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

KEITH MARY DE SOUZA SATO URBINATI

RESPOSTAS FISIOLÓGICAS E BIOMECÂNICAS AO PROCESSO DE FADIGA EM PRATICANTES DE CARATÊ

CURITIBA
2020

KEITH MARY DE SOUZA SATO URBINATI

RESPOSTAS FISIOLÓGICAS E BIOMECÂNICAS AO PROCESSO DE FADIGA EM PRATICANTES DE CARATÊ

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama
Coorientador: Prof. Dr. Eduardo M. Scheeren

CURITIBA

2020

Urbinati, Keith Mary de Souza Sato

U73r
2020 Respostas fisiológicas e biomecânicas ao processo de fadiga em praticantes de caratê / Keith Mary de Souza Sato Urbinati ; orientador: Percy Nohama ;coorientador: Eduardo M. Scheeren. – 2020.

146 f. : il. ; 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2020

Bibliografia: f. 122-133

1. Tecnologia de saúde. 2. Artes marciais. 3. Estimulação elétrica. 4. Esportes. 5. Fadiga muscular. 6. Fenômenos Biomecânicos. I. Nohama, Percy. II. Scheeren, Eduardo M. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD 20. ed. – 610.28

Programa de
PÓS-GRADUAÇÃO
EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
PUCPR

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 012

A Tese de Doutorado intitulada: **"RESPOSTAS FISIOLÓGICAS E BIOMECÂNICAS AO PROCESSO DE FADIGA EM PRATICANTES DE CARATÊ"** defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Keith Mary de Souza Sato Urbinati** no dia **31 de agosto de 2020**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Percy Nohama– Orientador e Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto – PUCPR

Prof. Dr. Elisangela Ferretti Manffra– PUCPR

Prof. Dr. Kazuo Kawano Nagamine - FAMERP

Prof. Dr. Fernando Diefenthaeler - UFSC

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 17 de março de 2022.

Prof. Dr. Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho, CEP 80215-901, Curitiba – PR, Brasil
Telefone: +55 41 3271-1657
E-mail: ppgts@pucpr.br

Dedico este trabalho à nobre arte que trouxe até o meu coração, o meu marido, o meu filho, a minha profissão e o meu modo de viver!

Obrigada KARATE-DO.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que contribuíram com este trabalho: atletas e técnicos.

Aos professores Guillaume Millet, Fernando Diefenthaeler, Adriano Eduardo Lima da Silva e Emerson Franchini pelas incontáveis discussões e contribuições neste trabalho.

Pela sempre prontidão no auxílio do sistema Vicon / Nexus, Robson Cassefo da APAMED.

Aos parceiros Giovani Caranhato, Guilherme Bertola, Calue Papcke e Julio Cesar Palma pelo auxílio na coleta de dados e processamento de dados.

Aos meus orientadores Percy Nohama e Eduardo Scheeren por acreditarem mais em mim, do que eu mesma. Eterna gratidão aos ensinamentos que se tornaram amizade.

Meu agradecimento especial à minha família, marido Osvalter Urbinati Filho e meu filhinho Bernardo Sato Urbinati, que sempre me apoiaram nas atividades acadêmicas, especialmente na finalização deste trabalho em plena pandemia de 2020.

“A verdadeira intenção do karate não está na vitória ou na derrota, mas sim na perfeição de caráter dos seus praticantes!”

(FUNAKOSHI, 1973)

RESUMO

Introdução: A fadiga pode alterar o padrão de habilidades motoras, podendo ser decorrente de desvios ou deterioração técnica, desencadeando baixo desempenho esportivo nas artes marciais. Objetivo: investigar as respostas fisiológicas e do padrão cinemático no golpe *gyaku zuki* sob um protocolo específico de karate de indução de fadiga. Metodologia: O estudo contou com 3 experimentos. No primeiro, determinou-se a repetitividade do teste de frequência e velocidade de socos (TFVS) no caratê enquanto protocolo de indução de fadiga. O TFVS foi realizado duas vezes. Utilizou-se o sistema Vicon® (*setup* de 6 câmeras e captura em 300 Hz). No experimento 2, determinou-se o pico de velocidade linear de socos (PV_*gyaku*) e comportamento bioquímico no TFVS, em situação com (*fatigue test* - FT) e sem fadiga (*regular test* – RT), de forma randomizada. Coletou-se as variáveis bioquímicas antes e após os testes. Utilizou-se o *encoder* linear Peak Power Cefise® para a determinação potência média (PM), velocidade média (VM), pico de velocidade (PV), pico de força (PF) e índice de fadiga (IF) na fase de ataque do golpe. O experimento 3 consistiu na análise da estratégia motora utilizada para manutenção da velocidade em RT e FT. Para essa análise, similar ao modelo do experimento 2, utilizou-se o sistema Vicon® *plug in gate full body*, com *setup* de 7 câmeras e captura em 200 Hz. Resultados: No experimento 1, o erro de medida estimado foi de 10,62% para o número de socos (N_socos) e 7% para PV_*gyaku*; repetitividade de 89% para o N_socos e 92% para PV_*gyaku*; CCI de 0,81 para o teste/reteste do N_socos e 0,88 para o PV_*gyaku*, classificado como excelente (<0,75) na reprodutibilidade. O EPM para PV_*gyaku* foi de 0,44. A MMD para N_socos foi de 1,21 e para PV_*gyaku* de 0,99 m/s. Para o experimento 2, a situação RT apresentou maiores valores ($p<0,05$) no ciclo 4 para PM e nos ciclos 1 e 5 para VM, com maiores concentrações de lactato e CK ($p<0,05$) em FT. Com PV_*gyaku* constante em FT, houve desvio técnico no controle motor. No experimento 3, diminuições ($p<0,05$) de 20% na CVM e VA%, aumento ($p<0,05$) de 16,8% na amplitude de M-wave, foram indicativos de fadiga periférica. Identificou-se contribuição hierárquica ($p<0,05$) conforme ordem de importância para fase de ataque RT: 1-pé esquerdo, 2-quadril direito, 3-calcanhar direito; fase de retorno RT: 1-quadril direito; fase de ataque FT: 1-ombro direito; fase de retorno FT: 1-punho direito, 2-ombro direito. O PV_*gyaku* foi maior ($p<0,05$) para RT, indicativo de deterioração técnica. Conclusões: As respostas fisiológicas, bioquímicas, de recrutamento muscular e ativação da função neuromuscular em FT interferiram no modelo cinemático do *gyaku zuki* no caratê.

Palavras-chave: Artes marciais; Fadiga muscular; Esporte; Estimulação elétrica; Fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

Introduction: Fatigue can alter the pattern of motor skills, which may be due to deviations or technical deterioration, triggering low sports performance in martial arts. Objective: to investigate the physiological and kinematic pattern responses in the gyaku zuki strike under a fatigue-inducing karate-specific protocol. Methodology: The study included 3 experiments. In the first, the repetition of the punch frequency and speed test (TFVS) in karate was determined as a fatigue induction protocol. TFVS was performed twice. The Vicon® system (setup of 6 cameras and capture at 300 Hz) was used. In experiment 2, the peak linear velocity of punches (PV_gyaku) and biochemical behavior in the TFVS were determined, in a situation with (fatigue test - FT) and without fatigue (regular test - RT), in a randomized way. Electromyographic data of maximum voluntary contraction (CVM) with electrical stimulation in the femoral nerve and biochemical variables were collected before and after the tests. The Peak Power Cefise® linear encoder was used to determine average power (PM), average speed (VM), peak speed (PV), peak strength (PF) and fatigue index (IF) in the attack phase of the blow. Experiment 3 consisted of the analysis of the motor strategy used to maintain speed in RT and FT. For this analysis, similar to the model in Experiment 2, the Vicon® plug in gate full body system was used, with a setup of 7 cameras and capture at 200 Hz. Results: In experiment 1, the estimated measurement error was 10.62% for the number of punches (N_socos) and 7% for PV_gyaku; repeatability of 89% for N_socos and 92% for PV_gyaku; ICC of 0.81 for N_socos test / retest and 0.88 for PV_gyaku, classified as excellent (<0.75) in reproducibility. The EPM for PV_gyaku was 0.44. The MMD for N_socos was 1.21 and for PV_gyaku 0.99 m / s. For experiment 2, the RT situation showed higher values ($p < 0.05$) in cycle 4 for PM and in cycles 1 and 5 for VM, with higher concentrations of lactate and CK ($p < 0.05$) in FT. There was a decrease ($p < 0.05$) of 20% in CVM and VA%, and an increase ($p < 0.05$) of 11.9% in the amplitude of M-wave, indicative of peripheral fatigue. With PV_gyaku constant in FT, there was a technical deviation in motor control. In experiment 3, decreases ($p < 0.05$) of 20% in CVM and VA%, increase ($p < 0.05$) of 16.8% in the amplitude of M-wave, were indicative of peripheral fatigue. Hierarchical contribution ($p < 0.05$) was identified according to the order of importance for the RT attack phase: 1-left foot, 2-right hip, 3-right heel; RT return phase: 1-right hip; FT attack phase: 1-right shoulder; FT return phase: 1-right wrist, 2-right shoulder. PV_gyaku was higher ($p < 0.05$) for RT, indicative of technical deterioration. Conclusions: The physiological, biochemical, muscle recruitment and activation of neuromuscular function in FT interfered with the kinematic model of gyaku zuki in karate.

Key-words: Martial arts; Muscle fatigue; Sports; Electrical stimulation, Biomechanic phenomena.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	16
1.2	OBJETIVOS	19
1.2.1	OBJETIVO GERAL	19
1.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
1.3	ESTRUTURA DO DOCUMENTO	20
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	O PROCESSO DE FADIGA	21
2.2	MODELOS TEÓRICOS DA FADIGA	22
2.2.1.1	Modelo de Fadiga Cardiovascular / Anaeróbio	22
2.2.1.2	Modelo de fornecimento / depleção de energia	24
2.2.1.3	Modelo de Fadiga Neuromuscular	26
2.2.1.4	Modelo de Potência Muscular / Teoria das Falhas Periféricas	29
2.2.1.5	Modelo de fadiga por Trauma Muscular	32
2.2.1.6	Modelo da Fadiga Biomecânica	33
2.2.1.7	Modelo da Fadiga Termorregulatório	35
2.2.1.8	Modelo Psicológico / Motivacional de Fadiga	37
2.2.1.9	Modelo do Governador Central	38
2.2.1.10	Modelo de Sistemas Complexos de Fadiga	40
2.2.1.11	Modelo de Fatigabilidade	41
2.3	AVALIAÇÃO DA FADIGA E ATIVIDADE NEUROMUSCULAR	43
2.4	TEORIAS DO CONTROLE MOTOR	50
2.4.1	Teoria reflexa do controle motor	50
2.4.2	Teoria hierárquica do controle motor	51
2.4.3	Teoria da programação motora	52
2.4.4	Teoria do modelo Ecológico	53
2.4.5	Teoria Dinâmica	54
2.4.6	Teoria dos Sistemas Dinâmicos	55
2.5	A MODALIDADE ESPORTIVA CARATÊ	56
3	MATERIAIS E MÉTODOS	68

3.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ 68
3.1.1 Participantes 68
3.1.2 Delineamento do Estudo 69
3.1.3 Coleta de dados 70
3.1.4 Análise de dados 73
3.2 EXPERIMENTO 2: PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO EM SITUAÇÃO SEM FADIGA E COM FADIGA 76
3.2.1 Participantes 76
3.2.2 Delineamento do Estudo 77
3.2.3 Coleta de dados 78
3.2.4 Análise de dados 80
3.3 EXPERIMENTO 3: DETERMINAÇÃO DA CONTRIBUIÇÃO CENTRAL E PERIFÉRICA NA RESPOSTA CINEMÁTICA E NA ESTRATÉGIA MOTORA SOB PROTOCOLO DE INDUÇÃO DE FADIGA VALIDADO PARA SOCOS 80
3.3.1 Participantes 80
3.3.2 Delineamento do Estudo 81
3.3.3 Coleta de dados 82
3.3.3.1 *Punch Frequency and Velocity Test – Regular* (RT) 82
3.3.3.2 *Punch Frequency and Velocity Test – Fatigue* (FT) 82
3.3.3.3 Intensidade de Esforço 82
3.3.3.4 Dados Cinemáticos 83
3.3.3.5 Dados de *M-wave* em Contração Voluntária Máxima 83
3.3.3.6 Testes Bioquímicos 84
3.3.4 Análise de dados 84
3.3.4.1 Processamento do Sinal 84
3.3.4.2 Análise Estatística 85
4 RESULTADOS 88
4.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA DE VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ 88

4.2 EXPERIMENTO 2: DETERMINAR O PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E O COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE SOCOS EM SITUAÇÃO COM FADIGA E SEM FADIGA 91
4.3 EXPERIMENTO 3: INVESTIGAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS MOTORAS DO GOLPE *GYAKU ZUKI* SOB INDUÇÃO DE FADIGA 96
5 DISCUSSÃO 109
5.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA DE VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ 110
5.2 EXPERIMENTO 2: DETERMINAR O PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E O COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE SOCOS EM SITUAÇÃO COM FADIGA E SEM FADIGA 111
5.3 EXPERIMENTO 3: INVESTIGAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS MOTORAS DO GOLPE *GYAKU ZUKI* SOB INDUÇÃO DE FADIGA 113
5.3.1 Sugestões para futuros trabalhos 119
6 CONCLUSÕES 121
6.1 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA 121
6.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS 122
REFERÊNCIAS 123

ANEXOS

ANEXO A ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE RECUPERAÇÃO 135
ANEXO B ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO CR - 10 136
ANEXO C ANAMNESE 137
ANEXO D PERCEPÇÃO DE ESFORÇO 139
ANEXO E ROTINA PARA PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS 141
ANEXO F PARECER DO CEP 142

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A fadiga é um complexo processo de interação entre sistema nervoso e muscular que acarreta *déficit* motor, diminuição da percepção e capacidade cognitiva, podendo ser identificada pela redução de força muscular decorrente da exaustão da função contrátil (Noakes, 2000).

A fadiga pode ser instigada por vários mecanismos, desde o acúmulo de metabólitos nas fibras musculares até a geração de um comando motor inadequado no córtex motor (Enoka e Duchateau, 2008), podendo ser descrita como diminuição no desempenho associado a um aumento de dificuldade na execução de uma determinada tarefa motora (Machintosh et al., 2005). Enormes esforços foram feitos para conceituar ou definir o termo fadiga (Abd-Elfattah et al., 2015).

Quando a fadiga foi relacionada ao Sistema Nervoso, Gibson e Edwards (1985) descreveram a Teoria da Catástrofe Multifatorial. Nesta teoria, a fadiga é um complexo mecanismo que pode incluir anormalidades no sistema nervoso central (SNC) (fadiga central) e alterações no sistema nervoso periférico (fadiga periférica), decorrentes de disfunção do sistema músculo esquelético. A fadiga central designa uma redução na ativação voluntária do músculo devido à diminuição no número e taxa de descarga das unidades motoras recrutadas no início da geração de força muscular, enquanto a fadiga periférica indica uma redução na força contrátil das fibras musculares e mudanças nos mecanismos subjacentes à transmissão dos potenciais de ação no músculo.

Apesar de Gibson e Edwards (1985) afirmarem que as principais alterações decorrentes do processo de fadiga decorrem da alteração das variáveis fisiológicas nos níveis de acidose muscular, amônia, potássio, epinefrina, norepinefrina, dentre outras causas nas terminações nervosas e junção neuromuscular, a Teoria do Governador Central (Noakes, 2001) propõe que as informações sensoriais aferentes dos sistemas cardiorrespiratório e muscular são direcionadas ao cérebro quando

ocorre ameaça de hipóxia ou isquemia nestes sistemas. Em resposta, o cérebro age por intermédio do córtex motor para reduzir a ativação neural eferente dos músculos em atividade, diminuindo o recrutamento de unidades motoras com consequente diminuição da intensidade de exercício sustentada.

Durante o processo de fadiga, podem ocorrer inúmeras adaptações no organismo como, por exemplo, o aumento de sensibilidade dos mecanorreceptores dos grupos III e IV (receptores de dor) (Enoka e Ducheteau, 2016; Shephard, 2009; Garland e Gossen, 2002), aumento da excitabilidade cortical e alterações nos comandos supraespinhais descendentes, o que poderia gerar fator de confusão na identificação da origem da fadiga: central (neural) ou periférica (muscular) (Millet et al., 2013).

No entanto, a relação entre o declínio da tensão muscular e os modelos apresentados por Gibson e Edwards (1985), Noakes (2002) e Enoka (2016) ainda não estão totalmente elucidados, uma vez que diferentes métodos são empregados para a avaliação dos estados de fadiga.

O efeito da fadiga em outros domínios como desempenho físico ou cognitivo não foi totalmente compreendido e ainda está sob investigação. Na prática esportiva, sujeitos com menores taxas de fadiga quando submetidos a cargas similares de trabalho tendem a apresentar melhores desempenhos esportivos (Millet, 2011; Noakes, 2000).

Como consequência das modificações metabólicas causadas pela fadiga durante a prática esportiva, pode-se apontar as mudanças nos padrões de ativação muscular e na capacidade de produção de força (Enoka e Ducheteau, 2016; Millet, 2011).

Devido à especificidade das deficiências que ocorrem durante contrações fatigantes em diferentes esportes, torna-se importante avaliar o processo de fadiga em situações semelhantes à competição. Alguns estudos procuraram compreender como ocorre o processo de fadiga em esportes coletivos (Enoka e Ducheteau, 2016; Taylor e Gandevia, 2001; Millet, 2011) e individuais (Garland e Gossen, 2002).

Dentre os esportes individuais, o caratê é um esporte de combate que apresenta características únicas, como diferenças temporais na relação esforço-pausa (Garland e Gossen, 2002; Noakes, 2000; Shephard, 2009), nas

adaptações de situação técnico-tática (Bertuzzi et al., 2004) e na manutenção da velocidade de golpes em situação de luta.

Estudos (Aragones, 2018; Chaabene et al. 2012) apontam que mesmo sob condições de fadiga muscular, atletas de caratê mais experientes conseguem manter a velocidade de golpes, ou diminuem a velocidade mas mantêm o gesto técnico correto. Aragones et al. (2018) identificaram que apesar de haver queda na velocidade de golpes, a execução correta da técnica era mantida após atletas de caratê executarem mais de 600 chutes. Seriam adaptações cinemáticas diferenciadas pela *expertise* esportiva? Ou melhores respostas fisiológicas (bioquímicas) no recrutamento muscular e fornecimento de energia? Ou a tolerância à dor no processo de fadiga, por melhores adaptações psicofisiológicas? Por que praticantes experientes de caratê conseguem melhor manutenção da velocidade de golpes?

Dentre diferentes modelos teóricos do controle motor que poderiam elucidar tais questões, o modelo da *Teoria da Dinâmica dos Sistemas* aplicado ao esporte, desenvolvido por Davids et al. (2003), é importante para compreender que a variabilidade nos sistemas de movimento humano é inevitável em situações restritivas como, por exemplo, no processo de fadiga.

Respostas tardias de uma ação motora ou mudanças na execução de habilidades motoras aparecem à medida que a intensidade de esforço se eleva (Sant'Ana et al., 2016). Mas Woods et al. (2020) contextualizam que isso não necessariamente acarretaria um resultado de habilidade motora reduzida. Pelo conceito da *Teoria da Dinâmica dos Sistemas* aplicada ao esporte (Davids et al., 2003), o movimento pode ser reorganizado por uma maior variação de execução de uma tarefa motora. Diferentes formas de cumprir uma tarefa motora sob diferentes demandas ocorrem porque vários músculos e articulações estão disponíveis para gerar movimentos. Davids et al. (2005) sugerem que um mesmo resultado pode ser alcançado com diferentes padrões de coordenação de movimento, chamados de "desvio da técnica".

No entanto, Davids et al. (2005) também sugerem que, no caso de elevados graus de fadiga, poderia ocorrer a chamada "deterioração técnica", ou seja, maiores mudanças na execução de habilidades motoras, ocasionando resultados diminuídos.

No caratê, normalmente os estudos reproduzem em ambiente laboratorial (Suwarganda et al. 2008; Sforza et al. 2001; Schwartz et al. 1986; Cesari et al 2008; Dworak et al. 2005), a análise de uma técnica isolada, exclusivamente do membro empregado no golpe, sem considerar o organismo como um todo. Em situação de treinamento, existe a presença de elevada repetição de movimentos (Iide et al., 2008; Imamura et al. 1998), que nem sempre refletem a demanda tática de uma luta, visto que os ataques em situação competitiva são realizados com a combinação de uma média de 2 a 3 golpes de, no máximo, 1 a 2 s de execução (Chaabene et al., 2014). A ausência de estudos que identifiquem a contextualização do movimento em diferentes situações como, por exemplo, o efeito da fadiga, cria uma lacuna na literatura científica para compreender quais possíveis estratégias motoras são utilizadas.

Ainda não é clara a distinção dos mecanismos de fadiga que limitam a performance humana (Enoka e Ducheteau, 2016). Assim, pretende-se com este estudo verificar se o processo de fadiga acarreta um desvio ou deterioração técnica, ou seja, se os praticantes de caratê em situação de fadiga conseguem os picos de velocidade de seus golpes mantendo um desvio técnico, ou se os golpes perdem os picos de velocidade, o que seria uma deterioração técnica.

Identificando as principais alterações dos padrões coordenativos, pode-se propor recomendações e elaborar o planejamento de treino específicos para a modalidade esportiva, possibilitando melhores condições de treinamento, manutenção de saúde e maior rendimento esportivo.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste estudo é investigar as respostas fisiológicas e do padrão cinemático no golpe *gyaku zuki* sob um protocolo específico de karate de indução de fadiga.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para encontrar as respostas aos questionamentos que norteiam essa pesquisa, realizar-se-ão estudos visando atingir objetivos secundários que, ao final, permitirão alcançar o objetivo geral. Assim sendo, definiu-se como objetivos específicos:

(1) determinar a repetitividade do teste de frequência e velocidade de chutes para a habilidade motora em socos no caratê, enquanto protocolo de indução de fadiga;

(2) determinar o pico de velocidade de socos e o comportamento bioquímico no teste de frequência e velocidade de socos, em situação de com e sem fadiga;

(3) analisar o padrão cinemático utilizado para manutenção da velocidade sob o protocolo de indução de fadiga validado para socos.

1.3 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

Esta tese foi organizada em seis seções. A próxima seção cobre os principais conceitos importantes para a compreensão deste estudo. Segue-se a seção 3, que descreve a metodologia aplicada para se chegar aos resultados apresentados na seção 4. Na seção 5, são discutidos os métodos e resultados obtidos, considerando trabalhos relacionados encontrados na literatura. E depois disso, uma conclusão é apresentada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O PROCESSO DE FADIGA

Abiss e Laursen (2005) afirmam que historicamente existem numerosas definições de fadiga conforme as diferentes divisões de ciências do exporte. Por exemplo, um biomecânico pode ver a fadiga como um decréscimo na força de saída de um músculo, um psicólogo identifica fadiga como uma “sensação” de cansaço, enquanto um fisiologista pode definir a fadiga como o cansaço ou falha de um sistema fisiológico específico.

Em ciências do esporte, deve-se esclarecer que a terminologia fadiga é diferente do termo exaustão. O exercício físico é terminado na exaustão, e não em um ponto de fadiga; enquanto que a fadiga é considerada como um mecanismo de segurança que visa prevenir a ocorrência de ferimentos ou morte durante o exercício (Abiss e Laursen, 2005).

O estudo do processo de fadiga iniciou-se no século IX com o pesquisador Angelo Mosso, estudando o comportamento dos trabalhadores.

Em 1891, Angelo Mosso publicou o estudo “La Fatica” onde estudava o processo de fadiga em trabalhadores urbanos (Giulio, Daniele e Tripton, 2006). Os estudos de Mosso identificaram o processo de fadiga com alterações no fluxo sanguíneo e ventilatório, com alterações na contratilidade e sensibilidade muscular provenientes de alterações bioquímicas decorrentes do acúmulo de ácido carbônico e ácido lático, e definiu a fadiga como um alarme de sinal fisiológico (Giulio, Daniele e Tripton, 2006).

Em 1904, Mosso descreveu o que considerou duas características da fadiga do exercício: "a primeira é a diminuição da força muscular". O segundo é a fadiga como sensação” (Noakes, 2018). Um dos primeiros autores a identificar fatores limitadores do exercício foi Archibald Vivian Hill (Moura e Urbinati, 2013). Já na década de 20, Hill assumiu que a contração muscular está associada à produção de calor, bem como ao consumo de oxigênio e o metabolismo de ácido lático (Hill, Long, Lupton, 1924). Sendo que a performance do exercício é limitada pelo

desenvolvimento da anaerobiose nos músculos em atividade (Hill e Lupton, 1923) e que o exercício só pode terminar depois de haver 100% de recrutamento de todas as fibras musculares esqueléticas do músculo envolvido diretamente no exercício (Noakes, 2018). Inclusive Hill foi covencedor do prêmio Nobel de Fisiologia/Medicina em 1922 devido aos achados iniciais destes estudos (Moura e Urbinati, 2013).

Ao longo dos anos, diferentes autores e estudos seguiram por explicações no campo da fisiologia, tentando compreender os processos limitadores do exercício físico. Assim, faz-se necessário compreender a existência de diferentes modelos teóricos para a explicação da origem da fadiga.

2.2 MODELOS TEÓRICOS DA FADIGA

Dentre diferentes modelos propostos pela literatura serão explorados os seguintes modelos classificados por Abiss e Laursen (2005): (1) Cardiovascular / anaeróbio; (2) Fornecimento / depleção de energia; (3) Neuromuscular; (4) Trauma muscular; (5) Biomecânico; (6) Termorregulatória; (7) Psicológico / motivacional; (8) Governador central; (9) Sistemas Complexos; acrescentando o modelo de proposto por Enoka (2016): (10) Fatigabilidade.

2.2.1.1 Modelo de Fadiga Cardiovascular / Anaeróbio

Neste modelo, o exercício físico pode ser limitado pelo modelo cardiovascular (Abiss e Laursen, 2005) e condições anaeróbias (Hill, 1923) decorrentes da limitada capacidade de fornecimento de sangue oxigenado pelo coração aos músculos envolvidos na atividade. Menor oferta de suprimento sanguíneo somado a capacidade do músculo utilizar o oxigênio conforme a composição da fibra muscular pode resultar em um maior metabolismo anaeróbico. Logo, o desempenho poderia ser inibido por suprimento insuficiente de oxigênio ou talvez pelo acúmulo de metabólitos anaeróbios, como por exemplo íons *hidrogênio* nos músculos em atividade (Abiss e Laursen, 2005).

Durante o exercício físico, o débito cardíaco do coração aumenta conforme o aumento do volume sistólico e da frequência cardíaca. Porém, existe um limite para a capacidade do coração de bombear o sangue para os músculos em atividade. E este limite seria determinante na instauração da fadiga (Brooks, 2001).

Os efeitos de melhoria do desempenho do aumento do volume sanguíneo e ou da massa de hemácias na liberação de oxigênio para os músculos em atividade são bem documentados especialmente em atividades de característica aeróbia (Abiss e Laursen, 2005).

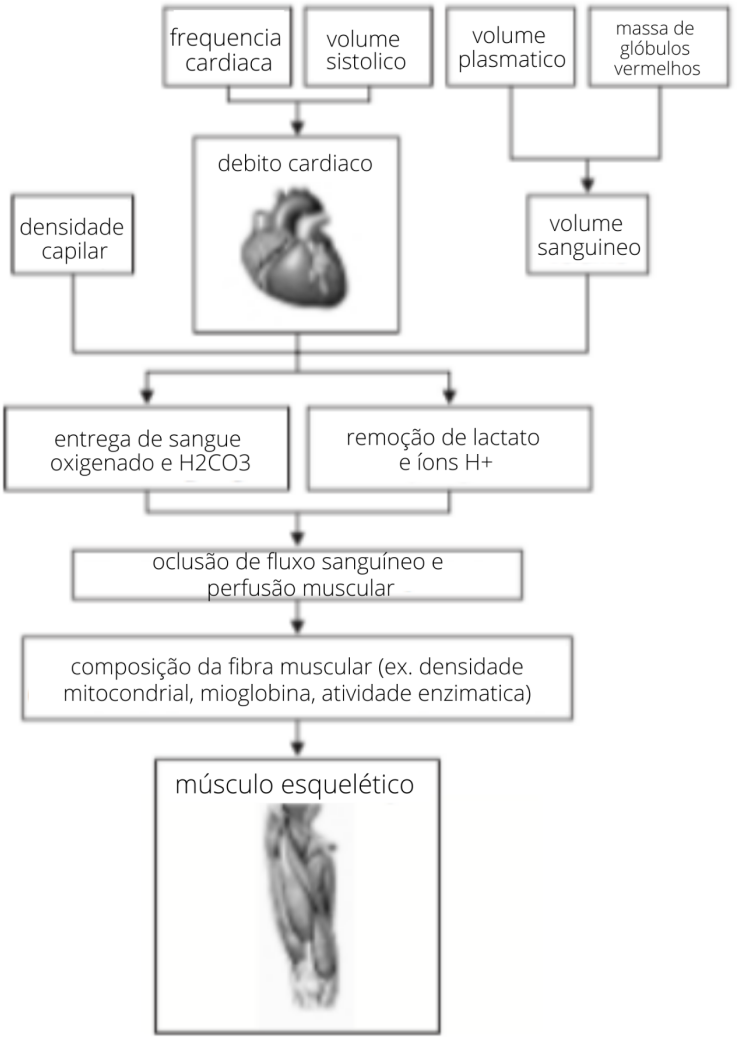
O fluxo sanguíneo muscular desempenha um papel significativo na oferta de substratos energéticos, acarretando um efeito significativo no desenvolvimento da fadiga. Durante o exercício submáximo em estado estacionário, tende a haver uma relação linear entre o fluxo sanguíneo muscular e potência, quantidade de massa muscular ativa, concentração de hemoglobina no sangue e conteúdo arterial de oxigênio (Brooks, 2001). Existe, no entanto, uma capacidade limitada do coração de fornecer sangue aos músculos em atividade (Abiss e Laursen, 2005).

Atividades de características aeróbias aumentam o potencial aeróbio devido à taxa de fosforilação oxidativa muscular, acarretando em maior densidade mitocondrial (tamanho e volume), atividade enzimática relacionada ao sistema aeróbio, maior capilarização e aumento de mioglobina. Estes aumentos permitem uma maior produção de adenosina trifosfato aeróbio (ATP) mitocondrial (Abiss e Laursen, 2005).

No entanto, exercícios físicos que necessitam de repetidas contrações de alta intensidade levam à fadiga muscular, possivelmente pela utilização de vias metabólicas anaeróbias como a glicogenólise e glicólise que podem levar à acidose láctica e distúrbios do pH muscular e plasmático (Brooks, 2001).

O modelo Cardiovascular / Anaeróbio (figura 1) preconiza que o desempenho do exercício é limitado pela capacidade do coração de fornecer sangue oxigenado suficiente para os músculos em atividade e pela capacidade do sistema cardiovascular de remover metabólitos acumulados. Em 1985, Gibson e Edwards denominaram esse modelo como “Teoria da Catástrofe Multifatorial”.

