

JONATHAN ACHE DIAS

**CARACTERÍSTICAS DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM JUDOCAS:
EFEITOS DA POSTURA E DA DOMINÂNCIA, IMPLICAÇÕES SOBRE O
EQUILÍBRIO E SIMULAÇÃO DA TÉCNICA *MOROTE-SEIO-NAGE***

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO

JONATHAN ACHE DIAS

CARACTERÍSTICAS DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM
JUDOCAS: EFEITOS DA POSTURA E DA DOMINÂNCIA,
IMPLICAÇÕES SOBRE O EQUILÍBRIO E SIMULAÇÃO DA TÉCNICA
MOROTE-SEIO-NAGE

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano (Stricto Senso) como requisito parcial para a obtenção do título de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

JONATHAN ACHE DIAS

**CARACTERÍSTICAS DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM
JUDOCAS: EFEITOS DA POSTURA E DA DOMINÂNCIA,
IMPLICAÇÕES SOBRE O EQUILÍBRIO E SIMULAÇÃO DA TÉCNICA
*MOROTE-SEIO-NAGE***

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciência do Movimento Humano – Biomecânica, no Curso de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

Banca Examinadora:

Orientador:

Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Membro:

Prof. Dr. Andre Luiz Felix Rodacki
Universidade Federal do Paraná - UFPR

Membro:

Prof. Dra. Saray Giovana dos Santos
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Membro:

Prof. Dra. Stella Maris Michaelsen – UDESC
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Florianópolis, 21 de março de 2009.

Dedico este trabalho aos meus pais (Prof. Dr. José Francisco Silva Dias e Prof. Esp. Maria Inês Ache Dias) e a meus irmãos (Yuri e Raissa) que sempre estiveram ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a DEUS e a meus pais, sem os quais não chegaria neste momento.

A meu orientador Noé Gomes Borges Junior pela oportunidade de mostrar meu trabalho, pelos ensinamentos, parceria e amizade.

A prof. Susana Cristina Domenech pelos seus ensinamentos, incentivo e amizade.

A meus colegas e amigos LABINIANOS: Lucas Borges, Daniela Junckes, Murilo Schwinden, Marcelo Wentz, Márcio Borgonovo, Maércio Ternes, Raquel Petry, Luiz Belmonte, Ana Shiratori e Shelley Uhlig, entre mestrandos, mestres, graduandos e funcionários, pelo convívio e oportunidade de aprender um pouco com cada um.

Ao meu amigo Wladymir Kulkamp com o qual tive a oportunidade de conviver desde minha chegada na UDESC, pela parceria, pela sinceridade, pelas palavras de incentivo, tão importantes em diversas situações, e pelas infundáveis discussões filosóficas.

A minha princesa e colega Angélica Cristiane Ovando a qual encontrei “perdida por aí” e nos identificamos quase que “instantaneamente”. Pelo amor, companheirismo e parceria.

Aos demais colegas e amigos do CEFID/UDESC, mestrandos, professores e funcionários de outros laboratórios, que não citarei nomes com medo de esquecer algum, obrigado pela oportunidade de conviver com vocês.

Aos professores que compuseram a banca entre qualificação e defesa: Sensei Saray Gionvana dos Santos, obrigado orientações, sugestões e ensinamentos sobre o Judô; Prof. André Luiz Felix Rodacki, obrigado pelas palavras de incentivo, por nos receber de portas abertas e disponibilizar a estrutura do CECOM (Centro de Estudos do Comportamento Motor) da UFPR para que pudéssemos realizar parte das coletas do presente estudo.

A FUCAS (Fundação CASAN) a qual disponibilizou seus Judocas, sua estrutura física para realização do estudo e incentivo financeiro para deslocar os atletas até a UFPR.

As funcionárias da FUCAS: Deise Borges, pela amizade, pela ajuda, palavras de incentivo e apoio; e a Sensei Jaqueline Pereira pelos ensinamentos do Judô, pela ajuda e amizade.

A CAPES pelo fornecimento da bolsa de estudos.

RESUMO

DIAS, Jonathan Ache. **Características da força de preensão manual em judocas: efeitos da postura e da dominância, implicações sobre o equilíbrio e simulação da técnica *morote-seio-nage***. Florianópolis. 2008. 68 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

Orientador: Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior

Objetivo deste estudo foi analisar as características da força de preensão manual isométrica de judocas, os efeitos da postura corporal e da dominância, as suas implicações sobre o equilíbrio e a contribuição desta para execução da técnica de arremesso *morote-seio-nage*. Participaram do estudo oito judocas integrantes do programa Campeões nas Quadras e na Vida da FUCAS. Para tanto, foram utilizados um dinamômetro de preensão manual, uma plataforma estabilométrica, uma célula de carga, duas plataformas de força AMTI e equipamentos antropométricos. No primeiro momento foi avaliada a força de preensão manual isométrica máxima (FPIM) na mão dominante (D) e não-dominante (ND) durante 30 segundos na posição sentada, adaptada da Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (ASHT). Na segunda etapa foi avaliada novamente a força de preensão, na posição de pé, baseada na posição defensiva *Jigo-Hon-Tai* (JH), concomitantemente com o equilíbrio. Os sujeitos posicionaram-se sobre a plataforma estabilométrica onde, após 30 segundos apenas com a mão encostada no dinamômetro, que estava suspenso por um pedestal, realizaram a FPIM durante 30 segundos. As seguintes características da curva de preensão manual foram analisadas: força máxima (FMAX), percentual de queda, taxa de desenvolvimento da força e o Impulso (IMP). As características estabilométricas do centro de pressão (CP) analisadas foram: deslocamento da oscilação total, amplitude, desvio quadrático médio e velocidade média para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), velocidade total e área que engloba 95% dos valores. Na última etapa do trabalho foram analisadas as características da força de preensão manual, da puxada e as reações do solo durante a simulação da técnica *morote-seio-nage*. Foram empregadas as estatísticas descritiva e inferencial composta por dois delineamentos Anova fatorial 2x2 com duas variáveis dentre participantes, testes t, wilcoxon e de correlação cruzada, com nível de significância de 5% utilizando o software SPSS v.14.0. Os sinais gerados pelo dinamômetro de pressão manual e pela plataforma estabilométrica foram analisados por rotinas implementadas no software livre Scilab v.4.1.2. Os resultados demonstram que a variável IMP do teste de FPIM foi a que sofreu efeito genuíno da dominância e da postura corporal. A mão D apresentou melhor desempenho que a mão ND nas variáveis FMAX (ASHT) e IMP (JH). A posição ASHT apresentou melhor desempenho, pelo menos para a variável IMP da mão ND em comparação com a posição de pé (JH). A realização da FPIM durante a posição JH provocou perturbações significativas em todas as características do CP principalmente na direção AP. Entretanto, os testes de correlação cruzada indicam que a atividade de preensão e do equilíbrio estão relacionados. Também foram indicadas evidências da contribuição da força de preensão durante a simulação da técnica *morote-seio-nage*. Finalmente destacou-se a importância da força de preensão para o judoca e se propôs a inclusão mais detalhada desta capacidade em futuras pesquisas.

PALAVRAS-CHAVE: Força da Mão. Artes Marciais. Biomecânica. Controle Postural.

ABSTRACT

DIAS, Jonathan Ache. **Characteristics of judoka hand grip strength: body posture and dominance effects, implications on the balance and simulation of *morote-seio-nage* technique**. Florianópolis. 2008. 68 f. Thesis (Master in Human Movement Sciences) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

Orientador: Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior

The aim of this study was to analyze the performance of judoka hand grip strength, effects of body posture and dominance, implications on the balance and contribution of hand strength to execution of throwing technique *morote-seio-nage*. Eight healthy judokas of CASAN foundation participated in the study. The following equipment was used: a hand grip dynamometer, a stabilometric platform, a load cell, two AMTI force plates and anthropometric instruments. First, the maximal isometric hand grip strength in the dominant and non-dominant hand was evaluated during 30 s in a position adapted from the American Society of Hand Therapist (ASHT). Then was evaluated the hand grip strength in both hands, however, in standing position based in *Jigo-Hon-tai* (JH) position with the judoka on the stabilometric platform. During 60 s the judokas maintained this position with one hand touching the hand dynamometer (that was suspended at the height of the shoulder), during de last 30 s of this test the judoka executed maximal hand strength. The characteristics of hand strength curve were: maximal force (FMAX), final force, percentage of drop, rate of force development (TDF) and impulse (IMP). The following stabilometric characteristics of centre of pressure (CP) were analyzed: total displacement, amplitude, root mean square and mean velocity of anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) direction, total velocity and area (95% ellipse). In the last step, is was evaluated the performance of hand strength, pulled strength and the ground reaction forces during the *morote-seio-nage* technique simulation. Descriptive and inferential statistic analyses were used, composed of the two Anova fatorial 2x2 designs with two variables within participants, t test, wilcoxon test and cross-correlation, accept 5% of probability of significance using the software SPSS v.14.0. All equipment signals were analyzed by routines implemented in software Scilab v.4.1.2. The results showed that IMP variable was the characteristic more affected by body posture and dominance. The dominant hand show better performance that non-dominant hand at FMAX (ASHT) and IMP (JH). In adapted position of ASHT the hand strength shows better performance on non-dominant hand (IMP) in comparison with the JH position. The grip activity evaluated during the JH position caused significant perturbations on all CoP characteristics especially in the AP direction, however the cross-correlation tests indicated that activity of hand grip and balance were related. There was also evidence of hand grip contribution during the simulation of *morote-seio-nage* technique. Was finally highlighted the importance of hand grip strength to judoka and was proposed the inclusion of more detailed studies evolving this capacity in future researches.

KEYWORDS: Hand Strength. Martial Arts. Biomechanics. Postural Control.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Exemplo da curva força x tempo de preensão manual máxima durante 30 segundos.	20
Figura 2. Estabilograma de um sujeito na postura ereta irrestrita. A: a trajetória do CP. B: as amplitudes separadas nas direções ML e AP (Adaptado de Freitas e Duarte,2006, p.6).....	21
Figura 3. Modelo tridimensional da técnica de arremesso <i>morote-seoi-nage</i> dividida nas três fases (adaptado de BLAIS, TRILLES E LACOUTURE (2006; p.1216).....	24
Figura 4. Ilustração dos tipos de movimento preensivos e não-preensivos da mão (Wells and Greig, 2001, p.2).....	27
Figura 5. Três tipos de avaliação da função isométrica de pinça e cilíndrica (adaptado de CHAO, OPGRADE E AXMEAR apud NA <i>et al.</i> (1978, p.2).....	27
Figura 6. Os dinamômetros Jamar, qubit e takei (www.abledata.com ; www.physicalcompany.co.uk ; http://www.qubitsystems.com).	28
Figura 7. Curva ideal para sujeitos normais (Adaptado de Myers, Grennan e Palmer ,1980, p.370).....	32
Figura 8. Luva sensorizada (Gülke <i>et al.</i> , 2007, p.3).	33
Figura 9. Comprimento do polegar modificado (TLCm) (EKSHIOGLU, 2004, p.4).	38
Figura 10. Diagrama conceitual do sistema de controle postural (DUARTE (2000), p. 11). ..	39
Figura 11. Representação do modelo de um pêndulo invertido do corpo humano durante a postura ereta no plano sagital (adaptado de Duarte, 2000, p.17).....	41
Figura 12. A) Representação do modelo de pêndulo invertido duplo do corpo humano durante a postura ereta no plano sagital (adaptado de COLOBERT el al., 2006, p. 429) e B) as estratégias utilizadas durante o equilíbrio (adaptado de Winter, 1995, p.199).	42
Figura 13. Técnica <i>seoi-nage</i> (adaptado de Imamura <i>et al.</i> , 2006, pg.127).	50
Figura 14. Dinamômetro de preensão manual.....	54
Figura 15. Plataforma estabilométrica (vista superior) em conjunto com o pedestal do dinamômetro de preensão manual.	55
Figura 16. Estrutura e dimensões da plataforma estabilométrica (vista superior).....	56

Figura 17. Dinamômetro de preensão manual acoplado a uma célula de carga comercial.....	57
Figura 18. Posicionamento adaptado do protocolo de avaliação proposto pela ASHT.	58
Figura 19. Medida do tamanho da mão.	59
Figura 20. Pegada básica da posição defensiva <i>Migui-Jigotai</i> (KANO, 1994, p.38).....	60
Figura 21. Figura ilustrativa da posição adotada durante a segunda etapa do presente estudo.	61
Figura 22. Plataformas de forças, dinamômetro de preensão manual, célula de carga, acoplamento com elástico e fixação com cordas durante simulação da técnica <i>Morote-Seio- Nage</i> (figura ilustrativa).....	62
Figura 23. Desempenho da força de preensão manual de um judoca em diferentes condições de dominância e posição corporal.	65
Figura 24. Gráfico de linha sobre a interação entre as variáveis dominância e posição corporal em FMAX.....	69
Figura 25. Curvas de preensão manual sobrepostas, representativas de três judocas.	74
Figura 26. A) o deslocamento do CP nas direções ML e AP durante a realização da FPIM de um sujeito e B) o Estatocinesiograma antes (preto) e durante (cinza) a atividade.....	77
Figura 27. Desempenho cinético da execução da técnica <i>Morote-Seio-Nage</i> na mão dominante (D) e não-dominante (ND) da judoca mais experiente.....	84
Figura 28. Desempenho cinético da execução da técnica <i>Morote-Seio-Nage</i> na mão D e ND da judoca mais experiente.....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características gerais dos judocas.....	64
Tabela 2. Desempenho da FPIM na mão dominante e não-dominante na posição adaptada da ASHT.....	66
Tabela 3. Desempenho da FPIM na mão dominante e não-dominante na posição de defensiva <i>Jigo-Hon-Tai</i>	67
Tabela 5. Comparações múltiplas (efeitos simples) dos parâmetros FMAX e IMP da preensão manual.....	70
Tabela 6. Efeitos principais da atividade de preensão máxima sobre os parâmetros do equilíbrio.....	76
Tabela 7. Efeitos simples (Comparações múltiplas) da atividade de preensão manual máxima sobre os parâmetros do equilíbrio.....	79
Tabela 8. Correlação cruzada entre o sinal da força de preensão e do centro de pressão.	82

LISTA DE ANEXOS E APÊNDICES

Apêndice A. TCLE do Comitê de ética.....	106
Apêndice B. Rotina em scilab para calcular o impulso da curva de preensão	109
Apêndice C. Rotina em scilab para calcular as variáveis CP	111
Apêndice D. Estudo piloto	114
Apêndice E. Calibração do dinamômetro de preensão manual	120
Apêndice F. Calibração da célula de carga comercial e teste do limite da carga elástica do elástico utilizado no estudo.....	123
Apêndice G. Limiar de carga e exatidão da plataforma estabilométrica.....	125
Apêndice H. Equipamentos Antropométricos	129

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

%F – Percentual de queda da força

AMPAP – Amplitude de deslocamento do CP na direção AP

AMPML – Amplitude de deslocamento do CP na direção ML

AP – Deslocamento Ântero-Posterior do CP

ASHT - *American Society of Hand Therapists*

CASAN - Companhia Catarinense de Águas e Saneamento

CG – Centro de Gravidade

CM – Centro de Massa

CP – Centro de Pressão

D – dominante

DL – dominância de luta

DMI – dominância dos membros inferiores

DMS – dominância dos membros superiores

DOT – Deslocamento de Oscilação Total do CP

EST - Estatura

FFINAL – Força no instante final do teste de preensão manual

FMAX – Força máxima aplicada no dinamômetro de preensão manual

FPIM - Força de preensão isométrica máxima

FUCAS – Fundação CASAN

GRAD – graduação do judoca

F_x – força aplicada no eixo x

F_y - força aplicada no eixo y

Fz - força aplicada no eixo z

JH – posição defensiva *Jigo-Hon-tai*

IAJR - *International Association of Judo Researchers – University of Bach*

LABIN – Laboratório de Instrumentação

IMP – Impulso

MC – Massa Corporal

ML – Deslocamento Médio-Lateral do CP

Mx – Momento aplicado no eixo x

My - Momento aplicado no eixo y

Mz - Momento aplicado no eixo z

ND – Não dominante

LED – Diodo emissor de luz

RMSAP – Desvio quadrático médio do CP na direção AP

RMSML – Desvio quadrático médio do CP na direção ML

TDF - Taxa de desenvolvimento da força de preensão

TM - tamanho da mão

TP – tempo de prática no judô

VELOAP– Velocidade Média de deslocamento do CP na direção AP

VELOML – Velocidade Média de deslocamento do CP na direção ML

VT – Velocidade Total de deslocamento do CP

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 PROBLEMA	15
1.2 OBJETIVOS	17
1.2.1 Geral	17
1.2.2 Específicos	17
1.3 JUSTIFICATIVA	18
1.4 HIPÓTESE(S)	19
1.4.1 Geral	19
1.4.2 Específicas.....	19
1.5 VARIÁVEIS.....	19
1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	22
1.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	22
1.8 DEFINIÇÃO DE TERMOS	23
2 REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1 PREENSÃO MANUAL.....	26
2.1.1 Métodos e parâmetros de avaliação	30
2.1.2 Características que influenciam na medida da força de preensão.....	33
2.1.2.1 Tamanho da Empunhadura.....	36
2.2 EQUILÍBRIO POSTURAL.....	38
2.3 CONTROLE MOTOR: CONTROLE POSTURAL E PREENSÃO MANUAL.....	44
2.4 COMPORTAMENTO MOTOR NO JUDÔ	46
3 MATERIAIS E MÉTODOS	52
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	52
3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO	52
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	53
3.3.1 Planilha de Cadastro.....	53
3.3.2 Dinamômetro de preensão manual.....	53

3.3.3 Plataforma Estabilométrica	54
3.3.4 Célula de Carga e Elástico	56
3.3.5 Sistema de Aquisição de Dados	57
3.4 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS	57
3.5 TRATAMENTO DOS DADOS E ESTATÍSTICA	62
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	64
4.1 EFEITOS DA DOMINÂNCIA E DA POSIÇÃO CORPORAL	65
4.2 A FORÇA DE PREENSÃO E O EQUILÍBRIO POSTURAL	76
4.3 ANÁLISE CINÉTICA DA SIMULAÇÃO DA TÉCNICA <i>MOROTE-SEIO-NAGE</i>	82
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	88
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

A força muscular é uma característica muito importante na prática de diversos esportes e seu desempenho pode ser decisivo para o sucesso de um atleta. A avaliação da força muscular é utilizada em diversas áreas, com objetivos particularmente diferentes, avaliando os diferentes tipos de contração muscular: isocinética, isotônica e isométrica (NOVO JR, 1998).

Dentre as avaliações de força de grupos musculares encontrados na literatura, a força de preensão manual é freqüentemente avaliada. A preensão manual é um movimento do homem e dos primatas (NAPIER, 1983), extremamente útil nas atividades da vida diária e utilizada com ênfase em diversos esportes. Basicamente é a capacidade da mão de segurar e/ou manipular objetos. Dos diversos esportes que utilizam a força de preensão manual com predominância em sua prática está o judô e, segundo Alvin (1975), o *Kumi-Kata*, forma de “agarrar” o adversário, é de extrema importância para o Judoca.

Diversos estudos com judocas na linha de comportamento motor vêm sendo desenvolvidos ao longo dos últimos anos, avaliando o equilíbrio (BARRAULT, 1991; PERIN *et al.*, 2002; PAILLARD *et al.*, 2008; PAILLARD, MONTOYA & DUPUI, 2005; YOSHITOMI *et al.*, 2006; PAILLARD, MONTOYA & DUPUI, 2007), os parâmetros posturais e marcha (MESQUITA *et al.*, 2002), a lateralidade (MIKHEEV *et al.*, 2002) e comportamentos cinéticos e cinemáticos da execução de técnicas específicas (IMAMURA *et al.*, 2006; IMAMURA *et al.*, 2007; PUCSOK & NELSON, 2001; BLAIS, TRILLES & LACOUTOR, 2007; BLAIS & TRILLES, 2006).

Apesar do interesse dos pesquisadores em compreender melhor o comportamento motor do judoca é nítida a carência de trabalhos envolvendo a força de preensão manual. Não são encontrados estudos que envolvem diretamente a avaliação dessa capacidade em judocas, mesmo em trabalhos supracitados que avaliaram técnicas de luta. Outros trabalhos (AZIZ, TANE & TEH 2002, DOURIS *et al.*, 2004 e WARRINGTON *et al.*, 2001) avaliaram atletas de outras artes marciais utilizando essa capacidade apenas como parâmetro de avaliação da aptidão física. Como na maioria dos trabalhos encontrados na literatura, envolvendo a

preensão manual, é apenas analisado o valor máximo atingido em um teste máximo utilizando um dinamômetro, Silva (2006) talvez seja o único pesquisador a analisar as curvas força vs tempo de preensão manual isométrica máxima em atletas de diferentes modalidades esportivas, inclusive de judocas, em busca de diferenças de desempenho dessa capacidade entre as modalidades.

Outro aspecto que não é abordado na literatura é o desempenho dessa capacidade em diferentes posições corporais em judocas. Su *et al.* (1994) encontraram maiores valores de força de preensão máxima na posição em pé com o ombro flexionado 180° e cotovelo estendido em comparação com outras posições de ombro e cotovelo em sujeitos normais. Watanabe *et al.* (2005) não encontraram diferenças significativas entre a posição sentada e em pé. No entanto, em ambos os trabalhos, observou-se apenas os valores máximos, não sendo avaliado o desempenho da curva força vs tempo, que apresenta maior riqueza de informações sobre a preensão manual. Adicionalmente, nenhum estudo foi encontrado explorando essa medida de força máxima dentro de um contexto como, por exemplo, durante a execução de um gesto esportivo, com exceção dos trabalhos de Imrhan (2003), voltado à área de ergonomia e Fowler & Nicol (2001), voltado ao controle motor na manipulação de objetos.

Apesar do *Kumi-Kata* ser de suma importância para o judoca (ROBERT, 1998; ALVIN, 1975), é consenso que o princípio fundamental do judô é o equilíbrio (ROBERT, 1998; ALVIM, 1975; KANO, 1994). Sabe-se que, devido ao treinamento, atletas mais experientes e mais treinados possuem melhor capacidade de manter o equilíbrio, tanto em situações ditas como estáticas, quando um sujeito permanece de pé, parado, quanto em situações dinâmicas (PAILARD ET AL, 2002; YOSHITOMI ET AL, 2006, PAILLARD, MONTROYA & DUPUI, 2007). Por consequência da aquisição de novas habilidades motoras/posturais esses atletas também alteram suas preferências laterais, induzidos por uma especialização hemisférica cerebral (MIKHEEV *et al.*, 2002).

Contudo, alguns pesquisadores como Momiyama *et al.* (2006), Kato, Miyaoto & Sgimizu (2004) e Wing, Flanagan & Richardson (1997) vêm buscando em sujeitos que apresentam patologias neurológicas e sujeitos normais (não-atletas), estabelecer relações entre os movimentos de preensão e as respostas posturais, visto que movimentos dos membros superiores geram perturbações no controle do equilíbrio. Portanto, partindo do pressuposto que o equilíbrio é a base do judô e o *kumi-kata* é a forma de contato entre dois judocas, cria-se a necessidade de avaliar judocas dentro desse contexto, avaliando a força de preensão manual concomitantemente com o equilíbrio postural. Adicionalmente, torna-se interessante analisar

as características da força de preensão durante a simulação de uma técnica do judô, visto que pouco se sabe sobre contribuição da preensão manual para o movimento global da técnica.

A fim de compreender melhor a característica da preensão manual durante a execução de uma técnica e a sua relação com a postura corporal e o equilíbrio, contribuindo assim diretamente com o conhecimento do atleta e do treinador de judô, tanto na avaliação e treinamento quanto na seleção de talentos para o esporte, foi formulado o seguinte problema de pesquisa: **QUAIS AS CARACTERÍSTICAS DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL ISOMÉTRICA DE JUDOCAS, OS EFEITOS DA POSTURA CORPORAL E DA DOMINÂNCIA, AS IMPLICAÇÕES SOBRE EQUILÍBRIO E CONTRIBUIÇÃO DURANTE SIMULAÇÃO DA TÉCNICA DE ARREMESSO *MOROTE-SEIO-NAGE*?**

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Geral

Analisar as características da força de preensão manual isométrica em judocas, os efeitos da postura corporal e da dominância, as suas implicações sobre o equilíbrio e a contribuição desta para execução simulada da técnica de arremesso *morote-seio-nage*.

1.2.2 Específicos

- verificar e comparar as características da força de preensão manual isométrica entre a mão-dominante e não dominante na posição corporal sentada e na posição *Jigo-Hontai* (defensiva, em pé).
- comparar as características da força de preensão manual isométrica entre a posição sentada e a posição *Jigo-Hontai*.
- verificar se a preensão manual isométrica gera perturbações no equilíbrio postural quando realizado durante uma simulação de posição *Jigo-Hontai*.
- verificar se existe relação entre a força de preensão manual isométrica e o equilíbrio postural durante a posição defensiva.
- verificar as características da força de preensão manual durante a simulação da técnica de arremesso *Morote-Seoi-Nage*.

1.3 JUSTIFICATIVA

O Judô ou “caminho suave” é um esporte olímpico e uma arte-marcial praticada mundialmente. Sua origem moderna, datada de 1882, com base no *Jiu-Jitsu*, teve como idealizador Jigoro Kano (KANO, 1994; OLIVEIRA, 2007). Apesar de trabalhar o corpo como um todo, força e a flexibilidade geral, o esporte apresenta predomínio de atividades de preensão manual (pegada), deslocamento sobre o tatame, quedas e golpes de projeção do oponente no solo (LASSERRE, 1975; ROBERT, 1988).

O judô é um método de combate baseado na velocidade e agilidade. Ceder para vencer é o grande princípio. No entanto, é preciso recorrer à força no judô e, mesmo por vezes, ao uso de muita força. O problema é saber dosá-la. O venerável mestre Kano explicou-se: “O mínimo de força para o máximo de eficácia”. O judô deve procurar resolver cada caso aplicando as regras da economia dinâmica (ROBERT, 1988). É consenso entre diversos autores de livros sobre judô que o judoca deve utilizar a força com inteligência. No entanto, no judô competitivo a força muscular é um elemento muito importante para o desempenho. Treinar músculos ou grupos musculares específicos durante movimentos simulados de luta resulta em melhora nas técnicas de execução (BLAIS & TRILLES, 2007).

Também é de comum acordo na literatura que o equilíbrio é o princípio fundamental do judô (LASSERRE, 1975; ROCHA, 1967; KANO, 1994). Contudo, a pegada é o primeiro contato entre dois atletas na luta e fornece o apoio básico para a execução de outras técnicas. Portanto, o movimento de preensão manual é muito importante para a prática desse esporte. Apesar de existirem técnicas de pegada definidas empiricamente, o desempenho da preensão manual tanto de atletas de judô quanto de outras modalidades esportivas, não é completamente explorado na literatura, bem como a avaliação e treinamento específico da preensão.

Em qualquer situação no judô, a pegada deverá ser firme sem ser rígida ou reveladora do tipo de técnica a ser aplicada. Na aplicação da técnica a pegada deverá continuar firme, mantendo a tensão até sua finalização. Nos punhos concentra-se toda a força e determinação para a execução do golpe (ALVIN, 1975).

Como o fundamento principal do judô é o equilíbrio e o primeiro contato com os adversários é a pegada, sendo que o controle dos mesmos acontece concomitantemente, a relação da preensão manual com equilíbrio necessita ser investigada. A inclusão dos membros superiores na análise das respostas posturais tem provocado evidências adicionais da adaptabilidade dos mesmos, no contexto biomecânico, para realização de diferentes tarefas. O

acoplamento entre a regulação da postura corporal e o controle dos membros superiores tem sido estudado, sendo previsível que os movimentos voluntários do braço e da mão produzam perturbações no equilíbrio (WING, FLANAGAN & RICHARDSON, 1997). Identificar essa relação e/ou as perturbações no equilíbrio, geradas pela atividade de preensão manual, pode ser importante para a dinâmica do esporte e para tomada de decisão do judoca no momento da luta.

1.4 HIPÓTESE(S)

1.4.1 Geral

A força de preensão manual isométrica de judocas sofre efeitos da postura corporal e da dominância, causa efeito sobre controle postural e está relacionada com o equilíbrio.

1.4.2 Específicas

Hipótese 1 – a mão dominante apresenta maior desempenho que a mão não-dominante na posição sentada e na posição *Jigô-Hontai*.

Hipótese 2 – ambas as mãos apresentam maior desempenho na posição *Jigo-Hontai*.

Hipótese 3 – a execução da força de preensão manual isométrica em posição *Jigo-Hontai* provoca perturbações no controle do equilíbrio aumentando a instabilidade do judoca.

Hipótese 4 – existe relação entre a força de preensão manual isométrica e a capacidade do judoca em manter o equilíbrio.

1.5 VARIÁVEIS

FORÇA DE PREENSÃO ISOMÉTRICA MÁXIMA (FPIM) – Conceitualmente: é a capacidade do ser humano em realizar força máxima com as mãos em um dinamômetro durante determinado tempo. **Operacionalmente:** foi mensurada durante 30 segundos, registrando a curva força vs tempo (Figura 1). Da curva foram analisados os seguintes parâmetros: força máxima (FMAX), o valor máximo de força medido durante o teste, expressa em Newton (N); força final (FFINAL), o valor de força no instante 30 segundos; percentual de queda (%F), diferença percentual entre a FMAX e FFINAL expressa pela equação: $\%F = (FMAX - FFINAL * 100) / FMAX$; taxa de desenvolvimento da força (TDF),

entendida no presente estudo como a razão entre a FMAX e a diferença de tempo entre o início da aplicação da força (TEMPINI) no dinamômetro e o instante onde a força máxima é atingida (TEMPMAX), expressa pela equação $TDF = FMAX / (TEMPMAX - TEMPINI)$ com a unidade expressa em N/ms e o impulso (IMP) que representa a integral da área sobre o gráfico com a unidade expressa em N.s.

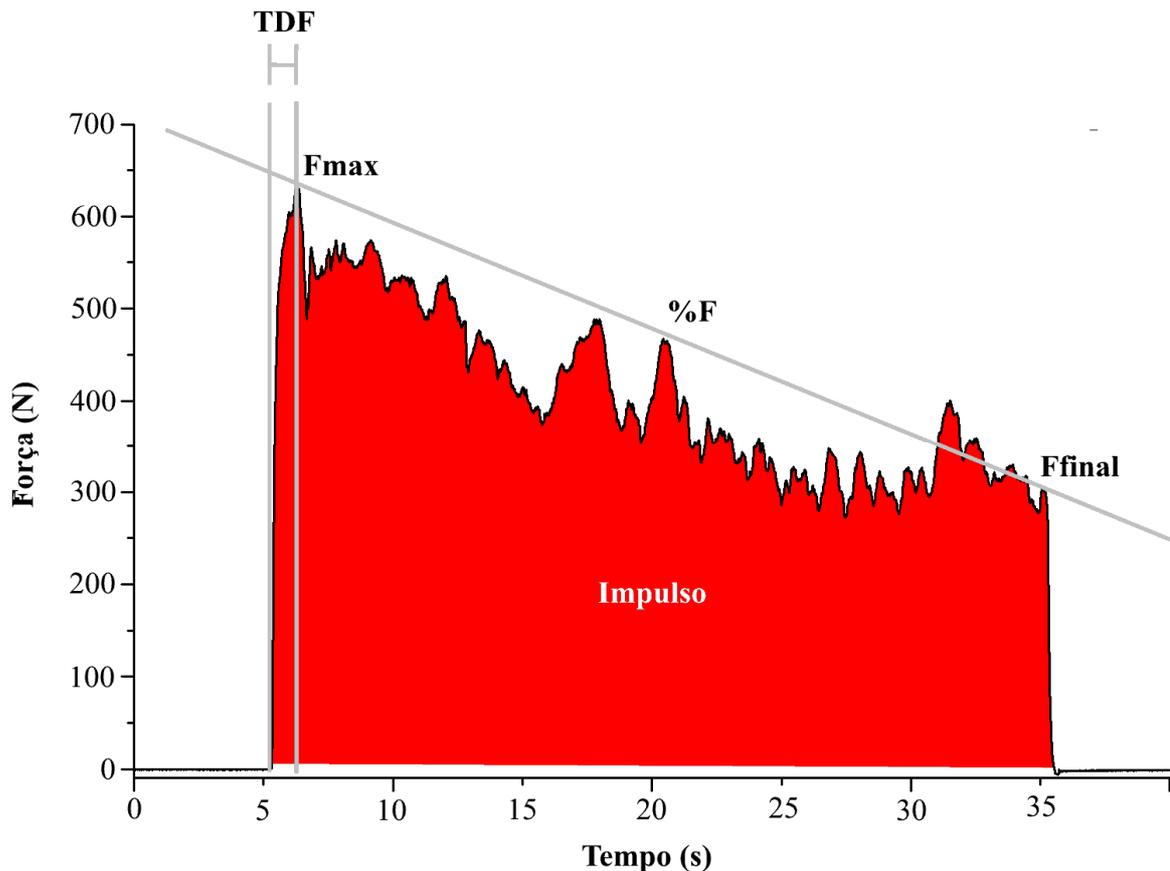


Figura 1. Exemplo da curva força x tempo de prensão manual máxima durante 30 segundos.

