	0	2	1.8
Tendão Hamstring(2)	2	0	1.8
Outros(5)	2	3	4.5

Tabela 1 – Impactos no Levantamento Finlandês, KARPAKKA, 1993

Local do corpo	n	%
-Extremidades inferiores	110	45.8
Cintura	28	11.4
Joelho	44	16.8
Tornozelo/pé	38	15.6
-Extremidades superiores	82	33.4
Ombro	32	11.8
Cotovelo	23	9.3
Mão/punho	27	11.0
-Esqueleto axial	50	20.8
Cabeça	18	6.3
Coluna cervical	8	2.9
Coluna vertebral/lombar	24	9.3

Tabela 2 – Impactos no Levantamento Alemão, BALTZER et al, 1997

Os tipos de lesões vão das mais simples às mais graves PETERSON et al., 2000 como na [Tabela 3](#), usando como referência o ICD (International Classification of Diseases), e podemos destacar o contraste entre quantidade de lesões de membros inferiores e a cabeça, cuja proteção é muito mais estudada e garantida com o emprego de capacetes, protetores de bocas, entre outros. Como estopim deste estudo, decidimos aplicar o projeto aos impactos na cabeça, pois há diversos estudos na área que fornecem valores de impactos para causar uma lesão como uma concussão, PELLMAN et al., 2003

Local	Total	Leve	Moderado	Grave
Tornozelo	20.4%	47%	43%	10%
Joelho	17.7%	45%	33%	21%
Coxa	14.5%	62%	28%	10%
Pé, dedão	10%	61%	29%	11%
Perna	9.5%	51%	36%	17%
Virílha	7.3%	56%	27%	17%
Vertebras	5.9%	44%	27%	27%
Braços	5.4%	43%	13%	43%
Cabeça	3.6%	70%	10%	20%
Outros	5.6%	52%	48%	0%

Tabela 3 – Impactos e sua classificação, PETERSON et al., 2000

5.1.2 Tipos de Impactos e Classificação

Concussões já foram extensamente estudadas e documentadas, então, como prova de conceito, foi adotado que o projeto abrangeeria apenas as acelerações lineares, mas não diminuindo a importância dos valores, como mostram estudos sobre as relações entre concussões e acelerações lineares e angulares de KING et al., 2003 .

Os tipos de impactos na cabeça podem ser classificados pela aceleração causada por este, pela escala GSI (Gadd Severity Index) e HIC (Head Injury Criterion) como na [Tabela 4](#). Estudos no futebol americano relatam que a aceleração linear mínima amostrada para uma concussão é de 81g DUMA et al., 2005 e que o range para concussões é cerca de 98g +- 28g PELLMAN et al., 2003 . Na [Figura 20](#) podemos ver a distribuição da intensidade de impactos na cabeça de um jogador de futebol americano.

Alcance	0-30	30-60	60-90	90-120	120-150	150-180	180-210	>210
Acel. Linear(g)	59.6%	29.9%	7.4%	2.6%	1.1%	0.3%	0.0%	0.0%
GSI	75.6%	10.8%	4.3%	2.1%	1.5%	1.2%	0.8%	3.6%
HCI	81.8%	8.4%	3.2%	1.8%	1.2%	0.8%	0.5%	2.2%

