



**Universidade Estadual de Campinas  
Faculdade de Engenharia Elétrica e  
Computação - FEEC  
Departamento de Engenharia Biomédica - DEB**

**“Cinemática do alcance e da preensão em um ambiente 3D  
imersivo de realidade virtual comparado com ambiente físico  
em indivíduos saudáveis e com hemiparesia”**

**Autor: Eliane Cristina Magdalon**

**Orientador: Prof. Dr. Antonio Augusto Fasolo Quevedo**

**Co-Orientador: Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen**

Trabalho apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Comissão Examinadora

**Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani**

**Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button**

**Prof. Dr. José Ângelo Barela**

**Profa. Dra. Sandra Regina Alouche**

**Campinas**

**2009**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

M271c Magdalon, Eliane Cristina  
Cinemática do alcance e da preensão em um ambiente  
3D imersivo de realidade virtual comparado com  
ambiente físico em indivíduos saudáveis e com  
hemiparesia / Eliane Cristina Magdalon. --Campinas, SP:  
[s.n.], 2009.

Orientadores: Antônio Augusto Fasolo Quevedo,  
Stella Maris Michaelsen.

Tese de Doutorado - Universidade Estadual de  
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de  
Computação.

1. Realidade Virtual. 2. Acidentes vasculares  
cerebrais. 3. Hemiparesia. 4. Cinemática. 5.  
Hemiplegia. I. Quevedo, Antônio Augusto Fasolo . II.  
Michaelsen, Stella Maris. III. Universidade Estadual de  
Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de  
Computação. IV. Título.

Título em Inglês: Kinematics of reaching and grasping in a 3D immersive virtual  
reality environment compared to a physical environment in  
healthy subjects and in patients with hemiparesis

Palavras-chave em Inglês: Virtual reality, Stroke, Hemiparesis, Kinematics,  
Hemiplegia

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Doutor em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: José Wilson Magalhães Bassani, Vera Lúcia da Silveira

Nantes Button, José Ângelo Barela, Sandra Regina Alouche

Data da defesa: 05/10/2009

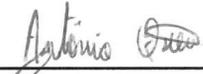
Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

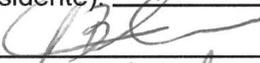
## COMISSÃO JULGADORA - TESE DE DOUTORADO

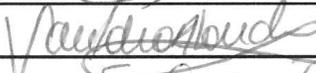
**Candidata:** Eliane Cristina Magdalon

**Data da Defesa:** 5 de outubro de 2009

**Título da Tese:** "Cinemática do Alcance e da Preensão em um Ambiente 3D Imersivo de Realidade Virtual Comparado com Ambiente Físico em Indivíduos Saudáveis e com Hemiparesia"

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo (Presidente):  \_\_\_\_\_

Prof. Dr. José Angelo Barela:  \_\_\_\_\_

Profa. Dra. Sandra Regina Alouche:  \_\_\_\_\_

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button:  \_\_\_\_\_

Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani:  \_\_\_\_\_

# Apoio

Este trabalho teve o apoio imprescindível da CAPES (CAPES, Proc.: 2855/06-2, Bolsa de Doutorado Sanduíche - PDEE).

## Agradecimentos

*Agradeço a **DEUS** por ter me dado saúde, e a oportunidade de desenvolver esse trabalho.*

*Aos meus amados pais, **Edmir** e **Maria Aparecida**, pelo amor incondicional, pela compreensão, carinho e acima de tudo por todo o apoio e incentivo que sempre me deram. Agradeço também pelo exemplo de garra, luta e determinação.*

*Ao meu marido e sempre companheiro, **Maurício Ferreira Bueno**, pelo seu amor, compreensão e paciência e por estar sempre ao meu lado ao longo de tantos anos. Por sua inestimável ajuda na parte prática desse estudo.*

*Ao **Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo** pelo incentivo, orientação oferecida e acompanhamento desde o mestrado.*

*A **Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen**, pela sua competência, seriedade, paciência e inestimável contribuição para que esse estudo pudesse ser realizado. Pela orientação, confiança, extrema dedicação, oportunidade e acima de tudo por todos os seus ensinamentos. Por tudo isso, minha sincera gratidão e admiração.*

*I would like to thank my internship supervisor **Dr. Mindy F. Levin, Professor, School of PT and OT, McGill University, Montreal, Canada** for her continuous support, assistance and valuable guidance through my internship at the Jewish Rehabilitation Hospital (JRH). It was the greatest learning experience of all my life! I am sincerely grateful for the opportunity.*

*I wish to thank a number of people for their assistance and support in the course of this work at the JRH:*

*Very special thanks to **Ruth Dannenbaum-Katz, Christian Beaudoin, Valeri Goussev and Eric Johnstone** for clinical and technical expertise;*

*Thanks to **Sandeep Subramanian, Andra Calota and Rachel Kizony** for all the support and advice during my internship period;*

*Thanks to **Vira Rose and Julianna Guy** for all their kindness and help.*

*Finally, I'd like to express my heartfelt gratitude to the **patients and volunteers** who participated in this study and helped in its completion.*

*À minha querida amiga **Bruna Maria Roesler**, pela sua amizade e por estarmos sempre juntas tanto nos momentos de conquista quanto nos momentos difíceis. Pela grande ajuda na revisão do texto.*

*À minha amiga **Ligia C. B. Guimarães Nunes** por sempre me apoiar e incentivar desde o período do mestrado.*

*Aos professores do departamento de Engenharia Biomédica (DEB -FEEC), em especial a **Profa. Dra. Vera Lúcia Nantes Button** e ao **Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani** pelos conselhos e disponibilidade para auxiliar diante de qualquer problema.*

*Ao secretário do DEB - Unicamp, **Carlos Eduardo Santos**, pela sua eficiência e por toda a ajuda prestada.*

*Aos meus sobrinhos **Vinícius, Isabella, Clara e Felipe** pelos momentos de alegria e inspiração!!!*

# Resumo

**Introdução:** A tecnologia de Realidade Virtual (RV) vem sendo usada cada vez mais para criar ambientes visando à reabilitação motora. No entanto, há poucas evidências de que os movimentos realizados em ambientes virtuais (AV) se assemelhem aos realizados em ambientes físicos (AF). **Objetivos:** Comparar a cinemática dos movimentos de alcance e preensão realizados em um AV imersivo tridimensional (3D) e em um AF, e investigar o efeito do uso da luva de RV no desempenho do movimento. **Participantes:** Dez indivíduos saudáveis ( $62,1 \pm 8,8$  anos) e 12 com hemiparesia pós-AVE ( $66,6 \pm 10,1$  anos). **Metodologia:** O AV foi apresentado em 3D via um capacete de RV, o qual forneceu visão estereoscópica. A representação virtual da mão e o *feedback* de força de preensão foram fornecidos pelo uso das luvas *Cyberglove* e *Cybergrasp*, respectivamente. A cinemática do tronco e membro superior (MS) foi registrada pelo sistema Optotrak Certus<sup>®</sup> (cinco corpos rígidos e sete marcadores adicionais). Os participantes eram instruídos para alcançar, pegar e transportar 3 objetos (lata - preensão cilíndrica; chave de fenda - preensão de força e caneta - preensão de precisão, respectivamente com 65.6, 31.6 e 7.5 milímetros de diâmetro) no AF, e no AV pegaram objetos virtuais visualmente semelhantes. Os parâmetros espaciais (alinhamento e suavidade da trajetória, ângulos rotacionais planos e axiais) e temporais (tempo, velocidade e tempo de desaceleração) do movimento de alcance e preensão do MS foram analisados. **Resultados:** Padrões similares de orientação da mão foram usados para pegar os objetos físicos e virtuais, exceto para a supinação, que foi menor no AV, para ambos os grupos, durante a preensão da lata. Ambos os grupos fizeram movimentos mais lentos, com um prolongamento na fase de desaceleração, e as trajetórias foram mais curvas no AV comparado com AF, especialmente nos indivíduos com hemiparesia. Ambos os grupos dimensionaram a abertura da preensão de acordo com o tamanho do objeto nos dois ambientes para a preensão cilíndrica, porém a abertura foi maior durante a preensão da chave de fenda e a caneta no AV. Para ambos os grupos, o uso da luva não interferiu nos parâmetros espaciais do alcance, entretanto os movimentos foram mais lentos, com pico de velocidade menor e prolongamento da fase de desaceleração. Para os indivíduos com hemiparesia, o uso da luva não influenciou nos parâmetros temporais da fase de preensão. **Conclusão:** Apesar de algumas diferenças nos parâmetros temporais do alcance e preensão e ângulos articulares, as estratégias motoras empregadas foram similares entre os ambientes. Tendo em vista estas diferenças, o AV pode ser considerado um ambiente adequado para intervenções clínicas e estudos em controle motor. Uma melhor representação visual dos objetos, dada pela melhoria da percepção de profundidade e pela qualidade da visualização dos objetos no ambiente virtual, poderia promover um movimento de alcance mais direto, aumentar a velocidade e diminuir o tempo de desaceleração, tornando estes parâmetros idênticos aos realizados em um ambiente real e eliminando completamente as diferenças observadas.

# Abstract

**Introduction:** Virtual Reality (VR) technology is increasingly being used to create environments for motor rehabilitation. However, there is little evidence that movements made in virtual environments (VE) are similar to those made in real world physical environments (PE).

**Objectives:** To compare the kinematics of reaching and grasping movements, performed in a PE and a similarly designed immersive three-dimensional (3D) VE, and investigate the effect of using the VR glove in the performance of the movement.

**Participants:** Ten healthy subjects ( $62.1 \pm 8.8$  years) and twelve subjects with chronic post-stroke hemiparesis ( $66.6 \pm 10.1$  yrs).

**Methodology:** The VE was displayed in 3D via a head-mounted display (helmet), with stereoscopic vision. The virtual representation of the subject's hand and prehension force feedback was obtained using *Cyberglove*<sup>™</sup> and *Cybergasp*<sup>™</sup>, respectively. Arm and trunk kinematics were recorded with the Optotrak Certus® System (five rigid bodies plus seven markers). Subjects were instructed to reach, grasp and transport three objects (can-cylindrical grasp; screwdriver-power grasp; and pen-precision grasp; with diameter 65.6, 31.6 and 7.5mm respectively) in a PE and visually similar virtual objects were grasped in the VE. Spatial (trajectory straightness and smoothness, axial and planar rotational angles) and temporal parameters (movement time, velocity and duration of deceleration phase) of arm and hand movements during reaching and grasping were analyzed.

**Results:** Similar hand orientation patterns were used when grasping both physical and virtual objects, except for supination that was lower in VE while grasping the can for both groups. Both groups made slower movements, with an increase in the relative deceleration times and the trajectories were more curved in VE compared to PE, especially in the stroke subjects. Both groups scaled hand aperture to object size in both environments for cylindrical grasp, but it was wider when grasping the screwdriver and pen in VE. In both groups, use of glove did not affect spatial parameters of the reach task. However, movements were slower, with smaller peak velocities and longer deceleration phases. For stroke subjects, temporal parameters of grasp phase were not affected by glove use.

**Conclusion:** Despite a few differences in temporal parameters of reach and grasp and joint ranges, similar motor strategies were employed in both environments. If these differences are taken into account, VE can be considered as a suitable environment for clinical interventions and motor control studies. A better visual representation of objects, provided by an improvement in depth perception and the quality of the viewing VE, may promote straighter reach movements, increased velocity and decreased deceleration time, making these parameters identical to those made in a physical environment, and eliminating the observed differences.

*Dedico este trabalho  
à meus pais, **Edmir e Maria Aparecida**;  
ao meu marido, **Maurício***

# Sumário

Lista de Figuras .....	iii
Lista de Tabelas .....	vii
Lista de Abreviaturas .....	ix
Trabalhos afins publicados pelo autor .....	xi
Capítulo 1 .....	1
Introdução.....	1
Capítulo 2 .....	5
Revisão da Literatura .....	5
2.1 AVE – Epidemiologia, etiologia e incidência.....	5
2.2 Alcance e Preensão .....	6
Componentes do movimento de preensão .....	6
Orientação do braço e mão.....	17
Características da cinemática da preensão .....	20
Classificação dos padrões de preensão .....	22
2.3 Déficits no movimento de alcance e de preensão .....	23
2.4 Realidade Virtual .....	28
Capítulo 3 .....	37
Objetivos.....	37
3.1 Objetivo geral .....	37
3.2 Objetivos específicos:.....	37
Capítulo 4 .....	39
Metodologia .....	39
4.1 Participantes.....	39
4.2 Avaliações .....	43
4.3 Procedimento experimental.....	48

4.4	Instrumentação.....	54
4.5	Análise cinemática.....	62
4.6	Análise dos dados .....	64
4.7	Processamento Estatístico dos Dados .....	69
Capítulo 5	.....	71
Resultados	.....	71
5.1	Comparação da Cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físicos e virtuais em indivíduos saudáveis .....	72
5.2	Comparação da Cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físico e virtual em indivíduos com hemiparesia .....	81
5.3	Comparação da Cinemática do alcance e preensão dos movimentos realizados no ambiente físico (AF) entre as condições “com a luva” (CL) e “sem a luva” (SL) indivíduos saudáveis e indivíduos com hemiparesia .....	91
5.4	Correlações entre as avaliações clínicas e os dados cinemáticos dos indivíduos com hemiparesia.....	97
Capítulo 6	.....	105
Discussão	.....	105
Conclusões	.....	125
Referências Bibliográficas	.....	129
APÊNDICE - I	.....	149
Termo de Consentimento	.....	149
APÊNDICE - II	.....	155
Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa	.....	155
APÊNDICE - III	.....	161
Ficha de Coleta de Dados	.....	161
APÊNDICE - IV	.....	167
Avaliação do Comprometimento Motor e Funcional do Membro Superior Hemiparético	.....	167

# Lista de Figuras

Figura 2.1: Cinemática do movimento de alcance e preensão. A. Ilustra a formação da pegada durante o alcance em direção ao objeto. B. Mudança na velocidade do movimento da mão, como função do tempo durante o alcance. C. Mudanças no tamanho da preensão (máxima abertura da preensão - distância entre a ponta do dedo indicador e a ponta do polegar) com o passar do tempo. O traçado ilustra o dimensionamento da abertura com relação ao tamanho do objeto (modificada de Castiello, 2005). .....	9
Figura 2.2: A. Perfil dos traçados da velocidade tangencial da mão (linha espessa) e da abertura da preensão (linha tracejada) de um sujeito saudável durante o alcance e a preensão de uma lata. O asterisco indica o pico da velocidade tangencial da mão e o círculo vazado indica o pico da máxima abertura dos dedos polegar e indicador. B. Ilustra a trajetória do dedo indicador e polegar durante o mesmo movimento mostrado em (A), o círculo vazado indica o momento da máxima abertura da preensão (que corresponde ao pico mostrado no painel A). .....	21
Figura 4.1: Ilustração do tabuleiro usado para o Teste de Purdue Pegboard .....	46
Figura 4.2: A. Ilustração dos Monofilamentos de Semmes-Weinstein. B. Destaque para a visualização do monofilamento de náilon. ....	47
Figura 4.3: A. Participante na posição inicial usando o capacete de RV (HMD), <i>CyberGlove</i> e <i>CyberGrasp</i> ; e indicação do posicionamento dos corpos rígidos (CR) 1 à 5 e marcadores (M) 1 à 5. B. Destaque do posicionamento dos marcadores do indicador (6) e polegar (7) com sujeito na posição inicial. ....	49
Figura 4.4: Representação do ambiente virtual. Painel superior mostra o participante realizando a tarefa de alcance e preensão no AV e a cena visualizada pelo sujeito usando o capacete de RV (HMD). Painel inferior mostra a sequencia dos movimentos realizados (1-5) desde a posição de início (mão apoiada sobre suporte de espuma) até pegar (objeto na linha média) e transportar ipsilateralmente a lata, a chave de fenda e a caneta. ....	50
Figura 4.5: Objetos reais usados para a tarefa de alcance e preensão no ambiente real: A. lata, B. chave de fenda e C. caneta. ....	51
Figura 4.6: Representação gráfica dos objetos virtuais usados para a tarefa de alcançar alcance e preensão no ambiente virtual: A. lata, B. chave de fenda e C. caneta. ..	51
Figura 4.7: Vista anterior (A) e lateral (B) de dois participantes na posição inicial na condição ambiente físico sem o uso da luva - “sem luva” ( <i>CyberGrasp</i> e <i>CyberGlove</i> ), somente com o corpo rígido da mão. ....	53
Figura 4.8: Cena da mesa no ambiente virtual da forma como foi apresentada aos participantes através do capacete de RV com os três objetos utilizados (A) lata, (B) chave de fenda e (C) caneta. ....	55
Figura 4.9: Set-up do sistema de Realidade Virtual. ....	56

Figura 4.10: A. Capacete de RV composto por um “monitor acoplado a cabeça” e corpo rígido acoplado, B. <i>CyberGrasp</i> associada ao corpo rígido usado para o rastreamento da mão no espaço 3D. ....	57
Figura 4.11: A. <i>CyberGlove</i> ; B. <i>CyberGlove</i> e <i>DCU</i> . ....	58
Figura 4.12: <i>CyberGrasp</i> acoplada à <i>CyberGlove</i> , A. vista superior mostrando o corpo rígido acoplado à luva. B. vista lateral da <i>CyberGrasp</i> com destaque para os anéis e alças presas em cada dedo.....	59
Figura 4.13: Calibração automática da luva. Pedia-se que os participantes posicionassem sua mão de acordo com a figura mostrada.....	60
Figura 4.14: Calibração avançada manual da luva. Ajustava-se o ganho e offset de cada sensor articular localizado na <i>CyberGlove</i> . ....	61
Figura 4.15: Exemplo da perfeita calibração da <i>CyberGlove</i> , note que a mão virtual representa o mesmo posicionamento articular da mão real (dedos flexionados e em contato). ....	61
Figura 4.16: Sujeito saudável na “posição de referência” usada para a calibração dos ângulos a determinação dos cálculos angulares planos e rotacionais. Ao fundo, uma das barras do Optotrak Certus utilizada para capturar os dados cinemáticos (indicado pela seta). ....	63
Figura 4.17: Gráfico gerado pelo Matlab ilustrando a velocidade tangencial calculada a partir do corpo rígido localizado no dorso da mão (CR2). O círculo representa o início do movimento, o asterisco representa o pico máximo da velocidade tangencial e o quadrado representa o final do movimento (ou “momento de preensão”). O retângulo em destaque indica o período do tempo que foi usado para a análise do movimento (1 <sup>o</sup> fase). ....	65
Figura 4.18: Representação das variáveis cinemáticas (parâmetros temporais) no traçado da velocidade tangencial do corpo rígido da mão (linha grossa), da velocidade tangencial da mudança da abertura da preensão (linha fina) e da máxima distância entre os marcadores do indicador e polegar (linha tracejada). TPV - Tempo do Pico de Velocidade; TPVA- Tempo do Pico da Velocidade de abertura da preensão; TMA - Tempo da máxima abertura da preensão; TM - Tempo do Movimento; DFD - Duração da Fase de Desaceleração. ....	68
Figura 5.1- Trajetórias do dedo indicador e polegar ( <i>linhas espessas</i> ) e trajetória do tronco ( <i>linhas finas</i> ) no ambiente físico (AF) ( <i>painéis esquerdos</i> ) e ambiente virtual (AV) ( <i>painéis direitos</i> ) de um sujeito saudável realizando a preensão da lata (A), da chave de fenda (B) e da caneta (C). A posição de início é ilustrada pelo <i>asterisco</i> . ‘CF’ chave de fenda. <i>Setas</i> indicam a direção do movimento. ....	73
Figura 5.2: Uniformidade do movimento (número de picos do traçado da velocidade tangencial da mão) durante o alcance e preensão dos indivíduos saudáveis no ambiente virtual (média de 10 movimentos para cada sujeito). A linha tracejada horizontal indica que houve somente 1 pico no traçado da velocidade. ‘CF’ chave de fenda. ....	74

- Figura 5.3: Orientação do braço e mão durante a fase de transporte do braço quando alcançando para pegar os três objetos: A) lata; B) chave de fenda; C) caneta no ambiente físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas). Rotação interna do ombro (Rot Int.) e externa (Rot Ext.) (linhas finas) e pronação/supinação (linhas espessas). (Quadro superior): Ambiente virtual da forma como é apresentado ao sujeito, através do capacete de RV, mostrando a seqüência de movimentos da posição inicial (i), meio da fase de transporte (ii) e a preensão do objeto (iii). ..... 76
- Figura 5.4: Valores médios (DP) da máxima abertura da preensão (mm) no ambiente físico e virtual durante o alcance/preensão da mão em direção à lata (65.6 mm), a chave de fenda (31.6 mm) e à caneta (7.5 mm). A abertura da preensão escalonou com o tamanho do objeto para ambos os objetos físicos e virtuais e o dimensionamento foi mais adequado para o objeto mais largo. A máxima abertura da preensão foi maior para os objetos virtuais de tamanho médio e pequeno comparado com os objetos reais/físicos..... 79
- Figura 5.5: Média dos grupos (DP) do delay entre o tempo do pico de velocidade (TPV, quadrados) e o tempo da máxima abertura da preensão (TMA, asterisco) expressados como porcentagem do Tempo de Movimento (MT) para cada objeto (lata, chave de fenda (CF) e caneta), o *delay* esta representado por linhas horizontais nos ambientes físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas).... 80
- Figura 5.6: Trajetórias do dedo indicador (*linhas espessas cinza*) e polegar (*linhas espessas pretas*) e trajetória do tronco (*linhas finas*) no ambiente físico (AF) (*painéis esquerdos*) e ambiente virtual (AV) (*painéis direitos*) de um sujeito com hemiparesia realizando a preensão da lata (A), da chave de fenda (B) e da caneta (C). A posição de início é ilustrada pelo *asterisco*. 'CF' chave de fenda. *Setas* indicam a direção do movimento..... 82
- Figura 5.7: Uniformidade do movimento (número de picos do traçado da velocidade tangencial da mão) durante o alcance e preensão dos indivíduos com hemiparesia no ambiente virtual. A linha tracejada horizontal indica que houve somente 1 pico no traçado da velocidade. Como pode ser observado, os indivíduos com hemiparesia apresentam um maior numero de picos no traçado da velocidade tangencial especialmente quando pegaram a lata no AV. 'CF' chave de fenda..... 83
- Figura 5.8: Exemplos do traçado da velocidade do punho (linha grossa) e velocidade da abertura dos dedos (linha fina) e abertura da preensão (linha tracejada) durante a tarefa de alcance e preensão da lata no ambiente físico (painéis à esquerda) e virtual (painéis à direita) de dois indivíduos com hemiparesia..... 87
- Figura 5.9: Valores médios (DP) da máxima abertura da preensão (mm) no ambiente físico e virtual durante o alcance/preensão da mão em direção a lata (65.6 mm), a chave de fenda (31.6 mm) e a caneta (7.5 mm) dos indivíduos com hemiparesia. A abertura da preensão escalonou com o tamanho do objeto para ambos os objetos físicos e virtuais. A abertura da preensão escalonou adequadamente para o objeto mais largo. A máxima abertura da preensão foi maior para os objetos virtuais de tamanho médio e pequeno comparado com os objetos reais/físicos. .... 89

- Figura 5.10: Média (DP) do *delay* entre o tempo do pico de velocidade (TPV, quadrados) e o tempo da máxima abertura da preensão (TMA, asterisco) expressos como porcentagem do Tempo de Movimento (MT) para cada objeto (lata, chave de fenda (CF) e caneta). O *delay* está representado por linhas horizontais nos ambientes físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas) dos indivíduos com hemiparesia. .... 90
- Figura 5.11: Correlação entre a pontuação da Escala de Fugl-Meyer e a extensão do cotovelo (<sup>o</sup>) durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (A), a chave de fenda 'CF' (B) e a caneta (C) no ambiente físico (AF, linha de tendência contínua) e no ambiente virtual (AV, linha de tendência tracejada). Correlação entre a escala de Fugl-Meyer e o deslocamento do tronco durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (D), a chave de fenda 'CF' (E) e a caneta (F) no ambiente físico (AF) e no ambiente virtual (AV)..... 100
- Figura 5.12: Correlação entre a pontuação do grau de espasticidade e a amplitude da supinação / pronação durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (A), a chave de fenda (CF,B) e a caneta (C) no ambiente físico. .... 102

# Lista de Tabelas

Tabela 4.1: Dados Demográficos e Resultados das Avaliações Clínicas do Comprometimento Motor e Funcional do MS dos indivíduos com hemiparesia. ....	41
Tabela 4.2: Resultados das Avaliações Clínicas do Comprometimento Motor, Sensibilidade e Força do MS dos Indivíduos com Hemiparesia.....	42
Tabela 4.3: Descrições, forma abreviada e definições das variáveis cinemáticas estudadas na fase de transporte e de prensão. ....	67
Tabela 5.1: Valores médios (desvios-padrão) dos dados cinemáticos (parâmetros espaciais) da fase de transporte do movimento de alcance do grupo de indivíduos saudáveis (n=10).....	75
Tabela 5.2: Valores médios (desvios-padrão) dos dados cinemáticos (parâmetros temporais) da fase de transporte e prensão do movimento grupo de indivíduos saudáveis (n=10).....	78
Tabela 5.3: Valores médios (desvio padrão) dos dados cinemáticos da fase de transporte do movimento de alcance do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12).....	85
Tabela 5.4: Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de prensão do movimento de alcance do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12). ....	88
Tabela 5.5: Valores médios (desvio padrão) dos dados cinemáticos da fase de transporte e de prensão do movimento de alcance e prensão do grupo de indivíduos saudáveis (n=10) durante a realização dos movimentos no ambiente físico “com luva - CL” e “sem luva - SL” . ....	93
Tabela 5.6: Valores médios (desvio padrão) dos dados cinemáticos da fase de transporte e de prensão do movimento de alcance e prensão do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12) durante a realização dos movimentos no ambiente físico “com luva - CL” e “sem luva - SL” .....	94
Tabela 5.7: Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de prensão do movimento de alcance e prensão do grupo de indivíduos saudáveis (n=10).....	95
Tabela 5.8: Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de prensão do movimento de alcance e prensão do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12).....	96
Tabela 5.9: Coeficiente de correlação de Pearson* valores entre extensão de cotovelo e a flexão do ombro e a pontuação das escalas de avaliação motora e funcional do MS de indivíduos com hemiparesia.....	98
Tabela 5.10: Coeficiente de correlação de Pearson* valores entre o deslocamento do tronco e a extensão de cotovelo dos indivíduos com hemiparesia.....	99

Tabela 5.11: Coeficiente de correlação de Pearson* entre o tempo do movimento (MT) e a pontuação das escalas de avaliação motora e funcional do MS dos indivíduos com hemiparesia. ....	103
Tabela 5.12: Coeficiente de correlação de Pearson* entre a máxima abertura da preensão (MA) e as escalas de avaliação de comprometimento motor e funcional do membro superior .....	104

# Lista de Abreviaturas

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

A - Afetado

ADM - Amplitude de movimento articular

AF - Ambiente físico

AV - Ambiente virtual

AVC - Acidente vascular cerebral

AVD's - Atividades da vida diária

AVE - Acidente vascular encefálico

BBT - *Box and block test*

CDV - Campo de visão

CI - Cápsula interna

CM - *Chedoke-McMaster*

CR - Corpo rígido

CR - Coroa radiada

CRIR - *Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal*

CSI - *Composite Spasticity Index*

D - Dominante

EFM - Escala de Fugl-Meyer

FOV - *Field of View*

HMD - *Head mounted display* (Capacete de realidade virtual)

I.C. - Índice de Curvatura

ICE - Índice Composto de Espasticidade

IREL - LEDs

JRH - *Jewish rehabilitation hospital*

LED - *Light emitting diode*

LEDs infravermelhos - Diodos emissores de luz infravermelha

M - Marcadores

MA - Máxima abertura (variáveis cinemáticas)  
MA - Menos afetado  
MS - Membro superior  
ND - Não dominante  
PV - Pico da Velocidade  
RPS - *Reaching Performance Scale*  
RV - Realidade virtual  
SNC - Sistema nervoso central  
TCB - Teste da Caixa e Blocos  
TFMW - Teste de Função Motora de Wolf  
TM - Tempo de movimento  
TMA - Tempo da máxima abertura da preensão  
TPV - Tempo do pico de velocidade

# Trabalhos afins publicados pelo autor

## Resumos em congresso:

- E. C. Magdalon, S. M. Michaelsen, A. A. F. Quevedo, M. F. Levin. “Comparison of reaching and grasping kinematics in patients with hemiparesis and in healthy controls in virtual and physical environments”. In: *Proceedings of Canadian Physiotherapy Association - Physio8 Abstract Supplement*. Ottawa, Ontario, Canada. Pages 43. May 29-June 1, 2008.
- E. C. Magdalon, S. M. Michaelsen, A. A. F. Quevedo, M. F. Levin. “Reaching and grasping kinematics in a haptic virtual reality compared to a physical”. In: *IV Congresso Brasileiro de Comportamento Motor*. Brazilian Journal of Motor Behavior. São Paulo. Pag 38-39. 1-4 Julho 2008.
- E. C. Magdalon, M. F. Levin, A. A. F. Quevedo, S. M. Michaelsen. “Kinematics of reaching and grasping in a 3D immersive virtual reality environment in patients with hemiparesis”. In: *5th World Congress of NeuroRehabilitation*. Neurorehabil Neural Repair. Thousand Oaks: SAGE, Brasília, Brasil. Vol. 22. Page 601. 24-27 September 2008.

## Artigos em congresso:

- M. F. Levin, E. C. Magdalon, S. M. Michaelsen, A. A. F. Quevedo. “Comparison of reaching and grasping kinematics in patients with hemiparesis and in healthy controls in virtual and physical environments”. In: *Proceeding of IEEE Virtual Rehabilitation*. Vancouver, Canada. 25-27 August 2008. Page 60. DOI: 10.1109/ICVR.2008.4625123

## Artigo em revista internacional:

- S. M. Michaelsen; E. C. Magdalon; M. F. Levin. Grip aperture scaling to object size in chronic stroke. *Motor Control*, v. 13, p. 197-217, 2009.

# Capítulo 1

## Introdução

A recuperação motora do membro superior de indivíduos sequelados de Acidente Vascular Encefálico (AVE) continua sendo um desafio para a reabilitação neurológica. O AVE apresenta alta incidência e uma grande proporção de sobreviventes que passam a ter um significativo grau de incapacidade residual nas esferas motora, sensitiva, psíquica e de linguagem (Gresham, 1986). Na esfera motora, a perda da função do membro superior é uma sequela comum e incapacitante. Mais de 85% dos indivíduos apresentam inicialmente um déficit motor no membro superior afetado, sendo que a recuperação funcional é reportada em somente 25 a 45% dos indivíduos (Olsen, 1990; Nakayama *et al.*, 1994). Nos EUA, mais de 80% de aproximadamente 600.000 indivíduos sobreviventes de um AVE apresentam hemiparesia levando a incapacidade em uma das extremidades superiores imediatamente após o evento, e, em 55-75% dos sobreviventes, esse comprometimento persiste além do estágio agudo do AVE. Do ponto de vista da reabilitação, o comprometimento físico e cognitivo após o AVE leva a uma queda significativa da qualidade de vida do indivíduo (Olsen, 1990; Thorngren e Westling, 1990; Feys *et al.*, 1998; Mayo *et al.*, 1999; Carod-Artal *et al.*, 2000; Ahmed *et al.*, 2005; Clarke e Black, 2005; Mayo *et al.*, 2007; Carod-Artal *et al.*, 2009).

Nos indivíduos com hemiparesia que sofreram um AVE, o comprometimento da função motora do membro superior e das habilidades do alcance e da preensão muitas vezes dificulta e impossibilita a realização de atividades de vida diárias (AVDs), reduzindo, portanto, a independência funcional dos indivíduos, e fazendo com que a reabilitação pós-AVE seja um grande desafio (Lindberg *et al.*, 2004; Michaelsen *et al.*, 2004; Lang e Beebe, 2007). Estudos longitudinais de recuperação após o AVE têm relatado que somente 50% dos sobreviventes de AVE com significante paresia do membro superior recuperam completamente a função (Wade *et al.*, 1983; Sunderland *et al.*, 1989), sendo que uma recuperação do membro superior satisfatória é muito mais rara comparada ao índice de recuperação do membro inferior (Penta *et al.*, 2001).

Ainda, de acordo com Thorngren e Westling (1990), os quais avaliaram 258 indivíduos, logo após o incidente de AVE o comprometimento do membro superior ocorreu em aproximadamente 85% dos casos e persistiu ao final de 3 meses em 55-75% dos casos.

Uma vez que o controle da extremidade superior está interligado com as capacidades motoras finas e grossas, a recuperação de sua função é um aspecto importante na reabilitação do controle motor e se encaixa na maioria das áreas da reabilitação, incluindo a fisioterapia (Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Entretanto, o melhor método de tratamento para maximizar a recuperação da função do membro superior permanece incerto (Powell *et al.*, 1999).

Recentemente, a tecnologia de realidade virtual (RV) está sendo utilizada como um meio para a avaliação e treinamento visando a reabilitação de indivíduos com hemiparesia pós-AVE (Kizony *et al.*, 2003; Ku *et al.*, 2003; Broeren *et al.*, 2004; Weiss *et al.*, 2004; Holden, 2005; Luo *et al.*, 2005; You *et al.*, 2005; Subramanian *et al.*, 2006; 2007). Os ambientes virtuais (AVs) também têm sido usados para auxiliar no aprendizado de diversas atividades da vida diária, como, por exemplo, atravessar uma rua (Weiss *et al.*, 2003; Fung *et al.*, 2006; Kizony *et al.*, 2008), fazer compras (Lee *et al.*, 2003) e manipular objetos (Dovat *et al.*, 2008).

Além disso, através da RV é possível quantificar os progressos feitos pelos indivíduos com hemiparesia em termos de melhora do controle motor (Jack *et al.*, 2001) através de cenários/ambientes criados por computador, e, desse modo, podendo ser facilmente adaptado de acordo com as habilidades motoras de cada indivíduo, e também de acordo com os vários graus de dificuldade (Rose *et al.*, 2000; Sveistrup, 2004; Weiss *et al.*, 2004; Holden, 2005; Stewart *et al.*, 2007), de modo que as simulações em AVs podem ser consideradas mais seguras, uma vez que não existe riscos nesses ambientes, quando comparado à atividades realizadas no mundo real (Fung *et al.*, 2006).

A literatura recente (Holden e Dyar, 2002; Merians *et al.*, 2002, Broeren *et al.*, 2004; Sveistrup, 2004; Merians *et al.*, 2006) tem demonstrado a eficácia da RV como uma ferramenta para melhorar a função motora do membro superior (MS) de indivíduos com hemiparesia crônica pós-AVE. Contudo, ainda não se sabe se os movimentos realizados no AV são equivalentes àqueles realizados no ambiente real, especialmente em indivíduos com desordens motoras, tais como o AVE.

Assim, antes de incorporar a abordagem de tratamento com a RV na prática clínica convencional, faz-se necessário demonstrar sua equivalência com o ambiente real, uma vez que a RV é uma nova tecnologia e as possibilidades para a reabilitação estão apenas começando a ser avaliadas (Sveistrup *et al.*, 2003). Além disso, pouco se sabe se o comprometimento neurológico presente nos indivíduos com sequela de AVE influencia no desempenho dos movimentos no ambiente virtual do mesmo modo que no ambiente físico (Edmans *et al.*, 2006), de modo que os padrões de movimentos realizados no ambiente virtual devem ser levados em consideração.

Estudos anteriores mostraram que indivíduos com hemiparesia pós-AVE usam estratégias de movimentos similares para os movimentos de apontar e de alcançar e pegar entre os ambientes físico e virtual (2D ou 3D) (Viau *et al.*, 2004; Subramanian *et al.*, 2007, Knaut *et al.*, 2009). Knaut *et al.* (2009) não encontraram diferenças entre a cinemática do movimento de alcançar realizado no AV 3D imersivo comparado com o ambiente físico (AF), exceto que os movimentos eram menos lineares e mais lentos no AV. Com relação aos movimentos de alcance e preensão, até o momento, apenas um estudo anterior (Viau *et al.*, 2004), comparou os movimentos de alcance e preensão realizados no AV 2D com os movimentos realizados no AF em indivíduos saudáveis e com hemiparesia pós-AVE. Os autores relataram algumas diferenças entre a cinemática do movimento nos dois ambientes, e atribuíram essas diferenças à falta de percepção de profundidade no AV 2D, o qual foi apresentado aos participantes por meio de um monitor de computador, ou seja, num ambiente semi-imersivo. Desse modo, torna-se necessário identificar se os movimentos realizados em AVs 3D imersivos são cinematicamente semelhantes aos movimentos realizados em AFs, e, caso sejam, identificar de que forma essas possíveis diferenças da cinemática do alcance e preensão podem interferir em um programa de reabilitação do membro superior, devendo ser consideradas durante a elaboração de um protocolo de exercícios no AV para o MS hemiparético. Saber as similaridades e possíveis diferenças entre os ambientes também é essencial para garantir a transferência dos benefícios de treinamento para as situações de vida real (Viau *et al.*, 2004).

Para tanto, foram utilizadas medidas cinemáticas que permitiram a avaliação das características espaciais e temporais fornecendo, assim, *insights* sobre o controle do movimento (Platz *et al.*, 2001), além de ser uma ferramenta sensível para caracterizar os padrões de destreza manual após o AVE (Jeannerod *et al.*, 1995; Castiello *et al.*, 2005; Nowak e Hermsdorfer, 2006).

O uso de objetos de diferentes tamanhos (Marteniuk *et al.*, 1990; Goodale *et al.*, 1994; Kudoh *et al.*, 1997; Paulignan *et al.*, 1997), formatos e orientação rotacional, os quais requerem diferentes tipos de preensão, é uma estratégia adotada comumente para o estudo da preensão e orientação da mão (Marotta *et al.*, 2003; Fan *et al.*, 2006).

Considerando as limitações dos estudos anteriores relacionados com os sistemas de RV, neste estudo foi investigada a cinemática dos movimentos do MS realizados num ambiente completamente 3D imersivo de realidade virtual utilizando-se de capacete de realidade virtual (*head mounted display* - HMD), que fornecem visão estereoscópica (percepção de profundidade) e de luvas (*CyberGrasp* e *CyberGlove*). Além disso, foi verificado o efeito do uso das luvas de RV na cinemática do movimento de alcance e preensão.

Assim, faz se necessário entender as principais características da cinemática do movimento realizado em AVs. A proposta desse trabalho foi comparar em participantes saudáveis e com hemiparesia pós-AVE o efeito da mudança do tipo (tipo de preensão) e da orientação do objeto nos parâmetros cinemáticos do alcance e da preensão, e a consistência desses efeitos quando comparados os ambientes virtuais (3D) com o ambiente físico/real.

## Capítulo 2

### Revisão da Literatura

#### 2.1 AVE – Epidemiologia, etiologia e incidência

O Acidente Vascular Encefálico (AVE)   a principal causa de sequelas cr nicas incapacitantes em adultos, e o número de sobreviventes p s-AVE aumentou em 30% nos últimos 10 anos. Além disso, o AVE não   uma doença apenas de idosos, afetando também muitos indivíduos com menos de 65 anos (Zorowitz *et al.*, 2002), sendo a hemiparesia a principal causa de incapacidade motora (Beer *et al.*, 2000). A prevalência de sobreviventes p s-AVE que necessitam de ajuda em pelo menos um dos itens das atividades de vida diária (AVDs) está estimada em 173/100.000 (Bonita *et al.*, 1997).

No Canadá, o AVE   a terceira principal causa de morte, correspondendo a seis por cento de todas os  bitos. Anualmente, mais de 14.000 canadenses morrem de AVE, entre mais de 50.000 apoplexias<sup>1</sup> que ocorrem a cada ano e atualmente por volta de 300.000 canadenses são sobreviventes de um AVE. De cada 100 pessoas que têm um AVE, 15% morrem, 10% se recuperam totalmente, 25% se recuperam apresentando um comprometimento ou incapacidade leve, 40% ficam com um comprometimento moderado a grave, e 10% apresentam deficiências severas, necessitando de cuidados constantes (Heart and Stroke Foundation Canada website statistics). Em um estudo feito no Canadá, entre os anos de 1982 até 1991, estimava-se que ocorreriam 35.000 novos casos de AVE todos os anos (Mayo, 1996), e a proporo de sobreviventes está aumentando (Mayo *et al.*, 1999). De acordo com Mayo *et al.* (1999), dentro da primeira semana pós-AVE, se o paciente   capaz de sair da cama e caminhar durante uma curta distância, mesmo com assistência,   um forte preditor de alta hospitalar. A fase de maior

---

<sup>1</sup> Apoplexia: suspensão súbita, completa ou incompleta, do movimento (paralisia) e da sensao relacionada com uma afeco cerebral, hemorragia, congestão ou derramamento sanguíneo (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

recuperação das deficiências e incapacidades ocorre durante o primeiro mês e, por 3 meses, ainda pode existir considerável melhora em diversos aspectos da avaliação: 85% das pessoas ainda podem apresentar a velocidade da marcha prejudicada, 78% não atingiram função para a extremidade superior, 68% ainda apresentam mobilidade física diminuída, 37% precisavam de ajuda com atividades básicas da vida diária e 29% ainda apresentavam o equilíbrio prejudicado. Em um ano, 73% das pessoas já atingiram o máximo da recuperação para as AVDs, mas 51 e 67% das pessoas relataram que sua saúde física e mental, respectivamente está abaixo do esperado.

No Brasil, estima-se que a ocorrência de AVE aumente nas próximas décadas, isso em função do aumento da expectativa de vida e do envelhecimento da população. Na população brasileira, poucos são os estudos que avaliaram as consequências da incapacidade a longo prazo nos sobreviventes pós-AVE e seu impacto sobre a qualidade de vida. Um estudo recente realizado por Carod-Artal *et al.* (2009) na Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação mostrou que, de 260 indivíduos sobreviventes de AVE, 58% apresentaram alguma hemiparesia e 35,4% necessitaram de alguma assistência para realizar a marcha.

## 2.2 Alcance e Preensão

### Componentes do movimento de preensão

A preensão é a ação de pegar objetos, além de ser um aspecto fundamental de destreza e uma das principais características comportamentais humanas. A mão pode ser usada em uma multiplicidade de posturas e movimentos, usando várias combinações de músculos proximais e distais para mover a mão em direção ao objeto, as quais envolvem a coordenação do movimento do polegar e indicador e também alinhamentos posturais de mão e braço (Jeannerod, 1988; Smith *et al.*, 1997). Apesar do grande número de estudos sobre o alcance e a preensão, ainda continua em debate como o movimento de preensão é produzido (Dubrowski *et al.*, 2002).

Tradicionalmente a preensão é descrita como consistindo em dois componentes, os quais são baseados em diferentes informações visuais. Essa análise do movimento de preensão é chamada de *Hipótese dos canais visuomotores* e foi inicialmente descrita por Marc Jeannerod

(1981). Entretanto, ainda não existe um consenso sobre como o sistema nervoso executa o complexo processo do controle da extremidade superior e outros estudos surgiram argumentando contra a teoria dos canais visuomotores independentes. Assim, primeiramente serão apresentados nesse capítulo, os fundamentos para a hipótese dos canais visuomotores e, paralelamente outros estudos que trazem argumentos para a teoria “clássica” de Jeannerod.

## **Hipótese dos canais visuomotores**

Uma condição óbvia para ocorrer a preensão é mover a mão da posição de início em direção ao objeto a ser pego; assim, estudos surgiram analisando a tarefa de preensão, dividindo-a em um número de subcomponentes e descrevendo-se a relação entre eles. Desse modo, Marc Jeannerod (1981, 1984) foi um dos pioneiros a classificar esses sub componentes, ou seja, caracterizar a cinemática dos movimentos de alcance e preensão em humanos, sendo que seus estudos constituem a base para todo o entendimento atual sobre os movimentos de preensão. Jeannerod (1981, 1986) codificou os movimentos de preensão como sendo a abertura entre os dedos polegar e indicador e dividiu o movimento de preensão em componente de transporte e componente de abertura da mão/preensão, argumentando tratar-se de 2 canais visuomotores em paralelo controlados independentes. Jeannerod postulou a hipótese dos canais levando em consideração: a análise funcional do movimento (relação entre a anatomia e preensão, divisão em 2 componentes), a análise sensorial (2 tipos diferentes de informação perceptual - relação entre as diferentes informações visuais e a preensão) e a análise dos mecanismos neurais (2 trajetórias visuais - vias ascendentes e 2 trajetórias motores - vias descendentes).

### ***Relação entre a anatomia e preensão***

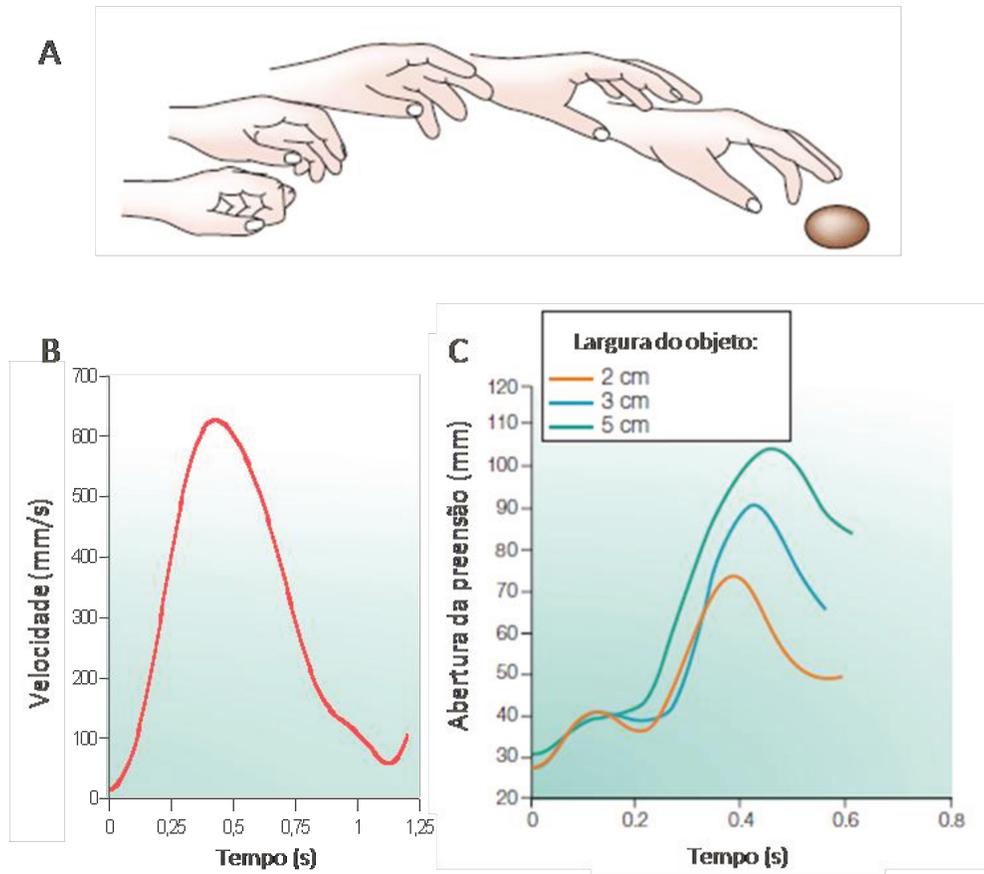
Os movimentos de preensão compreendem 2 principais componentes segmentais diferentes, além de um componente relacionado com a orientação da mão. Essa classificação original entre os canais de transporte e manipulação foi baseada na análise funcional da tarefa, ou seja, em duas subtarefas ou componentes:

- “Componente de transporte” ou “Componentes de alcance”: é o componente responsável por “transportar” a mão da sua posição inicial em direção ao alvo/objeto, ou seja, está relacionado com a ativação de músculos proximais do ombro e cotovelo a fim de propiciar o movimento adequado da mão em direção ao local apropriado para pegar o objeto (Figura 2.1A);

- “Componente de rotação”: é aquele que orienta a mão em um caminho congruente com a orientação do objeto, também considerado como um subcomponente do componente de transporte;

- “Componente de manipulação” ou “Componente da preensão”: é aquele que seleciona e controla a preensão dos dedos de acordo com o estímulo de tamanho e formato (i.e. de acordo com a tarefa a ser realizada), ou seja, é o componente responsável pela abertura e fechamento dos dedos conforme estes se preparam para pegar o objeto/alvo através da ativação de músculos distais. Além disso, o componente de manipulação consiste em duas fases. A primeira (formação da preensão) é caracterizada pela extensão dos dedos alcançando uma máxima abertura (máxima abertura da preensão), a qual tem sido descrita na literatura (Castiello *et al.*, 1998) como proporcional ao tamanho do objeto. Em geral, essa máxima abertura entre o polegar e indicador ocorre entre 60 a 70% do tempo de duração do movimento de alcançar e está altamente correlacionada com o tamanho do objeto (Figura 2.1). A segunda fase (preensão, propriamente dita) é caracterizada pelo fechamento gradual até o ponto em que coincide com o tamanho do objeto para, em seguida, ser fechado ao redor do objeto (Jeannerod, 1981 e 1984, Gentilucci *et al.*, 1991).

O principal fator que influencia claramente no controle da abertura da preensão são as propriedades do objeto, em especial seu tamanho. Marteniuk *et al.* (1990) observaram um sistemático escalonamento linear da máxima abertura da preensão com o tamanho do objeto quando indivíduos alcançaram para pegar objetos de diâmetros maiores.



**Figura 2.1:** Cinemática do movimento de alcance e preensão. **A.** Ilustra a formação da pegada durante o alcance em direção ao objeto. **B.** Mudança na velocidade do movimento da mão, como função do tempo durante o alcance. **C.** Mudanças no tamanho da preensão (máxima abertura da preensão - distância entre a ponta do dedo indicador e a ponta do polegar) com o passar do tempo. O traçado ilustra o dimensionamento da abertura com relação ao tamanho do objeto (modificada de Castiello, 2005).

### *Relação entre as informações visuais e a preensão*

De acordo com Jeannerod (1984; 1988), a preensão consiste no controle de duas vias motoras que estão envolvidas no alcance e preensão e são baseadas em diferentes informações visuais, por isso são chamadas de hipótese dos canais visuomotores. Quando se quer alcançar e pegar um objeto no espaço, a informação visual é necessária para especificar ambas as propriedades extrínsecas e intrínsecas do objetos. O termo informação “extrínseca” refere-se as propriedades tais como distância e orientação no ambiente. Já o termo informação “intrínseca”

refere-se as propriedades do objeto propriamente dita, tais como tamanho, formato, cor e inclusive peso do objeto. Portanto, segundo Jeannerod:

- O canal de “transporte” é considerado como aquele que extrai informações sobre as propriedades “extrínsecas” dos objetos (por exemplo, a localização espacial dos objetos) para transformá-lo em padrões motores que levam a mão apropriadamente em direção do objeto.