CENTRO DE PRESSÃO (CP) – Conceitualmente: é a localização do vetor resultante da força de reação do solo, no plano horizontal, nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), medido com uma plataforma de forças (estabilometria), expressa a oscilação corporal que pode representar o equilíbrio postural. **Operacionalmente:** foi mensurada durante 60 segundos. As seguintes características em relação a seu deslocamento foram analisadas: deslocamento da oscilação total (DOT), tamanho ou comprimento da trajetória nas direções AP e ML; a área (AREA) (mm^2), estima a dispersão dos dados pelo cálculo da área do estatocinesigrama, foi calculada a elipse que engloba 95% dos valores, sendo que os dois eixos desta elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais nas direções AP

e ML; a amplitude (AMP) (mm), distância entre o deslocamento máximo e mínimo nas direções AP (AMPAP) e ML (AMPML); o desvio quadrático médio (RMS) (mm) nas direções AP (RMSAP) e ML (RMSML), velocidade média, em cada direção (VELOAP e VELOML) e a velocidade total (VT).

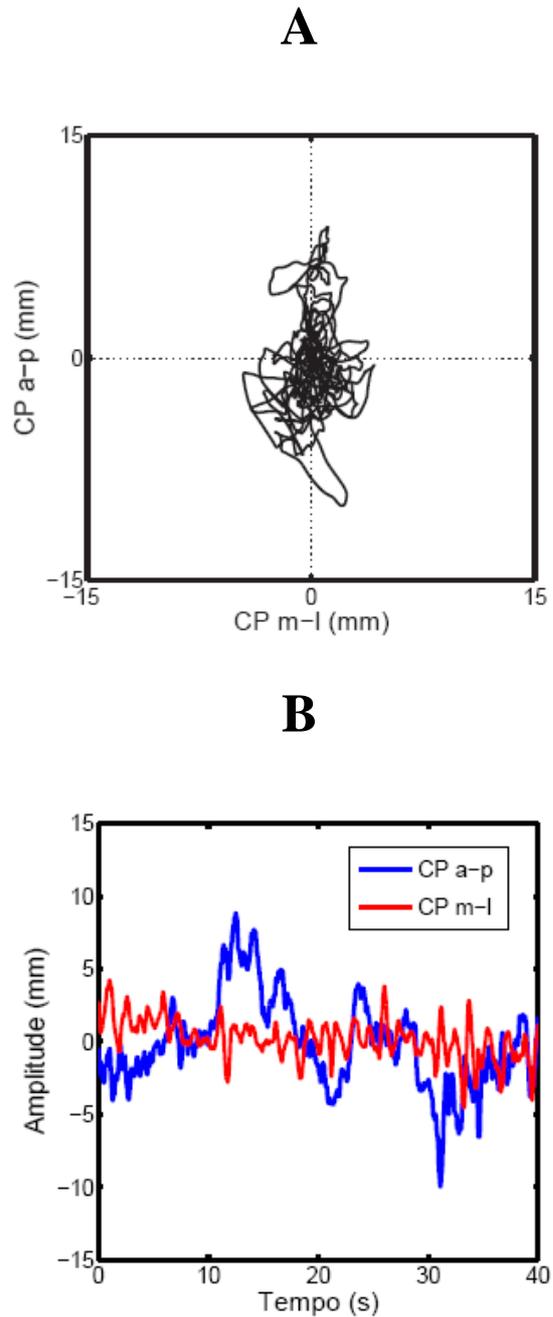


Figura 2. Estabilograma de um sujeito na postura ereta irrestrita. A: a trajetória do CP. B: as amplitudes separadas nas direções ML e AP (Adaptado de Freitas e Duarte,2006, p.6).

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS – Conceitualmente: são definidas como medidas sobre a forma e a composição do corpo. **Operacionalmente:** Estas características foram medidas utilizando-se de balança, estadiômetro e antropômetro. As seguintes características foram medidas: massa corporal (MC); estatura (EST); tamanho da mão (TM); medida entre a extremidade da falange distal do polegar e do dedo mínimo quando a mão esta aberta sobre uma mesa; a massa corporal é expressa em kg, a estatura em metros e as demais em milímetros.

FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO - Conceitualmente: são definidas como as forças de reação vertical e horizontais aplicadas por um corpo no solo medidas por uma plataforma de forças completa. **Operacionalmente:** Foram analisadas as forças nos eixos x, y e z. As forças são expressas em N.

FORÇA DA PUXADA - Conceitualmente: medida da força de puxada do braço em um dinamômetro. **Operacionalmente:** durante simulação da técnica de arremesso *Morote-Seio-Nage*. A força foi expressa em Newton (N).

1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo se propôs a avaliar um grupo de oito judocas. Foram analisadas as curvas de desempenho força vs tempo da preensão manual isométrica na mão dominante e não-dominante, em duas posições corporais, e o equilíbrio postural durante a posição de pé. Em outra etapa as forças de reações do solo, de preensão manual e puxada do braço foram medidas durante a fase *kuzushi* da técnica de arremesso *Morote-Seio-Nage*.

1.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Diferentes tipos e tamanhos de pegada são utilizados durante uma luta de judô, com diferentes atletas em diferentes *judoguis*. No presente estudo foi analisada somente a força de preensão classificada na literatura como *Power Grip*, onde existe inibição da ação do polegar, com um tamanho da pegada pré-definido onde o sujeito pode realizar o máximo de força possível. Esse tipo de pegada se aproxima muito da pegada da gola do *Judogui* realizada pelos judocas, mas não simula perfeitamente o movimento. Essa pode ser entendida como a primeira limitação deste estudo.

Outra limitação diz respeito à análise do equilíbrio em posição restrita de luta (*Jigo-Hon-Tai*) e sua relação com a força de preensão manual. Como o judô é um esporte extremamente dinâmico, o ideal seria analisar essa relação avaliando o equilíbrio dinâmico. No entanto, não foi possível desenvolver um instrumento para este tipo de análise.

Durante a fase de análise da execução simulada da técnica *morote-seio-nage* não foi utilizada a técnica de cinemetria, impossibilitando a análise de outros parâmetros, como os momentos articulares apresentados em trabalhos encontrados na literatura.

A utilização de um pequeno grupo de judocas inexperientes também se configura como uma limitação, pois não permite a inferência dos resultados do presente estudo para a população de judocas existente.

1.8 DEFINIÇÃO DE TERMOS

Preensão Manual – envolve movimentos em que um objeto, fixo ou solto, é agarrado por uma ação de apertar ou pinçar entre os dedos e a palma da mão (NAPIER, 1983).

Equilíbrio Postural – É um termo genérico que descreve a dinâmica da postura corporal para prevenir quedas. É relacionado às forças inerciais atuando sobre o corpo e as características inerciais dos segmentos corporais (WINTER, 1995). Biomecanicamente, o equilíbrio é definido como a habilidade de manter e controlar o centro de gravidade (CG) do corpo dentro dos limites da base de suporte, definida pela área da base dos pés durante a postura ereta (DUARTE, 2000).

Puxada – termo atrelado à medida da força de puxada do dinamômetro durante aplicação simulada da técnica *Morote-Seio-Nage*.

Tori - indica o judoca que ataca, executa uma técnica com o objetivo de desequilibrar o adversário (KANO, 1994).

Uke – indica o judoca que recebe a aplicação de uma técnica e é desequilibrado (KANO, 1994).

Judogui - vestimenta usada pra a prática do judô. É constituída de um casaco, uma calça e uma faixa (KANO, 1964).

Morote-Seio-Nage – é uma técnica de arremesso classificada como técnica de mão (KANO, 1994) (Figura 3) que traduzida significa “com as duas mãos, levar as costas e arremessar”. O *Tori* puxa, por exemplo, com a mão esquerda o braço direito do *Uke*, coloca o cotovelo direito sob a axila do *Uke* e o arremessa ao solo (ROBERT, 1964).

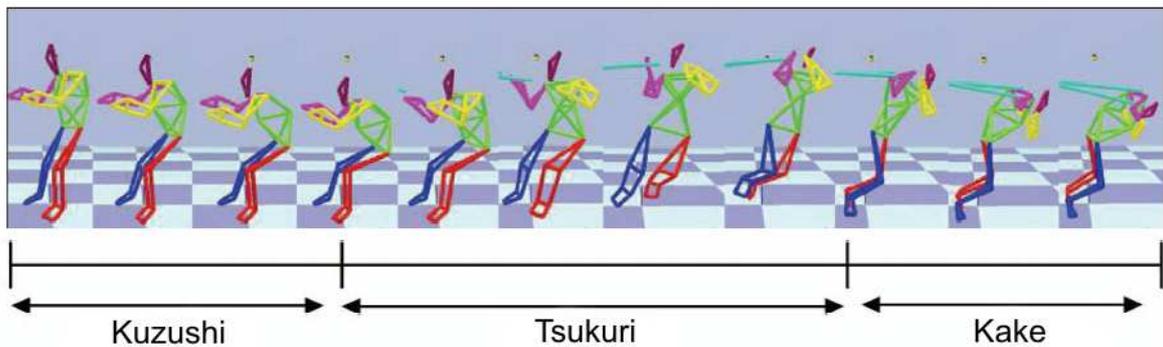


Figura 3. Modelo tridimensional da técnica de arremesso *morote-seoi-nage* dividida nas três fases (adaptado de BLAIS, TRILLES E LACOUTURE (2006; p.1216).

Kuzushi – primeira fase de uma técnica de arremesso. É a fase preparatória definida como o rompimento do equilíbrio, utilizando todo o corpo, tanto empurrando, quanto puxando o oponente (KANO, 1994).

Tsukuri - segunda fase de uma técnica de arremesso. Depois de desequilibrar o oponente é necessário posicionar o corpo para o arremesso (KANO, 1994).

Kake – fase final de uma técnica de arremesso. É a fase de aceleração e a projeção do *Uke* no solo (KANO, 1994).

Kumi-kata – É a forma de agarrar o adversário, que tem extrema importância para o judoca (ROBERT, 1964).

Jigo-Hon-Tai – posição defensiva adotada durante a luta que é caracterizada pelo afastamento dos pés, um a frente do outro e pela flexão dos joelhos. Pode ser esquerda (*Hidari-Jigotai*) ou direita (*Migui-Jigotai*) dependendo do lado do corpo com a qual foi executada (KANO, 1994).

Sincinesia – “a sincinesia global ou irradiação motora é um movimento involuntário associado com a coativação de numerosos músculos em um membro quando o oposto é ativado” (HWANG *et al.*, 2005, p.755).

2 REVISÃO DA LITERATURA

O movimento de preensão manual, bem como o equilíbrio postural, são, aparentemente, movimentos simples. No entanto, se os analisarmos com parâmetros mecânicos e funcionais esses são movimentos consideravelmente complexos. A fim de apresentar o estado da arte dos trabalhos científicos dessas duas capacidades humanas, esta revisão de literatura pretende abordar os seguintes tópicos: a força de preensão manual, os métodos de avaliação, os instrumentos e parâmetros que influenciam na medida da força de preensão, as características biomecânicas do equilíbrio, o sistema de controle postural, os métodos de medição e os parâmetros de avaliação (estabilometria). Para finalizar, serão abordados neste tópico estudos que envolvem medições biomecânicas em judocas com ênfase nas avaliações de força e equilíbrio.

2.1 PREENSÃO MANUAL

Em geral, os movimentos da mão são divididos em dois grupos, os preensivos e os não-preensivos. Os preensivos envolvem a preensão e exploração, total ou parcial, de um objeto. Os não-preensivos não envolvem o ato de agarrar algum objeto, são os movimentos da mão como um todo (NAPIER, 1983). Apesar da infinidade de movimentos que as articulações das mãos permitem realizar, Wells & Greig (2001) buscaram estabelecer uma taxonomia a fim de classificar os tipos de movimento da mão, apresentada na figura 4.

A caracterização da função da mão humana em movimentos preensivos tem sido realizada principalmente por medição da força isométrica máxima, que pode ser exercida sobre um dinamômetro em inúmeros padrões de pegada (AN *et al.*, 1985), por exemplo, as mais avaliadas na literatura: *power grip* (que vem do termo *grasp* que significa apertar um objeto cilíndrico, no entanto, inibe a ação do polegar como consta na figura 4 – C1'), *key grip* (pinch lateral) e a *pinch grips* (*tip pinch and ulnar pinch*) (AN *et al.*, 1985; NOVO JR., 1998). A figura 5 demonstra os três tipos de força de pinçar e o movimento de apertar. A força de preensão do tipo *Power grip* é conhecida no Brasil como preensão palmar.

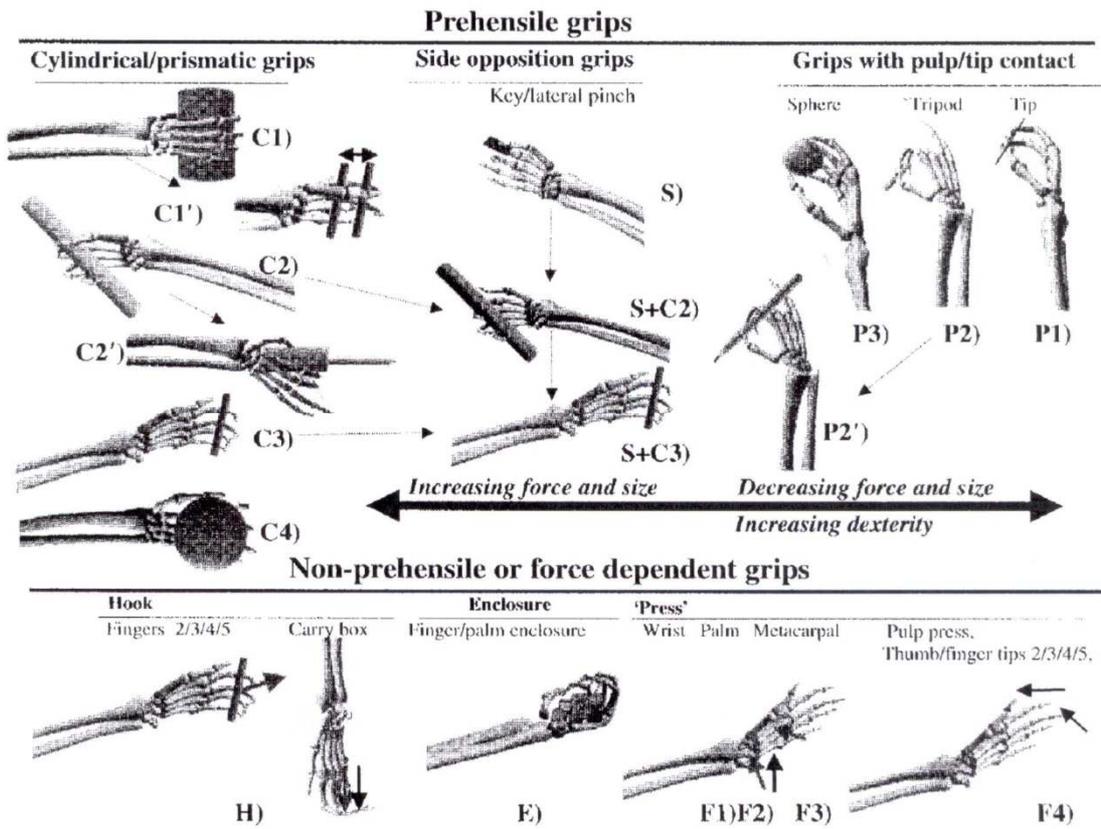


Figura 4. Ilustração dos tipos de movimento preensivos e não-preensivos da mão (Wells and Greig, 2001, p.2).

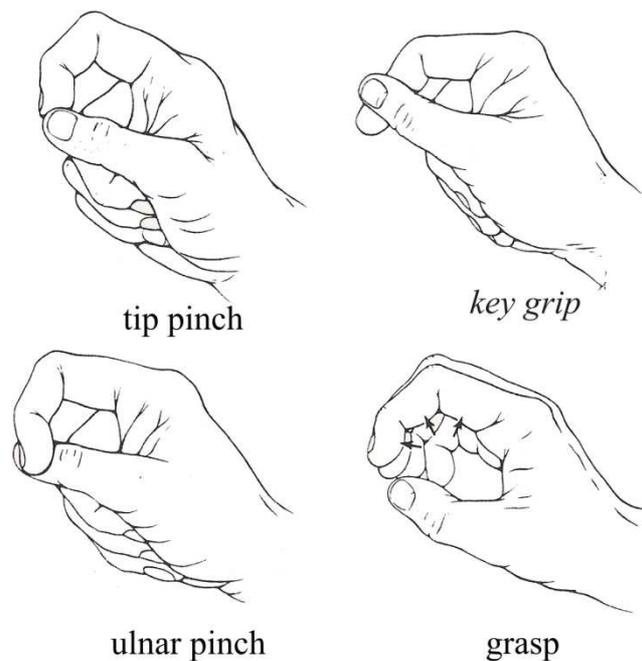


Figura 5. Três tipos de avaliação da função isométrica de pinça e cilíndrica (adaptado de CHAO, OPGRADE E AXMEAR apud NA *et al.*(1978, p.2).

Normalmente a força de preensão é mensurada utilizando-se dinamômetros ou outros tipos de transdutores como os de pressão (desenvolvidos com base nos princípios de um esfigmomanômetro) primordialmente utilizados por Lee *et al.* (1974). Dentre os diversos equipamentos encontrados no mercado, o dinamômetro Jamar (Patterson Medical Products, EUA) é largamente utilizado, sendo considerado um equipamento ouro. No entanto, esse equipamento, assim como o Digital hand dynamometer (Takei, Smedley; Tokyo, Japan) (WATANABE *et al.*, 2005), são capazes de detectar somente o valor de força máxima alcançado. Já o dinamômetro Qubit (Qubit Systems Inc., Kingston, Ontario, S215), por exemplo, é um dos instrumentos encontrados no mercado que permite adquirir uma curva força vs tempo de preensão manual. A figura 6 ilustra os equipamentos citados.



Figura 6. Os dinamômetros Jamar, qubit e takei (www.abledata.com ; www.physicalcompany.co.uk; <http://www.qubitsystems.com>).

A avaliação da força de preensão manual é clinicamente importante na determinação da capacidade da mão de gerar força e estimar uma habilidade pessoal para desempenhar atividades da vida diária, do trabalho (FIEBERT, 1995; SMITH *et al.*, 1989) e dos esportes (NICOLAY & WALKER, 2005). Várias atividades ocupacionais e esportivas requerem a manutenção de um nível de preensão suficiente para maximizar o controle, o desempenho e diminuir o risco de lesão. Os fatores que são considerados durante estas atividades incluem o

nível absoluto de força de preensão necessária, bem como a taxa de fadiga dos músculos responsáveis por este movimento (BLACKWELL, KORNATZ, HEATH, 1999).

Habitualmente a avaliação da força de preensão manual é utilizada na prática clínica, ela desempenha um papel importante na determinação dos efeitos clínicos de cirurgias, no controle do processo de reabilitação (GÜLKE *et al.*, 2007; TREDGETT & DAVIS, 2000), fornecendo informações práticas sobre os músculos, nervos e doenças articulares, além de ser utilizada na área esportiva e em testes de admissão em diversos tipos de trabalho (WATANABE *et al.*, 2005). Por exemplo, na reabilitação clínica devem-se definir metas para o seu desfecho dos tratamentos. A avaliação da força de preensão manual é utilizada como parâmetro para a reabilitação com objetivo principal de recuperar a força muscular pré-lesão ou pré-doença. Geralmente se utiliza como parâmetro a força da mão sadia para fazer uma relação (ARMSTRONG & OLDHAM, 1999).

Louhevaara *et al.* (2000), analisando 21 trabalhadores dos correios, mediram as respostas cardiorespiratórias durante a força de preensão submáxima isométrica e dinâmica. No estudo foi detectado que o pico ventilatório, a frequência cardíaca e a pressão arterial são similares entre os dois tipos de teste. No entanto, o padrão ventilatório é diferente, provavelmente atrelado a manobra de valsalva executada durante a força isométrica. Para os autores, é necessário seguir os princípios ergonômicos quando existem situações de trabalho onde exista movimento de um grupo pequeno de músculos em atividades dinâmicas e isométricas. Yamauchi & Hargens (2008), analisaram o aumento do volume do punho antes e após exercícios dinâmicos e estáticos de preensão. Os resultados sugerem que exercícios dinâmicos causam maior aumento do volume do antebraço devido ao aumento do fluido intersticial, capilar e venoso da mão e do punho.

Um aspecto a ser destacado neste capítulo é o pequeno número de trabalhos com preensão manual envolvendo atletas e a avaliação desta capacidade atrelada ao desempenho aplicado no esporte em questão. A maioria dos trabalhos como de Aziz, Tane & Teh (2002), Douris *et al.* (2004) e Warrington *et al.* (2001), entre outros, mensuram a força de preensão máxima somente como uma parte da avaliação da aptidão física de atletas. Atualmente apenas alguns trabalhos analisaram a preensão manual em atletas como foco principal de seus estudos.

No trabalho de Bertuzzi, Franchini & Kiss (2005) foi avaliada a força de preensão manual máxima de dez escaladores de elite e dez escaladores recreacionais. Foram analisados o pico de força absoluta e relativa (corrigida pela Massa Corporal), a força relativa de 15 contrações máximas consecutivas e o índice de fadiga relacionado. Leyk *et al.* (2007)

avaliaram 1654 homens e 533 mulheres não atletas entre 20 e 25 e 60 atletas do sexo feminino altamente treinadas em judô e handebol. Foi avaliada a força de preensão durante 15 segundos na mão dominante. Já Silva (2006) avaliou e comparou as características da força de preensão de atletas de diferentes modalidades esportivas: judô (sete), aikidô (sete), jiu-jitsu (oito) e remo (sete).

2.1.1 Métodos e parâmetros de avaliação

Como comentado anteriormente, a força isométrica tem sido utilizada como parâmetro para avaliar a preensão manual. Diversos tipos de contração isométrica têm sido avaliados na literatura: a contração voluntária máxima (FMAX), com duração de 3 a 10 segundos; a contração isométrica intermitente e o tempo necessário para manter uma fração da contração voluntária máxima (NOVO JR, 1998).

A maioria dos trabalhos encontrados na literatura avaliam somente a força de pressão isométrica máxima alcançada em um intervalo de 3 a 10 segundos (ANAKWE, HUNTLEY, MCEACHAN, 2007; BOADELLA *et al.*, 2005; BOHANNON & SAUNDERS, 1990; BOHANNON *et al.*, 2006; CLERKE, CLERKE & ADAMS, 2005; COLDHAM, LEWIS & LEE, 2006; CROSBY, WEHBÉ & MAWR, 1994; ESPAÑA-ROMERO *et al.*, 2008; ESTEVES *et al.*, 2005; FRASER *et al.*, 1999; GEERE *et al.*, 2007; GÜNTHER *et al.*, 2008; HAIDAR *et al.*, 2004; LEE *et al.*, 1974; NEU *et al.*, 2002; RUIZ-RUIZ *et al.*, 2006) e o tempo necessário para suportar 50% da força máxima (DESROSIERS, BRAVO & HEBERT, 1997).

Valores normativos da força de preensão máxima do tipo *Power grip* em um intervalo de três a dez segundos são apresentados nos trabalhos de Bohannon *et al.* (2006); Crosby, Wehbé & Mawr (1994); Günther, *et al.* (2008); Luna-heredia, Martín-peña & Ruiz-Galiana (2005). Adicionalmente, Mathiowetz *et al.* (1984), buscou valores normativos das preensões de pinça.

Ao contrário dos trabalhos supracitados neste tópico outros estudos (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980; GILBERT & KNOWLTON, 1983; SMITH *et al.*, 1989; NOVO JR, 1998; NOVO JR *et al.*, 1999; KAMIMURA & IKUTA, 2001; NOVO JR *et al.*, 2001; NAKADA *et al.*, 2004; NICOLAY & WALKER, 2005; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007) se propõem a analisar o desempenho da força de preensão isométrica durante um intervalo de tempo (de 5 até 30 segundos) observando as curvas força x tempo, por considerarem que este sinal pode fornecer informações valiosas sobre a capacidade da

mão de gerar trabalho e como se dá o processo de fadiga da musculatura envolvida. Apenas Massy-westropp *et al.* (2004) até o momento procuraram estabelecer valores normativos para as características força *vs* tempo da preensão manual. Adicionalmente, o mesmo autor comparou em seu estudo a avaliação da preensão utilizando um dinamômetro digital (mensura força *vs* tempo) e o dinamômetro Jamar avaliando mais de 500 pessoas entre homens e mulheres. Foi detectado que o dinamômetro digital é mais sensível e identificou através da curva de força diferenças entre a mão dominante e não dominante.

Apesar da busca de alguns pesquisadores por valores de referência, muitas publicações pecam na escolha dos instrumentos e o posicionamento de avaliação (BOHANNON *et al.*, 2006). A Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (ASHT) recomenda a utilização do dinamômetro Jamar na segunda posição (ele possui cinco), referente ao tamanho da empunhadura, e que o avaliado adote basicamente a posição sentada com os ombros em adução e neutros, com o cotovelo flexionado 90°. Devido à falta de padronização destes dois aspectos que tem efeito sobre o desempenho da preensão manual, torna-se muito difícil o desenvolvimento de trabalhos onde os resultados possam ser agrupados e/ou comparados entre diferentes populações. No método do presente estudo a posição do sujeito recomendada pela ASHT é descrita com maiores detalhes. A repercussão ou efeitos do tamanho da empunhadura no desempenho da preensão manual serão abordados no próximo tópico.

A análise das curvas de preensão, apesar de não ser muito explorada na literatura, não é recente. Myers, Grennan & Palmer (1980) e Helliwel, Howe & Wright (1987) já analisavam a curva da força de preensão estabelecendo variáveis como a força máxima, tempo para atingir a força máxima, perda de força entre a força máxima e força final e o instante onde nenhuma força esta sendo aplicada. Myers, Grennan & Palmer (1980) propuseram um modelo da curva pressão *vs* tempo, visto que utilizaram um dinamômetro a partir de um esfigmomanômetro, demonstrada na figura 7.

Mais recentemente, outros autores como Massy-westropp *et al.* (2004) e Leyk *et al.* (2007) analisaram a curva força *vs* tempo verificando os seguintes parâmetros: o pico de força, média, força final e percentual de fadiga. Adicionalmente, Leyk *et al.* (2007) utilizaram a fim de comparação em sua análise a força relativa corrigida pela massa corporal total e pela massa magra, visto que estas variáveis, principalmente a massa livre de gordura, parecem ter forte relação com o desempenho da força (FOLLAND, MC CAULEY & WILLIAMS, 2008). Os aspectos antropométricos serão abordados no tópico seguinte.

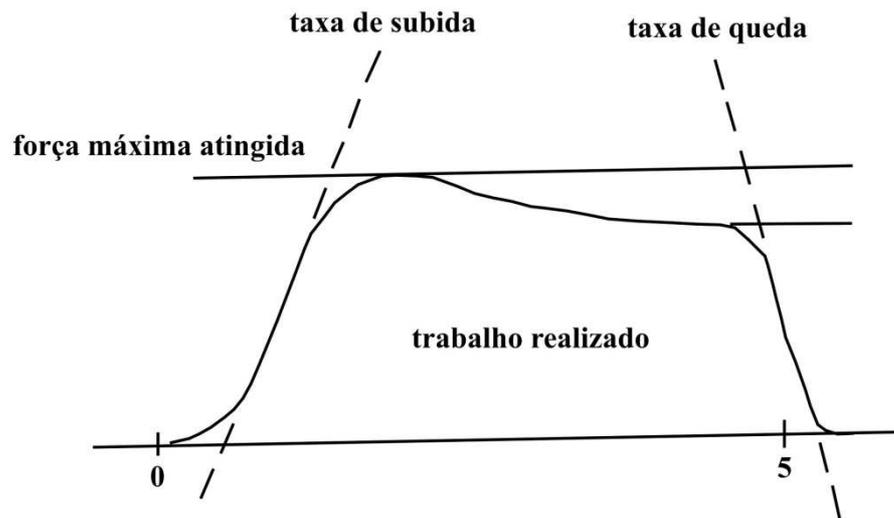


Figura 7. Curva ideal para sujeitos normais (Adaptado de Myers, Grennan e Palmer ,1980, p.370).

No Brasil a tese de Novo Jr. (1998) é destacada por utilizar a análise de curvas força x tempo durante 10 segundos. Posteriormente a dissertação de Silva (2006) analisa uma série de instantes da curva, o ponto de estabilização denominado pelo autor como o ponto onde a força tende a se estabilizar e um modelo da curva explicado por uma equação exponencial de 3º Ordem. Provavelmente o trabalho de Silva (2006) seja o único na literatura que analisa a contração voluntária máxima de preensão manual isométrica durante 120 segundos, preocupando-se principalmente com o aspecto fadiga. Já Ikemoto (2007) sugere a utilização de um método de integração da área abaixo da curva da força de preensão isométrica explosiva para estimar potência muscular. Mesmo que durante a execução de uma força isométrica o trabalho seja zero, através da área de curva de preensão foi possível estimar a potência muscular com cargas de 30 a 50 % da força voluntária máxima. Byrd & Jenness (1982) sugerem também que área abaixo da curva de preensão, como demonstrado na figura 7, pode ser uma ferramenta alternativa para estudos que envolvem resistência muscular.

Como todo método de avaliação do movimento humano, a força de preensão manual pode ser avaliada somente uma vez, adotando uma média ou o melhor desempenho dentre duas ou três tentativas do sujeito avaliado. No estudo de Haidar *et al.* (2004) a comparação entre uma tentativa e a média de três tentativas foi excelente alcançando altos índices de correlação intra-classe (consistência). No entanto, o autor coloca que aproximadamente 25% dos avaliados obtiveram maiores valores de força máxima na segunda ou terceira tentativa. Portanto, a escolha deste aspecto pode ser importante na avaliação desta capacidade. Visto

que cada trabalho citado no presente estudo utiliza um tipo de sistema, este fato pode dificultar a comparação dos resultados entre os mesmos.

Finalizando este tópico, o instrumento utilizado no estudo de Gülke *et al.* (2007) parece ser o futuro das avaliações da força de preensão manual. Uma luva utilizando sensores resistivos (TUB-sensor glove, desenvolvido pela Universidade Técnica de Berlin) é capaz de medir a distribuição da pressão sobre diferentes áreas da mão enriquecendo a avaliação da força da mão. É importante salientar que este tipo de equipamento permite estudos mais aprofundados principalmente na área esportiva, pois é capaz de ser utilizado em situações próximas ao movimento executado na realidade do esporte.

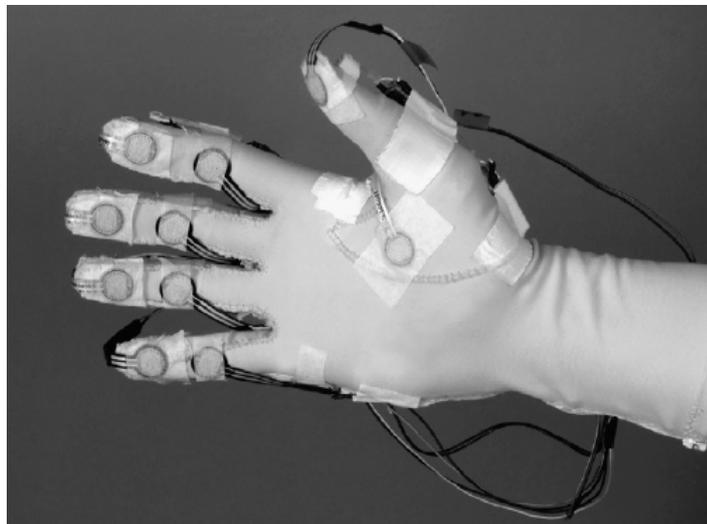


Figura 8. Luva sensorizada (Gülke *et al.*, 2007, p.3).

2.1.2 Características que influenciam na medida da força de preensão

Diversos aspectos podem influenciar ou ter efeito sobre o desempenho da força de preensão manual. Dentre eles as características antropométricas, tamanho da empunhadura, sexo, dominância, nível de atividade física, horário de avaliação e a posição dos segmentos durante a avaliação. Estes aspectos ainda são largamente debatidos na literatura (BOADELLA *et al.*, 2005).

No estudo de Young *et al.* (1989) foi testada a flutuabilidade da força de preensão manual máxima *power* e *pich grip* entre os períodos da manhã e da tarde de 61 mulheres e 34 homens com idades entre 18 e 67 anos. Não foram encontradas diferenças significativas entre o período da manhã e da tarde. Entretanto, mesmo não sendo significativas as diferenças entre

as 12 semanas avaliadas, a força de preensão *power grip* variou em média 5,1 e 8,4 kg para o período da manhã e tarde, respectivamente. MacGarvey *et al.* (1984) também encontraram diferenças significativas (5 a 7 %) da força de pico entre diferentes horários em um mesmo dia. No entanto, pouco consistentes para ter efeito em estudo clínico.

Nicolay & Walker (2005), avaliaram 51 sujeitos saudáveis com idade entre 18 e 33 anos. A força de preensão manual foi examinada em três experimentos: uma repetição máxima (em torno de dois segundos), 10 repetições máximas intervaladas (preensão dinâmica) e 30 segundos preensão contínua. Seus resultados mostraram que em relação ao pico de força máxima a mão dominante possui geralmente melhor desempenho nas mulheres e os homens parecem ter mais força que as mulheres, não apresentando diferenças entre a mão dominante e não dominante. O mesmo comportamento foi detectado quando a variável foi a média da força de 10 repetições máximas. Quase todas as variáveis antropométricas (tamanho e circunferência do antebraço, circunferência do punho, largura da palma da mão, tamanho da palma da mão, massa corporal e estatura) apresentaram alta relação com o pico de força máxima exceto o tamanho do dedo médio. Altas relações também foram encontradas entre as mesmas variáveis antropométricas e a média de força aplicada durante 30 segundos de pressão contínua. Nenhuma relação entre as variáveis antropométricas e o declínio da força durante os 30 segundos de contração foi encontrada. Adicionalmente, a mão dominante apesar de gerar mais força, independente do sexo, fadiga mais rapidamente.

