

Além da Arte Marcial: Protótipo Eletrônico para Monitorar Golpes da Prática Esportiva do Taekwondo Combinado a Tecnologia Móvel Android para Demonstração de Resultados

Gabriel Silveira Peruchi¹, Matheus Leandro Ferreira¹

¹Curso de Ciência da Computação – Universidade do Extremo Sul Catarinense (UNESC) - Criciúma – SC – Brasil

gabriel-peruchi@hotmail.com, mlf@unesc.net

Abstract. *New technologies have contributed in many ways to sports, however, even with the technological innovation involved in this area, low cost technologies and applications capable of assisting fighters during the performance monitoring process are rarely found. This article aims to prototype an accelerometer-based system and a mobile device to monitor the performance of the Taekwondo athlete's blows. Performance was evaluated through impact, acceleration and blow speed. Four Taekwondo athletes were selected, three of them experienced and one beginner. The highest values reached were $219.88 \pm 19.95\text{m/s}^2$ of impact, $186.70 \pm 9.13\text{m/s}^2$ of acceleration and $17.16 \pm 0.55\text{m/s}$ of speed.*

Resumo. *As novas tecnologias têm contribuído de diversas maneiras para os esportes, entretanto, mesmo com a inovação tecnológica envolvida neste setor, raramente são encontradas tecnologias e aplicações de baixo custo que sejam capazes de auxiliar os lutadores durante o processo de acompanhamento do desempenho. O presente trabalho tem por objetivo criar o protótipo de um sistema baseado em acelerômetros e um dispositivo móvel para monitorar o desempenho dos golpes do atleta de Taekwondo. O desempenho foi avaliado por meio do impacto, aceleração e velocidade do golpe. Foram selecionados quatro atletas de Taekwondo, sendo três experientes e um iniciante. Os maiores valores atingidos foram de $219,88 \pm 19,95\text{m/s}^2$ de impacto, $186,70 \pm 9,13\text{m/s}^2$ de aceleração e $17,16 \pm 0,55\text{m/s}$ de velocidade.*

1. Introdução

O Taekwondo é uma modalidade esportiva de combate que faz grande utilização de chutes com muita explosão [Marcon 2008]. A flexibilidade no Taekwondo pode ser definida como a amplitude de um dado movimento articular ou de um grupo de músculos e/ou articulações, quando solicitados na realização de movimentos, contribuindo nos aspectos de força e agilidade do golpe [Weineck 1991].

As novas tecnologias permitem mensurar diferentes tipos de parâmetros de um atleta, possibilitando que o praticante consiga acompanhar seu desempenho juntamente com sua evolução [Vieira, Gonçalves e Stevan 2015]. Além de que, estes recursos são de extrema importância para os treinadores, já que a partir destas informações coletadas podem traçar estratégias melhores e mais efetivas [Santos 2017]. Dadashi et al. (2012) destacam que monitorar o desempenho é uma tarefa essencial para esportes de elite

durante o treinamento e competição. Isso, portanto, demonstra a necessidade e relevância de sistemas que possam monitorar quantitativamente o desempenho do atleta.

Nos últimos anos houve uma ênfase significativa no monitoramento da atividade física e da saúde, e o uso de acelerômetros para o monitoramento da atividade física tornou-se popular [Howard 2016]. Os acelerômetros são dispositivos capazes de mensurar a aceleração inercial ou força específica. Por meio desta medida, pode-se determinar a aceleração a que os corpos são submetidos em uma determinada direção [Santos 2016].

Os acelerômetros são comumente escolhidos para medição de vibrações e choques mecânicos (aceleração súbita causada por um impacto, explosão, queda, entre outros). Eles são acoplados diretamente na estrutura que sofrerá a vibração ou choque mecânico e proporcionalmente convertem a energia mecânica em elétrica ao experimentar uma aceleração [Hanly 2016]. Além disso, este sensor também vem ganhando destaque em sua utilização no meio esportivo, pois consegue captar informações/métricas sobre os movimentos exercidos pelo atleta durante sua performance [Santos, Vieira e Stevan 2016].

Dispositivos que possibilitam obter medidas sobre o desempenho de um golpe, para assim oferecer um *feedback* durante o treinamento, são relevantes para o atleta. No entanto, dispositivos já existentes no mundo dos esportes de combate são relativamente caros e se adequam mais a atletas profissionais com grandes patrocinadores. Além de que, muitos deles são baseados em câmeras de vídeo para detectar movimentos de atletas para realizar a pontuação automática em competições [Saponara 2016].

Muitas das tecnologias utilizadas hoje nas modalidades de luta, como o Taekwondo, são destinadas para juízes de linha e árbitros, em que durante uma competição é empregada apenas para auxiliá-los na pontuação gerada pelo golpe no decorrer da luta e não em prol do atleta. O Taekwondo utiliza um sistema de sensores eletrônicos de impacto embutidos no equipamento de proteção do atleta para auxiliar a arbitragem na pontuação de uma competição. Quando o toque é causado pelas partes corretas do pé, nas áreas permitidas para a pontuação e com uma determinada quantia de força de impacto o golpe é pontuado [World Taekwondo 2015].

De acordo com o levantamento bibliográfico realizado com foco no monitoramento de atletas de combate, em sua maioria, foram encontrados trabalhos que utilizaram como principal recurso câmeras de alta velocidade para captar e mensurar, por meio de vídeo, diversos parâmetros dos movimentos do atleta.

Moreira, Goethel e Gonçalves (2016) compararam parâmetros cinemáticos e neuromusculares de chutes semicirculares de atletas do Taekwondo. Foram utilizados eletrodos acoplados sobre os músculos, marcadores no corpo do atleta em conjunto com câmeras de captura 3D. Estevan, Jandacka e Falco (2013) avaliaram, por meio de câmeras, como a posição de apoio dos pés em relação ao alvo (0°, 45° e 90°) pode afetar no desempenho do chute semicircular do Taekwondo. O'Sullivan et al. (2009) analisaram o chute semicircular de lutadores de Taekwondo e Youngmudo para duas alturas diferentes de alvo. Os chutes foram analisados por meio de acelerômetros instalados em um saco de pancadas e câmeras. Aandahl, Tillaar e Heimburg (2018) avaliaram se o aquecimento com resistência elástica aumentaria o desempenho do chute semicircular do Taekwondo e do Kickboxing, empregando câmeras para analisar os movimentos. Lima (2014) analisou parâmetros do chute frontal das artes marciais mistas, como a velocidade

e aceleração do tornozelo por meio de uma câmera digital e força de impacto no boneco de pancadas por meio de um acelerômetro.

Como alternativa aos sistemas compostos por câmeras de alta velocidade na qual transformam o ambiente para o monitoramento complexo, único e com um custo relativamente alto, o presente trabalho tem por objetivo monitorar o desempenho dos golpes de um atleta de Taekwondo por meio do protótipo de um sistema baseado em acelerômetros em conjunto com um dispositivo móvel. O desempenho do golpe foi avaliado em torno dos fatores de: impacto, aceleração e estimativa de velocidade. Os objetivos específicos deste trabalho consistem em: compreender o conceito da modalidade Taekwondo; pesquisar como as tecnologias e suas aplicações podem contribuir para o mundo esportivo; pesquisar componentes/sensores eletrônicos; desenvolver o protótipo eletrônico para monitorar o desempenho dos golpes dos atletas; desenvolver um aplicativo móvel em Android para apresentar/gerenciar e armazenar os resultados; realizar testes no protótipo com praticantes voluntários da modalidade Taekwondo e analisar os resultados obtidos.

2. Materiais e Métodos

A presente pesquisa caracteriza-se por ser aplicada e de base tecnológica. Desenvolveu-se o protótipo de um sistema para monitorar o desempenho dos golpes de um atleta de Taekwondo. O protótipo constitui-se em três módulos que foram denominados: módulo vestível, módulo impacto e módulo móvel (Figura 1).

O módulo vestível empregou a aplicação de conceitos da computação vestível, sendo fixado próximo ao tornozelo do atleta para rastrear as acelerações do golpe durante a sua execução e assim estimar a velocidade atingida. O módulo impacto é instalado em um saco de pancadas que é utilizado como alvo para receber os golpes desferidos pelo atleta, sendo responsável por captar as acelerações geradas no saco de pancadas após sofrer o golpe. O módulo móvel constitui-se no desenvolvimento de um aplicativo que recebe os dados coletados pelos módulos vestível e impacto, por meio de comunicação sem fio, além de realizar o processamento, demonstração e armazenamento dos dados.



Figura 1. Funcionamento do protótipo do sistema

O protótipo do sistema integrou recursos de hardware e software para realizar o monitoramento dos golpes do atleta. Os módulos vestível e impacto, necessitaram cada um deles, de componentes eletrônicos como: um sensor acelerômetro, uma placa Arduino e um módulo Bluetooth. Além disso, foi preciso um software integrado no Arduino para controle do acelerômetro e do módulo Bluetooth. O módulo móvel necessitou do desenvolvimento de um aplicativo para um smartphone (Figura 2).

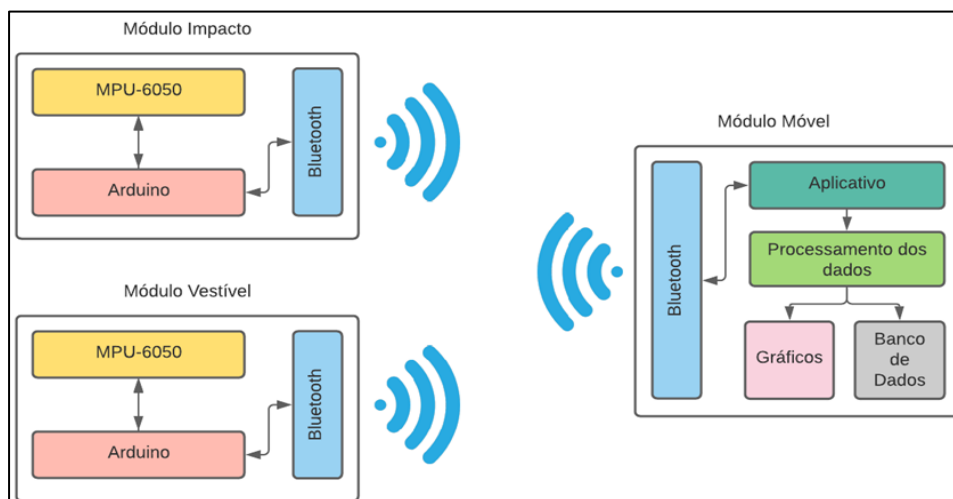


Figura 2. Arquitetura do protótipo do sistema

2.1. Módulos Vestível e Impacto

Para captar os valores de aceleração, foi utilizado nos módulos vestível e impacto a placa MPU-6050 da InvenSense®, que possui um acelerômetro e giroscópio integrados. Este acelerômetro presente na placa rastreia acelerações em três eixos (X, Y e Z) em escalas de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$. Com ele foi possível coletar as acelerações do golpe do atleta no momento de sua execução, além das acelerações sofridas pelo saco de pancadas ao receber o golpe. Neste trabalho, apenas o acelerômetro foi utilizado.

A plataforma Arduino foi utilizada como microcontrolador dos circuitos dos módulos vestível e impacto, sendo que foi utilizado um Arduino Pro Mini no módulo vestível e um Arduino UNO no módulo impacto. A escolha pelo Arduino Pro Mini no módulo vestível se justificou devido ao seu tamanho, já que este módulo necessitava ser o menor possível pois estaria em contato com o atleta. Este modelo de Arduino é um dos menores existentes no mercado e possui as mesmas funções de um Arduino convencional, como o modelo UNO, mas com dimensões de 39x18mm. Por consequência do seu tamanho, o Arduino Pro Mini não possui um conversor dos sinais de USB para seu microcontrolador ATmega328P, o que se tornou necessário a utilização de uma placa RC FTDI V1.1 para realizar a conversão da comunicação USB para Serial para que fosse possível carregar o software no Arduino Pro Mini.

Utilizou-se o Módulo Bluetooth HC-05 nos módulos vestível e impacto para transmitirem os dados coletados pelo sensor acelerômetro para o módulo móvel. O Módulo Bluetooth HC-05 possibilita enviar dados em comunicação serial RX/TX de forma *wireless* até aproximadamente dez metros de distância e atua como mestre e escravo. Os módulos vestível e impacto transmitem os dados para o módulo móvel com uma frequência de 165Hz.

Os componentes eletrônicos de ambos os módulos foram presos no interior de caixas de plástico, sendo que no módulo vestível utilizou-se uma caixa plástica com dimensões de 100x60x25mm e no módulo impacto outra com dimensões de 124x85x53mm. Foram fixadas em ambas as caixas de plástico uma fita elástica com velcro costurado para que fosse possível prender o módulo vestível (Figura 3a) ao tornozelo do atleta e o módulo impacto (Figura 3b) no saco de pancadas. O módulo vestível possui um peso de aproximadamente 126g e o módulo impacto 280g.



Figura 3. Módulo vestível e módulo impacto

2.1.1. Montagem dos Circuitos

O circuito eletrônico em ambos os módulos fora semelhante, com diferença apenas de alguns componentes escolhidos para o módulo vestível, visto que, como mencionado anteriormente, este módulo necessitava ser compacto.

A placa Arduino foi empregada para o desenvolvimento lógico do circuito dos módulos, sendo o Arduino Pro Mini 5V/16MHz no módulo vestível e o Arduino UNO R3 no módulo impacto. Estas duas placas Arduino possuem tensão de alimentação entre 7V e 12V e tensão de operação de 5V. Os dois circuitos possuem uma placa MPU-6050 com tensão de operação entre 3V e 5V e com protocolo de comunicação I2C, além de um Módulo Bluetooth HC-05 com tensão de alimentação de 5V e tensão de operação de 3.3V.

Levando em consideração que a tensão de operação das placas Arduino é de 5V e a do módulo Bluetooth HC-05 é 3.3V, foi necessário reduzir esta tensão para utilizar o HC-05 corretamente. No circuito do módulo impacto, o conversor de nível lógico RC da Robocore® foi utilizado para realizar essa função, este componente reduz a tensão de 5V para 3.3V ou aumenta de 3.3V para 5V. Já no módulo vestível, para reduzir esta tensão e atingir 3.3V para o HC-05, foi construído um divisor de tensão com dois resistores, um de 5100ohm e o outro de 10000ohm. A escolha pelo divisor de tensão ao conversor de nível lógico no módulo vestível se deu pela redução de conectores que um conversor precisaria, tornando o módulo vestível mais compacto.

Foi utilizado no módulo vestível um interruptor para ligar e desligar a alimentação do módulo. Já no módulo impacto, utilizou-se o conector de Bateria 9V com Plug P4 para esta função, já que o Arduino UNO possui um conector DC para alimentação. Ambos os módulos foram alimentados com uma bateria de 9V.

Nas Figuras 4 e 5 são ilustrados o esquema do circuito dos módulos vestível e impacto.

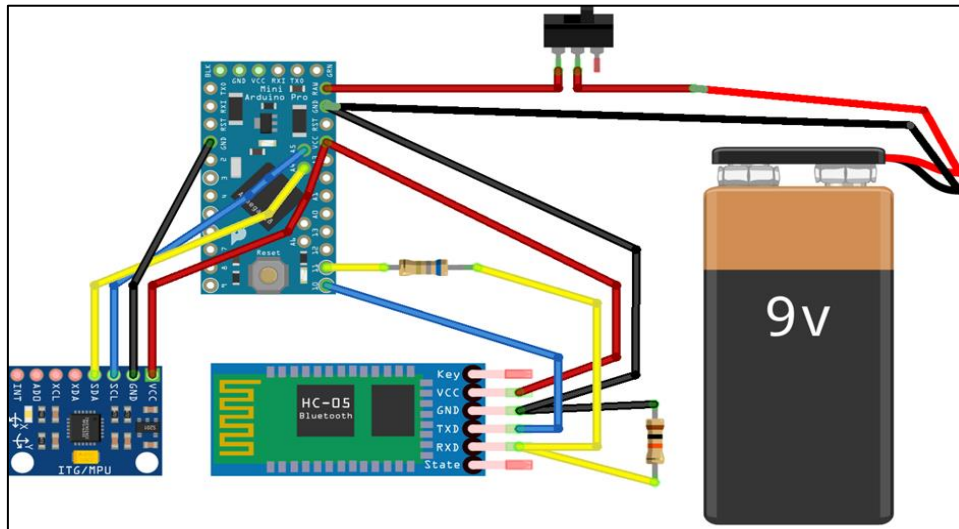


Figura 4. Circuito do módulo vestível

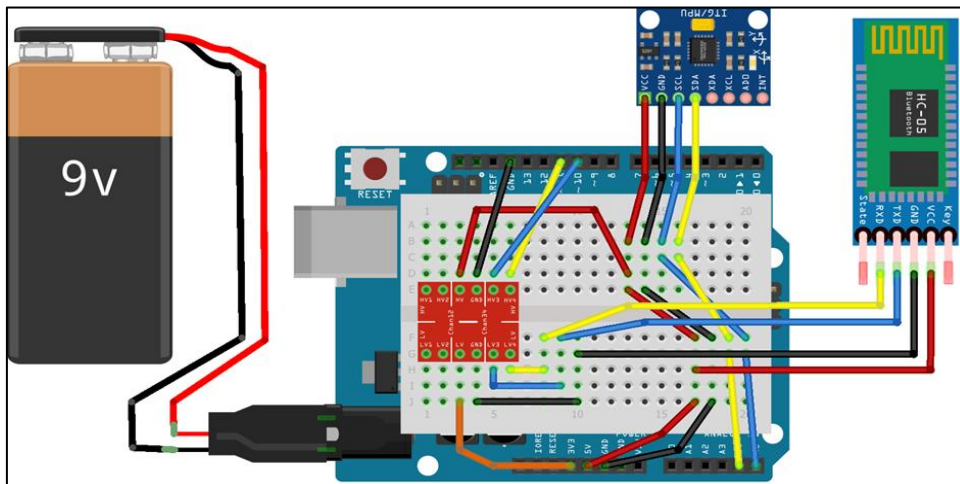


Figura 5. Circuito do módulo impactado

A conexão da placa Arduino com a MPU-6050, em ambos os módulos, foram feitas a partir dos pinos SDA e SCL com os pinos A4 e A5 respectivamente da placa controladora Arduino, que são utilizadas para comunicação I2C. Os pinos VCC e GND do sensor foram conectados com o VCC e GND do Arduino.

