

***“Análise Biomecânica Instrumental da Técnica de Judô
Morote Seoi Nage, Através de uma Metodologia de
Treinamento”***

EDUARDO YOSHINORI NAGATA

EDUARDO YOSHINORI NAGATA

ANÁLISE BIOMECÂNICA INSTRUMENTAL DA TÉCNICA
DE JUDÔ MOROTE SEOI NAGE, ATRAVÉS DE UMA
METODOLOGIA DE TREINAMENTO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá
2010

N147a	<p>Nagata, Eduardo Yoshinori</p> <p>Análise biomecânica instrumental da técnica de judô Morote Seoi Nage, através de uma metodologia de treinamento / Eduardo Yoshinori Nagata . – Guaratinguetá : [s.n.], 2010 80 f. : il. Bibliografia: f. 73-78</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010 Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata</p> <p>1. Biomecânica I. Título</p> <p>CDU 612.766</p>
-------	---



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

EDUARDO YOSHINORI NAGATA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador / Unesp-Feg

Prof. Dr. JOÃO ALBERTO DE OLIVIERA
Unesp/Feg

Prof. Dr. RODRIGO SILVA E SANTOS
UNITAU

Agosto de 2010

DADOS CURRICULARES

EDUARDO YOSHINORI NAGATA

NASCIMENTO	11.01.1976 – SÃO PAULO / SP
FILIAÇÃO	Mario Kuniyoshi Nagata Keiko Nagata
2003/2006	Curso de Graduação Escola Superior de Cruzeiro (ESC)
2007/2009	Curso de Especialização em Treinamento Desportivo na Escola Superior de Cruzeiro e Fisiologia do Exercício na Universidade Federal de São Paulo.
2008/2010	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

de modo especial, aos meus pais, que foram grandes incentivadores para que eu terminasse o curso, e aos meus irmãos.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus por ter conseguido terminar mais uma etapa da vida acadêmica.

Ao meu orientador, *Prof. Dr. Tamotsu Hirata* que jamais deixou de me incentivar. Sem a sua orientação, dedicação e auxílio, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível.

Aos meus professores *Massao Shinohara* e *Luiz Juniti Shinohara* que me deram todo o ensinamento sobre judô.

Aos meus amigos Walter Tupinambá, Juan Galvarino, André Koji Fujimoto, Daniele Coré, André Luiz Reis e Daniel Bortolazzi, pela colaboração na pesquisa.

Aos atletas Douglas Pimentel e Lucas Matsumoto pela participação na experiência.

A toda equipe de judô da Unesp em especial a Felipe, Riul, Marcus, Hélber, Gabriel. Denis, Kelwin, Leonardo, Hédelyn, Alisson, Saymon e Rafael, que participaram das experiências e que proporcionaram a realização da pesquisa.

Aos professores doutores Victor Orlando Gamarra Rosado, João Alberto de Oliveira, Araildo Lima da Silva e Luiz Fernando Costa Nascimento pela dedicação e empenho nas aulas.

A professora Dorinha, ao Urbano, ao Eduardo, a Rose, a Ellen, pela colaboração.

Ao Mário e Ana da UNAMOS que gentilmente emprestaram a balança.

A todos os amigos da república pela paciência que tiveram e pela ajuda durante todo o período estudantil.

Este trabalho contou com apoio da:

- CAPES – através da bolsa CAPES DS pelo programa de Demanda Social.

NAGATA, E. Y. **Análise biomecânica instrumental da técnica de judô Morote Seoi Nage, através de uma metodologia de treinamento.** 2010. 80 f. Dissertação de Mestrado (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

RESUMO

O judô é um esporte muito praticado no mundo. Para o seu desenvolvimento necessita-se de uma quantidade maior de pesquisas na área de biomecânica. Devido ao esporte ser acíclico há muita dificuldade de conseguir equipamentos que façam análise da maneira mais próxima de uma situação real de luta. Este trabalho faz um estudo de uma metodologia de treinamento, utilizando plataforma de força, eletromiógrafo e técnicas de cinemetria, envolvendo a técnica de judô Morote Seoi Nage. O treinamento de entrada e projeção de golpes foi dividido em três situações diferentes. A primeira com o uke (atleta que recebe o golpe) estático, a segunda com o uke saltando e sendo projetado no momento ascendente da impulsão e a terceira com o uke saltando e sendo projetado no momento descendente da impulsão. Foram analisadas as atividades elétricas dos músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio do tori (atleta que executa o golpe) e a força de reação do solo do tori. Foram verificadas as diferenças do treinamento nas três situações. Na fase ascendente a força foi 36% menor comparada à fase descendente. Os resultados indicam que o método de treinamento proposto (fase ascendente) exigiu menor esforço para aplicação do golpe, utilizando um dos princípios definidos por Jigoro Kano, da máxima eficiência com menor esforço.

PALAVRAS-CHAVE: Judô. Biomecânica. Treinamento. Morote Seoi Nage.

NAGATA, E. Y. **Instrumental biomechanical analysis of judo technique Morote Seoi Nage, by a method of training.** 2010. 80f. Dissertation (Master's degree in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

ABSTRACT

Judo is a worldwide practiced sport. A larger amount of research in the biomechanics field is needed for its development. Given the fact that this is a non-cyclic sport, there is a lot of trouble in finding equipments that are able to perform evaluations closer enough to a real combat situation. This work studies a training method, using a force platform, electromyography, and image processing, involving the Morote Seoi Nage judo technique. The training of entry and projection of strikes was divided in three different situations. The first with a static uke (the athlete that is being stroken), the second with a jumping uke being projected at the upwards impulsion instant and the third with a jumping uke being projected at the downwards impulsion instant. The electrical activities of the tori's rectus femoris and the gastrocnemius muscles (tori is the athlete that performs the strike) were analyzed as well as its ground reaction force. The training differences between the three situations were analyzed. The results show that the proposed training method (upward phase) required less effort when the strike is performed, requiring 36% less effort compared to the downwards phase, using one of the rudiments defined by Jigoro Kano, of the maximal efficiency with the minimum effort.

KEYWORDS: Judo. Biomechanics. Training. Morote Seoi Nage.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Sequência de movimentos do Morote Seoi Nage	24
FIGURA 2 – Músculo Reto Femoral (RF).....	29
FIGURA 3 – Músculo Gastrocnêmio Médio (GM)	30
FIGURA 4 – Esquema representativo do sistema de aquisições dos dados	35
FIGURA 5 – Plataformas de força utilizadas	36
FIGURA 6 – Eletromiógrafo EMG 611C de seis canais	37
FIGURA 7 – Eletrodos de superfície utilizados: canal 3 (C3), canal 4 (C4) e o eletrodo terra	37
FIGURA 8 – Visão superior da posição das câmeras no local de medição	38
FIGURA 9 – Local do ensaio	40
FIGURA 10 – Calibração das duas plataformas de força 1 e 2	41
FIGURA 11 – Fixação dos eletrodos	42
FIGURA 12 – Posicionamentos dos atletas	43
FIGURA 13 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s1	46
FIGURA 14 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s2	47
FIGURA 15 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s3	47
FIGURA 16 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s4	47
FIGURA 17 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s5	48
FIGURA 18 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s6	48
FIGURA 19 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s7	48
FIGURA 20 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s8	49
FIGURA 21 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s9	49
FIGURA 22 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s10	49
FIGURA 23 – Gráfico do valor de pico da FRS na PF1 (3 situações)	50
FIGURA 24 – Gráfico da diferença percentual do valor de pico da FRS.....	51
FIGURA 25 – Gráfico do valor médio da FRS na PF2 das 3 situações de s1.....	53
FIGURA 26 – Gráfico do sinal EMG RF – fase ascendente – s1	54
FIGURA 27 – Gráfico do sinal EMG GM – fase estática – s1	55
FIGURA 28 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s1 ...	56
FIGURA 29 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s2...	56

FIGURA 30 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s3...	56
FIGURA 31 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s4...	57
FIGURA 32 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s5...	57
FIGURA 33 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s6...	57
FIGURA 34 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s7...	58
FIGURA 35 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s8...	58
FIGURA 36 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s9...	58
FIGURA 37 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase ascendente(normalizado) – s10...	59
FIGURA 38 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s1...	59
FIGURA 39 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s2...	60
FIGURA 40 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s3...	60
FIGURA 41 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s4...	60
FIGURA 42 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s5...	61
FIGURA 43 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s6...	61
FIGURA 44 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s7...	61
FIGURA 45 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s8...	62
FIGURA 46 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s9...	62
FIGURA 47 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase descendente(normalizado) – s10.....	62
FIGURA 48 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s1	63
FIGURA 49 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s2	63
FIGURA 50 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s3	64
FIGURA 51 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s4	64
FIGURA 52 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s5	64
FIGURA 53 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s6	65
FIGURA 54 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s7	65
FIGURA 55 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s8	65
FIGURA 56 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s9	66
FIGURA 57 – Gráfico do sinal EMGxPF1 – fase estática(normalizado) – s10	66
FIGURA 58 – Gráfico Vrms médio GM (3 situações)	69
FIGURA 59 – Gráfico Vrms médio RF (3 situações).....	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	- Ascendente
A / D	- Analógico / Digital
CBJ	- Confederação Brasileira de Judô
D	- Descendente
DME	Departamento de Mecânica
E	- Estático
EMG	- Eletromiografia
EVA	- Etil vinil acetato
FEG	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
fps	- Frames por segundo
FRS	- Força de reação do solo
FRSpico	- Valor de pico da força de reação do solo
GM	- Gastrocnêmio Médio
IJF	- International Judo Federation
ISEK	- International Society Electrophysiology Kinesiology
PF	- Plataforma de força
PF1	- Plataforma de força 1
PF2	- Plataforma de força 2
RF	- Reto Femoral
SENIAM	- Surface EMG for a Non-invasive Assesment of Muscle.
t	- tempo
tpico	- Tempo de pico
Vrms	- Tensão RMS (root mean square)
UNESP	- Universidade Estadual Paulista – “Júlio de Mesquita Filho”
UNAMOS	- Unidade de Serviço Médico do Câmpus da Unesp

LISTA DE SÍMBOLOS

l	comprimento	m
h	altura	m
dB	decibel	dB
d	diâmetro	mm
A	área	m^2
t	tempo	s
f	frequência	Hz
m	massa	kg
P	peso	N
FRS	Força de reação do solo	N
Vrms	Tensão rms	V

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivo	17
1.2 Estrutura da dissertação	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 Judô	18
2.1.1 Origem	18
2.1.2 Judô no Brasil	19
2.1.3 Os princípios do Judô	20
2.1.4 Fases do treino	21
2.1.5 Descrição da técnica – Morote Seoi Nage	23
2.2 Biomecânica do esporte	25
2.2.1 Biomecânica no Judô	25
2.2.1.1 Estudos sobre biomecânica no Judô	26
2.2.1.2 Músculos dos membros inferiores	28
2.2.1.2.1 Músculo Reto Femoral	28
2.2.1.2.2 Músculo Gastrocnêmio Médio	29
2.3 Instrumentação	30
2.3.1 Eletromiografia	30
2.3.2 Dinamometria	32
2.3.3 Cinemetria	33
3 METODOLOGIA	34
3.1 Amostra	34
3.2 Instrumentos	34
3.2.1 Plataforma de força	35
3.2.2 Eletromiógrafo	36
3.2.3 Câmera digital	38
3.2.4 Aparelho de sincronização das câmeras	39
3.2.5 Tatames	39
3.3 Procedimentos	39
3.3.1 Calibrações estáticas das plataformas de força	40
3.3.2 Preparação dos atletas	41
3.3.3 Coletas de dados	43
3.3.4 Aquisição e tratamento dos dados	44
3.3.4.1 Dados da plataforma de força	44
3.3.4.2 Dados eletromiográficos	44
3.3.4.3 Dados de cinemetria (imagens)	45
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1 Força de reação no solo das plataformas de força nas três situações	46
4.1.1 Força de reação no solo da plataforma de força 1 (PF1) nas três situações	46
4.1.2 Força de reação no solo da plataforma de força 2 (PF2) nas três situações	53
4.2 Sinais eletromiográficos nos músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio e o sinal da plataforma de força 1	54
4.2.1 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase ascendente	55

4.2.2 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase descendente.....	59
4.2.3 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase estática	63
4.3 Análise de Vrms médio de GM e RF com a plataforma de força 1	66
4.3.1 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase ascendente.....	66
4.3.2 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase descendente.....	67
4.3.3 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase estática	68
4.4 Análise dos sinais eletromiográficos através do teste t	68
4.4.1 Análise do músculo Gastrocnêmio Médio através do teste t.....	68
4.4.2 Análise do músculo Reto Femoral através do teste t.....	69
5 CONCLUSÃO E COMENTÁRIOS	71
REFERÊNCIAS	73
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	77
ANEXO A – Modelo do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	79
ANEXO B – Certificado Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos	80

1 INTRODUÇÃO

O Judô é uma arte marcial criada no Japão por Jigoro Kano em 1882 (KANO, 2008). Ao longo dos anos disseminou-se no mundo todo. Atualmente o Judô é um esporte com muitos praticantes no Brasil, tendo vários atletas de destaque no cenário mundial (CBJ, 1999).

Há a necessidade de uma quantidade maior de pesquisas em biomecânica, que promovam um melhoramento no treinamento dos atletas. Essa escassez de estudos se deve ao esporte ser acíclico, acarretando em dificuldades para analisar biomecanicamente em situações reais de luta.

O presente trabalho faz um estudo de uma metodologia de treinamento, utilizando equipamentos disponibilizados pelo laboratório de Biomecânica do DME-FEG da Unesp como plataforma de força para analisar a força de reação no solo do tori (atleta que executa o golpe), eletromiógrafo para fazer a análise da atividade elétrica dos músculos do Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio do tori. Além disso, foram utilizadas as técnicas de cinemetria para auxiliar no estudo da técnica de Judô Morote Seoi Nage.

Utilizou-se o treinamento de entrada e a projeção de golpes que foi dividido em três situações diferentes. A primeira com o uke (atleta que recebe o golpe) estático, a segunda com o uke saltando e sendo projetado no momento ascendente da impulsão e a terceira com o uke saltando e sendo projetado no momento descendente da impulsão. Foram analisadas as atividades elétricas dos músculos do Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio do tori e a força de reação no solo do tori.

Assim, através de fundamentos biomecânicos foi analisado o movimento de entrada da técnica Morote Seoi Nage. Através dos valores quantitativos, pode-se verificar a melhor maneira de executar o golpe com eficácia mecânica e conseqüente economia energética, utilizando um dos princípios definidos por Jigoro Kano, da máxima eficiência com menor esforço.

1.1 Objetivo

Tem-se como objetivo, verificar as diferenças do treinamento nas três situações diferentes, com o uke estático (treino tradicional), uke saltando e sendo projetado no momento ascendente da impulsão e sendo projetado no momento descendente da impulsão, utilizando métodos da dinamometria e eletromiografia.

1.2 Estrutura da dissertação

No capítulo 1 é elaborada uma introdução sobre o trabalho, com justificativa e objetivo.

O capítulo 2 contém a revisão de literatura. São apresentados os conceitos dos elementos abordados na dissertação como judô, biomecânica e instrumentação.

No capítulo 3 é abordada toda a metodologia do trabalho com a descrição da amostra, instrumentos utilizados e procedimento da calibração das plataformas de força, a realização do procedimento experimental e os métodos para análise dos dados.

No capítulo 4 é feita uma análise dos resultados obtidos no estudo associados à discussão dos mesmos.

No capítulo 5 são descritas as conclusões e comentários obtidas no trabalho.

O trabalho foi finalizado com as referências da dissertação, a bibliografia consultada e os anexos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Judô

O judô foi criado por Jigoro Kano através de um aperfeiçoamento do antigo jiu-jitsu, retirando as técnicas como socos e chutes e fundamentada em princípios filosóficos (BARSOTTINI, 2006).

Segundo Sugai (2000), a grande diferença entre o Judô e o velho Jiu-Jitsu é a elevação da arte marcial ao caminho de autoconhecimento. Esse foi o marco e uma nova fase para as artes marciais. Kano definiu o Judô como a máxima eficiência do uso da mente e do corpo para benefício e o bem estar mútuo.

2.1.1 Origem

Em fevereiro de 1882, no Japão, foi inaugurada a primeira escola de judô do mundo, denominada Kodokan (Instituto do Caminho da Fraternidade). Jigoro Kano inseriu princípios da física, como equilíbrio, gravidade, deslocamento e sistema de alavancas, além de importantes ferramentas didático-pedagógicas de ensino para fazer do Judô uma arte perfeita.

Segundo Kano (2008) foi criada uma sistematização das técnicas e a fundamentação da prática em princípios filosóficos bem definidos, em que o objetivo principal é o aperfeiçoamento do ser humano.

A palavra Judô é escrita com dois ideogramas chineses. Vem de “Ju” (suave) e “do” (caminho ou princípio), ou seja, o judô é o caminho suave, caminho da gentileza, no qual é preciso primeiro ceder, para obter a vitória. O Judô é mais que uma arte de ataque e defesa. É um modo de vida.

Segundo Shinohara (1982), para o judoca perfeito é necessário cinco regras básicas, visando o seu aperfeiçoamento como judoca e como ser humano: disciplina, respeito, educação, desenvolvimento de força física e técnica.

Devido ao embasamento filosófico e aspecto educacional que o judô proporcionava, passou a ser aceito pela população e adotado pelas escolas japonesas. E através do próprio Kano, por meio de palestras e demonstrações práticas divulgou para o mundo. Começou em 1889 a percorrer a Europa e Estados Unidos realizando conferências.

Jigoro Kano morreu aos 77 anos, em 4 de maio de 1938, deixando não somente um esporte, mas uma filosofia de vida. Após sua morte, surgiram as primeiras federações em vários países. Em 1951, ocorreu o primeiro campeonato europeu, em Paris, onde foi fundada a Federação Internacional de Judô (IJF).

Resultado dessa internacionalização é a realização do primeiro Campeonato Mundial em 1956 e também a inclusão do esporte nos Jogos Olímpicos em 1964 em Tóquio.

Segundo IJF (2007) atualmente existem 198 federações espalhadas no mundo (20 membros na Oceania, 48 na África, 50 na Europa, 39 na Ásia e 41 nas Américas) e milhares de praticantes, tornando-se um dos esportes mais praticados no mundo.

2.1.2 Judô no Brasil

O Judô no Brasil chegou juntamente com a imigração japonesa. Os imigrantes japoneses vieram atrás de novas oportunidades em plantações de café, e para que as origens não fossem perdidas, passaram de geração para geração os seus costumes, cultura, filosofia, incluindo o Judô.

Segundo Wilson (2008), a pessoa que pode ser considerada a precursora do Judô no Brasil é o Conde Koma, cujo nome seria Mitsuyo Maeda ou Eisei Maeda. Apesar de ter-se estabelecido depois da entrada dos imigrantes japoneses, Maeda veio como divulgador oficial da Kodokan de Judô nas Américas.

Outro importante precursor do Judô no Brasil foi Ryuzo Ogawa, que fundou a Budokan, primeira academia de projeção nacional, com filiais em vários lugares, chegando a mais de cem em todo o Brasil.

Com o crescimento do Judô em todo o Brasil foram fundadas novas academias, aumentando o número de praticantes. E em 1951, foi realizado o primeiro campeonato oficial de Judô no Brasil. E em março de 1969, foi fundada a Confederação Brasileira de Judô (CBJ), sendo reconhecida por decreto em 1972 (CBJ, 1999).

A partir desse crescimento, vieram resultados expressivos em campeonatos internacionais, como sulamericanos, panamericanos, mundiais e olimpíadas, culminando na popularização do esporte.