Segundo Anakwe, Huntley & Mceachan (2007), valores normativos tem sido encontrados e relacionados à massa corporal, estatura, volume do antebraço e tamanho da mão como preditores da força máxima. A predição da força de preensão utilizando como parâmetro as medidas ou proporções corporais pode ajudar na avaliação clínica da perda funcional em caso de doença ou acidente e na seleção de atletas.

No trabalho de Luna-heredia, Martín-peña & Ruiz-galiana (2005), além de serem estabelecidos valores de referência, foram encontradas relações entre a estatura e a força de preensão máxima. Tanto homens quanto mulheres apresentaram maiores valores de força na mão dominante.

Outros trabalhos analisam mais especificamente os efeitos das dimensões da mão sobre o desempenho da força de preensão. Visnapuu & Jurimae (2007) encontraram efeito do comprimento do dedo médio e a circunferência da mão sobre a força de preensão manual em atletas de basquetebol. Clerke, Clerke & Adams (2005) analisando 228 adolescentes não encontraram efeito das formas da mão (quadrada, intermediária e longa) sobre a capacidade de gerar força de preensão máxima. Já Neu *et al.* (2002) relacionaram a força de preensão

com área de secção transversa dos músculos do antebraço em adultos e adolescentes. Chegaram à conclusão de que a força de preensão normalizada com a área de secção transversa dos músculos do antebraço aumenta, em metade do avaliados, entre seis e 20 anos e que o crescimento dos músculos do antebraço parece ser dependente das questões hormonais, diferentemente da força de preensão onde o aumento é parecido entre os dois sexos.

Alguns autores sugerem a utilização da força corrigida como parâmetro. Folland, McCauley & Williams (2008), recomendam a correção da força utilizando como parâmetro a massa magra. Vanderburgh, Mahar & Chou (1995) e Folland, McCauley e Williams (2008) sugerem a utilização de uma escala alométrica referenciando a massa e as dimensões corporais.

Contudo, parece que o desempenho da força de preensão manual, principalmente o nível máximo de força alcançado em um teste (FMAX), é afetado por diversas características morfológicas. Indivíduos que apresentam maior massa corporal total ou massa magra ou estatura, provavelmente obtenham melhor desempenho da força de preensão. Em geral, pelos trabalhos revisados, a mão dominante parece ter melhor desempenho que a mão não-dominante em ambos os sexos, com melhor desempenho nos homens, o que é previsível.

O posicionamento dos segmentos corporais também parece influenciar no desempenho da força de preensão. Su *et al.* (1994) utilizaram em seu estudo 80 homens e 80 mulheres chinesas e adotou o protocolo sugerido pela ASHT. Os maiores valores de força de preensão foram encontrados quando o sujeito estava com o ombro em flexão de 180° e cotovelo estendido. Os menores valores foram encontrados quando o ombro estava neutro e o cotovelo flexionado 90° como o sugerido pela ASHT. Mais recentemente, Watabane *et al.* (2005) investigando o efeito da postura (em pé, sentado e deitado) sobre a força de preensão não encontrou diferenças entre os valores de força máxima entre a posição sentada e em pé. A posição deitada apresentou os menores resultados.

Outro aspecto que é abordado na literatura é a sinceridade do esforço. Como garantir que o esforço realizado por um determinado sujeito é máximo. Para Smith *et al.* (1989) se existe diferença significativa entre o pico de força e a média da força exercida em um dinamômetro durante cinco segundos é provável que o teste não foi realizado com o máximo da capacidade da pessoa avaliada. No entanto, para Tredgett & Davis (2000), testes de preensão manual repetidas rápidas não são confiáveis como discriminador do esforço falso e verdadeiro.

Quando se está avaliando um determinado grupo ou sujeito que apresenta alguma patologia nas mãos ou antebraço é necessário que os pesquisadores estabeleçam a validade e efetividade da sinceridade do esforço destes. O ângulo de inclinação da curva de preensão manual parece um bom detector da sinceridade de esforço. Dividindo a fase de subida de força até atingir a força máxima da fase de descida (fadiga) é possível detectar a não realização de um esforço máximo. Parece que a fase de subida pode ser sensível a este aspecto nos homens e a fase de descida nas mulheres. (SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007).

Além da sinceridade de esforço, outro aspecto que pode afetar a medida de qualquer capacidade física e, neste caso, a força de preensão manual, é o *feedback* de desempenho. Provavelmente durante um teste de força, independente do estímulo, as características da curva força x tempo podem mudar quando um sujeito observa seu comportamento, podendo reagir diferentemente em uma situação onde não exista *feedback*. Neste sentido em parte da tese de Novo Jr. (1998) é testado o efeito do *feedback* sobre o desempenho da preensão manual. Aparentemente o autor não comenta sobre as diferenças entre uma condição com *feedback* e uma condição sem *feedback*. No entanto, pode-se afirmar que durante a fase de testes e do estudo piloto do presente estudo foi possível detectar que, pelo menos para o grupo utilizado, o *feedback* visual não se mostrou efetivo, induzindo os avaliados ao erro e alterando as características da curva.

Portanto, é necessário se tenha cuidado em relação ao posicionamento corporal durante a avaliação da força de preensão manual. Em relação à sinceridade do esforço é preciso que os pesquisadores expliquem muito bem os objetivos e procedimentos do estudo ao grupo de avaliados, pois parece que o entendimento do teste e a seriedade com a qual os teste devem ser realizados pelos sujeitos parecem ter grande efeito no desempenho da força de preensão. Finalizando este tópico, desencoraja-se a utilização do *feedback* visual de desempenho, pois o que pode ser um incentivo, para alguns sujeitos pode ser uma maneira de manipular os resultados do teste.

2.1.2.1 Tamanho da Empunhadura

Das diversas variáveis antropométricas que influenciam o desempenho da força de preensão manual supracitadas destacam-se as dimensões da mão e conseqüentemente o tamanho da empunhadura utilizada na avaliação da força. O tamanho da empunhadura é a distância entre o apoio da palma da mão e dos dedos quando mensuramos a força de preensão

isométrica com a utilização de um dinamômetro (figura 6). Esta distância é fixa em alguns instrumentos, discreta em outros como o Jamar (possui quatro posições como visto anteriormente) e com ajuste contínuo em outros, como instrumento utilizado no presente estudo e descrito no tópico Materiais e Métodos.

O ajuste da empunhadura varia muito de estudo para estudo. Ruiz-Ruiz *et al.* (2002) propõe a utilização da empunhadura de 55 mm fixa para homens adultos. Para as mulheres, os autores sugerem uma equação ($y = x/5 + 15$ mm, onde y é a empunhadura e x o tamanho da mão) que leva em consideração o tamanho da mão chamado na literatura de *Hand Span* (figura 23), visto que para os autores nas mulheres existe efeito do tamanho da mão sobre a força de preensão. O mesmo autor em 2006 (Ruiz-Ruiz *et al.*, 2006) sugere novamente a utilização de equações baseadas novamente no tamanho da mão para fazer o ajuste de empunhadura de adolescentes de 13 a 18 anos. Seguindo métodos parecidos España-romero *et al.* (2008) sugere a utilização de outras equações para crianças de 6 a 12 anos.

Blackwell, Kornatz & Heath (1999) analisaram o efeito do tamanho da empunhadura sobre o desempenho da força de preensão (submáxima – 60-65% da F_{max}) e a fadiga do músculo flexor superficial do dedo indicador. Utilizando um dinamômetro Jamar e um sistema de Eletromiografia (EMG) o estudo detectou que a fadiga do flexor do dedo indicador não muda em função do tamanho da empunhadura e que o tamanho intermediário de empunhadura (posição 2 e 3 do Jamar, 120 e 130 mm) permite que a população estudada obtivesse os melhores resultados. Utilizando ainda como parâmetro o dedo indicador, segundo Watanabe *et al.* (2005), a utilização do tamanho da empunhadura assumindo a metade da distância entre a extremidade da falange distal do dedo indicador e a junção metacarpofalanginea do mesmo parece ser a ideal. Em seu estudo foram analisados 100 sujeitos entre homens e mulheres avaliados com um dinamômetro japonês Takei. Como em outros estudos supracitados a mão dominante obteve melhores resultados tanto em homens quanto nas mulheres. Os resultados também demonstram que a medida consecutiva da preensão com um intervalo de 1 minuto apresenta praticamente os mesmos resultados. O tamanho da empunhadura ajustado com o tamanho do dedo indicador ou este com um acréscimo de 10% parece ser o tamanho ideal de empunhadura para ambos os sexos.

Eksioglu (2004) propõe a utilização de outra medida para o ajuste do melhor tamanho da empunhadura. Em seu estudo 12 pessoas executaram a força de preensão máxima com nove diferentes tamanhos de empunhadura de acordo com a medida TCLm (Figura 9), TCL-0,5cm, TLC-1cm, TLC-1,5cm, TLC-2cm, TLC-2,5cm, TLC-3cm, TLC-3,5cm, TLC-4. O

tamanho de empunhadura ajustado de acordo com a medida TLC-2,5cm apresentou os melhores resultados.

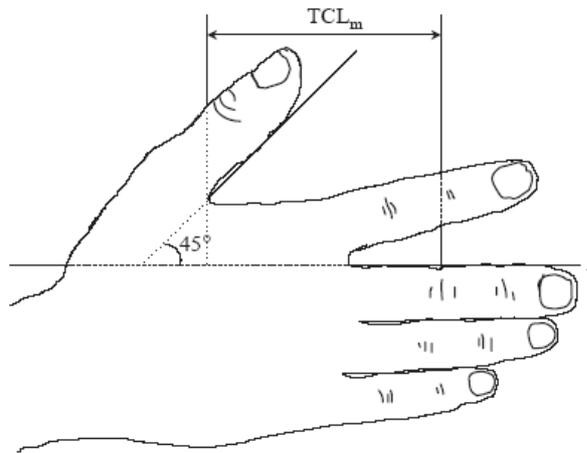


Figura 9. Comprimento do polegar modificado (TLCm) (EKSIUGLU, 2004, p.4).

Como pode-se observar neste tópico, diversas medidas corporais tem efeito sobre a força de prensão manual, mas o ajuste da empunhadura levando em consideração o tamanho da mão parece ser o primeiro e mais importante procedimento a ser definido em qualquer estudo que envolva força de prensão manual, pois é a única variável que podemos manipular, possibilitando que comparações entre e dentre sujeitos possam ser realizadas sem que haja vantagem mecânica de alguns sujeitos devido aos diferentes tamanhos e formatos da mão.

2.2 EQUILÍBRIO POSTURAL

O fato dos seres humanos serem bípedes, posicionarem-se e locomoverem-se sobre o solo utilizando como contato os pés, é um grande desafio para o sistema de controle do equilíbrio (WINTER, 1995). A neutralização das forças que agem sobre o corpo e, conseqüentemente, a manutenção do equilíbrio, é uma busca constante, tanto em suas atividades do dia-a-dia como nas atividades esportivas.

Para que haja uma regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos e da magnitude das forças atuando sobre o corpo (MOCHIZUKI & DUARTE, 2001). Para tanto, três classes de sensores podem ser utilizadas: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano, como demonstrado na figura 10 (HASAN *et al.*, 1995; MOCHIZUKI, ÁVILA & AMADIO, 1999). O uso de uma estratégia sensomotora implica na regulação do equilíbrio estático e

dinâmico que pode depender da escolha do sensor (visual, vestibular ou proprioceptivo) privilegiado para detectar divergências entre postural planejada (idealizada) e a realmente adotada (HORAK *et al.*, 1994).

Existem dois tipos de análise do equilíbrio: a análise estática, largamente utilizada, que estuda o deslocamento do CP quando o sujeito está em postura ortostática sobre uma plataforma de forças convencional e a análise dinâmica onde um dispositivo ou uma plataforma de força especial provoca uma espécie de perturbação onde é observado o comportamento do CP do sujeito que está tentando manter o equilíbrio sobre este sistema (WINTER, 1995; PERRIN *et al.*, 2002).

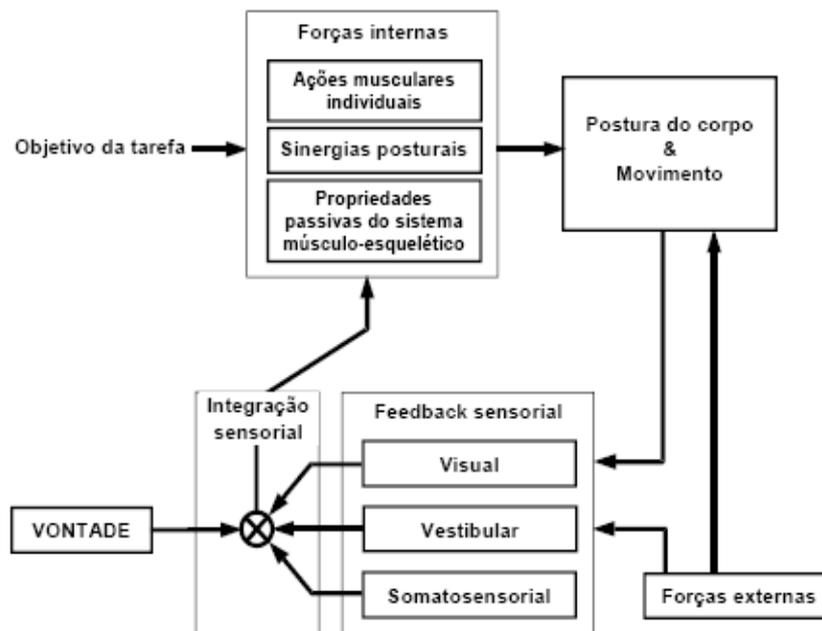


Figura 10. Diagrama conceitual do sistema de controle postural (DUARTE (2000), p. 11).

Segundo Duarte (2000) e Karlsson e Frykberg (2000), apesar de ser utilizado o termo estático, quando permanecemos parados, não permanecemos sem movimento – nós oscilamos. Mecanicamente, um corpo está em equilíbrio quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) agindo sobre ele é igual a zero ($\sum F=0$ e $\sum M=0$). Portanto, do ponto de vista mecânico, um corpo humano está numa condição de equilíbrio perfeito, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente (FREITAS e DUARTE, 2006).

Biomecanicamente, o equilíbrio é definido como habilidade de manter e controlar a projeção do Centro de Gravidade (CG) do corpo dentro dos limites da base de suporte, compreendida como a área formada pela forma e posicionamento dos pés durante a postura

ereta (DUARTE, 2000). Esta habilidade representa as respostas neuromusculares controladas pelo sistema nervoso central que integra informações vindas do sistema sensorial formando assim as estratégias posturais. Estas respostas são necessárias para garantir, por exemplo, que o CG fique posicionado dentro da base de suporte. O limite de estabilidade é um conceito associado a base de suporte, ele expressa o quanto um sujeito consegue utilizar de sua área de suporte sem perder o equilíbrio (FREITAS & DUARTE, 2006).

No estudo do equilíbrio algumas variáveis estão relacionadas: o Centro de Massa (CM), o Centro de Gravidade (CG) e o Centro de Pressão (CP) (DUARTE, 2000 e WINTER, 1995). O CM é o ponto equivalente da massa total do corpo em um sistema de referência global e é a representação média do CM de cada segmento do corpo no espaço. Esta variável é apresentada como uma variável passiva controlada pelo sistema de controle do equilíbrio (WINTER, 1995).

O CG, por sua vez, é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, trabalhando como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto. É um conceito análogo ao centro de massa. O CG pode ser calculado a partir da média ponderada dos CG's de cada segmento do corpo em uma dada posição (instante). Sua posição é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos (FREITAS & DUARTE, 2006, MOCHIZUKI & DUARTE, 2001 e DUARTE, 2000). Segundo Winter (1995), o CG é a projeção vertical do CM sobre o solo.

O CP é o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação do solo. Ele representa a resultante de todas as forças verticais sobre a superfície da área em contato com o solo, e é reflexo do resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade (FREITAS & DUARTE, 2006 e DUARTE (2000). É uma medida de deslocamento e dependente do CG (MOCHIZUKI, 2001). O CG indica a posição global do corpo, já o CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte (DUARTE, 2000).

Com o intuito de descrever os movimentos complexos de forma simplificada, foram determinados modelos biomecânicos para os mecanismos de controle postural, entre eles, destaca-se o modelo simples, físico-matemático, chamado de pêndulo invertido (DUARTE, 2000, WINTER, 1995). Ele assume o corpo como um pêndulo invertido (figura 11), cujos momentos musculares são resumidos à articulação do tornozelo.

No entanto, existem três tipos de estratégias posturais para manter o equilíbrio, a estratégia do tornozelo, da perna e a combinada (WINTER, 1995). Ainda segundo Nashner &

McCollum, 1985 apud Duarte *et al.* (2000) as estratégias podem ser divididas em: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. Essa última é utilizada como a última tentativa de manter o equilíbrio em postura ortostática e evitar a queda. A figura 12 representa as três estratégias definidas por Winter (1995) e validação do modelo do pêndulo invertido duplo onde podem ser estimados os ângulos das articulações utilizando somente as forças de reação do solo (COLOBERT *et al.*, 2006).

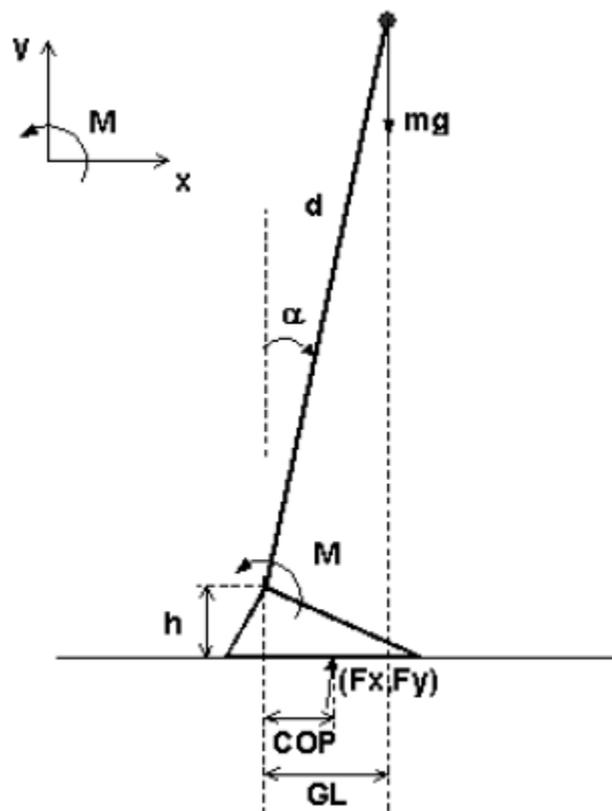


Figura 11. Representação do modelo de um pêndulo invertido do corpo humano durante a postura ereta no plano sagital (adaptado de Duarte, 2000, p.17).

Nesta abordagem simplificada, os músculos de cada segmento são agrupados como atuadores de torque em cada articulação. O modelo pode ser desenvolvido para mover-se em uma, duas ou três dimensões e ter um ou vários segmentos em movimento com as equações descritas pelo formalismo Newtoniano ou Lagrangeano (FREITAS & DUARTE, 2006).

Segundo Winter (1995) e Hasan *et al.* (1996), estudos vêm demonstrando que os deslocamentos do CP e do CM são paralelos, distintos e caracterizam fenômenos diferentes. Enquanto o deslocamento do CM é causado pelo movimento dos segmentos corporais, o deslocamento do CP surge pela variação: da força de reação do solo, da aceleração do CM, do

momento de inércia do corpo e das forças musculares aplicadas ao tornozelo (MOCHIZUKI, 2001).

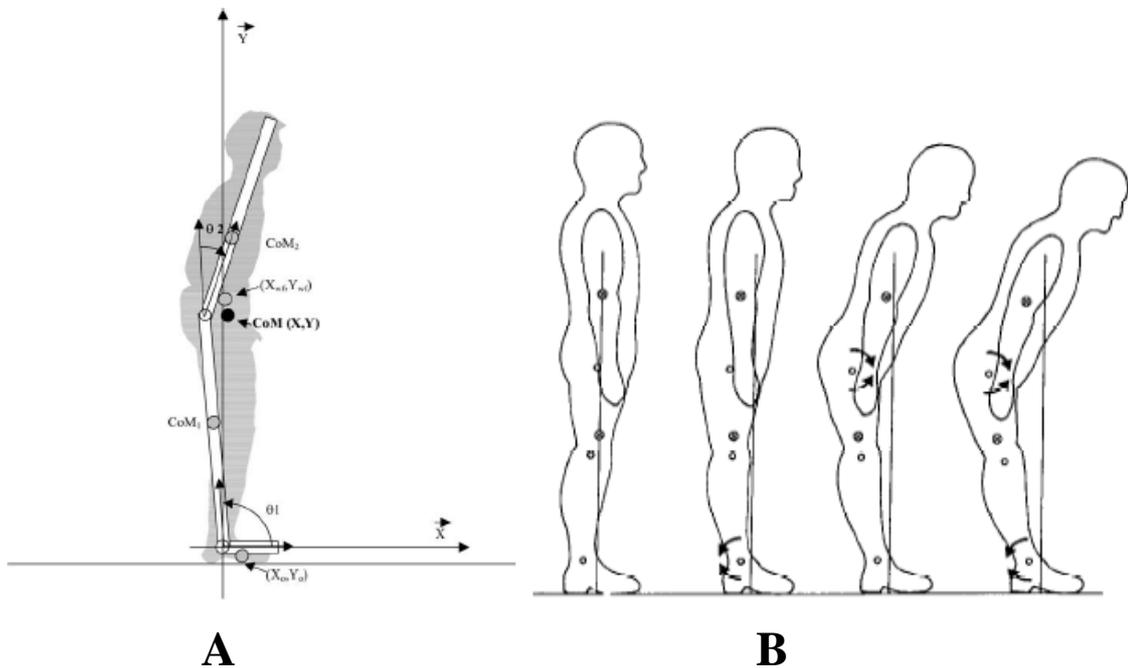


Figura 12. A) Representação do modelo de pêndulo invertido duplo do corpo humano durante a postura ereta no plano sagital (adaptado de COLOBERT et al., 2006, p. 429) e B) as estratégias utilizadas durante o equilíbrio (adaptado de Winter, 1995, p.199).

2.2.1 Estabilometria

A maneira mais comum de se estudar o equilíbrio é observar o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante uma tarefa qualquer. A observação pode ser qualitativa, por exemplo, através do teste de Romberg, ou quantitativa, com o auxílio de instrumentos de medição (FREITAS & DUARTE, 2006 e KARLSSON & FRYKBERG, 2000).

Como vimos no tópico anterior, o deslocamento do CG representa a oscilação do corpo e a mesma pode ser mensuro utilizando-se da Cinemetria (sistemas óticos), no entanto, neste caso geralmente não são utilizados outros métodos de aquisição de dados, porque o deslocamento, a velocidade e a aceleração do corpo durante a postura estática são pequenos e estes sistemas não são suficientemente precisos para mensurá-los (WINTER, 1995). Para Gurfinkel (1973) apud Duarte (2000, p. 10), o CG (projeção do CM no solo) e o CP “expressam conceitos diferentes, mas em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar significados semelhantes”.

Por estes motivos, no modelo do Pêndulo Invertido, em condição de apoio estático, os deslocamentos do CP e a sua variabilidade podem ser muitas vezes usados para representar a estabilidade postural (WINTER, 1995). Desta forma, a fim de compreender e estudar os mecanismos de equilíbrio, a grande maioria dos estudos vem utilizando o CP para análise do equilíbrio em posição ortostática.

O CP é mensurado por uma plataforma de forças, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem de pé durante os experimentos e as forças de reação do solo são medidas (MOCHIZUKI & DUARTE, 2001). Mapeando as informações dos deslocamentos do CP nas direções ML (médio-lateral) e AP (ântero-posterior), mensuradas pela plataforma, é possível representar o deslocamento.

Segundo Duarte (2000), diversos modelos e métodos têm sido empregados para analisar os dados estabilográficos. Dentre estes métodos ele destaca: parâmetros de estatística simples; variações e áreas de deslocamento do CP; velocidade de deslocamento do CP; comprimento do caminho percorrido pelo CP; funções de transferência; características espectrais; análise de autocorrelação e auto-repressão; medidas de tempo-até-contato; análise espectral evolucionária; dimensões fractais; análise no plano de fases; coeficiente de Grassberger-Procaccia para estudo da dimensionalidade de processos caóticos e análise de difusão do estabilograma.

Dentre os parâmetros avaliados comumente utilizados na literatura têm-se: a trajetória de deslocamento do CP nas direções ML (médio-lateral) e AP (ântero-posterior), sua amplitude, velocidade, área de oscilação, assim como as medidas de variabilidade como o desvio padrão e o desvio quadrático médio (RMS) da amplitude têm sido utilizados em estudos clínicos e experimentais para mensurar o equilíbrio (GENTHON & ROUGIER, 2004 e MOCHIZUKI, 2001). Todos estes parâmetros descrevem algum aspecto do complicado padrão de movimento denominado oscilação postural (RAYMAKERS, SAMSON & VERHAAR, 2005).

Em relação as parâmetros do CP supracitados os autores dos trabalhos encontrados não chegam a um consenso sobre o que representaria cada parâmetro. Para Perrin *et al.* (2002) baixos valores de deslocamento e área de oscilação refletem um bom controle postural. Muitos autores como Yoshitomi *et al.* (2006) entendem que menores distancias e velocidade de deslocamento do CP representam um melhor controle do equilíbrio.

Na literatura são encontrados diversos trabalhos sobre equilíbrio em posição ortostática e em equilíbrio dinâmico. Estudos do equilíbrio em posição ortostática se utilizam, na grande maioria dos casos, da plataforma de forças e da eletromiografia em alguns casos. O

equilíbrio dinâmico por outro lado, além das plataformas de forças especiais, se utiliza ainda da Cinemetria (sistemas ópticos) para estudos da cinemática do movimento.

Os estudos sobre equilíbrio em posição ortostática, encontrados na literatura, se dividem nas seguintes temáticas: parâmetros e técnicas para avaliar o equilíbrio; estudos sobre o comportamento do equilíbrio em indivíduos normais com olhos abertos e fechados; estudos sobre o comportamento do equilíbrio utilizando plataformas que geram desequilíbrio ou sistemas com estímulos visuais e auditivos e estudos do comportamento do equilíbrio em indivíduos portadores de alguma patologia associada, como a cegueira, problemas no sistema vestibular; limites de estabilidade, entre outros.

2.3 CONTROLE MOTOR: CONTROLE POSTURAL E PREENSÃO MANUAL

Durante as atividades dos membros superiores quando se está parado, em pé, pode e deve ser gerada alguma espécie de perturbação no equilíbrio corporal, basicamente porque quando se movimentam os membros superiores, muda-se o centro de massa dos mesmos, portanto é necessário que o sistema de controle postural se antecipe (realize movimentos antecipatórios) a fim de manter o COG dentro da base de suporte evitando a queda. Segundo Kato, Miyaoto e Sgimizu (2004), em seu estudo, com 26 sujeitos avaliados por um sistema de cinemetria e duas plataformas de forças, durante os movimentos de membros superiores, mais especificamente durante o movimento de preensão manual máxima há uma inclinação do corpo para o lado onde esta sendo realizado o esforço máximo, uma rotação do tronco e flexão do pescoço.

No estudo de Momiyama *et al.* (2006) que analisou o equilíbrio de jovens e idosos durante o movimento de preensão na posição ortostática foi detectado um aumento significativo do tamanho do traçado do COG e área ocupada pelo traçado quando os sujeitos destes realizavam a força de preensão com a mão não-dominante

Analisar os movimentos dos membros superiores nos estudos das respostas posturais tem provado sua adaptabilidade no contexto biomecânico e da tarefa. As vias motoras que controlam os movimentos dos braços e mãos e que normalmente contribuem para a manipulação fina dos membros superiores podem ser relacionados com os sistemas motores promovendo a estabilidade postural de todo o corpo. A relação previsível entre o controle postural e o controle dos membros superiores tem sido estudada, onde os movimentos voluntários dos braços produzem distúrbios no equilíbrio. As repostas posturais aos

movimentos dos membros superiores são chamadas ajustes antecipatórios posturais. (WING, FLANAGAN, RICHARDSON, 1997).

Wing, Flanagan e Richardson (1997) encontraram correlação entre o pico da taxa de aumento da força de preensão de pinça e o momento (M_z e M_y) aplicado em uma plataforma de forças. Apesar do número pequeno de sujeitos do estudo (quatro) os autores colocam que esta relação ou acoplamento por si só dependerá da rigidez da cadeia cinética entre as mãos e os pés que pode ser modulada através do comando central de coativação muscular. A hipótese mais aceitável é que o mesmo processo determina o ajuste da postura corporal e da força de preensão levando em consideração o quanto de carga é previsto para realizar uma tarefa.

Considerando que antes da tarefa de realizar a preensão manual ajustes posturais antecipatórios são realizados, com base na expectativa que se tem de realizar o movimento, e durante a tarefa continuam sendo realizados ajustes posturais e em certo aspecto estes ajustes podem estar relacionados com os ajustes do próprio movimento de preensão, é provável que as sincinesias, geradas durante o movimento voluntário máximo, podem afetar esta relação. Segundo Hwang *et al.* (2005, p.755) “a sincinesia global, ou irradiação motora é um movimento involuntário associado com a coativação de numerosos músculos em um membro quando o oposto é ativado”. A sincinesia é normalmente encontrada em pacientes hemiparéticos e com disfunções neurológicas (HWANG *ET AL.*, 2005), mas também em sujeitos saudáveis (HWANG *et al.*, 2006).

Esta atividade contralateral é quantificada geralmente com a utilização de EMG e no trabalho de Shinohara *et al.* (2003) é detectado que indivíduos mais velhos possuem maior dificuldade para suprimir os movimentos involuntários contralaterais. Segundo Hwang *et al.* (2006), a maior atividade de sincinesia é apresentada quando uma contração voluntária isométrica máxima é realizada por um membro não dominante dos membros superiores.

No estudo de Boissy *et al.* (1997), que utilizou um grupo de pessoas com paresia, um grupo com leve déficit e um grupo controle de sujeitos normais, foi possível quantificar com auxílio da cinemática e EMG os resultados das observações clínicas deste grupo. Foi detectado um aumento significativo de movimentos articulares e das atividades eletromiográficas contralaterais do ombro, cotovelo e punho durante um movimento de preensão manual somente no grupo com déficit severo.

No estudo de Hwang *et al.* (2006), que utilizou indivíduos saudáveis em sua amostra, foram detectados os seguintes comportamentos: que a intensidade da sincinesia global é fortemente dependente do membro apresentando, com altos níveis de excitação (EMG)

surgindo quando as articulações do membro superior não dominante estão ativos e que a sincinesia é mais forte quando o movimento é efetuado em articulações proximais.

Contudo, parece que os ajustes posturais realizados durante a execução de uma força máxima dos membros superiores, mesmo sendo ela isométrica, podem estar relacionados com o desempenho da mesma, no entanto, podem sofrer interferência da ação trêmula da musculatura que está realizando esforço máximo e das sincinesias que podem por ventura ocorrer.

2.4 COMPORTAMENTO MOTOR NO JUDÔ

No intuito de abordar estudos recentes sobre judô, neste tópico foi consultado, além das bases de dados supracitadas, o site da *International Association of Judo Researchers* (IAJR) onde constam os principais pesquisadores de judô e uma lista de artigos e livros já publicados. Foram selecionados artigos em revista indexada que tratassem em geral dos assuntos controle motor, força e equilíbrio. Assim espera-se formar uma base, neste tópico, para que possam ser discutidos os resultados do presente estudo, bem como a repercussão dos mesmos.

O equilíbrio como base do judô é um tema bem explorado pela literatura. Perrin *et al.* (2002) buscou detectar em seu estudo envolvendo judocas, dançarinos e um grupo controle, que o judoca, melhor que o dançarino, pratica atividades de alta habilidade que envolve ações proprioceptivas melhorando especialmente o desempenho e o controle postural. No estudo foram analisadas duas situações de equilíbrio executando a estabilometria estática e dinâmica. Como parâmetro para análise do equilíbrio foi utilizado o deslocamento total do CP e a composição das frequências deste sinal utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT). Os judocas apresentaram melhor controle postural, com menor oscilação do CP, independentemente da ausência da informação visual ou da perturbação da propriocepção. Para o autor, os judocas possuem um eficiente controle da postura dinâmica porque a base da arte marcial é fundamentada em um constante deslocamento com o objetivo de desequilibrar o adversário. O judô privilegia as aferências proprioceptivas como componente essencial do controle do equilíbrio. Segundo Barrault, Brondani & Rousseau (1991), durante a luta cada judoca aprende a usar as situações dinâmicas e instáveis como vantagem, utilizando a estimulação mecanoreceptora muscular, articular e cutânea para se adaptar as constantes modificações da postura, do contato com o solo e do oponente.

Durante uma competição judocas geralmente possuem uma tendência de queda, alguns para frente outros para trás. Em seu estudo, Paillard, Montoya & Dupui (2005), analisando o equilíbrio (estático e dinâmico) de 20 judocas (16 a 19 anos, faixas-pretas) encontraram um efeito inverso da tendência de queda sobre a média da posição CP na direção ântero-posterior durante o equilíbrio dinâmico sobre uma plataforma *seesaw*. Os resultados demonstram que os judocas que tinha tendência de queda para frente apresentaram a posição média do CP mais para trás que os judocas que tinham a tendência de queda para trás. Para os autores as atividades posturais não estão diretamente relacionadas a tendência de queda dos judocas, mas provavelmente estão envolvidas indiretamente. No entanto, pode-se observar que esse estudo é limitado em relação ao método empregado. Provavelmente, se os autores tivessem utilizado a cinemática, os resultados seriam diferentes, até porque, como comentado no tópico de equilíbrio, apenas no equilíbrio estático pode-se encarar o movimento do CP como próximo à oscilação do corpo (CG).