Figura 1- Modelo cardiovascular / anaeróbio de fadiga. O exercício físico pode ser limitado pela capacidade do coração de fornecer sangue oxigenado suficiente para os músculos em atividade.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

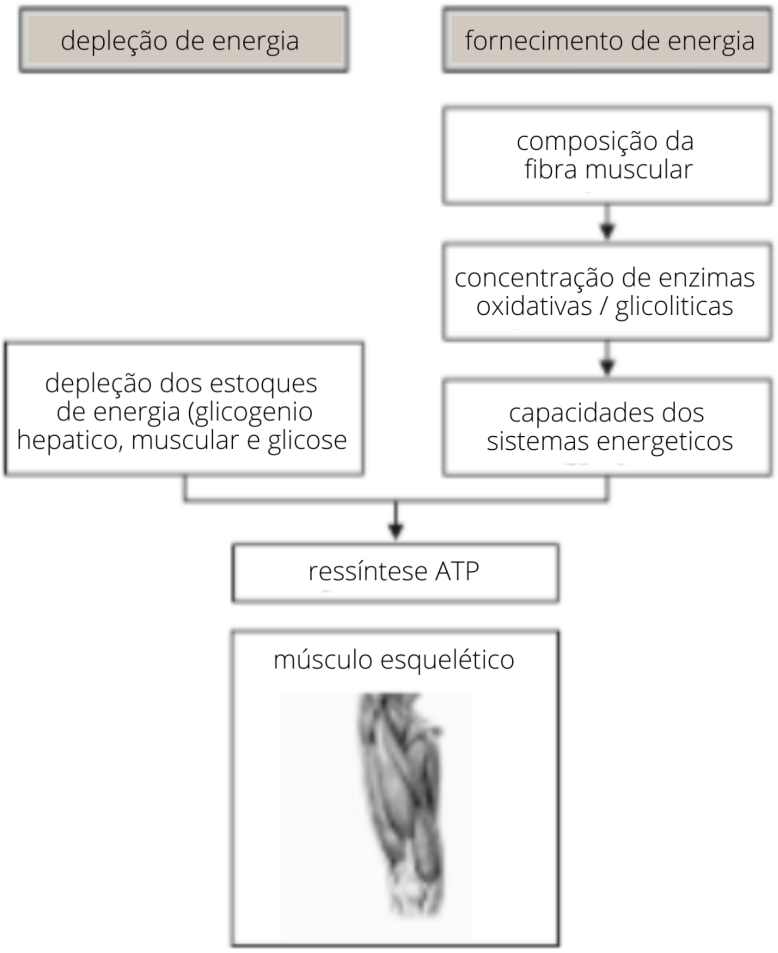
2.2.1.2 Modelo de fornecimento / depleção de energia

Neste modelo, o principal fator causal para fadiga é a falha no suprimento de ATP decorrente de alguma via metabólica, como sistema de fosforilação, glicolítico e oxidativo (Green, 1997). Esta teoria fundamenta-se no estudo da doença de MCardle, a qual pacientes não realizam glicogenólise muscular e, portanto, não suportam grandes intensidades de exercício. No entanto, o modelo é altamente

discutido uma vez que os depósitos de ATP intramuscular raramente caem abaixo de 40% dos níveis de repouso, exceto em casos de rigor mortis (Noakes, 2000).

O modelo de esgotamento da oferta / depleção de energia é considerado um modelo linear de fadiga (Green, 1997), uma vez que considera como causalidade a relação direta de queda energia (figura 2), especialmente pela depleção de reservas de energia e da atividade das enzimas fosfocreatina e creatina quinase. Abiss e Laursen, (2005) consideram este modelo como uma abordagem reducionista.

Figura 2 - Modelo de oferta / depleção de energia. O desempenho do exercício físico é limitado pela disponibilidade de adenosina trifosfato (ATP). A incapacidade dos sistemas de energia (fosfocreatina, glicólise anaeróbia / aeróbia e lipólise) ressintetizar ATP.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

2.2.1.3 Modelo de Fadiga Neuromuscular

Este modelo refere-se à redução de força ou produção de energia muscular mesmo com o aumento da percepção do esforço, normalmente relacionadas com funções envolvidas na excitação, recrutamento e contração muscular são o limite de exercício por músculo (Abiss e Laursen, 2005). É frequentemente definida como uma redução na força de contração voluntária máxima (CVM) (Froyd et al., 2016). Tanto (1) fadiga central, definida como uma redução na capacidade máxima do sistema nervoso central para recrutar ao máximo as unidades motoras para produzir força, quanto (2) fadiga periférica, definida como a redução na força proveniente de locais distantes da junção neuromuscular (Gandevia, 2001), contribuem para a fadiga neuromuscular. Uma das formas de medição mais efetiva é a EMG.

A EMG tem sido considerada como um dos melhores métodos avaliativos, qualitativo e quantitativo, para determinar os padrões de recrutamento durante o movimento dinâmico (Rodriguez-Falces e Place, 2016; Abiss e Laursen, 2005).

Em exercícios de fadiga máxima, com contrações isométricas voluntárias máximas, tende a haver uma diminuição gradual na atividade eletromiográfica dos músculos em atividade (St Clair Gibson, Lambert, Noakes, 2001). Uma redução na frequência de disparos de neurônios motores junto com um aumento no tempo necessário para o relaxamento das fibras musculares, é reconhecido como um fator fundamental de atribuição às diminuições observadas na produção de força muscular. (Abiss e Laursen, 2005; St Clair Gibson, Lambert, Noakes, 2001; Grosprete et al., 2017)

Essa redução de atividade de neurônios motores durante uma contração voluntária máxima (CVM) é considerada uma modificação do Sistema Nervoso Central (SNC) (Grosprete et al., 2017) usada para otimizar a saída de força de um músculo durante uma tarefa de fadiga máxima; um processo conhecido como *"muscle wisdom"* (Gargaland, 2002). Ou seja, a desaceleração da taxa de descarga da unidade motora durante contrações isométricas sustentadas maximiza a fadiga.

Logo, a análise de alterações no sinal eletromiográfico integrado (IEMG) ou sua raiz média quadrática (EMG_{RMS}) e o potencial de ação composto (onda M) são medidas efetivas de fadiga neuromuscular. A IEMG refere-se a um sinal de EMG filtrado e suavizado; o EMG_{RMS} é uma quantificação do sinal EMG global; e o potencial de ação refere-se ao impulso elétrico enviado do cérebro (Loeb, 1986). Reduções no EMG_{RMS} ao longo do exercício, independentemente da amplitude mantida na onda M é associada a falha na ativação central (Loeb, 1986). No entanto, alguns autores discutem o uso do EMG_{RMS} como único indicativo de fadiga, uma vez que não é possível determinar com precisão a causalidade da fadiga (central ou periférica) de forma precisa.

A diminuição resultante de alterações que ocorrem no drive neural durante o exercício ocorre na cadeia de comando, dos centros motores no cérebro para a interação cruzada actina-miosina, ocasionando queda no desempenho. Segundo Abiss e Laursen, (2005) basicamente existem três teorias para a explicação: a “teoria da falha central de ativação” (Millet et al., 2003), a “teoria da falha na propagação neuromuscular” (Allman et al., 2002), e a “teoria do modelo de potência muscular / falhas periféricas” (Abiss e Laursen, 2005).

Teoria da Falha Central de Ativação

Na Teoria da Falha Central de Ativação, hipotetiza-se que a causa da fadiga central é definida como uma redução progressiva da ativação do muscular, devido ao Sistema Nervoso Central (SNC), possivelmente explicado pela Teoria do Governador Central (Millet et al., 2003; Noakes, 2001).

A fadiga central é definida como uma redução na capacidade máxima do sistema nervoso central para recrutar ao máximo as unidades motoras para produzir força e a fadiga periférica, definida como a redução na força proveniente de locais distantes da junção neuromuscular (Gandevia, 2001).

De acordo com Abiss e Laursen (2005), alguns métodos podem ser utilizados para a análise de origem central da fadiga, como: interpolação da contração muscular com estímulos simples, duplos ou tetânicos enviados para os axônios motores, removendo assim o SNC da contração.

Alguns estudos têm trabalhado com estimulação elétrica e o método de interpolação: com 5 pulsos a cada 15 s Schilings et al. (2006) ou de 12 pulsos Stackhouse et al. (2000).

Normalmente, este método é comparado com contrações voluntárias. No entanto, esta forma de avaliação torna-se limitada uma vez que a hidratação, ambiente, percepções psicológicas podem afetar o drive neural e não são avaliadas.

Acredita-se que declínios na velocidade de condução das fibras musculares é reflexo das transformações no músculo, como, por exemplo, o acúmulo de subprodutos metabólicos, gerando a fadiga periférica (Abiss e Laursen, 2005).

Na literatura, entretanto, questiona-se se a fadiga limita-se ao modelo central/periférico, uma vez que existem estímulos supra espinhais e espinhais envolvidos (Millet et al., 2003). Os fatores espinhais incluem o envolvimento de influências positivas e negativas de nervos aferentes sensoriais (Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

O *drive* neural certamente deve influenciar o desempenho, a determinação da falha de ativação central pode permitir a separação de alterações cerebrais (ou seja, neurotransmissores e/ou alterações cognitivas) e alterações periféricas que levam à fadiga durante o ciclo (Abiss e Laursen, 2005).

Teoria da Falha na Propagação Neuromuscular

Nesta Teoria, os mecanismos periféricos poderiam estar envolvidos na diminuição de força, sendo que a capacidade do músculo em produzir força é limitada pela resposta do músculo a um estímulo elétrico (Froyd et al., 2016; Millet et al., 2003; Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

Assim, alterações no potencial de ação muscular (onda M) podem refletir uma diminuição na excitabilidade da membrana (Palmieri et al., 2004; Froyd et al., 2016). É importante notar que curtos períodos de estimulação muscular repetitiva podem de fato resultar em uma melhor resposta contrátil (potenciação), enquanto a estimulação contínua pode resultar em uma resposta contrátil reduzida (fadiga) (Abiss e Laursen, 2005; Millet et al., 2003).

Em relação à fadiga neuromuscular, acredita-se que tanto a fadiga quanto a potenciação coexistem durante o desempenho no exercício. Acredita-se que ocorra uma inibição no sarcolema ou no neurônio motor α, em que uma resposta reflexa periférica se origina nos músculos funcionais causando uma redução na ativação neural (Froyd et al., 2016; Millet et al., 2003; Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

Abiss e Laursen (2005) afirmam que ocorre maior atividade da unidade motora durante contrações isométricas submáximas (15% da CVM) causando maior variação na produção motora do que em contrações isométricas máximas (Abiss e Laursen, 2005).

Em exercícios de longa duração podem ocorrer reduções nos gradientes transmembranas iônicos (Na^+/K^+), resultando em diminuição do potencial de ação muscular (onda M) (Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

Reduções na velocidade de condução dos potenciais de ação, alterações na amplitude da onda M e diminuição do pH têm sido relacionadas à redução da atividade eletromiográfica durante o exercício. O aumento do lactato intracelular e do K^+ extracelular resulta em uma diminuição da excitabilidade e redução da ativação central (Froyd et al., 2016; Millet et al., 2003).

Os receptores musculares dos grupos III e IV reagem à anóxia, aumento de H^+ ou K^+ e produção de neuropeptídeos, acionando a resposta reflexa à fadiga periférica. No entanto, tais alterações não são unicamente relacionadas às alterações bioquímicas, mas também a uma maior atividade simpática muscular.

A teoria da falha na propagação neuromuscular afirma que a fadiga neuromuscular durante o ciclismo ocorre devido a uma resposta diminuída do músculo a um estímulo elétrico no nível do sarcolema ou do neurônio motor α (Abiss e Laursen, 2005).

2.2.1.4 Modelo de Potência Muscular / Teoria das Falhas Periféricas

Esta teoria defende que quando a fadiga ocorre diretamente no nível muscular, pode ser por diferentes causas, como: alterações no acoplamento actina-miosina; alterações no mecanismo de potencial de ação e contração de proteínas; liberação de cálcio, alterações no nível contrátil actina-miosina e pontes

cruzadas ou depleção de reservas de energia (Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

A relação de potência muscular/falha periférica sugere que unidades motoras individuais podem ser suscetíveis à fadiga durante a atividade muscular prolongada. Logo, a força ou resistência à fadiga de cada ponte cruzada de actina-miosina individual (força intrínseca) é um dos principais determinantes da capacidade geradora de força de um músculo como um todo (Abiss e Laursen, 2005).

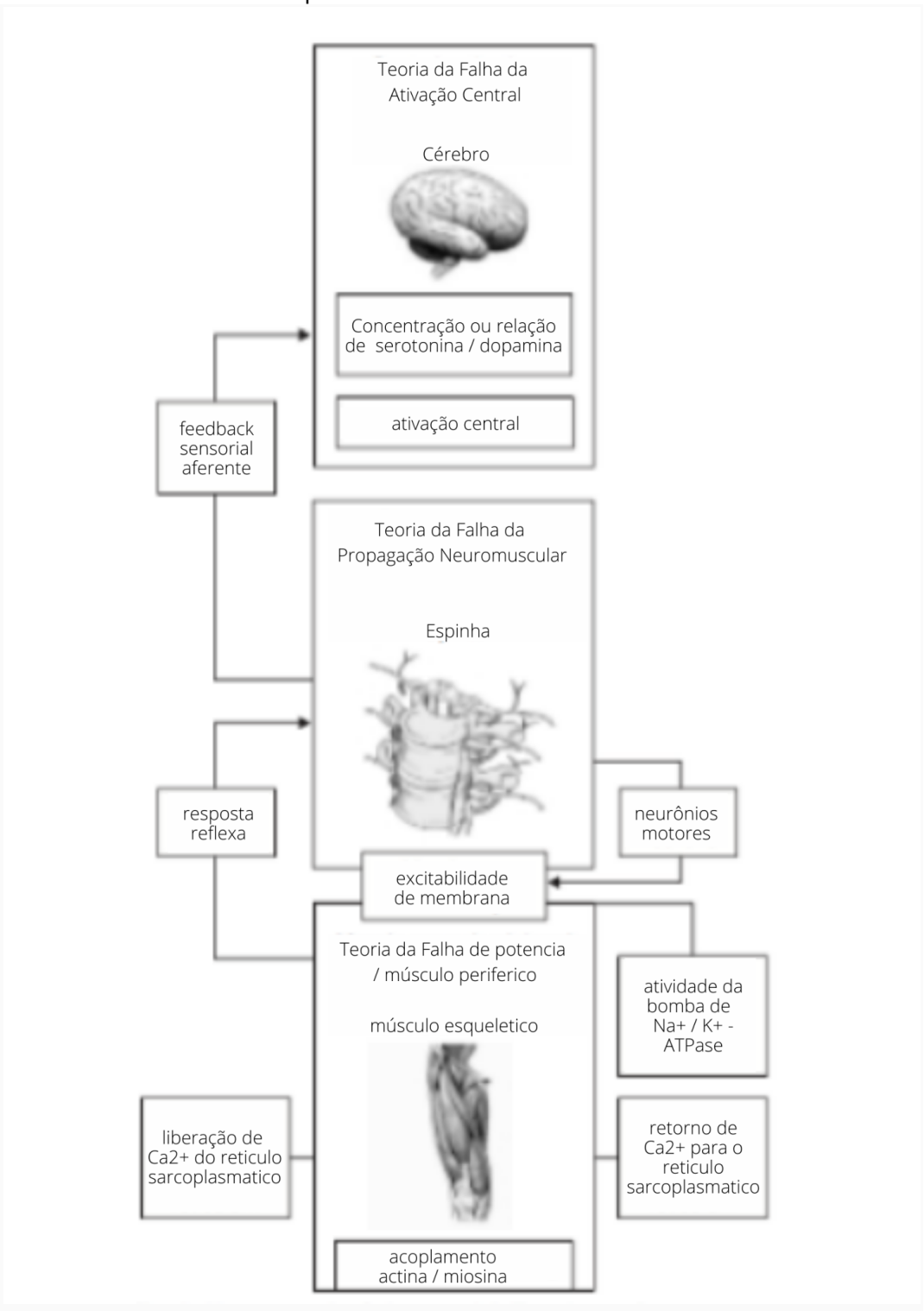
Ainda neste modelo, existe a fadiga de baixa frequência, definida como uma diminuição da força de saída após estimulação com baixa frequência e estímulos de curta duração, com pouca ou nenhuma força quando estimulada com estimulação de alta frequência. Tais alterações são decorrentes da liberação de cálcio (Ca^{2+}). Acredita-se que uma redução na liberação de Ca^{2+} no retículo sarcoplasmático, causada pelo aumento do ânion lactato e/ou concentração de fosfato inorgânico, possa influenciar negativamente o processo de acoplamento excitação-contração, com redução no retorno de Ca^{2+} das proteínas contracorrentes para o retículo sarcoplasmático, o que pode ser responsável por um aumento no tempo de relaxamento muscular (Froyd et al., 2016; Abiss e Laursen, 2005). Durante o acoplamento excitação-contração, o cálcio liberado pelo retículo sarcoplasmático também pode interferir na função mitocondrial.

Existe a hipótese de que a relação entre fadiga neural e periférica é um mecanismo de segurança pelo qual a taxa de disparo da unidade motora é reduzida pelo SNC para proteger a concentração de Na^{+} e evitar danos excessivos. Assim, a fadiga central poderia ser a resposta à entrada aferente de órgãos periféricos, a fim de prevenir lesões ou morte, causando uma redução ou interrupção da atividade (Abiss e Laursen, 2005).

Assim, o Modelo de Fadiga Neuromuscular procura explicar onde e em qual via neuromuscular ocorre a inibição (figura 3). Enquanto a teoria da falha na ativação central envolve uma redução no *drive* neural, a teoria da falha na propagação neuromuscular vê a fadiga como resultado da redução da responsividade do músculo a um estímulo elétrico. E a teoria de potência muscular/falha periférica

afirma que a fadiga ocorre dentro do músculo e envolve mecanismos de acoplamento de excitação-contração.

Figura 3 - Modelo de fadiga neuromuscular. O desempenho do exercício pode ser limitado devido a uma ativação central reduzida, causada por alterações nas concentrações dos neurotransmissores ou em resposta ao feedback sensorial aferente.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

2.2.1.5 Modelo de Fadiga por Trauma Muscular

O trauma muscular pode ser decorrente da ruptura do sarcolema ou sarcômero, até miofibrilas, alterando a homeostase corporal (Abiss e Laursen (2005).

Hamlin e Quigley (2001) classificam o dano muscular em três categorias:

- Lesão do tipo I: induzidas pelo exercício, com sintomas de edema muscular, rigidez e início tardio da dor muscular (ocorre entre 24 a 48 h após o exercício);
- Lesão do tipo II: rompimento das fibras musculares;
- Lesão do tipo III: relacionada a dor muscular e / ou cãibras durante ou imediatamente após o exercício.

O acúmulo de marcadores bioquímicos aminotransferase plasmática, alanina aminotransferases e lactato desidrogenase são indicativos de dano muscular, podendo influenciar a resposta neuromuscular pelas vias aferentes (ocorre uma queda na razão EMG/força) (Gibala, 1995).

Quando ocorre presença de dor, há uma diminuição do RMS do quociente da amplitude do sinal de EMG pela força de contração (EMG/força) e da amplitude de EMG de músculos sinérgicos sem dor, o que Ciubotariu et al. (2004) denomina de fadiga de sinergia compensatória muscular.

A diminuição de desempenho muscular induzida pela dor se deve ao relacionamento entre os receptores de dor e o SNC (governador central) (Enoka, 2001) ou ao aumento no recrutamento de fibras do tipo II (Ciubotariu et al., 2004).

O aumento da resistência à fadiga que ocorre com o treinamento físico também parece coincidir com a redução do dano muscular (Abiss e Laursen, 2005). A queda na produção de força pode ser decorrente de alterações no acoplamento excitação-contração de sarcômeros ou alterações na homeostase do cálcio (Gibala, 1995).

Em atividades de longa duração ocorre acúmulo de espécies reativas de oxigênio (ROS) que são prejudiciais às mitocôndrias, podendo reduzir o desempenho. Os ROS também podem reduzir a atividade de Na^+/K^+ ATPase

(adenosina trifosfatase) na membrana proteica que mantém gradientes iônicos homeostáticos no sarcolema (Abiss e Laursen, 2005).

Brooks et al. (2000) relatam que em casos de lesão ocorre um aumento na secreção de insulina e uma resistência sistêmica à insulina acompanhada de redução da atividade da creatina quinase. A insulina afeta a utilização de glicose e a creatina quinase afeta a taxa de produção de ATP, causando instauração de fadiga e queda de desempenho.

Assim, no modelo de fadiga por traumas musculares, as lesões ocasionam alterações na homeostase química intramuscular e na ativação dos receptores de dor, causando redução na ativação neuromuscular e/ou redução da produção de força do músculo (figura 4).

Figura 4 - Modelo de trauma muscular. O dano muscular induzido pelo exercício provoca alterações que podem limitar o desempenho.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

2.2.1.6 Modelo Biomecânico da Fadiga

No modelo biomecânico, avalia-se a qualidade técnica do gesto motor, denominado eficiência mecânica. Quanto melhor a economia/eficiência de movimento, melhor o desempenho, como: redução no VO_2 durante exercício, menor depleção de estoques de energia, acúmulo tardio de metabólitos, e aumento atenuado na temperatura corporal central (Abiss e Laursen, 2005).

Os fatores que influenciam a eficiência mecânica e a instauração de fadiga durante o exercício são fortemente dependentes da tarefa específica do exercício realizado como, por exemplo, se a estimulação é voluntária ou por eletroestimulação; se a geração de força é isométrica, concêntrica ou excêntrica; até mesmo o tipo de exercício, se contínuo ou intermitente, máximo ou submáximo; e propriedades musculares, como os tipos de fibras (Abiss e Laursen, 2005; Komi, 2000).

Em exercícios incrementais de carga constante, o aumento de VO_2 é creditado ao resultado da ativação de recrutamento adicional de fibras musculares necessárias para compensar os a diminuição de trabalho de capacidade gerada por fibras musculares, ou seja, o organismo apresenta novas estratégias motoras para a realização de uma mesma tarefa em situação de estresse (Gassi e Bankoff, 2010).

Em exercício incremental, o segundo limiar de EMG e o segundo limiar ventilatório ocorrem simultaneamente, sugerindo que ocorrem mudanças similares na atividade neural e nas estratégias de recrutamento de unidades motoras nos diferentes músculos das pernas (Gassi e Bankoff, 2010), apesar da variação da composição das fibras musculares (Abiss e Laursen, 2005).

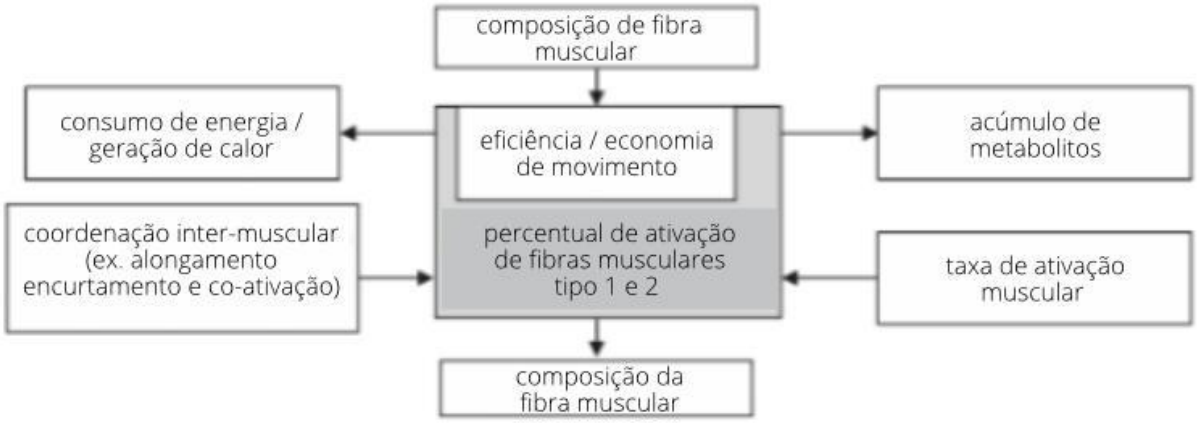
Durante exercícios de salto, corrida e salto, para análise do ciclo de encurtamento/alongamento, Komi (2000) identificou que o alongamento músculo-tendão pode aumentar em 6-8%. Descobriu-se que uma porção da energia “elástica” armazenada em ligamentos e tendões pode ser recuperada durante a fase de encurtamento do movimento, produzindo um aumento na produção de força e potência, melhorando, assim, a economia de energia envolvida no movimento (Abiss e Laursen, 2005).

Menores respostas de produção de força podem ocorrer em resposta à falha da capacidade contrátil do músculo, decorrentes da resposta ao dano muscular causado durante o ciclo de alongamento e encurtamento (Komi, 2000).

O ciclo de alongamento e encurtamento influencia as mecânicas musculares, articulares e rigidez muscular e envolvimento reflexo, causando uma diminuição na tolerância ao alongamento muscular e um aumento no tempo de mudança do alongamento muscular para a contração muscular (Komi, 2000).

O modelo biomecânico da fadiga (figura 5) é predominantemente baseado na hipótese de que uma maior eficiência do movimento resulta em melhor economia. Deste modo, menor demanda é colocada em outros mecanismos fisiológicos que podem ser responsáveis pela fadiga, o que geraria uma menor utilização de oxigênio e consumo de energia; menor produção de metabólitos intramusculares; e atenuação da temperatura corpórea central (Abiss e Laursen, 2005).

Figura 5 - Modelo biomecânico de fadiga.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

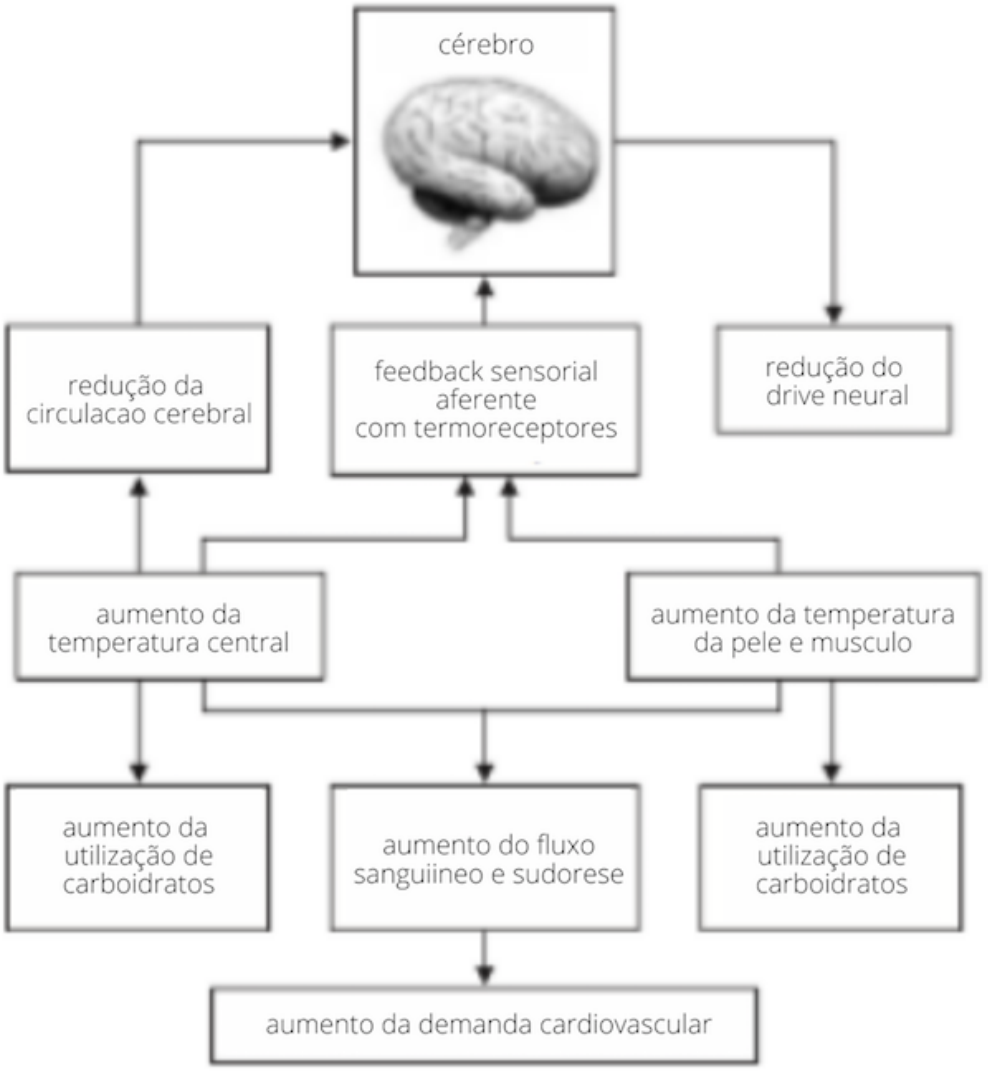
2.2.1.7 Modelo Termorregulatório de Fadiga

Em esportes realizados em ambiente externo, o modelo de fadiga Termoregulatório é um importante aspecto de estudo. O hipotálamo recebe sinais aferentes de receptores térmicos periféricos, que regulam os processos de estimulação nervosa central e estimulação simpática responsáveis pela remoção de calor a partir do aumento na taxa de suor e fluxo sanguíneo periférico durante o exercício (Tatterson et al., 2000; Abiss e Laursen, 2005).

A fadiga induzida por hipertermia pode causar alterações que afetam a capacidade do Sistema Nervoso Central para fornecer um *drive* neural constante (Tatterson et al., 2000)

O aumento da temperatura corporal a níveis "críticos" pode causar redução na taxa de ativação central. A atividade cerebral está relacionada à temperatura corporal central (Nielsen et al., 1993). Elevações da temperatura muscular e da pele também causam aumento das demandas em outros sistemas/modelos fisiológicos (cardiovascular/anaeróbico, o modelo neuromuscular, o modelo de depleção de energia/depleção de energia e o modelo psicológico) que podem ser responsáveis pela fadiga (figura 6) (Abiss e Laursen, 2005).

Figura 6 - O modelo termorregulatório de fadiga.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

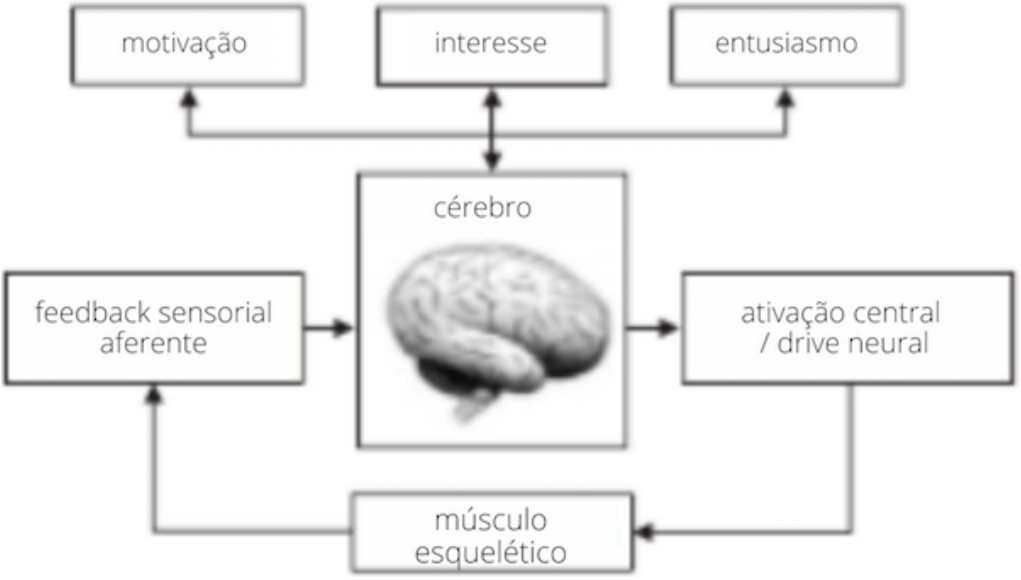
2.2.1.8 Modelo Psicológico/Motivacional de Fadiga

Este modelo é definido como a falta de entusiasmo ou interesse no desempenho do exercício, sendo frequentemente incorporado como parte do modelo neuromuscular da fadiga (Abiss e Laursen, 2005). Segundo Noakes (2001), a fadiga ocorreria em um nível subconsciente para evitar danos ou morte durante o exercício. Mas no modelo psicológico/motivacional, a função neuromuscular é intencionalmente alterada, causando uma diminuição na ativação do controle motor (figura 7).