Tabela 4 – Impactos e sua classificação em g, GSI e HCI, PELLMAN et al., 2003

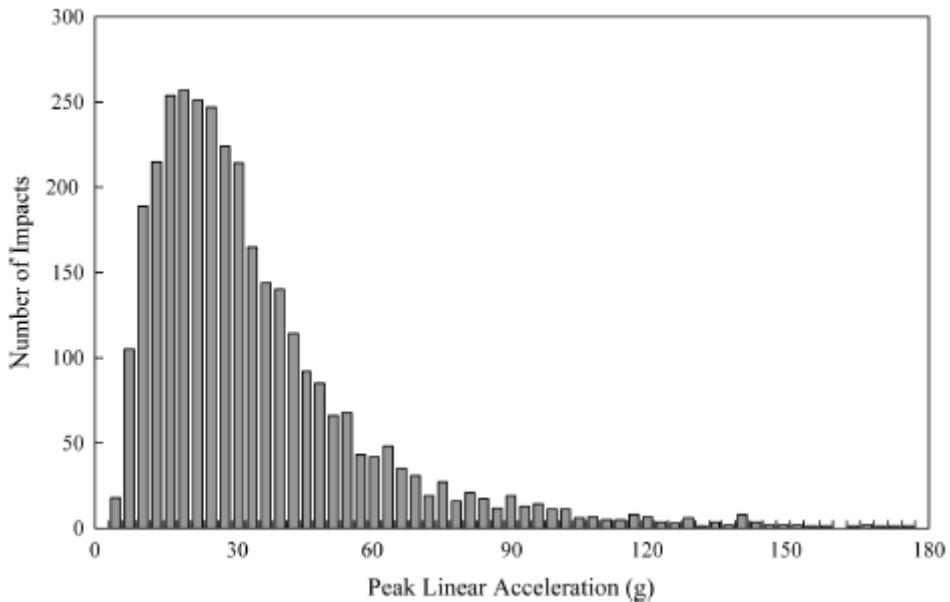


Figura 20 – Distribuição de impactos e suas acelerações, PELLMAN et al., 2003

5.2 Aplicações de acelerômetros

5.2.1 Outros Esportes

O monitoramento de impactos pode ser aplicados a diversos tipos de esportes que, mesmo não sendo classificados como esportes de impactos, podem haver impactos de diversos tipos, como saltar, bater em uma bola, rebater com um taco de golfe. Há estudos nas áreas de vôlei [SANTOS et al., 2005](#), golfe [PEDENKO et al., 2014](#) e rugby [GABBETT; JENKINS; ABERNETHY, 2010](#), onde há uma análise dos impactos que os joelhos, taco e o dorso dos jogadores são submetidos respectivamente.

5.2.2 Outros

- Motociclistas e ciclistas: O acelerômetro pode ser empregado nos capacetes para medir possíveis impactos corriqueiros que possam abalar a estrutura do capacete, prejudicando a garantia de segurança do fabricante de capacetes.

- Rastreamento de encomendas frágeis: O acelerômetro pode ser empregado dentro de encomendas para detectar possíveis maus tratos no transporte que possam danificar objetos frágeis. Será possível a utilização desse dispositivo para detectar em qual momento os objetos são mais danificados e também possíveis culpados do incidente.
- Monitoramento de impactos para idosos: O acelerômetro pode ser empregado em diversas partes do corpo para medir impactos leves, porém frequentes em idosos que causam lesões não pela intensidade, mas sim pela repetição diária.

6 Resultados

O aparato desenvolvido é acoplado ao capacete de um jogador, que é submetido a impactos, como na [Figura 21](#)

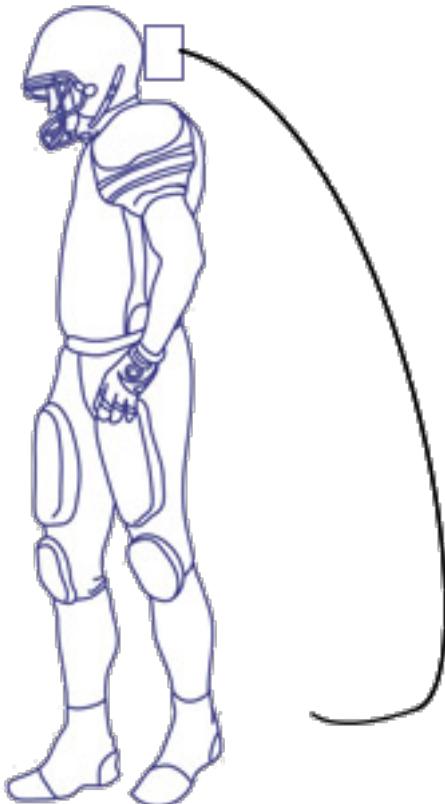


Figura 21 – Modelo do ferramental o jogador

Os testes realizados são de pequenas impactos na região da cabeça, para testar o funcionamento da lâmpada LED, que acende conforme a aceleração é detectada, e da aquisição de dados por parte do acelerômetro e interpretação através do arduino e do computador resultando em gráficos com a descrição dos impactos. Como o alcance do acelerômetro empregado é baixo, o próprio limite para classificação de impactos é reduzido, podendo ser detectado impactos com movimentos abruptos do jogador.

A proposta do projeto é tornarmos possível a captação e análise de impactos, então o projeto focou principalmente neste aspecto e, após extensos testes, o próximo passo seria a criação de um produto que fosse confortável e de tamanho reduzido, através da confecção de circuitos impressos com os componentes diretamente soldados a eles e protegidos por uma casca resistente.

7 Conclusão

Por meio desse projeto, foi possível o estudo de diversas formas de detecção de acelerações, captação, filtragem e processamento de dados, algoritmos para filtragem e suas diversas áreas de aplicação, modelos para descrição de grandezas físicas como aceleração e velocidade, características dos impactos sofridos em esportes, estudo de concussões em jogadores de futebol americano, ferramentas estatísticas para levantamento de comportamento dos jogadores durante jogos e treinos, uso de acelerômetros em outros esportes e outra áreas e, por fim, a análise do acervo acadêmico de patentes, artigos e teses fornecidos aos alunos da USP.

Durante a execução deste trabalho de conclusão de curso, buscamos responder à questão “é possível criar um sistema capaz de coletar e analisar dados de impactos aos quais jogadores são submetidos?”.

A resposta obtida foi “sim, embora com ressalvas”. Já existem produtos no mercado que propõem um objetivo similar ao nosso – cujas tecnologias empregadas contrastam fortemente com a do nosso trabalho. Houve também problemas que, embora pontuais, atingiram pontos vitais do desenvolvimento do projeto que nos obrigaram a sacrificar uma parte do escopo original para que ainda assim pudéssemos desenvolver um projeto que, eventualmente, levaria ao objetivo que almejávamos.

Mesmo assim, dada a existência de todos estes inconvenientes, o grupo foi capaz de realizar um extenso estudo acadêmico e acreditamos ter provado nosso conceito e a nossa capacidade de executar esta ideia. O desenvolvimento de um software capaz de tratar os dados de movimentação, compondo um perfil de movimento que, por sua vez, pudesse fornecer as informações necessárias para chegarmos a uma conclusão acerca do que poderia acontecer com os atletas, foi executado de forma objetiva. A pesquisa de dados médicos e esportivos que pudesse nos dar uma base mais sólida também foi muito bem executada, ainda que dadas as circunstâncias o uso destas informações ficou bastante limitado. Por fim, na montagem do hardware e sua subsequente programação, a experiência em criar um hardware capaz de demonstrar o conceito de uma forma simples que auxiliasse na interpretação para pessoas que não têm conhecimento no esporte, se mostrou uma das forças do grupo. Acreditamos que através disso alcançamos o objetivo maior proposto dentro deste trabalho de engenharia – demonstrar a captação e tratamento de dados e sua subsequente apresentação por meio de uma forma intuitiva.

Referências

- BALTZER, A. et al. American football injuries in germany first results from bundesliga football. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Springer, v. 5, n. 1, p. 46–49, 1997. Citado na página 45.
- DUMA, S. M. et al. Analysis of real-time head accelerations in collegiate football players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, LWW, v. 15, n. 1, p. 3–8, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 47.
- GABBETT, T.; JENKINS, D.; ABERNETHY, B. Physical collisions and injury during professional rugby league skills training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, Elsevier, v. 13, n. 6, p. 578–583, 2010. Citado na página 48.
- JULIER, S. J.; UHLMANN, J. K. New extension of the kalman filter to nonlinear systems. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *AeroSense'97*. [S.l.], 1997. p. 182–193. Citado na página 29.
- KARPAKKA, J. American football injuries in finland. *British journal of sports medicine*, BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine, v. 27, n. 2, p. 135–137, 1993. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 45.
- KING, A. I. et al. Is head injury caused by linear or angular acceleration. In: *IRCOBI conference*. [S.l.: s.n.], 2003. p. 1–12. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 47.
- MUELLER, F. O.; COLGATE, B. Annual survey of football injury research: 1931-2011. *Chapel Hill: University of North Carolina*, 2012. Citado na página 19.
- PEDENKO, A. et al. *Three dimensional golf swing analyzer*. [S.l.]: Google Patents, 2014. US Patent 8,696,482. Citado na página 48.
- PELLMAN, E. J. et al. Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries. *Neurosurgery*, LWW, v. 53, n. 4, p. 799–814, 2003. Citado na página 47.
- PETERSON, L. et al. Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *The American Journal of Sports Medicine*, American Orthopaedic Society for Sports Medicine, v. 28, n. suppl 5, p. S–51, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 47.
- SANTOS, D. S. G. dos et al. Magnitudes de impactos das cortadas e bloqueios associados com lesões em atletas de voleibol. 2005. Citado na página 48.

8 Apêndice

8.1 Datasheets

- dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/BreakoutBoards/BSS138.pdf - conversor de nível bidirecional
- <https://www.freescale.com/files/sensors/doc/datasheet/MMA7361L.pdf> – acelerômetro