Paillard, Montoya & Dupui (2007) analisaram o equilíbrio dinâmico de 23 judocas de nível competitivo divididos em: os que utilizam apoio unipodal e outro bipodal durante a aplicação da *tokui-waza* (técnica favorita). Foi utilizado como parâmetro o COP (deslocamento total do COP nas duas direções e o tamanho da área coberta pelo traçado do COP dentro da elipse de 95%) em duas situações: com os olhos abertos e fechados. Os resultados mostram que apenas no parâmetro deslocamento total do COP no sentido ântero-posterior durante o teste de equilíbrio dinâmico, em dois apoios, os valores são menores no grupo que geralmente utiliza o *tokui-waza* com o apoio bipodal. Já durante o teste de equilíbrio dinâmico com um apoio apenas, no parâmetro deslocamento total do COP no sentido ântero-posterior e traçado do COP dentro da elipse de 95%, os resultados apresentaram diferenças significativas, sendo menores os valores dos parâmetros no grupo que utiliza geralmente o apoio unipodal. Os autores salientam que não foram encontrados efeitos da escolha da *tokui-waza* sobre o controle postural, mas, talvez, a técnica de arremesso escolhida influencie a adaptação postural pela aquisição de algum programa motor que incluem adaptações posturais.

Ao que tudo indica, em qualquer esporte, a medida que um atleta fica mais experiente, este melhora o desempenho de suas capacidades motoras como, por exemplo, o equilíbrio. No caso do judô esta capacidade é de extrema importância, como já foi salientando. A diferença de desempenho entre atletas de diferentes níveis competitivos é detectada no trabalho de Paillard *et al.* (2008), que buscaram analisar características estabilométricas de vinte judocas divididos em atletas de nível regional e nacional/internacional. Foi analisado o equilíbrio em

postura ortostática durante 51 segundos com os olhos abertos e fechados, bem como as características da área, tamanho do deslocamento do COP, média do deslocamento nas duas direções e análise do espectro da frequência energia total (frequência predominante - harmônica), quantidade das frequência baixas (0–0,5 Hz), médias (0,5–2 Hz) e altas > 2 Hz. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos em todas as variáveis analisadas. No entanto, a visão pareceu ter efeito intra grupos. Algumas variáveis apontaram que os judocas mais experientes são mais estáveis na condição olhos abertos. No entanto, o efeito da interação grupo-visão aponta que as diferenças encontradas entre olhos abertos e fechados parece mais importante para os atletas experientes, que apresentaram um aumento da instabilidade na direção ântero-posterior em condição de olhos fechados em relação aos atletas menos experientes. Para o autor a visão durante o equilíbrio estático parece ser o sistema mais importante, e no equilíbrio dinâmico o sistema vestibular e proprioceptivo.

Esta maior instabilidade na direção ântero-posterior também é detectada no trabalho de Mesquita *et al.* (2002), que, além de parâmetros posturais, buscou analisar os aspectos cinemáticos da marcha de cinco judocas de nível universitário e cinco sujeitos não-atletas (grupo controle). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em relação as características lineares de comprimento do passo e passada e aspectos temporais da marcha. No entanto, em relação às variáveis angulares (quadril, joelho e tornozelo), foram observadas diferenças significativas. Os autores destacam que o esporte provoca alterações posturais, como: anteversão da pelve, aumento da lordose lombar, diminuição do ângulo túbio-társico e aumento da cifose torácica quando orientados a se posicionar naturalmente. A partir destas alterações posturais existe uma tendência de desequilíbrio anterior compensado no aumento da lordose lombar e acentuação da cifose torácica. Portanto estas alterações podem facilitar o desequilíbrio anterior do corpo aumentando a sobrecarga em extensão dos membros inferiores.

Yoshitomi *et al.* (2006) analisaram as respostas posturais a uma perturbação externa inesperada de judocas em dois níveis de habilidade (faixas marrom e verde) e de um grupo de participantes não-atletas. Os sujeitos foram posicionados sobre uma plataforma de forças e amarrados por um colete a uma polia onde foi colocada uma massa equivalente a 6% da massa corporal do sujeito. O teste consistia em retirar inesperadamente esta massa e analisar a resposta postural ao retornar o equilíbrio. O grupo de maior habilidade apresentou menor velocidade do COP em comparação com o grupo controle e um padrão de reposicionamento gradual e contínuo do mesmo durante a recuperação do equilíbrio. Isto indica que atletas mais

habilidosos apresentam melhor controle do equilíbrio e indicam que o treinamento esportivo proposto e o nível de habilidade do atleta podem influenciar o desempenho desse controle.

Parte dos estudos encontrados na literatura afirma que o judô altera as preferências de dominância e lateralidade. Mikheev *et al.* (2002) buscaram obter o perfil de laterização motora e cognitiva de 34 judocas e compará-los com um grupo controle (35 homens não-atletas). Foi avaliada a dominância dos membros inferiores e superiores, as preferências posturais, bem como teste dicotômico auditivo e do campo visual lateralizado. Com os resultados os autores sugerem que a aquisição das habilidades motoras/posturais e as preferências laterais são alteradas provavelmente devido a neuroplasticidade. Para eles o treinamento intenso de judô e a prática bilateral induz um controle motor específico e a especialização hemisférica cerebral.

Em contrapartida outros estudos buscam avaliar a execução de técnicas específicas do judô utilizando a cinética e a cinemática. Por exemplo, no estudo de Imamura *et al.* (2006) é analisado o centro de massa de judocas durante três diferentes técnicas de arremesso: *harai-goshi* (técnica do grupo das técnicas de quadril - “varrer com o quadril”), *seoi-nage* (técnica do grupo das técnicas de mão - “projetar pelo ombro”) e *osoto-gari* (técnica do grupo das técnicas de pé/perna - “grande gancho externo”). Para isto cinco faixas-pretas, quatro *tori* e um *uke*, foram filmados por duas câmeras de 60 Hz. As técnicas foram analisadas nas três fases *kuzushi*, *tsukuri* e *kake*. Os resultados demonstram que o momento do CM do *uke* apresenta diferenças significativas para cada fase e direção. Apenas a técnica *seoi-nage* apresenta diferenças significativas em relação ao momento em comparação as outras fases. Em relação ao impulso (N.s – estimado através do momento do CM e a massa do sujeito) a técnica *harai-goshi* apresentou maiores valores e a *seoi-nage* os menores valores, indicando no estudo a fraca colisão entre o *tori* e o *uke* nesta última técnica. A técnica *Morote-seoi-nage*, técnica analisada no presente estudo, é uma variação da técnica *seoi-nage*, onde a palavra *morote* significa a pegada com das duas mãos, na técnica *seoi-nage* uma mão puxa a manga do *judogui* e o outro braço é encaixado na altura do cotovelo do *uke* (figura 13).

Os resultados da análise da técnica *seoi-nage* no trabalho de Imamura *et al.* (2006) mostram que o momento em torno do CM para frente aumenta da fase *kuzushi* (24,5 kg.m/s) para fase *tsukuri* (50,2 kg.m/s) e se mantém na fase *kake* (44,6 kg.m/s). De acordo com o autor pelos resultados dos movimentos verticais do *uke* quando o *tori* é mais baixo é possível executar esta técnica com mais facilidade visto que é possível chegar a um ângulo de puxada desejado e manter o momento para frente. Os *uke's* demonstraram resistência apenas na fase do *kuzushi* na direção médio-lateral (-11,3 kg.m/s), portanto, o *kuzushi* é usado para permitir

que o *tsukuri* ocorra. Segundo os autores muitos mestres instruem seus atletas a fazerem uma pegada solta durante o contanto inicial com o *uke* até que seus pés fiquem em contanto com o solo para que possam fazer a puxada com mais vigor no momento que o *uke* deslocar seu CM para frente.

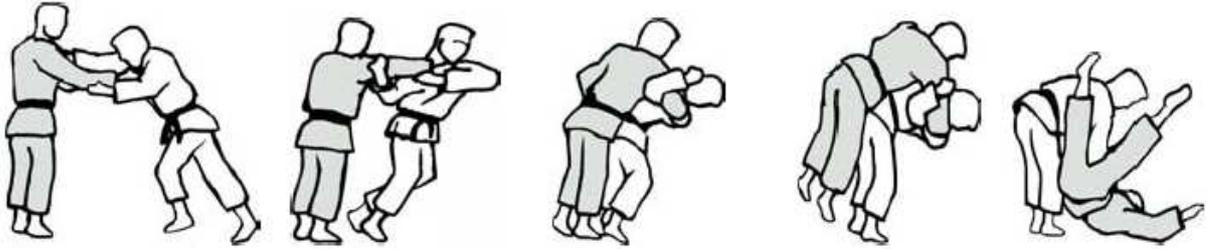


Figura 13. Técnica *seoi-nage* (adaptado de Imamura *et al.*, 2006, pg.127).

O mesmo autor, em trabalho posterior, Imamura *et al.* (2007), analisou a técnica *harai-goshi* cinematicamente durante as fases *kushusi* e *tsukuri* com o intuito de comparar a velocidade de deslocamento do CM do *uke* e do *tori* e a velocidade angular do tronco do *tori* entre uma condição competitiva e não-competitiva. Os autores concluíram que, em geral, a velocidade do CM foi a mesma nas duas condições e que os esforços defensivo do *uke* durante a competição criaram diferenças na magnitude da velocidade do CM e na velocidade angular do tronco do *tori*. O pico de velocidade do CM do *tori* durante fase não-competitiva é alta desde que o *uke* ofereça o mínimo de resistência. Durante a competição foi detectado que a velocidade de rotação do tronco do *tori* é maior que em períodos não-competitivos e foram detectados dois movimentos distintos: um movimento angular no sentido anti-horário do troco do *tori* quando o mesmo coloca suas pernas durante a entrada da técnica de arremesso e uma rotação no sentido horário criado pelo giro dos ombros para completar a rotação de 180° do corpo simultaneamente com a varrida de pernas.

Pucsok & Nelson (2001) compararam as características cinéticas e cinemáticas da técnica *Harai-goshi* entre judocas iniciantes e experientes. Os resultados revelaram diferenças significativas na força de reação vertical entre os grupos, e, em 60% dos participantes, foram encontradas relações entre a média da força de reação horizontal do solo e a velocidade horizontal do movimento da perna que varre. Adicionalmente, a força de reação horizontal do solo foi significativamente diferente entre os dois grupos. Assim sendo, para o autor os achados sugerem uma extrema importância do componente horizontal durante a execução da

técnica *Harai-goshi* e que a velocidade horizontal da perna que varre desempenha um papel primordial na boa execução da técnica.

Outro trabalho que analisou variáveis cinemáticas foi de Blais, Trilles & Lacoutore (2007), estes analisaram também variáveis cinéticas e a energia despendida durante a execução da técnica *morote-seio-nage* com 16 atletas franceses em um ergômetro especialmente desenvolvido para simular a resistência do *uke* durante a simulação de uma técnica. Segundo os autores, ao contrário do ensinamento de muitos técnicos e mestres de judô, os principais momentos são gerados pelos membros inferiores, 24% pelos joelhos, 29% pela perna e 28% pelo tronco. Os resultados indicam que na fase *Kuzushi* e *Take* a contribuição dos membros inferiores é maior que os membros superiores e a na fase *Tsukuri* a contribuição dos membros superiores aumenta ligeiramente (principalmente no ombro) e o dispêndio de energia equivale a duas vezes e meia o valor das outras fases.

Blais & Trilles (2006) propõem a utilização de um instrumento que possibilite exercícios de força específica para o judô. Os autores acreditam que no judô competitivo a força muscular é um elemento muito importante para o desempenho. Segundo os autores, treinar músculos ou grupos musculares específicos durante movimentos simulados de luta resultou em melhoras na técnica de execução. O instrumento, com estrutura básica de uma máquina de academia de musculação, possui um suporte de peso e um jogo de polias e cabos. Este permite treinar com resistência as fases *kuzushi*, *tsukuri* e *take* das técnicas *Morote-Seoi-Nage* e *Soto Gari*. Neste trabalho foram analisados movimentos quantitativamente (máxima carga movida) e qualitativamente (através da análise de vídeo por 20 juízes) antes e após o treinamento de força específico com o instrumento sugerido, complementarmente foi utilizado um grupo controle. Os resultados mostram melhora na força e na técnica do grupo experimental, diferentemente do grupo controle que não efetuou treinamento específico.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos metodológicos do presente estudo, assim descritos: caracterização do estudo, participantes do estudo, instrumentos de medida, protocolo de coleta de dados, análise dos dados, tratamento estatístico e estudo piloto.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo caracteriza-se como descritivo e tipo estudo de caso em relação a sua abrangência. Um estudo de caso, pois é uma pesquisa de um determinado grupo de judocas com o objetivo de realizar uma investigação em profundidade para se examinar alguns aspectos particulares destes.

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Participaram do estudo seis judocas voluntários do sexo masculino e uma judoca com idade entre 14 e 19 anos, praticantes de judô, integrantes do programa “Campeões nas Quadras e na Vida”, da Fundação CASAN (FUCAS), localizada no Núcleo do Moro da Caixa, em Florianópolis/SC. Adicionalmente, participou do estudo, como referência, a treinadora de 35 anos faixa-preta (3º Dan). Para a seleção deste grupo foi adotado apenas um critério de inclusão, o sujeito deveria ter no mínimo um ano de prática no judô.

Foram excluídos da amostra os sujeitos com, ao menos, uma das condições abaixo citadas, todas verificadas através das planilha de cadastro e avaliação das fichas e/ou laudo emitido pelo médico especialista, bem como de questionamento direto durante a anamnese: a) indivíduos que apresentaram lesões músculo-esqueléticas nos membros superiores e inferiores no ato da coleta e/ou nos últimos seis meses; b) indivíduos que apresentarem lesões e/ou patologias neurológicas no ato da coleta ou anteriores a esta; c) indivíduos que sofreram cirurgias ortopédicas ou neurológicas nos últimos dois anos.

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Diversos instrumentos foram utilizados durante o desenvolver do presente estudo, entre eles estão: a planilha de cadastro, o dinamômetro de preensão manual, os equipamentos antropométricos (Apêndice H), a plataforma estabilométrica, a célula de carga com elástico, o sistema de aquisição e as plataformas de forças (Apêndice H).

3.3.1 Planilha de Cadastro

Foi utilizada uma planilha eletrônica de cadastro para armazenar as informações de cada sujeito, na ficha foram armazenadas informações como: nome, idade, sexo, tempo prática de judô, graduação (faixa), tamanho da mão (TM), massa livre de gordura (MLG), tamanho de empunhadura de preensão ideal, massa muscular (MC), estatura (EST), presença de lesão ortopédica/neurológica/vestibular, dominância dos membros superiores e inferiores, dominância e tipo de pegada na prática do judô.

3.3.2 Dinamômetro de preensão manual

O instrumento utilizado para medir a força de preensão manual foi um dinamômetro (Figura 14), com ajuste contínuo da empunhadura, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação (LABIN) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC).

O sistema é sensível a forças de tração que atuam no plano ortogonal ao que contêm as empunhaduras. A medição da força no mesmo ocorre por meio de célula de carga em anel, formada por quatro extensômetros de resistência elétrica configurados num circuito tipo Ponte de Wheatstone completa. A força aplicada no dinamômetro provoca a deformação de uma célula de carga que é responsável pela variação da resistência elétrica dos componentes da ponte. O desequilíbrio desta resulta em um sinal elétrico proporcional à força aplicada. A célula de carga apresenta forma de anel, confeccionada em aço inox, com diâmetros: Borda Externa = 20,54 mm e Borda Interna = 20,16 mm, com quatro *Strain Gauge* (Kyowa, Japão).

O dinamômetro possui limite de carga de 900 N e excelente coeficiente de linearidade. O dinamômetro é conectado a um sistema de aquisição responsável por fazer a amplificação deste sinal e a conversão analógico/digital (A/D) descrito em tópico a seguir. O processo de calibração deste equipamento é apresentado no Apêndice E.

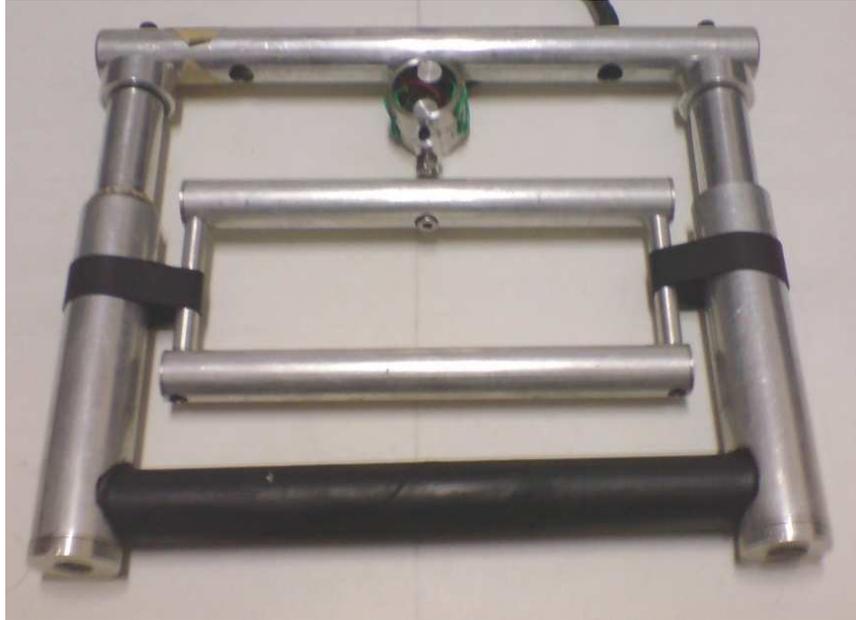


Figura 14. Dinamômetro de preensão manual.

3.3.3 Plataforma Estabilométrica

A plataforma, desenvolvida pelo LABIN, permite estimar a localização do CP utilizando apenas as reações verticais. Basicamente a plataforma estabilométrica é constituída por uma chapa de MDF (0,562 x 0,556 x 0,02) m e três células de carga uniaxiais (TS-100 capacidade de 1kN, sensibilidade = 2000 mv/v, erro = $\pm 10\%$, Aeph Brasil) arranjadas na forma de um triângulo isósceles (Figura 16) e engastadas. No presente estudo ela foi fixada em uma base de madeira em conjunto com um pedestal onde foi fixado o dinamômetro de preensão manual (Figura 15).

Normalmente a localização do CP nas direções médio-lateral e ântero-posterior é calculado em uma plataforma de forças utilizando as seguintes equações:

$$\text{CoP}_{\text{AP}} = M_{\text{ML}} / F_z \quad (1)$$

$$\text{CoP}_{\text{ML}} = - M_{\text{AP}} / F_z \quad (2)$$

onde M_{ML} and M_{AP} são os momentos em tornos do eixos medio-lateral e anterior-posterior e F_z é a força de reação vertical.

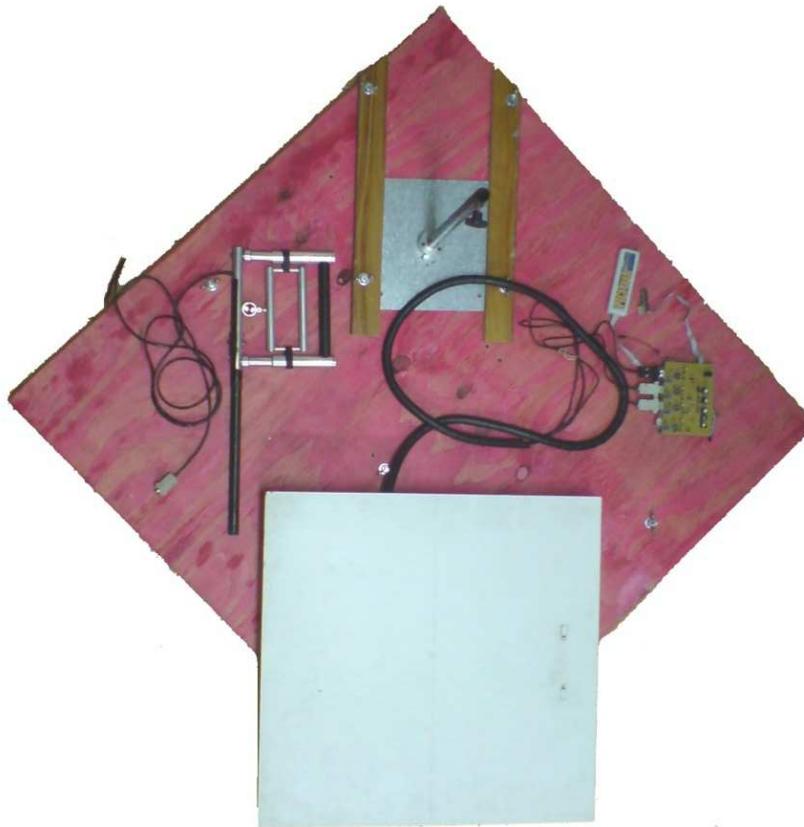


Figura 15. Plataforma estabilométrica (vista superior) em conjunto com o pedestal do dinamômetro de prensão manual.

Contudo, se considerarmos a plataforma estabilométrica, que apresenta três células de carga arranjadas em forma de um triângulo isósceles (Figura 16), onde F_z (componente vertical) é igual a soma das reações verticais ($F_1+F_2+F_3$) de cada célula e se considerarmos que $F_1=F_2=F_3$ então o CP está localizado exatamente no centro geométrico do sistema. Portanto, a localização do CP pode ser calculada utilizando-se as seguintes equações:

$$\text{CoP}_{ML} = A (R_2 - R_1) / \text{SOMA} \quad (1)$$

$$\text{CoP}_{AP} = B [(R_2 + R_1) - R_3] / \text{SOMA} \quad (2)$$

onde A e B correspondem à metade da largura e comprimento, respectivamente, da área útil. A área útil pode ser entendida como a área formada pela distância entre os centros das células de carga e onde efetivamente pode-se medir o COP. No apêndice G são apresentados os limites de carga e os índices de exatidão (erros) da plataforma.

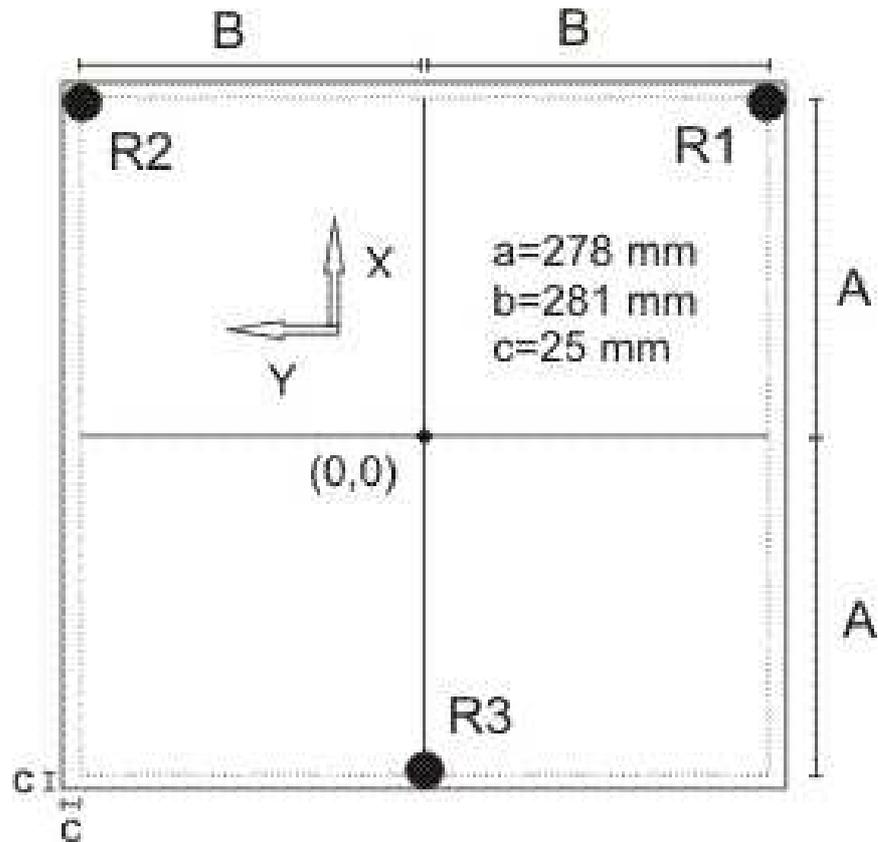


Figura 16. Estrutura e dimensões da plataforma estabilométrica (vista superior).

3.3.4 Célula de Carga e Elástico

Em uma das etapas do presente estudo o dinamômetro de prensão manual foi acoplado a uma célula de carga comercial (TS-50 com capacidade de 500 N, sensibilidade = 2000 mv/v, erro = $\pm 10\%$, Aeph Brasil) por meio de um elástico e um mosquetão para permitir a mensuração da força de prensão em conjunto com a força do movimento do braço em uma situação dinâmica.

A célula de carga, como o dinamômetro de prensão manual passaram por uma calibração. O elástico foi desenvolvido juntamente com os sistemas de encaixe (figura 17) e passou por um teste de elasticidade. Foi detectado que seu limite elástico está em torno de 150 N. Os dois testes foram realizados na mesma máquina de ensaio utilizada com o dinamômetro com o mesmo protocolo descrito no apêndice E. No anexo F são apresentados a curva de calibração da célula de carga e uma foto do teste de elasticidade.

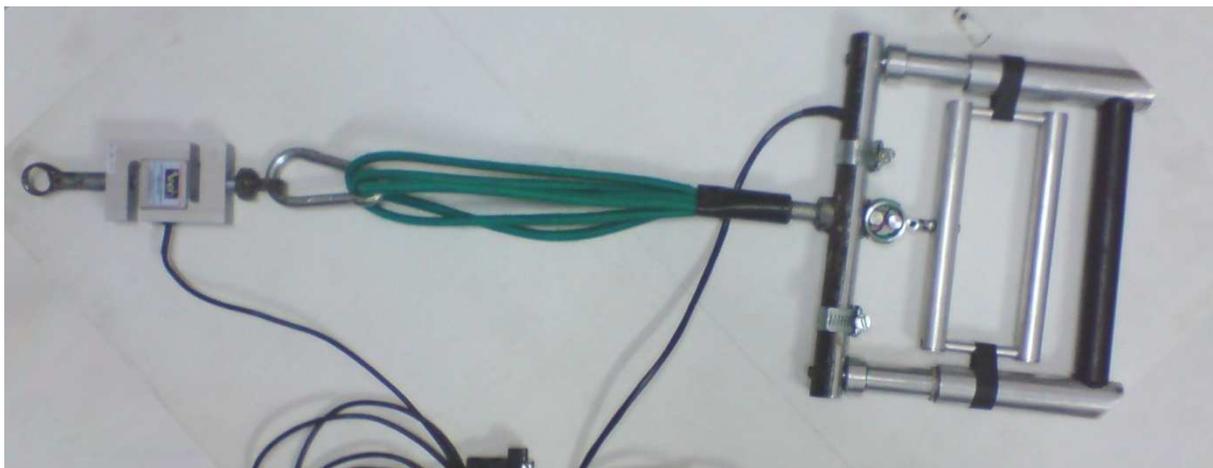


Figura 17. Dinamômetro de prensão manual acoplado a uma célula de carga comercial.

3.3.5 Sistema de Aquisição de Dados

O sistema de aquisição utilizado, tanto pela plataforma estabilométrica, quanto pelo dinamômetro de prensão manual e pela célula de carga citados anteriormente, também foi desenvolvido no LABIN. Ele é um sistema micro-controlado (PIC 18F4550) que possui um amplificador DC de quatro canais, conversor A/D com 10 bits de resolução e é alimentado por uma bateria com entrada unipolar (0 a 5 volts). O sistema se comunica com um PC utilizando a porta USB e permite ajustar frequências de aquisição de até 5 kHz por canal. Um *software* foi especialmente desenvolvido para gerenciar o sistema utilizando a linguagem C++ para Windows®.

3.4 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS

Primeiramente os sujeitos foram convidados a participar do estudo e posteriormente leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TECLE, APÊNDICE A), onde obtiveram todas as informações sobre os objetivos e procedimentos do estudo. A partir deste momento foi marcado a data e o horário da avaliação. O protocolo foi aprovado pelo comitê de ética da UDESC (protocolo 198/08, ANEXO A).

As coletas foram divididas em três etapas: na primeira foi avaliada a força de prensão manual na posição sentada de acordo com o protocolo adaptado proposto pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (ASHT), na segunda etapa foi avaliada novamente a força de prensão manual, no entanto, com o sujeito em pé posicionado sobre a plataforma estabilométrica; na última foi avaliada a força de prensão, de puxada e as forças de reação do

solo durante aplicação simulada da técnica de arremesso *Morote-Seio-Nage*. As etapas foram realizadas em dias diferentes respeitando um intervalo de no mínimo 48 horas.

Os sujeitos foram instruídos a não praticarem qualquer tipo de atividade esportiva em até 24 horas antes das avaliações, e não ingerirem qualquer medicamento sem consultar a equipe responsável pela presente pesquisa. Em determinado dia foram explicados os procedimentos da coleta e preenchida a planilha de cadastro de todos os participantes, utilizando-se de questionamento direto por um dos pesquisadores e efetuada a avaliação antropométrica.

A medida da preensão manual do tipo *Power grip* na posição sentada seguiu o protocolo adaptado de avaliação proposto pela ASHT (FESS, 1992). Os sujeitos permaneceram sentados em uma cadeira tipo escritório (sem braços) com a coluna ereta, mantendo o ângulo de flexão do joelho em 90°. O ombro foi posicionado em adução e rotação neutra, o cotovelo foi flexionado a 90°, com antebraço em meia pronação e punho neutro, podendo movimentá-lo até 30° graus de extensão. O braço foi mantido suspenso no ar com a mão posicionada no dinamômetro, que foi sustentado por uma base metálica (Figura 18).



Figura 18. Posicionamento adaptado do protocolo de avaliação proposto pela ASHT.

O tamanho da empunhadura (distância entre os pontos da pegada, figura 18) foi estimado pelo parâmetro TM (Figura 19), utilizando a equação $y = x/7,2 + 3,1$ cm (RUIZ-RUIZ *et al.*, 2006), onde y é o tamanho da empunhadura estimado e x o TM. As únicas

adaptações feitas sobre o protocolo de avaliação proposto pela ASHT foram a sustentação do dinamômetro, que originalmente é efetuada pelo avaliador e o tamanho da empunhadura, que é a posição dois do dinamômetro Jamar®.

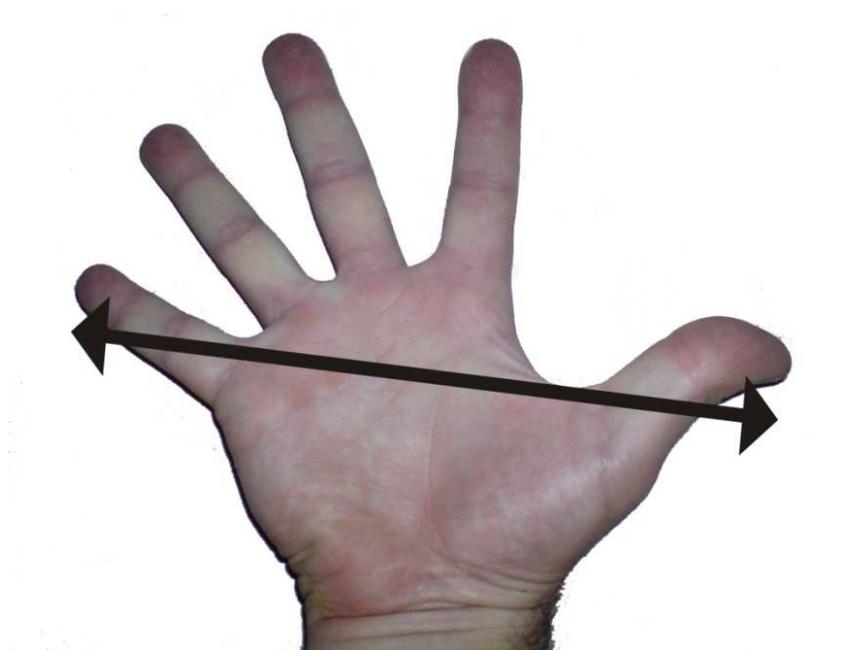


Figura 19. Medida do tamanho da mão.

Depois de posicionados, os sujeitos foram instruídos a realizar a preensão manual o mais rápido possível, com o máximo de força durante 30 segundos, com flexão total do 2º ao 5º dedos sobre a região palmar, e inibição da ação do polegar caracterizando o tipo de preensão *power rip*. Os sujeitos realizaram duas vezes o teste com cada mão, sendo escolhido o que apresentou melhor desempenho. Durante o tempo de coleta não houve *feedback* visual sobre o desempenho dos sujeitos. As avaliações foram intercaladas, inicialmente foi avaliada a mão dominante, após um intervalo de 1 minuto foi avaliada a mão não-dominante, e após 1 minuto de intervalo foi repetida novamente a seqüência.

No segundo momento, durante a avaliação concomitante da força de preensão e do equilíbrio, os sujeitos posicionaram-se sobre a plataforma estabilométrica na posição de pé com a coluna ereta, joelhos levemente flexionados, pés afastados e descalços, um mais a frente que o outro com vestimenta completado do judoca (*judogui*). Esta posição simula a posição defensiva de luta *Jigo-Hon-Tai* (JH), que quando executada pela direita se chama *Migui-Jigotai* (Figura 20) e pela esquerda *Hidari-Jigotai*.