Aparentemente, não existe uma variável fisiológica única responsável pela alteração do débito motor a partir de sinais aferentes. Os mecanismos são responsáveis por alterações psicológicas na ativação central e no esforço percebido que, por sua vez, determinam a percepção inconsciente da fadiga, levando a reduções na potência do movimento ou a exaustão (Abiss e Laursen, 2005).

Dentre diversos instrumentos para a mensuração deste modelo, o mais aceito a escala de percepção de esforço de 15 pontos (EPE) de Borg (1982). A partir de pesquisas escalas de percepção, sugere-se que o início da fadiga aguda e crônica estão associadas a um aumento no EPE.

Figura 7 - Modelo psicológico / motivacional.



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

2.2.1.9 Modelo do Governador Central

O modelo de governador central afirma que as alterações na intensidade do exercício são controladas por um sistema de feedback contínuo. Sinais eferentes com informações sobre força, deslocamento, tempo e metabolismo muscular são realimentados por um “controlador central” via aferente somato sensorial (Noakes, 2018; Noakes et al., 2000; Noakes et al., 2001).

Com o objetivo de alterar padrões de movimento e otimizar a performance do exercício, o “controlador central” é capaz de usar sinais aferentes dos músculos, bem como *feedback* de outros órgãos e sinais de referência metabólica (Noakes et al., 2001).

Este modelo sugere que a ativação central do músculo esquelético é controlada possivelmente por sensores reguladores localizados no coração, no cérebro ou ao longo da via neuromuscular, cujo principal objetivo seria proteger os órgãos vitais de lesões ou danos (Noakes et al., 2001). Ao contrário do proposto pelo modelo de Fadiga Cardiovascular/Anaeróbio inicialmente proposto por Hill (1923) e mais tarde denominado por Gibson e Edwards (1985) como Teoria da Catástrofe Multifatorial, alterações cardiovasculares não seriam unicamente suficientes para interromper o exercício. Uma situação exemplificada por Noakes (2000): se o débito cardíaco limita o desempenho; então, a ativação do músculo esquelético deve ser reduzida antes do coração atingir o seu débito máximo, a fim de proteger o fluxo sanguíneo e a integridade dos órgãos vitais como coração, cérebro e músculos respiratórios. Ou seja, a fadiga não se explica unicamente pelo modelo Cardiovascular/Anaeróbio (Modelo de Catástrofe Multifatorial; Gibson e Edwards, 1985).

Logo, Noakes et al. (2001) propuseram a teoria do Governador Central, cuja execução do exercício é controlada por um “controlador central” ou "governador central". Reduções no débito cardíaco influenciam a atividade do regulador, resultando em uma redução da atividade muscular. O regulador central está ativo

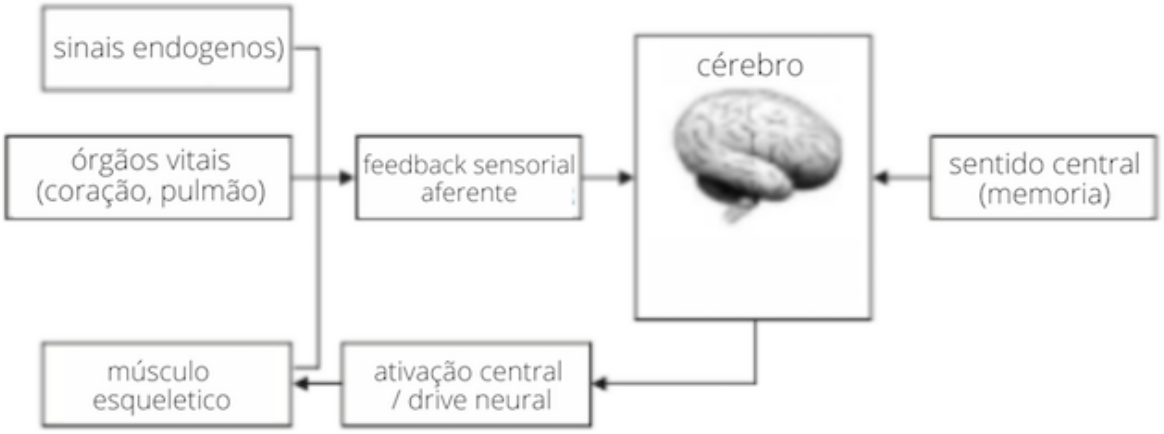
durante a estimulação do exercício submáximo, regulando a produção de energia com base nos requisitos de exercício previstos (figura 8).

A relação inversa entre volume e intensidade do exercício reflete uma resposta “tele-antecipatória” ativada via sistema nervoso central onde um aumento subconsciente de intensidade ocorre quando o volume é menor. Considera-se que a ativação dessa resposta “tele-antecipatória” é devida a estímulos sensoriais aferentes, causando uma ativação central reduzida para manter a homeostase fisiológica (Noakes et al., 2001).

O modelo do Governador Central existe há 21 anos e tem sido amplamente discutido por diversos autores (Noakes, 2018). Pires (2013) acredita que este modelo foi um importante marco para a compreensão dos limites do exercício. Enquanto outros autores como Robergs (2017) acreditam que faltam testagens reais com estudos experimentais controlados para que o modelo realmente tenha significado.

Porém, Noakes (2018) – autor do modelo teórico – é enfático ao afirmar que “o cérebro regula o desempenho do exercício para assegurar que uma falha catastrófica da homeostase não ocorra”, mas que é necessário entender o processo de fadiga de forma holística, compreendendo processos sensoriais, afetivos e cognitivos (Venhorst, Micklewright, Noakes, 2017).

Figura 8 - Modelo do governador central.

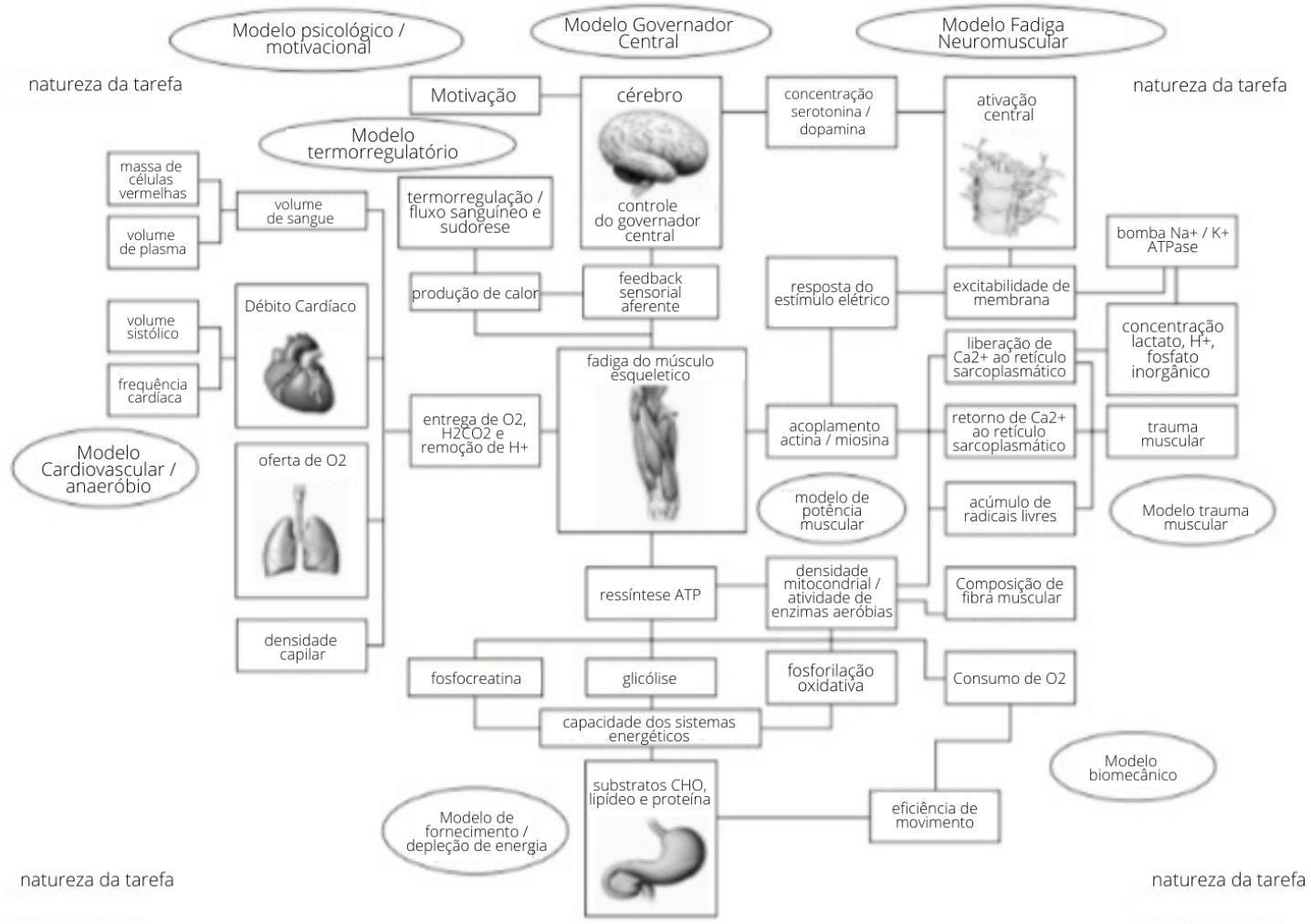


Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

2.2.1.10 Modelo de Sistemas Complexos de Fadiga

Na verdade, segundo St. Clair Gibson e Noakes (2004) e Lambert, Gibson e Noakes (2005) refutam que a fadiga teria apenas uma causalidade de um único modelo linear, mas pela junção de um complexo sistema que envolveria o modelo psicológico/motivacional, o modelo do governador central e o modelo de fadiga neuromuscular. O desempenho do exercício físico é continuamente manipulado em resposta à interação de numerosos sistemas fisiológicos monitorados por retroalimentação (figura 9).

Figura 9 - Modelo de sistemas complexos de fadiga



Fonte: Abiss e Laursen, (2005)

Neste modelo complexo de fadiga, o ponto final do exercício oferece uma variável de controle para que o governador central possa manipular continuamente estratégias de estimulação para garantir que o indivíduo possa completar o exercício na maior taxa de trabalho, ou no menor tempo possível, sem transpassar por nenhum sistema periférico além da homeostase (Gibson e Noakes, 2004). Nesse modelo, a fadiga é considerada uma sensação subconsciente, representando os processos integrativos neurais subjacentes (Abiss e Laursen, 2005).

2.2.1.11 Modelo de Fatigabilidade

Neste modelo, Enoka (2016) propõe que existem dados que remetem à fatigabilidade percebida, que pode ser avaliada mesmo em situação de repouso. A fatigabilidade percebida é atribuída a um ou mais fatores moduladores (figura 10) que estejam com valores discrepantes dos valores de homeostase. Assim, a fatigabilidade percebida é representada por ajustes de limitação de taxa sob condições selecionadas, possivelmente por recursos psicológicos, como *feedback* de desempenho.

Enoka (2016) afirma que a fadiga é uma estreita relação entre fatigabilidade do desempenho e fatigabilidade percebida. A maioria das ações voluntárias realizadas por seres humanos envolve interações significativas entre os dois domínios. Vários fatores moduladores que contribuem para a percepção da fatigabilidade, incluindo os níveis de glicose no sangue, temperatura central, excitação e humor, podem modular a capacidade do indivíduo de gerar a quantidade necessária de ativação voluntária, que é um fator que influencia a fatigabilidade do desempenho, sendo que o *feedback* aferente gerado durante o exercício de alta intensidade também pode influenciar os ajustes necessários para manter a homeostase e, assim, contribuir para a fatigabilidade percebida.

Assim, Enoka (2016) define a fadiga como um sintoma incapacitante no qual a função física e cognitiva é limitada pelas interações entre a fatigabilidade do

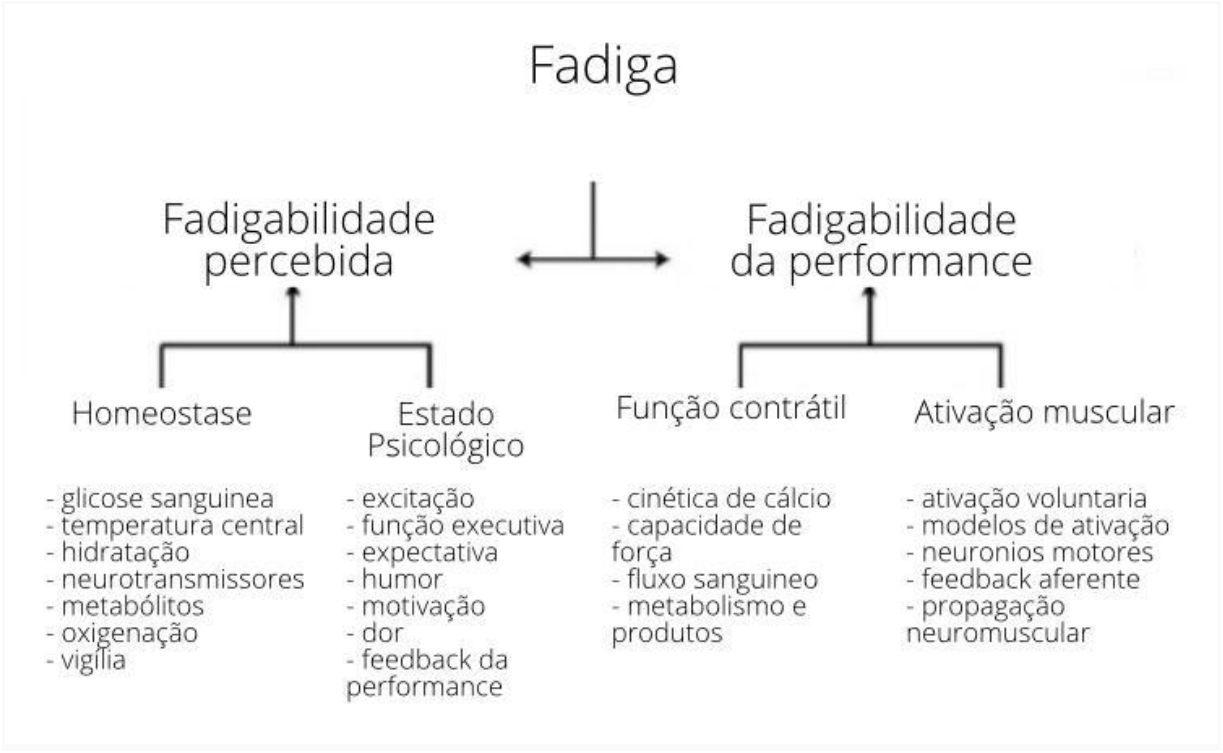
desempenho e a fatigabilidade percebida. O nível de fadiga (figura 10) experimentado por um indivíduo pode ser modulado por desafios à homeostase, distúrbios no estado psicológico, reduções na função contrátil e limitações na capacidade de fornecer um sinal de ativação adequado aos músculos envolvidos.

A fadiga é uma entidade única que pode ser descrita como fadiga central, fadiga mental, fadiga muscular, fadiga periférica, fadiga física e fadiga supra-espinhal. Embora os descritores frequentemente impliquem o provável *locus* dos ajustes nos fatores moduladores que limitam o desempenho, as distinções são muito vagas para serem significativas (Enoka, 2016).

Estudos sobre a fatigabilidade do desempenho, por exemplo, devem focar na principal variável de resultado, que pode incluir a duração que uma tarefa pode ser mantida (tempo de resistência ou tempo para falha da tarefa), o tempo necessário para completar uma tarefa prescrita), ou a taxa de mudança em tais variáveis como força de CVM, produção de energia, amplitude de respostas evocadas, tempo de reação, avaliação do esforço percebido, frequência cardíaca, pressão arterial média e temperatura central.

No entanto, Enoka (2016) remete à importância da validade ecológica, especialmente para a construção de avaliações clínicas padronizadas para administrar a fadiga na saúde e na doença.

Figura 10 - Modelo de Fatigabilidade.



Fonte: Enoka (2016).

Apesar dos diferentes contrapontos entre a Teoria da Catástrofe Multifatorial (Gibson e Edwards, 1985) e a Teoria do Governador Central (Noakes, 2001), o processo de fadiga é multifatorial. Em 2016, Enoka propõe que o processo de fadiga é um complexo sistema de interação entre os seguintes modelos: (i) depleção de fornecimento de energia; (ii) recrutamento muscular; (iii) alterações no padrão biomecânico e (iv) psicológico (Enoka e Ducheteau, 2016; Millet, 2011; Noakes, 2000). O modelo de depleção de fornecimento de energia (Enoka e Ducheteau, 2016; Noakes, 2000; Shepard et al, 2009) está centrado nas alterações de elementos contráteis pela diminuição de ATP, PC, glicogênio e acúmulo de lactato, H^+, PO_4^- e do Ca^{2+}. O modelo de recrutamento muscular pode ocorrer em vários locais: na junção neuromuscular, com a inibição dos terminais axônicos pela depleção do triptofano e ligação alterada deste neurotransmissor aos receptores; no sistema sarcolema túbulos T – retículo sarcoplasmático e nos miofilamentos, especialmente pela baixa capacidade em liberar Ca^{2+}, bem como sua ligação com a troponina (Enoka e Ducheteau, 2016; Noakes, 2000; Shepard et al, 2009). O modelo biomecânico apresenta inibição do esforço voluntário por alterações no córtex motor

e sistema muscular, gerando alterações na comunicação; enquanto o modelo psicológico apresenta relação direta com a disfunção dos neurônios e fatores como ansiedade, especialmente pelo aumento na liberação de cortisol (Enoka e Ducheteau, 2016; Noakes, 2000; Garland e Gossen, 2002). Alterações nas variáveis força – velocidade acarreta atraso na resposta motora (Taylor e Gandevia, 2001; Millet, 2011; Noakes, 2000). Admite-se que a fadiga resulta de diferentes mecanismos para diferentes tipos de atividades (Enoka e Ducheteau, 2016; Bertuzzi et al., 2004).

2.3 AVALIAÇÃO DA FADIGA E ATIVIDADE NEUROMUSCULAR

A fadiga neuromuscular é um fenômeno complexo que envolve processos fisiológicos que ocorrem nas estruturas do córtex motor e proteínas contráteis musculares (Enoka, 2016; Noakes 2000, 2001, 2018).

Dentre os diferentes sistemas envolvidos, a unidade motora está relacionada como elemento funcional básico do músculo responsável pela produção de movimento, bem como do SNC. O sistema nervoso central controla a força muscular modificando a atividade de unidades motoras no músculo.

O músculo esquelético é formado por miosinas de cadeia pesada, com diferentes isoformas. Os principais tipos de fibras musculares são tipo I, IIa, IIx e IIb, sendo o tipo I o mais lento; o tipo IIa intermediário e o IIx/b o mais rápido. Fibras musculares rápidas do tipo II são classificadas como não resistentes à fadiga, diferentemente das fibras lentas tipo I, que tem uma maior resistência à fadiga) (Palmieri et al., 2004).

A fadiga exerce efeitos nos padrões de atividade muscular, como: mudanças na geração de força; alterações de amplitude; modificações no potencial da unidade motora; ou na descarga sináptica e saída neuronal motora. Os mecanismos centrais e periféricos da fadiga tipicamente são examinados durante contrações musculares isoladas, envolvendo contrações voluntárias máximas (CVMs) ou submáximas.

Em uma CVM sustentada, o torque produzido é mais alto no início da contração e cai progressivamente durante o restante da contração, possivelmente porque as taxas de recrutamento (motor e de unidades motoras) diminuem a intensidade ao longo da CVM (Palmieri, 2004).

Dentre diferentes técnicas avaliativas da fadiga neuromuscular, a estimulação elétrica (EE) tem sido um importante instrumento de medida além da eletromiografia (EMG). A EE pode ser usada para avaliar a resposta do sistema nervoso a várias condições neurológicas, especialmente em situação de exercícios (Maffiuletti et al., 2000) e desempenho de tarefas motoras (Giboin et al., 2018).

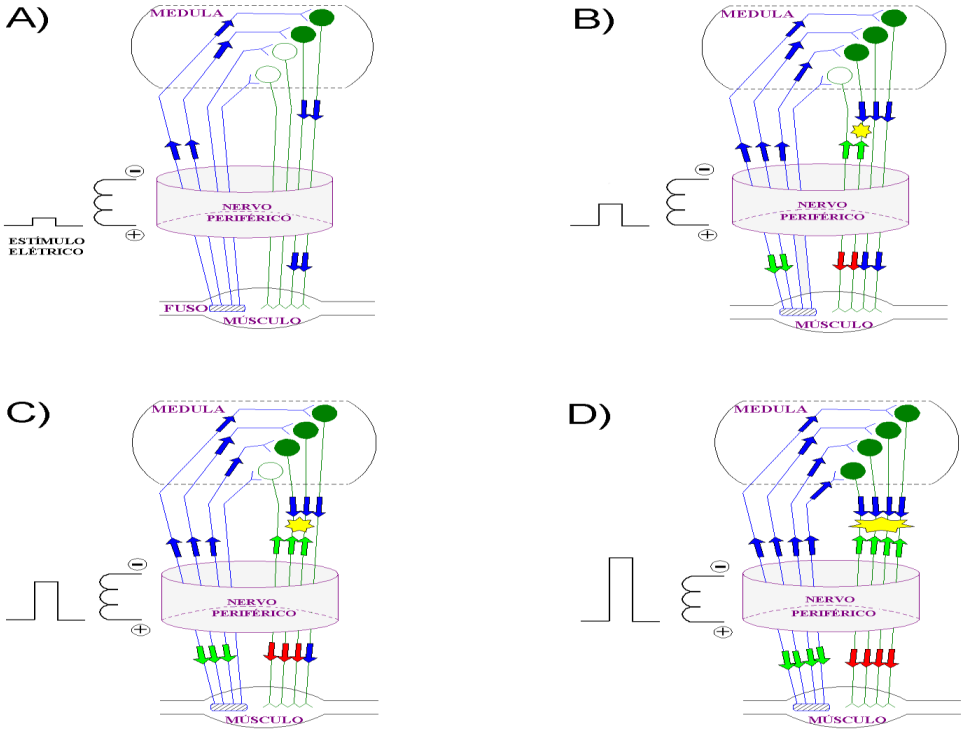
A estimulação elétrica (EE) consiste na aplicação de uma dada corrente elétrica através dos músculos ou nervo motor por meio de eletrodos de superfície, objetivando evocar contrações (Grosprete et al., 2017). É uma técnica que tem como base a produção da contração por meio da EE, despolarizando o nervo motor e produzindo uma resposta sincrônica em todas as unidades motoras do músculo (Rodriguez-Falces e Place, 2016).

Segundo Mezzarane et al. (2013), no recrutamento de fibras sensoriais e motoras por estimulação elétrica (figura 12), a intensidade do estímulo aumenta de a para d com duração igual entre as situações, de 1ms. A propagação bidirecional de potenciais em direção à medula espinhal e ao músculo ocorre nas imagens em b-d.
Em relação à figura 12, Barbosa (2016) afirma que as setas azuis indicam os potenciais de origem reflexa que seguem no sentido fisiológico (ortodrômico) para a medula, que irão gerar o reflexo H. As setas verdes indicam os potenciais que seguem pelas aferentes e eferentes no sentido antidrômico (para o músculo). Os potenciais que seguem no sentido ortodrômico pelos axônios eferentes (motores) para o músculo são representados pelas setas vermelhas, e irão gerar a onda M. Os potenciais de ação evocados pelo estímulo elétrico nos axônios motores também seguem para a medula (sentido antidrômico) representados pelas setas verdes. Esses potenciais de ação se anulam mutuamente com os potenciais de origem reflexa (setas azuis) nos axônios eferentes causando a aniquilação mútua de potenciais de ação (estrela amarela).

Quando se alcança uma determinada intensidade de estimulação, conhecida como limiar motor ou “Motor Threshold” é o momento em que as fibras eferentes

iniciam seu recrutamento. Este momento é denominado como fenômeno de colisão ou aniquilação, que consiste na colisão dos potenciais de ação antidrômicos originados nas fibras eferentes (motoras), com os potenciais de ação ortodrômicos de origem reflexa, mutuamente extintos devido aos seus respectivos períodos refratários (estrelas amarelas da figura 12).

Figura 12 - Recrutamento de unidades motoras em resposta ao aumento progressivo da intensidade de estímulo.

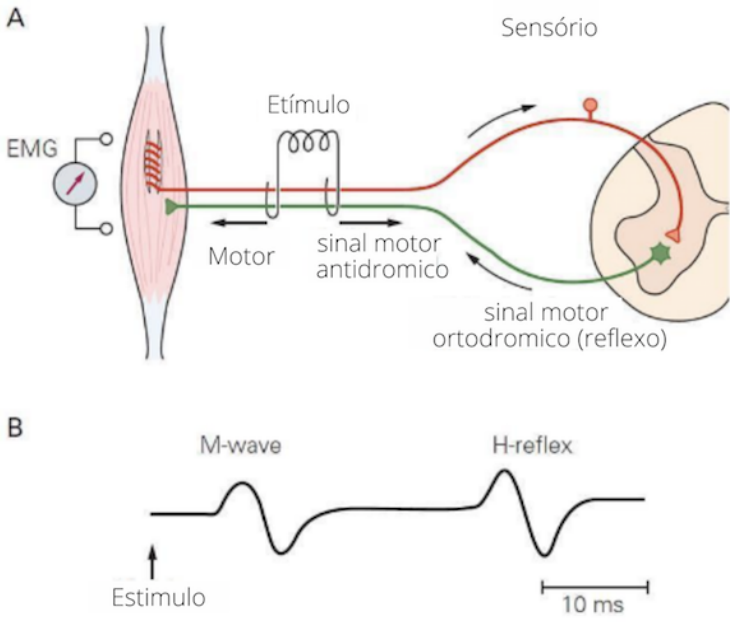


Descrição: A) quando a intensidade de estímulo é baixa as unidades motoras menores (círculos cheios) são recrutadas, de acordo com o princípio de tamanho, e nenhuma colisão é observada. Neste ponto, apenas o reflexo H (sem onda-M) está presente no EMG; B) quando há um aumento da intensidade de estimulação elétrica, um pequeno número de axônios motores dispara potenciais de ação que se propagam antidromicamente e que provocam o aniquilamento. Neste ponto, o reflexo H é acompanhado por uma onda M no EMG. Essa onda M tem uma latência mais curta do que o reflexo H, pois é uma resposta direta, ou seja, que não viaja para a medula espinhal e de volta para o músculo (setas vermelhas alcançam o músculo antes das azuis). C) A intensidade do estímulo é maior e a colisão ocorre em um número maior de axônios eferentes em comparação à situação B. Neste ponto, a amplitude de reflexo H menor que a onda M. D) a intensidade é supramáxima e recruta 100% das fibras sensoriais e motoras induzindo 100% de aniquilação (Mezzarane et al., 2013).

Fonte: ilustração de Barbosa (2016) e legenda de Mezzarane et al. (2013)

Quando os potenciais excitatórios pós-sinápticos ultrapassam o limiar de disparo, seguem pelos respectivos axônios para o músculo com o qual se conectam por meio de junções neuromusculares. Com a liberação do neurotransmissor acetilcolina pelos terminais dos axônios dos motoneurônios, as fibras musculares são despolarizadas além do limiar, cada uma disparando um potencial de ação. A soma de todos esses potenciais de ação gera um potencial de ação muscular composto captado na superfície do músculo (reflexo H), que provoca uma contração muscular fásica (Barbosa, 2016).

Figura 13 - Ativação das fibras sensoriais e motoras responsáveis pela geração do reflexo H e da onda M.



Onde: axônio vermelho: Fibras sensoriais ou aferentes. Axônio verde: Fibras motoras ou eferentes. Setas pretas: Potenciais de ação. A Figura A ilustra os potenciais de ação do sentido antidrômio (seta preta no sentido da medula localizada na fibra eferente) se “colidindo” com os de sentido ortodrômico (seta preta no sentido do músculo). A figura B apresenta o sinal de eletromiografia em função do tempo, respectivamente: Seta preta representa o artefato de estímulo aplicado ao nervo misto; a onda M (M-wave) ou resposta motora direta; e reflexo H (H-reflex).

Fonte: ilustração de Barbosa (2016) e legenda de Kandel (2013).

Com o aumento da intensidade de estímulo a amplitude do reflexo H aumenta gradualmente até um limiar. Nesta ocasião, observa-se o surgimento de uma onda com latência menor, a onda M que é também um potencial de ação muscular

composto (Barbosa, 2016). A latência para o surgimento da onda M é menor (figura 12), pois os potenciais de ação são gerados nos axônios eferentes numa região do nervo próxima ao eletrodo de estimulação e seguem diretamente para o músculo (condição antidrômica) (Palmieri et al., 2004 e Barbosa, 2016).

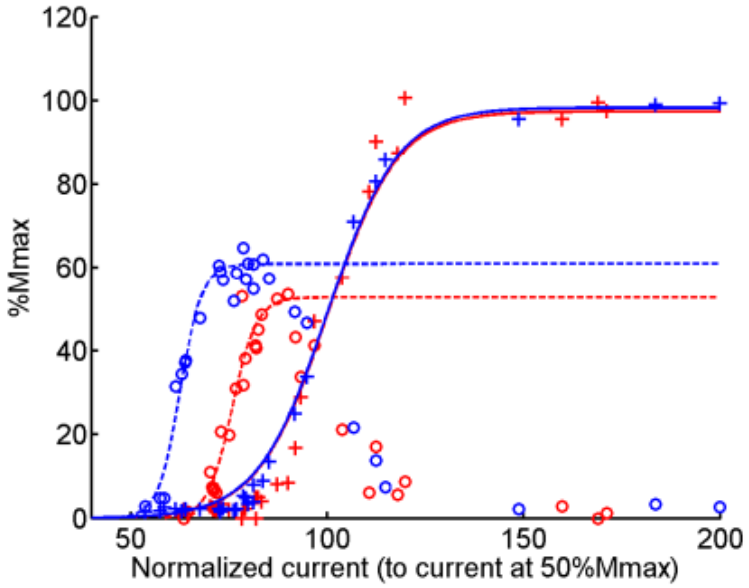
Em estímulos externos como a estimulação elétrica transcutânea ocorre uma ordem de recrutamento “inversa” (dos maiores para os menores), onde os axônios de maior diâmetro são ativados para as menores intensidades de estímulo (figura 13), e posteriormente, os de diâmetro intermediário seguidos dos de diâmetro menor (Kandel, 2013).