- O canal de “manipulação” extrai informações sobre as propriedades “intrínsecas” do objeto (tais como tamanho e formato) transformando-o na ativação dos músculos distais relevantes para a execução apropriada do padrão de preensão (Jeannerod, 1986; Gentilucci *et al.*, 1991; Jakobson e Goodale, 1991; Paulignan *et al.*, 1991a; Stelmach *et al.*, 1994; Castiello *et al.*, 1998). Consequentemente a informação visual é essencial para localizar o objeto no espaço e também para determinar as propriedades do objeto.

### ***Mecanismos neurais da Hipótese dos canais visuomotores***

#### ***Vias ascendentes - trajetos visuais***

A separação anatômica dos sistemas que controlam o componente de transporte daqueles que controlam o componente de manipulação provavelmente começa no nível sensorial. Assim, a tarefa de preensão também envolve a distinção entre estruturas neuroanatômicas. Desse modo, quando se movem os olhos para localizar um alvo que se deseja pegar, esse objeto excita locais sucessivos na retina durante o seu movimento e as informações sensoriais chegam da periferia para o sistema nervoso. Em seguida, a informação visual deixa o córtex visual primário e segue por duas vias principais, ou seja, dois trajetos paralelos visuais envolvidos na manipulação. No sistema visual, as informações sobre a forma e tipo (trajeto perceptivo) do objeto são processadas pelas *vias ventrais*, que percorrem desde o córtex visual até o córtex inferotemporal e são informações usadas para o controle da abertura da preensão (manipulação). Por outro lado, as vias dorsais levam informações relacionadas à localização dos objetos (trajeto da localização) no espaço egocêntrico e da ação e percorrem desde o córtex visual até o córtex parietal posterior e estão relacionados com o componente de transporte da mão (Jeannerod 1988; Goodale e Milner, 1991; Jeannerod *et al.* 1995; Connolly, 1998; Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

Esta correlação entre as funções informação - processamento e estruturas neurais fez com que a hipótese dos canais visuomotores independentes influenciasses estudos na área da psicologia e neurologia e diversos estudos surgiram argumentando contra a separação dos canais visuomotores (Scarpa e Castiello, 1994).

Recentemente, Milner e Goodale (2008) publicaram um artigo visando rever alguns conceitos que não ficaram claros desde o modelo inicialmente proposto pelos autores (Goodale e Milner, 1991). E ao contrário do que se entendia, as vias dorsais e ventrais não atuam separadamente, e sim juntas, processando informações sobre a estrutura dos objetos e sobre a sua localização espacial, estando ambas sujeitas a influências modulatórias no decorrer do movimento. Contudo, as duas vias processam e transmitem as informações visuais de modo diferente. A via ventral transforma as entradas visuais em representações perceptuais que incorporam as características dos objetos e a sua relação espacial. Essas representações permitem analisar a cena e pensar sobre os objetos e eventos inseridos no mundo visual. Por outro lado, a função da via dorsal é a de mediar o controle visual de ações hábeis, tais como alcançar e pegar, dirigida a objetos no mundo. Para fazer isso, a via dorsal precisa registrar a informação visual sobre o objeto alvo, atualizando-se momento-a-momento, transformando esta informação em coordenadas apropriadas para serem usadas pelo sistema efetor, isto é, aos sistemas de ação envolvidos na manipulação do objeto (Milner e Goodale, 2008).

***Centros ordenadores e vias descendentes envolvidos no controle dos movimentos das mãos - Dois trajetos descendentes separados para o alcance e preensão.***

Enquanto o sistema visual é importante para a programação de ambos os componentes de alcance e preensão, a ação subsequente de manipulação do objeto, é controlado por interações complexas das informações sensoriais e comandos motores (Connolly, 1998). Tais comandos motores envolvem a ativação de vias descendentes, ou seja, de trajetos descendentes separados para o alcance e a preensão, conforme proposto por Jeannerod (1988).

Análises clínicas em humanos e estudos experimentais em animais fornecem claras evidências que o córtex motor e as projeções córticoespinhais são essenciais para os movimentos habilidosos da mão. Esse controle é transmitido via sistema córtico-motoneuronal, ou seja, as vias descendentes que levam os comandos motores para os motoneurônios, fornecendo assim um

enlace monossináptico entre o córtex motor e os neurônios motores espinhais (Lawrence e Kuypers, 1968a; Connolly, 1998; Lent, 2005; Lemon, 2008).

De acordo com a nova classificação morfofuncional de Kuypers, as vias descendentes (antigo sistema “piramidal - controle voluntário” e “extrapiramidal - controle involuntário”; Lent, 2005) podem ser classificadas em:

- um *Sistema ativador lateral*, responsável pelos comandos motores para a musculatura dos membros - movimentos voluntários finos. Os feixes descendentes terminam em motoneurônios laterais do corno ventral da medula, e inervam principalmente a musculatura apendicular distal, ou seja, os braços, pernas, mãos e pés, estando relacionado com o controle dos movimentos finos das extremidades e, portanto, relacionado com o componente de preensão;

- um *Sistema ativador medial*, responsável pelos comandos motores para a musculatura axial - movimento posturais. Os motoneurônios mediais inervam principalmente a musculatura axial do tronco e a musculatura apendicular proximal (antebraço e ombros), sendo encarregada do comando dos movimentos axiais do corpo, ou seja, aqueles mais relacionados à postura e ao equilíbrio corporal, relacionado, assim, com o componente de transporte.

## **Comunicação neural entre os canais**

Conforme a suposição de Jeannerod, se os componentes de preensão e transporte são controlados por dois canais visuo-motores independentes, conseqüentemente mudando-se, por exemplo, a localização do objeto, apenas o componente de transporte deveria ser afetado, enquanto que, variando-se o tamanho do objeto, apenas a máxima abertura da preensão deveria ser afetada. Se, por outro lado, os dois componentes são parte de um sistema coordenado isolado, ambos deveriam ser afetados tanto pela mudança da localização quanto do formato do objeto (Jeannerod *et al.*, 1984; Paulignan *et al.*, 1990; 1991a; 1991b).

Essa hipótese tradicional tem sido reavaliada por diversos estudos nos quais mudanças inesperadas, ocorrendo no nível de entrada de um dos canais visuomotores, levaram a uma reorganização do movimento. Paulignan *et al.* (1991a) solicitaram que participantes pegassem 3 cilindros translúcidos posicionados ipsilateralmente à posição do braço testado e em diferentes localizações (10°, 20° e 30°, em relação à linha média). Usando-se LEDS emissores de luz

implantados na superfície de uma mesa, os cilindros puderam ser seletivamente iluminados. Os participantes deveriam iniciar o movimento assim que a luz iluminasse o objeto. Em 20% das tentativas, a luz foi mudada repentinamente, simulando a mudança de localização do objeto e fazendo com que o participante mudasse o seu alvo inicial. Os resultados desse estudo mostraram que a mudança da localização do objeto levou a uma correção da trajetória da mão no espaço, de modo que o movimento foi adequadamente redirecionado e redimensionado. Por outro lado, contrariando a hipótese dos canais visuomotores, o padrão da formação da preensão também foi afetado pela mudança da posição do objeto, portanto, os resultados suportam o conceito da divisão do processamento. Em um segundo experimento realizado por Paulignan *et al.* (1991b), o tamanho do objeto foi perturbado. Dois objetos foram apresentados aos participantes, sendo um cilindro pequeno introduzido verticalmente no centro de outro cilindro de diâmetro maior e ligeiramente mais curto. Usando-se LEDs emissores de luz, os cilindros puderam ser seletivamente iluminados. As perturbações (aplicadas em 20% das repetições) foram produzidas mudando-se a iluminação no início do movimento de alcançar, do cilindro pequeno para o maior ou vice-versa. Quando o tamanho do objeto foi perturbado, modificou-se seletivamente a preensão, mas não o componente de transporte da preensão. As diferenças encontradas sugerem algum grau de independência dos mecanismos geradores dos movimentos dos dedos durante a formação da preensão daqueles geradores do transporte da mão. Além disso, o acoplamento cinemático dos dois componentes (demonstrado pelo aumento da fase de desaceleração do transporte durante a correção do tamanho da abertura dos dedos) sugere a existência de diferentes mecanismos auxiliando a coordenação temporal dos dois componentes (Paulignan *et al.*, 1991b).

Jakobson e Goodale (1991) verificaram o efeito da mudança do tamanho e distância do objeto e encontraram uma relação direta entre o tamanho do objeto e a máxima abertura da preensão, e entre o tamanho do objeto e o tempo gasto para a máxima abertura da preensão, a qual está de acordo com a hipótese dos canais visuomotores (Jeannerod *et al.*, 1984). Por outro lado, eles também observaram que um aumento na distância do objeto produziu um aumento na máxima abertura da mão, sendo que esse efeito foi especialmente mais forte nos objetos menores. Assim, de acordo com os autores, as características do objeto e distância não apresentam efeitos independentes nos componentes de preensão e transporte, respectivamente. Desta forma, uma mudança em qualquer uma das variáveis irá afetar ambos os componentes.

Consequentemente, resultados de estudos que tiveram o objetivo de isolar as perturbações a um canal confirmaram o conceito de comunicação neural entre os dois canais e, juntamente, a idéia de que esse *cross-talk* neural talvez atue em um modo sequencial, ou seja, em interação com vários mecanismos neurais (Castiello *et al.*, 1998).

### ***Acoplamento temporal***

Jeannerod também hipotetizou que os dois componentes da preensão não são temporariamente independentes e que existe um forte acoplamento temporal entre os componentes de transporte e preensão (Jeannerod 1984, 1986; Jakobson e Goodale, 1991). Essa hipótese foi levantada por Jeannerod baseado parcialmente em estudos anatômicos e de lesões em macacos, assim como em estudos comportamentais em humanos, os quais mostraram evidências de uma dissociação dos substratos neurais (substância cinzenta) para os componentes de transporte e preensão, sugerindo que os sistemas motores que contribuem para o alcance e preensão envolvem trajetos motores descendentes separados (conforme apresentado anteriormente, e por exemplo, uma lesão no “antigo piramidal” leva a problemas no componente de preensão, embora o transporte possa ser normal; Jeannerod, 1988). Além disso, a maturação do alcance e preensão não ocorre ao mesmo tempo durante o desenvolvimento dos bebês

O acoplamento temporal é uma das duas mais importantes condições necessárias para que a preensão de um objeto seja bem sucedida. A formação da pegada dos dedos durante a ação de pegar um objeto visível envolve 2 condições principais para que a tarefa de preensão seja cumprida. A primeira condição é que a mão (i.e. a pegada) deve adaptar-se à forma, tamanho e uso do objeto a ser pego (Jeannerod, 1988; Gentilucci *et al.*, 2003). A segunda condição é que os movimentos dos dedos devem ocorrer no tempo apropriado com relação ao transporte do braço, de modo que os dedos se fechem sobre o objeto no momento exato, ou seja, o tempo relativo em que ocorrem os movimentos dos dedos deve ser coordenado com o tempo do componente de transporte, num determinando local no espaço. Se os dedos se fecharem muito antes ou muito tarde, obviamente, a preensão será inapropriada, com a consequência de derrubar ou eventualmente quebrar objetos frágeis (Jeannerod, 1988; Paulignan *et al.*, 1991b). Assim, um alcançar preciso depende primariamente do controle adequado dos segmentos proximais e das articulações (do tronco, ombro e cotovelo; Levin, 1996) e uma preensão adequada depende

primariamente do controle preciso das articulações distais e mãos (punho e dedos; Lang *et al.*, 2005, Lang e Beebe, 2007).

O acoplamento temporal entre os componentes de transporte e preensão da manipulação também é afetado pelas características do objeto. Gentilucci *et al.* (1992) sugeriram que o planejamento da formação da pegada leva em conta não somente as características do objeto, mas também o tempo do componente de transporte. A simples observação dos movimentos de preensão mostra que a postura dos dedos antecipa a preensão real e ocorre durante a fase de transporte da mão, ou seja, durante o alcance, o movimento do braço que está levando a mão até o alvo é executado em paralelo com a pré-configuração dos dedos para pegar o objeto (Connolly, 1998; Jeannerod, 1988). Em um estudo recente, Sangole e Levin (2008) comprovaram essa visão, mostrando que a formação da preensão e o transporte do braço são modulados juntos e sugerem que o movimento de preensão, incluindo ambas as configurações do arco palmar e dedos, são planejados antes do início do movimento do braço, isto é, tão cedo quanto a intenção da preensão. Além disso, os autores mostraram que ambos os componentes da manipulação (de transporte e preensão) são planejados juntos por um único comando central de integração, evidenciando a interdependência dos canais, portanto, contrariando a visão dos canais independentes.

Em experimentos nos quais tanto posição quanto tamanho do objeto foram perturbados simultaneamente no início do movimento de alcançar e pegar, demonstraram que o tempo do movimento foi prolongado, mas a coordenação entre o alcance e a preensão foi preservada. Ainda, os autores propuseram que a integração entre essa rede neural paralela é alcançada por mecanismos que ativamente controlam a passagem de informações para e entre os canais, com a idéia de que esse *crosstalk* neural age de um modo seqüencial (Castiello *et al.*, 1998). Assim, sabe-se que os dois canais não são totalmente independentes, porém, a fim de realizar corretamente a tarefa, os movimentos precisam apresentar uma coordenação temporal. Além disso, a coordenação espacial também deve existir entre os dois componentes (Paulignan *et al.*, 1997; Desmurget *et al.*, 1998).

### **Hipótese dos canais digitais**

Smeets e Brenner (1999) propuseram um modelo alternativo para a teoria dos canais visuomotores, sugerindo a existência de estruturas separadas para o dedo polegar e o indicador,

contrariando o conceito de que o tamanho da pegada (distância entre os dedos polegar e indicador) é uma variável do controle da preensão. De acordo com os autores a preensão nada mais é que o movimento suave e simultâneo do polegar e do indicador em direção a uma posição apropriada sobre a superfície do objeto, com a restrição de que eles vão acabar se movendo mais ou menos perpendicularmente à superfície do objeto.

Smeets e Brenner (2001) pediram a voluntários para agarrar discos com diâmetros diferentes (diâmetros variando de 5 a 8 cm) em determinadas posições com o dedo polegar e indicador. As posições estavam em lados opostos do disco, na mesma distância da posição inicial, de modo que a orientação da superfície foi a mesma para ambos os dedos. Os sujeitos pegaram os discos com o dedo indicador e polegar da mão dominante e com os mesmos dedos com a mão não-dominante, ou bimanualmente com ambos os dedos indicadores. Os resultados demonstraram que a conhecida relação proposta por Jeannerod, entre o tamanho do objeto e abertura da preensão se mantém para cada dedo; e, além disso, a mesma relação é preservada durante a preensão bimanual com ambos os indicadores, isto é, ao invés de pegar com o polegar e o indicador de uma mão. Desse modo, os autores não são totalmente contrários à teoria dos canais visuomotores, uma vez que a abertura da pegada foi controlada durante a preensão. Entretanto, a preensão pode ser entendida como movimentos independentes dos dedos e não exclusivamente entre o polegar e indicador da própria mão.

Assim, embora a hipótese dos canais digitais apresentem algumas vantagens sobre os canais visuomotores, ainda continua em questão qual teoria melhor descreve a natureza do movimento de preensão.

### **Lei de Fitts**

Até o presente momento, foram apresentadas as contribuições funcionais e neurais dos componentes do alcance e da preensão. No entanto, outra abordagem de estudo surgiu originada do campo de estudos da psicomotricidade, nos quais os pesquisadores se concentraram em descrever as características básicas do alcance.

A Lei de Fitts, descrita por Paul Fitts em 1954, estabelece que o tempo necessário para efetuar um movimento é afetado pela distância e a precisão que o alvo requer para ser acertado.

Desse modo, o tempo do movimento aumenta em rela o linear de acordo com o  ndice de dificuldade, isto  , quanto mais difícil a tarefa, mais tempo demora-se para executar o movimento (Fitts, 1954). Essa Lei tem sido aplicada em estudos de diferentes movimentos, incluindo o alcance e a preensão, a orienta o da mão (Fan *et al.*, 2006) e tem sido usada para justificar, em muitos casos, o fato dos movimentos apresentarem um tempo de dura o maior e uma menor velocidade quando a tarefa requer alcançar ou pegar objetos menores (Rand e Stelmach, 2000; Lang *et al.*, 2005; Zahariev *et al.*, 2007), ou quando se aumenta o grau de dificuldade da tarefa (Gentilucci *et al.*, 2001; Melmoth e Grant, 2006).

## **Orienta o do braço e mão**

A rota o do braço (rota o interna/externa) e antebraço (supina o/prona o) fornece a orienta o necessária da mão, a fim de possibilitar a preensão adequada de objetos no espaço (por exemplo: pegando e levando um alimento até a boca), e tem um papel essencial em todas as a o es da mão (Kapandji, 1980). A fun o da mão   alcançada pela coordena o dos movimentos do punho, antebraço, cotovelo e ombro (Paulignan *et al.*, 1990, Chieffi e Gentilucci 1993), ou seja, a contra o coordenada dos músculos de todo o membro superior   fundamental para que o movimento de alcançar e pegar seja realizado com sucesso, sendo as articula o es e músculos proximais fundamentais para o transporte da mão até o alvo final, enquanto as articula o es e músculos distais são responsáveis pela manipula o da mão com os objetos (Jeannerod 1984, Stelmach *et al.*, 1994), além de orientar a mão de acordo com o posicionamento do objeto. Assim, durante esses movimentos, existe um número infinito de posturas de todo o membro superior a fim de posicionar a mão corretamente em dire o ao alvo (Paulignan *et al.*, 1997).

Experimentos têm mostrado que também existe um padrão durante o transporte com rela o   orienta o do braço quando o objeto a ser pego   apresentado em diferentes orienta o es. Lacquaniti e Soechting (1982) observaram que, quando os indivíduos tiveram que alcançar e pegar um objeto posicionado em diferentes orienta o es, a movimentaa o do punho apresentou uma varia o maior no tempo e dura o do que os movimentos do ombro e cotovelo. Os autores relataram que os movimentos do punho são controlados separadamente dos movimentos do ombro e cotovelo e que talvez não houvesse vantagem em ter a rota o do punho ocorrendo de modo sincronizado com os movimentos das articula o es do ombro e punho. Entretanto, nesse

experimento, os participantes tiveram que mover a mão ao longo de uma linha reta em direção ao alvo, no plano sagital. Evidentemente, essa exigência/restrrição do movimento fez com que um grau de liberdade (a rotação do antebraço) fosse eliminado, o que levou à independência dos movimentos do braço e antebraço.

Diversos estudos investigaram a aplicabilidade da Lei de Donder (*Donder's Law*) na orientação da mão (Soechting *et al.*, 1995). Esta lei, quando aplicada ao braço, prevê que, para cada localização da mão no espaço, corresponde uma única postura do braço, que é definida pelos ângulos do ombro e do cotovelo. Entretanto, essa lei não é obedecida quando indivíduos pegam objetos (Flanders *et al.*, 1992; Soechting e Flanders, 1993). Soechting *et al.* (1995) testaram a Lei de Donder, solicitando para indivíduos apontarem para 5 diferentes alvos com localizações diferentes, começando o movimento a partir de 18 posições diferentes iniciais da mão. Os autores mostraram que, de modo geral, a Lei de Donder não é obedecida, pois a postura final do braço depende da localização da mão no início do movimento, sendo, entretanto, impossível prever a postura final do braço simplesmente a partir da análise cinemática baseada na postura inicial do braço.

Estudos têm argumentado que a postura da porção superior do braço (músculos proximais) é dependente da orientação, assim como da localização do objeto a ser pego. Desmurget *et al.*, (1996) examinaram os movimentos de preensão quando indivíduos pegaram objetos cilíndricos posicionados em um determinado local no espaço com diferentes orientações e viu que o transporte do braço e orientação da mão não são controlados independentemente, e que a posição da mão (orientação espacial) é influenciada pela orientação do objeto. Assim, o transporte do braço e orientação da mão são sustentados por um único e integrado comando que especifica o movimento como um todo, ou seja, são controlados como “um todo” através do cálculo da postura final a ser alcançada.

Fan *et al.* (2006) estudaram a coordenação do movimento do braço e punho em tarefas que exigiam um controle fino da orientação da mão. Cinco indivíduos saudáveis foram instruídos para alcançar e pegar um dos dois alvos posicionados no plano frontal em diferentes orientações (30°, 50°, 70°, 90°, 110° e 150°). A tarefa foi realizada sob três condições com relação ao alvo: orientação fixa, orientação com perturbação previsível, e orientação com perturbação aleatória. Para os alvos de orientação fixa, a mão começou a rodar em direção a orientação necessária desde

o início do alcance. O pico de supinação do ângulo da mão foi dimensionado/escalonado linearmente com a orientação do objeto. Com o objeto posicionado a 90°, a supinação foi de aproximadamente 90°. As trajetórias dos ângulos da mão / braço também apresentaram uma relação de um-para-um com as diferentes orientações do objeto, ou seja, a cada 20 graus de aumento na inclinação do objeto houve um aumento equivalente no posicionamento da mão. O perfil da velocidade não mostrou dependência com a orientação do alvo, de modo que o movimento de transporte não é afetado pela orientação do objeto. Este estudo demonstrou que a orientação do alvo/objeto influencia sobre a orientação final da mão/braço (incluindo supinação/pronação e rotação interna/externa do úmero), e o controle da orientação é determinado antecipadamente pelo sistema nervoso central (SNC).

Marotta *et al.* (2003) realizaram um estudo para verificar se a porção proximal do membro superior (torção umeral - rotação interna e externa do braço) contribui para a orientação (supinação/pronação) da preensão durante o movimento de alcance e preensão. No experimento I, 6 indivíduos alcançaram e pegaram 1 objeto (2,5 x 10 cm) que foi colocado num painel e podia ser rodado em 19 diferentes ângulos (de 0° a 90° - variando-se 5° cada vez). No experimento II, os participantes tiveram que pegar o alvo em nove diferentes posições (0°, 45° e 90°) presentes no painel. A posição inicial de referência da mão foi segurando no alvo na posição horizontal (0°). Assim, se o comando para o alcance e preensão controla a porção proximal e distal do braço separadamente, seria esperado que somente a porção distal (supinação) contribuísse para a orientação da mão e que a Lei de Donder seria responsável pela porção proximal do braço, independente da orientação da mão. Entretanto, foi observado que, conforme a orientação da mão aumentava da posição horizontal para vertical, aumentava também a torção rotacional do úmero (na porção proximal do MS), a qual foi responsável por 9% da orientação vertical final, sendo que a porção distal (supinação e pronação) foi responsável por 42% da orientação da mão. Assim, do mesmo modo que observado por Fan *et al.* (2006), existe uma relação linear entre a torção rotacional da porção proximal e distal do braço, o que indica que os componentes do braço rodam de modo coordenado entre eles. Consequentemente, esse estudo mostra a dependência da rotação umeral com a orientação do objeto, de modo que todo o sistema braço-mão contribui para a orientação da mão.

Esses estudos mostram que a orientação da mão e do objeto não são independentes e que, provavelmente, existe um acoplamento entre os diferentes componentes de preensão dos

movimentos.

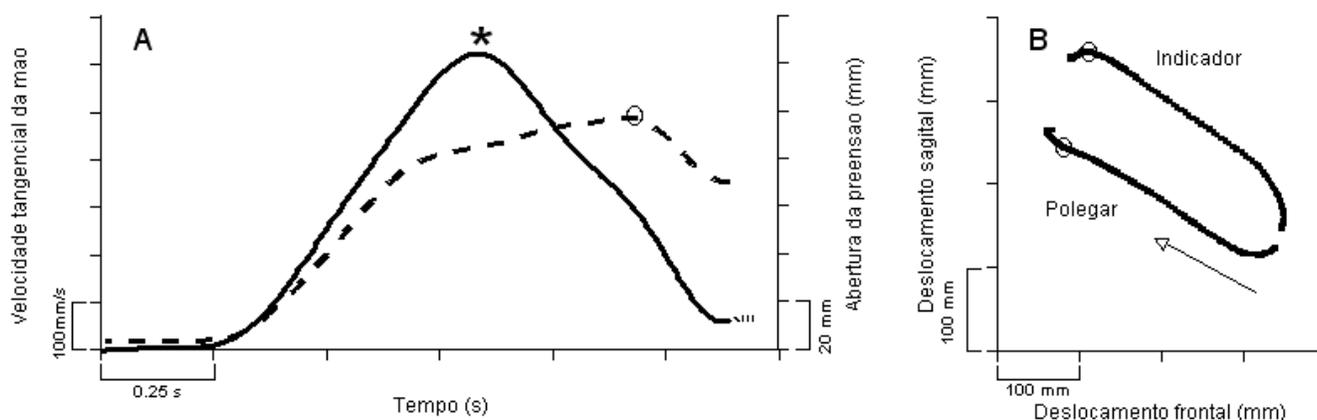
## **Características da cinemática da preensão**

A cinemática é a ciência do movimento dos corpos no espaço. Isto pode incluir o movimento de um único ponto no corpo (tal como o centro de gravidade), a posição de vários segmentos (como a extremidade superior), ou a posição de uma única articulação, ou os movimentos que ocorrem entre as superfícies adjacentes (Smith *et al.*, 1997). A cinemática considera o movimento em termos de posição e deslocamento (angular e linear) dos segmentos corpóreos em um determinado plano, centro de gravidade, aceleração e velocidade de todo o corpo ou de segmentos do corpo. A cinemática do movimento descreve as características espaço-temporais do movimento, e através dessa análise, é possível determinar precisamente a qualidade do desempenho da tarefa motora (Jeannerod, 1988). Através de uma descrição completa da cinemática do movimento é possível identificar quais comandos neurais são responsáveis por ele, podendo ser usado para inferir a sua organização e também determinar como a organização do movimento pode ser afetada em pessoas que tiveram um AVE (Trombly, 1993).

A análise cinemática dos movimentos de alcance e preensão de um objeto pode ser mensurada através de diversos índices de preensão ou variáveis cinemáticas. O componente de transporte pode ser examinado através do tempo total gasto para executar o movimento (isto é, tempo do movimento), da velocidade do movimento (através da análise do perfil da velocidade tangencial do punho) (Figura 2.2), e, tipicamente, da medição do tempo no qual ocorre o pico da velocidade. O pico de velocidade do componente de transporte do braço é normalmente atingido em um terço do caminho do tempo do movimento do alcance e é seguido por uma fase de desaceleração prolongada conforme se aproxima do alvo/objeto (Jeannerod, 1988; Stelmach *et al.*, 1994). Já o componente de preensão é mensurado através da análise da máxima abertura da preensão (distância máxima de abertura alcançada entre o dedo indicador e polegar) e o tempo no qual essa máxima abertura ocorre dentro do tempo de duração do movimento (Figura 2.2). Uma das características do movimento normal de preensão é que a abertura dos dedos deve ser dimensionada com o tamanho do objeto (Marteniuk *et al.*, 1990), existindo uma forte relação linear entre a máxima abertura e o tamanho do objeto (Goodale *et al.*, 1994; Kudoh *et al.*, 1997; Paulignan *et al.*, 1997; Figura 2.1).

Movimentos com alta precisão ou tarefas que envolvem objetos com maior dificuldade para serem pegos (por exemplo, objetos pequenos) fazem com que aumente a fase de desaceleração do movimento (ou seja, o tempo entre o pico da velocidade e o fim do movimento) fazendo com que o tempo em que ocorre a máxima abertura da preensão seja prolongado (Gentilucci *et al.*, 1991; Castiello *et al.*, 1992).

Em indivíduos saudáveis, certos elementos do alcance e preensão mostram comportamentos invariáveis, sugerindo princípios-chave do controle motor. Hogan e Flash (1987) relataram que em indivíduos saudáveis as trajetórias do movimento envolvendo mais de uma articulação tendem a ser lineares e uniformes com perfis de velocidade em formato de sino. Além disso, geralmente o pico da velocidade e a aceleração escalonam com a distância do objeto, de modo que ocorre um aumento na aceleração e velocidade do movimento quando indivíduos alcançam alvos mais distantes (Gordon *et al.*, 1994). Alguns autores sugerem que o planejamento do movimento de alcançar é pré-programado pelo sistema nervoso central antes mesmo do movimento começar (Gordon *et al.*, 1994; Sangole e Levin, 2008), uma vez que a magnitude da força inicial que acelera a mão é planejada sem levar em consideração a direção do movimento, o que favorece a hipótese de que a magnitude e direção do movimento desejado são planejados independentemente.



**Figura 2.2:** **A.** Perfil dos traçados da velocidade tangencial da mão (linha espessa) e da abertura da preensão (linha tracejada) de um sujeito saudável durante o alcance e a preensão de uma lata. O asterisco indica o pico da velocidade tangencial da mão e o círculo vazado indica o pico da máxima abertura dos dedos polegar e indicador. **B.** Ilustra a trajetória do dedo indicador e polegar durante o mesmo movimento mostrado em (A), o círculo vazado indica o momento da máxima abertura da preensão (que corresponde ao pico mostrado no painel A).

## Classificação dos padrões de preensão

A postura da mão, ou seja, os mecanismos da preensão, variam em função da localização, tamanho e formato do objeto que será pego. Napier (1956) foi o primeiro a classificar os movimentos de preensão da mão baseado em estudos anatômicos e funcionais. De acordo com Napier, os movimentos da mão podem ser divididos em 2 principais grupos: 1) Movimentos de Preensão, ou movimentos no qual um objeto é agarrado ou segurado, parcialmente ou totalmente, com toda a circunferência da mão, e 2) os movimentos de não-preensão, que são os movimentos nas quais nenhuma preensão está envolvida, mas pelos quais os objetos podem ser manipulados, com movimentos da mão ou dedos empurrando ou levantando. Na classificação a seguir serão somente relatados os movimentos de preensão. Desse modo, devido às diferentes possibilidades de movimento e postura, a preensão pode ser classificada como:

**Preensão cilíndrica** - a superfície palmar inteira da mão pega em torno de um objeto cilíndrico, como um copo de água, e o polegar fecha-se sobre o objeto.

**Preensão palmar** - o polegar opõe-se a um ou mais dos outros dedos; o contato é feito pelas superfícies palmares das falanges distais dos dedos. Esta preensão é usada para apanhar e segurar objetos pequenos, como uma borracha ou uma caneta. Objetos maiores também podem ser seguros desta maneira, alargando-se a preensão.

**Preensão de força** - a preensão é feita em formato de pinça, mas com os dedos e palma parcialmente fletidos, sendo que a pressão é aplicada pelo polegar alinhado mais ou menos ao plano da palma da mão. A preensão de força é normalmente usada quando se manipulam objetos com a intenção de aplicar uma força, por exemplo, ao usar uma chave de fenda ou martelo.

**Preensão de precisão** - o objeto é pinçado entre as pontas ou polpas dos dedos com um ou mais dedos e o polegar em oposição. É usada quando é necessário exatidão e refinamento de tato.

A estratégia para pegar um objeto cilíndrico pequeno emprega somente o dedo indicador e o polegar (preensão de precisão), e um aumento no tamanho e peso do objeto demanda o uso de mais dedos e uma área de superfície palmar maior (preensão com toda a mão) (Castiello *et al.*, 1993; Smith *et al.*, 1997).

### 2.3 Déficits no movimento de alcance e de preensão

Conforme descrito anteriormente neste capítulo, sabe-se que um dos maiores comprometimentos funcionais de indivíduos vítimas de um AVE é o comprometimento do membro superior. Os déficits na coordenação do membro superior são mais evidentes no membro contralateral ao lado da lesão unilateral cerebral (Levine *et al.*, 1978; Trombly, 1992), embora se saiba que, após um AVE, a destreza da mão pode estar afetada em ambas as mãos, independente do hemisfério cerebral afetado (Nowak *et al.*, 2007). Os déficits na coordenação ocorrem juntamente com a espasticidade, fraqueza muscular (Bourbonnais e Vanden Noven, 1989) e padrões de movimentos estereotipados ou sinergias anormais (Bobath, 1978). Além disso, a hemiparesia leva ao empobrecimento do controle do braço, mão e dedos.

A recuperação da função motora após o AVE tipicamente segue estágios característicos (Brunnstrom, 1979). Os estágios iniciais são marcados pelo aparecimento da espasticidade e o desenvolvimento de padrões de movimentos estereotipados, enquanto movimentos articulares isolados estão comprometidos, ou seja, a presença de sinergias anormais que são definidas como o recrutamento simultâneo de músculos em articulações múltiplas e segmentos corporais, resultando na perda do recrutamento do músculo. No membro superior, a sinergia anormal flexora consiste na supinação do antebraço e flexão do cotovelo, associadas com a flexão dos ombros e abdução e rotação externa. A sinergia anormal extensora é caracterizada pela pronação e extensão do cotovelo combinadas com a extensão do ombro, adução e rotação interna. Nos estágios tardios da recuperação após o AVE, ocorre um declínio da espasticidade e o paciente é capaz de fazer movimentos fora da sinergia patológica (isto é, extensão do cotovelo combinado com a flexão do ombro). Ainda mais tarde, ocorre o retorno do controle articular isolado. Embora muitos indivíduos vítimas de AVE apresentem uma recuperação das habilidades motoras suficientes para as AVDs, as limitações quantitativas dos movimentos do braço e mão podem persistir independente do tratamento realizado e do processo de reabilitação (Platz *et al.*, 2001; Kwakkel *et al.*, 2002).

Tipicamente, em indivíduos que tiveram hemiparesia secundária a uma lesão cerebral causada pelo AVE, os músculos distais são frequentemente os mais afetados (Turton *et al.*, 1996), e, embora os segmentos proximais estejam menos afetados, a habilidade para realizar

movimentos que exijam o controle preciso dos segmentos proximais está claramente comprometida, uma vez que os músculos proximais exercem uma função fundamental para transportar a mão e estabilizar os movimentos (Levin, 1996; Cirstea e Levin, 2000).

Devido a esse comprometimento, indivíduos com hemiparesia, quando realizam tarefas de alcance e preensão em direção a objetos posicionados ao alcance do comprimento de seu braço, utilizam-se do deslocamento anterior do tronco a fim de transportar a mão ao objeto (Roby-Brami *et al.*, 1997; Cirstea e Levin 2000; Michaelsen *et al.*, 2001). O deslocamento anterior do tronco também foi observado quando déficits distais estão presentes para orientar a preensão da mão ao objeto (Michaelsen *et al.*, 2004).

Na literatura, é relativamente pequeno o número de estudos envolvendo alcance e preensão em indivíduos com hemiparesia comparado com estudos em sujeitos saudáveis (Levin, 1996). Parte desses estudos estão focados somente nos músculos proximais, ou seja, no alcance, e relataram uma diminuição na amplitude dos movimentos com aumento no tempo de movimento e diminuição na velocidade dos movimentos (Wing *et al.*, 1990; Roby-Brami *et al.*, 1997). Outro comprometimento comum após o AVE é a perda da independência dos movimentos das articulações e partes do corpo, causados por alterações na coordenação interarticular entre os movimentos do cotovelo e ombro (Levin *et al.* 1993; Levin, 1996; Beer *et al.*, 2000; Dewald *et al.*, 2001; Cirstea *et al.*, 2003; Wagner *et al.*, 2006), que favorecem anormalidades na direção inicial durante a execução de um movimento específico (Beer *et al.*, 2000), levando a um aumento na curvatura e diminuição da linearidade da trajetória do alcançar (Levin, 1996; Rohrer *et al.*, 2002).

Levin (1996) analisou o controle da extremidade superior durante os movimentos de apontar em 10 indivíduos com hemiparesia resultante de um AVE e em 6 indivíduos saudáveis (controle), com o objetivo de determinar o nível de comprometimento do controle motor de indivíduos com hemiparesia comparando a trajetória do ponto final do movimento e a coordenação interarticular do apontar do braço em direção a diferentes alvos, e também determinar a correlação do grau de comprometimento do controle motor dos indivíduos com hemiparesia com o nível de espasticidade e o grau de comprometimento funcional avaliado clinicamente. Para tanto, os indivíduos sentaram-se em frente a uma superfície horizontal e fizeram movimentos de alcance na direção de quatro alvos colocados à sua frente na direção

sagital (alvo próximo a 200 mm e alvo longe a 400 mm) e nos espaços funcionais ipso e contralateral. Os dados cinemáticos foram usados para estudar a coordenação das articulações dos dedos, do punho, do cotovelo e do ombro. Além disso, os indivíduos com hemiparesia foram submetidos a testes clínicos a fim de avaliar a espasticidade (Escala Modificada de Ashworth) e a função sensório-motora (Escala de Fugl-Meyer). Os dados do membro superior dos indivíduos hemiparéticos foram comparados com o seu próprio lado menos afetado e também com os dados do MS dos indivíduos saudáveis. Embora no braço afetado dos indivíduos com hemiparesia a trajetória do movimento tenha sido mais curva, caracterizada por um aumento na variabilidade e segmentação do movimento, mesmo os indivíduos com comprometimento mais severo foram capazes de alcançar em direção a todos os alvos com ambos os braços. Por outro lado, a coordenação interarticular apresentou-se interrompida e os movimentos foram consideravelmente mais lentos do que o normal. A interrupção da coordenação interarticular levou a limitações da amplitude do movimento ativo das articulações do cotovelo e do ombro, levando a movimentos hipométricos (aquém do alvo). Além disso, esse déficit na coordenação tornou-se óbvio nos movimentos executados tanto dentro quanto fora do padrão típico de sinergia anormal extensora e flexora, mostrando que a incoordenação do movimento não está restrita unicamente ao padrão patológico do movimento. Do ponto de vista clínico, quanto maior o grau de espasticidade maior foi o tempo do movimento e maior o comprometimento segundo a escala de Fugl-Meyer. Já as medidas de coordenação interarticular se correlacionaram mais com o grau de comprometimento motor do que com a espasticidade. De acordo com o autor, independente do local da lesão, após o AVE, o sistema nervoso central (SNC) pode não ser capaz de determinar uma relação ideal entre os músculos e os segmentos a fim de desempenhar um movimento coordenado, atribuindo essa alteração à inabilidade do SNC de fazer uso do *feedback* proprioceptivo do braço em movimento ou devido ao uso de *feedback* proprioceptivo vindo de vias reflexas hiperativas do membro. Finalmente, o autor concluiu que existem dois níveis de organização para o controle dos movimentos de apontar. Um nível planeja a trajetória do movimento, enquanto que o segundo nível especifica a coordenação interarticular necessária para completar a trajetória planejada. Os déficits em indivíduos com hemiparesia talvez estejam relacionados com problemas no controle do segundo nível. Assim, tratamentos desenvolvidos visando a reabilitação do membro superior devem ser voltados para a restauração da relação sensório-motora normal entre as articulações.

Lang *et al.* (2005) estudaram o alcance e a preensão em indivíduos com hemiparesia aguda para determinar como isso afeta a capacidade de executar movimentos voluntários dos segmentos proximais *versus* distais do braço, e verificou déficits relativos na velocidade, precisão e eficiência. Participaram do estudo 39 indivíduos com hemiparesia aguda pós-AVE e 10 indivíduos controle. Para tanto, os participantes tiveram que somente alcançar e também alcançar e pegar um objeto colocado à frente do ombro afetado (ou lado dominante do grupo controle) e posicionado a uma distância de 90% do comprimento do braço. O objeto utilizado foi uma esfera de 40 mm de diâmetro (para o movimento de alcance) e um cilindro (de 38 mm de diâmetro por 110 mm de comprimento) posicionado perpendicularmente a mesa e usado para a tarefa de alcance e preensão. Em particular, os autores verificaram que no grupo de indivíduos com hemiparesia aguda, a abertura da preensão foi maior do que no grupo controle saudável. Segundo os autores, aberturas maiores de preensão refletem adaptações ou compensações devido a uma alteração no componente de alcance, os quais foram maiores quando a demanda de precisão do movimento foi aumentada.

Por outro lado, recentemente verificou-se (Michaelsen *et al.*, 2009) a coordenação do alcance e a preensão e o escalonamento da abertura da preensão usando 2 objetos de diferentes diâmetros (33 e 55 mm) envolvendo 2 tipos de preensão (preensão cilíndrica com toda a mão e preensão de precisão) em um grupo de indivíduos com hemiparesia crônica pós-AVE (n=12) e um grupo de indivíduos saudáveis controle (n=9). De modo geral, embora os movimentos realizados pelos indivíduos com hemiparesia comparados com o grupo controle tenham sido mais lentos e prolongados, com um deslocamento de tronco maior, a coordenação entre o alcance e preensão foi preservada similar aos indivíduos saudáveis. Ainda, os indivíduos com hemiparesia foram capazes de escalonar a abertura da preensão de acordo com o tamanho do objeto de modo similar aos indivíduos saudáveis. Entretanto, 3 dos 12 indivíduos com hemiparesia, com um comprometimento motor mais severo, apresentaram um déficit na coordenação do alcance e preensão, evidenciada principalmente pela incapacidade de antecipar a formação da pegada, ou seja, eles não eram capazes de escalonar a abertura da preensão com o tamanho do objeto, além de usarem estratégias compensatórias de movimentos.

Wagner *et al.*, (2006) realizaram um estudo para determinar a relação entre o grau de comprometimento sensorio-motor (avaliação da força muscular, amplitude de movimento ativa, controle de movimentos isolados, sensibilidade tátil, espasticidade, propriocepção articular e

presença de dor de ombro) e o desempenho do membro superior durante a tarefa funcional de alcançar de 46 indivíduos com hemiparesia na fase aguda. Além disso, o estudo determinou quais as principais mensurações do comprometimento sensório-motor que podem prever variações durante o movimento de alcance. Segundo os autores, comparando-se os indivíduos com hemiparesia aguda com indivíduos controle, os primeiros realizaram os movimentos de alcance de forma mais lenta, com menor precisão e menor eficiência. Com relação às correlações entre as variáveis cinemáticas do alcance, verificou-se que a maior velocidade do movimento está relacionada com movimentos mais precisos e eficientes, enquanto que os indivíduos que realizaram os movimentos de forma mais lenta apresentaram também movimentos com baixa precisão, conseqüentemente menos eficientes. Ainda, segundo os autores, o déficit na força muscular do membro superior talvez seja um dos fatores mais limitantes durante a realização dos movimentos de alcance. Por outro lado, Zackowski *et al.* (2004) avaliaram o efeito das sinergias anormais motoras (i.e. quando o paciente deseja voluntariamente mover uma única articulação, resulta no movimento indesejado de articulações adjacentes) em indivíduos com hemiparesia crônica durante a realização de movimentos de alcançar e verificaram que um dos principais fatores que limita o alcance é o déficit no controle isolado do movimento, ou seja, a perda da independência do movimento das articulações e partes do corpo, e não a diminuição da força muscular, isto é, o déficit na individualização articular reflete um problema fundamentalmente do controle motor. Ainda, Lang e Beebe (2007) verificaram que a perda do controle do movimento correlaciona-se através dos segmentos e que a perda da função da mão é devida à perda do controle motor de todo o segmento e não somente dos segmentos distais.

Lang e Beebe (2007) investigaram como o controle do movimento em 9 segmentos da extremidade superior (ombro, cotovelo, antebraço, punho, e os 5 dedos) contribuiu para a perda funcional da mão em pessoas com hemiparesia crônicas após-AVE. Para tanto, avaliaram cada segmento separadamente para ver como cada um contribuiu para a função da mão. Três medidas de controle de movimento foram examinadas: o quanto o segmento poderia mover (amplitude de movimento - ADM ativa), o quão bem o segmento poderia se mover (índice de individualização), e o quão bem o segmento pode manter-se em uma dada posição quando o mover não era suposto (índice estacionário). De acordo com os resultados, a perda da função da mão representa mais do que a perda do controle de movimentos distais, ou seja, o controle dos segmentos proximais do MS também contribui para o sucesso da função do MS como um todo.

## 2.4 Realidade Virtual

A realidade virtual (RV)   uma ferramenta promissora, pois possibilita a cria o de um ambiente favorável para a prática de atividades voltadas para a reabilita o (Holden *et al.*, 1999; Merians *et al.* 2002; Weiss e Katz, 2004; Holden 2005; You *et al.*, 2005; Stewart *et al.*, 2007). A principal característica de todas as aplica es dos sistemas de RV   a intera o, ou seja, os indivíduos podem interagir, em um AV, com objetos ou situa es criadas por um computador, da mesma forma e nas mesmas condi es (velocidade, tempo, etc.) como eles fariam em um AF (Wilson *et al.*, 1997). Os AVs podem ser criados para permitir ao usuário interagir não somente com o AV, mas também com os objetos virtuais inseridos no ambiente. Em alguns sistemas, a intera o pode ser alcançada por meio da representa o da mão do usuário (ou outra parte do corpo) que pode ser gerada no ambiente onde o movimento da mão virtual   “escravo” da mão do usuário, permitindo uma intera o mais natural entre o indivíduo e os objetos. Outra vantagem   a possibilidade de combinar tarefas com variados níveis de dificuldade, auxiliando na melhora das habilidades funcionais dos indivíduos com hemiparesia (Sveistrup *et al.*, 2004). Além disso, a RV constitui uma ferramenta poderosa, pois, através dela,   possível fornecer aos participantes um *feedback* do desempenho específico de cada tarefa, tornando-a muito mais motivante do que quando a tarefa   realizada no contexto real (Holden, 2005). O treinamento com RV tem sido descrito como interativo e divertido como um jogo, em vez de um simples exercício, favorecendo assim a motiva o dos participantes (Holden e Dyar, 2002). Do ponto de vista psicológico, tarefas realizadas no AV favorecem a redu o de tensões e induzem a calma (Chen *et al.*, 2009). Ainda, segundo Merians *et al.* (2009), recentemente, o uso da tecnologia de realidade virtual para a reabilita o está se aperfei ando além da simples cria o de um ambiente com jogos motivacionais, com novas simula es e robótica associadas para desenvolver tratamentos que irão trabalhar especificamente com o déficit de cada paciente, visando, assim, modificar e melhorar a cinemat ica do movimento.

O AV   produzido com o auxílio de *hardwares* e *softwares* especiais para a entrada (transferência de informa o do usuário ao sistema) e saída (transferência de informa es do sistema para o usuário), sendo que as simula es criadas podem apresentar diferentes graus de complexidade e de imersão. A sele o do *hardware* adequado   importante, uma vez que suas características podem influenciar fortemente no que está acontecendo no espaço interativo, e

portanto, na maneira como os usuários irão responder (por exemplo, sensação de presença<sup>2</sup>, desempenho) no AV. A saída (*output*) para o usuário gera diferentes níveis de imersão, que pode ser reforçada através de diferentes modalidades, incluindo estímulos visuais, auditivos, tácteis, vestibulares e olfativos, embora, até o momento, a maioria das plataformas de RV fornece principalmente *feedback* visual e auditivo. A informação visual é normalmente exibida por meio de capacetes de RV (HMD), sistemas de projeção, monitores, ou tela plana de diversos tamanhos. As entradas do sistema de RV possibilitam ao usuário navegar e manipular objetos dentro do AV. Assim, a entrada dessas informações pode ser alcançada através de métodos diretos, tais como rastreamento dos movimentos do usuário (rastreamento a fim de orientar no espaço tridimensional um segmento corporal ou todo o corpo por meio de sensores de movimento óptico captados por câmeras, como por ex., Optotrak<sup>®</sup>, Vicon<sup>®</sup>), ou ainda sensores eletromagnéticos (ex.: Fastrak<sup>®</sup>). As entradas também podem ser conseguidas através da ativação de teclados de computadores, de *mouse*, de *joystick* virtual, de luvas virtuais (ex.: *CyberGrasp*<sup>®</sup> e *CyberGlove*<sup>®</sup>) ou mesmo botões que aparecem como parte do AV (ex.: botões de elevador; Knaut *et al.*, 2009) (Weiss *et al.*, 2004; Rand *et al.*, 2005).

Rose *et al.* (2000) realizaram um estudo para mensurar e avaliar se o desempenho de tarefas do mundo real após treinamento no AV é equivalente ao desempenho após uma quantidade similar de treinamento de tarefas do mundo real propriamente dito. A tarefa física/real usada no experimento consistiu no uso de um simples *steadiness tester* (teste de estabilidade manual), no qual, os participantes eram solicitados para que movessem um anel ao longo de um fio, tentando evitar que o anel o tocasse. Se eles tocassem o fio, uma luz se acendia ao fundo indicando o erro na tarefa. O mesmo treino foi realizado no AV. O AV foi mostrado através de um capacete de RV estéreo HMD e os participantes moveram o anel virtual usando um mouse 3D. A medida usada para mensurar o aprendizado e, assim, comparar a transferência entre os ambientes, foi baseada no número de erros que cada participante realizou no pós-treinamento quando realizando a tarefa no ambiente real e em um *steadiness tester* real. De acordo com os autores, há uma clara transferência das atividades treinadas no AV para as tarefas desempenhadas no ambiente real e

---

<sup>2</sup> Definida como a sensação de estar em um ambiente (estar imerso no ambiente), mesmo quando este não está fisicamente presente. Assim, o comportamento observado é consistente com o comportamento do indivíduo na mesma situação em um ambiente semelhante (Slater, 2003).

existe considerável evidência da equivalência do desempenho no mundo real após o treinamento de tarefas no AV e real. Embora os resultados desse estudo encorajem o uso da RV para a reabilitação do membro superior, nenhuma comparação da cinemática dos movimentos entre o AV e AF foi realizada, tornando, assim, impossível determinar que os movimentos realizados em cada ambiente fossem similares entre si.

De maneira semelhante, Edmans *et al.* (2006) avaliaram o desempenho de 50 indivíduos com hemiparesia pós-AVE durante a tarefa de fazer uma bebida quente em um AV comparado a tarefa similar no AF, desenvolvido com o objetivo de auxiliar na reabilitação desses indivíduos. As hipóteses do estudo eram: que existiria uma correspondência na habilidade de fazer a tarefa em ambos os ambientes, que o grau de comprometimento afetando o desempenho da tarefa no AF e AV eram similares e que os erros cometidos pelos indivíduos com hemiparesia seriam similares independente do ambiente em que a tarefa estivesse sendo realizada. A interação com o AV era feita através de um laptop com tela *touchscreen*, e o indivíduo movia os utensílios da “cozinha virtual” através de uma caneta (*handheld stylus*) usada para tocar na tela e selecionar os objetos e a ordem necessária para fazer a bebida quente. O método de análise utilizado foi gravar a seqüência de movimentos e pontuar a cada acerto/erro da tarefa, levando em consideração, principalmente, os aspectos cognitivos desta. Os autores verificaram pouca associação entre as tarefas no AV e AF e, além disso, observou-se que a realização da tarefa no AV foi muito mais difícil comparado ao AF. Esse resultado não é surpreendente, uma vez que a comparação foi feita entre duas tarefas diferentes (cinematicamente os movimentos necessários para realizar cada tarefa são diferentes) e a interação com o objeto virtual foi somente através de uma caneta e tela de computador. Obviamente não existe nenhuma imersão nesse tipo de AV. Sendo assim, diante dos resultados encontrados, os autores concluíram que a tarefa proposta não se mostrou muito eficiente como uma ferramenta para a reabilitação. Novas tecnologias voltadas para a reabilitação devem ser bem desenvolvidas e testadas em usuários antes de realizar uma avaliação rigorosa da eficácia clínica (Edmans *et al.*, 2009).