Atualmente o Brasil ocupa posição de destaque no cenário mundial, inclusive com a organização de uma das quatro etapas do Grand Slam (competição anual mais importante do mundo).

Segundo a CBJ (1999), o judô é um esporte olímpico de grande prestígio e muito disputado, e tem no Brasil um "celeiro" de bons lutadores, fazendo o país ser reconhecido e admirado internacionalmente, inclusive no Japão. Por ser um esporte de triunfos nacionais, tem "sua marca" associada ao sucesso.

Em decorrência, dessa popularidade e atraído pelo enfoque competitivo, há um número grande de professores e treinadores de Judô, desejando sempre melhorar a parte técnica e desempenho de seus atletas em campeonatos.

2.1.3 Os princípios do Judô

Kano (2008) se inspirou em três princípios para idealizar o Judô: Seiryoku-zen-yo, Jita-kyoei e Ju.

Seiryoku-zen-yo representa a máxima eficiência com mínimo esforço. Foi criado não apenas para atender às expectativas na parte física abordada nos treinos, mas também na parte espiritual, que caminhe junto com o corpo, para o seu aprimoramento.

Jita-kyoei representa o princípio do bem estar e benefícios mútuos em que mostra a importância da solidariedade humana no crescimento individual e universal, pois Kano acreditava que a eficiência e o auxílio ao próximo criariam não só um atleta melhor, como ser humano mais completo.

Ju é o princípio da suavidade em que se prioriza o uso da técnica com o uso adequado da força, economizando energia e proporcionando maior eficiência na execução dos golpes.

Para Rocha (1967), podem ser considerados como básico quatro princípios aplicáveis no judô.

- 1) Princípio do equilíbrio e do desequilíbrio;
- 2) Princípio do sistema de alavancas humanas;
- 3) Princípio do máximo contra o mínimo;
- 4) Princípio do momento.

Para Takeshita (1985), mais alguns princípios são colocados como:

- 1) Atacar com segurança e precisão
- 2) Abster-se de emprego desordenado da força bruta, pois todas as energias são necessárias no decorrer da luta.
- 3) Basear os movimentos na agilidade do adversário e tirar-lhe, na medida do possível, o tempo necessário para aplicações de golpes.

2.1.4 Fases do treino

Primeiramente, é feito alongamento e aquecimento com exercícios físicos essenciais em qualquer atividade esportiva, que preparam o corpo para a parte principal do treinamento.

Para Takeshita (1985), esta parte do treinamento é importante para desenvolver três qualidades essenciais que a luta do judô exige. Força, agilidade e resistência. Força para suportar ataques e poder atacar, agilidade para desvencilhar-se dos mesmos e dominar o adversário com precisão e resistência para suportar os ataques durante uma luta.

Segundo Shinohara (1982), o treinamento que segue deve ser de Ukemi (amortecimento de quedas) pois, treiná-lo constantemente é proteger o próprio corpo.

Em seguida, é feito o treinamento de entrada de golpes chamado de Uchi-komi, que é fundamental para o aprimoramento e melhora na eficácia do golpe.

Na sequência é realizado o Nage-komi ou Nage-ai que é o treinamento de entrada e projeção de golpes. É importante porque consiste no aprimoramento do golpe como um todo até a fase de projeção.

O treinamento de Uchi-komi e Nage-komi envolve a repetição de gestos motores com o objetivo de gerar a automação na execução de uma habilidade motora, melhorando a potência e velocidade. Uma técnica mais rápida pode surpreender o adversário com a entrada de uma técnica, dificultando sua tomada de decisão. E uma técnica mais potente dificultaria a resistência do oponente à técnica executada (FRANCHINI; DEL VECCHIO, 2008).

Depois do Nage-komi, segundo Shinohara (1982) realiza-se o Nê-waza, que é o treinamento das técnicas de solo, onde se treinam imobilizações, chaves de braço e técnicas de estrangulamentos.

Randori é a fase seguinte, em que as técnicas treinadas no uchi komi são testadas, procurando aplicar o golpe de forma correta.

No fim é feito o Shiai, que é a competição onde se procura executar o que foi treinado nas aulas (SHINOHARA, 1982).

As fases de treino descritas acima se referem a uma sessão de treino tradicional nas academias de judô. Existem outras alternativas utilizando métodos para diversificar o treinamento.

Um método de treinamento alternativo é realizar o treino de nage-komi na forma dinâmica, somente com o deslocamento vertical do uke. O uke realiza saltos verticais, inicialmente com grandes impulsões para facilitar a entrada do tori, e acertar o tempo de entrada do golpe. O tempo de entrada do golpe é no instante de subida do uke, neste caso o tori utiliza menos esforço, devido ao fato de aproveitar o movimento de inércia do uke.

Neste tipo de treinamento a técnica mais adequada para ser utilizada é o Morote Seoi Nage, ou alguma outra técnica de tê-waza (técnica de braço), pelo movimento representar uma situação real de luta (na fuga de uma técnica).

O tori tem um intervalo curto de tempo, para fazer a preparação e o encaixe do golpe, que corresponde ao tempo de salto. Como exige maior destreza para executar o golpe nesse tipo de treino, é necessário que o tori tenha grande domínio sobre o golpe.

Este método pode ser encaixado numa sessão de treino após o treino de uchi-komi ou após o nage-komi tradicional, com o uke estático.

O trabalho visa comparar esse treinamento executado no instante certo, ou seja, o golpe aplicado na fase ascendente do salto do uke, com o mesmo treinamento executado no instante errado, ou seja, na fase descendente do salto do uke, além de comparar com o treinamento tradicional que é executado com o uke estático.

2.1.5 Descrição da técnica – Morote Seoi Nage

Morote Seoi Nage é o arremesso pelo ombro e braço. É uma técnica de projeção classificada como tê-waza, ou seja, técnica de braço.

Inicialmente, o tori (pessoa que executa o golpe) que fará a execução pela direita, segurará com a mão direita na parte superior da gola esquerda do uke (pessoa que recebe o golpe) e com a mão esquerda segurará na parte inferior da manga, abaixo do cotovelo do uke, como ilustrado na Figura 1a.

O tori primeiramente faz uma puxada com os dois braços para desequilibrar o uke diretamente para frente ou para a diagonal direita do uke (Figura 1a).

Após o kuzushi (desequilíbrio) o tori coloca o pé direito na frente e paralelo ao pé direito do uke e ao mesmo tempo puxa o uke sobre suas costas, usando seu braço esquerdo, e colocando o braço direito com o cotovelo flexionado sob a axila direita do uke (Figura 1b). O pé esquerdo do tori posiciona-se paralelamente ao seu pé direito. Na execução do golpe o tori faz uma flexão do joelho em ambas as pernas (Figuras 1c, 1d).

No momento da extensão dos joelhos o uke estará sobre as costas do tori (Figuras 1e, 1f) e será projetado por cima de seu ombro caindo à frente do tori (Figuras 1g, 1h e 1i).

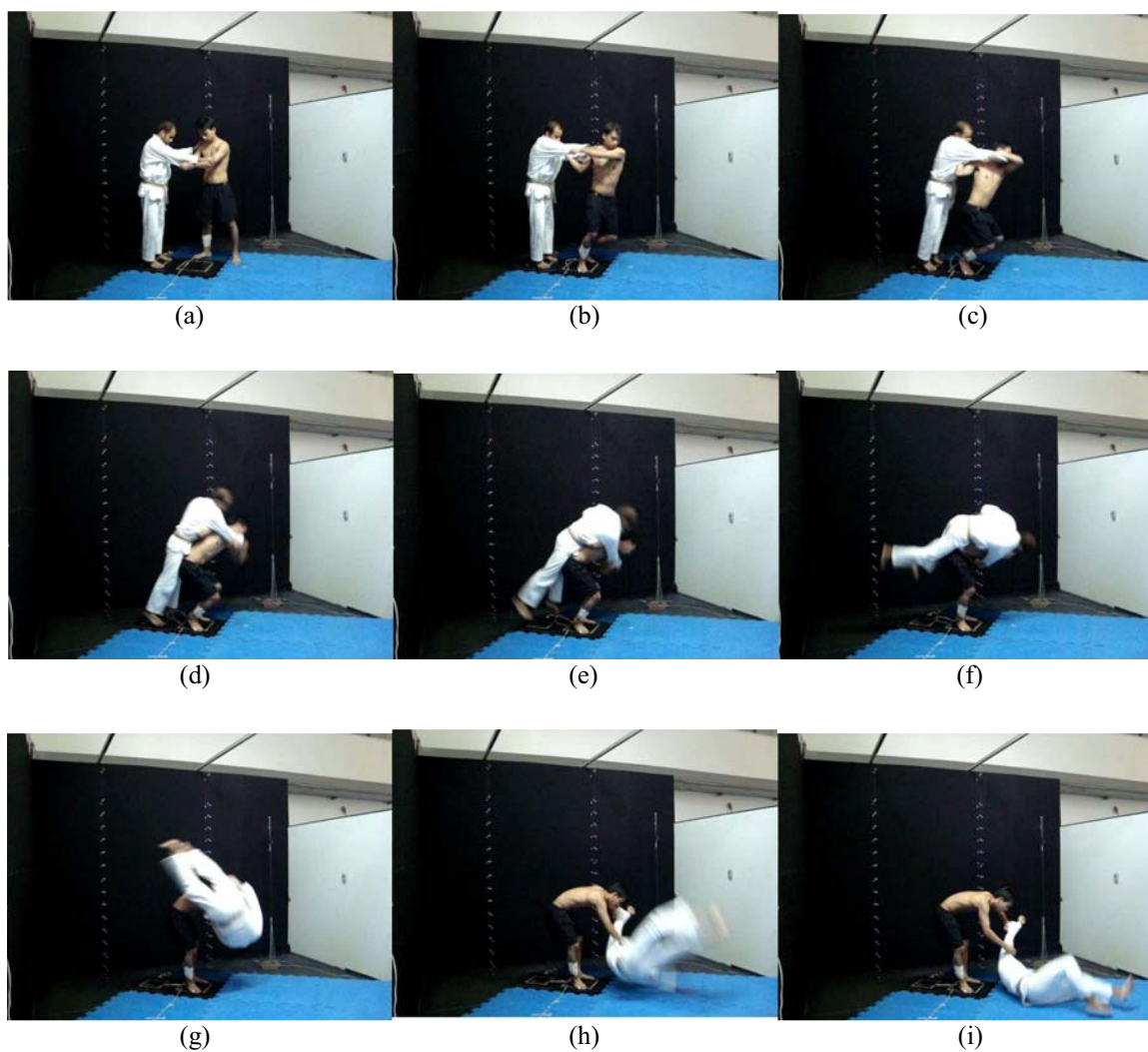


Figura 1 – Seqüência de movimentos do Morote Seoi Nage

A eficiência na execução dos golpes pode ser determinada pela aplicação correta de força para o kuzushi do adversário, velocidade para fazer o encaixe do golpe e um posicionamento adequado dos segmentos corporais para eficiente uso da força durante o arremesso.

Foi escolhida essa técnica, por ser mais adequada para realização no método de treinamento analisado, além de ser uma das principais técnicas de projeção do judô contemporâneo, segundo IJF (2007).

2.2 Biomecânica do esporte

Segundo Hamill e Knutzen (1999), a biomecânica é o estudo da aplicação da mecânica aos sistemas biológicos. Avalia o movimento de um organismo vivo e o efeito da força, podendo ser analisado qualitativamente e quantitativamente.

A biomecânica é uma ciência que envolve várias disciplinas aplicadas principalmente à solução de problemas humanos, que se preocupa com análises e interpretações dos movimentos dos segmentos do corpo humano, através de conceitos básicos de física, matemática, anatomia, fisiologia, etc. E como ferramenta de análise contribui no âmbito da ortopedia, da educação física, da engenharia de reabilitação, da fisioterapia, da ergonomia, etc (AMADIO, 2000).

Um dos estudos da biomecânica é focado no desempenho esportivo, nas diversas modalidades, visando à melhoria da performance, com a aplicação correta do movimento, tendo conhecimento da melhor maneira de utilizar as alavancas, centro de gravidade, evitando falhas e exageros no treinamento. Promovendo além disso estudos para minimizar o índice de lesões (HALL, 2003).

Para abordar as diversas formas de movimento são usados alguns métodos de medição como a cinemetria, dinamometria, através da plataforma de força, antropometria, eletromiografia, dinâmica inversa e modelamento.

2.2.1 Biomecânica no Judô

No estudo da biomecânica aplicada ao judô ou a qualquer outro esporte, é importante ressaltar que ela é uma disciplina que se preocupa com análises físicas do movimento do corpo humano e que esses movimentos são estudados por meio de leis e padrões mecânicos, levando-se em consideração a técnica de execução do movimento pré-estabelecido e as características anatômicas do executante (SANTOS; MELO, 2001).

Segundo Santos e Melo (2001), como a biomecânica é multidisciplinar, e além disso há uma diversidade de movimentos que compõem a prática de judô, é necessário

uma delimitação muito clara dos aspectos que serão analisados. Deve-se através desses estudos verificar através de uma abordagem cinemática e cinética o melhor aproveitamento dos princípios físicos de eficiência mecânica e economia energética. Deve haver a preocupação com a saúde do praticante, preservando a integridade do aparelho locomotor, do ponto de vista biomecânico, e adequar as características da técnica aos parâmetros somatotipológicos dos judocas objetivando o real aproveitamento de suas capacidades.

A seguir, tem-se alguns estudos envolvendo a biomecânica no judô.

2.2.1.1 Estudos sobre biomecânica no Judô

Detanico (2007) sugere que a fase de projeção de uma técnica no Judô de forma eficaz, no aspecto biomecânico, é relacionada a três fatores: tipo de técnica – koshi-waza, ashi-waza ou tê-waza, estrutura corporal e encadeamento com a fase de desequilíbrio. As técnicas de tê-waza são projeções que utilizam o braço como ponto de apoio do sistema de alavancas para elevar e rotacionar no momento de projetar o uke, sendo que, quanto menor o comprimento de membros inferiores do tori, maior eficiência do movimento, ou seja, quanto mais baixo o centro de gravidade, maior a estabilidade conseguida pelo Judô que executa o golpe.

Franchini (2003) realizou uma pesquisa em que verificou as técnicas utilizadas no Judô de alto nível, analisando 3950 lutas dos Campeonatos Mundiais e Jogos Olímpicos disputados entre 1995 e 2001, que culminaram com vitória por ippon. Nela observou que o tê-waza (técnicas de braço), ou seja, do Morote Seoi Nage, ou de suas variações, teve um percentual maior dependendo da categoria. No caso, as categorias leve e meio-leve que são as mais leves apresentaram maior percentual de ippon com utilização dessa técnica em relação à categoria pesado. Essa diferença parece ser consequência do fato de atletas com baixo centro de gravidade e maior força relativa, aplicar melhor essas técnicas.

Imamura (2006) investigou três diferentes técnicas, técnica de braço (Morote Seoi Nage, de perna (O Soto Gari) e de quadril (Harai Goshi), analisando em três fases

da projeção (kuzushi, tsukuri e kake). Utilizou para isso a cinemetria e concluiu que o arremesso do Morote Seoi Nage foi menos potente do que as outras duas técnicas, que é considerado mais técnico, e é uma técnica mais adequada para atletas de estatura baixa e com boa agilidade fazerem. Já nas outras duas técnicas, o arremesso foi mais potente, que é mais adequado para atletas maiores e mais fortes.

Hasegawa et al. (1993) investigaram a força de reação no solo do tori na execução do Morote Seoi Nage utilizando uma plataforma de força. A posição do centro de gravidade do corpo no instante de arremesso foi menor para os atletas de maior habilidade. Não houve diferença significativa do sinal da plataforma de força para os atletas de maior e menor estatura. O tempo de aplicação, contudo foi menor para os mais habilidosos. Os resultados indicaram que o movimento rápido e com o centro de gravidade mais baixo pode ser útil para um arremesso eficaz.

Inokihara (1991) também estudou a técnica Morote Seoi Nage e concluiu através de análises biomecânicas através dos ângulos dos segmentos corporais, que o fator mais importante no golpe é a relação mútua entre a posição da ponta dos pés e do joelho do tori e a posição do corpo do uke.

Blais, Trilles e Lacouture (2007), realizaram um estudo com o objetivo de analisar as forças e os momentos de força das principais articulações em três dimensões durante a execução da técnica de projeção Morote Seoi Nage, e determinar a energia despendida durante o movimento. Os sujeitos executaram o golpe em um ergômetro, onde simularam os movimentos de entrada. Utilizaram câmeras e plataforma de força para coleta dos dados. As forças nas articulações, os momentos de força e o gasto energético foram estimados por meio de equações. Observou-se que os membros inferiores gastaram mais energia para executar a técnica quando comparados aos membros superiores. E em relação às fases do golpe, o tsukuri (preparação) foi o que mais consumiu energia. Assim, concluíram que as principais articulações responsáveis pelos momentos gerados pelo movimento foram dos membros inferiores, apesar do golpe ser uma técnica de braço.

Devido à exigência maior dos membros inferiores na execução da técnica Morote Seoi Nage, realizou-se um estudo analisando os músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio.

2.2.1.2 Músculos dos membros inferiores

Os músculos apresentam uma variedade grande de tamanho e formato, de acordo com a sua disposição de local de origem e de inserção, que funcionam pela contração e extensão das suas fibras e são os responsáveis pelos movimentos.

A musculatura dos membros inferiores analisados no experimento foi o Reto Femoral e o Gastrocnêmio Médio. Foi escolhido o Reto Femoral devido à característica da técnica de exigir a musculatura do Quadríceps Femoral, pela extensão de joelhos necessária para executar o golpe. O Gastrocnêmio Médio também foi escolhido pela grande solicitação do músculo no movimento.

2.2.1.2.1 Músculo Reto Femoral

O músculo Reto Femoral (Figura 2), músculo situado na face anterior da coxa, faz parte do grupo muscular quadríceps. Possui fibras profundas que seguem em trajetória retilínea pela coxa. A origem é na espinha ilíaca ântero-inferior e sulco supra-acetabular. E a inserção na base da patela e, através do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia (MIRANDA, 2004).

Segundo Palastanga, Field e Soames (2000), esse músculo é do tipo bipeinado em forma de fuso. O Quadríceps Femoral é responsável pela extensão do joelho, sendo um dos músculos mais fortes do corpo. Como o Reto Femoral cruza anteriormente a articulação do quadril, também flexiona a coxa. Ele tem forte solicitação na elevação da perna reta ou no movimento combinado de flexão do quadril e extensão do joelho.

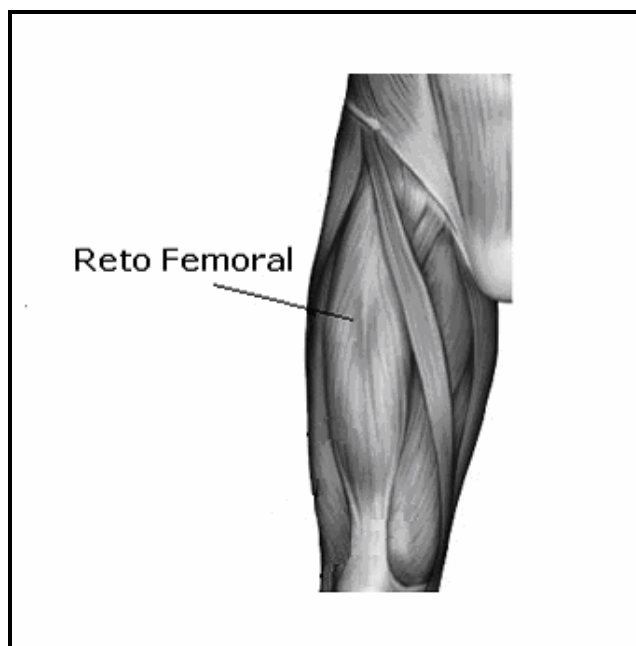


Figura 2 – Músculo Reto Femoral (RF) (BEEBLE'S FITNESS, 2006)

2.2.1.2.2 Músculo Gastrocnêmio Médio

O músculo Gastrocnêmio ilustrado na Figura 3 é um grande e poderoso músculo, situado na região posterior da perna. Composto por duas cabeças: lateral e medial. O músculo Gastrocnêmio atua sobre as articulações do joelho e tornozelo. A sua origem é na face posterior dos côndilos femorais. A inserção é na face posterior do calcâneo, através do tendão calcâneo (MIRANDA, 2004).