Esta ordem de recrutamento vale para as fibras sensoriais (aferentes) e motoras (eferentes). Como as fibras aferentes - principalmente as aferentes do tipo Ia oriundas do fuso neuromuscular - apresentam em média diâmetros maiores e, consequentemente, maior velocidade de condução, estas são recrutadas antes das fibras eferentes (Mezzarane et al., 2013).

À medida que a intensidade do estímulo aumenta, um número maior de axônios motores e sensoriais passam a ser recrutados aumentando o número de eferentes que sofrem colisão, contribuindo para a diminuição da resposta H (Barbosa, 2016). Mas no caso de resposta direta de origem não reflexa tende a haver um aumento, pois não existe colisão na região distal do axônio, referente ao ponto de aplicação do estímulo, sugerindo aumento monotônico na amplitude da onda M até um máximo, quando todos os axônios eferentes forem recrutados pelo estímulo elétrico (Palmieri et al., 2004).

Barbosa (2016) e Palmieri et al. (2004) afirmam que quando se aplica um estímulo com intensidade supramáxima no nervo periférico, com ativação de 100% das fibras motoras com o estímulo elétrico, não se observa a presença da onda H (devido à colisão que ocorre em 100% dos axônios eferentes), e a onda M máxima (Mmáx) é evocada. Esses efeitos podem ser observados claramente na curva de recrutamento do reflexo H (Figura 14).

Figura 14 - Curvas de recrutamento obtidas do músculo soleus.



Fonte: MEZZARANE et al. (2013).

Em alguns sujeitos, a interrupção no aumento da amplitude do reflexo H não pode ser explicada pela colisão do potencial de ação, uma vez que esta interrupção ocorre antes do surgimento da onda M (intensidades de estímulo menores do que 1 x MT – amplitude referente ao limiar da onda M, somada à um aumento de 10%). Isto pode ser explicado pela ativação das aferentes Ib (que possuem limiar para estímulo externo próximo ao das Ia) de origem no órgão tendinoso de Golgi, ou pela maior participação das células de *Renshaw* que inibem de maneira recorrente os MN que estão sendo recrutados ortodromicamente e antidromicamente (DUMITRU, 1995).

Para Mezzarane et al. (2013), algumas normativas para a análise técnica do reflexo H devem ser respeitadas:

1) não trabalhar com respostas H na fase descendente da curva, pois não é possível observar os efeitos facilitatórios evocados por estímulos condicionantes, dado que a maioria dos motoneurônios já seriam recrutados pelo estímulo teste, sem possibilidade de recrutamento de um número maior de motoneurônios pelo efeito condicionante;

2) a obtenção da onda Mmax é necessária para normalizar a amplitude da resposta H e possibilitar a comparação inter indivíduos;
3) alguns trabalhos utilizam a amplitude máxima da resposta H (Hmax) como variável de estudo, frequentemente utilizando a relação Hmax/Mmax;
4) a obtenção de uma pequena onda M junto com a resposta H para monitorar a eficácia de estimulação elétrica na fase ascendente da curva.

Os parâmetros extraídos da curva de recrutamento (figura 14) utiliza parâmetros obtidos a partir de um ajuste sigmoidal da alça ascendente da curva de recrutamento ao invés de apenas um ponto (Barbosa, 2016). Parâmetros extraídos da curva de recrutamento possibilitam avaliar adaptações neuronais: em diferentes populações de unidades motoras e em resposta ao treinamento físico (Mezzarane et al., 2013).

O perfil da curva de recrutamento pode ser alterado em diferentes condições, como a análise de diferentes habilidades motoras, condicionamento por estímulos cutâneos e ativação de aferentes de músculos antagonistas, entre outros (Mezzarane et al., 2013). Logo, a análise do Hmax permite avaliar o grau de excitabilidade reflexa mediada por diferentes populações de motoneurônios (Palmieri et al., 2004). Barbosa (2016) afirma que com esta análise é possível estudar alterações na ação de alguns mecanismos de modulação reflexa, que pode refletir plasticidade do sistema nervoso, por exemplo, em resposta ao treinamento físico.

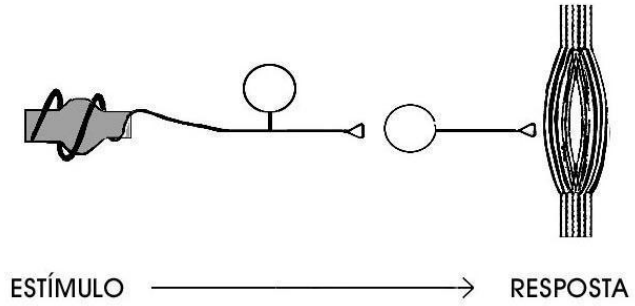
2.4 TEORIAS DO CONTROLE MOTOR

O controle motor pode ser apresentado sob diferentes óticas do aspecto organizacional da neurofisiologia e neuroanatomia. Neste tópico discutir-se-á como as teorias de controle motor relacionam o cérebro com o organismo e suas interações com as mudanças do meio ambiente à medida que uma série de tarefas é executada.

2.4.1 Teoria reflexa do controle motor

Os reflexos são as unidades mínimas do comportamento. Um reflexo espinhal, como um reflexo extensor ou flexor, é uma resposta provocada por um estímulo (Sherrington, 1906). Esta estrutura compõe-se de receptor, condutor e efetor. O condutor é composto ao menos por duas células neurais (figura 15), para a realização do estímulo do receptor e outra que o conduz até o efetor (FREDERICKS, 1996).

Figura 15 - Unidade mínima do comportamento segundo a Teoria Reflexa do Controle Motor.



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott, 2010.

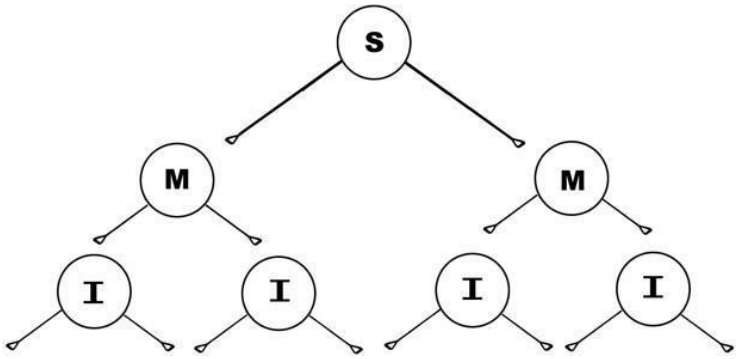
A inervação de motoneurônios e fibras musculares das unidades motoras são ativadas por diferentes reflexos que geram diferentes efeitos. Comportamentos complexos é a combinação de reflexos mais simples. Reflexos conduzem à ativação ou à inibição de diferentes grupos musculares, coordenados por interneurônios espinhais (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

No entanto, esta teoria torna-se limitada frente ao desenvolvimento de movimentos voluntários e à aquisição de habilidades técnicas na ausência de estímulos sensoriais. Como um único estímulo poderia resultar em diferentes respostas sensoriais? Como o ambiente estaria relacionado a diferentes respostas motoras? Logo, existem limitações neste modelo teórico.

2.4.2 Teoria hierárquica do controle motor

Na organização do sistema nervoso existem hierarquias, cujos centros superiores (córtex, áreas motoras frontais e áreas responsáveis pela consciência) comandam os centros inferiores (medula espinhal e nervos cranianos) (UMPHERED, 2004). Este modelo estaria estruturado em três níveis (Figura 16). O primeiro nível, inferior, é representado pelos segmentos espinhais e do tronco encefálico de controle da função motora. Este nível sofre influência direta de uma porção intermediária, correspondentes às divisões motoras e sensoriais do córtex cerebral. Em um terceiro nível, superior, as áreas associativas são consideradas e, principalmente, as divisões frontais do cérebro (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Figura 16 - Níveis de organização do sistema motor segundo a Teoria Hierárquica. O nível superior (S) exerce influência sobre os níveis médio (M) e inferior (I) da organização.



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott, 2010.

Neste modelo, os reflexos são controlados por níveis inferiores do sistema nervoso, sendo os reflexos ações integrantes do controle motor e os centros superiores inibidores dos centros geradores de reflexos inferiores (UMPHERED, 2004). Os elementos dessa concepção hierárquica de controle motor têm sido aceitos até o momento como partes constitutivas de diversas teorias (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

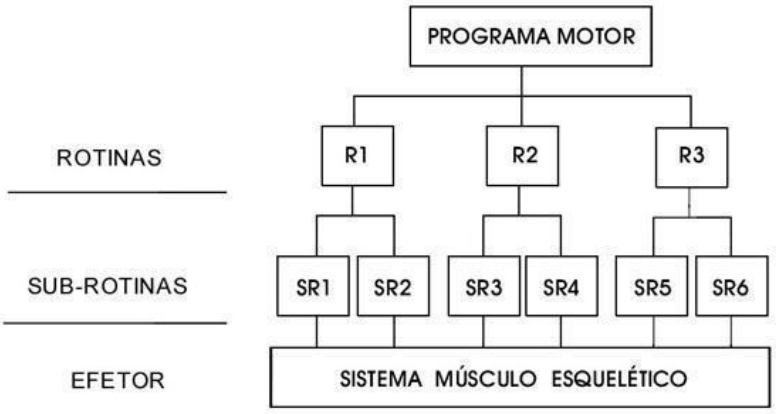
2.4.3 Teoria da programação motora

O movimento acontece devido a programas motores que são ativados por processo central e estímulo sensorial, assim pode ocorrer na ausência de uma ação reflexa (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

O programa central não pode ser considerado a única determinante da ação motora, uma vez que dois comandos iguais para uma região específica do corpo pode produzir movimentos diferentes; por exemplo, a flexão do joelho pode ser executada ou controlada por ações musculares diferentes a depender se o pé estiver fixo no solo a flexão é controlada por uma ação muscular excêntrica do quadríceps; e se estiver com a extremidade inferior livre, a flexão é produzida por uma contração dos músculos isquiotibiais (UMPHERED, 2004).

Desta perspectiva, o controle motor resulta da necessidade do produto do movimento corresponder ao movimento planejado (Figura 17).

Figura 17 - Níveis de controle de acordo com a Teoria da Programação Motora. Comandos gerais determinam as rotinas e sub-rotinas necessárias para a ativação adequada do efetor.



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott, 2010.

2.4.4 Teoria do modelo Ecológico

Este modelo relaciona as interações do sistema motor com o meio ambiente (GIBSON, 1986). A teoria ecológica do controle motor é caracterizada pela grande ênfase na percepção do ambiente. Ao contrário das demais teorias, que apontam que fatores internos, como “a sensação” seria a variável mais importante no controle motor. Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2003), a perspectiva ecológica ampliou o nosso conhecimento sobre o Sistema Nervoso Central que deixou de ser considerado um sistema sensório-motor que reage às variáveis ambientais e transformou-se em um sistema de percepção/ação capaz de explorar ativamente o ambiente, a fim de satisfazer seus próprios objetivos.

A coordenação do movimento é um processo de controle dos graus de liberdade do órgão em movimento. As estruturas coordenadoras estão funcionalmente ligadas a outros músculos formando sistemas autônomos (Figura 18).

Figura 18 - Interação de múltiplos sistemas.



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott, 2010.

O controle hierárquico simplifica os múltiplos graus de liberdade do corpo - uma série de níveis hierárquicos, cada um deles, inevitavelmente, com um grau de independência qualitativa. Os níveis superiores ativam níveis inferiores que, por sua vez, ativam sinergismos musculares (*muscle linkages*) ou grupos de músculos impelidos a agirem juntos como uma unidade (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

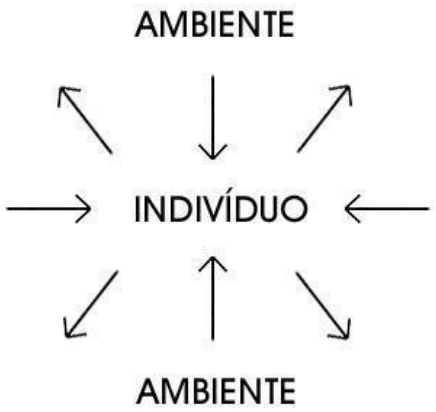
2.4.5 Teoria Dinâmica

Nesta Teoria, existem padrões dinâmicos em sistemas complexos, nas noções e nos princípios de emergência, acoplamento *(structural coupling),* processos de interação não-lineares, auto-organização e caos.

Os parâmetros de controle regulam as alterações no comportamento de todo o sistema (figura 19). Uma alteração crítica destas variáveis em um dos sistemas induz a um novo movimento. Este ponto crítico seria o limite máximo que os sistemas suportariam naquele determinado movimento quando, então, haveria a transição para um novo estágio de movimento (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Talvez, a limitação deste modelo seja a suposição de que o Sistema Nervoso cumpre uma função consideravelmente irrelevante e que a relação entre o sistema físico do indivíduo e o ambiente no qual ele funciona determina principalmente o comportamento do indivíduo

Figura 19 - Interação recíproca entre o indivíduo e o ambiente segundo a abordagem dinamicista.



Fonte: Shumway-Cook e Woollacott, 2010.

2.4.6 Teoria dos Sistemas Dinâmicos

Uma das principais teorias emergentes no estudo do movimento humano, especialmente aplicado ao esporte, é a Teoria dos Sistemas Dinâmicos proposta por Davids et al. (2003; 2005). Os autores argumentam que a coordenação e controle no esporte e atividade física são complexos sistemas de interação de percepção e ação, que deveria ser compreendido em diferentes formas: (a) relação de mutualidade entre perceção e ação (b) incorporação ao ambiente do sistema executor, (c) funcionamento de tarefa de maneira específica, e (d) dependência de restrições interativas aninhadas inerente a contextos de desempenho específicos.

A Teoria dos Sistemas Dinâmicos propõe caracterizar os sistemas de movimento biológicos como complexos sistemas dinâmicos, revelando que o sistema motor é composto por graus de liberdade do sistema, controlados durante as interações com o meio ambiente (Davids et al., 2003; 2005). A coordenação surge entre os componentes dos sistemas de movimento dinâmico por meio de processos de auto-organização onipresentes na natureza dos sistemas físicos e biológicos. Diferentes estados de organização surgem espontaneamente em sistemas dinâmicos naturais.

Nos sistemas de movimento dinâmico, este processo modifica o número de graus de liberdade biomecânicos regulados por meio da montagem temporária de complexos musculares chamadas de estruturas coordenativas (Davids et al., 2003; 2005). A variabilidade nos padrões de movimento podem ter flutuações na estabilidade, o que permite rápida resposta do comportamento do sistema motor adaptativo, gerando um paradoxo entre estabilidade e variabilidade motora. O paradoxo entre estabilidade e variabilidade motora explica como atletas habilidosos podem produzir uma mistura sutil e adaptativa de mudanças de movimento.

Modelos de movimento do esporte, antes considerados triviais na literatura da ciência do movimento, estão se mostrando excelentes veículos de tarefas para fornecer percepções exclusivas sobre como as ações são coordenadas com relação aos objetos ambientais e eventos. Esta abordagem está sinalizando uma nova

perspectiva sobre o papel da variabilidade motora em facilitar a adaptação à tarefa dinâmica nos ambientes. A análise do comportamento ao nível da performance dentro de dado contexto (ambiente) revela que os modos de coordenação são exemplos de fenômenos naturais emergentes que podem ser funcionalmente variados para restrições de tarefas dinâmicas coordenativas (Davids et al., 2003; 2005). Ou seja, é importante identificar não apenas as variáveis de uma técnica isolada, mas a contribuição de outros sistemas, assim como a análise de outros membros e articulações no processo da habilidade motora.

2.5 A MODALIDADE ESPORTIVA 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 desencadeiam 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 20) 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 21), 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*.

Figura 20 - Descrição dos golpes mais utilizados em situação de competição.

Gyako zuki



Mawashigeri



Kizami zuki



Uramashi geri



Fonte: World Karate Federation (WKF, 2012)

Figura 21 - 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).

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 da 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).

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 *gyaku 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) 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 (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.

		- 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.	
Suwargand a et al., (2009)	Atletas de caratê (Malasia – time nacional)	Análise do movimento de soco foi capturado usando 6 câmeras de análise infra-vermelho Eagle Corporation e uma plataforma de força Kistler.	Verifica-se que o masculino alcançou maiores distâncias e 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 caratekas (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 cicloergômetro (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 (1990)	21 sujeitos TG 1, n = 8 (faixas pretas) TG 2, n = 8 (intermediário) TG 3, n = 5 (faixas brancas)	Medida de velocidade horizontal por cinemetria. As variáveis foram calculadas a partir do movimento com registros fotográficos dos socos (100 Hz).	Aumentos significativos na força dinâmica em todos os grupos de treinamento (14% -53%). Em TG1 a Vh_{max} 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/velocidade 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).

Ao avaliar como a fadiga influencia a habilidade técnica do chute frontal do caratê, Aragones et al. (2018) submeteram 600 atletas a realizarem diferentes protocolos de chutes. Inicialmente os atletas realizaram 6 chutes, 3 com cada perna para identificar a cinemática do movimento em situação sem fadiga. Foram realizadas 9 séries de chutes com intervalos de 90 s entre elas. Cada série consistiu na realização de 60 chutes, sendo que a cada 10 chutes a perna era alterada. Os autores identificaram que com o acúmulo do processo de fadiga houve os movimentos diminuíram a velocidade, enquanto a forma do movimento dificilmente foi afetada.

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 empregando o próprio gesto motor poderia 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 é a análise por cinemetria.

Dentre os protocolos específicos para análise do caratê, Nunan (2006) desenvolveu o *Karate Special Test*, o qual consiste na avaliação de potência aeróbia com golpes específicos do caratê. O atleta deve desenvolver em um dado período de tempo a combinação de *gyaku zuki, kizamimawashi, kizamizuki e mawashigeri*. Conforme o decorrer do teste o tempo de intervalo entre séries vai diminuindo. No entanto, a literatura é escassa quando se refere a testes específicos para o caratê.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A fim de investigar as respostas às alterações no padrão cinemático no golpe *gyaku zuki* sob um protocolo de indução de fadiga, desenhou-se o estudo com a realização de 3 experimentos:

(1) Experimento 1: no qual visou-se determinar a repetitividade do teste de frequência e velocidade de chutes, em conformidade com Vilanni et al. (2013), para a habilidade motora em socos para o caratê, enquanto protocolo de indução de fadiga;

(2) Experimento 2, em que se procurou determinar o pico de velocidade de socos e o comportamento bioquímico no teste de frequência e velocidade socos, em situação com fadiga e sem fadiga;

(3) Experimento 3, no qual se analisou a estratégia motora utilizada para manutenção da velocidade sob o protocolo de indução de fadiga validado para socos.

Para realização deste estudo, obteve-se a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, sob Parecer n. número 88760/2016, e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

3.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ

3.1.1 Participantes

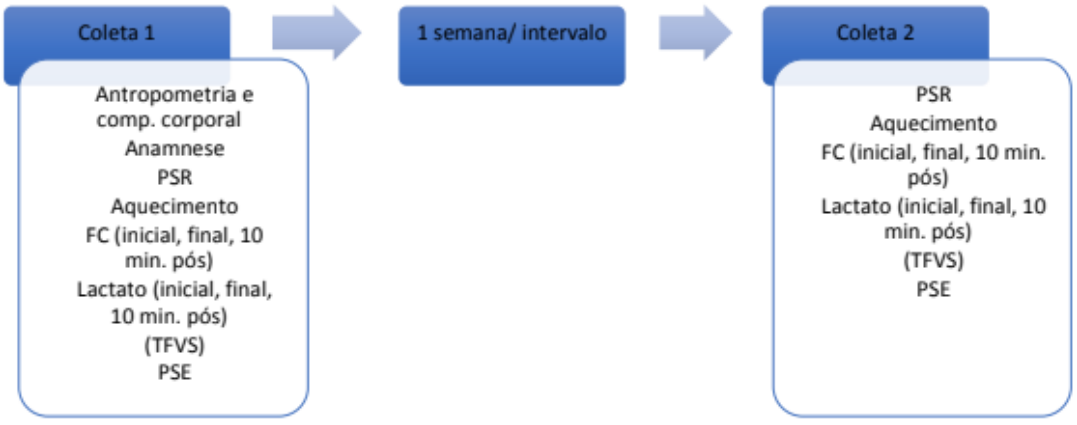
Participaram do estudo 8 atletas de caratê do sexo masculino, faixas pretas por amostragem não probabilística intencional, com idade de 22,4 ± 6,3 anos; massa corporal de 74,5 ± 8,5 kg; estatura de 1,76 ± 7,5 m; percentual de gordura de 10,3 ± 2,1 %; com 8,4 ± 3,2 anos de prática de caratê; com frequência de treino semanal de 4 ± 2 vezes e duração de treino/dia de 2 ± 0,2 h. Todos os voluntários pertencem à seleção paranaense de caratê da Federação Paranaense de Karate (FPrK), com experiência competitiva em eventos nacionais (72%) e internacionais (28%). Foram excluídos do estudo os

atletas que apresentaram lesão muscular ou articular no período de seis meses anteriores à data da coleta de dados. Os atletas foram orientados a não realizar treinamentos físicos em um período de 24 h anteriores a coleta de dados.

3.1.2 Delineamento do Estudo

Realizou-se diversos estudos pilotos visando definir o posicionamento e angulação das 6 câmeras do sistema Vicon®, bem como posicionamento dos marcadores reflexivos. As coletas de dados ocorreram em 2 momentos distintos. Na primeira visita ao laboratório, os atletas foram familiarizados com os procedimentos a serem utilizados: aquecimento, execução correta da técnica *gyako zuki* e ancoragem da percepção subjetiva de esforço - PSE (Foster et al. 2001), e percepção subjetiva de recuperação - PSR (Laurent et al., 2011); seguido de 30 min de intervalo e realização do Teste de Frequência e velocidade de socos no caratê (TFVS). Após uma semana de intervalo, os voluntários realizaram nova coleta de dados, conforme descrito na figura 22.

Figura 22 – Procedimentos da coleta de dados do experimento 1.



Onde: PSR = percepção subjetiva de recuperação, FC = frequência cardíaca, TFVS = teste de frequência e velocidade de socos, PSE = Percepção subjetiva de esforço.

Fonte: presente estudo

3.1.3 Coleta de dados

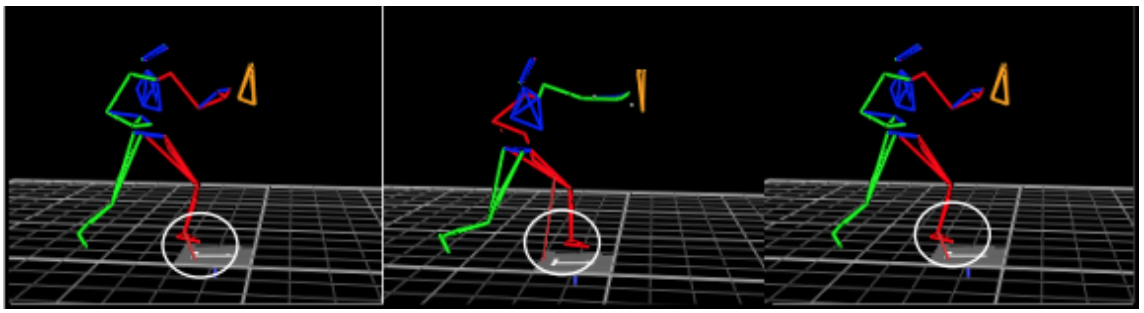
No protocolo de coleta de dados, realizou-se a anamnese (anexo 3) dos voluntários para caracterização de informações como tempo de treinamento e nível competitivo. Efetuou-se a avaliação antropométrica de massa corporal (kg), estatura (m), altura total (m), altura acromial (m), altura dactiloidal (m), altura trocantérica (m) e altura tibial (m), conforme as recomendações da Sociedade Internacional de Cienantropometria (ISEK). Avaliou-se o percentual de gordura por bioimpedância elétrica tetrapolar (modelo Maxtron®).

Mediu-se a frequência cardíaca (FC) e o lactato sanguíneo em situação de repouso, imediatamente após cada série do Teste de Frequência e velocidade de socos no caratê, e 10 min após. Calculou-se o ΔFC e ΔLac. A PSR foi medida antes e a PSE 30 min após o protocolo “Teste de frequência e velocidade de socos no caratê”.

Os atletas foram orientados a realizar uma sequência de exercícios para o aquecimento: exercícios de alongamento conforme escolha do avaliado. Com o objetivo de definir o lado dominante. Os atletas foram orientados a lançar uma bola em direção a um alvo fixo localizado 3 m à frente, foram realizadas 3 tentativas. Considerou-se o lado dominante, o lado que houve mais repetições de lançamentos. Todos os atletas foram definidos como destros para membro superior.

Os atletas foram dispostos frente a um aparador de soco e solicitou-se que selecionasse a melhor distância para realizar o golpe *gyaku zuki*. Foram selecionados 5 socos com a finalidade de estabelecer a distância de golpe. Fixou-se uma fita adesiva no chão para orientar o atleta a deslocar o membro inferior à frente da linha para realizar o soco, mas sendo obrigatório o retorno deste membro ao final de cada soco (figura 17).

Figura 17 – Deslocamento do pé de ataque conforme distancia autoselecionada fixada ao chão.



Fonte: presente estudo

Inicialmente, o Teste de Frequência de velocidade de socos no caratê foi desenvolvido para a análise do chute *bandal chagui* no taekwondo, por Villani, De Petrillo e Distaso (2007). Existe uma distância fixa de 90 cm a qual o atleta deve se posicionar frente ao saco de pancada. O atleta realiza 5 séries de 10 s de esforços, seguidos de 10 s de recuperação passiva. No entanto, um fator limitante do protocolo desenvolvido por Villani, De Petrillo e Distaso (2007) é a distância fixa de 90 cm, visto que atletas possuem configurações antropométricas diferenciadas. Assim, na validação deste protocolo, optou-se pela utilização de medidas de alturas e comprimentos para identificar qual segmento teria relação direta com a distância corpo alvo auto selecionável de golpe. Pela especificidade da modalidade caratê, optou-se por utilizar o golpe *gyako zuki* (soco da perna do lado oposto) com o membro dominante no TFVS. Pelo protocolo desenvolvido por Villani, De Petrillo e Distaso (2007), é possível realizar o cálculo do índice de fadiga (equação 1), variável que mede a condição fisiológica de queda de desempenho. Quanto menor o índice, melhor a capacidade anaeróbia e potência aeróbia predita.

$$índice\ de\ fadiga\ (\%) = 1 - \frac{(NS\,S1 + NS\,S2 - NS\,S3 + NS\,S4 + NS\,S5)}{Melhor\ série \times Número\ de\ Séries} \times 100\%$$

(Equação 1)

Onde:

NS S1 = número de socos série 1

NS S2 = número de socos série 2

NS S3 = número de socos série 3

NS S4 = número de socos série 4

NS S5 = número de socos série 5

Melhor série = número de socos da melhor série

Número de séries realizado no protocolo

Para o modelo biomecânico, utilizou-se um sistema de análise de movimento de oito câmeras (Sistema Vicon) configurado para gravar a 300 Hz, modelo Bonita. Trinta e nove marcadores reflexivos foram colocados em segmentos anatômicos específicos (*Plug in gate full body*), conforme mostrado na figura 23.

Figura 23 -Modelo plug in gate full *body* com a presença de 39 marcadores reflexivos.



Fonte: presente estudo

3.1.4 Análise de dados

O modelo biomecânico foi reconstruído e processado usando o modelo polinomial, com um filtro de 4ª ordem *Butterworth* para atenuar o ruído (Nagano

et al., 2003). Em ambiente Matlab® (The MathWorks, Inc.), utilizou-se a função idfilt (dados filtrados no sentido direto e reverso) e análise residual (Winter, 1990), sendo aplicada para determinar a freqüência de corte teórica ótima. O sinal foi filtrado em 4, 6 e 8 Hz como frequência de corte teste. Calculou-se o resíduo médio (raiz do erro médio quadrático) de cada sinal filtrado, em função do sinal com ruído (Okazaki et al, 2007). Determinou-se a relação gráfica entre resíduos e frequências de corte (equação 2). A frequência na qual ocorreu o aumento abrupto foi definida como a frequência de corte teórica ótima do filtro (Winter, 1990). Assim, o sinal foi filtrado em 6 Hz.

$$\frac{df\ (t)}{dt} = lim(\Delta t \to 0)\frac{f(t+\Delta t) - f(t)}{\Delta t} \approx \frac{f(t+\Delta t)}{\Delta t}$$

(Equação 2)

Onde:
t = tempo (s)
f = frequência

Identificou-se a velocidade de pico (vP) no eixo x do marcador do punho direito (rwa) para a execução do golpe *gyaku zuki*.

Para o cálculo de velocidade, utilizou-se a soma dos 3 eixos. A velocidade resultante foi obtida pelo módulo do vetor velocidade em x, y e z (equação 3):

$$Vr = \sqrt{Vx^2 + Vy^2 + Vz^2}$$

(Equação 3)

Onde:
Vr = velocidade resultante (m/s)
Vx = velocidade eixo x (m/s)
Vy = velocidade eixo y (m/s)

Vz = velocidade eixo z (m/s)

Realizou-se teste de normalidade *Shapiro-Wilk* ($p<0,05$) das variáveis velocidade máxima de punho, medidas antropométricas e distância auto selecionável. Com a finalidade de determinar a distância atleta – alvo, realizou-se uma regressão linear (Field, 2016), modelo *backward* ($p<0,05$) considerando a variável dependente como a distância auto selecionável (atleta - alvo) e como variável independente a altura antropométrica. Para isso, utilizou-se o pacote estatístico SPSS 21.0.

Para a medida de exatidão do Teste de Frequência de Socos no Caratê, efetuaram-se os cálculos de erro de medida e de repetitividade, 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 4.

$$e = \frac{Vmed - Vreal}{Vreal}(100\%) \qquad \text{(Equação 4)}$$

Onde: $e\ e$ = erro de medida

V_{med} = Valor de medida do teste 1

V_{real}= Valor de medida do teste 2

O cálculo de repetitividade (fidedignidade), equação 5, considerou o número de acertos e o número de aplicações (ensaios):

$$rep = \frac{Nac}{Nap}(100\%) \qquad \text{(Equação 5)}$$

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), equação 6, a partir de análise de variância, conforme sugerido por Kiss (2003):

$$CCI = \frac{MQ\ entre\ grupos - MQ\ dentro\ de\ grupos}{MQ\ entre\ grupos + \left(\frac{k}{1} - 1\right)(MQ\ dentro\ dos\ grupos)} \quad \text{(Equação 6)}$$

Onde: MQ = média dos quadrados

k = o número de aplicações do teste para determinação de sua fidedignidade.

Para a fidedignidade absoluta, considerou-se o cálculo de Erro Padrão de Medida (EPM), utilizando a equação 7.

$$EPM = DP\sqrt{(1 - CCI)} \quad \text{(Equação 7)}$$

Onde:

EPM= erro padrão médio

DP = desvio padrão do grupo

CCI = coeficiente de correlação intraclasse

Também foram calculados a validade, a reprodutibilidade, e o erro de medida (exatidão) do protocolo aplicado. A mínima mudança detectável (MMD) foi calculada a partir da equação 8, considerando um nível de confiança de 95%.

$$MMD95 = 1{,}96 \times \sqrt{2} \times EPM$$

(Equação 8)

Onde:

MMD_{95} = mínima mudança detectável

EPM= erro padrão médio

OBS. 1,96 definido na tabela Z para n=8

Para a medida de confiabilidade, após teste de normalidade, foi aplicada a técnica de teste-reteste com correlação de Spearman ($p<0,05$).