Assim, os estudos de Rose *et al.* (2000) e Edmans *et al.* (2006) visaram comparar o desempenho de tarefas realizadas em ambos os AF e AV a fim de verificar a transferência de aprendizado entre estes (ou seja, o ganho motor alcançado pelo indivíduos no AV talvez seja transferido para as tarefas no mundo real). Entretanto, a comparação foi feita através da mensuração do erro, levando em conta o aspecto cognitivo da tarefa e envolvendo métodos de

análise qualitativos (Edmans *et al.*, 2006; Edmans *et al.*, 2009) e não propriamente uma compara o da cinemat ica do movimento, o qual, certamente, por se tratar de um método quantitativo, mostra resultados mais fidedignos para a compara o dos ambientes.

Contudo, outros estudos mostraram resultados satisfatórios com a utiliza o da RV para a reabilita o. Merians *et al.* (2002) utilizaram um sistema de RV o qual favorecia a prtica repetitiva de exercícios através do uso feedback visual e de força durante os exercícios. Além disso, o sistema de RV também fornecia um método de avalia o quantitativo além de um interface agradável e motivante para o usuário. Para tanto 3 pacientes com hemiparesia crônica participaram do programa de treinamento que teve dura o de 2 semanas (3   horas por dia) incluindo tarefas de destreza (tarefas que exigiam o controle fino das mãos) com objetos reais e exercícios em RV. As tarefas realizadas com os objetos reais consistiam em jogo de dama, pegar moedas e colocá-las dentro de um cofre, colocar clips em papéis, traçar desenhos geométricos, chacoalhar dados dentro de um copo e jogá-los. E as tarefas com a RV consistiam em flexionar e estender os dedos, abrir e fechar rapidamente a mão, tocar um piano virtual e exercícios de abertura da mão vencendo a resistência da luva de feedback de força. Através do treinamento com RV verificaram uma melhora na amplitude de movimento, na velocidade do movimento, no fracionamento e produ o de força da mão. Os autores sugerem que a RV pode ser útil para favorecer a reabilita o da extremidade superior de indivíduos com hemiparesia p s-AVE na fase crônica.

Broeren *et al.* (2004) realizaram um estudo de caso para verificar o efeito do treinamento do membro superior hemiparético de um sujeito com sequela por AVE no AV (não imersivo) com um equipamento háptico. O aparato utilizado para a RV consistia em um computador “base de trabalho” ligado ao sistema Reaching 3.0. Reachin API <sup>3</sup>   um ambiente de programa o que permite a manipula o e intera o de um modelo tridimensional usando uma interface táctil, que consiste em um dispositivo chamado *PHANToM haptic device*<sup>4</sup>, que nada mais   que uma caneta ligada a um “braço robótico”. Através dela era fornecido *feedback* de força tátil. fazendo com que o indivíduo se conectasse ao sistema de RV através da preensão da caneta, que fornecia a interface háptica entre o homem-ambiente virtual e o computador e criava uma ilusão convincente de intera o como se o indivíduo estivesse tocando um objeto físico/sólido. A

---

<sup>3</sup> Reachin Technologies AB,  rstaangsvagen 24, 117 43 Stockholm, Sweden.

<sup>4</sup> SensAble Technologies Inc, 15 Constitution Way, Woburn, MA, 01801.

imagem 3D era visualizada por meio de um monitor, o qual intercalava rapidamente imagens direitas e esquerdas e, com o auxílio de um óculos 3D, estereoscópico, criava-se a ilusão de percepção de profundidade dos objetos. O treinamento consistia em jogar um jogo usando a caneta para tocar nos alvos e teve duração de 4 semanas, constituindo-se em 12 sessões de 90 minutos. Os autores verificaram uma melhora na função motora do membro superior hemiparético do paciente que sofreu AVE, observando uma melhora na destreza dos dedos, força de preensão e resistência após o tratamento.

Piron *et al.* (2004) avaliaram os efeitos de um programa de tele-reabilitação durante 4 semanas para a terapia de 5 indivíduos com comprometimento motor do membro superior pós-AVE. O tratamento melhorou significativamente levando à diminuição do comprometimento motor (aumento na pontuação da escala de Fugl-Meyer) e ao aumento na velocidade do movimento. Os autores sugeriram que um dos fatores que contribuíram para os resultados benéficos foi o aumento na intensidade do treinamento focado no membro afetado.

Stewart *et al.* (2007) desenvolveram e testaram quatro tarefas em AV com a finalidade de promover a aprendizagem de habilidades motoras através da variação da direção e velocidade do movimento para melhorar as habilidades do braço e mão de indivíduos com hemiparesia pós AVE. Dois indivíduos com hemiparesia participaram do estudo durante 12 sessões (1 a 2 horas) durante 3 semanas. As tarefas no AV consistiam em: alcançar e bater em cubos estáticos, alcançar e interceptar bolas que eram lançadas aleatoriamente, rodar um objeto virtual favorecendo a supinação e pronação e por fim, a tarefa de pinça, ou seja, a preensão de precisão de um cubo entre o polegar e o indicador. Ambos os participantes melhoraram o desempenho das tarefas no AV. O participante menos severo em média praticou um maior número de blocos por sessão. O nível de comprometimento não mudou, mas ambos os participantes melhoram a capacidade funcional após o treinamento. O paciente menos severo apresentou um aumento na pontuação do Teste da Caixa e Blocos. De acordo com o estudo, o protocolo proposto foi suficiente para mostrar uma melhora em ambos os pacientes, independente do grau do comprometimento motor.

You *et al.* (2005) verificaram o efeito do treinamento de locomoção durante 4 semanas (60 minutos por dia, 5 vezes por semana) com o sistema IREX<sup>®</sup> (GestureTek. Inc.)<sup>5</sup> de realidade virtual em 10 indivíduos com hemiparesia crônica divididos aleatoriamente em dois grupos (RV e controle) e utilizaram-se da Ressonância Magnética Funcional (RMf) e escalas de análise da marcha para comprovar o efeito do treinamento no AV. O sistema IREX<sup>®</sup> de RV integra a imagem captada por câmeras do participante e o insere dentro do cenário de RV. A tarefa no AV consiste em subir e descer um degrau, servir de “isca para tubarão” de modo que o indivíduo deve fugir dos tubarões e também a prática de snowboard. O grau de dificuldade da tarefa no AV era aumentado de acordo com o desempenho dos participantes no AV. Os resultados do estudo mostraram uma melhora significativa na função motora, e observou-se uma reorganização cortical após o treinamento com RV. O estudo forneceu evidências sobre a neuroplasticidade, mostrando que a RV pode induzir a reorganização cortical, demonstrado através de RMf pré e pós treinamento e também visível através da recuperação da marcha observada após o treinamento.

Recentemente, Merians *et al.* (2009) realizaram um estudo para verificar a visibilidade do uso de AVs combinado com robótica, para auxiliar na recuperação funcional do braço e mão de indivíduos com hemiparesia pós AVE. Dois grupos de pacientes (n=4 cada grupo) foram treinados: um grupo usou treinamento em simulações de RV para o braço e mão juntos como uma unidade, e um grupo treinou a mão e o braço isoladamente (isto é, realizaram tarefas nas quais somente a mão era exercitada ou no caso do braço somente tarefas envolvendo o alcance). Para o treinamento foi utilizado a *CyberGlove*<sup>®</sup> e a *CyberGrasp*<sup>®</sup> que interagiram com diferentes jogos especialmente programados para a ocasião. Para o treinamento da mão isoladamente, utilizou-se a simulação de um piano, com o objetivo de estimular o fracionamento dos dedos e mais um jogo no qual o paciente tinha que interceptar bolinhas no espaço virtual para treinar a habilidade de coordenar a flexão e extensão dos dedos, além de treinar a atenção, uma vez que a trajetória dos alvos não era previsível. Para a simulação do braço foi utilizada uma tarefa de alcançar/tocar com o objetivo de melhorar a velocidade, suavidade e amplitude de movimento de ombro e cotovelo e também uma tarefa em que o paciente tinha que alcançar e pegar uma caneca e colocar em uma prateleira. E por fim, para o treinamento do “braço e mão juntos”, foi criado

---

<sup>5</sup> Jogo no ambiente virtual baseado em um sistema de captura de vídeo, de modo que o indivíduo se vê no ambiente virtual.

um AV onde o paciente tinha que pegar um pássaro “voando” utilizando preensão de precisão. A trajetória realizada pelo pássaro também era aleatória e era necessário um alto nível de atenção, integrando os movimentos de alcance, formação da preensão e também os pacientes tinham que pegar um cilindro de madeira e usar como “martelo” no AV. O treinamento consistiu em 8 sessões de 3 horas de duração. Os indivíduos com hemiparesia que treinaram o protocolo “braço e mão juntos” tiveram uma melhora na pontuação obtida no teste de Teste de Função Motora de Wolf superior ao grupo que treinou isoladamente mão e braço. Observou-se também uma melhora no tempo do movimento e suavidade, e o grupo que treinou braço e mão junto conseguiu realizar as tarefas muito mais rápido do que o grupo que treinou isoladamente.

Embora os resultados desses estudos encorajem o uso de RV para a reabilitação da função do braço e mão, a literatura na área de RV associada à reabilitação de indivíduos com hemiparesia pós-AVE ainda é pequena e limitada, especialmente por se tratar de uma nova abordagem, e, assim, diversas questões ainda devem ser respondidas (Weiss e Ring, 2007), especialmente com relação às semelhanças e possíveis diferenças entre os AF e AV. Assim, poucos foram os estudos que compararam se a cinemática do movimento realizado no AV é similar àquele realizado no AF.

Viau *et al.* (2004) compararam a cinemática dos movimentos de alcance e preensão realizados no ambiente de RV 2D com os movimentos feitos em ambiente físico. A representação virtual da mão foi obtida pela combinação de uma luva de fibra óptica (*CyberGlove*<sup>®</sup>, Immersion Corp.) e um equipamento que fornece *feedback* de força de preensão (*CyberGrasp*<sup>®</sup>, Immersion Corp.). A orientação da mão no AV foi alcançada usando-se um sensor eletromagnético (*Fastrak*<sup>®</sup>, *Polhemus Corp.*) enquanto os dados cinemáticos do braço e tronco foram gravados conforme os participantes alcançavam separadamente alvos virtuais e reais. Oito indivíduos com hemiparesia e 7 indivíduos saudáveis (controle) participaram do estudo. A tarefa no AV consistia em 2 fase: primeiro alcançar e pegar uma bola e em seguida transportar a bola e soltá-la. Diferenças mínimas foram encontradas nos parâmetros espaciais e temporais do movimento de alcançar entre as condições de ambiente real e virtual nos indivíduos saudáveis e houve uma tendência não significativa de maior lentidão e uma menor extensão do punho para a preensão no AV. Nos participantes com hemiparesia não houve diferenças significativas nas características dos movimentos entre as tarefas reais e virtuais. Os autores sugerem que a RV é similar o suficiente ao ambiente real e um meio efetivo para a reabilitação. Embora Viau *et al.* (2004)

tenham estudado o alcance e preensão, importantes questões relacionadas com a orientação da mão e possíveis diferenças sobre o tipo do objeto não foram avaliadas nesse estudo. Além disso, os movimentos desenvolvidos no estudo de Viau *et al.* (2004) foram realizados num ambiente semi-imersivo, uma vez que o AV era mostrado via monitor.

Knaut *et al.* (2009) compararam a cinemática do movimento de alcançar realizado em AV 3D totalmente imersivo com os movimentos realizados em AF. Participaram do estudo 15 indivíduos com hemiparesia crônica pós-AVE e 10 indivíduos saudáveis. Os participantes sentaram-se em frente a um painel incluindo 6 quadrados numerados simulando a seqüência de números de um elevador e foi criado um AV similar, com as mesmas dimensões. A tarefa consistia em apontar em direção aos seis diferentes alvos, seguindo uma ordem aleatória. Os movimentos exigiam diferentes padrões de movimento do membro superior e diferentes graus de dificuldade. As características dos movimentos foram similares em termos de amplitude de movimento articular (extensão de cotovelo, flexão de ombro e abdução horizontal) em ambos os ambientes. Para os indivíduos saudáveis, a precisão e alinhamento da trajetória foi maior no AV quando apontando para os alvos contralaterais, e os movimentos foram mais lentos para todos os alvos no AV. Os indivíduos com hemiparesia apresentaram trajetórias de movimento mais curvas e menos precisas no AV. Por outro lado, o deslocamento do tronco (compensação) foi menor no AV comparado ao AF. Assim, de acordo com Knaut *et al.* (2009), o AV criado se mostrou válido para ser usado em intervenções clínicas e em estudos de controle motor.

### **Vantagens sobre o uso da RV para o treinamento de tarefas de alcance e preensão após o AVE**

Ambientes Virtuais oferecem a possibilidade de introduzir perturbações do tamanho, forma ou orientação do objeto, em qualquer ponto do planejamento motor ou mesmo durante a execução do movimento, ou seja, o uso de manipulações “impossíveis” no ambiente real, a fim de estudar como o sistema produz e adapta os padrões de alcance e preensão em diferentes situações ambientais. Com isso, é possível observar o quão rapidamente o sistema é capaz de modificar um planejamento motor inicial, a fim de executar uma resposta final diferente, podendo ajudar a elucidar a questão sobre o controle desses movimentos. Outra vantagem é que o AV

pode ser facilmente adaptado às incapacidades físicas do paciente para que a tarefa (ou treinamento) possa ser feita de modo mais relevante e motivador para o paciente.

O AV também permite mudar progressivamente os atributos do objeto para explorar os limites do déficit de movimento do paciente. Como um ambiente de treinamento, a utilização de AV pode incentivar a maior repetição dos movimentos devido à originalidade e envolvimento do paciente em um novo ambiente, permitindo ao terapeuta manipular a quantidade de feedback e também os fatores motivacionais associados com a aprendizagem motora (Sisto *et al.*, 2002). Assim, a tecnologia de realidade virtual nos permite criar ambientes nos quais a intensidade do feedback e do treinamento podem ser sistematicamente manipuladas e reforçadas a fim de criar programas de aprendizagem motora mais adequados e individualizados para cada paciente (Jack *et al.* 2001; Sisto *et al.* 2002 ).

Entretanto, algumas desvantagens do sistema devem ser mencionadas, tais como imperfeições e exigência de sistemas de alta complexidade (*software e hardware*), dificuldade de programação de um AV de alta qualidade, alto custo e ainda possíveis efeitos colaterais (exs: desconforto, enjôo), além de uma série de limitações referentes à percepção de profundidade (Loomis, 1999). Porém, muitos desses problemas têm sido solucionados com a melhora da tecnologia de ambientes 3D, aumentando a sensação de presença do indivíduo no ambiente.

## Capítulo 3

### Objetivos

#### 3.1 Objetivo geral

O objetivo geral desse estudo foi comparar a cinemática do movimento de alcance e preensão nos ambientes físico e virtual em adultos saudáveis e em indivíduos com hemiparesia após Acidente Vascular Encefálico (AVE).

#### 3.2 Objetivos específicos:

1 - Comparar a cinemática do movimento de alcance e preensão entre o ambiente físico e ambiente virtual em indivíduos saudáveis e investigar o efeito da *mudança do tipo e orientação do objeto*;

2 - Comparar a cinemática do movimento de alcance e preensão entre o ambiente físico e ambiente virtual em indivíduos com hemiparesia e investigar o efeito da *mudança do tipo e orientação do objeto*;

3 - Comparar o efeito do uso da luva (*CyberGrasp e CyberGlove*) na cinemática do movimento de alcance e preensão no ambiente físico, entre as condições “*com luva*” e “*sem luva*”, em indivíduos saudáveis e com hemiparesia;

4 - Determinar a relação entre o grau de comprometimento sensório-motor e o desempenho do membro superior dos indivíduos com hemiparesia durante o alcance e preensão em ambos os ambientes físico e virtual.

## Capítulo 4

### Metodologia

#### 4.1 Participantes

Fizeram parte desse estudo doze indivíduos, (10 do gênero masculino e 2 do feminino; com idade média ( $\pm dp$ ) de  $66.6 \pm 10.1$  anos, variando de 49 a 82 anos), portadores de hemiparesia devido a um único episódio de Acidente Vascular Encefálico (AVE) e com comprometimento residual do membro superior, e dez indivíduos controle saudáveis (oito do gênero feminino e 2 do gênero masculino, com idade média de  $62.1 \pm 8.8$  anos, variando de 49 a 74 anos). O AVE foi de origem não-traumática e ocorreu entre 11 a 130 meses anteriormente ( $57 \pm 34$  meses) e os pacientes apresentavam paresia do membro superior leve ou moderada (Escores do Fugl-Meyer  $\geq 46/66$  na sessão do membro superior e  $\geq 21$  a  $23/24$  na sessão de mão). Os indivíduos com hemiparesia não apresentavam negligência hemi-espacial<sup>6</sup> ou apraxia<sup>7</sup> e eram capazes de entender simples instruções. Aqueles que apresentaram dor no ombro, alterações na sensibilidade/anestesia, ou outro comprometimento neurológico ou condição ortopédica afetando o desempenho da tarefa de alcançar e pegar foram excluídos. Além disso, foram excluídos os indivíduos com hemiparesia que não toleraram o peso do capacete de RV e/ou da luva *CyberGrasp* usados para a RV, ou não foram capazes de vestir a *CyberGrasp*. Os indivíduos saudáveis foram excluídos caso apresentassem algum comprometimento ortopédico que afetasse o membro superior avaliado.

---

<sup>6</sup> Negligência hemi-espacial: incapacidade em registrar e integrar estímulos e percepções de um dos lados do corpo e do ambiente (usualmente o esquerdo). Como resultado, o paciente ignora estímulos ocorrentes naquele lado do espaço pessoal (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

<sup>7</sup> Apraxia: uma desordem do movimento aprendido voluntário, caracterizado por uma incapacidade de desempenhar movimentos propositados e que não pode ser responsabilizada pela força inadequada, perda da coordenação, prejuízo das sensações, deficiências de atenção ou falta de compreensão (O'Sullivan e Schmitz, 1993).

Os participantes foram excluídos caso tivessem experiência anterior com um ambiente virtual similar. As características do grupo dos indivíduos com hemiparesia estão descritas nas tabelas 4.1 e 4.2.

Esse estudo foi conduzido no Laboratório de Controle Motor do Hospital Judeu de Reabilitação – *Jewish Rehabilitation Hospital*, Laval- Quebec, Canadá, sob co-orientação da Profa. Mindy F. Levin, PT, PhD. Todos os indivíduos com hemiparesia assinaram um termo de consentimento formal (Apêndice I) aprovado pelo Comitê de ética em pesquisa do CRIR - *Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Montreal* – Canadá (Apêndice II).

**Tabela 4.1:** Dados Demográficos e Resultados das Avaliações Clínicas do Comprometimento Motor e Funcional do MS dos indivíduos com hemiparesia.

S	Idade (anos) / Gênero	Domi-nância	Lado afetado/ D/ND	Local da lesão	Tempo pós-lesão (meses)	Espasti cidade (4=normal)	EFM - MS total (66)	EFM Mão (24)	Função Motora de Wolf (75)	RPS longe/ perto (18/18)	CM braço/ mão (7/7)
1	67/F	D	E/ND	D corpo caloso	53	4	66	24	74	18/18	6/7
2	62/M	D	E/ND	D CR + CI	77	6	66	24	73	18/18	6/6
3	49/M	D	D/D	E gânglio basal	21	5	63	24	74	18/18	7/7
4	68/M	D	D/D	E área de Watershed <sup>1</sup>	37	9	60	23	69	17/17	5/6
5	75/M	D	E/ND	D lobo occipital + tálamo + CI	70	8	60	23	42	15/15	4/6
6	58/M	D	D/D	E subcortical - CI	16	7	59	23	55	14/16	5/6
7	82/M	D	D/D	E ponto-mesencefálica (a. basilar/ subcortical)	66	7	59	24	63	15/18	5/5
8	67/M	D	E/ND	D CR + CI	11	11	55	21	61	17/18	5/4
9	81/M	E	E/D	D parietal/ sub-cortical - CR	55	4	55	23	69	16/18	4/6
10	56/F	D	E/ND	D CI	130	10	53	24	60	13/16	4/6
11	60/M	E	D/ND	E sub-cortical - CI	53	12	51	21	51	13/14	4/4
12	74/M	D	E/ND	D subcortical lesão da substancia branca	92	8	46	23	38	7/8	3/3
Média± dp	67 ± 10				57 ± 34						

'S'=sujeitos; 'F'= Feminino; 'M'= Masculino; 'E'= Esquerdo; 'D'= Direito; 'D'= Dominante; 'ND'= Não-dominante; 'CI' =Cápsula interna; 'CR'= coroa radiada; 'EFM'= Escala de Fugl-Meyer, 'MS' = membro superior; 'RPS'= *Reaching Performance Scale*; 'CM'= *Chedoke-McMaster*;

<sup>1</sup>Área de Watershed: córtex cerebral localizado entre as extremidades distais das artérias cerebrais média e posterior (lobo parietal) e das artérias cerebrais média e anterior (lobo frontal anterior) que são danificadas quando hipoperfusão cerebral ocorre (Pourmand, 2008).

**Tabela 4.2:** Resultados das Avaliações Clínicas do Comprometimento Motor, Sensibilidade e Força do MS dos Indivíduos com Hemiparesia

S	Força Ext. Punho razão	Força de Preensão manual Razão	Purdue Peg Board nº pinos (A/MA)	TCB nº blocos A/MA	Semmes Weinstein - Indicador A/MA	Semmes Weinstein - Polegar A/MA	Sensibilidade Proprioceptiva
1	N/A	0.41	7.33/9.33	49/66.5	4.66/4.27	4.43/4.17	20
2	0.75	0.64	6.7/9.6	37.5/51	2.83/2.83	2.83/2.83	20
3	0.77	0.79	8.33/ 11.33	45/53.5	3.12/2.83	3.61/2.44	20
4	0.67	0.75	5/N/A	25/49.5	N/A	N/A	20
5	0.78	0.98	4.33 /12.67	24/55.5	2.83/2.71	3.32/2.83	20
6	0.70	0.38	9.6/12	51/61	3.61/3.51	3.61/3.51	20
7	0.69	0.51	5/9.6	41.5/50.5	3.22/2.88	3.22/2.83	20
8	0.39	0.17	3.33/12	34.5/62	3.09/3.61	3.35/3.22	20
9	0.83	0.54	7.33 /10.33	37.5/45.5	2.83/2.83	2.83/2.96	20
10	0.82	0.56	4.0/10	23/34.5	3.22/2.83	2.96/2.83	20
11	0.74	0.35	1/12.67	10/40.5	4.14/3.40	4.03/3.35	10
12	0.36	0.17	0/5	10.5/35	3.12/2.93	3.67/2.54	20

'N/A'=não avaliado; 'Ext'= extensores; 'A'= Afetado; 'MA'= menos afetado; 'TCB' = Teste da Caixa e Blocos.

## 4.2 Avaliações

Primeiramente, os indivíduos com hemiparesia participaram de uma sessão de avaliação física e, na mesma semana, participaram da sessão experimental (coleta de dados). Os indivíduos controle saudáveis participaram somente da sessão experimental.

### Sessão de Avaliação Física

Os indivíduos com hemiparesia selecionados para esse estudo foram submetidos à avaliação clínica para determinar o grau de comprometimento/incapacidade do membro superior (espasticidade, função sensorial da mão, comprometimento motor e proprioceptivo do braço) e o nível da habilidade funcional do membro superior afetado. As avaliações clínicas foram realizadas por uma fisioterapeuta experiente, anteriormente à sessão experimental e em um dia separado. Os testes duraram aproximadamente 1 hora e 30 minutos. Uma vez que não existe um único teste clínico que pode medir com precisão e sensibilidade a função do membro superior (Wade *et al.*, 1983, Duncan *et al.*, 2000), cada participante com hemiparesia completou uma bateria de 9 testes. Os testes foram selecionados com base na disponibilidade de publicações na literatura referentes à confiabilidade, validade, valores normativos e à adequação de uso para pessoas com AVE. Além disso, os testes foram selecionados de forma que abrangeu em todos os aspectos a função do membro superior (braço e mão). O resultado das avaliações clínicas estão descritos nas tabelas 4.1 e 4.2. Os seguintes testes foram utilizados (as fichas de avaliação encontram-se no Apêndice IV):

#### *Índice Composto de Espasticidade*

Para a avaliação da espasticidade do membro superior foi utilizado o Índice Composto de Espasticidade (ICE) (CSI- *Composite Spasticity Index*; Levin e Hui-Chan, 1992). Essa escala é válida e confiável e mede o reflexo tendinoso bicipital, a resistência à extensão passiva completa do cotovelo e clônus dos flexores do punho. Um escore 4 no teste CSI indica tônus normal e 16 corresponde a espasticidade severa.

### ***Escala de Fugl-Meyer (EFM)***

Para a avaliação do estágio de comprometimento motor do membro superior hemiparético foi utilizada a Escala de Fugl-Meyer (EFM). Teste de Fugl-Meyer, que é uma escala quantitativa dos estágios de recuperação motora, baseada na Escala de Brunnstrom (1979). A EFM é um método completo de avaliação do déficit motor do membro superior pós-AVE, que leva em consideração os padrões de sinergias anormais envolvidos, a força e coordenação nos ombros, antebraço, punho e mãos (Fugl-Meyer *et al.*, 1975). A EFM utiliza um sistema de pontuação numérica acumulativa que avalia seis aspectos do paciente: amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior e equilíbrio, além da coordenação e velocidade, totalizando 226 pontos (Gladstone *et al.*, 2002). Para esse estudo, foram avaliados somente os componentes referentes ao desempenho físico do membro superior (ombro, cotovelo, punho, mão), sendo a pontuação máxima para a extremidade superior igual a 66 (função motora normal) com a avaliação baseada no manual de Dutil *et al.* (1989).

### ***Teste de Função Motora de Wolf (TFMW)***

A função do membro superior foi avaliada utilizando-se o Teste de Função Motora de Wolf (*Wolf Motor Function Test* - WMFT). O TFMW (ou WMFT) quantifica a habilidade de movimento da extremidade superior de indivíduos com hemiparesia crônica através de movimentos que envolvem uma ou mais articulações (Wolf *et al.*, 2001; Wolf *et al.*, 2006). Esse teste é composto por 15 tarefas funcionais e 2 tarefas de força que avaliam a função motora do braço. Essa escala é válida e confiável (Morris *et al.*, 2001) e ambas as tarefas realizadas e o tempo de realização delas são somados. A pontuação máxima obtida é de 75 (função motora normal).

### ***Teste da Caixa e Blocos (TCB)***

Para quantificar o desempenho das funções dos dedos durante a preensão e liberação dos objetos utilizou-se a avaliação de destreza manual - Teste da Caixa e Blocos (Mendes *et al.*, 2001) - *Box and Block Test* (BBT). Com o sujeito sentado à frente de uma caixa contendo dois compartimentos divididos por um obstáculo, o teste consistia em pegar um cubo de madeira de 2.54 cm<sup>3</sup>, utilizando-se das pontas dos dedos indicador e polegar da mão hemiparética e

transportá-lo para o outro lado da caixa, soltando-o, e repetindo esse procedimento durante 60 segundos. O objetivo é mover o maior número de blocos possível durante o tempo determinado. Cada paciente realizou 3 séries de 60 segundos cada e tirou-se a média entre as 3 séries (Mathiowetz *et al.*, 1985). O teste também foi realizado com a mão não afetada.

### ***Reaching Performance Scale - RPS***

Para a identificação e quantificação dos padrões de movimentos compensatórios da extremidade superior durante o alcançar de pessoas com hemiparesia secundária ao AVE utilizou-se a *Reaching Performance Scale (RPS)* (Levin *et al.*, 2004). Essa escala foca particularmente os movimentos compensatórios usados durante a fase de transporte do alcançar, ou seja, o início do movimento até o objeto ser pego. Essa escala também inclui uma mensuração das estratégias compensatórias usadas para a preensão (por exemplo; uso do cone para abertura dos dedos “deslizando-os de cima para baixo no cone”). A escala RPS avalia 6 componentes, de modo que o terapeuta deve decompor o movimento de alcançar em elementos visuais. Assim, quatro componentes estão relacionados com o alcance de objetos posicionados perto e longe, verificando-se: o deslocamento do tronco, a suavidade/uniformidade do movimento, o deslocamento do ombro e o deslocamento do cotovelo. Os dois componentes adicionais globalmente avaliam a qualidade da preensão e a realização da tarefa. O foco em cada item é separado. Essa decomposição do movimento deve ser feita visualmente, mesmo que os elementos do movimento mudem simultaneamente (Levin *et al.*, 2004). A máxima pontuação é de 18 (função normal do movimento) tanto para os alvos próximos como para os distantes.

### ***Avaliação de Chedoke-McMaster Stroke***

O *Chedoke-McMaster Stroke Assessment* (Gowland *et al.*, 1993) foi usado para avaliar o desempenho motor do braço e da mão em escalas categóricas. Essa avaliação demonstrou ser válida e confiável (teste-reteste, interavaliador e intraavaliador) (Gowland *et al.*, 1993). Neste teste, participantes devem completar, sem assistência, duas ou três tarefas para cada nível para obter uma pontuação que vai de 1 (sem função) até 7 (função normal).

### *Teste de força muscular*

O teste de força muscular dos flexores do punho foi realizado com dinamômetro Jamar, com o cotovelo fletido em 90° e estabilizado ao lado do corpo para (força de preensão; Schmidt e Toews, 1970) e a força dos extensores do punho foi avaliada com um dinamômetro de mão, com o cotovelo fletido e com 90° de supinação do antebraço. Ambos os lados foram avaliados (afetado e menos afetado). Os indivíduos com hemiparesia realizaram 3 repetições de cada movimento e foi tirada a média entre elas. A força relativa de cada grupo muscular foi calculada tirando-se a razão da força isométrica máxima do membro afetado para o menos afetado (exemplo: envolvido/não envolvido).

### *Teste de Purdue Pegboard*

Para a avaliação da destreza manual utilizou-se o teste de *Purdue Pegboard* (Teste de Destreza Manual), o qual avalia a destreza ao manusear pequenos pinos usando a ponta dos dedos (Figura 4.1). Permite avaliar a destreza digital dos movimentos finos dos dedos. É constituído por um tabuleiro perfurado. Era solicitado aos indivíduos com hemiparesia que encaixassem o maior número de pinos (pequenas peças metálicas) durante 30 segundos para cada mão (afetada e menos afetada).

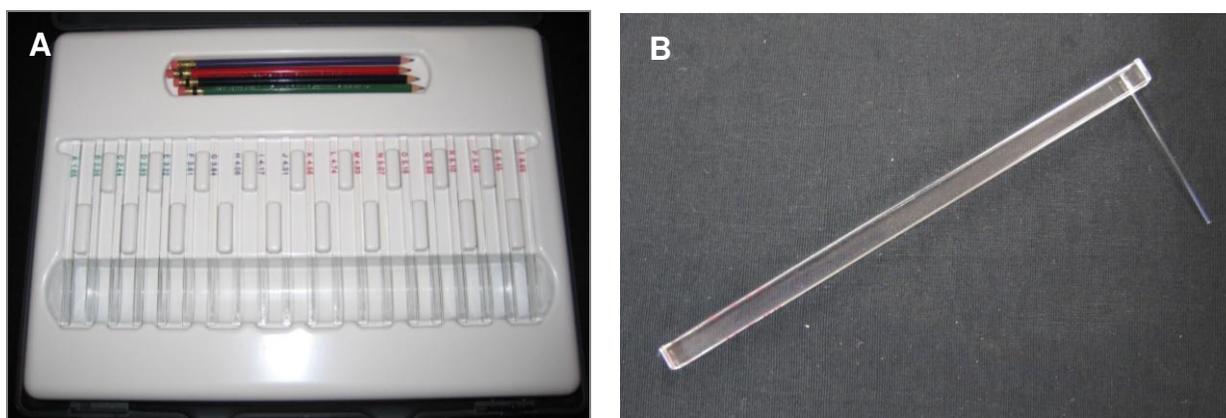


**Figura 4.1:** Ilustração do tabuleiro usado para o Teste de Purdue Pegboard

(fonte: Assist Ireland)

### *Teste do Monofilamento de Semmes-Weinstein*

Para o teste de sensibilidade fina das mãos utilizaram-se os estesiômetros de *Semmes-Weinstein* (Bell-Krotoski and Tomancik, 1987), sendo os estesiômetros constituídos de monofilamentos graduados de náilon presos a um suporte plástico (Figura 4.2). Esse é um teste sensorial padronizado que mede o limiar da sensibilidade de toque-pressão aplicada à ponta dos dedos polegar e indicador e reflete a integridade das fibras nervosas. Esse método de limiar de sensibilidade foi utilizado para determinar o tamanho do menor filamento que o sujeito é capaz de perceber primeiro em uma ordem descendente e ascendente. Assim, quanto menor o tamanho do monofilamento sentido, melhor a sensibilidade do indivíduo (a numeração dos filamentos variam de 1.65 (menor tamanho) até 6.65 (maior)). O protocolo do teste envolveu “testes falsos” (ausência de estímulo) no qual o estímulo não foi aplicado para controlar os efeitos da adivinhação. O teste foi aplicado duas vezes no dedo indicador e polegar do lado afetado e não afetado e foi calculado o valor médio. No teste de Monofilamentos de *Semmes Weinstein* a sensibilidade é classificada como *normal* (quando o sujeito consegue sentir o monofilamento numerado até 2.83, aproximadamente igual à aplicação de força de 70mg), como *toque leve diminuído* (monofilamento de 3.61, força de 200mg), como *sensação de proteção diminuída* (monofilamento de 4.31, força de 2g), *perda da sensibilidade de proteção* (monofilamento de 6.65, força de 300g) e *incapacidade de sentir o maior monofilamento* (Zackowski *et al.*, 2004).



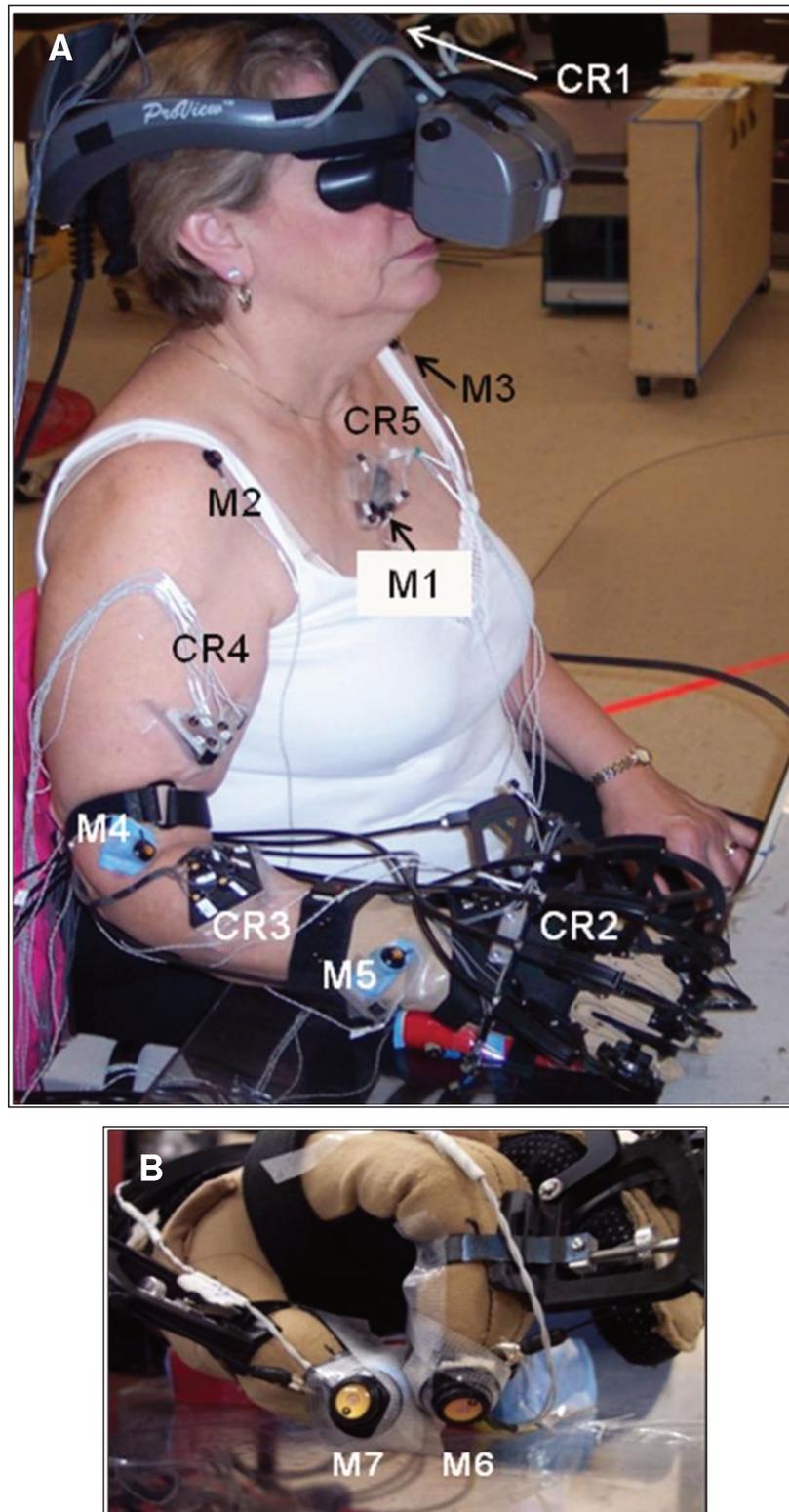
**Figura 4.2:** A. Ilustração dos Monofilamentos de Semmes-Weinstein. B. Destaque para a visualização do monofilamento de náilon.

### 4.3 Procedimento experimental

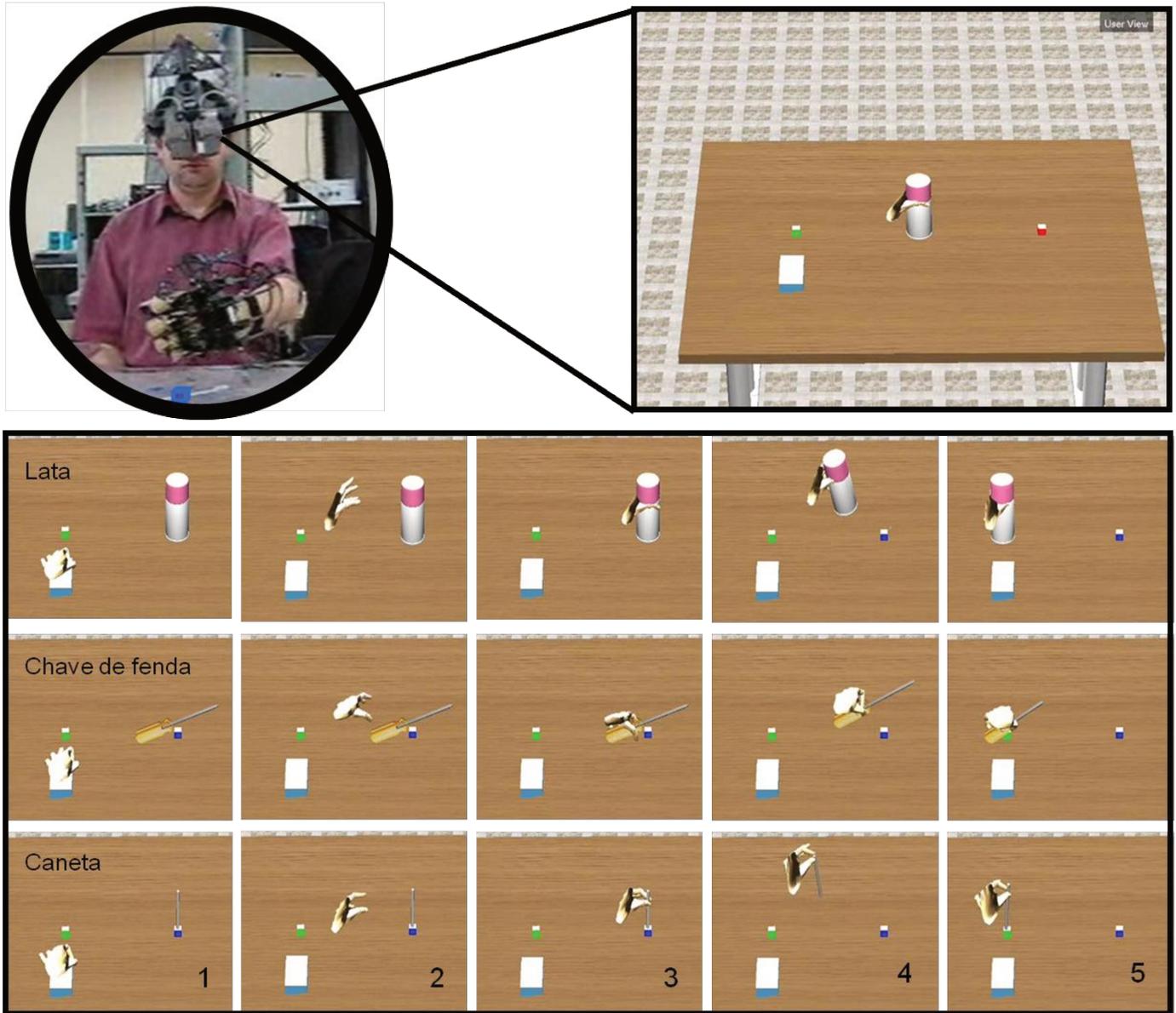
#### Tarefa de Alcance e Preensão

#### Posicionamento dos participantes

Os participantes sentaram-se confortavelmente numa cadeira em frente a uma mesa ajustável de acordo com a altura do cotovelo do indivíduo e realizaram os movimentos de alcançar e pegar com sua mão dominante (indivíduos controle) e com o membro superior afetado (hemiparéticos) em direção a três tipos de objetos (uma lata, uma chave de fenda, e uma caneta). O tronco permaneceu livre. As articulações do joelho e quadril dos participantes estavam flexionadas a 90° com os pés apoiados no chão. Para todas as repetições/tentativas, o punho inicialmente era posicionado sobre um suporte de espuma rígida (120 mm x 70 mm x 25 mm) colocado na mesa e ajustado de acordo com a distância do participante com relação à mesa, de modo que o ombro esteve em ~ 0° de extensão e ~ 20° de abdução (onde 0° para cada direção é definido como o braço posicionado verticalmente ao lado do corpo), o cotovelo foi fletido a ~ 90° (onde a posição completamente estendida corresponde a 180°), o antebraço foi semipronado e o punho esteve em posição neutra entre a flexão e extensão com o indicador e polegar fechados/juntos (em contato um com o outro), sendo essa uma posição controle usada para avaliar a abertura da preensão (Timmann *et al.*, 1996b; ver Figura 4.3). O braço contralateral repousou ao lado do corpo. Os participantes foram instruídos para retornarem seu braço à mesma posição inicial antes de cada repetição e cuidado foi tomado para que a posição inicial fosse idêntica durante toda a sessão experimental, para os diferentes tipos de objetos e ambientes/condições. Os participantes foram instruídos para alcançar, pegar e transportar o objeto (Figura 4.4) em resposta a um sinal sonoro, e a uma velocidade determinada pelo próprio participante, da linha média até uma posição 31.5 cm ipsilateral em relação à linha média indicada na mesa e era solicitado que eles deixassem o objeto e retornassem com o braço na posição inicial, em ambos ambientes. A fim de evitar fadiga, um período de 1 a 5 minutos foi permitido entre cada bloco de 10 tentativas e entre as mudanças de tipos de objetos. A orientação sobre a realização do movimento foi idêntica em todas as condições.

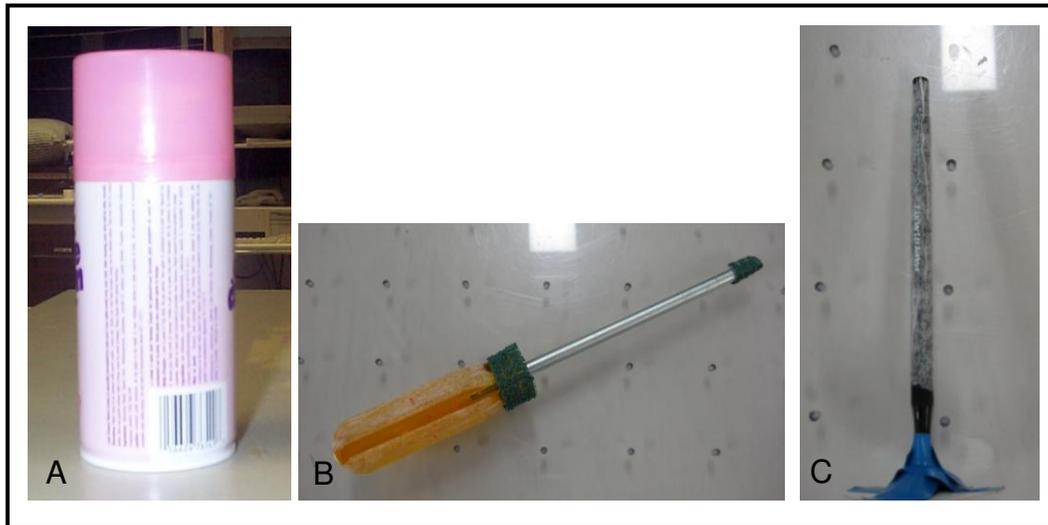


**Figura 4.3:** A. Participante na posição inicial usando o capacete de RV (HMD), *CyberGlove* e *CyberGrasp*; e indicação do posicionamento dos corpos rígidos (CR) 1 à 5 e marcadores (M) 1 à 5. B. Destaque do posicionamento dos marcadores do indicador (6) e polegar (7) com sujeito na posição inicial.

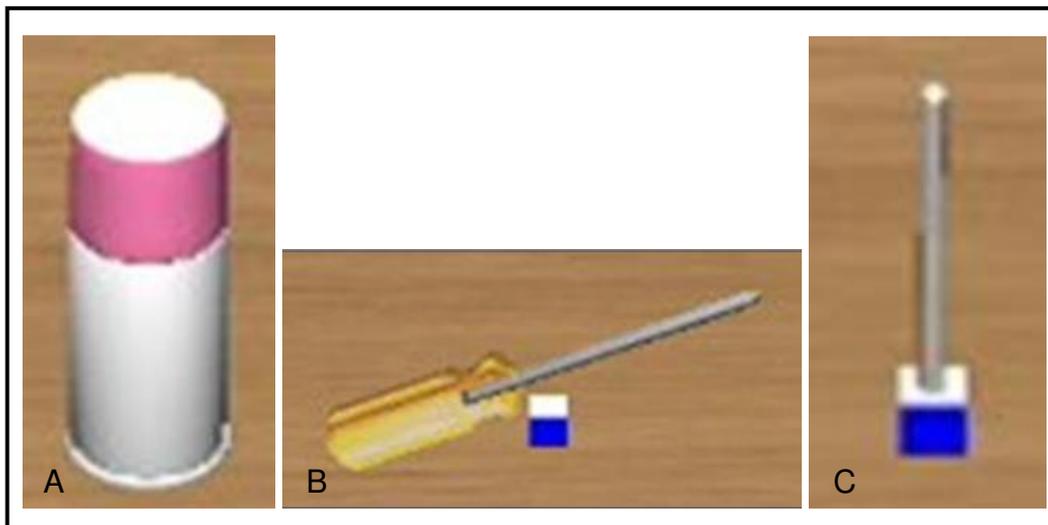


**Figura 4.4:** Representação do ambiente virtual. Painel superior mostra o participante realizando a tarefa de alcance e preensão no AV e a cena visualizada pelo sujeito usando o capacete de RV (HMD). Painel inferior mostra a sequência dos movimentos realizados (1-5) desde a posição de início (mão apoiada sobre suporte de espuma) até pegar (objeto na linha média) e transportar ipsilateralmente a lata, a chave de fenda e a caneta.

Os objetos foram apresentados em dois diferentes ambientes. No ambiente físico (AF), objetos reais-físicos (Figura 4.5) foram manipulados. No ambiente virtual (AV), visualmente, objetos virtuais similares apresentando as mesmas dimensões eram visualizados através de um capacete de RV (HMD) e foram manipulados similarmente aos objetos reais (Figura 4.6).



**Figura 4.5:** Objetos reais usados para a tarefa de alcance e prensão no ambiente real: **A.** lata, **B.** chave de fenda e **C.** caneta.



**Figura 4.6:** Representação gráfica dos objetos virtuais usados para a tarefa de alcançar alcance e prensão no ambiente virtual: **A.** lata, **B.** chave de fenda e **C.** caneta.

Os objetos foram colocados à frente do participante na linha média do tronco e  $2/3$  distante do comprimento do braço (medido da borda medial da axila até a crista do punho (processo estilóide da ulna)). Os objetos possibilitavam três diferentes tipos de preensão. A lata (altura de 70 mm, diâmetro de 65.6 mm) foi posicionada com orientação vertical e exigia a preensão cilíndrica (preensão palmar circular). A chave de fenda (altura 280 mm, diâmetro 31.6mm) foi orientada horizontalmente e rodada  $30^\circ$  na mesa e exigia uma preensão de força (preensão palmar com polegar aduzido). A caneta (altura 150 mm, diâmetro 7.5 mm) foi orientada verticalmente na mesa e exigia uma preensão de precisão (oposição das pontas dos dedos polegar e indicador). A apresentação dos objetos e ambientes foi aleatória.

Dez tentativas foram gravadas para cada objeto em ambos ambientes. Assim, cada participante realizou 10 tentativas por objeto (30 tentativas) em cada ambiente (AF, AV) para um total de 60 tentativas. Os participantes usaram a *CyberGrasp* e *CyberGlove* em ambos os ambientes (AF, AV) e o capacete de RV (HMD) somente foi usado na condição de realidade virtual.

Uma vez que o peso da *CyberGlove* correspondia a 85g, adicionado ao peso da *CyberGrasp* de 350g, ou seja, totalizando 435g considerou-se prudente verificar a interferência do peso da luva, especialmente nos indivíduos com hemiparesia. Portanto, assim, os participantes realizaram mais 10 tentativas com cada objeto, mas sem o uso da luva - condição “sem luva” (*CyberGrasp* e *CyberGlove*) (Figura 4.7), ou seja, no ambiente físico, sem o aparato usado nas outras duas condições anteriores, exceto o corpo rígido da mão que era preso na porção dorsal da mão.

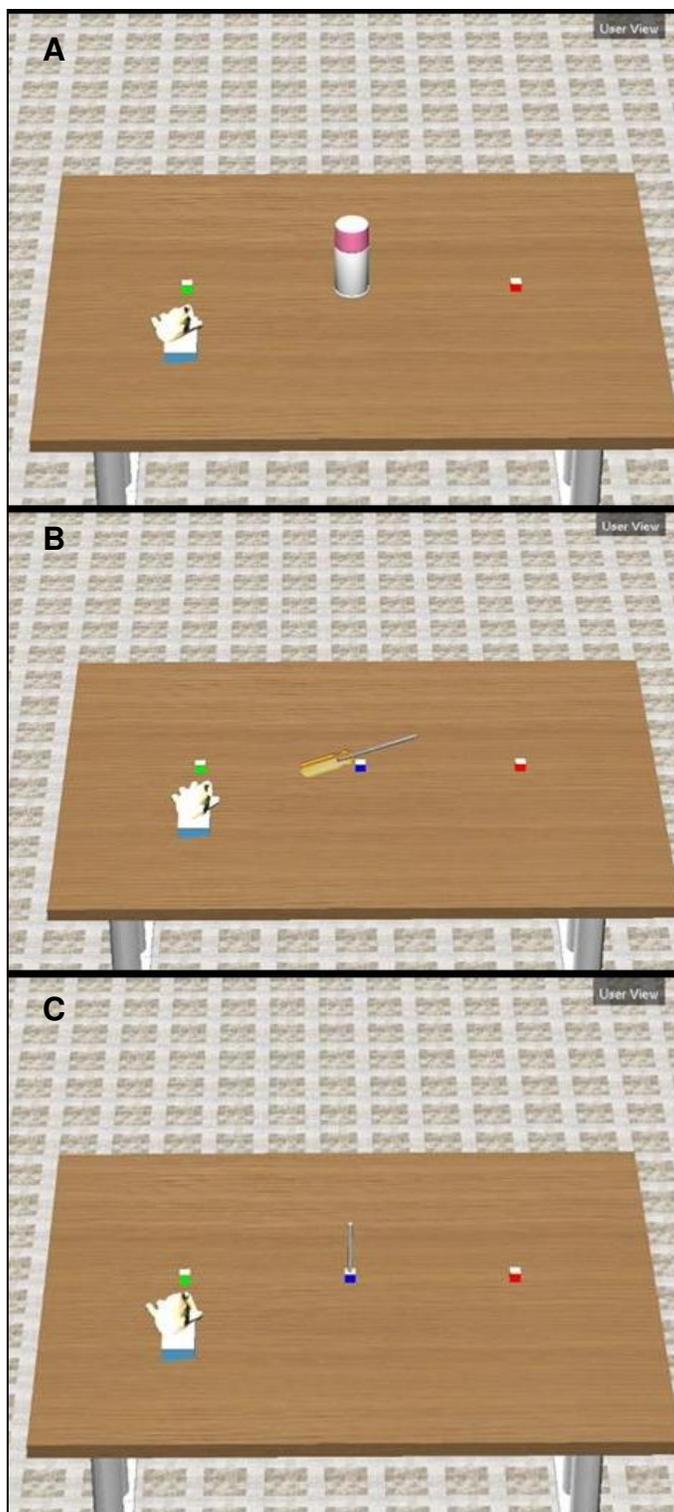


**Figura 4.7:** Vista anterior (A) e lateral (B) de dois participantes na posição inicial na condição ambiente físico sem o uso da luva - "sem luva" (*CyberGrasp* e *CyberGlove*), somente com o corpo rígido da mão.

## 4.4 Instrumentação

### Ambiente Virtual

Para a simulação dos movimentos de preensão no ambiente virtual foi criado um ambiente similar ao ambiente físico-real composto por uma mesa e três objetos similares aos reais (lata, chave de fenda e caneta) (Figura 4.8). Assim, para a representação do ambiente virtual, diversos periféricos foram conectados a um computador (Dual Xeon 3.06 GHz, 2 GB RAM, 160 GB de disco rígido), executando o sistema CAREN (Computed Assisted Rehabilitation Environment; MOTEK BV) (Fig 4.9). A plataforma CAREN fornece uma integração em “tempo-real” dos dados do posicionamento do corpo, braço e mão em 3D com os dados do ambiente virtual (VE). O sistema incluiu os seguintes periféricos conectados ao sistema CAREN: um capacete de RV composto por um “monitor acoplado a cabeça” (*head-mounted display* - HMD, Kaiser XL50, resolução 1024 x 768, frequência de 60 Hz), um sistema de captura e rastreamento óptico tridimensional de análise do movimento composto por duas barras de Optotrak (Optotrak Certus® Motion Capture System; Northern Digital), uma luva *CyberGlove* (Immersion) e um sistema “exoesqueleto” *CyberGrasp* (Immersion) e dois cartões gráficos Nvidia Quatro FX3000 (70Hz), fornecendo uma representação estereoscópica de alta velocidade do ambiente criado em SoftImage XSI. A Figura 4.9 mostra a interconexão entre os equipamentos.



**Figura 4.8:** Cena da mesa no ambiente virtual da forma como foi apresentada aos participantes através do capacete de RV com os três objetos utilizados (A) lata, (B) chave de fenda e (C) caneta.

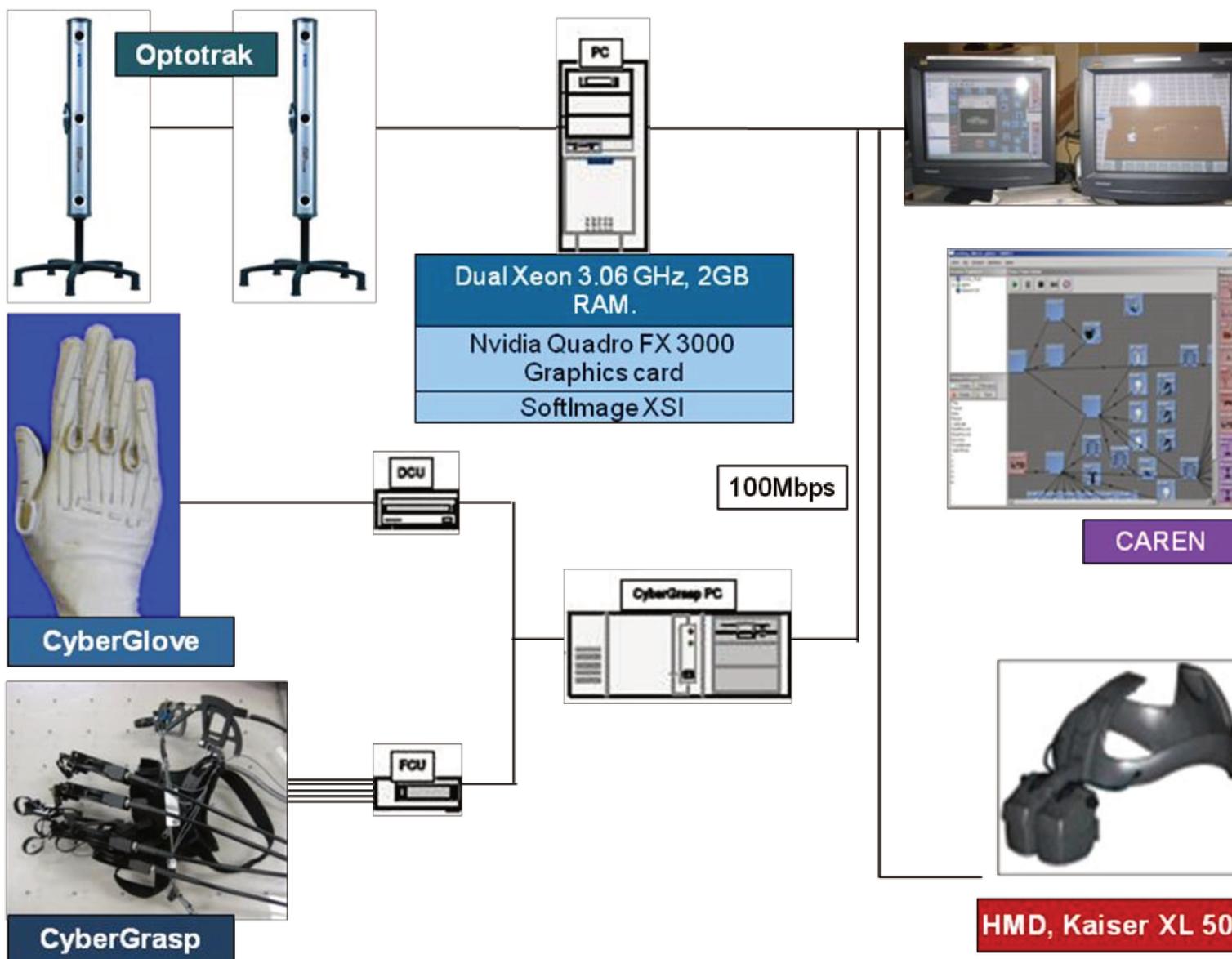
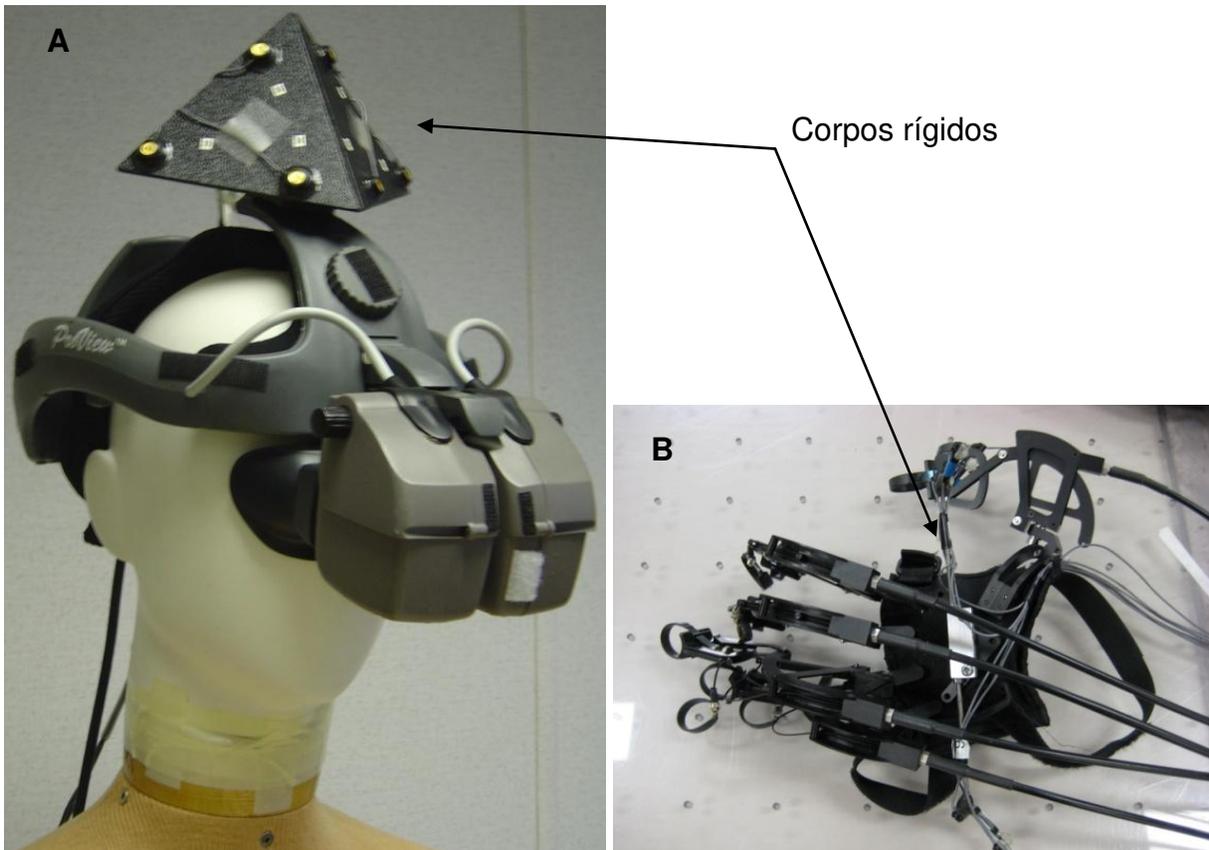


Figura 4.9: Set-up do sistema de Realidade Virtual.

O ambiente virtual foi apresentado em 3 dimensões (3D) via capacete de RV (HMD, Kaiser XL50), o qual forneceu a sensação de presença no AV (McNeil *et al.*, 2004) (Figura 4.10a). Para simular a visão estereoscópica, duas imagens do mesmo ambiente foram geradas em cada posição da câmera HMD com um *offset* correspondendo à distância inter-ocular, ajustado de acordo com cada participante.

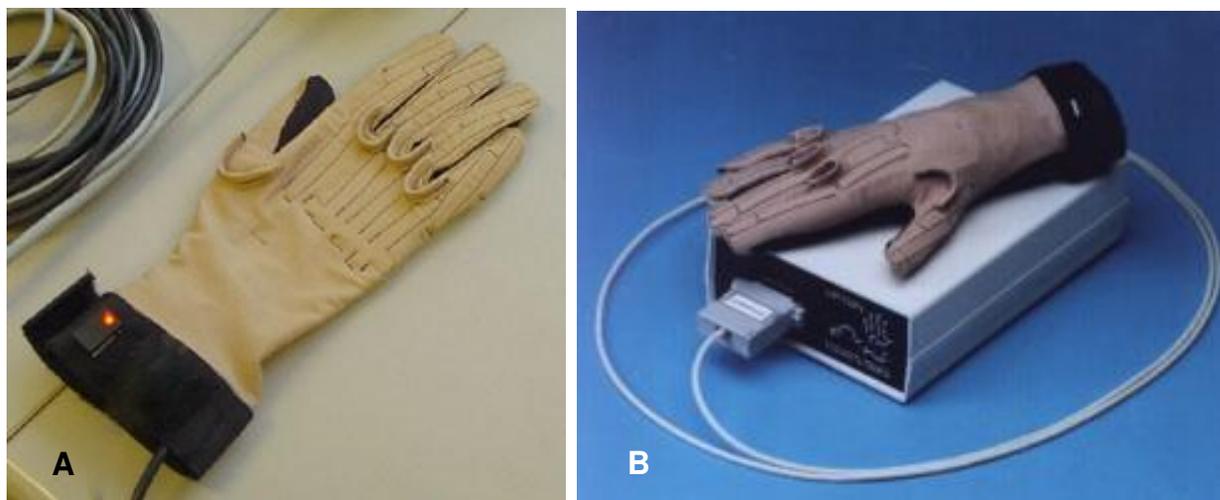


**Figura 4.10:** A. Capacete de RV composto por um “monitor acoplado a cabeça” e corpo rígido acoplado, B. *CyberGrasp* associada ao corpo rígido usado para o rastreamento da mão no espaço 3D.

O sistema composto por duas barras do Optotrak rastreava os movimentos no espaço virtual via diodos de emissão infravermelho (IREDs) posicionados nos segmentos corporais. O rastreamento através do Optotrak fornece uma maior frequência de amostragem e, portanto, uma menor latência para a aquisição de dados posicionais quando comparado a outros sistemas, por exemplo, sistemas eletromagnéticos. Longas latências parecem estar relacionadas com

“*cybersickness*<sup>8</sup>”. O posicionamento da mão e movimentação da cabeça foram determinados pelo rastreamento dos corpos rígidos localizados no HMD e *CyberGrasp*, respectivamente (Figura 4.10 a e b).

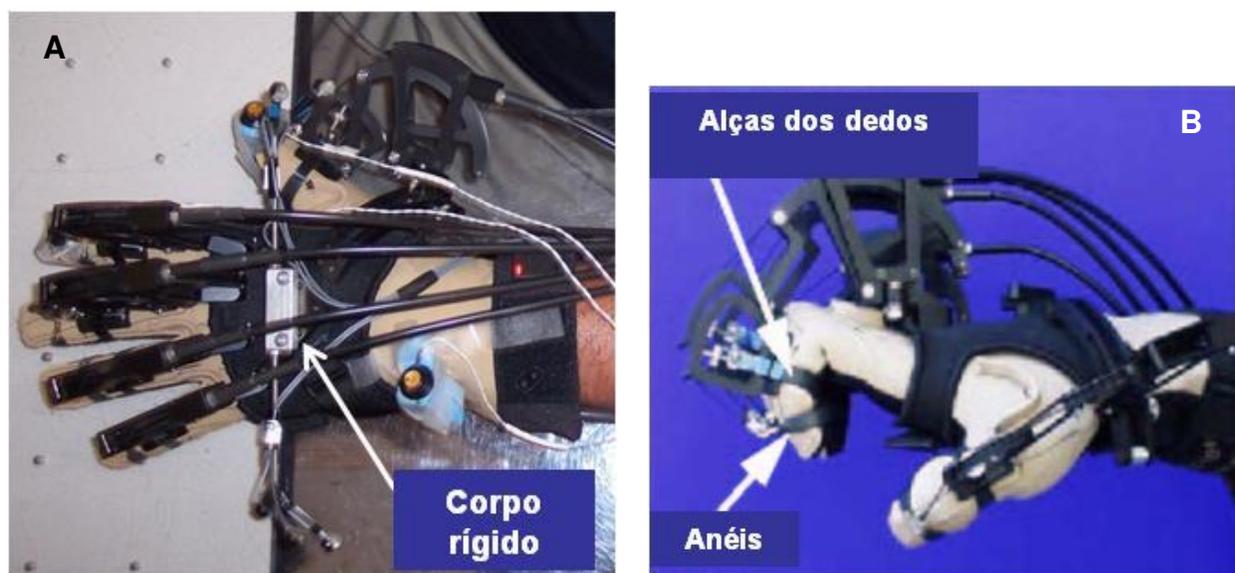
A representação virtual da mão do participante foi obtida utilizando-se uma luva de fibra óptica com sensores *strain-gauge* implantados (*CyberGlove, Immersion Corp.*), a qual forneceu informações sobre a amplitude do movimento e movimentação das mãos (Merians *et al.*, 2002; Viau *et al.*, 2004), permitindo ao participante ver de forma realista a reprodução de sua mão no AV e, dessa forma, aumentar a sensação de presença nesse ambiente (Figura 4.11). A *CyberGlove* permite a simulação e captura de movimentos das mãos. É uma luva que fornece medidas precisas de 22 ângulos articulares e utiliza tecnologia óptica para captar os movimentos das mãos e dos dedos e transformá-los em dados. A *CyberGlove* possui 22 sensores de fibra óptica, sendo 3 sensores de flexão por dedo, quatro sensores de abdução, sensor da palma e outros sensores para medirem a flexão e abdução. O sistema básico *CyberGlove* inclui uma *CyberGlove*, sua unidade de instrumentação, um cabo serial para conectá-la ao computador e uma versão executável do *software* gráfico *VirtualHand* para visualização do modelo e calibragem da luva no monitor. O peso da *CyberGlove* é de 85 g.



**Figura 4.11:** A. *CyberGlove*; B. *CyberGlove* e DCU.

<sup>8</sup> *Cybersickness* é um termo usado para descrever o enjôo que alguns usuários podem apresentar durante o uso do “capacete de realidade virtual” quando imersos em um ambiente virtual. Exemplos de sintomas de *cybersickness* incluem náuseas, olho estirpe, e tonturas (La Viola, 2000).

Além disso, para possibilitar que o participante “sentisse” os objetos virtuais, um equipamento de *feedback* de força de preensão (*feedback* háptico<sup>9</sup>) (*CyberGrasp*, *Immersion Corp.*, Figura 4.12) foi colocado sobre a superfície dorsal da mão (encaixada sobre a *CyberGlove*). *CyberGrasp* é um sistema de reação de força para os dedos e mãos. Consiste em uma carapaça ou “exoesqueleto” que reflete a força aplicada (até 12N) através de anéis presos a sistemas de cabos e adiciona força de reação para cada dedo, possibilitando sentir o tamanho e forma de objetos. As forças do tato são produzidas por uma rede de tendões ligada às pontas dos dedos através de uma carapaça. Existem cinco ativadores, um para cada dedo, que podem ser individualmente programados para evitar que os dedos do usuário penetrem ou esbarrem em um objeto sólido. O dispositivo exerce forças quase perpendiculares às pontas dos dedos quando estes se movimentam e forças específicas, dependendo do objeto manipulado. Os pulsos de força estimulam os mecanorreceptores de baixo limiar dos dedos quando estes entram em contato com o objeto virtual, fazendo com que o sujeito tenha a sensação de estar tocando uma superfície sólida (Johansson e Flanagan, 2009). O peso da *CyberGrasp* é de 350 g. A *CyberGrasp* fornece informações sobre *feedback* de força de preensão na forma de forças de extensão para as falanges distais do polegar e de cada dedo (Viau *et al.*, 2004).

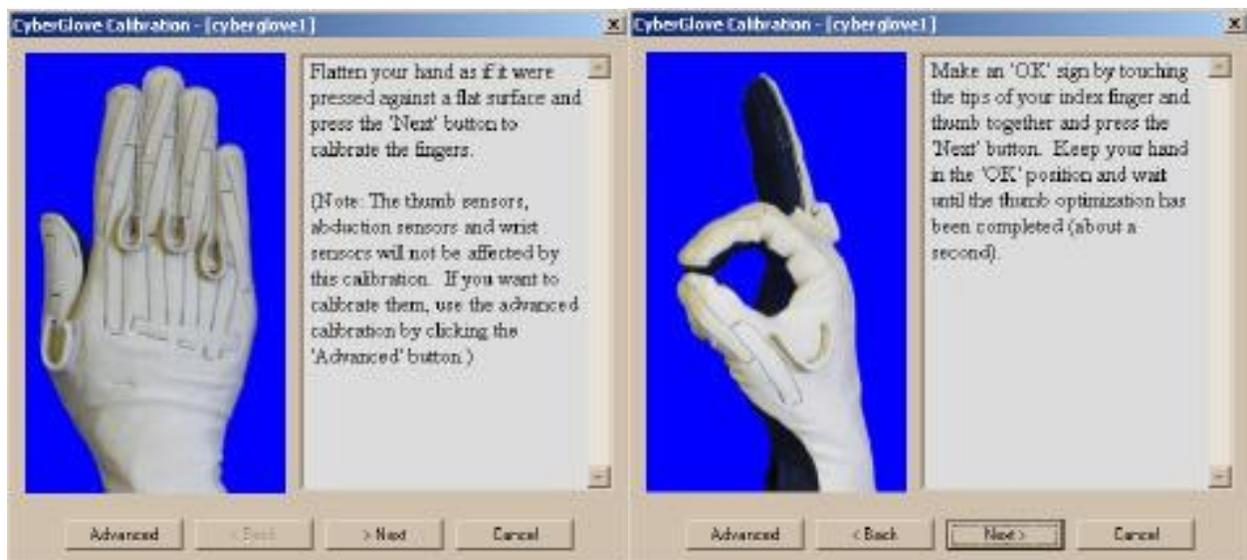


**Figura 4.12:** *CyberGrasp* acoplada à *CyberGlove*, **A.** vista superior mostrando o corpo rígido acoplado à luva. **B.** vista lateral da *CyberGrasp* com destaque para os anéis e alças presas em cada dedo.

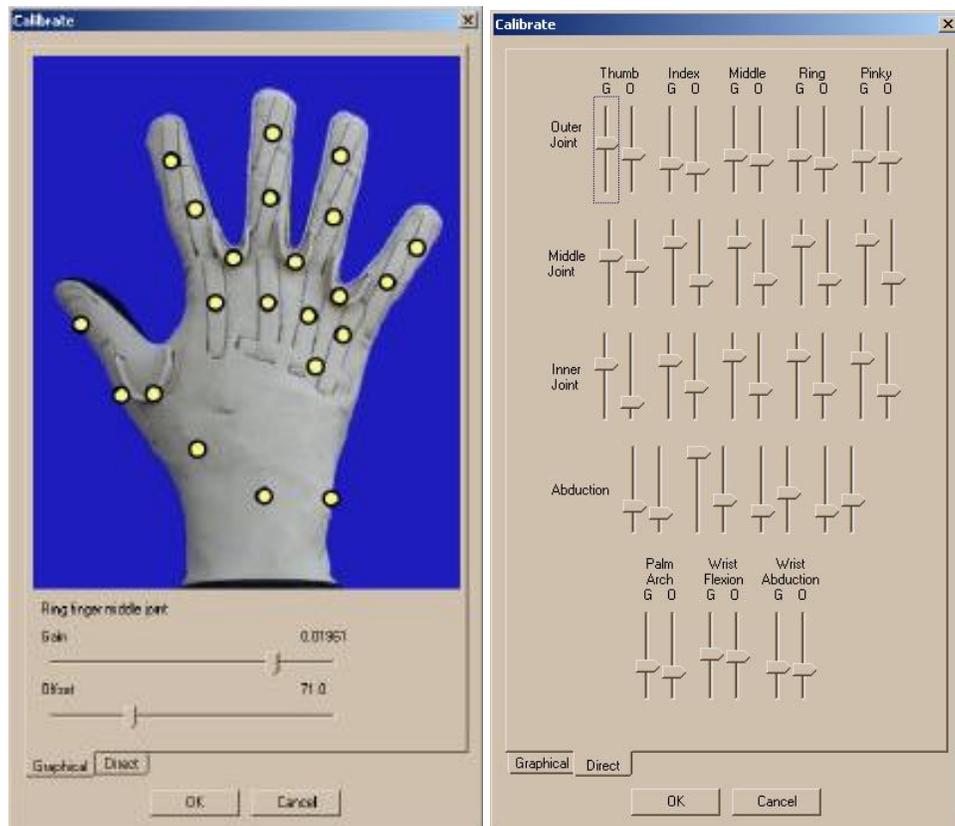
<sup>9</sup> Percepção háptica: percepção através da mão baseado em informações táteis e somatosensoriais.

A fim de fornecer informações sobre a posição e orientação da mão no espaço, foi acoplado à *CyberGlove* e *CyberGrasp* um corpo rígido e o rastreamento ocorreu pela captação dos sensores infravermelhos do corpo rígido pelas duas barras de Optotrak.

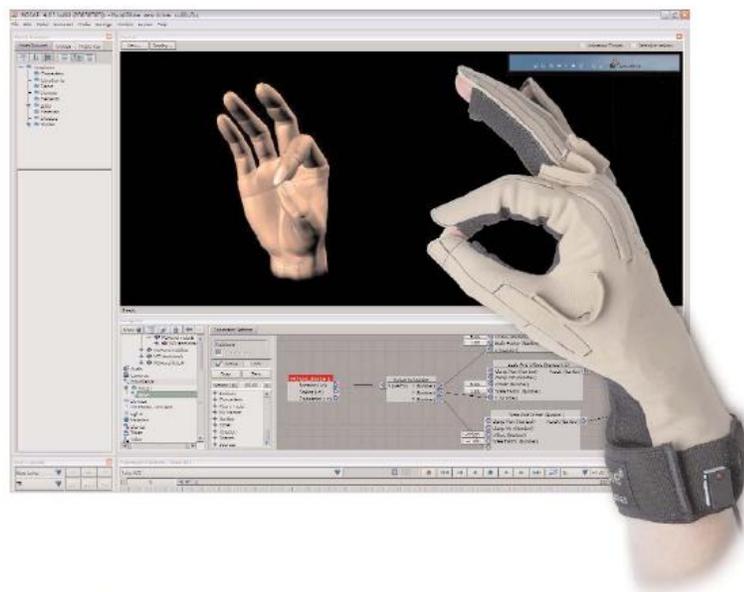
Os dados desses equipamentos foram sincronizados em tempo real. A fim de minimizar os erros devido à variabilidade no tamanho da mão dos participantes, assim que os indivíduos vestiam a *CyberGlove*, o sistema era calibrado antes do início de cada experimento (Merians *et al.*, 2002; Viau *et al.*, 2004). Primeiramente, realizava-se a calibração automática solicitando ao participante para reproduzir posicionamento semelhante à Figura 4.13. Em seguida, era realizada uma segunda calibração manual avançada, utilizando-se o *software* gráfico VirtualHand (VirtualHand for MotionBuilder, Immersion Corp.). O *software* VirtualHand possibilita a calibração avançada dos 22 sensores articulares, tornando possível ajustar o *ganho* e *offset* de cada sensor (Figura 4.14) O ajuste de ganho era feito acompanhando a imagem on-line do movimento da mão, similar a figura 4.15. A calibração é um passo essencial para garantir que os movimentos executados correspondam exatamente ao posicionamento da mão virtual visualizado através do capacete de RV (HMD), de modo que os movimentos realizados devem ser idênticos aos visualizados (exemplo: Figura 4.15). Essa etapa era a mais demorada, entretanto fundamental para a perfeita realização da tarefa de preensão no ambiente virtual.



**Figura 4.13:** Calibração automática da luva. Pedia-se que os participantes posicionassem sua mão de acordo com a figura mostrada.



**Figura 4.14:** Calibração avançada manual da luva. Ajustava-se o ganho e offset de cada sensor articular localizado na *CyberGlove*.



**Figura 4.15:** Exemplo da perfeita calibração da *CyberGlove*, note que a mão virtual representa o mesmo posicionamento articular da mão real (dedos flexionados e em contato).

## 4.5 Análise cinemática

**Aquisição:** os dados cinemáticos do braço e tronco foram registrados por um sistema de rastreamento óptico tridimensional de análise do movimento composto por 2 barras de câmeras (Optotrak Certus® System, Northern Digital, Waterloo) por 2 a 7 segundos a 100 Hz.

A Figura 4.3 indica o posicionamento dos corpos rígidos (CR) e marcadores (M) numerados conforme a ordem abaixo. Cinco corpos rígidos (CR) equipados com diodos emissores de luz infravermelha (LEDs infravermelhos) foram posicionados na cabeça (acoplado ao capacete de RV, CR1), mão (na face dorsal da mão alinhada ao terceiro metacarpo, CR2) fixado à *CyberGrasp* (nas condições onde a luva foi usada) ou fixada a um suporte com o mesmo *offset* da *CyberGrasp* (na condição sem a luva), antebraço (distância média entre o cotovelo e punho, CR3), braço (distância média entre a cabeça do úmero e cotovelo, CR4) e tronco (acima do manúbrio do esterno, CR5). Além disso, sete marcadores - LEDs infravermelhos adicionais foram colocados em proeminências ósseas do membro superior e tronco: M1, no meio do esterno (acima do manúbrio do esterno); M2, no processo acromial ipsilateral; M3, no processo acromial contralateral; M4, no cotovelo (epicôndilo lateral); M5, no punho (processo estilóide da ulna); M6, na falange distal do dedo indicador (face lateral); e M7, na falange distal do polegar (face medial). (A ficha de coleta de dados encontra-se no Apêndice III)

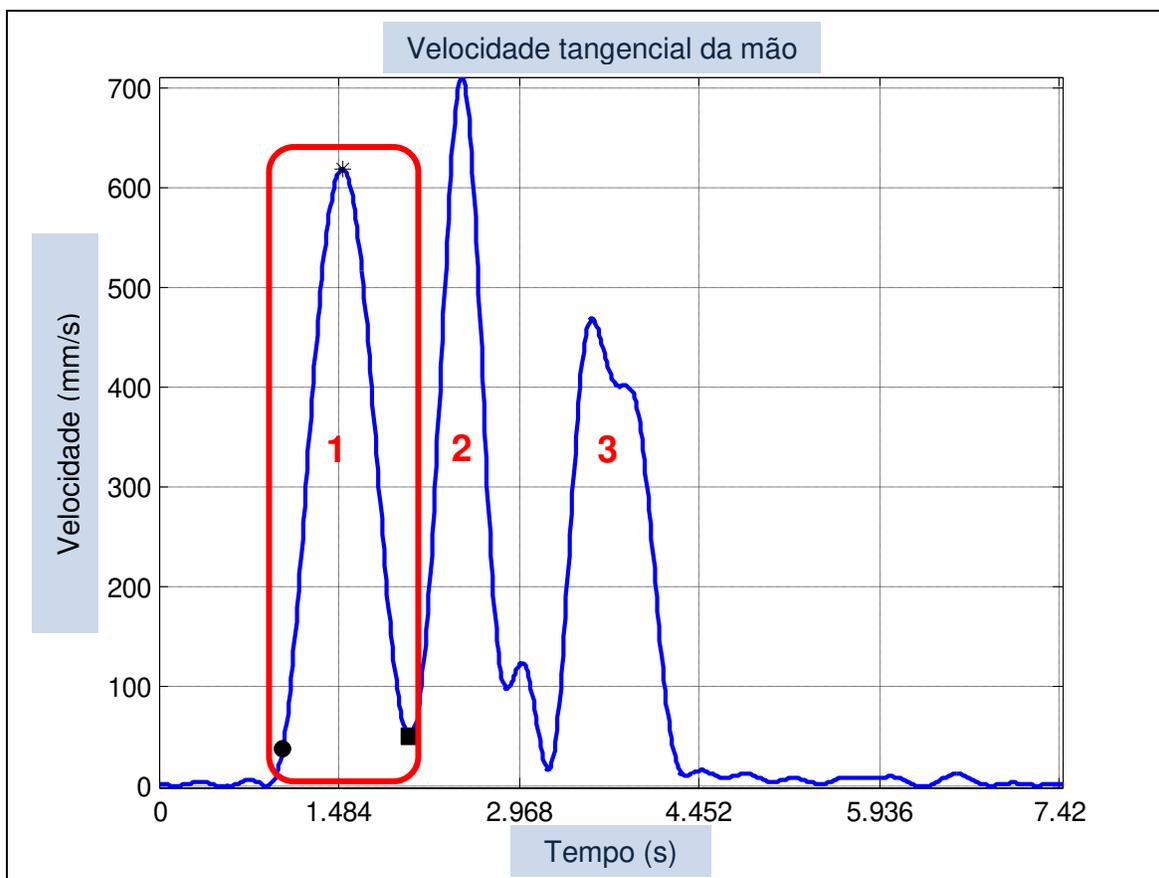
Para que fosse possível determinar a orientação (rotações axiais e planas) do membro superior foi necessário gravar uma “posição de referência para calibração” (“*baseline position*”), que serviu como posição inicial para determinar os ângulos rotacionais. Para a “posição de referência”, o indivíduo posicionou o seu braço avaliado horizontalmente no plano parasagital com o ombro fletido e aduzido horizontalmente a 90° e em rotação neutra. O cotovelo foi estendido completamente e com rotação neutra e o polegar foi posicionado apontando em direção ao teto (palma da mão paralela ao plano sagital) (Figura 4.16).



**Figura 4.16:** Sujeito saudável na “posição de referência” usada para a calibração dos ângulos a determinação dos cálculos angulares planos e rotacionais. Ao fundo, uma das barras do Optotrak Certus utilizada para capturar os dados cinemáticos (indicado pela seta).

## 4.6 Análise dos dados

O movimento de alcançar, pegar e transportar o objeto era composto por 3 fases, ou seja: 1) a mão partia da posição inicial em direção ao objeto (correspondente ao primeiro pico da velocidade) até pegar o objeto (ponto no qual a velocidade cai a próximo a 0 mm/s); 2) indivíduo movia o objeto do centro para a posição final ipsilateralmente; 3) terceiro pico de velocidade correspondia ao retorno da mão à posição inicial (ver Figura 4.4). Entretanto, embora a tarefa envolvesse os movimentos de alcance, preensão e transporte, para esse estudo, a cinemática do movimento foi somente analisada durante a primeira fase do movimento (do início do movimento de alcançar até o tempo no qual ocorre o contato da mão com o objeto - “movement offset”). A Figura 4.17 ilustra o período que foi usado para a análise dos dados. As fases 2 e 3 do movimento não foram estudadas neste trabalho. A etapa de transportar/mover o objeto foi incluída para replicar a tarefa funcional, e dessa forma, encorajar um padrão de movimento de alcance e preensão mais natural (Trombly *et al.*, 1992; Ada *et al.*, 1994), uma vez que a mão deve ser necessariamente “transportada” em direção ao objeto antes que ocorra a preensão (Lang *et al.*, 2005).



**Figura 4.17:** Gráfico gerado pelo Matlab ilustrando a velocidade tangencial calculada a partir do corpo rígido localizado no dorso da mão (CR2). O círculo representa o início do movimento, o asterisco representa o pico máximo da velocidade tangencial e o quadrado representa o final do movimento (ou “momento de prensão”). O retângulo em destaque indica o período do tempo que foi usado para a análise do movimento (1<sup>o</sup> fase).

Primeiramente, os dados foram interpolados por meio de rotinas desenvolvidas pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Controle Motor do *Jewish Rehabilitation Hospital* a fim de corrigir possíveis perdas de marcadores (LEDs não visíveis). Os dados posicionais (x, y, z) foram filtrados com um filtro passa-baixas em 10 Hz e usados para traçar a trajetória dos dedos indicador e polegar, além do tronco, em 2-D, (plano x-y). A velocidade tangencial da mão foi calculada a partir da magnitude do vetor de velocidade, obtida pela diferenciação dos dados posicionais do corpo rígido da mão. A cinemática do movimento durante as duas principais fases da prensão foi medida: a fase de transporte (do início ao fim do movimento do corpo rígido da mão) e a fase de prensão (do início ao fim da abertura e fechamento da mão). Para a fase de

transporte, usando o *software* Matlab<sup>®</sup>, o início do movimento do braço foi definido como o momento em que a velocidade tangencial do corpo rígido da mão ultrapassou e permaneceu acima de 5% do pico de velocidade tangencial da mão. O tempo equivalente ao final do movimento (momento da preensão) foi identificado como o tempo no qual a velocidade tangencial da mão foi mínima, a qual corresponde também ao tempo no qual o sujeito pega o objeto e foi definido como o tempo no qual a velocidade retorna e permanece abaixo desse limiar. O tempo do movimento (TM) foi o tempo entre o início e o fim da fase de transporte. Para a fase de preensão, o tempo da abertura e fechamento da mão/preensão foi determinado de modo similar ao usado acima, calculando a diferença entre a distância do polegar e do indicador.

A orientação da mão (rotação do braço e antebraço nos 3 planos) foi rastreada pelo corpo rígido da mão, com o eixo principal ao longo do terceiro osso metacarpo. A orientação da mão foi definida por Ângulos de Euler. *Azimuth* da mão foi definido como a orientação da mão no plano horizontal, *elevação* foi o ângulo rotacional ascendente-descendente no plano vertical e *rolamento* foi a rotação ao redor do eixo longitudinal da mão. Para esse estudo, os valores de *rolamento* e *elevação* foram calculados no final do movimento, no qual os valores positivos da rotação da mão eram em sentido anti-horário. A fim de esclarecer, entenda-se que a rotação do antebraço e ombro foram equivalentes à supinação - pronação e rotação interna - externa, respectivamente. A supinação e a rotação interna foram expressas como valores positivos. Nesse estudo, todas as amplitudes de movimento angular (planos e axiais) foram expressas como a diferença em graus (°) entre o início do movimento e o final.

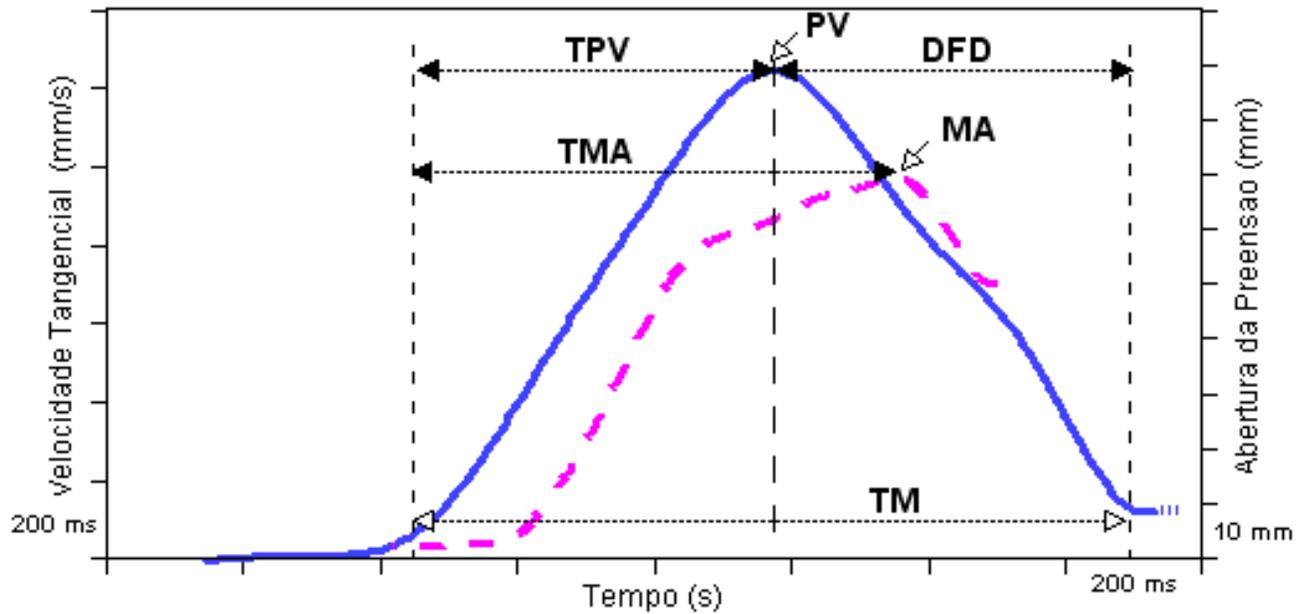
### **Variáveis cinemáticas estudadas**

As descrições e definições das variáveis cinemáticas analisadas estão apresentadas na Tabela 4.3. As variáveis foram comparadas entre ambientes (AF x AV) para ambos os grupos:

**Tabela 4.3:** Descrições, forma abreviada e definições das variáveis cinemáticas estudadas na fase de transporte e de preensão.

Variável cinemática	Forma abreviada	Definição
<b>Fase de transporte</b>		
<i>Parâmetros espaciais</i>		
Índice de curvatura - Alinhamento da trajetória do mão	<b>I.C.</b>	Definido pela razão entre o comprimento real da trajetória percorrida pelo Corpo Rígido 2 (CR2) da mão (2D) dividido pela linha reta ideal entre o ponto de início e fim do movimento do CR2 da mão. A trajetória ideal corresponde ao número 1 e um semi-círculo equivale a 1.57 (Archambault <i>et al.</i> , 1999)
“Smoothness” Uniformidade do movimento	<b># picos</b>	Definido pelo número de picos presente no traçado da velocidade tangencial da mão (CR2)
Amplitude de movimento articular	<b>ADM (°)</b>	Amplitude de movimento articular (rotação plana) computada a partir dos corpos rígidos e definidos para os ângulos do cotovelo (flexão / extensão), do ombro (flexão / extensão, adução horizontal / abdução).
Orientação da mão e do MS	<b>ADM (°)</b>	Amplitude de movimento articular (rotação axial) computada a partir dos corpos rígidos e definidos para os ângulos do braço (rotação interna / externa), antebraço (supinação / pronação).
Deslocamento do tronco (mm)	<b>DT (mm)</b>	Comprimento da trajetória (x, y) do corpo rígido do tronco do início do movimento até o final, ou seja, o deslocamento para frente no plano sagital do corpo rígido do tronco entre o início e fim do movimento
<i>Parâmetros Temporais</i>		
Início (s)		Início do movimento calculado a partir do corpo rígido da mão (CR2), cortado no tempo no qual a velocidade atinge 5% do pico da velocidade do mesmo corpo rígido – tempo absoluto.
Tempo do movimento (s)	<b>TM (s)</b>	Tempo do movimento do CR2 do início ao fim (momento da preensão). O tempo foi determinado quando a velocidade atingiu 5% do pico da velocidade tangencial – tempo relativo.
Pico da velocidade da mão	<b>PV (mm/s)</b>	Primeiro pico no traçado da velocidade tangencial do CR2.
Duração da fase de desaceleração	<b>DFD (s)</b>	Duração da fase de desaceleração calculado a partir da diferença entre o tempo do pico de velocidade (TPV) até o fim do movimento (MT)
<b>Fase de Preensão</b>		
Max Abertura (mm)	<b>MA (mm)</b>	Cálculo da máxima distância 3-D (coordenada x, y e z) em mm entre os marcadores do dedo indicador e polegar. - tempo relativo
Tempo do Pico de Velocidade (s)	<b>TPV (s)</b>	Tempo do pico de velocidade do CR2 com o tempo de início definido como 0 s. - relativo
Tempo da Máx. Abertura da preensão	<b>TMA (s)</b>	Tempo entre o início do movimento e a distância máxima entre o indicador e o polegar.
<i>Delay</i> (TPV - TMA)	<i>Delay</i>	Coordenação temporal entre os movimentos de alcance e preensão, definidos como TPV-TMA

Os parâmetros temporais (TPV, DDP, TMA, e *Delay*) foram expressos como porcentagem do tempo de movimento (TM) e, assim, todos os resultados dizem respeito a valores normalizados (TPV%MT, DDP%MT, TMA%MT e *Delay*%MT). As principais variáveis apresentadas na tabela 4.3 estão ilustradas na Figura 4.18.



**Figura 4.18:** Representação das variáveis cinemáticas (parâmetros temporais) no traçado da velocidade tangencial do corpo rígido da mão (linha grossa), da velocidade tangencial da mudança da abertura da preensão (linha fina) e da máxima distância entre os marcadores do indicador e polegar (linha tracejada). TPV - Tempo do Pico de Velocidade; TPVA- Tempo do Pico da Velocidade de abertura da preensão; TMA - Tempo da máxima abertura da preensão; TM - Tempo do Movimento; DFD - Duração da Fase de Desaceleração.

## 4.7 Processamento Estatístico dos Dados

A normalidade das distribuições foi testada pelo teste de *Kolmogorov–Smirnov*, e a homogeneidade das variâncias com o teste de *Levene*. As características cinemáticas do alcance e preensão nos indivíduos saudáveis e com hemiparesia foram comparadas entre ambientes usando-se análise da variância (ANOVA) *two-way* com medidas repetidas em ambos os fatores (fatores – ambiente: físico, virtual; tipo de preensão: cilíndrica, força e precisão) e teste post-hoc de Fisher em caso de interação entre os fatores. Com relação à comparação no ambiente físico, usando ou não a luva, aplicou-se a mesma estatística descrita acima. O teste não paramétrico de Wilcoxon foi usado quando os parâmetros não apresentaram homogeneidade das variâncias.

Os Coeficientes de Correlação de Pearson foram utilizados para avaliar as relações entre as avaliações clínicas e funcionais do membro superior e as variáveis cinemáticas temporais e espaciais do movimento de alcance e preensão dos indivíduos com hemiparesia em ambos os ambientes e também entre a condição sem luva. Baseado no tamanho da amostra, os coeficientes de correlação de Pearson ( $r$ ) maiores que 0.578 foram considerados estatisticamente significativos com um valor de  $p=0.05$ ; (onde  $r > 0.658$ ,  $p= 0.02$  e  $r >0.708$ ,  $p= 0.01$ ).

Um valor de  $p < 0.05$  foi considerado estatisticamente significativo para todos os testes. Todas as análises estatísticas foram feitas utilizando o pacote estatístico de análise de dados STATISTICA 7.0<sup>®</sup> (StaSoft, Inc., Tulsa, OK). Todas as médias e desvios padrão (dp) estão apresentados em tabelas.

## Capítulo 5

### Resultados

De modo geral, os participantes foram capazes de alcançar, pegar e transportar os objetos virtuais similarmente aos objetos físico-reais. Os três objetos apresentavam diferentes níveis de dificuldade, exigindo, assim, uma diferente orientação da mão a fim de serem apanhados. Dessa forma, a apresentação dos resultados seguirá a seguinte ordem:

- Comparação da cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físico (AF) e virtual (AV) em indivíduos saudáveis (controle);
- Comparação da cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físico e virtual em indivíduos com hemiparesia pós-AVE;
- Comparação da Cinemática do alcance e preensão dos movimentos realizados no ambiente físico (AF) entre as condições “com a luva” (CL) e “sem a luva” (SL) (*CyberGrasp* e *CyberGlove*) nos indivíduos saudáveis e com hemiparesia.
- Correlação entre as principais variáveis cinemáticas do movimento de alcance e preensão e o grau de comprometimento motor e funcional do membro superior afetado dos indivíduos com hemiparesia;

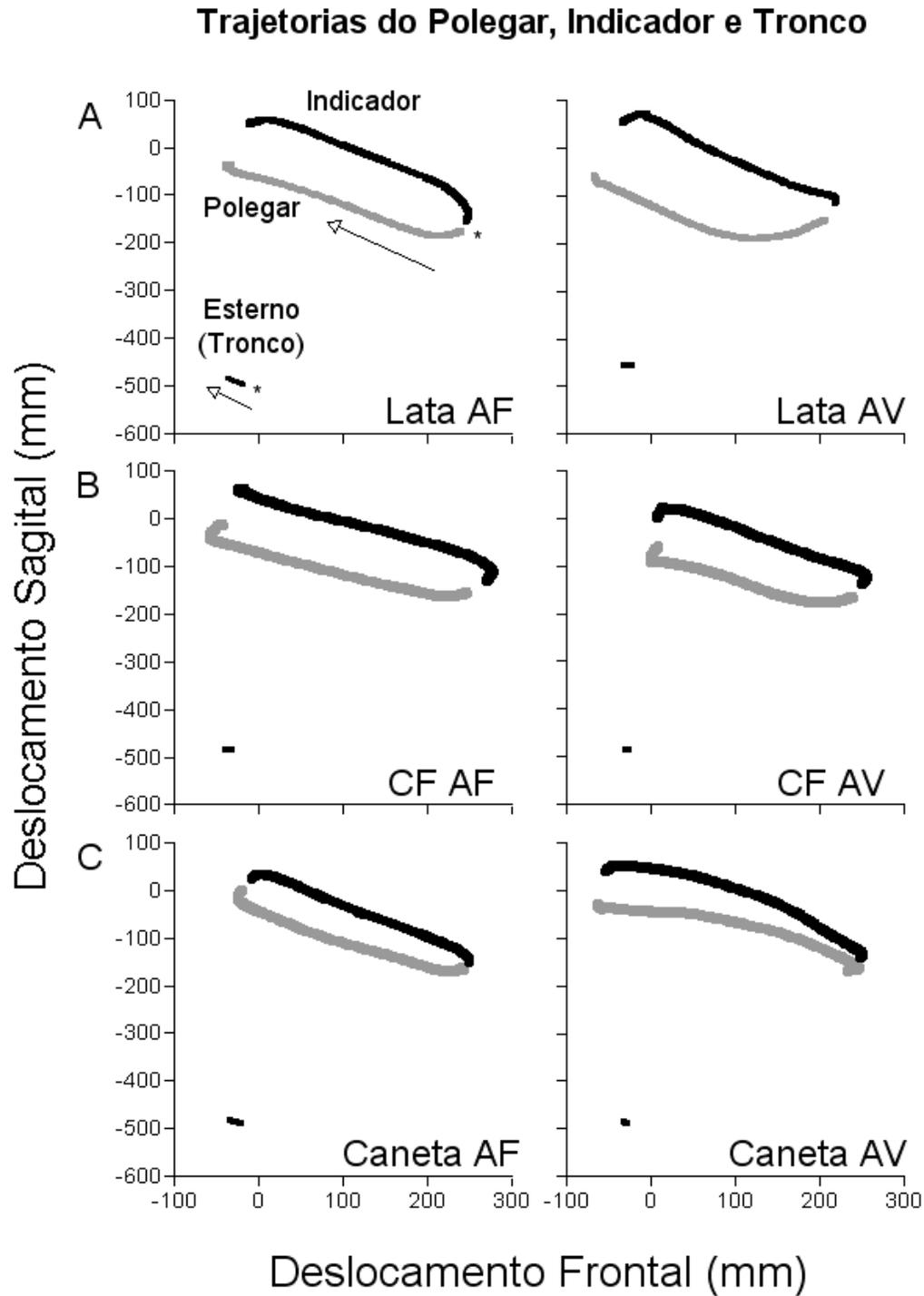
## 5.1 Comparação da Cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físicos e virtuais em indivíduos saudáveis

### *Efeito do ambiente e do tipo de objeto na fase de transporte do braço dos indivíduos saudáveis*

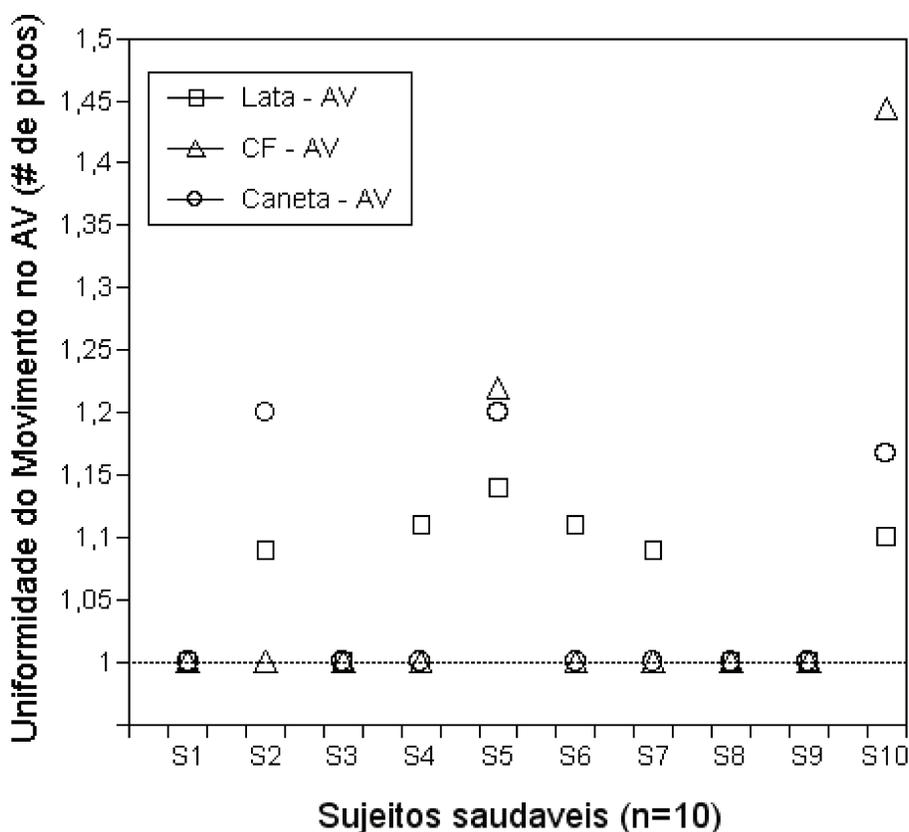
#### *Parâmetros espaciais*

A trajetória da mão foi similar em ambos os ambientes, mas foi ligeiramente menos linear (mais curva) (i.e.: valor de Índice de Curvatura (I.C.)  $>1$ ) no AV (ANOVA efeito do ambiente  $F_{1,9}=11.01$ ;  $p<0.01$ , Tabela 5.1, Figura 5.1). Com relação ao tipo de objeto, não houve diferença no I.C. ( $p=0.06$ ), embora tenha sido observada uma tendência a movimentos um pouco mais curvos quando os indivíduos pegaram a chave de fenda (I.C.; média de 1.20).

O perfil da velocidade tangencial apresentou um único pico para todos os participantes saudáveis e em todas as condições, quando o movimento foi realizado no AF. Entretanto, quando os indivíduos realizaram os movimentos no AV, (Figura 5.2) observou-se um leve aumento no número de picos quando pegaram a lata (1.06 picos), se comparado com o AF (1.00 picos; Wilcoxon,  $p<.05$ ; Tabela 5.1).



**Figura 5.1-** Trajetórias do dedo indicador e polegar (*linhas espessas*) e trajetória do tronco (*linhas finas*) no ambiente físico (AF) (*painéis esquerdos*) e ambiente virtual (AV) (*painéis direitos*) de um sujeito saudável realizando a preensão da lata (A), da chave de fenda (B) e da caneta (C). A posição de início é ilustrada pelo *asterisco*. 'CF' chave de fenda. *Setas* indicam a direção do movimento.



**Figura 5.2:** Uniformidade do movimento (número de picos do traçado da velocidade tangencial da mão) durante o alcance e preensão dos indivíduos saudáveis no ambiente virtual (média de 10 movimentos para cada sujeito). A linha tracejada horizontal indica que houve somente 1 pico no traçado da velocidade. 'CF' chave de fenda.

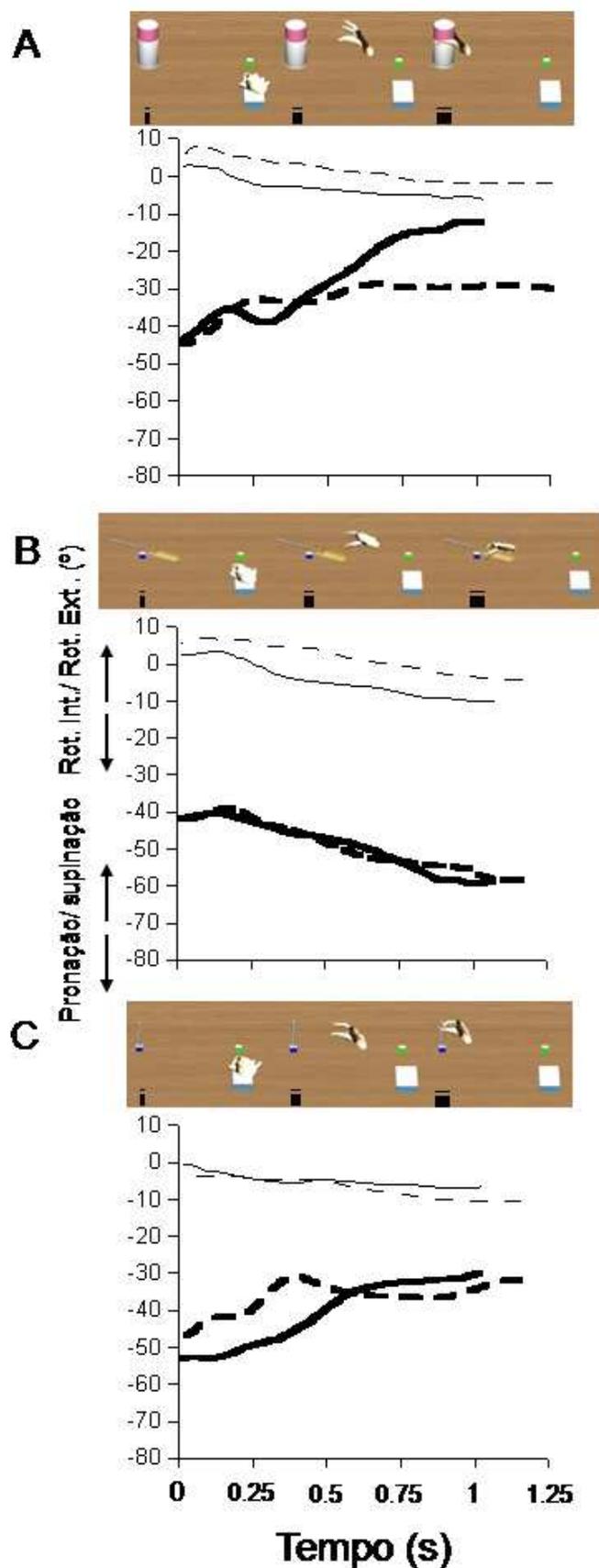
### Amplitude de movimento - rotações angulares planas e axiais

Comparando-se com o AF, os indivíduos saudáveis usaram em média 2.2 a 15.8° mais extensão de cotovelo (efeito do ambiente;  $F_{1,9}=7.64$ ;  $p<0.02$ ) e em média 5.7 a 8.4° mais flexão de ombro ( $F_{1,9}= 8.24$ ;  $p<0.02$ ) no AV. Além disso, para a extensão de cotovelo observou-se uma interação entre o ambiente e o tipo de objeto ( $F_{2,18}=10.28$ ;  $p<0.01$ ), indicando que a quantidade de extensão de cotovelo usada foi similar quando os indivíduos alcançaram para pegar a chave de fenda (Fisher Post-hoc;  $p=0.4$ ), mas maior quando alcançaram para pegar a lata e a caneta (Fisher Post-hoc;  $p<0.001$  para ambos). Uma interação similar também foi encontrada para a adução horizontal do ombro (Fisher Post-hoc; chave de fenda,  $p>0.5$ ; lata,  $p<0.002$ ; caneta,  $p<0.001$ ).

**Tabela 5.1:** Valores médios (desvios-padrão) dos dados cinemáticos (parâmetros espaciais) da fase de transporte do movimento de alcance do grupo de indivíduos saudáveis (n=10).

<i>Ambiente</i>	Físico			Virtual		
<i>Tipo de objeto</i>	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<b><i>Parâmetros espaciais</i></b>						
Índice de Curvatura **	1.15 (0.05)	1.16 (0.05)	1.11 (0.04)	1.18 (0.07)	1.20 (0.06)	1.17 (0.09)
Numero de picos	1.00 ¥ (0.00)	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.06 (0.06)	1.07 (0.15)	1.07 (0.09)
Extensão de cotovelo (°) *, ‡	30.6 ‡ (8.9)	34.2 (9.9)	28.4 ‡ (8.1)	40.9 (12.3)	36.4 (12.3)	44.2 (11.0)
Flexão de ombro (°) *	43.4 (14.1)	46.4 (14.4)	47.0 (15.0)	51.8 (12.9)	52.1 (14.0)	53.3 (12.6)
Add Hor. Ombro(°)	55.8 § (14.7)	56.0 (15.4)	54.6 § (16.1)	61.9 (13.6)	55.2 (13.3)	64.5 (14.4)
Rotação Interna de ombro (°) †	-12.2 (8.5)	-17.1 (7.4)	-12.8 (10.1)	-11.3 (6.7)	-13.6 (5.6)	-9.1 (7.4)
Supinação / Pronação (°)	45.2 § (20.9)	-18.2 (4.1)	26.8 (14.9)	17.1 (11.9)	-14.5 (14.0)	18.1 (15.7)
Deslocamento de tronco (mm)	17 (20)	13 (12)	16 (15)	13 (10)	9 (10)	11 (8)

'CF' chave de fenda; ANOVA diferença entre ambientes: \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ ; diferença entre objetos: † $p < 0.05$ ; interação entre ambiente e tipo de objeto: ‡  $p < 0.05$ ; Fisher Post-Hoc Test: §  $p < 0.01$ ; Teste não paramétrico de Wilcoxon: ¥  $p < 0.05$ .



**Figura 5.3:** Orientação do braço e mão durante a fase de transporte do braço quando alcançando para pegar os três objetos: A) lata; B) chave de fenda; C) caneta no ambiente físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas). Rotação interna do ombro (Rot Int.) e externa (Rot Ext.) (linhas finas) e pronação/supinação (linhas espessas). (Quadro superior): Ambiente virtual da forma como é apresentado ao sujeito, através do capacete de RV, mostrando a seqüência de movimentos da posição inicial (i), meio da fase de transporte (ii) e a preensão do objeto (iii).

A orientação do braço e mão em ambos os ambientes variaram de acordo com a orientação do objeto e com as restrições da tarefa. De modo geral, os indivíduos saudáveis foram capazes de orientar o posicionamento do braço e mão de modo similar em ambos os ambientes (Tabela 5.1. Figura 5.3). Assim, a rotação interna/externa do ombro não foi afetada pelo ambiente ( $p>0.1$ ), mas variou de acordo com o objeto a ser pego (efeito do tipo de objeto,  $F_{2,18}=5.01$ ;  $p<0.02$ ). Os indivíduos controle / saudáveis usaram mais rotação interna do ombro para pegar a chave de fenda comparado com a lata e a caneta ( $p<0.005$  para ambos). Similarmente, a supinação/pronação variou de acordo com o objeto a ser pego ( $F_{2,18}=12.55$ ;  $p<0.001$ ). Como era esperado, os indivíduos usaram pronação para pegar a chave de fenda e supinação para pegar a lata e a caneta. Entre os ambientes, a única diferença encontrada foi que a supinação do antebraço foi menor (em média  $28^\circ$ ) quando os indivíduos pegaram a lata no AV comparado com o AF ( $p<0.001$ ). Conforme esperado, nos indivíduos saudáveis não foi observado deslocamento de tronco durante as atividades de alcance e preensão ( $p>0.05$ ).

### Parâmetros temporais

Os parâmetros temporais da fase de transporte foram influenciados pelo ambiente. Os valores médios do tempo de movimento, pico de velocidade da mão, tempo relativo do pico de velocidade da mão e tempo de desaceleração relativa estão presentes na Tabela 5.2.

De modo geral, o tempo do movimento foi prolongado em 50% no ambiente virtual (efeito do ambiente,  $F_{1,9}=70.15$ ;  $p<0.001$ ) e, portanto, os movimentos foram mais lentos no AV e apresentaram picos de velocidade menores (Wilcoxon,  $p<0.01$ ) no ambiente virtual comparado com o ambiente físico para todos os tipos de preensão. No AV o tempo de movimento foi mais curto para pegar a chave de fenda (efeito do objeto,  $F_{2,18}=4.8$ ;  $p<0.02$ ) comparado com a lata e caneta ( $p<0.01$  para ambos). Particularmente, no AF, durante a fase de transporte, a mão alcançou picos de velocidades maiores para a chave de fenda quando comparado com a lata e a caneta, enquanto que, no AV, os picos de velocidade foram similares entre os objetos (efeito de interação:  $F_{2,18}=7.15$ ;  $p<0.005$ ). O tempo relativo do pico de velocidade da mão (TPV%MT) ocorreu em média ~8% antes no AV comparado ao AF para a lata e para a chave de fenda e ~10% antes para a caneta ( $F_{1,9}=50.1$ ;  $p<0.001$ ). Consequentemente, o tempo relativo de desaceleração

(DFD %MT) também foi prolongado no AV ( $F_{1,9}=50.1$ ;  $p<0.001$ ), especialmente quando os indivíduos pegaram o objeto menor (caneta).

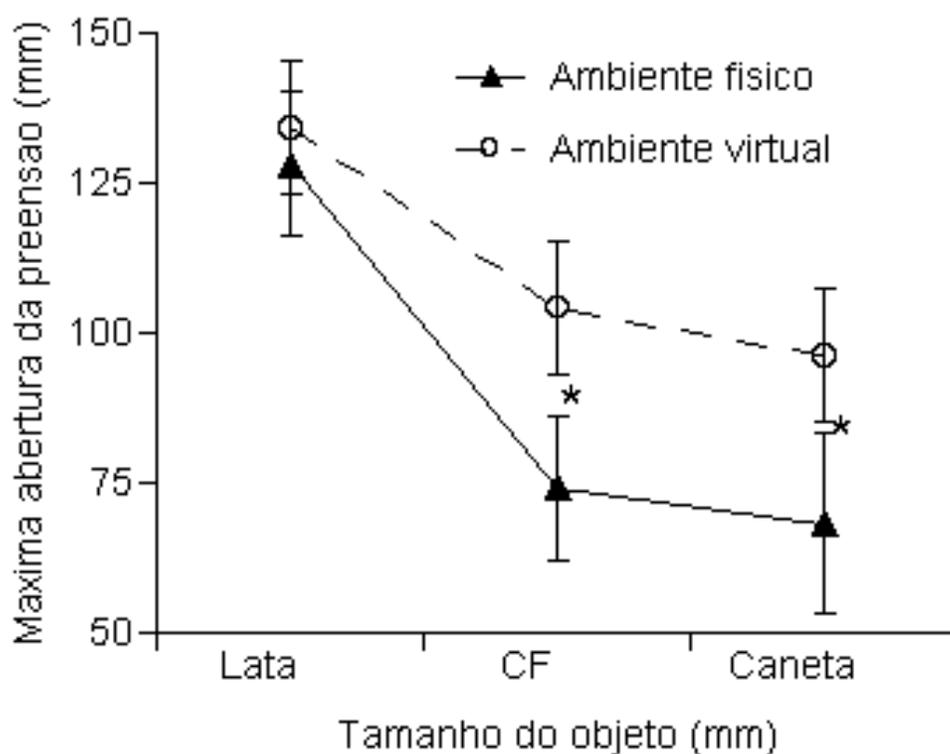
**Tabela 5.2:** Valores médios (desvios-padrão) dos dados cinemáticos (parâmetros temporais) da fase de transporte e preensão do movimento grupo de indivíduos saudáveis (n=10).

<i>Ambiente</i>	Físico			Virtual		
<i>Tipo de objeto</i>	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<b><i>Parâmetros Temporais</i></b>						
<b><i>Fase de transporte</i></b>						
Tempo do movimento (s) **, †	0.985 (0.247)	0.966 (0.299)	0.964 (0.262)	1.715 (0.441)	1.467 (0.280)	1.756 (0.350)
Pico da velocidade da mão (mm/s)	703 ¥ (107)	841 ¥ (144)	738 ¥ (136)	484 (39)	515 (48)	506 (65)
Tempo do Pico de Veloc. (%)**, †	43.1 (4.8)	44.0 (4.9)	42.5 (4.2)	35.1 (4.8)	35.3 (4.9)	32.0 (4.2)
Tempo de desaceleração (%) **, †	56.9 (4.8)	56.0 (4.9)	57.5 (4.2)	64.9 (5.5)	64.8 (4.4)	68.0 (4.7)
<b><i>Fase de preensão</i></b>						
Max Abertura (mm) ‡	128 (12)	74 § (12)	68 § (15)	134 (13)	104 (17)	96 (26)
% Tempo da Max abertura ns	69.8 (6.2)	64.8 (4.1)	66.5 (6.9)	72.4 (7.8)	69.0 (6.9)	68.7 (3.4)
% Delay TPV – TMA *	26.7 (6.9)	20.8 (6.0)	24.0 (6.0)	37.4 (7.0)	33.7 (7.3)	36.7 (13.1)

'CF' chave de fenda; ANOVA diferença entre ambientes: \* $p<0.05$ , \*\* $p<0.001$ ; diferença entre objetos: † $p<0.05$ ; interação entre ambiente e tipo de objeto: ‡  $p<0.05$ ; Fisher Post-Hoc Test: §  $p<0.01$ ; Teste não paramétrico de Wilcoxon: ¥  $p<0.01$ .

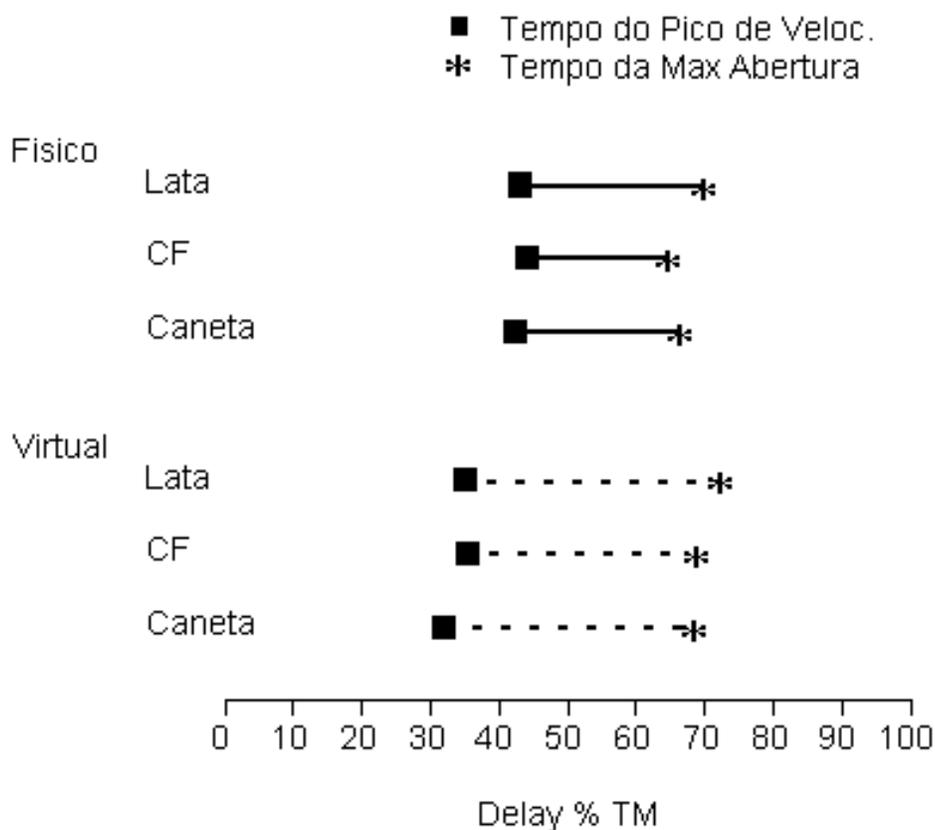
### ***Efeito do ambiente e do tipo de objeto na fase de preensão***

Embora tenha ocorrido um efeito significativo do tipo do ambiente ( $F_{1,9}=19.45$ ;  $p<0.002$ ) para a máxima abertura da preensão, a interação entre o tipo de objeto e o ambiente ( $F_{2,18}=11.68$ ;  $p<0.001$ ) mostrou que a máxima abertura da preensão foi similar entre AF e AV quando os indivíduos pegaram a lata (Fisher Post-hoc;  $p=0.16$ ), mas a máxima abertura da preensão no AV foi maior quando os indivíduos pegaram a chave de fenda e caneta (Fisher post-hoc,  $p<0.001$  para ambos; Tabela 5.2; Figura 5.4). Entretanto, apesar dessa abertura maior, o escalonamento entre a abertura da preensão e o tamanho do objeto foi preservado em ambos os ambientes ( $F_{2,18}=79.59$ ;  $p<0.001$ ).



**Figura 5.4:** Valores médios (DP) da máxima abertura da preensão (mm) no ambiente físico e virtual durante o alcance/preensão da mão em direção à lata (65.6 mm), a chave de fenda (31.6 mm) e à caneta (7.5 mm). A abertura da preensão escalonou com o tamanho do objeto para ambos os objetos físicos e virtuais e o dimensionamento foi mais adequado para o objeto mais largo. A máxima abertura da preensão foi maior para os objetos virtuais de tamanho médio e pequeno comparado com os objetos reais/físicos.

Os parâmetros temporais da preensão também foram similares em ambos os ambientes: o tempo relativo da máxima abertura da preensão (TMA%MT;  $p>0.05$ ) ocorreu entre 65-70% do tempo do movimento no AF e entre 69-72% no AV. Entretanto, uma vez que o tempo do pico da velocidade da mão foi diferente entre os ambientes, o *delay* entre TPV%MT e TMA%MT foi prolongado no AV ( $F_{1,9}=55.2$ ;  $p<0.001$ ) comparado ao AF (Figura 5.5).



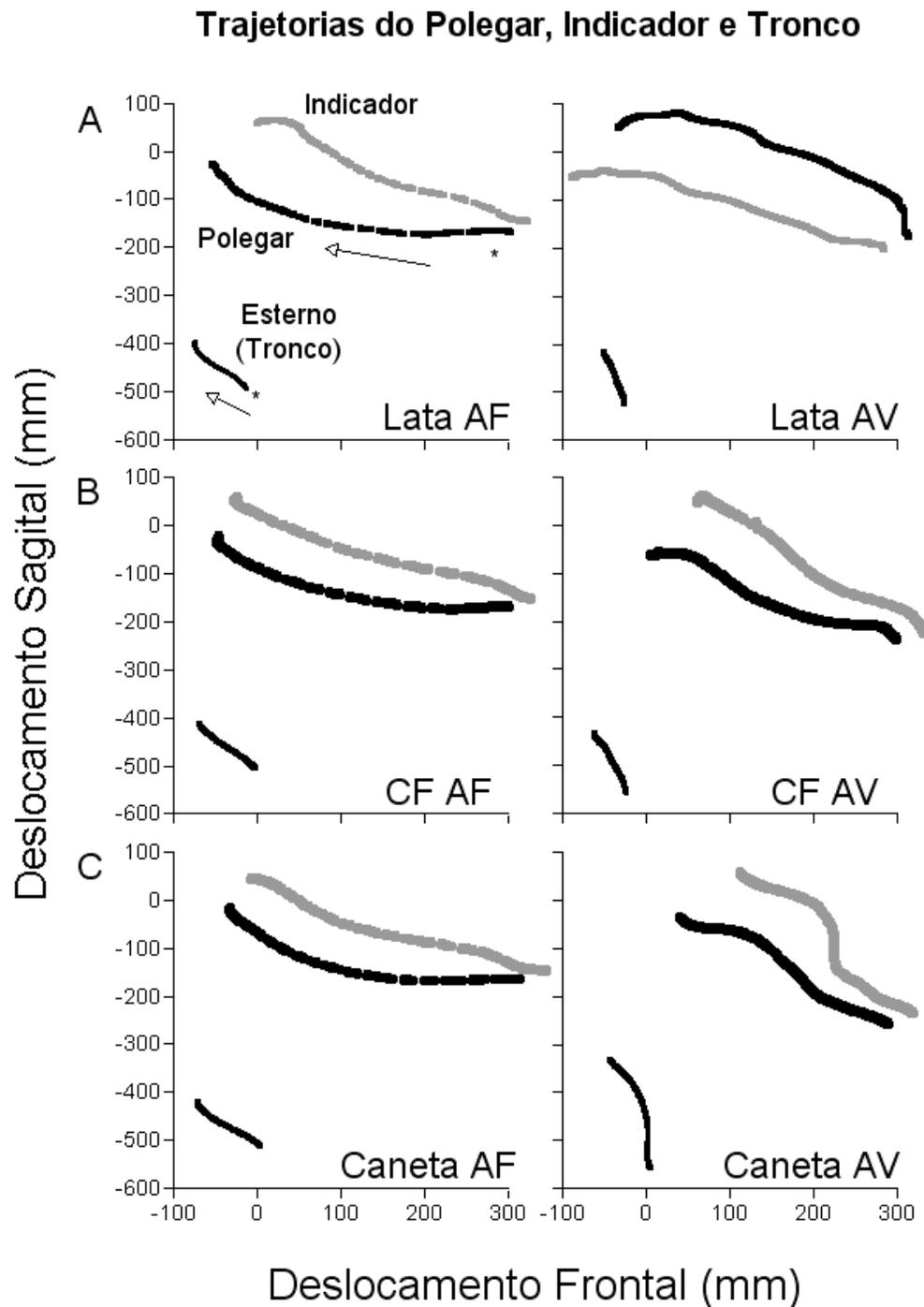
**Figura 5.5:** Média dos grupos (DP) do delay entre o tempo do pico de velocidade (TPV, quadrados) e o tempo da máxima abertura da preensão (TMA, asterisco) expressados como porcentagem do Tempo de Movimento (MT) para cada objeto (lata, chave de fenda (CF) e caneta), o *delay* esta representado por linhas horizontais nos ambientes físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas).

## **5.2 Comparação da Cinemática do alcance e preensão entre os ambientes físico e virtual em indivíduos com hemiparesia**

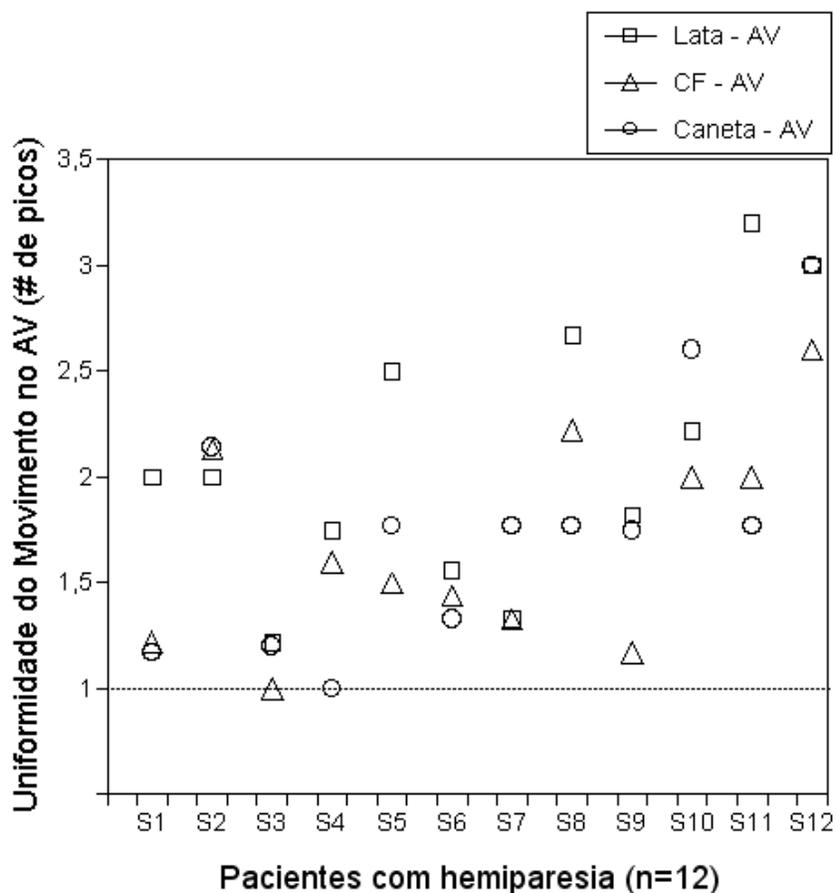
### **Efeito do ambiente e do tipo de objeto na fase de transporte do braço**

#### **Parâmetros espaciais**

A trajetória da mão (alinhamento) foi semelhante em ambos os ambientes. Entretanto, foi ligeiramente mais curva no ambiente virtual (I.C.  $F_{1,11}=5.50$ ,  $p=0.04$ , Tabela 5.3, Figura 5.6), especialmente quando os indivíduos pegaram a chave de fenda ( $F_{2,22}=5.64$ ,  $p=0.01$ ) no AV. Com relação à suavidade do movimento nos indivíduos com hemiparesia, o traçado da velocidade tangencial da mão apresentou, em média, 1.30 picos no AF e 1.85 picos no AV (efeito do ambiente;  $F_{1,11}=30.8$ ,  $p=0.0002$ , Tabela 5.3), caracterizando movimentos menos suaves no AV (Figura 5.7), especialmente quando os indivíduos com hemiparesia pegaram a lata (efeito de objeto;  $F_{2,22}=8.27$ ,  $p=0.002$ ).



**Figura 5.6:** Trajetórias do dedo indicador (*linhas espessas cinza*) e polegar (*linhas espessas pretas*) e trajetória do tronco (*linhas finas*) no ambiente físico (AF) (*painéis esquerdos*) e ambiente virtual (AV) (*painéis direitos*) de um sujeito com hemiparesia realizando a preensão da lata (A), da chave de fenda (B) e da caneta (C). A posição de início é ilustrada pelo *asterisco*. 'CF' chave de fenda. *Setas* indicam a direção do movimento.



**Figura 5.7:** Uniformidade do movimento (número de picos do traçado da velocidade tangencial da mão) durante o alcance e preensão dos indivíduos com hemiparesia no ambiente virtual. A linha tracejada horizontal indica que houve somente 1 pico no traçado da velocidade. Como pode ser observado, os indivíduos com hemiparesia apresentam um maior número de picos no traçado da velocidade tangencial especialmente quando pegaram a lata no AV. 'CF' chave de fenda.

### Amplitude de movimento - rotações angulares planas e axiais

Comparando-se com o AF, os indivíduos com hemiparesia usaram em média 5.6 a 7.3° mais extensão de cotovelo ( $F_{1,11}=9.43$ ,  $p=0.01$ ) no AV independente do tipo de objeto. A quantidade de flexão de ombro usada do início ao fim do movimento foi similar entre os ambientes ( $F_{1,11}=2.34$ ,  $p=0.15$ ). Da mesma forma, o tipo de objeto não influenciou na amplitude de flexão de ombro ( $p>0.05$ ). Entretanto, os indivíduos com hemiparesia usaram mais adução horizontal do ombro no ambiente virtual ( $F_{1,11}=13.66$ ,  $p=0.004$ ) quando comparado ao AF. Os valores das rotações planas e axiais estão apresentados na Tabela 5.3.

A orientação do braço e da mão em ambos os ambientes variou de acordo com a orientação do objeto e restrições da tarefa. De modo geral, os indivíduos com hemiparesia foram capazes de orientar o posicionamento do braço e da mão de modo similar em ambos os ambientes. Assim, a rotação interna/externa do ombro não foi afetada pelo ambiente, sendo similar entre AF e AV ( $F_{1,11}=0.183$ ,  $p=0.68$ ), mas variou de acordo com o objeto a ser pego (efeito do tipo de objeto.  $F_{2,22}= 4.54$ ,  $p=0.02$ ) de modo que os indivíduos com hemiparesia usaram mais rotação interna do ombro quando pegaram a chave de fenda e caneta no AV com relação à lata.

Similarmente, a rotação do antebraço (supinação/pronação) variou de acordo com o objeto a ser pego ( $F_{2,22}= 17.95$ ,  $p=0.00002$ ). A pronação usada para pegar a chave de fenda foi similar entre os ambientes ( $p=0.25$ ). Entretanto, os indivíduos com hemiparesia supinaram menos o antebraço para pegar a lata ( $\sim 18^\circ$ ) e caneta ( $\sim 5.65^\circ$ ) no ambiente virtual (Fisher post-hoc,  $p < 0.0001$ ). O deslocamento do tronco foi similar entre o AF e AV ( $F_{1,11}= 1.27$ ,  $p=0.28$ ), porém observou-se uma interação entre o ambiente e o tipo de objeto ( $F_{2,22}= 5.81$ ,  $p=0.01$ ), mostrando que os indivíduos com hemiparesia moveram menos o tronco no AV ( $F_{2,22}= 4.62$ ,  $p=0.02$ ) quando pegaram a lata e a chave de fenda (Fisher Post-hoc;  $p= 0.03$  e  $0.001$  respectivamente). Para a caneta, o deslocamento de tronco foi similar entre os ambientes ( $p= 0.63$ ).

**Tabela 5.3:** Valores médios (desvio padrão) dos dados cinemáticos da fase de transporte do movimento de alcance do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12).

<i>Ambiente</i> - Indivíduos com hemiparesia (n=12)	Físico			Virtual		
	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<b><i>Tipo de objeto</i></b>						
<b><i>Parâmetros espaciais</i></b>						n=8
Índice de Curvatura *	1.25 (0.10)	1.23 (0.16)	1.18 (0.08)	1.27 (0.17)	1.34 (0.15)	1.22 (0.07)
Numero de picos ***, ††	1.59 (0.83)	1.13 (0.30)	1.17 (0.28)	2.11 (0.63)	1.68 (0.49)	1.77 (0.74)
Extensão de cotovelo (°)**	16.2 (13.1)	17.8 (12.1)	13.9 (11.7)	21.8 (11.7)	25.1 (11.8)	21.2 (14.8)
Flexão de ombro (°) ns	37.2 (13.1)	40.6 (11.5)	41.7 (15.9)	41.6 (12.7)	44.0 (15.8)	41.0 (12.2)
Add Hor. Ombro(°)**	41.5 (12.3)	41.3 (10.5)	41.3 (13.0)	46.7 (12.5)	44.4 (11.1)	49.1 (10.2)
Rotação Interna de ombro (°) †	-27.4 (8.9)	-34.3 (6.6)	-29.7 (9.4)	-28.7 (10.8)	-29.1 (9.0)	-30.5 (9.2)
Supinação / Pronação (°)	34.0 § (11.5)	-15.5 (8.6)	20.4 § (14.4)	15.6 (13.2)	-12.5 (7.5)	11.8 (12.8)
Deslocamento de tronco (mm) †	91 § (68)	86 § (56)	91 (66)	71 (65)	54 (50)	95 (70)

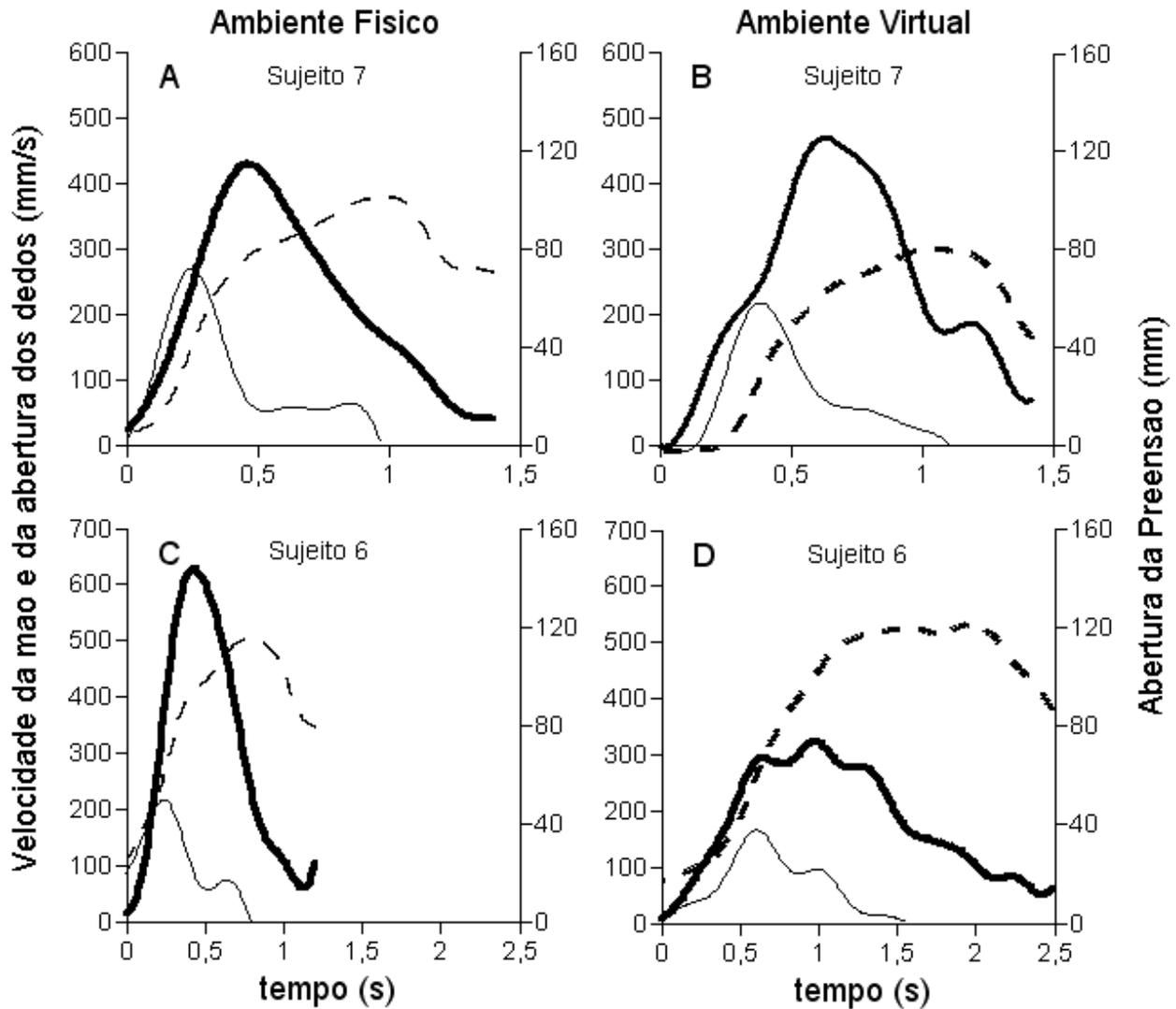
'CF' chave de fenda; ANOVA diferença entre ambientes: \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ ; diferença entre objetos: † $p < 0.05$ ; ††  $p < 0.001$ ; Fisher Post-Hoc Test: §  $p < 0.01$ .

### **Parâmetros temporais**

Os parâmetros temporais da fase de transporte foram influenciados pelo ambiente e pelo tipo de objeto nos indivíduos com hemiparesia. Os valores médios do tempo de movimento, do pico de velocidade da mão, do tempo relativo do pico de velocidade da mão e do tempo de desaceleração relativa estão presentes na Tabela 5.4.

De modo geral, o tempo do movimento foi prolongado em 43% no ambiente virtual (efeito do ambiente,  $F_{1,11}=47.38$ ;  $p<0.0001$ ), sendo que, portanto, os movimentos foram mais lentos no AV e os picos de velocidade foram menores (Wilcoxon,  $p<0.03$ ) no AV comparado com o AF. A Figura 5.8 ilustra alguns exemplos do perfil da velocidade da mão e abertura da preensão em dois indivíduos com hemiparesia (sujeito 7 e 6). Para os dois sujeitos, no AF, nota-se apenas um pico no traçado da velocidade tangencial (A e C); entretanto, no AV observa-se o aumento no número de picos, em especial para o S6, assim como o prolongamento no tempo do movimento no AV (Figura 5.8D).

Em ambos os ambientes, o tempo de movimento foi mais curto para pegar a chave de fenda (efeito do objeto,  $F_{2,22}=7.52$ ;  $p<0.003$ ) comparado com a lata e a caneta. O tempo relativo do pico de velocidade da mão (TPV%MT) ocorreu em média ~3% antes no AV comparado ao AF para a lata, ~6% antes para chave de fenda e praticamente no mesmo tempo para a caneta (~1%) ( $F_{1,11}= 7.76$ ;  $p=0.02$ ) entre os ambientes. No AV, o TPV%MT escalonou com o tamanho do objeto, ocorrendo 30% antes para a lata, 32% antes para a chave de fenda e 34% antes para a caneta. Consequentemente, o tempo relativo de desaceleração (DFD%MT) também foi prolongado no AV ( $F_{1,11}= 7.73$ ;  $p=0.02$ ), especialmente quando os indivíduos com hemiparesia pegaram a lata. No AV a DFD %MT escalonou com o tamanho do objeto.



**Figura 5.8:** Exemplos do traçado da velocidade do punho (linha grossa) e velocidade da abertura dos dedos (linha fina) e abertura da preensão (linha tracejada) durante a tarefa de alcance e preensão da lata no ambiente físico (painéis à esquerda) e virtual (painéis à direita) de dois indivíduos com hemiparesia

**Tabela 5.4:** Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de preensão do movimento de alcance do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12).

<i>Ambiente</i> - Indivíduos com hemiparesia (n=12)						
<i>Tipo de objeto</i>	Físico			Virtual		
	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<i>Parâmetros Temporais</i>						
<i>- Fase de transporte</i>						
Tempo do movimento (s)**, <sup>†</sup>	1.820 (0.824)	1.343 (0.293)	1.458 (0.383)	2.409 (0.572)	1.960 (0.426)	2.209 (0.550)
Pico da velocidade da mão (mm/s)	525 ¥ (122)	659 ¥ (154)	574 ¥ (126)	402 (110)	418 (99)	408 (80)
Tempo do Pico de Veloc. (%) *	32.5 (6.9)	37.6 (6)	35.1 (5.8)	29.8 (7)	31.7 (7.1)	33.6 (6.8)
Tempo de desaceleração (%) *	67.5 (6.88)	62.4 (5.98)	64.9 (5.83)	70.2 (6.99)	68.3 (7.14)	66.4 (6.80)
<i>-Fase de preensão</i>						
Max Abertura (mm) ‡	110.8 (15.3)	70.6 § (11.2)	68.9 § (17,3)	110.1 (16.3)	89.8 (19.4)	90.0 (22.2)
% Tempo da Max abertura **	69.5 (9.4)	64.0 (8.5)	60.6 (9.7)	74.7 (7.0)	75.1 (9.8)	74.5 (8.5)
% Delay TPV – TMA**, <sup>†</sup>	37.0 (12.5)	26.3 (6.6)	25.4 (9.3)	44.9 (10.2)	43.3 (9.4)	40.9 (10.9)

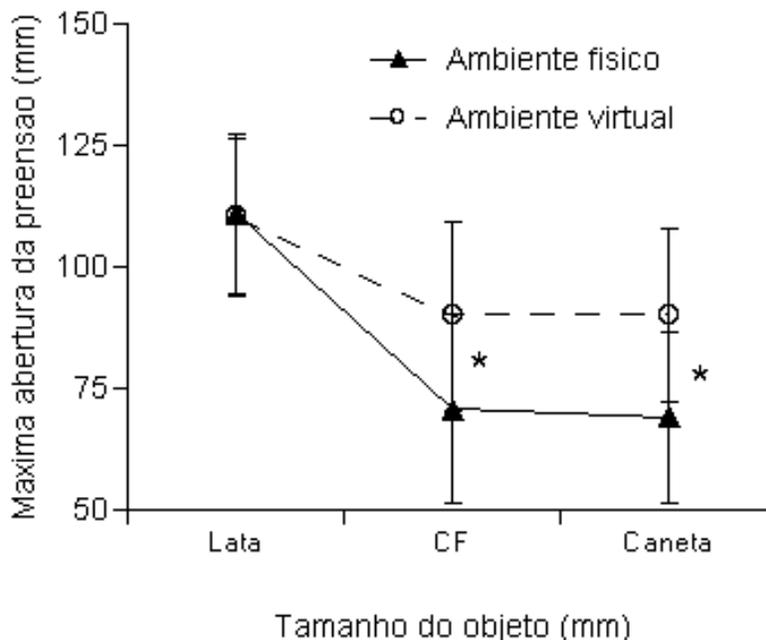
'CF' chave de fenda; ANOVA diferença entre ambientes: \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.001$ ; diferença entre objetos:

<sup>†</sup> $p < 0.05$ ; interação entre ambiente e tipo de objeto: ‡  $p < 0.05$ ; Fisher Post-Hoc Test: §  $p < 0.01$ ; Teste não paramétrico de Wilcoxon: ¥  $p < 0.01$ .

### ***Efeito do ambiente e do tipo de objeto na fase de preensão nos indivíduos com hemiparesia***

Embora tenha ocorrido um efeito significativo do tipo do ambiente ( $F_{1,11}=20.23$ ;  $p=0.001$ ; Tabela 5.4; Figura 5.13), na máxima abertura da preensão da mão, a interação entre o tipo de objeto e o ambiente ( $F_{2,22}=20.29$ ;  $p=0.0001$ ) mostrou que a máxima abertura da preensão foi similar entre AF e AV quando os indivíduos com hemiparesia pegaram a lata (Fisher Post-hoc;  $p=0.81$ ), mas eles apresentaram uma máxima abertura maior da preensão no AV quando

pegaram a chave de fenda e a caneta (Fisher post-hoc,  $p < 0.0001$  para ambos). Entretanto, apesar dessa abertura maior, o escalonamento entre a abertura da preensão e o tamanho do objeto foi preservado em ambos os ambientes ( $F_{2,22} = 101.9$ ,  $p = 0.00001$ ) para os indivíduos com hemiparesia.

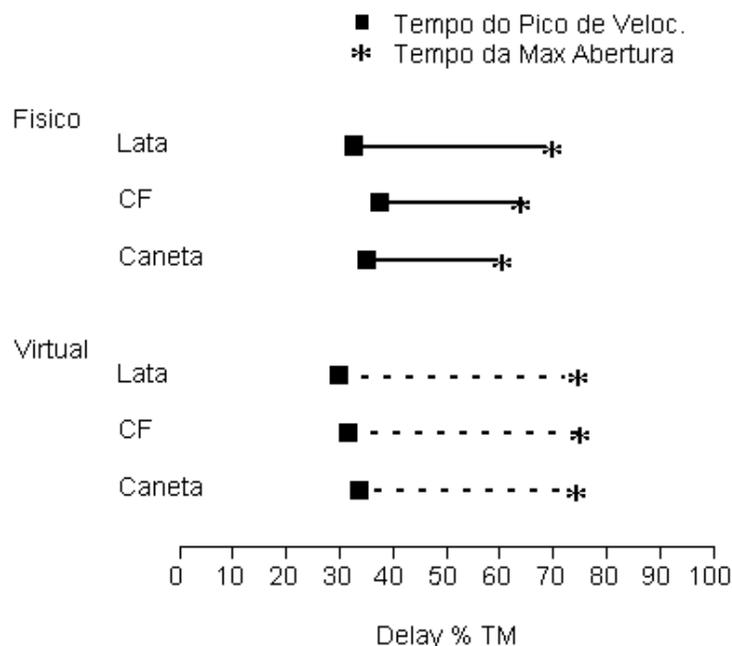


**Figura 5.9:** Valores médios (DP) da máxima abertura da preensão (mm) no ambiente físico e virtual durante o alcance/preensão da mão em direção a lata (65.6 mm), a chave de fenda (31.6 mm) e a caneta (7.5 mm) dos indivíduos com hemiparesia. A abertura da preensão escalonou com o tamanho do objeto para ambos os objetos físicos e virtuais. A abertura da preensão escalonou adequadamente para o objeto mais largo. A máxima abertura da preensão foi maior para os objetos virtuais de tamanho médio e pequeno comparado com os objetos reais/físicos.

Com relação aos parâmetros temporais da preensão, observou-se que o tipo do ambiente influenciou no tempo relativo da máxima abertura (TMA%MT) ( $F_{1,11} = 81.3$ ,  $p = 0.00001$ ). No AV, o tempo equivalente à máxima abertura da preensão ocorreu ~10% depois do TMA%MT, observado no AF. Assim o TMA%MT ocorreu entre 60.5 - 69% do tempo de movimento no AF e entre 74.5% - 75% no AV.

Considerando que o tempo relativo do pico de velocidade tangencial da mão (TPV%MT) ocorreu antes e o tempo relativo da máxima abertura da preensão (TMA%MT) ocorreu mais tarde no AV, o *delay* entre essas duas variáveis foi prolongado no AV comparado ao AF ( $F_{1,11} = 107.1$ ;  $p < 0.0001$ ; Figura 5.10). No ambiente físico, os indivíduos com hemiparesia apresentaram um *delay* maior para a lata (37%) comparado com a chave de fenda (26%) e caneta (25%). Já no

ambiente virtual, o *delay* foi semelhante entre os 3 objetos (~43%) ( $F_{2,22}= 4.34, p= 0.03$ ). Dessa forma, observou-se uma tendência à interação entre o tipo de ambiente e o tamanho do objeto ( $F_{2,22}= 2.77, p=0.08$ ), mostrando que o *delay* (%MT) foi maior conforme o tamanho do objeto aumentou, especialmente no AF.



**Figura 5.10:** Média (DP) do *delay* entre o tempo do pico de velocidade (TPV, quadrados) e o tempo da máxima abertura da preensão (TMA, asterisco) expressos como porcentagem do Tempo de Movimento (MT) para cada objeto (lata, chave de fenda (CF) e caneta). O *delay* está representado por linhas horizontais nos ambientes físico (linhas contínuas) e virtual (linhas tracejadas) dos indivíduos com hemiparesia.

Dos doze indivíduos com hemiparesia, quatro deles (sujeito 5, S7, S8 e S11, Tabela 4.1 - metodologia) não conseguiram pegar a caneta no AV, embora tenham sido capazes de realizar o movimento no ambiente físico com e sem a luva. Para fins estatísticos, a média de todo o grupo foi usada para substituir os dados desses quatro indivíduos que não conseguiram cumprir essa tarefa.

### **5.3 Comparação da Cinemática do alcance e preensão dos movimentos realizados no ambiente físico (AF) entre as condições “com a luva” (CL) e “sem a luva” (SL) indivíduos saudáveis e indivíduos com hemiparesia**

#### *Efeito do uso da luva na cinemática do movimento*

De modo geral, o uso da luva (*Cybergrasp* acoplada à *CyberGlove*) teve interferência nos parâmetros temporais do alcance e no desempenho da preensão, em ambos os grupos. Os valores (média e desvio padrão) dos participantes saudáveis estão apresentados nas Tabelas 5.5 e 5.7 e para os indivíduos com hemiparesia nas Tabelas 5.6 e 5.8.

#### *Parâmetros espaciais*

O uso da luva não interferiu na linearidade do movimento (IC) e, portanto, a trajetória do movimento foi similar entre as duas condições CL e SL tanto para os participantes saudáveis (efeito da luva;  $F_{1,9} = 0.03$ ;  $p = 0.86$ ; Tabela 5.5) quanto para os indivíduos com hemiparesia ( $F_{1,11} = 0.63$ ;  $p = 0.63$ ; Tabela 5.6).

#### *Amplitude de movimento - rotações angulares planas e axiais*

De modo geral, o uso da luva não interferiu nas amplitudes de movimento e não houve diferenças significativas nos valores angulares (rotações planas e axiais), em ambos os grupos (saudáveis, Tabela 5.5 e indivíduos com hemiparesia, Tabela 5.6). A única diferença observada foi no grupo de indivíduos saudáveis, os quais apresentaram um discreto aumento de, em média,  $3.8^\circ$  na flexão de ombro. Nos indivíduos com hemiparesia, também se observou um discreto aumento (em média 15 mm) no deslocamento do tronco na condição CL comparada à SL.

As diferenças significativas apresentadas nas tabelas dos parâmetros espaciais dizem respeito à diferenças entre os objetos, o que é um resultado esperado, uma vez que os objetos apresentavam diferentes orientações.

### ***Parâmetros temporais***

Para o grupo dos indivíduos saudáveis os movimentos foram, em média, 23.5% mais lentos quando estes usaram a luva (ANOVA, efeito da luva;  $F_{1,9}=36.71$ ;  $p<0.0002$ ; Tabela 5.13), enquanto que, para os indivíduos com hemiparesia, os movimentos foram prolongados em média ~29% (Efeito da luva;  $F_{1,11}=17.31$ ;  $p<0.002$ ; Tabela 5.8) quando se utilizou a luva (CL), comparado com a realização dos movimentos sem a luva (SL). Similarmente, o uso da luva fez com que os movimentos realizados fossem mais lentos, atingindo um menor pico de velocidade tanto nos indivíduos saudáveis (efeito da luva,  $F_{1,9}=28.13$ ;  $p<0.0005$ ) quanto nos com hemiparesia ( $F_{1,11}=9.57$ ;  $p<0.01$ ).

O tempo relativo do pico de velocidade da mão (TPV%MT) ocorreu em média 4% antes quando os indivíduos saudáveis usaram a luva (efeito da luva,  $F_{1,9}=12.63$ ;  $p<0.01$ ) e 3% antes para os indivíduos com hemiparesia ( $F_{1,11}=6.24$ ;  $p<0.03$ ). Consequentemente, o tempo relativo de desaceleração (DFD %MT) também foi prolongado na condição CL para ambos os grupos (saudáveis;  $F_{1,9}=16.53$ ;  $p<0.003$ ) e (pacientes;  $F_{1,11}=6.24$ ;  $p<0.03$ ).

Os participantes saudáveis abriram mais a mão (máxima abertura) quando usaram a luva comparado com a condição sem luva ( $F_{1,9}=21.1$ ;  $p=0.001$ ; Tabela 5.7) e houve variações de acordo com o tipo de objeto. Ao passo que, de modo geral, para os pacientes, o uso da luva não interferiu na máxima abertura da preensão ( $F_{1,11}=3.8$ ;  $p=0.08$ ; Tabela 5.8). Porém, houve uma interação entre a condição CL e SL e o tipo de objeto ( $F_{2,22}=4.06$ ;  $p=0.03$ ), mostrando que o uso da luva levou à aberturas maiores quando os pacientes pegaram a chave de fenda e a caneta. Entretanto, o uso da luva não interferiu na máxima abertura da preensão quando os pacientes pegaram a lata, mostrando valores similares de abertura entre CL e SL.

Com relação aos parâmetros temporais da preensão, observou-se que o uso da luva influenciou no tempo relativo da máxima abertura da preensão (TMA%MT) dos participantes saudáveis ( $F_{1,9}=95.9$ ;  $p=0.001$ ; Tabela 5.7), de modo que a TMA%MT ocorreu antes na condição CL. Nos indivíduos com hemiparesia, o TMA%MT foi similar entre as condições CL e SL (Tabela 5.8).

O uso da luva levou a um prolongamento do *delay* entre o TPV%MT e o TMA%MT em 2% quando os indivíduos saudáveis usaram a luva ( $F_{1,9}=6.40$ ;  $p=0.03$ ). Já nos pacientes com hemiparesia, não houve diferença no prolongamento do *delay* entre as condições CL e SL.

**Tabela 5.5:** Valores ḿedios (desvio padrão) dos dados cinemáticos da fase de transporte e de preensão do movimento de alcance e preensão do grupo de indiv́duos saudáveis (n=10) durante a realizao dos movimentos no ambiente f́sico “com luva - CL” e “sem luva - SL”.

<i>Uso da Luva</i>	F́sico “com luva”			F́sico “sem luva”		
<i>Tipo de objeto</i>	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<b><i>Parâmetros espaciais</i></b>						
Índice de Curvatura †	1.15 (0.05)	1.16 (0.05)	1.11 (0.04)	1.16 (0.15)	1.13 (0.06)	1.12 (0.06)
Numero de picos ns	1.0 (0.0)	1.0 (0.0)	1.0 (0.0)	1.0 (0.0)	1.0 (0.0)	1.0 (0.0)
Extensão de cotovelo (°) ††	30.6 (8.9)	34.2 (9.9)	28.4 (8.1)	33.8 (9.5)	35.6 (10.5)	30.4 (8.5)
Flexão de ombro (°) **, †	43.4 (14.1)	46.4 (14.4)	47.0 (15.0)	48.8 (12.7)	49.8 (13.0)	49.6 (12.9)
Add Hor. Ombro(°) ns	55.8 (14.7)	56.0 (15.4)	54.6 (16.1)	58.0 (15.61)	57.2 (12.1)	55.8 (14.2)
Rotao Interna de ombro (°) ††	-12.2 (8.5)	-17.1 (7.4)	-12.8 (10.1)	-12.1 (9.0)	-15.0 (9.0)	-10.3 (10.1)
Supinao / Pronao (°) †††	45.2 (20.9)	-18.2 (4.1)	26.8 (14.9)	37.0 (15.9)	-18.2 (8.4)	23.1 (13.7)
Deslocamento de tronco (mm)*	17 (20)	13 (12)	16 (15)	8 (8)	11 (11)	11 (10)

‘CF’ chave de fenda; ANOVA - diferença entre CL e SL: \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ ; diferença entre objetos: † $p < 0.05$ , ††  $p < 0.01$ , †††  $p < 0.001$ .

**Tabela 5.6:** Valores ḿedios (desvio padrão) dos dados cinemat́icos da fase de transporte e de preensão do movimento de alcance e preensão do grupo de indiv́duos com hemiparesia (n=12) durante a realização dos movimentos no ambiente f́sico “com luva - CL” e “sem luva - SL”.

<i>Ambiente</i> <i>Tipo de objeto</i>	F́sico “com luva”			F́sico “sem luva”		
	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<i>Parâmetros espaciais</i>						
Índice de Curvatura †	1.25 (0.10)	1.23 (0.16)	1.18 (0.08)	1.21 (0.08)	1.26 (0.15)	1.17 (0.08)
Numero de picos	1.6 § (0.8)	1.1 (0.3)	1.2 (0.3)	1.2 (0.4)	1.1 (0.2)	1.1 (0.2)
Extensão de cotovelo (°) †	16.2 (13.1)	17.8 (12.1)	13.9 (11.7)	22.0 (13.5)	23.3 (13.0)	20.6 (10.4)
Flexão de ombro (°) ns	37.2 (13.1)	40.6 (11.5)	41.7 (15.9)	43.7 (16.2)	44.3 (14.7)	44.0 (13.6)
Add Hor. Ombro(°) ns	41.5 (12.3)	41.3 (10.5)	41.3 (13.0)	47.6 (13.8)	46.7 (11.9)	46.3 (9.5)
Rotação Interna de ombro (°) ††	-27.4 (8.9)	-34.3 (6.6)	-29.7 (9.4)	-28.3 (11.6)	-33.7 (9.4)	-30.2 (12.3)
Supinação / Pronação (°) ††	34.0 ‡ (11.5)	-15.5 (8.6)	20.4 (14.4)	29.2 (9.8)	-12.3 (9.1)	22.8 (11.6)
Deslocamento de tronco (mm) *	91 (68)	86 (56)	91 (66)	72 (69)	66 (51)	69 (61)

‘CF’ chave de fenda; ANOVA - diferena entre CL e SL: \* $p < 0.05$ ; diferena entre objetos: † $p < 0.01$ , †† $p < 0.001$ ; interação entre CL/SL e tipo de objeto: ‡  $p < 0.05$ ; Fisher Post-Hoc Test: §  $p < 0.01$ .

**Tabela 5.7:** Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de preensão do movimento de alcance e preensão do grupo de indivíduos saudáveis (n=10).

<i>Uso da Luva</i>	Físico “com luva”			Físico “sem luva”		
	<i>Lata</i>	<i>CF</i>	<i>Caneta</i>	<i>Lata</i>	<i>CF</i>	<i>Caneta</i>
<b>Parâmetros Temporais</b>						
<b>- Fase de transporte</b>						
Tempo do movimento (s) ***	0.985 (0.247)	0.966 (0.299)	0.964 (0.262)	0.769 (0.217)	0.729 (0.225)	0.731 (0.216)
Pico da velocidade da mão (mm/s) ***, †	703 (107)	841 (144)	738 (136)	917 (115)	1065 (162)	935 (128)
Tempo do Pico de Veloc. (%) **	43.1 (4.8)	44.0 (4.9)	42.5 (4.2)	46.4 (5.0)	47.5 (4.9)	47.5 (6.1)
Tempo de desaceleração (%) **	56.9 (4.8)	56.0 (4.9)	57.5 (4.2)	52.8 (4.3)	52.5 (4.9)	52.5 (6.1)
<b>- Fase de preensão</b>						
Max Abertura (mm) ***, †	128 (12)	74 (12)	68 (15)	113 (14)	58 (8)	56 (15)
% Tempo da Max abertura ***	59.8 (6.2)	64.8 (4.1)	66.5 (6.9)	74.1 (6.0)	74.3 (6.0)	72.3 (6.0)
% Delay TPV – TMA *	26.7 (6.9)	20.8 (6.0)	24.0 (6.0)	27.8 (5.7)	26.8 (4.9)	24.8 (6.3)

‘CF’ chave de fenda; ANOVA diferença entre “com luva - CL” “sem luva - SL”: \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ;

\*\*\* $p < 0.001$ ; diferença entre tipo de objetos: † $p < 0.001$ .

**Tabela 5.8:** Valores médios (desvios-padrão) dos parâmetros temporais da fase de transporte e de preensão do movimento de alcance e preensão do grupo de indivíduos com hemiparesia (n=12).

<i>Uso da Luva</i>	Físico “com luva”			Físico “sem luva”		
	Lata	CF	Caneta	Lata	CF	Caneta
<b>Parâmetros Temporais</b>						
<b>- Fase de transporte</b>						
Tempo do movimento (s) <sup>***, †</sup>	1.820 (0.824)	1.343 (0.293)	1.458 (0.383)	1.309 (0.354)	1.104 (0.190)	1.162 (0.311)
Pico da velocidade da mão (mm/s) <sup>**</sup> , †	525 (122)	659 (154)	574 (126)	607 (145)	758 (184)	687 (148)
Tempo do Pico de Veloc. (%) <sup>*</sup>	32.5 (6.9)	37.6 (6)	35.1 (5.8)	37.6 (6.6)	39.4 (4.9)	37.8 (6.4)
Tempo de desaceleração (%) <sup>*</sup>	67.5 (6.9)	62.4 (6.0)	64.9 (5.8)	62.4 (6.6)	60.6 (4.9)	66.4 (6.4)
<b>-Fase de preensão</b>						
Max Abertura (mm) †	111 (15)	71 ‡ (11)	69 ‡ (17)	111 (11)	63 (10)	60 (15)
% Tempo da Max abertura †	69.5 (9.4)	64.0 (8.5)	60.6 (9.7)	70.9 (5.4)	70.0 (7.1)	61.8 (10.8)
% Delay TPV – TMA †	37.0 (12.5)	26.3 ‡ (6.6)	25.4 (9.3)	33.3 (8.1)	30.6 (8.3)	24.0 (8.6)

‘CF’ chave de fenda; ANOVA diferença entre “com luva - CL” “sem luva SL”: \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ;

\*\*\* $p \leq 0.001$ ; diferença entre tipo de objetos: † $p < 0.001$ ; interação entre CL/SL e tipo de objeto: ‡  $p < 0.05$ .

## 5.4 Correlações entre as avaliações clínicas e os dados cinemáticos dos indivíduos com hemiparesia

As correlações entre o grau de comprometimento motor, dadas pelas avaliações clínicas, e as variáveis cinemáticas do movimento de alcance e preensão, incluindo os ângulos rotacionais planos e axiais, foram calculadas para os indivíduos com hemiparesia em ambos os ambientes, físico e virtual, e também no ambiente físico com a condição “sem luva”.

Foram examinados como mudanças nos parâmetros espaciais e temporais do movimento de alcance e preensão se correlacionaram com o grau de comprometimento funcional e motor do MS.

### *Correlação entre os ângulos planos e axiais com o grau de comprometimento do membro superior*

De modo geral, as amplitudes do movimento (ADMs) foram as variáveis que apresentaram o maior número de correlações significativas com o grau de comprometimento do membro superior dos indivíduos com hemiparesia em ambos os ambientes físico e virtual e também no AF sem a luva (Tabela 5.9).

Analisando-se as correlações entre as avaliações clínicas e os ângulos rotacionais planos e axiais, verificou-se que a amplitude de extensão do cotovelo foi a variável que mais se correlacionou com as escalas de avaliação. A extensão do cotovelo foi positivamente correlacionada com a pontuação dada pela escala de Fugl-Meyer (Tabela 5.9; Figura 5.11A) e com a avaliação de Chedoke-McMaster (função do braço) ( $r= 0.71$  a  $0.87$ ;  $0.003 < p < 0.01$ ) para ambos os ambientes físico e virtual, além do AF sem luva, assim como para todos os objetos e indicam que a capacidade de estender o cotovelo no AV esteve diretamente relacionada com o grau de comprometimento motor, mantendo-se essa mesma relação no AV. A extensão do cotovelo também se correlacionou com a Reaching Performance Scale (RPS), quando os indivíduos com hemiparesia alcançaram a chave de fenda e a caneta em ambos ambientes, físico e virtual ( $r= 0.60$  a  $0.68$ ;  $0.02 < p < 0.04$ ). A correlação entre a extensão do cotovelo e o Teste de Função Motora de Wolf também se mostrou moderada-forte ( $r= 0.59$  a  $0.73$ ;  $0.01 < p < 0.05$ , Tabela 5.9).

No AV, a flexão de ombro (Tabela 5.9) apresentou uma correlação significativa entre a caneta e a Escala de Fugl-Meyer ( $r=0.81$ ;  $p= 0.001$ ); entre o teste de Chedoke-McMaster (função

do braço) para a lata e caneta; e para os três objetos no AV com a Escala de Reaching Performance (RPS) para alvos distantes e alvos próximos e uma correlação moderada com o Teste de Função Motora de Wolf ( $r=0.63$  a  $0.65$ ;  $0.03 < p < 0.05$ ).

**Tabela 5.9:** Coeficiente de correlação de Pearson\* valores entre extensão de cotovelo e a flexão do ombro e a pontuação das escalas de avaliação motora e funcional do MS de indivíduos com hemiparesia.

Variáveis	EFM Total MS (66)	CM braço	RPS longe	Função Motora de Wolf
Ext. cot - lata AF	0.66	0.75	-	0.67
Ext. cot - CF AF	0.78	0.73	0.60	-
Ext. cot - caneta AF	0.77	0.78	0.67	0.63
Ext. cot - lata AV	0.59	0.77	-	0.73
Ext. cot - CF AV	0.61	0.79	0.68	0.59
Ext. cot - caneta AV	0.69	0.87	0.66	-
Ext. cot - lata AF SL	0.76	0.74	0.63	0.58
Ext. cot - CF AF SL	0.67	0.71	-	-
Ext. cot - caneta AF SL	0.72	0.71	0.61	0.58
Flex. omb. - lata AF	0.65	0.78	0.72	0.63
Flex. omb. - CF AF	0.65	0.69	0.78	0.65
Flex. omb. - caneta AF	0.60	0.67	0.70	0.58
Flex. omb. - lata AV	-	0.61	0.60	0.65
Flex. omb. - CF AV	-	-	0.61	-
Flex. omb. - caneta AV	0.81	0.89	0.83	0.65
Flex. omb. - lata AF SL	0.61	0.68	0.65	0.58
Flex. omb. - CF AF SL	-	0.65	0.63	-
Flex. omb. - caneta AF SL	-	-	0.62	-

'Ext cot.' = Extensão de cotovelo; 'Flex Omb.' = Flexão de ombro; 'EFM' = Escala de Fugl-Meyer, 'CM' = Chedoke MacMaster; 'RPS' = Reaching Performance Scale; \*Os coeficientes de correlação  $> 0.58$  foram significativos com  $0.001 < p < 0.05$ . Somente correlações significativas estão indicadas na tabela.

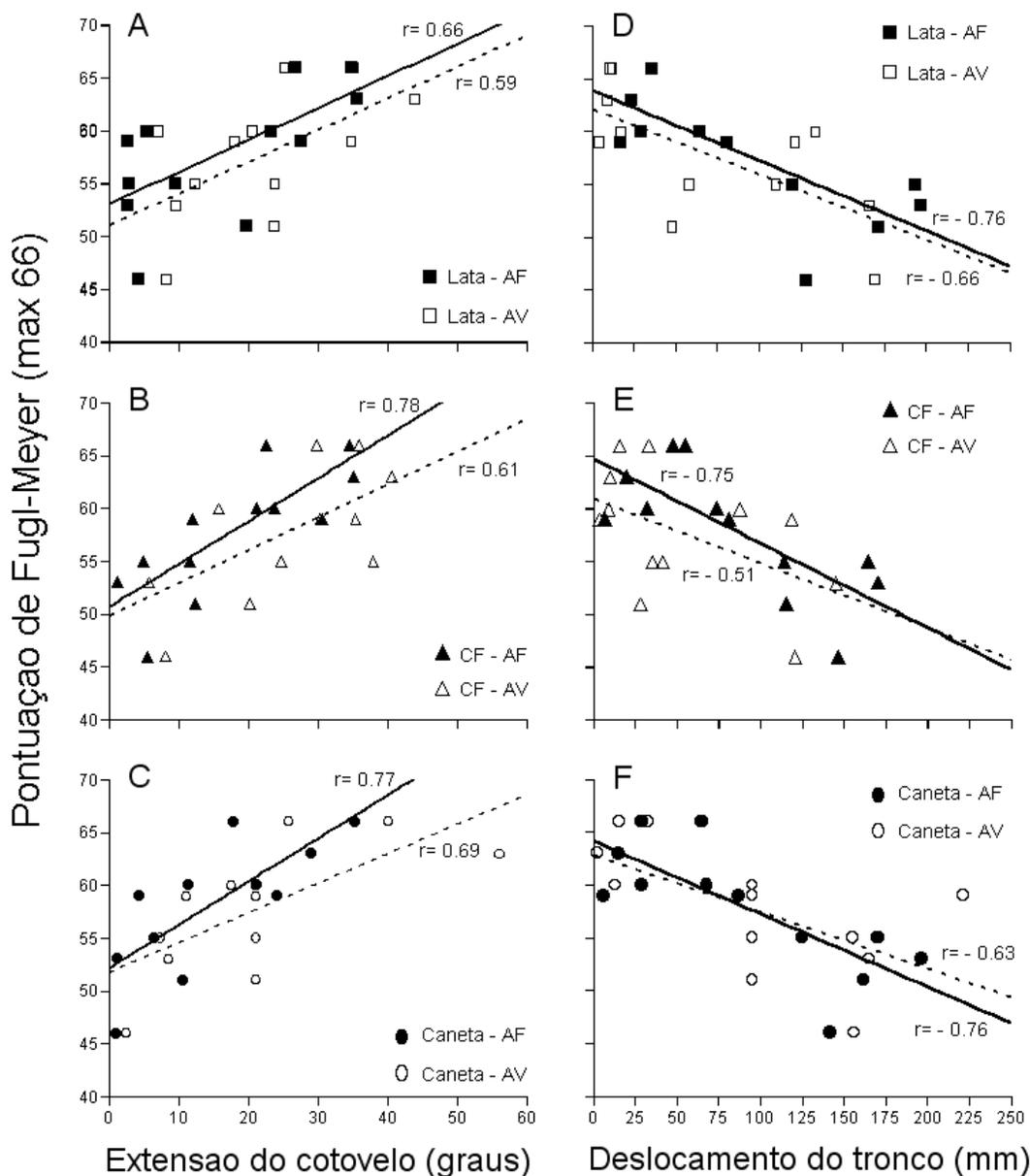
Ainda observou-se uma correlação negativa forte entre a escala de Fugl-Meyer e o deslocamento do tronco ( $r = -0.63$  a  $-0.76$ ;  $0.003 < p < 0.04$ ) (Figura 5.11B) indicando que, quanto maior o comprometimento motor de acordo com a escala de Fugl-Meyer (menor pontuação), maior foi a compensação com o deslocamento do tronco (Figura 5.11B). Além disso, a correlação entre a extensão do cotovelo e o deslocamento do tronco entre as 6 condições (3 objetos em 2 ambientes) mostrou-se significativa médio - forte ( $r = -0.64$  a  $-0.94$ ;  $0.001 < p < 0.03$ ), evidenciando que, quanto maior a extensão do cotovelo, menor foi a compensação do movimento com o deslocamento do tronco (Tabela 5.10). O deslocamento do tronco também se

correlacionou com a escala de avaliação de Chedoke-McMaster (função do braço) para todas as condições, em ambos AF e AV ( $r = -0.60$  a  $-0.71$ ;  $0.01 < p < 0.04$ ).

**Tabela 5.10:** Coeficiente de correlação de Pearson\* valores entre o deslocamento do tronco e a extensão de cotovelo dos indivíduos com hemiparesia.

Variáveis	Ext cot.- lata AF	Ext cot.- CF AF	Ext cot.- Caneta AF	Ext cot.- lata AV	Ext cot.- CF AV	Ext cot.- Caneta AV
Desl.- lata AF	<b>-0.71</b>	-0.90	-0.78	-0.62	-	-
Desl. - CF AF	-0.79	<b>-0.94</b>	-0.84	-0.72	-	-0.59
Desl. - caneta AF	-0.75	-0.94	<b>-0.85</b>	-0.64	-	-
Desl. - lata AV	-0.91	-0.81	-0.86	<b>-0.87</b>	-0.63	-0.64
Desl. - CF AV	-0.77	-0.69	-0.75	-0.74	<b>-0.64</b>	-0.62
Desl. - caneta AV	-0.81	-0.72	-0.80	-0.58	-	<b>-0.78</b>

‘Desl.’= Deslocamento do tronco (mm); ‘Ext cot.’= Extensão de cotovelo; \*Os coeficientes de correlação  $> 0.58$  foram significativos com  $0.001 < p < 0.05$ . Somente correlações significativas estão indicadas na tabela.

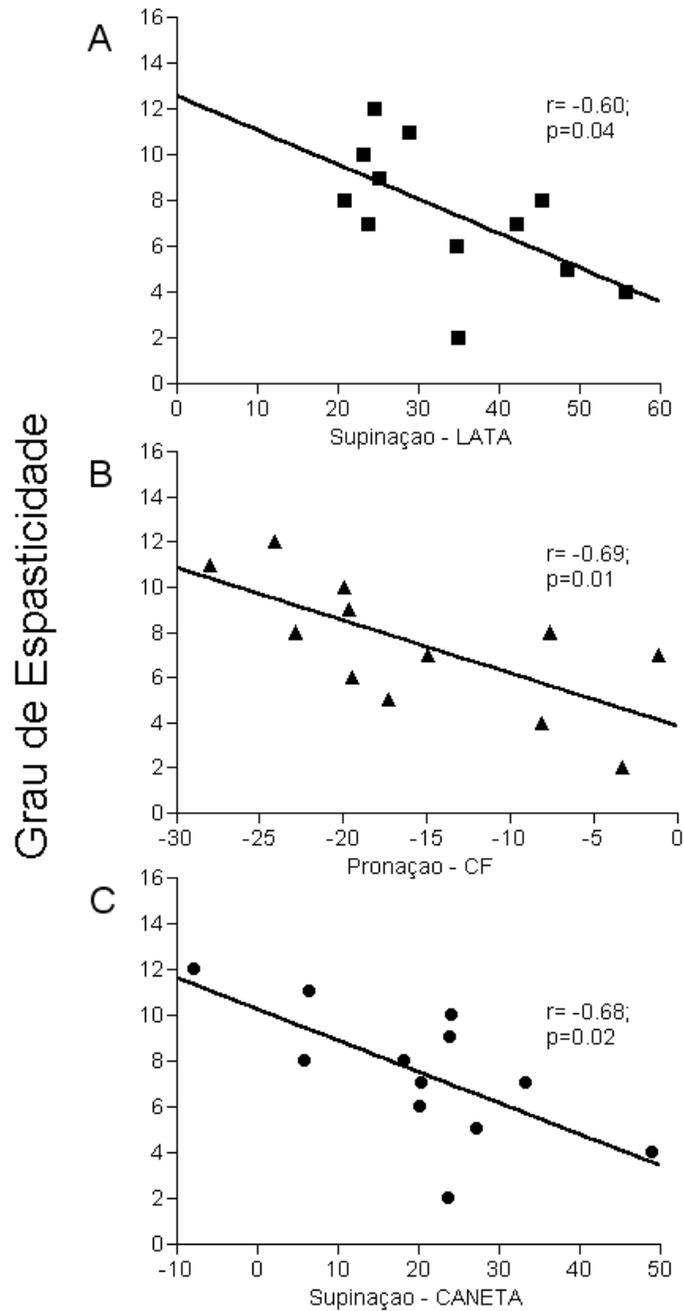


**Figura 5.11:** Correlação entre a pontuação da Escala de Fugl-Meyer e a extensão do cotovelo ( $^{\circ}$ ) durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (A), a chave de fenda 'CF' (B) e a caneta (C) no ambiente físico (AF, linha de tendência contínua) e no ambiente virtual (AV, linha de tendência tracejada). Correlação entre a escala de Fugl-Meyer e o deslocamento do tronco durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (D), a chave de fenda 'CF' (E) e a caneta (F) no ambiente físico (AF) e no ambiente virtual (AV).

Ainda com relação aos ângulos rotacionais axiais, foi evidenciada uma correlação negativa entre a supinação/pronação e o grau de espasticidade do membro superior (Figura 5.12).

Assim, quanto maior o grau de espasticidade (pontuação igual a 16 = espasticidade severa) menor a amplitude de movimento realizada durante a supinação do antebraço usada pra pegar a lata e caneta. Porém, com relação à pronação, observou-se que, quanto maior a espasticidade, maior o grau de pronação usado para pegar a chave de fenda. Entretanto, essa relação foi somente observada quando os indivíduos com hemiparesia realizaram os movimentos no ambiente físico, uma vez que, conforme mostrado anteriormente, a supinação/pronação foi menor no ambiente virtual e as correlações encontradas não foram significativas ( $r > 0.33$  no AV;  $p > 0.05$ ).

A força de preensão palmar e a extensão do punho (ambos os valores relativos - razão entre afetado/menos afetado) não apresentaram correlações significativas com as amplitudes de movimento durante o alcance e preensão ( $p > 0.05$ ).



**Figura 5.12:** Correlação entre a pontuação do grau de espasticidade e a amplitude da supinação / pronação durante o movimento de alcance e preensão quando os indivíduos pegaram a lata (A), a chave de fenda (CF,B) e a caneta (C) no ambiente físico.

***Correlação entre as variáveis cinemáticas da fase de transporte com o grau de comprometimento do membro superior***

Com relação às variáveis cinemáticas da fase de transporte, o tempo de movimento (TM) foi a variável que apresentou o maior número de correlações entre as escalas de avaliação do grau de comprometimento motor e funcional do membro superior (Tabela 5.8).

No ambiente virtual, o tempo de movimento gasto para pegar o objeto maior se correlacionou com o grau de comprometimento motor e funcional do MS hemiparético (Tabela 5.8), evidenciando que, quanto maior o deficit do MS, maior será o tempo gasto para realizar os movimentos no AV.

**Tabela 5.11:** Coeficiente de correlação de Pearson\* entre o tempo do movimento (MT) e a pontuação das escalas de avaliação motora e funcional do MS dos indivíduos com hemiparesia.

	Fugl-Meyer	Chedoke-braço	Chedoke-mão	RPS longe	RPS perto	TCB afetado	Perdue Peg Board afetado	Função Motora Wolf
MT- lata AF	-0.74	-0.64	-0.66	-0.64	-0.63	-0.79	-0.78	-
MT- CF AF	-0.72	-0.63	-0.76	-0.61	-0.59	-0.83	-0.83	-
MT- caneta AF	-0.64	-0.72	-0.59	-0.76	-0.72	-0.75	-0.73	-0.66
MT- lata AV	-0.64	-	-0.72	-	-0.62	-0.58	-0.65	-0.65
MT- CF AV	-	-	-0.71	-0.62	-0.59	-	-	-
MT- caneta AV	-	-	-	-	-	-	-	-
MT- lata AF SL	-0.82	-0.73	-0.75	-0.94	-0.96	-0.79	-0.81	-0.84
MT- CF AF SL	-0.82	-0.70	-0.80	-0.86	-0.86	-0.75	-0.72	-0.78
MT- caneta AF SL	-0.75	-0.70	-0.62	-0.83	-0.82	-0.82	-0.75	-0.75

'MT' = tempo de movimento; "SL" sem luva. \*Os coeficientes de correlação > 0.58 foram significativos com  $0.001 < p < 0.05$ . Somente correlações significativas estão indicadas na tabela.

***Correlação entre as variáveis cinemáticas da fase de preensão com o grau de comprometimento do membro superior***

Correlações significativas entre a máxima abertura da preensão (MA) e as escalas de avaliação do membro superior estão apresentadas na Tabela 5.12. A correlação entre a máxima abertura da preensão e as demais variáveis foi mais evidente quando os indivíduos alcançaram a lata e a caneta, independente do ambiente. As correlações positivas indicam que a capacidade de abertura da preensão está diretamente relacionada com o grau de comprometimento motor e funcional do MS, independente do ambiente.

**Tabela 5.12:** Coeficiente de correlação de Pearson\* entre a máxima abertura da preensão (MA) e as escalas de avaliação de comprometimento motor e funcional do membro superior

	<b>Fugl-Meyer</b>	<b>CM braço</b>	<b>CM mão</b>	<b>RPS longe</b>	<b>Função Motora Wolf</b>	<b>Perdue Peg Board afetado</b>
MA- lata AF	0.80	0.69	0.69	0.67	0.61	0.62
MA- CF AF	-	-	-	-	-	-
MA- caneta AF	0.68	-	0.62	0.61	0.62	-
MA- lata AV	0.73	0.67	0.58	0.66	-	0.59
MA- CF AV	-	0.60	-	-	-	-
MA- caneta AV	0.89	0.84	0.63	0.88	0.70	-
MA- lata AF SL	0.60	-	0.71	-	-	0.63
MA- CF AF SL	0.62	0.59	-	-	0.63	-
MA- caneta AF SL	0.59	0.63	0.60	0.59	0.69	-

'CF' chave de fenda; 'CM' Avaliação de Chedoke-McMaster Stroke; 'RPS' Reaching Performance Scale; 'TCB' Teste de Caixa e Bloco; \* Os coeficientes de correlação > 0.58 foram significativos com  $0.001 < p < 0.05$  e estão indicados na tabela em negrito. Somente correlações significativas estão indicadas na tabela

## Capítulo 6

### Discussão

Este estudo é o primeiro a comparar a cinemática dos movimentos de alcance e preensão usando três objetos com diferentes níveis de dificuldade de preensão e com diferentes orientações em um ambiente virtual (AV) *versus* ambiente físico (AF). Além disso, esse estudo é um importante passo no entendimento de como a tecnologia com realidade virtual (RV) pode ser usada a favor da reabilitação motora de indivíduos com hemiparesia pós-AVE e em estudos em controle motor.

As primeiras publicações relacionando RV com reabilitação motora tiveram início nos meados da década de 1990 (Kuhlen e Dohle, 1995; Satava, 1995; Wilson *et al.*, 1997), e o foco dos primeiros estudos em RV foi voltado para o desenvolvimento de novas aplicações (o que continua sendo uma necessidade), ou seja, estudos demonstrando a viabilidade dos sistemas e incluindo um número pequeno de participantes pertencentes a diversas populações. A partir do ano de 2000, a ênfase da investigação passou a incluir também estudos clínicos envolvendo intervenções voltadas para a reabilitação do comprometimento motor (Jack *et al.*, 2001; Deutsch *et al.*, 2002; Merians *et al.*, 2002; Broeren *et al.*, 2004; Jang *et al.*, 2005; You *et al.*, 2005). Entretanto, a cinemática dos movimentos de alcance e preensão ainda não foi sistematicamente comparada entre os ambientes físicos e virtuais, especialmente com relação às orientações do braço e mão no espaço 3D imersivo. Em um estudo prévio, Viau *et al.* (2004) compararam os movimentos de alcance e preensão (preensão esférica) de indivíduos saudáveis e com hemiparesia. Entretanto, o estudo foi realizado num ambiente semi-imersivo (2D) e a orientação do braço e da mão não foi avaliada.

O objetivo desse trabalho não foi comparar a cinemática do alcance e preensão entre os indivíduos saudáveis e os indivíduos com hemiparesia, uma vez que essas diferenças em ambientes físicos e principais déficits dos indivíduos com hemiparesia já foram bem descritos na literatura, tanto nos indivíduos com hemiparesia aguda (Lang *et al.*, 2005) quanto crônica (Levin, 1996; Levin *et al.*, 2002; Michaelsen *et al.*, 2009). A intenção de incluir indivíduos saudáveis nesse estudo foi fornecer uma base para estabelecer os padrões normais no desempenho da

função motora levando em consideração as diferentes variáveis desse estudo em ambos os ambientes.

## **Cinemática do movimento de alcance e preensão**

A presente tese demonstrou que indivíduos saudáveis e com hemiparesia são capazes de utilizar trajetórias de movimentos semelhantes, e foram capazes de escalonar a abertura da preensão de acordo com o tamanho do objeto em ambos os ambientes físicos e virtuais. Além disso, os indivíduos saudáveis preservaram a coordenação temporal entre o alcançar e a preensão.

Consistente com resultados anteriores (Viau *et al.*, 2004; Knaut *et al.*, 2009) no AV, as trajetórias foram mais curvas (Índice de curvatura (I.C.) maior) e menos suaves (aumento do número de picos) e os movimentos foram mais lentos no AV, especialmente para os indivíduos com hemiparesia.

A trajetória que a mão faz quando se move de uma posição para outra geralmente tende a ser levemente curva, o que pode estar relacionado com movimentos rotacionais que ocorrem ao redor do ombro, cotovelo e punho (Brenner *et al.*, 2002). Desta forma, movimentos funcionais raramente constituem uma linha reta (ou seja,  $IC = 1$ ). Entretanto, algumas curvaturas realizadas durante a trajetória da mão podem estar relacionadas com erros perceptuais, uma vez que a linearidade do movimento pode ser afetada pelo plano no qual o movimento está sendo realizado, o qual serve como referencia para o alinhamento da mão no espaço (Flanagan e Rao, 1995; Brenner *et al.*, 2002). Ainda, quando o *feedback* visual da trajetória da mão sofre alguma alteração, na tentativa de corrigir o alinhamento do movimento, acaba por alterar essa trajetória, deixando-a mais curva (Flanagan e Rao, 1995). A presença de trajetórias mais curvas no AV para os indivíduos com hemiparesia sugere que o alcance foi pré-programado para o local errado e, assim, a fim de alcançar e pegar os objetos de forma adequada, a trajetória tem de ser ajustada, fazendo correções *online* (Marotta e Goodale, 1998). Outro fator que pode ter interferido no alinhamento da trajetória foi a influência da orientação do objeto, no plano ortogonal (x-y) no ambiente virtual, uma vez que foram observadas trajetórias mais curvas especialmente quando os participantes alcançaram para pegar a chave de fenda, a qual era posicionada com uma rotação de 30° (no plano x-y) em cima da mesa. Os nossos resultados estão de acordo com os observados

por Brenner *et al.* (2002), os quais verificaram que alvos posicionados perpendicularmente aos participantes são menos susceptíveis a erros na estimativa de um ponto do objeto, gerando, portanto, trajetórias mais retas, ao passo que alvos rodados 30° (no plano ortogonal, x-y) apresentaram maiores erros de estimativa e trajetórias mais curvas. De acordo com os autores, o erro gerado não está necessariamente relacionado com uma interpretação errada do espaço em geral, mas sim uma interpretação errada do correto alinhamento da mão para alcançar o determinado alvo.

A suavidade do movimento é uma característica do movimento humano (Platz *et al.*, 1994). Em indivíduos com hemiparesia os movimentos tendem a ser mais suaves à medida que ocorre a recuperação motora. Entretanto, diante de tarefas mais complexas a suavidade do movimento pode ficar comprometida (Rohrer *et al.*, 2002). Assim, tanto nos participantes saudáveis quanto nos com hemiparesia, segundo Trombly (1993) a presença de mais de um pico no traçado da velocidade tangencial indica que houve períodos maiores de aceleração e desaceleração, sugerindo que o movimento foi programado para o local errado, de modo que o movimento parece ser composto por uma série de sub-movimentos, e pode estar relacionado com a correção *online* (controle visuomotor), que exige ajustes corretivos antes da resposta motora ser concluída (Trombly, 1993; Rohrer *et al.*, 2002). Um estudo onde participantes saudáveis alcançaram sob condições de visualização virtual (mas não em um ambiente virtual imersivo) mostrou significativamente mais correções *online* para os movimentos de preensão, baseadas na análise do número de tentativas que continham mais de um pico em ambos os traçados da velocidade tangencial e abertura da pegada (Hibbard e Bradshaw 2003). No presente estudo, é provável que tenha ocorrido uma correção do movimento on-line, especialmente para os indivíduos com hemiparesia, que exibiram um número maior de picos no traçado da velocidade tangencial. As amplitudes de movimento foram similares em ambos os ambientes, mas foram ligeiramente maiores no AV para extensão do cotovelo e flexão de ombro para os indivíduos saudáveis. Nos indivíduos com hemiparesia, a extensão de cotovelo também foi maior, mas a flexão de ombro foi similar entre os ambientes. Viau *et al.* (2004) também observaram um aumento na extensão do cotovelo no AV, tanto nos indivíduos saudáveis quanto nos com hemiparesia pós-AVE. Os autores atribuíram essa diferença à alteração na percepção de profundidade devido ao uso de um AV 2D ao invés de 3D e também devido à falta de feedback háptico no alvo virtual.

A orientação da mão utilizada para a preensão depende da forma (Klatzky *et al.*, 1995) e orientação do objeto (Desmurget *et al.*, 1997; 1998; Mamassian *et al.*, 1997; Fan *et al.*, 2006). Consistente com observações sobre orientação da mão em ambientes físicos (Grea *et al.*, 2000; Elsinger e Rosenbaum, 2003), a orientação final da mão em ambos AF e AV foi paralela à orientação do objeto. A supinação usada para pegar a lata foi maior no AF comparada com o AV para ambos os grupos, enquanto que para os outros dois objetos, a orientação da mão foi similar entre os indivíduos saudáveis, mostrando que indivíduos usam orientações similares entre o AF e AV durante a preensão de objetos de tamanho médio (chave de fenda, pronação similar entre ambientes) e pequeno (caneta, supinação). Já os indivíduos com hemiparesia apresentaram uma diminuição da supinação também quando pegaram a caneta no AV. Uma vez que os indivíduos foram capazes de orientar a mão de acordo com o posicionamento do objeto no ambiente físico, uma provável justificativa para a diminuição da supinação quando pegaram a lata no AV, para ambos os grupos, pode ser o fato de que, neste ambiente, a orientação correta da mão não era um fator determinante para pegar o objeto, e muitos indivíduos com hemiparesia conseguiram pegar o objeto mesmo com a mão em uma diferente orientação, ao passo que, no ambiente físico, existia uma barreira física, ou seja, a lata, e, para realizar o movimento de acordo com o solicitado (pegar o objeto com preensão cilíndrica), a mão necessariamente deveria estar em supinação. Nos indivíduos com hemiparesia, a diminuição da supinação pode envolver vários fatores, os quais estão mais bem detalhados na seção da correlação.

Diferenças em algumas características do alcance e da preensão em ambos os grupos podem estar relacionadas à falta de familiaridade com o ambiente quando visualizado através de um capacete de RV (Stanney, 1995; Watt *et al.*, 2000), além de diferenças na percepção de profundidade devido a um campo de visão (CDV) restrito, a qualidade da visualização do ambiente e falta de “pistas binoculares” da visão.

### ***A falta de familiaridade com a visualização do ambiente virtual***

Para planejamento e controle da preensão, não somente são importantes as informações sensoriais, como também a influência das memórias sensório-motoras acumuladas através das interações com o ambiente (Zahariev e MacKenzie 2007; Hesse e Franz, 2009). O alcance e preensão precisos de um objeto no mundo físico dependem da previsão e do *feedback* sensorial

da mão e braço adquiridos a partir de experiências anteriores (Wolpert e Flanagan, 2001; Flanagan *et al.*, 2003).

Assim, uma razão para movimentos mais lentos no AV, tanto nos indivíduos saudáveis quanto nos com hemiparesia, pode ter sido a falta de experiência prévia com o ambiente virtual.

### ***Campo de visão (CDV) e percepção de profundidade***

No estudo em questão, todos os participantes visualizaram o AV através de uma visão binocular estereoscópica por meio de um capacete de RV (HMD). O capacete, no entanto, tinha uma diagonal de 50° de campo de visão (CDV; largura: 30 ° vertical x 40 ° horizontal), que é significativamente mais estreito do que o CDV natural (largura: ~ 135 ° vertical x 200 ° horizontal; Barfield *et al.*, 1995). A percepção de distância em RV quando utilizando capacetes de RV (HMDs), pode ser subestimada (Sivak e MacKenzie, 1990; Creem-Regehr *et al.*, 2005; Messing e Durgin, 2005) e está relacionada com o tamanho e a qualidade da visualização 3D (Loomis *et al.*, 1999; Creem-Regehr *et al.*, 2005). Entretanto, não há um consenso se o erro na estimativa da distância também pode estar relacionado com a diminuição do campo de visão (Sivak e MacKenzie, 1990; Watt *et al.*, 2000), ou com uma falta de pista binocular (Mon-Williams e Dijkerman, 1999; Melmoth e Grant, 2006). Uma redução do CDV pode levar à diminuição da precisão do movimento, podendo também levar a uma incerteza perceptual que pode ter contribuído para a lentidão dos movimentos no AV. Isso pode ter ocorrido neste trabalho, pois a velocidade do movimento diminui para permitir possíveis correções conforme a mão se aproxima do objeto (Loftus *et al.*, 2004a; Loftus *et al.*, 2004b).

Sivak e MacKenzie (1990) investigaram a capacidade de alcance e preensão de indivíduos quando eles pegavam um pequeno pino, com uma visão binocular central de apenas 10°, ou quando a visão central de 10° era ocluída (ou seja, baseando-se somente na visão periférica). Quando o CDV era limitado (apenas visão central), os movimentos de alcance e preensão foram prolongados, os picos de velocidade do punho ocorreram antes, e proporcionalmente a fase de desaceleração também foi prolongada quando comparada com condições normais de visualização. Esses perfis cinemáticos foram consistentes com as condições em que os objetos apareciam mais próximos do que eles realmente estavam (ver também, Mon-Williams e Dijkerman, 1999).

Do mesmo modo, Mon-Williams e Dijkerman (1999) apresentaram evidências de que o sistema nervoso central humano utiliza informações de vergência (movimento simultâneo de ambos os olhos em direções opostas para obter ou manter uma única visão binocular) na programação dos movimentos de preensão, mostrando que os indivíduos apresentaram um prolongamento do tempo do movimento, e também da fase de desaceleração, juntamente com menores picos de velocidade e aceleração, quando os objetos aparentavam/apareciam mais próximos do que eles realmente estavam (ilusão criada pelo uso de uma lente prismática - convergente), conseqüentemente diminuindo a distância egocêntrica do objeto a ser pego. Em contrapartida, eles observaram que os picos da velocidade e aceleração foram maiores quando os participantes estavam usando lentes divergentes (que fazem com que os objetos aparentem estar mais longe do que realmente estão), e conseqüentemente os participantes programavam um movimento muito mais longo, o que significa que o sistema nervoso aumentava a taxa de desaceleração, resultando em uma menor fase de desaceleração, o que indica que o sistema foi capaz de fazer correções espaciais durante esta fase. Por outro lado, quando o alvo foi considerado estar mais próximo do que seu posicionamento real, o movimento programado foi menor, então a correção feita pelo sistema consistiu em aumentar a duração da componente da baixa velocidade, conseqüentemente aumentando a fase de desaceleração a fim de pegar fisicamente o objeto. Apesar das alterações no componente de transporte do movimento preensão, o efeito da lente prismática não afetou a máxima abertura da preensão.

Do mesmo modo, Watt *et al.* (2000) mostraram que a restrição no CDV levou a uma diminuição da distância percorrida, enquanto que as características temporais da preensão e o escalonamento do tamanho da abertura da preensão com o objeto foram preservados. Assim, a redução do CDV (para até 4 °) levou à alteração da percepção da distância do objeto, produzindo movimentos mais curtos para os objetos, enquanto que a abertura final da preensão (estimativa do tamanho do objeto) e a direção do movimento não foram afetados. Assim, no presente estudo, a possível restrição do campo de visão causada pelo uso do capacete poderia ter afetado a cinemática da fase de transporte, mas não afetou o componente de preensão.

### ***Qualidade da visualização do AV***

A qualidade da visualização do ambiente pode ter afetado alguns componentes do movimento. Em um estudo recente, a qualidade da percepção de profundidade no espaço virtual peripessoal ou manipulatório (dentro do alcance dos braços) e extrapessoal (distâncias maiores que 1 metro) foi examinada em um projetor 3D de VE visualizado pelos participantes com o uso de óculos com filtro passivo. Os participantes subestimaram as distâncias dos objetos virtuais, mas, ainda assim, foram capazes de perceber a distância relativa do objeto (Armbruster *et al.*, 2008).

Os movimentos de alcance e preensão também foram mais lentos quando os indivíduos alcançaram e pegaram três cilindros elípticos virtuais e reais de diferentes diâmetros, exibidos em um monitor e visualizados através de um espelho, enquanto que o escalonamento do pico da velocidade do braço com a distância do objeto foi preservada, isto é, quanto mais próximo o objeto aparentava estar, menor a velocidade, e claramente os participantes alcançaram mais lentamente os objetos virtuais colocados na mesma posição quando comparado (nas distâncias maiores) com os objetos reais, o que refletiu em uma interação significativa (Hibbard e Bradshaw, 2003). Os movimentos mais lentos, e também os mais corrigidos, ocorreram para os objetos mais distantes, o que é consistente com uma subestimação da distância do objeto sob condições onde o objeto virtual é visualizado.

### ***Influência de pistas visuais***

Outro fator que pode ter afetado a cinemática do movimento foi a disponibilidade de pistas visuais provenientes da mão em movimento (ou seja, *feedback* da mão em movimento). Neste estudo, todos os participantes visualizaram a mão real/física durante a tarefa de alcance e preensão no AF, entretanto, no AV os indivíduos visualizavam somente um “avatar” da própria mão em movimento no AV. Estudos anteriores demonstraram que o tempo de movimento pode ser prolongado quando o *feedback* visual do membro em movimento diminui ou degrada (Jakobson e Goodale 1991; Berthier *et al.*, 1996; Connolly e Goodale 1999; Churchill *et al.*, 2000; Schettino *et al.*, 2003; Rand *et al.* 2007), ou quando o CVD é limitado (Watt *et al.*, 2000; Saunders e Knill, 2003), limitando, desse modo, a disponibilidade das pistas visuais para o planejamento da trajetória da mão.

### ***A influência do feedback tátil/háptico***

Embora tenha sido observado um prolongamento no tempo do movimento, nenhuma diferença foi encontrada nos parâmetros do componente de preensão entre os ambientes para os indivíduos saudáveis, os quais mantiveram as características temporais do alcance e preensão (por exemplo, o tempo da máxima abertura da preensão foi mantido em 60-70% do tempo do movimento; Saling *et al.*, 1996; Timmann *et al.*, 1996a). Este resultado é significativamente diferente daqueles apresentados em estudos que observaram uma alteração da preensão e aumento na correção dos movimentos de preensão realizados num ambiente virtual não-imersivo ou 2D (Bouguila *et al.*, 2000; Viau *et al.*, 2004; Zahariev e Mackenzie, 2007). Os resultados obtidos com os indivíduos saudáveis são provavelmente devidos ao *feedback* de força fornecido pela luva (*Cybergrasp*), que ocorria toda vez que o participante se aproximava e pegava o objeto virtual, uma vez que se sabe que esse tipo de *feedback* melhora o desempenho de tarefas realizadas em ambientes virtuais (Kim *et al.*, 2004; Tholey *et al.*, 2005; Yao e Hayward, 2005) por fornecer *feedback* tátil (Adamovich *et al.*, 2009; Merians *et al.*, 2009).

Já no caso dos indivíduos com hemiparesia, o tempo relativo da máxima abertura da preensão (TMA%TM) no ambiente virtual ocorreu um pouco mais tarde (~75% do tempo de movimento). Em ambientes físicos, o prolongamento do TMA da mão pode ser influenciado pelo tamanho do objeto (Gentilucci *et al.*, 1991; Jakobson and Goodale, 1991; Gentilucci *et al.*, 2003), podendo estar relacionado com um tempo mais longo necessário para abrir ainda mais a mão quando o objeto é maior (Gentilucci *et al.*, 1991; Gentilucci *et al.*, 2003). Embora o TMA tenha ocorrido um pouco mais tarde no AV, ainda assim estudos com indivíduos saudáveis observaram que o TMA ocorreu ao redor de 75% do tempo de movimento quando indivíduos pegaram objetos mais largos usando preensão com toda a mão (cilindro de 6 cm; Gentilucci *et al.*, 1991). Ainda conforme apresentado nos resultados, a abertura da mão foi maior no ambiente virtual e, conseqüentemente, esse aumento na abertura da mão pode ter prolongado o tempo, afetando, assim, o TMA. A interferência do objeto virtual pode ter levado a diferentes estratégias comparadas com os objetos reais (Bock e Jungling, 1999). Portanto, é provável que as alterações na fase de transporte possam ter sido determinadas pela percepção do ambiente.

### ***Dimensionamento da abertura da preensão***

Todos os indivíduos foram capazes de escalonar a abertura da preensão (da pegada) de acordo com a dimensão e orientação do objeto em ambos os ambientes (Marteniuk *et al.*, 1990; Jeannerod, 1999). Estas propriedades, bem como a percepção da acessibilidade do objeto, são devidas à percepção da localização do objeto e à orientação no que diz respeito ao espaço onde o objeto está sendo alcançado (Rosenbaum *et al.*, 1995; Mark *et al.*, 1997).

A máxima abertura da preensão foi dimensionada de forma similar quando os indivíduos saudáveis e também os indivíduos com hemiparesia alcançaram para pegar a lata no AF e no AV, mas a abertura da preensão foi maior quando os indivíduos pegaram a chave de fenda e a caneta. Aberturas maiores da preensão podem ocorrer quando a mão ou o alvo/objeto não é visível, quando o *feedback* visual está diminuído (Jakobson e Goodale, 1991; Chieffi e Gentilucci, 1993; Rand *et al.*, 2007; Whitwell *et al.*, 2008), ou quando informações tácteis não estiverem disponíveis (Zahariev e MacKenzie, 2007). Chieffi e Gentilucci (1993) verificaram que a máxima abertura da preensão foi maior na condição em que o objeto não era visível comparado com a condição visível. Entretanto, essa diferença diminuiu gradualmente quando a preensão foi realizada para objetos mais largos (o diâmetro dos 6 objetos variou em 1cm - de 1 a 6 cm). Assim, o dimensionamento feito para os objetos menores foi superestimado na condição não visível, mostrando que a abertura da preensão foi maior na condição não visível comparado com o mesmo objeto na condição onde o objeto era visível especialmente para os objetos de diâmetro menores, enquanto que o escalonamento do objeto de maior diâmetro foi similar entre as duas condições. A estratégia de ampliação da abertura da preensão pode estar relacionada com uma tentativa de aumentar a margem de segurança para que a preensão ocorra com sucesso (Rand *et al.*, 2007). No presente estudo, tanto os movimentos da mão quanto os objetos físicos e virtuais eram visíveis durante todo o tempo de execução da tarefa. Além disso, as informações de *feedback* háptico (tátil) de força também estavam presentes. O fato dos indivíduos terem apresentado uma abertura maior da preensão no AV poderia estar relacionado com erros de percepção, ou seja, erros na estimativa da distância, e também poderia estar relacionado com distorção da percepção do tamanho e forma do objeto 3D (Brenner e Van Damme, 1999). Do ponto de vista da percepção, em ambientes físicos, o escalonamento do tamanho e forma do objeto pode ser superestimado em distâncias curtas (<1m) (Foley 1980), nas quais os objetos podem parecer maiores e relativamente esticados em profundidade (Johnston, 1991; Bradshaw *et*

*al.*, 1998). Embora no ambiente virtual a abertura da preensão tenha sido maior, um importante achado é que os indivíduos com hemiparesia moderada a leve também foram capazes de escalonar o tamanho da abertura da preensão de maneira similar aos indivíduos saudáveis, entre os ambientes físico e virtual. Esses resultados são consistentes com aqueles encontrados em um estudo anterior (Michaelsen *et al.*, 2009), que mostrou que indivíduos com hemiparesia com déficit moderado ou leve são capazes de escalonar o tamanho da abertura da preensão de modo similar a indivíduos saudáveis quando alcançaram para pegar 2 objetos (33mm e 55mm).

O controle preciso do alcance e da preensão envolve os processos de *feedback* e *feedforward*. Os comandos de *feedforward* (antecipatórios) são planejados antes do início do movimento (Desmurget e Grafton, 2000; Seidler *et al.*, 2004), enquanto que as correções *online* podem ocorrer durante o movimento via *feedback* sensorial (Trombly, 1992; Grea *et al.*, 2000; Fan *et al.*, 2006). Uma estratégia de *feedforward* é usada quando as demandas da tarefa são conhecidas antecipadamente, enquanto que os indivíduos podem contar mais com o *feedback online*, quando a dificuldade da tarefa aumenta (Fan *et al.*, 2006). No presente estudo, uma vez que os movimentos de preensão foram semelhantes nos dois ambientes, em especial para os indivíduos saudáveis, é improvável que o controle antecipatório tenha sido afetado pela exibição do ambiente, em especial para pegar o objeto maior. No entanto, uma vez que a precisão dos movimentos feitos para os alvos menores depende mais do *feedback* (Seidler *et al.*, 2004), é possível que os movimentos em direção aos alvos menores possam ter sido afetados pelo ambiente virtual.

Quatro indivíduos com hemiparesia (S5, S7, S8 e S11) não conseguiram pegar o objeto menor (caneta) no ambiente virtual, embora tenham sido capazes de realizar o movimento no ambiente real. Do ponto de vista cinemático, essa inabilidade não pode ser explicada puramente devido aos déficits distais, uma vez que os 4 indivíduos apresentavam uma pontuação na escala de Fugl-Meyer (mão) entre 21 e 24 (ver Tabela 4.1; metodologia). Os sujeitos 5 e 7 apresentaram uma pontuação de 6 e 5, respectivamente, no teste de Chedoke McMaster (CM). A pontuação 5 no CM indica que o sujeito foi capaz de realizar a extensão dos dedos a partir da flexão e tinha preensão lateral; a pontuação 6 indica que a dissociação do dedo indicador estava mantida. No teste de Purdue Peg Board, os sujeitos 5 e 7 conseguiram pegar 4 e 5 pinos, respectivamente, em um minuto (evidenciando que os pacientes apresentavam déficits com movimentos finos, mas ainda assim foram capazes de realizar a tarefa parcialmente). A sensibilidade mostrou-se alterada

no dedo polegar (toque leve diminuído) para o sujeito 5 e nos dedos polegar e indicador para o sujeito 7.

Os sujeitos 8 e 11 apresentaram um comprometimento mais severo na destreza digital (Chedoke McMaster igual a 4 - conseguiam flexionar os dedos e tinham preensão lateral preservada). Ambos apresentavam pontuação 21 para a Escala de Fugl-Meyer e maior grau de espasticidade comparado com os demais indivíduos com hemiparesia. Além disso, a sensibilidade estava alterada (toque leve diminuído) em ambos os sujeitos.

É possível que a alteração da sensibilidade dos dedos tenha colaborado em parte para essa incapacidade, entretanto, somente a alteração da sensibilidade por si só não justifica esse fato, uma vez que, por exemplo, o sujeito 1 apresentou um déficit sensitivo ainda maior (que corresponde a uma sensação de proteção diminuída) e, mesmo assim, foi capaz de realizar a tarefa (evidentemente o comprometimento motor e funcional do sujeito 1 era bem menor).

O local da lesão poderia ser um fator a ser considerado, pois o sujeito 5 teve uma lesão no lobo occipital direito e também no tálamo e cápsula interna, e o sujeito 7 teve uma lesão que acometeu a artéria basilar, sendo que esta se bifurca para formar as artérias cerebrais posteriores direita e esquerda, que, por sua vez, são as artérias responsáveis por irrigar o lobo occipital.

O lobo occipital constitui a área visual do cérebro, ou seja, o córtex visual, o qual pode ser dividido em duas vias paralelas de informações, sendo uma via ventral e uma via dorsal. A via ventral é a responsável pelo reconhecimento dos objetos, suas formas e suas cores, sendo, portanto, a via que transforma as entradas visuais em representações perceptuais que dizem respeito às características dos objetos (Milner e Goodale, 2008). A via dorsal é a responsável pelos aspectos espaciais da visão, como a localização dos objetos no espaço, a identificação da direção dos objetos em movimento e a coordenação visual, ou seja, é a via que permite identificar as três dimensões dos objetos e é responsável por mediar o controle visual com ações mais habilidosas, tais como o alcance e a preensão. Assim, as vias dorsais precisam registrar a informação visual com relação ao objeto a ser pego e transformar em coordenadas apropriadas para serem usadas (James *et al.*, 2003; Milner e Goodale, 2008). James *et al.* (2003) verificaram que agnosias visuais de forma estão relacionadas com lesão da via ventral do lobo occipital, mas que as habilidades visuomotoras necessárias para uma preensão precisa ainda podem estar preservadas pela via dorsal, a qual auxilia no processo de identificação do tamanho, formato e

orientação do objeto e funciona em paralelo e de modo independente da via ventral. Assim, uma possível explicação é que uma lesão na área occipital pode ter levado a déficits de percepção, em especial do objeto menor no ambiente virtual.

Os sujeitos 8 e 11 apresentaram comprometimentos motores mais severos no MS, em especial da mão, evidenciando déficits maiores na pegada de precisão. Ambos tiveram uma lesão na cápsula interna e o sujeito 8 também teve sua lesão estendida até a coroa radiada. A cápsula interna e a coroa radiada são formações muito importantes porque por elas passam a maioria das fibras que saem e entram no córtex cerebral. Assim, lesões nessas regiões comprometem o tracto córtico-espinhal, que é o principal feixe (Sistema ativador lateral e medial) responsável pela motricidade voluntária, pois recebe projeções de 6 áreas diferentes do córtex motor, levando, conseqüentemente, a déficits na capacidade de realizar movimentos independentes de grupos musculares isolados (perda da capacidade de fracionamento), fazendo com que haja a perda dos movimentos de destreza digital (Lawrence e Kuypers, 1968b; Fries *et al.*, 1993; Lang *et al.*, 2005; Wenzelburger *et al.*, 2005).

Wenzelburger *et al.* (2005) verificaram os movimentos de alcance e preensão, incluindo movimentos de preensão de precisão (objeto de 1 cm de diâmetro) em 18 indivíduos que sofreram um AVE na cápsula interna. Os movimentos foram consideravelmente mais lentos e a fase de desaceleração foi prolongada (que é a fase na qual ocorre a antecipação e formação da pegada para ocorrer a preensão). Os autores também verificaram que, quanto maior a lesão ocupando a região da perna posterior da cápsula interna, maior foi a severidade dos déficits motores residuais. Assim, mesmo uma lesão pequena na área da cápsula interna (em especial na porção posterior) pode levar a déficits das funções de destreza do MS, limitando, assim, a recuperação das funções motoras finas.

Desse modo, além de possíveis interferências causadas por alterações da percepção de profundidade no AV, é provável que o déficit na destreza digital tenha contribuído para a incapacidade dos sujeitos 8 e 11 pegarem o objeto menor no AV, uma vez que, no ambiente real, muitas vezes esses sujeitos não realizavam a preensão de precisão de modo correto (com a oposição dos dedos) e acabavam compensando pegando o objeto menor entre o dedo polegar e as falanges média e distal do dedo indicador. Além disso, no AV, era necessário que houvesse a

oposição dos dedos a fim de conseguir pegar e mover o objeto adequadamente, uma vez que o objeto pequeno exigia alta precisão para que a tarefa fosse feita de modo correto.

Uma sequela comum em indivíduos com hemiparesia é a presença de sinergia anormal flexora de todas as articulações dos dedos, assim como uma dificuldade para a extensão ativa dos dedos. Estudos recentes (Adamovich *et al.*, 2009; Merians *et al.*, 2009) têm relatado que a *CyberGrasp* pode auxiliar na extensão dos dedos gerando uma pequena resistência nas falanges distais, resistindo, portanto, levemente à flexão dos dedos, e, dessa forma, facilitando o movimento individual dos dedos em pacientes com déficits mais pronunciados. Desse modo, é provável que, com o uso da luva *CyberGrasp*, a máxima abertura entre o dedo indicador e polegar pode ter sido influenciada pela resistência extensora da luva, gerada pela tensão dos cabos quando ligada. Essa tensão dos cabos ocorria independentemente da calibração do *feedback* de força de extensão, a qual era ativada quando o indivíduo tocava o objeto virtual. Quando os participantes executavam a tarefa no ambiente físico, a luva permanecia desligada e, assim, a tensão intrínseca gerada pela *CyberGrasp* não estava presente. Entretanto, mesmo estando desligada, possivelmente a própria tração mecânica gerada pelas alças da luva pode ter favorecido a extensão dos dedos, uma vez que foi verificado, na comparação entre os movimentos “com luva” e “sem luva”, que o uso da *CyberGrasp* no ambiente físico interferiu na máxima abertura da preensão, mostrando picos de abertura maiores entre o indicador e polegar, especialmente para os indivíduos saudáveis, para os quais esse aumento foi mais significativo.

#### ***Efeito do uso da luva (CyberGlove e CyberGrasp) na cinemática do movimento de alcance e preensão dos indivíduos saudáveis e com hemiparesia***

Conforme previsto, o peso da luva (total 435 gramas) interferiu na cinemática do movimento de alcance e preensão dos indivíduos com hemiparesia, e também dos indivíduos saudáveis. Estudos recentes têm proposto o uso de sistemas aerostáticos (fornecem baixo atrito no plano horizontal; Beer *et al.*, 2000), assim como o uso de “terapia mediada por robôs” (sistema *GENTLE/S*, Amirabdollahian *et al.*; 2007; sistema *Haptic Master*, Adamovich *et al.*, 2009a) com o objetivo de sustentação do peso do membro superior hemiparético durante terapias. Entretanto, nenhum desses estudos verificou o efeito do peso da luva na cinemática do movimento de preensão.

Na fase inicial do projeto, houve a tentativa de remover o peso da luva com o uso de polias, e, de fato, com a redução do peso (vantagem mecânica), o uso da luva ficou mais confortável. Entretanto, após algumas coletas piloto, verificou-se que a tração causada pela polia interferiu diretamente no traçado da velocidade tangencial, fazendo com que o movimento apresentasse um aumento no número de picos da velocidade tangencial da mão, comprometendo, desta forma a suavidade do movimento. Por isso, optou-se por usar a *CyberGrasp* sem nenhuma redução do peso.

De acordo com Bouzit *et al.* (2002) o elevado peso da *CyberGrasp* poderia levar à fadiga muscular, devido ao efeito de braço de alavanca. Durante a coleta dos dados, tanto para os indivíduos com hemiparesia quanto para os indivíduos saudáveis, havia um período de repouso a fim de evitar fadiga, que ocorria entre a troca de cada tipo de objeto (a ordem de apresentação dos objetos era aleatória), de modo que foram tomados os devidos cuidados a fim de evitar a fadiga muscular. Entretanto, é possível que o cansaço ao longo da coleta possa ter levado a algum grau de fadiga e, conseqüentemente, afetado o desempenho do movimento.

Do ponto de vista cinemático, o uso da luva não limitou as amplitudes dos movimentos, apresentando valores similares de rotações planas e axiais. As diferenças encontradas estavam relacionadas com as diferenças entre os tipos de objetos, o que já era esperado, uma vez que os objetos tinham tamanhos e orientações diferentes. Com relação ao deslocamento do tronco, a diferença encontrada entre a condição CL e SL é irrelevante do ponto de vista clínico mesmo para o grupo de indivíduos com hemiparesia, embora o deslocamento do tronco inicial entre os pacientes tenha sido maior, mas a diferença em si (de 15 mm) entre as condições não tem valor na prática clínica.

Por outro lado, o uso da luva afetou principalmente os parâmetros temporais da fase de transporte e, em menor grau, da fase de preensão. Nos indivíduos saudáveis e nos com hemiparesia, o uso da luva levou a um prolongamento do tempo do movimento, com diminuição e antecipação no tempo do pico de velocidade e, conseqüentemente, a um aumento na fase de desaceleração. O efeito da luva sobre a fase de transporte não é um resultado surpreendente, uma vez que, para a realização dos movimentos de alcance e preensão, é necessária a estabilização do MS pelos músculos proximais (ombro e braço). Assim, é compreensível que o uso da luva tenha elevado o grau de dificuldade da tarefa, principalmente nos indivíduos com hemiparesia, pois o

membro superior como um todo, combinado com o peso adicional da luva, tinha que ser sustentado contra a gravidade. Por outro lado, a luva afetou de forma diferente os padrões de movimento da fase de preensão entre os indivíduos saudáveis e os indivíduos com hemiparesia. É provável que a *CyberGrasp* tenha colaborado para aberturas maiores da preensão e, no caso dos indivíduos com hemiparesia, estes podem ter se beneficiado com a ação extensora da luva.

Por estas razões, a seleção dos indivíduos com hemiparesia para usarem a *CyberGrasp* deve ser feita de forma criteriosa, uma vez que, dependendo do grau de comprometimento motor, o paciente pode ser incapaz de se mover com o peso adicional da luva. Por outro lado, vale salientar que o uso da luva foi fundamental no ambiente virtual, uma vez que o *feedback* de força foi essencial para o bom desempenho dos participantes com relação à fase de preensão no ambiente virtual.

### ***Correlações***

As amplitudes de movimento (ADM) da extensão de cotovelo e da flexão do ombro foram altamente correlacionadas com o grau de comprometimento motor e funcional avaliado através de diversas escalas. De modo geral, essas correlações indicam que o grau de comprometimento funcional da extensão do cotovelo e flexão do ombro dos indivíduos com hemiparesia interferiu diretamente no desempenho da tarefa de alcance e preensão. Tais correlações já foram previamente mostradas em indivíduos com hemiparesia (Cirstea e Levin, 2000). Uma das características presentes em indivíduos com hemiparesia pós-AVE é a presença de padrões de movimentos sinérgicos, ou seja, o indivíduo apresenta dificuldade para mover de modo seletivo os músculos, nesse caso, do membro superior (Fugl-Meyer, 1975; Brunnstrom, 1979). O movimento sinérgico anormal é definido como o movimento da extremidade superior em um padrão estereotipado de movimento, que não podem ser alterados ou adaptados às mudanças nas demandas da tarefa ou do ambiente, ou seja corresponde a um padrão relativamente fixo. Assim, as sinergias anormais ou padrões anormais refletem uma ausência no fracionamento, de modo que o indivíduo com hemiparesia é incapaz de mover uma articulação sem produzir simultaneamente o movimento de outras (Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Por exemplo, se o indivíduo com hemiparesia deseja pegar um objeto à sua frente, é necessário realizar a flexão do ombro e, ao mesmo tempo, a extensão do cotovelo. Entretanto, a sinergia flexora

(caracterizada pela retração e elevação escapular, a abdução e rotação externa do ombro, a flexão do cotovelo, a supinação do antebraço e a flexão do punho e dedos) compromete o desempenho da tarefa, impossibilitando a dissociação do movimento. Neste estudo, a capacidade de estender o cotovelo e flexionar o ombro em ambos os ambientes está relacionada com o grau de comprometimento do MS. Esse resultado é esperado, uma vez que a escala de Fugl-Meyer avalia principalmente as sinergias anormais dos movimentos e mostra que alguns indivíduos com hemiparesia foram capazes de realizar movimentos de modo seletivo em ambos os ambientes. Por outro lado, aqueles indivíduos com hemiparesia que não foram capazes de realizar os movimentos fora do padrão anormal sinérgico flexor acabaram compensando com o aumento do deslocamento do tronco. Esta correlação significativa entre o teste de Fugl-Meyer e o deslocamento do tronco é similar à encontrada no alcance e prensão de indivíduos com hemiparesia em ambiente real (Michaelsen *et al.*, 2001)

O fato de indivíduos com hemiparesia recrutarem um grau de liberdade adicional (deslocamento do tronco) não é novidade, uma vez que diversos estudos já mostraram que, quando o movimento ativo do ombro e cotovelo está diminuído, os indivíduos usam o tronco para transportar a mão até o alvo durante movimentos de alcance, ao invés de realizarem movimentos ativos de ombro e cotovelo (Cirstea e Levin, 2000; Michaelsen *et al.* 2001; 2004), o mesmo ocorre durante os movimentos de alcance e prensão. Ainda, os movimentos compensatórios do tronco não só auxiliam no transporte da mão até o objeto, como também auxiliam na orientação da mão. Entretanto, os autores observaram que, quanto maior o comprometimento distal, maior o deslocamento do tronco, e também maior a orientação frontal da mão durante a prensão de um objeto (Michaelsen *et al.*, 2004).

Apesar do movimento do tronco ser exagerado nos indivíduos com hemiparesia, observa-se uma diminuição no deslocamento do tronco no ambiente virtual, resultados estes similares aos encontrados por Knaut *et al.* (2009). Os autores atribuíram essa diferença a um possível efeito do ambiente por si só, ou também devido à influência ergonômica causada pelo uso do capacete de RV, o qual pode ter restringido o movimento da cabeça e do tronco, uma vez que estudos têm mostrado que a restrição do tronco pode favorecer o aumento da amplitude do movimento de extensão de cotovelo do MS hemiparético (Michaelsen *et al.*, 2006). Assim, é provável que o aumento da ADM do MS dos indivíduos com hemiparesia tenha sido em parte influenciado pelo uso do capacete de RV no presente estudo. A adução horizontal do ombro também foi maior no

AV, e esse aumento da ADM também pode ser atribuído à presença do capacete de RV. Entretanto, um outro fator que talvez tenha contribuído para esse resultado é o fato de que, no AF o objeto real representava uma barreira física de contato, enquanto que no AV, conforme o indivíduo aproximava a mão ao objeto, os atuadores da luva *CyberGrasp* eram ativados e então o indivíduo tinha a percepção de ter entrado em contato com o objeto. Neste caso, porém, eventualmente o indivíduo poderia continuar a flexão das falanges contra a força gerada pela *CyberGrasp*, “adentrando” no objeto virtual até o momento de parar o movimento para realizar a preensão e transportar o objeto.

Também foram atribuídas as correlações significativas entre as ADM e as escalas de avaliação encontradas em ambos os ambientes a uma quantificação precisa da função do braço e mão, usando diferentes formas de avaliação, as quais verificaram tanto o comprometimento motor quanto funcional do MS com hemiparesia.

No presente estudo, a supinação correlacionou-se significativamente com o grau de espasticidade para a lata e a caneta no ambiente físico, ou seja, quanto maior o grau de espasticidade, menor foi a capacidade de supinar o antebraço, e, assim, menor a capacidade de orientar a mão adequadamente. Entretanto, com relação à chave de fenda, observou-se que quanto maior a espasticidade, maior foi o grau de pronação. Assim, graus maiores de pronação parecem estar relacionados com a sinergia anormal extensora do MS.

A espasticidade foi altamente correlacionada com a supinação e a pronação do membro superior, de modo que, quanto maior a espasticidade, menor a capacidade de orientar a mão adequadamente. Por outro lado, encontrou-se uma correlação inversa linear entre a pronação e a espasticidade, mostrando que, quanto maior a espasticidade, maior a pronação do antebraço para pegar a chave de fenda. A espasticidade compromete o controle motor de indivíduos com déficits neurológicos, entretanto não há um consenso se a espasticidade é o principal impedimento do controle motor normal (Shumway-Cook e Woollacott, 2001). A espasticidade está relacionada com rigidez, redução de amplitude de movimento, espasmos dolorosos e contraturas (O’Dwyer *et al.*, 1996; Mayer, 1997, Mayer *et al.*, 1997; Barnes *et al.*, 1998; Barnes, 2001; Kumar *et al.*, 2006; Li *et al.*, 2006). O fato de a supinação ter se correlacionado com a espasticidade é algo esperado, uma vez que o padrão de deformidade comumente observado em indivíduos com lesão de neurônios superiores corresponde exatamente a uma postura de adução e rotação interna de

ombro, flexão de cotovelo e pronação de antebraço. A postura pronada do antebraço impossibilita a capacidade de orientação da mão dos indivíduos com hemiparesia (Mayer *et al.*, 1997). Ainda, a supinação voluntária é um dos últimos movimentos a ser recuperados após a hemiplegia (Twitchell, 1951 *apud* Mayer *et al.*, 1997, p. S25), e embora muitos pacientes consigam mostrar algum grau de pronação e supinação, a supinação, mesmo quando presente, raramente faz com que o antebraço consiga a posição média (i.e., posicionamento médio entre a máxima pronação e máxima supinação (Mayer *et al.*, 1997).

Os resultados deste trabalho são similares aos observados por Pizzi *et al.* (2005), que também verificaram que os maiores graus de espasticidade estavam relacionados com um significativo decréscimo na amplitude de movimento passivo do punho. Entretanto, observou-se o decréscimo na supinação da mão durante a realização do movimento ativo. Neste estudo, um dos critérios de exclusão foi a presença de deformidades e contraturas, mas, embora a deformidade não esteja instalada, os déficits estão evidentes e se correlacionaram com o grau de comprometimento do MS dos indivíduos com hemiparesia. Um detalhe importante é que os indivíduos com menor grau de espasticidade foram capazes de orientar a mão corretamente de acordo com o posicionamento do objeto.

Em um estudo recente, Wagner *et al.* (2006) sugeriram a força muscular como um dos indicadores do desempenho do movimento de alcance, de modo que o déficit na força muscular aparenta ser um dos fatores que influencia no comprometimento sensoriomotor, estando associado com a limitação do alcance em indivíduos com hemiparesia aguda (Wagner *et al.*, 2006). Entretanto, no presente estudo não foi encontrada nenhuma correlação entre a força muscular relativa (ou seja, a razão entre o lado afetado e o menos afetado) de preensão manual e de extensão de punho com as ADMs durante a realização dos movimentos de alcance e preensão. Diferentemente, no estudo de Wagner *et al.* (2006) somente indivíduos na fase aguda foram avaliados e sabe-se que, logo após a lesão do sistema cortical, existe um decréscimo na capacidade de recrutar unidades motoras, gerando, assim, uma diminuição na força muscular (Kamper *et al.*, 2006) e na destreza dos movimentos (Canning *et al.*, 2000). No estudo de Wagner *et al.* (2006), a análise da força muscular envolveu dois tipos de análise. Primeiramente, eles verificaram a força muscular dos flexores e extensores do ombro, do cotovelo e do punho e calcularam a força relativa de cada grupo muscular. A segunda análise envolveu a somatória dos valores médios da força relativa, gerando um único valor chamado de “força composta do MS”.

Os autores verificaram que, quanto maior a força composta do MS e a amplitude de movimento ativa, maiores foram a velocidade, a precisão e a eficiência do movimento. No presente estudo, não foi avaliada a força muscular dos músculos proximais, o que, de fato, pode ser o motivo pelo qual não foi observada nenhuma correlação com a força muscular e as variáveis cinemáticas ou demais escalas.

As correlações entre a fase de transporte (tempo de movimento - TM) e a fase de preensão (máxima abertura - MA) evidenciaram que o tempo do movimento e a máxima abertura da preensão estiveram diretamente ligados com o grau de comprometimento motor. Assim, parece existir uma relação, sugerindo que, quanto maior a recuperação motora (segundo a Escala de Fugl-Meyer), menor será o tempo gasto e maior será a abertura da preensão para desenvolver a atividade no AV.

## Conclusões

De modo geral, os resultados deste estudo evidenciaram que os movimentos de alcance seguiram trajetórias similares entre os ambientes, apesar de os movimentos terem sido mais curvos, menos suaves e mais lentos no ambiente virtual se comparados com os do ambiente físico. A estratégia de movimento usada foi similar entre os ambientes tanto para os sujeitos saudáveis quanto para os indivíduos com hemiparesia. Apesar de algumas diferenças nas magnitudes dos movimentos articulares, de modo geral, as diferentes orientações dos objetos virtuais levaram a rotações do membro superior similares em ambos os ambientes e em ambos os grupos de participantes.

O ambiente virtual parece ter influenciado mais a fase de transporte do movimento de alcance e preensão, comparado com a fase de preensão. As características temporais e espaciais do alcance e da preensão foram influenciadas pelo tamanho e orientação dos objetos similarmente nos dois ambientes. Em particular, a formação da preensão para o objeto maior foi similarmente escalonada com o tamanho do objeto nos dois ambientes, tanto para os indivíduos saudáveis quanto para os indivíduos com hemiparesia leve a moderada. Entretanto, os achados também sugerem que algumas limitações devem ser consideradas, em especial com relação à visualização de objetos de tamanho médio e pequeno, assim como a orientação dos objetos no espaço virtual, a fim de obter as melhores vantagens do uso da realidade virtual. Por exemplo, quando o objetivo for manipular objetos pequenos no AV, deve se considerar meios para melhorar a percepção de profundidade.

Outras conclusões que podem ser obtidas a partir deste trabalho são:

1 - Para os sujeitos saudáveis, o ambiente virtual interferiu mais na fase de transporte do movimento de alcance comparado com a fase de preensão para os sujeitos saudáveis. A influência do tipo e orientação do objeto foi similar entre os ambientes, embora as amplitudes máximas de supinação tenham sido maiores no AF para a lata. A pronação e supinação, respectivamente usadas para pegar a chave de fenda e a caneta, foram similares entre os ambientes. A máxima abertura da preensão foi dimensionada com o tamanho do objeto e ocorreu ao mesmo tempo em ambos os ambientes para todos os objetos.

2 - Nos indivíduos com hemiparesia, as diferenças apresentadas entre AF e AV foram similares as diferenças encontradas nos indivíduos saudáveis. Os movimentos foram lentos, com trajetórias menos lineares e com menor suavidade. A supinação foi menor no ambiente virtual quando os participantes pegaram a lata, mas foi similar para a pronação e supinação, respectivamente, usadas para pegar a chave de fenda e caneta. Um achado importante é que indivíduos com hemiparesia mantiveram o dimensionamento da máxima abertura da preensão com o tamanho do objeto maior de modo similar entre ambientes, embora a máxima abertura tenha ocorrido mais tarde no AV e foi maior neste ambiente para a chave de fenda e a caneta.

3 - a) Nos indivíduos saudáveis, o uso da luva não interferiu nos parâmetros espaciais do movimento de alcance e preensão, evidenciando valores de rotações planas e axiais similares entre as condições com e sem luva. Entretanto, os parâmetros temporais da fase de transporte e preensão foram alterados, evidenciando movimentos mais lentos e com picos de velocidade antecipados, e conseqüente aumento na duração da fase de desaceleração do movimento. Na fase de preensão, verificou-se um aumento na máxima abertura da preensão, o qual aconteceu mais cedo com o uso da luva.

- b) Nos indivíduos com hemiparesia, o efeito do peso da luva foi similar ao apresentado pelos sujeitos saudáveis. Entretanto, o uso da luva não influenciou nos parâmetros temporais da fase de preensão.

4 - Quanto maior o grau de comprometimento motor e funcional no MS dos indivíduos com hemiparesia, pior o desempenho dos movimentos de alcance e preensão. O grau de recuperação motora (avaliado pela Escala de Fugl-Meyer) pode ser um bom indicativo do desempenho dos indivíduos com hemiparesia para a realização de movimentos de alcance e preensão em ambientes virtuais 3D imersivos;

### ***Considerações finais e sugestões para trabalhos futuros:***

Este estudo forneceu novas informações sobre como o complexo movimento de alcance e preensão pode ser realizado em um ambiente totalmente imersivo de realidade virtual com feedback háptico e visualização on-line da mão. Embora tenha ocorrido algumas diferenças entre os ambientes, os padrões dos movimentos foram similares entre os ambientes físico e virtual 3D, o que reforça a incorporação dos AVs em programas de reabilitação que visem melhorar a função do membro superior hemiparético. Nossos resultados também sugerem que, quando o objetivo for desenvolver um ambiente virtual voltado a reabilitação, algumas limitações devem ser consideradas, a fim de obter as melhores vantagens do uso VR. Entretanto, essas limitações não invalidam a utilização de AV, mas ao contrário, o AV pode ser considerado um ambiente adequado para intervenções clínicas além de ser uma ferramenta útil para estudos em controle motor.

Uma melhor representação visual dos objetos, poderia promover um movimento de alcance mais direto, aumentar a velocidade e diminuir o tempo de desaceleração no ambiente virtual, tornando estes parâmetros mais próximos dos realizados em ambiente real. Pesquisas futuras devem ser voltadas especialmente para a melhoria da percepção de profundidade e para a qualidade da visualização dos ambientes virtuais.

## Referências Bibliográficas

- Ada L, Canning CG, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. Task-specific training of reaching and manipulation. In: Stelmach GE, Vroom PA, editors. *Insights into the reach to grasp movement*. North-Holland, The Netherlands: Elsevier Science B.V; 1994:239-65.
- Adamovich SV, Fluet GG, Mathai A, Qiu Q, Lewis J, Merians AS. Design of a complex virtual reality simulation to train finger motion for persons with hemiparesis: a proof of concept study. *J Neuroeng Rehabil*. 2009a;6:28. <doi:10.1186/1743-0003-6-28>
- Adamovich SV, Fluet GG, Merians AS, Mathai A, Qiu Q. Incorporating haptic effects into three-dimensional virtual environments to train the hemiparetic upper extremity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2009b;17:512-20.
- Ahmed S, Mayo NE, Corbiere M, Wood-Dauphinee S, Hanley J, Cohen R. Change in quality of life of people with stroke over time: True change or response shift? *Quality of Life Research*. 2005;14:611-27.
- Amirabdollahian F, Loureiro R, Gradwell E, Collin C, Harwin W, Johnson G. Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GENTLE/S robot-mediated stroke therapy. *J Neuroeng Rehabil*. 2007, 4:4. Publicação online: <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/4>. <doi:10.1186/1743-0003-4-4>
- Archambault P, Pigeon P, Feldman AG, Levin MF. Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. *Exp Brain Res*. 1999;126:55-67.
- Armbruster C, Wolter M, Kuhlen T, Spijkers W, Fimm B. Depth perception in virtual reality. distance estimations in peri- and extrapersonal space. *Cyberpsychol Behav*. 2008;11:9-15.
- Barfield W, Hendrix C, Bjorneseth O, Kaczmarek K, Lotens W. Comparison of human sensory capabilities with technical specifications of virtual environment equipment. *Presence*. 1995;4:329-56.
- Barnes MR. Management of spasticity. *Age and Ageing*. 1998;27:239-45.
- Barnes MR. Medical management of spasticity in stroke. *Age and Ageing*. 2001;30-S1:13-6.

- Beer RF, Dewald JP, Rymer WZ. Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res*. 2000;131:305-19.
- Bell-Krotoski J, Tomancik E. The repeatability of testing with Semmes-Weinstein monofilaments. *J Hand Surg [Am]*. 1987;12:155-61.
- Berthier NE, Clifton RK, Gullapalli V, McCall DD, Robin DJ. Visual information and object size in the control of reaching. *J Motor Behav*. 1996;28:187-97.
- Bobath, B. Técnicas de tratamento para o estágio de flacidez inicial. In: Hemiplegia no adulto: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole; 1978:89-101.
- Bock O, Jungling S. Reprogramming of grip aperture in a double-step grasping paradigm. *Exp Brain Res*, 1999;125:61-66.
- Bonita R, Solomon N, Broad J. Prevalence of stroke and stroke-related disability: estimates from the Auckland Stroke Studies. *Stroke*. 1997;28:1898-1902.
- Bouguila L, Ishii M, Sato M. Effect of coupling haptics and stereopsis on depth perception in virtual environment. In: *Proceedings of the 1st Workshop on Haptic Human Computer Interaction.*; Glasgow, Scotland. 2000:54-62. modelo
- Bourbonnais D, Vanden Noven S. Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther*. 1989;43:313-19.
- Bouzit M, Burdea G, Popescu G, Boian R. The Rutgers Master II—New Design Force-Feedback Glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2002;7:256-63.
- Bradshaw MF, Parton AD, Eagle RA. The interaction of binocular disparity and motion parallax in determining perceived depth and perceived size. *Perception*. 1998;27:1317-31.
- Brenner E, van Damme WJM. Perceived distance, shape and size. *Vision Research*. 1999; 39:975–86.
- Brenner E, Smeets JB, Remijnse-Tamerius HC. Curvature in hand movements as a result of visual misjudgments of direction. *Spat Vis*. 2002;15:393-414.

- Broeren J, Rydmarck M, Sunnerhagen KS. Virtual reality and haptics as a training device for movement rehabilitation after stroke: A single-case study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1247-50.
- Brunnstrom S. *Reeducacion motora en la hemiplegia: fundamentos neurofisiologicos.* Barcelona: Editora Jims, 1979:35-57.
- Canning CG, Ada L, O'Dwyer NJ. Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. *J Neurol Sci.* 2000;176:45-56.
- Carod-Artal J, Egido JA, Gonzalez JL, Seijas EV. Quality of life among stroke survivors evaluated 1 year after stroke: experience of a stroke unit. *Stroke.* 2000;31:2995-3000.
- Carod-Artal FJ, Trizotto DS, Coral LF, Moreira CM. Determinants of quality of life in Brazilian stroke survivors, *J Neurol Sci.* 2009;284:63-8.
- Castiello U, Bennett KM, Paulignan Y. Does the type of prehension influence the kinematics of reaching? *Behav Brain Res.* 1992;50:7-15.
- Castiello U, Bennett KMB, Stelmach GE. The bilateral reach to grasp movement. *Behav. Brain Res.* 1993;1:43-57.
- Castiello U, Bennett K, Chambers H. Reach to grasp: the response to a simultaneous perturbation of object position and size. *Exp Brain Res.* 1998;120:31-40.
- Castiello U. The neuroscience of grasping. *Nature Rev. Neurosci.* 2005;6:726-36.
- Chen CH, Jeng MC, Fung CP, Doong JL, Chuang TY. Psychological Benefits of Virtual Reality for Patients in Rehabilitation Therapy. *J Sport Rehabil.* 2009;18, 258-68.
- Chieffi S, Gentilucci M. Coordination between the transport and the grasp component during prehension movements. *Exp. Brain Res.* 1993;94:471-77.
- Churchill A, Hopkins B, Rönqvist L, Vogt S. Vision of the hand and environmental context in human prehension. *Exp Brain Res.* 2000;134:81-9.
- Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain.* 2000;123:940-53.
- Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res.* 2003;151:289-300.

- Clarke P, Black SE, Quality of life following stroke: Negotiating disability, identity, and resources. *J Appl Geront.* 2005;24:319-36.
- Connolly KJ. *The psychobiology of the hand.* London, UK: Mac Keith Press; 1998.
- Connolly JD, Goodale MA. The role of visual feedback of hand position in the control of manual prehension. *Exp Brain Res.* 1999;125:281-6.
- Creem-Regehr SH, Willemsen P, Gooch AA, Thompson WB. The influence of restricted viewing conditions on egocentric distance perception: Implications for real and virtual environments. *Perception.* 2005;34:191-204.
- Desmurget M, Prablanc C, Arzi M, Rossetti Y, Paulignan Y, Urquizar C. Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements. *Exp Brain Res.* 1996; 110:265-78.
- Desmurget M, Prablanc C. Postural control of three dimensional prehension movements. *J Neurophysiol.* 1997;77:452-64.
- Desmurget M, Grea H, Prablanc C. Final postural of the upper limb depends on the initial position of the hand during prehension movements. *Exp Brain Res.* 1998;119:511-51.
- Desmurget M, Grafton S. Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends Cogn Sci.* 2000;4:423-31.
- Deutsch JE, Merians AS, Burdea GC, Boian R, Adamovich SV, Poizner H. Haptics and virtual reality used to increase strength and improve function in chronic individuals post-stroke: two case reports. *Neurol Rep.* 2002;26:79-86.
- Dewald JPA, Sheshadri V, Dawson ML, Beer RF. Upper-Limb Discoordination in Hemiparetic Stroke: Implications for Neurorehabilitation. *Top Stroke Rehabil.* 2001;8:1-12.
- Dovat L, Lambercy O, Salman B, Johnson V, Gassert R, Burdet E, Leong TC, Milner, T. Post-stroke training of a pick and place activity in a virtual environment. *Virtual Rehabilitation.* 2008:28-34.
- Dubrowski A, Bock O, Carnahan H, Jüngling S. The coordination of hand transport and grasp formation during single and double-perturbed human prehension movements. *Exp Brain Res.* 2002;145:365-71.

- Duncan PW, Lai SM, Keighley J. Defining post-stroke recovery: implications for design and interpretation of drug trials. *Neuropharmacology*. 2000;39:835-41.
- Dutil E, Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. *Protocole d'évaluation de la fonction sensorimotrice: Test de Fugl-Meyer*. La librairie de l'Université de Montréal, Montreal, Canada, 1989.
- Edmans JA, Gladman JRF, Cobb S, Sunderland A, Pridmore T, Hilton D, Walker MF. Validity of a virtual environment for stroke rehabilitation. *Stroke*. 2006;37:2770-5.
- Edmans J, Gladman J, Hilton D, Walker M, Sunderland A, Cobb S, Pridmore T, Thomas S. Clinical evaluation of a non-immersive virtual environment in stroke rehabilitation. *Clin Rehabil*. 2009; 23:106-16.
- Elsinger CLC, Rosenbaum DA. End posture selection in manual positioning: evidence for feedforward modeling based on a movement choice method. *Exp Brain Res*. 2003;152:499-509.
- Fan J, Tillery SH, He J. Hand orientation and perturbation effects during reaching and grasp. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*. 2003;2:1770-3.
- Fan J, Jiping H, Tillery SH. Control of hand orientation and arm movement during reach and grasp. *Exp Brain Res*. 2006;171:283-96.
- Feys HM, De Weerd WJ, Selz BE, Cox Steck GA, Spichige R, Vereeck LE, Putman KD, Van Hoydonck GA. Effect of a therapeutic intervention on the hemiplegic upper limb after an acute phase of stroke: a single blinded, multi centre randomized controlled trial. *Stroke*. 1998;29:785-92.
- Fitts PM, The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement *Exp. Psychol*. 1954;47:381-91.
- Flanagan JR, Rao AK. Trajectory adaptation to a nonlinear visuomotor transformation: evidence of motion planning in visually perceived space. *J Neurophysiol*. 1995;74:2174-8.
- Flanagan JR, Vetter P, Johansson RS, Wolpert DW. Prediction precedes control in motor learning. *Current Biology*. 2003;13:146-50.

- Flanders M, Helms Tillery SI, Soechting JF. Early stages in a sensorimotor transformation. *Behav Brain Sci.* 1992;15:309-62.
- Foley JM. Binocular distance perception. *Psychol Rev.* 1980;87:411-34.
- Fries W, Danek A, Scheidtmann K, Hamburger C. Motor recovery following capsular stroke. Role of descending pathways from multiple motor areas. *Brain.* 1993;116:369-82.
- Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: I. A method for evaluation of physical performance. *J Rehabil Med.* 1975;7:13-31.
- Fung J, Richards CL, Malouin F, McFadyen BJ, Lamontagne A. A treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *Cyberpsychol Behav.* 2006;9:157-62.
- Gentilucci M, Castiello U, Corradini ML, Scarpa M, Umiltà C, Rizzolatti G. Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements. *Neuropsychologia.* 1991;29:361-78.
- Gentilucci M, Chieffi S, Scarpa M, Castiello U. Temporal coupling between transport and grasp components during prehension movements: effects of visual perturbation. *Behav Brain Res.* 1992;47:71-82.
- Gentilucci M, Bertolani L, Benuzzi F, Negrotti A, Pacesi G, Gangitano M. Impaired control of an action after supplementary motor area lesion: a case study. *Neuropsychol.* 2000;38:1398-404.
- Gentilucci M, Benuzzi F, Gangitano M, Grimaldi S. Grasp with hand and mouth: a kinematic study on healthy subjects. *J Neurophysiol.* 2001;86:1685-1699.
- Gentilucci M, Caselli L, Secchi C. Finger control in the tripod grasp. *Exp Brain Res.* 2003;149:351-60.
- Gladstone DJ, Daniells CJ, Black SE. The Fugl-Meyer Assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabil Neural Repair.* 2002;16:232-40.
- Goodale MA, Milner AD, Jakobson LS, Carey DP. A neurological dissociation between perceiving objects and grasping them. *Nature.* 1991;349:154-6.

- Goodale MA, Meenan JP, Bulthoff HH, Nicolle DA, Murphy KJ, Racicot CI. Separate neural pathways for the visual analysis of object shape in perception and prehension. *Current Biology*. 1994;4:604-10.
- Gordon J, Ghilardi MF, Ghez C. Accuracy of planar reaching movements. I. Independence of direction and extent variability. *Exp Brain Res*. 1994;99:97-111.
- Gowland C, Stratford P, Ward M, J Moreland, W Torresin, S Van Hullenaar, J Sanford, S Barreca, B Vanspall, N Plews. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke McMaster Stroke Assessment. *Stroke*. 1993;24:58-63.
- Grea H, Desmurget M, Prablanc C. Postural invariance in three-dimensional reaching and grasping movements. *Exp Brain Res*. 2000;134:155-62.
- Gresham GE. Stroke outcome research. *Stroke*. 1986;17:358-60.
- Heart and Stroke Foundation Canada website statistics <<http://www.heartandstroke.com/site/c.ikIQLcMWJtE/b.3483991/k.34A8/Statistics.htm>>, acessado em 27-06-2009.
- Hesse C, Franz VH. Memory mechanisms in grasping. *Neuropsychol*. 2009;47:1532-45.
- Hibbard PB, Bradshaw MF. Reaching for virtual objects: binocular disparity and the control of prehension. *Exp Brain Res*. 2003;148:196-201.
- Hogan N, Flash T. Moving gracefully: quantitative theories of motor coordination. *Trends Neurosci*. 1987;10:170-4.
- Holden M, Todorov E, Callahan J, Bizzi E: Virtual environment training improves motor performance in two patients with stroke: case report. *Neurol Rep*. 1999;23:57-67.
- Holden MK, Dyar T. Virtual environment training: A new tool for neurorehabilitation. *Neurol Rep*. 2002;26:62-71.
- Holden M. Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyber Psychol Behavior*. 2005;8:187-211.
- Jack D, Boian R, Merians AS, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV, Recce M, Poizner H. Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001;9:308-18.

- Jakobson LS, Goodale, M. A. Factors affecting higher-order movement planning: a kinematic analysis of human prehension. *Exp Brain Res.* 1991;86:199-208.
- James TW, Culham J, Humphrey GK, A. David Milner AD, Melvyn A. Goodale MA. Ventral occipital lesions impair object recognition but not object-directed grasping: an fMRI study, *Brain.* 2003;126:2463-75.
- Jang SH, You SH, Hallett M, Cho YW, Park C-M, Cho S-H, Lee H-Y, Kim T-H. Cortical reorganization and associated functional motor recovery after virtual reality in patients with chronic stroke: an experimenter-blind preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:2218-23.
- Jeannerod M. Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects. In: J Long and Baddeley A. *Attention and Performance.* Hillsdale:Erlbaum.1981;9:153-68.
- Jeannerod M. The timing of natural prehension movements. *J. Mot. Behav.* 1984;16:235-54.
- Jeannerod M, Michel F, Prablanc C. The control of hand movements in a case of hemianaesthesia following a parietal lesion. *Brain.* 1984;107:899-920.
- Jeannerod M. The formation of finger grip during prehension. A cortically mediated visuomotor pattern. *Behav Brain Res.* 1986;19:99-116.
- Jeannerod M. The neural and behavioural organization of goal directed movements. Oxford: Clarendon, 1988.
- Jeannerod M, Arbib MA, Rizzolatti G, Sakata H. Grasping objects: the cortical mechanisms of visuomotor transformation. *Trends Neurosci.* 1995;518:314-20.
- Jeannerod M. Visuomotor channels: their integration in goal-directed prehension. *Hum Mov Science.* 1999;18:201-18.
- Johansson RS, Flanagan JR. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Neuroscic.* 2009;10:345-59.
- Johnston EB. Systematic distortions of shape from stereopsis. *Vision Res.* 1991;31:1351-60.
- Kamper DG, Fischer HC, Cruz EG, Rymer WZ. Weakness is the primary contributor to finger impairment in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:1262-9.

- Kapandji IA. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana: membro superior: o ombro, o cotovelo, prono-supinação, o pulso, a mão e os dedos*. 4 ed, São Paulo: Manole, 1980.
- Katz R, Rymer Z. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70:144-155.
- Kim HK, Rattner DW, Srinivasan MA. Virtual-reality-based laparoscopic surgical training: the role of simulation fidelity in haptic feedback. *Comput Aid Surg*. 2004;9:227-34.
- Kizony R, Katz N, Weiss PL. Adapting an immersive virtual reality system for rehabilitation. *J Visualization Computer Animation*. 2003;14:261-268.
- Kizony R, Levin MF, Hughey L, Perez C, Fung J. A virtual reality-based paradigm to study functional dual task performance during locomotion post stroke. *Virtual Rehabilitation*. 2008:68-68.
- Klatzky RL, Fikes TG, Pellegrino JW. Planning for hand shape and arm transport when reaching for objects. *Acta Psychologica*. 1995;88:209-32.
- Knaut L, Subramanian S, McFadyen BJ, Bourbonnais D, Levin MF. Kinematics of pointing movements made in a virtual versus a physical 3-Dimensional environment in healthy and stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90:793-802.
- Ku J, Mraz R, Baker N, Zakzanis KK, Lee JH, Kim IY, Kim SI, Graham SJ. A data glove with tactile feedback for fMRI of Virtual Reality experiments. *Cyberpsychol Behav*. 2003;6:497-508.
- Kudoh N, Hattori M, Numata N, Maruyama K. An analysis of spatiotemporal variability during prehension movements: effects of object size and distance. *Exp Brain Res*. 1997;117:457-64.
- Kuhlen T, Dohles C. Virtual reality for physically disabled people. *Compuf Bid Med*. 1995;25:205-11.
- Kumar RTS, Anand D, Pandyan AD, Anil K. Sharma AK. Biomechanical measurement of post-stroke spasticity. *Age and Ageing*. 2006;35:371-5.

- Kwakkel G, Kollen BJ, Wagenaar RC. Long-term effects of intensity of upper and lower limb training following stroke: a randomized trial. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* 2002;72:473-9.
- Lacquaniti F, Soechting JF. Coordination of arm and wrist motion during a reaching task. *J Neurosci.*1982;2:399-408.
- Lang CE, Wagner JM, Edwards DF, Sahrman SA, Dromerick AW. Deficits in grasp versus reach during acute hemiparesis. *Exp Brain Res.* 2005;166:126-136.
- Lang CE, Beebe JA. Relating movement control at 9 upper extremity segments to loss of hand function in people with chronic hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2007;21:279-91.
- LaViola, JJ. A discussion of cybersickness in virtual environments. *SIGCHI Bulletin.* 2000;32:47-56.
- Lawrence DG, Kuypers HG. The functional organization of the motor system in the monkey. I. The effects of bilateral pyramidal lesions. *Brain.* 1968a;91:1-14.
- Lawrence DG, Kuypers HG. The functional organization of the motor system in the monkey. II. The effects of lesions of the descending brain-stem pathways. *Brain.* 1968b;91:15-36.
- Lee JH, Ku J, Cho W, Hahn WY, Kim IY, Lee S-M, Kang Y, Kim DY, Yu T, Wiederhold BK, Weiderhold MD, Kim SI. A virtual reality system for the assessment and rehabilitation of the activities of daily living. *Cyberpsychol Behav.* 2003;6:383-8.
- Lemon RN. Descending pathways in motor control. *Annu Rev Neurosci.* 2008;31:195-218.
- Lent, R. *Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência.* São Paulo: Editora Atheneu, 2005.
- Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1992;85:131-42.
- Levin MF, Horowitz M, Jurrius J, Lamothe C, Feldman AG. Trajectory formation and interjoint coordination of drawing movements in normal and hemiparetic subjects [abstract]. *Soc Neurosci Abstr.* 1993;19:990.

- Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*. 1996;119:281-94.
- Levin MF, Michaelson SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res*. 2002;143:171-80.
- Levin MF, Desrosiers J, Beauchemin D, Bergeron N, Rochette A. Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the Reaching Performance Scale. *Phys Ther*. 2004;84:8-22.
- Levine DN, Kaufman KJ, Mohr JP. Inaccurate reaching associated with a superior parietal lobe tumor. *Neurology*. 1978;28:555-61.
- Li S, Kamper DG, Rymer WZ. Effects of changing wrist positions on finger flexor hypertonia in stroke survivors. *Muscle Nerve*. 2006;33:183-90.
- Lindberg P, Schmitz C, Forssberg H, Engardt M, Borg J. Effects of passive-active movement training on upper limb motor function and cortical activation in chronic patients with stroke: a pilot study. *J Rehabil Med*. 2004;36:117-23.
- Loftus A, Servos P, Goodale M, Mendarozqueta N, Mon-Williams M. When two eyes are better than one in prehension: monocular viewing and end-point variance. *Exp Brain Res* 2004a;158:317-27.
- Loftus A, Murphy S, McKenna I, Mon-Williams M. Reduced fields of view are neither necessary nor sufficient for distance underestimation but reduce precision and may cause calibration problems. *Exp Brain Res*. 2004b;158:328-35.
- Loomis JM, Blascovich JJ, Beall AC. Immersive virtual environment technology as a basic research tool in psychology. *Behav Res Methods Instrum Comput*. 1999;31:557-64.
- Luo X, Kline T, Fischer HC, Stubblefield KA, Kenyon RV, Kamper DG. Integration of augmented reality and assistive devices for post-stroke hand opening rehabilitation. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China*; 2005;1-4:6855-58.
- Mamassian P. Prehension of objects oriented in three-dimensional space. *Exp Brain Res*. 1997;114:235-45.

- Mark LS, Nemeth K, Gardner D, Dainoff MJ, Paasche J, Duffy M, Grandt K. Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1997;23:1365-79.
- Marotta JJ, Goodale MA .The role of learned pictorial cues in the programming and control of grasping. *Exp Brain Res.* 1998;121:465-70.
- Marotta JJ, Medendorp WP, Crawford JD. Kinematic rules for upper and lower arm contributions to grasp orientation. *J Neurophysiol.* 2003;90:3816-27.
- Marteniuk RG, Leavitt JL, MacKenzie CL, Athènes S. Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task. *Hum Movement Sci.* 1990;9:149-76.
- Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *Am J Occup Ther.* 1985;39:386-91.
- Mayer NH. Clinicophysiological concept of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. *Muscle Nerve Suppl.* 1997;6:S1-12.
- Mayer NH, Esquenazi A, Childers MK. Common patterns of clinical motor dysfunction. *Muscle Nerve Suppl.* 1997;6:S21-35.
- Mayo NE. Hospitalization and case-fatality rates for stroke in Canada from 1982 through 1991. The Canadian collaborative study group of stroke hospitalizations. *Stroke.* 1996;27:1215-20.
- Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Ahmed S, Gordon C, Higgins J, McEwen S, Salbach N. Disablement following stroke. *Disabil Rehabil.* 1999;21:258-68.
- Mayo NE, Nadeau L, Daskalopoulou SS, Côté R. The evolution of stroke in Quebec: A 15-year perspective. *Neurology.* 2007;68;1122-7.
- McNeill MDJ, Pokluda L, McDonough SM, Crosbie J: Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation following stroke. *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics.* 2004.
- Melmoth DR, Grant S. Advantages of binocular vision for the control of reaching and grasping. *Exp Brain Res.* 2006;171:371-88.

- Mendes MF, Mendes MF, Tilbery CP, Balsimelli S, Moreira MA, Cruz AMB. Teste de destreza manual da caixa e blocos em indivíduos normais e em pacientes com esclerose múltipla. *Arq Neuropsiquiatr.* 2001;59:889-94.
- Merians AS, Jack D, Boian R, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV, Recce M, Poizner H. Virtual reality–augmented rehabilitation for patients following stroke. *Physical Therapy.* 2002;82:898-915.
- Merians AS, Poizner H, Boian R, Burdea G, Adamovich S. Sensorimotor training in a virtual reality environment: does it improve functional recovery poststroke? *Neurorehabil Neural Repair.* 2006;20:252-67.
- Merians AS, Tunik E, Fluet GG, Qiu Q, Adamovich SV. Innovative approaches to the rehabilitation of upper extremity hemiparesis using virtual environments. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2009;45:123-33
- Messing R, Durgin FH. Distance perception and the visual horizon in head-mounted displays. *ACM Trans Appl Percept.* 2005;2:234-50.
- Michaelsen SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke.* 2001;32:1875-83.
- Michaelsen SM, Jacobs S, Roby-Brami A, Levin MF. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. *Exp Brain Res.* 2004;157:162-73.
- Michaelsen SM, Dannenbaum R, Levin MF. Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke: randomized control trial. *Stroke.* 2006;37:186-92.
- Michaelsen SM, Magdalon EC, Levin MF. Grip aperture scaling to object size in chronic stroke. *Motor Control.* 2009;13:197-217.
- Milner AD, Goodale MA. Two visual systems re-viewed *Neuropsychol.* 2008;46:774-85.
- Mon-Williams M, Dijkerman HC. The use of vergence information in the programming of prehension. *Exp Brain Res.* 1999;128:578-82.
- Morris DM, Uswatte G, Crago JE, Cook EW, Taub E. The reliability of the Wolf motor function test for assessing upper extremity function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:750-5.

- Nakayama H, Jorgensen HS, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of upper extremity in stroke patients: The Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:394-8.
- Napier JR, The prehensile movements of the human hand. *J Bone Joint Surg Am.* 1956;38:902-13.
- Nowak DA, Hermsdorfer J. Objective evaluation of manual performance following neurological movement disorders. *Brain Res Rev.* 2006;51:108-24.
- Nowak DA, Grefkes C, Dafotakis M, Küst J, Karbe H, Fink GR. Dexterity is impaired at both hands following unilateral subcortical middle cerebral artery stroke. *Eur J Neurosci* 2007;25:3173-84.
- O'Sullivan, SB, Schmitz TJ *Fisioterapia: avaliação e tratamento.* 2ed, São Paulo: Manole, 1993
- O'Dwyer NJ, Ada L, Neilson PD. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain.* 1996;119:1737-49.
- Olsen TS. Arm and leg paresis as outcome predictors in stroke rehabilitation. *Stroke.* 1990;21:247-51.
- Paulignan Y, MacKenzie C, Marteniuk R, Jeannerod M. The coupling of arm and finger movements during prehension. *Exp Brain Res.* 1990;79:431-5.
- Paulignan Y, MacKenzie C, Marteniuk R, Jeannerod M. Selective perturbation of visual input during prehension movements – The effects of changing object position. *Exp Brain Res.* 1991a;83:502-12.
- Paulignan Y, Jeannerod M, MacKenzie C, Marteniuk R. Selective perturbation of visual input during prehension movements – The effects of changing object size. *Exp Brain Res.* 1991b;87:407-20.
- Paulignan Y, Frak VG, Toni I, Jeannerod M. Influence of object position and size on human prehension movements. *Exp Brain Res.* 1997;114:226-34.
- Penta M, Tesio L, Arnould C, Zancan , Thonnard JL: The ABILHAND questionnaire as a measure of manual ability in chronic stroke patients. Rasch-based validation and relationship to upper limb impairment, neuropathy. *Stroke.* 2001;32:1627-34.

- Piron L, Tonin P, Trivello E, Battistin L, Dam M. Motor tele-rehabilitation in post-stroke patients. *Med Inform.* 2004;29:119-25.
- Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, Verdesca S, Grippo A. Evaluation of upper-limb spasticity after stroke: a clinical and neurophysiologic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:410-5.
- Platz T, Denzler P, Kaden B, Mauritz KH. Motor learning after recovery from hemiparesis. *Neuropsychol.* 1994;32:1209-23.
- Platz T, Brock S, Prass K. Reduced skilfulness of arm motor behaviour among stroke patients with good clinical recovery: does it indicate reduced automaticity? Can it be improved by unilateral or bilateral training? A kinematic motion analysis study. *Neuropsychol.* 2001;39:687-98.
- Pourmand, R. *Practicing neurology: what you need to know, what you need to do.* 2ed. Totoya, New Jersey:Humana Press; 2008.
- Powell J, Pandyan D, Granat M, Cameron M, Stott D J. Electrical stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegia. *Stroke.* 1999;30:1384-9.
- Rand D, Kizony R, Feintuch U, Katz N, Josman N, Rizzo AA, Weiss PL. Comparison of two VR platforms for rehabilitation: vídeo capture versus HMD. *Presence, Teleoperators and Virtual Environments.* 2005,14:147-60.
- Rand MK, Stelmach GE. Segment interdependency and difficulty in two-stroke sequences. *Exp Brain Res.* 2000;134:228-236.
- Rand MK, Lemay M, Squire LM, Shimansky YP, Stelmach GE. Role of vision in aperture closure control during reach-to-grasp movements. *Exp Brain Res.* 2007;181:447-60.
- Roby-Brami A, Fuchs T, Mokhtari M, Bussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control.* 1997;1:72-91.
- Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, Hughes R, Volpe B, Frontera WR, Stein J, Hogan N. Movement smoothness changes during stroke recovery. *J. Neurosci.* 2002;22:8297-304.
- Rose FD, Attree EA, Brooks BM, Parslow DM, Penn PR, Ambihapahan N. Training in virtual environments: transfer to real world tasks and equivalence to real task training. *Ergonomics* 2000;43:494-11.

- Rosenbaum DA, Loukopoulos LD, Meulenbroek RGJ, Vaughan F, Engelbrecht SE. Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychol Rev.* 1995;102:28-67.
- Saling M, Mescheriakov S, Molokanova E, Stelmach GE, Berger M. Grip organization during wrist transport: the influence of an altered aperture. *Exp Brain Res.* 1996;108:493-500.
- Sangole AP, Levin MF. Palmar arch dynamics during reach-to-grasp tasks. *Exp Brain Res.* 2008;190:443-52.
- Satava RM. Medical applications of virtual reality. *J Med Syst.* 1995;19:275-80.
- Saunders JA, Knill DC. Humans use continuous visual feedback from the hand to control fast reaching movements. *Exp Brain Res.* 2003;152:341-52.
- Scarpa M, Castiello U. Perturbation of a prehension movement in Parkinson's disease, *Movement Disorders.* 1994;9:415-25.
- Schettino LF, Adamovich SV, Poizner H. Effects of object shape and visual feedback on hand configuration during grasping. *Exp Brain Res.* 2003;151:158-66.
- Schmidt RT, Toews JV. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51:321-7.
- Seidler RD, Noll DC, Thiers G. Feedforward and feedback processes in motor control. *NeuroImage* 2004;22:1775-83.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and practical applications*, 2ed, Baltimore:Lippicott Williams. 2001.
- Sisto S, Forrest GF, Glendinning D. Virtual reality applications for motor rehabilitation after stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2002;8:11-23.
- Sivak B, MacKenzie CL. Integration of visual information and motor output in reaching and grasping: the contributions of peripheral and central vision. *Neuropsychol.* 1990;8:1095-16.
- Smeets JBJ, Brenner E. A new view on grasping. *Motor Control.* 1999;3:237-71.
- Smeets JBJ, Brenner E. Independent movements of the digits in grasping. *Exp Brain Res.* 2001;139:92-100.

- Smith, LK, Weiss, EL, Lehmkuhl, LD, *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 5ed. São Paulo: Manole, 1997.
- Soechting JF, Flanders M. Parallel, interdependent channels for location and orientation in sensorimotor transformations for reaching and grasping. *J Neurophysiol*. 1993;70:1137-50.
- Soechting JF, Bunco CA, Herrmann U, Flanders M. Moving Effortlessly in Three Apply to Arm Movement? Dimensions: Does Donders' Law. *J. Neurosci* 1995;15:6271-80.
- Stanney K. Realizing the full potential of virtual reality: human factors issue that could stand in the way. *In Proceedings of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*.1995;28-32.
- Stelmach G E, Castiello U, Jeannerod M. Orienting the finger opposition space during prehension movements. *J. Mot. Behav*. 1994;26:178-86.
- Stewart JC, Yeh S, Jung Y, Yoon H, Whitford M, Chen S, McLaughlin M, Rizzo A, Winstein C. Intervention to enhance skilled arm and hand movements after stroke: a feasibility study using a new virtual reality system. *J Neuroengineering Rehabil*. 2007;4:21. <doi:10.1186/1743-0003-4-21>
- Subramanian S, Knaut LA, Beaudoin C, McFadyen BJ, Feldman AG, Levin MF. Virtual reality environments for rehabilitation of the upper limb after stroke. *Proceedings of the 4th International Workshop on Virtual Reality*. 2006:18-23.
- Subramanian S, Knaut LA, Beaudoin C, McFadyen BJ, Anatol G Feldman AG, Levin MF. Virtual reality environments for post-stroke arm rehabilitation. *J Neuroengineering Rehabil*. 2007;4:20. <doi:10.1186/1743-0003-4-20>
- Sunderland A, Tinson D, Bradley L. Arm function after stroke: an evaluation of grip strength as a measure of recovery and prognostic indicator. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1989;52:1267-72.
- Sveistrup H, Mccomas J, Thornton M, Marshall S, Finestone H, McCormick A, Babulic K, Mayhew A. Experimental studies of virtual reality-delivered compared to conventional exercise programs for rehabilitation. *Cyberpsychol Behav*. 2003;6:245-9.

- Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality. *J Neuroengineering Rehabil.* 2004;1:10. <doi:10.1186/1743-0003-1-10>
- Tholey G, Desai JP, Castellanos AE. Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery. *Ann Surg.* 2005;241:102-9.
- Thorngren M, Westling B. Rehabilitation and achieved health quality after stroke: a population-based study of 258 hospitalized cases followed for one year. *Acta Neurol Scand.* 1990;82:274-80.
- Timmann D, Stelmach GE, Bloedel JR. Grasping component alterations and limb transport. *Exp Brain Res.* 1996a;108:486-92.
- Timmann D, Stelmach GE, Bloedel JR. Temporal control of the reach and grip component during a prehension task in humans. *Neurosci Letters.* 1996b;207:133-6.
- Trombly CA. Deficits of reaching in subjects with left hemiparesis: a pilot study. *Am J Occup Therapy.* 1992;46:887-97.
- Trombly CA. Observations of improvement in reaching in five subjects with left hemiparesis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1993;56:40-5.
- Turton A, Wroe S, Trepte N, Fraser C, Lemon RN. Contralateral and ipsilateral EMG responses to transcranial magnetic stimulation during recovery of arm and hand function after stroke. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1996;101:316-28.
- Twitchell TE. The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain.* 1951;74:443-80.
- Viau A, Feldman AG, Mcfadyen BJ, Levin MF. Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *J Neuroeng Rehabil* 2004;1:11. <doi:10.1186/1743-0003-1-11>
- Wade DT, Langton-Hewer R, Wood VA, Skilbeck CE, Ismail H M. The hemiplegic arm after Stroke: measurement and recovery. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1983;46:521-4.
- Wagner JM, Lang CE, Sahrman SA, Hu Q, Bastian AJ, Edwards DF, Dromerick AW. Relationships between sensorimotor impairments and reaching deficits in acute hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2006;20:406-16.

- Watt S, Bradshaw M, Rushton S. Field of view affects reaching, not grasping. *Exp Brain Res.* 2000;135:411-6.
- Weiss PL, Naveh Y, Katz N. Design and testing of a virtual environment to train stroke patients with unilateral spatial neglect to cross a street safely. *Occupat Ther Int.* 2003;10:39-55.
- Weiss P, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *J Neuroengineering Rehabil.* 2004;1:12. <doi:10.1186/1743-0003-1-12>
- Weiss PL, Katz N. The potential of virtual reality for rehabilitation. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41:vii-x.
- Weiss PLT, Ring H. Commentary on virtual reality in stroke rehabilitation: Still more virtual than real *Disab Rehab.* 2007;29:1147-9.
- Wenzelburger R, Kopper F, Frenzel A, Stolze H, Klebe S, Brossmann A, Kuhtz-Buschbeck J, Golge M, Illert M, Deuschl G. Hand coordination following capsular stroke. *Brain.* 2005;128:64-74.
- Whitwell RL, Lisa M, Lambert LM, Goodale MA. Grasping future events: explicit knowledge of the availability of visual feedback fails to reliably influence prehension. *Exp Brain Res.* 2008;188:603-11.
- Wilson PN, Foreman N, Stanton D. Virtual reality, disability and rehabilitation. *Disabil Rehabil.* 1997;19:213-20.
- Wing AM, Lough S, Turton A, Fraser C, Jenner JR. Recovery of elbow function in voluntary position of the hand following hemiplegia due to stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1990;53:126-134.
- Wolf SL, Catlin PA, Ellis M, Archer AL, Morgan B, Piacentino A. Assessing Wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke. *Stroke.* 2001;32:1635-1639.
- Wolf S, McJunkin J, Swanson M, Weiss P. Pilot Normative Database for the Wolf Motor Function Test *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:443-5
- Wolpert D, Flanagan J. Motor prediction. *Current Biology.* 2001;11:R729-R732.

Yao H-Y, Hayward V. A tactile enhancement instrument for minimally invasive surgery. *Comput Aid Surg.* 2005;10:233-9.

You SH, Jang SH, Kim YH, Hallett M, Ahn SH, Kwon YH, Kim JH, Lee MY: Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke. An experimenter-blind randomized study. *Stroke.* 2005;36:1166-71.

Zackowski KM, Dromerick AW, Sahrman SA, Thach WT, Bastian AJ. How do strength, sensation, spasticity, and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? *Brain.* 2004;127:1035-46.

Zahariev MA, MacKenzie CL. Grasping at 'thin air': multimodal contact cues for reaching and grasping. *Exp Brain Res.* 2007;180:69-84.

Zorowitz RD, Gross E, Polinski DM. The stroke survivor. *Disabil Rehabil.* 2002;24:666-79.

---

## **APÊNDICE - I**

---

### **Termo de Consentimento**

---



## INFORMED CONSENT TO PARTICIPATE IN A STUDY ENTITLED:

# Effects of Changes in Object Size and Location on Reaching and Grasping in Subjects with Hemiparesis in Physical and Virtual Environments

### PROJECT INVESTIGATORS:

**Mindy F. Levin**, Ph.D., PT. tel.: (450) 688-9550, local 3834

**Stella Maris Michaelsen**, PhD, PT – CEFID – UDESC – SC - Brazil

**Antonio Augusto Fasolo Quevedo**, PhD, Electrical Engineering – UNICAMP – Campinas – SP - Brazil

**Eliane Cristina Magdalon**, PhD internship student, PT–tel.: (450) 688-9550, local 4824

Motor Control Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR) at the Jewish Rehabilitation Hospital (JRH), 3205 Place Alton Goldbloom, Laval, Quebec, H7V-1R2

### Introduction:

People who have had a stroke often have difficulty regaining the function of their arm and hand. We are interested in developing new, more effective training programs to get the maximal amount of arm and hand recovery. To do this, we need to know more about the problems people have when they try to grasp objects of different shapes and sizes.

### Project Goal:

The goal of this study is to analyze how people with arm and hand weakness after a stroke change their reaching and grasping movements when picking up objects of different sizes placed at different distances from the body. We will analyze reaching and grasping movements made in a physical environment and in a 'virtual' environment using virtual reality (VR) technology. We want to assess if people make movements similarly in the two environments so that we can determine if it is feasible to use VR environments in rehabilitation approaches.

### Nature of your involvement:

I will be scheduled for one clinical evaluation and one recording session.

For the clinical evaluation (1 hour), my arm and hand movements will be evaluated by a physiotherapist from the research team. The evaluation will be done at the Motor Control Lab located at the Jewish Rehabilitation Hospital (JRH), 3205, place Alton-Goldbloom, Laval, QC, H7V 1R2.

For the recording session, I will sit comfortably and make a series of reaching movements to grasp different objects placed on a table in front of me or in a virtual environment represented on a screen placed in front of me. I will wear a glove that will provide the virtual representation of

---

my hand in the virtual environment (it will be used in both conditions – virtual and physical environment). Also, my joint movements will be recorded by infrared markers placed on the surface of my skin. This type of assessment is usually done in a laboratory analysis of movement and is not at all painful. The recording session will be done at the Motor Control Laboratory of the Jewish Rehabilitation Hospital (JRH) and will take approximately one hour.

### **Risks and inconveniences for participation in this study**

It may be inconvenient for me to come to the Jewish Rehabilitation Hospital for the physical evaluation and recording session. There is a possibility that my arm may feel tired because of the repeated movements. This will be avoided by having adequate rest time between trials.

### **Advantages for participation in this study**

There are no personal advantages related to my participation aside from the knowledge that it will contribute to the advancement of scientific knowledge of motor retraining strategies for the arm in virtual and physical environments following a stroke.

### **Confidentiality of information**

Information from the evaluation and recording session(s) will be held in the strictest confidence and will not be used except for research purposes, which includes research publications and teaching. My research file and any data will be coded in a way that will ensure confidentiality. Any published results will be presented with complete anonymity. Any personal data (e.g., address, telephone number) will be kept in a separate file folder, accessible only to the researchers responsible for the project. This information may be kept up to 5 years after the end of the data collection period in a locked filing cabinet in the research laboratory of the study coordinator and will be destroyed at the end of this period.

### **Ethical Considerations**

If I have any concerns regarding ethical questions and my participation in this study, I may discuss these with the research coordinator, Mindy F. Levin, Ph.D., tel: (450) 688-9550, ext. 3834 or Eliane Cristina Magdalon, PhD internship student, tel.: (450) 688-9559, ext. 4824 or **Michelle Nadon** at (450) 689 9550 ext. 232, the person in charge of client rights, or **Me Anik Nolet** at (514) 527-4527, ext. 2649.

### **Questions concerning this study**

I may ask all my questions regarding this study and they will be answered. These questions may be addressed to Mindy Levin, a project investigator or Vira Rose, secretary in the Research Department.

### **Responsibility clause**

In accepting to participate in this study, I will not relinquish any of my rights and I will not relieve the researchers nor their sponsors or the institutions involved from any of their legal or professional obligations.

### **Contact person**

If I have any questions concerning my rights or my participation in this research project, I can contact Me Anik Nolet, Coordinator of Research Ethics for the CRIR Establishments at (514)-527-4527, extension 2649 or by email at the following address: [anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca](mailto:anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca).

---

### Withdrawal from the study

My participation in the above described study is free and voluntary. I may withdraw from the study at any time without prejudice. Refusal to participate in the study will not result in any penalty or loss of benefits that I would receive from the Jewish Rehabilitation Hospital.

### Consent

I declare that I understand this project, the nature and the degree of my participation and the possible inconveniences and risks of the project as listed in this consent form. I have had the opportunity to ask all my questions concerning the different aspects of the study and have received responses to my satisfaction.

I, \_\_\_\_\_ the undersigned, voluntarily accept to participate in this study. I can withdraw from the study at any time without any prejudice. I certify that I have had adequate time to make my decision and that a copy of the consent form may be placed in my medical dossier.

A signed copy of this consent form will be given to me.

\_\_\_\_\_  
Name of participant

\_\_\_\_\_  
Signature of participant

\_\_\_\_\_  
Date

### Responsibility of the study investigators

**I, the undersigned, \_\_\_\_\_, certify that (a) I have explained to the participant the terms of the present consent form, (b) I have responded to all the questions posed to me (c) I have clearly indicated to the participant that he/she is free to leave the study described above at any time, and (d) that I will give the participant a signed and dated copy of this form**

\_\_\_\_\_  
Signature

\_\_\_\_\_  
Date

Mindy Levin, PT, PhD  
McGill University  
School of Physical and Occupational Therapy, (514) 398-3994  
Jewish Rehabilitation Hospital, (450) 688-9550, local 3834

---

## **APÊNDICE - II**

### **Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa**

---

*Certificat d'éthique*

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 12 décembre 2006, le projet de recherche **CRIR-257-1006** intitulé:

**« Effects of Changes in Object Size and Localization in Reaching and Grasping of Subjects with Hemiparesis: a Comparison between Physical and Virtual Environments ».**

Présenté par: **Mindy F. Levin et Eliane Cristina Magdaion**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Formulaire A daté du 16 octobre 2006 ;
- Grille d'évaluation scientifique datée du 30 novembre 2006 ;
- Document intitulé « Study Budget »;
- Lettre et formulaire d'évaluation de la convenance institutionnelle de l'Hôpital juif de réadaptation, datés du 13 novembre 2006, confirmant l'acceptation du projet sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Formulaire d'évaluation de la convenance institutionnelle de l'Institut de réadaptation de Montréal, daté du 4 décembre 2006, confirmant l'acceptation du projet sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Document intitulé « Summary » ;
- Protocole de recherche intitulé « Effects of Changes in Object Size and Localization in Reaching and Grasping of Subjects with Hemiparesis: a Comparison between Physical and Virtual Environments » ;
- Formulaires de consentement, version française et anglaise (version du 29 janvier 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR) ;
- Lettres de recrutement, version française et anglaise (version du 29 janvier 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR).

Ce projet se déroulera dans les sites du CRIR suivants : **Centre de réadaptation Lucie-Bruneau, l'Institut de réadaptation de Montréal et l'Hôpital juif de réadaptation.**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;

2. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
3. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
4. Aviser le CÉR de la clôture (abandon ou interruption prématurée) du projet de recherche ;
5. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
6. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



*Michel T. Giroux*

Me Michel T. Giroux  
Président du CÉR



Date d'émission  
29 janvier 2007

### Composition du comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR

Mme Isabelle Bilodeau/Mme Saïda El Haïli (membre substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine psychosocial en réadaptation
Dr. Céline Lamarre/Mme Imen Khelia (substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine biomédical en réadaptation
M. Jean-Marie D'Amour/M. Stéphane McDuff (membre substitut)	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits sensoriels visuels ou auditifs
Mme Monique Désilets/Mme Marie-Josée Drolet (membre substitut)	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits moteurs ou neurologiques
Mme Marie-Ève Bouthillier/Mme Delphine Rolgt (membre substitut)	Une personne spécialisée en éthique
Me Michel T. Giroux/Me Nathalie Lecoq (membre substitut)	Une personne spécialisée en droit
M. André Vincent/Mme Monique Provost (membre substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes adultes et aptes
Mme Diane Gaumond/Mme Nadine Landry (substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes mineures ou inaptes
Mme Elizabeth Markakis/M. Michel Sinotte (membre substitut)	Une personne siégeant à titre de représentante du public
Mme Jadranka Spahija	Représentante de l'Université McGill
Me Anik Nolet	Secrétaire du CER et membre non-votant

---

## **APÊNDICE - III**

### **Ficha de Coleta de Dados**

---

## Effects of changes in object size and location on reaching and grasping in subjects with hemiparesis in physical and virtual environments

Eliane C. Magdalon, Stella M. Michaelsen, Antônio A. F. Quevedo, Mindy F. Levin

### Data Collection Form

Subject name: \_\_\_\_\_

Subject code (extension): \_\_\_\_\_ Date of experiment (dd/mm/year): \_\_\_\_\_

Address: \_\_\_\_\_

Telephone number: \_\_\_\_\_ Date of Birth: \_\_\_\_\_ Age: \_\_\_\_\_

Dominance: \_\_\_\_\_ Side of hemiparesis: \_\_\_\_\_

Folder name: N:\Magdalon\VR\_PE\_project\\_\_\_\_\_

Calibration - file name: unitary.rig / Angles Config. file: ang3d.txt

File prefix: c# = CAREN SYSTEM; d# = converted data to Labview; di= after interpolation

Strober	CAREN System	POSITION OF OPTOTRAK MARKERS	Optotrak 3D data file (.txt)	Labview markers
<b>1</b>	M 1 – M 6	- HMD tracker	R1	<b>1</b>
<b>2</b>	M 7 – M 12	- hand – glove tracker	R2	<b>2</b>
<b>3</b>	M 13 – M 18	- forearm	R3	<b>3</b>
	M 19 – M 24	- arm (1-6, order on the new strober)	R4	<b>4</b>
	M 25 – M 27	- trunk – under the sternal notch (7-8, 9-10)	R5	<b>5</b>
	M 28	- xiphoid process (10)	M1	<b>6</b>
	M 29	- ipsi acromion (11)	M2	<b>7</b>
<b>4</b>	M 30	- Contra acromion (12)	M3	<b>8</b>
<b>(new)</b>	M 31	- lateral epicondyle (13)	M4	<b>9</b>
	M 32	- head of ulna (14)	M5	<b>10</b>
	M 33	- <b>index</b> (distal phalange - lateral side) (15)	M6	<b>11</b>
	M 34	- <b>thumb</b> (distal phalange – medial side) (16)	M7	<b>12</b>

R= Rigid bodies

Recording frequency (Hz): \_\_\_\_\_ Recording time (s): \_\_\_\_\_

Upper limb tested: \_\_\_\_\_ Dominant side  Non-dominant side

Distance midline target to sternum: \_\_\_\_\_ Distance from ipsi target to sternun: \_\_\_\_\_

Distance between targets: \_\_\_\_\_ Arm's length (med axilla to wrist cress): \_\_\_\_\_

I – Initial hand position: \_\_\_\_\_

❖ Spherical grasp (can - C); Power grip (screwdriver - SD); Fingertip opposition (pen - P)

Snap shot -					
Snap shot -					
Snap shot -					
Tasks	OBJECT	DIRECTION Midline → ipsilaterally	ENVIRONMENT Physical – PE Virtual – VE	TRIALS	Bad trials
1	C	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					
2	SD	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					
3	P	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					
4	C	Mid → ipsi	VE	_____ to _____	
Observations:					
5	SD	Mid → ipsi	VE	_____ to _____	
Observations:					
6	P	Mid → ipsi	VE	_____ to _____	
Observations:					

**WITHOUT CYBERGLOVE AND CYBERGRASP**

**Snap shot -**

**Snap shot -**

7	C	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					
8	SD	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					
9	P	Mid → ipsi	PE	_____ to _____	
Observations:					

Comments: \_\_\_\_\_

---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---



---

---

## **APÊNDICE - IV**

---

### **Avaliação do Comprometimento Motor e Funcional do Membro Superior Hemiparético**

---

---

**COMPOSITE SPASTICITY INDEX  
MOTOR CONTROL IN REHABILITATION LABORATORY  
MINDY LEVIN, PT, PH.D.**

NAME: \_\_\_\_\_ TODAY`S DATE: d/m/y\_\_\_\_\_

DATE OF BIRTH (d/m/y) \_\_\_\_\_ AGE: \_\_\_\_ DATE OF INJURY \_\_\_\_\_

DESCRIPTION OF INJURY AND TREATMENT HISTORY:

---

---

---

MEDICATIONS:

---

RANGE OF MOTION: WRIST: \_\_\_\_\_ ELBOW \_\_\_\_\_

=====

**EVALUATION**

TENDON JERK (BICEPS)

- 0 No response
- 1 Normal response
- 2 Mildly hyperactive response
- 3 Moderately hyperactive response
- 4 Maximally hyperactive response

RESISTANCE TO FULL RANGE PASSIVE JOINT DISPLACEMENT (e.g., elbow extension)

\* performed at moderate speed (> 100 deg/s)

- 0 No resistance (hypotonic)
- 2 Normal resistance

- 
- 4 Mildly increased resistance
  - 6 Moderately increased resistance
  - 8 Maximally increased resistance

CLONUS (wrist or ankle)

- 1 Clonus not elicited
- 2 1 – 3 beats of clonus elicited
- 3 3 – 10 beats of clonus elicited
- 4 Sustained clonus

=====

COMPOSITE SPASTICITY SCORE \_\_\_\_\_ / 16

# Évaluation de la fonction motrice

## Partie I - Le membre supérieur<sup>1</sup>

**TEST DE  
FUGL-MEYER**

Formule d'évaluation

### IDENTIFICATION

Nom: \_\_\_\_\_ Prénom: \_\_\_\_\_ Session  
 No: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_ jour mois an (1) (2) (3) (4)  
 Côté atteint: Gauche  Droit

### 1- ACTIVITÉS RÉFLEXE

	0	1	2	
Fléchisseurs ( <i>bicipital, fléchisseurs des doigts</i> )	<input type="radio"/>		<input type="radio"/>	
Extenseurs ( <i>tricipital</i> )	<input type="radio"/>		<input type="radio"/>	
				Total <input type="text"/> 4

0: absence des réflexes.  
 2: présence des réflexes (fléchisseurs et/ou extenseurs).

### 2- SYNERGIES DE

#### FLEXION (*main à l'oreille*)

Épaule	Rétraction	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Élévation	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Abduction	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Rotation externe	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Coude	Flexion	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Avant-bras	Supination	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

#### EXTENSION (*main vers le genou sain*)

Épaule	Adduction et rotation interne	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Coude	Extension	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Avant-bras	Pronation	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

0: le sujet ne peut pas faire le mouvement;  
 1: le sujet ne peut exécuter qu'une partie du mouvement;  
 2: le sujet exécute tout le mouvement.

Total  18

Le membre supérieur

17

0 1 2

**3- MOUVEMENTS COMBINANT LES SYNERGIES DE FLEXION ET D'EXTENSION**

a) Main au niveau lombaire

0: le geste ne peut être exécuté;  
1: la main va plus loin que l'épine iliaque antéro-supérieure;  
2: le geste est exécuté complètement.

b) Épaule en flexion 0°- 90°

0: ABD et flexion du coude au tout début;  
1: ABD et flexion du coude plus tard;  
2: le geste est exécuté complètement.

c) Coude 90°, pro-supination

0: pas de pro-supination;  
1: légère pro-supination avec bonne position;  
2: pro-supination complète en bonne position.

Total  6

**4- MOUVEMENTS VOLONTAIRES EFFECTUÉS AVEC PEU OU EN DEHORS DES SYNERGIES**

a) Épaule en abduction 0°- 90°

0: supination et flexion du coude au début;  
1: partie exécutée sans supination en flexion du coude;  
2: le geste est bien exécuté ou exécuté complètement.

b) Épaule flexion 90°-180°

0: ABD et flexion du coude au tout début;  
1: ABD et flexion du coude plus tard;  
2: le geste est exécuté complètement.

c) Coude 0°, pro-supination

0: pas de pro-supination;  
1: légère pro-supination avec bonne position;  
2: pro-supination complète en bonne position.

Total  6

Le membre supérieur

0 1 2

**5- ACTIVITÉ RÉFLEXE NORMALE**

Bicipital, fléchisseurs des doigts et tricipital

Total  2

0: deux ou trois réflexes sont hyperactifs;  
1: un réflexe est hyperactif ou deux réflexes sont actifs;  
2: aucun réflexe hyperactif.

**6- FONCTION DU POIGNET**

POSITION A : Épaule en position neutre, coude en flexion (90°) et avant-bras en pronation complète.

a) Extension du poignet ( $\pm 15^\circ$ )

0: pas d'extension;  
1: extension sans résistance;  
2: extension contre une résistance légère.

b) Flexion-extension alternée et répétitive

0: pas de mouvements volontaires;  
1: amplitude partielle;  
2: amplitude complète.

POSITION B : Épaule en légère flexion ou abduction, coude en extension et avant-bras en pronation.

a) Extension du poignet ( $\pm 15^\circ$ )

0: pas d'extension;  
1: extension sans résistance;  
2: extension contre une résistance légère.

b) Flexion-extension alternée et répétitive

0: pas de mouvements volontaires;  
1: amplitude partielle;  
2: amplitude complète.

c) Circumduction

Total  10

0: pas de mouvements volontaires;  
1: amplitude partielle ou mouvement saccadé;  
2: amplitude complète.

**FONCTION DE LA MAIN**

0      1      2

**POSITION A : Épaule en position neutre, coude en flexion (90°) et avant-bras en pronation.**

a) Flexion massive (comparée à la main saine)

- 0: pas de flexion;
- 1: flexion partielle;
- 2: flexion complète.

b) Extension massive

- 0: pas d'extension;
- 1: relâchement actif de la flexion des doigts;
- 2: extension complète des doigts.

**POSITION B : Coude en flexion 90°, avant-bras en pronation ou semi-pronation**

a) Prise en crochet (MP en extension, IPP et IPD en flexion)

b) Pince latérale

c) Pince par opposition pouce-index

d) Prise cylindrique

e) Prise sphérique

- 0: ne peut pas prendre la position;
- 1: maintient sans résistance;
- 2: maintient contre résistance.

Total  14

**COORDINATION/VITESSE (Doigt-nez, 5 fois)**

a) Temps pour 5 répétitions

G  D

b) Tremblement

c) Dysmétrie

- 0: incoordination marquée;
- 1: incoordination légère;
- 2: aucune incoordination.

c) Vitesse

- 0: 6 sec. plus lent que du côté sain;
- 1: 2 à 5 sec. plus lent que du côté sain;
- 2: moins de 2 sec. de différence.

Total  6

Grand total  66

Signature de l'évaluateur : \_\_\_\_\_

Le membre supérieur

**WOLF MOTOR FUNCTION TEST  
DATA COLLECTION FORM**

Subject's Name: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_

Test (check one):      Pre-treatment \_\_\_\_\_      Post-treatment \_\_\_\_\_      Follow-up \_\_\_\_\_

Arm tested (check one):    More-affected \_\_\_\_\_      Less-affected \_\_\_\_\_

Task	Time	Functional Ability	Comment
1. Forearm to table (side)		0 1 2 3 4 5	
2. Forearm to box (side)		0 1 2 3 4 5	
3. Extend elbow (side)		0 1 2 3 4 5	
4. Extend elbow (weight)		0 1 2 3 4 5	
5. Hand to table (front)		0 1 2 3 4 5	
6. Hand to box (front)		0 1 2 3 4 5	
7. Weight to box	_____		lbs.
8. Reach and retrieve		0 1 2 3 4 5	
9. Lift can		0 1 2 3 4 5	
10. Lift pencil		0 1 2 3 4 5	
11. Lift paper clip		0 1 2 3 4 5	
12. Stack checkers		0 1 2 3 4 5	
13. Flip cards		0 1 2 3 4 5	
14. Grip strength	_____		kgs.
15. Turn key in lock		0 1 2 3 4 5	
16. Fold towel		0 1 2 3 4 5	
17. Lift basket		0 1 2 3 4 5	

Revision date 11/29/00

EVALUATION OF DEXTERITY

BOX AND BLOCKS TEST

IDENTITY SHEET

NAME : \_\_\_\_\_ AGE: \_\_\_\_\_ DATE: \_\_\_\_\_

DIAGNOSIS: \_\_\_\_\_ DOMINANCE \_\_\_\_\_

NUMBER OF BLOCKS TRANSFERRED FROM ONE COMPARTMENT TO ANOTHER IN 60 SECONDS

	Right	Left
1 <sup>st</sup>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
2 <sup>nd</sup>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Comments :

---

---

---

---

---

Therapist: \_\_\_\_\_

MATHIOVETZ V, VOLLAND G, KASHMAN N, WEBER K (1985). ADULT NORMS FOR BOX AND BLOCK TEST FOR MANUAL DEXTERITY. AMERICAN JOURNAL OF OCCUPATIONAL THERAPY. 39:386-391.

© 1985 BY THE AMERICAN OCCUPATIONAL THERAPY ASSOCIATION, INC

## The Reaching Performance Scale for Stroke (RPS)

Name of patient: \_\_\_\_\_

Today's Date: \_\_\_\_\_

Name of Evaluator: \_\_\_\_\_

Evaluation Number: \_\_\_\_\_

### 1. TRUNK DISPLACEMENT

	Close Target		Far Target
3.	No or almost no forward trunk Displacement	3.	Appropriate forward trunk displacement related to the amount of elbow extension
2.	Small displacement of the trunk (flexion, rotation or flexion accompanied by rotation)	2.	Excessive trunk displacement related to a limitation of the active movement of the elbow or shoulder
1.	More than half the movement is made by the trunk	1.	Excessive trunk displacement: About half of the displacement of the hand towards the target is accomplished by the trunk but the hand arrives at the target
0.	Task is accomplished only by forward trunk displacement	0.	Excessive trunk displacement: More than $\frac{3}{4}$ of the displacement of the hand to the target is accomplished by the trunk and the hand does not arrive at the target

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

### 2. MOVEMENT SMOOTHNESS\*

	Close Target		Far Target
3.	The combination of movement of the arm and trunk is fluid and smooth	3.	The combination of movement of the arm and trunk is fluid and smooth
2.	More than one movement of the arm is made to perform the task or the movement is segmented (not smooth)	2.	More than one movement of the arm is made to perform the task or the movement is segmented (not smooth)
1.	Several small movements of the arm <i>and trunk</i> are made in a sequential manner	1.	Several small movements of the arm <i>and trunk</i> are made in a sequential manner
0.	Complete segmentation of arm and trunk movement	0.	Complete segmentation of arm and trunk movement

- exclude assessment of tremor or dysmetria

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

□ 3. SHOULDER MOVEMENTS

	Close Target		Far Target
3.	Adequate shoulder flexion and horizontal adduction with scapular elevation to perform the task	3.	Adequate shoulder flexion and horizontal adduction with scapular protraction and elevation to perform the task
2.	Shoulder flexion and horizontal adduction occurs with excessive scapular elevation	2.	Shoulder flexion and horizontal adduction occurs with excessive scapular protraction or elevation
1.	Shoulder flexion only occurs in combination with excessive scapular elevation. Shoulder horizontal adduction is decreased	1.	Shoulder flexion is combined with scapular elevation. Shoulder horizontal adduction is decreased
0.	No or almost no shoulder flexion or horizontal adduction is possible (all the movement is made by the scapula)	0.	No or almost no shoulder flexion or horizontal adduction is possible (all the movement is made by the scapula)

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

□ 4. ELBOW MOVEMENTS

	Close Target		Far Target
3.	Extending the hand to the target is principally attributed to elbow extension	3.	Elbow extension is almost full
2.	More than half of the reaching movement is attributed to elbow extension	2.	More than half of the reaching movement is attributed to elbow extension
1.	Less than half of the reaching movement is attributed to elbow extension	1.	Less than half of the reaching movement is attributed to elbow extension
0.	No elbow extension occurs	0.	No elbow extension occurs

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

□ 5. PREHENSION

	Close Target		Far Target
3.	Adequate hand opening and closure to perform the task	3.	Adequate hand opening and closure to perform the task
2.	Opening or relaxing the hand is difficult	2.	Opening or relaxing the hand is difficult
1.	Use of compensatory grasping strategies: for example: winding, downward grasping	1.	Use of compensatory grasping strategies: for example: winding, downward grasping
0.	Prehension is not possible	0.	Prehension is not possible

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

□ 6. GLOBAL SCORE

	Close Target		Far Target
3.	The task can be done easily, with or without mild tremor or dysmetria, following a smooth and direct trajectory	3.	The task can be done easily, with or without mild tremor or dysmetria, following a smooth and direct trajectory
2.	The task is done in the presence of tremor, dysmetria, small, jerky movements, arc shaped trajectory or segmentation. Prehension is possible but may be modified or difficult	2.	The task is done in the presence of tremor, dysmetria, small, jerky movements, arc shaped trajectory or segmentation. Prehension is possible but may be modified or difficult
1.	The task is done partially (more than 50%) or with modification (such as stabilization of the cone, sliding the cone on the table, modification of table height, shorter distance to the cone). Prehension may be absent	1.	The task is done partially (more than 50%) or with modification (such as stabilization of the cone, sliding the cone on the table, modification of table height, shorter distance to the cone). Prehension may be absent
0.	Less than half the task is accomplished despite modifications	0.	Less than half the task is accomplished despite modifications

Rating: \_\_\_\_\_

Rating: \_\_\_\_\_

**Chedoke-McMaster Stroke Assessment**

**SCORE FORM Page 2 of 4**

**IMPAIRMENT INVENTORY: STAGE OF RECOVERY OF ARM AND HAND**

ARM and HAND: Start at Stage 3. Starting position: sitting with forearms in lap or supported on a pillow in a neutral position, wrist at 0° and fingers slightly flexed. Changes from this position are indicated by underlining. Place an X in the box of each task accomplished. Score the highest Stage in which the client achieves at least two Xs.

ARM	HAND
1 <input type="checkbox"/> not yet Stage 2	1 <input type="checkbox"/> not yet Stage 2
2 <input type="checkbox"/> resistance to passive shoulder abduction or elbow extension <input type="checkbox"/> facilitated elbow extension <input type="checkbox"/> facilitated elbow flexion	2 <input type="checkbox"/> positive Hoffman <input type="checkbox"/> resistance to passive wrist or finger extension <input type="checkbox"/> facilitated finger flexion
3 <input type="checkbox"/> touch opposite knee <input type="checkbox"/> touch chin <input type="checkbox"/> shoulder shrugging > ½ range	3 <input type="checkbox"/> wrist extension > ½ range <input type="checkbox"/> finger or wrist flexion > ½ range <input type="checkbox"/> <u>supination, thumb in extension</u> : thumb to index finger
4 <input type="checkbox"/> extension synergy, then flexion synergy <input type="checkbox"/> shoulder flexion to 90° <input type="checkbox"/> <u>elbow at side, 90° flexion</u> : supination, then pronation	4 <input type="checkbox"/> finger extension then flexion <input type="checkbox"/> thumb extension > ½ range, then lateral prehension <input type="checkbox"/> finger flexion with lateral prehension
5 <input type="checkbox"/> flexion synergy, then extension synergy <input type="checkbox"/> shoulder abduction to 90° with pronation <input type="checkbox"/> <u>shoulder flexion to 90°</u> : pronation then supination	5 <input type="checkbox"/> finger flexion, then extension <input type="checkbox"/> <u>pronation</u> : finger abduction <input type="checkbox"/> <u>hand unsupported</u> : opposition of thumb to little finger
6 <input type="checkbox"/> hand from knee to forehead 5X in 5 sec <input type="checkbox"/> <u>shoulder flexion to 90°</u> : trace a vertical figure 8 <input type="checkbox"/> <u>arm resting at side of body</u> : raise arm overhead with full supination	6 <input type="checkbox"/> <u>pronation</u> : tap index finger 10X in 5 sec <input type="checkbox"/> <u>pistol grip</u> : pull trigger, then return <input type="checkbox"/> <u>pronation</u> : wrist and finger extension with finger abduction
7 <input type="checkbox"/> clap hands overhead, then behind back 3X in 5 sec <input type="checkbox"/> <u>shoulder flexion to 90°</u> : scissor in front 3X in 5 sec <input type="checkbox"/> <u>elbow at side, 90° flexion</u> : resisted shoulder external rotation	7 <input type="checkbox"/> thumb to finger tips, then reverse 3X in 12 sec <input type="checkbox"/> bounce a ball 4 times in succession, then catch <input type="checkbox"/> pour 250 ml. from 1 litre pitcher, then reverse
<input type="checkbox"/> <b>STAGE OF ARM</b>	<input type="checkbox"/> <b>STAGE OF HAND</b>

**COPY FREELY: DO NOT CHANGE**

Copyright © 2007 McMaster University and Hamilton Health Sciences, Hamilton, ON

08/2007

Subject Information

Test Date: \_\_\_\_\_

Subject Name: \_\_\_\_\_

Subject ID code: \_\_\_\_\_

**Purdue Peg Board Test (30 seconds)**

Hand	Trial One	Trial Two	Trial Three	Average
Uninvolved				
Involved/ Dominant				

**Semmes Weinstein Monofilaments - Palmar surface of the hand**

\*\*\*Do not remove the monofilament until you obtain a yes/no answer from the subject, otherwise you are relying on memory.

hand	Precise Location	Descending	Ascending	Descending	Ascending	Mean
UN	Distal phalanx of the index					
UN	Pad of the thumb					
IN/ D	Distal phalanx of the index					
IN/ D	Pad of the thumb					

Specific Notes:

Test uninvolved hand first with EO to assure they understand

1.5 → 1 → 1.5 seconds (depression, staying on skin, removal of filament)

Say "Now" and then touch down on skin with as short an interval as possible

Use 'blank' trials