Figura 20. Pegada básica da posição defensiva *Migui-Jigotai* (KANO, 1994, p.38).

O ombro foi posicionado em adução e flexionado 90° , o cotovelo estendido completamente, com antebraço em meia pronação e punho neutro, podendo movimentá-lo até 30° graus de extensão. O braço foi mantido suspenso no ar com a mão posicionada no dinamômetro de prensão manual (simulando a pegada na gola do *Judogui*), que foi sustentando por um pedestal na altura do ombro do sujeito. Os judocas foram instruídos a posicionarem a mão contrária, que geralmente durante esta posição fica agarrada a manga do adversário, ao lado do corpo com o cotovelo estendido. O tamanho da empunhadura foi o mesmo utilizado na etapa anterior. A figura 21 demonstra a posição adotada pelos sujeitos.

Os sujeitos foram instruídos a permanecerem imóveis nesta posição durante 60 segundos focando sua visão em um alvo (um LED) a 1,5 m de distância ajustado na altura de seus olhos. Aos 30 segundos o LED (sinal luminoso) emitiu luz e os sujeitos realizaram a prensão manual o mais rápido possível, com o máximo de força durante os demais 30 segundos. Os sujeitos foram avaliados na mão dominante, e depois na não-dominante invertendo a posição dos pés, um a frente do outro. Como na etapa anterior, foram realizadas duas tentativas para cada mão prevalecendo a que obteve melhor desempenho de força de prensão.



Figura 21. Figura ilustrativa da posição adotada durante a segunda etapa do presente estudo.

Na terceira e última etapa da coleta de dados foram mensuradas a preensão manual, a força da puxada do braço e as reações do solo durante uma simulação da entrada da técnica *Morote-Seio-Nage*. Apenas foram analisados os dados referentes a fase *Kuzuchi* e o início da fase *Tsukuri* desta técnica, antes que o judoca fizesse um giro no próprio eixo para posicionar o *Uke* sobre seu corpo (vide figura 2). Para tanto, foram utilizadas duas plataformas de força, uma com cada pé do judoca posicionado, para medir as reações do solo; o dinamômetro de preensão manual acoplado a uma célula de carga por meio de um elástico e fixado em uma barra de ferro com o auxílio de cordas utilizadas na prática do rapel, para simular a pegada baixa da gola do *Judogui*. Adicionalmente, uma borracha de câmera de pneu de bicicleta foi utilizada para simular a pegada na manga do adversário, como demonstrado na figura 22. O sistema de aquisição do dinamômetro de preensão manual e da célula de carga foi sincronizado com o sistema Vicon (PeakMotus) o qual controla as plataformas de força por meio de um *trigger* TTL (3 volts). Os sujeitos foram instruídos, pela judoca mais experiente, a simularem a execução da técnica como se estivessem em uma situação real ao sinal do mesmo LED utilizado em etapa anterior. Os dados foram coletados durante 10 segundos, tempo necessário para que o judoca se preparasse para a execução da técnica. A fase analisada em si

não durou mais de um segundo. Em todas as etapas da coleta de dados foi adotada uma frequência de aquisição de 200 Hz. Adicionalmente, os movimentos foram filmados com uma câmera comum de 10 Hz apenas para análise qualitativa a fim de facilitar a discussão dos resultados. Durante as coletas os sujeitos estavam descalços, vestindo uma calça de abrigo confortável e uma camiseta.

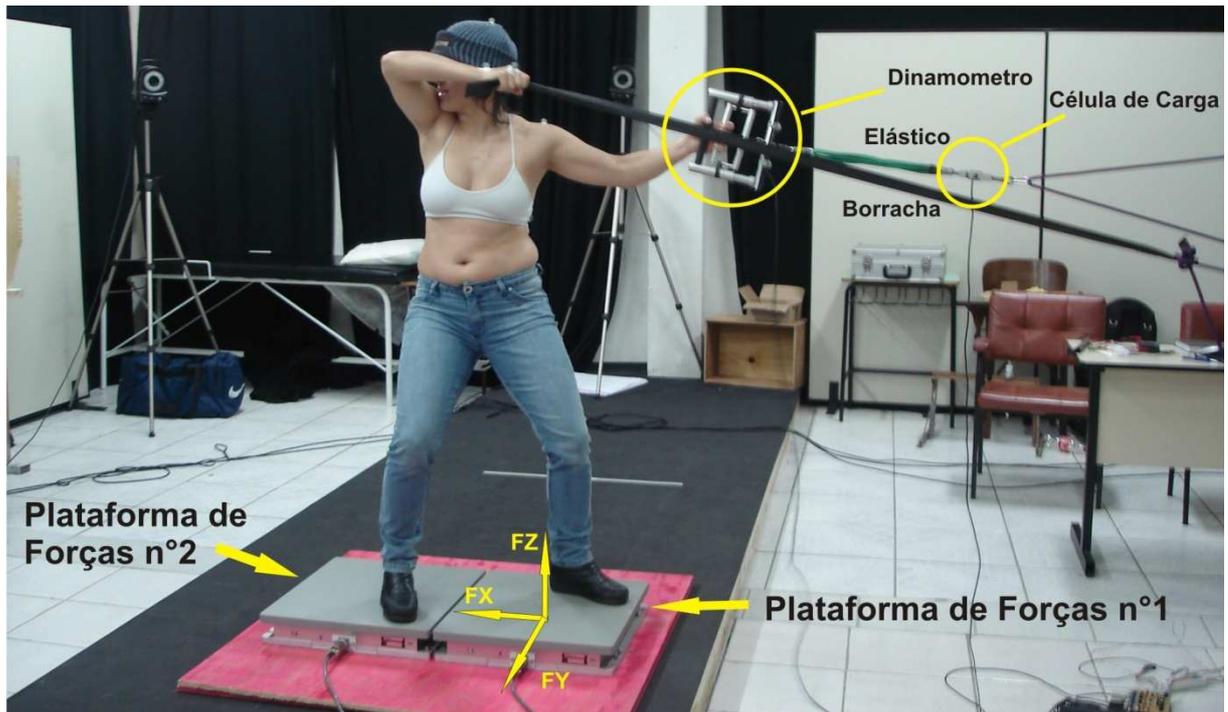


Figura 22. Plataformas de forças, dinamômetro de preensão manual, célula de carga, acoplamento com elástico e fixação com cordas durante simulação da técnica *Morote-Seio-Nage* (figura ilustrativa).

3.5 TRATAMENTO DOS DADOS E ESTATÍSTICA

Inicialmente os dados referentes a preensão manual, estabilometria, força da puxada e reações do solo foram tabulados e organizados com auxílio do *software* livre Calc (Open Office, Sun MicroSystem). Primeiramente foram criadas duas rotinas no *open source software* Scilab v.4.1.2 (INRIA,ENPS, França). A primeira para estimar a variável Impulso da preensão manual (código apresentado no Apêndice B), a segunda para calcular as variáveis do CP (código apresentado no Apêndice C). Esta última seguiu o método sugerido por Freitas e Duarte (2000), a rotina seguiu as seguintes etapas: removeu a média e tendência do sinal, aplicou um filtro passa-baixa (8 Hz) do tipo Butterworth de 4ª ordem e posteriormente calculou o DOT, RMS, AMP, VM em cada direção, a VT e a área com 95% de confiança (AR).

A análise estatística consistiu no cálculo de medidas descritivas, verificação dos pressupostos paramétricos (distribuição, homogeneidade das variâncias, esfericidade) por meio dos testes de Shapiro-Wilk, Razão Máxima e Mauchly. Para verificar os efeitos principais da posição corporal e da dominância das mãos sobre os parâmetros pré-estabelecidos das curvas força vs tempo de prensão máxima utilizou-se o teste ANOVA fatorial 2X2. Os efeitos simples foram estimados utilizando-se o teste t pareado (comparação aos pares). Para tanto, considerou-se duas variáveis independentes dentre grupos a dois níveis cada (posição corporal e dominância das mãos).

O mesmo delineamento do teste ANOVA da análise anterior foi utilizado para verificar o efeito da execução de um teste de força de prensão máxima durante a posição Hidari-Jigotai e da dominância das mãos sobre as variáveis estabilométricas. O teste t pareado e de Wilcoxon foram utilizados para verificar os efeitos simples.

Para testar a quinta hipótese do trabalho foi realizada uma correlação cruzada entre os sinais da prensão manual e do COP. Como, de fato, os sinais estavam sincronizados foi selecionada uma parte do sinal para verificar esta relação. O intervalo relacionado foi entre o instante em que é atingida a força máxima de prensão manual (FMAX) e a FFINAL. Todos os testes estatísticos foram realizados com o *software* SPSS v.14.0 (SPSS Inc. Headquarters, EUA) com nível de significância de 5%.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A fim de tornar a apresentação dos resultados e a conseqüente discussão dos mesmos mais didática, os tópicos serão debatidos de acordo com a ordem dos objetivos específicos. No entanto, primeiramente serão apresentadas informações sobre as características físicas e de lateralidade dos judocas a fim de caracterizar os participantes facilitando assim a discussão dos resultados.

A tabela 1 apresenta as seguintes características dos participantes do estudo: sexo, idade, massa corporal, estatura, graduação (faixa do judoca), tempo de prática de judô, dominância dos membros inferiores, dominância dos membros superiores, dominância durante a luta. Observa-se nesta tabela que o grupo masculino apresenta homogeneidade em relação às características físicas apesar das diferenças de graduação e preferências laterais durante a luta.

Tabela 1. Características gerais dos judocas.

Nº	Sexo	Idade (anos)	MC (kg)	EST (m)	MLG (kg)	GRAD	TP (anos)	DMS	DMI	DL
1	M	17	61	1,66	52,1	Laranja	3	direita	direita	esquerda
2	M	15	59	1,61	48,2	Azul	1	direita	direita	direita
3	M	17	53	1,74	46,5	Verde	3	direita	direita	direita
4	M	14	70,4	1,78	61,8	Verde	3	direita	direita	esquerda
5	M	16	41,3	1,51	37,4	Amarela	3	direita	direita	direita
6	M	16	62,9	1,62	56	Cinza	1	direita	direita	direita
		15,8±1,2	57,8±9,8	1,65±0,1	50,4±8,4		2,3±1			
7	F	15	41	1,56	34,5	Azul	2	direita	direita	direita
8	F	34	54	1,59	38,3	Preta (3º)	20	direita	direita	esquerda

Legenda: Massa corporal (MC), estatura (EST), graduação (GRAD), tempo de prática de judô (TP), dominância dos membros inferiores (DMI), dominância dos membros superiores (DMS) e dominância durante a luta (DL).

4.1 EFEITOS DA DOMINÂNCIA E DA POSIÇÃO CORPORAL

Para contemplar os dois primeiros objetivos do presente estudo foram apresentados nas tabelas 2 e 3 as características das curvas força vs tempo da força de prensão isométrica máxima (FPIM), tanto da mão dominante (D) quanto da mão não dominante (ND), na posição adaptada da ASHT e na posição JH, respectivamente. A figura 23 abaixo ilustra o desempenho do teste de prensão de um judoca com fim demonstrativo. A dominância considerada para esta análise foi a DMS que representa a dominância para escrever e realizar atividades do dia-a-dia.

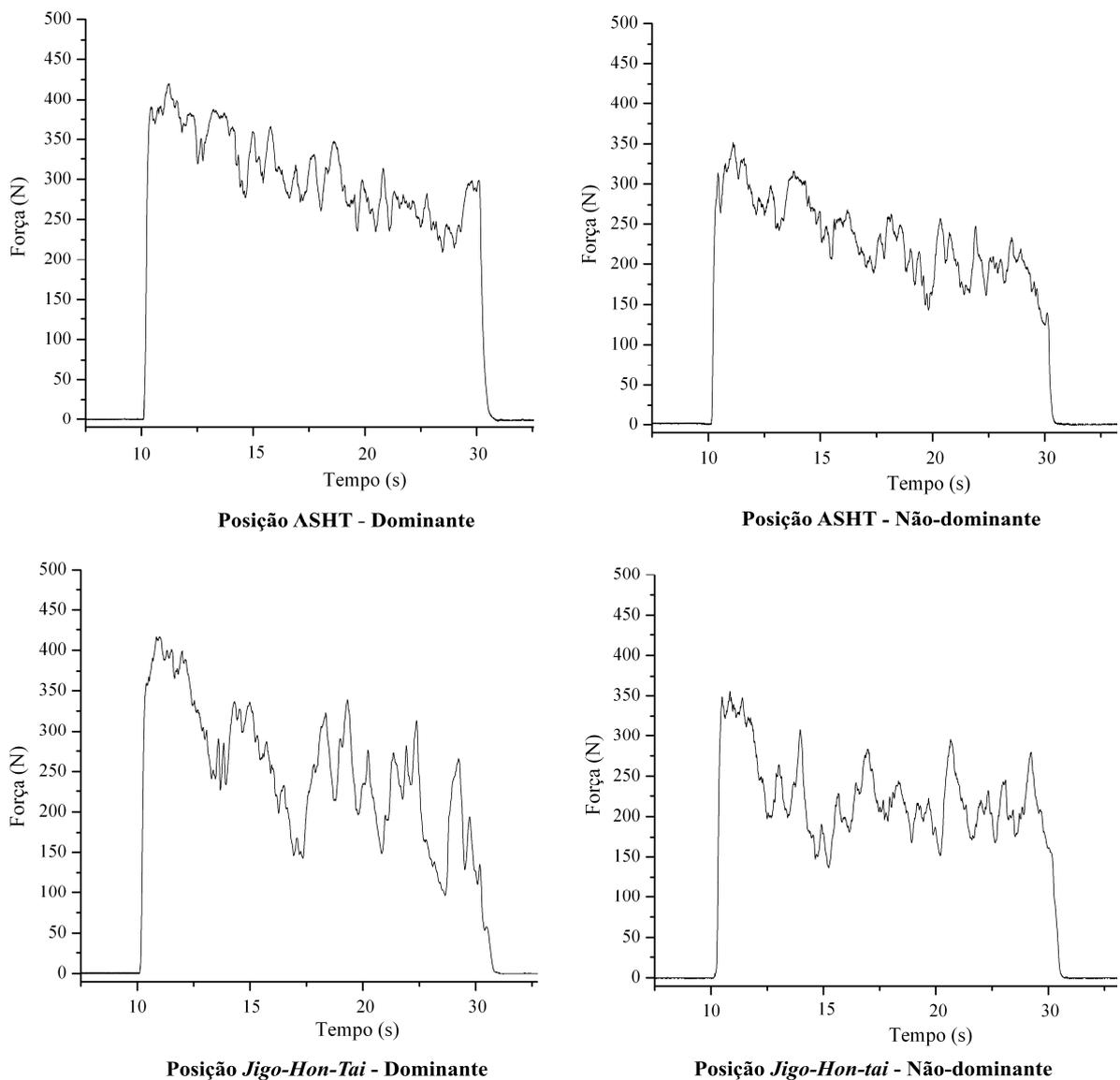


Figura 23. Desempenho da força de prensão manual de um judoca em diferentes condições de dominância e posição corporal.

Tabela 2. Desempenho da FPIM na mão dominante e não-dominante na posição adaptada da ASHT.

Judoca	FMAX (N)		%F		TDF (N/ms)		IMP (N.s)	
	D	ND	D	ND	D	ND	D	ND
1	428,82	n/a	33,33	n/a	0,11	n/a	4841,19	n/a
2	339,21	341,35	52,88	18,18	0,17	0,13	3000,19	3402,84
3	451,22	296,54	18,25	39,84	0,23	0,88	4992,28	2556,07
4	592,02	457,62	70,54	55,54	0,65	0,16	3975,87	3072,93
5	306,14	272,01	40,72	12,37	0,06	0,02	3342,11	2977,55
6	635,76	486,42	53,18	36,30	0,66	0,45	6089,33	5160,63
7*	270,94	294,41	45,09	70,20	0,12	0,31	2196,77	2102,73
8	420,28	352,01	29,93	38,57	0,18	0,18	4642,74	3509,21
	453,35	367,66	42,70	33,46	0,29	0,30 ±	4411,96	3446,54
Média±DP	±	±	±	±	±	0,31	±	±
	121,72	86,41	17,52	15,75	0,25		1057,96	905,14

*judoca não incluída em análise conjunta.

Legenda: FMAX = Força máxima; %F = percentual de queda; TDF = taxa de desenvolvimento da força; IMP = impulso; D = dominante; ND = não-dominante.

Na análise descritiva e inferencial levou-se em consideração a falta de valores nas avaliações do membro ND do judoca n°1 (tabela 2 e 3). Essa falha ocorreu devido à lesão do judoca em duas articulações metacarpofalangeanas durante treinamento de judô realizado entre duas fases das coletas. Optou-se por mantê-lo no estudo devido ao tamanho já reduzido do grupo de judocas analisado.

A judoca n° 7, do sexo feminino, foi excluída da análise inferencial por apresentar desempenho inesperado, onde a mesma obteve melhores resultados de FMAX e TDF com a mão ND tanto na posição adaptada ASHT quanto na posição JH. Era esperado que, ao menos descritivamente, a mão dominante alcançasse melhores resultados de FMAX ou de IMP.

Esse fato pode ser um caso isolado dentro de um pequeno grupo de judocas ou pode indicar que o judô altera as preferências de dominância e lateralidade como afirmado por Mikheev *et al.* (2002). Em alguns casos talvez o estímulo dado pela prática esportiva é tão grande que exista uma inversão de dominância. No trabalho de Mikheev *et al.*(2002) um grupo de judocas é comparado com um grupo controle de não-atletas. Embora todos sejam destros os judocas preferem muitas vezes executar uma tarefa com a mão esquerda.

Tabela 3. Desempenho da FPIM na mão dominante e não-dominante na posição de defensiva *Jigo-Hon-Tai*.

Judoca	FMAX (N)		%F		TDF (N/ms)		IMP (N.s)	
	D	ND	D	ND	D	ND	D	ND
1	432,02	n/a	41,24	n/a	0,10	n/a	4225,84	n/a
2	352,01	361,61	17,96	62,35	0,06	0,15	3777,84	2845,43
3	396,82	286,94	43,47	44,86	0,52	0,74	4413,45	2182,90
4	452,28	398,95	56,42	62,49	0,38	0,33	3792,26	3309,00
5	286,94	283,74	22,19	31,07	0,06	0,02	2907,78	2661,08
6	521,62	425,62	42,30	31,82	0,15	0,18	5950,14	4896,84
7*	250,67	298,68	59,72	71,00	0,21	0,27	1914,93	1883,94
8	416,02	355,21	54,33	22,32	0,27	0,25	3872,53	3374,67
	408,24	352,01	39,70	42,48	0,22	0,28 ±	4134,26	3211,65
Média±DP	±	±	±	±	±	0,25	±	±
	74,63	57,65	14,70	17,03	0,17		931	935,03

*judoca não incluída em análise conjunta.

Legenda: FMAX = Força máxima; %F = percentual de queda; TDF = taxa de desenvolvimento da força; IMP = impulso; D = dominante; ND = não-dominante.

Verificados os pressupostos paramétricos (distribuição, homogeneidade das variâncias, esfericidade), o teste Anova demonstrou que existe efeito significativo da dominância das mãos e da posição corporal apenas sobre a variável IMP. A tabela 4 apresenta os resultados da Anova apontando que 55,1 % da variabilidade do IMP pode ser atrelada à escolha da dominância e 54,4 % devido à posição corporal adotada. Independente da posição corporal o IMP foi maior na mão D e na posição sentada (ASHT) comparativamente a posição JH. Também é possível observar na tabela 4 um efeito com tendência a ser significativo da dominância sobre a FMAX e um efeito significativo da interação entre a dominância e posição corporal sobre FMAX (68 %).

Tabela 4. Efeitos principais das diferentes fontes de variação sobre os parâmetros da preensão manual.

Parâmetro	Fontes de Variação	ΣQ	gl	F	p	η^2
FMAX(N)	Dominância das Mãos	21774,28	1	5,142	0,064	0,461**
	Posição Corporal	6567,27	1	3,203	0,124	0,348
	Interação Dominância das Mãos vs Posição Corporal	2225	1	12,730	0,012	0,680*
%F	Dominância das Mãos	3,622	1	0,24	0,883	0,04
	Posição Corporal	59,189	1	1,048	0,345	0,149
	Interação Dominância das Mãos vs Posição Corporal	170,578	1	0,422	0,540	0,066
TDF (N/MS)	Dominância das Mãos	0,004	1	0,92	0,771	0,015
	Posição Corporal	0,013	1	0,511	0,501	0,79
	Interação Dominância das Mãos vs Posição Corporal	0,002	1	0,098	0,765	0,016
IMP(N.s)	Dominância das Mãos	4268477,29	1	7,377	0,035	0,551*
	Posição Corporal	3471490,91	1	7,165	0,037	0,544*
	Interação Dominância das Mãos vs Posição Corporal	11,240	1	0	0,992	0

Legenda: ΣQ = Valores da Soma dos Quadrados; GL = graus de liberdade; F = valor estatístico do teste, p = probabilidade de significância; η^2 = tamanho do efeito.

* significativo para $p < 0,05$.

** tendência a ser significativo

A figura 24 demonstra o efeito da interação entre as variáveis dominância e posição corporal sobre a variável FMAX. Apesar dessas variáveis, separadamente não apresentarem um efeito significativo (apenas uma tendência) sobre a variável FMAX, a dominância e a posição corporal parecem interagir. Observando-se a figura 24 pode-se afirmar que a posição corporal exerce um efeito moderado na condição dominante, ou seja, na mão dominante a diferença de força entre a posição sentada e de pé é maior que na mão não-dominante. Isto também é confirmando pelos resultados da tabela 5.

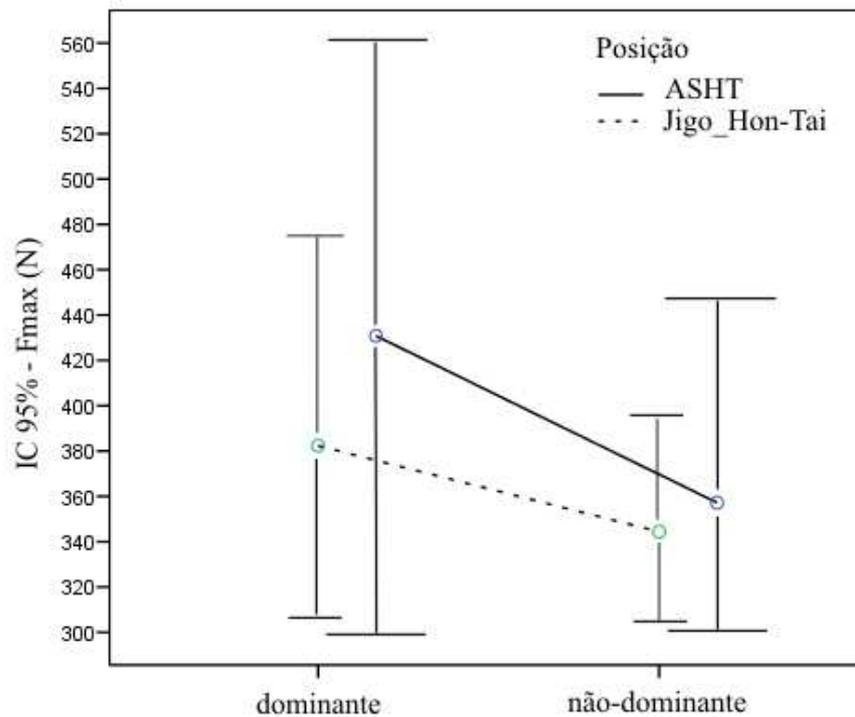


Figura 24. Gráfico de linha sobre a interação entre as variáveis dominância e posição corporal em FMAX.

Estimados os efeitos principais das variáveis dominância e posição corporal sobre as variáveis da força de preensão foram realizados os testes de comparação aos pares a fim de estimar os efeitos simples. Os resultados são apresentados na tabela 5.

Respondendo ao primeiro objetivo do presente estudo observa-se na tabela 5 que a variável FMAX apresentou diferença significativas entre a mão D e ND apenas na posição adaptada da ASHT e a variável IMP apresentou essa diferença significativa apenas na posição JH. Portanto, pelo menos para essas variáveis do desempenho da FPIM, a dominância parece ter efeito, sendo que um melhor desempenho é observado na mão D (tabelas 2 e 3). Talvez a DL, contrária a DMS adotada por alguns judocas, pode ter efeito sobre as variáveis citadas. Todos os judocas analisados são destros, no entanto, três dos sete apresentam DL com a mão esquerda e conseqüentemente a utilização com preferência de todo o lado esquerdo do corpo. Esse aspecto também contribui para afirmação que o judoca pode ser um atleta completo, devido a dinâmica do esporte (BARRAULT *et al.*, 1991), a qual promove ações proprioceptivas (PERRIN *et al.*, 2002) em ambos os lados do corpo, alterando as percepções de lateralidade (MIKHEEV *et al.*, 2002).

Tabela 5. Comparações múltiplas (efeitos simples) dos parâmetros FMAX e IMP da preensão manual.

Comparações	DM	EPM	IC		t	df	p
			Inf.	Sup.			
FmaxD – ND (ASHT)	73,60 ± 73,88	27,92	5,27	141,93	2,636	6	0,039*
FmaxD – ND (JH)	37,94 ± 57,96	21,90	-15,66	91,55	1,732	6	0,134
FmaxD (ASHT-JH)	42 ± 56,53	19,98	-5,26	89,26	2,101	7	0,074**
FmaxND (ASHT-JH)	12,80 ± 33,31	12,59	-18,01	43,61	1,017	6	0,349
ImpD – ND(ASHT)	779,61 ± 908,22	343,20	-60,16	1619,4	2,272	6	0,640**
ImpD – ND (JH)	782,15 ± 732,01	276,67	105,15	1459,15	2,827	6	0,030*
ImpD (ASHT-JH)	278,21 ± 480,11	169,74	-123,18	679,6	1,639	7	0,145
ImpND (ASHT-JH)	232,58 ± 245,88	92,93	5,19	459,98	2,503	6	0,046*

Legenda: DM = diferença média; EPM = erro padrão da média amostral; IC = Intervalo de Confiança; inf = inferior; sup = superior; t = estatística do teste t pareado; g = graus de liberdade; p = probabilidade de significância.

* significativo para $p < 0,05$.

** tendência a ser significativo

A comparação de desempenho entre a mão D e ND tem sido relatada em diversos estudos que envolvem diferentes populações. Nicolay & Walker (2005), analisando a curva de preensão manual de 30 segundos de um grupo de sujeitos (33 do sexo feminino e 17 do sexo masculino) com idade entre 18 e 33 anos, encontraram uma diminuição média da força de 61% da força (%F) em ambas as mãos. Esse valor está um pouco acima do encontrado no presente estudo (entre 42,70 e 33,46 %) nas duas posições corporais adotadas, provavelmente devido a amostra ser constituída de atletas. No estudo de Nicolay & Walker (2005) foram avaliados sujeitos não-atletas, apesar de serem sujeitos que apresentavam idade entre 18 e 33 anos. Esse estudo também detectou que a mão D apresentou maiores valores de força no início do teste do que a mão ND, mas que ao final do teste a FFINAL não apresentava diferença significativa. A mão dominante também apresentou maior diminuição do %F e não foram encontradas diferenças significativas do %F entre os sexos. Essa informação corrobora

em parte com o presente estudo, pois como pode ser observado nas tabelas 2 e 3 esse comportamento parece inverter-se durante a execução da força de preensão na posição JH. No entanto, não foi detectado efeito da dominância sobre o %F (tabela 5). Talvez esse aspecto deva ser futuramente investigado, pois a final, a resistência muscular do movimento de preensão é importante para o judoca, que por vezes passa um tempo considerável “agarrado” ao *judogui* do oponente. Da mesma maneira Massy-Westropp *et al.* (2004), utilizando um grupo de 130 homens entre 18 e 97 anos, encontraram diferenças significativas do %F entre as duas mãos. Essa diferença foi detectada apenas por um dinamômetro digital onde foi executado um teste de preensão manual máxima de 10 segundos. O dinamômetro Jamar também foi utilizado, mas não foi capaz de detectar essa diferença.

Os dados eletromiográficos do músculo do antebraço (flexor superficial dos dedos) revelam que os efeitos da dominância sobre o %F encontrados por um teste de preensão em um dinamômetro Jamar também são refletidos na atividade eletromiográfica (maior na mão D) (NICOLAY & WALKER, 2005). Os mesmos autores também detectaram relação entre a FMAX e as medidas corporais, como o tamanho da palma da mão e a massa corporal. Armstrong & Oldham (1999), analisando um grupo de 83 sujeitos saudáveis, sendo desses metade do sexo feminino, não encontraram efeito da dominância sobre FMAX.

Luna-Heredia, Martín-Peña & Ruiz-Galiana (2005) em busca de valores normativos e avaliando 496 sujeitos não-atletas de ambos os sexos com idade entre 17 e 97, encontraram diferenças significativas de FMAX (aproximadamente 50 N) entre a mão D e ND. Esse fato corrobora em parte com os resultados do presente estudo visto que, como comentado anteriormente, foi detectada apenas uma tendência de efeito da dominância sobre FMAX.

Leyk *et al.* (2007), em um dos poucos estudos que avaliaram as curvas força *vs* tempo da preensão manual em atletas, utilizaram, além de um grupo de 60 atletas de elite do sexo feminino que praticam esportes que apresentam predomínio de atividades de membros superiores, (como judô e handebol), 533 mulheres não-atletas e 1654 homens também não-atletas. Entretanto, o autor avaliou apenas a mão D e utilizou um posicionamento de avaliação diferente do presente estudo e nenhum ajuste do tamanho da empunhadura, sendo fixado em 5 cm, dificultando a comparação de valores brutos com o presente trabalho. Nesse estudo os sujeitos executaram a força de preensão durante 15 segundos posicionando, sobre um aparelho de musculação chamado “rosca direta na máquina”, o ombro e o braço, sendo que o ombro estava em flexão de 90° e o cotovelo a 90°. Foram encontrados valores médios de FMAX nos homens na mão dominante de 460.5 ± 79.4 , próximos aos encontrados na posição sentada (AHST) do presente estudo.

Bertuzzi, Franchini e Kiss (2005) comparando um grupo de escaladores de elite e um grupo de escaladores recreacionais corroboram em parte com os resultados encontrados no presente estudo. Os autores encontraram diferenças significativas de FMAX e %F entre a mão D e ND em ambos os grupos. Um aspecto que pode limitar a comparação é que o %F foi a medida entre três tentativas de um teste de força máxima utilizando o dinamômetro Jamar, portanto analisando somente o pico de força.

Na dissertação de Silva (2006), que explorou a FPIM de diferentes tipos de teste de preensão manual em 21 atletas de quatro modalidades esportivas (*Aikidô, Jiu-jitsu, Judô e Remo*), os resultados referentes á variável %F diferem do presente estudo. O autor utilizou um teste contínuo de 120 segundos e detectou efeito da dominância sobre %F, que no grupo de judocas, foi significativamente maior na mão D. Portanto, para o autor, apesar da mão D alcançar maiores valores de FMAX, ela perde força com maior velocidade, ao menos para o grupo de judocas.

Utilizando a mesma base de dados de Silva (2006), Borges Jr *et al.* (2009) encontraram efeito de 30 % da dominância e 39 % da modalidade esportiva sobre a FMAX quando quatro modalidades esportivas são analisadas em conjunto. Os autores também encontraram uma diferença de $27,3 \pm 54,6$ N entre a mão D e ND no grupo de judocas. No presente estudo, que utilizou o mesmo posicionamento adaptado da ASHT foi encontrado uma diferença significativa de $73,60 \pm 73,88$ N. Já na posição JH a diferença não foi significativa como pode ser observado na tabela 5.

No intuito de comparar valores absolutos de força com a literatura é descrito o trabalho de Clerk, Clerk & Adams (2005), que avaliaram somente a FMAX de 232 adolescentes entre 13 e 17 anos, faixa-etária similar a utilizada no presente estudo. Esse estudo detectou que para o grupo analisado existe efeito da dominância em ambos os sexos, apresentado uma diferença de aproximadamente 23,63 N, o que difere dos resultados do presente estudo. Os valores médios encontrados nesse trabalho são de 415,01 para a mão D e 388,73 para a mão ND. Esses valores são um pouco inferiores aos encontrados no presente estudo (tabela 2 e 3). Como os valores médios são menores é possível afirmar que provavelmente, pelo menos para a comparação com este estudo, os judocas possuem na mão dominante, em média, maiores valores de FMAX que sujeitos não-atletas da mesma faixa-etária, o que é esperado visto que o judô tem predomínio de atividades de pegada.

Finalizando a discussão sobre os efeitos da dominância sobre a força de preensão nas duas diferentes posições corporais adotadas no presente estudo, pode-se aceitar parcialmente a primeira hipóteses do presente estudo, a qual pressupõe que em ambas as posições corporais

adotadas (ASHT e JH) a mão D apresentam melhor desempenho, pois o desempenho da mão D foi significativamente maior apenas na variável FMAX (na posição ASHT) e na variável IMP (na posição JH), não ocorrendo diferenças significativas nas demais variáveis.

Além dos efeitos da dominância na variável IMP, como comentado anteriormente, parece ser sensível a diferença de desempenho entre sujeitos. Apesar de não ser objetivo específico do presente estudo, abre-se espaço neste momento para algumas considerações. A figura 25 apresenta curvas da FPIM sobrepostas da mão D de três judocas. Utilizando-se como referência a judoca n°8, que é mais experiente, compõem o gráfico da figura 25 o judoca n°1, com três anos de experiência, e o judoca n°5 que, apesar de praticar o esporte a três anos, possui uma graduação menor e características morfológicas menores (mais “franzino”) (tabela 1). Pode-se observar que as características das curvas da judoca n°8 e do judoca n°1 são parecidas, no entanto o desempenho do n°5 é bem diferente. Esse último leva mais tempo para atingir sua força máxima e a variabilidade do sinal (que pode ser avaliada pela variável IMP) pode indicar que o controle ou capacidade de realizar e manter a força isométrica é menor que os outros dois judocas

Esta capacidade de gerar força, apesar da diminuição inevitável no decorrer do tempo, e a manutenção da mesma podem ser um indicativos de bom desempenho para judocas. Visto que para muitos autores como Alvin (1975), a pegada deve ser firme antes e durante a aplicação de uma técnica, para o autor a força para execução de uma técnica concentra-se nos punhos.

Entretanto, a pegada solta referida por Alvin (1975) e por tantos outros autores e atletas mais experientes, refere-se aos movimentos dos punhos e braços com o objetivo de tornar a execução da técnica quase imperceptível para o oponente, não revelando o tipo de técnica que se tem a intenção de aplicar. Portanto, apesar de existirem outras variáveis intervenientes nessa comparação, parece que esse tipo de análise pode ser utilizada como avaliação para controle do treinamento e para a seleção de atletas.

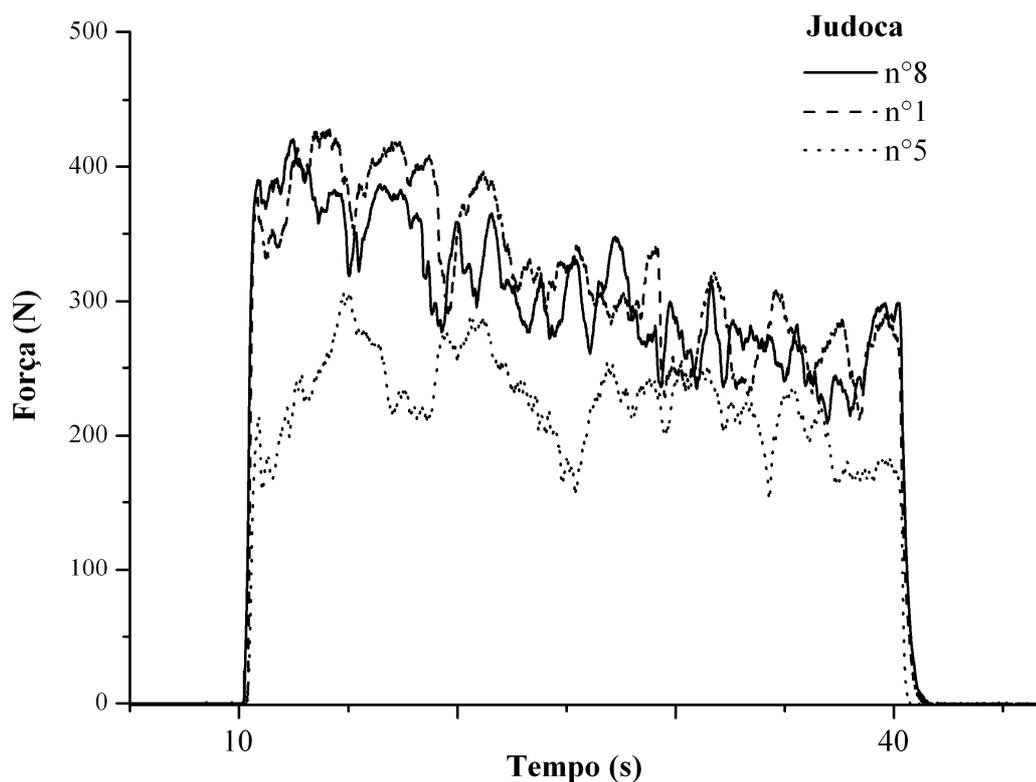


Figura 25. Curvas de apreensão manual sobrepostas, representativas de três judocas.

Contemplando o segundo objetivo pode-se observar um efeito principal (54,4%, tabela 4) genuíno da posição corporal apenas sobre o IMP. No entanto, os efeitos simples apresentados na tabela 5 mostram que existem diferenças significativas entre a posição ASHT e JH apenas na variável IMP na condição ND, e uma diferença com tendência a ser significativa na variável FMAX na condição D. Pode-se observar nas tabelas 3 e 4 que descritivamente a posição ASHT apresentou melhor desempenho nestas variáveis tanto na mão D quanto na mão ND.

Segundo Boadella *et al.* (2005), vários estudos têm mostrado o efeito da postura sobre o desempenho da força de apreensão e que, teoricamente, quando a posição de avaliação é sentada existe sub-excitação do sistema nervoso, pois o *feedback* sensorial dos membros inferiores é mínimo quando comparada a condição sentado e de pé. Os mesmos autores avaliaram a FMAX utilizando um dinamômetro Jamar em um grupo de 30 homens e 26 mulheres, com idade entre 19 e 40 anos. No entanto, ao contrário da hipótese dos autores, os resultados demonstram que não houve diferença significativa entre a posição sentada e de pé, nos dois casos (com o cotovelo flexionado em 90° e ombro neutro). Um aspecto que dificulta as comparações com a literatura é o fato de não haver trabalhos que investiguem as

características das curvas força de preensão em diferentes posições corporais, avaliando apenas a FMAX.

Watanabe *et al.* (2005) compararam, entre outros aspectos, os efeitos da postura sobre a FMAX em três diferentes posturas (sentada, de pé e deitada). A posição adotada foi: ombro em adução e neutro, cotovelo estendido e antebraço e punho em posição neutra. Foram encontradas apenas diferenças entre a postura deitada e as demais, não havendo diferença entre a postura sentada e de pé.

Um aspecto que não foi avaliado no presente estudo são os efeitos das diferentes posições de ombro e cotovelo durante avaliação da preensão manual. Entretanto, é necessário fazer algumas considerações a respeito, visto que na posição sentada em relação a posição de pé, adotadas no presente estudo, o cotovelo é estendido completamente e o ombro flexionado em 90°. Mathiowetz, Rennells & Donahoe (1985), avaliando 29 mulheres jovens, encontraram grande efeito do ângulo do cotovelo sobre a FMAX, onde os maiores valores, independente da dominância, foram encontrados quando os sujeitos estavam com o cotovelo a 90° em comparação com a condição de extensão completa do membro. Esse aspecto pode ter influenciado a verificação do efeito da postura no comportamento da preensão manual no presente estudo. Provavelmente, se os judocas do presente estudo tivessem adotado a posição de pé com o cotovelo flexionado, os efeitos da postura poderiam ser significativos nas demais variáveis, além do IMP.

Su *et al.* (1994) avaliaram 160 sujeitos chineses com idades entre 20 e 69 anos. Utilizando um dinamômetro Jamar os mesmos, avaliaram a força de preensão somente na mão D em quatro condições de posição de ombro e cotovelo (1ª - ombro 0° de flexão e cotovelo a 90° de flexão; 2ª - ombro 0° de flexão e cotovelo estendido; 3ª - ombro 90° de flexão e cotovelo estendido e 4ª - ombro 180° de flexão e cotovelo estendido) e todas as avaliações foram realizadas em pé. A 4ª condição obteve os maiores valores de força em ambos os sexos analisados, seguido da 3ª condição, 2ª condição e por último a 1ª condição. Desconsiderando que as avaliações foram realizadas em pé nesse trabalho, os resultados não corroboram com o presente estudo, pois neste caso a 1ª condição de posição de ombro e cotovelo obteve o melhor desempenho. Os resultados de Su *et al.* (1994) em parte do estudo de Mathiowetz, Rennells & Donahoe (1985), citado anteriormente.

Contudo, pode-se rejeitar a segunda hipótese do presente estudo que supõe que ambas as mãos dos judocas apresentam maior desempenho na posição JH. Como se pode observar nas tabelas 2 e 3, parece ter havido um comportamento contrário, descritivamente o desempenho da força de preensão é melhor na posição adaptada da ASHT (nas variáveis

FMAX, TDF e IMP), no entanto, os testes inferenciais mostram uma diferença significativa apenas da variável IMP na mão ND.

4.2 A FORÇA DE PREENSÃO E O EQUILÍBRIO POSTURAL

Para atingir o terceiro e quarto objetivos do presente estudo são apresentados na tabela 6 os efeitos principais da atividade de FPIM sobre as variáveis do equilíbrio. Não foi detectado efeito da dominância das mãos durante a execução da FPIM sobre o equilíbrio, portanto não foram apresentados os valores da estatística na tabela 6. Os efeitos principais da variável velocidade média (VM) também não foram apresentados na referida tabela porque não satisfizeram os pressupostos paramétricos. É necessário ressaltar que os deslocamentos nas direções AP e ML medidos pela plataforma estabilométrica não são necessariamente em relação ao plano sagital do sujeito avaliado, pois o mesmo foi avaliado durante a simulação da posição defensiva JH no qual o sujeito fica posicionado com os pés em direção diagonal a direção referente a plataforma.

Detectado o efeito principal de até 80,8 % (tabela 6) do movimento de preensão manual máxima sobre todas as características do CP também são apresentados na tabela 7 os efeitos simples (comparação aos pares). Como se pode observar houve um aumento significativo nos valores de todas as características do CP por consequência aumentando a instabilidade do Judoca. A figura 26 ilustra com um gráfico a mudança do comportamento do COP antes e durante o movimento de preensão máximo.

Tabela 6. Efeitos principais da atividade de preensão máxima sobre os parâmetros do equilíbrio.

Parâmetro	ΣQ	gl	F	p	η^2
DOT(mm)	9303121,09	1	13,10	0,022	0,766*
RMSAP	319,07	1	319,07	0,002	0,808*
RMSML	104,29	1	104,29	0,021	0,619*
AMPAP	5137,76	1	12,222	0,017	0,710*
AMPML	3339,55	1	9,905	0,020	0,623*
VT	6220,57	1	13,428	0,021	0,770*
AREA	6280144,33	1	10,050	0,019	0,626*

ΣQ = Valores da Soma dos Quadrados; gl = graus de liberdade; F = estatística do teste, p = probabilidade de significância e η^2 = tamanho do efeito. *significativo para $p < 0,05$.

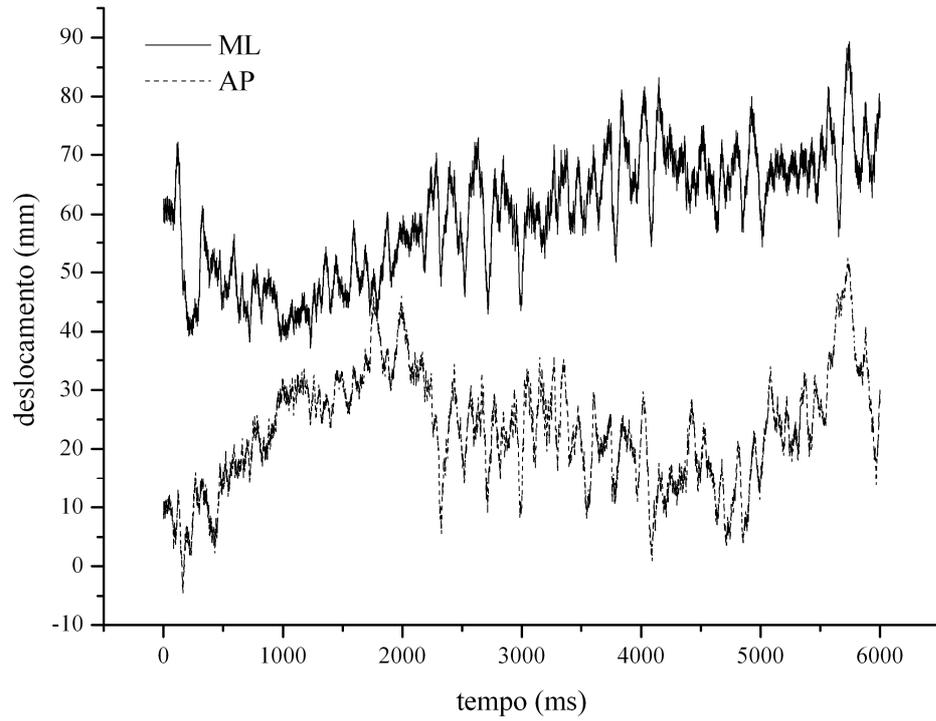
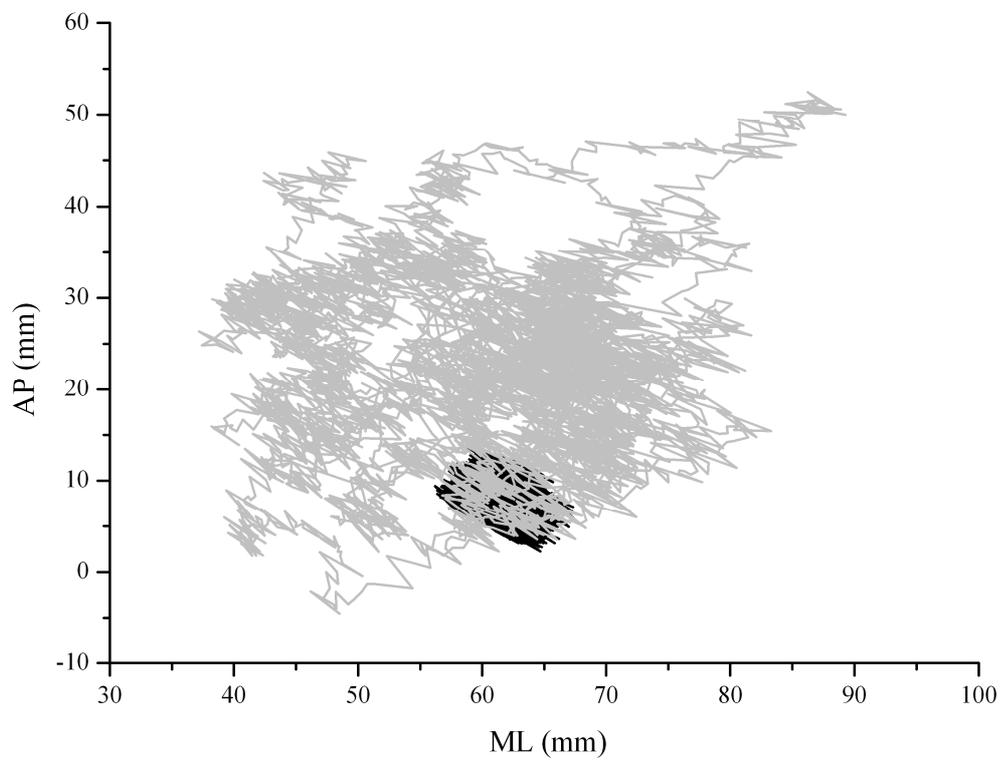
**A****B**

Figura 26. **A)** o deslocamento do CP nas direções ML e AP durante a realização da FPIM de um sujeito e **B)** o Estatocinesiograma antes (preto) e durante (cinza) a atividade.

Alguns autores como Momiyama *et al.* (2006) investigaram o movimento do CG durante a atividade de FPIM por suspeitarem que movimentos dos membros superiores estão relacionados ao movimento dinâmico do CG. Os mesmos utilizaram uma plataforma estabilométrica para medir o CG, no entanto os autores não demonstram qual equação foi utilizada para estimar o CG a partir do CP ou confundiram os conceitos de CP e CG. Foram analisados 21 sujeitos de ambos os sexos com média de idade de 24,3 anos. Corroborando com o presente estudo, o que os autores chamam de CG apresentou maior movimento (DOT e AREA) quando os sujeitos estavam sobre a plataforma executando a preensão em comparação com a condição de posição ortostática sem estar realizando a preensão. A força de preensão foi avaliada neste estudo com o ombro neutro e o cotovelo estendido, como se o sujeito estivesse em posição ortostática, mas com o dinamômetro na mão.

Kato, Miyamoto & Shimizu (2004) também buscaram dentro desta temática analisar o CG durante o movimento de preensão manual utilizando duas plataformas de forças e um sistema de cinemetria (Vicon). Com objetivos diferentes do presente estudo os autores detectaram que o CG dos sujeitos se deslocava para o lado da mão que estava realizando o movimento de preensão, em consequência de uma flexão lateral do corpo, rotação do tronco e flexão do pescoço. Vale ressaltar que o presente estudo também identificou este tipo de comportamento (figura 26), até porque a posição adotada com o dinamômetro (suspensão a frente do sujeito) propicia que o CG seja deslocado em direção ao dinamômetro e, por consequência, também o CP.

Essa perturbação no equilíbrio gerada pela atividade de preensão manual, apesar de ser a aplicação de uma força isométrica, pode indicar que, quando o judoca realiza essa atividade, mesmo em uma situação dinâmica, ele fica mais propenso a queda. Por exemplo, durante a luta o judoca pode estar realizando de 30 a 50% de FMAX na gola do *Judogui* do adversário. Quando o atleta inicia a entrada (fase *kuzushi*) de uma técnica qualquer, ele pode chegar a 100% da FMAX, o que pode resultar em uma maior instabilidade postural. Talvez esse aspecto influencie nos casos em que o *tori* (quem tenta aplicar o golpe) é desequilibrado pelo *uke* (quem deveria receber o golpe) na direção ântero-posterior. Provavelmente, para o *uke* que acaba se tornando o *tori*, nesse momento a melhor técnica de revide a ser aplicada é na direção ântero-posterior do oponente. Além disso, como pode ser observado na tabela 7, a maior instabilidade acontece na direção AP, o que pode ser verificado pelos maiores valores médios e de dispersão das variáveis AMP e RMS em relação a direção ML.

Tabela 7. Efeitos simples (Comparações múltiplas) da atividade de preensão manual máxima sobre os parâmetros do equilíbrio.

Comparações	DM	EPM	IC		t	df	p
			Inf.	Sup.			
Atividade de Preensão antes durante							
DOT_D	1096,30 ± 770,44	272,49	-1740,65	-451,93	-4,023	7	0,005*
DOT_ND	1297,14 ± 1007,39	450,52	-2547,99	-46,29	-2,879	4	0,045*
RMSAP_D	6,69 ± 4,97	1,75	-10,84	-2,54	-3,814	7	0,007*
RMSAP_ND	5,97 ± 3,12	1,18	-8,86	-3,07	-5,049	6	0,002*
RMSML_D	3,02 ± 4,56	1,61	-6,84	0,79	-1,873	7	0,103
RMSML_ND	3,79 ± 2,94	1,11	-6,50	-1,06	-3,407	6	0,014*
AMPAP_D	27,36 ± 21,48	7,59	-45,32	-9,41	-3,604	7	0,009*
AMPAP_ND	31,35 ± 21,96	8,96	-54,40	-8,30	-3,497	5	0,017*
AMPML_D	18,61 ± 26,60	9,40	-40,85	3,62	-1,979	7	0,088
AMPML_ND	19,62 ± 15,19	5,74	-33,66	-5,57	-3,416	6	0,014*
VT_D	28,73 ± 20,27	7,17	-45,67	-11,79	-4,009	7	0,005*
VT_ND	32,88 ± 25,21	11,27	-64,20	-1,57	-2,916	4	0,043*
AREA_D	1025,8 ± 1059,9	374,73	-1911,90	-139,69	-2,737	7	0,029*
AREA_ND	780,29 ± 628,82	237,67	-1361,85	-198,72	-3,283	6	0,017*
	Mediana				z		
VELOAP_D	9,09	-	-	-	-2,521	-	0,012*
VELOAP_ND	8	-	-	-	-2,366	-	0,018*
VELOML_D	10,07	-	-	-	-2,521	-	0,012*
VELOML_ND	5,63	-	-	-	-2,366	-	0,018*

DM = Diferença média; EPM = erro padrão da média amostral; IC = Intervalo de Confiança; t = estatística do teste; gl = graus de liberdade; p = probabilidade de significância. D = dominante; ND = não-dominante.

* significativo para $p < 0,05$.

Provavelmente, essa perturbação é gerada durante realização de força voluntária máxima pela ação trêmula da musculatura da mão e do antebraço e do enrijecimento da musculatura geral do corpo como glúteos e paravertebrais, entre outros que fazem parte da regulação do equilíbrio em postura “estática”, na tentativa de responder a essa perturbação

nos membros superiores. Contudo, a fim de enriquecer a discussão, torna-se necessário relatar, mesmo que não tenha sido quantificada ou avaliada qualitativamente, que durante os testes de preensão máxima sobre a plataforma estabilométrica foi observado, em alguns participantes, a ocorrência de contrações involuntárias no membro contra-lateral, o que pode representar a chamada sincinesia, que provavelmente tem efeito sobre o controle postural. A sincinesia global (SG) ou contrações involuntárias do membro contralateral ocorre normalmente em pacientes com alguma disfunção neurológica como os hemiparéticos (BOISSY *et al.*, 1997), mas também em sujeitos normais (HWANG *et al.*, 2006). Shinohara *et al.* (2003), por exemplo, avaliaram jovens e idosos com EMG, os quais executaram três tipos de contração. Os autores relatam que os idosos apresentaram atividades de EMG no membro contralateral maiores que os sujeitos jovens. Provavelmente, com a idade perde-se a habilidade de suprimir as atividades contralaterais durante a execução de uma tarefa unilateral.

Alguns autores (BOISSY *et al.*, 1997; GANDEVIA, 2001) consideram que as sincinesias ocorrem apenas em indivíduos com patologia neurológica, na população jovem pediátrica que ainda não completou a mielinização do corpo caloso. Ainda para os autores pode-se entender que ocasionalmente pode ocorrer em sujeitos normais uma irradiação da contração do músculo homólogo do lado contralateral durante a realização de esforços voluntários máximos. Entretanto, autores como Hawang *et al.* 2006, consideram os termos conceitualmente a mesma coisa pois em seu trabalho são avaliados indivíduos normais. Para esse mesmo autor, a SG mais forte envolve a co-ativação de vários músculos não homólogos quando é realizada uma força isométrica máxima no membro não-dominante. Se houvesse sido quantificado a sincinesia no presente trabalho com o uso da EMG seria possível verificar o efeito da mesma e da dominância sobre o controle do equilíbrio postural. Contudo, provavelmente alguma parte do efeito do movimento de preensão manual isométrico encontrado no presente estudo, pode ser atrelada a ação trêmula dos músculos que estão propriamente realizando o movimento e uma parte a SG.

Visto que em outra etapa do trabalho foi aceita a hipótese de que a execução da preensão manual máxima tem efeito sobre o controle postural e, atendendo ao quinto objetivo específico do presente estudo, foi verificado que existe relação entre o sinal da força de preensão manual e o sinal do CP, mesmo que de maneira isolada, ou seja, em equilíbrio chamado de estático. Utilizando-se a técnica de correlação cruzada (CC) para análise de cada sujeito analisado, foi construída a tabela 8, que apresenta a estatística da relação e o erro padrão. A CC mostra-se útil nesses casos onde se objetiva relacionar dois sinais contínuos.

Por exemplo, Hatzitakia, Amiridis e Arabatzib (2004), que analisaram os efeitos da idade sobre as respostas posturais em perturbações do equilíbrio auto-impostas, utilizaram a CC para identificar o grau de acoplamento entre o deslocamento do CG, do CP e o balanço dos membros durante uma tarefa de flexão e extensão da perna.

Apesar da hipótese gerada anteriormente, mas que não faz parte do delineamento do presente estudo, sobre uma possível contribuição das contrações involuntárias sobre o controle do equilíbrio durante o movimento de preensão manual, parece haver uma relação entre o desempenho da força de preensão e o equilíbrio, como pode ser observado na tabela 8. Esse acoplamento é abordado na literatura dentro da área de controle motor, geralmente explorando o tema em sujeitos não-atletas e em pacientes que apresentam problemas neurológicos. No entanto, para um esporte que apresenta predomínio de atividade de preensão manual e que tem como base o equilíbrio, como o Judô, talvez seja importante investigar essa relação ou acoplamento.

Varias hipóteses permeiam esta temática. Para Wing, Flanagan & Richardson (1997) forças inesperadas realizadas nos membros superiores afetam o equilíbrio por produzirem respostas coordenadas dos músculos de todo o corpo para manter o controle da postura. Se um sujeito tem alguma expectativa de quanta força será necessária para realizar uma determinada tarefa, são geradas automaticamente, respostas antecipatórias posturais.

No trabalho de Wing, Flanagan & Richardson (1997) foi utilizada uma plataforma de forças e um transdutor de pressão. O estudo teve o objetivo buscar relações entre a força de preensão, o movimento dos braços e o torque medido por uma plataforma de forças em uma situação dinâmica e estática, esta última parecida com a utilizada no presente estudo. Na posição estática, que tem particular importância ao menos para comparação com o presente estudo, os sujeitos posicionaram-se sobre a plataforma de forças, de frente para uma mesa na altura da cintura pélvica dos mesmos, onde estava fixado um transdutor de força. O sujeito foi instruído a realizar força de preensão do tipo pinça (*key grip*) de maneira progressiva, segurá-la por aproximadamente um segundo e depois relaxar. Foram identificadas na situação estática relações (com r entre 0,33 e 0,58) entre a taxa de pico de mudança da força de preensão com o torque do eixo y (paralelo ao plano frontal do sujeito) e no eixo z .

As diferenças metodológicas, de equipamento e objetivos entre o presente estudo e o trabalho supracitado não permite comparações aprofundadas. Entretanto, observa-se que com a definição de alguns parâmetros da força de preensão e do torque de uma plataforma de força, o trabalho foi identificado como o acoplamento entre os movimentos de preensão e o controle postural. O presente estudo baseou-se na hipótese de que os sinais como um todo

estão correlacionados e, de acordo com os dados apresentados na tabela 8, parece que de fato eles estão (mesmo que alguns apretem relação positiva e outros negativas), principalmente nos ajustes posturais na direção AP, quando o teste é executado pela mão dominante. Contudo, pode-se aceitar a hipótese mesmo que algumas relações da tabela 8 não tenham apresentado correlações altas. Se os atletas analisados fossem atletas de alto nível talvez fossem encontradas correlações mais fortes e em mais quantidade.

Tabela 8. Correlação cruzada entre o sinal da força de preensão e do centro de pressão.

Judoca	Dominante				Não-dominante			
	AP		ML		AP		ML	
	r	Erro	r	Erro	r	Erro	r	Erro
1	-0,809		0,819		n/a	n/a	n/a	n/a
	-0,820	0,014	0,813	0,014				
2	<i>0,329</i>		<i>-0,247</i>		<i>-0,125</i>		<i>-0,119</i>	
	<i>0,354</i>	<i>0,014</i>	<i>-0,256</i>	<i>0,014</i>	<i>-0,142</i>	<i>0,013</i>	<i>-0,141</i>	<i>0,013</i>
3	-0,698		<i>-0,346</i>		<i>0,040</i>		<i>-0,282</i>	
	-0,700	0,013	<i>-0,350</i>	<i>0,013</i>	<i>0,050</i>	<i>0,013</i>	<i>-0,292</i>	<i>0,013</i>
4	<i>-0,036</i>		<i>-0,041</i>		<i>-0,469</i>		<i>0,492</i>	
	<i>-0,038</i>	<i>0,014</i>	<i>0,049</i>	<i>0,014</i>	<i>-0,470</i>	<i>0,013</i>	<i>0,498</i>	<i>0,013</i>
5	<i>-0,069</i>		<i>0,014</i>		<i>0,296</i>		<i>0,012</i>	
	<i>-0,070</i>	<i>0,014</i>	<i>0,016</i>	<i>0,014</i>	<i>0,290</i>	<i>0,018</i>	<i>0,028</i>	<i>0,018</i>
6	-0,725		0,708		<i>-0,042</i>		<i>-0,498</i>	
	-0,725	0,013	0,712	0,013	<i>-0,047</i>	<i>0,013</i>	<i>-0,508</i>	<i>0,013</i>
7	-0,787		<i>-0,003</i>		<i>-0,572</i>		<i>0,133</i>	
	-0,791	0,013	<i>0,006</i>	<i>0,13</i>	<i>-0,568</i>	<i>0,013</i>	<i>0,151</i>	<i>0,013</i>
8	<i>0,121</i>		<i>0,408</i>		<i>0,533</i>		<i>-0,047</i>	
	<i>0,139</i>	<i>0,013</i>	<i>0,414</i>	<i>0,013</i>	<i>0,543</i>	<i>0,014</i>	<i>0,077</i>	<i>0,014</i>

Negrito = relação forte; *Itálico* = relação moderada.

4.3 ANÁLISE CINÉTICA DA SIMULAÇÃO DA TÉCNICA MOROTE-SEIO-NAGE

Para responder ao quinto objetivo do presente estudo serão apresentadas inicialmente as curvas sobrepostas de todas as forças medidas durante a simulação da técnica *Morote-Seio-*

Nage (figura 27) da judoca mais experiente (nº8, tabela 1) como referência da técnica de execução, a fim de explorar o desempenho da força de preensão e da puxada em relação às forças de reações do solo. Pode-se observar, na figura 27, que o comportamento das curvas é similar entre a mão-dominante e não-dominante o que pode significar que a judoca tem capacidade de realizar a técnica com as mesmas características com os dois lados do corpo. Provavelmente, sua experiência pode ter efeito sobre esta similaridade, mas como se pode observar na tabela 1, apesar de ser destra para as atividades do dia-a-dia a judoca prefere executar as técnicas com a mão esquerda. Esta característica pode beneficiar a atleta que em qualquer situação da luta, independente do lado do corpo utilizado para realizar determinada técnica, provavelmente terá a mesma eficiência.

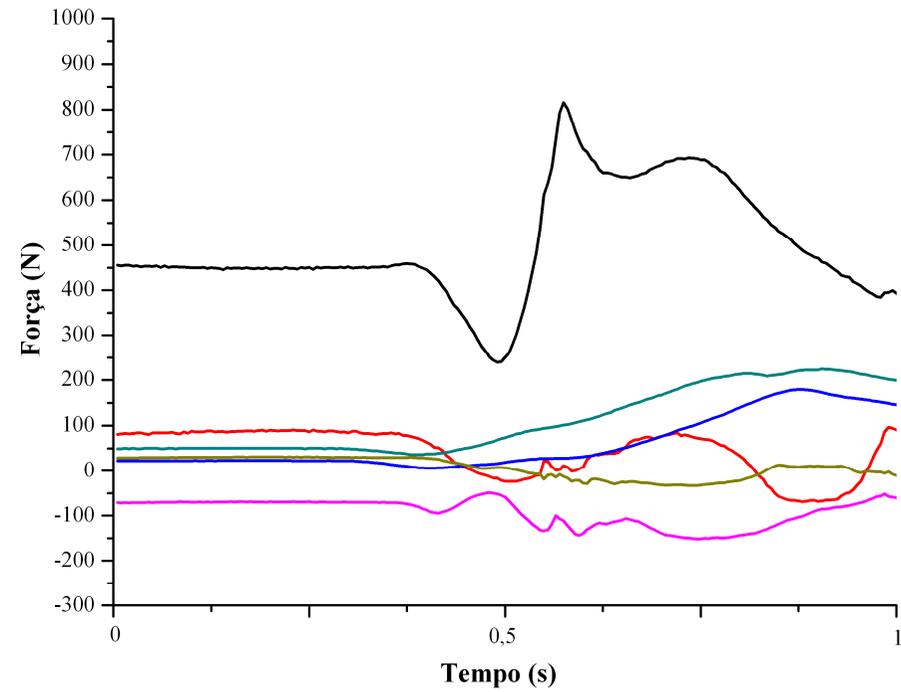
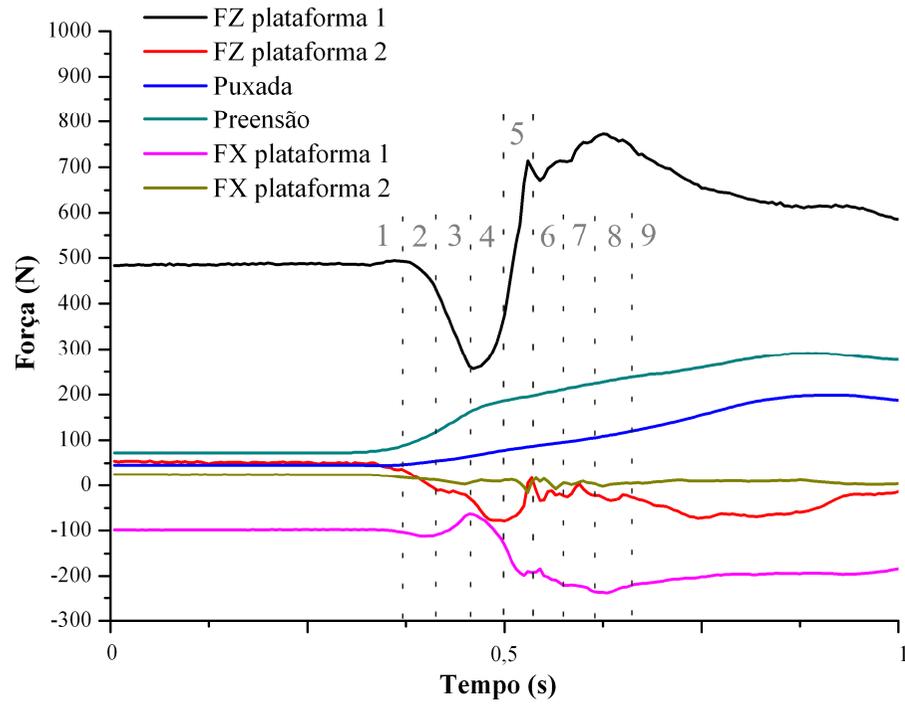
Tanto o desempenho da execução do lado da mão D (DMS) quanto o da mão ND (DMS) são caracterizados por um movimento sincronizado entre os seguimentos onde a força de reação vertical (FZ) da plataforma 1 (onde está o pé da frente da judoca) e da plataforma 2 refletem um impulso inicial (devido à flexão rápida dos joelhos, figura 27) com maior magnitude na plataforma 1 pois 90% da massa corporal da judoca está sobre esta. No instante deste impulso também se pode observar (figura 27) que a força horizontal (FX – movimento ântero-posterior do judoca) da plataforma 1 diminui e aumenta da mesma maneira que a FZ, porém com uma magnitude menor. Esta força de cisalhamento é no sentido anterior do judoca. No entanto, a FX da plataforma 2 praticamente não apresenta mudança significativa da amplitude do sinal devido a distribuição da massa corporal. Naturalmente, como a simulação da técnica envolve a puxada de um sistema elástico - que deforma até 150 N - depois de alcançado este valor, quase que 100 % da massa corporal do judoca é aplicada sobre a plataforma 1. Em relação à força de preensão, observa-se que ela apresenta característica parecida com a força da puxada, provavelmente porque a força de preensão é resultado da soma da força de puxada e da preensão executada para agarrar o dinamômetro. No entanto, pode-se observar nas curvas que a preensão apresenta características peculiares, e, por vezes, um pouco diferente da força de puxada, merecendo mais atenção em futuros trabalhos com judocas.