No módulo vestível, os pinos VCC e GND do Bluetooth HC-05 foram conectados no VCC e GND do Arduino. Os pinos TXD e RXD foram conectados nos pinos 10 e 11 respectivamente da placa Arduino, sendo que o pino RXD não foi conectado diretamente por sua tensão de operação ser de 3.3V e a do Arduino de 5V. Por consequência disto, a conexão foi feita no centro da junção de dois resistores (51Kohm e 10Kohm), realizando uma divisão de tensão.

A alimentação do circuito no módulo vestível foi feita em uma conexão direta com a bateria e os pinos da placa Arduino, sendo que foi conectado o negativo da bateria com o GND da placa e o positivo com o VIN/RAW por intermédio de um interruptor. Já no módulo impactado, a alimentação do circuito foi realizada pela conexão de um cabo conector de Bateria 9V com Plug P4.

A conexão com o componente Bluetooth HC-05 no módulo impacto foi realizada a partir de um conversor de nível lógico da Robocore®, substituindo o divisor de tensão que foi construído no módulo vestível. Os pinos 10 e 11 do Arduino foram conectados nos pinos HV4 e HV3 respectivamente do conversor e os pinos LV3 e LV4 do conversor foram conectados no TXD e RXD respectivamente do módulo Bluetooth HC-05. O conversor foi alimentado no seu pino HV com o pino 5V do Arduino e o pino LV foi conectado no pino 3V3 do Arduino.

Na montagem do circuito do módulo impacto, utilizou-se um Protoshield que possibilitou acoplar uma mini protoboard junto ao Arduino UNO para tornar o módulo mais compacto e facilitar conexões.

2.1.2. Desenvolvimento do Software para o Arduino

Nos módulos vestível e impacto foram necessários à utilização de um software de calibração para a MPU-6050 e o desenvolvimento de um algoritmo para os módulos coletarem os dados do acelerômetro e transmiti-los ao módulo móvel.

Na calibração da placa MPU-6050 foi empregado o algoritmo de Jeff Rowberg, que faz uso de três bibliotecas, as quais são: I2Cdev.h, MPU6050.h e Wire.h. Este algoritmo e também as bibliotecas I2Cdev.h e MPU6050.h são de produção de Jeff Rowberg e estão disponíveis gratuitamente no GitHub, sendo recomendados pela Arduino para o controle da MPU-6050 [Arduino 2020]. A Wire.h trata-se de uma biblioteca padrão do Arduino para comunicação I2C.

A execução do algoritmo de calibração realiza várias leituras do sensor, onde o mesmo deve estar posicionado reto e horizontalmente sem sofrer influência de movimentações durante o processo de leitura e cálculo dos valores de offset. Ao final de sua execução, o algoritmo imprime os valores no monitor serial do Arduino a serem utilizados como offset nos eixos X, Y e Z do acelerômetro e também do giroscópio.

O software desenvolvido e carregado para as placas Arduino dos módulos vestível e impacto foram semelhantes, tendo apenas a diferença dos valores de offset a serem aplicados na MPU-6050, visto que esses valores são individuais para cada placa. Este software é responsável por ler os valores do acelerômetro integrado na MPU-6050 e comunicar-se via Bluetooth com o módulo móvel, transmitindo os valores de aceleração ao aplicativo além de receber seus comandos. As bibliotecas empregadas neste algoritmo foram: I2Cdev.h, MPU6050.h, Wire.h e SoftwareSerial.h.

Na leitura dos valores do acelerômetro, o software se baseou em um algoritmo inicial fornecido pela biblioteca MPU6050.h, mas foi alterado para empregar novas configurações na MPU-6050. A comunicação via barramento I2C com a placa é feita a partir da biblioteca Wire.h. A biblioteca MPU6050.h foi utilizada para ler os valores do sensor e configurá-lo.

A biblioteca SoftwareSerial.h foi empregada para a comunicação com o Módulo Bluetooth HC-05. Esta biblioteca tem a funcionalidade de permitir a comunicação serial em outros pinos digitais do Arduino, já que por padrão o hardware de algumas placas Arduino só possuem comunicação serial nos pinos 0 e 1 que são utilizados para comunicação USB com o computador no momento do carregamento do programa. Esta biblioteca tornou os pinos 10 e 11 do Arduino em pinos RXD e TXD respectivamente.

No início de sua execução, na parte de configurações, o software dos módulos vestível e impacto definem a taxa de transferência do Serial do Arduino e também do Módulo Bluetooth HC-05 para 57600 bits por segundo. Após isto, ainda na etapa de configuração, é iniciado a comunicação com a MPU-6050 e também a aplicação de algumas configurações na mesma, como a alteração do range de leitura do acelerômetro para o máximo ($\pm 16g$) além de aplicar os valores de offset pré-calculados a partir do software de calibração em cada eixo do sensor. Após a etapa de configuração, é dado início a leitura dos valores de aceleração do sensor e a espera pela conexão e comandos do aplicativo via Bluetooth.

2.2. Módulo Móvel

O módulo móvel consiste em um aplicativo voltado para a plataforma Android. O software desenvolvido é responsável por gerenciar a conexão Bluetooth com os módulos vestível e impacto para receber os seus dados, além de processá-los, demonstrá-los e armazená-los. No seu desenvolvimento foram empregados a IDE Android Studio e a linguagem JAVA. O software necessitou de funcionalidades como: comunicação Bluetooth, visualização dos dados em gráficos e armazenamento em banco de dados para posteriores análises.

A classe BluetoothSocket foi utilizada para gerenciar a comunicação Bluetooth no aplicativo. Os gráficos para visualização dos dados no momento do monitoramento e também dos dados armazenados foram construídos com a biblioteca AnyChart. No armazenamento dos dados empregou-se o SQLite, uma biblioteca que permite a disponibilização de um banco de dados SQL embutido na aplicação.

A tela inicial do aplicativo possui duas opções: Novo Monitoramento e Monitoramentos. Ao escolher um novo monitoramento, o programa solicita alguns dados sobre o atleta, a conexão Bluetooth com os módulos e por fim prossegue para tela de monitoramento (Figura 6).

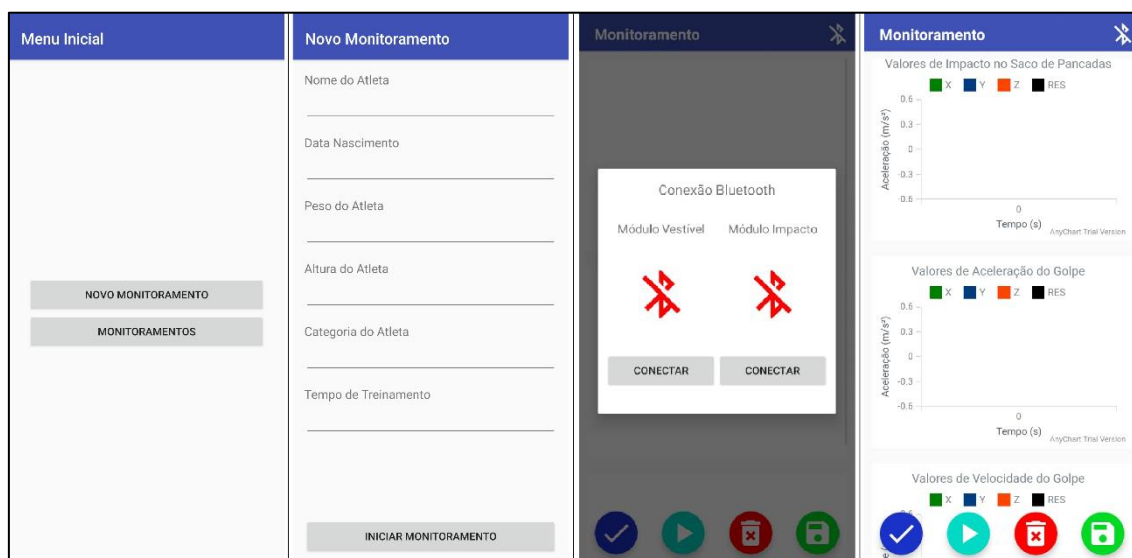


Figura 6. Telas do aplicativo no processo de novo monitoramento

A interface de monitoramento possui quatro botões para gerenciar o monitoramento dos golpes, são eles: primeiro botão (azul) finaliza o monitoramento e retorna para tela inicial; segundo botão (verde água) inicia/interrompe a coleta de dados

dos módulos vestível e impacto; terceiro botão (vermelho) descarta os dados do golpe; quarto botão (verde fluorescente): salva os dados do golpe no banco de dados.

A visualização dos dados de cada golpe no momento do monitoramento ocorre por meio de gráficos, sendo ao todo três gráficos de linha, são eles: valores de impacto no saco de pancadas que consiste nos dados de aceleração em função do tempo coletados por meio do módulo impacto; valores de aceleração do golpe o qual corresponde aos dados de aceleração em função do tempo coletados por meio do módulo vestível; valores de velocidade do golpe que expressa os dados de velocidade em função do tempo calculados no aplicativo a partir dos valores de aceleração do golpe.

A opção “Monitoramentos” presente na tela inicial do aplicativo redireciona o usuário para a listagem de todos os monitoramentos existentes no banco de dados local. Esta funcionalidade do aplicativo permite a visualização dos monitoramentos finalizados e seus respectivos golpes monitorados (Figura 7).

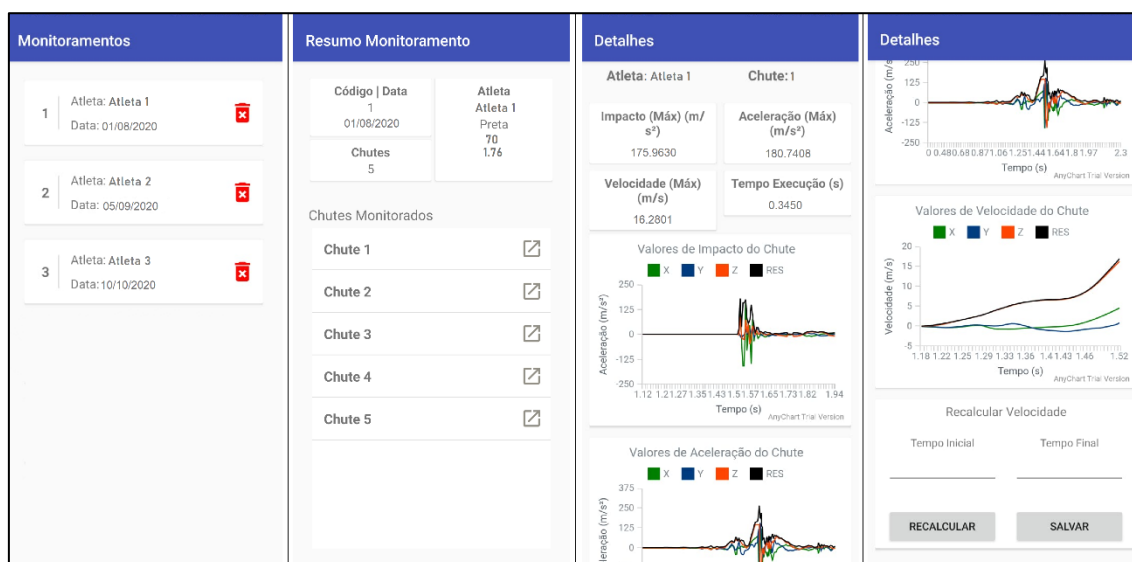


Figura 7. Telas do aplicativo no processo de visualização do monitoramento

Ao selecionar algum dos monitoramentos listados, é aberta a tela do monitoramento realizado, contendo informações como: código e data do monitoramento; quantidade de golpes monitorados; nome, categoria, peso e altura do atleta monitorado; listagem dos golpes monitorados.

Na seleção de algum dos golpes presentes na listagem dos golpes monitorados, o aplicativo redireciona para a tela de detalhes sobre o golpe. Nesta tela, as seguintes informações são apresentadas: nome do atleta e número do golpe; valores máximos atingidos de impacto, aceleração e velocidade; tempo de execução do golpe; gráfico de valores de impacto do golpe em função do tempo; gráfico de valores de aceleração do golpe em função do tempo; gráfico de valores de velocidade do golpe em função do tempo.

A tela de detalhes sobre o golpe monitorado também permite recalculer os valores de velocidade do golpe. Esta funcionalidade foi criada para os casos em que o aplicativo poderia não selecionar o intervalo de execução do golpe automaticamente com a precisão desejada. Deste modo, o usuário pode recalculer ajustando os intervalos de tempo inicial e final do golpe a partir do gráfico de aceleração do golpe.

2.3. Funcionamento do monitoramento

Os módulos vestível e de impacto são posicionados em seus respectivos lugares de forma que os eixos de seus acelerômetros fiquem como é ilustrado na Figura 8a. Portanto, o módulo vestível é posicionado e instalado de acordo com a Figura 8b e o módulo impacto como na Figura 8c.

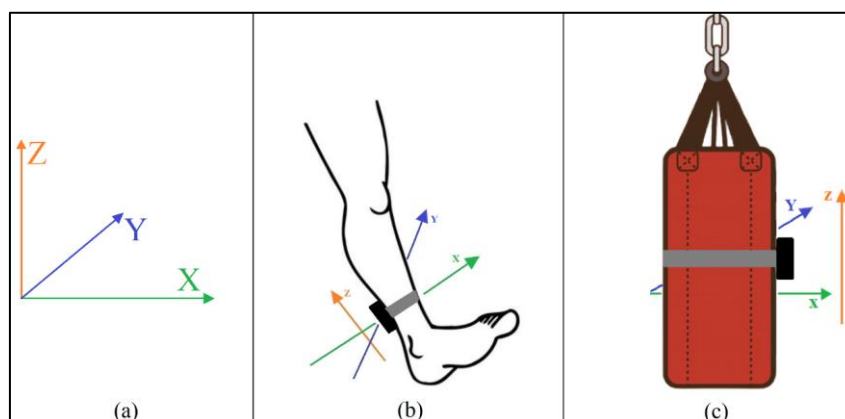


Figura 8. Posicionamento dos módulos vestível e impacto

Após o posicionamento dos módulos vestível e de impacto e a conexão Bluetooth ser estabelecida com o módulo móvel, o monitoramento é iniciado. Ao pressionar o segundo botão do aplicativo na tela de monitoramento, o módulo móvel envia aos módulos vestível e impacto o caractere “1”, sinalizando para que os mesmos comecem a transmitir os dados de aceleração. É neste momento que o golpe do atleta deve ser executado. Com o fim da execução do golpe, o usuário deve pressionar o segundo botão novamente para então interromper a coleta de dados dos módulos vestível e impacto. Neste processo de interrupção da coleta de dados, é transmitido o caractere “0” aos módulos.

Logo após interromper o recebimento dos dados dos módulos vestível e de impacto no fim da execução do golpe, é então realizado o processamento dos dados coletados e a demonstração dos mesmos em gráficos no aplicativo do módulo móvel. Logo após esta etapa, o usuário possui a opção de salvar os dados do golpe e, portanto, contabilizar como um golpe executado ou descartá-los. Ao escolher algumas destas opções o aplicativo restaura as informações presentes na tela do monitoramento para então ser possível realizar outra coleta. Este processo é realizado até o fim do monitoramento.

2.3.1. Processamento dos dados

O processamento dos dados consistiu-se no tratamento dos dados de aceleração recebidos dos módulos vestível e impacto e no cálculo da velocidade do golpe.

A interpretação do protocolo criado para a comunicação entre o módulo móvel e os módulos vestível e de impacto foi necessária para o tratamento dos dados recebidos. A criação deste protocolo foi fundamental para a organização das informações recebidas por meio do Bluetooth no aplicativo, uma vez que estes dados podem chegar particionados. O protocolo é definido pela estrutura ilustrada na Figura 9. Ambos os módulos vestível e de impacto transmitem seus dados ao módulo móvel, a cada nova leitura de aceleração durante a execução do golpe, por meio deste protocolo.

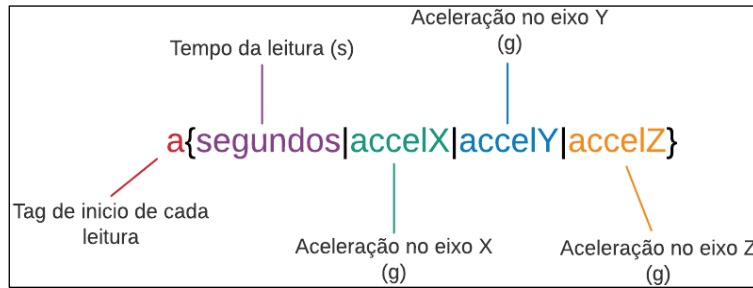


Figura 9. Protocolo de comunicação

Além dos dados de aceleração em cada eixo que os módulos vestível e de impacto transmitem, também é incluso o tempo de cada leitura, que é zerado e iniciado a cada nova coleta de dados de um golpe.

Após receber os dados dos módulos vestível e impacto, o módulo móvel realiza a análise do protocolo e a inserção destes dados em duas listas armazenadas temporariamente no aplicativo. Durante a análise do protocolo para estruturar os dados a serem manipulados no software do aplicativo, é realizado a conversão dos dados de aceleração de g para m/s^2 (multiplicando por 9,8) em todos os eixos (x, y e z) e também o cálculo da resultante da aceleração. Para calcular a resultante de determinados vetores a partir de seus eixos é feito o uso da equação (1) [Fan et al. 2020].

$$resultante = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (1)$$

Com a conclusão do tratamento dos dados de aceleração, os valores são inseridos nos seus respectivos gráficos e é iniciado o cálculo da velocidade do golpe. Para calcular a velocidade do golpe a partir dos seus valores de aceleração coletados pelo módulo vestível, inicialmente foi necessário definir um intervalo de início e fim do golpe. Este intervalo foi definido com o objetivo de ignorar os valores lidos antes do início da execução do golpe como também os valores provenientes do impacto na perna ao atingir o saco de pancadas, valores estes que poderiam prejudicar o cálculo para estimativa de velocidade.

O início do golpe foi definido quando a aceleração em Z (longitudinal) ultrapassa um valor limite, indicando o levantar do pé do chão e fim do golpe foi estabelecido a partir de um alto valor negativo atingido no eixo X (frontal), indicando uma desaceleração brusca do golpe e portando o atingir no saco de pancadas. Com o intervalo de execução do golpe definido, é iniciado o cálculo da velocidade em cada período de tempo a partir de seus valores de aceleração.

Sabe-se que a taxa de variação da velocidade em relação ao tempo é a aceleração de um objeto (Equação 2) [Marques 2016]:

$$a(t) = \frac{dv(t)}{dt} \quad (2)$$

Levando em conta a equação 2, a velocidade é, portanto, a integral da aceleração em função do tempo (Equação 3) (V_0 é a velocidade no tempo t_0) [Marques 2016]:

$$V(t) = V_0 + \int_{t_0}^t a(t)dt \quad (3)$$

Por consequente, dado o gráfico de valores de aceleração em função do tempo, é possível obter a velocidade de um objeto em qualquer intervalo de tempo determinado por meio da integração da aceleração (Figura 10).

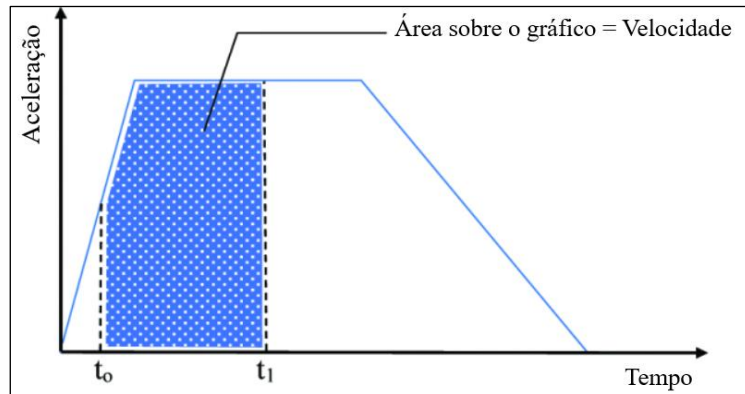


Figura 10. Integração da Aceleração
Fonte: Adaptada de Nyoni, Nleya e Mthunzi (2018)

Yuan, Chen e Caus (2013) mencionam que integrar os sinais de aceleração de um sensor acelerômetro pode fornecer uma estimativa de velocidade em alguns segundos, mas esclarecem que este método de integração não está disponível no rastreamento de velocidade de longa duração, pois pequenos erros do sensor podem levar a erros de *drift* (deslizamento) ilimitados. No entanto, neste trabalho, a integração da aceleração foi realizada em um curto intervalo de tempo, possibilitando obter uma boa estimativa de velocidade, estando de acordo com Nyoni, Nleya e Mthunzi (2018).

O algoritmo para o cálculo da velocidade utilizou a técnica de Integração Numérica e a Regra Trapezoidal foi empregada para integração nos dados de aceleração. A Regra Trapezoidal consiste na aproximação do valor da integral por meio do cálculo da área de um trapézio em um determinado intervalo (Figura 11) [Hughes-Hallett et al. 2011].

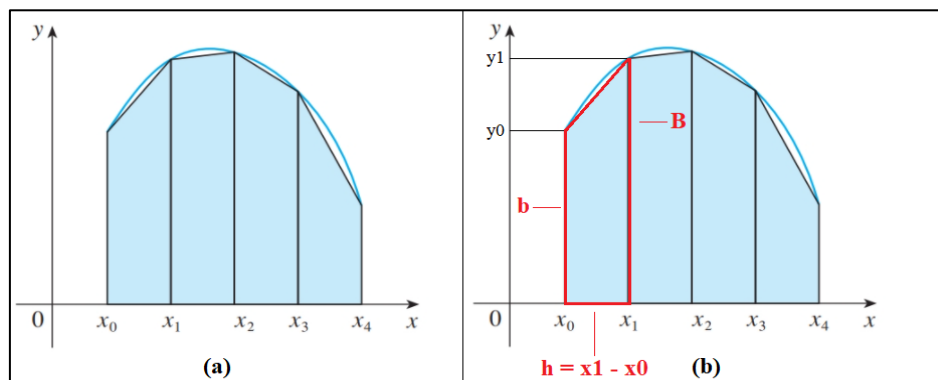


Figura 11. Regra dos Trapézios
Fonte: Adaptada de Stewart (2017)

Dada a fórmula (4) da área do trapézio, a velocidade é então calculada em qualquer intervalo de tempo dos valores de aceleração em função do tempo. O cálculo é feito considerando o valor da velocidade inicial juntamente com o valor da área do trapézio, como é exemplificado na equação (5) com base nos valores da Figura 11b.

$$AT = \frac{h(B + b)}{2} \quad (4)$$

$$V = V_0 + \left(\left(\frac{x1 - x0}{2} \right) (y1 + y0) \right) \quad (5)$$

A velocidade é calculada em todos os intervalos de tempo dentro do intervalo de execução do golpe e em todos os eixos (X, Y e Z) de aceleração obtidos pelo módulo vestível durante a execução do golpe. Após o cálculo da velocidade em cada eixo, é calculado também a resultante da velocidade entre os seus eixos por meio da equação 1. A partir dos valores de velocidade em X, Y, Z e resultante serem calculados, os mesmos são inseridos no gráfico de velocidade do golpe em função do tempo.

2.4. Medições Experimentais

Nesta pesquisa realizaram-se medições experimentais, portanto submeteu-se o projeto ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Extremo Sul Catarinense (UNESC) tendo sido aprovado pelo parecer n° 4.113.861 (Anexo A).

Os golpes monitorados nas medições experimentais foram restringidos apenas a técnicas de chute, já que são as técnicas mais utilizadas no Taekwondo. O golpe monitorado foi um chute muito utilizado em várias artes marciais, encontrado em literaturas como chute semicircular ou circular. No Taekwondo, este golpe é denominado Bandal Tchagui (Figura 12).

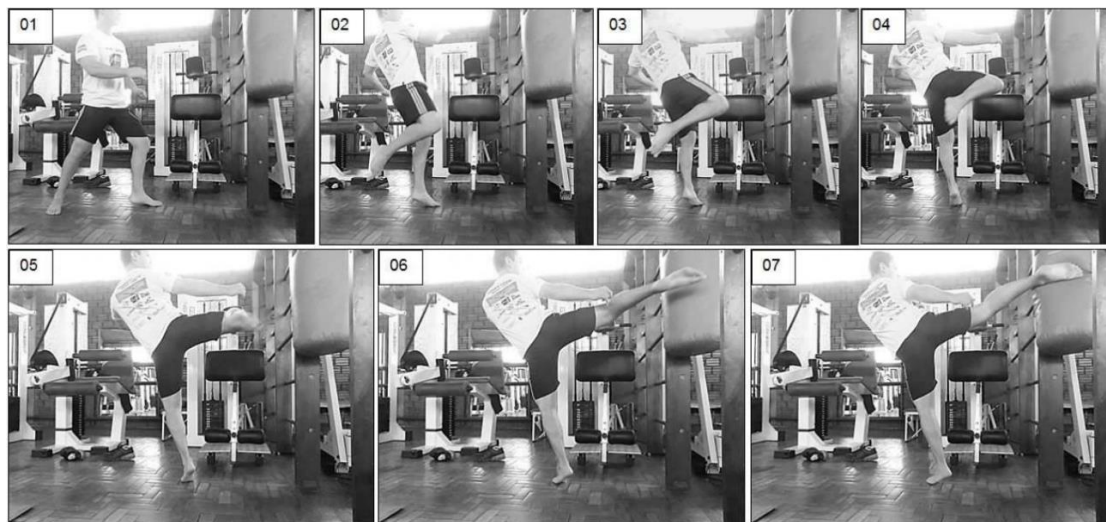


Figura 12 – Sequência de execução do chute Bandal Tchagui
Fonte: Leichtweis et al. (2013)

Na seleção dos praticantes voluntários foram empregados critérios de inclusão, aos quais foram: ser maior de 18 anos e praticante da modalidade Taekwondo. O espaço utilizado para realizar os testes na aplicação foi disponibilizado por uma academia de artes marciais localizada em Criciúma - SC. Foram incluídos todos os praticantes caracterizados na população alvo da academia em que foi realizado as medições, totalizando quatro indivíduos (Tabela 1), considerando-se o procedimento como coleta censitária. Este tipo de coleta se define como aquela em que são retiradas informações de todos os elementos que constituem a população em estudo [Barbetta, Reis e Bornia 2004].

Tabela 1. Atletas selecionados

Atleta	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	Categoria (faixa)	Tempo de Treinamento (anos)
1	50	80	1,73	Preta	35
2	22	62	1,67	Ponta Preta	12
3	25	84	1,73	Branca	0,1667
4	44	72	1,76	Preta	30

Cada praticante participou da pesquisa executando cinco chutes Bandal Tchagui em um saco de pancadas de aproximadamente 30kg disponibilizado pela academia em que ocorreu as medições experimentais. Durante os testes, o participante estava com o módulo vestível fixado na parte detrás de seu tornozelo da perna escolhida para executar o golpe. Além disso, no saco de pancadas no qual foi desferido os golpes, o módulo impacto foi instalado em sua parte traseira, oposta ao atingimento do golpe. Para captar os dados dos módulos vestível e impacto por meio do Bluetooth, foi utilizado como módulo móvel um *smartphone* Galaxy S8 executando o aplicativo desenvolvido.

Após a instalação dos módulos, era iniciado um novo monitoramento no aplicativo do módulo móvel fornecendo informações sobre o atleta e conectando-se aos módulos vestível e impacto. Com a conexão Bluetooth estabelecida, o monitoramento era iniciado. A execução de cada golpe foi feita a partir do sinal do usuário do módulo móvel, que ao pressionar o botão para iniciar a coleta de dados, sinalizava para o atleta o momento para desferir o golpe, e por fim, o pressionamento deste mesmo botão para interromper a coleta de dados no fim do golpe. Após a coleta do golpe, os seus dados foram salvos no banco de dados do aplicativo e iniciava-se uma nova coleta para o seguinte golpe. Cada golpe desferido teve seus dados coletados seguindo este mesmo processo até atingir o número de cinco chutes no monitoramento. Todo golpe foi executado com o saco de pancadas estando em repouso, e ao finalizar o golpe, o saco de pancadas era posto em repouso novamente para o seguinte golpe. Ao concluir a quantidade definida de chutes, o monitoramento era finalizado e o processo se repetia desde o início para os seguintes atletas.

Os dados coletados foram analisados em planilhas do software IBM SPSS versão 21.0 e expressos por meio de média e desvio padrão. As análises inferenciais foram realizadas com um nível de significância $\alpha = 0,05$ e, portanto, confiança de 95%. A distribuição das variáveis quantitativas foi avaliada quanto à normalidade por meio da aplicação do teste de Shapiro-Wilk. A homogeneidade das variâncias foi avaliada por meio do teste de Levene. As médias das variáveis quantitativas entre os atletas foram comparadas por meio da aplicação da análise de variâncias ANOVA de uma via seguido do post hoc teste de Tukey.

3. Resultados e Discussões

Neste trabalho, o impacto no saco de pancadas foi analisado por meio da máxima aceleração sofrida por ele ao receber o golpe do atleta, sendo selecionada no primeiro pico de aceleração resultante encontrado nos valores coletados do módulo impacto. A aceleração máxima atingida pelo golpe no momento de sua execução foi definida pelo maior valor de aceleração resultante dentre o intervalo de execução do golpe. A velocidade máxima alcançada no golpe utilizou este mesmo processo em sua seleção. O tempo de execução também foi analisado para que fosse possível correlacionar com

valores de velocidade, portanto, o tempo de execução foi calculado subtraindo o tempo inicial com o tempo final do golpe.

Durante a realização dos testes o sistema se comportou corretamente não ocorrendo nenhum problema que pudesse comprometer os testes ou interrompê-los. A conexão Bluetooth foi mantida consistente entre o módulo móvel e os módulos vestível e impacto em todos os monitoramentos realizados e os dados foram salvos com êxito. No entanto, algumas deficiências no sistema foram percebidas no decorrer das medições experimentais.

A primeira deficiência encontrada no sistema foi a saturação do range em algum dos eixos do acelerômetro presente na placa MPU-6050 nos módulos vestível e impacto. Este acelerômetro possui um range máximo de leitura de 16g ($156,8\text{m/s}^2$) em cada eixo. Nas medições de impacto, o eixo X do módulo impacto foi saturado na maioria das medições, já nas medições do módulo vestível, o eixo Z atingiu o valor máximo de leitura com os atletas mais experientes, no entanto, aconteceram poucas vezes além de ocorrer somente nos últimos valores de aceleração do golpe.

Outra deficiência identificada foi em relação a seleção automática do intervalo de execução do golpe pelo software do aplicativo. A seleção deste intervalo foi fundamental para o cálculo da velocidade do golpe, pois com este intervalo definido são desconsiderados valores de aceleração do módulo vestível que não pertencem a execução do golpe. Os atletas voluntários foram orientados a não mexerem a perna/pé a qual realizariam o golpe antes de começar a execução do mesmo, no entanto, em alguns golpes monitorados, o atleta acabou movimentando e por isso excedendo o valor limite definido como sendo o início do golpe antes de começar a executá-lo, o que fez o sistema selecionar o tempo inicial do golpe incorretamente. Portanto, nas medições que isso ocorreu, os valores de velocidade foram recalculados em laboratório selecionando o intervalo corretamente por meio da funcionalidade de recalculer a velocidade presente no aplicativo do módulo móvel.

A Tabela 2 demonstra a média e desvio padrão dos parâmetros medidos pelo sistema proposto para os cinco chutes Bandal Tchagui executado pelos quatro atletas participantes durante a experimentação.

Nota-se de acordo com os valores de média dos golpes executados presentes na Tabela 2, que o melhor desempenho em cada um dos parâmetros foi obtido pelos atletas mais experientes, sendo que o atleta 4 teve o maior impacto ($219,88\text{m/s}^2$) e o menor tempo de execução (0,32s), já o atleta 1 obteve a maior aceleração ($186,70\text{m/s}^2$) e a maior velocidade (17,16m/s). Percebe-se que o atleta 3, sendo o menos experiente no Taekwondo, obteve uma velocidade significativa perto dos demais atletas experientes. No entanto, observa-se que nos valores de tempo de execução o atleta 3 atingiu o maior valor, portanto, o chute permaneceu por mais tempo sofrendo acelerações, o que consequentemente afetaria positivamente na sua velocidade. Este mesmo atleta (3) também obteve um valor significativo se relacionado aos demais em questão de impacto e aceleração. No impacto, presume-se que a sua massa corporal possa ter influenciado, já que o impacto é definido pela colisão de duas massas [Harris and Piersol 2002] e o atleta 3 obtém a maior massa corporal dentre os participantes. O'Sullivan et al. (2009) mencionam que alguns fatores que podem influenciar a força de impacto do chute semicircular incluem nível de habilidade, massa corporal especificamente da perna, técnica/postura de chute, rigidez da perna do chute, entre outros.

Percebe-se ainda na Tabela 2 que o valor-p ficou abaixo de 0,05 em todos os parâmetros mensurados, isto demonstra que os dados entre os atletas voluntários da amostra apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Acredita-se que isto ocorreu por conta das características de cada atleta, visto que a amostra não foi homogênea. Entretanto, sabe-se que quando o desvio padrão for menor que a metade da média aritmética os dados apresentam simetria [Bastos e Duquia 2007], portanto, observa-se na Tabela 2 que os valores de desvio padrão de todos os parâmetros mensurados em cada atleta tiveram valores baixos se relacionado com a média, o que demonstra consistência dos dados entre os golpes executados por cada atleta.

A velocidade obteve o segundo menor desvio padrão dos parâmetros mensurados. Considerando os erros neste processo de integração dos dados dos acelerômetros para obter uma estimativa de velocidade mencionado em tópicos anteriores, esta consistência dos dados de velocidade dos atletas é um possível potencial para esta técnica, estando de acordo com Nyoni, Nleya e Mthunzi (2018), sendo que em sua pesquisa empregaram esta mesma técnica e utilizaram a consistência dos dados como uma forma de validação para este método.

Tabela 2. Dados de cada atleta expressos por média e desvio padrão.

	Média ± DP	Valor-p*
Impacto máximo (m/s²)		
Atleta 1	188,75 ± 24,60 ^{a,b}	0,032
Atleta 2	179,31 ± 12,44 ^a	
Atleta 3	201,59 ± 21,78 ^{a,b}	
Atleta 4	219,88 ± 19,95 ^b	
Aceleração máxima (m/s²)		
Atleta 1	186,70 ± 9,13 ^a	0,001
Atleta 2	157,93 ± 7,15 ^b	
Atleta 3	158,65 ± 2,42 ^b	
Atleta 4	163,96 ± 3,28 ^b	
Velocidade máxima (m/s)		
Atleta 1	17,16 ± 0,55 ^a	0,001
Atleta 2	14,06 ± 1,33 ^b	
Atleta 3	16,33 ± 1,54 ^{a,b}	
Atleta 4	14,87 ± 0,27 ^b	
Tempo execução (s)		
Atleta 1	0,35 ± 0,01 ^{a,b}	0,009
Atleta 2	0,33 ± 0,04 ^{a,b}	
Atleta 3	0,37 ± 0,02 ^a	
Atleta 4	0,32 ± 0,01 ^b	

*Valor obtido após aplicação do teste ANOVA de uma via.

^{a,b}Letras distintas representam diferenças estatisticamente significativas após aplicação do *post hoc* teste de Tukey ($p < 0,05$).

Fonte: Dados da pesquisa, 2020.

A aceleração é um parâmetro relevante a ser analisado nas artes marciais pois além de estar relacionada com a velocidade, esta grandeza também possui relação com a força de acordo com a fórmula da segunda lei de Newton (Equação 6), onde força é igual a massa multiplicada com a aceleração.

$$F = m \cdot a \quad (6)$$

Partindo desta fórmula (6), pode-se dizer que quanto maior o valor de aceleração experimentado pelo saco de pancadas ao receber o golpe, maior será a força aplicada nele.

O mesmo pode ser empregado no valor de aceleração do golpe do atleta, como menciona Lima (2014), ao dizer que conhecendo o pico de aceleração do chute, pode-se assumir que quanto maior for este pico, maior será o seu impacto ao atingir o alvo.

A partir dos valores de aceleração do golpe obtidos pelo módulo vestível, foi possível notar também os altos valores de aceleração no momento do impacto, sendo resultante da colisão do pé do praticante com o saco de pancadas. Esta colisão provoca uma brusca desaceleração no tornozelo/pé do praticante onde acabava, em sua maioria, saturando todos os eixos do acelerômetro do módulo vestível. Esteves et al. (2007) obtiveram valores de 334,88g (3281,82m/s²) por meio de um acelerômetro no tornozelo ao avaliar o impacto no pé no momento do chute Bandal Tchagui e concluíram que em função da grande repetibilidade e dos altos valores de impacto nos chutes, a estrutura do pé torna-se suscetível a lesões.

Moreira, Goethel e Gonçalves (2016), Estevan, Jandacka e Falco (2013) e O'Sullivan et al. (2009) analisaram a velocidade linear do pé na execução do chute semicircular do Taekwondo. Moreira, Goethel e Gonçalves (2016) selecionou dez voluntários, sendo cinco de elite e cinco de sub elite. Segundo Moreira, Goethel e Gonçalves (2016), os valores de velocidade linear do pé no chute semicircular dos atletas de sub elite se aproximaram dos valores obtidos por Estevan, Jandacka e Falco (2013), que foram de $14,42 \pm 2,69$ m/s, no entanto, os atletas de elite alcançaram valores inferiores aos encontrados por O'Sullivan et al. (2009), que fora de $17,66 \pm 1,67$ m/s. Embora neste trabalho o módulo vestível tenha sido fixado no tornozelo, nota-se que o atleta mais experiente (atleta 1) obteve valores de velocidade próximos aos obtidos por O'Sullivan et al. (2009) por atletas também experientes e valores maiores que Moreira, Goethel e Gonçalves (2016) e a Estevan, Jandacka e Falco (2013). Já os restantes atletas, considerando que o atleta 3 obteve um tempo de execução relativamente alto comparado aos demais, alcançaram valores próximos aos encontrados por Moreira, Goethel e Gonçalves (2016) e Estevan, Jandacka e Falco (2013).

Aandahl, Tillaar e Heimburg (2018) analisaram a velocidade linear do pé no chute semicircular do Taekwondo com dois padrões de aquecimento diferentes e obtiveram $17,35 \pm 1,98$ m/s sem aquecimento com resistência elástica e $17,93 \pm 2,26$ m/s com este aquecimento. Portanto, concluíram que o uso de um protocolo de aquecimento que inclui chutes com resistência elástica afeta positivamente o desempenho do chute. Os valores de velocidade obtidos no presente trabalho pelo atleta 1 se aproximaram dos valores obtidos por Aandahl, Tillaar e Heimburg (2018), já os restantes atletas atingiram valores inferiores de velocidade aos de Aandahl, Tillaar e Heimburg (2018).

O problema encontrado por Santos e Hirozawa (2014) na saturação do range do acelerômetro ao analisar a aceleração sofrida por um saco de pancadas se assemelhou ao encontrado no presente trabalho. Santos e Hirozawa (2014) coletaram a aceleração de um saco de pancadas de 28,4kg para calcular a força de um golpe. Os autores notaram que no cálculo da força a massa não é o valor total do peso do saco de pancadas, e sim apenas uma parte dele, portanto, de modo que se considera apenas uma fração da massa do saco, o acelerômetro sofrerá uma aceleração relativa a uma massa inferior, saturando seu range. Santos e Hirozawa (2014) então calcularam o valor mínimo que o saco de pancadas deveria pesar, considerando o range máximo do acelerômetro utilizado que foi de 8g e o valor de um soco relativamente forte (3000N). A partir deste valor calculado, precisou-se aplicar o fator de consideração médio de massa para atingir o valor ideal que foi de 62kg.

Diante disso, presume-se que a utilização de um saco de pancadas mais pesado no presente trabalho poderia resolver este problema, como foi apresentado por Santos e Hirozawa (2014).

Lima (2014) obteve no chute frontal valores de velocidade em X e Y de $7,3 \pm 2,07\text{m/s}$ e $5,63 \pm 1,10\text{m/s}$ respectivamente, e valores de aceleração em X e Y de $62,27 \pm 120,90\text{m/s}^2$ e $75,67 \pm 97,50\text{m/s}^2$ respectivamente. A partir do cálculo da massa efetiva do boneco de pancadas e do valor do acelerômetro acoplado no boneco ao receber golpe, foi obtido também a força de $2298,57\text{N} \pm 1071,05\text{N}$ no chute frontal.

Os valores de velocidade do chute semicircular apresentados no presente trabalho e também pelas pesquisas de Aandahl, Tillaar e Heimburg (2018), Moreira, Goethel e Gonçalves (2016), Estevan, Jandacka e Falco (2013) e O'Sullivan et al. (2009), ficaram entre $14,06$ e $17,93\text{m/s}$, e as máximas acelerações obtidas pelo chute semicircular no presente trabalho ficaram entre $157,93$ e $186,70\text{m/s}^2$. Já no chute frontal, considerando os valores de velocidade e aceleração em X e Y obtidos por Lima (2014), e aplicando-os na fórmula da resultante (1), obtém-se valores de velocidade e aceleração resultante de $9,21\text{m/s}$ e $97,99\text{m/s}^2$ respectivamente.

No parâmetro de força, O'Sullivan et al. (2009) obteve no chute semicircular valores de 6400N e 5419N para duas alturas diferentes de alvo, média e elevada respectivamente, e Lima (2014) alcançou valores de $2298,57\text{N}$ de força no chute frontal.

Levando em conta o supracitado sobre os parâmetros de velocidade, aceleração e força dos chutes semicircular e frontal, observa-se a partir dos valores coletados pelo presente trabalho e por trabalhos correlacionados que o chute semicircular apresentou maiores valores de velocidade, aceleração e força e, portanto, um possível melhor desempenho do que o chute frontal.

Apesar de alguns estudos serem citados e/ou correlacionados com este trabalho, é importante levar em consideração que cada estudo apresenta particularidades e condições que podem interferir no resultado, sendo elas: equipamentos utilizados, a modalidade em estudo, o tipo do golpe, as características físicas dos atletas, as características dos alvos, posicionamento dos sensores, entre outros.

4. Conclusão

Este trabalho teve por objetivo desenvolver o protótipo de um sistema para monitorar o desempenho dos golpes de um atleta de Taekwondo. A aplicação demonstrou ser prática e fácil de utilizar, visto que muitos dos trabalhos correlatos utilizam de laboratórios, câmeras de alta velocidade, computadores, entre outros, o que torna o ambiente para o monitoramento mais complexo, custoso e único.

A principal limitação encontrada na aplicação foi o range máximo de leitura dos acelerômetros serem relativamente baixos para uma aplicação como esta, principalmente no módulo impacto, visto que com o impacto do golpe, os valores de aceleração são numerosamente altos, o que acabou excedendo o limite de leitura do acelerômetro em alguns casos.

Os resultados de cada parâmetro dos chutes de cada atleta mantiveram consistência em seus dados, e, portanto, um grande potencial para a aplicação, no entanto, apenas com recursos de vídeo como câmeras de alta velocidade para realizar estudos comparativos e definir a precisão exata do sistema apresentado neste trabalho.

O sistema proposto fornece aos treinadores e atletas parâmetros mensuráveis que podem ser comparados, analisados e complementados com avaliações baseadas em suas experiências, auxiliando na melhoria do desempenho dos golpes do lutador.

Como trabalhos futuros sugere-se: utilizar acelerômetros com maior range de leitura; comparar os valores com os de uma câmera de alta velocidade; aplicar o sistema em outras modalidades de luta; realizar um estudo prolongado dos resultados como ferramenta de análise dos treinos.

Referências

- Aandahl, H. S., Tillaar, R. Van den e Heimburg, E. Von (2018). Effect of Postactivation Potentiation Induced by Elastic Resistance on Kinematics and Performance in a Roundhouse Kick of Trained Martial Arts Practitioners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 32, n. 4, p. 990–996.
- Arduino (2020). MPU-6050 Accelerometer + Gyro. <https://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050/>, [acesso em novembro 11].
- Barbetta, P. A., Reis, M. M. e Bornia, A. C. (2004). *Estatística Para Cursos de Engenharia e Informática*. 1. ed. São Paulo: Atlas.
- Bastos, J. L. D. e Duquia, R. P. (2007). Medidas de dispersão: os valores estão próximos entre si ou variam muito? *Scientia Medica*, v. 17, n. 1, p. 40–44.
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P. e Aminian, K. (2012). Front-crawl instantaneous velocity estimation using a wearable inertial measurement unit. *Sensors (Switzerland)*, v. 12, n. 10, p. 12927–12939.
- Estevan, I., Jandacka, D. e Falco, C. (2013). Effect of stance position on kick performance in taekwondo. *Journal of Sports Sciences*, v. 31, n. 16, p. 1815–1822.
- Esteves, A. C., Nascimento, A. da S., Moreira, F. D. e Reis, D. C. Dos (2007). Impacto no eixo ântero-posterior no chute bandal tchagui do taekwondo. *Lecturas: Educación Física y Deporte*, n. 104.
- Fan, Y., Jin, H., Ge, Y. e Wang, N. (2020). Wearable Motion Attitude Detection and Data Analysis Based on Internet of Things. *IEEE Access*, v. 8, p. 1327–1338.
- Hanly, S. W. (2016). *Shock & Vibration Testing Overview eBook*. Mide Technology.
- Harris, C. M. e Piersol, A. G. (2002). *Harris' Shock and Vibration Handbook*. 5. ed. London: McGraw-Hill.
- Howard, R. (2016). Wireless Sensor Devices in Sports Performance. *IEEE Potentials*, v. 35, n. 4, p. 40–42.
- Hughes-Hallett, D., Gleason, A. M., Flath, D. E., et al. (2011). *Cálculo - A Uma e a Várias Variáveis - Vol. 1*. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC.
- Leichtweis, M. F., Antunez, B. F., Xavier, B. E. B. e Vecchio, F. B. Del (2013). Efeitos de diferentes protocolos de treinamento no tempo para executar chute no taekwondo. *Arquivos de Ciências do Esporte*, v. 1, n. 1, p. 37–45.
- Lima, M. P. De (2014). *Análise Biomecânica do Chute Frontal de Lutadores de Artes Marciais Mistas*. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Camilo Castelo Branco, São José dos Campos. p. 53.

- Marcon, J. C. (2008). Pelos Caminhos do Taekwondo. <http://www.diaadiaeducacao.pr.gov.br/portals/pde/arquivos/2054-6>, [acesso em junho 14].
- Marques, F. das C. (2016). Física Mecânica. 1. ed. Barueri: Editora Manole.
- Moreira, P. V. S., Goethel, M. F. e Gonçalves, M. (2016). Neuromuscular performance of Bandal Chagui: Comparison of subelite and elite taekwondo athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 30, p. 55–65.
- Nyoni, B., Nleya, M. e Mtunzi, B. (2018). A Training Utility for Estimating the Bowling Speed of a Cricketer Using Accelerometer Data. 2018 International Conference on Intelligent and Innovative Computing Applications (ICONIC), p. 1–7.
- O’Sullivan, D., Chung, C., Lee, K., et al. (2009). Measurement and comparison of Taekwondo and Yongmudo turning kick impact force for two target heights. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 8, n. CSSI-3, p. 13–16.
- Santos, B. (2017). O Esporte Mediado Pelas Tecnologias Digitais Esportivas: Uma Breve Discussão. *Educação Física em Revista*, v. 11, n. 2, p. 48–64.
- Santos, C. P., Vieira, M. E. M. e Stevan, S. L. (2016). Sensores inerciais aplicados à marcha humana no esporte. *SEA-Seminário de Eletrônica e Automação*, n. October, p. 1–6.
- Santos, P. P. G. D. (2016). Modelagem e Determinação de Parâmetros de Sensores Inerciais MEMS. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia e Tecnologia Espaciais/mecânica Espacial e Controle, Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - Inpe, São José dos Campos. p. 146.
- Santos, V. C. Z. e Hirozawa, V. K. (2014). Monitor de desempenho de golpes. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Industrial Elétrica – Ênfase em Eletrônica/telecomunicações, Departamento Acadêmico de Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba. p. 105.
- Saponara, S. (2016). Biometric Performance Measurements in Combat Sports. 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2016 - Proceedings,
- Stewart, J. (2017). Cálculo – Volume 1 – Tradução da 8a edição norte-americana. 4. ed. São Paulo: Cengage Learning.
- Vieira, M., Gonçalves, V. e Stevan, S. (2015). A Importância de Equipamentos Tecnológicos em Esportes de Alto Rendimento. 10º Encontro de Engenharia e Tecnologia dos Campos Gerais, v. 10, n. September, p. 1–9.
- Weineck, J. (1991). Manual de Treinamento Desportivo. 3. ed. São Paulo: Manole.
- World Taekwondo (2015). About WTF - Taekwondo. <http://www.worldtaekwondo.org/about-wt/about-wt/>, [accessed on Jun 14].
- Yuan, Q., Chen, I. M. e Caus, A. (2013). Human velocity tracking and localization using 3 IMU sensors. *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics, RAM - Proceedings*, p. 25–30.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DE SERES HUMANOS



RESOLUÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UNESC, reconhecido pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)/ Ministério da Saúde analisou o projeto abaixo:

Parecer n.: 4.113.861

CAAE: 33632120.4.0000.0119

Pesquisador(a) Responsável: Matheus Leandro Ferreira

Pesquisador(a): GABRIEL SILVEIRA PERUCHI

Título: "ALÉM DA ARTE MARCIAL: PROTÓTIPO ELETRÔNICO PARA MONITORAR GOLPES DA PRÁTICA ESPORTIVA DO TAEKWONDO COMBINADO A TECNOLOGIA MÓVEL ANDROID PARA DEMONSTRAÇÃO DE RESULTADOS".

Este projeto foi aprovado em seus aspectos éticos e metodológicos, de acordo com as Diretrizes e Normas Internacionais e Nacionais. Todas e qualquer alteração do Projeto deverá ser comunicada ao CEP. Os membros do CEP não participaram do processo de avaliação dos projetos onde constam como pesquisadores.

Criciúma, 26 de junho de 2020.


Marco Antônio da Silva
Coordenador do CEP

Av. Universitária, 1.105 – Bairro Universitário – CEP: 88.806-000 – Criciúma / SC
Bloco Administrativo – Sala 21 | Fone (48) 3431 2606 | cetica@unesc.net | ww.unesc.net/cep
Horário de funcionamento do CEP: de segunda a sexta-feira, das 08h às 12h e das 13h30 às 17h30.