Segundo Palastanga, Field e Soames (2000), o Gastrocnêmio, e o Sóleo que formam o Tríceps Sural, são os principais flexores plantares da articulação do tornozelo. Ele fornece a força propulsora para locomoção. Como cruza a articulação do joelho, o Gastrocnêmio é também seu flexor. Mas, ele não consegue exercer sua força completa sobre ambas as articulações simultaneamente. Por exemplo, se o joelho for flexionado, o Gastrocnêmio não é capaz de exercer força máxima na articulação do tornozelo e vice-versa.

A potência do músculo está assim, relacionada com a posição e o grau de flexão do joelho: se o joelho estiver muito flexionado, eles estão relaxados, diminuindo sua ação mecânica (MIRANDA, 2004).

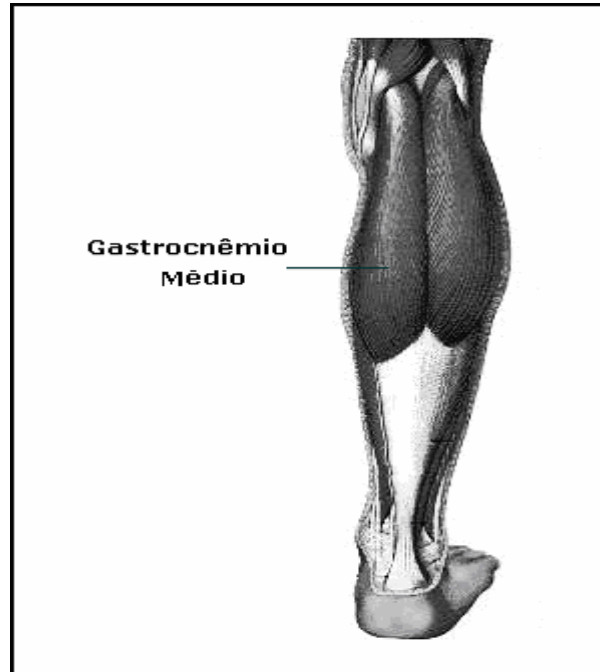


Figura 3 – Músculo Gastrocnêmio Médio (GM) (MYFOOTSHOP, 1999).

2.3 Instrumentação

A instrumentação aplicada à biomecânica é utilizada para diversas aplicações, no caso da área de educação física utiliza-se principalmente na avaliação, condicionamento e aprimoramento do desempenho em atletas. São equipamentos que fazem medições e registram dados que analisados propiciam um melhor entendimento dos fenômenos biomecânicos.

2.3.1 Eletromiografia

Eletromiografia é uma técnica que faz monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somatória de todos os sinais detectados em uma certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

A eletromiografia apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças musculares, na reabilitação, na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos. (AMADIO; DUARTE, 1998).

Segundo Amadio (2000), há dois tipos de eletrodos utilizados em eletromiografia que são de agulha e superfície. A eletromiografia de superfície permite ao paciente ser avaliado dinamicamente de forma indolor e não invasiva, o que auxilia na naturalidade do movimento. Normalmente é utilizado apenas para verificar a presença ou não de atividade elétrica muscular, pois como o eletrodo de captação não está diretamente em contato com o músculo, existe a dificuldade para detectar ou isolar o potencial de ação de um único músculo pelas interferências dos músculos adjacentes.

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletródo. São geralmente compostos por um sistema Ag-AgCl associado a um gel condutor (eletrólito) (DE LUCA, 1997).

O que o eletrodo faz é servir como antena e pode ser de forma monopolar ou bipolar. O monopolar é um eletrodo colocado sobre o músculo e compara com o outro distante (terra). No bipolar, o sinal é registrado com o uso de dois eletrodos, e o resultado é a diferença entre os dois (CARPENTER, 2005).

Segundo Carpenter (2005), após os eletrodos captarem os sinais, é conduzido pelos cabos de condução até o aparelho, em que amplifica o sinal, passando por um filtro para retirar os ruídos e depois para um conversor A/D.

É de interesse da comunidade científica, que trabalha com eletromiografia de superfície, que padrões sejam propostos a fim de proporcionar a comparação mais fidedigna entre estudos semelhantes. A Sociedade Internacional de Cinesiologia e Eletrofisiologia (ISEK), estabelece a padronização conceitual e protocolos para avaliações eletromiográficas que são estabelecidas como referências a serem seguidas. O projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscle) tem apresentado recomendações de configuração e posicionamento de eletrodos, com bases em estudos feitos internacionalmente (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Pode ser usado para verificar função muscular em diferentes tipos de movimento e postura, verificar a atividade muscular nos gestos desportivos, profissionais e de

reabilitação, avaliar métodos de treinamento, fazer estudos sobre a fadiga, fazer estudos ergonômicos e estudar a coordenação muscular.

Segundo Amadio (2000), há duas formas principais de influenciar a fidelidade do sinal EMG. A primeira é a relação sinal / ruído, onde a energia do ruído é incorporada ao sinal que não faz parte do sinal desejado. A segunda é a distorção do sinal devido ao próprio processamento pelo eletromiógrafo, conversor A/D e o computador. As causas do ruído podem ser de várias fontes, como componentes eletrônicos, ruído ambiental, por fontes de radiação eletromagnética, como lâmpadas fluorescentes, rádio e televisão, pode ser por movimento do cabo que conecta o eletrodo ao amplificador.

2.3.2 Dinamometria

Segundo Amadio e Serrão (2007), a dinamometria engloba todos os tipos de medidas de pressão e força. As forças de reação do solo transmitidas na fase de apoio em atividades quasi-estáticas e dinâmicas. Juntamente, com a constante peso corporal, essas forças de reação do solo são geralmente a causa de qualquer alteração do movimento do centro do corpo. O instrumento básico em dinamometria é a plataforma de força, que mede fundamentalmente a força de reação do solo, seus momentos e o ponto de aplicação desta força.

A força de reação do solo é a força proporcionada pela superfície onde a pessoa está se movendo, que é uma aplicação direta da terceira lei de Newton dos movimentos. Deve-se também salientar que a força de reação do solo muda em magnitude, direção e ponto de aplicação durante o período que o indivíduo está em contato com a superfície (KURAMOTO, 2005).

A medição da força de reação do solo (FRS) é realizada através de plataformas de força que fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Existem vários tipos de sensores para esse tipo de medição, sobressaindo-se os extensômetros (*strain gages*), piezo-elétricos, piezo-resistivos e capacitivos, dentre outros. Os extensômetros são compostos por uma placa metálica contendo transdutores, que ao sofrer uma pequena deformação que causa alterações nas resistências elétricas dos sensores,

ligados em um circuito elétrico na configuração de ponte de *Wheatstone*. Essas pontes são conectadas a transdutores da plataforma de força. O sinal obtido pela plataforma de força é amplificado por circuitos eletrônicos, passam por um conversor A / D e enviado ao computador (AMADIO, 2000).

A calibração da plataforma é determinada pela sensibilidade de cada canal em relação a todas as cargas aplicadas. As cargas são aplicadas em vários pontos da plataforma de força.

2.3.3 Cinemetria

Segundo Carpenter (2005), a cinemetria é um conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento. Assim, a cinemetria se preocupa em descrever o movimento de um corpo, sem se preocupar com as causas. As análises podem ser bidimensionais ou tridimensionais e são obtidos através de fotografias, filmes ou vídeos.

O processamento das imagens é feito através de digitalização dos pontos previamente marcados, como os marcadores reflexivos colocados em pontos anatômicos que determinam os eixos internos dos segmentos considerados. Com a digitalização, o sistema identifica os pontos no espaço calibrado e determina o movimento das articulações. Para a análise cinemática, colocar os marcadores de forma correta é muito importante para gerar um sistema de coordenadas reprodutível. A calibração mal feita pode prejudicar a reconstrução tridimensional e alterar os resultados (AMADIO, 2000).

Entre os principais objetivos da utilização da cinemetria são: avaliação da técnica para competição, desenvolvimento de técnicas de treinamento, monitoramento de atletas e indicadores preditivos de comportamento de talentos esportivos, entre outros (AMADIO; BAUMANN, 1990).

3 METODOLOGIA

Este estudo caracteriza-se por ser uma pesquisa do tipo exploratória, descritiva, quantitativa, experimental, com amostragem sistemática.

3.1 Amostra

Utilizou-se uma amostra de dez atletas, como tori e dois atletas como uke. A experiência foi feita em dois dias. O grupo foi dividido em cinco toris para cada dia e um uke diferente para cada dia. Todos os atletas têm experiência de pelo menos três anos praticando Judô. A idade do grupo foi de (23 ± 3) anos, com massa de $(78,24 \pm 13,38)$ kg e altura de $(1,72 \pm 0,06)$ m.

Teve-se o cuidado na seleção dos ukes, tendo como características principais serem experientes e leves. Necessitou de atletas com experiência de pelo menos cinco anos, devido ao maior grau de dificuldades das quedas. E necessitou de atletas leves como uke, devido à dificuldade do tori executar o movimento em uma das situações. O primeiro uke tinha graduação de faixa marrom, com 58,6kg e 1,62m e o segundo uke tinha graduação de faixa roxa, com 69,2kg e 1,72m.

3.2 Instrumentos

Os instrumentos utilizados foram duas plataformas de força; um eletromiógrafo da EMG System do Brasil, modelo EMG611C com seis canais; duas câmeras digitais da marca Sony DSC-W120, *Cyber-shot* de 7.2 megapixels, 30fps (frames por segundo ou “quadros por segundo”); um aparelho para poder sincronizar as câmeras. Além disso, foram utilizadas vinte e oito placas de tatame de encaixe de E.V.A., de 1m² e 4cm de altura.

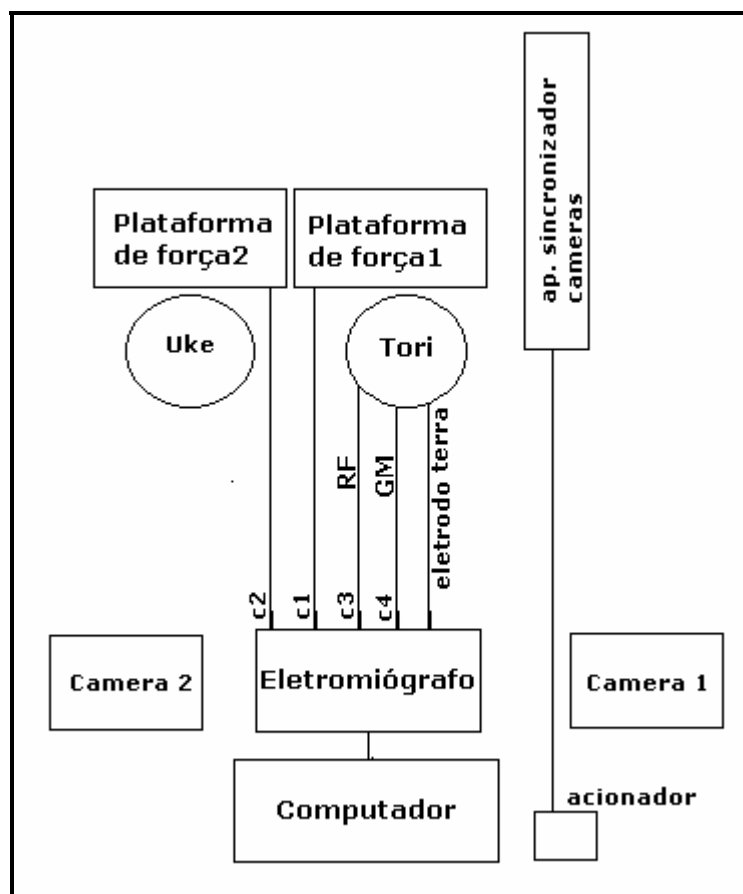


Figura 4 – Esquema representativo do sistema de aquisições dos dados

A Figura 4 apresenta um esquema do sistema utilizado para aquisições dos dados do eletromiógrafo, da cinemetria e da plataforma de força. O computador é conectado ao eletromiógrafo, e este às duas plataformas de força através do canal 1 (c1) e canal 2 (c2). O eletromiógrafo também é ligado ao tori pelo canal 3 (c3), canal 4 (c4) e eletrodo terra.

Há também um acionador que fica próximo ao computador para o avaliador manipular o sinal do aparelho para sincronizar as câmeras.

3.2.1 Plataforma de força

A Figura 5 ilustra as duas plataformas de força utilizadas no experimento que foram posicionadas adequadamente em paralelo e fixadas no chão. A dimensão da plataforma de força 1 é de 0,5m x 0,5m x 0,16m (comprimento x largura x altura) e a plataforma de força 2 de 0,45m x 0,45m x 0,16m. Cada plataforma de força contém

quatro anéis octogonais em cada canto e para cada anel foram instalados quatro extensômetros na forma de ponte completa de *Wheatstone*, para analisar as forças verticais de reação no solo. Os cabos foram conectados a entrada do eletromiógrafo, para amplificação e codificação dos sinais.

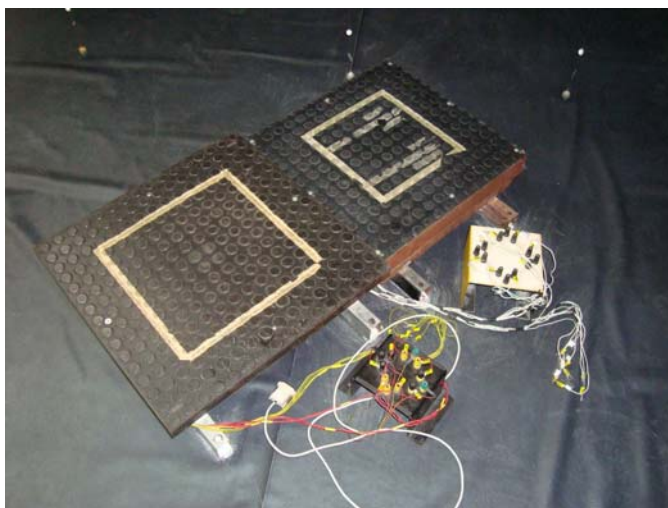


Figura 5 – Plataformas de força utilizadas

3.2.2 Eletromiógrafo

Utilizou-se um eletromiógrafo com conversor A / D (analógico / digital) de 16 bits de resolução e com faixa de entrada de -5V a +5V. A frequência de amostragem de 2000 Hz, com amplificação de 2000. O filtro foi ajustado na faixa de 10Hz a 500 Hz, de quarta ordem, com tempo de análise de 10 segundos. Para a captação do EMG foram utilizados sensores ativos bipolares diferenciais, pré-amplificados (ganho de 20 vezes) e com uma taxa de rejeição de modo comum maior que 100 dB.

Foi utilizada uma bateria LI-PO de 11,1V e 1,8A/h, modelo BTD110203/11, para que não houvesse interferência dos sinais da rede elétrica. A Figura 6 mostra o eletromiógrafo utilizado no ensaio.



Figura 6 – Eletromiógrafo EMG 611C de seis canais.

Foram utilizados ao todo, quatro canais sendo dois canais conectados as plataformas de força e os outros dois canais conectados aos cabos dos sinais do eletrodo para analisar o músculo Reto Femoral (canal 3) e o Gastrocnêmio Médio (canal 4), e utilizou-se um eletrodo terra que foi posicionado no maléolo lateral. Pode-se observar os dois canais e o eletrodo terra (canal da esquerda) na Figura 7.

Foram utilizados eletrodos de superfície com base em Ag-AgCl (prata-cloreto de prata), com geometria circular de 10mm de diâmetro. As faces dos eletrodos foram recobertas por gel condutor para aumento da condutividade elétrica.



Figura 7 – Eletrodos de superfície utilizados: canal 3 (C3), canal 4 (C4) e o eletrodo terra.

Os cabos da plataforma de força têm comprimento de 6m para poder conectar ao eletromiógrafo colocado a 4m do espaço filmado. Os cabos do eletromiógrafo também têm o mesmo comprimento, e foram fixados com fitas adesivas no tatame e no chão para minimizar os sinais de ruído, devido aos deslocamentos dos mesmos.

3.2.3 Câmera digital

Para registrar as imagens foram utilizadas duas câmeras digitais comuns de mesmo modelo, que foram posicionadas uma à direita e outra à esquerda de forma a capturar. Na Figura 8 pode-se verificar a visão superior do posicionamento das câmeras 1 e 2. Ambas as câmeras foram fixadas em suportes metálicos presos nas paredes.

A cinemetria foi utilizada para auxiliar na aquisição e análise dos dados eletromiográficos e de força de reação no solo.

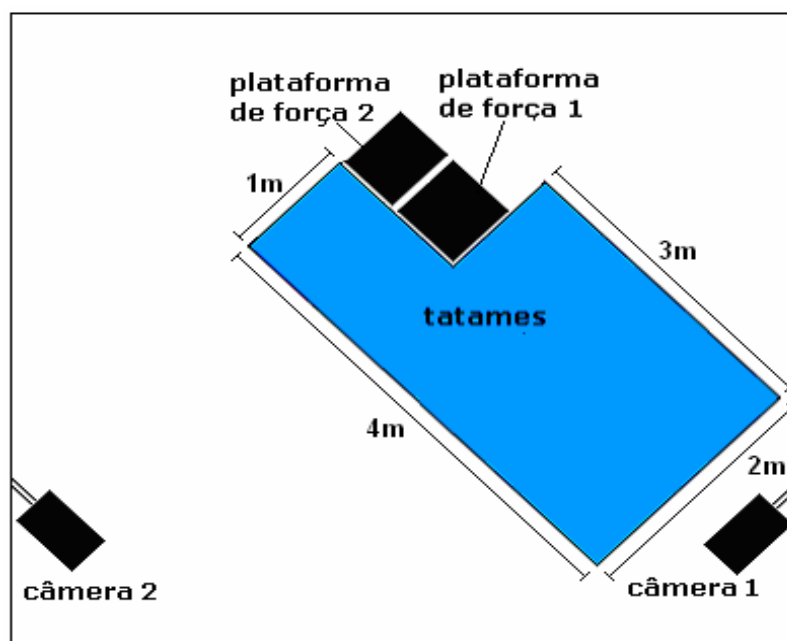


Figura 8 – Visão superior da posição das câmeras no local de medição

3.2.4 Aparelho de sincronização das câmeras

O aparelho sincronizador das câmeras ficou posicionado do lado direito das duas plataformas de forças, conforme ilustra a Figura 9. Ele funciona por bateria e consiste num dispositivo com uma lâmpada e um acionador para manipulação do avaliador.

3.2.5 Tatames

Os tatames foram dispostos em torno das duas plataformas de força, com quatro camadas para ficar na mesma altura das plataformas de força de 16 cm, e com isso fornecer maior segurança para os toris e para as quedas dos ukes. A área total montada de tatames foi de 7m^2 , ilustrada na Figura 8.

3.3 Procedimentos

A experiência foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Unesp do Câmpus de Guaratinguetá. O local foi preparado com o fundo escuro e os equipamentos ficaram dispostos como observado na Figura 9. Plataforma de força (PF1) localiza-se à direita e a plataforma de força (PF2) à esquerda, o aparelho de sincronização das câmeras (haste metálica vertical), foi colocada à direita no fundo.

Por segurança os equipamentos como o microcomputador, eletromiógrafo, ficaram a uma distância de 4 metros da plataforma de força.

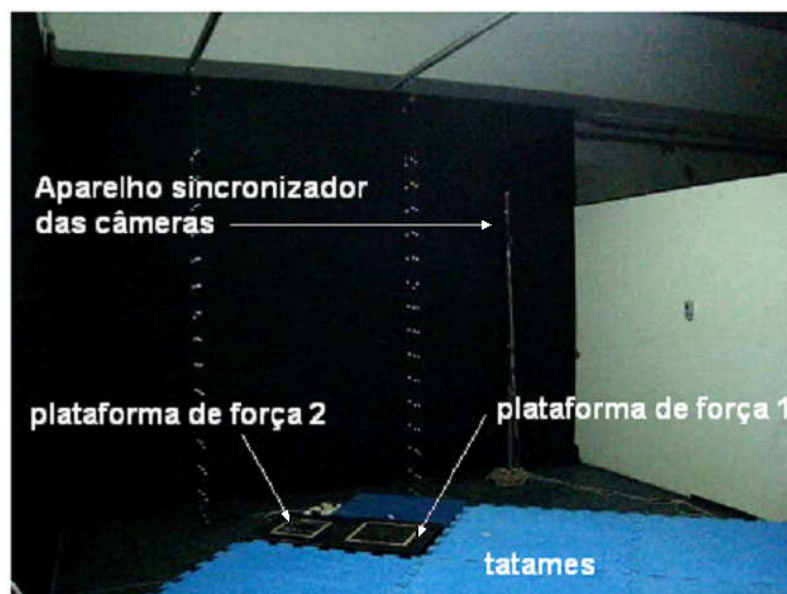


Figura 9 – Local do ensaio

3.3.1 Calibrações estáticas das plataformas de força

Foram realizadas as calibrações das duas plataformas de força apresentando a linearidade no carregamento e no descarregamento de anilhas de 0N a 1168N. Foram verificados 18 valores diferentes na forma ascendente começando com 0N e acrescentando sucessivamente valores aproximados de 74N até o valor de 1168N, repetindo-se o procedimento para forma descendente, de 1168N decrescendo sucessivamente valores aproximados de 74N até o valor zero, com erro máximo de $\pm 8\text{N}$ para as 2 plataformas de força, como observado na Figura 10.

Observou-se entre as duas curvas obtidas pelas plataformas de força, uma forte correlação (R^2) com valores para a plataforma de força 1 de $R^2 = 1$ e plataforma de força 2 de $R^2 = 0,9991$.

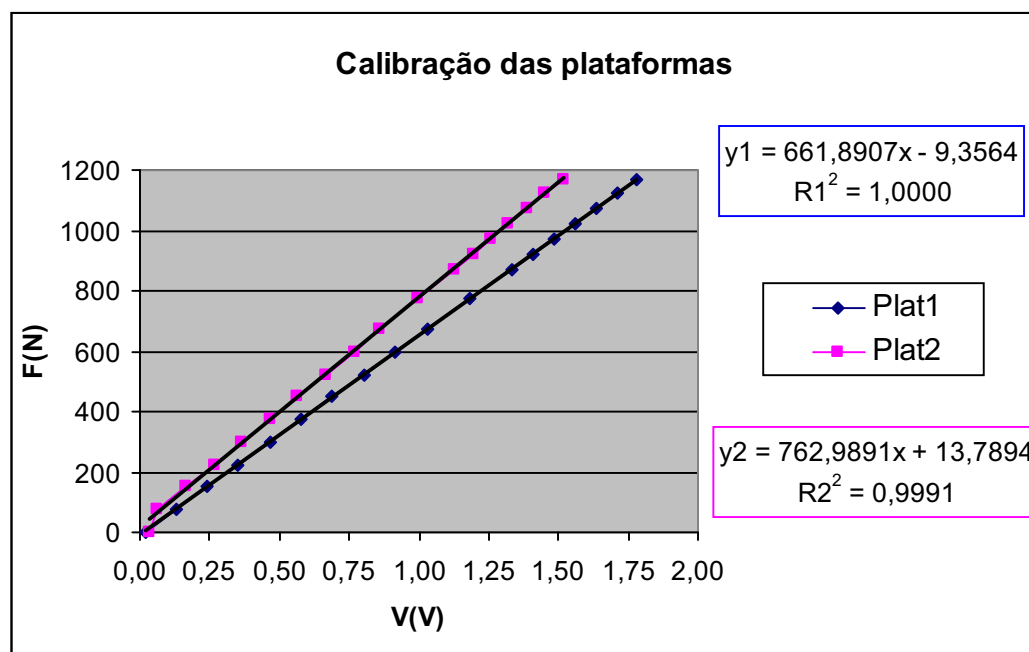


Figura 10 - Calibração das duas plataformas de força 1 e 2

3.3.2 Preparação dos atletas

Todos os atletas estavam de acordo com o procedimento e assinaram voluntariamente o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos–Unesp sob o protocolo nº 085/2009-PH/CEP. O termo de consentimento utilizado e a carta de aprovação do Comitê de Ética, se encontram respectivamente, nos anexos A e B.

Antes do experimento, verificou-se a altura e peso de todos os atletas tori e uke, através de uma balança analógica com estadiômetro modelo Filizola, com precisão de 50g e 0,5cm, devidamente aferida, disponibilizada pela UNAMOS (Unidade de Serviço Médico do Campus da Unesp).

Para a colocação dos eletrodos foram feitas tricotomia e assepsia local na pele da perna direita dos toris com algodão, álcool e gel. Os eletrodos bipolares de superfície foram posicionados na musculatura do Reto Femoral e do Gastrocnêmio Médio para coleta dos sinais eletromiográficos, seguindo o protocolo SENIAM (2006). Na Figura 11 observa-se a fixação dos eletrodos no músculo reto femoral. Os eletrodos foram

colocados somente na perna direita, devido ao fato de ocasionar maior movimentação dos cabos se colocado na perna esquerda comprometendo o sinal com ruídos, para realizar o gesto motor escolhido. Outros fatores considerados foram à segurança dos atletas, evitar acidentes e não comprometer a execução do golpe. Por esses motivos não se utilizou maior quantidades de cabos e não foi feita em membros superiores.



Figura 11 – Fixação dos eletrodos

O uke estava trajado com kimono branco (vestimenta típica da prática de Judô), posicionado de frente para as câmeras, com os dois pés em cima da plataforma de força PF2. Já o tori estava somente com um calção. O tori posicionou-se à frente do uke, com o pé direito e esquerdo colocado em volta da plataforma de força PF1, conforme ilustrado na Figura 12.

Todos foram instruídos sobre todos os procedimentos, familiarizando sobre a seqüência e os instrumentos a serem utilizados, bem como o objeto de estudo e a sua relevância. Os atletas fizeram um aquecimento prévio, e uma simulação dos movimentos, antes do início da aquisição dos dados.



Figura 12 – Posicionamentos dos atletas

3.3.3 Coletas de dados

O avaliador inicialmente emite um sinal sonoro para que os dois operadores acionem as duas câmeras e logo em seguida aciona-se simultaneamente o aparelho sincronizador das câmeras e o programa para aquisição dos dados do eletromiógrafo e da plataforma de força. Em seguida é dado outro sinal sonoro para que o tori execute o golpe.

Inicialmente, o tori posicionou-se conforme descrito anteriormente (Figura 12), segurando com a mão direita na parte superior da gola esquerda do kimono do uke e a mão esquerda do tori segurando na parte inferior da manga direita do uke. Após o sinal o tori posiciona os dois pés sobre a plataforma de força (PF1) executando a técnica Morote Seoi Nage. Esse mesmo procedimento foi adotado nas três situações sucessivamente.

Cada tori executou o experimento em três situações. Cada situação consistiu em cinco eventos. A primeira etapa foi com o tori aplicando a técnica de Judô Morote Seoi Nage com o uke estático. A segunda etapa realizou-se com o uke saltando sobre a plataforma de força PF2, e o tori executando o Morote Seoi Nage na fase ascendente do salto do uke. Já na terceira etapa realizou-se com o uke saltando sobre a plataforma de força, mas o tori executa o Morote Seoi Nage na fase descendente do salto do uke.

3.3.4 Aquisição e tratamento dos dados

3.3.4.1 Dados da plataforma de força

A planilha do Microsoft Excel 2002 foi utilizada para obter os gráficos das duas plataformas de força, observando as forças de reação do solo – FRS (N) em relação ao tempo (s), e dos sinais eletromiográficos Vrms dos músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio.

Para fazer a comparação dos dados da dinamometria e os dados eletromiográficos, foram necessários normalizar todos os dados com os valores de pico.

3.3.4.2 Dados eletromiográficos

Utilizou-se para o tratamento dos dados, o próprio eletromiógrafo, os quais foram previamente filtrados, através do filtro *Butterworth*, para obtenção dos gráficos Vrms (tensão rms – root mean square) da atividade elétrica muscular em relação ao tempo.

Todo o procedimento de aquisição e análise do sinal eletromiográfico, foram baseados na recomendação da *International Society Electrophysiology Kinesiology* (ISEK, 1999).

Os gráficos de Vrms foram obtidos através de dez intervalos de tempo selecionados, tendo como referencial o instante inicial do sinal da plataforma de força 1, em que o tori executa o golpe.

O primeiro intervalo foi de 1s a 0,5s anterior ao sinal da plataforma, o segundo intervalo de 0,5s a 0s anterior ao sinal da plataforma, o terceiro intervalo de 0s a 0,5s após o sinal, e assim sucessivamente, até obter os 10 intervalos. A cada intervalo selecionado, obtém-se através do *software*, um valor específico Vrms. Com os 10 valores específicos Vrms obtidos, plotou-se gráficos em função do tempo, no Excel 2002. Este procedimento foi realizado para cada evento, para todos os atletas, nas três

situações (fase estática, fase ascendente do salto, fase descendente do salto). Foram feitas as médias das 5 curvas de cada situação, para cada atleta.

Os dados eletromiográficos foram normalizados, a partir do V_{rms} máximo para dez intervalos de 0,5s.

3.3.4.3 Dados de cinemetria (imagens)

A cinemetria foi utilizada com a finalidade de relacionar as fases dos movimentos dos uke e dos toris, com as respectivas intensidades de forças (N) (dinamometria) e de tensões (mV) dos músculos (eletromiografia).

O programa VirtualDub 1.9.9 de domínio público, foi utilizado para fragmentar as imagens. Através do VirtualDub foi possível obter os vídeos de cada evento e de cada câmera em vários quadros, além de obter os tempos dos golpes.

O trecho analisado corresponde ao instante em que ocorre o primeiro sinal da plataforma de força que coincide com o toque do pé direito do tori sobre a mesma até o instante em que o uke é projetado.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Força de reação no solo das plataformas de força nas três situações

As curvas representadas nos gráficos foram obtidas através da média de cinco eventos realizados com o mesmo procedimento. Como o instante de início da execução do golpe teve variação, foi calculada a média do instante inicial do sinal das plataformas de força. E a partir desse instante calculado, foi determinado o início do sinal da plataforma de força de todos os cinco eventos.

4.1.1 Força de reação no solo da plataforma de força 1 (PF1) nas três situações

Os gráficos das três situações na plataforma de força 1 para os dez toris, são apresentados nas Figuras 13 a 22, respectivamente sujeito 1 (s1) a sujeito 10 (s10) onde o eixo vertical indicando as variações de forças de reação no solo “FRS” e o eixo horizontal o tempo “t”, sendo que as legendas dos gráficos “PF1a” representa situação ascendente, “PF1d” situação descendente e “PF1e” situação estática.

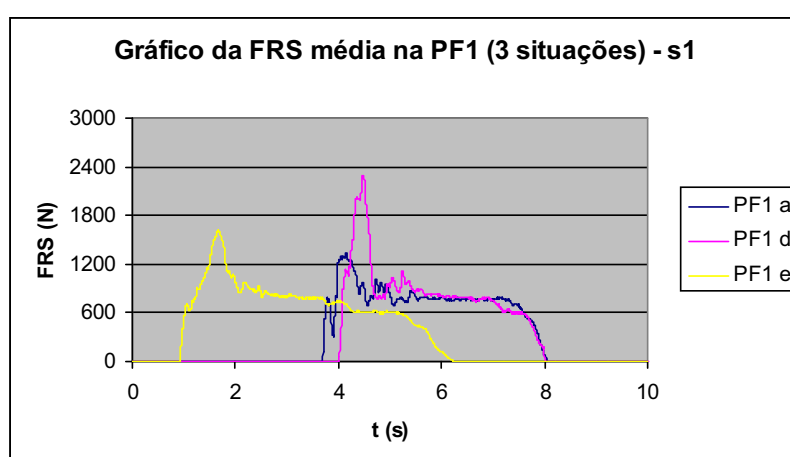


Figura 13 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 1

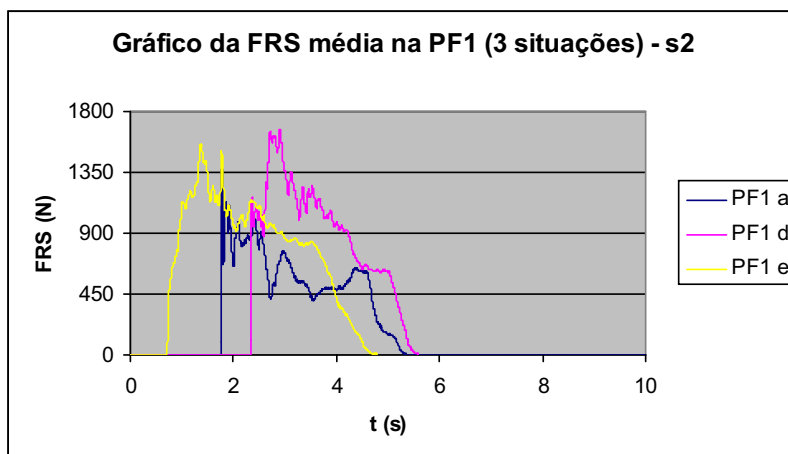


Figura 14 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 2

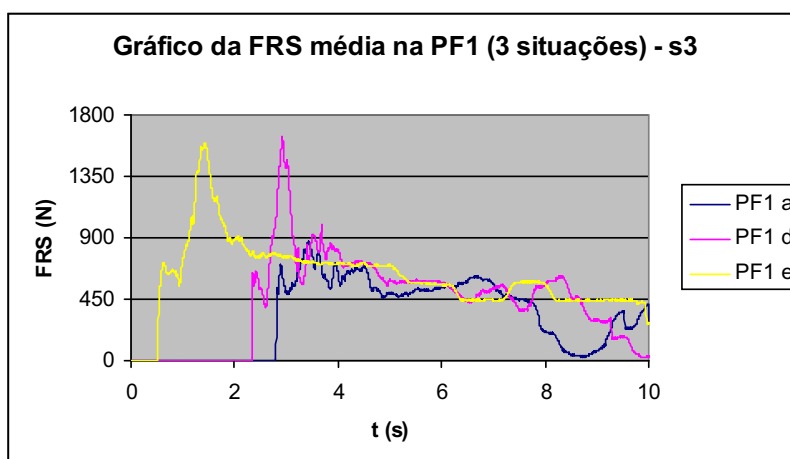


Figura 15 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 3

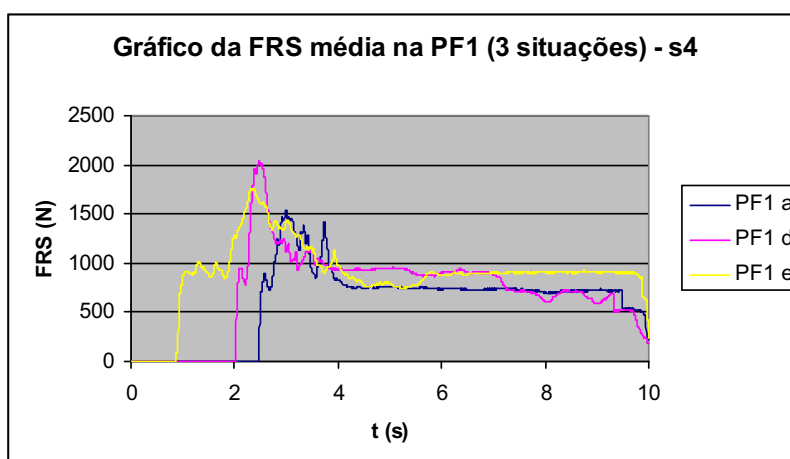


Figura 16 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 4

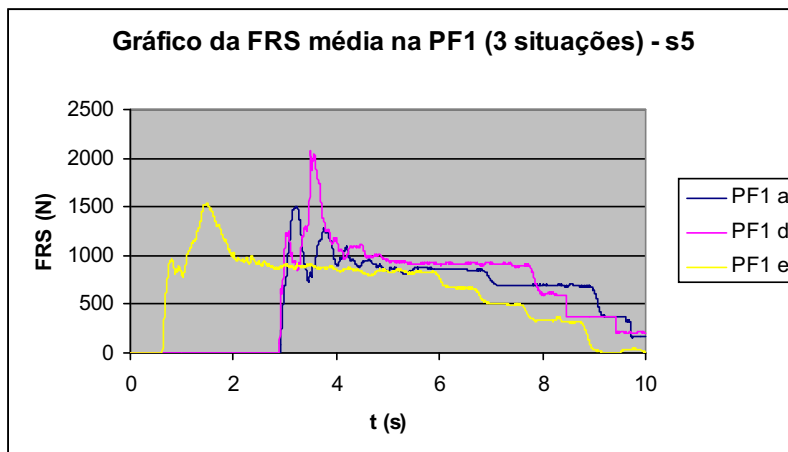


Figura 17 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 5

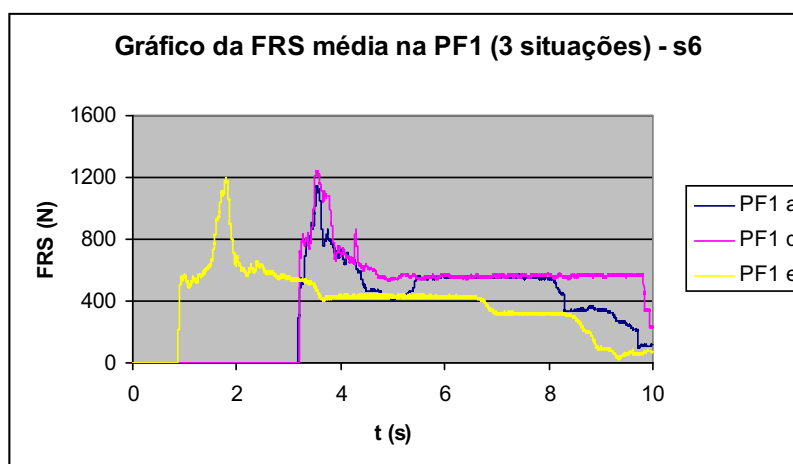


Figura 18 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 6

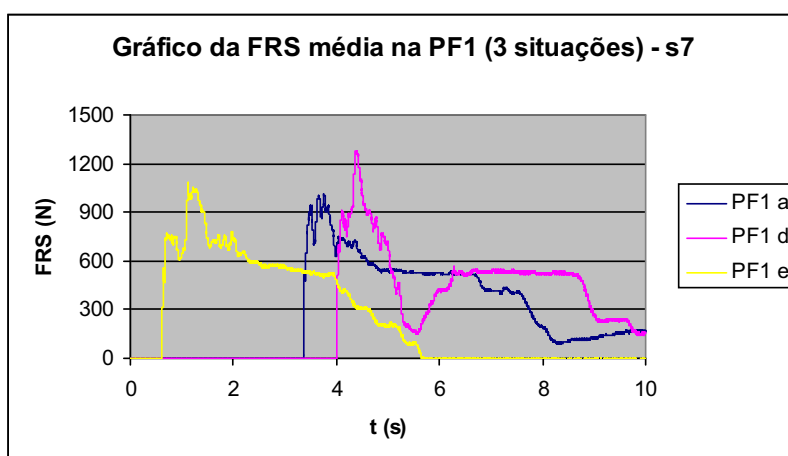


Figura 19 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 7

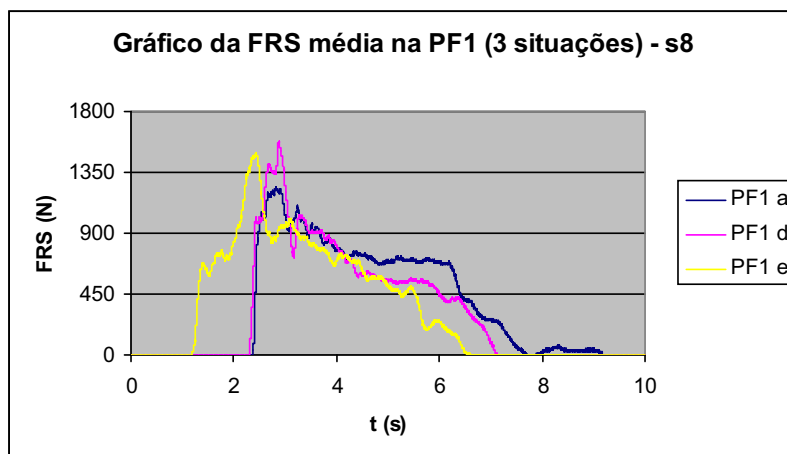


Figura 20 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 8

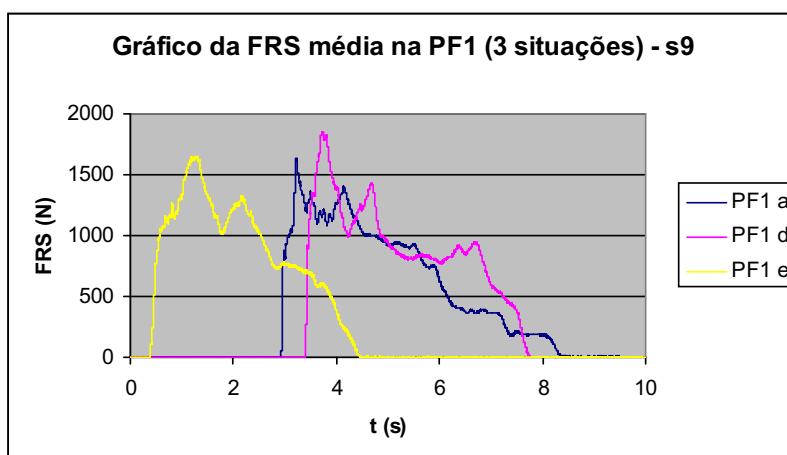


Figura 21 Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 9

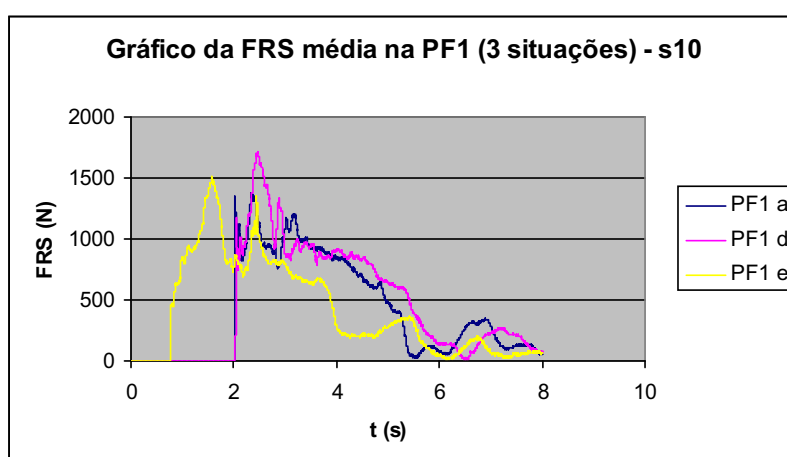


Figura 22 – Gráfico da FRS média na PF1 (3 situações) – s 10.

Com base nas Figuras 13 a 22, obtém-se os gráficos das Figuras 23 e 24 através dos valores de pico médio e a diferença percentual, respectivamente de cada sujeito em cada situação.

Pode-se verificar através dos dados obtidos (Figura 23), que o valor de pico da força de reação do solo da situação em que o tori executa o golpe na fase descendente da impulsão do uke foi maior que as outras duas situações (fase estática e fase ascendente) em todos os sujeitos.

Em termos de comparação de três situações, os valores de pico apresentaram ordem decrescente: ascendente → estático → descendente, para todos os sujeitos. Os resultados indicam que a situação descendente que foram adotados no treino pode ser prejudicial para o treinamento uma vez que necessita de maior resistência no membro inferior.

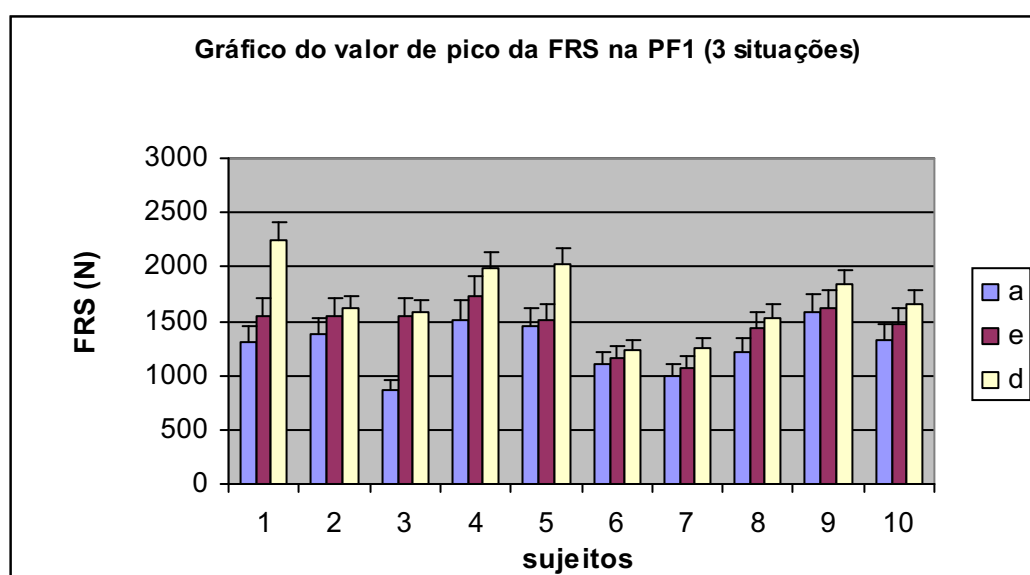


Figura 23 – Gráfico do valor de pico da FRS na PF1 (3 situações)

Através do teste t verificou-se que para a relação entre ascendente e estático, a variável de teste ($t_9 = -2,19$), para a relação entre ascendente e descendente, a variável de teste ($t_9 = -5,61$) e para a relação entre descendente e estático a variável de teste ($t_9 = -3,42$). Concluiu-se que para a relação ascendente e descendente e para a relação descendente e estático a variável de teste foi menor que o valor crítico ($t_{\text{crítico}} = -2,262$) para o nível de significância de 5%. Na relação ascendente e estático, a variável de

teste ($t_0 = -2,19$), foi maior que o valor crítico ($t_{\text{crítico}} = -2,262$), mas com valor bem próximo. Através desses resultados tem-se que as duas situações apresentam o mesmo perfil de comportamento dinâmico e no caso da relação ascendente e estático valor bem próximo do perfil de comportamento dinâmico.

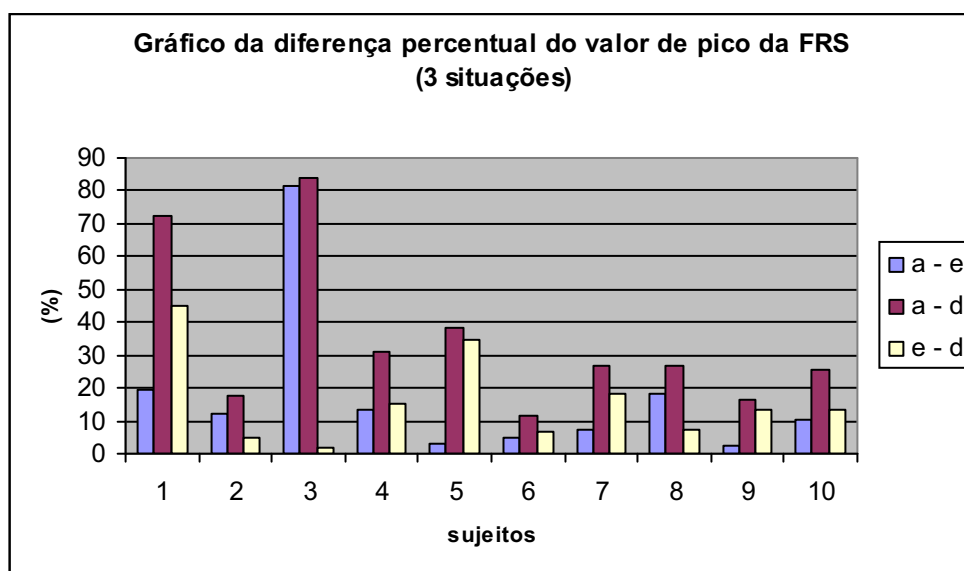


Figura 24 – Gráfico da diferença percentual do valor de pico da FRS.

Pode-se observar na Figura 24, que a relação entre a fase ascendente e a fase descendente, tem os maiores percentuais de diferenças entre os sujeitos. É a comparação do treinamento da execução do golpe de forma perfeita, realizado no instante certo (ascendente), com o treinamento da execução do golpe realizado no instante errado (descendente). Verifica-se a grande diferença de força que é necessária, se não for feito da maneira certa, aproveitando o movimento do uke em benefício do golpe aplicado.

Os sujeitos 1 e 3 obtiveram valores maiores na relação ascendente – descendente.

O sujeito 1 executou o golpe com maior energia por exigir uma força para mudar a trajetória da fase descendente do salto do uke. Exatamente no instante em que o uke está na iminência de apoiar os pés na plataforma, exigindo uma força média de 2250N que corresponde a aproximadamente três vezes o peso de seu corpo.

O sujeito 3 executou o golpe na fase ascendente no instante certo, necessitando de menos força. A execução do golpe foi no instante em que o uke inicia o salto. Foi exigida uma força de 860N, somente 130N a mais em relação ao seu peso.

Observando a média da diferença da relação ascendente – descendente, verifica-se que há uma grande diferença entre as duas de 36%, ou seja, é muito importante fazer na forma ascendente no treinamento e conseqüentemente na luta, devido ao menor esforço, economizando energia.

Já a relação ascendente – estática, que é o foco da pesquisa, teve uma diferença média de 17,22%. Ou seja, é necessária uma força 17,22% maior da estática em relação a ascendente. Isto é explicado pelos conceitos de inércia da física. Movimentar um corpo estático, na posição de equilíbrio é muito mais difícil do que um corpo em movimento no sentido favorável a trajetória desejada. Segundo Carpenter (2005), a primeira lei de Newton descreve que nada muda de posição até que uma força maior modifique este estado, ou seja, vença a inércia. No caso do ascendente há uma somatória de forças, que culmina numa força resultante menor do que a estática.

Para a relação descendente – estática, a diferença média foi de 16%.

Os dados obtidos da plataforma de força 1 da fase estática ocorreram bem antes que nas outras duas situações. Com o uke estático o movimento é bem mais simples. As outras situações com graus de dificuldade maior, envolvendo interações com o uke, precisaram ser executados no instante certo para ser validado o evento, na fase ascendente do salto e na fase descendente do salto.

A diferença de tempo observado entre o estático e o dinâmico se deve aos saltos realizados pelo uke, que foram em média três saltos para que o tori pudesse, sincronizar o movimento de entrada do golpe com a impulsão do uke.

Pode-se observar que os cinco primeiros sujeitos (s1 – s5) apresentaram valores de picos maiores nas três situações, do que os outros sujeitos (s6 – s10). Isto ocorre porque o uke foi diferente. O uke dos cinco primeiros toris tinha massa maior do que o uke dos outros toris.

O intervalo estabelecido foi definido no instante inicial do sinal da plataforma de força até o ponto em que a curva de força de reação no solo estabilizou-se em uma faixa de valores onde o golpe efetivamente se encerra. Os sinais após esse ponto que

apresentaram intervalos de tempo diferentes, não tiveram importância no estudo. Esse intervalo é o maior ou menor tempo que o tori esteve sobre a plataforma de força após a execução do golpe.

Observa-se também que o intervalo de tempo entre o instante inicial do sinal da PF1 e o valor de pico é maior na fase estática em todos os sujeitos. Fato que foi previsto por orientação do avaliador, por não necessitar de velocidade na entrada do golpe, ao contrário das outras situações que exigiam velocidade para sincronia do movimento. Ou seja, a fase estática foi mais lenta do que a fase dinâmica (ascendente e descendente).

4.1.2 Força de reação no solo da plataforma de força 2 (PF2) nas três situações

A seguir tem-se o gráfico da plataforma de força 2 (Figura 25)

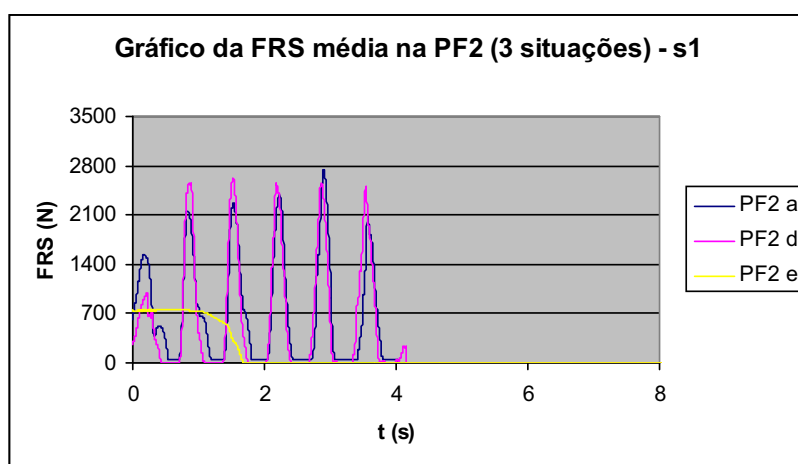


Figura 25 – Gráfico do valor médio da FRS na PF2 das 3 situações de s 1

A plataforma de força 2, serviu apenas para auxiliar no tratamento dos dados. Pois a análise principal está na plataforma de força 1, onde o tori executa o golpe. Os sinais obtidos na plataforma de força 2 foram dos ukes. Por isso, colocou-se os dados somente de um sujeito que representa a mesma configuração de todos, apenas diferenciando na quantidade de valores de picos que representam a quantidade de saltos realizados na PF2.

Pode-se observar no gráfico que cada curva representa a média de cinco eventos.

No caso do sujeito 1 foram seis saltos completos na situação ascendente com pico médio de FRS de 2174N e seis na situação descendente com pico médio de FRS de 2265N. Entre as curvas, a FRS é zero, que representa o momento da fase aérea do salto, ou seja, o tori executa o golpe no momento da fase aérea ascendente do sétimo salto e na fase aérea descendente do sétimo salto. Na fase descendente houve após os seis sinais, um pequeno sinal de 218N, que representa o leve toque dos pés do uke na aterrissagem do sétimo salto, que não foi completada devido ao tori executar o golpe neste instante.

O sinal da plataforma de força 2 da fase estática inicia-se em torno de 740N (peso do uke) e mantém por aproximadamente 1,15s. No instante de 1,45s há uma queda acentuada da curva até 1,75s onde zera o sinal, que corresponde à saída do uke da plataforma de força.

4.2 Sinais eletromiográficos dos músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio Médio e o sinal da plataforma de força 1

A Figura 26 representa um dos diversos sinais eletromiográficos (EMG) do músculo Reto Femoral obtidos nos ensaios realizados, com duração de 10 segundos. O sinal de maior intensidade representa o intervalo analisado onde o golpe foi executado, aproximadamente entre 3 a 7s.

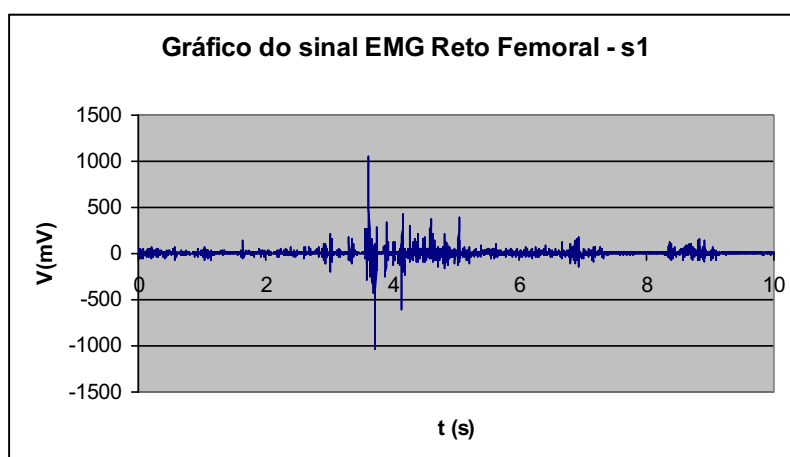


Figura 26 – Gráfico do sinal EMG RF – fase ascendente –s 1

Através dos dados eletromiográficos, obteve-se os gráficos para o músculo Gastrocnêmio Médio (GM). A Figura 27, representa um dos diversos sinais eletromiográficos obtidos nos ensaios realizados, com duração de 10 segundos. O sinal de maior intensidade representa o intervalo analisado onde o golpe está sendo executado, aproximadamente de 2 a 6s.

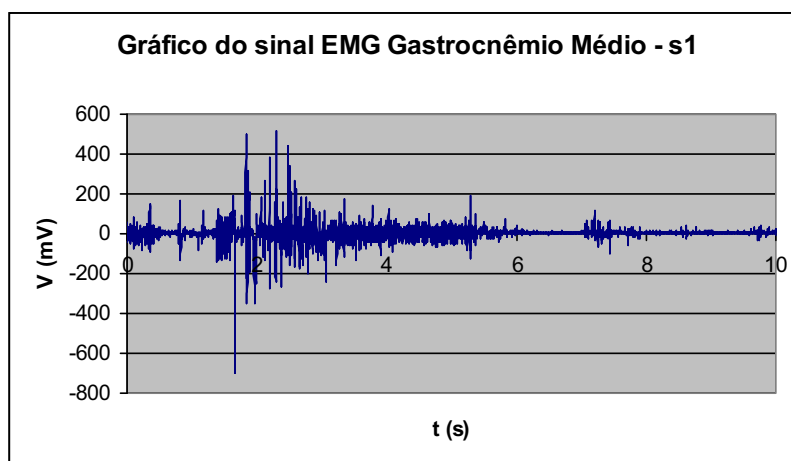


Figura 27 – Gráfico do sinal EMG GM – fase estática –s 1

4.2.1 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase ascendente

Através dos dados eletromiográficos (EMG), obteve-se os gráficos da variação de V_{rms} médio normalizado na fase ascendente nos intervalos de maior atividades mioelétricas do músculo analisado Reto Femoral (N VRFa) e Gastrocnêmio Médio (N VGMa). Foi obtida também a curva da plataforma de força 1 normalizada (N PF1a), conforme representada nas Figuras 28 a 37, respectivamente para sujeito1 (s1) ao sujeito 10 (s10).

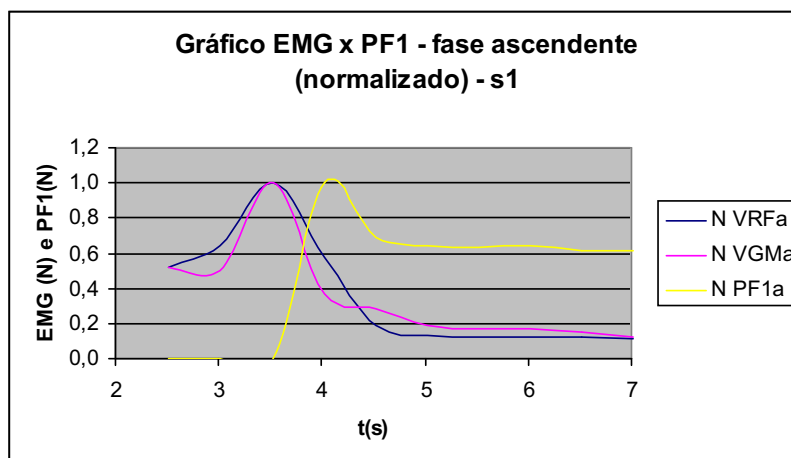


Figura 28 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 1

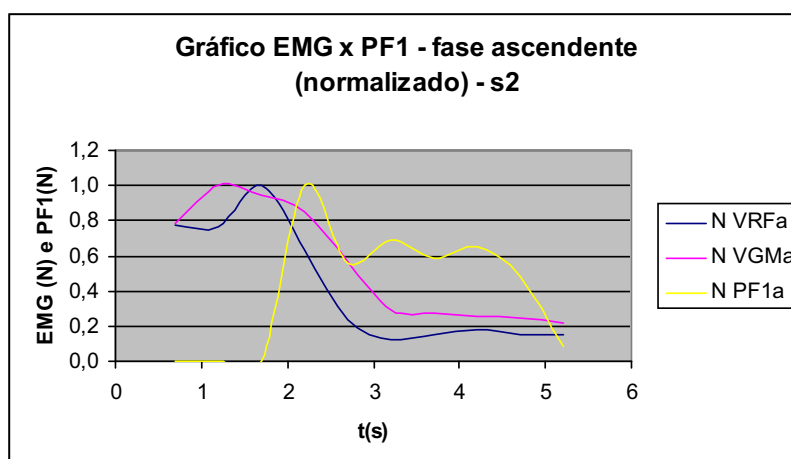


Figura 29 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 2

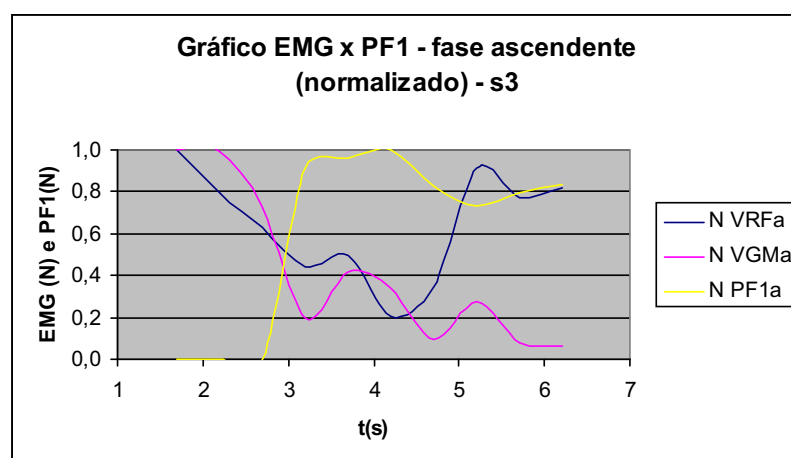


Figura 30 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 3

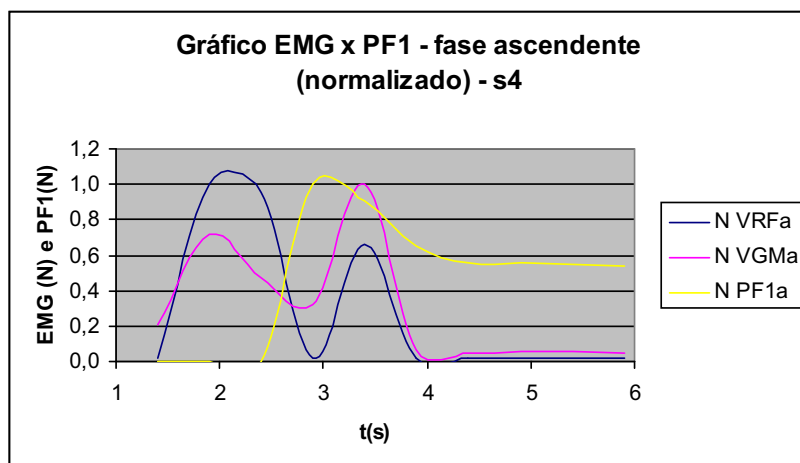


Figura 31 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 4

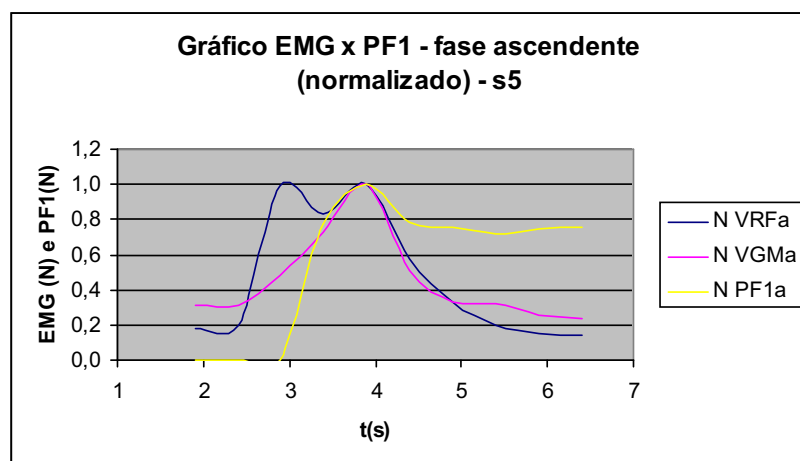


Figura 32 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 5

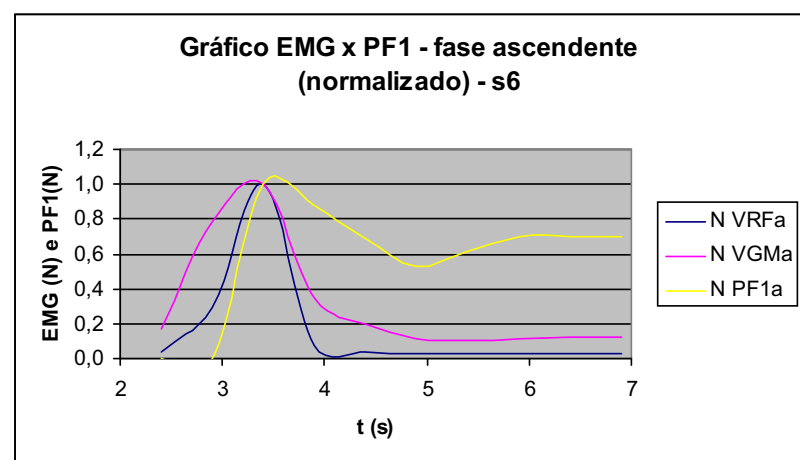


Figura 33 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 6

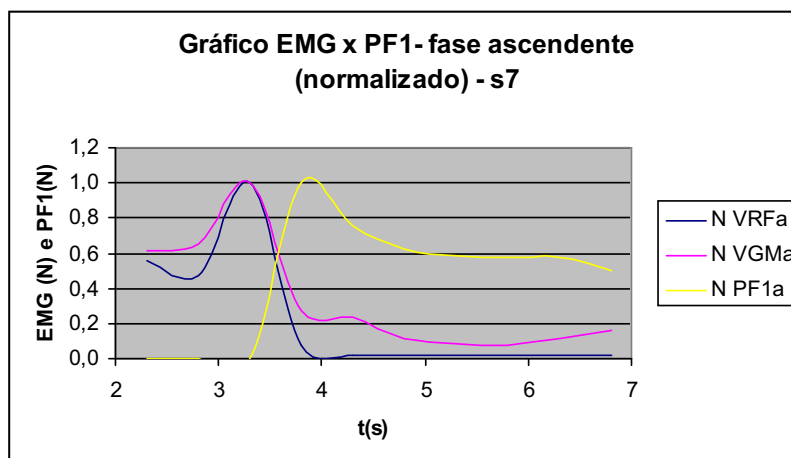


Figura 34 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 7

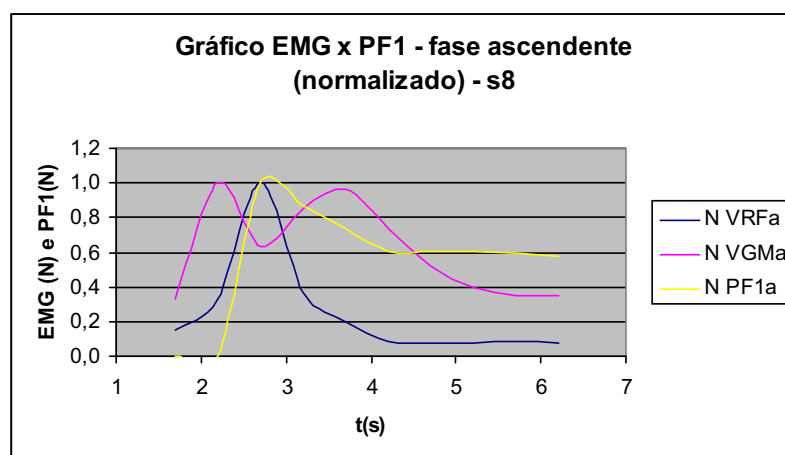


Figura 35 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 8

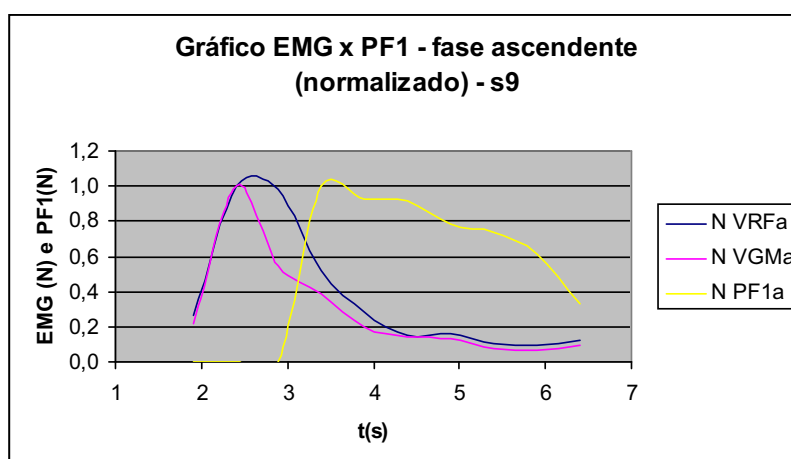


Figura 36 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 9

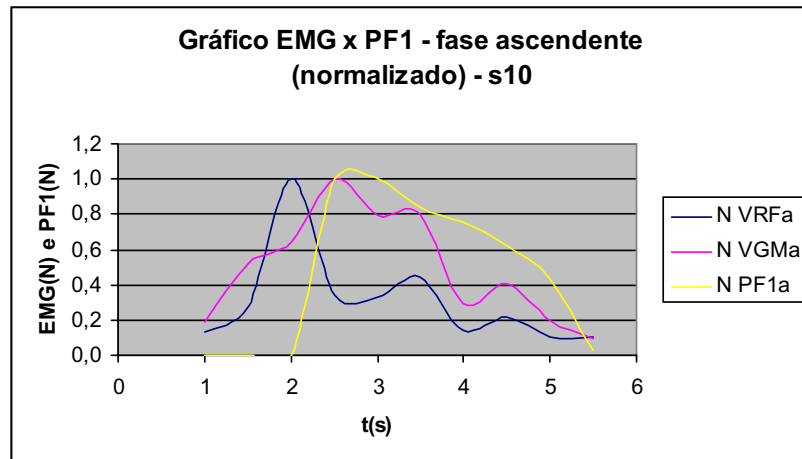


Figura 37 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase ascendente (normalizado) –s 10

4.2.2 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase descendente

Através dos dados eletromiográficos (EMG), obteve-se os gráficos da variação de Vrms médio normalizado na fase descendente nos intervalos de maior atividades mioelétricas do músculo analisado Reto Femoral (N VRFd) e Gastrocnêmio Médio (N VGMD). Foi obtida também a curva da plataforma de força 1 normalizada (N PF1d), conforme representado nas Figuras 38 a 47, respectivamente para sujeito1 (s1) ao sujeito 10 (s10).

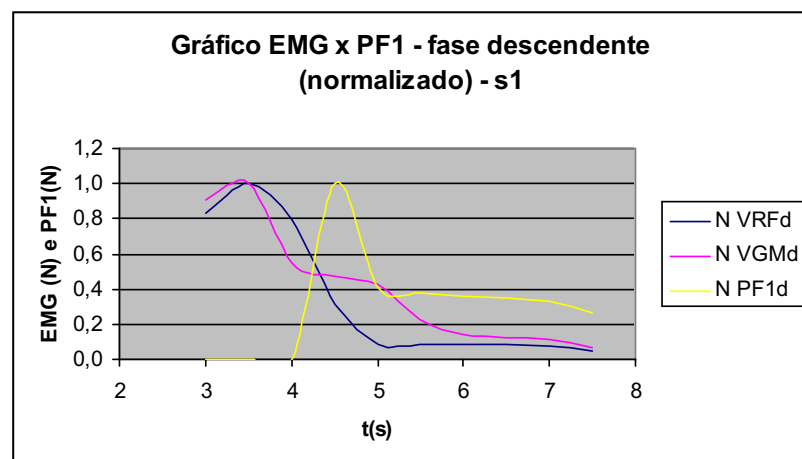


Figura 38 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 1

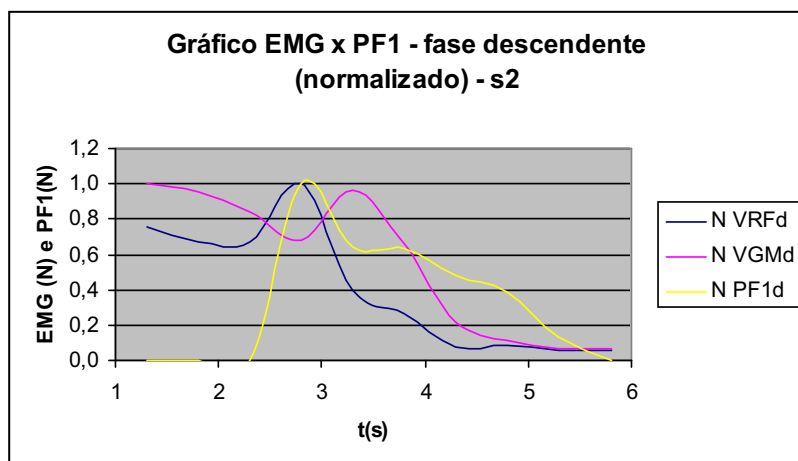


Figura 39 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 2

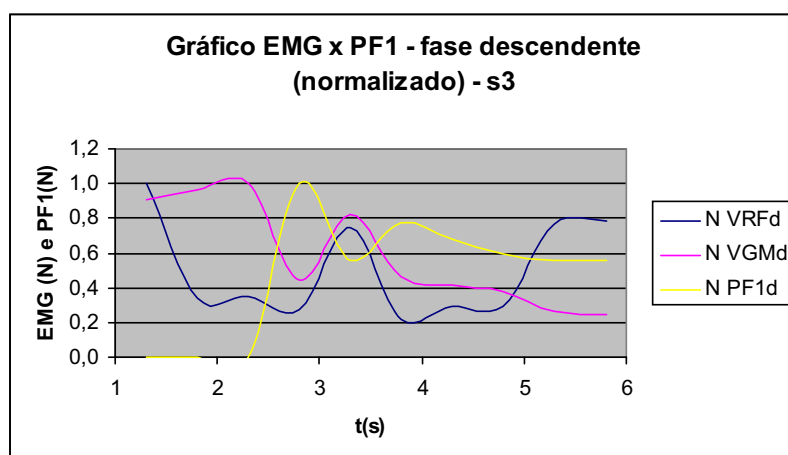


Figura 40 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 3

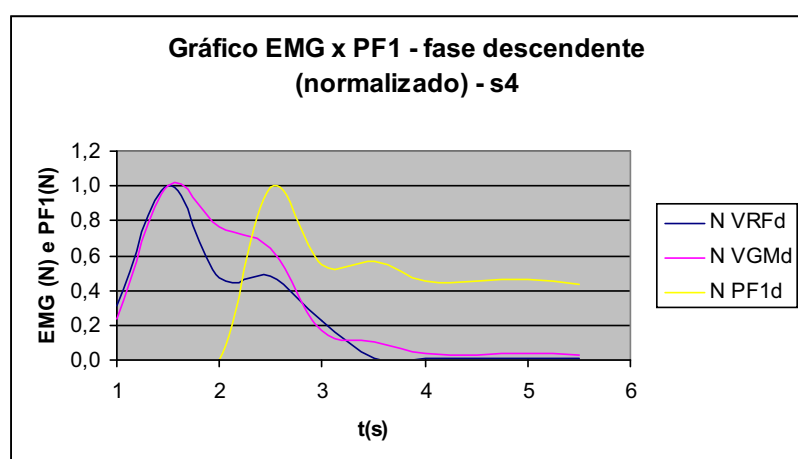


Figura 41 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 4

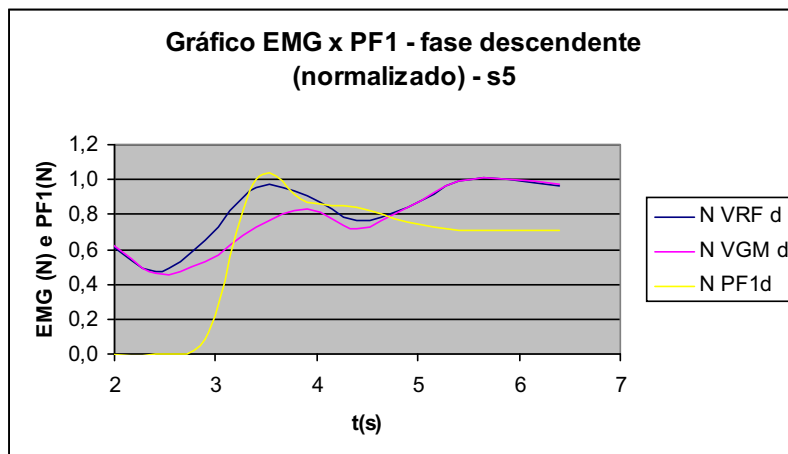


Figura 42 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 5

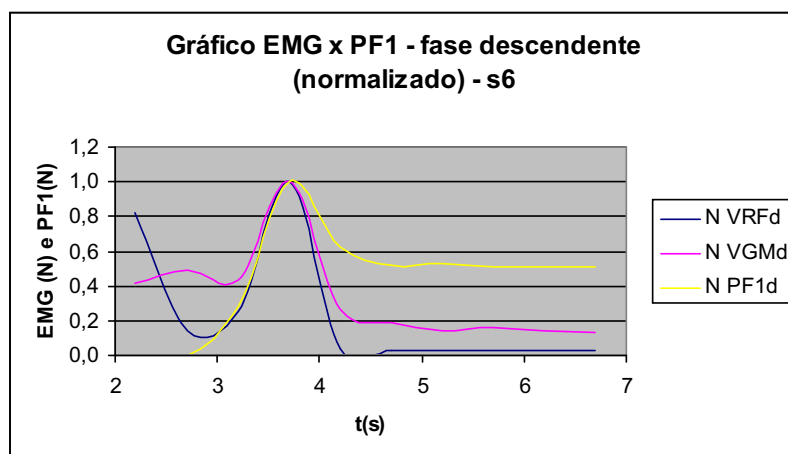


Figura 43 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 6

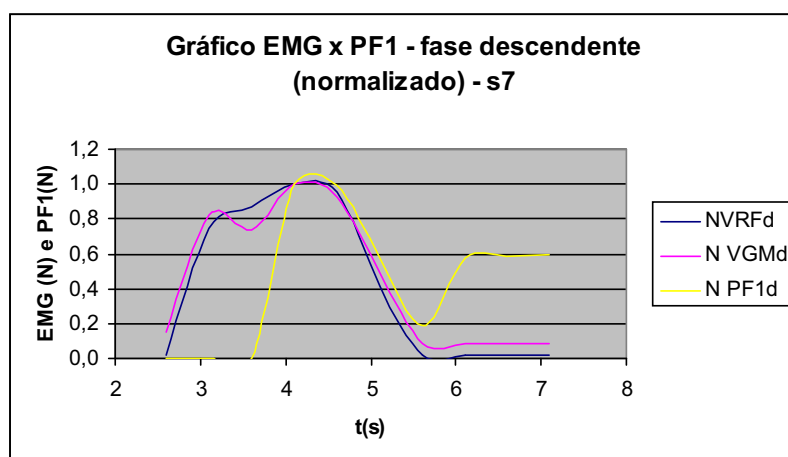


Figura 44 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 7

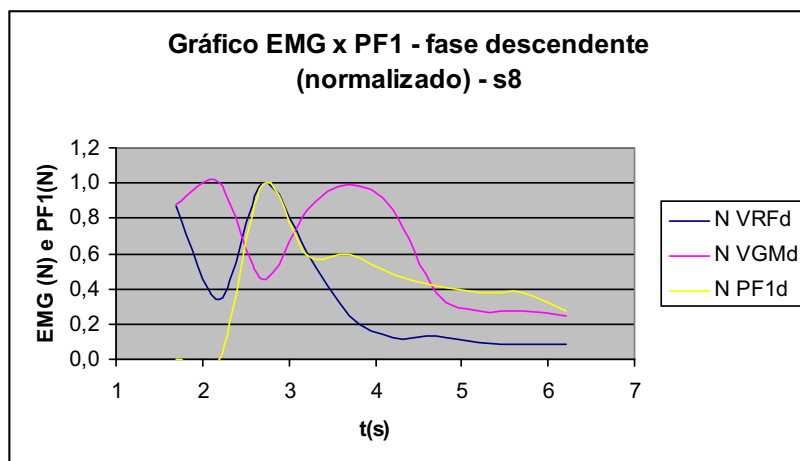


Figura 45 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 8

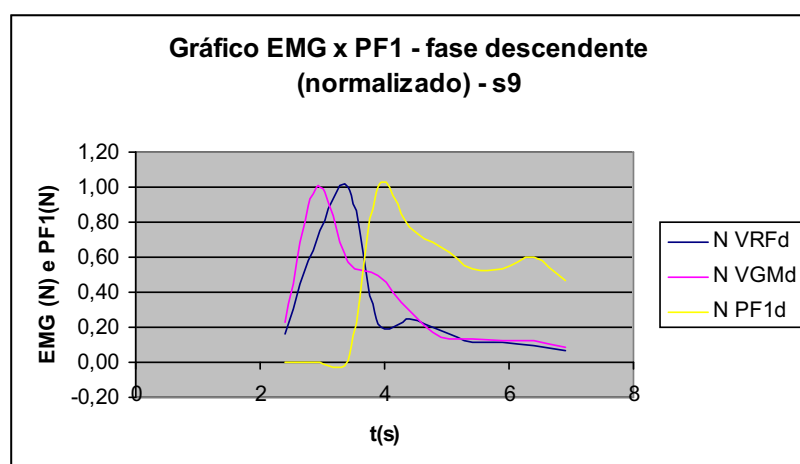


Figura 46 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 9

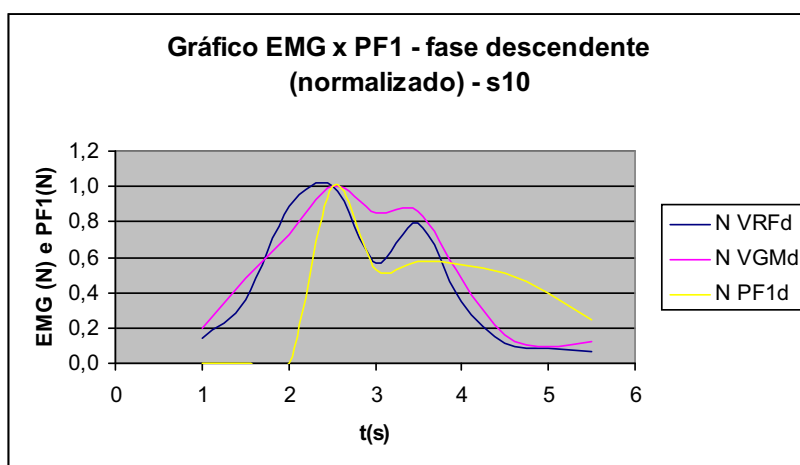


Figura 47 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase descendente (normalizado) –s 10

4.2.3 Sinais eletromiográficos e sinais da plataforma de força 1 – fase estática

Através dos dados eletromiográficos (EMG), obteve-se os gráficos da variação de Vrms médio normalizado na fase estática nos intervalos de maior atividades mioelétricas do músculo analisado Reto Femoral (N VRFe) e Gastrocnêmio Médio (N VGMe). Foi obtida também a curva da plataforma de força 1 normalizada (N PF1e), conforme representado nas Figuras 48 a 57, respectivamente para sujeito1 (s1) ao sujeito 10 (s10).

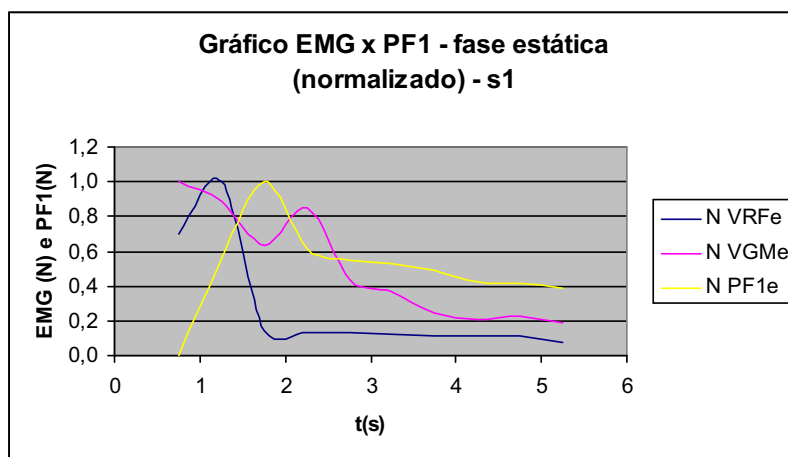


Figura 48 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 1

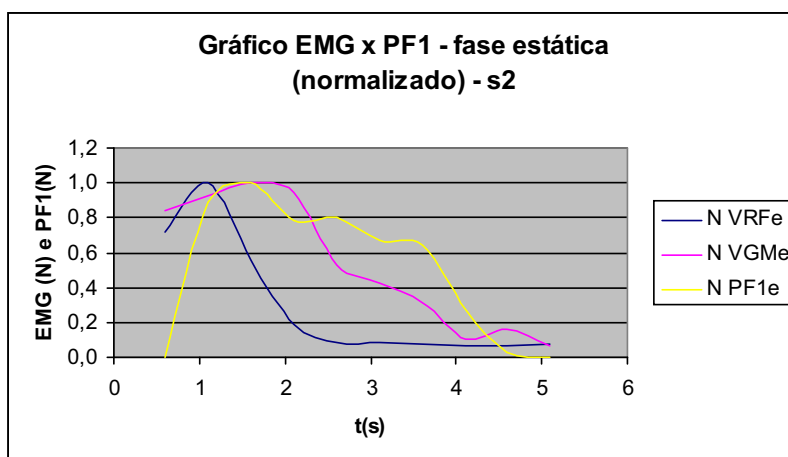


Figura 49 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 2

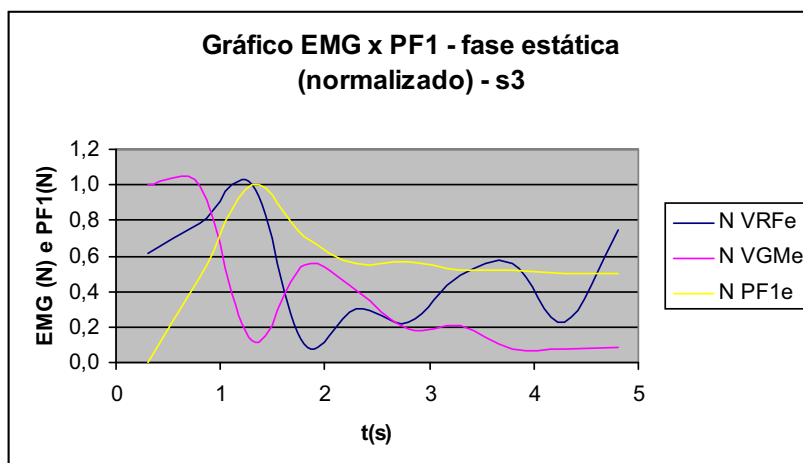


Figura 50 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 3

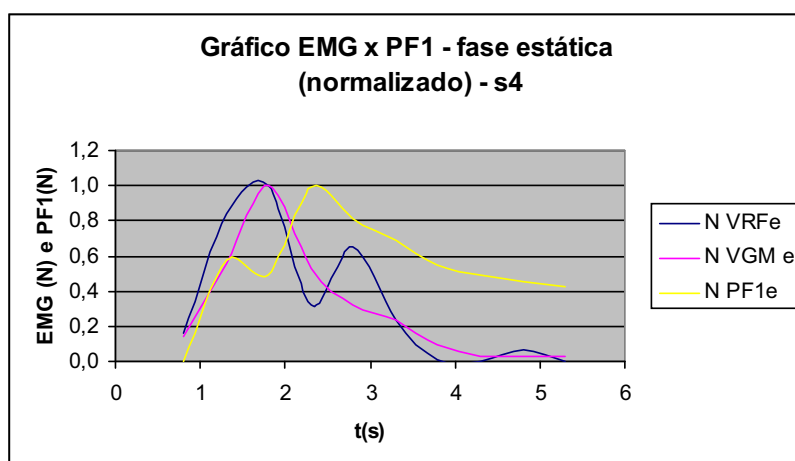


Figura 51 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 4

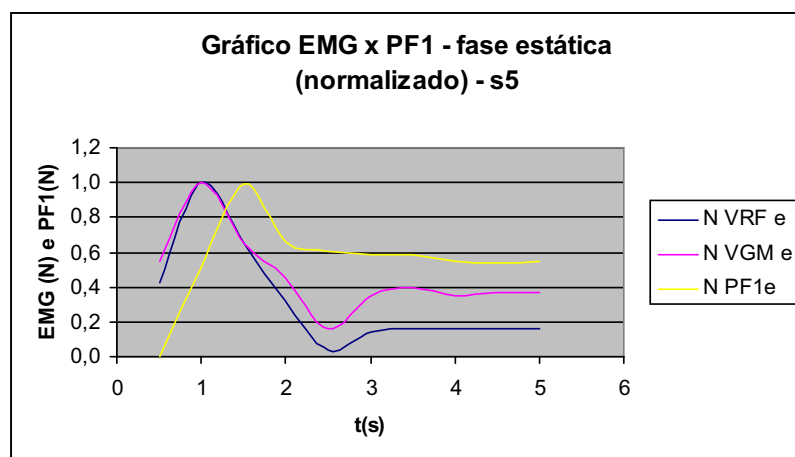


Figura 52 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 5

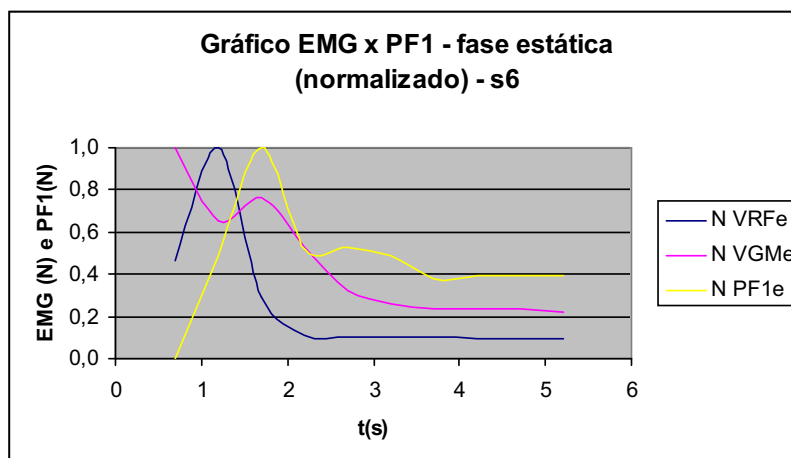


Figura 53 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 6

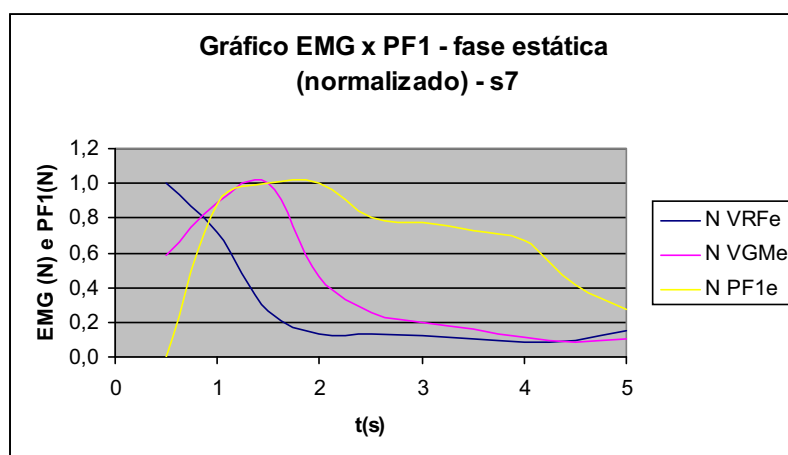


Figura 54 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 7

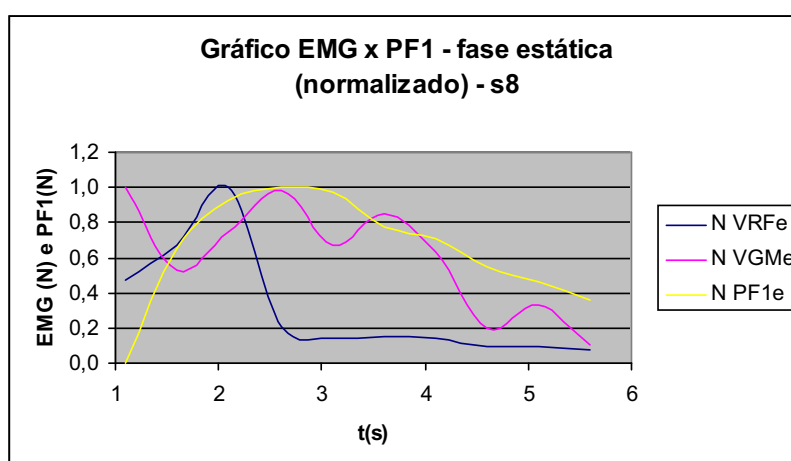


Figura 55 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 8

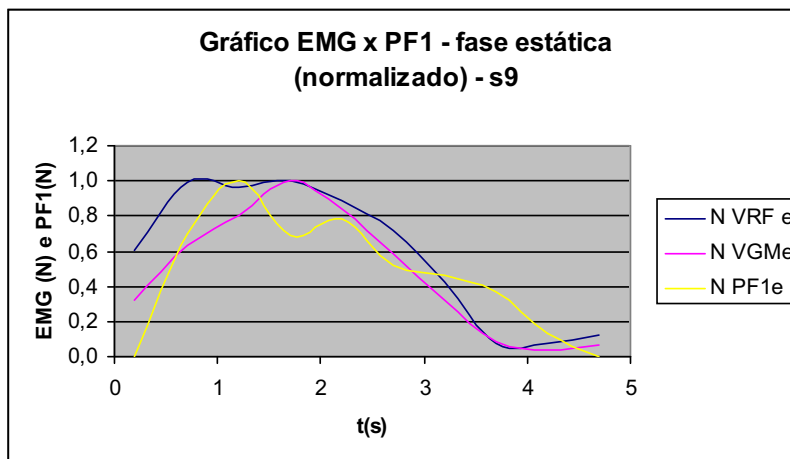


Figura 56 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 9

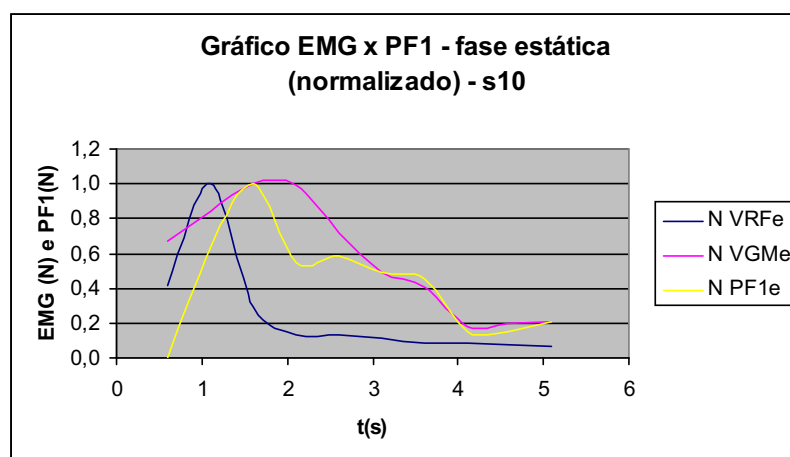


Figura 57 – Gráfico do sinal EMG x PF1 – fase estática (normalizado) –s 10

4.3 Análise de Vrms médio de GM e RF com a plataforma de força 1

4.3.1 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase ascendente

Pode-se observar que o sinal do valor máximo da plataforma de força 1 ocorreu depois do sinal do valor de pico do Vrms médio do músculo Gastrocnêmio Médio e do Reto Femoral. Somente para o sujeito 5 os valores de pico coincidiram.

Os sinais eletromiográficos de pico dos dois músculos ocorreram antes devido ao fato de exigir no instante em que o tori iniciou o movimento, uma grande ativação elétrica muscular. No instante inicial o tori necessitou de uma força de reação no solo

de grande intensidade para sair da posição estática, e poder executar a técnica com velocidade. Essa força de reação inicial foi feita fora da plataforma de força 1.

O sujeito 5 antecipou o movimento de entrada executando a técnica em instante errado, por isso os dados de valor máximo entre a eletromiografia e a dinamometria coincidiram.

Em alguns casos ocorreram oscilações com sinais eletromiográficos de grande atividade elétrica muscular após o sinal de pico da plataforma de força 1. Isto ocorreu devido a dificuldade de execução e possível desequilíbrio do tori na execução do movimento.

4.3.2 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase descendente

Foi observado que o sinal do valor máximo da plataforma de força 1 ocorreu depois ou no mesmo instante do sinal do valor de pico do Vrms médio do músculo Gastrocnêmio Médio e do Reto Femoral.

Os sinais eletromiográficos para a fase descendente apresentaram curvas com dois pontos de Vrms com valores altos para os dois músculos. O primeiro ponto se deve ao fato de exigir no instante em que o tori inicia o movimento, uma grande ativação elétrica muscular. No instante inicial o tori necessitou de uma força de reação no solo de grande intensidade para sair da posição estática, e poder executar a técnica com velocidade. Essa força de reação inicial foi feita fora da plataforma de força 1. Já o segundo ponto se deve a exigência da situação em que foi necessária uma força maior, comparada a fase ascendente, para mudar a direção do movimento de descida do salto do uke. Este segundo ponto máximo ocorreu após o sinal de pico da plataforma de força 1, devido ao fato da projeção ser um pouco mais lenta, comparada a situação de salto do uke na fase ascendente.

Em alguns casos ocorreram outras oscilações com sinais eletromiográficos de grande atividade elétrica muscular após o sinal de pico da plataforma de força 1, devido a dificuldade de execução e possível desequilíbrio do tori na execução do movimento.

4.3.3 Análise de Vrms médio de GM e RF com PF1 para o uke no salto fase estática

Pode-se observar que o sinal do valor máximo da plataforma de força 1 ocorreu depois do sinal do valor de pico do Vrms médio do músculo Gastrocnêmio Médio e do Reto Femoral. Para os sujeitos 8, 9 e 10, o sinal eletromiográfico do músculo Reto Femoral ocorreu após o sinal da plataforma de força 1, devido ao movimento ser executado de forma mais lenta e assim o instante de maior atividade muscular ocorrer na extensão do Reto Femoral que corresponde a fase final do movimento de entrada.

Em alguns casos ocorreram outras oscilações com sinais eletromiográficos de grande atividade elétrica muscular após o sinal de pico da plataforma de força 1, devido ao possível desequilíbrio do tori na execução do movimento.

4.4 Análise dos sinais eletromiográficos através do teste t

4.4.1 Análise do músculo Gastrocnêmio Médio através do teste t

O comportamento do Vrms foi bem diferente para todos os indivíduos. Com valores de pico do Vrms maiores na fase descendente para s4, maiores na fase ascendente para s3, s5 e s6 e maiores na fase estática para s1, s2, s7, s8 e s10.

As curvas decresceram de forma abrupta porém, de forma uniforme após atingir o valor de pico para, s1, s2, s6, s7, s8 e s9. Já para s4 e s10 os valores decresceram de forma bastante irregular, com ondulações após o valor de pico, ou seja, nos dois últimos casos, houve uma atividade elétrica muscular depois do pico máximo que pode corresponder a um esforço para se equilibrar após a execução da técnica. No caso do s3 e s5, as curvas tiveram comportamento diferente, com ondas irregulares ao longo do sinal analisado, que pode corresponder à má execução do golpe e conseqüente ativação muscular em momentos desnecessários.

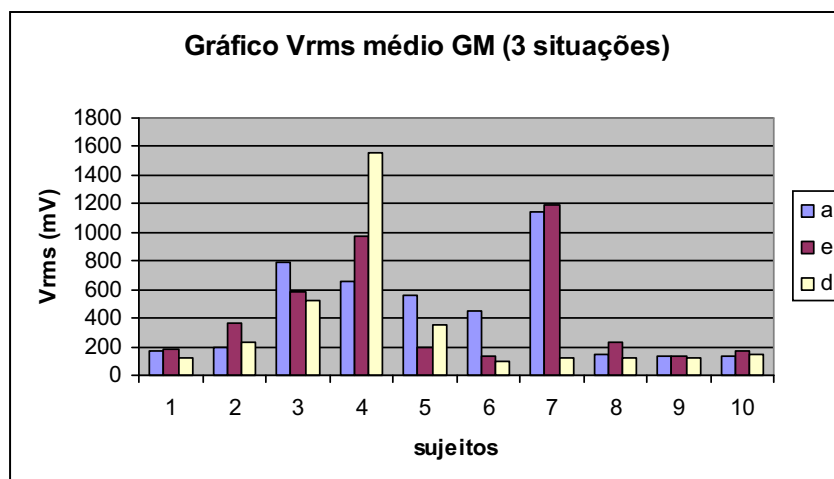


Figura 58– Gráfico Vrms médio GM (3 situações)

Através dos valores de pico médio de cada situação no músculo Gastrocnêmio Médio, obteve-se o gráfico da Figura 58. Verificou-se através do teste t que na relação ascendente e descendente, o valor de teste foi de 1,984. Já para a relação descendente e estático, o valor de teste foi de 2,108 e para a relação ascendente e estático, o valor de teste foi de -0,311. Para as três relações no nível de significância de 5%, os valores de teste foram maiores que o valor crítico de -2,262. Ou seja, não houve padrão no comportamento dinâmico comparando-se as situações para os dez sujeitos.

4.4.2 Análise do músculo Reto Femoral através do teste t

Através dos valores de pico médio de cada situação no músculo Reto Femoral, obteve-se o gráfico da Figura 59. O sinal de pico da fase ascendente, ocorreu antes da fase descendente para s2, s5, s6, s7, s8, s9 e s10. No caso de s1 ocorreu praticamente no mesmo instante. Para s1, s2, s3, s6, s7, s8 e s10 o sinal descendente de pico foi maior que o sinal ascendente.

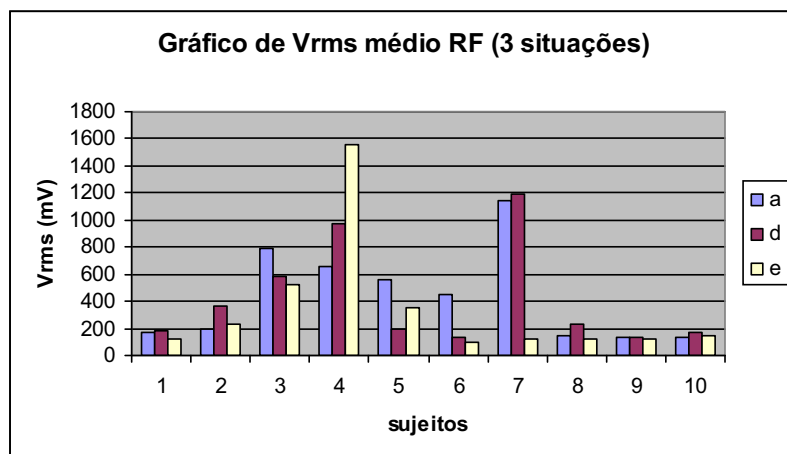


Figura 59 – Gráfico Vrms médio RF (3 situações)

Através do teste t verificou-se que na relação ascendente e descendente, o valor de teste foi de 0,321. Já para a relação descendente e estático, o valor de teste foi de -0,580 e para a relação ascendente e estático, o valor de teste foi de 0,644. Para as três relações no nível de significância de 5%, os valores de teste foram maiores que o valor crítico de -2,262. Ou seja, não houve padrão no comportamento dinâmico comparando-se as situações para os dez sujeitos.

5 CONCLUSÃO E COMENTÁRIOS

O estudo utilizou fundamentos biomecânicos para analisar o movimento de entrada da técnica Morote Seoï Nage. Através dos valores quantitativos, pode-se verificar a melhor maneira de executar o golpe com eficácia mecânica e conseqüente economia energética. Assim, utilizou-se um dos princípios definidos por Jigoro Kano, da máxima eficiência com menor esforço.

Pode-se através da dinamometria e eletromiografia, verificar a diferença das três situações de treinamento. Foi comparado o método de treinamento proposto (fase ascendente), treinamento proposto executando o golpe em instante errado (fase descendente) e o treinamento tradicional (fase estática).

Através dos dados, comprovou-se que a fase ascendente exigiu menos força devido ao fato de ser executado aproveitando o movimento de impulsão do uke para executar o golpe. Já a fase descendente, foi à situação que exigiu mais força. Entre a situação ascendente e descendente houve uma diferença de 36%. Já a relação ascendente – estática, teve uma diferença média de 17,22%. Ou seja, é necessária uma força 17,22% maior da estática em relação a ascendente.

Pode-se observar também que alguns sujeitos tiveram dificuldade para executar os golpes, devido à complexidade do movimento, pois exige grande habilidade na realização do golpe com saltos do uke, além de velocidade. Outros fatores que influenciaram na má execução foram: o ambiente diferente, aparatos conectados no corpo, e ter que executar no espaço reduzido. Com isso, obteve-se curvas com comportamento bem diferentes entre sujeitos nos sinais eletromiográficos.

Pode-se também observar possíveis erros do tori, em comparação com os demais.

Além do método proposto ser uma outra alternativa de treinamento, que proporciona um aprimoramento da técnica, com maior percepção, melhora da velocidade. Pode também fazer com que o atleta consiga utilizar a movimentação e força do adversário (movimento do uke), em benefício próprio na execução do golpe.

Essa pesquisa pode ser estendida, acrescentando análises da cinemetria, verificando o ângulo do joelho e do tornozelo.

É necessário, mais estudos biomecânicos para que profissionais da área tenham mais recursos e ferramentas para melhora da performance de seus atletas. Com isso, pode-se desenvolver o esporte de forma consistente e eficaz.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C; BARBANTI, V.J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. 1 ed. São Paulo: Estação Liberdade Ltda, 2000. 269p.

AMADIO, A.C; BAUMANN, W. Kinetic and electromyographical analysis of the triple jump. **In: Techniques in athletics: conference proceedings**, Koln: Sport und Buch Strauss, 1990. p. 751-2.

AMADIO, A.C; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Lemos, 1998.

AMADIO, A.C; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para a análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v.21, p.61-85, dez. 2007.

BARSOTTINI, D; GUIMARÃES, A. E; MORAIS, P.R. Relação entre técnicas e lesões em praticantes de judô. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v.12, n.1,p.56-60, jan/fev. 2006.

BEEBLE'S FITNESS. **Stretches: The Quadriceps Stretch**. 2006. Disponível em <<http://beebleblog.com/2007/07/04/stretches-the-quadriceps-stretch/>>. Acesso em 16 de jun. 2010.

BLAIS, L; TRILLES, F; LACOUTURE, P. Three-dimensional joint dynamics and energy expenditure during the execution of a judo throwing technique (Morote Seoi Nage). **Journal of Sports Sciences**, Bath, v.25, n.11, p. 1211-1220, set. 2007.

CARPENTER, C.S. **Biomecânica**. 1 ed. Rio de janeiro: Sprint, 2005. 326p.

CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE JUDÔ (CBJ). **História do Judô**. 1999. Disponível em < <http://cbj.dominiotemporario.com/cbj/index.php?P=Institucional-Hist>>. Acesso em 15 jun. 2010.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applies Biomechanics**, Champaign, v.13, p.135-163, 1997.

DETANICO, D; SANTOS, S; REIS, D. Relação entre a proporcionalidade corporal de judocas e as técnicas de preferência: um enfoque biomecânico. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, São Paulo, v.15, n.3, p.15-22; abril 2007.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

FRANCHINI, E; DEL VECCHIO, F. B. **Preparação física para atletas de judô**. 1 ed. São Paulo: Phorte, 2008. 183p.

FRANCHINI, E; STERKOWICZ, S. Tática e técnica no judô de alto nível (1995 – 2001): considerações sobre as categorias de peso e os gêneros. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v.2, n.2, p. 125-138, fev. 2003.

HALL, S. J. **Basic Biomechanics**. 4 ed. New York: McGraw-Hill, 2003. 539p.

HAMILL, J; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1 ed. São Paulo: Manole, 1999. 532p.

HASEGAWA, M. et al. Analysis of ground reaction force and motion in the back shoulder throw. **Research Journal of Physical Education Chukyo University**. Nagoya, v.34, n.2, p. 49-56, mar. 1993.

IMAMURA, R. T. et al. A three-dimensional analysis of the center of mass for three different judô throwing techniques. **Journal of Sports Science and Medicine**, Sacramento, p.122-131, jul. 2006.

INOKIHARA, K. A study of Seoi Nage for Judo game. **The bulletin of the Okayama University of Science**. Okayama, n. 27. p. 297-310, set. 1991.

INTERNATIONAL JUDO FEDERATION (IJF). **Member federations**. 2007. Disponível em: <http://www.intjudo.eu/index.php?lang_id=2>. Acesso em: 15 jun. 2010.

INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY (ISEK). **Standards for reporting EMG data**. 1999. Disponível em: <http://www.isek-online.org/standards_emg.html>. Acesso em: 10 jun. 2010.

KANO, JIGORO. **Judô Kodokan**. 11 ed. São Paulo: Cultrix, 2008. 271 p.

KURAMOTO, C.T. **Desenvolvimento de um sistema bidimensional de monitoração da saída de nadadores**. 2005. 152f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2005.

MIRANDA, E. **Bases de anatomia e cinesiologia**. 5 ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2004. 544p.

MYFOOTSHOP. **Achilles Tendon Rupture**. 1999. Disponível em <<http://www.myfootshop.com/detail.asp?Condition=Achilles%20Tendon%20Rupture>>. Acesso em 16 de jun. 2010.

PALASTANGA, N; FIELD, D; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano – estrutura e função**. 3 ed. São Paulo: Manole, 2000. 764p.

ROCHA, V. L. **Judô – conquista de faixas**. Brasília: MEC – Divisão de Educação Física, 1967.

SANTOS, S. G; MELO, S. I. L. Biomecânica aplicada ao judô. In: FRANCHINI, E. **Judô – Desempenho Competitivo**. Barueri: Manole, 2001. p. 97-125.

SENIAM. **Sensor location**. 2006. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 10 abr. 2010.

SHINOHARA, MASSAO. **Manual de Judô Vila Sônia**. 3 ed. São Paulo: 1982. 51p.

SUGAI, VERA LUCIA. **O caminho do guerreiro I**. 1 ed. São Paulo: Gente, 2000. 227p.

TAKESHITA, K. **Judô (antigo Jiu-Jitsu)**. São Paulo: Cia Brasil Editora, 1985. 93p.

WILSON, NEY. **Judô – O caminho da suavidade**. 1 ed. São Paulo: Online, 2008. 98p.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

ACQUESTA, F.M, et al. O estudo da biomecânica do movimento humano no Brasil através da análise da distribuição das publicações da revista brasileira de biomecânica no período 2000 – 2006. **Revista Brasileira de Biomecânica**. São Paulo: v.8, n.15, nov. 2007. p. 67-73.

AMADIO, A.C; et al. **Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva**. Grupo de Biomecânica para a Rede do Centro de Excelência Esportiva do Ministério de Esporte e Turismo. (Rede CENESP – MET)

CARR, G. **Biomecânica dos esportes** – um guia prático. 1 ed. São Paulo: Manole, 1998. 214p.

COSTA NETO, P.L.O. **Estatística**. 2 ed. São Paulo: Blucher, 2002. 266p.

DAIGO, T. **Judo Kyoshitsu**. Tóquio: Oshukan, 1970. 219p. Japanese.

FEDERAÇÃO PAULISTA DE JUDÔ. (FPJ). **História do judô**. 1999. Disponível em: <http://www.fpj.com.br/historia/historia1.php?id=historia_judo01b.htm>. Acesso em 15 jun. 2010.

KOMATA, K. **Melhorando o Judô**. Tóquio: Seibidoshuppan, 2006. 141p. Japanese.

LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. Newark: n.13, 1997. p.135-163.

MARCHETTI, P.H; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, USP. 2006.

MONTEIRO, L. B. **O treinador de judô no Brasil**. 1 ed. Rio de Janeiro: Sprint, 1998. 113p.

OKUNO, E; FRATIN, L. **Desvendando a física do corpo humano – biomecânica**. 1 ed. Barueri: Manole, 2003. 202p.

OZKAYA, N, NORDIN, M. **Fundamentals of biomechanics – equilibrium, motion, and deformation**. 2 ed. New York: Springer, 1998. 393p.

RIBEIRO, S.R; TIERRA-CRIOLLO, C.J; MARTINS, R.A.B.L. Efeitos de diferentes esforços de luta de judô na atividade enzimática, atividade elétrica muscular e parâmetros biomecânicos de atletas de elite. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. São Paulo: v.12, n.1, jan/fev, 2006. p. 27-32.

SAITO, H; NANJO, M. **Judô**. 1 ed. Tóquio: Shinsei: 2008. 175p. Japanese.

THE KODOKAN JUDO INSTITUTE. **History of Kodokan Judo**. 1996. Disponível em: <http://www.kodokan.org/e_basic/history.html> Acesso em 15 jun. 2010.

TRIOLA, M. F. **Introdução à estatística**. 9 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2005. 655p.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Canadá, Wiley Interscience, 1990. 277p.

ANEXO A

MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Caro(a) Senhor(a)

Eu, EDUARDO YOSHINORI NAGATA, Aluno de Mestrado do Programa de Pós Graduação – Área de Projetos – Semiologia na Unesp - Campus de Guaratinguetá, portador do CPF 261786738-25, estabelecido à Av. Dr. Ariberto Pereira da Cunha, 333 - Pedregulho, na cidade de Guaratinguetá-SP, telefone para contacto nº 012-3125-6848, vou coordenar uma pesquisa cujo título é Análise biomecânica instrumental da técnica Morote Seoi Nage através de uma metodologia de treinamento.

O objetivo deste estudo é obter um protocolo para avaliação na execução da técnica de judô Morote Seoi Nage, através de uma metodologia de treinamento, para melhora da performance. O Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Doutor Tamotsu Hirata, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP-CAMPUS DE GUARATINGUETÁ.

Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contacto com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12245000, em São José dos Campos-SP, fone 012-3947-9076, e-mail janete@fosjc.unesp.br e comunique-se com a Coordenadora Profa.Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA. Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim deixar de participar do estudo. Também não haverá custo nem pagamento pela Colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido(a) a respeito das informações que lerei para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em realizar o experimento no Laboratório de Biomecânica da Unesp-Campus de Guaratinguetá, declaro conhecer quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

NOME/RESPONSÁVEL _____

RG _____ CPF _____

Endereço completo:- _____

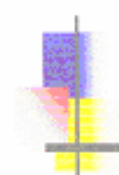
Assinat.Resp

Assinat.Pesquisador

ANEXO B

CERTIFICADO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / janeto@focjce.unesp.br



CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **085/2009-PH/CEP**, sobre **“Análise biomecânica instrumental da técnica de judô Morote Seoi Nage, através de uma metodologia de treinamento”**, sob a responsabilidade de **EDUARDO YOSHINORI NAGATA**, tendo como Orientador o Prof.Dr. Tamotsu Hirata, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 17 de novembro de 2009.



Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora