PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA DA SAÚDE
STRICTO SENSU

KEITH SATO URBINATI

ESTIMATIVA DE VELOCIDADE DE GOLPES EM ESPORTES DE COMBATE EMPREGANDO TECNOLOGIA POR ACELEROMETRIA 3D

CURITIBA
2013

KEITH SATO URBINATI

ESTIMATIVA DE VELOCIDADE DE GOLPES EM ESPORTES DE COMBATE EMPREGANDO TECNOLOGIA POR ACELEROMETRIA 3D

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia da Saúde, área de concentração em Bioengenharia, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial. à obtenção do grau de mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama
Co orientador: Prof. Dr. Eduardo M. Scheeren

CURITIBA

2013

Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

PUCPR
GRUPO MARISTA

ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 178

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

Aos 30 dias do mês de agosto de 2013, no auditório Mario Braga de Abreu, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação : **"Estimativa de Velocidade de golpes em esportes de combate empregando tecnologia por acelerometria 3D"** apresentada pela aluna **Keith Mary de Souza Sato Urbinati**, sob orientação do **Prof. Dr. Percy Nohama** e coorientação do **Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren** , como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Percy Nohama, PUCPR (Orientador e presidente)	_____ *(assinatura)*	APROVADA *(Aprov/Reprov.)*
Prof. Dr. João Antônio Palma Setti, UTFPR (Examinador)	_____ *(assinatura)*	APROVADO *(Aprov/Reprov.)*
Prof. Dr. Júlio César Bassan, UTFPR (Examinador)	_____ *(assinatura)*	APROVADO *(Aprov/Reprov.)*

Inicio: 14:00 Término: 15:50

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.
Observações: _____

O aluno está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 30 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO: Keith Mary de Souza Sato Urbinati _____ (assinatura)

Profª. Drª. Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR

RESUMO

Introdução: o desenvolvimento de tecnologias de baixo custo aplicadas aos esportes de combate pode auxiliar no diagnóstico, monitoração e planejamento de adequadas cargas de treinamento desportivo cotidiano. No caratê, a principal variável que determina o sucesso do atleta é a velocidade de execução dos golpes. Objetivo: avaliar a aplicabilidade de um sistema de instrumentação virtual (SIV) baseado em acelerometria 3D e desenvolvido para estimar a velocidade de golpes de caratê e identificar possível relação entre a velocidade do golpe e o nível competitivo e categoria de peso do atleta. Métodos: O SIV foi construído a partir da integração do acelerômetro triaxial CMA 3000 – D01 (VTI Technologies), incluso no dispositivo Chronus EZ 430, da Texas Instrument, com uma interface gráfica desenvolvida em ambiente LabView. Participaram do estudo quinze atletas de caratê, da seleção paranaense, sexo masculino, nível avançado. Realizou-se a anamnese para determinar a graduação, nível competitivo e categorias de peso de cada atleta. O acelerômetro foi posicionado na região do punho e os atletas realizaram cinco socos com o membro dominante, com intervalo de 5 s entre cada golpe. A banda passante do sinal de aceleração compreendeu a faixa de 100 a 400 Hz. Os valores de velocidade foram obtidos pelo cálculo do módulo dos vetores velocidade x, y e z, para os socos 2 (S2), 3 (S3) e 4 (S4). Utilizou-se análise de variância (ANOVA) ($p<0,05$) e regressão linear ($p<0,01$). Resultados: O SIV apresentou erro relativo médio de 1%, fidedignidade relativa de 0,59 % e repetitividade de 66,6%. A velocidade máxima de realização de soco foi de 11±3,6 m/s para todos os socos, com valores médios específicos de: S2=10,3±1,04 m/s; S3=11,2±4,5 m/s; S4=11,5±6,2 m/s; a velocidade média de golpe foi 6,2±0,1 m/s, sendo S2=6,3±0,17; S3=6,1±0,1; S4=6,2±0,1; e o tempo de duração do golpe de S2=0,33±0,06 s; S3=0,33±0,06 s; S4=0,33±0,07 s, equivalentes aos preditos na literatura. Quando os socos foram comparados entre si, não houve diferenças entre os valores de velocidade (máxima e média) e tempo entre os socos; indicativo de adequado padrão no comportamento motor dos atletas. A categoria de peso ($df=3$; $F=5,3$; $p=0,001$) e nível competitivo ($df=3$; $F=9,11$; $p=0,002$) estiveram associados aos maiores valores de velocidade máxima. Conclusão: o SIV desenvolvido atende às estimativas de velocidade de execução de golpes esportivo, especialmente para a técnica *gyako zuki* no caratê. Na amostra estudada, maiores níveis competitivos e atletas de categorias de peso mais leves apresentaram maior velocidade de execução de soco.

Palavras chave: sistema de instrumentação virtual, acelorometria, caratê, medição de velocidade, nível competitivo.

ABSTRACT

Introduction: The development of low-cost technologies applied to combat sports can assist in diagnosis, monitoring and planning of appropriate athlete's training loads, everyday. In karate, the main variable that determines the success of the athlete is the execution speed of the punches. Objective: To evaluate the applicability of a 3D accelerometry-based virtual instrumentation system (VIS) developed to estimate the speed of karate punches and identify possible relationship between the speed of punches and competitive level and athlete´s weight class. Methods: The VIS was built integrating the triaxial accelerometer CMA 3000 - D01 (VTI Technologies) included in the device Chronus EZ 430, Texas Instrument, with a graphical user interface developed in LabView platform. Fifteen male, advanced level, karate athletes of Paraná state team participated of the experimental protocol. A survey of the volunteers was performed in order to determine their graduation, competitive level and weight categories. The accelerometer was placed on the wrist and the athletes performed five punches with the dominant limb, with an interval of 5 s between each punch. The bandwidth of the acceleration signal varied from 100 up to 400 Hz. Speed values were obtained by calculating the modulus of x, y and z velocity vectors for the punches 2 (S2), 3 (S3) and 4 (S4). We applied variance (ANOVA) ($p < 0.05$) and linear regression ($p < 0.01$) analyses. Results: The VIS presented mean relative error of 1%, relative reliability and repeatability of 0.59% and 66.6%, respectively. The maximum speed in performing the punch was 11 ± 3.6 m/s for all punches, with values: S2 = 10.3 ± 1.04 m/s; S3 = 11.2 ± 4.5 m/s; S4 = 11.5 ± 6.2 m/s for every punch, mean speed of stroke was 6.2 ± 0.1 m/s, with values of S2=6,3±0,17 m/s, S3 = 6.1 ± 0.1 m/s, S4 = 6.2 ± 0.1 m/s for each punch and its duration of S2 = 0.33 ± 0.06 s; S3 = 0.33 ± 0.06 s; S4 = 0.33 ± 0.07 s equivalent to those predicted in the literature. When punches were compared, no differences between the values of speed (mean and maximum) and performing time were found. It indicates adequate athletes' motor behavior pattern. The weight category ($df = 3$, $F = 5.3$, $p = 0.001$) and competitive level ($df = 3$, $F = 9.11$, $p = 0.002$) were associated with higher values of speed. Conclusion: The developed VIS estimates the execution speed of punches in combat sports, especially for *gyako zuki* stroke in karate. In the assessed sample, higher levels of competitive athletes and lighter weight classes presented higher execution speed punch.

Keywords: virtual instrumentation system, accelerometer sensor, karate, speed measurement, competitive level.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 10
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO 10
1.2 OBJETIVOS 14
1.2.1 Objetivo Geral 14
1.2.2 Objetivos Específicos 14
2 REVISÃO DE LITERATURA 16
2.1 O ESPORTE DE COMBATE CARATÊ 17
2.1.1 Mecanismos de contração muscular em golpes de percussão 19
2.2 AVALIAÇÃO DE FORÇA, POTÊNCIA, VELOCIDADE E IMPACTO EM ESPORTES DE COMBATE DE PERCUSSÃO 20
2.3 SENSORES DE ACELERAÇÃO 26
2.4 INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL 30
2.4.1 Estimativa de Velocidade do Sistema de Instrumentação Virtual (SIV) 33
3 MATERIAL E MÉTODOS 36
3.1 CONSTRUÇÃO DO INSTRUMENTO VIRTUAL 36
3.1.1 Desenvolvimento da Interface Gráfica 36
3.1.2 Integração do Sistema 38
3.2 EXPERIMENTO EM MODELO HUMANO 43
3.2.1 População e amostra 43
3.2.2 Instrumentos e Procedimentos 43
3.2.3 Tratamento de dados 45
4 RESULTADOS 48
4.1 INSTRUMENTAÇÃO 48
4.2 APLICAÇÃO DO SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL (SIV) EM MODELO HUMANO 52
5 DISCUSSÃO 62
5.1 INSTRUMENTAÇÃO 62
5.2 APLICAÇÃO DO SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL EM MODELO HUMANO 63

6 CONCLUSÕES **70**
6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS 70
7 REFERÊNCIAS **72**
ANEXO 1 – TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ..**83**
ANEXO 2 – TERMO DE COMPROMISSO LIVRE E ESCLARECIDO **85**
ANEXO 3: ANAMNESE **88**
ANEXO 4: PERCEPÇÃO DE ESFORÇO **89**

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Velocidade do acelerômetro conforme eixo para velocidades de 1 e 5 m/s. 48
Tabela 2 - Valores de velocidade e erro para cada eixo na velocidade de 1 m/s. 49
Tabela 3 - Valores de velocidade e erro relativo para cada eixo na velocidade de 5 m/s. 50
Tabela 4 – Valores de repetitividade para velocidades de 1 e 5 m/s em 30 aplicações (ensaios).....51
Tabela 5 - Coeficiente de correlação intraclasse (CCI) para o cálculo de fidedignidade relativa.....52
Tabela 6 - Erro Padrão de Medida para fidedignidade absoluta. 52
Tabela 7 - Análise descritiva da amostra.....53
Tabela 8 - Comportamento da FC durante aplicação do SIV. 54
Tabela 9 - Cálculo da FC conforme intensidade de exercício*.....55
Tabela 10 - Comportamento do tempo, velocidade máxima e velocidade média.....56
Tabela 11 - Comportamento da velocidade máxima individual (m/s). 56
Tabela 12 - Velocidade linear média em carpo para cada sujeito avaliado. 57
Tabela 13 - Velocidade linear média em carpo para cada sujeito avaliado. 58
Tabela 14 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme nível competitivo. 59
Tabela 15 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme categoria de peso.....60
Tabela 16 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme graduação. 61

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição dos principais estudos sobre força, velocidade e potência. 22
Quadro 2 - Sensores de aceleração disponíveis no mercado. 30
Quadro 3 - Características do acelerometro CMA 3000 – D01. 38

ÍNDICE FIGURAS

Figura 1 - Modelo teórico de 9 pilares da estrutura esportiva que influenciam o sucesso internacional. 11
Figura 2 - Descrição dos golpes mais utilizados em situação de competição. 18
Figura 3 - Golpe de ashi barai. 19
Figura 4 - Diagrama de blocos para aquisição e processamento de sinais. 31
Figura 5 - Diagrama de blocos de um sistema de instrumentação virtual. 32
Figura 6 - Diagrama de atividade do Sistema de Instrumentação Virtual (SIV). 37
Figura 7 - Diagrama de blocos do sensor CMA3000 D01-3-AXIS 39
Figura 8 - Sistema de entrada de sinais de posição. 40
Figura 9 - Acelerômetro 3D VTI Technologies Texas Instruments no dispositivo Chronus EZ 430, modelo 434. 40
Figura 10 - Sistema de coordenadas de eixos para uso do acelerômetro 3D. 41
Figura 11 - Descrição de situação de entrada de golpe. 45
Figura 12 - Descrição de categoria, graduação e nível competitivo da amostra. 53
Figura 13 - Percepção de esforço por região anatômica após a realização dos cinco socos. 54
Figura 14 - Comportamento da média do sinal. de velocidade dos 15 sujeitos aval.iados para soco 2, 3 e 4. 59

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Por séculos, atletas buscam maximizar sua performance atlética (NEPTUNE et al., 2009). E hoje, principalmente, a utilização de novas tecnologias é um fator determinante para maximização do rendimento esportivo (REILLY e LEES, 1984).

A tecnologia no esporte está representada em diversos campos de atuação como: indústria têxtil (CHOWDHURY et al., 2010; NUSSER et al., 2010), instalações e construções esportivas (HAN CAN et al., 2011) e softwares de controle de ações técnico-táticas (MIARKA et al., 2011). Apesar de crescentes inovações tecnológicas para o esporte (MINAMI, 2012), uma consequência de escassos investimentos em pesquisas e utilização de tecnologias esportivas pode ser verificada no quadro de medalhas de Londres 2012; o Brasil ficou em 22º lugar na classificação geral (Globo Esporte, 2012), atrás de países como Alemanha, Itália e China que investem sistematicamente em pesquisas e tecnologias esportivas (MEIRA, BASTOS e BOHME, 2012).

Visando auxiliar o desenvolvimento disseminação de políticas públicas para o esporte em diferentes países, foi formado um consórcio por países como Holanda, Reino Unido e Bélgica, o Sports Policy Factors Leading to International Sporting Success (SPLISS), cujo objetivo é avaliar e ranquear os 17 países que mais investem em (1) suporte financeiro, (2) desenvolvimento de políticas esportivas, (3) participação esportiva, (4) detecção de talentos esportivos, (5) acompanhamento da carreira esportiva, (6) métodos de treinamento esportivo, (7) formação e desenvolvimento de treinadores, (8) participação em competições internacionais, (9) produção de pesquisas científicas (MEIRA, BASTOS e BOHME, 2012). Conforme ilustra a figura 1, esses nove pilares são preponderantes para a ascenção esportiva em diferentes nações. A pesquisa cientifica é relacionada como o nono pilar e está na fase do processo de construção do esporte. Deve ser suportada financeiramente por entidades governamentais com captação de outros apoios financeiros também por outros patrocinadores privados.

Logo, a pesquisa científica relacionada ao esporte, especialmente no que concerne às inovações tecnológicas é um dos pilares para a organização de políticas que envolvem o esporte e, consequentemente, o aumento do rendimento esportivo.

Dentre os diversos esportes que poder-se-iam beneficiar com inovações tecnológicas, as modalidades esportivas de combate (MEC) apresentam premente necessidade de inovação.

Nos Jogos Olímpicos de Londres 2012, aproximadamente 25% do total de medalhas foram provenientes de MEC, fato que anima os investimentos em pesquisas para essas modalidades, especialmente no Brasil (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011).



Figura 1 - Modelo teórico de 9 pilares da estrutura esportiva que influenciam o sucesso internacional.
Fonte: Meira, Bastos e Bohme, (2012).

Infelizmente, apenas 2,9% das pesquisas nacionais relacionadas à área esportiva publicadas entre 1998 e 2008 foram destinadas à temática MEC (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011), com poucas pesquisas de cunho aplicado do ponto de vista de intervenção profissional. Quanto ao investimento em pesquisas internacionais das MEC, aproximadamente 93% dos artigos não referenciam o uso de suportes financeiros para a condução das pesquisas (GUTIÉRREZ, PÉREZ, CALDERON, 2011), indicativo de que as investigações nesta área ainda são incipientes (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011).

Especialmente nas lutas de percussão[1], estudos têm observado a necessidade de elevados níveis de velocidade na execução de socos e chutes (ROSCHEL et al., 2009; MORI, OHTANI e IMANAKA, 2002; DOWORAK et al., 2005; URBINATI, SCHEEREN e

[1] Nas MEC de percussão, a principal ação motora baseia-se em gestos técnicos como socos, chutes, joelhadas e cotoveladas (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011).

NOHAMA, 2012; URBINATI, SCHEEREN, NOHAMA, 2013). Além das MEC olímpicas, existem modalidades amadoras que apresentam grande popularidade no cenário esportivo (KIM et al., 2008) como, por exemplo, o caratê.

Nas MEC, a avaliação da variável velocidade torna-se importante fator de sucesso esportivo (CHAABÉNE et al., 2012; SANTOS, 2008; LAYTON et al., 1993; WILLIAMS e ELLIOT, 1999; MORI et al., 2002; LEE et al., 1999; ROSCHEL et al., 2009; URBINATI et al., 2011ª; GIANINO, 2010). Melhorias no controle das variáveis de velocidade, bem como o desenvolvimento e utilização de equipamentos e técnicas de treino poderiam estimular a melhora do desempenho esportivo (NEPTUNE et al., 2009) e, consequentemente, auxiliar no processo de prevenção de lesões (MACAN et al., 2006).

Determinar níveis de velocidade de golpe pode ser importante descritor já no processo de detecção do talento esportivo, especialmente após os 12 anos de idade (URBINATI, 2012). Estudos de ROSCHEL et al. 2009; GIANINO, 2010; DIACU, 2003;CESARI; BERTUCCO, 2008, indicam que o nível competitivo e a graduação podem estar relacionadas com maiores velocidades de execução de golpes. Maior tempo de prática está associado com a *expertise* do atleta (CESARI; BERTUCCO, 2008; VENCESBRITO et al., 2011), ou seja, quanto maior a experiência motora do atleta, maior a eficiência motora e controle neural na execução de golpes (SFORZA et al., 2001). Logo, o comportamento da velocidade de execução de golpe poderia estar relacionado o nivel competitivo, bem como as categorias de peso. Cesari e Bertucco (2008) e Vilani et al. (2004) identificaram que categorias de peso mais leves tendem a apresentar maior velocidade na execução de golpes.

Dentre os procedimentos mais utilizados para a medição de velocidade em MEC de percussão, constata-se o uso da biomecânica, como análises e modelagens (SUWARGANDA et al., 2008; DWORAK et al., 2002; GULLEDGE e DAPENA, 2008; SFORZA et al., 2001; VENCES-BRITO et al., 2011; CESARI e BERTUCCO, 2008; GIANINO, 2010; EMMERMACHER et al., 2005) e da acelerometria (BECKWITH et al., 2007)

Em MEC, o uso de acelerometria normalmente está relacionado ao estudo do impacto de golpes, como por exemplo, no estudo do impacto das quedas no judô (PIUCCO e SANTOS, 2008; SANTOS et al., 2007; PIUCCO e SANTOS, 2010), no impacto de chutes no *taekwondo* (PANOSSO et al., 2007; O'SULLIVAN et al., 2009; ESTEVES et al., 2006), no impacto de chutes e socos (PANOSSO et al., 2007; SOUZA, 2002; CHIU et al., 1998 SCHWARTZ et al., 1986) e velocidade de soco (CHIU et al., 1998) no caratê e no soco (SCHWARTZ et al., 1986; SMITH et al., 2000; WAL.IKO et al., 2005) do boxe. Tão

importante quanto o impacto de golpe para a aquisição de desempenho esportivo, é o estudo da mecânica do gesto motor (VENCES-BRITO et al., 2011; CESARI e BERTUCCO, 2008), ou seja, como o golpe é executado em tempo real.

Existe dificuldade em medir variáveis como velocidade em golpes de percussão fora do ambiente laboratorial. Até o ano de 2003 existiam poucos instrumentos, protocolos ou métodos para a avaliação específica das variáveis de qualidade mecânica (RAVIER et al., 2003; 2004) em condição técnica similar ao evento competitivo, em lutas de percussão. Normalmente, tais análises necessitam de equipamentos caros e são realizadas em laboratórios de grandes centros urbanos, o que compromete a aplicação desses instrumentos para a maioria dos atletas e técnicos.

A elaboração de testes e procedimentos específicos para a medição de velocidade em MEC de percussão poderia ser parte importante do planejamento do treinamento, porque a partir do controle de variáveis de aptidão física o treinador/técnico poderia otimizar a preparação física do atleta (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011).

Então, a construção de um instrumento que permitisse a avaliação de velocidade de golpes fora de ambiente laboratorial, de fácil uso, portabilidade e compreensão por parte do usuário, faz-se necessária. O desenvolvimento de um sistema de instrumentação virtual. (SIV)[2] que envolvesse o uso de micro sensores e tecnologia *wireless* (acelerômetro 3D), com a interface de comunicação e com *software* de processamento e visualização de dados para estimativa de velocidade instantânea de golpes em MEC de percussão geraria um sistema de controle de treinamento fácil e econômico que os técnicos e atletas poderiam utilizar cotidianamente para o diagnóstico, prescrição e monitoramento esportivo.

A utilização de um instrumento virtual proporciona facilidades como a criação de um conjunto variado de SIVs, maior capacidade de processamento do que sistemas tradicionais, facilidade de reconfiguração do sistema, utilização de computadores pessoais para configurar e interligar sistemas, facilidade de integração de instrumentos (GOLDBERG et al., 2000).

Além dessas vantagens o SIV, apresenta melhor relação custo-benefício, pois o sensor acelerômetro 3D, o *hardware* e o *software* têm valores financeiros inferiores a equipamentos laboratoriais. A portabilidade do SIV permite ampla utilização do equipamento, inclusive por atletas amadores e no auxílio da formação de atletas.

---

[2] Sistema de Instrumentação Virtual: definido como instrumento baseado na utilização de computadores pessoais dotado de "hardware" e de "software" específico e que utiliza interface gráfica de comunicação com o operador. O "*hardware*" e o "*software*" de um instrumento virtual são indissociáveis e não existem separadamente em termos funcionais; só o seu conjunto faz sentido em termos de instrumentação (PEREIRA e GIRÃO, 1998).

Então, a implementação do SIV atende às principais necessidades do Sports Policy Factors Leading to International Sporting Success (SPLISS, 2012), como: detecção de talentos esportivos, acompanhamento da carreira esportiva, métodos de treinamento esportivo e produção de pesquisas científicas. A empregabilidade do SIV do presente trabalho busca atender a quatro dos principais objetivos do Programa SPLISS, o que pode contribuir para o processo de avaliação e ranqueamento do Brasil neste Programa, principalmente nas modalidades esportivas de combate (MEC).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo primário do presente estudo é avaliar um sistema de instrumentação virtual (SIV) desenvolvido para medir velocidade em golpes de caratê, empregando acelerometria 3D com resposta em frequência na faixa de 100 a 400 Hz.

1.2.2 Objetivos Específicos

Secundariamente, enumeram-se os seguintes objetivos:

a) avaliar a velocidade de golpe gyako zuki do caratê por meio da instrumentação desenvolvida;
b) validar o sistema de instrumentação virtual desenvolvido e o método de medida de velocidade em atletas de caratê;
c) relacionar o nível competitivo, categorias de peso e graduação com a estimativa de velocidades em golpe de percussão, no caratê.

1.3 Justificativa

O SIV proposto no presente estudo pode medir velocidade de diferentes técnicas de socos e chutes realizadas em MEC de percussão. Mas optou-se pela análise do soco reverso

(soco contrário à perna da frente), golpe mais utilizado em esportes como: boxe (SCHWARTZ et al., 1986; SMITH et al., 2000), caratê (VILANI e DISTASO, 2004) e *mixed martial arts* (DEL VECHIO, HIRATA, FRANCHINI, 2011).

Devido às diferenças técnicas entre modalidades para o movimento do soco reverso, o presente estudo considerou a avaliação da aplicabilidade do SIV em apenas uma modalidade, o caratê. Futuramente, pretende-se extrapolar o uso do SIV para diferentes técnicas de chutes e socos, bem como diferentes MEC de percussão.

A avaliação da velocidade com o uso do SIV desenvolvido de golpes em situação e ambiente real de treinamento/competição torna-se vantajosa não apenas para atletas de alto rendimento, mas também para praticantes de diversas modalidades esportivas de combate (MEC), devido à portabilidade e menor investimento financeiro para a aquisição e utilização do SIV quando comparados a sistemas de avaliação em ambiente laboratorial. Em virtude da portabilidade, fácil instalação em computadores de uso pessoal e menores custos financeiros, o SIV também pode ser utilizado por atletas amadores e em crianças e adolescentes para a detecção de talentos esportivos. Além disso, estudos que ocorrem em ambiente laboratorial apresentam baixa validade ecológica[3].

Logo, desenvolver e avaliar a aplicabilidade de um Sistema de Instrumentação Virtual e identificar a relação do comportamento de velocidade de golpe conforme o nível competitivo e categorias de peso pode ser uma importante contribuição para a modalidade caratê e demais modalidades esportivas de combate (MEC). O SIV propicia a técnicos e atletas de diferentes modalidades, faixa etária e nível sócio-econômico utilizarem dessa ferramenta em seu cotidiano.

[3] Validade ecológica: combinação de fatores espaciais, temporais e situacionais do campo de aplicação. (PASQUAL.I, 2007) e considera-se as propriedades da pessoa e do meio ambiente, a estrutura dos cenários ambientais e os processos ocorrendo dentro, e entre eles devem ser considerados como interdependentes e anal.isados em termos de sistema (Bronfenbrenner, 1996, p.36).

2 REVISÃO DE LITERATURA

As modalidades esportivas de combate (MEC) podem ser definidas como o processo de esportivização das lutas e artes marciais (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011), com características similares a outras modalidades esportivas, como: 1) quantificação; 2) superação; 3) burocratização e institucionalização via federações e organizações; 4) secularização; 5) especialização; 6) racionalização (GUTMANN, 1978). Sendo que uma das principais características das MEC são os elevados índices de especialização técnico-tática para a aquisição do rendimento esportivo.

Quanto à origem das MEC confunde-se com o processo de construção histórica do esporte. Relatos (ANDRIOLA, 2004) apontam que nos Jogos Olímpicos da Antiguidade já existiam modalidades como o *pancrácio* (similar ao que hoje conhecemos como luta greco romana e luta livre) e o pugilato (similar ao boxe). No Oriente as lutas são construções históricas com relatos datados antes de Cristo (MARTINS e KANASHIRO, 2010).

Atualmente, as modalidades esportivas de combate (MEC) apresentam diferentes configurações e classificações. Uma das classificações baseia-se no tipo de ação motora produzida pela MEC, subdividindo-se em domínio e percussão (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011) e mistas, caso do *mixed martial arts (MMA)*. A principal característica das MEC de domínio são gestos motores de agarre, com técnicas de projeção, imobilização, chaves e estrangulamentos. Nas MEC de percussão, a principal ação motora baseia-se em gestos técnicos como socos, chutes, joelhadas e cotoveladas (FRANCHINI e DEL VECHIO, 2011). Nas MEC mistas, ocorrem ações de percussão e domínio (DEL VECHIO, HIRATA e FRANCHINI, 2011).

Logo, o caratê, modalidade de investigação do presente estudo pode ser considerado uma MEC de percussão e será melhor descrito mais adiante, nesta revisão de literatura.

São importantes variáveis de aptidão física relacionadas ao caratê: força, potência e velocidade, cujo conceito e características serão melhores aprofundadas no item (b) métodos de avaliação de força, potência, velocidade e impacto em golpes de percussão.

A identificação conceitual e de partes integrante de um Sistema de Instrumentação Virtual (SIV) serão melhores abordados no item (c) instrumentação virtual.

2.1 O ESPORTE DE COMBATE CARATÊ

O caratê é uma das artes marciais orientais mais praticadas e populares no mundo (MARTINS e KANASHIRO, 2010). Atualmente, existem aproximadamente cerca de 2.000 locais de prática no país (CBK, 2012). A estimativa corrente do número de praticantes é de 800 mil em todas as escolas e estilos, embora não haja comprovações efetivas deste total (OLIVEIRA et al., 2006).

Indicativos históricos (JAMES e JONES, 1982) apontam que o caratê surgiu na ilha de *Okinawa* a partir de processos evolutivos do sistema de luta chinesa denominado *TO DE* (mãos chinesas) (LUBES, 1991).

Os primeiros eventos competitivos no caratê surgiram na década de 50 no Japão, como o All Japan Karate Championship Tournament sob o domínio da Japan Karate Association (JKA) (ARRIAZA, 2009). Neste evento, a pontuação era realizada no sistema *shobu ippon*, o qual consistia na pontuação de um ponto ou dois meio pontos para golpes de percussão.

Com o processo de evolução esportiva do caratê, existem atualmente diferentes normas de competição (URBINATI, 2012), principalmente com a obtenção de diversos pontos por diferentes golpes. Nos atuais sistemas de competição de kumite, pela World Karate Federation (WKF, 2012), World Union Karate Federation (WUKF, 2012) e pela International Karate Federation (IKF, 2011) não pode ocorrer o excesso de contato físico. Golpes que desencadeiem nocaute são proibidos.

Assim, o caratê é considerado uma modalidade esportiva com elevadas exigências motoras. Necessita-se para a modalidade, habilidades técnicas precisas com controle fino do movimento em condições estáticas e dinâmicas (MORI et al., 2002; SUEARGANDA et al., 2009; SBRICOLI et al., 2009; ROSCHEL et al.; BENEKE et al., 2004; CESARI et al., 2007).

As competições de caratê envolvem as provas de *kata* e *kumite* (URBINATI et al., 2011a). *Katas* podem ser considerados como séries de técnicas ofensivas e defensivas, realizadas individualmente contra vários adversários imaginários (KANAZAWA, 2010), simulando movimentos formais e estilizados, executados numa sequência pré-determinada de ataques e defesas (NAKAYAMA, 2003).

Já o *kumite* pode ser definido como a luta propriamente dita. É considerado um método de treinamento em que se aplicam técnicas de ataque e defesa aprendidas anteriormente no *kata* (forma) e *kihon* (fundamentos) (NAKAYAMA, 2003). Especialmente, na prova de kumite (luta), ocorre elevada exigência de ações motoras complexas com a combinação de movimentos com altas taxas de velocidade e alta precisão (SFORZA et al., 2001; SBRICOLI et al., 2009). Devido

às novas exigências nas regras competitivas (MACAN et al., 2006; ARRIAZA et al., 2009; WKF, 2012), com maiores pontuações, o caratê vem se tornando um esporte com altas demandas da variável velocidade (DWORAK et al., 2005) e potência muscular (URBINATI et al., 2011).

Quanto à utilização técnico-tática, Villani e Distaso (2004) observaram que os golpes mais utilizados (figura 2) em três Campeonatos Europeus de caratê (1996, 1999 e 2002) foram: *gyako zuki* (67,76%), *mawashi geri* (15,75%), *kizami zuki* (7,69%), e *uramawashi geri* (4,39%). No entanto, ao verificar a eficácia técnica, ou seja, se o golpe realmente foi computado como ponto, observou-se que o *de ashibarai* (40%) (figura 3), seguido de técnicas de *gyako zuki* (37%) e *kizami zuki* (19%) apresentaram maiores índices de eficiência. A figura 2 exemplifica as técnicas utilizadas em situação de combate. Como observado nesta figura, a situação A indica o golpe *gyako zuki*, a situação B indica o golpe *mawashi geri*, a situação C indica o golpe *gyako zuki*, enquanto a situação D indica o golpe *uramawashi geri*.

Gyako zuki



Mawashigeri



Kizami zuki



Uramashi geri



Figura 2 - Descrição dos golpes mais utilizados em situação de competição.
Fonte: World Karate Federation (WKF, 2012)



Figura 3 - Golpe de ashi barai.
Fonte: United Shotokan Karate Federation of Ireland (2012)

O *gyaku zuki*, também conhecido como soco reverso, é uma das técnicas mais comuns utilizadas em competições nas provas de kumite (EMMERMACHER et al., 2005 e HOFMANN et al., 2008, SUWARGANDA et al., 2009).

2.1.1 Mecanismos de contração muscular em golpes de percussão

As técnicas de percussão no caratê são baseadas na variável velocidade e envolvem massa corporal equivalente no golpe. O golpe pode ser determinado pela quantidade e momento de energia (DWORAK et al., 2005).

Altas velocidades não apenas determinam o resultado do golpe, mas o tempo de golpe que pode ser crucial na aquisição de pontos na situação do kumite (DWORAK et al., 2005).

A análise da variável força muscular pode não ser suficiente para determinar o desempenho esportivo do atleta (SBRICCOLI et al., 2006), visto que a prova de *kumite* é um esporte dependente de outras variáveis para a obtenção do desempenho esportivo, especialmente por se tratar de ações técnico-táticas específicas da modalidade (URBINATI et al., 2011b).

Ao avaliar 14 atletas da seleção brasileira de caratê, Roschel et al. (2009) encontraram associações positivas entre rendimento esportivo e níveis de força em 30% e 60% de uma repetição máxima (1RM). Possivelmente, esses resultados denotam a importância do componente velocidade no sucesso em provas de kumite.

Parece que a capacidade de antecipação e reconhecimento de padrões de movimentos em fases iniciais de sua execução, que indiquem com precisão o que será realizado, tem sido demonstrada como variável discriminante entre lutadores de diferentes níveis (MORI et al., 2002).

2.2 AVALIAÇÃO DE FORÇA, POTÊNCIA, VELOCIDADE E IMPACTO EM ESPORTES DE COMBATE DE PERCUSSÃO

Dentre as variáveis de aptidão físicas mais empregadas em provas de *kumite*, podem ser destacados: força, velocidade e potência e impacto.

O comportamento de velocidade no golpe *gyako zuki* vem sendo reportado por diversos pesquisadores (FELD, MCNAIR, & WILK, 1979; SHIBAYAMA e FUKASHIRO, 1997; SMITH e HAMILL, 1986; YOSHIHUKU et al., 1987).

Tradicionalmente, os socos nas artes marciais necessitam de uma combinação da aceleração da massa do braço e tronco, com uma distância longa entre o braço e a área de contato para gerar uma dinâmica de transferência para o alvo (GULLEDGE e DAPENA, 2007).

Alguns estudos (GULLEDGE e DAPENA, 2007) vêm apontando a importância das intensidades de impacto em esportes de combate. Sidthilaw (1997) verificou medidas de impacto no tornozelo de um praticante, advindas de um chute no *Tai Boxing*. Da mesma forma, Santos (2003) analisou as medidas das intensidades de impactos no corpo de um judoca ao ser projetado por meio de uma técnica de mão do Judô (*Ippon-seoi-nage*) em diferentes tipos de tatames. Variações nas magnitudes de impacto do chute *Bandal Tchagui* (chute circular) do taekwondo realizado por um praticante em um aparador de chute fixo indicaram altos níveis de velocidade (PANOSSO et al., 2007).

Especificamente com o caratê, Dworak et al. (2005) e Sterkowicks (1992) encontraram valores de velocidade e impactos com socos e chutes entre 5,7 a 9,8 m/s.

O quadro 1 apresenta os principais estudos encontrados na literatura sobre avaliação das variáveis de força (F), velocidade (V) e impacto (I) para a modalidade caratê. As investigações examinaram as relações de F, V e I com a performance esportiva. No entanto, foram utilizadas diferentes metodologias para avaliação. Estudos transversais e descritivos empregaram os seguintes testes: isométricos (ZEHR et al., 1997), isocinéticos (IMAMURA

et al., 1998), potência muscular (RAVIER et al., 2004; ROSCHEL et al., 2009; OLSEN e HOPKINS, 2003; BAKER e DAVIS, 2006), e testes de salto (RAVIER et al., 2004).

As principais técnicas utilizadas nos estudos para avaliar força e velocidade foram: dinamometria (usado em exercício com pesos livres, assim como musculação em máquinas), medidores isocinéticos (Byodex System e Cybex), plataformas de força, análise de movimento com sistema de câmeras 3D de vídeos digitais e, em uma ocasião, um potenciômetro (YOON, 1998). No entanto, a maioria das pesquisas parece apoiar a ideia de que por meio de testes isométricos (ângulo constante) ou testes isocinéticos (velocidade constante) ou isocinético (velocidade constante) não há informações suficientes para avaliar o desempenho dinâmico de socos no caratê, pois esses tipos de ações musculares, normalmente tem fraca relação com o desempenho atlético dinâmico (RONDA et al., 2011).

Portanto, as ações dinâmicas em condição isoinercial (carga gravitacional constante), juntamente com protocolos de testes adequados, parecem mais adequadas para avaliar a força, velocidade e potência muscular para o caratê, onde os socos e chutes são caracterizados por altas acelerações.

Somente três estudos apresentaram análises longitudinais para o treinamento de força (URBINATI et al., 2011b; DINN e BENH, 2007; VOIGT e KLAUSEN, 1990).

Maiores intensidades de força e potência poderiam estar relacionadas a maiores níveis de desempenho esportivo no caratê (RAVIER et al., 2004; URBINATI et al., 2011; OLSEN e ROPKINS, 2003), especialmente na prova de *kumite*. Uma das variáveis de maior interesse para situação competitiva do caratê é a variável velocidade (ROSCHEL, 2010; CHIU E SHIANG, 2011; DOWORAK et l, 2005). Para maior conhecimento dessa variável, ainda faltam estudos experimentais controlados longitudinais.

Observou-se que após análise por EMG e análise de movimento dos grupos musculares, foram encontrados elevados valores de velocidade angular para a execução de socos (SBRICOLI et al., 2009; VENCESBRITO, 2011). Em sua prática, muitas vezes o carateca precisa exercer uma forte ação de frenagem com os grupos musculares antagonistas para evitar o impacto entre o braço do soco e o corpo dos adversários, como imposto pelas normas internacionais para a aplicação das ações técnicas em situação competitiva (SBRICCOLI et al., 2010).

Quadro 1 - Descrição dos principais estudos sobre força, velocidade e potência.

Estudo	Tamanho da amostra (n)	Delineamento	Resultados
Dinn e Behm (2007)	20 sujeitos: Atletas de caratê	8 semanas treinamento, 3 dias/semana, Treinamento Dinâmico: uso de cinta elástica na parte posterior do braço, movimento completo de soco. Treinamento isométrico: uso de cinta elástica na parte de trás do braço (sem movimento)	Melhorias na velocidade com treino dinâmico
Urbinati et al. (2011)	14 atletas *cadets* (16.7±2.5 anos) kumite (Brasil)	14 semanas (3 x) Treinamento de adaptação = 40%1RM Força máxima = 80-100% 1RM, Potência = 30-60%1RM *Squat vertica. jump test* (SVJT), *standing long jump* (SLJ), *bench press e leg press maximum* para força dinâmica (1RM	Maiores valores para potência: *leg-press* 1RM, SLJ, pico e média de potência para *Wingate test*
Sbricoli et al. (2009)	12 sujeitos - 6 atletas de elite (EK) - 6 amadores (A)	Flexão do joelho isocinética/extensões durante a execução em ponta de pé frontal. Análise eletromiográfica (EMG) em: vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) músculos durante a flexão do joelho e extensão isométrica máxima (contração voluntária máxima), durante contrações isocinéticas (30, 90, 180, 270, 340, 400/s), e durante o FK.	EK = maior torque de flexão, maior isocinética do joelho para todas as velocidades angulares.
Olsen e Hopkins, (2003)	22 sujeitos Grupo experimental (EG = 13) Grupo controle (CG = 9).	Foi realizado treinamento balístico (EG) e treinamento convencional de força (CG) para o incremento de velocidade nos chutes frontais, laterais, pontapés e golpes de palma de artistas marciais. Medição por speed test.	O treinamento de resistência produziu um ganho de 12% no chute frontal com treinamento balístico e treinamento de resistência diminuiu a força de chute lateral em 15%
Witte et al. (2007)	3 caratekas faixas pretas	6 golpes para cada tipo de chute. Os seguintes chutes foram analisados: - Mawashi-Geri com a perna da frente, Chudan (área do peito) e Jodan (área deface), - Mawashi-Geri com perna de trás (Chudan e Jodan) - Ura-Mawashi-Geri com a perna da frente (Jodan) - Ura-Mawashi-Geri com perna de trás (Jodan) Análise por cinemetria.	Mawashi Geri (perna da frente) com maiores velocidade para tornozelo (chute). Para todos os sujeitos os menores tempos de movimento foram encontrados para o Mawashi Geri com a perna da frente.
Suwarganda et	Atletas de caratê	Análise do movimento de soco foi capturado usando 6	Verifica-se que o masculino alcançou maiores distâncias e

al., (2009)	(Malasia – time nacional)	câmeras de análise infra-vermelho Corporation Eagle e uma plataforma de força Kistler.	picos de velocidade linear no soco resultante de ações conjuntas para o ombro, cotovelo e punho.
Zehr et al., (1997)	22 sujeitos -9 atletas de caratê (K) - 13 não treinados (NT)	Análise de velocidade de soco a partir do uso de EMG.	O grupo de caratê alcançou maior (pico de torque isométrico (32%). Taxa de pico de aceleração (K=15%, NT=9%) foram maiores no grupo de caratê.
Imamura et al.. (1998)	16 sujeitos 7 faixas preta (G1) 9 faixa branca (G2)	*Bench press* e *squat maximum dynamic strength* (1RM).	G1 apresentaram maior força MMSS (G1 = 87,1 ± 12,5; G2 = 74,4 ± 7,3 kg) e força em MMII (G1 =137,5 ± 12,6; G2 = 120 ± 13,2 kg)
Ravier et al. (2004)	22 caratêkas (Federação francesa de caratê) IJ = internacional NL = nacional	4 máximos saltos agachamento (SJ), 4 máximos saltos movimento contra (CMJ) em um ergojump e sprints em cicloergometro (cargas de atrito de 0,5, 0,7, 0,9 N x kg (-1)). A força máxima teórica(F (0)) e da velocidade (V (0)), a saída de potência máxima (P (max)) e da velocidade óptima de pedalar (V (opt)) foram obtidos a partir da força -velocidade e alimentação.	O grupo IJ foi caracterizado por valores significativamente mais elevados de V(0) (13%) e SJ (14,3%) em comparação com NL grupo, V (opt) foi significativamente maior no grupo IJ em comparação com NL (135,4 rpm vs 119,2 rpm, p<0,001).
Baker and Davis (2006)	11 atletas de caratê (Seleção galesa e inglesa – nível internacional)	Teste em Cicloergometro *(wingate test)* *Sprints* curtos de 8 seg.; força de resistência em (70, 75, 80, 85, 90, 95 g·kg-1 total); *peak* power output (PPO)	A força de resistência que produziu a maior potência de pico (PPO) para cada protocolo foi considerada ótima. Diferenças também foram registradas (p <0,01) entre a velocidade de pedal e aplicadas forças de resistência (127 ± 8 rpmvs 142 ± 7 rpm; 6,6 ± 1 Kg vs 5,5 ± 1 kg, respectivamente).
Roschel et al., 2009	14 atletas faixas pretas de caratê (Brasil - seleção nacional)	*Vertical. jump test, bench press* e *squat maximum dynamic strength* (1RM) em 30 e 60%1RM, após simulação de kumite.	Vencedores da luta simulada com maiores valores para supino e agachamento em 30% de 1RM. Máxima força foi correlacionada com absoluta (30% 1RM r = 0,92; 60% de 1RM r = 0,63) e poder relativo (30% 1RM, r =0,74; 60% de 1RM (r = 0,11, p> 0,05) para o exercício supino.
Probst et al., 2007	24 sujeitos 9 caratê 15 não-caratê	Força e resistência em quadríceps e isquiotibais concêntricos (dinamômetro isocinético Biodex II(em 60 ° e 180 °). Força excêntrica foi medida em 150 ° e 250º (339 Nm).	Maior pico de torque concêntrico nos atletas de karatê (p <0,05). Teste isocinético excêntrico mostrou torques significativamente maior no o grupo de caratê.
Kim and Petrakis (1998)	50 homens e 45 mulheres, atletas de caratê	Tempo de reação de soco por uso de fotocélulas.	Os praticantes do estágio autônomo (faixas pretas) e as mulheres tiveram maior velocidade visuoperceptual.
Layon, 1993	30 faixas Pretas	Análise de movimento por cinemetria e uso de fotocélulas para socos e chutes.	Correlações entre tempo de reação e tempo de movimento e idade em 2 socos e chutes. A própria prática de caratê Shotokan mantém a velocidade da técnica a nível rápido.
Voigt and Klausen	21 sujeitos TG 1, n = 8 (faixas	Medida de velocidade horizontal por cinemetria. As variáveis foram calculadas a partir do movimento com registros	Aumentos significativos na força dinâmica em todos os grupos de treinamento (14% -53%). Em TG1 a Vh_{max}

(1990)	pretas) TG 2, n = 8 (intermediário) TG 3, n = 5 (faixas brancas)	fotográficos dos socos (100 Hz).	aumentou significativamente de 8,49 m/s, a 35 m/s (10%); Vsmax aumentou significativamente em TG1 em 32%; em TG 2 em 14%
Hoshikawa et al. (2010)	153 adolescentes Atletas de futebol, vôlei, sumo, lançadores, caratê, velocistas, não atletas.	Torques isocinético de joelho concêntrica Max. extensão e flexão do lado direito foram determinados utilizando um dinamômetro isocinético (Biodex System 3).	Áreas transversais em relação a dois terço da energia da massa corporal magra para quadríceps femoral. não diferiu entre os grupos. Torque isocinético em isquiotibiais foram maiores nos velocistas, jogadores de futebol, lançadores, e atletas de karatê do que em lutadores de sumô, remadores, jogadores de voleibol e não atletas. Torque de extensão do joelho em relação ao comprimento do fêmur foi maior em atletas de karatê, jogadores de futebol e remadores do que em não-atletas.

Os métodos mais utilizados para a avaliação de força no caratê são: comportamento eletromiográfico do grupo muscular estudado (DINN e BEHM, 2007; SBRICOLI et al., 2009; ZEHR et al., 1997); análise de movimento por cinemetria (SUWARGANDA et al., 2009; VOIGT E KLAUSEN, 1980); por testes de agachamento, supino e *leg press* de 1RM (URBINATI et al. 2011a; IMAMURA et al., 1998; ROSCHEL et al., 2009) e dinamômetro isocinético (PROBST et al., 2007; HOSHIKAWA et al.,2010).

Para potência, os principais métodos utilizados para avaliação são: *wingate test* (DORIA et al., 2009; URBINATI et al., 2011a; URBINATI et al., 2011b) e salto vertical (DORIA et al., 2009; ROSCHEL et al., 2009; BLAZEVIC et al., 2006) com suas variações (*countermovement, squat jump, sargent jump*).

O Wingate Test é uma avaliação de potência realizada em cicloergômetro com utilização de membros superiores ou inferiores (URBINATI et al., 2012). Usualmente, é realizado com duração de 30 s no qual o indivíduo avaliado deve pedalar o maior número de vezes contra uma resistência para gerar maior potência possível nesse período de tempo (FRANCHINI, 2002). Apesar de ser um teste consagrado na literatura científica para a avaliação de potência muscular, o gesto motor é completamente diferente do realizado em situação de luta, o que poderia dificultar o real diagnóstico para a avaliação de potência muscular para a especificidade do esporte.

Já o teste de salto vertical ou teste de impulsão vertical tem por objetivo medir, de forma indireta, a força muscular de membros inferiores; sendo uma forma comum de avaliação da força e potência (MOREIRA et al., 2006). É considerado um teste de campo, pois é aplicado fora de ambiente laboratorial. Os testes de campo mais comumente utilizados, juntamente com os saltos verticais com e sem a técnica do contramovimento, são os saltos profundos (saindo de uma determinada altura e realizando o salto com reatividade), os saltos em distância simples (um único esforço), triplo saindo parado, ou saltos múltiplos (MOREIRA et al., 2004).

Para a análise de velocidade de golpes os principais métodos observados são cinemetria (CESARI et al., 2008) e uso de fotocélulas (VILLANI et al., 2003).

Basicamente, os métodos empregados para a avaliação de força, potência e velocidade no caratê não estão necessariamente relacionados à execução do gesto motor.

Logo, a utilização de métodos avaliativos que utilizem o próprio gesto motor, poderiam apresentar resultados mais relevantes à modalidade esportiva. Dentre os diversos métodos de avaliação de força, velocidade e potência no caratê, um método que respeita a

ação motora, ou seja, a realização do golpe de forma similar à situação competitiva são os acelerômetros (SANTOS, 2003).

Apesar de ampla utilização na literatura de diferentes instrumentos para avaliação do movimento humano, alguns equipamentos parecem limitar a sua utilização em ambiente laboratorial. Caso dos equipamentos de cinemetria, como: cinemetria 3D com equipamentos como o Vicon ou AMS (*Advanced Medical System*) que utilizam mais de quatro câmeras para a aquisição do movimento com o uso de altas frequências de amostragem. No entanto, apresentam valores acima de 30 mil dólares para sua aquisição (WINTER, 2008). O que dificulta a análise em situações cotidianas.

2.3 SENSORES DE ACELERAÇÃO

O uso de tecnologias de micro sensores para a avaliação do movimento humano tem se tornado natural no campo da pesquisa científica devido ao custo de equipamento, aquisição de dados confiáveis e utilização de sistema *wireless* (BURCHFIELD e VENKATESAN, 2007).

Dentre diversos sensores de medidas de movimento humano, existem os acelerômetros. Estudos na área de atividade física e saúde normalmente têm utilizado esse dispositivo para a medição de gasto energético (KANDA et al., 2012; HHD et al., 2012; HAUTAL.A et al., 2012).

Em esportes de combate, o uso de acelerometria normalmente está relacionado aos impactos de golpes, como, por exemplo, no estudo do impacto das quedas no judô (PIUCCO e SANTOS, 2008; SANTOS et al., 2007; MELO et al., 2004; PIUCCO e SANTOS, 2010), no impacto de chutes no taekwondo (PANOSSO et al., 2007; O'SULLIVAN et al., 2009), no impacto de chutes e socos (PANOSSO et al., 2007; SOUZA, 2002; CHIU et al., 1998; SCHWARTZ et al., 1986) e velocidade de soco (CHIU et al., nd) no caratê e no soco (SCHWARTZ et al., 1986) do boxe.

Os sensores usados em medidas de vibração e ou impacto podem ser classificados em três tipos: piezoelétricos, piezoresistivos e extensométricos (SOUZA, 2002). Esses sensores são projetados para medir a taxa de mudança de posição, localização ou deslocamento que um objeto percorre.

A posição de um objeto (x) varia em função do tempo (t). A primeira derivada da posição define a velocidade do objeto (v(t)) e depende da direção especificada (Equação 1). Quando a velocidade do objeto também se altera, a primeira derivada da velocidade define a

aceleração (segunda derivada da posição), conforme descrito na Equação 2 (WILLIAMSON e ANDREWS, 2001).

$$v(t) = dx(t)/dt \qquad \text{(Equação 1)}$$

$$a(t) = dv(t)/dt = d^2x(t)/dt^2 \qquad \text{(Equação 2)}$$

O acelerômetro mede a aceleração (m/s^2) de um objeto. Integrando as equações 1 e 2, o acelerômetro pode ser usado para determinar a aceleração[1], a velocidade (km/h ou m/s) a partir da posição do objeto (m). Os acelerômetros podem medir diferentes grandezas, como movimentos: retilíneos, angulares, vibração e choque (WILLIAMSON e ANDREWS, 2001).

Nos movimentos retilíneos, normalmente são utilizados valores menores que alguns G[4]. Os movimentos angulares são rotações sobre o mesmo eixo. A vibração corresponde a movimentos periódicos que podem atingir 100 G ou mais. Nos choques, ocorrem desacelerações em curto intervalo de tempo, tipicamente milissegundos, que podem chegar a mais de 500 G (BURCHFIELD e VENKATESAN, 2010).

Existem vários tipos de acelerômetros. Cada um possui características únicas, vantagens e desvantagens. Dos acelerômetros mecânicos, os mais comuns são os capacitivos, os piezoelétricos e os piezoresistivos. Recentemente, os acelerômetros mecânicos começaram a ser substituídos por um novo tipo: os eletromecânicos (FIGUEIREDO et al., 2007).

Os acelerômetros capacitivos podem ser conceituados como capacitores, que são componentes elétricos que armazenam cargas. Um capacitor é geralmente formado por duas placas paralelamente uma à outra. A capacitância é dada pela equação 3:

$$C = \varepsilon A/d \qquad \text{(Equação 3)}$$

Onde: ε é uma constante dielétrica dependente do material. entre as placas

A é a área das placas

d corresponde à distância entre as placas.

Os acelerômetros capacitivos contêm um capacitor entre a massa e a estrutura de suporte e são sensíveis às mudanças na capacitância entre estes. Uma aceleração da massa provoca variações na distância entre as placas fixa e móvel do capacitor, a qual é

[4] G: é usada para representar a aceleração devido à gravidade da Terra, que é 9,80665 m/s² a 45º de latitude ao nível do mar, e não deve ser confundida com gramas (VTI Technologies, 2008).

inversamente proporcional à sua carga. Como resposta à aceleração, a capacitância elétrica varia, o que faz variar o sinal de saída do circuito (BURCHFIELD e VENKATESAN, 2010).

Os acelerômetros piezoelétricos são compostos por cristais piezoelétricos sintéticos ou naturais que produzem carga quando são comprimidos ou fletidos. Nos acelerômetros piezoeléctricos, a massa é unida a um cristal piezoeléctrico. Quando o corpo do acelerômetro fica sujeito à vibração, a massa obedece às leis da inércia e o cristal piezoeléctrico fica submetido às forças de tração e compressão, gerando cargas superficiais. Essas forças são proporcionais à aceleração, de acordo com a lei de Newton.

$$F = m.a \qquad \text{(equação 4)}$$

Onde: m = corresponde à massa (kg)

a = aceleração (m/s^2)

F = força (N)

Nos acelerômetros piezoresistivos, comparados com os piezoelétricos, surge um componente piezoresistivo em substituição ao cristal piezoeléctrico. A força exercida pela massa faz variar a resistência, que é detectada por uma ponte *Wheatstone* (BURCHFIELD e VENKATESAN, 2010).

Já os microacelerômetros utilizam a tecnologia dos sistemas micro-mecânicos explora as propriedades mecânicas do silício para criar estruturas móveis que, no caso dos sensores MEMS, detectam movimento (aceleração e vibração) em direções distintas (SOUZA, 2002). Estes transdutores são sensíveis, compactos e baratos, e permitem acrescentar novas capacidades aos produtos, tornando-os mais funcionais e seguros. A família dos sensores MEMS (*MicroElectroMechanical System*) inclui acelerômetros que podem medir a aceleração e a vibração em um, dois ou três eixos. O sensor MEMS de um acelerômetro linear é baseado numa estrutura em silicone, com interdigitações e em forma de pente composta por dedos fixos e móveis. A aceleração é obtida da medição dos deslocamentos de elementos móveis que estão associados aos eixos. O movimento medido pelo sensor é, então, convertido num sinal analógico ou digital (WILLIAMSON e ANDREWS, 2001).

Atualmente, a tecnologia conhecida como MEMS (*MicroElectroMechanical System*) ou também como MST (*Micro System Technology*), é empregada na fabricação de diversos tipos de sensores disponíveis comercialmente (por exemplo: sensores magnéticos, de pressão, de gases, para análises de DNA, etc.); sendo que os acelerômetros MEMS foram alguns dos

primeiros sensores inerciais a aparecer no mercado, devido à grande quantidade de aplicações, principalmente na indústria automobilística (FUJIMASA, 1996; MADOU, 1997).

Possuindo dimensões reduzidas (micrométricas) em relação aos sensores convencionais, os acelerômetros e giroscópios MEMS apresentam vantagens em relação ao peso, resistência ao impacto, consumo de energia e, principalmente, quanto ao custo reduzido de produção. Os processos de fabricação desses sensores são similares aos utilizados pela indústria de componentes microeletrônicos (circuitos integrados), facilitando a produção em grande quantidade (LIMA et al., 2002).

Os dispositivos MEMS têm permitido medições com precisões compatíveis com as condições existentes em aplicações industriais como, por exemplo, os sensores automotivos, aeroespaciais e de controle de discos rígidos (LIMA et al., 2002).

Um exemplo de acelerômetro capacitivo com tecnologia MEMS é o modelo CMA3000 D01-3-AXIS fabricado pela VTI instruments. Este sensor de "ultra" baixa potência com interface SPI (*Serial Peripheral Interface*) e I^2C. O SPI pode ser definido como um protocolo que permite a comunicação do microcontrolador com diversos outros componentes, formando uma rede de informações (YONGJUN et al., 2005). E o protocolo de interface I^2C (*two ware bus*) consiste na comunicação serial de dados digitais (YONGJUN et al., 2005).

Para o cálculo de posições, pode ser utilizado o sistema trigonométrico ou sistema de coordenadas esféricas. No sistema trigonométrico são aplicadas relações entre retângulos e triângulos para o calculo de aceleração (FIGUEIREDO et al., 2007).

No sistema esférico de coordenadas, que é um sistema de referenciamento que permite a localização de um ponto qualquer em um espaço de formato esférico por meio de um conjunto de três valores, chamados de coordenadas esféricas (CHENG, 1991).

No uso dos sensores, deve-se verificar seus principais parâmetros para a aplicação desejada (THOMAZINI e ALBUQUERQUE, 2007), dentre os quais destacam-se a sensibilidade estática e a exatidão. A sensibilidade pode ser definida como a razão entre os sinais de saída e entrada para um dado transdutor e a exatidão como a qualidade (oposto de erro) de medida do sensor (THOMAZINI e ALBUQUERQUE, 2007).

No quadro 2, efetua-se uma análise comparativa entre quatro acelerômetros 3D, sendo o CMA 3000 o sensor escolhido para a instrumentação desenvolvida.

Quadro 2 - Sensores de aceleração disponíveis no mercado.

Modelo	1210x-050	ADXL50	MMA3202D	CMA 3000**
Marca	Bosch	Silicon Designs	Motorola	VTI Technologies
Faixa de operação da aceleração	± 50g	± 50g	± 100/50g	± 100/50g
Faixa de operação de frequência	0-1500 Hz	0-600 Hz	0-400 Hz	100-400 Hz
Resposta em frequencia	Não encontrado	1300 Hz a 10 kHz	10 kHz	Até 400 Hz
Faixa de operação temperatura	-55 a 125^{o}C	-40 a 125^{o}C	-40 a 85^{o}C	-40 a 125^{o}C
Sensibilidade	80 mV/g	19 mV/g	40 mV/g	40 mV/g
Geometria do chip	≅ 100 mm^2	3 x 3 mm	12,8 x 7,5 mm	2 x 2 mm^3

** Sensor utilizado no presente estudo.

Quanto à comparação entre sensores, a resposta em frequência limita a faixa de operação do acelerômetro em +/-40%, que é o fator de segurança utilizado (THOMAZINI e ALBUQUERQUE, 2007). A geometria do *chip* permite determinar se ele tem característica de microsensor, o que auxilia em sua utilização em pequenos instrumentos.

2.4 INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

O funcionamento de processos avaliativos no esporte depende da correta medição de suas grandezas. Com o crescimento no uso de computadores e softwares de supervisão, vem aumentando a eficiência do processo industrial de forma geral, com a virtualização e automação dos instrumentos de medição (FERREIRA et al., 2008).

Existem diferentes instrumentos de medição: analógicos, digitais, inteligentes e virtuais. Os instrumentos virtuais podem ser considerados como a quarta geração dos instrumentos de medida (PEREIRA e GIRÃO, 1998). O desenvolvimento da instrumentação virtual está associada ao aparecimento e uso de computadores pessoais (PC), bem como linguagens de programação gráficas. Tal sistema permite definir de uma forma simples as funções de medida realizadas por esses instrumentos (PEREIRA e GIRÃO, 1998). A figura 4 ilustra o diagrama de blocos básico de um instrumento de medida. O transdutor converte a grandeza física em sinal elétrico. O condicionador de sinal amplifica, filtra, faz a conversão analógico-digital se necessário e adéqua o sinal ao sistema de processamento que, por sua vez,

realiza as operações matemáticas necessárias à obtenção do parâmetro desejado e prepara a informação para a forma de representação desejada (gráfica ou numérica).

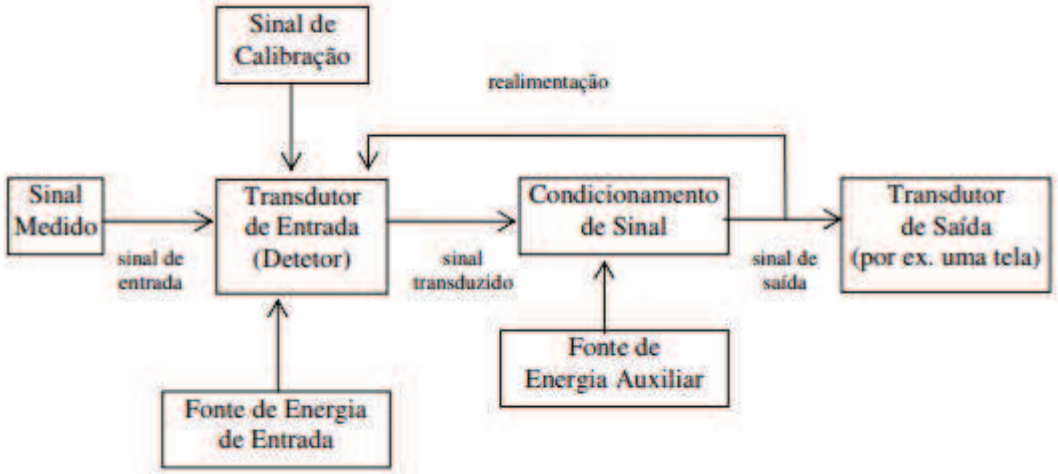


Figura 4 - Diagrama de blocos para aquisição e processamento de sinais.
Fonte: Webster, (1998).

Normalmente, um instrumento virtual (IV) é constituído por um PC equipado com placas de aquisição (internas e/ou externas) e com *software* específico (SETHUNADH et al., 2002).

Considerando as funções de aquisição, processamento e representação de dados, no caso de um instrumento virtual é possível que apenas a primeira seja realizada por *hardware* e as restantes por *software* (CANTÓN et al., 2006).

Conforme ilustrado na figura 5, observa-se o diagrama de blocos de um sistema de instrumentação virtual. Um sistema de instrumentação virtual é composto pelos blocos ilustrados na figura 5, os quais são constituídos de sensores, conversores analógicos digitais e interfaces; portanto, envolve *hardware* e *software* (GOLDBERG et al., 2000). Assim, o sinal é adquirido pelo sensor, conduzido a um conversor analógico-digital, transferido para uma interface através da qual segue para um processador de sinais onde ocorre os diversos eventos de processamento e controle, além da interconexão com outros processadores e interfaces ou dispositivos de controle ou exibição em tela gráfica. Cada sistema de instrumentação virtual apresenta diferentes tipos de interfaces conforme a especificidade do sistema.

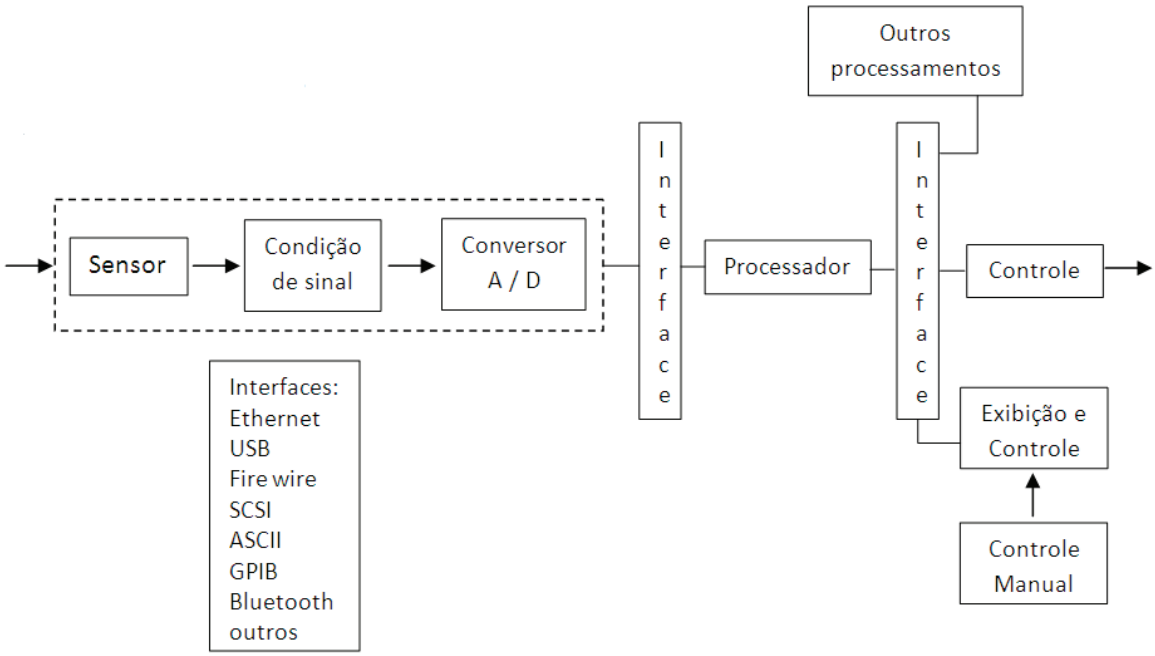


Figura 5 - Diagrama de blocos de um sistema de instrumentação virtual.
Fonte: GOLDBERG et al., (2000).

O *hardware* é considerado como o componente físico do sistema. Pode ser implementado com a utilização de placas controladoras ou placas de aquisição de dados (SETHUNADH et al., 2002).

O *software* é o componente lógico do sistema. Constitui-se em uma interface gráfica para utilização de programas ou de pacotes de programação gráfica, caso do HP VEE, da Hewlett Packard ou o LabVIEW, da National Instruments (SETHUNADH et al., 2002).

A operação de um sistema de instrumentação virtual envolve a utilização de interfaces gráficas especializadas com representação adequada e flexível dos resultados da medição (PEREIRA e GIRÃO, 1998). Dentre diversos ambientes gráficos, pode-se citar o software *LabVIEW*.

Com a plataforma de desenvolvimento *LabVIEW*, é possível criar inúmeras funções dentro do instrumento virtual, tais como: salvar dados medidos em tempo real; salvar imagens em formato digital, imprimir gráficos de grandezas medidas, efetuar operações matemáticas com os dados obtidos, comunicar com outros instrumentos reais ou virtuais, enviar comandos para hardware, definir taxa de aquisição de dados (FERREIRA et al., 2008; JOHNSON, 1997)

Deste modo, os instrumentos virtuais podem ser definidos como instrumentos baseados na utilização de computadores pessoais dotados de “hardware” e de “software”

específico e que utilizam interfaces gráficas (GUI) de comunicação com o operador. O "*hardware*" e o "*software*" de um instrumento virtual são indissociáveis e não existem separadamente em termos funcionais; só o seu conjunto faz sentido em termos de instrumentação (PEREIRA e GIRÃO, 1998).

A utilização de um sistema de instrumentação virtual apresenta traz facilidades como: a criação de um conjunto variado de sistemas de instrumentação virtuais, maior capacidade de processamento do que sistemas tradicionais, facilidade de reconfiguração do sistema, utilização de computadores pessoais para configurar e interligar sistemas, e facilidade de integração de instrumentos, entre outras (GOLDBERG et al., 2000).

As principais limitações dos IV estão relacionadas às limitações do *hardware* e programas que os constituem e podem ser resumidas da seguinte forma (PEREIRA e GIRÃO, 1998): frequências de amostragem condicionadas pelo sistema de aquisição, ainda que sejam possíveis, neste momento, frequências de amostragem em tempo real de algumas centenas de MHz e de dezenas de GHz com técnicas de amostragem repetitiva. Permanece, entretanto, o compromisso entre a frequência máxima de aquisição e a "janela" temporal de processamento de dados, condicionada pela capacidade da memória cujo custo continua alto; no entanto, em constante redução com a evolução tecnológica e a crescente capacidade de integração de componentes pela velocidade de processamento condicionada pelo *software* desenvolvido, pela carga computacional do PC e por suas características próprias (unidade de processamento central - CPU, capacidade de memória, sistema operacional e sua configuração, entre outros).

2.4.1 Estimativa de Velocidade do Sistema de Instrumentação Virtual (SIV)

Para o cálculo de posições com acelerômetros, geralmente emprega-se um sistema esférico de coordenadas é um sistema de referenciamento que permite a localização de um ponto qualquer em um espaço de formato esférico através de um conjunto de três valores, chamados de coordenadas esféricas; sendo os ângulos determinados pela posição dos eixos durante o movimento.

As coordenadas esféricas (r,Θ,Φ) são definidas por (convenção não norte-americana) por Cheng (1991):

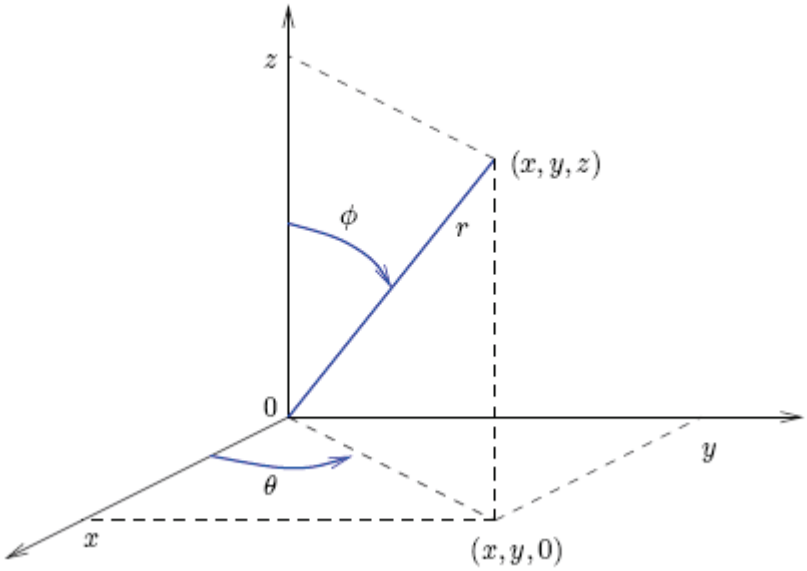
$$x = r \sin\phi \cos\theta$$
$$y = r \sin\phi \sin\theta$$

$$z = r\ \cos\phi$$

$$r \in [0, \infty), \theta \in [0, 2\pi], \phi \in [0, \pi]$$

De acordo com a figura 3, $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$, designa a distância de cada ponto de coordenadas (x, y, z)à origem, θ é o ângulo formado entre o semi-eixo positivo x e o vetor $(x, y, 0)$e ϕdesigna o ângulo entre o semieixo positivo z o vector (x, y, z).

FIGURA 3 – Ilustração do modelo de coordenadas esféricas.



Fonte: Cheng, (1991).

Para determinar a velocidade a partir da aceleração, pode-se utilizar métodos matemáticos como a integral (WINTER, 2008). O cálculo integral está relacionado com o problema de determinar a área de certas figuras planas, ou seja, é possível lidar com a variação de grandezas (PURCELL et al. 2007). Assim, aplica-se o teorema fundamental do cálculo: possibilidade de expressar a integral de uma função em termos de uma primitiva da função derivada (WINTER, 2008). No entanto, existem diferentes modos de calcular as integrais, como os métodos do trapézio e de Simpson. O primeiro utiliza o cálculo da área de trapézios, enquanto o segundo emprega uma aproximação da integral por meio de parábolas (PURCELL et al., 2007).

Os sensores devem possuir importantes características de aplicação (THOMAZINI e ALBUQUERQUE, 2007), como sensibilidade e exatidão.

Para evitar erros de medição, é necessário especificar características a serem seguidas por um sistema de medida. Dentre elas, destacam-se os seguintes parâmetros metrológicos: exatidão e repetitividade.

A exatidão pode ser definida como medida do grau de concordância entre a indicação de um instrumento e o valor verdadeiro da variável sob medição, portanto, associada ao termo erro, que é a medida do desvio entre o valor medido e o valor verdadeiro (WEBSTER, 1996); ou, ainda, como a diferença entre o resultado de uma medição e o valor verdadeiro da quantidade medida (WEBSTER, 1996).

Já a repetitividade está associada à variação das medidas obtidas por um único operador, utilizando o mesmo equipamento de medição e método, ao medir repetidas vezes uma mesma grandeza de uma única grandeza (WEBSTER, 1996).

Por se tratar de uma medida de velocidade, há que se considerar a validação do instrumento desenvolvido e para isso levar em conta o ensaio (teste) de erro de medida como critério de autenticidade cientifica. O teste é um meio qual se efetua uma medição e uma inferência, e pelo qual é possível quantificar uma variável. É preciso lembrar que toda medida contém erro (Kiss, 2003).

Assim, o cálculo de fidedignidade ou repetitividade torna-se importante ferramenta na definição do grau de consistência dos dados estudados (BARROS et al, 2012). A fidedignidade pode ser definida como o grau de consistência dos resultados quando o teste é aplicado nas mesmas ou diferentes condições. A fidedignidade é dividida em absoluta e relativa (BARROS et al, 2012). A fideginidade absoluta está relacionada às medidas de dispersão, é o total da variabilidade dos resultados. Já a fidedignidade relativa está associada à medida obtida em relação ao grupo (Kiss, 2003).

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 CONSTRUÇÃO DO INSTRUMENTO VIRTUAL

3.1.1 Desenvolvimento da Interface Gráfica

O desenvolvimento da interface gráfica ocorreu em ambiente *LabView*™. Definiu-se uma entrada para os sinais de aceleração correspondentes aos eixos x, y, z, cujos sinais foram aplicados a um filtro passa-alta com frequência de corte de 100 Hz, visando eliminar artefatos indesejados e ruídos provenientes da aquisição do sinal de aceleração. Os sinais foram processados digitalmente por meio de algoritmo específico para o cálculo da integral pelo método do trapézio, a fim de calcular os valores de velocidade instantânea para os vetores x, y e z, assim como para o seu módulo.

Na tela de visualização ocorre a apresentação de dados entrada de dados de identificação do sujeito, bem como os valores de velocidade instantânea do golpe executado, individualmente para os eixos x, y e z. Daí, então, o software calcula e apresenta os valores de velocidade. O banco de dados de velocidade instantânea aferidos pelo sistema pode ser exportado e arquivado.

A máxima frequência de aquisição de sinal do Dispositivo Chronus EZ 430 é 400 Hz. Segundo Souza (2002), a faixa de frequência deve priorizar o tipo de movimento a ser realizado, devendo estender-se ao máximo permitido pelo acelerômetro. E tal limite é determinado pela rigidez do acelerômetro.

A interface gráfica mostra as variações e os valores de velocidade instantânea e foi implementada matematicamente com o cálculo de velocidade por meio da integral trapezóide. E para minimizar artefatos de movimento, desenvolveu-se um filtro passa-alta. Devido ao comportamento do sinal de movimento envolver frequências de amostragem superiores a 300Hz (Backus et al. 2011), optou-se por uma frequência de corte em 100 Hz, característica do próprio acelerômetro.

O diagrama da interface gráfica desenvolvida (figura 6) mostra detalhes do sistema, como a entrada de sinais de aceleração x, y e z, a passagem do sinal pelo filtro, que, neste caso, pode ser configurado para passa-baixa (não adequado para o sinal aqui estudado (pois movimentos de socos apresentam altas velocidades), passa-alta (corta as baixas frequências,

no caso de presente estudo, abaixo de 100 Hz) e passa-faixa (corta altas e baixas frequências), conforme a necessidade de filtragem do sinal. O cálculo de velocidade instantânea também pode ser configurado para os modelos matemáticos de integral trapezóide, de Simpson, e de Bode. A possibilidade de configuração desses sistemas proporciona autonomia para que o operador do sistema adeque a melhor forma de se avaliar o gesto motor.

Na figura 6, apresenta-se o diagrama de atividade UML com representação das ações e decisões que ocorrem à medida que alguma função é realizada (Pressman, 2006). Por exemplo, o SIV é integrado pelo micro-sensor, interface de comunicação, controle e visualização (instrumento virtual).

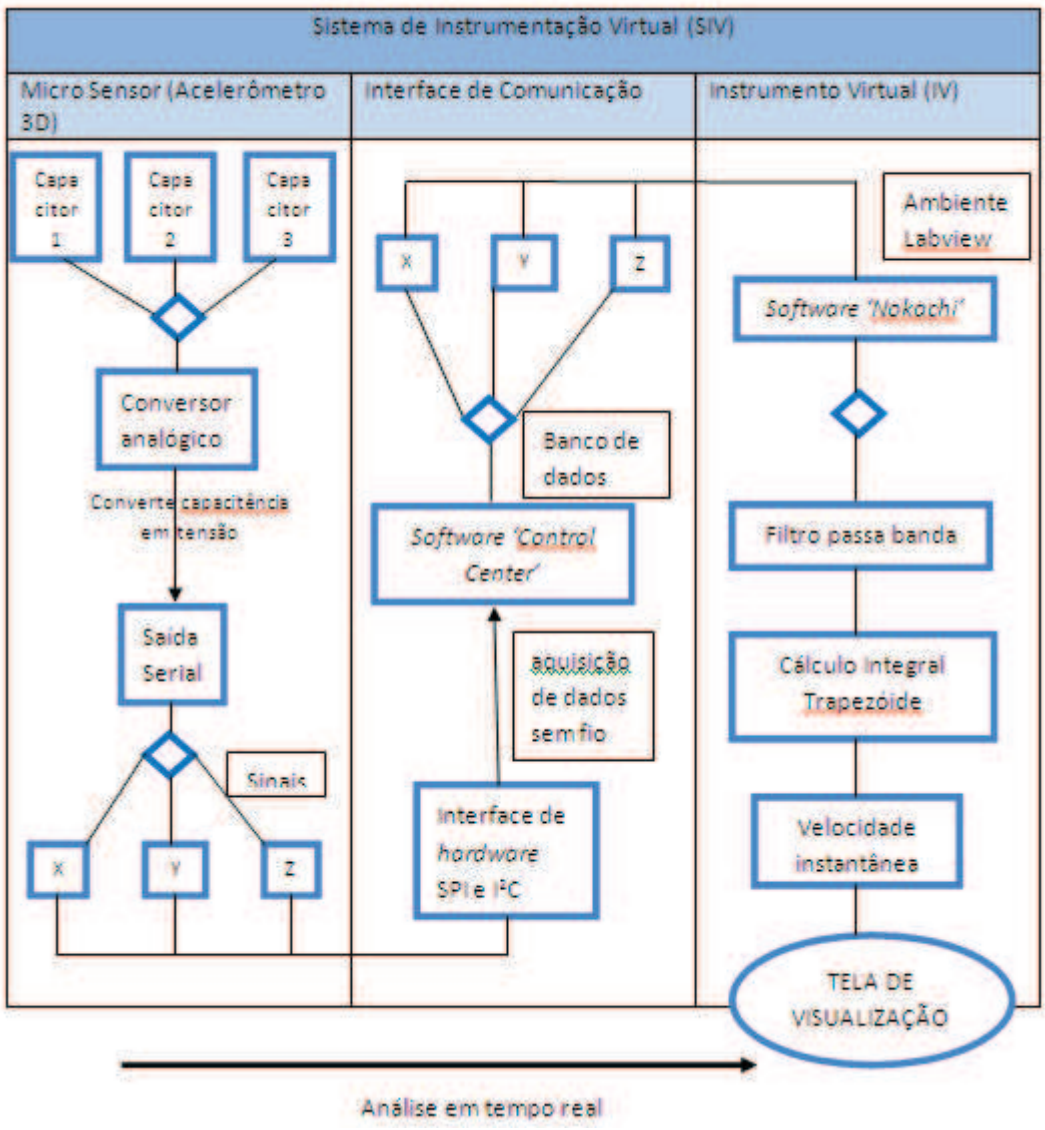


Figura 6 - Diagrama de atividade do Sistema de Instrumentação Virtual (SIV).

3.1.2 Integração do Sistema

Para a composição do sistema, foram integrados os seguintes elementos: dispositivo Chronus EZ 430, modelo 434, da Texas Instrument contendo o acelerômetro CMA 3000 – D01, triaxial (VTI Technologies), interface USB sem fio e um computador (PC) para processamento e visualização de sinais.

As características do acelerômetro CMA 3000 – D01 podem ser visualizadas no quadro abaixo:

Quadro 3 - Características do acelerometro CMA 3000 – D01.

Característica	Descrição
Tensão de alimentação	1,7 - 3,6 V
Interface digital	SPI e I2C
Selecionável pelo usuário	± 2 g a ± 8 g faixas de medição
	taxa de amostragem e resposta de frequência
Consumo de corrente	Ultra baixo
	Para ≤ 70 uA utiliza taxa de amostragem em 100/400 Hz
	Para ≤ 11 uA utiliza taxa de amostragem em 40/10Hz
Sinal de interrupção	provocada por dados prontos, movimento e queda livre
Tamanho	2x2x0.95 mm^3
Tipo	3D capacitivo tecnologia MEMS
Durabilidade	Alta para choques
Tipo de solda	Complacência, RoHS, a solda sem chumbo

Fonte: Adaptado de VTI Technologies (2008)

Quanto ao processo de utilização do acelerômetro, ilustra-se o diagrama de blocos da figura 6. O acelerômetro é composto em sua entrada por três capacitores; por um conversor analógico (C/V) que converte capacitância em tensão; por um conversosr analógico/digital com saída serial; por um demutiplicador que divide o sinal em três saídas (sinais x, y e z) para os filtros; por uma interface de *hardware* SPI e I2C para conectar os componentes eletrônicos à saída.

A *Texas Instruments* (2010) desenvolveu o *software 'Control Center'* de aquisição de dados sem fio. O ponto de acesso de RF está listado em Portas tipo Com&LPT como TI

CC1111 Low Power RF à porta USB Serial. CDC. As configurações da porta são: taxa de transmissão 115200, 8 bits de dados e sem controle de fluxo.

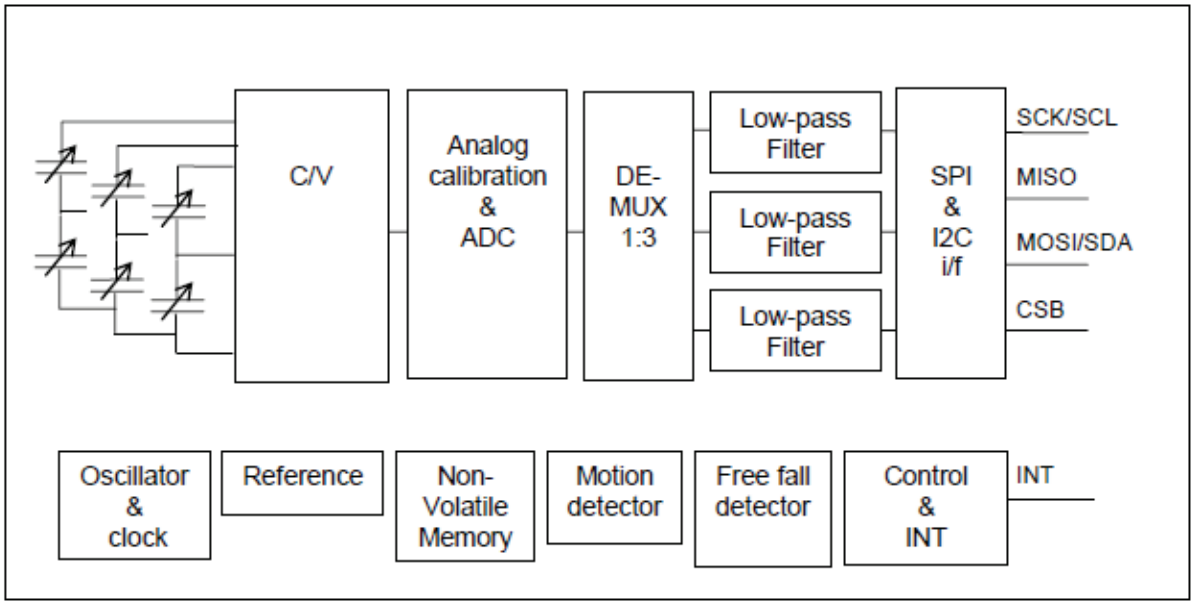


Figura 7 - Diagrama de blocos do sensor CMA3000 D01-3-AXIS
Fonte: *VTI Technologies* (2008).

Este sistema gera um banco de dados com valores de aceleração nos eixos x, y, z (figura 8) que pode ser liberado ao ambiente LabVIEW. Neste ambiente, implementadas uma integral trapezóide para o cálculo de velocidade instantânea.

Com o instrumento virtual implementado, o sistema poderá ser utilizado em qualquer computador tipo IBM-PC, com a arquitetura e sistema operacional compatível com o computador, no qual o programa foi compilado (FERREIRA et al. 2008).

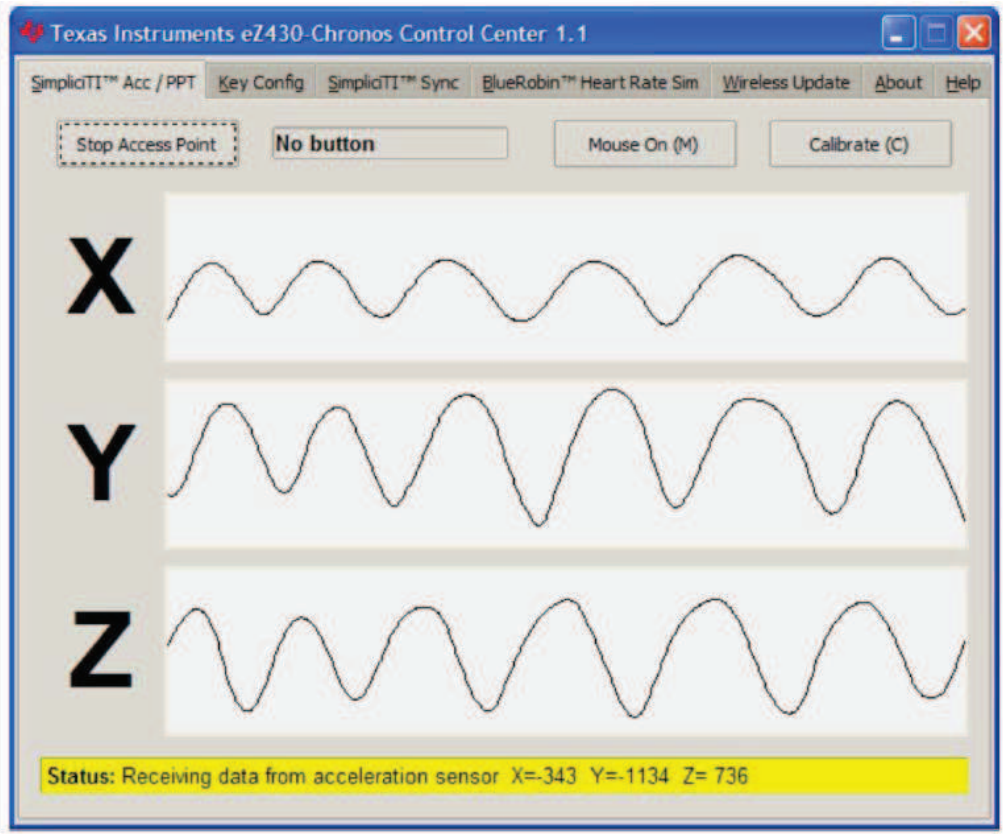


Figura 8 - Sistema de entrada de sinais de posição.
Fonte: Texas Instruments, (2010).

Por se tratar do uso de acelerômetro 3D, torna-se necessária a padronização do sistema de coordenadas. Assim, definiu-se o posicionamento dos eixos de coordenadas do sistema mão braço como: eixo y, posicionado longitudinalmente ao braço. O posicionamento dos eixos de coordenadas pode ser melhor visualizado nas figuras 12 e 13.

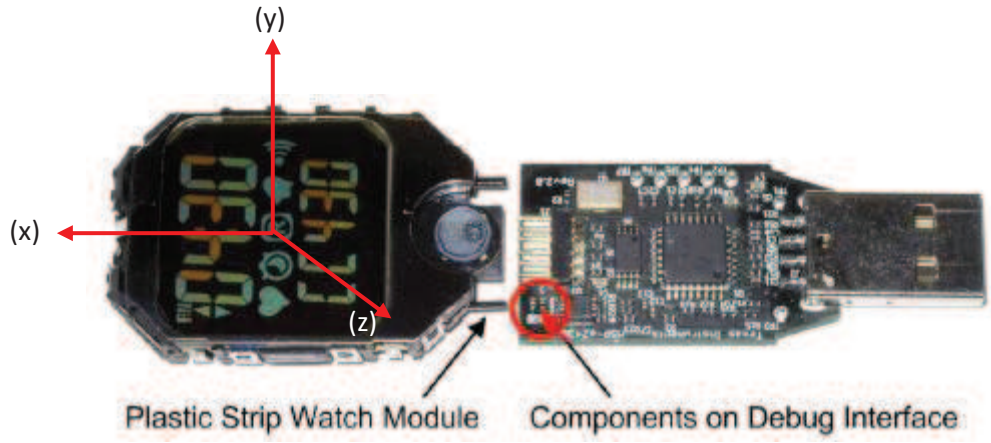


Figura 9 - Acelerômetro 3D VTI Technologies Texas Instruments no dispositivo Chronus EZ 430, modelo 434.
Fonte: VTI Technologies, 2008.

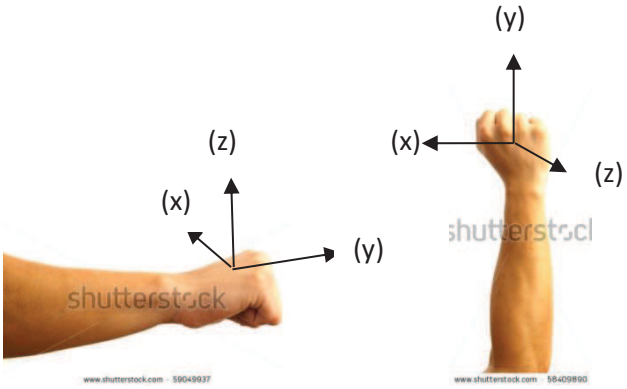


Figura 10 - Sistema de coordenadas de eixos para uso do acelerômetro 3D.
Fonte: presente estudo

Para o cálculo de velocidade instantânea, utilizou-se a soma vetorial dos 3 eixos. A velocidade resultante foi obtida pelo módulo das velocidades em x, y e z:

$$Vr = \overline{Vx^2 + Vy^2 + Vz^2} \qquad \text{(Equação 4)}$$

Onde:

Vr = velocidade resultante

Vx = velocidade eixo x

Vy = velocidade eixo y

Vz = velocidade eixo z

As fases de integração do sistema de instrumentação virtual (SIV) estão resumidamente apresentadas no quadro 3.

Quadro 4 - Fases de Integração do Sistema de Instrumentação Virtual Nokachi.

	INTEGRAÇÃO DO 'SISTEMA INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL' →		
Passos	1	2	3
Instrumento	Dispositivo *Chronus EZ 430*	*Software 'Control Center'*	Software NOKACHI

Empresa	*VTI Technologies*	*Texas Instruments* (2010)	Presente estudo
O que é?	*Micro sensor wireless. Acelerômetro 3D*	Software de aquisição e arquivamento de dados	Software de processamento de dados elaborado em ambiente LabVIEW
O que faz?	Faz a aquisição de dados no sensor, transformando dados mecânicos em sinais elétricos.	Faz transmissão de dados do sensor para o *Control Center* via *wireless*. Este sistema gera um banco de dados com valores de aceleração nos eixos x, y e z	Faz o processamento dos dados de aceleração em velocidade instantânea, gera a visualização dos dados já processados.

Com o instrumento virtual implementado, o sistema pode ser utilizado em qualquer computador com a arquitetura e sistema operacional compatível com o computador no qual o programa foi compilado (FERREIRA et al., 2008).

O Sistema de Instrumentação Virtual (SIV) está em processo de registro de patente de modelo de utilidade para o sistema de medida de velocidade e registro de software, bem como registro de marca com o nome '*Nokachi*'[5] (vitória em japonês).

Para definir a exatidão e a repetitividade, foram realizados ensaios laboratoriais com o Sistema de Instrumentação Virtual em um dispositivo controlado eletronicamente com medição de tempo, distância e velocidade padrão. O dispositivo eletrônico produz aceleração e velocidade conhecida. O acelerômetro foi posicionado nos 3 diferentes eixos das coordenadas e realizadas 30 repetições para cada coordenada. Foi utilizada velocidade média de 1m/s e 5 m/s.

[5] Nokachi: nome comercial aplicado ao SIV desenvolvido no presente estudo. Seu significado advém da palavra vitória em japonês, usualmente utilizada quando um atleta vence uma luta em competições de caratê.

3.2 EXPERIMENTO EM MODELO HUMANO

3.2.1 População e amostra

Participaram do estudo 15 atletas de caratê da seleção estadual do Paraná, todos do sexo masculino, faixas pretas, adultos (18 a 30 anos de idade), devidamente federados na Confederação Brasileira de Caratê (CBK).

Como critérios de inclusão participaram apenas atletas da seleção estadual adulto de caratê e que competiram no circuito internacional no ano de 2012.

Foram excluídos do estudo indivíduos que apresentaram enfermidade temporária no dia da coleta de dados.

3.2.2 Instrumentos e Procedimentos

Esta pesquisa está embasada sobre os princípios éticos, morais e legais, conforme a Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde. Para a execução da pesquisa, foi indispensável a autorização expressa pelos participantes deste estudo. Assim, todos os sujeitos de pesquisa assinarão um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1), assegurando a confidencialidade e a privacidade das informações, garantindo a não utilização dos dados da pesquisa em outras situações, não denegrindo a integridade moral dos indivíduos envolvidos.

Os avaliados foram submetidos ao preenchimento de anamnese (anexo 2) sobre seu histórico esportivo (ARTIOLI et al., 2009). Cada atleta foi orientado a manter a calça do kimono e utilizar uma camiseta.

As medidas antropométricas foram obtidas conforme as normativas da International. Society for the Advancement of the Kinanthropometry (ISAK) (MARFELL-JONES et al., 2006). Foram medidos: massa corporal (kg), estatura (m), dobras cutâneas (triceps, subescapular, supraespinhal, abdominal, panturrilha medial - mm), diâmetros ósseos (umeral., biestiloidal, bimaleolar, femoral – cm) e comprimentos de segmentos (braço, antebraço, mão, membro inferior, coxa, perna e pé - cm).

O acelerômetro foi fixado com fita adesiva *micropore* na face posterior da mão, conforme eixo de coordenadas descrito na figura 10.

Ao sinal do avaliador, o atleta realizou o soco *gyako zuki* específico do caratê. Para evitar ruídos, o atleta desferiu o soco sem anteparo a sua frente, similar a situação de treinamento de fundamentos (*kihon*). O atleta foi orientado a realizar a "medição" do golpe *gyako zuki* e executar dois golpes para o ajuste de distância de golpe e adaptação de movimento. A medida de distância de base foi realizada conforme o comprimento do membro superior (VENCES-BRITO et al., 2011).

Foram realizados 5 socos com o braço dominante do atleta (todos os atletas avaliados eram destros), cada soco com intervalo de 5 s para garantir que os atletas não entrem em processo de fadiga muscular (VENCES-BRITO et al., 2011; CESARI et al., 2008).

Para sincronizar a coleta do sinal foi instalada uma lâmpada em ambiente de coleta. No momento em que o avaliador disparava o sinal luminoso o atleta deveria realizar um soco em sua máxima velocidade.

Os golpes foram realizados similar ao tipo de entrada de golpe que ocorre em situação de competição, o pé de trás deverá ficar fixo no lugar, a perna e pé do segmento da frente poderá se deslocar.

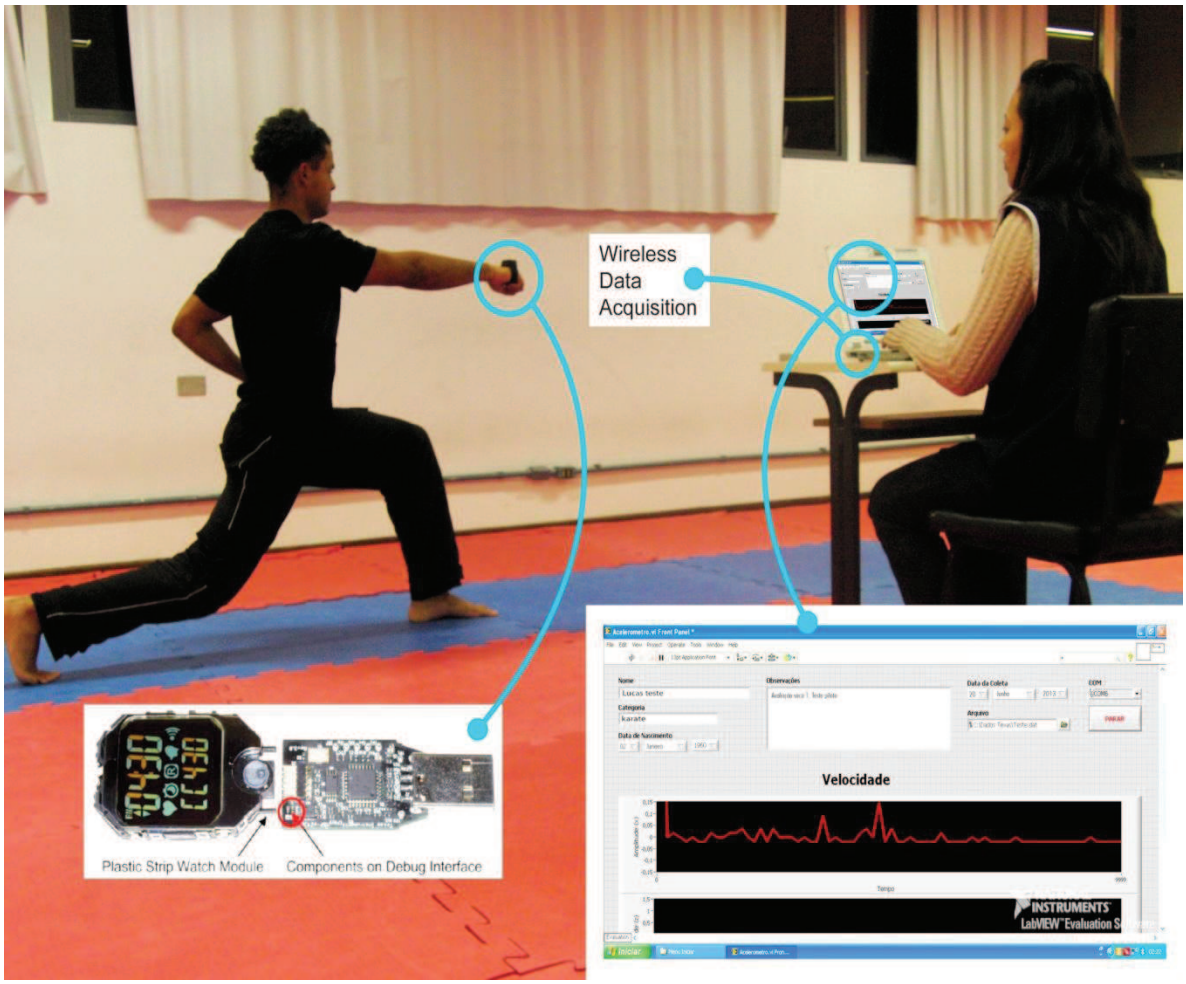


Figura 11 - Descrição de situação de entrada de golpe.

Para o controle da intensidade de esforço foi medida a FC (bpm) antes, durante e após o procedimento. Utilizou-se monitor cardíaco da marca Polar, modelo S810i. A percepção de esforço também foi avaliada por escala de percepção subjetiva de esforço (anexo 3), no qual. o atleta identifica o grupo muscular que realizou mais esforço e categoriza com um valor de 6 a 20 (MILANEZ et al., 2011).

A coleta de dados foi realizada nas dependencias da PUCPR (ginásio de esportes).

3.2.3 Tratamento de dados

Para a medida de exatidão do sistema de instrumentação virtual (SIV), efetuaram-se os cálculos de erro de medida (exatidão) e de repetitividade (fidedignidade), relativos e absolutos. A fidedignidade, também conhecida como repetitividade é uma importante medida

em ciências do esporte, sendo relevante na determinação da consistência dos resultados (KISS, 2003).

O erro de medida (exatidão) foi determinado pela equação 5.

$$e = \frac{\text{Vmed}-\text{Vreal}}{Vreal}\ 100\% \qquad \text{(Equação 5)}$$

Onde: e = erro de medida
Vmed = Valor de medida do SIV
Vreal=Valor real do instrumento

O cálculo de repetitividade considerou o número de acertos e o número de aplicações (ensaios):

$$rep = \frac{\text{Nac}}{\text{Nap}}(100\%) \quad \text{(Equação 6)}$$

Onde: rep = repetitividade
Nac= número de acertos
Nap = número de aplicações

Para o cálculo de fidedignidade relativa foi utilizado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) a partir de análise de variância, conforme sugerido por Kiss (2003):

$$CCI = \frac{MQ\ entre\ grupos - MQ\ dentro\ de\ grupos}{\text{MQ entre grupos} + \frac{\text{k}}{1} - 1\ \ (\text{MQ dentro dos grupos})} \qquad \text{(Equação 7)}$$

Onde: MQ = média dos quadrados
k = o número de aplicações do teste para determinação de sua fidedignindade.

Para a fidedignidade absoluta, considerou-se o cálculo de Erro Padrão de Medida (EPM), utilizando a fórmula:

$$EPM = \text{DP}\ \ \overline{(1 - \text{CCI})} \qquad \text{(Equação 8)}$$

Onde:

EPM= erro padrão médio
DP = desvio padrão do grupo
CCI = coeficiente de correlação intraclasse

Utilizou-se análise multivariada para identificar se ocorre mudança entre os diferentes socos. Para a análise dos dados, foram descartados o primeiro e último socos com o objetivo de normalizar os dados (CESARI et al., 2008). Após a coleta de dados de posição nos eixos x, y, z do golpe *gyako zuki* por acelerometria, os dados foram manipulados no domínio do tempo.

Foi realizada a integração dos sinais de aceleração x, y, z advindos do sistema de aquisição do acelerometro 3D em ambiente *LabView*. O cálculo de integração foi realizado para determinar a velocidade instantânea em diferentes momentos angulares no próprio Sistema de Instrumentação Virtual (foi utilizado filtro passa alta).

Após a coleta de dados, o sinal foi transferido ao software SPSS para análise estatística. Foram realizados testes de Shapiro Wilk e Kolmogorov Smirnov ($p<0,05$) para determinar a normalidade dos dados. Foram cal.culados val.ores médios, mínimos e desvio padrão para as variáveis de tempo, velocidade linear máxima e velocidade linear média, bem como análise de regressão linear método *stepwise* ($p<0,01$) para identificar se o nível competitivo, graduação e categorias de peso estão associadas ao comportamento de velocidade de golpe. Realizou-se teste Anova *One Way, Post Hoc* Bonferroni ($p<0,05$) para determinar se existe diferenças na velocidade máxima, média e tempo entre os socos 2, 3 e 4.

4 RESULTADOS

Para melhor compreensão do estudo, os resultados serão apresentados em dois momentos distintos: instrumentação desenvolvida e experimento em modelo humano.

A instrumentação desenvolvida foi calibrada em um dispositivo eletronicamente controlado em ambiente laboratorial. Nesse ensaio, mediu-se a velocidade de um corpo de teste controlado pelo dispositivo.

Já o experimento em modelo humano contou com a execução de cinco socos de caratê (*gyako zuki* em quinze atletas adulto da seleção adulta estadual de caratê.

4.1 INSTRUMENTAÇÃO

Para análise de repetitividade, cálculo de erro relativo e fidedignidade absoluta e relativa foram realizadas trinta repetições para cada posicionamento do acelerômetro. Para os posicionamentos foi considerada a posição longitudinal. Os posicionamentos foram classificados em 1, 2 e 3. No posicionamento 1, considerou-se o eixo y como principal vetor; no posicionamento 2, eixo x atuou como vetor principal e no posicionamento 3, o eixo z. As velocidades ajustadas no dispositivo eletronicamente controlado foram 1 e 5 m/s durante todo o percurso, conforme descrito na tabela 1.

Tabela 1- Velocidade do acelerômetro conforme eixo para velocidades de 1 e 5 m/s.

	Posicionamento 1	**Posicionamento 2**	**Posicionamento 3**
	1 m/s	**1 m/s**	**1 m/s**
Eixo y (m/s)	1,01±0,07		
Eixo x (m/s)		1±0,09	
Eixo z (m/s)			0,9±0,18
	Posicionamento 1	**Posicionamento 2**	**Posicionamento 3**
	5 m/s	**5 m/s**	**5 m/s**
Eixo y (m/s)	5±0,8		
Eixo x (m/s)		5±0,8	
Eixo z (m/s)			5±2,3

O cálculo do erro relativo foi realizado para cada um dos trinta ensaios com velocidades de 1 e 5 m/s. Na velocidade de 1m/s, encontrou-se valores máximos de erro de medida (quadro 1) no eixo y de ± 10%; no eixo x, houve erro máximo entre -30 %; no eixo z, encontrou-se erro máximo entre -40 %. No ensaio com velocidade de 1 m/s, o SIV apresentou maiores valores de erro no eixo z. Na tabela 2, ao comparar os valores de erro médio e erro máximo, observou-se maiores valores especialmente para o eixo z. Nos ensaios com velocidade de 1m/s, observou-se erros médios para o eixo y de -0,33%, para o eixo x de -0,33% e eixo z de -1%.

Tabela 2 - Valores de velocidade e erro para cada eixo na velocidade de 1 m/s.

Ensaio	Vy (m/s)	Vx (m/s)	Vz (m/s	Valor real (m/s)	erro y (%)	erro x (%)	erro z (%)
1	1	1	1	1	0	0	0
2	1	1	1	1	0	0	0
3	1	1	1	1	0	0	0
4	1	1	1	1	0	0	0
5	1	0,9	1	1	0	-10	0
6	1	0,8	1	1	0	-20	0
7	1	0,7	1,3	1	0	-30	30
8	1	1	1,3	1	0	0	30
9	1	1	1,2	1	0	0	20
10	1	1	1	1	0	0	0
11	1,1	1	1	1	10	0	0
12	1,1	1	1	1	10	0	0
13	1	1	1,3	1	0	0	30
14	1	1	1,1	1	0	0	10
15	1	1	1	1	0	0	0
16	1	1	1	1	0	0	0
17	1	1	1	1	0	0	0
18	1	1	0,7	1	0	0	-30
19	1	1	0,7	1	0	0	-30
20	1	1	1	1	0	0	0
21	1	1	1	1	0	0	0
22	1	1,1	1	1	0	10	0
23	1	1,1	1	1	0	10	0
24	1	1,2	0,8	1	0	20	-20
25	1	1	0,7	1	0	0	-30
26	1	1	0,6	1	0	0	-40
27	0,9	1,1	1	1	-10	10	0
28	0,9	1	1	1	-10	0	0
29	0,9	1	1	1	-10	0	0
30	1	1	1	1	0	0	0

Erro médio	-0,33%	-0,33%	-1,00%
Erro máximo	10	20	30

Na tabela 3, efetuou-se a calibração do SIV por meio de um equipamento eletronico com velocidade constante em velocidade de 5 m/s, constataram-se maiores valores de erro especialmente para o eixo z, indicativo de que a fixação do SIV não foi adequada. Na velocidade de 5 m/s foram encontrados os calores de erros médios em 0,33% para o eixo y, 0,06% para o eixo y e 0,26% para o eixo z.

Tabela 3 - Valores de velocidade e erro relativo para cada eixo na velocidade de 5 m/s.

Ensaio	**Vy (m/s)**	**Vx (m/s)**	**Vz (m/s**	**Valor real (m/s)**	**erro y (%)**	**erro x (%)**	**erro z (%)**
1	5	5	5	5	0	0	0
2	4,9	5	5	5	-2	0	0
3	4,9	5	5	5	-2	0	0
4	5	5	5	5	0	0	0
5	5	4,9	5	5	0	-2	0
6	5	4,8	5,4	5	0	-4	8
7	5	4,7	5,4	5	0	-6	8
8	5	4,8	5	5	0	-4	0
9	5	4,9	5	5	0	-2	0
10	5	5	5	5	0	0	0
11	5	5	5	5	0	0	0
12	5	5	5	5	0	0	0
13	5,3	5	5	5	6	0	0
14	5,3	5	5,5	5	6	0	10
15	5,3	5	5,5	5	6	0	10
16	5	5	5	5	0	0	0
17	5	5	5	5	0	0	0
18	5	5	4,7	5	0	0	-6
19	5	5	4,7	5	0	0	-6
20	5	5	4,7	5	0	0	-6
21	5	5	5	5	0	0	0
22	5	5,5	5	5	0	10	0
23	5	5,5	5	5	0	10	0
24	5	5	4,8	5	0	0	-4
25	5	5	4,8	5	0	0	-4
26	4,9	5	4,9	5	-2	0	-2
27	4,9	5	5	5	-2	0	0
28	5	5	5	5	0	0	0
29	5	5	5	5	0	0	0

30	5	5	5	5	0	0	0
Erro médio					0,33%	0,06%	0,26%
Erro máximo					6%	10%	10%

Ao realizar análise multivariada descrita na tabela 4, observou-se que a velocidade do posicionamento 3 diferiu dos posicionamentos 1 e 2 nas velocidade de 1m/s (df=2, F=3,5; p=0,001) e 5 m/s (df=2, F=5,3; p=0,003), indicativo de maior chance de erros. No entanto, os erros de medida encontrados no posicionamento 3 podem ser indicativo de inadequada fixação do acelerômetro, visto que durante o experimento observou-se deslocamento do acelerômetro.

Então, o Sistema de Instrumentação Virtual desenvolvido apresenta erro relativo médio de 1% (o pior resultado ocorre no eixo z). Os valores de repetitividade apresentados na tabela 4 indicam um mínimo de 66,6% (o pior resultado também ocorre no eixo z).

Tabela 4 – Valores de repetitividade para velocidades de 1 e 5 m/s em 30 aplicações (ensaios).

	Posicionamento 1	**Posicionamento 2**	**Posicionamento 3**
	1 m/s	**1 m/s**	**1 m/s**
Eixo y	83,3%	76,6%	66,6%*
Eixo x	83,3%	76,6%	66,6%*
Eixo z	83,3%	76,6%	66,6%*
	Posicionamento 1	**Posicionamento 2**	**Posicionamento 3**
	5 m/s	**5 m/s**	**5 m/s**
Eixo y	76,6%	76,6%	66,6%*
Eixo x	76,6%	76,6%	66,6%*
Eixo z	76,6%	76,6%	66,6%*

* diferença estatisticamente significativa para $p<0,01$.

Para o cálculo de fidedignidade relativa, foi utilizado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) a partir de análise de variância. Quanto mais próximo de 1 for o CCI, mais fidedigno é o experimento. Foram observados valores de CCI, conforme listados na tabela 5.

Tabela 5 - Coeficiente de correlação intraclasse (CCI) para o cálculo de fidedignidade relativa.

	1m/s	**5m/s**
Eixo x (%)	0,87	0,85
Eixo y (%)	0,89	0,84
Eixo z (%)	0,68	0,59

Na tabela 6, mostra-se a fidedignidade absoluta, a partir do Erro Padrão de Medida (EPM) e para cada eixo nas velocidades testadas (1m/s e 5m/s). Os resultados indicam a variabilidade das medidas, ou seja, ao realizar 30 ensaios para cada velocidade, foi possível aferir a dispersão dos resultados em torno do erro padrão. Menores valores de velocidade no eixo z indicam menor fidedignidade absoluta. O erro padrão de medida adotado foi 0,55 m/s, tendo em vista ser o pior resultado alcançado para esse parâmetro.

Tabela 6 - Erro Padrão de Medida para fidedignidade absoluta.

	1m/s	**5m/s**
Eixo x (m/s)	0,71	0,7
Eixo y (m/s)	0,69	0,69
Eixo z (m/s)	0,6	0,55

Foi realizada correlação para identificar a associação entre o valor de velocidade do Sistema de Instrumentação Virtual e aquela gerada pelo dispositivo eletrônico. Constataram-se elevadas correlações para velocidade de 1 m/s: posição 1 ($r = 0,91$; $p = 0,01$); posição 2 ($r = 0,88$; $p = 0,01$); posição 2 ($r = 0,79$; $p = 0,02$). Para a velocidade de 5m/s, verificaram-se correlações de: posição 1 ($r = 0,92$; $p = 0,01$); posição 2 ($r = 0,91$; $p = 0,01$); posição 2 ($r = 0,75$; $p = 0,03$).

4.2 APLICAÇÃO DO SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL (SIV) EM MODELO HUMANO

A amostra foi constituída por quinze atletas de caratê adultos, faixas roxa, marrom e preta, federados na federação paranaense de caratê (FPRK) do sexo masculino com idade de

21,3 ± 6,3 anos, massa corporal de 76,4 ± 13,1 kg, estatura de 1,78 ± 0,0 m, tempo de prática de 11 ± 6 anos e tempo de competição de 6,9 ± 3,6 anos, como se pode observar na tabela 7.

Tabela 7 - Análise descritiva da amostra.

	Média, dp
Idade (anos)	21,3 ± 6,3
Massa Corporal (kg)	76,4 ± 13,1
Estatura (m)	1,78 ± 0,0
Tempo de prática (anos)	11 ± 6
Tempo de competição (anos)	6,9 ± 3,6

Quanto à caracterização da amostra (figura 15), ao observar a análise percentual por categoria de peso identifica-se que 73,3% os atletas concentram-se nas categorias entre 75 e 84 kg. Atletas classificados como faixa roxa, marrom e preta disputam a principal.

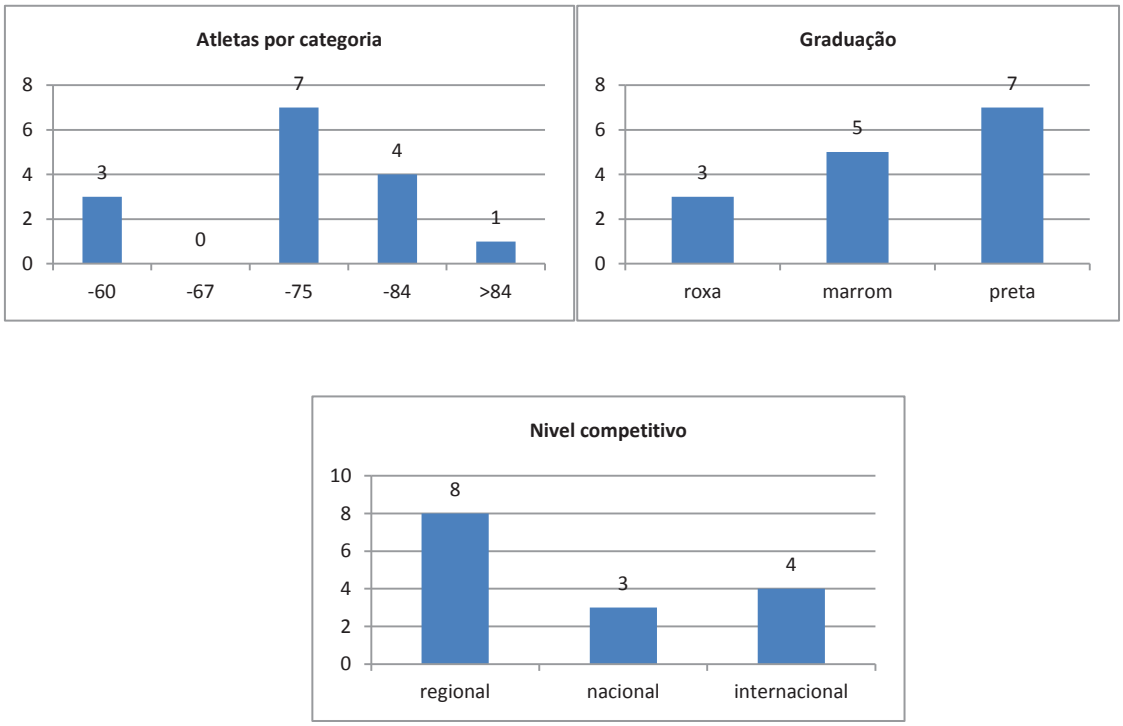


Figura 12 - Descrição de categoria, graduação e nível competitivo da amostra.

Os atletas analisados adéquam-se à Categoria A (faixas roxa, marrom e preta) de peso e classe para as competições realizadas ou autorizadas pela *World Caratê Federation* (WKF). Dividida por categorias de peso em até 60kg, -67kg, -75kg, -84kg, +84kg, segundo o regulamento técnico de competição de 2012 da WKF (WKF, 2012).

Para evitar os efeitos de fadiga na execução dos 5 socos avaliados no presente estudo, avaliou-se a percepção subjetiva de esforço após a realização dos golpes. Foram encontrados valores entre 'muito fácil' (valor = 6) e 'relativamente fácil' (valor = 10), indicativo de que não houve interferências de fadiga muscular na avaliação de velocidade de golpes (figura 11).

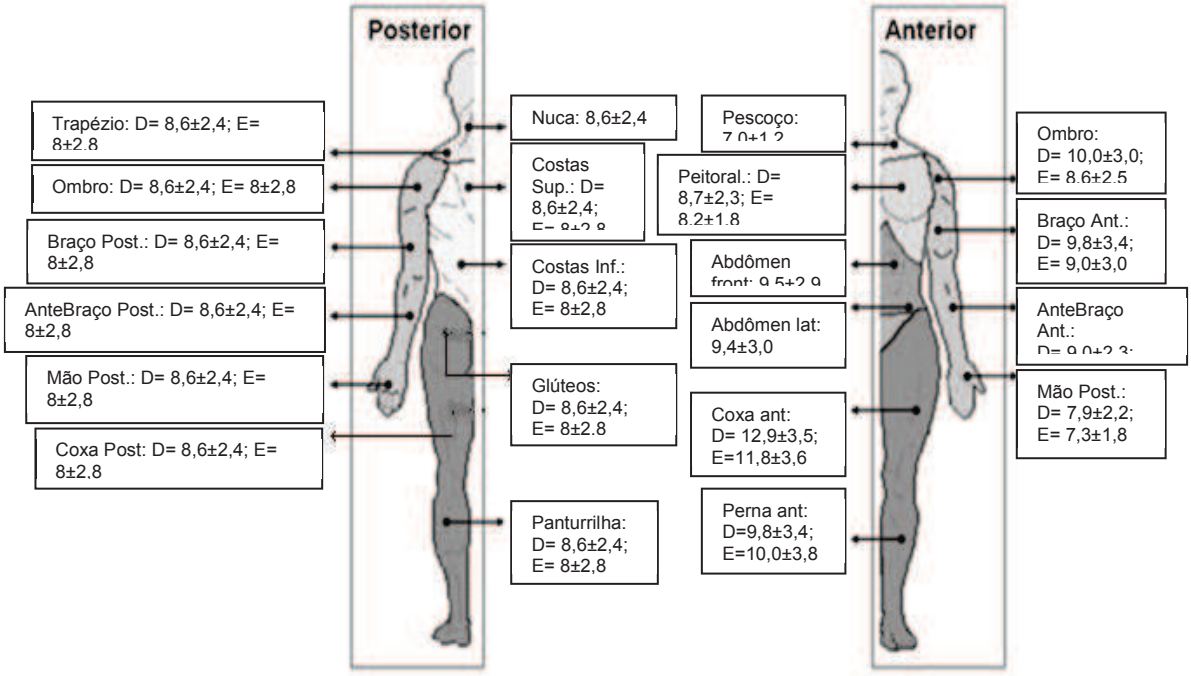


Figura 13 - Percepção de esforço por região anatômica após a realização dos cinco socos.

Observou-se, ainda, o comportamento da FC antes, durante e após a execução dos socos (tabela 8). Para o cálculo da intensidade de esforço, utilizou-se equação proposta por Karvonen (1967) a partir do cálculo de FC máxima de Tanaka (2003). Encontraram-se os resultados apresentados na tabela 8.

Tabela 8 - Comportamento da FC durante aplicação do SIV.

	FC (bpm)
Repouso	62 ± 12,1
Soco 1	98 ± 10,2

Soco 2	104 ± 8,7
Soco 3	110 ± 7,5
Soco 4	100 ± 9,0
Soco 5	100 ± 10

Tabela 9 - Cálculo da FC conforme intensidade de exercício*.

	Intensidade (%)	**Zona de FC (bpm)**
Leve	<65%	<150,4 ± 12,3
Moderado	66-89%	151,7 ± 10,2 – 183±10,2
Intenso	>90%	>184,4 ± 9,6

*Intensidade de exercício adaptadas de Weineck (2002).

Os valores de FC durante a aplicação do SIV na realização de socos *gyako zuki* no caratê foram classificados como exercício físico leve, indicativo de que não houve processo de fadiga muscular.

Ao avaliar a aplicabilidade do SIV Nokachi para a medição de velocidade de soco, considerou-se a análise de velocidade linear instantânea e velocidade linear máxima. Tais valores foram medidos pelo SIV do presente estudo. A velocidade linear instantânea pode ser definida como o limite da relação entre o espaço percorrido em um intervalo de tempo, onde este último tende a zero (WINTER, 2005), ou seja, a velocidade de um corpo no exato instante escolhido. Já a velocidade linear máxima foi estipulada como o máximo valor encontrado durante a execução do soco reverso.

Com o objetivo de padronizar o movimento e controlar as variáveis de adaptação de golpe, dos cinco socos avaliados, foram estudados apenas os socos 2, 3 e 4. A apresentação dos dados de velocidade média e velocidade máxima para cada eixo (x, y e z) são apresentadas na tabela 10. Não foram encontradas diferenças significativas nas variáveis de velocidade entre os socos 2, 3 e 4.

Para a análise de velocidade linear máxima de carpo, calculou-se a maior velocidade obtida para cada soco no sistema de instrumentação virtual (SIV) ‘Nokachi’ (tabela 6). Ao realizar análise de variância, não houve diferença significativa para tempo de execução de golpe ($F=0,32$; $p=0,43$) velocidade máxima ($F=0,36$; $p=0,72$) e velocidade média ($F=0,42$; $p=0,34$) indicativo de repetitividade do sistema desenvolvido, já que os voluntários são atletas de alta performance que mantêm constância na execução do golpe.

Tabela 10 - Comportamento do tempo, velocidade máxima e velocidade média.

	Tempo (s)	**Velocidade linear máxima (m/s)**	**Velocidade linear média (m/s)**
Soco 2	0,33±0,06	10,3±1,04	6,3±0,17
Soco 3	0,33±0,06	11,2±4,5	6,1±0,10
Soco 4	0,33±0,07	11,5±6,2	6,2±0,14
Valor médio	0,33±0,06	11±4,2	6,1±0,13

A velocidade linear máxima individual é apresentada na tabela 11. Foi realizada análise de variância do sinal de velocidade entre os socos 2, 3 e 4 para cada indivíduo analisado e entre avaliados. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$), indicativo de que os voluntários conseguiram repetir os três socos com a mesma performance (velocidades similares) mas também indica que há pouca variação nas medidas do SIV.

Tabela 11 - Comportamento da velocidade máxima individual (m/s).

Sujeitos	**Soco 2 (m/s)**	**Soco 3 (m/s)**	**Soco 4 (m/s)**
1	10,2	10,9	9,7
2	8,2	9,5	7,9
3	11,5	10,1	9,7
4	10	12,4	11,9
5	11,3	12,7	12,7
6	10,7	10,4	11,1
7	10,9	9,0	8,9
8	12,2	11,4	10,7
9	11,2	13,6	8,5
10	9,7	9,6	9,0
11	11,7	10,6	12,6
12	9	9,8	9,4
13	11	10	9,8
14	11	10,3	11,4

15	10,3	8,9	8,2
Valor médio	10,3±1,04	11,2±4,5	11,5±6,2
Valor máximo	12,2	13,6	12,7

A tabela 12 mostra que não houve diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) nas velocidades médias para cada avaliado, indicando, mais uma vez, de que os atletas deste experimento apresentam comportamento motor similar entre as três situações de soco avaliadas.

Tabela 12 - Velocidade linear média em carpo para cada sujeito avaliado.

Sujeitos	**Soco 2 (m/s)**	**Soco 3 (m/s)**	**Soco 4 (m/s)**
1	6,0	6,1	6,2
2	6,2	6,3	6,1
3	6,3	6,1	6,3
4	6,4	6,2	6,4
5	6,4	6,1	6,1
6	6,3	6,2	6,2
7	6,3	6,1	6,2
8	6,2	6,3	6,2
9	6,4	6,1	6,1
10	6,2	6,1	6,1
11	6,3	6,2	6,3
12	6,4	6,3	6,4
13	6,8	6,4	6,6
14	6,2	6,1	6,1
15	6,3	6,1	6,2
Valor médio	6,3±0,17	6,1±0,10	6,2±0,14
Valor máximo	6,8	6,4	6,6

Para os valores de tempo de execução de golpe apresentados na tabela 13, também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$) entre o soco 2, 3 e 4

para cada sujeito avaliado. A ausência de variação no tempo de execução de golpe pode ser indicativo de que os atletas apresentam domínio da ação motora executada, pois mantêm valor similar entre os socos.

Tabela 13 - Velocidade linear média em carpo para cada sujeito avaliado.

Sujeitos	**Soco 2 (m/s)**	**Soco 3 (m/s)**	**Soco 4 (m/s)**
1	0,3075	0,3075	0,29
2	0,3275	0,335	0,27
3	0,305	0,295	0,2775
4	0,37	0,365	0,365
5	0,4825	0,445	0,445
6	0,395	0,3675	0,365
7	0,31	0,3075	0,325
8	0,345	0,3375	0,4825
9	0,29	0,3075	0,31
10	0,2275	0,1975	0,2425
11	0,3975	0,4425	0,415
12	0,3125	0,335	0,3375
13	0,23	0,24	0,2375
14	0,3825	0,3825	0,3725
15	0,31	0,315	0,2875
Valor médio	0,33±0,06	0,33±0,06	0,33±0,07
Valor máximo	0,48	0,45	0,48

Na figura 14, pode-se verificar o comportamento do sinal de velocidade de soco pode ser dividido em quatro diferentes momentos: (1) fase de aceleração com saída de punho em região de cotovelo até a extensão de braço, (2) fase de desaceleração ao final da extensão de braço, (3) fase de retorno de punho para a região de quadril, (4) fase de estabilização de punho em região de quadril. Especialmente para a fase 2, ocorre desaceleração antes da extensão de braço. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os sinais dos socos 2, 3 e 4.

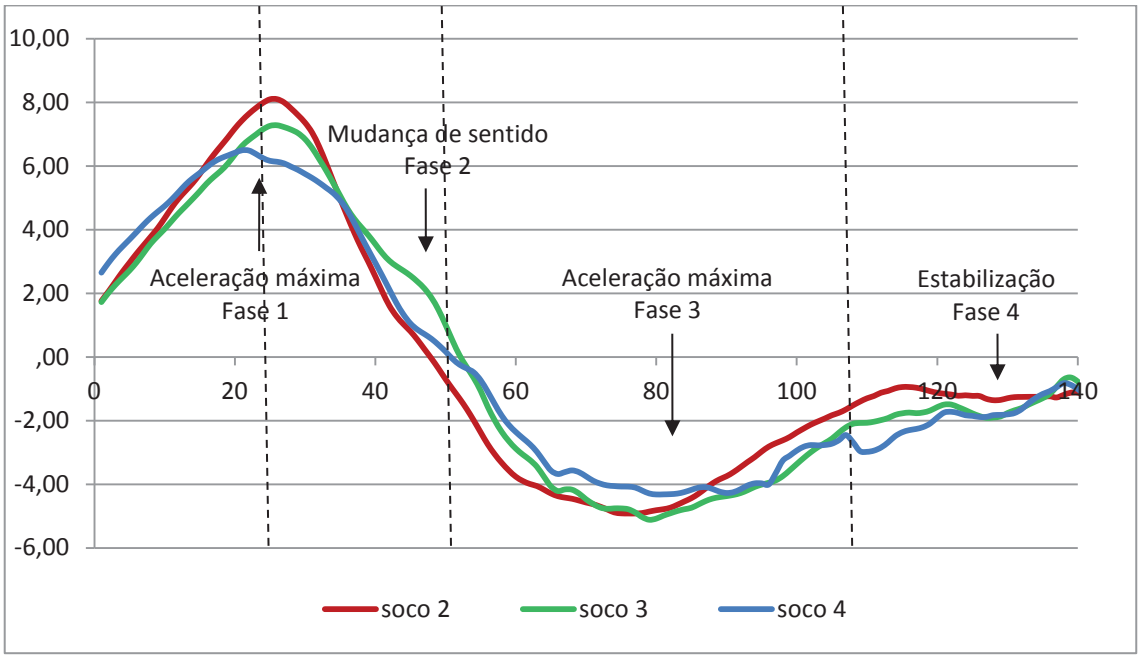


Figura 14 - Comportamento da média do sinal. de velocidade dos 15 sujeitos avaliados para soco 2, 3 e 4.

Ao relacionar o nível competitivo, categoria de peso e graduação com o tempo de execução de golpe e velocidades máximas e médias de golpe, houve relação significativa para categoria de peso e nível competitivo.

Na tabela 10, constata-se que o nível competitivo é fator determinante na velocidade de golpes, a regressão linear foi significativa (df=3; F=9,11; p=0,003), especialmente para velocidade máxima, que é maior em atletas de nível internacional (t=-5,15; p=0,001). Por meio do método *stepwise*, tem-se a equação 8, que estima a linha de regressão linear.

$$NC = 8,5 + 0,7(VM) \qquad \text{(Equação 8)}$$

Onde: NC = nível competitivo

VM = velocidade máxima

Logo, o coeficiente Beta de +0,7 indica que quanto maior o nível competitivo, maior é a velocidade máxima de soco.

Tabela 14 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme nível competitivo.

Nível competitivo	**N**	**Tempo (s)**	**Velocidade máxima (m/s)**	**Velocidade Média (m/s)**

Internacional	4	0,32 ± 0,03	11,6 ± 0,37**	6,2 ± 0,05
		(0,29 – 0,38)	(11,2-12,3)	(6,2 – 6,3)
Nacional	3	0,4 ± 0,04	10,6 ± 0,44	6,1 ± 0,06
		(0,37 – 0,46)	(10,1 – 11)	(6,1 6,2)
Regional	8	0,31 ± 0,05	9,7 ± 0,8	6,2 ± 0,15
		(0,22 – 0,42)	(9 – 10,9)	(6,1 – 6,6)

** diferença estatisticamente significativa para p<0,05 (teste regressão linear, método *stepwise*)

Na tabela 14 observa-se a relação entre categorias de peso e variáveis de tempo e velocidade o valor da regressão linear significativa (df=3; F=5,3; p=0,017). Aplicando o método *stepwise*, identificou-se que atletas das categorias leve e média apresentam maiores velocidades máximas de golpe (t=-3,894; p=0,003), definidas pela equação 8, para regressão linear.

CP = 15,85 – 0,86(VM) (Equação 9)

Onde: NC = nível competitivo

VM = velocidade máxima

Por meio da tabela 15, pode-se verificar a relação entre categorias de peso e o comportamento da velocidade dos socos. O coeficiente Beta de -0,86 indica relação inversamente proporcional. entre o peso e a velocidade máxima. Atletas de categorias de peso até 75 kg apresentam maior velocidade de golpe do que atletas de categoria meio pesado e pesado.

Tabela 15 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme categoria de peso.

Categoria de peso	**n**	**Tempo (s)**	**Velocidade máxima (m/s)**	**Velocidade Média (m/s)**
Leve (<60 kg)	3	0,3 ± 0,00	11,5 ± 0,11	6,2 ± 0,05
		(0,2 – 0,3)	(11,3 – 12)	(6,2 – 6,3)
Meio médio (60,1 a 67 kg)	0	-	-	-
Médio (67,1 a 75 kg)	7	0,34 ± 0,07	10,8 ± 0,68	6,2 ± 0,16

		(0,2 – 0,4)	(10,2 – 12,3)	(6,1 – 6,6)
Meio pesado (75,1 a 84 kg)	4	0,34 ± 0,07	9,1 ± 0,46**	6,1 ± 0,03
		(0,24 – 0,42)	(9 – 10)	(6,1 – 6,2)
Pesado (acima de 84 kg)	1	0,3	9,4	6,3

** diferença estatisticamente significativa para p<0,05 (teste regressão linear, método *stepwise*)

Na tabela 16, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para tempo, velocidade máxima e velocidade média (F=2,05; p=0,165) no teste de regressão linear quando estas variáveis foram relacionadas à graduação do atleta.

Tabela 16 - Comportamento de tempo e velocidades máxima e média conforme graduação.

Graduação	**n**	**Tempo (s)**	**Velocidade máxima (m/s)**	**Velocidade Média (m/s)**
Preta	7	0,32 ± 0,04	10,95 ±1,21	6,2 ± 0,07
		(0,29 – 0,42)	(9 – 12)	(6,1 – 6,3)
Marrom	5	0,3 ± 0,08	10 ± 0,55	6,2 ± 0,18
		(0,24 – 0,46)	(9 – 11)	(6,1 – 6,6)
Roxa	3	0,35 ± 0,07	9,8 ± 0,95	6,2 ± 0,12
		(0,22 – 0,38)	(0 – 11)	(6,1 – 6,3)

A partir dos dados encontrados, confirma-se que um instrumento como o SIV desenvolvido pode fornecer importantes informações sobre a velocidade instantânea em situação de aplicação do golpe *gyako zuki* no caratê, de tal modo que é possível correlacionar a velocidade máxima medida com a expertise do atleta.

5 DISCUSSÃO

5.1 INSTRUMENTAÇÃO

Pela ausência de instrumento que avalie a variável velocidade em situação real de golpe, alguns estudos (RAVIER, 2003; ROSCHEL et al., 2009) têm avaliado o comportamento de velocidade de golpe com cicloergômetros ou adaptação de testes normalmente utilizados para a avaliação de força.

O sistema de instrumentação virtual (SIV) desenvolvido no presente estudo é capaz de estimar a velocidade de golpes em esportes de combate. Usualmente, a literatura descreve análises biomecânicas (CESARI; BERTUCCO, 2008; VENCESBRITO et al., 2011) para tal estimativa. Apesar de elevada exatidão de medida dos instrumentos de análise biomecânica 3D (WINDOLF et al., 2008), o elevado custo e sua complexidade tornam necessária a implementação de instrumentos de baixo custo, facilidade de uso e maior portabilidade. Atletas e técnicos precisam de avaliações da condição técnico-tática em situações cotidianas, não laboratoriais, que usualmente ficam um pouco distantes das condições ideais ou de pesquisa.

As taxas de amostragem programáveis do acelerômetro CMA 3000 – D01, triaxial (VTI Technologies), segundo o fabricante, variam de 10 a 400 Hz (resposta plana), definindo diretamente o consumo de potência do componente e, ao mesmo tempo, limitando sua resposta ao espectro do sinal de entrada. No entanto, segundo Kavanagh et al., 2008, esse acelerômetro detecta frequências de até 400 Hz. Como a frequência de amostragem programada para o SIV foi 400 Hz e, de acordo com o Teorema de *Nyquist* (1927), a frequência de amostragem mínima para se amostrar um sinal deve ser o dobro da frequência da componente do sinal de maior frequência; então, a frequência aplicada neste projeto foi um fator limitador do instrumento.

Para o sistema de coordenadas, Souza (2002) recomenda que a medida de aceleração seja efetuada na direção Z, ou seja, longitudinalmente ao membro. Contudo, devido ao dispositivo de aquisição empregado, foi inviável a utilização da coordenada Z. Logo, definiu-se a coordenada X como eixo longitudinal ao membro. Como os valores de velocidade foram obtidos pelo cálculo do módulo dos vetores velocidade x, y e z, o posicionamento não influenciou na estimativa de velocidade de golpe.

Outro importante parâmetro abordado na instrumentação é a medida de exatidão calculada pelo erro relativo. O erro relativo médio encontrado foi 1%, apesar do erro máximo chegar a 30% (eixo z, pior caso). Por se tratar de estimativa de velocidade, esses resultados não comprometem o sistema. Além disso, foram encontrados elevados valores de correlação nas velocidades estimadas pelo SIV e pelo sistema eletrônico.

Porém, devido à limitação do equipamento de teste, o ensaio de repetitividade foi realizado apenas nas velocidades de 1 m/s e 5 m/s, o que não reflete a real velocidade de golpes, especialmente socos que podem chegar até 13 m/s (Gulledge e Dapena, 2008; Dworak et al., 2008; Gianino, 2010 e Urbinati, 2012). Salienta-se que o instrumento eletrônico de referência utilizado foi adaptado de uma mesa de testes de análise de velocidade. Novos ensaios deverão ser realizados em equipamentos calibrados e dentro do período de validade e, quiçá, considerados padrão-ouro pela literatura. Apesar das limitações do equipamento, o SIV alcançou adequados valores de fidedignidade relativa, com mínimo de 0,59 % para o eixo z.

5.2 APLICAÇÃO DO SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL EM MODELO HUMANO

As técnicas de percussão no caratê são baseadas na variável velocidade e envolvem massa corporal equivalente no golpe. O golpe pode ser determinado pela quantidade e momento de energia (DWORAK et al., 2005).

Elevadas velocidades não apenas determinam o resultado do golpe, mas o tempo de golpe que pode ser crucial na aquisição de pontos na situação do kumite (DWORAK et al., 2005).

A análise da variável força muscular pode não ser suficiente para determinar o desempenho esportivo do atleta (SBRICCOLI et al., 2006; ZHER et al., 1997), visto que a prova de kumite é um esporte dependente de outras variáveis para a obtenção do desempenho esportivo, especialmente por se tratar de ações técnico-táticas específicas da modalidade (URBINATI et al., 2011b). Logo, a avaliação de velocidade pelo SIV desenvolvido permite respeitar a validade ecológica da modalidade karate, sendo possível a avaliação de velocidade em situação real ao evento competitivo.

Parece que a capacidade de antecipação e reconhecimento de padrões de movimentos em fases iniciais de sua execução, que indiquem com precisão o que será realizado, tem sido demonstrada como variável discriminante entre lutadores de diferentes níveis (MORI et al.,

2002; CHAABÈNE et al., 2012 b), fato encontrado neste estudo e que permitiu identificar que atletas de nível internacional apresntam maior velocidade de realização de golpes.

Então, a aplicação do Sistema de Instrumentação Virtual (SIV) pode identificar o padrão de velocidade e auxiliar na prescrição do treinamento de atletas. No quadro 5, pode ser identificada a comparação de velocidade de golpe encontrada no presente estudo com demais pesquisas. A velocidade linear máxima encontrada aqui é similar aos valores descritos na literatura (5,7 a 13 m/s) (GULLEDGE e DAPENA, 2008; DWORAK et al., 2005; GIANINO, 2010). Gulledge e Dapena (2008) ao avaliarem 12 artistas marciais encontraram variações de valores de velocidade de soco reverso entre 4.09±0.52 a 6.43±0.82 m/s. Ao avaliar a velocidade do soco reverso em 21 atletas poloneses de caratê, Dworak et al. (2005) encontraram valores entre 10 e 12,4 m/s. Em situação similar, Gianino (2010) encontrou velocidade de 13 m/s.

Quadro 5- Comparação de velocidade de golpe.

Estudos	**Sujeitos**	**Resultados**
Presente estudo	15 atletas faixas preta de caratê. Análise por acelerometria	Máxima velocidade: 10 – 10,2 m/s em *gyako*
Gulledge e Dapena, 2008	12 atletas de carate, real.ização de golpe *gyako zuki* em posição *henoji dachi* Análise por acelerometria	Velocidade média: 4.09±0.52 a 6.43±0.82 m/s
Dworak *et al.*, 2005	21 atletas de caratê da seleção polonesa, golpe *gyako zuki* em posição zenkutso dachi. Análise por acelerometria	Máxima velocidade 10 a 12,4 m/s
Gianino, 2010	01 atleta, faixa preta, golpe *gyako zuki* em posição zenkutso dachi. Análise por cinemetria.	Máxima velocidade 13 m/s
Urbinati *et al.*, 2012	3 atletas de Caratê, comparação de situações: golpe *gyako zuki* em posição *zenkutso dachi* (situation A) e posição livre (situation B). Análise por cinemetria.	Máxima velocidade Situação A = 11,4 m/s Situação B = 13,9 m/s

Para o comportamento do sinal de velocidade instantânea encontrada no soco, o movimento pode ser dividido em quatro diferentes fases (SUWARGANDA et al., 2009): (1) fase de aceleração com saída de punho em região de cotovelo até a extensão de braço, (2) fase de desaceleração ao final. da extensão de braço, (3) fase de retorno de punho para a região de quadril, (4) fase de estabilização de punho em região de quadril. Ao avaliar doze atletas da seleção nacional da Malásia por cinemetria, Suwarganda et al. (2009) identificaram as

mesmas fases no movimento de soco. No entanto, especialmente para a fase 2, a desaceleração ao final da extensão do braço era menor para indivíduos com maior nível de treinamento.

A velocidade linear do soco é a resultante da combinação dos movimentos de ombro, cotovelo e punho (SUWARGANDA et al. 2009). A execução do movimento de soco deve-se à junção de movimentos articulares (VENCES BRITO et al 2012). Especialmente para a fase 2, ocorre desaceleração antes da extensão de braço. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as velocidades de movimento dos socos 2, 3 e 4.

Os momentos em que ocorreram os picos de velocidade máxima foram diferentes especialmente para o soco 4, tais diferenças podem ser reflexo de adaptações neuromusculares que definem maior eficiência mecânica do gesto motor (SBRICCOLI et al., 2010). Ou ainda, menor extensao de braço durante o movimento. Possivelmente, os atletas não realizaram extensão total do membro superior durante a realização do soco. Durante o experimento, optou-se pela não utilização de anteparos (como manopla ou *makiwara*) para a execução do soco. Logo, apesar da experiência competitiva, os atletas podem ter não realizado extensão total do membro superior durante o golpe. No entanto, a realização de golpes em anteparo geraram elevados ruídos durante o ensaio piloto desta pesquisa.

Outro fator influenciador da velocidade de golpe em lutas de percussão pode ser o membro que executa a ação. Ao avaliar a velocidade de chute circular (*mawashi geri*), em 3 faixas pretas de caratê, Witte et al. (2007) identificaram maiores velocidades quando os praticantes executavam o chute com a perna posicionada a frente. Possivelmente, ao reproduzir este estudo com o golpe de soco, com diferentes posicionamentos de perna, ocorra mudanças de velocidade máxima.

Quanto à caracterização da amostra, a categoria de peso pode ser uma importante variável para o controle de variáveis como velocidade e qualidade técnica do gesto esportivo (GIANINO, 2010). Logo, o fato de mais de 70% da amostra pertencer a categorias de peso médio (67,1 a 75 kg), meio pesado (75,1 a 84 kg) e pesado (acima de 84 kg), pode ser uma variável influenciadora do estudo, não sendo possível generalizar os resultados encontrados em atletas de caratê com os de outras modalidades. Ao avaliar a aceleração de soco em oito caratecas, Souza (2002) identificou que quanto maior a massa corporal do atleta, menores valores de aceleração foram encontrados em socos. No entanto, não houve correlações significativas entre aceleração X massa corporal e velocidade X massa corporal no estudo de Souza (2002).

No presente estudo, a categoria de peso foi uma variável associada a maiores valores de velocidade máxima. Atletas entre as categorias leve e média apresentam maiores valores de velocidade máxima de golpe. Esse resultado pode estar relacionado com o momento de inércia, que é dependente da massa.

A graduação está relacionada com a *expertise* do atleta no domínio e qualidade dos gestos técnicos (URBINATI, 2012). Na Confederação Brasileira de Caratê (CBK), além dos atletas estarem divididos em categorias por massa corporal, ocorre a divisão por faixas em eventos competitivos (WKF, 2012). Atletas graduados entre faixa branca e verde são considerados categoria B. Atletas faixas roxa, marrom e preta são considerados categoria A. Portanto, todos os atletas do presente estudo pertencem a categoria A e, consequentemente, classificados como nível avançado.

Outro importante fator a ser observado é que a amostra do presente estudo é heterogênea para o nível competitivo, sendo que metade da amostra é considerada de nível regional/estadual, seguida de nível nacional e internacional. Assim, atletas de nível internacional alcançam maiores velocidades máximas quando comparados às demais categorias. Acredita-se que a representatividade internacional, ou seja, nível competitivo, seja fator decisivo na melhora de velocidade de golpe. Ao comparar a velocidade de realização de soco em caratecas, Cesari et al. (2008) verificaram maiores valores de velocidade de soco, velocidade de antebraço e impulso de golpe em praticantes *experts* (faixas pretas) do que novatos (faixas brancas). Especialmente para atletas de alto nível competitivo, a velocidade de execução de golpes é preponderante para o rendimento esportivo (Roschel et al., 2009).

Ao comparar a utilização de grupos musculares por eletromiografia em não atletas e atletas de caratê, Ferreira et al. (2010) identificaram que atletas são mais rápidos na fase de contração dos agonistas e realizam atividade de cocontração (contração simultânea com ativação de agonistas e antagonistas) quando comparados a não atletas. Logo, o nível competitivo pode estar associado à melhor coordenação intramuscular e maior variabilidade de estratégias para a realização do golpe (FERREIRA et al., 2010).

Ao comparar a taxa de pico de aceleração (PA) de soco em nove atletas de caratê e treze sujeitos não treinados, Zher et al. (1997) encontraram maiores PA em atletas de caratê, indicativo de que o nível de treinamento é um fator preponderante para a variável velocidade. Ao realizar análise de movimento de socos e chutes em praticantes de caratê por método de cinemetria, Layon (1993) identificou maiores velocidades de golpe e tempo de reação especialmente para faixas pretas com maior tempo de treino e maior idade. Comparando três

grupos de praticantes de caratê: avançado (faixas pretas), intermediário (faixas coloridas) e iniciante (faixas brancas), Voigth e Klausen (1990) perceberam que a velocidade de soco foi 32% maior no grupo avançado do que nos grupos intermediários e iniciante.

As MEC são atividades de difícil medição durante ações específicas dos treinamentos, simulações e, especialmente competições. Assim, o processo de avaliação física dos lutadores é parte importante do planejamento do treinamento, pois é a partir desses aspectos que o treinador consegue informações relevantes para a preparação física do atleta (FRANCHINI e DELVECHIO, 2011).

O SIV 'Nokachi' permite sua empregabilidade em atletas de diversos níveis de rendimento esportivo, como atletas amadores, de iniciação desportiva e alto rendimento; e nível socioeconômico, o que caracteriza o acesso universal de uma nova tecnologia esportiva. Pode ser instalado em computadores de uso pessoal e utilizado em diferentes ambientes como academias, sala de lutas e ginásios esportivos. Possui menor custo financeiro quando comparado aos demais equipamentos encontrados em ambiente laboratorial. Seu uso pode ser extrapolado para outras modalidades esportivas de combate (MEC) como muay thai, kung fu, taekwondo e demais MEC de percussão.

Assim, o sistema '*Nokachi*', por apresentar características diferenciadas como portabilidade, ausência de fios (sistema *wireless* de aquisição de sinais) e fácil instalação em qualquer computador pessoal (IBM PC ou Apple), uma vez que o software *LabView* pode ser instalado nessas plataformas. Ao comparar quatro diferentes acelerômetros no quadro 2, observa-se a menor geometria do sensor, o que permitiria fácil transporte e instalação e acesso para a comunidade esportiva.

O SIV 'Nokachi' apresentou medidas de velocidade linear máxima e velocidade linear média semelhantes aos valores encontrados na literatura (GULLEDGE e DAPENA, 2008; DWORAK *et al.*, 2005; GIANINO, 2010; URBINATI *et al.*, 2012) na realização do soco reverso (*gyako zuki*), bem como regularidade nos valores apresentados nas três situações de socos avaliados. Estes dados contribuem para fundamentar a empregabilidade do SIV 'Nokachi'.

5.3. Sugestões de Futuros Trabalhos

Como sugestão de trabalhos futuros, indica-se:

(1) O SIV desenvolvido deve ser comparado com um instrumento padrão de ensaio, também 3D, que responda a uma faxa maior de frequência e, ainda, com equipamentos e métodos considerados padrão-ouro (tal qual a cinemetria) para esse tipo de medida *in vivo*;

(2) substituir o acelerômetro usado por outro que responda a uma faixa de frequência maior que 400 Hz para captar com exatidão velocidades maiores;

(3) calibrar o sistema em um laboratório credenciado junto ao INMETRO;

(4) avaliação de outros golpes como chutes e demais socos com a utilização de mais de um acelerômetro, o que permitiria a avaliação em tempo real dos vários golpes em situação de luta;

(4) avaliar grandes grupos populacionais, o que permitiria o desenvolvimento de tabelas de classificação de velocidade de acordo com diferentes tipos de golpes, em diferentes modalidades, para comparar aletas e ter valores de referência no esporte;

(5) como o SIV 'Nokachi' foi desenvolvido em ambiente LabVIEW, é possível a implementação de novas ferramentas (como novos filtros e utilização de várias entradas com acelerômetros no mesmo sistema), pois todo SIV caracteriza-se por sua flexibilidade e expansibilidade, entre outras.

(6) uso de diferentes tipos de filtros e análise comparativa dos métodos de cálculos matemáticos para o emprego de integrais para velocidade instantânea, para definir qual modelo matemático teria a representação com maior fidedignidade.

Atualmente, o SIV 'Nokachi' mede valores de velocidade instantânea em tempo real. As análises apresentadas nesta dissertação mostram exatidão e fidedignidade no emprego deste sistema para a avaliação do soco reverso (golpe *gyako zuki)* no caratê.

Há a necessidade de armazenamento e processamento de grande quantidade de informações sobre características técnico-táticas em modalidades esportivas de combate (MEC). Existe carência de publicações que tenham analisado volumes elevados de dados, especialmente em atletas com diferentes níveis competitivos, faixas etárias e gêneros; bem como poucos estudos contendo processos matemáticos mais complexos que visam o estabelecimento da identificação dos padrões de movimentos de lutadores e predição do desempenho competitivo baseada nestes resultados (FRANCHINI e DELVECHIO, 2011).

O instrumento apresenta vantagens quando comparado a outros instrumentos em ambiente laboratorial como, por exemplo: aspecto financeiro com baixos custos, fácil acesso para atletas e técnicos desportivos em ginásios de esportes e academias.

Além de atender outras MECs de percussão, a implementação do SIV ‘Nokachi’ será acessível a atletas das diversas camadas sociais, devido ao seu baixo custo quando comparado a outros instrumentos laboratoriais e poderá atender atletas em diferentes níveis de formação, desde iniciantes (como crianças e adolescentes) até atletas de alto rendimento esportivo.

6 CONCLUSÕES

Durante a realização desta dissertação, desenvolveu-se uma interface gráfica para aquisição, processamento e visualização de dados de velocidade instantânea em ambiente Labview, empregando a tecnologia de acelerometria 3D sem fio. Efetivou-se a integração de um *hardware* de aquisição de sinais comercial à interface gráfica desenvolvida. A transformação de aceleração em velocidade foi implementada por software, empregando as componentes vetoriais da velocidade, x, y e z, para, então, determinar seu módulo.

Assim, as principais conclusões extraídas da pesquisa realizada foram: desenvolvimento de uma interface gráfica para aquisição, processamento e visualização de dados de velocidade instantânea em ambiente LabView;

(1) integração do hardware de aquisição de sinais à interface gráfica desenvolvida;

(2) adequada aplicabilidade do sistema de instrumentação virtual na estimativa de velocidades em golpe de percussão em esporte de combate como o caratê, com adequada exatidão, fidedignidade e repetitividade.

(3) atletas de maior nível competitivo e menores categorias de peso apresentam maiores velocidades em golpe de percussão, no caratê.

6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A principal dificuldade e limitação do presente trabalho foi a determinação do erro de medida, pois esta medida é usualmente realizada em ambientes laboratoriais de controle de medidas como Inmetro. Outro fator limitador é a frequência de sinal que o acelerômetro CDMA pode medir. Indica-se a utilização de altas frequências (acima de 400 Hz) para a avaliação do movimento humano, mas o sensor CDMA apresenta frequência máxima em torno de 400 Hz, o que implica num fator limitador (e erro) para a análise de movimentos. A ausência de equipamentos de cinemetria 3D para a comparação dos resultados de estimativa de velocidade do SIV foi outro fator limitador.

A deficiência de investimentos em suportes financeiros para a utilização de equipamento de análise biomecânica com padrão-ouro para a validação do sistema dificultou análises mais técnicas e resultados mais expressivos do uso da cinemetria na avaliação de

velocidade no soco reverso. Apesar de existirem equipamentos de análise biomecânica na cidade de Curitiba, não foi possível conciliar a agenda de atividades dos laboratórios com a agenda competitiva dos atletas.

Como vantagens, o SIV ‘Nokachi’ tem perspectivas de aplicabilidade e extrapolação para outros tipos de golpes e modalidades esportivas de combate (MEC) de percussão.

7 REFERÊNCIAS

(WKF) WORLD CARATÊ FEDERATION. *Competition rules kata & kumite*. Version 6, january, 2009. http://www.wkf.net. Acesso: 10-05-2011

(WKF) WORLD KARATE FEDERATION. *Competition rules kata & kumite*. Version 6, january, 2009. http://www.wkf.net. Acesso: 10-05-2011.

ANDRIOLA, M. Modulo disciplinare monotemático di approfondimento L´agonismo sportivo dei Greci: técnica e ideologia dello sport nella Grecia ântica. In: Cesareo, A. *Diddatica per La nuevva scuela*. Morlachi Editore, 2004.

ARTIOLI, G.; SCAGLIUSI,F.; KASHIWAGURA,D.; FRANCHINI,E.; GUAL.ANO,B.; JUNIOR, A.L. Development, val.idity and reliability of a questionnaire designed to eval.uate rapid weight loss patterns in judo players. *Scand J Med Sci Sports* 2009.

BAUER J (1999). Ferramentas do biomecânico: uma breve revisão de três tecnologias-chave. *Artus* 19(1):9-34.

BECKWITH JG, CHU JJ, GREENWAL.D RM. Val.idation of a noninvasive system for measuring head acceleration for use during boxing competition. *J Appl Biomech*. 2007 Aug;23(3):238-44.

BEEKLEY. M.D; TAKASHI, A.; MASAKATSU, K.; MIDORIKAWA, T.; YAMAUSHI, T. Comparison of normal.ized maximum aerobic capacity and body composition of sumo wrestlers to athletes in combat and other sports. *Journal. of Sports Science and Medicine*, p.13-20, 2006.

BENEKE,R.; BEYER,T.; JACHNER,C.; ERASMUS, J.; HÜTLER, M. Energetics of karate kumite. *European Journal of Applied Physiology*. v. 92, n. 4-5, p.518-523, 2004.

BOLANDER, R.; PINTO NETO, O.; BIR, C. The effects of height and distance on the force production and acceleration in martial arts strikes. *J Sports Sci Med*, v. 8, n. -, p. 47-52, 2009.

BLEDSOE, G.H. Mixed Martial Arts**,** *Combat Sports Medicine,* P. 323-334, 2009.
BRONFENBRENNER, U. **A ecologia do desenvolvimento humano: experimentos naturais e planejados**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996.

BRONZINO, J. *Biomédical. engineering handbock*, 2 ed, v.1, IEEE Press, 1999.

BURCHFIELD, T.R; VENKATESAN,S. Accelerometer-based human abnormal. movement detection in wireless sensor networks. *Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international. workshop on Systems and networking support for heal.thcare and assisted living environments,* p.67 -69, 2007.

CESARI, P.; BERTUCCO, M. Coupling between punch efficacy and body stability for elite karate. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11, 353-356, 2008.

CHAABÈNE H, HACHANA Y, FRANCHINI E, MKAOUER B, MONTASSAR M, CHAMARI K. Reliability and construct validity of the karate specific aerobic test (KSAT). *J Strength Cond Res*. Feb 15, 2012. (a)

CHAABÈNE, H.; HACHANA, Y.; FRANCHINI, E.; MKAOUER, B.; CHAMARI, K.. Physical and Physiological Profile of Elite Karate Athletes. *Sports Medicine*. 42(10):829-843, October 1, 2012.(b)

CHENG, C.Y.R.; SEYBERT, A.F.; WU, T.W. A multidomain boundary element solution for silencer and muffler Performance prediction. *Journal. of Sound and vibration*, v. 115, p 119-129, 1991.

CHIU H-T, SHIANG T-Y (1999). A new approach to evaluate karate punch techniques. *17º International Symposium on Biomechanics in Sport.* p. 61-4.

CHIU, H-Y; SHIANG, T-Y. *A new approach to eval.uate caratê punch techniques*, n.d.

CHOWDHURY,H; AL.AM, F.; SUBIC, A . Aerodynamic Performance Eval.uation of Sports Textile, **Procedia Engineering** 2 (2010) 2845–2850

COSTA, C. Após investimento, Brasil avançou em medalhas, mas 'perdeu bonde para 2016'. BBC Brasil em Londres. Disponível em: http://www.bbc.co.uk/portuguese/noticias/2012/08/120812_olympics_investimento_esporte_cc.shtml. Acesso: 20 ago 2012.

DEL VECCHIO, F.B. HIRATA, S.M; FRANCHINI, E. A Review Of Time-Motion Analysis And Combat Development In Mixed Martial Arts Matches At Regional Level Tournaments . *Perceptual and Motor Skills,* 2011, 112, 2, 639-648. Perceptual and Motor Skills 2011.

DIACU F (2003). On the dynamics of karate. *Martial Arts and Math* –(-):9-11.

DINN, N.A.; BEHM, D.G. A Comparison of Bal.listic-Movement and Bal.listic-Intent Training on Muscle Strength and Activation. *International. Journal. of Sports Physiology and Performance,* 2007, 2, 386-399.
Disponível: http://www.st.com/stonline/products/technologies/mems/mems.htm

DONKE, A. Cresce número de praticantes de MMA no brasil: procura por artes marciais cresceu cerca de 20% no último ano. *Universidade Metodista De São Paulo*, 2012. Disponível em: Http://www.Metodista.Br/Rronline/Rrjornal/Cresce-Numero-De-Praticantes-De-Mma-No-Brasil. Acesso Em 20 Ago 2012.

DORIA, C; VEICSTEINAS, A.; LIMONTA, E.; MAGGIONI, M.A.; ASCHIERI, P.;EUSEBI, F.;FANO, G.;PIETRANGELO, T. Energetics of caratê (kata and kumite techniques) in top-level Athletes. *European Journal. of Applied Physiology*, v.107, p.603–610, 2009.

DWORAK,L.B.; OZIEWIECKI, K.; MCLCZYNSKI, J. Characteristicss of Kinematics and kinetics of strokes in karate - Biomechanical approach," in *XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports, Beijing, China*, pp. 109-112, 2005.

EMMERMACHER P et alii (2007). Different variations of the karate technique mawashi geri. *25º International Symposium on Biomechanics in Sport.* Ouro Preto, Brazil, p. 289-92.

EMMERMACHER, P., WITTE, K.; HOFMANN, M. Acceleration course of fist push of Gyaku-zuki. *Proceedings of XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports Volume 2* (pp 884-887). Beijing: The People Sport Press, 2005.

ESTEVES AC, REIS DC, SANTOS SG. Impacto e tempo de impacto no *Bandal Tchagui* kick do taekwond. *FIEP Bulletin,* 76: 448-450, 2006.

FERREIRA, R.F.; LINS, Z.D.; CAVAL.CANTI, M.C. Virtual.ização de instrumentos industriais utilizando o labview. *VIII Conferencia internacional. de aplicações industriais*. Poços de Cal.das, 2008.

FIGUEIREDO, L.J.; GAFANIZ,A.R.; LOPES, G.S.; Pereira, r. *Aplicações de Acelerómetros*. IAS 2007 – Instrumentação e Aquisição de Sinais Monografia Lisboa, Portugal, 19 Dezembro 2007.

FONSECA, A.B. Ciência, tecnologia e desigualdade social no brasil: contribuições da sociologia do conhecimento para a educação em ciências. Revista Electrónica de Enseñanza de Las Ciencias Vol. 6, Nº 2, 364-377, 2007.

FRANCHINI, E.; NUNES, A.V.; MORAES, J.M.; DEL VECHIO, F.B. Physical. fitness and anthropometrical. profile of the Brazilian mal.e judô team. *Journal. of Physiological. Antropology*, Tokyo, v.26, n.2, p59-67, 2007.

FRANCHINI, E; DELVECHIO, F. Estudos em modalidades esportivas de combate: estado da arte. *Revista Brasileira de Educação Física*, São Paulo, v. 25, p.67-81, dez, 2011.

FUJIMASA, Iwao. **Micromachines: a new era in mechanical. engineering**. Oxford: Oxford University Press, 1996.

GARCIA, M.A.C., MAGAL.HÃES, J., IMBIRIBA, L.A. Comportamento temporal. da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular. Rev Bras Med Esporte. Vol. 10, Nº 4 – Jul/Ago, 2004(a).

GARCIA, M.A.C., MAGAL.HÃES, J., IMBIRIBA, L.A., OLIVEIRA, L.F. Interferência da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras no sinal. de EMG. **R. bras. Ci.e Mov.** 12(4): 57-61, 2004 (b).

Gianino C (2010). Physics of karate kinematics analysis of karate techniques by a digital movie camera. *Lat Am J Physics Educ* 4(1):32-4.

GLOBO ESPORTE. Quadro de medalhas Londres 2012. Disponível em: http://globoesporte.globo.com/olimpiadas/medalhas.html, Acesso em 20 ago 2012.

GOLDBERG, H. What Is Virtual. Instrumentation? Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE**,** 3(4): 10-13, Dec 2000**.**

GORDON, B., MOIR, G., DAVIS, S., WITMER, C.; CUMMINGS, D.M.(2009) An investigation into the relationship of flexibility,power, and strength to club head speed in mal.e golfers. *Journal. of Strength and Conditioning Research* **23,** 1606-1610.

GULLEDGE, J. K. ; DAPENA. "A comparison of the reverse and power punches in oriental martial arts.," *Journal of sports sciences*, vol. 26, no. 2, pp. 189-96, Jan. 2008.

GUTIÉRREZ, C.G.; PÉREZ, M.G.; CALDERON, P.T. Bibliometric analysis of the scientifi c production on martial arts and combat sports articles in the web of science databases (Sci-expanded, SSCI, A&HCI) (2000-2009). In: 2011

GUTMANN, A. From ritual to record: the nature of modern sports. New York: Columbia University Press, 1978.

HAN CAN, MA LU, LUYING GAN. The Research on Application of Information Technology in sports Stadiums, *Physics Procedia*, 22, 604- 609, 2011.

HOFMANN, M., WITTE, K.; EMMERMACHER, P. Biomechanical analysis of fist punch Gyaku-zuki. *Scientific Proceedings of the XXVI International Conference on Biomechanics in Sports* (pp 576-579). Seoul, Korea: Seoul National University, 2008.

IIDE, K; IMAMURA, H; YOSHIMURA, Y; YAMASHITA, A; MIYAHARA, K; IMAMURA, H., YOSHIMURA, Y., UCHIDA, K., NISHIMURA, S.; NAKAZAWA,A. T. (1998) Maximal. oxygen uptake, body composition andstrength of highly competitive and novice caratê practitioners. *Applied Human Science* 17, 215-218.

IMAMURA, H., YOSHIMURA, Y., UCHIDA, K., NISHIMURA, S.; NAKAZAWA,A. T. Maximal oxygen uptake, body composition andstrength of highly competitive and novice karate practitioners. *Applied Human Science* 17, 215-218, 1998.

INVERNIZZI, P.L.; LONGO, S.; SCURATI,R. Analysis of heart rate and lactate concentrations during coordinative tasks: pilot study in karate kata world champions. Sport Science and Health, v.3, p.41–46, 2008.

JAMES, A.; JONES, R. The social. of caratê-do. Leisure Studies, 1 (1982) 337-354.

JOHNSON, G W. LabVIEW Graphical Programming: Practical Applications in Instrumentation and Control, 2nd. McGraw-Hill School Education Group, 1997.

JOHNSON, G W. LabVIEW Graphical. Programming: Practical. Applications in Instrumentation and Control, 2nd. McGraw-Hill School Education Group, 1997

KIM HS, PETRAKIS E. Visuoperceptual speed of karate practitioners at three levels of skill. *Percept Motor Skills*. Aug;87(1):96-8, 1998.

KIM, S, GREENWELL,T.C, ANDREW, DPS; LEE, J.; Mahony, D.F. An Anal.ysis of Spectator Motives in an Individual. Combat Sport: A Study of Mixed Martial. Arts Fans. *Sport Marhetlng Quarterly*, 2008,17, 109-119, 2008.

KOROPANOVSKI N, DOPSAY M, JOVANOVIC S (2008). Characteristics of pointing actions of top male competitors in karate. *Braz J Biomotri* 2(4):241-518.

LAYTON C. Speed of technique and age in Shotokan karateka. *Perceptual Mottor Skills*. Jun;76(3 Pt 1):1001-2, 1993.

LEE JB, MATSUMOTO T, OTHMAN T, YAMAUCHI M, TAIMURA A, KANEDA, E. Coactivation of the flexor muscle as a synergist with the extensors during ballistic finger extension moviment in trained kendo and karate athletes. *International Journal of Sports Medicine.* 20:7-11, 1999.

LIMA, S.; FREITAS,S.; KRUEGER, C.. Perspectivas de utilização de sistemas microeletromecânicos (mems) visando a integração gps/ins de baixo custo. *Anais do Simpósio Brasileiro de Geomática, Presidente Prudente - SP, 9-13 de julho de 2002. p.082-087.*

LUBES, A. *Caminho do caratê. Curitiba*. Editora UFPR, 1991.

MACAN, J; BUNDALO-VRBANAC, D.; ROMIĆ, G. Effects of the new karate rules on the incidence and distribution of injuries, *Br J Sports Med*;40:326-330, 2006.

MADOU, M. *Fundamental.s of Microfabrication***.** Boca Raton: CRC Press, 1997.

MARFELL-JONES, M., OLDS, T., STEWART, A. AND CARTER, L. International standards for anthropometric assessment. ISAK: Potchefstroom, South Africa, 2006.

MARTINS C.J., KANASHIRO C. Bujutsu, Budô, esporte de luta. Motriz. *Revista de Educação Física.* UNESP, v.16, p.638-648, 2010.

MEHANNI A (2004). *Kinematische und dymamische biomechanik des prellstosses kizami-zuki bein karate.* 156 f. Tese de Doutorado (Educação Física), Universidade de Konstanz.

MEIRA, T.B.; BASTOS, F.C.; BOHME, M.T.S. Análise da estrutura organizacional do esporte de rendimento no Brasil: um estudo preliminar. Rev. bras. Educ. Fís. Esporte, São Paulo, v.26, n.2, p.251-62, abr./jun. 2012.

MIARKA, B; DEL VECHIO, F.; FRANCHINI, E. Acute effects and postactivation potentiation in the special. judô fitness test. Journal. of Strength and Conditioning Researsh, Colorado Springs, v.25, n.2, p.427-431, 2011.

MILANEZ, V.; LIMA,M.; PERANDINI, L.; GONÇAL.VES, C.; FRANCHINI, E. Avaliação e comparação das respostas da percepção subjetiva de esforço e concentração de lactato em uma competição oficial. de caratê . *R. da Educação Física/UEM* Maringá, v. 22, n. 1, p. 57-64, 1. trim. 2011.

MINAMI, T. Pesquisadores Apontam Problemas Na Formação De Jovens Atletas No Brasil. Esporte, Usp Online Destaque Por Redação Em 4 De Julho De 2012. Disponível em : Http://www5.Usp.Br/13329/Pesquisadores-Apontam-Problemas-Na-Formacao-De-Jovens-Atletas-No-Brasil/. Acesso Em 01 Ago 2012.

MIYAMOTO, N; MORIWAKI, C. Physiological Responses of Simulated Karate

MORAES J (2000). Instrumentação para análise biodinâmica do movimento humano. In: Amadio A, Barbanti V (Orgs.). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares.* São Paulo: Estação Liberdade e USP, 2000. p. 15-44.

MOREIRA A, OLIVEIRA PR, OKANO AH, SOUZA M, ARRUDA M. A dinâmica de alteração das medidas de força e o efeito posterior duradouro de treinamento em basquetebolistas submetidos ao sistema de treinamento em bloco. Rev Bras Med Espor te 2004;10(4):243-50.

MORI, S.; OHTANI, Y.; IMANAKA, K. Reaction times and antecipatory skills of caratê athletes. *Human Movement Science*, Amsterdan, v.21, n.2, p.213-230, 2002.

NEPTUNE RR, MCGOWAN CP, FIANDT JM. The influence of muscle physiology and technology on sports performance. *Annu Rev Biomed Eng,* 11:81–107, 2009.

NUSSERA, M; SENNERA,V. High - Tech - Textiles in Competition Sports. *Procedia Engineering*, 2 (2010) 2845–2850

O'SULLIVAN,D.; CHUNG,C; LEE, K.; KIM, K.; KANG,S.; KIM, T.; SHIN, I. Measurement and comparison of Taekwondo and Yongmudo turning kick impact force for two target heights. *Journal of Sports Science and Medicine* (2009) 8(CSSI III), 13-16.

OLIVEIRA L et alii (2008). Simetria intermembros no desempenho do chute mae geri do karatê. *Rev Bras Ci Mov* 16(4).

OLIVEIRA, E.F.; MILLEN NETO, A.R.; JORDÃO, T. Caratê. In: DACOSTA, L. (org.). *Atlas do esporte Brasil*. Rio de Janeiro: CONFEF, 2006.

OLSEN PD, HOPKINS WG. The effect of attempted bal.listic training on the force and speed of movements. *J Strength Cond Res.* 2003;17:291-298.

PANOSSO, L. S.; TRIVIA, R. ; REIS, D. ; SANTOS, S. . Comparação dos impactos de um chute de Taekwondo com um chute do Karatê. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, São Pedro/SP. Congresso Brasileiro de Biomecânica. Rio Claro/SP : TEC ART, 2007. v. 12. p. 799-804, 2007.

PASQUAL.I, L. Val.idade dos testes psicológicos: será possível reencontrar o caminho? **Psicologia: Teoria e Pesquisa**, Brasília, DF, v. 23, p. 99-107, 2007. Número especial.

PEREIRA,J.D.; GIRÃO, P.M.S. Instrumentação para Medidas Eléctricas: Dos Instrumentos Anal.ógicos aos Instrumentos Virtuais, Ingenium, II Série, Nº 28, p. 69-76, Agosto, 1998.

PEREIRA,J.D.; GIRÃO, P.M.S. Instrumentação para Medidas Eléctricas: Dos Instrumentos Analógicos aos Instrumentos Virtuais, Ingenium, II Série, Nº 28, p. 69-76, Agosto, 1998.

PINHEIRO, A.P. Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimento baseado em técnicas de visão computacional. Dissertação de mestrado. Pós Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal. de Uberlândia, 2008.

PINTO NETO O, MAJINI M, SABA M (2006). Análise cinemática de um movimento de kung fu. *Rev Bras Ensino Fís* 28(2):235-9.

PIUCCO, T.; SANTOS, S.G. Características de impacto em diferentes regiões corporais durante a queda na técnica o-soto-gari. EFdeportes. Revista Digital – Buenos Aires, año 13, n 125, octubre, 2008.

PIUCCO, T.; SANTOS, S.G. Val.ores de impacto no corpo do judoca ao ser projetado pela técnica Ippon-Seoi-Nage. *Motricidade* FTCD / CIDESD. 2010, vol. 6, n. 1, pp. 71-83

PONTES, F. O triunfo dos primos pobres. Londres 2012. Revista Época, 12/08/2012.

PRESSMAN, R. Engenharia de Software. 6 ed. São Paulo: McGraw-Hill, 2006.

PROBST, M.M.; FLETCHER, R.; SEELIG, D.S. (2007). A comparison of lower-body flexibility,strength, and knee stability between caratê athletes and active controls. *Journal. of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 451-455

RAVIER G, DUGUE B, GRAPPE F, ROUILLON JD. Maximal. accumulated oxygen deficit and blood responses of ammonia, lactate and pH after anaerobic test: a comparison between international. and national. elite caratê athletes. **International. Journal. of Sports Medicine,** v.27, p.810–817, 2006.

RAVIER G, ROUILLON JD. Ammoniaque et lactate plasmatiques accumule´s em combat de karate. *Science et Motricite´,* v.49, p. 83–95, 2002.

RAVIER, G., GRAPPE, F. AND ROUILLON, J.D. Application of forcevelocity cycle ergometer test and vertical jump tests in the functional assessment of karate competitor. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 44, 349-355, 2004.

RAVIER, G.;DUGUE, B; GRAPPE, F.; ROUILLON, J.D. Impressive anaerobic adaptations in elite caratê athletes due to few intensive intermittent sessions added to regular caratê training. *Scandinavian Journal. of Medicine & Science in Sports***,** v.19, p. 687–694, 2009.

RAVIER, G; DUGUE, B; GRAPPE, F; ROUILLON, Jd. Maximal accumulated oxygen deficit and blood responses of ammonia, lactate and pH after anaerobic test: a comparison between international and national elite karate athletes. *International Journal of Sports Medicine,* 27:810–817, 2006.

REILLY, T; LEES, A. Exercise and sports equipment: Some ergonomics aspects. **Applied Ergonomics** 1984, 15.4, 259-279

ROBERTSON, D. G. E.; CAL.DWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. research methods in biomechanics. Human Kinetics, champaign, 2004.

RONDA,L.T.; MEDINA, L.S.;BADILLO, J.J.G. (2011) . Muscle strength and golf performance: A critical. review. *Journal. of Sports Science and Medicine*, 10, 9-18.

ROSCHEL, H.; BATISTA, M.; MONTEIRO,R.; BERTUZZI, R.C.; BARROSO, R.; LOTURCO, I.; UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V.; FRANCHINI, E. Association between neuromuscular tests and kumite performance on the Brazilian Karate National Team. *Journal of Sports Science and Medicine*, v.8(CSSI 3), p.20-24, 2009.

SANTOS SG. *Estudo das características de impacto e da percepção humana de confortona prática de "ukemis" em diferentes tatames*. Tese (Doutorado)-Engenharia de Produção e Sistemas da UFSC, Universidade Federal. de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.

SANTOS, D.M.V. *Indicadores antropométricos, morfológicos e de potencia muscular:* um estudo em atletas de kata e de kumite da seleção nacional de karate. Dissertação de licenciatura. Faculdade de Desporto. Universidade do Porto. Porto, 2008.

SANTOS, S.G.; MELO, S.; HEIDRICH, R.M.; MORO, A.R.P; REIS, D.C. Aceleração e tempo de duração de impacto em segmentos corporais do judoca durante a realização de ukemi emdiferentes tipos de tatames. *Rev Port Cien Desp* 7(2) 156–16, 2007.

SAVIOJA, L.; HUOPANIEMI, J.; LOKKI, T.; VÄÄNÄNEN, R. Creating interactive virtual acoustic environments. *Journal of Audio Engineer Society* volume 47 issue 9 pp. 675-705; september 1999.

SBRICCOLI, P; CAMOMILLA, V.;MARIO, A.D.; QUINZI, F.; FIGURA, F; FELICI, F. (2010) Neuromuscular control adaptations in elite athletes: the case of top level karateka. *Eur J Appl Physiol* 108:1269–1280

SCHWARTZ ML, HUDSON AR, FERNIE GR, HAYASHI K, COLECLOUGH AA. Biomechanical. study of full-contact caratê contrasted with boxing. J Neurosurg. 1986 Feb;64(2):248-52.

SCHWARTZMAN*, S.* A Pesquisa Científica e o Interesse Público. Revista Brasileira de Inovação, p. 361-395, 2010. *Scientific Congress On Martial Arts And Combat Sports*, Viseu, 2011. Viseu: Portugal, 2011. p.54-5.

SFORZA, G.; C; TURCI, M; GRASSI, G; FRAGNITO, N; SERRAO. Repeatability of choku-tsuki and oi-tsuki in shotokan karate: a 3-dimensional analysis with thirteen black-belt karateka, *Perceptual & Motor Skills*, vol. 92, pp. 1230-1232, 2001.

SIDTHILAW S. Kinetic and kinematic anal.ysis of Thai boxing roundhouse kicks. *American College of Sports Medicine Conference.* 1997. Disponível em:

SMITH, M.S.; DYSON, R.J.; HAL.E, T.; JANAWAY, L. Development of a boxing dynamometer and its punch force discrimination efficacy. Journal. of Sports Science, London, v.18, n.6, p. 445-450, 2000.

SOUZA, V. A. *Analise de impacto e risco de lesões no segmento superior associadas a execussao da técnica de guiako tsuki sobre makiwara por praticantes de karate do estilo shotokan***.** Dissertação de mestrado. Pós graduação em Engenharia Mecanica. UFRGS, 2002. Sparring Matches in Young Men and Boy. Journal of Strength & Conditioning

STMicroelectronics - Product Technologies. *MEMS: Micro-Electro-Mechanical. System*[Online].

SUWARGANDA, E. K. ; RAZALI, R. A. ; WILSON, B.; FLYGER, C. Biomechanics, and B. Jalil, "analysis of performance of the karate punch (gyaku-zuki).," pp. 0-3, 2008.

TAVARES F (2006). Analisar o jogo nos esportes coletivos. In. Rose Jr. D (Org.). *MEC.* Rio de Janeiro: Guanabara. p. 60-7.

TESHIMA, K.; IMAMURA, H.; YOSHIMURA, Y.; NISHIMURA, S.; MIYAMOTO, N.; YAMAUCHI, Y.; HORI, H.; MORIWAKI, C.; SHIROTA, T. Nutrient intake of highly competitive mal.e and femal.e collegiate caratê players. **Journal. Physiological. Anthropology and Applied Human Science**, v.21, n.4, p. 205-211, 2002.

URBINATI, K.S. ; EMERICK, R. ; PEREIRA, R.L. ; RIBAS, M.R. ; BASSAN, J.C. ; FRANCHINI, E. Anthropometric and physiological. responses to periodized strength training in caratê athletes. *Scientific Congress on Martial. Arts and Combat Sports Proceedings.* Viseu : Instituto Politécnico de Viseu, p. 130-131, 2011, (a).

URBINATI, K.S. Karate-do: caminho das mãos vazias, in: *Ensino das lutas*: reflexões e propostas de programas. Scortecci Editora, 2012.

URBINATI, K.S.; RIBAS, M.; BASSAN, J.C. Potência e capacidade anaeróbia em atletas de caratê. *Revista Uniandrade,* v. 12, p. 67-78, 2011, (b).

URBINATI,K.S.; SCHEEREN, E; NOHAMA, P. Variação de velocidade de golpe em diferentes bases: estudo de caso no karate. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB, 2012.

VENCES-BRITO, A. M. ; RODRIGUES, M.A.; FERREIRA, N.; CORTES, N.; FERNANDES, O.; PEZARAT-CORREIA, P. Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, pp. 1023-1029, Oct. 2011.

VICON MX SYSTEM. Vicon MX Hardware. Motion measurament and anal.isys system, 2004.

VILANI, R; DISTASO, M. Techinical tactical evolution of the international competitions of karate. 9 th Annual ongress of European College of Sports Science, Clermond Ferrand, France, 2004.

VILLANI, R.; CECCACCI, A.; GASPERINI, D.; DISTASO, M.; GIANGRANDE, M. *Evaluation of the rapidity reaction in karate.* 13th Congress of the ECSS. Oslo, Noruega, 2009.

VTI TECHNOLOGIES OY PRELIMINARY - Subject to changes. Doc. Nr. 8277800.13 Version, 29 dec, 2008. (disponível em www.vti.fi)

VTI TECHNOLOGIES OY PRELIMINARY - Subject to changes. Doc. Nr. 8277800.13 Version, 29 dec, 2008. (disponível em www.vti.fi)

WALILKO, T.J; VIANO, D.C.; BIR, C.A. Biomechanics of the head for olympic boxer to the face. British Journal. os Sports Medicine, London, v.39, n.10, p. 710-719, 2005.

WELLS, G.D., ELMI, M. AND THOMAS, S. (2009) Physiological. correlates of golf performance. *Journal. of Strength and Conditioning Research* **23,** 741-750.

WILLIAMS, A. M.; ELLIOTT, D. Anxiety, expertise, and visual search strategy in karate. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 21, 362–375, 1999.

WILLIAMSON, R; ANDREWS, I.B.J. Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. Medical. & Biological. Engineering & Computing, 2001, vol. 39. p. 30-34.

WINTER, D. *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd ed. New Jersey: , 2005.

WITTE, K., EMMERMACHER, P.; BYSTRZYCKI, S., POTENBERG, J. Movement structures of round kicks in caratê. *XXV International. Society of Biomechanics Symposium, ISBS Symposium 2007, Ouro 302 Preto — Brazil*

YONGJUN XU; LINGYI LIU; PEIFU SHEN; TAO LV; XIAOWEI LI; Low power processor design for wireless sensor network applications. proceedings 2005 international. conference on wireless communications, networking and mobile computing. 23-26 SEPT. 2005: 921 – 924**.**

YONGJUN XU; LINGYI LIU; PEIFU SHEN; TAO LV; XIAOWEI LI; Low power processor design for wireless sensor network applications. Proceedings. International conference on wireless communications, networking and mobile computing. 23-26 SEPT. 2005: 921 – 924, 2005.

YOON, S. (1998) *The relationship between muscle power and swing speed in low-handicapped golfers*. Masters' thesis. BrighamYoung University, Provo, UT.

YOSHIHIRO HOSHIKAWA, Y; MURAMATSU,M.; IIDA,T.; UCHIYAMA, A.; NAKAJIMA,Y.; KANEHISA, H. (2010). Event-related Differences in the Cross-sectional. Areas and Torque Generation Capabilities of Quadriceps Femoris and Hamstrings in Mal.e High School Athletes. *J Physiol Anthropol 29(1):13–21.*

ZAHRAN A, ELSEOUFY A (2010). Biomechanics determinants of the trunk front semi-circular kick in tae-kwon-do. *World J Sports Sci* 3(-): 921-9.

ZEHR, E.P., SALE, D.G.; DOWLING, J.J. Ballistic movement performance in karate athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 29, 1366-1373, 1997.

ZENNARO D, LÄUBLI T, KREBS D, KLIPSTEIN A, KRUEGER H. Continuous, intermitted and sporadic motor unit activity in the trapezius muscle during prolonged computer work. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:113-24.

ANEXO 1 – TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Associação Paranaense de Cultura - PUCPR

PROJETO DE PESQUISA

Título: Sistema de instrumentação virtual para estimativa de velocidade no karate: golpe gyako zuki

Área Temática:

Pesquisador: Keith Sato Urbinati **Versão:** 2

Instituição: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR **CAAE:** 01889312.0.0000.0020

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 38400

Data da Relatoria: 13/06/2012

Apresentação do Projeto:

Atualmente atletas buscam maximizar sua performance atlética, principalmente por meio da utilização de novas tecnologias. Esse é um fator determinante para maximização do rendimento esportivo. A tecnologia no esporte está representada em diversos campos de atuação como: indústria textil, instalações e construções esportivas e softwares de controle de ações técnico-táticas. Dentre os diversos esportes que poder-se-iam beneficiar com inovações tecnológicas, as modalidades esportivas de combate (MEC) apresentam grande necessidade de inovação.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Desenvolver um sistema de instrumentação virtual (SIV) para a estimativa de velocidade para golpe de karate, empregando sensores de aceleração 3D.

Objetivo Secundário: a) Desenvolver o software de aquisição, processamento e visualização de dados de velocidade instantânea; b) Validar o sistema de aquisição para a variável posição espacial do membro superior (MMSS) a partir do método de cinemetria; c) Estimar a velocidade de golpe gyako zuki em diferentes posições (zenkutso dachi e agachamento a fundo).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Ao realizar os socos, os movimentos serão medidos por um sensor chamado acelerômetro e por câmeras que captam os pontos refletores que foram fixados no corpo. A filmagem e o sensor acelerômetro são indolores e não emitem qualquer tipo de radiação ionizante ou corrente elétrica que possam causar riscos à saúde. Durante o procedimento o atleta poderá sentir cansaço físico semelhante ao de um treinamento de karate. Por se tratar da execução de exercício físico, a freqüência cardíaca será o tempo todo monitorada, e a qualquer sinal de anormalidade os testes serão imediatamente interrompidos. No local estará presente um pesquisador e mais 2 ajudantes, o procedimento será realizado individualmente em uma sala fechada, sem circulação de outras pessoas para manter a privacidade durante todo o procedimento. Na verdade, este experimento refletirá um fragmento de uma sessão de treinamento que o atleta realiza usualmente.

Benefícios: Avanço de novas tecnologias para a avaliação de golpes no karate, consequentemente melhor adequação da prescrição do treinamento desportivo e melhora do desempenho esportivo do atleta.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Participarão do estudo 12 atletas de karate de nível internacional (seleção nacional), todos do sexo masculino, faixas pretas, adultos (18 a 30 anos de idade), devidamente federados na Confederação Brasileira de Karate. Eles serão submetidos ao preenchimento de anamnese sobre seu histórico esportivo. Serão medidos: massa corporal (kg), estatura (m), dobras cutâneas (triceps, subescapular, supraespinhal, abdominal, panturrilha medial - mm), diâmetros ósseos (umeral, biestiloidal, bimaleolar, femoral (cm) e comprimentos de segmentos (braço, antebraço, mão, membro inferior, coxa, perna e pé - cm). Será realizada tricotomia de membros inferiores e superiores para a fixação dos marcadores de movimento. O acelerômetro será fixado com fita adesiva micropore na face posterior da mão, para a análise de movimento será empregado o sistema Vicon constituído por oito câmeras infravermelho de frequência de 60 Hz e marcadores passivos de 25 mm de diâmetro , para todas as capturas será realizado o sistema de calibração. No ambiente de coleta, será posicionada uma ábua de madeira (makiwara) com altura de 1,5 m e 1,5 cm de espessura em frente ao atleta. Será

fixado na makiwara um marcador esférico refletor com o objetivo de capturar o momento exato de chegada da mão na madeira. O atleta será posicionado na frente da makiwara. O atleta será orientado a realizar a medição do golpe gyako zuki e executar dois golpes para o ajuste de distância de golpe. A medida de distância de base será realizada conforme o comprimento do membro superior (VENCES-BRITO et al., 2011). Serão realizados 80 golpes de socos, 40 com braço direito e 40 com braço esquerdo.

As imagens coletadas em processo de filmagem serão analisadas e encaminhadas aos respectivos atletas avaliados. Após a análise de dados as filmagens serão deletadas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE - está presente e escrito de maneira adequada.

Recomendações:

Sem sugestões.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O presente projeto de pesquisa está aprovado no quesito ético.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou ementas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

CURITIBA, 18 de Junho de 2012

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO

ANEXO 2 – TERMO DE COMPROMISSO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Voluntários da pesquisa "Sistema de intrumentação virtual para estimativa de velocidade no karate: golpe *gyako zuki*"

Eu, _____,
RG nº_____, de nacionalidade_____, _____ anos,
residente à _____,
estou sendo convidado a participar do projeto de pesquisa: *"Sistema de intrumentação virtual para estimativa de velocidade no karate: golpe gyako zuki".*

Objetivo: Eu entendo que o objetivo deste estudo é desenvolver um instrumento para medir a velocidade do soco *gyako zuki* no karate.

Procedimentos: Primeiro devo responder a um questionário que pergunta sobre os meus dados pessoais e histórico como atleta. Deverei colocar um *short* preto fornecido pela pesquisadora. Depois a pesquisadora irá medir minha altura, tamanho de meus braços e pernas com uma fita métrica e quantidade de gordura com um compasso. Vou me pesar em uma balança. Os meus pêlos de braço e perna serão retirados por um aparelho de barbear de uso individual. Fui informado que serão coladas algumas bolinhas refletoras de 0,5 cm de diâmetro, com *micropore* em meus braços e pernas. No dorso da minha mão será fixado com *micropore* um pequeno sensor chamado acelerômetro. Também será colocado em meu peito uma cinta elástica para medir minha freqüência cardíaca. Deverei realizar 80 golpes de soco *gyako zuki* em um anteparo emborrachado (*makiwara*) toda vez que uma lâmpada ascender. Vou realizar 40 golpes com o braço direito e 40 golpes com o braço esquerdo. Entre cada soco vou descansar entre 10 e 30 segundos. A cada 10 socos que eu realizar, deverei descansar por 2 minutos. Eu entendo que durante a execução do soco serei filmado por 8 câmeras com infravermelho para medir meu movimento de soco. Ao final da realização dos socos, deverei preencher um novo questionário que irá informar em quais as regiões do meu corpo sinto maior desconforto muscular.

Participação voluntária: Entendo que minha participação neste estudo é voluntária, e que eu tenho a liberdade de recusar-me a participar deste projeto.

Liberdade para interromper a participação: Entendo também que a qualquer momento posso pedir para retirar o consentimento e interromper minha participação na realização da pesquisa, sem qualquer prejuízo.

Benefícios: Eu entendo que não há compensação financeira nem tipo algum de remuneração relacionada à minha participação neste estudo. E, ainda, que minha participação é importante, pois é por meio de pesquisas que ocorrem importantes avanços no esporte.

Despesas: Eu sei que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa serão de responsabilidade do pesquisador. Eu não terei qualquer ônus relacionado à pesquisa. No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá

RÚBRICA DO SUJEITO DE PESQUISA

RÚBRICA DO PESQUISADOR

ressarcimento na forma de depósito em conta corrente. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente de minha participação no estudo, serei devidamente indenizado conforme determina a lei.

Riscos: Eu entendo que ao realizar os socos, meus movimentos serão medidos por um sensor chamado acelerômetro e por câmeras que captam os pontos refletores que foram fixados em meu corpo. Sei que a filmagem e o sensor acelerômetro são indolores e não imitem qualquer tipo de radiação ionizante ou corrente elétrica que possam causar risco à minha saúde. Entendo também que durante o procedimento poderei sentir cansaço físico semelhante ao de um treinamento de karate. Por se tratar da execução de exercício físico, minha freqüência será o tempo todo monitorada, e a qualquer sinal de anormalidade os testes serão imediatamente interrompidos. No local estará presente a pesquisadora e mais 2 ajudantes, o procedimento será realizado individualmente em uma sala fechada, sem circulação de outras pessoas para manter a privacidade durante todo o procedimento.

Imagens: estou ciente que durante o procedimento a pesquisadora faráa algumas fotos, que serão utilizadas somente para fins de pesquisa, e publicadas somente no meio acadêmico, com a condição de que a face não seja revelada, e que eu possa decidir se a foto pode ou não ser utilizada.

Confidencialidade: Eu entendo que a equipe de pesquisa compromete-se a manter sigilo sobre os dados coletados nas minhas avaliações, bem como, a privacidade de seus conteúdos como determina a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde. Os resultados obtidos neste estudo serão publicados somente na dissertação de mestrado, eventos científicos, congressos e revistas especializadas. No entanto, as informações divulgadas em relatório ou publicação, serão sob forma de códigos para que minha privacidade seja mantida. Assim, meu nome não será divulgado em momento algum. E todas as minhas informações serão utilizadas somente para fins acadêmicos e de pesquisa.

Direito de ser mantido atualizado: Eu tenho direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Esclarecimento de dúvidas e identificação dos responsáveis: qualquer dúvida que eu tenha, antes, durante ou depois do experimento, poderá ser esclarecida por um dos pesquisadores que conduzem o estudo em qualquer horário.

Pesquisadora responsável: KEITH SATO URBINATI. Telefone para contato (41) 3271-2233 ou (41) 91858929, keith_sato@hotmail.com. Mestrado em Tecnologia em Saúde. Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Orientador da Pesquisa: PROF. DR. PERCY NOHAMA. Telefone para contato (41) 32711657 ou (41) 84639186. Mestrado em Tecnologia em Saúde. Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

RÚBRICA DO SUJEITO DE PESQUISA

RÚBRICA DO PESQUISADOR

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo "Sistema de intrumentação virtual para estimativa de velocidade no karate: golpe *gyako zuki*". Após a discussão com a pesquisadora "Keith Sato Urbinati" ficaram claros os propósitos e procedimentos do estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

_____ Rio Claro, ____/____/____
Assinatura do Voluntário

_____ Rio Claro, ____/____/____
Assinatura do Pesquisador Principal

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu, _____, permito que os pesquisadores do estudo "Sistema de intrumentação virtual para estimativa de velocidade no karate: golpe *gyako zuki*", obtenham fotografias e filmagens para fins de pesquisa científica educacional.
Eu concordo que o material e informações obtidas durante a pesquisa possam ser utilizados / publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém eu não poderei ser identificado em qualquer uma das vias de publicação ou uso. As fotografias e filmagens ficarão sob a responsabilidade dos pesquisadores.

_____ Rio Claro, ____/____/____
Assinatura do Voluntário

_____ Rio Claro, ____/____/____
Assinatura do Pesquisador Principal

RUBRICA DO SUJEITO DE PESQUISA

RUBRICA DO PESQUISADOR

Pesquisa cadastrada no SISNEP sob o no XXXXX

"Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo, devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um email para nep@pucpr.br".

ANEXO 3: ANAMNESE



Responda às questões com o máximo de **atenção** e **seriedade.**

AS QUESTÕES REFEREM-SE AO SEU HISTÓRICO ESPORTIVO.

A Pontifícia Universidade Católica do Paraná agradece a sua colaboração.

INFORMAÇÕES GERAIS

Data de hoje: ____/____/_____.
Nome Completo: _____
Email: _____

1. Data de Nascimento: ____/____/_____.

2. Sexo: ( ) masculino ( ) feminino

3. Quantos anos você tinha quando começou a **praticar** Caratê _____anos.

4. Quantos anos você tinha quando começou a **competir** Caratê _____anos.

5. Faixa atual.: _____ DAN.

6. Qual. a sua categoria de peso?_____.

7. Assinal.e o seu nível competitivo, marcando um "X" nas competições em que apenas participou sem obter medal.ha, nas que obteve medal.ha, e nas que nunca participou:

Competição regional. (Estadual. e jogos metropolitanos)
( ) participação sem medal.ha ( ) obtive medal.ha ( ) nunca participei

Competição nacional. (campeonato brasileiro, circuito olímpico, JUBs e etc.)
( ) participação sem medal.ha ( ) obtive medal.ha ( ) nunca participei

Competição internacional. (sul-americanos, pan-americanos, mundiais, universitários, olimpíada e etc.)
( ) participação sem medal.ha ( ) obtive medal.ha ( ) nunca participei

8. Em quantas competições você lutou no último ano 2011 incluindo não-oficiais?_____.

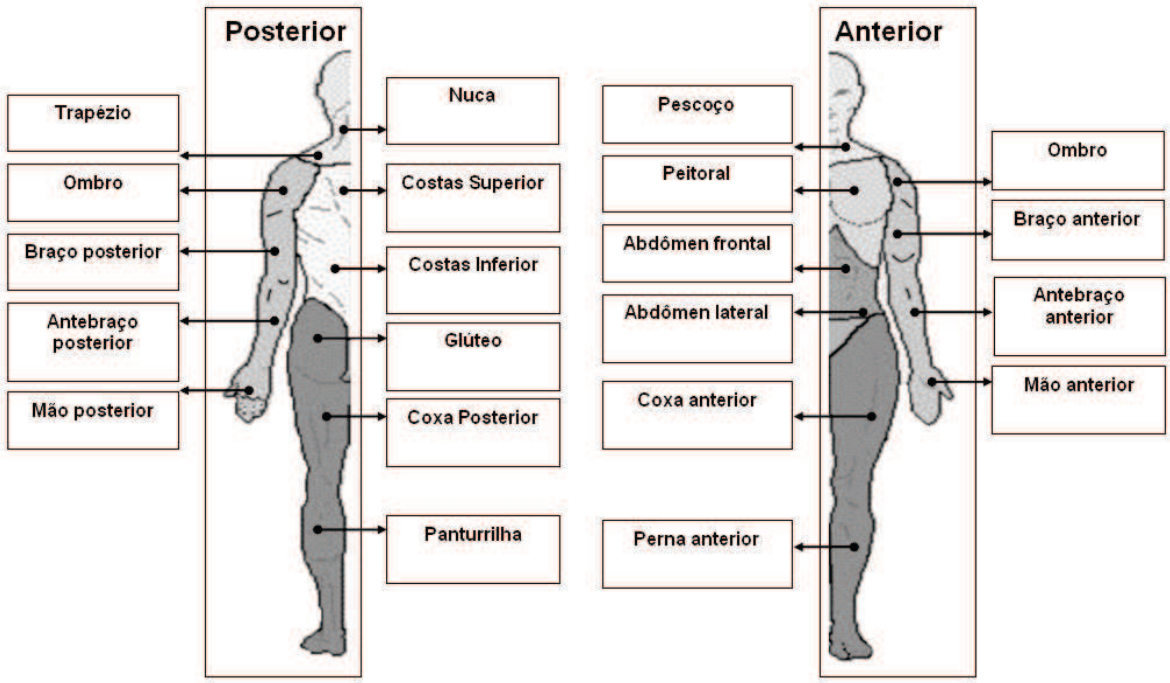
9. Em quantas competições você obteve no último ano 2011 incluindo não-oficiais?_____.

10. Qual. a competição mais importante que você irá disputar (ou disputou) em 2012?_____.

ANEXO 4: PERCEPÇÃO DE ESFORÇO

Dê uma nota de 6 a 20 conforme o desconforto muscular para cada grupo muscular.

A Pontifícia Universidade Católica do Paraná agradece a sua colaboração.



Outras regiões: _____ ( ) | _____ ( ) | _____ ( ) |

ESCAL.A DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO

6	**-**
7	**muito fácil**
8	**-**
9	**Fácil**
1	**-**
1	**relativamente fácil**
1	**-**
1	**ligeiramente cansativo**
1	**-**
1	**Cansativo**
1	**-**
1	**muito cansativo**
1	**-**
1	**Exaustivo**
2	**-**