3.2 EXPERIMENTO 2: PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO EM SITUAÇÃO SEM FADIGA E COM FADIGA

3.2.1 Participantes

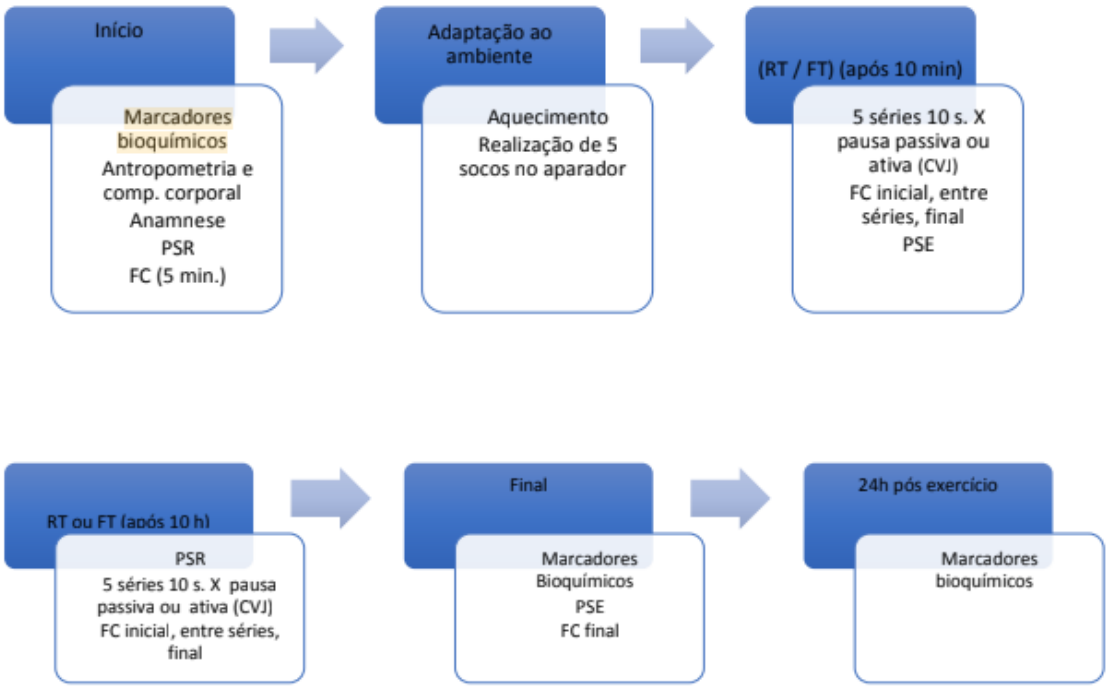
Participaram do estudo 9 atletas de caratê (5 homens e 4 mulheres) do sexo masculino, faixas pretas por amostragem não probabilística intencional, com idade de 23 ± 3,4 anos; massa corporal de 75,6 kg; estatura de 1,75 ± 3,2 m; Percentual de gordura de 11,3 ± 3,4 %; com 4,4 ± 8,3 anos de prática de caratê; com frequência de treino semanal de 6 ± 1 vezes e horas de treino/dia de 3 h. Todos pertenciam à seleção paranaense de caratê tradicional, com experiência competitiva em eventos nacionais (65%) e internacionais (35%). Observando o critério de exclusão, participaram do estudo apenas atletas que não apresentaram lesão muscular ou articular no período de seis meses anteriores à data da coleta de dados. Os atletas foram orientados a não realizar treinamentos físicos em um período de 24 h anterior a coleta de dados.

3.2.2 Delineamento do Estudo

Realizou-se 2 estudos pilotos com o objetivo de definir o posicionamento do *encoder* linear Peak Power Cefise®, cuja velocidade é medida por um cronômetro de precisão ligado a um fio acoplado à mão que o atleta realiza o golpe *gyaku zuki*.

Os voluntários foram familiarizados com os procedimentos a serem utilizados: aquecimento, execução correta da técnica *gyako zuki*, ancoragem da percepção subjetiva de esforço - PSE (Foster et al. 2001), Percepção Subjetiva de Recuperação - PSR (Laurent et al. 2011) e saltos com o *enconder* linear *Peak Power* Cefise® posicionado no tornozelo dominante do atleta. O delineamento do estudo pode ser observado na figura 24.

Figura 24 – Delineamento do experimento 2.



CVJ = *Counter Movement Jump* (salto em profundidade)
PSR = percepção subjetiva de recuperação
PSE = Percepção subjetiva de esforço

Fonte: presente estudo

Como a coleta foi realizada em um mesmo dia, com diferença de 10 h entre os protocolos sem fadiga (*regular test* - RT) e com fadiga (*fatigue test* - FT), os sujeitos foram randomizados. Logo, houve um sorteio para que 50% da

amostra realizasse o protocolo RT e 50% o protocolo FT, no período da manhã, com troca dos protocolos no período da noite.

3.2.3 Coleta de dados

No protocolo de coleta de dados, realizou-se anamnese (anexo 3) dos voluntários para caracterização de informações. Realizou-se coleta sanguínea de 5 ml, por enfermeiro habilitado, nos períodos anteriores e imediatamente após o (*regular test*) RT e (f*atigue test*) FT. O material biológico foi encaminhado para laboratório autorizado para a análise de lactato desidrogenase (ADVIA *automation* 1200/1800), testosterona, cortisol (*chemiluminescence essay*) e fosfocreatinakinase (*Imunoturbidimetric method*).

Realizou-se coleta de massa corporal (balança Tanita), estatura (estadiômetro WCS) e bioimpedância elétrica (In Body 270).

A frequência cardíaca (FC - bpm) foi medida por meio do frequencímetro Polar S810i para análise de FC nos momentos antes, durante e imediatamente após os protocolos experimentais.

Como o objetivo de garantir o repouso adequado pré-avaliação (coleta de dados), analisou-se a percepção subjetiva de recuperação antes dos protocolos RT e FT.

A PSE foi medida 30 min após aplicação dos protocolos RT e FT.

Para o RT, os atletas realizaram 5 séries (Villani, De Petrillo e Distaso, 2007) de 10 s de socos com o braço dominante em um aparador de soco. Os atletas foram dispostos à frente do aparador de socos na distância de sua altura dactiloidal. Para cada soco, o voluntário deveria retornar com o pé frontal para a marca. Entre cada série, houve uma pausa passiva durante um intervalo de 10 s. Para o FT, foram aplicadas 5 séries de 10 s, com a execução de socos *gyaku zuki* na máxima velocidade predita, respeitando a distância pré-estabelecida (altura dactiloidal). Neste protocolo, os intervalos foram de 30

s, com pausa ativa. Os atletas realizaram sobre uma plataforma de força o *counter movement jump* (saltos em profundidade) (figura 24).

Utilizou-se o *encoder* linear Peak Power Cefise® para determinar os valores de potência média (PM), velocidade média (VM), pico de velocidade (PV), pico de força (PF) e índice de fadiga (IF) na fase de ataque do golpe, que consiste na saída da mão de ataque do soco até a extensão total.

Figura 24 - Salto em contramovimento (Counter Movement Jump).



Fonte: KISS (2003)

3.2.4 Análise de dados

Aplicou-se o teste Anova de duas vias de medidas repetidas ($p \leq 0,05$) com teste *post hoc* Bonferroni para identificar diferenças nas variáveis bioquímicas, nos números de golpes, potência média (PM), velocidade média (VM), pico de velocidade (PV), pico de força (PF) e índice de fadiga (IF) entre os 5 ciclos e entre RT e FT.

3.3 EXPERIMENTO 3: RESPOSTA CINEMÁTICA E ESTRATÉGIA MOTORA SOB PROTOCOLO DE INDUÇÃO DE FADIGA VALIDADO PARA SOCOS

3.3.1 Participantes

Considerando uma população de 210 praticantes de caratê vinculados à Federação Paranaense de Karate (FPRK), com 95% de confiança e 15% de margem de erro, foram avaliados 34 praticantes de caratê (27 homens e 7 mulheres: estatura de 1.73 ± 0.07 m, massa corporal de 68.7 ± 12.4 kg, 13.8 ± 4.7 % de gordura, 23.64 ± 5.98 anos de idade, 11.82 ± 6 anos de prática no caratê, e 9.64 ± 5.4 anos de competição). Como critério de seleção, optou-se pela categoria de faixas de roxa a preta, por serem considerados categoria A em eventos esportivos (CBK, 2019).

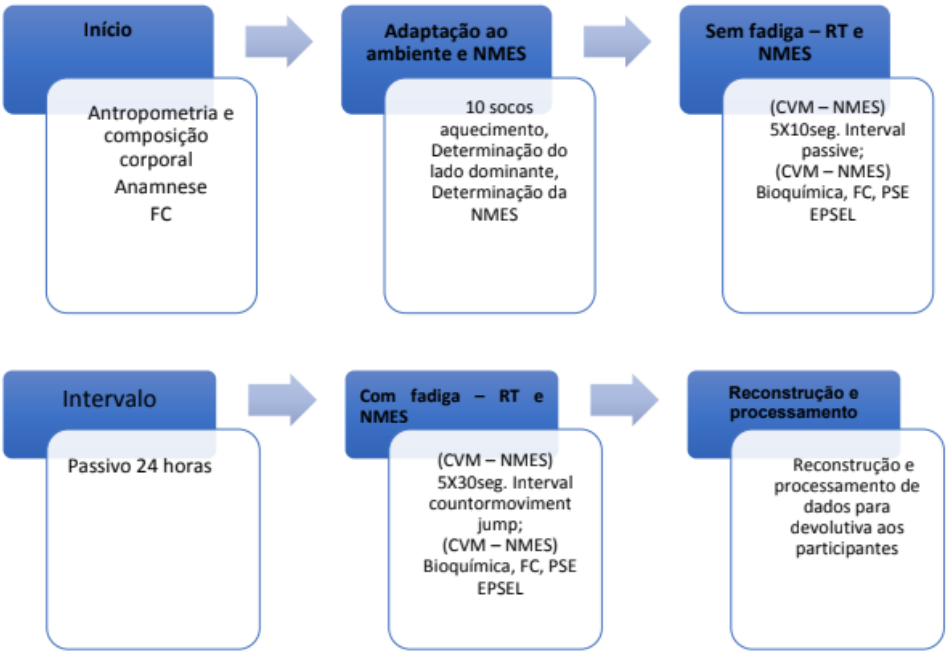
Foram excluídos do estudo os atletas que tiveram lesão muscular ou articular no período de seis meses anteriores à data da coleta de dados. Os praticantes foram orientados a não realizar treinamentos físicos em um período de 24 h, anteriores à coleta de dados.

3.3.2 Delineamento do Estudo

Foram realizados estudos pilotos com o objetivo de definir o *setup* das 6 câmeras Bonita e 1 câmera Vero do Sistema Vicon®.

Foram realizados teste de indução de fadiga, análise biomecânica, análise bioquímica e eletromiografia, conforme ilustrado na figura 25.

Figura 25 – Delineamento do Experimento 3



CVJ = *Counter Movement Jump* (salto em profundidade)
PSR = percepção subjetiva de recuperação
PSE = Percepção subjetiva de esforço
EPSEL = Escala de percepção subjetiva de esforço localizada

Fonte: presente estudo

3.3.3 Coleta de dados

Os processos avaliativos são descritos abaixo:

3.3.3.1 *Punch Frequency and Velocity Test – Regular* (RT)

O *Regular Test* (RT) consistiu na realização de 5 séries do golpe com o membro dominante, sendo o sujeito orientado a realizar o maior número de golpes na máxima velocidade de execução, durante 10 s, para cada série. Entre cada série, houve um intervalo passivo de 10 s.

Os golpes foram realizados em um aparador posicionado verticalmente em frente ao avaliado. Para familiarização, os *sujeitos* realizaram 5 golpes e estabeleceram uma distância auto-selecionada (Loturco et al, 2014) durante todo o protocolo.

3.3.3.2 *Punch Frequency and Velocity Test – Fatigue* (FT)

A diferença entre o *Regular Test* (RT) e o *Fatigue Test* (FT) está no intervalo entre as séries, que no FT o tempo é de 30 s com intervalo ativo com realização de *countermovement jump* (Urbinati et al., 2017).

3.3.3.3 Intensidade de Esforço

Realizou-se a ancoragem da Percepção subjetiva de esforço - PSE (Foster et al. 2001), Percepção Subjetiva de Recuperação - PSR (Laurent et al. 2011)

No início, entre os intervalos das séries e após 1 min de recuperação dos protocolos RT e FT, mediu-se a frequência cardíaca (FC) por frequencímetro (Polar® RS 800).

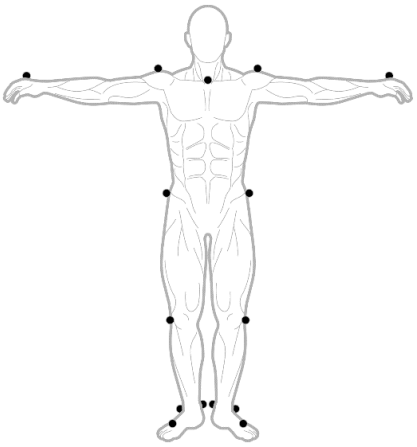
A percepção de esforço também foi avaliada por escala de percepção subjetiva de esforço localizada EPSEL (anexo 4), no qual o atleta identifica o grupo muscular que realizou mais esforço e categoriza com um valor de 6 a 20 (MILANEZ et al., 2011).

3.3.3.4 Dados Cinemáticos

Para a coleta dos dados cinemáticos, utilizou-se 7 câmeras (6 Bonita e 1 Vero), com frequência de amostragem de 200 Hz (Vicon®). Utilizou-se o modelo *PluginGait Full Body* com 39 marcadores reflexivos. Para o

processamento do sinal, optou-se pela utilização dos marcadores dispostos como ilustrado na figura 26.

Figura 26 – Marcadores utilizados para o processamento de dados.



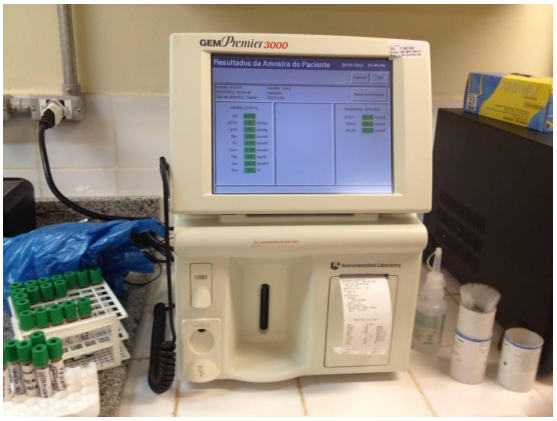
Fonte: presente estudo

3.3.3.5 Testes Bioquímicos

Foram avaliadas as variáveis bioquímicas antes e após o teste de fadiga: pH, lactato, bicarbonato de sódio, sódio, potássio, cálcio e glicose para identificar como ocorre a depleção do fornecimento de energia e mudanças contráteis do músculo no processo de fadiga.

Foi utilizado o analisador de gases GEM PREMIER 3000 (figura 31), com sangue capilarizado.

Figura 31 - Analisador de Gases GEM PREMIER 3000.



Fonte: presente estudo

3.3.4 Análise de dados

3.3.4.1 Processamento do Sinal

Os sinais cinemáticos foram filtrados em ambiente Matlab® com um filtro recursivo, passa-baixa de 10 Hz de 5ª ordem, definido por análise de resíduos. Por cinemetria, para determinação do *onset* do soco, utilizou-se o sinal da força vertical de reação do solo (Fz) de uma plataforma de força (AMTI®), e os sinais foram filtrados com um filtro recursivo passa-baixa de 30Hz de 5ª ordem.

O sinal da força vertical de reação do solo (Fz) foi utilizado para determinar os ciclos dos golpes descrito por cinemetria, dado pelo início do contato do pé com a plataforma de força. Para cada ciclo definido por cinemetria, foi calculada a velocidade linear de deslocamento dos marcadores conforme figura 1 nos eixos X, Y e Z; e, então, o módulo do pico da velocidade (PV) foi calculado conforme a equação 9 para cada um dos marcadores da figura 22.

$$PV = \sqrt{VX^2 + VY^2 + VZ^2} \quad \text{(equação 9)}$$

Onde:

PV = pico de velocidade
VX = velocidade eixo X
VY = velocidade eixo Y
VZ = velocidade eixo Z

Foram processados os socos medianos das séries 1, 3 e 5 do RT e FT. Para normalização dos dados, optou-se por realizar a identificação do soco com maior PV dos socos medianos das 3 séries em RT e do menor PV dos socos medianos das 3 séries em FT para cada indivíduo.

Para melhor compreensão do comportamento cinemático do golpe *gyaku zuki*, a análise foi dividida em 2 fases: (1) fase de ataque, que compreende a saída do golpe da posição de guarda até o alvo (aparador de soco); e (2) fase de retorno, que compreende o retorno à posição inicial (figura 36).

3.3.4.2 Análise Estatística

Para a análise estatística utilizou-se o pacote SPSS.22®. Utilizou-se teste t pareado ($p \leq 0,05$) para identificar diferenças na PSE entre RT e FT. Utilizou-se Anova de duas vias com medidas repetidas ($p \leq 0,05$); como o índice de esfericidade foi $p<0,05$ utilizou-se *Greenhouse–Geisser* com teste *post hoc* de *Bonferroni* ($p \leq 0,05$) para identificar o comportamento da FC entre as séries dos protocolos RT e FT.

Realizou-se teste MANOVA ($p \leq 0,05$) com teste post hoc de *Bonferroni* ($p \leq 0,05$), sendo as variáveis dependentes categóricas, fadiga e fase do golpe; e variáveis independentes, o PV dos marcadores anatômicos conforme ilustrado na figura 36. Para tanto, foram realizados os pressupostos teóricos com: (1) teste de normalidade Shapiro-wilk ($p >0,05$); (2) teste de homogeneidade de Levéne ($p >0,05$); (3) identificação de pressupostos *outliers* multivariado, utilizou-se o cálculo de distância de *Mahalanobis*, que para a utilização de t13 variáveis dependentes considera-se valor crítico de 34,5

(Tabachnick et al, 2007), assim excluiu-se 3 sujeitos que não atenderam esta condição; (4) teste de multicolinearidade, em que se utilizou a correlação de *Pearson*, considerando-se válidos apenas os valores de r < 0,9 (Tabachnick et al, 2007), todas as variáveis independentes atenderam esta condição; (5) teste de linearidade, realizou-se a análise por gráfico de dispersão ponto por matriz, a cada duas variáveis independentes. Como o modelo não atendeu ao pressuposto de linearidade para todas as variáveis independentes optou-se por uma análise Manova ($p \leq 0,05$) robusta com a utilização do Teste Multivariado de *Pillai Trace*.

Foi realizada uma regressão múltipla com modelo hierárquico, sendo a variável dependente do PV do marcador *"right hand"* e as variáveis independentes, os demais PVs dos marcadores da figura 1. O modelo hierárquico consistiu em 4 blocos para os dados cinemáticos, considerando: (1) pontos do membro inferior direito; (2) pontos do membro inferior esquerdo; (3) pontos do membro superior esquerdo incluindo clavícula; e (4) pontos do membro superior direito incluindo clavícula. Com o objetivo de predizer qual estratégia motora é realizada no golpe *gyaku zuki*, foram aplicados 2 modelos de regressão para RT e FT.

Atendeu-se aos pressupostos teóricos: (1) ausência de multicolinariedade por valores de tolerância maior do que 0,1 e VIF maior do que 10; (2) ausência de *outliers* por análise de resíduos padronizados com valores entre -3 e 3 (Field, 2009); (3) distribuição normal dos resíduos, atendendo requisitos da regressão linear múltipla para RT e FT; (4) homocedasticidade com uma relação linear entre variáveis dependentes e variáveis independentes.

4 RESULTADOS

Para melhor compreensão, os resultados do presente estudo são apresentados em 3 distintos momentos, conforme descritos na Metodologia, por meio dos 3 experimentos realizados:

(1) repetitividade do teste de frequência e velocidade de chutes para a habilidade motora socos para o caratê, enquanto protocolo de indução de fadiga;
(2) pico de velocidade de socos e o comportamento bioquímico do teste de frequência e velocidade socos em situação com fadiga e sem fadiga;
(3) estratégia motora utilizada para manutenção da velocidade sob o protocolo de indução de fadiga validado para socos.

4.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA DE VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ

Com o objetivo de determinar a repetitividade do teste de frequência de velocidade de socos no caratê, considerando a variável dependente como a distância auto selecionável em que o atleta se posiciona à frente do alvo, e as medidas antropométricas: altura total (cm), altura acromial (cm), altura dactiloidal (cm), altura trocantérica (cm) e altura tibial (cm). Constatou-se que a altura antropométrica é fator determinante na distância auto selecionável do atleta. A regressão linear foi significativa (df=3; F=8,21; p=0,001). Por meio do método *backward*, desenvolveu-se a equação 10, que estima a resposta à regressão linear.

$$DAS = 22,1 + 0,5(AD) \qquad \text{(Equação 10)}$$

Onde: DAS = distância auto selecionável
AD = altura dactiloidal

Logo, a altura dactiloidal poderia predizer a distância de golpe auto selecionável do atleta. Ao contrário do estudo de Villani, De Petrillo e Distaso (2007), que estabelece uma distância fixa de 90 cm, a equação proposta poderia predizer a distância de golpe para o teste de frequência de velocidade de socos no caratê.

Calculou-se o erro de medida para o número de socos e pico de velocidade de cada série, variação de lactato e pico de frequência para o teste de frequência e velocidade de socos.

Ao realizar a análise do teste – reteste para as variáveis fisiológicas, identificou-se elevadas correlações das variáveis: distância corpo – aparador e FC inicial, final e 10 min após (tabela 1).

Tabela 1 – Correlação entre Coleta 1 e Coleta 2 (*p<0,05).

Variável	**Coleta 1**	**Coleta 2**	**r; p**
Distância corpo / aparador (m)	0,75±0,14	0,74±0,13	0,99; p=0,01*
Percepção Subjetiva de Recuperação	9,6 ± 0,51	9,5±0,53	-0,25; p=0,23
Percepção Subjetiva de Esforço	6,5±0,92	7,1±0,83	-0,09; p=0,34
FC inicial (bpm)	63,37±4,2	62,75±2	0,85; p=0,02*
FC final (bpm)	186,75±4,89	187±4,59	0,79; p=0,03*
FC após 10 min (bpm)	88,12±10,24	83,12±11,29	0,83; p=0,01*
Lactato inicial (mmol.L^{-1})	2±0,33	3,8±0,21	-0,42; p=0,56
Lactato final (mmol.L^{-1})	6,6±1,12	8±0,56	0,01; p=0,62
Lactato após 10 min (mmol.L^{-1})	4,38±0,26	5,97±0,34	0,05; p=0,25
Δ FC (bpm)	123,4±3,21	124,4±5,3	0,85; p=0,02*
Δ lactato (mmol.L^{-1})	4,6±2,1	4,2±5,3	0,9; p=0,01*

Fonte: presente estudo.

Na tabela 2, são apresentadas as correlações dos valores de pico de velocidade linear do marcador do dorso da mão (membro que realiza golpe *gyako zuki*) entre as séries, comparando a coleta 1 e coleta 2. Na tabela 3, são

apresentadas as correlações do número de golpes entre as séries, comparando a coleta 1 com a coleta 2.

Tabela 2 – Comportamento do pico de velocidade (m/s) do golpe *gyaku zuki* para as 5 séries analisadas.

	Coleta 1	**Coleta 2**	**r;p**
Série 1	12.8 ± 0.61	12.1 ± 1.2	0,81; p=0,004*
Serie 2	13.2 ± 0,3	12.3 ± 1.4	0,85; p=0,003*
Serie 3	14.2 ± 1.5	13.8 ± 1.2	0,94; p=0,001*
Serie 4	13.5 ± 2.3	13.9 ± 1.3	0,92; p=0,001*
Serie 5	13. 1 ± 3.21	13.6 ± 1.6	0,91; p=0,02*

Fonte: presente estudo.

Tabela 3 – Comportamento do número de golpes *gyaku zuki* (m/s) para as 5 séries analisadas.

	Coleta 1	**Coleta 2**	**r;p**
Série 1	11 ± 2.3	12 ± 1.2	0,84; p=0,001*
Serie 2	10 ± 3.4	10 ± 1.3	0,95; p=0,001*
Serie 3	10 ± 1.5	11 ± 2.1	0,88; p=0,001*
Serie 4	11 ± 1.2	12 ± 3.8	0,86; p=0,002*
Serie 5	12 ± 3.21	13 ± 2.6	0,93; p=0,001*

Fonte: presente estudo.

Ao avaliar o índice de fadiga proposto por Villani, De Petrillo e Distaso (2007), observou-se que na coleta 1 foi de 56%, enquanto na coleta 2 foi de 55%. O erro de medida estimado para o número de socos entre as séries foi de 10,62%, enquanto para o pico de velocidade linear do golpe *gyaku zuki* foi de 7%. Quanto à repetitividade para o número de socos, alcançou 89%; e para o

pico de velocidade linear do golpe *gyaku zuki* atingiu 92%. Para o coeficiente de correlação intraclasse (CCI), identificou-se valores de 0,81 para o teste – reteste do número de socos e 0,88 para o pico de velocidade linear do golpe *gyako zuki*, classificado como excelente (>0,75) na interpretação de reprodutibilidade. O erro padrão médio (EPM) para o número de saltos foi de 0,36 enquanto para a análise de velocidade foi de 0,44. A MMD para o número de golpes foi de 1,21 e para de velocidade linear do golpe *gyako zuki* de 0,99 m/s.

4.2 EXPERIMENTO 2: DETERMINAR O PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E O COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE SOCOS EM SITUAÇÃO COM FADIGA E SEM FADIGA

No experimento 2, com o objetivo de determinar o pico de velocidade de socos e o comportamento bioquímico no teste de frequência e velocidade socos em situação com fadiga e sem fadiga; nove atletas da seleção estadual de caratê tradicional foram submetidos a 2 protocolos diferentes: no protocolo 1, foram aplicados cinco esforços de 10 s, efetuando o maior número de socos possível (gyaku-zuki), com o membro dominante, sendo que entre cada esforço, os sujeitos tiveram 10 s de repouso passivo. O protocolo 2 foi similar ao protocolo 1, mas incluiu a realização de agachamento (*countour movement jump*) nos intervalos de 30 s. Para melhor compreensão ao longo do texto, será utilizada a terminologia *Regular Test* (RT) para o protocolo 1, que é sem fadiga, e Fatigue *Test* (FT) para o protocolo 2, que induz o processo de fadiga.

Nove atletas de caratê (5 homens e 4 mulheres), de nível competitivo intermediário e avançado, foram avaliados: todos eram faixas marrom ou preta, com idade de 23 ± 3,4 anos, eutróficos com 11,3 ± 3,4 %G (percentual de gordura), 1,75 m de altura e 75,6 kg de massa corporal. As variáveis de análise bioquímica são apresentadas na tabela 4, diferenças estatísticas (teste Anova, com medidas repetidas, *post hoc* Bonferoni; $p<0,05$), especialmente ao final do protocolo de fadiga (FT).

As variáveis de análise bioquímica são apresentadas na tabela 4, diferenças estatísticas [$F_{(3.5;21.2)}$=42.5; p=0.001; η^2= 0.16] especialmente ao final de FT.

Tabela 4 – Comportamento das variáveis bioquímicas no processo de fadiga.

	Repouso_RT	**Final_RT**	**Repouso_FT**	**Final_FT**
Testosterona (ng)	344	361	348	372
Cortisol (µg/dL)	12.7	21.4	12.7	24.3 [a,b]
Testo:cortisol	33.2	19.2	30.3	11.2 [a,b]
CPK (U/L)	226	238	229	320 [a,b]
LDH (U/L)	23	43	30	51 [a,b]

Onde: (a) diferença significativa entre pré e pós teste (p≤0,05); (b) diferença significativa para todas as outras condições (p≤0,05).

Identificou-se que ocorre diminuição do número de golpes [$F_{(3.5;21.2)}$=42.5; p=0.001; η^2= 0.16] na série 5 (t=5.36; p=0.001) no FT e aumento de golpes na série 2 (t=2.85; p=0.01) no RT, conforme apresentado na tabela 5.

Não houve diferença na taxa de percepção subjetiva de recuperação entre a percepção de esforço de RT (9.45 ± 2.56) e FT (9.4 ± 3.21), garantindo que a randomização dos sujeitos não alterou as respostas fisiológicas e motoras dos sujeitos avaliados. Houve diferença significativa entre a percepção de esforço de RT (3.23 ± 1.52) e FT (8.54 ± 2.41); (t = 2.45; p=0.001).

Realizou-se análise do pico de velocidade linear (PV) do punho que executa o golpe *gyako zuki*. Definiu-se a análise do PV apenas no momento denominado fase de ataque, que consiste na saída do golpe da posição de guarda até a posição de extensão do membro superior (figura 36) que realiza o golpe. Os valores de pico de velocidade (figura 32), velocidade média (figura 33), força pico (figura 34), potência média (figura 35) e índice de fadiga (figura 36) na fase de ataque.

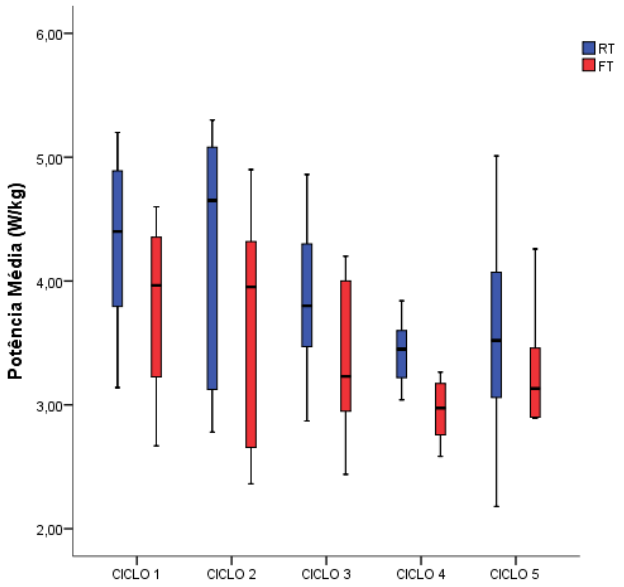
Tabela 5 – Número de golpes no decorrer das Ciclos.

	Regular Test (RT)	**Fatigue Test (FT)**
ciclo 1	12,1±0,61	13,1±0,71
ciclo 2	13,2±0,23[a]	12,2±0,3
ciclo 3	11,4±1,45	10,2±1,45
ciclo 4	10,3±1,23	10,1±1,23
ciclo 5	10,1±1,11	9,8±1,11 [a,b]

Onde: (a) diferença significativa entre pré e pós teste (p≤0,05); (b) diferença significativa para todas as outras condições (p≤0,05).