Estabelecendo-se uma análise comparativa entre a judoca experiente e os judocas nº 3, 5 e 6, pode-se observar, em relação a FZ da plataforma 1, que o impulso tomado pela judoca mais experiente não é apresentado na execução do judoca nº3 e aparece timidamente na execução do judoca nº5, contudo, a FX parece ter o mesmo comportamento (Figura 28). Os demais judocas não foram utilizados nesta análise, pois apresentaram problemas no entendimento da execução das técnicas, observados através dos vídeos.



1 2 3 4 5 6 7 8 9

SEQUÊNCIA DE EXECUÇÃO DO LADO DA MÃO DOMINANTE



Legendas: Fz = reação vertical da plataforma de forças; Fx – reação ântero-posterior da plataforma de forças.

Figura 27. Desempenho cinético da execução da técnica *Morote-Seio-Nage* na mão dominante (D) e não-dominante (ND) da judoca mais experiente.

O critério para a seleção dos sujeitos, neste caso, foi a execução da simulação da técnica observada pela judoca mais experiente. Em relação à força de puxada e de prensão, observa-se que os judocas nº 3 e 6 apresentam uma diferença grande entre as duas medidas. É provável que a magnitude e a diferença entre essas duas medidas tenha sido menor na judoca experiente porque nos vídeos gravados foi possível observar que ela executou um gesto mais preocupada com a técnica do que com a força, já os judocas nº 3 e 6 provavelmente utilizaram sua força máxima visto que apresentaram valores de até 600 N, acima dos valores encontrados durante a execução da força de prensão na posição restrita JH.

Como comentando no item 2.3 da revisão de literatura do presente estudo, diversos trabalhos analisam cinética e cinematicamente a execução de diversas técnicas, principalmente de arremesso. Blais, Trilles & Lacouture (2007) em sua tentativa de analisar as características da técnica *Morote-Seio-Nage* utilizou um método diferente do presente estudo, pois utilizou um ergômetro (sistema com suporte de pesos) para simular a presença (massa) do *uke*. Pode-se considerar que a presença do *uke* no presente estudo é simulada pela tensão gerada pela fixação do dinamômetro e da célula de carga juntamente com o elástico.

Blais, Trilles & Lacouture (2007) afirmam que, ao contrário do que muitos treinadores de judô preconizam, os momentos gerados pelos membros inferiores são superiores aos gerados pelos membros superiores. Apesar de o presente estudo ter obtido os momentos gerados sobre as plataforma de forças, não foi utilizada a cinemetria, impossibilitando a estimação dos momentos articulares dos membros inferiores, bem como dos membros superiores, assim limitando a discussão com este trabalho. Para os autores, na fase *Kuzushi*, foi observado que os momentos gerados estão distribuídos entre: joelhos (26 %), pernas (30%) e tronco (27%) e momentos gerados pelos membros superiores (ombros, cotovelos e punhos) é menor que 11%.

Contudo, tendo em vista as fases da técnica *Morote-Seio-Nage* (figura 3) analisadas no trabalho de Blais, Trilles & Lacouture (2007) a simulação da técnica com o uso de um ergômetro apresentou resultados diferentes do presente estudo, pois no início do movimento analisado nesse trabalho os cotovelos estavam flexionados. Esse aspecto pode explicar porque aparentemente os momentos gerados pelos membros superiores são maiores no presente estudo do que os apresentados por Blais, Trilles & Lacouture (2007). No presente estudo, inicia-se o movimento com o braço estendido havendo uma mudança no ângulo dos cotovelos, punhos e ombros durante a fase *Kuzushi*, o que não é observado no trabalho supracitado.

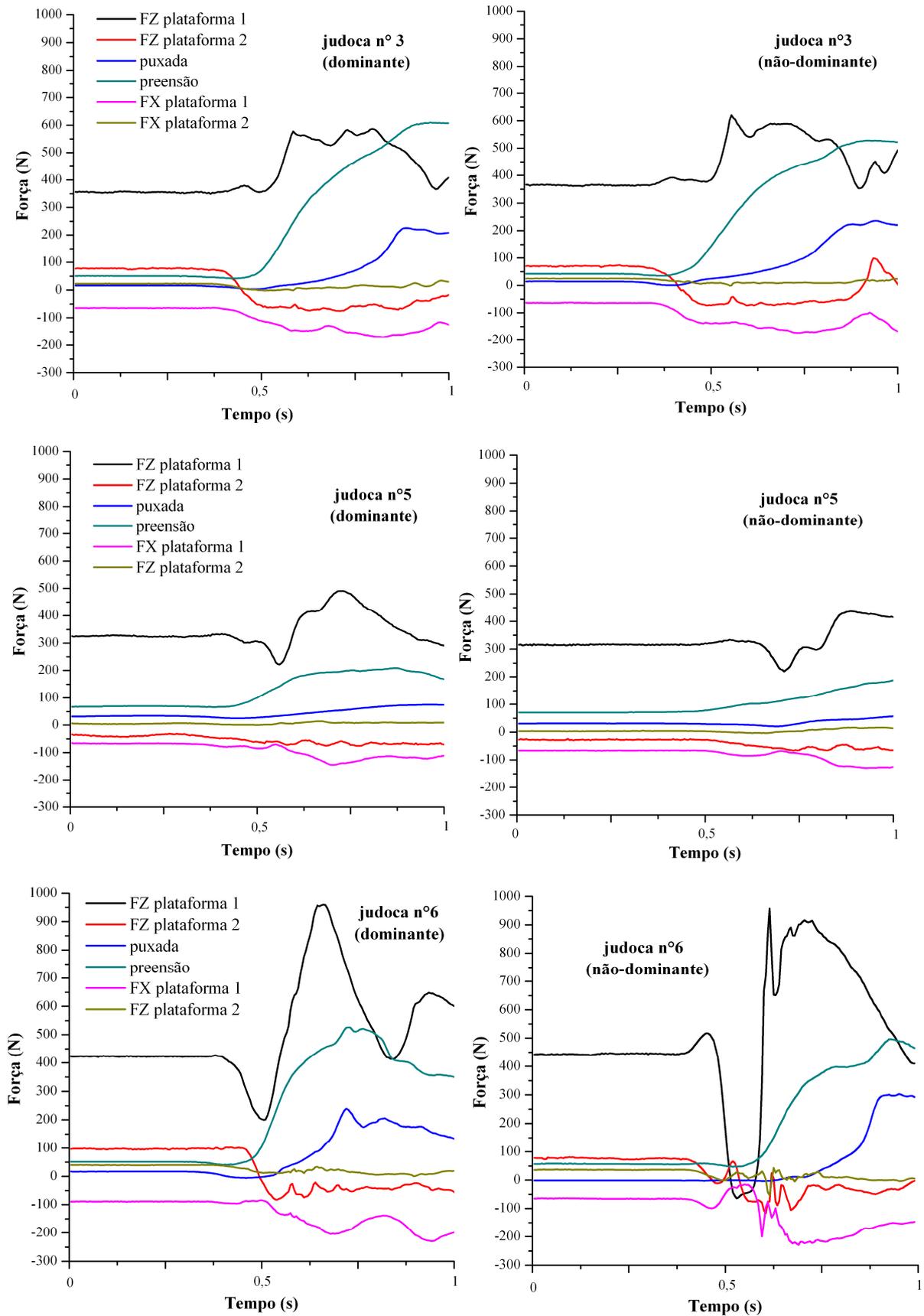


Figura 28. Desempenho cinético da execução da técnica *Morote-Seio-Nage* na mão D e ND da judoca mais experiente.

Esta diferença entre métodos não é encarada como um erro metodológico ou um fator limitante em termos de simulação de uma situação real, apenas simula diferentes situações em relação ao ângulo inicial do cotovelo e as relações de força que estão sendo realizadas entre o *tori* e o *uke*.

Visto que, dependendo da situação, a força de prensão manual pode alcançar valores máximos e com magnitude, em certos casos, parecida em termos absolutos com as forças de reações do solo, pode-se dizer que existe boa contribuição da força de prensão manual para execução desta técnica, pelo menos na simulação executada pelo presente estudo. Adicionalmente, foi possível identificar diferenças visuais das curvas das forças medidas entre a execução com o lado dominante e não-dominante nos judocas n° 5 e 6 provavelmente por ainda não apresentarem alterações na lateralidade, que pode ter ocorrido com a judoca mais experiente e o n°3 (figura 28).

Uma discussão mais aprofundada sobre os resultados do presente estudo e a comparação com a literatura fica limitada, pois não foi encontrado nenhum trabalho que abordasse a avaliação da força de prensão de um judoca durante a execução de uma técnica. Adicionalmente, outros autores comparam as diferenças de desempenho entre diferentes grupos de técnicas (mãos, quadril e pernas), Imamura *et al.* (2006) que compara os momentos em torno do CM durante as técnicas *seio-nage*, *osoto-gari* e *harai-goshi*. O único aspecto desse trabalho que pode ser comentado é que o menor impulso encontrado foi na técnica *seio-nage* (base da *morote*, como comentando anteriormente) e que o momento do CM do *uke* para frente em direção *tori* é mantido durante todo o movimento.

Apesar de que os ensinamentos do mestre Kano preconizam o mínimo de força para o máximo de eficiência, observa-se que atualmente, a fins competitivos, esta mínima força, alcança, em alguns casos, valores máximos. Parece que o treinamento de força tem extrema importância para o judoca, mas deve ser aliado da execução técnica. Blais & Trilles (2006) propõem a utilização de uma máquina tipo ergômetro adaptada de uma máquina de academia de ginástica, pois em seu estudo atletas que treinaram a execução das técnicas com sobrecarga apresentaram não somente a melhora na força, mas também na execução do gesto esportivo.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao final deste trabalho espera-se ter abordado a preensão manual como foco principal dos experimentos realizados, apresentando suas peculiaridades e, talvez, motivando futuros estudos aplicados, tanto em judocas quanto em atletas de outras modalidades esportivas. Apesar de uma série de limitações e tamanho reduzido do grupo avaliado, o intuito do trabalho foi realizar uma análise mais minuciosa do movimento de preensão dentro do âmbito esportivo do judô, analisando suas características em diferentes posições corporais e de dominância, as suas implicações sobre o equilíbrio e suas características durante a simulação da técnica *morote-seio-nage*.

No caso dos efeitos da postura corporal e da dominância sobre as características da força de preensão manual, identificados quase que exclusivamente sobre a variável IMP, esses parecem indicar que essa variável é sensível a comparações entre e dentro atletas, sendo um indicativo de desempenho, visto a constante utilização dessa capacidade durante a prática do judô. A FMAX e o IMP sofreram efeito da dominância apresentando maiores valores na mão dominante quando adotada a posição ASHT e a posição HJ, respectivamente. Era esperado que, independente da mão utilizada, durante a realização da FPIM na posição JH, os judocas obtivessem melhor desempenho em comparação com a posição sentada. No entanto, foi detectado descritivamente um melhor desempenho dos judocas na posição sentada, com diferenças significativas do IMP na mão ND.

A análise do efeito da atividade de preensão manual sobre o controle do equilíbrio, adaptada dos estudos voltados ao controle motor de sujeitos normais e portadores de patologia neurológica e aplicada na realidade do judô, parece ter gerado novas evidências, visto que até então não havia sido abordado no âmbito esportivo. O presente estudo quantificou perturbações que a atividade de preensão manual máxima gera no controle do equilíbrio. Mesmo sendo uma medida estática, os resultados geraram novas hipóteses a cerca do controle do equilíbrio em judocas, motivando futuras análises dinâmicas. As correlações encontradas também parecem indicar que os ajustes posturais podem depender intimamente da atividade de preensão manual e vice-versa. Essa relação pode evidenciar a existência de algum padrão entre esses movimentos, que podem ser utilizados para beneficiar o desempenho do judoca

durante a luta. Talvez futuramente, com o avanço das pesquisas nessa temática, os judocas possam saber por evidências científicas, quando e em que situação durante a luta os mesmos estão mais propensos a queda e que relação existe entre o controle do equilíbrio e a força com que o mesmo agarram e tentam controlar os movimentos dos oponentes.

Na última etapa do trabalho foi observada uma contribuição significativa da força de preensão durante a execução simulada da técnica *morote-seio-nage*. Adicionalmente, o conjunto de forças envolvidas parece ter visualmente o mesmo comportamento entre sujeitos, mas a diferença de maturidade dos gestos executados nos dois lados do corpo é nitidamente observável, havendo a necessidade de que futuros trabalhos investiguem, principalmente, os aspectos da lateralidade, incluindo a avaliação da força de puxada da manga (do tipo pinça, que foi simulada, mas não medida no presente estudo) e a análise cinemática. Ainda em relação à simulação da técnica, parece que os momentos gerados pelos membros superiores têm grande importância durante a execução de uma técnica de arremesso, principalmente na fase *Kuzushi*.

Finalmente, de posse das várias análises efetuadas no presente estudo, propõe-se que futuras investigações da preensão manual em judocas sejam realizadas cada vez mais próximas à realidade do esporte. Provavelmente, a utilização da eletromiografia portátil e de equipamentos como as luvas sensorizadas (GÜLKE *et al.*, 2007), que são capazes de medir a distribuição da força em diferentes áreas da mão, possam contribuir mais diretamente com a prática do judô.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVIM, J. **Judô: nague-waza**. São Paulo: Campinas, 1975.

AN, K. N.; CHAO, E. Y.; COONEY, W. P.; LINSCHIED, R. L. Forces in the normal and abnormal hand. **Journal of Orthopedic Research**, n. 3, p. 202-211, 1985.

ANAKWE, R. E.; HUNTLEY, J. S.; MCEACHAN, J. E. Grip strength and forearm circumference in a healthy population. **Journal of Hand Surgery**, v. 32, n. 2, p. 203–209, 2007.

ARMSTRONG, C. A.; OLDHAM, J. A. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. **Journal of Hand Surgery**, v. 24, n. 4, p. 421–425, 1999.

AZIZ, A. R.; TAN, B.; TEH, K. C. Physiological responses during matches and profile of elite pencak silat exponents. **Journal of Sports Science and Medicine**, n. 4, v. 1, p. 147-155, 2002.

BARRAULT, D.; BRONDANI, J. C.; ROUSSEAU, D. **Médecine du Judo**. Paris: Masson, 1991.

BENEDETTI, T. R.; PINHO, R. A.; RAMOS, V. M. Dobras Cutâneas. In: PETROSKI, E.P. **Antropometria: Técnicas e Padronizações**. Porto Alegre: Palotti, 1999. cap. 2, p. 53-67.

BERTUZZI, R. C. M.; FRANCHINI, E.; KISS, M. A. P. D. Análise da força e da resistência de preensão manual e as suas relações com variáveis antropométricas em escaladores esportivos. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, n. 1, v. 13, p. 87-93, 2005.

BLACKWELL, J. R.; KORNAZ, K. W.; HEATH, E. M. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. **Applied Ergonomics**, n.5, v. 30, p. 401– 405, 1999.

BLAIS, L.; TRILLES, F. The progress achieved by judokas after strength training with a judo-specific machine. **Journal of Sports Sciences**, v. 5, p. 132-135, 2006.

BLAIS, L.; TRILLES, F.; LACOUTURE, P. Three-dimensional joint dynamics and energy expenditure during the execution of a judo throwing technique (Morote Seoï Nage). **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 25, n. 11, p.1211-20, 2007.

BOADELLA, J. M.; KUIJER, P. P.; SLUITER, J. K.; FRINGS-DRESEN, M. H. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. n.2, v. 86, p. 328-31, 2005.

BOHANNON, R. W.; PEOLSSON, A.; MASSY-WESTROPP, N.; DESROSIERS, J.; BEAR-LEHMAN, J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive metaanalysis. **Physiotherapy**, v. 92, p. 11-15. 2006.

BOHANNON, R. W.; SAUNDERS, N. Hand-held dynamometry: a single trial may be adequate for measuring muscle strength in healthy individuals. **Physiotherapy Canada**, v. 92, p. 6-9, 1990.

BOISSY, P. BOURBONNAIS, D.; KAEGI, C.; GRAVEL, D.; ARSENAULT, B.A. Characterization of global Synkineses During Hand Grip in Hemiparetic Patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, p. 117-24, 1997.

BORG, W. R; GALL, M. D. **Educational Research: an introduction**.5^a ed. New York: Logman, 1989. 939p.

BORGES JR., N. G.; DOMENECH, S. C.; SILVA, A. C. K.; DIAS, J. A.; SAGAWA JR, Y. Estudo comparativo da força de preensão isométrica máxima em diferentes modalidades esportivas. **Revista Brasileira de Cineantropometria**, no prelo, 2009.

BUCHHOLZ, B.; FREDERICK, L.; ARMSTRONG, T.J. An investigation of human palmar skin friction and the effects of materials, pinch force, and moisture. **Ergonomics**, v. 31, p. 317-325, 1988.

BYRD, R.; JENNESS, M. E. Effect of maximal grip strength and initial grip strength on contraction time and on areas under force-time curves during isometric contraction. **Ergonomics**, v.25, n.5, p. 387-392, 1982.

CLERKE, A. M.; CLERKE, J. P.; ADAMS, R. D. Effects of hand shape on maximal isometric grip strength and its reliability in teenagers. **Journal of Hand Therapy**, v.18, p. 18-29, 2005.

COLDHAM, F.; LEWIS, J.; LEE, H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. **Journal of Hand Therapy**, v.19, p.318-326, Jul-Sep 2006.

COLOBERT, B., CRÉTUAL, A., ALLARD, P., DELAMARCHE, P. Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. **Clinical Biomechanics**, v. 21, p. 427-432, 2006.

CROSBY, C. A.; WEHBÉ, M. A.; MAWR B. Hand strength: normative values. **Journal Hand Surgery**, v. 19, p.665-70, 1994.

DESROSIERS, J.; BRAVO, G.; HEBERT, R. Isometric grip endurance of healthy elderly men and women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 24, p. 75-85, 1997.

DOURIS, P.; CHINAN, A.; GOMEZ, M.; AW, A.; STEFFENS, D.; WEISS, S. Fitness levels of middle aged martial art practitioners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, p. 143-147, 2004.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 2000. 87 f. [Tese - Escola de Educação Física e Esporte]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2000.

EKSIOGLU, M. Relative optimum grip span as a function of hand anthropometry. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 34, p. 1-12, 2004.

ESPAÑA-ROMERO, V.; ARTERO, E. G.; SANTALIESTRA-PASIAS, A. M.; GUTIERREZ, A., CASTILLO, M. J.; RUIZ, J. R. Hand Span Influences Optimal Grip Span in Boys and Girls Aged 6 to 12 Years. **Journal of Hand Surgery**, v. 33, p. 378 – 384, 2008.

FESS, E.E. Grip strength. In: Casanova JS, ed. *Clinical Assessment Recommendations*. 2nd ed. Chicago: **American Society of Hand Therapists**, 1992.

FIEBERT, I. M.; ROACH, K. E.; ARMSTRONG, T.; MANDEL, D. W.; DONOHUE, M. Dynamometric grip strength assessment of subjects sixty years and older. **Physical & Occupational Therapy in Geriatrics**, v.13, p. 27-40, 1995.

FOLLAND, J. P.; MC-CAULEY, T. M.; WILLIAMS, A. G. Allometric scaling of strength measurements to body size. **European Journal Applied Physiology**, v. 102, p. 739–745, 2008.

FOWLER, N. K.; NICOL, A. C. Functional and biomechanical assessment of the normal and rheumatoid hand. **Clinical Biomechanics**, v.16, p. 660-666, 2000.

FRASER, A.; VALLOW, J.; PRESTON, A.; COOPER, R. G. Predicting ‘normal’ grip for rheumatoid arthritis patients. **Rheumatology**, v.38, p. 521-528, 1999.

FREITAS, S. M. S. F., DUARTE, M. Métodos de Análise do Controle Postural: Laboratório de Biofísica e Esporte. Universidade de São Paulo [periódico on line]. 2006. Disponível em < <http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/pdf> > Acesso em: 1 de abril de 2007.

GANDEVIA, S. C. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. **Physiological Reviews**. v.81, p.1725-89, 2001.

GEERE, J.; CHESTER, R.; KALE, S.; JEROSCH-HEROLD, C. Power grip, pinch grip, manual muscle testing or thenar atrophy – which should be assessed as a motor outcome after carpal tunnel decompression? A systematic review. **Musculoskeletal Disorders**. v. 8, p. 114-123, 2007.

GILBERT, J. C.; KNOWLTON, R. G. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.62, n.3, p. 135-144, 1983.

GÜLKE, J.; WACHTER, N. J.; KATZMAIER, P.; EBINGER, T.; MENTZEL, M. Detecting submaximal effort in power grip by observation of the strength distribution pattern. **Journal of Hand Surgery (European Volume)**, v. 32, n.6, p. 677–83, 2007.

GÜNTHER, C. M.; BÜRGER, A.; RICKERT, M.; CRISPIN, A.; SCHULZ, C. U. Grip Strength in Healthy Caucasian Adults: Reference Values. **Journal of Hand Surgery**, v.33, p.558-65, 2008.

Haidar, S. G.; KUMAR, D.; BASSI, R. S.; DESHMUKH, S. C. Average versus maximum grip strength: Which is more consistent? **Journal of Hand Surgery**, v.4, p. 82-4, 2004.

HASAN, S.; ROBIN, D. W.; SZURKUS, D. C.; ASHMED, D. H.; PETERSON, S. W.; SHIAVI, R.G.. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods. **Gait and Posture**, v. 4, p.1-10, 1996.

HASAN, S.; ROBIN, D. W.; SZURKUS, D. C.; ASHMED, D. H.; PETERSON, S. W.; SHIAVI, R. G.. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. **Gait and Posture**, v. 4, p.1-10, 1996.

HATZITAKI, V.;AMIRIDISB, I; ARABATZI, F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. **Gait & Posture**, v.22, n. 3, p.250-57, 2004.

HELLIWEL, P.; HOWE, A.; WRIGHT, V. Functional assessment of the hand: reproducibility, acceptability and utility of a new system for measuring strength. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 46, p. 203-8, 1987.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; DIETZ, V.; HORSTMANN, G. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. **Experimental Brain Research**, v. 100, p.93-106, 1994.

HWANG, I.; TUNG, L.; YANG, J.; CHEN, J.; YEH, C.; WANG, C.. Electromyographic Analyses of Global Synkinesis in the Paretic Upper Limb After Stroke. **Physical Therapy**, v.85, n.8. p. 755-65, 2005.

HWANG, I. WANG, C.; CHEN, Y.; CHO, C.; YEUNG, K. Electromyographic analysis of joint-dependent global synkinesis in the upper limb of healthy adults: Laterality of intensity and symmetry of spatial representation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, p. 313–23, 2006.

IKEMOTO Y.; DEMURA, S.; YAMAJI, S. MINAMI, M.; NAKADA M.; UCHIYAMA, M. Force-time parameters during explosive isometric grip correlate with muscle power. **Sport Science Health**. v. 2, p.64–70, 2007.

IMAMURA, R. T.; HRELJAC, A.; ESCAMILLA, R. F.; EDWARDS, W. B. A three-dimensional analysis of the center of mass for three different judo throwing techniques. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 5. p. 122-131, 2006.

IMAMURA, R. T.; ITEYA, M.; HRELJAC, A.; ESCAMILLA, R. F. A kinematic comparison of the judo throw Harai-goshi during competitive and non-competitive conditions. **Journal of Sports Science and Medicine**. v. 6, p. 15-22, 2007.

IMRHAN, S. N. Two-handed static grip strengths in males: the influence of grip width. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 31, p. 303–311, 2003.

JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L.; WARD, A. Generalized equations for predicting body density of women. **Medicine Science and Sports Exercise**, v.12, p.175-82, 1980.

KAMIMURA, T.; IKUTA, Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 33, p. 225–229, 2001.

KANO, J. **KODOKAN JUDO**. Tokio: Ed. Kodansha International, 1994.

KATO, T.; MIYAMOTO, K.; SHIMIZU, K. Postural reaction during maximum grasping maneuvers using a hand dynamometer in healthy subjects. **Gait and Posture**, v.20, p. 189-195, 2004.

KARLSSON, A.; FRYKBERG, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. **Clinical Biomechanics**, v.15, p.365-369, 2000.

LASSERRE, R. **Judo: manual práctico**. 2. ed. São Paulo: Editorial Mestre Jou, 1975. 292 p.

LEE, P.; BAXTER, A.; DICK, W. C.; WEBB, J. Assessment of grip strength measurement in rheumatoid arthritis. **Scandinavian Journal Rheumatology**, v. 3, p. 17-23, 1974.

LEYK, D.; ROHDE, U.; ERLEY, O.; GORGES, W.; WUNDERLICH, M.; RÜTHER T.; ESSFELD, D. Recovery of hand grip strength and hand steadiness after exhausting manual stretcher carriage. **European Journal Applied Physiology**, v. 96, p. 593–599, 2006.

LEYK, D.; GORGES, W.; RIDDER, D.; WUNDERLICH, M.; RÜTHER, T.; SIEVERT A.; ESSFELD, D. Hand-grip strength of young men, women and highly trained female athletes. **European Journal Applied Physiology**, v. 99, p.415–421, 2007.

LOUHEVAARA, V.; SMOLANDER, J.; AMINOFF, T.; KORHONEN, O.; SHEN, N. Cardiorespiratory responses to fatiguing dynamic and isometric hand-grip exercise. **European Journal Applied Physiology**, v. 82, p. 340–344, 2000.

LUNA-HEREDIA, E.; MARTÍN-PEÑA, G.; RUIZ-GALIANA, J. Handgrip dynamometry in healthy adults. **Clinical Nutrition**, v. 24, p.250–258, 2005.

MCGARVEY, S. R.; MORREY, B. F.; ASKEW, L. J.; AN, K. N. Reliability of isometric strength testing: temporal factors and strength variation. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v. 185, p. 301-5, 1984.

MASSY-WESTROPP, N.; RANKIN, W.; AHERN, M.; KRISHNAN, J.; HEARN, T. C. Measuring Grip Strength in Normal Adults: Reference Ranges and a Comparison of Electronic and Hydraulic Instruments. **Journal of Hand Surgery**, v.29, p.514-19, 2004.

MATHIOWETZ, V.; KASHMAN, N.; VOLLAND, G.; WEBER, K.; DOWE, M.; ROGERS, S. Grip and pinch strength: normative data for adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 66, p. 69-72, 1984.

MATHIOWETZ, V.; RENNELLS, C.; DONAHOE, L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. **Journal of Hand Surgery**, v.10A, p.694-97, 1985.

MARZKE, M.W.; MARZKE, R.F. Evolution of the human hand: approaches to acquiring, analysing and interpreting the anatomical evidence. **Journal of Anatomy**, v. 197, p. 121-140, 2000.

MCGARVEY, S. R.; MORREY, B. F.; ASKEW, L. J.; AN, K. N. Reliability of isometric strength testing: temporal factors and strength variation. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v. 185, p. 301-5, 1984.

MESQUITA, C. R. S.; SACCO, I. C. N.; BATTISTELLA, L. R.; KAWAMOTO, C. A. Estudo biomecânico comparativo de aspectos cinemáticos do andar de judocas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n. 5, p. 31-38, 2002.

METTER, E. J.; TALBOT, L. A.; SCHRAGER, M.; CONWIT, R. Skeletal muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. **Journal of Gerontology**, v.57, p. 359-365, 2002.

MIKHEEV, M.; MOHRB, C.; AFANASIEV, S.; LANDIS, T.; THUT, G. Motor control and cerebral hemispheric specialization in highly qualified judo wrestlers. **Neuropsychologia**, v. 40, p. 1209-1219, 2002.

MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio**. 2001. [Tese de Doutorado - Escola de Educação Física e Esporte]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2001.

MOCHIZUKI, L.; ÁVILA, A. O. V. A; AMADIO, A. C. Interpretação preliminar de parâmetros biomecânicos na variação da posição dos apoios na manutenção da postura ereta. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis: UDESC. 1999. p.119-123.

MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Análise Estabilográfica da Postura Ereta Humana. In: Teixeira, L.A. **Avanços em Comportamento Motor e Movimento**. Rio Claro: 2001. Disponível em < <http://www.usp.br/eef/lob/md/LIVRE01.pdf> > . Acesso em: 1 de abril de 2007.

MOMIYAMA, H.; KAWATANI, M.; YOSHIZAKI, K.; ISHIHAMA, H. Dynamic movement of center of gravity with hand grip. **Biomedical Research**. v. 27, n.2, p. 55-60, 2006.

MYERS, D. B.; GRENNAN, D. M.; PALMER, D. G. Hand grip function in patients with rheumatoid arthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 61, n. 8, p. 369-73, 1980.

NAKADA, M.; DEMURA, S.; YAMAJI, S.; MINAMI, M.; KITABAYASHI, T.; Nagasawa, Y. Relationships between Force Curves and Muscle Oxygenation Kinetics during Repeated Handgrip. **Journal Physiologie Anthropologie Applied Human Science**, v. 23, n. 6, p. 191–196, 2004.

NAPIER, John R. **A mão do homem: Anatomia, função, evolução**. Rio de Janeiro: Zahar, 1983. 182 p.

NEU, C. M.; RAUCH; F.; RITTWEGGER, J.; MANZ, F.; SCHOENAU E. Influence of puberty on muscle development at the forearm. **American Journal of Physiology Endocrinology and Metabolism**, v. 283, p. 103-107, 2002.

NICOLAY, C. W.; WALKER, A. L. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 37, p. 291-301, 2005.

NOVO JR, J. M. **Testes de preensão isométrica da mão: metodologia e implicações fisiológicas**. Campinas, 1998. 61f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de São Paulo.

NOVO JR, J. M., BRENZIKOFER, R., BARROS, R. M. L., ZULLI, R., CLIQUET, J. R. A., LIMA F. Modelamento do comportamento da força muscular nos testes de preensão isométrica da mão: Análise por série de tempo. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis: UDESC. p. 345-349, 1999.

NOVO JR, J. M.; MAROCOLO JUNIOR, M.; GABRIEL, A. U.; LIMA FILHO, E. C. Métodos gráficos para a análise exploratória dos dados obtidos em testes de força muscular isométrica. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Gramado: UFRGS; p. 155-160, 2001.

OLIVEIRA, R. A. M. História do judô, da criação à esefex. **Revista de Educação Física**, n.138, p.138:46-49, 2007.

PAILLARD, T.; MONTOYA, R.; DUPUI, P. Influence of postural regulation in male judokas' direction of falls. **Perceptual and Motor Skills**, v. 101, p. 885-90, 2005.

PAILLARD, T.; MONTOYA, R.; DUPUI, P. Postural adaptations specific to preferred throwing techniques practiced by competition-level judoists. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, p.241–244, 2007.

PAILLARD, T.; COSTES-SALON, C.; LAFONT, C.; DUPUI, P. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? **British Journal of Sports Medicine**, v. 36, p. 304-5, 2008.

PERRIN, P.; DEVITERNE, D.; HUGEL, F.; PERROT, C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. **Gait & Posture**, v. 15, p. 187–194, 2002.

PUCSOK, J. M.; NELSON, E. D. A kinetic and kinematic analysis of the Harai-goshi judo technique. **ACTA Physiologica Hungarica**, v. 88, n. 3, p. 271-80, 2001.

RANTANEN, T.; VOLPATO, S.; FERRUCCI, L.; HEIKKINEN, E.; FRIED, L. P.; GURALNIK, J. M. Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.51, p.636–641, 2003.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait & Posture**, v. 21, p. 48-58, 2005.

ROBERT, L. **O Judô**. Editorial Notícias, 7ª Edição, p. 5-21, 1988.

ROCHA, V. L. R. **Judô: Conquista de Faixas**. Editora: ?. 1967.

RUIZ-RUIZ, J.; ESPANA-ROMERO, V.; ORTEGA, F. B.; SJÖSTRÖM, M.; CASTILLO, M. J.; GUTIERREZ, A. Hand Span Influences Optimal Grip Span in Male and Female Teenagers. **Journal of Hand Surgery**, v. 31, p. 1367–1372, 2006.

RUIZ-RUIZ, J.; MESA, J. L. M.; GUTIÉRREZ, A.; CASTILLO, M. J. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. **The Journal of Hand Surgery**, v. 27, n.5, p. 897-901, 2002.

SANDE, L. P.; COURY, H. J. C. G.; OISHI, J.; KUMAR, S. Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength. **Applied Ergonomics**, v. 32, p.609-616, 2001.

SHECHTMAN, O.; SINDHU, B. S.; DAVENPORT, P. W. Using the Force-Time Curve to Detect Maximal Grip Strength Effort. **Journal of Hand Therapy**, v. 20, p. 37–48, 2007.

SHINOHARA, M.; KEENAN, K. G.; ENOKA, R. M. Contralateral activity in a homologous hand muscle during voluntary contractions is greater in old adults. **Journal Applied Physiology**, v.94, p. 966–74, 2003.

SILVA, A. C. K. **Estudo biomecânico da preensão manual em atletas de diferentes modalidades esportivas**. 2006. 120 f. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano) - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte. Universidade do Estado de Santa Catarina.

SMITH, G. A.; NELSON, R. C.; SADOFF, S. J.; SADOFF, A. M. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.68, n.2, p 73-80, Apr. 1989.

SU, C-Y; LIN, J-H; CHIEN, T-H; CHENG, K-F; SUNG, Y-T. Grip strength in different positions of the elbow and shoulder. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 75, n. 7, p. 812-815, 1994.

TREDGETT, M. W.; DAVIS, T. R. C. Rapid repeat testing of grip strength for detection of faked hand weakness. **Journal of Hand Surgery (British and European Volume)**, v. 25; n. 4; p. 372-375, 2000.

VANDEBURGH, P. M.; MAHAR, M. T.; CHOU, C. H. Allometric. scaling of grip strength by body mass in college-age men and. women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 68; p. 80–84, 1995.

VISNAPUU M, JÜRIMÄE T. Handgrip strength and hand dimensions in young handball and basketball players. **Journal Strength Conditioning Research**, v.21, n.3, p. 923-9, 2007

WARRINGTON, G.; RYAN, C.; MURRAY, F.; DUFFY, P.; KIRWAN, J. P. Physiological and metabolic characteristics of elite tug of war athletes. **British Journal of Sports Medicine**, v.35, p. 396-401, 2001.

WATANABE, T.; OWASHI, K.; OWASHI, K.; KANAUCHI, Y.; MURA, N.; TAKAHARA, M.; OGINO, T. The Short-Term Reliability of Grip Strength Measurement and

the Effects of Posture and Grip Span. **The Journal of Hand Surgery**, v. 30, p. 603-609, 2005.

WELLS, R.; GREIG, M. Characterizing human hand prehensile strength by force and moment wrench. **Ergonomics**, v. 44, n. 15, p. 1392-1402, 2001.

WING, A. M.; FLANAGAN, J. R.; RICHARDSON, J. Anticipatory postural adjustments in stance and grip. **Experimental Brain Research**, v.116, p.122–130, 1997.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, p. 193-214, 1995.

YAMAUCHI, J.; HARGENS, A. Effects of dynamic and static handgrip exercises on hand and wrist volume. **European Journal of Applied Physiology**, v.103, p. 41–45, 2008.

YOUNG, V. L.; PIN, P.; KRAEMER, B. A.; GOULD, R. B. NEMERGUT, L.; PELLOWSKI, M. Fluctuation in grip strength and pinch strength among normal subjects. **Journal Hand Surgery**, v. 14a, n.1, p. 125-129, Jan. 1989.

YOSHITOMI, S. K.; TANAKA, C; DUARTE, M.; LIMA, F.; MORYA, E.; HAZIME, F. Respostas posturais à perturbação externa inesperada em judocas de diferentes níveis de habilidade. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.12, n°. 3, p.159-163, 2006.

ANEXO A

Anexo A. Aprovação do Comitê de Ética da UDESC

APÊNDICE A

Apêndice A. TCLE do Comitê de ética

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do Projeto: ANÁLISE DA FORÇA DE PRESSÃO MANUAL EM PRATICANTES JOVENS DE JUDÔ

Seu filho (a) está sendo convidado a participar de um estudo que fará uma avaliação de suas características antropométricas (medidas do tamanho da mão e antebraço), da força de preensão (quanto de força seu filho (a) consegue apertar um objeto) e do equilíbrio (capacidade de manter-se na postura em pé). Serão previamente marcados a data e horário para as avaliações. Estas medidas serão realizadas na FUCAS. Seu filho (a) deve estar com uma roupa apropriada, para meninos um calção e para as meninas uma bermuda e um top de laycra e/ou camiseta. Também será preenchida uma ficha sobre a sua idade, sexo, tempo de prática de atividade física, presença de lesão ortopédica/neurológica/vestibular. Não é obrigatório responder a todas as perguntas.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas. A identidade de seu filho (a) será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

O maior benefício de participar desta pesquisa é que o (a) senhor (a) e seu filho (a) estarão ajudando no processo de melhor compreensão científica do comportamento da força de preensão.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão: o professor responsável (Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior) e os pesquisadores (Jonathan Ache Dias, Susana Cristina Domenech, Monique da Silva Gevaerd, Wladimir Kulkamp, Marcelo Diederichs Wentz).

Seu filho (a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Solicitamos a vossa autorização para o uso dos dados de seu filho (a) para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior

(48) 32496258

Rua Pascoal Simone, 358 - Coqueiros, Florianópolis - SC, CEP 88080-350

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

APÊNDICE B

Apêndice B. Rotina em scilab para calcular o impulso da curva de prensão

COPYRIGHT® - Todos os direitos do software reservados.

APÊNDICE C

Apêndice C. Rotina em scilab para calcular as variáveis CP

COPYRIGHT® - Todos os direitos do software reservados.

COPYRIGHT® - Todos os direitos do software reservados.

APÉNDICE D

Apêndice D. Estudo piloto

O estudo piloto foi executado em duas etapas como o protocolo de coleta de dados. Na primeira foi avaliada a preensão manual na posição sentada proposto pela ASHT, na mão dominante e não-dominante, de quatro sujeitos da amostra do presente estudo. A figura 1 demonstra duas curvas de preensão (mão dominante e não dominante) durante um teste de dois minutos na posição sentada.

Na segunda etapa foi avaliada preensão manual da mão dominante na posição de luta Shizen-Hontai (postura mais ereta que a Hidari-Jigotai) concomitantemente com o equilíbrio utilizando um sistema dinamométrico desenvolvido pelo LABIN (Figura 2 e 3). Este sistema tem princípios similares a plataformas AMTI e é capaz de mediar a força de reação vertical do solo e estimar o CP. A figura 4 demonstra curva de força de preensão manual em trinta segundos durante a postura de pé. As figuras 5 e 6 demonstram o comportamento do deslocamento do CP antes e durante o movimento de preensão e as figuras 7 e 8 demonstram este comportamento separando os movimentos na direção médio-lateral e ântero-posterior.

O estudo piloto foi realizado com os seguintes objetivos: verificar a operacionalidade do protocolo de coleta, o tempo necessário para cada avaliação e observar os fenômenos a fim de observar os comportamentos esperados.

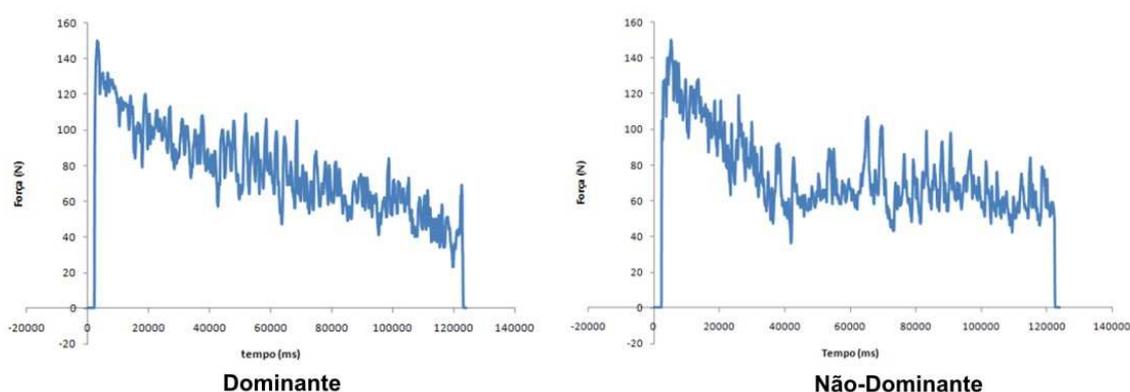


Figura 1. Curvas de desempenho da preensão manual na mão dominante e não-dominante de um sujeito.

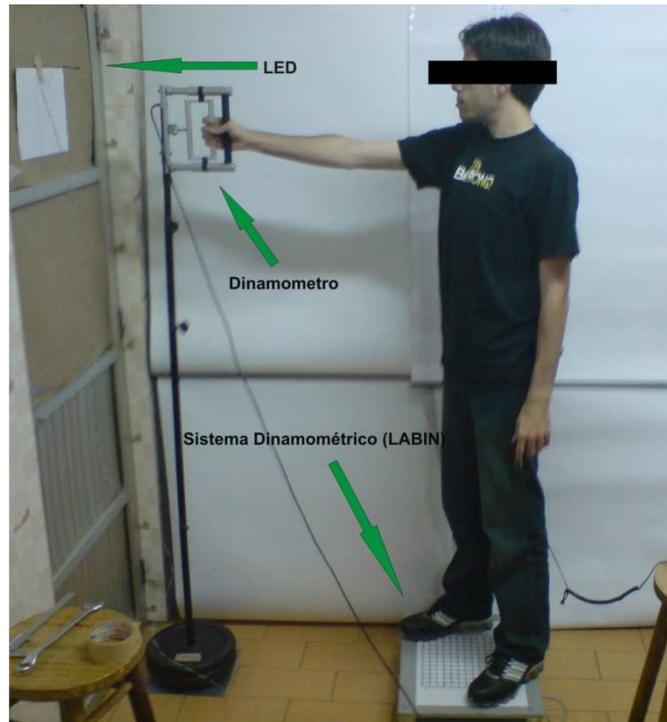


Figura 2. Posicionamento do sujeito no projeto piloto.



Figura 3. Instrumentação utilizada.

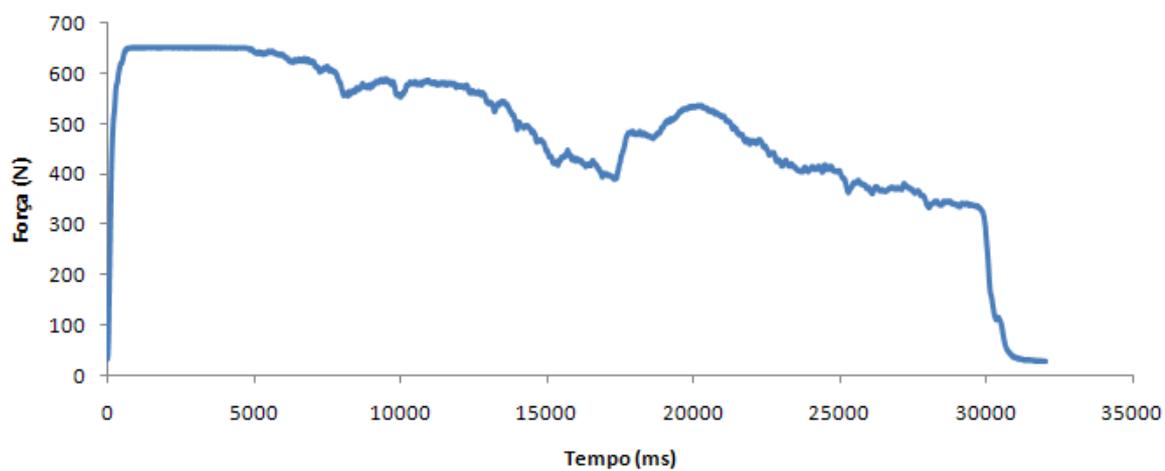


Figura 4. Curva desempenho da prensão manual em 30 segundos na posição em pé.

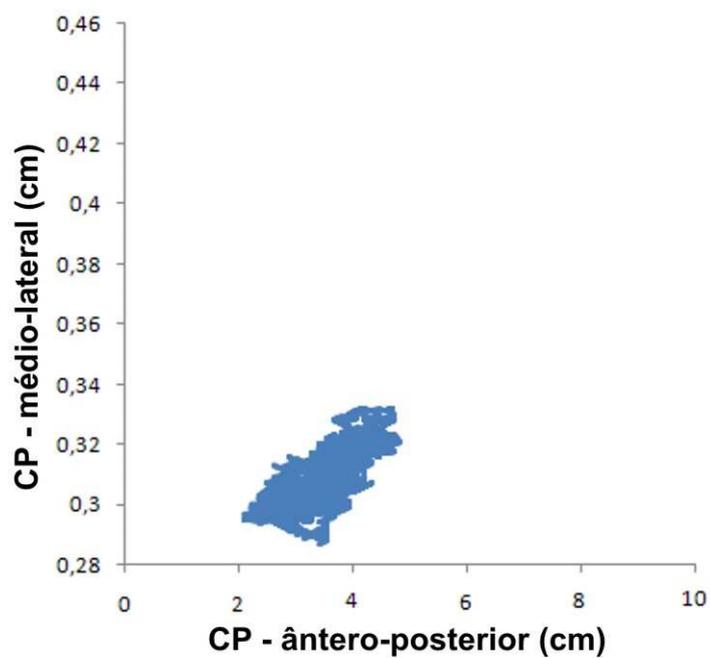


Figura 5. Estabilograma antes do movimento de prensão manual máxima.

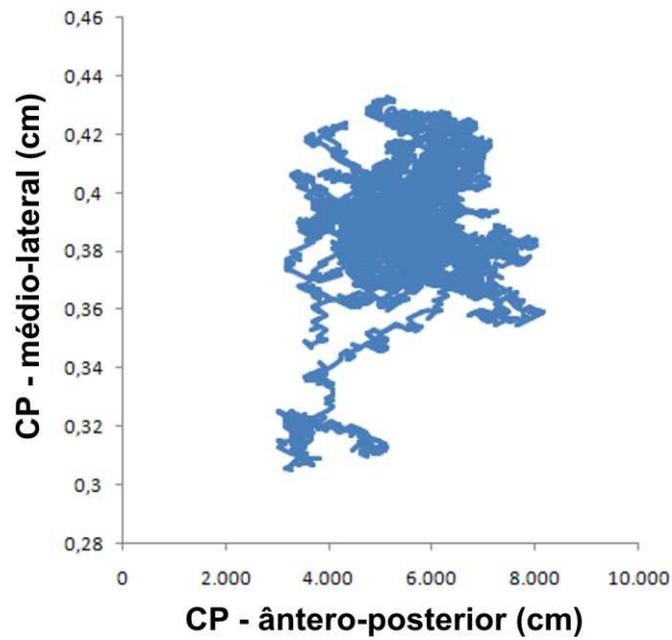


Figura 6. Estabilograma durante o movimento de prensão manual máxima.

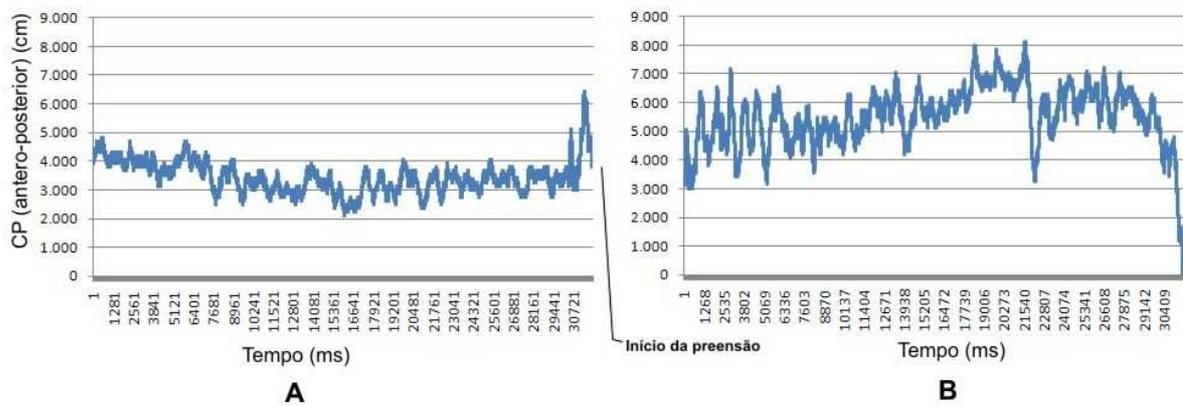


Figura 7. Deslocamento ântero-posterior antes (A) e durante (B) o movimento de prensão.

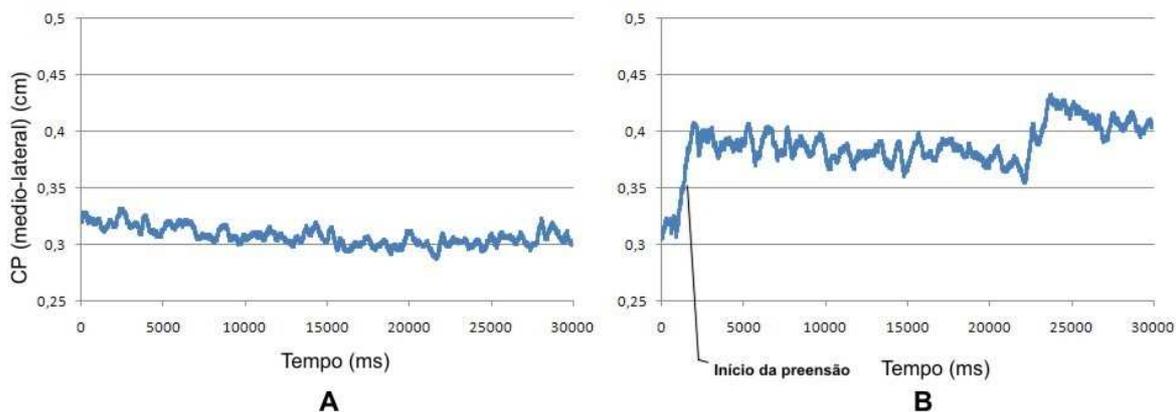


Figura 8. Deslocamento médio-lateral antes (A) e durante (B) o movimento de prensão.

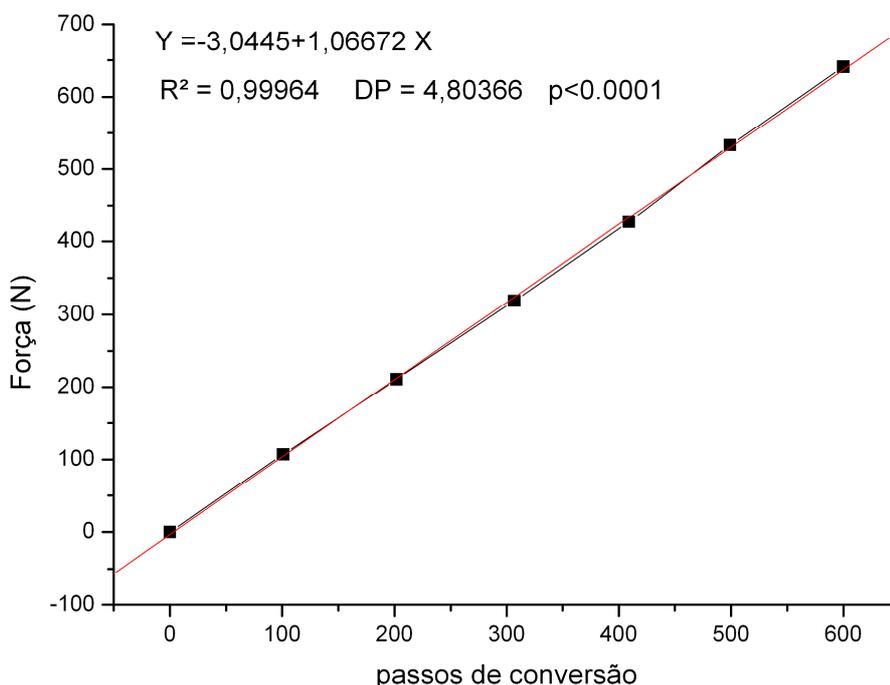
3.6.1 Conclusões do estudo piloto

Foi possível verificar que as etapas sugeridas no protocolo de dados são viáveis de serem executadas. Os instrumentos funcionaram corretamente e se mostraram capazes de mensurar o que foi desejado.

APÊNDICE E

Apêndice E. Calibração do dinamômetro de preensão manual

A calibração deste equipamento foi efetuada aplicando-se cargas (massas conhecidas – anilhas de musculação) de 50 N até 900 N, seqüencialmente com um intervalo de tempo de 5 segundos onde foram registrados quantos passos de conversão (PC) correspondiam cada carga aplicada. Assim, foi efetuada uma regressão linear entre PC e a carga aplicada chegando-se a uma equação de conversão (gráfico abaixo). Os passos de conversão correspondem a quantificação da conversão do sinal analógico para digital. As massas das anilhas de musculação foram verificadas utilizando-se uma célula de carga de 5 kN acoplada em Máquina Universal de Ensaio EMIC DL10000. Para realizar este procedimento foi necessário a construção de uma estrutura onde o dinamômetro foi encaixado na EMIC verticalmente e foram colocadas anilhas como é demonstrado na figura abaixo.





Teste de aplicação de massas conhecidas.

APÉNDICE F

Apêndice F. Calibração da célula de carga comercial e teste do limite da carga elástica do elástico utilizado no estudo

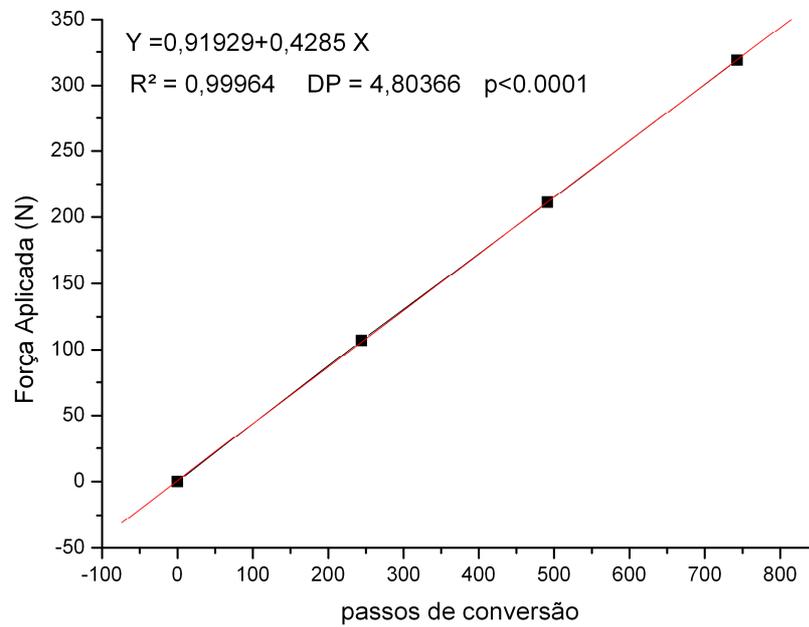


Gráfico de calibração da célula de carga



Procedimentos limite elástico

APÊNDICE G

Apêndice G. Limiar de carga e exatidão da plataforma estabilométrica

Este processo foi constituído em aplicações de carga conhecidas (anilhas de musculação), previamente medidas com uma máquina de ensaio EMIC DL-3000, a qual foi utilizada em outras etapas do presente estudo. Foram desenhados os seguintes pontos (X,Y; 0,0; 50,50; -100,-100; 150,-150 e -200,200) mm sobre a superfície da plataforma utilizando-se de uma régua de aço inox com a resolução de 1 mm (Figura abaixo). Quatro anilhas de (10,8;11;11;11) kg foram colocadas sobre um destes pontos, em seqüência, com um pequeno intervalo e posteriormente retiradas na mesma seqüência, formando assim um gráfico em escada. O procedimento foi realizado para cada ponto definido durante 80 segundos a uma freqüência de aquisição de 100 Hz.

O gráfico abaixo apresenta um exemplo do comportamento das reações verticais e do CP durante o teste e a tabela abaixo apresenta os resultados do limiar de carga e os erros. Pode-se observar pelo gráfico que ela apresenta baixa histerese, um erro de no máximo 4,2 % em X e 13 % em Y e o limiar de carga em torno de 30 kg (aproximadamente 300 N). É possível observar na figura a diminuição do ruído com o aumento da carga. A alta porcentagem de erro no ponto (-200,200) é devido ao método de posicionamento do zero (nível do sinal) que foi utilizado nesta etapa. Como descrito no tópico *materiais e métodos* → *sistema de aquisição de dados* o amplificador utilizado tem saída unipolar de 0 a 5 volts, nesta etapa posicionou-se o zero do amplificador próximo aos valores mínimos a fim de utilizar toda amplitude de variação da tensão. Neste método, quando aplicada uma força pontual sobre, por exemplo, o ponto (-200,200), o erro aumenta muito, pois é criado um momento muito grande em relação a célula de carga mais afastada em sua diagonal fazendo com que esta sofra forças de tração. Como o posicionamento do zero foi bem próximo ao valor 0 de tensão e o sistema aumenta os valores de tensão quando as células de carga sofrem força de compressão, quando existe força de tração esta não é medida. Como a plataforma estabilométrica é utilizada para medir o CP de uma pessoa que esta sobre a mesma, este erro desaparece, pois quando um sujeito esta sobre a mesma os valores de tensão das células de carga aumentam de 30 a 90 % dependendo da massa do sujeito fazendo com que, mesmo que existam forças de tração, elas sejam medidas. Portanto, os erros encontrados são diminuídos consideravelmente quando é aplicado um sistema de força distribuído sobre a superfície da plataforma, como, por exemplo uma pessoa sobre a mesma.

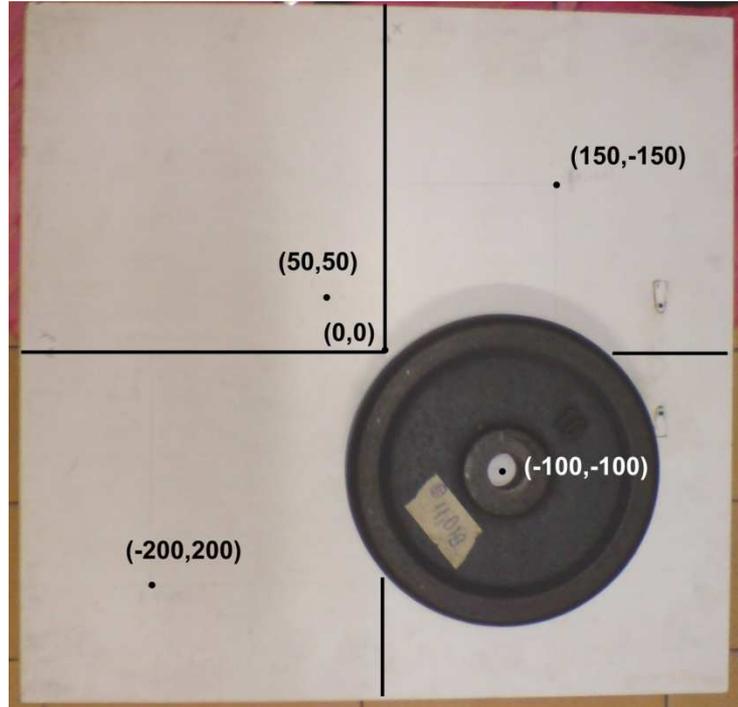


Figura da plataforma estabilométrica com os pontos definidos.

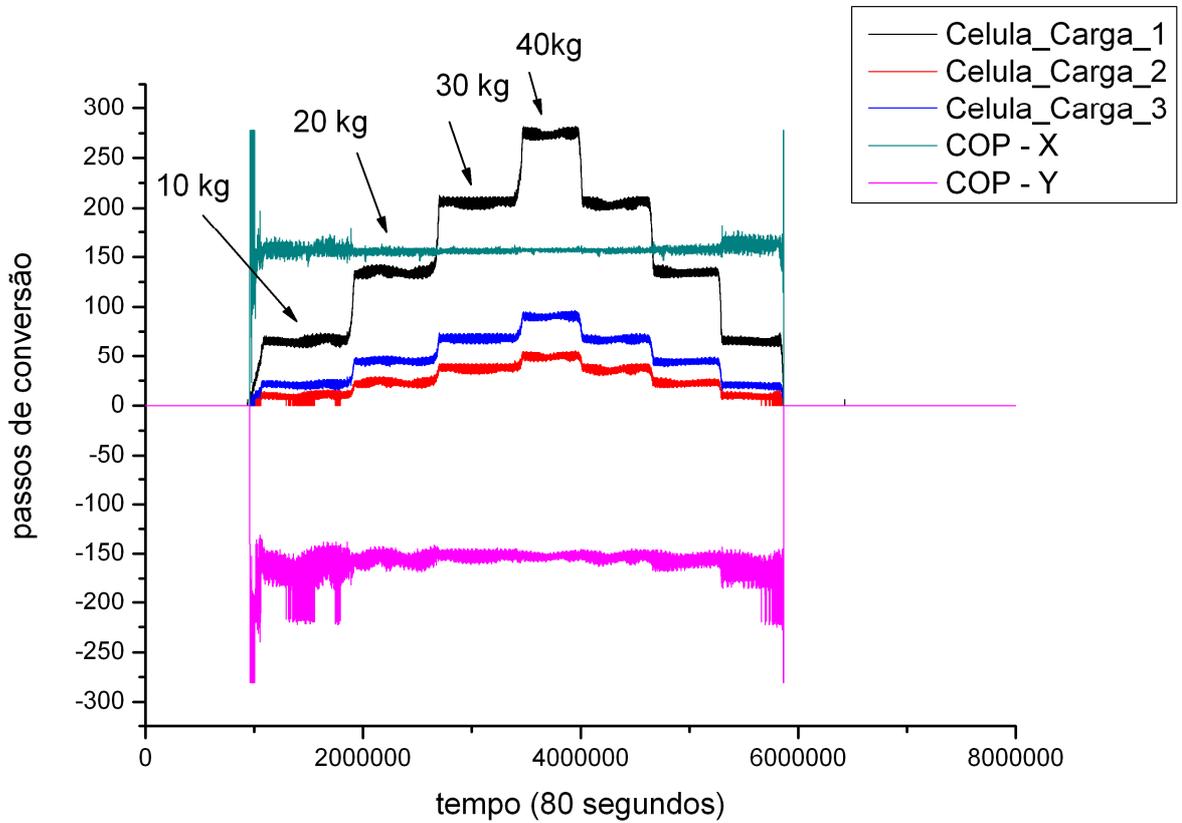


Gráfico exemplo do teste no ponto (15, -15).

TABELA DE RESULTADOS DO TESTE

Pontos(mm)										Erro	
/		10 kg		20 kg		30 kg		40 kg		(%) a 40	
Massa										kg	
x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	-10,6	-2,7	-7,8	-1,3	-4,3	-0,2	-0,8	0,1		
50	50	42,4	56,7	46,8	56,1	49,18	55,7	50,14	56,5	0,8	13
-100	-100	-97,1	-91,4	-97,1	-91,4	-96,7	-91,6	-96,1	-91,9	3,9	8,1
150	-150	156,1	-168,6	155,2	-155,2	155,8	-152,7	156,3	-152,5	4,2	1,6
-200	200	-107,5	86,16	-103,5	88,2	-101,8	89,1	-99,9	90	50	55

APENDICE H

Apêndice H. Equipamentos Antropométricos

Foram utilizados neste trabalho os seguintes equipamentos antropométricos: estadiômetro, balança e adipômetro.

1.1 Balança e Estadiômetro

Conjunto utilizado para medir MC e EST (Welmy 200A; capacidade 200 kg e resolução de 0,05 kg, figura 1). O sujeito foi posicionado ficando encostado em uma peça metálica, para que possa se alinhar verticalmente de maneira apropriada. O sistema possui uma peça deslizante graduada em centímetros que é rebaixada até o ponto vértex da cabeça.



Figura 1. Balança com estadiômetro Welmy.

1.2 Antropômetro

O Antropômetro (modelo 01291, Lafayette Instrument Company; resolução 1 mm) possui dois braços retos e permitiu medir o TM. Os braços deslizam presos a uma escala de metal rígido (figura 2).



Figura 2. Paquímetro Antropométrico (<http://www.lafayetteevaluation.com>).

2 Plataforma de Forças

Em uma das etapas do presente estudo foram utilizadas duas plataformas de força AMTI (*Advance Mechanical Technology, INC*), modelo OR6-7-2000 (Figura 3), com dimensões de 46,4 x 50,8 cm. Uma plataforma de força mede basicamente as forças de reação do solo e os pontos de aplicação destas forças. Ela mede simultaneamente três forças (F_x , F_y , e F_z), três momentos de força (M_x , M_y e M_z), e permite o cálculo da posição do ponto de aplicação da força resultante (CP) e o torque (Tr_z) ou momento livre, aplicado em torno do eixo Z (vertical). Neste tipo de plataforma, as forças e momentos são medidos por transdutores do tipo *strain gauges*. Os limites de carga são: 4448 N, 2224 N e 2224 N aplicados na direção vertical (z), e nas direções horizontais x e y, respectivamente. Os limites de carga nos momentos M_z , M_x e M_y são: 600 N.m, 1100 N.m e 1100 N.m, respectivamente. A frequência natural no eixo F_z é de 1000 Hz e 400 Hz para os eixos F_x e F_y . Os sinais de saída são amplificados e convertidos em sinais digitais por um conversor A/D de 12 bits. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z (vertical), com os eixos X e Y ortogonais a ele. Para a aquisição e armazenamento dos dados foi utilizado o *software* do Vicon Motus (Vicon Motion System).



Figura 3. Plataforma de Forças AMTI (OR6-7-2000).