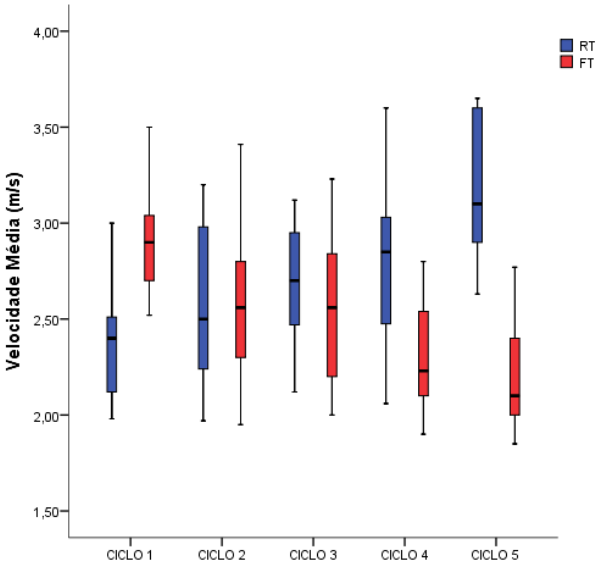
Identificou-se que ocorre efeito do número de séries sobre a potência média [$F_{(4.6;21.9)}$=43.3; p=0.0001; η^2= 0.34] para o ciclo 4 (t=3.56; p=0.0001); velocidade média [$F_{(7.8;54.3)}$=35.2; p=0.001; η^2= 0.25] para o ciclo 1 (t=3.72; p=0.003) e ciclo 5 (t=5.47; p=0.001). Não houve diferença no pico de velocidade, pico de força e índice de fadiga.

Figura 32 – Comportamento da Potência Média em protocolos sem fadiga (RT) e com fadiga (RT).



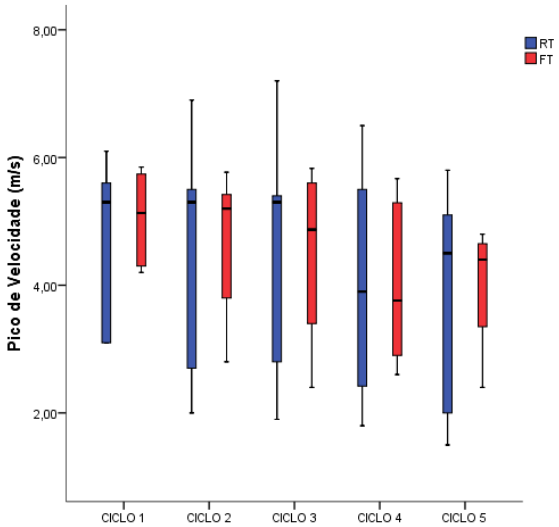
Onde: (*) p ≤ 0,05

Figura 33 – Comportamento da Velocidade Média em protocolos sem fadiga (RT) e com fadiga (RT).



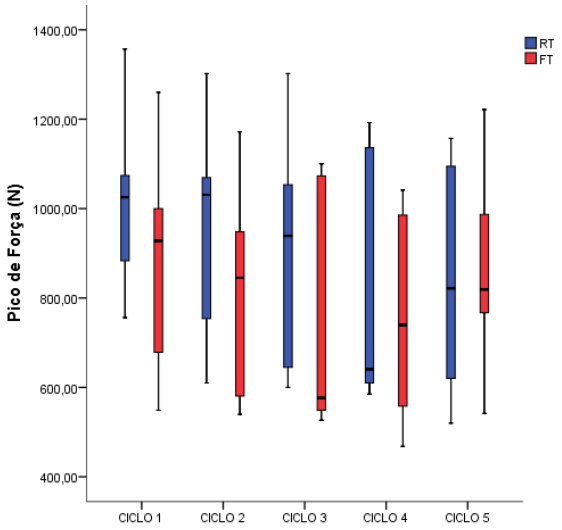
Onde: (*) p ≤ 0,05

Figura 34 – Comportamento do Pico de Velocidade em protocolos sem fadiga (RT) e com fadiga (RT).



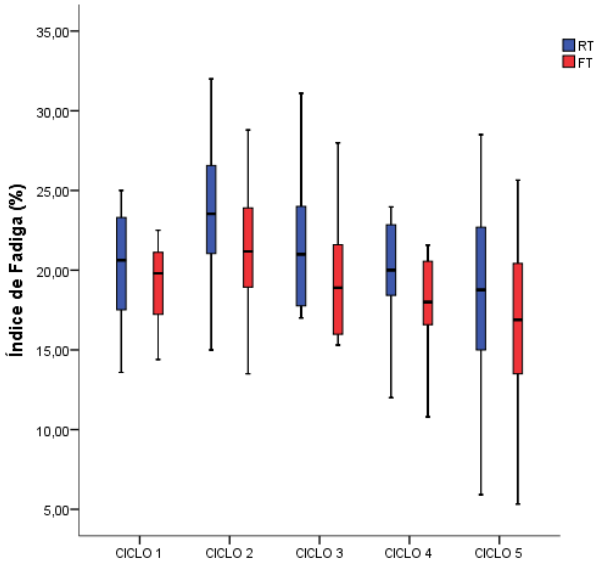
Onde: (*) p ≤ 0,05

Figura 35 – Comportamento do Pico de Força em protocolos sem fadiga (RT) e com fadiga (RT).



Onde: (*) p ≤ 0,05

Figura 36 – Comportamento do Índice de Fadiga em protocolos sem fadiga (RT) e com fadiga (RT).



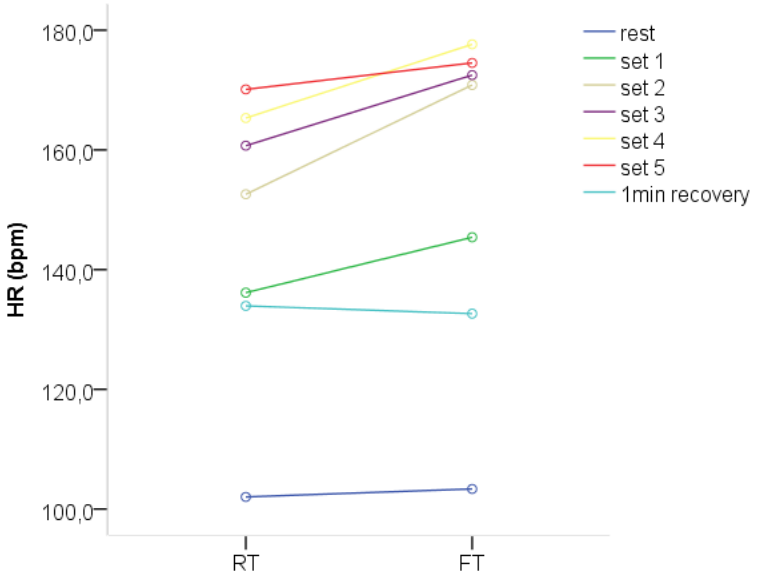
Onde: (*) p ≤ 0,05

4.3 EXPERIMENTO 3: INVESTIGAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS MOTORAS DO GOLPE *GYAKU ZUKI* SOB INDUÇÃO DE FADIGA

Com o objetivo de identificar as principais alterações na estratégia motora, identificou-se diferença significativa na percepção subjetiva de esforço (PSE) entre RT (10,6 ± 3,47) e FT (14,54 ± 4,05); (t= -5,36; p=0,0001).

Identificou-se efeito das séries na frequência cardíaca (FC) [$F_{(3.06;101.09)}$=135,63; p=0,0001; η^2= 0,21]; da fadiga nas séries [$F_{(1;33)}$=22,10; p=0,000;1; η^2= 0,34]; e da interação entre séries e fadiga [$F_{(3,33;110.05)}$= 1447; p=0,007; η^2= 0,28], conforme figura 37.

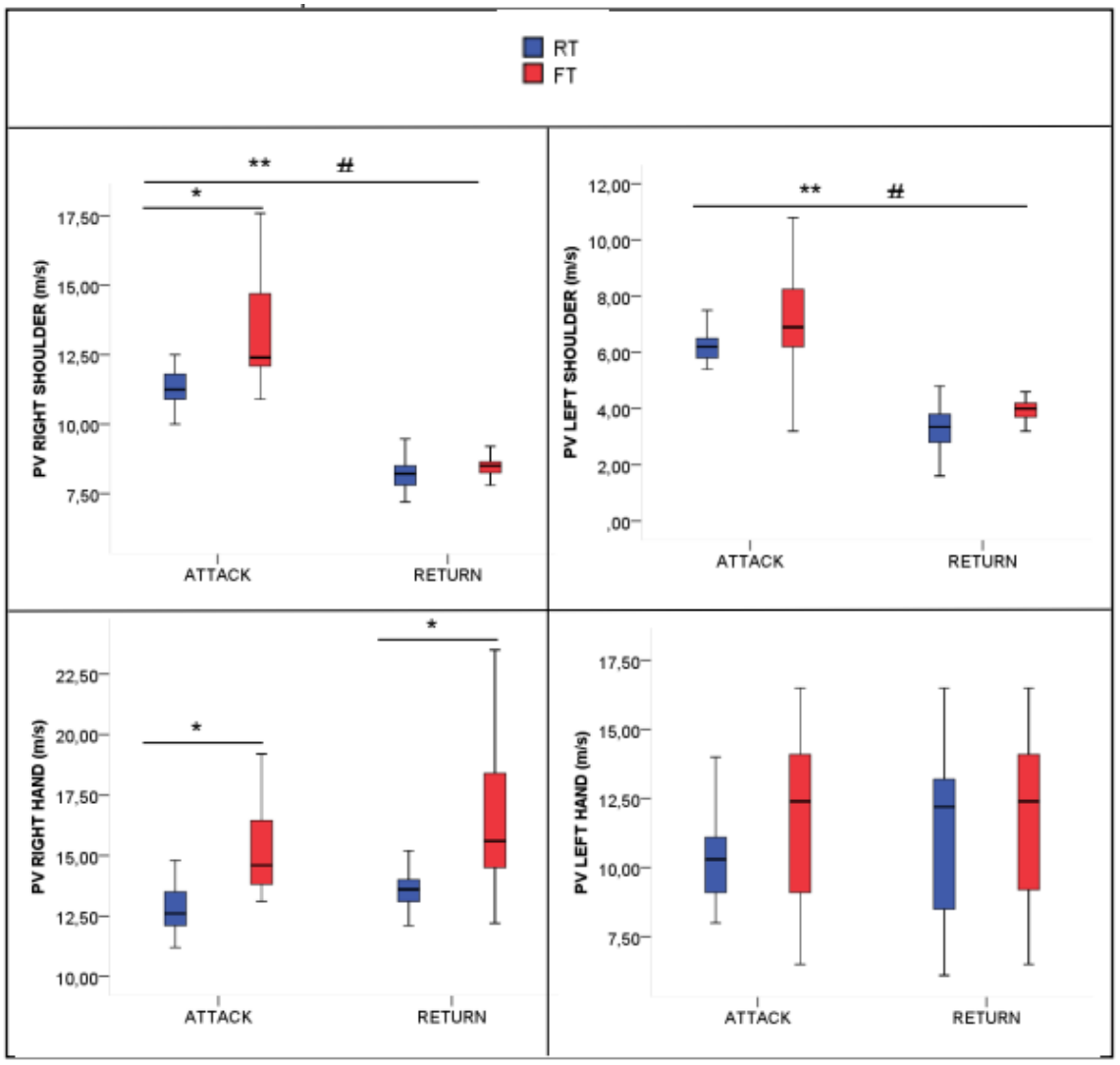
Figura 37 – Comportamento da FC em situações de repouso, após cada série e em recuperação em situação sem fadiga (RT) e com fadiga (FT).



Onde: HR = frequência cardíaca; p≤0.05 para: (a) diferença entre RT e FT; (b) diferença para repouso, série 1 e recuperação; (c) diferença para recuperação e todas as séries; (d) diferença para repouso e séries 2, 3, 4 e 5.

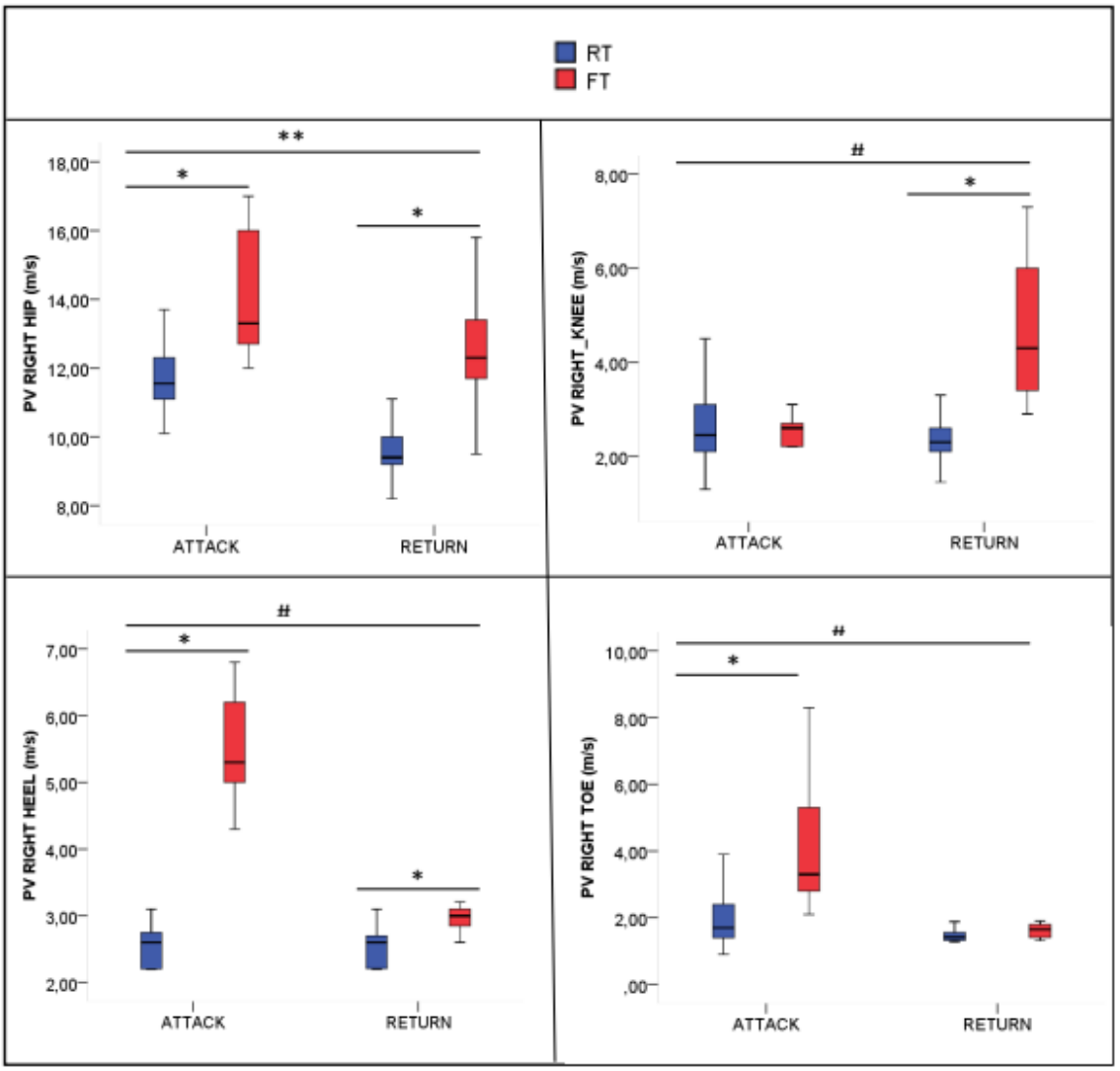
As diferenças nos picos de velocidade (PV) dos marcadores dos membros superiores, membro inferior direito e membro inferior esquerdo são apresentadas, respectivamente, nas figuras 38, 39 e 40.

Figura 38 – Diferenças dos picos de velocidade (PV) nos marcadores anatômicos de membros superiores (direito (*right*) e esquerdo (*left*), mãos e ombros) em RT e FT; bem como fases de ataque e retorno.



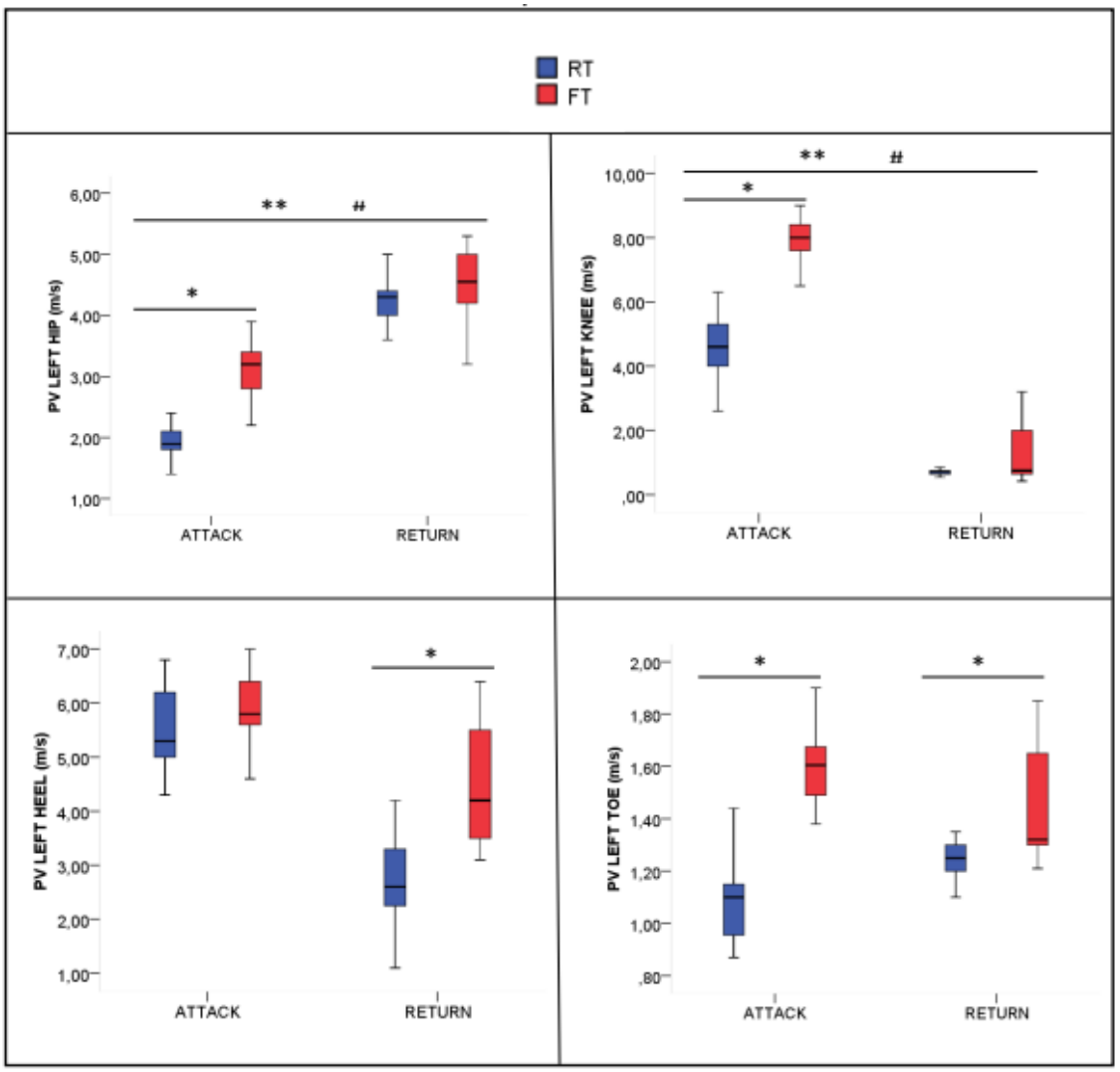
Onde: (*) diferença significativa entre RT e FT ($p \leq 0,05$); (**) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no RT ($p \leq 0,05$); (#) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no FT ($p \leq 0,05$).

Figura 39 – Diferenças dos picos de velocidade (PV) para o membro inferior direito nos marcadores anatômicos (quadril (hip), joelho (knee), calcanhar(heel) e dedo (toe)) em RT e FT; bem como nas fases de ataque e retorno.



Onde: (*) diferença significativa entre RT e FT ($p \leq 0,05$); (**) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no RT ($p \leq 0,05$); (#) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no FT ($p \leq 0,05$).

Figura 40 – Diferenças dos picos de velocidade (PV) para membro inferior esquerdo nos marcadores anatômicos (quadril (hip), joelho (knee), calcanhar(heel) e dedo (toe)) em em RT e FT; bem como fases de ataque e retorno.



Onde: (*) diferença significativa entre RT e FT (p ≤ 0,05); (**) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no RT (p ≤ 0,05); (#) diferença significativa entre fases de ataque e retorno no FT (p ≤ 0,05).

No modelo de regressão múltipla para RT, identificou-se associação positiva (p≤ 0,05) do PV linear para o marcador “right hand” (membro que realiza *gyaku zuki*) na fase de ataque para alguns pontos anatômicos de membros inferiores e membros superiores direito e esquerdo. Maiores detalhes podem ser observados na tabela 7.

	Fase de ataque	Fase de retorno	Fase de ataque	Fase de retorno
	NO Fatigue		Fatigue	
Membro Inferior Direito				
Quadril	r=0,98; p=0,0001**	r=0,53; p=0,042*	r=0,93; p=0,0001**	
Joelho	r=0,91; p=0,0001**	r=0,87; p=0,0001**	r=0,99; p=0,0001**	r=0,94; p=0,0001**
Calcanhar	r=0,94; p=0,001**	r=0,48; p=0,002*	r=0,86; p=0,001**	r=0,28; p=0,05
Terceiro metatarso	r=0,43; p=0,006*	r=0,53; p=0,042*	r=0,97; p=0,001**	r=0,74; p=0,001*
Membro Inferior Esquerdo				
Quadril		r=0,51; p=0,001*	r=0,44; p=0,004	r=0,72; p=0,001*
Calcanhar		r=0,9; p=0,001**	r=0,87; p=0,001**	r=0,93; p=0,001**
Terceiro metatarso	r=0,71; 0,001*	r=0,276; p=0,05	r=0,72; 0,001*	r=0,70; p=0,001*
Membro Superior Direito				
Ombro	r=0,54; p=0,001*	r=0,48; p=0,002*	r=0,94; p=0,001**	r=0,27; p=0,05
Punho		r=0,79; p=0,0001*		r=0,93; p=0,001**

Membro Superior Esquerdo				
Clavícula	r=0,7; p=0,001**		r=0,63; 0,001*	
Ombro			r=0,47; p=0,02	
Punho	r=0,46; p=0,003*	r=0,26; p=0,065*	r=0,48; p=0,02	r=0,38; p=0,012

Tabela 7 - Associação de pontos anatômicos de membros para as fases de ataque e retorno em situação “SEM fadiga” e “Fadiga”.

** Correlação elevada, r >0,8
* Correlação moderada, r = 0,4 – 0,79

Em situação RT, a análise de regressão linear múltipla resultou em um modelo significativo [$F_{(16,17)}$ = 122,54; p≤ 0,001; R^2 = 0,991].

Considerando que o PV do marcador *"rigth hand"* de ataque é a variável dependente, na situação RT, o PV dos marcadores anatômicos na fase de ataque foram: pé esquerdo (β = 0,976; t = 3,12; p = 0,006), quadril direito (β = 0,932; t = 7,3; p = 0,0001), e calcanhar direito (β = 0,138; t = 1,8; p = 0,05); e na fase de retorno: quadril direito (β = -0,076; t = -1,8; p = 0,05) explicam a interação com o modelo matemático. A equação 11 descreve a relação destas variáveis com o PV do *gyaku zuki* em situação RT é:

$$PV\,RH = 2.196 + 0.976(LFA) + 0.932(RHA) + 0.138\,(RHA) - 0{,}076\,(RHR)$$

(Equação 11)

Onde:

PV: pico de velocidade (m/s)
RH: mão direita
LFA: pé esquerdo ataque
RHA: quadril direito ataque
RHR: mão direita retorno

Em FT, a análise resultou em um modelo estatisticamente significativo [$F_{(21,12)}$ = 138,49; p≤ 0,001; R^2 = 0,996]. O PV da mão direita *(right hand)* foi associado aos pontos anatômicos na fase de ataque: ombro direito *(right shoulder)* (β = 0,140; t = 1,06; p = 0,03); e na fase de retorno com mão direita (β = 0,072; t = 1,34; p = 0,02) e ombro direito (β = 0,140; t = 1,06; p = 0,001). A equação 3 descreve a relação destas variáveis com PV em FT é:

$$PV\,RH = 1.73 + 0.140(RSA) + 0{,}072(RHR) + 0.140\,(RSR)$$

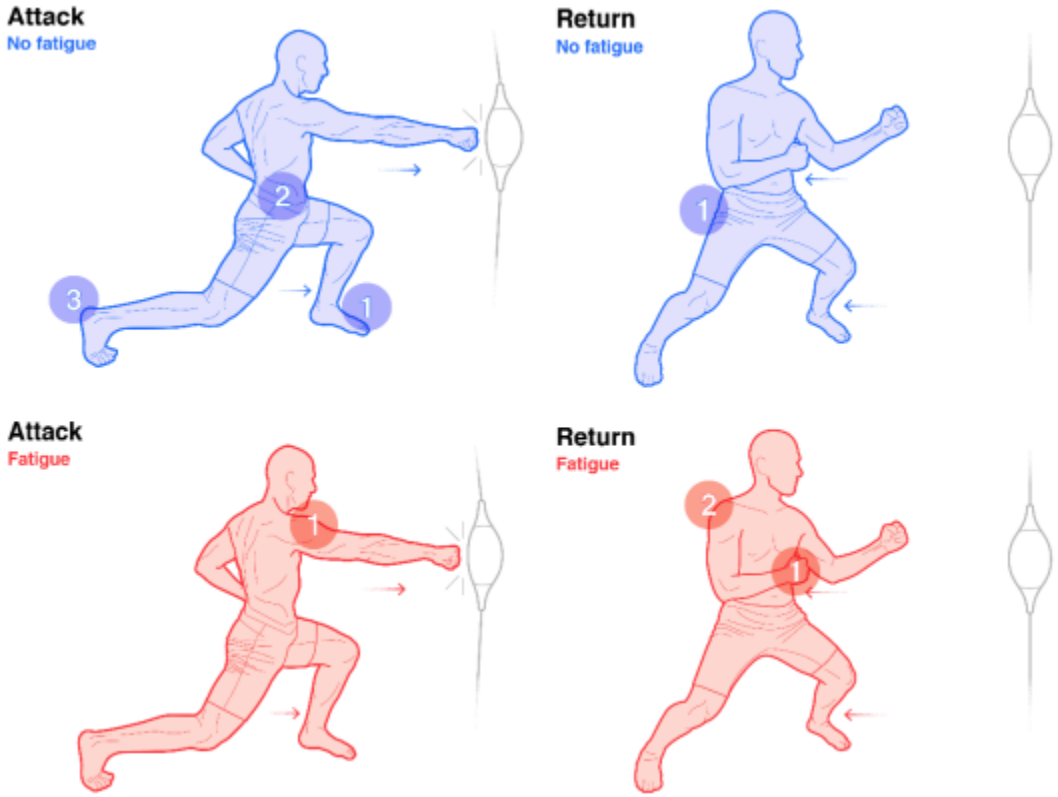
(Equação 12)

Onde:

PV: pico velocidade (m/s)
RSA: ombro direito ataque
RHR: mão direita retorno
RSR: ombro direito retorno

O grau de contribuição hierárquico de cada marcador no PV de velocidade linear do marcador mão direita é apresentado na figura 41.

Figura 41 - Marcadores envolvidos na contribuição do pico de velocidade (PV) do *gyaku zuki* em situações distintas: sem fadiga (RT) e com fadiga (FT) nas fases de ataque e defesa conforme grau de importância.



Contribuição hierárquica em ordem de importância:
(A) Fase de ataque sem fadiga (RT): 1-pé esquerdo, 2-quadril direito, 3-calcanhar direito;
(B) Fase de retorno sem fadiga (RT): 1-quadril direito;
(C) Fase de ataque com fadiga (FT): 1-ombro direito;
(D) Fase de retorno com fadiga (FT): 1-punho direito, 2-ombro direito.

A figura 42 ilustra a parcela de regressão parcial para a variável dependente PV do punho (*gyaku zuki)* em RT. São apresentados os picos de velocidade dos deslocamentos anteriores dos pontos de quadril, pé direito e pé esquerdo; bem como o deslocamento posterior do quadril.

A figura 43 mostra a parcela de regressão parcial para a variável dependente pico de velocidade do punho (*gyaku zuki)* em FT. São apresentados os picos de velocidade do deslocamento anterior do ombro direito e retorno do punho direito (que desfere o *gyaku zuki*) para a posição de ataque bem como retorno de ombro direito.

Figura 42 – Parcela de regressão parcial com inclinação de reta que representa a curva de tendência da regressão linear para situação sem fadiga (RT).

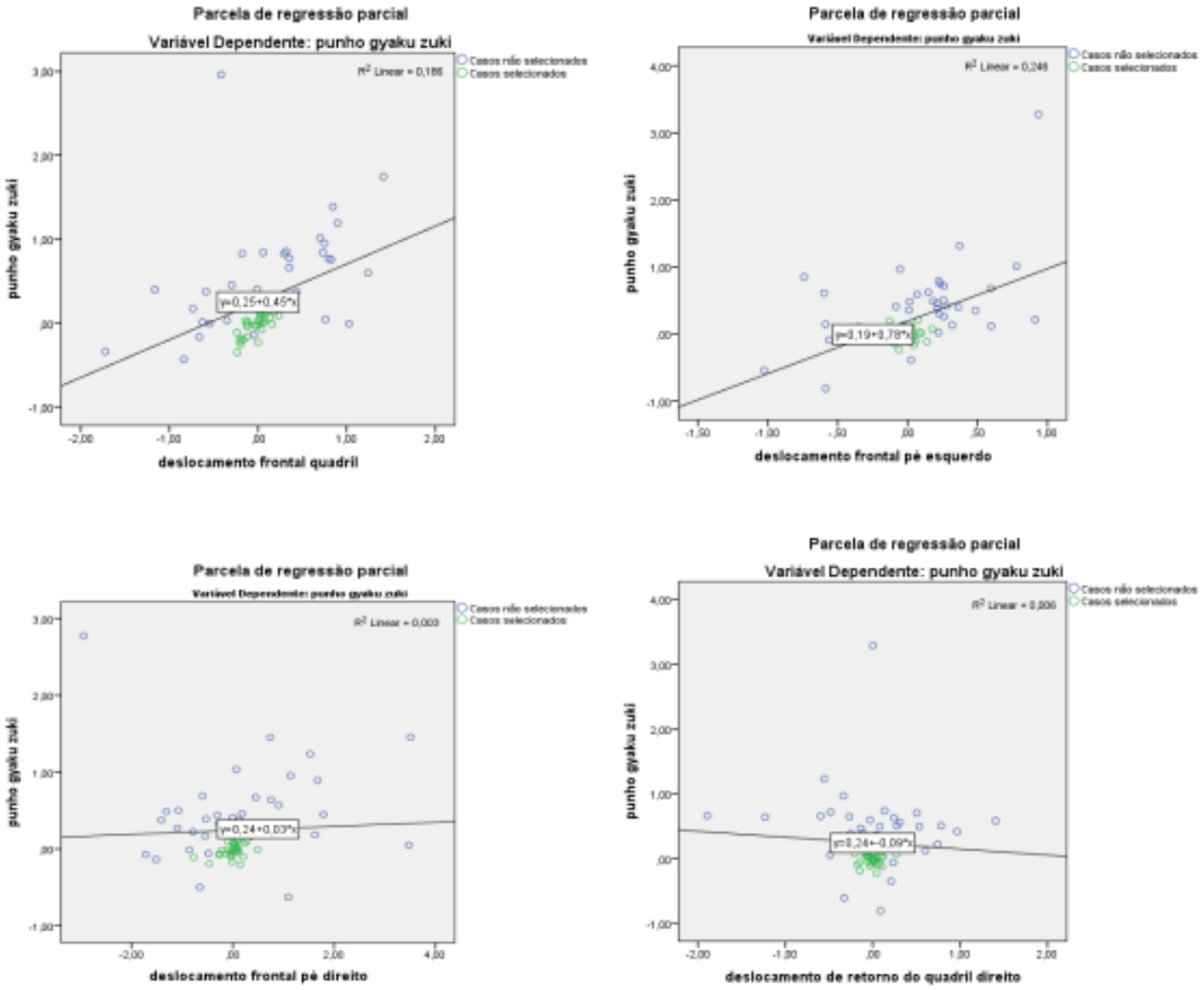
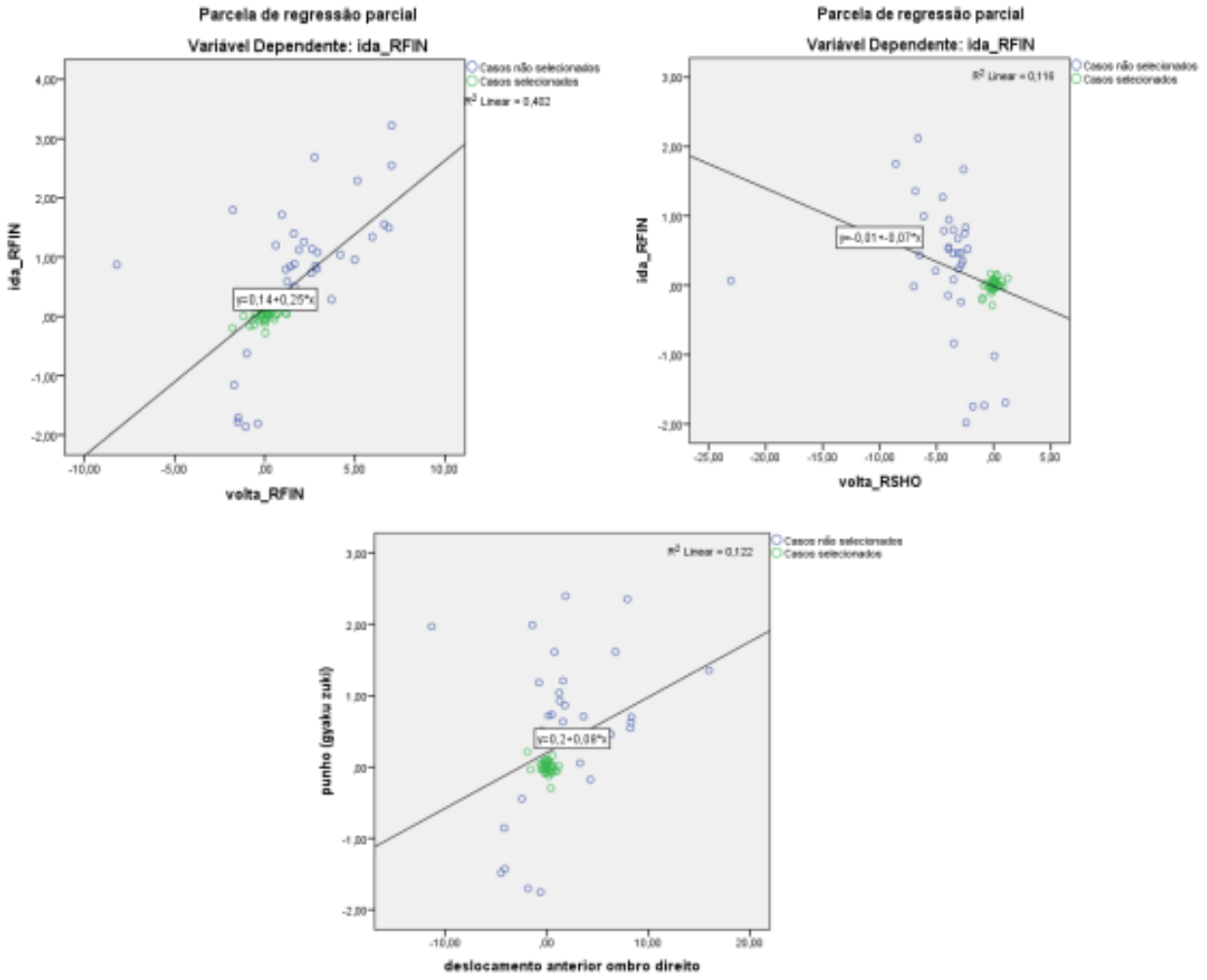


Figura 43 – Parcela de regressão parcial com inclinação de reta que representa a curva de tendência da regressão linear para situação FT.



Fonte: presente estudo

Não houve diferença no número de golpes executados em RT e FT conforme a tabela 8. Na tabela 9 houve menor número de saltos para FT, no 4º (t = 2.32; p = 0.001) e 5º (t = 3.51; p = 0.02) set (série).

Tabela 8 – Número de golpes nas 5 séries do regular test (RT) e fatigue test (FT).

	RT	FT
1 set	13.5 ± 3.2	15.2 ± 4.3
2 set	13.8 ± 3.6	14.5 ± 4.1
3 set	14.4 ± 3.8	14.6 ± 4.7
4 set	14.2 ± 4.2	13.9 ± 4.4
5 set	14.6 ± 4.5	13.7 ± 3.8

Fonte: presente estudo

Tabela 9 – Número de saltos nas 5 séries do fatigue test (FT).

	FT
1 set	14.1 ± 4.3
2 set	14.2 ± 4.1
3 set	14.6 ± 4.7
4 set	13.3 ± 4.4*
5 set	13.2 ± 3.8*

Onde: (*) diferença significativa para o 3 set (p≤0,05).
Fonte: presente estudo

Na tabela 10 é apresentado o comportamento neuromuscular pré e pós RT e FT. Identificou-se efeito da fadiga nas contração voluntária máxima (MVC) [$F_{(3;27)}$=33,4; p=0,001; η^2= 0,25]; na ativação voluntária (VA%) [$F_{(3;27)}$=33,4; p=0,000;1; η^2= 0,21]e na amplitude de M-wave (MWAVE_A) [$F_{(3;27)}$=21,2; p=0,003; η^2= 0,16] especialmente na situação pós fadiga (FT).

Tabela 10 – Comportamento bioquímico entre Regular Test (RT) e Fatigue Test (FT).

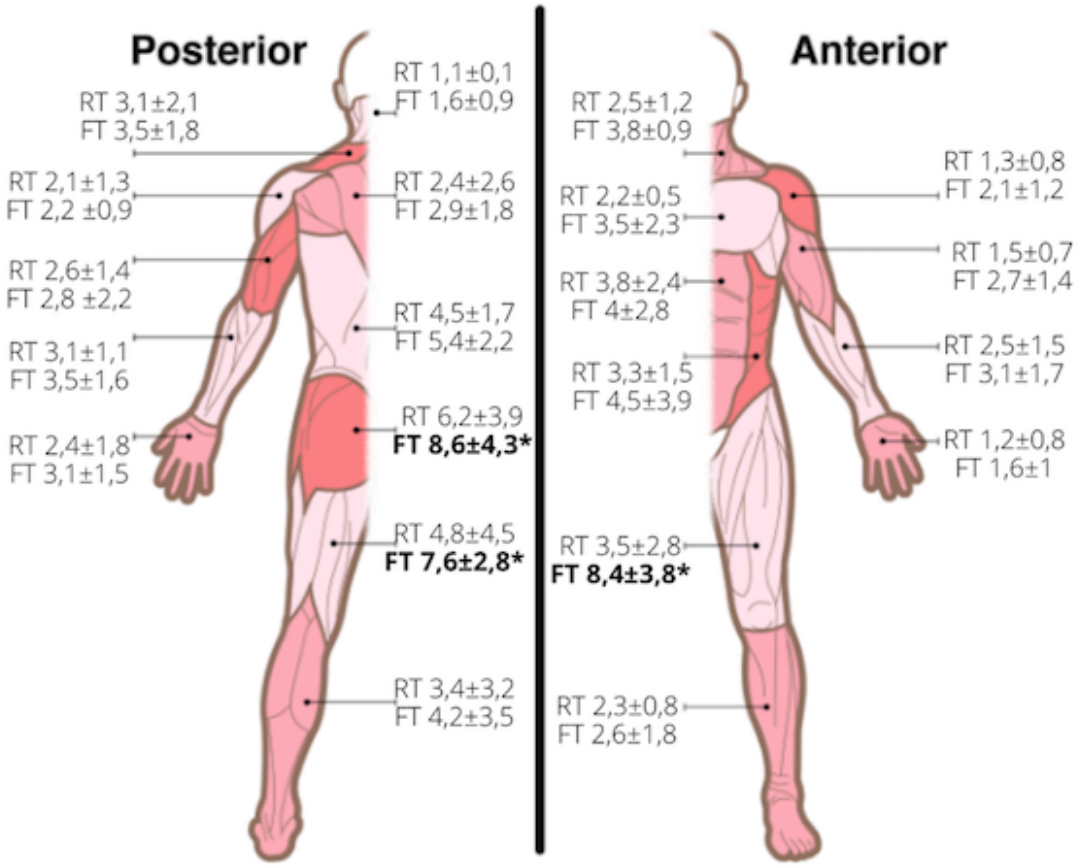
	Pré_RT	Pós_RT	Pré_FT	Pós_FT
pH	7.15 ± 0.66	7.08 ± 0.72a	7.12 ± 0.53	6.9 ± 0.07
PO2 (mmHg)	94.26 ± 1.58	93.9 ± 0.9	92.57 ± 1.29	87.6 ± 2.14
PCO2 (mmHg)	41.4 ± 3.6	42 ± 2.2	41.3 ± 2.3	45.6 ± 3.6 [a,b]
Sódio (mEq/L)	140.05 ± 1.96	141.2 ± 1.61a	139.7 ± 0.9	140.05 ± 1.96
Potássio (mEq/L)	5,1 ± 2,1	5.2 ± 1,5	5.1 ± 1.2	4.8 ± 2.2
Cálcio (mg/dL)	12.1± 14.3	9.2 ± 0.56	9.39 ± 0.63	8.82 ± 0.44 [a,b]
Glicose (mg/dL)	97.7 ± 16.3	90.93 ± 15.88	93.53 ± 18.92	105.13 ± 18.69
Lactato (mmmol)	2.36 ± 0.39	4.45 ± 0.81a	3.5 ± 0.4	8.09 ± 3.17 [a,b]

Onde: (a) diferença significativa entre pré e pós teste (p≤0,05); (b) diferença significativa para todos os outros momentos (p≤0,05)

Fonte: presente estudo

Identificou-se o efeito da fadiga pela Escala de percepção subjetiva de esforço localizada ($EPSEL_{0-10}$) realizada 30 min após os protocolos experimentais (figura 44). Os grupos musculares com maior demanda para a atividade na situação pós fadiga (FT) foram: glúteos [$F_{(3;27)}$=43,8; p=0,002; η^2= 0,63], posteriores [$F_{(2;51)}$=34,8; p=0,001; η^2= 0,45] e anteriores de coxa [$F_{(3;55)}$=53,3; p=0,0001; η^2= 0,33].

Figura 44 – Escala de Percepção Subjetiva de Esforço Localizada (EPSEL) em RT e FT.



Onde * (p<0,05)
Fonte: presente estudo

5 DISCUSSÃO

Após a apresentação dos resultados obtidos com a aplicação da metodologia proposta, neste Capítulo discute-se a metodologia proposta e os resultados obtidos nos ensaios experimentais. Da mesma forma como descrito nos capítulos precedentes, segue-se o padrão de apresentação baseado nos 3 experimentos realizados.

5.1 EXPERIMENTO 1: REPETITIVIDADE DO TESTE DE FREQUÊNCIA DE VELOCIDADE DE SOCOS NO CARATÊ

Com o objetivo de determinar a repetitividade do teste de frequência de velocidade de socos no caratê**,** os resultados do experimento 1 indicam a validade e reprodutibilidade do Teste de Frequência de Velocidade de Socos no Caratê para a habilidade motora socos, inclusive com a determinação individualizada de distância a ser utilizada pelo avaliado. O teste – reteste para as variáveis fisiológicas: distância corpo – aparador; FC inicial, final e 10 min após; pico de velocidade linear de punho para o golpe *gyaku zuki* e número de golpes (tabela 1) são indicativos de elevada reprodutibilidade do protocolo para a avaliação de socos. Há elevada utilização de golpes de membros superiores em situação de combate. Chaabene et al. (2014) identificaram em competições oficiais que 74,3% dos golpes realizados eram de membros superiores. Koropanovski et al. (2008) identificaram que em campeonatos mundiais e europeus de caratê, 89,1% das técnicas realizadas eram de membros superiores. Lairs e McLeod (2009) identificaram que os vencedores utilizam mais técnicas assertivas de *gyaku zuki* do que os perdedores, sendo 43.3% das técnicas com este golpe.

Assim, identificou-se que o *gyaku zuki* é o golpe mais representativo para ser utilizado em um teste específico para a modalidade caratê, respeitando as características competitivas da modalidade.

O protocolo desenvolvido no presente estudo permitiu analisar a capacidade do teste em detectar modificações na performance do número de golpes e no pico de velocidade linear do *gyaku zuki*.

A determinação da quantidade mínima de diferença foi realizada pela mínima mudança detectável (MMD), importante medida, pois se o erro típico é grande, possivelmente não serão detectadas modificações nas variáveis que o teste propõe avaliar. No presente estudo, a MMD para o número de golpes foi 1,21 e para velocidade linear do golpe *gyaku zuki* 0,99 m/s. Ou seja, como a MMD foi superior

ao EPM para número de saltos e velocidade linear do golpe *gyaku zuki*, existe a viabilidade da utilização do Teste de Frequência de Velocidade de Socos no Caratê.

Apesar de Nunan (2004) ter desenvolvido um protocolo para avaliação de potência aeróbia máxima em atletas de caratê com movimentos específicos de socos e chutes; o protocolo foi aplicado em apenas 4 atletas e não calculou a reprodutibilidade do instrumento. Chaabene et al. (2012a, 2012b) realizaram a reprodutibilidade do protocolo desenvolvido por Nunan (2004) com um número maior de atletas (n=19) e realizaram algumas mudanças nos tempos de aplicação do teste. Nos testes pilotos realizados no presente estudo (Urbinati et al., 2016; Urbinati et al., 2017) (Apêndice 1), foi avaliada a cinemetria de 2 atletas distintos para cada estudo. Porém, a realização de 4 diferentes golpes gerou fatores de confusão na interpretação dos resultados. Portanto, optou-se pela utilização de um teste que avaliasse uma única habilidade técnica da modalidade, no caso, a validação para a modalidade caratê do protocolo desenvolvido para *taekwondo* (Villani, De Petrillo e Distaso, 2007).

Quando as variáveis fisiológicas foram analisadas, observou-se elevada intensidade de esforço neste protocolo para as duas coletas de dados. A FC foi considerada no domínio intenso do exercício (Shepard et al., 1996), o lactato foi superior ao limiar de lactato de 4 mmols (Robergs, 2018) e a PSE foi descrita como difícil.

Os dados do presente estudo indicam que a estratégia motora utilizada parece se modificar ao longo do protocolo, especialmente pela redução do pico de velocidade linear de punho entre os protocolos aplicados (sem e com fadiga).

5.2 EXPERIMENTO 2: DETERMINAR O PICO DE VELOCIDADE DE SOCOS E O COMPORTAMENTO BIOQUÍMICO TESTE DE FREQUÊNCIA E VELOCIDADE SOCOS EM SITUAÇÃO COM FADIGA E SEM FADIGA

Aumentos nas concentrações plasmáticas de cortisol têm sido relacionados com situações de estresse (Ramos et al., 2017), representando uma importante medida do eixo hipotálamo hipófise adrenal (Chaabene et al., 2016). Os resultados

obtidos na presente pesquisa sugerem que em situação de fadiga (FT) ocorrem elevadas taxas de cortisol, com aumento de 91% entre a situação de repouso e após a indução de fadiga, indicativo de elevadas demandas de estresse. Ao avaliar os níveis de cortisol salivar em situação de combate, Chaabene et al. (2016) identificaram aumentos de 105% após o segundo combate. Ao comparar os valores de cortisol pré e pós simulação de luta em 24 atletas de caratê, Parmigiani et al. (2009) identificou maiores valores de cortisol para os atletas perdedores, indicativo de que respostas endócrinas podem causar prejuízos para a situação competitiva na luta de caratê.

A razão testosterona/cortisol (T/C) é um importante indicador do balanço anabólico-catabólico, geralmente apresentando um aumento com o processo de fadiga, onde a testosterona apresenta respostas anabólicas e o cortisol apresenta respostas catabólicas (Ramos et al., 2017). No presente estudo, identificou-se que a fadiga causa queda acentuada da razão T/C de 37,3%, indicativo de comportamento catabólico. Chaabene et al. (2016) identificou variações em simulação de luta de 31,1% a 43,5%, indicativo que o teste de frequência e velocidade de socos desenvolvido no presente estudo se assemelha à situação real competitiva.

A creatinofosfoquinase (CPK) é uma importante enzima relacionada ao dano muscular (Graham et al., 2015). Identificou-se que a fadiga é importante causa de dano muscular, com incremento de 39,7% da CPK no presente estudo. Apesar do sistema competitivo do estudo de Graham et al. (2015) abordar o sistema de luta *kyokushin kai* que consiste em maiores contatos durante a luta, avaliando a entrada de chutes na cabeça, chutes e socos no tronco. No experimento 2, avaliou-se atletas do sistema tradicional de caratê e identificou-se que nossos valores foram maiores em todas as situações avaliadas, talvez por diferenças nos procedimentos laboratoriais de avaliação da CPK.

Assim como a CPK, a lactato desidrogenase (LDH) é uma importante enzima relacionada ao dano muscular ou mudanças na permeabilidade da membrana dos miócitos (Miura et al., 2005). As elevadas taxas de LDH são indicativos da ocorrência de dano muscular pelo extravasamento celular da dissolução do sarcolema devido às elevadas intensidades de esforço (Coewig et al., 2014).

A fadiga também afetou o número de golpes realizados na última série do FT, com menor valor comparado às demais séries do FT e do RT, um indicativo do efeito da fadiga no FT proveniente dos intervalos ativos com saltos.

O experimento 2 trouxe variáveis fisiológicas similares àquelas verificadas em situação competitiva por Chaabene et al. (2016) e Parmigiani et al. (2009). Considerando a similaridade dos achados do presente estudo com o ambiente competitivo, considera-se que foi possível assegurar a validade ecológica dos dados de intensidade de esforço e variáveis bioquímicas de dano muscular.

A fadiga neuromuscular induz uma diminuição na velocidade de condução muscular do potencial de ação, gerando aumento na sincronização de unidades motoras e perda de força, que pode ser compensado pelo recrutamento de unidades motoras adicionais (Zarrouk et al. 2016).

Apesar de reduções na velocidade média e potência do soco, não foram observadas alterações significativas no pico de velocidade da mão que realiza o golpe. Identificou-se que a manutenção dos valores de pico de velocidade são indicativos de desvio técnico na Teoria Dinâmica dos Sistemas (Woods, 2020). O desvio técnico do pico de velocidade ocorreu por um fenômeno auto-organizado que emerge da interação continuamente dinâmica das características de um organismo e das possibilidades de ação para a manutenção do desempenho competitivo. Houve auto-organização dos sistemas de movimento para formar sinergias, os denominados padrões coordenativos (Davids, 2005).

5.3 EXPERIMENTO 3: INVESTIGAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS MOTORAS DO GOLPE *GYAKO ZUKI* SOB INDUÇÃO DE FADIGA

A frequência cardíaca do presente estudo foi similar aos valores obtidos no estudo de Chaabene et al. (2014), Tabben et al. (2013), Iide et al. (2008), Doria et al. (2009) e Estevan et al. (2011), cuja frequência cardíaca variou entre 91 e 94% da FC máxima de esforço, indicativo de demandas do componente anaeróbio durante curtos esforços para a realização de golpes e elevadas demandas de potência

aeróbia nos momentos de pausa ativa no kumite (luta). O incremento da FC, especialmente no FT, é indicativo da estabilização das demandas cardiovasculares a partir do segundo *set*. Resultados semelhantes são reportados na literatura quando a FC é avaliada no decorrer de várias lutas em situação competitiva (Tabben et al., 2013; Iide et al., 2008).

Ações ofensivas e defensivas no caratê necessitam de elevadas velocidades de execução (Loturco et al., 2014), combinando ações complexas com alta precisão de movimentos (Sbriccoli et al., 2010). Ações decisivas em uma luta são dependentes da potência muscular e considerando que potência é o produto de força por velocidade, maior potência representa maior velocidade em uma mesma carga relativa, de acordo com Roschel et al. (2009).

Maiores valores do Pico de Velocidade (PV) no marcador mão direita (*right hand*) em RT do que FT corroboram com o fato de que a velocidade seja um dos principais fatores determinantes e preditores do desempenho do caratê competitivo (Blazevic et al., 2006; Ravier et al., 2003, Chaabene, 2016; Urbinati, 2019; Loturco et al, 2014).

Os modelos de regressão linear múltipla para verificar se o PV linear de diferentes pontos anatômicos de praticantes de caratê é capaz de predizer o pico de velocidade do punho para o golpe *gyaku zuki* apontou estratégia diferenciada para RT. Como é um modelo matemático, é hierárquico, e torna evidente o grau de contribuição de cada região anatômica no PV da mão direita.

Na situação RT, o PV do soco é dependente da tripla extensão de membros inferiores, configurando uma importante cadeia cinética. Quanto mais rápido o indivíduo se desloca anteriormente, mais rapidamente ocorre o retorno, fato observado pela contribuição do marcador pé esquerdo *(left toe)* no deslocamento anteriorizado. A contribuição de membros inferiores ocorre especialmente pelo efeito elástico dos tendões, com a utilização de forças passivas de reação ao solo (Lenetsk et al, 2013). Ao discriminar atletas vencedores e perdedores em lutas de caratê em um experimento com a seleção brasileira, Rochel et al. (2012) identificaram que atletas com maior componente de potência de membros inferiores foram os campeões. Os dados do presente estudo corroboram a importância de elevados

níveis de velocidade (variável associada à potência) de membros inferiores para melhor execução do golpe *gyaku zuki*, especialmente em situação sem fadiga.

Loturco et al (2014) identificaram que 55 – 65% da variação na aceleração do soco do caratê pode ser prevista por uma combinação de potência propulsiva média relativa de agachamento com salto ou teste de agachamento de 1RM. O princípio mecânico determina a magnitude do momento linear de um corpo, definido como produto de sua massa por sua velocidade. Neste sentido, os atletas capazes de aplicar maiores quantidades de força contra o solo e de movimentar seus corpos para frente em velocidades mais altas ao realizar o *gyaku zuki* tiveram maior aceleração de golpe (Loturco et al, 2014). Como observado no presente estudo, em situação com fadiga, a principal estratégia motora utilizada é o aumento de velocidade do ombro direito. Tal alteração técnica, além de diminuir a velocidade final do *gyaku zuki*, propicia a leitura por parte do adversário para a antecipação de ataques.

Os membros inferiores são o principal fator de contribuição para a realização de socos em esportes de combate, de acordo com Lenetsk et al. (2013). Existem forças de reação geradas no solo que seriam transferidas para a parte superior do corpo, especialmente para o segmento que realiza o golpe.

Atletas de caratê experientes apresentam uma taxa de desenvolvimento de carga no solo significativamente maior do que novatos, indicativo que as forças de reação do solo durante a execução do *gyaku zuki* são decisivas em uma luta de caratê (Goethel et al, 2016). Assim, apesar do presente estudo não ter avaliado a resultante das forças de reação do solo, pode-se inferir que ao otimizar a força de propulsão de membros inferiores em direção ao alvo, tem-se um melhor desempenho esportivo.

Praticantes de caratê usualmente realizam exercícios balísticos, o que pode induzir a alterações neuromusculares específicas, como uma capacidade aprimorada de realizar um completo recrutamento de unidades motoras e ativar preferencialmente as unidades motoras de característica rápida (Sbriccoli et al., 2010).

No caratê, a capacidade de transferir o momento linear de força dos membros inferiores para os membros superiores pode ser explicada pelo impulso gerado em

um movimento específico, pela integral de forças durante um curto intervalo de tempo (Loturco et al., 2014).

A Teoria dos Sistemas Dinâmicos (Davids et al 2003; 2005) aplicada ao esporte tem por objetivo desenvolver interações assertivas entre atletas e o desempenho esportivo. Quando se compreende não apenas a aquisição da habilidade motora, mas o comportamento em situações diversificadas, é possível traçar um adequado planejamento de prática, treinamento e análise de desempenho.

O processamento de informação do desempenho humano envolve a complexidade dos processos de adaptação (Wood et al, 2020). Por exemplo, em uma luta de caratê, existem diversas variáveis influenciadoras, como: distância, tempo, ângulo e direção destes golpes.

Dentro deste processo observa-se que em situação de fadiga, os praticantes de caratê tiveram a capacidade de encontrar uma solução motora para a situação externa de fadiga, pois o PV do *gyaku zuki* passou a ser dependente somente dos membros superiores, especialmente na fase de ataque com o aumento de velocidade do "*right shoulder*". A fase de retorno também foi significativamente influenciada pelos marcadores "*right hand*" e "*right shoulder*", possivelmente a variabilidade de movimento e adaptação de habilidades estão baseadas nas tendências de auto-organização que ocorrem no contexto de desempenho dinâmico (Wood et al, 2020).

Ao comparar a execução do golpe *gyaku zuki* em atletas de elite e sub-elite, Goethel et al. (2016) identificaram que apesar do gesto técnico parecer similar entre os grupos, a coordenação intra-segmentos (articulação do ombro e do cotovelo) foi superior nos atletas de elite. Logo, o ombro exerceu papel determinante na análise do *gyaku zuki* sem situação de fadiga. No presente estudo, identificou-se que em situação de fadiga a tendência é realizar a compensação com maior deslocamento anterior do ombro direito, o que pode gerar comprometimento técnico em situação competitiva, uma vez que o adversário observará a iniciativa de golpe.

Devido à dificuldade de manutenção da PV do *gyaku zuki* em situação de fadiga, identifica-se que não ocorreu apenas um desvio da técnica, mas uma deterioração técnica. Na Teoria dos Sistemas Dinâmicos (Wood et al., 2020), a deterioração técnica ocorre porque possivelmente os atletas não conseguiram

manter uma ação sinérgica entre todos os músculos envolvidos na execução do golpe, ou seja, houve uma diminuição das estratégias de controle de movimento que estabilizam as articulações envolvidas (Sbriccoli et al., 2010). Logo, o desenvolvimento do controle neuromuscular em uma tarefa motora complexa depende da contribuição hierárquica de diferentes grupos musculares e articulações.

Ao avaliar o comportamento técnico do chute circular (*mawashi geri*) em 6 atletas de caratê, Quinzi et al. (2016) perceberam que ao realizar 20 chutes seguidos, os atletas apresentavam modificações nas estratégias para a execução do golpe alterando a técnica com diminuição do pico de velocidade do golpe, da flexão de joelho, do ângulo de abdução do quadril, bem como ocorreu aumento da flexão de quadril. Em relação aos dados do presente estudo na presença de fadiga periférica (tabela 10), os caratecas utilizam, prioritariamente, a articulação do ombro direito (figura 36) para a manutenção do pico de velocidade do golpe *gyaku zuki*. Apesar dos estudos avaliarem golpes diferentes (chute circular e *gyaku zuki*), ambos apresentaram deterioração técnica. Quinzi et al. (2016) justifica a alteração técnica pela adoção de um padrão de organização de movimento pautado na Teoria dos Sistemas Dinâmicos, com diferentes estratégias de movimento para tentar manter o resultado de desempenho, no caso, o pico de velocidade do chute.

Um dos principais golpes utilizados em situação competitiva é o "*deai"*, ou seja, a antecipação. Movimentos diferenciados na execução técnica permitem que o adversário antecipe uma entrada ou realize um contragolpe. A execução técnica é tão importante que Percio et al. (2009) identificaram que mesmo sob situação de fadiga muscular e estresse, atletas experientes mantêm atenção e reflexo semelhantes a uma situação sem fadiga. Logo, quanto maior a expertise do atleta, maior a capacidade de perceber ataques vindos de uma região espacial inesperada.

Ao identificar o efeito da prática de *Ramadan* e da fadiga muscular nos tempos de reação, Zarrouk et al. (2016) identificaram que essas variáveis não afetam o tempo de reação de caratecas de elite.

Sbriccoli et al. (2010) e Quinzi et al. (2016) identificaram que no caratê, em situações que necessitam de movimentos de elevada velocidade, ocorre importante contribuição dos músculos antagonistas na definição de estratégias de controle neuromuscular, particularmente em atletas com elevada *expertise*.

Outro importante fator interveniente na estratégia motora pode ser a idade. Branco et al. (2019) compararam a estratégia motora do chute frontal (*mae geri*) em faixas pretas como função da idade: o grupo jovem, de 20 a 30 anos de idade, e o grupo veteranos, com idade acima de 50 anos de idade. Veteranos aceleram significativamente menos os eixos proximais do corpo, mas nos eixos distais a aceleração linear máxima e a velocidade linear foram semelhantes ao grupo dos jovens; lembrando que o eixo distal é a região onde ocorre o contato do golpe. O presente estudo adotou como critério de seleção praticantes com idade entre 15 e 35 anos de idade, que apesar da característica jovem, talvez indivíduos mais velhos tenham maior tempo de treinamento como faixa preta. Veteranos apresentam alta eficiência técnica na execução do golpe *mae geri*, e consomem menos energia para alcançar a mesma magnitude do impulso do pé no momento do contato (Branco et al., 2019).

Apesar da variabilidade de idade no presente estudo (15 a 35 anos de idade), a maioria dos estudos biomecânicos com caratê envolvem pequenos números amostrais, ou a análise de uma técnica única, sem necessariamente discutir o efeito e magnitude do gesto motor como um todo.

Tradicionalmente, o estudo do comportamento motor é tendencioso para o estudo das ações multiarticulares prevalentes em esportes e atividades físicas por causa de uma percepção dicotômica entre rigor experimental e validade ecológica (Davids, 2005).

No presente estudo, propõe-se uma abordagem amparada na Teoria dos Sistemas Dinâmicos, onde o processo de fadiga pode causar deterioração técnica e criar novas estratégias motoras para a manutenção da capacidade física no esporte. Nesta perspectiva, propõe o organismo como um sistema adaptativo complexo, que interage com o ambiente de atuação de forma funcionalmente integrada (Renshal, 2019).

5.3.1 Sugestões para futuros trabalhos

Com base nos resultados obtidos nos experimentos 1, 2 e 3 do presente estudo, sugere-se futuros trabalhos envolvendo:

(1) comparação entre *experts* e novatos: um fator que poderia futuramente ser discutido com os dados do presente estudo é a variabilidade inter e intra-pessoal, pois talvez possam ocorrer diferentes respostas adaptativas ao efeito da fadiga na estratégia motora do golpe *gyaku zuki.* Tal fator poderia ser minimizado com a análise de grupos amostrais divididos em *experts* e novatos;
(2) modelo matemático para determinação de variação intra e inter pessoal: apesar dos dados do presente estudo apontam para características de deterioração técnica do golpe *gyaku zuki* sob condições de fadiga, deve-se observar com cautela que o organismo é um complexo sistema adaptativo com propriedades não especificamente lineares. Logo, o desenvolvimento de modelos matemáticos para comparar variações intra e inter pessoais poderiam ser utilizados;
(3) análise de velocidade angular e torques: o incremento com a análise de valores de velocidades angulares e torques para identificar a contribuição articular de cada segmento, de forma hierárquica, semelhante ao modelo proposto pelo presente estudo, auxiliaria na compreensão mais profunda da estratégia motora utilizada;
(4) controle de cargas de treinamento por saltos: no protocolo de fadiga, os dados relacionados aos saltos poderiam indicar um limiar para identificar em qual série de golpes inicia o efeito da fadiga, e assim determinar relações para o controle de cargas de treinamentos pliométricos, que utilizam saltos no caratê;
(5) determinação de fadiga com atividade dinâmica: a análise de determinação de fadiga no caratê poderia ser realizada diretamente com a análise do gesto motor da modalidade, com análise dinâmica por meio de EMG para a determinação do recrutamento e ativação muscular. Este método não recorre necessariamente ao teste de CVM, respeitando o gesto motor específico;
(6) efeito da fadiga em outras técnicas: além do *gyaku zuki,* outros golpes têm elevada utilização em uma luta de caratê, como por exemplo o *kizami zuki*, seguido

do chute *mae geri* (Chaabene et al. 2014). Logo, aplicar protocolo semelhante ao apresentado no presente estudo para identificar o efeito da fadiga na estratégia motora de outros golpes é importante recurso para desenhar estratégias de treinamento.

6 CONCLUSÕES

Com a pesquisa realizada a partir dos objetivos traçados, da metodologia desenhada e dos resultados obtidos nos experimentos *in vivo* realizados, pode-se concluir que:

(1) o Teste de Frequência e Velocidade de Socos apresentou adequada repetitividade para a modalidade caratê;

(2) o pico de velocidade de socos apresentou diferença significativa em situação de com e sem fadiga; portanto, indicativo de desvio técnico do *gyaku zuki*. O comportamento das variáveis bioquímicas e de intensidade de esforço mostraram validade ecológica do Teste de Frequência e Velocidade de Socos para o caratê;

(3) a principal estratégia motora utilizada para a manutenção do pico de velocidade do golpe *gyaku zuki* é o modelo de contribuição hierárquica, na qual se utiliza o pé esquerdo, quadril direito e calcanhar direito na fase de ataque em situação sem fadiga; diferentemente da situação com fadiga em que o praticante aumenta a velocidade de ombro direito como estratégia motora para compensar a manutenção do pico de velocidade;

(4) considerando a Teoria dos Sistemas Dinâmicos aplicada ao esporte, os dados do presente estudo indicam que o processo de fadiga causa deterioração técnica no golpe *gyaku zuki* que, em situação competitiva poderia acarretar déficit no desempenho do atleta, uma vez que o adversário poderia realizar uma leitura antecipada do golpe. As respostas de recrutamento e ativação muscular indicam presença de fadiga periférica. As respostas fisiológicas e bioquímicas indicam respostas semelhantes aos valores apresentados em situação competitiva pela literatura.

6.1 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA

As principais contribuições desta pesquisa podem ser sintetizadas em:

(1) para a ciência: compreensão do grau de contribuição de diferentes segmentos anatômicos na estratégia motora do golpe *gyaku zuki* sob efeito da fadiga; e

aplicação da metodologia do teste de frequência e velocidade de chutes para socos no caratê;

(2) para a saúde: com a descoberta das estratégias motoras utilizadas sob situação regular e fadiga, pode-se diminuir ocorrência de supertreinamento e riscos de lesões esportivas;

(3) para o esporte: os membros inferiores são preponderantes nos picos de velocidade de movimentos para membros superiores durante a execução do golpe *gyaku zuki;* e a aplicação do teste de frequência e velocidade de socos pode ser extrapolada para modalidades esportivas de combate que tenham similaridade na utilização de golpes de percussão, como o caratê.

6.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este é o primeiro estudo no qual investigou-se o efeito da fadiga em uma proposta de teste de frequência e velocidade de socos no caratê. Identificou-se um teste viável para o cotidiano de atletas e técnicos esportivos, bem como indica-se quais são e como ocorrem alterações na estratégia motora no *gyaku zuki*.

Devido à especificidade do esporte, cujo adversário realiza a leitura corporal de ataques, faz-se necessária a utilização de estratégias que permitam que ocorram desvios técnicos para a manutenção do pico de velocidade e não necessariamente a deterioração técnica, conforme descrito pela Teoria dos Sistemas Dinâmicos.

Os resultados encontrados nesta pesquisa permitem sugerir aos treinadores e atletas que utilizem métodos de treinamentos de fortalecimento muscular e articular especialmente para membros inferiores, com o objetivo de melhorar a geração de potência e força propulsiva da parte inferior do corpo na realização de golpes no caratê.

REFERÊNCIAS

(WKF) WORLD KARATE FEDERATION. *Competition rules kata & kumite*. Version 12, january, 2017. http://www.wkf.net. Acesso: 10-01-18.

ABBISS, C.R.; LAURSEN, P.B. Models to Explain Fatigue during Prolonged Endurance Cycling. Sports Med 2005; 35 (10): 865-898

AJ, HAHN AG, MARTIN DT. Effects of heat stress on physiological responses and exercise performance in elite cyclists. J Sci Med Sport 2000; 3 (2): 186-93

ALLMAN BL, RICE CL. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. Muscle Nerve 2002; 25 (6): 785-96

ARAGONÉS D, EEKHOFF A, HORST F, SCHÖLLHORN WI. Fatigue-related changes in technique emerge at different timescales during repetitive training. J Sports Sci. Jun;36(11):1296-1304, 2018.

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.

BERTUZZI RCM, FRANCHINI E, KISS MAPDM. Fadiga muscular aguda: uma breve revisão dos sistemas fisiológicos e suas possíveis relações. Motriz, Rio Claro, v.10, n.1, p.45-54, jan./abr. 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.

BORG GA. Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sports Exerc; 14 (5): 377-81, 1982.

BRANCO MAC, VENCESBRITO AMV, RODRIGUES-FERREIRA MA. Effect of Aging on the Lower Limb Kinematics in Karate Practitioners: Comparing Athletes and Their Senseis. *J Healthc Eng*. 2019;2019:2672185. Published 2019 Jun 4. doi:10.1155/2019/2672185

BROOKS G, FAHEY T, WHITE T. Fatigue during muscular exercise. In: Sordi M, Kirschenbaum CW, Ohlenroth P, editors. Exercise physiology: human bioenergetics and its applications. 3rd ed. Sydney: McGraw Hill, 2000: 800-22

BROOKS GA. Lactate doesn't necessarily cause fatigue: why are we surprised? J Physiol; 536 (1): 1, 2001.

CAIRNS SP, KNICKER AJ, THOMPSON MW, SJØGAARD G. Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. Exerc Sport Sci Rev. 2005 Jan;33(1):9-16. Review.

CAPADAY C, STEIN RB. Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during waking and running. J Physiol. 1987;392:513–522.

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)

CIUBOTARIU A, ARENDT-NIELSEN L, GRAVEN-NIELSEN T. The influence of muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. Eur J Appl Physiol; 91: 604-14, 2004.

COSWIG VS, FUKUDA DH, DEL VECCHIO FB. Rapid Weight Loss Elicits Harmful Biochemical and Hormonal Responses in Mixed Martial Arts Athletes. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*. 2015;25(5):480-486. doi:10.1123/ijsnem.2014-0267

DAVIDS K, RENSHAW I, GLAZIER P. Movement models from sports reveal fundamental insights into coordination processes. *Exerc Sport Sci Rev*. 2005;33(1):36-42.

DEL PERCIO C, BABILONI C, INFARINATO F. Effects of tiredness on visuo-spatial attention processes in elite karate athletes and non-athletes. *Arch Ital Biol*. 2009;147(1-2):1-10.

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.

EARLES DR, DIERKING JT, ROBERTSON CT, KOCEJA DM. Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. Med Sci Sports Exerc. 2002;34:1766–1772.

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.

ENOKA R.M., DUCHATEAU J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. J Physiol. 2008;586(Pt 1):11–23.

ENOKA RM, DUCHATEAU J. Translating Fatigue to Human Performance. Med Sci Sports Exerc. 2016 Nov;48(11):2228-2238.

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

FLEISS JL. The design and analysis of clinical experiments. New York/Chichester/Brislane/Toronto/Singapore: Wiley; 1986.

FOSTER C, FLORHAUG JA, FRANKLIN J. A new approach to monitoring exercise training. *J Strength Cond Res*. 2001;15(1):109-115.

FOSTER, C. et al. A new approach to monitoring exercise training. Journal of Strength and Conditioning Research, Lincoln, v. 15, n. 1, p. 109-115, 2001.

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.

FROYD C, BELTRAMI FG, MILLET GY, NOAKES TD. No Critical Peripheral Fatigue Threshold during Intermittent Isometric Time to Task Failure Test with the Knee Extensors. Front Physiol. 2016 Dec 19;7:627.

FUNAKOSHI, Gichin. Karate-Do Kyohan: the master text (trad. Tsutomu Ohshima) (em inglês). Kodansha International, 1973.

FREDERICKS, C. SALADIN, L.K. Pathophysiology of the motor control principles and clinical presentation. 1 ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1996.

MOURA, G., K.S. URBINATI. DR. HILL, E A FISIOLOGIA DO EXERCÍCIO. Concurso Meu Cientista Favorito. Seminário de Iniciação Científica (SEMIC). Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação. PUCPR. Trabalho Premiado, 2013.

GANDEVIA SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev 2001;81:1725–89.

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. Cie Mov. 12(4): 57-61, 2004 (b).

GARLAND SJ, GOSSEN ER. The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. Exerc Sport Sci Rev. 2002 Jan;30(1):45-9.

GASSI ER, BANKOFF AD. Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographics parameters. Electromyogr Clin Neurophysiol. Apr-Jun;50(3-4):131-5, 2010.

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.

GIBALA MJ, MACDOUGALL JD, TARNOPOLSKY MA. Changes in human skeletal muscle ultra-structure and force production after acute resistance exercise. J Appl Physiol 1995; 78: 702-8

GIBOIN LS, WEISS B, THOMAS F, GRUBER M. Neuroplasticity following short-term strength training occurs at supraspinal level and is specific for the trained task. Acta Physiol (Oxf). 2018 Apr;222(4):e12998.

GIBSON H, EDWARDS RH. Muscular exercise and fatigueSports Med. 1985 Mar-Apr;2(2):120-32.

GRAHAM MR, PATES J, DAVIES B. Should an increase in cerebral neurochemicals following head kicks in full contact karate influence return to play?. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2015;28(4):539-546. doi:10.1177/0394632015577045

GREEN HJ. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. J Sports Sci 1997; 15 (3): 247-56

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

HAMLIN MJ, QUIGLEY BM. Quadriceps concentric and eccentric exercise 2: differences in muscle strength, fatigue and EMG activity in eccentrically-exercised sore and non-sore muscles. J Sci Med Sport; 4 (1): 104-15, 2001.

Hill AV, Lupton H. Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. QJM1923;16:135–71.

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.

HULTBORN H, LIPSKI J, MACKEL R, WIGSTROM H. Distribution of recurrent inhibition within a motor nucleus. I. Contribution from slow and fast motor units to the excitation of Renshaw cells. Acta Physiol Scand 1988;134:347–61.

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.

RODRIGUEZ-FALCES J, LACE N. Determinants, analysis and interpretation of the muscle compound action potential (M wave) in humans: implications for the study of muscle fatigue,*European Journal of Applied Physiology*, **118**, 3, (501), 2016.

KALLENBERG LAC, SCHULTE E, DISSELHORST-KLUG C, HERMENS HJ. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. J Electromyogr Kinesiol 2007;17:264–74.

Kandel Er, Shwartz Jh, Jessel Tm, Siegelbaum Sa, Hudspeth Aj. Principles of neural science. 5 ed. New York: McGraw – Hill; 2013.

Knicker AJ, Renshaw I, Oldham AR, Cairns SP. Interactive processes link the multiple symptoms of fatigue in sport competition. Sports Med. 2011 Apr 1;41(4):307-28.

KOMI PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomech 2000; 33 (10): 1197-206

KOROPANOVSKI N, DOPSAJ M, JOVANOVIC S. Characteristics of pointing actions of top male competitors in karate at world and European level. *Braz J Biomotricity.* 2008;2(4):241–251.

KUKULKA CG, MOORE MA, RUSSELL AG. Changes in human alpha motoneurons excitability during sustained maximum isometric contractions. Neurosci Lett 1986;68:327–33.

Laird P, McLeod K. (2009). Notational analysis of scoring technique in competitive men's karate. *Int J Perform Anal Sport.* 2009;9:171–187.

Lambert M, St Clair Gibson A, Noakes TD. Complex systems model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. Br J Sports Med 2005; 39: 52-62

LAURENT, C. M. et al. A practical approach to monitoring recovery: development of a perceived recovery status scale. Journal of Strength and Conditioning Research, Lincoln, v. 25, n. 3, p. 620-628, 2011.

Loeb GE, Gans C. Electromyography for Experimentalists. Chicago (IL): The University of Chicago, 1986

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.

MacInstosh B, Gardiner P, McComas A. Skeletal muscle: form and function: Human kinetics. 2nd ed. Champaign, IL, USA; 2005.

Maffiuletti NA, Martin A, Van Hoecke J, Schieppati M. The relative contribution to the plantar-flexor torque of the soleus motor units activated by the H reflex and M response in humans. Neurosci Lett. 2000; 288:127–130. 20.

Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(2):223-234. doi:10.1007/s00421-010-1502-y

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.

Mathworks. Principal component analysis of raw data. Matlab, R2018a. Disponível em: https://la.mathworks.com/help/stats/pca.html3. Acesso em: 10/10/18

McNeil CJ, Martin PG, Gandevia SC, Taylor JL. The response to paired motor cortical stimuli is abolished at a spinal level during human muscle fatigue. J Physiol 2009;587:5601–12.

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

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.
Millet GY, Millet GP, Lattier G, et al. Alteration of neuromus- cular function after a prolonged road cycling race. Int J Sports Med 2003; 24 (3): 190-4

Millet GY, Bachasson D, Temesi J, Wuyam B, Féasson L, Vergès S, Lévy P. Potential interests and limits of magnetic and electrical stimulation techniques to assess neuromuscular fatigue. Neuromuscul Disord. 2012 Dec;22 Suppl 3:S181-6.

Millet GY. Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: the flush model. Sports Med. 2011 Jun 1;41(6):489-506.

Miura M, Umeda T, Nakaji S, et al. Effect of 6 months' training on the reactive oxygen species production capacity of neutrophils and serum opsonic activity in judoists. *Luminescence*. 2005;20(1):1-7. doi:10.1002/bio.777

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.

Nagamo A, Komura T, Himeno R, Fukashiro S. Optimal digital filter cutoff frequency of jumping kinematics evaluated through computer simulation. *Int. J. of Sport and Health Sci*. 2003; 01(01): 196-201.

Nielsen B, Hales JR, Strange S, et al. Human circulatory and thermoregulatory adaptations with heat acclimation and exer- cise in a hot, dry environment. J Physiol 1993; 460: 467-85

Noakes TD, Peltonen JE, Rusko HK. Evidence that a central governor regulates exercise performance during acute hypoxia and hyperoxia. J Exp Biol 2001; 204 (Pt 18): 3225-34

Noakes TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. Scand J Med Sci Sports. 2000 Jun;10(3):123-45.

Noakes, T.D. Response to: Lessons from Popper for science, paradigm shifts, scientific revolutions and exercise physiology. BMJ Open Sport Exerc Med. 2018; 4(1): e000277.

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.

Okazaki,VHA; Teixeira, LA; Rodacki, ALF. Eficácia da análise residual para determinar a intensidade do filtro na cinemática. Congresso Brasileiro de Biomecanica 2007.

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 ballistic training on the force and speed of movements. *J Strength Cond Res.* 2003;17:291-298.
Palmieri, R.M.; Ingersoll, C.D.; Hoffman, M.A.The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. Journal of Athletic Training 2004;39(3):268–277

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.

PARMIGIANI S, DADOMO H, BARTOLOMUCCI A. Personality traits and endocrine response as possible asymmetry factors of agonistic outcome in karate athletes. *Aggress Behav*. 2009;35(4):324-333. doi:10.1002/ab.20306

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

PIRES FO. Thomas Kuhn's 'Structure of Scientific Revolutions' applied to exercise science paradigm shifts: example including the Central Governor Model.
Br J Sports Med. 2013 Jul;47(11):721-2. doi: 10.1136/bjsports-2012-091333. Epub 2012 Oct 19.

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

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

QUINZI F, CAMOMILLA V, DI MARIO A, FELICI F, SBRICCOLI P. Repeated Kicking Actions in Karate: Effect on Technical Execution in Elite Practitioners. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016;11(3):363-369. doi:10.1123/ijspp.2015-0162

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.

RENSHAW I, DAVIDS K, ARAÚJO D. Evaluating Weaknesses of "Perceptual-Cognitive Training" and "Brain Training" Methods in Sport: An Ecological Dynamics Critique. *Front Psychol*. 2019;9:2468. Published 2019 Jan 21.

ROBERGS RA. Lessons from Popper for science, paradigm shifts, scientific revolutions and exercise physiology. BMJ Open Sport Exerc Med. 2017 Aug 16;3(1):e000226. doi: 10.1136/bmjsem-2017-000226. eCollection 2017.

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, 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.

SBRICCOLI P, CAMOMILLA V, DI MARIO A, QUINZI F, FIGURA F, FELICI F. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: the case of top level karateka. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108(6):1269-1280. doi:10.1007/s00421-009-1338-5

SCHWARTZ ML, HUDSON AR, FERNIE GR, HAYASHI K, COLECLOUGH AA. Biomechanical study of full-contact karate 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.

Shephard RJ. Is it time to retire the 'central governor'? Sports Med. 2009;39(9):709-21.

Sherrington CS. The integrative action of the nervous system. New York, NY: C Scribner’s Sons; 1906.

SIDTHILAW S. Kinetic and kinematic analysis 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.

ST CLAIR GIBSON A, LAMBERT MI, NOAKES TD. Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. Sports Med 2001; 31 (9): 637-50

ST CLAIR GIBSON A, NOAKES TD. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. Br J Sports Med 2004; 38: 797-806

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.

TABBEN M, SIOUD R, HADDAD M. Physiological and Perceived Exertion Responses during International Karate Kumite Competition. *Asian J Sports Med*. 2013;4(4):263-271. doi:10.5812/asjsm.34246

TATTERSON AJ, HAHN AG, MARTIN DT. Effects of heat stress on physiological responses and exercise performance in elite cyclists. J Sci Med Sport 2000; 3 (2): 186-93

TAYLOR JL, GANDEVIA SC. Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. Muscle Nerve. 2001 Jan;24(1):18-29.

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.

TRIMBLE MH, KOCEJA DM. Modulation of the triceps surae H-reflex with training. Int J Neurosci. 1994;76:293–303. 22.

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.

VENHORST A, MICKLEWRIGHT D, NOAKES TD. Towards a three-dimensional framework of centrally regulated and goal-directed exercise behaviour: a narrative review. Br J Sports Med 2017. (Epub ahead of print: 23 Aug 2017)

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. et al. Increase of the specific rapidity in the tae-kwon-do through a contrast method. Annual of 10o congress of the European college of sport science, Belgrade, Servia, 2005. p. 419-420.

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.

VILLANI, R.; DE PETRILLO, D.; DISTASO, M. Influence of four different methods of training on the specific rapidity. Annual of 12o congress of the European college of sport science, Jyväskylä, Finland, 2007. p. 458-459.

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.

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

Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. Wiley-Interscience: Toranto-Ontario, 1990.

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*

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.

Zarrouk N, Hammouda O, Latiri I, et al. Ramadan fasting does not adversely affect neuromuscular performances and reaction times in trained karate athletes. *J Int Soc Sports Nutr*. 2016;13:18. Published 2016 Apr 19.

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.

ANEXOS

ANEXO A - ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE RECUPERAÇÃO

Classificação	Descritores
10	Muito bem recuperado/ altamente disposto
9	
8	Bem recuperado / Um pouco disposto
7	
6	Moderadamente recuperado
5	Adequadamente recuperado
4	Um pouco recuperado
3	
2	Não muito bem recuperado / um pouco cansado
1	
0	Muito mal recuperado/ Extremamente cansado

ANEXO B - ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO CR - 10.

Classificação	Descritores
0	Repouso
1	Muito, muito fácil
2	fácil
3	moderado
4	Um pouco difícil
5	Difícil
6	-
7	Muito difícil
8	-
9	-
10	Máximo

ANEXO C - 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 medalha ( ) obtive medalha ( ) nunca participei

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

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

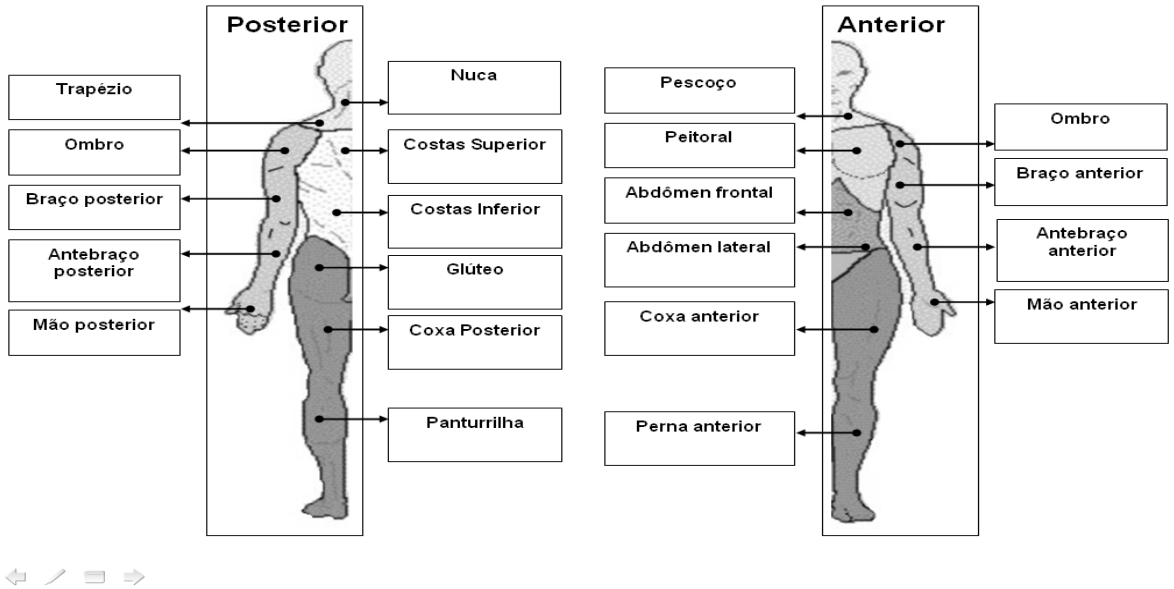
8. Em quantas competições você lutou no último ano 2016 incluindo não-oficiais?_____.

9. Em quantas competições você obteve no último ano 2016 incluindo não-oficiais?_____.

10. Qual. a competição mais importante que você irá disputar (ou disputou) em 2017?_____.

ANEXO D **- PERCEPÇÃO DE ESFORÇO**

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



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

ESCALA DE PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO LOCALIZADA

6	**-**
7	**muito fácil**
8	**-**
9	**Fácil**
10	**-**
11	**relativamente fácil**
12	**-**
13	**ligeiramente cansativo**
14	**-**
15	**Cansativo**

16	**-**
17	**muito cansativo**
18	**-**
19	**Exaustivo**
20	**-**

ANEXO E - **ROTINA PARA PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS (MATHWORKS, 2018)**

[COEFF,SCORE] = princomp(X)

[COEFF,SCORE,latent] = princomp(X)

[COEFF,SCORE,latent,tsquare] = princomp(X)

[...] = princomp(X,'econ')

coeff = pca(X)

coeff = pca(X,Name,Value)

[coeff,score,latent] = pca(___)

[coeff,score,latent,tsquared] = pca(___)

[coeff,score,latent,tsquared,explained,mu] = pca(___)

ANEXO F - ROTINA PARA ANÁLISE DE RESÍDUOS (OKAZAKI ET AL, 2007)

```
disp('abrindo arquivo...')
[filename,dname]=uigetfile('*.*','selecione o arquivo desejado');
cd(dname)
oldFolder = cd(dname);
disp('')
if filename==0
   disp('finalizado')
   return
end

x=load(filename);

prompt = {'Insira a frequÍncia em que foi coletado o sinal (Hz):'};
dlg_title = '';
num_lines = 1;
options.Resize='on';
options.WindowStyle='normal';
options.Interpreter='tex';
answer1 = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines);

fs=str2num(answer1{1});

prompt = {'Insira o n˚mero da coluna que ser· analisada (Vetor):'};
dlg_title = '';
num_lines = 1;
options.Resize='on';
options.WindowStyle='normal';
options.Interpreter='tex';
answer2 = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines);
```

```
N_col=str2num(answer2{1});

prompt = {'Insira a ordem do filtro que deseja testar (n):'};
dlg_title = '';
num_lines = 1;
options.Resize='on';
options.WindowStyle='normal';
options.Interpreter='tex';
answer3 = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines);

order=str2num(answer3{1});

prompt = {'Insira o numero de frequencias para analise:'};
dlg_title = '';
num_lines = 1;
options.Resize='on';
options.WindowStyle='normal';
options.Interpreter='tex';
answer4 = inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines);

n_fcortes=str2num(answer4{1});

f_cortes=[1:n_fcortes]';

razaoT=1/fs;

signal=x(:,N_col);
T=[1:length(signal)]*razaoT;

for i=1:length(T)
    Tempo_total=T(i);
end
```

```
N_pontos=Tempo_total*fs;

const=1/N_pontos;

for i=1:length(f_cortes)
    n=order;
    Wn=f_cortes(i)/(fs/2);
    [d,c] = butter(n,Wn,'low');
    signal_filter(i,:) = filtfilt(d,c,signal);
end

signal_filter=signal_filter';

for i=1:length(f_cortes)
    residuo(i)=sqrt((sum((signal-signal_filter(:,i)).^2))*const);
end

residuo=residuo';

f_cortes_0=[0;f_cortes];
residuo_0=[0;residuo];

scrsz = get(0,'ScreenSize');
figure('Position',scrsz)
plot(f_cortes,residuo)
[clique]=ginput(1);
clique=round(clique(1));
indice=find(f_cortes==clique);
close all

reg_f_cortes=[f_cortes(indice);f_cortes((length(f_cortes)-1))];
```

```
reg_residuo=[residuo(indice);residuo((length(residuo)-1))];

[R,Slope,Intersect]=regression(reg_f_cortes,reg_residuo,'one');

tmp = abs(residuo-Intersect);
[idx idy] = min(tmp);
f_ideal=f_cortes(idy);

reta_reg=linspace(Intersect,residuo((length(residuo)-1)),length(residuo)-1)';
reta_par_zero=linspace(Intersect,Intersect,length(residuo_0))';

scrsz = get(0,'ScreenSize');
figure('Position',scrsz)
plot(f_cortes,residuo,'k')
title(['FrequÍncia de corte ideal = ',num2str(f_ideal)])
hold on
plot(f_cortes_0(1:(length(f_cortes)-1)),reta_reg,'r:')
plot(f_cortes_0,reta_par_zero,'g:')
plot([f_ideal;f_ideal],[0;max(residuo)],'b:')
plot(0,Intersect,'o','MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','r','MarkerSize',7)
plot(f_ideal,Intersect,'o','MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','g','MarkerSize',7)
plot(f_ideal,0,'o','MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',7)
% set(gca,'XTick',0:f_cortes(1):f_cortes(length(f_cortes)))
%text(f_ideal,residuo((length(residuo)-2)),['FrequÍncia de corte ideal =
%',num2str(f_ideal)],'HorizontalAlignment','left')
hold off

clear all
```

ANEXO G - PARECER DO CEP

ASSOCIAÇÃO PARANAENSE
DE CULTURA - PUCPR

Plataforma Brasil

PROJETO DE PESQUISA

Título: Respostas Fisiológicas ao Treinamento Pliometrico em atletas de karate.

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 04843712.7.0000.0020

Pesquisador: Keith Sato Urbinati

Instituição: Pontificia Universidade Catolica do Parana - PUCPR

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 88.760

Data da Relatoria: 05/09/2012

Apresentação do Projeto:

Projeto de grande relevância acadêmico-científica.O objetivo do presente estudo sera medir as respostas fisiológicas, de um treinamento de pliometria para atletas de Karate. Para tanto, serão avaliados 15 atletas, faixas marrom e preta de karate, federados na Federação Paranaense de Karate com idade acima de 18 anos. Sera aplicado um treinamento de 8 semanas, 2 vezes por semana com sessões de treinamento de aproximadamente 1 hora. Os treinamentos pliometricos consistirão na realizacao de saltos. Serao avaliados antes do primeiro treinamento e ao final das 8 semanas as variáveis de potência (teste de impulsão vertical, teste de impulsao horizontal), velocidade - teste de velocidade de soco (Villani (2003), antropometria e composição corporal. Ainda sera aplicado o teste de maturação sexual (Tanner 1962) no pre teste como critério de inclusão. Participarão do estudo apenas atletas que estejam na fase púbere.

Avaliação dos Riscos e Beneficios:

Riscos:
Os riscos desta pesquisa são totalmente minimizados por se tratar de altetas de karate de seleção paranaense e brasileira que já estão abituados ao treinamento pliometrico. Sendo que, se for comprovada a hipotese nula, não trará os beneficios esperados que e o aumento da força rápida (VERKHOSHANSKI e DA POTÊNCIA MUSCULAR, 1998). Caso a hipotese verdadeira seja confirmada, isso trará uma nova visão de treinamento desportivo para a modalidade do karate, visando a especificidade do treinamento do desporto de alto nivel, onde e definida como uma montagem de
treinamento para a performance desportiva, levando em conta as qualidades fisicas do desporto, sistema energético, segmento corporal e coordenação psicomotoras utilizadas (Dantas, 1998)

Beneficios:

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41) 271-2292 **Fax:** (41)3271-2292 **E-mail:** nep@pucpr.br

ASSOCIAÇÃO PARANAENSE
DE CULTURA - PUCPR

Plataforma Brasil

Os atletas receberão beneficios diretos para seu desempenho esportivo como aumento de força / velocidade e consequente melhora com consequente melhora no rendimento em competições de karate.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa muito bem descrita e com metodologia apropriada aos objetivos.
Deixa, apenas, uma pequena lacuna de confusão na idade dos participantes. Em alguns momentos a metodologia da a entender que menores de 18 anos participarão. E, em outros momentos, relata-se que apenas individuos com 18 anos participarão.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TCLE e autorizações foram bem escritos e encontram-se adequados.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TCLE e autorizações foram bem escritos e encontram-se adequados.

Recomendações:

Descrever de forma mais clara a idade dos participantes, deixando claro em todo o texto que todos os participantes são maiores de 18 anos.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Trabalho e relevância acadêmica, estando plenamente em acordo à Res. CNS 196/96.

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 emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEPPUCPR 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 inicia-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, 17 de junho de 2016

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO